

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

**Biomechanische Untersuchungen unterschiedlicher
Fixationsmethoden zur tibialen Reinsertion
knöcherner Ausrisse des vorderen
Kreuzbandes**

INAUGURAL-DISSERTATION

zur

Erlangung des doctor medicinae dentium

der Medizinischen Fakultät

der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

vorgelegt von Dr. med. Becker, Christoph

aus Hamm

2005

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

Dekan: Univ.- Prof. Dr. med. Heribert Jürgens

1. Berichterstatter: Univ.- Prof. Dr. med. Michael J. Raschke

2. Berichterstatter: Priv.- Doz. Dr. med. Wolfgang Pötzl

Tag der mündlichen Prüfung: 12. Januar 2006

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

ZUSAMMENFASSUNG

Biomechanische Untersuchungen unterschiedlicher Fixationsmethoden zur tibialen Reinsertion knöcherner Ausrisse des vorderen Kreuzbandes
Dr. med. Becker, Christoph

Knöcherne Ausrisse der tibialen Insertion des vorderen Kreuzbandes sind seltene Verletzungen, die mit zunehmender Häufigkeit in der Adoleszenz beobachtet werden. Im Vergleich mit den ligamentären Strukturen bietet der epiphyseale Knochen im jugendlichen Alter Zugkräften weniger Widerstand und frakturiert. Nach klinischer und radiologischer Diagnostik stellt die arthroskopisch kontrollierte tibiale Reinsertion der nach ihrem Dislokationsgrad klassifizierten Fraktur die Therapie der Wahl dar. Vergleichende Untersuchungen verschiedener Fixationsmethoden wurden bislang nicht berichtet.

An 80 porcinen Kniegelenken wurde in vier Gruppen mit einer oszillierenden Säge die tibiale Insertionszone des vorderen Kreuzbandes mittels einer Sägelehre standardisiert abgetrennt und mit einer Schraube, zwei Schrauben und einer Nahtcerclage mit einem einfachen und einem zusammengesetzten Polyesterfaden refixiert. Jeweils die Hälfte der Konstrukte wurde in einer einachsigen Materialprüfmaschine einem Einzelzyklus-Test, die andere Hälfte einem zyklischen Test unterzogen, bei dem die Parameter Versagenslast, Maximallast, Steifigkeit, Elongation und Versagensmodus registriert wurden.

Die Fixation mit einer FiberWire-Nahtcerclage zeigte die höchste durchschnittliche Versagenslast, Maximallast und Steifigkeit. Die niedrigste Versagenslast und Maximallast zeigte die Fixation mit zwei Schrauben. Alle Fixationen zeigten bei zyklischer Belastung eine größere Steifigkeit als im Einzelzyklus-Test. Die Elongation der intakt gebliebenen Konstrukte war bei der Fixation mit zwei Schrauben am höchsten und bei der FiberWire-Nahtcerclage am geringsten. Während die Fixation mit einer Schraube meist durch Ausriss versagte, führte die Fixation mit zwei Schrauben zu einer Zersplitterung der Knochenschuppe. Die Ethibond-Nahtcerclage versagte überwiegend durch Riss.

Die Nahtcerclage ist unter der realitätsnahen zyklischen Belastung im Tiermodell stabiler als die Fixation mit einer Schraube. Eine zweite Schraube hat keinen positiven Einfluss auf die biomechanischen Eigenschaften einer Schrauben-Fixation. Insbesondere bei zersplitterten Frakturen der Eminentia intercondylaris tibiae sollte die arthroskopische Reposition durch eine anteriore und insertionsnahe Nahtcerclage erfolgen.

Tag der mündlichen Prüfung: 12. Januar 2006

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung

1.1. Anatomie	1
1.2. Erstbeschreibung	2
1.3. Inzidenz	2
1.4. Klassifikation	3
1.5. Ätiologie	4
1.6. Behandlung	6
1.7. Fragestellung	7

2. Material und Methode

2.1. Biomechanisches Modell	8
2.2. Untersuchungsgruppen	9
2.3. Fixationstechniken	9
2.4. Zugspannungsuntersuchungen	12
2.5. Einzelzyklus-Test	13
2.6. Zyklischer Test	15
2.7. Statistik	16

3. Ergebnisse

3.1. Einzelzyklus-Test	17
3.1.1. Versagenslast	17
3.1.2. Maximallast	18
3.1.3. Steifigkeit	18
3.1.4. Versagensmodus	19
3.2. Zyklischer Test	22
3.2.1. Elongation	22
3.2.2. Versagenslast	23
3.2.3. Maximallast	24

3.2.4. Steifigkeit	25
--------------------	----

4. Diskussion

4.1. Biomechanisches Modell	27
4.2. Versuchsaufbau	29
4.3. Kräfte	30
4.4. Lastprotokoll	31
4.5. Steifigkeit	33
4.6. Schraubenfixation	34
4.7. Nahtcerclage	35
4.8. Postoperative Ergebnisse	37
4.9. Einschränkungen	39
4.10. Klinische Empfehlungen	40

5. Literaturverzeichnis	41
--------------------------------	----

6. Lebenslauf	64
----------------------	----

7. Danksagung	65
----------------------	----

Meiner lieben Frau

1. Einleitung

Fractures of the intercondylar eminence of the tibia are enigmatic skeletal injuries. The mechanism of injury remains obscure, the appropriate management is unclear, and even the results are puzzling, especially in the pediatric group (Wiley und Baxter 1990).

1.1. Anatomie

Die Kreuzbänder sind die zentralen Stabilisatoren des Kniegelenkes in der Sagittalebene. Mit den Kollateralbändern bilden sie eine kinematische Einheit, die das Gelenk auch in der Frontalebene stabilisiert (Petersen und Tillmann 1999).

Das vordere Kreuzband zieht vom hinteren Bereich der tibialen Innenfläche des Condylus lateralis femoris nach distal-medial-vorn und inseriert in der Area intercondylaris tibiae anterior (Tillmann 2003). Die Länge wird unterschiedlich zwischen 31 mm (Odensten und Gillquist 1985), 32,5 mm (Li et al. 2004) und 36 mm (Kummer und Yamamoto 1988) angegeben.

Nach Länge und Stärke lassen sich anteromediale, posterolaterale und intermediäre Faserbündel unterscheiden, die in sich verdreht sind (Tillmann 2003). Feinstrukturell bestehen die Kreuzbänder zu 90 Prozent aus funktionell ausgerichteten Kollagenfasern, der Rest aus Grundsubstanz (Arnoczky 1983). Die Extrazellulärmatrix besteht überwiegend aus Typ-I-Kollagen (Petersen und Tillmann 1999). Innerhalb des lockeren Bindegewebes, das die Typ-I-Kollagen-positiven Fibrillenbündel umgibt, kommt Typ-III-Kollagen vor (Petersen und Tillmann 2002).

Die femoralen und tibialen Insertionszonen des vorderen Kreuzbandes entsprechen dem Aufbau chondral-apophysärer Bandansätze. Das straffe Bindegewebe inseriert über eine Zone aus Faserknorpel am Knochen von Femur und Tibia. Zum Knochen hin ist der Faserknorpel mineralisiert (Petersen und Tillmann 1995). Die Insertionszonen wurden anatomisch und radiologisch beschrieben und zeigen in Bezug auf Lage und Ausdehnung geringe individuelle Abweichungen (Harner et al. 1999, Lintner et al. 1996, Morgan et al. 1995). Der femorale Ansatz wird dorsokranial konvex und

ventrokaudal geradlinig begrenzt und hat die Form eines Kreissegmentes (Appel et al. 1989). Der durchschnittliche Längsdurchmesser beträgt 18 mm, der Querdurchmesser 11 mm (Odensten und Gillquist 1985). Die tibiale Insertion des vorderen Kreuzbandes bildet eine schmale, dreieckige Fläche (Appel et al. 1989, Fuss 1991). Die Insertionsfläche des distal aufgefächerten Kreuzbandes erstreckt sich sagittal über eine Länge von 18 mm bei einer Breite von bis zu 11 mm zur Mitte des Tibiaplateaus (Morgan et al. 1995, Odensten und Gillquist 1985, Petersen und Tillmann 2002). Ansatznah beträgt der Querschnitt etwa das dreiundeinhalbfache der längsovalen Querschnittsfläche im mittleren Bereich (Harner et al. 1999), die bei Frauen durchschnittlich 36,1 mm², bei Männern 44 mm² beträgt (Kummer und Yamamoto 1988).

Mechanorezeptoren im Kreuzband vermitteln über den Nervus tibialis propriozeptive Informationen über die Gelenkstellung und steuern den Muskeltonus (Johansson et al. 1991).

1.2. Erstbeschreibung

Die Erstbeschreibung der Fraktur durch Poncet im Jahre 1875 findet sich im Obduktionsbericht eines durch einen Fenstersturz Getöteten: *In the place of the spine of the tibia there was a hole which looked as if it had been made with a punch.* Zwei weitere Beschreibungen gleichfalls post mortem entdeckter Befunde folgen ein Jahr und weitere dreizehn Jahre später (Roth 1928).

J. Hogarth Pringle, Chirurg am Glasgow Royal Infirmary, beschrieb 1907 erstmalig eine im Jahre 1903 am Lebenden durchgeführte Reposition: *The joint was then opened into, the blood and fluid in it washed out, and it was at once seen that the anterior crucial ligament still attached to its bone insertion had been torn off the tibia and taken the spine with it; with a little trouble this was sutured, and the wound closed.*

1.3. Inzidenz

In Deutschland liegt die Häufigkeit diagnostizierter vorderer Kreuzbandläsionen im

Flachland bei 30 pro 100.000 Einwohnern, in Bergregionen bei 70 pro 100.000 Einwohnern im Jahr. Jährlich ist mit 35.000 Läsionen zu rechnen, von denen 28.000 operativ behandelt werden. Die Rekonstruktion mit autologem Sehnenmaterial stellt mit 74 Prozent den häufigsten Eingriff am vorderen Kreuzband dar (Krudwig 2000).

Über die Epidemiologie von Verletzungen des vorderen Kreuzbandes bei Kindern unter 14 Jahren fehlen einheitliche Berichte (Garrick und Requa 1979, Stanitski 1995, Stanitski et al. 1993). Clanton et al. (1979) fanden in 1.749 Fällen eine Häufigkeit von 0,5 Prozent, DeLee und Curtis (1983) eine Häufigkeit von 0,9 Prozent. Lipscomb und Anderson (1986) geben die Häufigkeit mit 3,4 Prozent und McCarroll et al. (1988) mit 3,3 Prozent beim skelettal unreifen Patienten an. Andrish (2001) fand in einer Nachuntersuchung von 1.000 unter 12 Jahre alten Patienten das vordere Kreuzband in 0,5 Prozent der Fälle betroffen.

Die Häufigkeit von Frakturen der Eminentia intercondylaris geben Skak et al. (1987) mit drei von 100.000 Kindern pro Jahr an und fanden die Fraktur in zwei Fällen durch das hintere Kreuzband verursacht. Jonasch und Bertel (1981) fanden bei 263.166 kindlichen Verletzten bis zum 14. Lebensjahr 108 Frakturen der Eminentia intercondylaris. Die Angaben entsprechen denen von Landin (1983). Kellenberger und von Laer (1990) fanden bei unter 12 Jahre alten Patienten mit Verletzungen des vorderen Kreuzbandes in 80 Prozent Ausrisse der Eminentia intercondylaris, in der Altersgruppe über 12 Jahre zu 90 Prozent Rupturen ohne knöcherne Beteiligung.

Arendt und Dick (1995) berichten über eine signifikant höhere Verletzungsrate des vorderen Kreuzbandes bei Basketball- und Fußballspielerinnen im Vergleich zu Spielern männlichen Geschlechtes. Powell und Barber-Foss (2000) fanden die Wahrscheinlichkeit einer Knieverletzung, eines chirurgischen Eingriffes am Knie oder am vorderen Kreuzband bei Basketballspielerinnen vierfach, bei Fußballspielerinnen um den Faktor 3,41 erhöht.

1.4. Klassifikation

Frakturen der Eminentia intercondylaris werden nach dem Ausmaß der Dislokation, einer Rotation und der Zersplitterung des Fragmentes eingeteilt. Meyers und McKeever

(1959) unterscheiden drei Typen: 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 (Abb. 1).

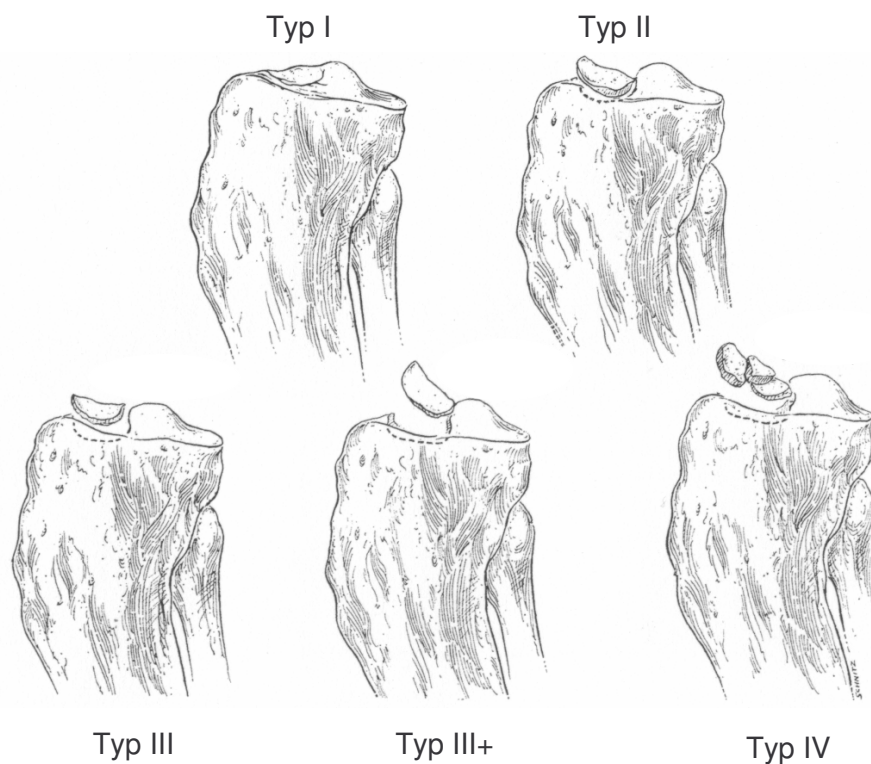


Abbildung 1: Klassifikation nach Meyers und McKeever (1959) und Zaricznyj (1977)

Zaricznyj (1977) bezeichnet den Typ III als Typ IIIA und den Typ III+ als Typ IIIB. Zersplitterte Frakturen vom Typ III modifiziert er als Typ IIIC oder Typ IV.

1.5. Ätiologie

Auf das Kreuzband einwirkende Zug- oder Scherkräfte verursachen eine elastische Dehnung. Nach einer physiologischen Belastung erreicht das Band aufgrund seiner

elastischen Eigenschaften wieder die Ausgangslänge. Erreichen die einwirkenden Kräfte pathologische Werte, werden die Fasern überdehnt. Die Zerstörung der Quervernetzung der Kollagenfasern schädigt die Struktur irreversibel und führt zu einer teilweisen oder vollständigen Ruptur des Kreuzbandes (Cabaud 1983).

Die meisten Risse des vorderen Kreuzbandes ereignen sich durch indirekt auf das Ligament einwirkende Kräfte, die zu einer pathologischen Verschiebung der Gelenkpartner zueinander führen. Höhe, Richtung und Geschwindigkeit der auf das vordere Kreuzband einwirkenden Kräfte sowie das Alter des Patienten entscheiden darüber, ob das Ligament reißt (Ahmad et al. 2001, Cabaud 1983, Woo et al. 1990). Eine langsame Überdehnung führt meist zu einer ansatznahen Ruptur des vorderen Kreuzbandes, während es bei einer schnellen und plötzlichen Überlastung zu intraligamentären Rissen im mittleren Abschnitt, aber auch zu knöchernen Ausrissen kommt (Azangwe 2000, Iobst und Stanitski 2000). Traumen mit hoher Krafteinwirkung bewirken epiphysäre Verletzungen. Geringe, schnell auftretende Kräfte verursachen ligamentäre Zerreißen (Skak et al. 1987).

Frakturen der Eminentia intercondylaris wurden früher als pädiatrisches Äquivalent einer Binnenverletzung des vorderen Kreuzbandes beim Erwachsenen angesehen (Baxter und Wiley 1988, Berg 1993, Gronkvist et al. 1984, Janarv et al. 1995, Mah et al. 1998, Oostvogel et al. 1988, Wiley und Baxter 1990, Willis et al. 1993). Im Kindes- und Adoleszentenalter führen die gewaltsame Überstreckung des Kniegelenkes und eine Dezeleration mit maximaler Quadrizepskontraktion typischerweise zu einer tibialen Ausrissfraktur des vorderen Kreuzbandes (Berg 1993, Wiley und Baxter 1990). Im jugendlichen Alter bietet der epiphyseale Knochen Zugkräften im Vergleich mit den ligamentären Strukturen weniger Widerstand und frakturiert (Woo et al. 1990). Ähnliche Belastungen verursachen beim Erwachsenen einen Riss des Ligamentes, weshalb Frakturen der Eminentia intercondylaris in dieser Gruppe seltener zu finden sind (Hayes und Masear 1984, Kendall et al. 1992). Griffith et al. (2004) gaben das Durchschnittsalter von Patienten mit Ausrissfrakturen des vorderen Kreuzbandes mit 21,5 Jahren an (Griffith et al. 2004).

Im Kindesalter werden als Ursache von Kniebinnenschäden in 66 Prozent Sportunfälle angegeben. 19 Prozent der Unfälle ereignen sich im Haushalt, 15 Prozent sind Verkehrsunfälle. Der Anteil der Schulunfälle an der Gesamtzahl beträgt 25 Prozent,

wobei sich 90 Prozent während des Sportunterrichtes ereignen. In der Altersgruppe bis 14 Jahre wurde das vordere Kreuzband zu 39 Prozent, in der Gruppe bis 16 Jahre zu 43 Prozent verletzt. 67 Prozent der Kinder wiesen intraligamentäre Rupturen, 33 Prozent ossäre Ausrissfrakturen auf (Arndt et al. 1999). Unterhalb des 12. Lebensjahres kommt es nach von Laer und Brunner (1984) nur bei fünf Prozent zu intraligamentären Rupturen, während ossäre Ausrisse mit 95 Prozent überwiegen. Benz et al. (1986) fanden in einer Nachuntersuchung von 37 Frakturen des kindlichen Kniegelenkes in 25 Prozent Ausrisse der Eminentia intercondylaris. Frakturen der Eminentia intercondylaris sind beim Erwachsenen seltener als beim Kind und Heranwachsenden. Die Verletzung tritt beim Kind als isolierte Verletzung mit guter Prognose, beim Erwachsenen hingegen als kombinierte Verletzung mit häufigen Langzeitschäden auf (Meyers und McKeever 1959). In den Jahren 1933 bis 1970 behandelten Meyers und McKeever 70 Frakturen der Eminentia intercondylaris. Bei annähernd ausgeglichener Geschlechterverteilung fanden sich Frakturen des Typs I und II bei 80 Prozent der 47 verletzten Kinder (Meyers und McKeever 1970).

1.6. Behandlung

Ziel der Behandlung ist die Wiederherstellung der Stabilisierungsfunktion des vorderen Kreuzbandes und die Beseitigung mechanischer Bewegungseinschränkungen des Kniegelenkes. Die anatomisch korrekte Reposition und stabile Fixation wird für den ungestörten Bewegungsablauf des Kniegelenkes übereinstimmend als notwendig angesehen (Ahmad et al. 2001, Garcia und Neer 1958, Gronkquist et al. 1984, Matthews und Geissler 1994, Medler und Jansson 1994, Rinaldi und Mazzarella 1980, Smith 1984, Van Loon und Marti 1991, Wiley und Baxter 1990, Zaricznyj 1977).

Die Methode der Behandlung wird teils kontrovers diskutiert. Angegeben wurden die Immobilisation mittels eines Gipsverbandes (Molander et al. 1981), die geschlossene Reposition mit Immobilisation (Oostvogel et al. 1988, Willis et al. 1993), die offene Reposition mit Immobilisation (Molander et al. 1981), die offene Reposition mit interner Fixation (Mulhall et al. 1999, Oostvogel et al. 1988), die arthroskopische Reposition mit Immobilisation (McLennan 1982), die arthroskopische Reposition mit Nahtfixation (Geissler und Matthews 1993, Jung et al. 1999, Mah et al. 1998, Mah et al. 1996) und die arthroskopische Reposition mit einem Draht (Bale und Banks 1995) oder einer

Schrauben-Fixation (Berg 1995, McLennan 1982). Nicht dislozierte Frakturen vom Typ I sollten konservativ, Frakturen vom Typ II entweder konservativ oder chirurgisch und dislozierte Frakturen vom Typ III chirurgisch behandelt werden (Fyfe und Jackson 1981, Gronkquist et al. 1984, Kendall et al. 1992, McLennan 1982, Meyers und McKeever 1970, Molander et al. 1981, Oostvogel et al. 1988, Smith 1984, Sullivan et al. 1989, Willis et al. 1993, Zaricznyj 1977).

Über die arthroskopische Behandlung intraartikulärer Frakturen wurden seit Anfang der neunziger Jahre Fallberichte und technische Anmerkungen veröffentlicht (Berg 1993, Binnet et al. 2001, Kobayashi und Terayama 1994, Matthews und Geissler 1994, Medler und Jansson 1994, Van Loon und Marti 1991).

1.7. Fragestellung

Schraubenfixationen bieten im Vergleich mit einer Nahtcerclage theoretisch eine gleichwertige oder höhere Belastbarkeit des reponierten Fragmentes. Berichte über einen direkten Vergleich beider Fixationsmethoden fehlen (Accousti und Willis 2003).

Ziel dieser Arbeit ist die vergleichende Bewertung der biomechanischen Eigenschaften verschiedener Fixationsmethoden zur tibialen Reinsertion knöcherner Ausrisse der Eminentia intercondylaris tibiae.

2. Material und Methode

2.1. Biomechanisches Modell

In dieser Untersuchung wurden 80 Kniegelenke von Schweinen wie nachfolgend beschrieben verwendet. Das Durchschnittsalter der weiblichen und männlichen Tiere betrug 29 +/- 2 Wochen. Das Untersuchungsmaterial wurde tagesfrisch bei einem ortsansässigen Schlachthof beschafft, kontinuierlich gekühlt transportiert, bei -20°C in versiegelten Behältern tiefgefroren und vor der Verwendung 12 Stunden bei Raumtemperatur aufgetaut. Nach Abtrennung des Wadenbeines wurden Femur und Tibia zur Aufnahme in einer Materialprüfmaschine identisch gekürzt. Muskulatur und Weichgewebe wurden im Gelenkbereich entfernt, das vordere Kreuzband mit den angrenzenden Strukturen intakt belassen.

Die tibiale Insertionszone des vorderen Kreuzbandes wurde mit einer oszillierenden Säge reproduzierbar abgetrennt. Zur Standardisierung der Größe des simulierten Fragmentes wurde eine individuell angefertigte Sägelehre verwendet (Abb. 2).

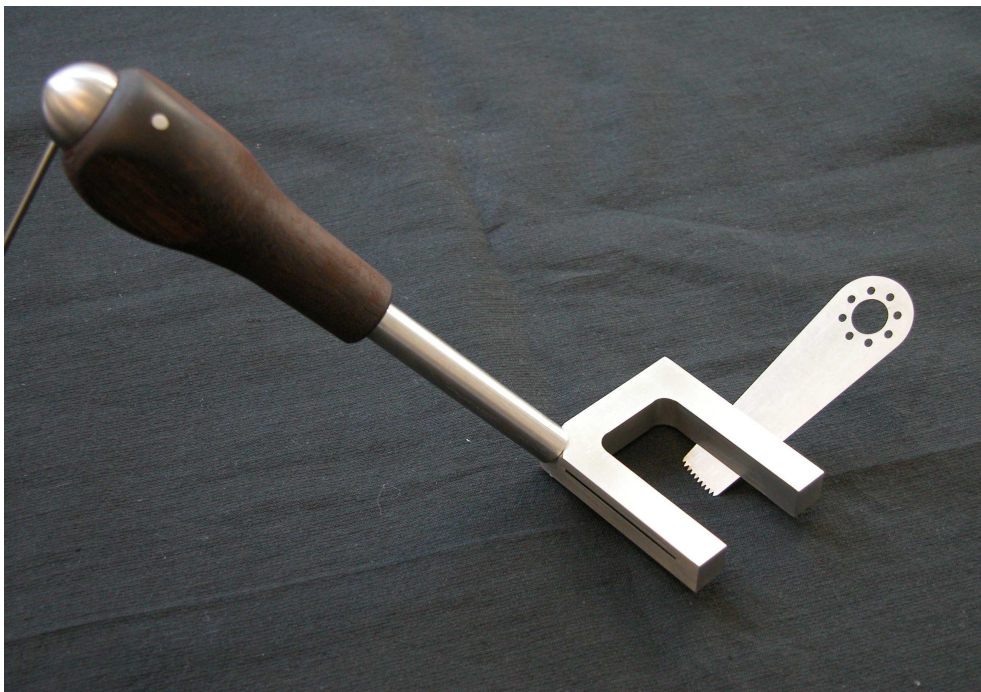


Abbildung 2: Sägelehre mit einem in die seitliche Nut eingeführten Sägeblatt

Diese U-förmige, nach posterior offene Lehre wurde seitlich und anterior jeweils mit einer im Winkel von 35° zur Horizontalebene stehenden Nut zur exakten Führung des oszillierenden Sägeblattes versehen. Die ausgesägten Knochenschuppen waren 30 mm lang, 20 mm breit, 8,5 mm tief und keilförmig.

Nach dem Sägen und der Präparation wurden alle Knochenschuppen vermessen. Präparate mit Abweichungen von mehr als einem Millimeter wurden von der Untersuchung ausgeschlossen.

2.2. Untersuchungsgruppen

Die in der oben beschriebenen Weise präparierten porcinen Kniegelenke wurden zufällig vier Untersuchungsgruppen zugeordnet.

In den vier verschiedenen Gruppen wurden unterschiedliche Fixationstechniken angewandt: In Gruppe eins erfolgte die Fixation durch eine Schraube, in Gruppe zwei durch zwei Schrauben. In Gruppe drei wurden die Fragmente durch einen einfachen, in Gruppe vier durch einen zusammengesetzten Polyesterfaden fixiert.

2.3. Fixationstechniken

Die Schraubenfixation erfolgte nach der von Senekovic und Veselko (2003) angegebenen Technik. Das simulierte knöcherne Fragment wurde in 90° Beugstellung des Kniegelenkes mit einer Hakensonde reponiert und mit einer Bohrlehre zur Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes (Storz, Tuttlingen, Deutschland) gesichert. Dann wurde ein dünner Führungsdraht (Synthes, Umkirch, Deutschland) mit einem Durchmesser von 1,25 mm anterograd von superoanterior in inferoposteriorer Richtung durch die vordere Hälfte der Knochenschuppe gebohrt. Mit einem kanülierten Bohrer wurden die Knochenschuppe und die Tibia mittig durchbohrt und über den Führungsdraht ein Gewinde geschnitten.

In der ersten Gruppe wurden die Knochenschuppen mit dem anhaftenden vorderen Kreuzband mit einer kanülierten AO-Schraube (Synthes, Umkirch, Deutschland) mit

einem Durchmesser von 3,5 mm und einer Länge von 35 mm fixiert. Nach Einbringung der Schraube wurde der Führungsdraht entfernt und die Position des Schraubenkopfes in Extensionsstellung des Kniegelenkes kontrolliert (Abb. 3).

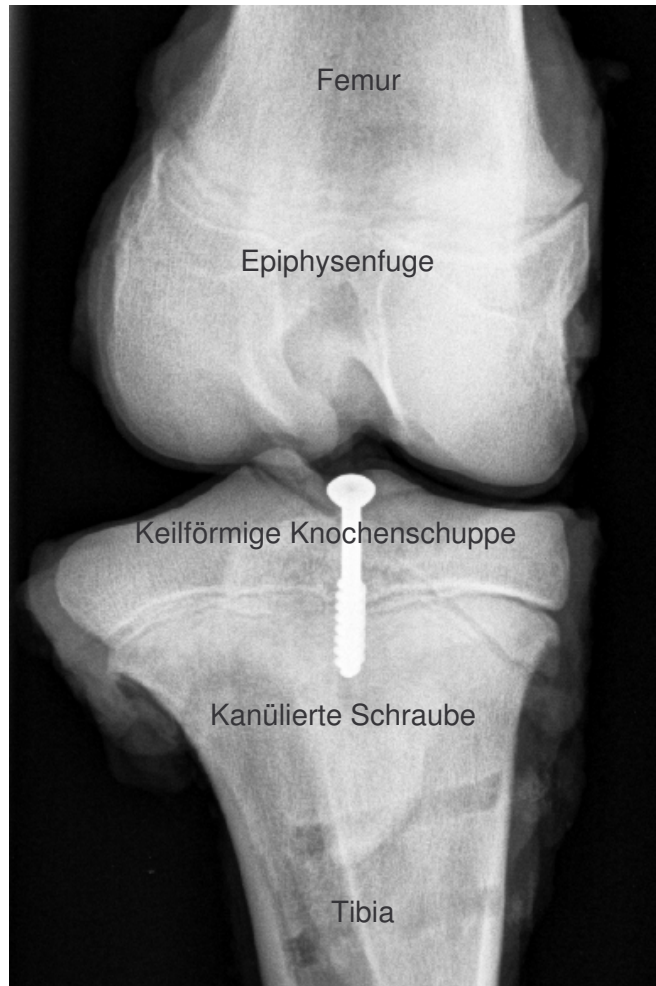


Abbildung 3: Fixation der Knochenschuppe mit einer Schraube in antero-posteriorer Röntgenprojektion

In der zweiten Gruppe wurden die Knochenschuppen mit zwei kanülierten AO-Schrauben des gleichen Durchmessers und gleicher Länge fixiert. Die Fixation erfolgte in ähnlicher Weise und unterschied sich lediglich in der Position der beiden Schrauben zueinander. Die Schrauben wurden an den Seiten der Knochenschuppe unmittelbar neben dem Insertionsbereich des vorderen Kreuzbandes im Winkel von 90° zueinander eingebracht (Abb. 4).

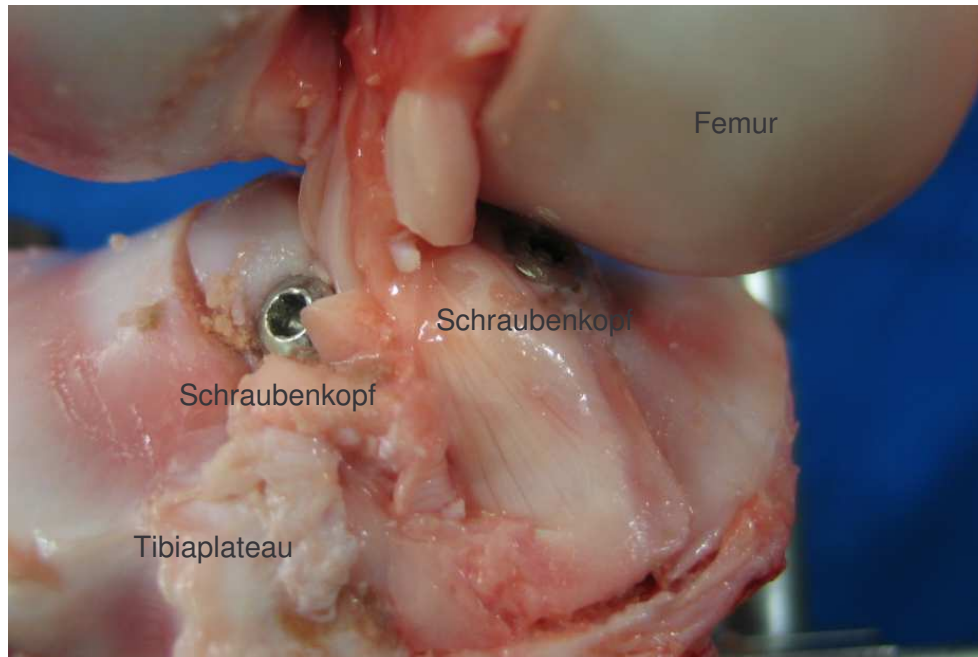


Abbildung 4: Fixation der Knochenschuppe mit zwei Schrauben in ventraler Ansicht

Die Nahtfixation wurde nach der von Berg (1995), Matthews und Geissler (1994) und Medler und Jansson (1994) empfohlenen Technik durchgeführt. Ein zur Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes verwendetes tibiales Zielinstrument (Storz, Tuttlingen, Deutschland) wurde zur Reposition der Knochenschuppe verwendet. Ein Kirschner-Draht mit einem Durchmesser von 1.25 mm (Synthes, Umkirch, Deutschland) wurde zur temporären Fixierung des Knochenstückes benutzt. Das Nahtmaterial wurde unter Verwendung eines Nahtinstrumentes nach Hewson (Smith & Nephew, Andover, Massachusetts, USA) möglichst knochenah durch die Insertionszone des vorderen Kreuzbandes geführt (Abb. 5).

Zwei Kirschner-Drähte wurden mit einem Abstand von 10 mm zueinander durch die proximale Tibia und die Knochenschuppe gebohrt und jeweils medial und lateral der Insertionszone des vorderen Kreuzbandes ausgeleitet. Nach Entfernung der Drähte wurde das Nahtmaterial mit einem Greifinstrument (Smith & Nephew, Andover, Massachusetts, USA) durch die Bohrlöcher des Knochenstückes und die proximalen Tibiatunnel geführt und über der tibialen Knochenbrücke verknotet. Abschließend erfolgte die Überprüfung der Stabilität der Fixation im Bewegungsbereich des Kniegelenkes.

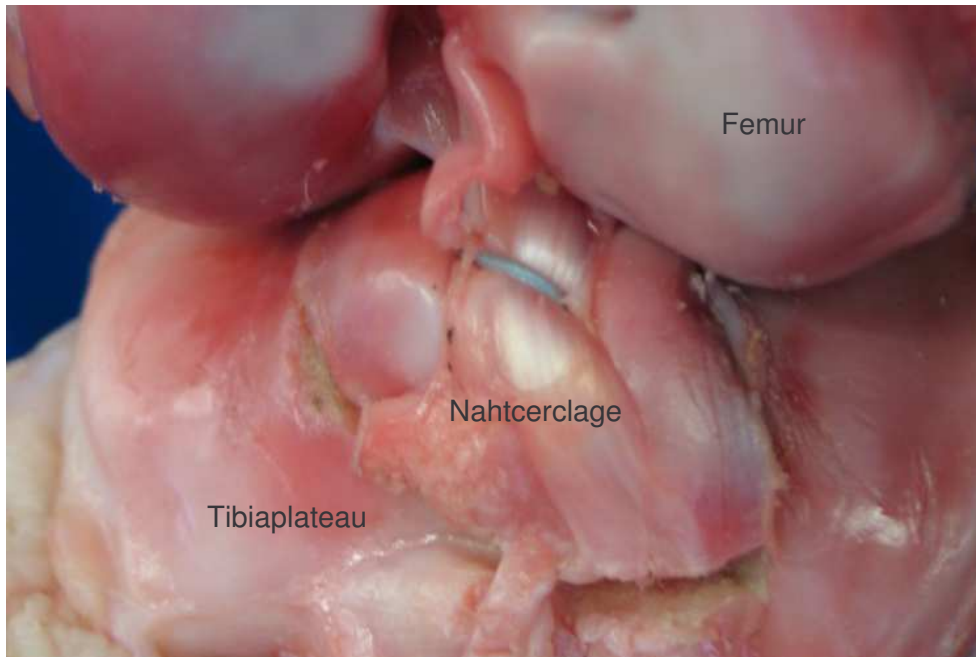


Abbildung 5: Fixation der Knochenschuppe mit einer Nahtcerclage in ventraler Ansicht

In der dritten Gruppe wurde als Nahtmaterial ein geflochtener, nicht resorbierbarer Faden aus Polyethylenterephthalat mit einer Gleitbeschichtung aus Polybutylat (Ethibond, Ethicon, Norderstedt, Deutschland) verwendet. Der Polyesterfaden der Stärke # 7 hatte einen Durchmesser von 1 mm.

Die Nahtcerclage in der vierten Gruppe erfolgte mit einem nicht resorbierbaren Faden (FiberWire, Arthrex, Naples, Florida, USA), um dessen langkettigen Polyethylenkern eine Polyesterumhüllung geflochten wurde. Der Polyesterfaden der Stärke # 5 hatte einen Durchmesser von 0,8 mm.

2.4. Zugspannungsuntersuchungen

Das Untersuchungsmaterial wurde während der bei Raumtemperatur durchgeführten Versuche mit physiologischer Kochsalzlösung feucht gehalten. Die Dehnungsversuche wurden mit einer Halterung, die in einer einachsigen Materialprüfmaschine (Zwick, Ulm, Deutschland) montiert wurde, vorgenommen. Tibia und Femur des Kniegelenkes wurden mit Steinmann-Nägeln derart fixiert, daß unter Last eine vordere, tibiale Dislokation simuliert wurde (Abb. 6).

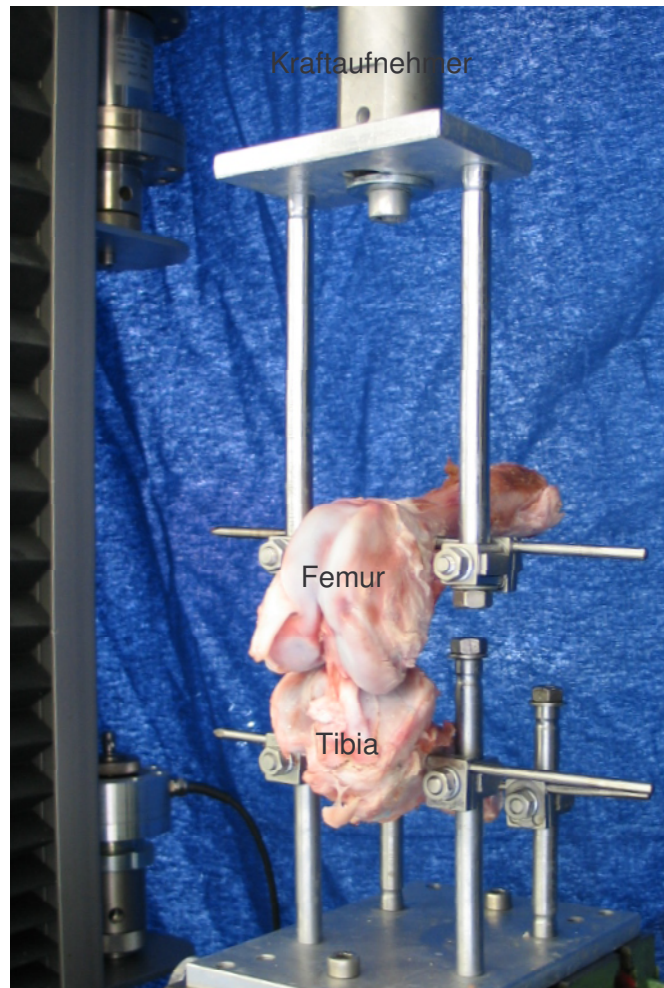


Abbildung 6: Aufhängung des Untersuchungsmaterialies in der Materialprüfmaschine

2.5. Einzelzyklus-Test

Das Konstrukt aus Knochen und Fixationsmaterial wurde in 20 Zyklen mit einer Kraft zwischen 0 und 20 N und einer Geschwindigkeit von 200 mm/ min präkonditioniert (Abb. 7).

Nach einer Vorbelastung mit 5 N wurde das Konstrukt über die Halterung bis zum Versagen im Sinne eines worst-case Szenarios mit einer Geschwindigkeit von 200 mm/ min belastet. Steifigkeit, Versagenslast, Maximallast und die Elongation des Konstruktes wurden mittels eines Rechners und einer Prüfsoftware (testXpert V 11.0, Zwick, Ulm, Deutschland) kontinuierlich berechnet und aufgezeichnet.

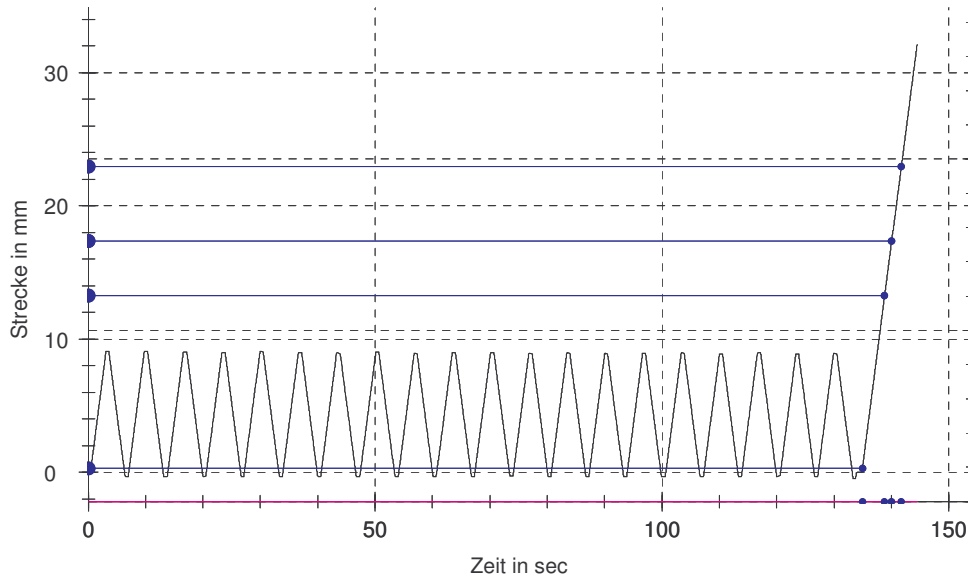


Abbildung 7: Protokoll einer zyklischen Präkonditionierung

Die resultierende Last-Elongationskurve wurde auf die beschriebenen Parameter hin analysiert. Die Steifigkeit wurde als größte Steigung des linearen Teiles der Last-Elongationskurve definiert. Die Versagenslast wurde als der Punkt der Last-Elongationskurve, an dem die Kraft nicht mehr linear zunimmt, definiert. Die Maximallast wurde als der Punkt der Last-Elongationskurve definiert, an dem die höchste Kraft gemessen wurde (Abb. 8). Der Versagensmodus wurde makroskopisch festgehalten.

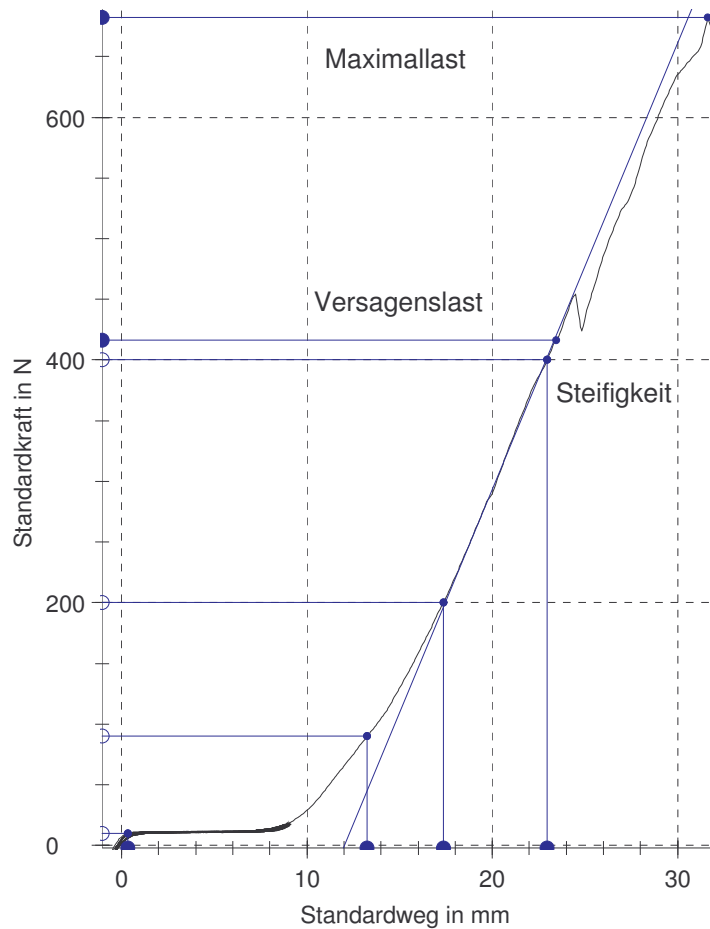


Abbildung 8: Protokoll eines Einzelzyklus-Tests

2.6. Zyklischer Test

Das Konstrukt aus Knochen und Fixationsmaterial wurde ebenfalls in 20 Zyklen mit einer Kraft zwischen 0 und 20 N und einer Geschwindigkeit von 200 mm/ min präkonditioniert mit 5 N vorbelastet. Dann wurden die Kniegelenke mit 1.000 Zyklen zwischen 50 und 250 N belastet. Die zyklische Belastung erfolgte mit einer Geschwindigkeit von 200 mm/ min und einer Belastungsfrequenz von durchschnittlich 80 Zyklen pro Minute.

Analog zum Einzelzyklus-Test wurden die zuvor definierten Parameter aufgezeichnet und das Versagen oder Überleben der Konstrukte festgehalten. Im Anschluß an die zyklische Belastung erfolgte ein Einzelzyklus-Test der überlebenden Konstrukte (Abb. 9).

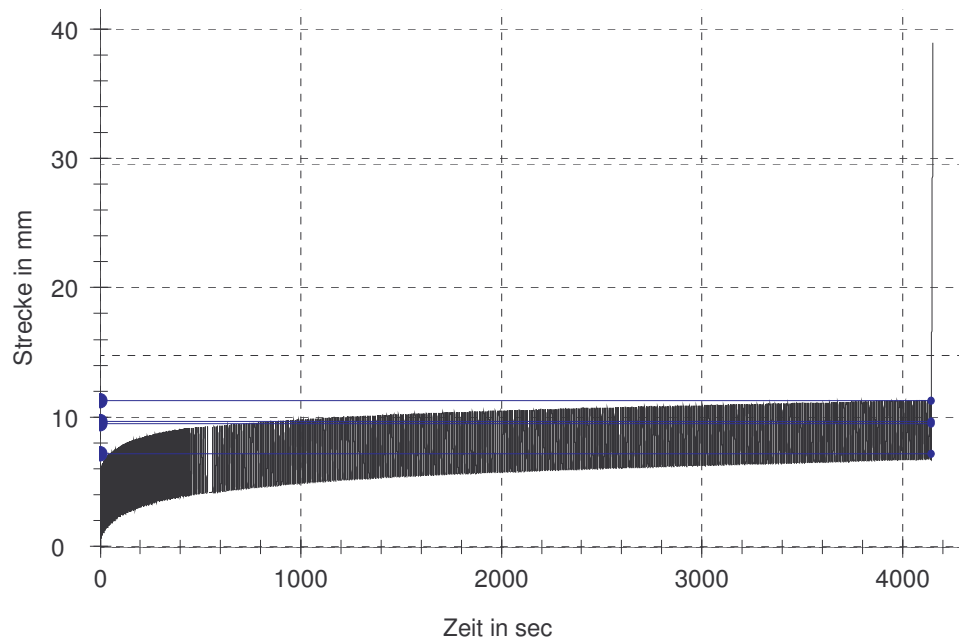


Abbildung 9: Protokoll eines zyklischen Tests

2.7. Statistik

Zur statistischen Analyse der Untersuchungsergebnisse mit dem Programm SPSS 12 for Windows (SPSS, München, Deutschland) wurde der Students-t-Test für verbundene Stichproben angewandt. Das Signifikanzniveau wurde mit $p \leq 0.05$ definiert.

3. Ergebnisse

3.1. Einzelzyklus-Test

3.1.1. Versagenslast

Die Fixation mit einer FiberWire-Nahtcerclage ergab die höchste durchschnittliche Versagenslast (Abb. 10). Der Unterschied zwischen der FiberWire-Fixation und den drei anderen getesteten Fixationen war statistisch signifikant ($p < 0,05$). Die Versagenslast der mit einer Ethibond-Nahtcerclage fixierten Gruppe war im Vergleich zu der Fixation mit einer Schraube etwas höher. Dieser Unterschied jedoch war statistisch nicht signifikant ($p > 0,05$).

Die niedrigste Versagenslast zeigte die Fixation mit zwei Schrauben. Der Unterschied zwischen der durchschnittlichen Versagenslast der Fixation mit einer und der Fixation mit zwei Schrauben war statistisch nicht signifikant ($p > 0,05$).

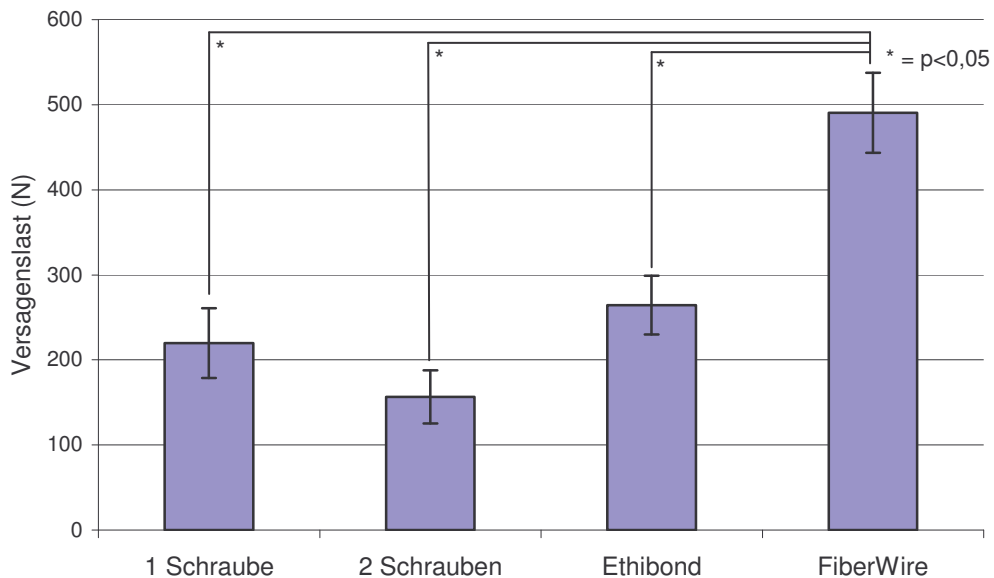


Abbildung 10: Versagenslast der Konstrukte im Einzelzyklus-Test

3.1.2. Maximallast

Die Fixation mit einer FiberWire-Nahtcerclage ergab die höchste durchschnittliche Maximallast (Abb. 11). Der Unterschied zu den anderen drei getesteten Fixationen war statistisch signifikant ($p < 0,05$). Die Fixation mit einer Schraube ergab die zweithöchste durchschnittliche Maximallast, gefolgt von der Fixation mit einer Ethibond-Nahtcerclage. Dieser Unterschied war statistisch nicht signifikant ($p > 0,05$).

Die niedrigste Maximallast wurde bei der Fixation mit zwei Schrauben beobachtet. Der Unterschied der durchschnittlichen Maximallast zwischen der Fixation mit einer Schraube, zwei Schrauben und der Ethibond-Nahtcerclage war statistisch nicht signifikant ($p > 0,05$).

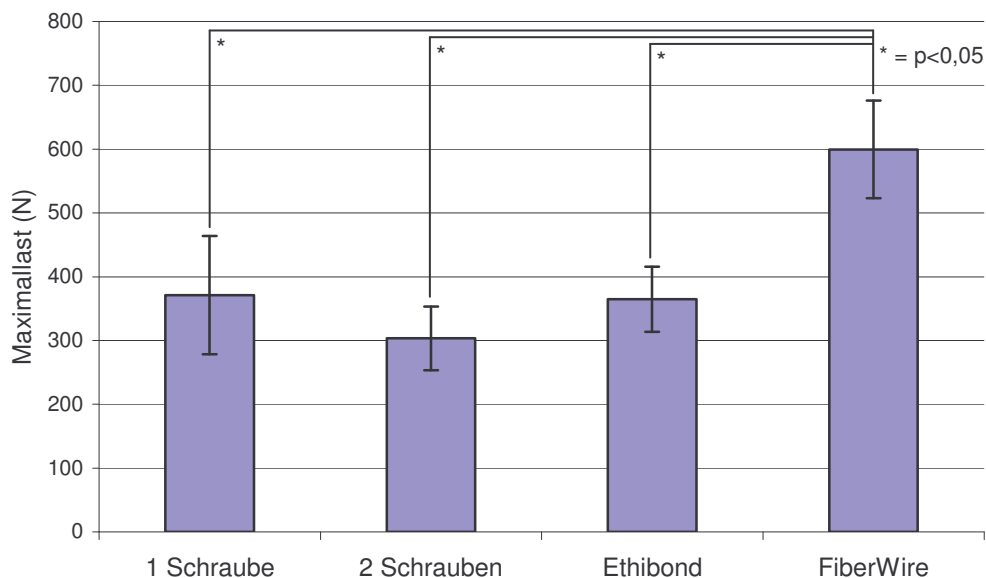


Abbildung 11: Maximallast der Konstrukte im Einzelzyklus-Test

3.1.3. Steifigkeit

Die Fixation mit einer FiberWire-Nahtcerclage zeigte die größte Steifigkeit (Abb. 12), gefolgt von der Fixation mit zwei Schrauben.

Die Unterschiede der durchschnittlichen Steifigkeit zwischen den Fixationen mit einer Schraube, zwei Schrauben und einer Ethibond-Nahtcerclage waren statistisch nicht signifikant ($p > 0,05$).

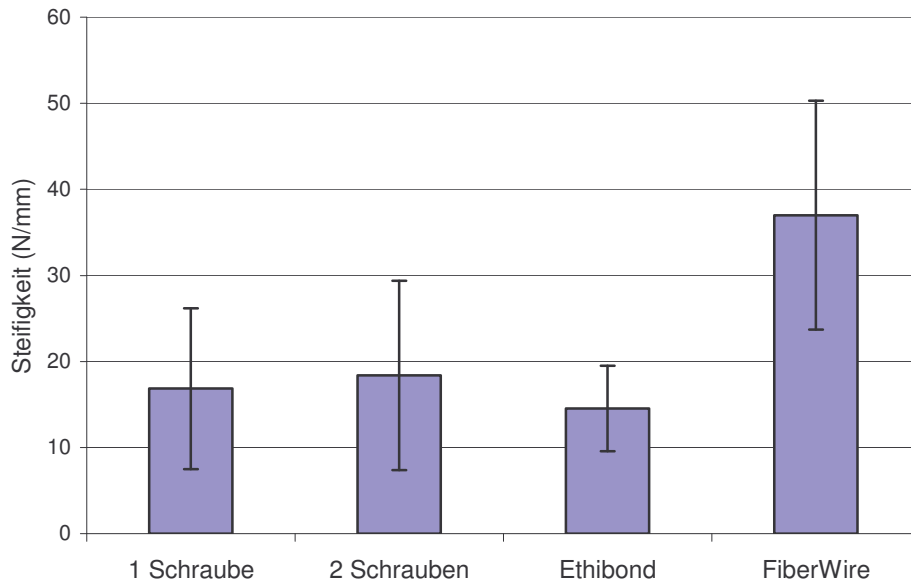


Abbildung 12: Steifigkeit der Konstrukte im Einzelzyklus-Test

3.1.4. Versagensmodus

Vier der mit einer Schraube fixierten Fragmente versagten durch einen Ausriss der Schraube aus dem knöchernen Lager, die andere Hälfte durch Bruch. Vor dem Ausriss wurde das tibiale Lager in Zugrichtung von der Schraube durchquert (Abb. 13). Diese initiale Durchquerung wurde auch bei den später durch eine Fraktur versagenden Fixationen beobachtet.

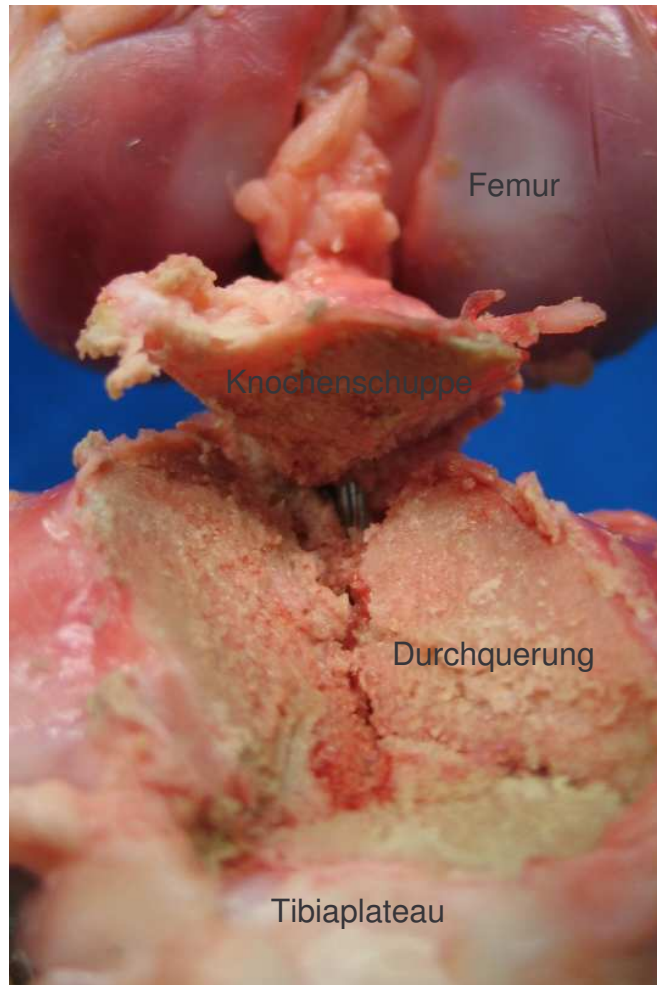


Abbildung 13: Versagen einer Fixation mit einer Schraube durch Ausriss

Von den mit zwei Schrauben fixierten Präparaten versagten sieben durch einen Bruch des Fragmentes und eins durch Ausriss der Schrauben (Abb. 14). Vor der Fraktur näherten sich die Schrauben und durchquerten das tibiale Lager in Zugrichtung.

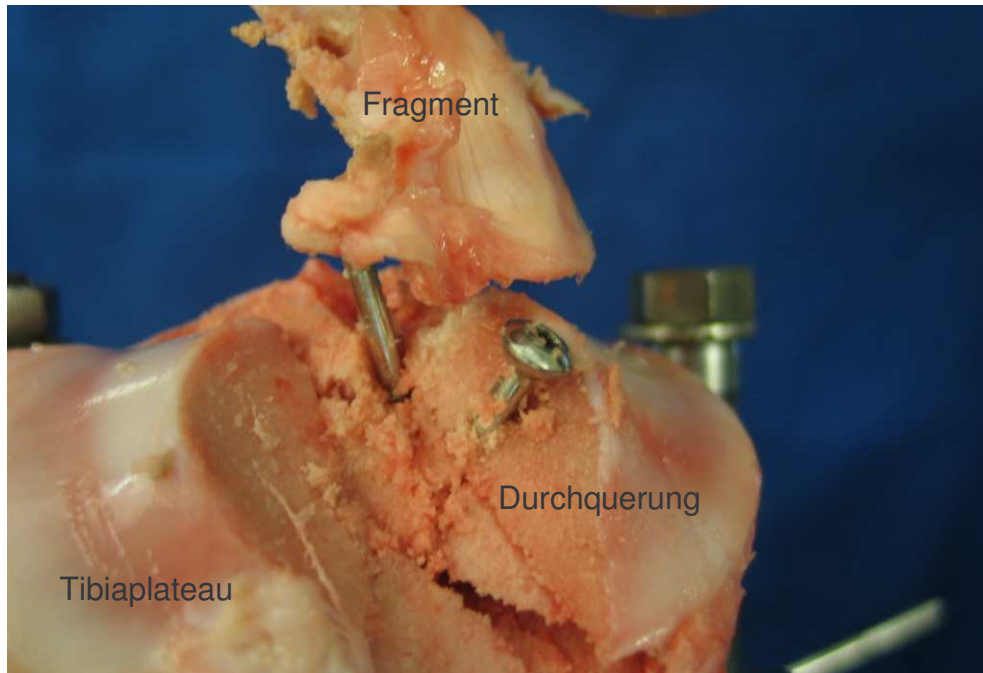


Abbildung 14: Versagen einer Fixation mit zwei Schrauben durch Fraktur

Alle Fixationen mit einer Ethibond-Nahtcerclage versagten durch einen Riss des Nahtmaterials. Fünf Risse ereigneten sich am Knoten, drei an der Eminentia intercondylaris tibiae.

Von den mit einer FiberWire-Nahtcerclage durchgeführten Fixationen versagten drei durch Ruptur des Nahtmaterials und fünf durch einen Bruch des Fragmentes. Zwei Fixationen rissen am Knoten, eine Fixation am Fragment. Eine initiale Durchquerung des tibialen Lagers in Zugrichtung wurde auch bei den mit einer Nahtcerclage durchgeführten Fixationen beobachtet (Abb. 15).

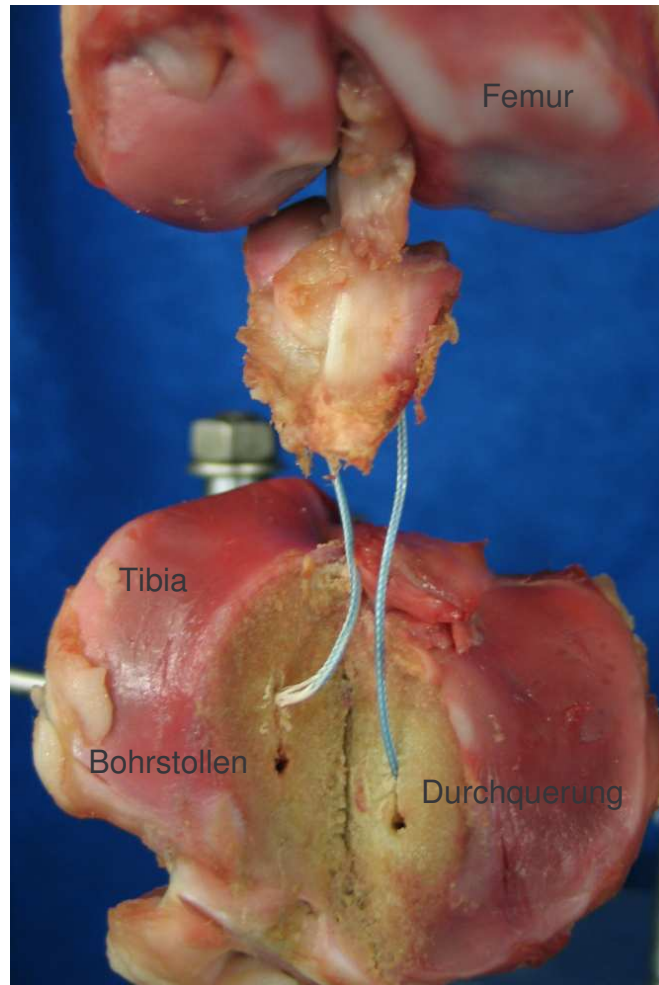


Abbildung 15: Versagen einer Nahtcerclage durch Riss am Knoten

3.2. Zyklischer Test

Drei der acht Fixationen mit einer und mit zwei Schrauben überlebten die 1.000 Lastzyklen zwischen 50 und 250 N. Alle mit einer Nahtcerclage durchgeführten Fixationen überlebten die zyklische Belastung.

3.2.1. Elongation

Die Elongation der überlebenden Konstrukte war bei der Fixation mit zwei Schrauben am höchsten. Es folgt die Nahtcerclage mit Ethibond, die Fixation mit einer Schraube

und die Nahtcerclage mit FiberWire (Abb.16). Die Unterschiede zwischen den mit zwei Schrauben fixierten Fragmenten und allen anderen getesteten Fixationen waren wie der zwischen den mit einer FiberWire-Nahtcerclage fixierten Fragmenten und den anderen Fixationen statistisch signifikant ($p < 0,05$).

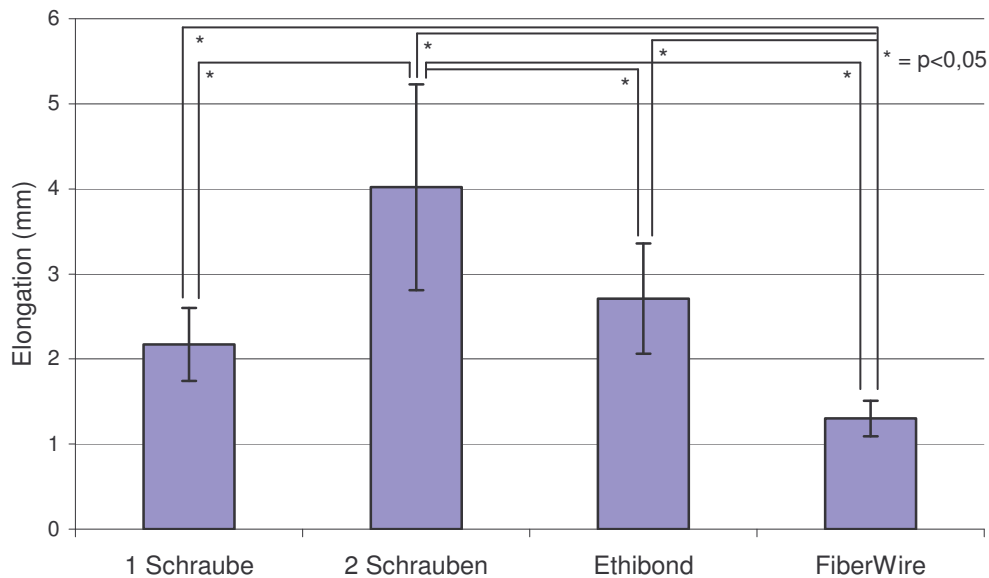


Abbildung 16: Elongation der Konstrukte im zyklischen Test

3.2.2. Versagenslast

Nach der zyklischen Belastung wurden alle überlebenden Fixationen bis zum Versagen belastet. Die Fixation mit einer FiberWire-Nahtcerclage zeigte die höchste Versagenslast (Abb. 17). Die Unterschiede zwischen den Fixationen mit einer Schraube, zwei Schrauben und der Nahtcerclage mit Ethibond waren statistisch nicht signifikant ($p > 0,05$).

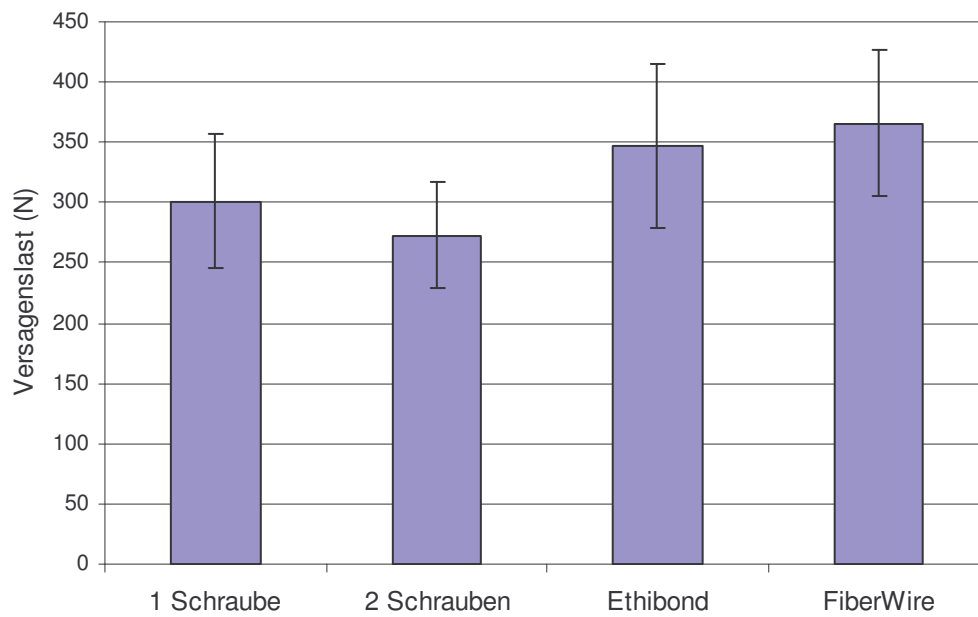


Abbildung 17: Versagenslast der Konstrukte im zyklischen Test

3.2.3. Maximallast

Die mit einer FiberWire-Nahtcerclage fixierten Konstrukte zeigten nach zyklischer Belastung im Vergleich zum Einzelzyklus-Test einen signifikant geringeren Unterschied ($p < 0,05$) zwischen Versagenslast und Maximallast (Abb. 18). Alle anderen Fixationen zeigten keine signifikanten Unterschiede ($p > 0,05$) zwischen Maximallast und Versagenslast.

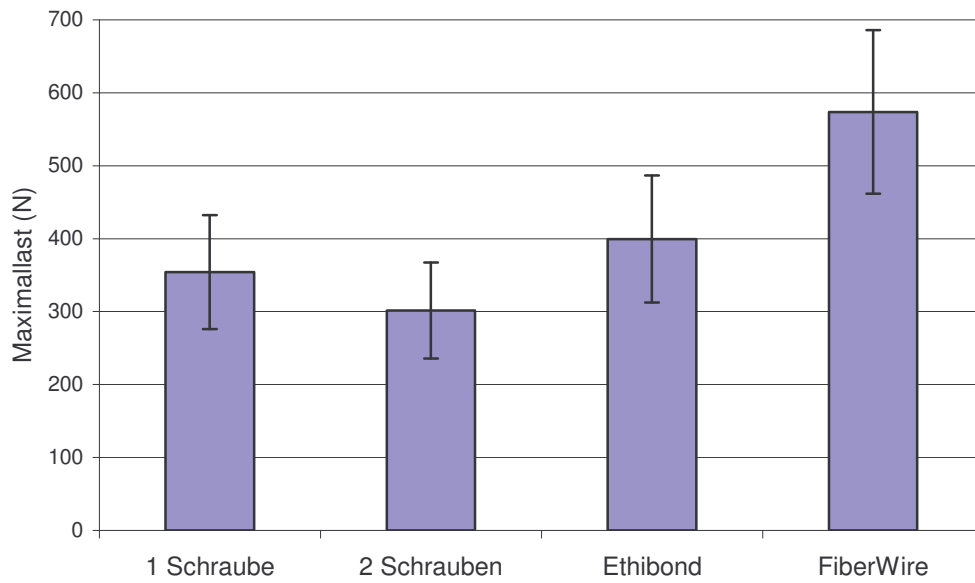


Abbildung 18: Maximallast der Konstrukte im zyklischen Test

3.2.4. Steifigkeit

Nach zyklischer Belastung zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen der Steifigkeit der unterschiedlichen Fixationen ($p > 0,05$). Alle Fixationen zeigten eine signifikant höhere Steifigkeit ($p < 0,05$) als im Einzelzyklus-Test (Abb. 19).

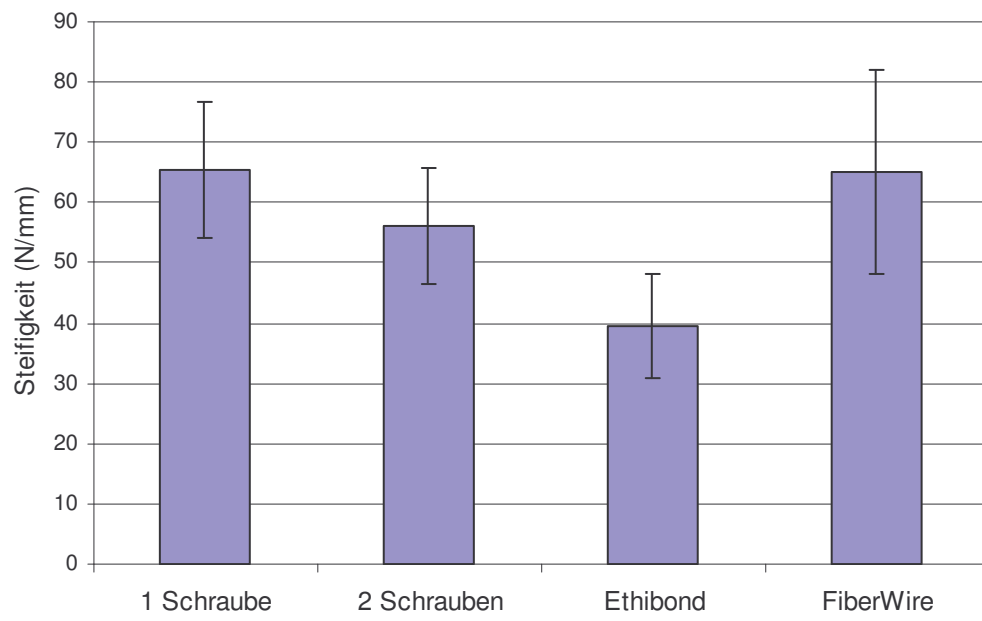


Abbildung 19: Steifigkeit der Konstrukte im zyklischen Test

4. Diskussion

Die Primärstabilität operativ versorgter Ausrissfrakturen der Eminentia intercondylaris tibiae wurde bisher nicht vergleichend untersucht. Zur Fixation des Fragmentes beim meist jugendlichen Patienten wurden resorbierbare (Binnet et al. 2001, Mah et al. 1998) und nicht resorbierbare Nahtmaterialien (Oohashi 2001, Osti et al. 2000), temporäre (McLennan 1982) und resorbierbare Nägel (Tuompo et al. 2001) und Schrauben (Takizawa et al. 1998), kanülierte Schrauben (Berg 1995, Reynders et al. 2002) und dynamische Klammern (Kobayashi und Terayama 1994) angegeben. Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung zeigen eindeutige Unterschiede bei der Verwendung der gewählten Fixationsmaterialien.

4.1. Biomechanisches Modell

Das Kniegelenk des Schweines gleicht in Größe, Form und Knochenqualität dem menschlichen Kniegelenk (Aerssens et al. 1998, Black et al. 2000, Fuss 1991, Mosekilde et al. 1987, Nagarkatti et al. 2001, Seil et al. 1998). Unter anteriorer tibialer Belastung unterscheiden sich das porcine und das menschliche Kniegelenk lediglich in der Größe und Richtung der in situ auf das posterolaterale Bündel des vorderen Kreuzbandes einwirkenden Kräfte (Xerogeanes et al. 1998).

Porcine Kniegelenke sind in früheren biomechanischen Untersuchungen des vorderen Kreuzbandes statt menschlichen Gewebes verwendet worden, da sie leicht und preiswert zu beschaffen sind, eine Kontamination mit humanpathogenen Erregern unwahrscheinlich ist und umfangreiche Datensammlungen existieren (Adam et al. 2004, Black et al. 2000, Butler et al. 1994, Ishibashy et al. 1997, Kousa et al. 2001, Kousa et al. 2003, Liu et al. 1995, Miyata et al. 2000, Nagarkatti et al. 2001, Nakano et al. 2000, Nurmi et al. 2002, Seil et al. 1998). Die biomechanischen Eigenschaften sind relativ einheitlich, was die Vergleichbarkeit unterschiedlicher Fixationstechniken ermöglicht (Miyata et al. 2000). Humane Knochen und Sehnen variieren mechanisch in Abhängigkeit von Alter und Ernährungszustand extrem (Black et al. 2000). Steifigkeit und Maximallast menschlicher vorderer Kreuzbänder von Spendern zwischen 22 und 35 Jahren waren dreimal höher als die älterer Proben (Noyes und Grood 1976, Woo et al. 1991).

Frakturen der Eminentia intercondylaris tibiae finden sich meist bei Kindern und Jugendlichen mit hoher Knochendichte. Humanes Leichengewebe ist in dieser Altersgruppe schwer zu beschaffen und stammt typischerweise von älteren Spendern mit verminderter Knochendichte. Im Alter nimmt die Dichte spongiösen Knochens (Ding et al. 1997, Pena et al. 1996, Yamada et al. 2002) im Vergleich zum kortikalen Knochen (Arnold et al. 1966, Ruff und Hayes 1984) ab. Untersuchungen der biomechanischen Charakteristika verschiedener Techniken zur Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes haben den großen Einfluß der Knochendichte auf die initiale Fixationskraft von Sehmentransplantaten gezeigt (Brand et al. 2000, Weiler et al. 1998).

Im Vergleich verschiedener Spezies findet sich beim Menschen die geringste Knochendichte. Porciner und caniner Knochen ähnelt in dieser Eigenschaft dem humanen am meisten (Aerssens et al. 1998). Nurmi et al. (2004) fanden in porcinen Tibiae eine trabekuläre Knochendichte von 323 und 337 mg/ cm³, in der humanen Tibia hingegen eine Knochendichte von 177 mg/ cm³. Das Durchschnittsalter der menschlichen Leichname betrug 49 Jahre und überschritt das durchschnittliche Alter eines zur Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes vorgesehenen Patienten um annähernd das Doppelte (Caborn et al. 1998, Harner et al. 2001, Steiner et al. 1994). Zur Einschätzung der Knochenqualität empfehlen die Autoren statt der in zahlreichen Untersuchungen (Brand et al. 2000, Caborn et al. 1998, Genant et al. 1996, Pena et al. 1996) angegebenen Bestimmung des Mineralgehaltes des Skelettes mittels der mit Ungenauigkeiten behafteten Dual-Photonen-Absorptiometrie (Bolotin und Sievanen 2001, Bolotin et al. 2001, Sievanen 2000) die Durchführung einer peripheren quantitativen Computertomographie (Sievanen 2000) zur Bestimmung der volumetrischen trabekulären Knochendichte.

Das Einfrieren und Auftauen der Proben verursacht mit Ausnahme einer unbedeutenden Veränderung der Hystereseurve keine signifikanten Änderungen des Belastungsverhaltens, des Querschnittes, der maximalen Belastbarkeit und des Versagensmechanismus des Ligamentes (Beynnon und Amis 1998, Brown et al. 1993, Figgie et al. 1986, Linde und Sorensen 1993, Liu et al. 1995, Pelker et al. 1984, Woo et al. 1986, Woo et al. 1990).

4.2. Versuchsaufbau

Die Durchsicht der Literatur zeigt eine erhebliche Uneinigkeit über die Funktion des vorderen Kreuzbandes. Die Diskrepanzen beruhen auf unterschiedlichen Abstützungen des Kniegelenkes bei der Untersuchung, der Orientierung der Kraftvektoren, der Ausrichtung der anatomischen und physiologischen Belastungsachsen und der Verwendung humaner und animaler Gewebe.

Die einheitliche Belastung des vorderen Kreuzbandes wird durch die uneinheitliche anatomische Anordnung verhindert. Die strukturellen Eigenschaften hängen entscheidend von der Krafrichtung und der Ausrichtung des Ligamentes während der Testung ab. Woo et al. (1991) fanden in einem Vergleich zwischen der anatomischen und arbiträren Belastungsachse menschlicher Femur-Kreuzband-Tibia-Komplexe eine zwischen 11 und 45 Prozent höhere lineare Steifigkeit und eine um 35 Prozent höhere Maximallast in anatomisch orientierter Krafrichtung. In dieser Untersuchung wurden die Zugkräfte in anteriorer Richtung gemessen und nicht alle Kräfte erfasst, denen die Fixation in vivo ausgesetzt ist.

Das vordere Kreuzband schränkt primär die anteriore Verschiebung der Tibia relativ zum Femur ein und wirkt im unbelasteten Knie als sekundäre Begrenzung der Innenrotation (Ahmed et al. 1992, Bach und Hull 1998, Beynnon et al. 1992, Beynnon et al. 1997, Butler et al. 1994, Markolf et al. 1976, Markolf et al. 1990). Gabriel et al. (2004) fanden in einer Untersuchung, daß unter in vivo-Bedingungen das posterolaterale Bündel des vorderen Kreuzbandes auf das Kniegelenk einwirkende Rotationskräfte entscheidend begrenzt. Die sekundäre Einschränkung der Außenrotation und der Varus-Valgus-Angulation werden uneinheitlich diskutiert (Berns et al. 1992, Beynnon et al. 1997, Markolf et al. 1976, Markolf et al. 1990).

Die Testung des Ligament-Knochen-Komplexes ermöglicht keine Unterscheidung zwischen der Elongation des Ligamentes und der knöchernen Insertion. Noyes et al. (1974) zeigten in einer biomechanischen Untersuchung an Primaten eine Dehnung des vorderen Kreuzbandes um bis zu 50 Prozent, bevor sich eine Fraktur ereignete. Die Inzidenz insbesondere partieller Risse des vorderen Kreuzbandes ist vermutlich höher als allgemein angenommen, da die vollständige Ausheilung die Regel zu sein scheint (Skak et al. 1987). Die partielle Zerreissung und die damit verbundene Dehnung des

vorderen Kreuzbandes ist der Grund für die nach anatomischer Reposition und Heilung der Fraktur persistierende Erschlaffung des vorderen Kreuzbandes (Accousti und Willis 2003, Gronkvist et al. 1984, Janarv et al. 1995, Smith 1984, Willis et al. 1993). Die zusätzliche Anwendung eines Video-Systemes ermöglicht die Aufzeichnung struktureller Veränderungen und Änderungen mechanischer Eigenschaften (Woo et al. 1983).

4.3. Kräfte

In zahlreichen Versuchen wurden die auf das vordere Kreuzband einwirkenden Kräfte kontaktlos und unter Berührung mit verschiedenen kraftaufnehmenden Vorrichtungen bestimmt (Ahmed et al. 1992, Barry und Ahmed 1986, Lewis et al. 1989). Messungen der auf den subchondralen, dem vorderen Kreuzband benachbarten Knochen einwirkenden Kräfte (Durselen et al. 1995, Henning et al. 1985) und der auf das tibiale Insertionsareal gerichteten Kräfte (Markolf et al. 1990, Markolf et al. 1993) ergaben inhomogene Ergebnisse, die durch unterschiedliche Versuchsanordnungen und Materialien bedingt waren.

Die in vivo auf das einheilende Fragment wirkenden Kräfte sind schwer messbar. Die geschätzten Maximalbelastungen beim Menschen liegen in verschiedenen Arbeiten zwischen 156 und 2.350 N, was 9 bis 134 Prozent der von Noyes und Grood (1976) angegebenen Maximallast des menschlichen vorderen Kreuzbandes entspricht (Holden et al. 1994). Übereinstimmend berichteten verschiedene biomechanische Untersuchungen abhängig von der Aktivität über in vivo auf das native vordere Kreuzband einwirkende Kräfte von 30 bis 450 N (Beynon et al. 1995, Brand et al. 2000, Engebretsen et al. 1989, Holden et al. 1994, Morrison 1969, Morrison 1970, Noyes et al. 1984, Woo et al. 1991). Kräfte bis 150 N treten bei täglichen Aktivitäten wie beim Gehen, Kräfte bis 450 N bei mässigen bis anstrengenden Aktivitäten wie Treppensteigen oder Joggen auf (Holden et al. 1994, Morrison 1969, Morrison 1970, Noyes et al. 1984).

Eine Fixation mit einer initialen Zugfestigkeit von über 450 N ist notwendig, um den bei einer forcierten Rehabilitation auftretenden Kräften standzuhalten (Magen et al. 1999). Dieses Kriterium erfüllte nur die Nahtcerclage mit FiberWire, die schon in der Stärke #5

eine Versagenslast von 482,7 N zeigte (Barber et al. 2003). Shelbourne et al. (1995) berichteten über die Verwendung eines als „endo-button“ bezeichneten Polyethylen-Knopfes zur tibialen und femoralen Befestigung eines Patellarsehnen-Transplantates zur Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes mit einer biomechanischen Versagenslast von nur 248 N. In Verbindung mit einer forcierten Rehabilitation ergab die klinische Nachuntersuchung eine hervorragende Stabilität des Kniegelenkes (Shelbourne und Gray 1997). Die Belastbarkeit der mit einer oder zwei Schrauben vorgenommenen Fixation und der Ethibond-Nahtcerclage ist somit ausreichend, die weitere klinische Anwendung zu rechtfertigen.

Die mit verschiedenen Fixationstechniken erreichten Maximallasten sind mit der Belastbarkeit von Kreuzband-Transplantaten vergleichbar. Weiler et al. (1998) fanden bei verschiedenen resorbierbaren Interferenz-Schrauben eine durchschnittliche Befestigungskraft zwischen 332 und 647 N, Giurea et al. (1999) bei einer resorbierbaren Schraube eine Kraft von 445 N. Rupp et al. (1999) fanden in einem Vergleich vier verschiedener Schrauben Maximallasten von 555 bis 844 N, Liu et al. (1995) 663 N. Die Ausreisskraft in humanem Leichengewebe wurde von Brown et al. (1993) mit 235 N, von Kurosaka et al. (1987) mit 476 N, von Matthews et al. (1993) mit 435 N und von Steiner et al. (1994) mit 396 bis 674 N angegeben. Paschal et al. (1994) zeigten, daß die mittlere Maximallast einer Interferenzschraube im skelettal reifen porcinen Knochen derjenigen von humanem Leichenknochen mit einem Durchschnittsalter von 22 Jahren entsprach und sich signifikant von älterem humanen Knochen mit einem durchschnittlichen Alter von 60 Jahren unterschied.

4.4. Lastprotokoll

Die Ergebnisse zyklischer Belastungen verschiedener Fixationen der frakturierten Eminentia intercondylaris tibiae entstammen uneinheitlichen Versuchsprotokollen (Honl et al. 2002, Giurea et al. 1999, Kousa et al. 2001, Nagarkatti et al. 2001, Scheffler et al. 2002, Seil et al. 1998, Stadelmaier et al. 1999, Yamanaka et al. 1999). Die vorliegende Untersuchung wurde nach dem von Seil et al. (1998) und Guirea et al. (1999) angegebenen Lastprotokoll durchgeführt.

Die Untersuchung der Versagenslast im Einzelzyklus-Test zeigt das Potential eines Transplantat-Fixations-Konstruktes, die plötzlich auftretende Belastung eines Gleichgewichtsverlustes oder eines Sturzes während der Rehabilitation zu überstehen (Beynnon und Amis 1998). Während der postoperativen Rehabilitation ist das Kniegelenk in Tausenden von Lastzyklen submaximalen Kräften und Elongationen ausgesetzt (Beynnon und Amis 1998, Beynnon et al. 1995, Shelbourne und Gray 1997, Yasuda und Sasaki 1987). Die Versagenslast kann ohne vorherige zyklische Belastung die möglichen Veränderungen der Fixation und der aufnehmenden Konstruktion während der Rehabilitationsübungen nicht wiedergeben. Der zyklische Belastungstest bildet die physiologischen Beanspruchungen besser ab als der Einzelzyklus-Test (Beynnon und Amis 1998, Corsetti und Jackson 1996).

Die in einer Woche postoperativer Rehabilitation auf ein Transplantat einwirkenden Belastungen entsprechen 1.000 bis 1.500 Lastzyklen (Kousa et al. 2001, Kousa et al. 2003, Nagarkatti et al. 2001, Ravalin et al. 2002). Nagarkatti et al. (2001) und Yamanaka et al. (1999) verwendeten 5.000 Zyklen, Honl et al. (2002) 60.000 Zyklen, um die Belastungen von Transplantaten in den folgenden postoperativen Wochen zu simulieren.

Nach 1.000 Lastzyklen wurde zur Untersuchung des Ermüdungsverhaltens der unterschiedlichen Fixations-Konstrukte die Versagenslast der überlebenden Proben bestimmt. Zur Bestimmung möglicher Änderungen der Stabilität der Fixation wurde ein Ausrissstest vor und nach der zyklischen Belastung durchgeführt. In allen Gruppen wurde eine leichte Abnahme der Ausrisskraft, der Versagenslast und Steifigkeit beobachtet. Nur bei der FiberWire-Nahtcerclage war die extreme Abnahme der Versagenslast statistisch signifikant. Nach zyklischer Belastung fand sich kein statistisch signifikanter Unterschied der Versagenslast zwischen der FiberWire-Nahtcerclage und allen anderen untersuchten Fixationen.

Belastungsgeschwindigkeiten sportbedingter Verletzungen variieren zwischen sehr niedrigen Raten und Werten bis zu 500 Prozent pro Sekunde (Crowninshield und Pope 1976). Die Ergebnisse zeigen eine Überbewertung des Einflusses der Belastungsrate in einem Bereich von 1 bis 100 Prozent pro Sekunde. Woo et al. (1990) fanden in einem Belastungsbereich zwischen 0,01 und 200 Prozent in einer Untersuchung von Kollateralbändern eine Zunahme der Maximallast von 311,5 N auf 403,7 N. Ein

ähnlicher Anstieg des Elastizitätsmoduls vorderer Kreuzbänder des Kaninchens bei unterschiedlichen Geschwindigkeiten von 0,003, 0,3 und 113 mm/ s wurde von Danto und Woo (1993) angegeben. Die in dieser Untersuchung gewählte Lastfrequenz war der anderer Studien ähnlich und scheint im Bereich der physiologischen Belastung zu liegen (Brand et al. 2000, Kobayashi und Terayama 1994, Senekovic und Veselko 2003, Zantop et al. 2004).

Beynon und Amis (1998) forderten eine Vereinheitlichung der Testprotokolle und Techniken zur Beschreibung der biomechanischen Eigenschaften des Kniegelenkes. Saweeres et al. (2005) empfahlen die Verwendung von Industriestandards zur Einschätzung der Fehlerwahrscheinlichkeit, um eine übergroße Anzahl von Versuchen zu vermeiden und trotz der weiten Streuung der Ergebnisse eine klinisch verwertbare statistische Aussage treffen zu können. Reider (2005) forderte in einem Editorial eine dem International Knee Documentation Committee (IKDC) analoge Einrichtung zur Standardisierung der Untersuchungen.

4.5. Steifigkeit

Die Steifigkeit beschreibt die Fähigkeit einer Rekonstruktionstechnik, einer Deformation zu widerstehen. Die bei der Fixation von Frakturen der Eminentia intercondylaris tibiae gemessenen Steifigkeiten sind wesentlich geringer als die mit verschiedenen Befestigungstechniken von Transplantaten zur Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes erreichten Werte. Stadelmaier et al. (1999) und Nagarkatti et al. (2001) berichteten eine Steifigkeit von 144 N/ mm und 214 N/ mm. Es ist darauf hinzuweisen, daß die Steifigkeit der Fixation in dieser Untersuchung nicht der von Woo et al. (1991) beschriebenen Steifigkeit des nativen humanen Femur-Kreuzband-Tibia-Komplexes von 242 N/ mm ähnelt.

Die Steifigkeit eines Anker-Naht-Konstruktes war bei Verwendung einer FiberWire-Naht mit 61,3 N/ mm signifikant größer als bei einer Ethibond-Naht mit 8,1 N/ mm (Acton et al. 2004). De Carli et al. (2005) fanden Werte von 56,7 N/ mm für eine FiberWire-Naht und 31,2 N/ mm für eine Ethibond-Naht.

Metallschrauben verursachten häufiger Brüche von Knochenblöcken als bioresorbierbare Interferenzschrauben (Caborn et al. 1997, Pena et al. 1996, Rupp et al. 1997, Weiler et al. 1996). Kousa et al. (2001) fanden in einem Vergleich zwischen Schrauben aus Titan und resorbierbarem Material eine deutliche Abnahme der Versagenslast beim Wechsel vom zyklischen Einzeltest zur zyklischen Belastung, die bei Verwendung der resorbierbaren Schraube nicht beobachtet wurde. Die Autoren erklärten das Ergebnis mit einem Missverhältnis der unterschiedlichen Elastizitätsmodule von spongiösem (0,2 bis 0,7 GPa) und kortikalem Knochen (9 bis 20 GPa), Titanschrauben (110 GPa) und resorbierbaren Schrauben (4,6 bis 7,5 GPa) (Anderson et al. 1992, Kellomaki et al. 2000, McCalden et al. 1993, Ruluff und McIntyre 1982).

4.6. Schraubenfixation

Obwohl die Hälfte der mit einer Schraube vorgenommenen Fixationen durch einen Bruch der Knochenschuppe versagte, ist die arthroskopisch kontrollierte Versorgung der Fraktur mit einer Schraube ein klinisch etabliertes Verfahren (Berg 1993, Binnet et al. 2001, Doral et al. 2001, Hunter und Willis 2004, McLennan 1982, Reynders et al. 2002, Rinaldi und Mazzarella 1980, Schmitgen und Utukuri 2000, Senekovic und Veselko 2003, Van Loon und Marti 1991).

Eine zusätzliche Schraube erhöhte die Zugfestigkeit nicht, sondern verminderte diese signifikant. In dieser Gruppe versagten annähernd alle Proben durch eine Fraktur der Knochenschuppe. Nach Empfehlungen Bergs (1993) sollte die Größe des Fragmentes das Dreifache des Schraubendurchmessers nicht unterschreiten. Da meist nur ein kleiner Anteil des Fragmentes mineralisiert ist, kann das Ausmaß des chondralen Schadens unterschätzt werden (Iobst und Stanitski 2000). Eine computertomographische Untersuchung hat gezeigt, daß die tatsächlichen durchschnittlichen Abmessungen des in einem Viertel der Fälle zersplitterten Fragmentes bei Ausrissfrakturen des vorderen Kreuzbandes im Vergleich mit röntgenologischen Messungen bis zu 20 Prozent geringer sein können (Griffith et al. 2004). Die präoperative Diagnostik und Indikationsstellung wird hierdurch erheblich erschwert.

Den Vorteilen der Hebelwirkung der eingebrachten Schrauben, der Möglichkeit einer frühen Rehabilitation (Reynders et al. 2002, Senekovic und Veselko 2003, Van Loon und Marti 1991) und der Vermeidung einer direkten Einbeziehung des vorderen Kreuzbandes in die Fixation stehen die Nachteile der Mindestgröße des Fragmentes, der Möglichkeit einer iatrogenen Zersplitterung eines zu kleinen Fragmentes, einer möglichen Bewegungseinschränkung durch den Schraubenkopf und der Notwendigkeit eines zweiten operativen Eingriffes zur Entfernung des Osteosynthesematerials gegenüber (Ahn und Yoo 2005, Lubowitz und Grauer 1993, Van Loon und Marti 1991). Der Zweiteingriff kann durch synoviale Überwachungen erheblich erschwert sein (Attmanspacher et al. 2003).

4.7. Nahtcerclage

Die Zugfestigkeit der mittels Nahtcerclage durchgeführten Fixation war abhängig vom verwendeten Nahtmaterial. Im Einzelzyklus-Test bot die FiberWire-Nahtcerclage eine signifikant höhere Zugfestigkeit als die Fixation mit Ethibond-Nahtmaterial. Zwischen der Zugfestigkeit einer Ethibond-Nahtcerclage und der Fixation mit einer 3,5 mm durchmessenden AO-Schraube bestand kein signifikanter Unterschied. Annähernd die Hälfte der mit einer Nahtcerclage vorgenommenen Fixationen versagten durch Zerreißen des Nahtmaterials am Knoten. Die restlichen Fixationen scheiterten durch eine Abscherung des Fadens an einer Knochenkante oder eine Zersplitterung der Knochenschuppe.

Taylor berichtete 1938, der am wenigsten zuverlässige Teil einer Naht sei der Knoten. Die Sicherheit eines Knotens als die Effektivität, einem Auseinandergleiten unter Last zu widerstehen, basiert auf drei Faktoren: Friktion, innerer Interferenz und dem Vorhandensein nicht gespannter Fadenanteile innerhalb des Knotens.

Die Reibung zwischen angrenzenden Fadenoberflächen im Knoten verhindert ein Auseinandergleiten. Mit der Festigkeit und der Kontaktfläche des Knotens nimmt die Reibung zu. Die Knotensicherheit wächst weiter mit der Zahl der Überwürfe in verschiedenen Richtungen, da die Kraftvektoren durch die Richtungswechsel randomisiert werden. Die Reibung nimmt mit der Härte der Fadenoberfläche zu. Geflochtene Fäden werden häufig zur Verminderung des Gewebewiderstandes

beschichtet, was die Knotenstabilität herabsetzt. Mit steigendem Durchmesser nimmt die Steifigkeit des Nahtmaterials und die Tendenz zur Entflechtung des Knotens zu, da die Friktion zwischen den angrenzenden Strängen abnimmt. Der Fadendurchmesser kann innerhalb einer Größe erheblich variieren (Schubert et al. 2002).

Die Fähigkeit eines Nahtmaterials, während des Knotens eine Nahtschlinge straff halten zu können, wird als Schlingensicherheit beschrieben (Burkhart et al. 2000). Knoten können bei guter Knotensicherheit eine schlechte Schlingensicherheit haben und daher bei der Annäherung der zur vereinigenden Gewebeanteile ineffektiv sein (Lo et al. 2004). In einer Untersuchung fünf verschiedener Gleitknoten mit fünf unterschiedlichen Nahtmaterialien war keiner der Knoten mit allen fünf Nahtmaterialien stabil (Shimi et al. 1994). Die Zuverlässigkeit eines Knotens sollte unter Verwendung verschiedener Nahtmaterialien verglichen werden (Loutzenheiser et al. 1998). Kim et al. (2001) verglichen verschiedene, mit gleichem Nahtmaterial geknüpfte Knoten und fanden eine Knotenfestigkeit, die unterhalb der Reißfestigkeit lag. Bei arthroskopischen Eingriffen werden derzeit nur wenige Knotentechniken verwendet. Allgemein wird ein initialer Gleitknoten mit einigen Halbknoten kombiniert, um einen sicheren Knotenhalt zu gewährleisten. Die einfachen Überwurf- oder komplexen Knoten müssen mit Instrumenten in oft beengten Räumen geknüpft werden und leicht auf dem Faden gleiten (Lee et al. 2001). Die in dieser Untersuchung verwendeten geflochtenen, nicht resorbierbaren Fäden sind monofilamentärem Nahtmaterial in ihren mechanischen Eigenschaften überlegen (Loutzenheiser et al. 1998). Monofilamentäres Material versagt durch Auseinandergleiten des Knotens, nicht resorbierbares und geflochtenes Nahtmaterial bei höheren Belastungen durch Bruch (Mishra et al. 1997).

In einer Untersuchung verschiedener resorbierbarer und nicht resorbierbarer Nahtmaterialien und Knotentechniken fanden Schubert et al. (2002) die Versagensursache im Knoten oder in dessen Nähe. Die Abrasion der Naht während des operativen Eingriffes und der postoperativen zyklischen Belastung könnte ein wichtiger Grund für die Schwächung und den Bruch des Nahtmaterials sein (Bardana et al. 2003, Lee et al. 2001). De Carli et al. (2005) berichteten über einen Vergleich verschiedener Nahtanker in Kombination mit Ethibond- oder FiberWire-Nahtmaterial. In allen Fällen lag bei Verwendung von Ethibond-Nahtmaterial die Ursache des

Versagens in den mechanischen Eigenschaften des Nahtmaterialies begründet, wogegen bei Verwendung von FiberWire-Nahtmaterial der Anker versagte.

Lo et al. (2004) bestätigen die in dieser Untersuchung gefundene, im Vergleich zur Ethibond-Nahtcerclage wesentlich geringere Elongation der FiberWire-Nahtcerclage, die zu einer engeren Nahtschlinge unter Last und folglich höheren Versagenslasten beitrug. Zur Differenzierung des Anteiles der Elongation an einer bleibenden Deformation und des Verlustes der Gewebsapposition empfahlen die Autoren die Durchführung zyklischer Tests.

4.8. Postoperative Ergebnisse

Berichteten frühere Untersuchungen über gute Langzeitergebnisse konservativer und chirurgischer Behandlungen von Frakturen der Eminentia intercondylaris tibiae (Garcia und Neer 1958, Meyers und McKeever 1959, Meyers und McKeever 1970, Molander et al. 1981), wurden zunehmend begleitende Meniskusschäden und ligamentäre Verletzungen gefunden (Baxter und Wiley 1988, Burstein et al. 1988, Falstie-Jensen und Sondergard-Petersen 1984, Gronkvist et al. 1984, McLennan 1982, Smith 1984). Nachuntersuchungen haben eine Besorgnis erregende Anzahl persistierender Instabilitäten des Kniegelenkes nach arthroskopischer Behandlung ergeben (Baxter und Wiley 1988, Geissler und Matthews 1993, Jung et al. 1999, Mah et al. 1998, McLennan 1995, Panni et al. 1998, Smith 1984, Willis et al. 1993). Weitere Komplikationen nach chirurgischer Behandlung von Frakturen der Eminentia intercondylaris tibiae sind Bewegungseinschränkungen, Schmerzen im vorderen Bereich des Kniegelenkes, eine Schwäche des Musculus quadriceps femoris und Streckdefizite durch eine mechanische Blockierung der Interkondylarregion (Hayes und Masear 1984, Smith 1984, Taser et al. 1990, Zaricznyj 1977). Die Einschränkung der Extension wird von den meisten Menschen stärker als eine Einschränkung der Flexion als hindernd empfunden, da ein relativ kleines Extensionsdefizit eine übermäßige Belastung des Musculus quadriceps femoris und des Patellofemoral-Gelenkes verursacht (Benum 1982).

Die trotz einer anatomisch gerechten oder unter Spannung stehenden Reposition verbleibende sagittale Instabilität kann mehrere Ursachen haben: Erstens kann die

plastische Verformung des vorderen Kreuzbandes vor der Fraktur der Eminentia intercondylaris tibiae zu einer Elongation des Ligamentes führen (Accousti und Willis 2003, Baxter und Wiley 1988, Clanton et al. 1979, Gronkvist et al. 1984, McLennan 1995, Noyes et al. 1974). Zweitens kann die anatomisch nicht exakte Reposition zu einer Nichtvereinigung führen, die den Komplex des vorderen Kreuzbandes verlängert (Berg 1993, Binnet et al. 2001, Kobayashi und Terayama 1994, Matthews und Geissler 1994, Medler und Jansson 1994, Van Loon und Marti 1991). Dritte Ursache einer persistierenden Überbeweglichkeit könnte eine sekundäre Dislokation des knöchernen Fragmentes durch unzureichende Fixationstechnik oder die Folge einer zu aggressiven Rehabilitation sein (Garcia und Neer 1958). Shelbourne et al. (1995) fanden keinen Hinweis auf eine Überdehnung von rekonstruierten vorderen Kreuzbändern und keinen Anstieg der Verlustrate, wenn die Patienten früher als in anderen Studien zu ihrem sportlichen Aktivitätsniveau zurückkehrten. Gering ausgeprägte Erhöhungen der sagittalen Beweglichkeit werden Nachuntersuchungen zufolge gut toleriert und sind kaum symptomatisch (Clanton et al. 1979, Janarv et al. 1995, Willis et al. 1993). Diese Toleranz wird vermutlich durch die intakt gebliebenen, sekundär die Kniebeweglichkeit begrenzenden Strukturen bedingt (Accousti und Willis 2003).

Eine kleine Gruppe von Patienten erfährt trotz einer kompletten Ruptur des vorderen Kreuzbandes keine Instabilität, keine Funktionseinschränkungen und keine nennenswerte Schwäche (Daniel et al. 1994, Eastlack et al. 1999, Fitzgerald et al. 2000, Noyes et al. 1983, Rudolph et al. 2001, Wexler et al. 1998). Diese Individuen besitzen anscheinend einen intrinsischen Kompensationsmechanismus oder entwickeln schnell neuromuskuläre Muster, um die durch die Ruptur verursachten Einschränkungen auszugleichen (Alkjaer et al. 2002, Boerboom et al. 2001, Chmielewski et al. 2001, Rudolph et al. 2001). Die Bewegungskontrolle wird durch Versteifung des instabilen Kniegelenkes auf das Hüftgelenk übertragen, was eine Überlastung des Kniegelenkes bewirkt und zu einer frühen Osteoarthritis führen kann (Benedetti et al. 1999, Rudolph et al. 2001, Setton et al. 1999).

Der Knorpel über epiphysealen Oberflächen ist relativ empfindlich und insbesondere in den Perioden aktiven Wachstums verletzungsanfällig (Oeppen und Jaramillo 2003). Chondrale Läsionen sind bei skelettal unreifen Patienten signifikant häufiger als Läsionen der Menisken oder Ligamente zu finden und haben eine ähnlich hohe Prävalenz wie beim Erwachsenen. Eine prolongierte Immobilisation wirkt sich

nachteilig auf den periartikulären Knorpel, den Knochen und das Weichgewebe aus und kann zu Bewegungseinschränkungen führen.

Rehabilitationsprogramme betonen heute die frühe Bewegung und Gewichtsbelastung (Noyes und Barber-Westin 1997, Noyes et al. 1992, Shelbourne und Gray 1997, Shelbourne et al. 1991). Die Fixierung des knöchernen Fragmentes an der Tibia ist der wichtigste, eine frühe Rehabilitation einschränkende Faktor (Shelbourne und Nitz 1990). Die Intensität der Rehabilitation hat anscheinend keinen Einfluß auf die anteriore Kniestabilität, den Aktivitätslevel, die Funktion, die IKDC-Bewertung und die Biomarker des Knorpelstoffwechsels (Beynon et al. 2005).

Die proximale Tibiaepiphyse bleibt bei Mädchen bis zum Alter von 13 bis 15 Jahren, bei Jungen bis zum Alter von 15 bis 19 Jahren offen und wächst zwischen 0,6 und 0,8 cm im Jahr (McKoy und Stanitsky 2003, Beaty und Kumar 1994). Die Wachstumsfuge variiert in der Größe zwischen 736 und 3.026 mm², im Volumen zwischen 1,9 und 13,2 cm³ (Craig et al. 2004). Die tibiale Wachstumsfuge ist in nur 0,8 Prozent aller Verletzungen der Wachstumsfugen betroffen, bildet danach jedoch in 16 Prozent knöcherne Brücken (Oeppen et al. 2004). Beim skelettal unreifen Patienten sollte eine transepiphyseale Fixation wegen der Gefahr einer Wachstumsstörung und Hyperextension des Kniegelenkes vermieden werden (Guzzanti et al. 1994, Lipscomb und Anderson 1986, McCarroll et al. 1988, Nakhostine et al. 1995, Parker et al. 1994, Stadelmaier et al. 1995).

4.9. Einschränkungen

Die Ergebnisse der an einem Tiermodell durchgeführten Untersuchung sind nur begrenzt auf die klinische Situation übertragbar. Gewebe porcinen Ursprunges bietet die Möglichkeit, Proben gleichen Alters in nicht durch Konservierungsverfahren beeinträchtigter Qualität und statistisch aussagekräftiger Quantität zu verwenden. Die biomechanischen Eigenschaften ähneln denen der durch die Verletzung betroffenen Patienten. Die relativen Verhältnisse der einzelnen Fixationen zueinander geben Hinweise auf die in der klinischen Anwendung zu erwartenden Ergebnisse, sind jedoch den absoluten Werten nach nicht übertragbar.

Das gewählte Tiermodell misst nur den größtmöglichen Kraftvektor entlang der anatomischen Achse, die sich aufhängerungsbedingt während der Belastung einstellt. In situ und in vivo auf die Fixation einwirkende Kräfte setzen sich aus zahlreichen Kraftvektoren zusammen, die sich aus der Funktion der anatomischen Strukturen des Kniegelenkes ergeben und in ihrer Gesamtheit keine Berücksichtigung fanden.

Die biomechanische Testung der Konstrukte erfolgte unmittelbar nach der Fixation der die Fraktur simulierenden Knochenschuppe. In vivo stattfindende Umbauprozesse der ligamentären Strukturen, des die Fixationsmaterialien umgebenden Gewebes und des knöchernen Frakturlagers in der postoperativen Phase blieben unbeobachtet.

4.10. Klinische Empfehlungen

Die biomechanischen Ergebnisse zeigen, daß die Nahtcerclage von Frakturen der Eminentia intercondylaris tibiae unter zyklischer Belastung im Tiermodell stabiler als die Fixation mit einer Schraube ist. Eine zweite Schraube hat wegen der Möglichkeit einer Zersplitterung des Fragmentes einen negativen Einfluss auf die biomechanischen Eigenschaften einer Schrauben-Fixation. Mit Schrauben versorgte Patienten sollten schonend mit Teilbelastungen und Stützvorrichtungen rehabilitiert werden.

Insbesondere bei zersplitterten Frakturen der Eminentia intercondylaris tibiae sollte die Reposition durch eine anteriore und insertionsnahe Nahtcerclage erfolgen, um die präaccidentelle Spannung des vorderen Kreuzbandes zu erhalten (Ahn und Yoo 2005, Gronkvist et al. 1984, McLennan 1995, Kogan et al. 1997).

Die Bewertung unterschiedlicher Fixationsmethoden sollte zukünftig ähnlich dem von Kousa et al. (2001) angegebenen belastungsabgestuften Testprotokoll erfolgen und um die von Saweeres et al. (2005) beschriebenen Standards erweitert werden. Um die klinische Anwendung experimenteller biomechanischer Ergebnisse zu beschleunigen, sollten Untersuchungen nach einheitlich zu vereinbarenden Protokollen erfolgen. Der Seltenheit der Fraktur wegen sollten die Ergebnisse in einer Multicenter-Studie oder einem nationalen Register koordiniert werden.

5. Literaturverzeichnis

1. **Accousti WK, Willis RB (2003)** Tibial eminence fractures. *Orthop Clin North Am* 34: 365-75
2. **Acton D, Perry A, Evans R, Butler A, Stephens P, Bruce W, Goldberg J, Sonnabend D, Walsh WR (2004)** The effect of two nonresorbable suture types on the mechanical performance over a metal suture anchor eyelet. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 12: 165-8
3. **Adam F, Pape D, Schiel K, Steimer O, Kohn D, Rupp S (2004)** Biomechanical properties of patellar and hamstring graft tibial fixation techniques in anterior cruciate ligament reconstruction: experimental study with roentgen stereometric analysis. *Am J Sports Med* 32: 71-8
4. **Aerssens J, Boonen S, Lowet G, Dequeker J (1998)** Interspecies differences in bone composition, density, and quality: potential implications for in vivo bone research. *Endocrinology* 139: 663-70
5. **Ahmad CS, Stein BE, Jeshuran W, Nercessian OA, Henry JH (2001)** Anterior cruciate ligament function after tibial eminence fracture in skeletally mature patients. *Am J Sports Med* 29: 339-45
6. **Ahmed AM, Burke DL, Duncan NA, Chan KH (1992)** Ligament tension pattern in the flexed knee in combined passive anterior translation and axial rotation. *J Orthop Res* 10: 854-67
7. **Ahn JH, Yoo JC (2005)** Clinical outcome of arthroscopic reduction and suture for displaced acute and chronic tibial spine fractures. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 13: 116-21

8. **Alkjaer T, Simonsen EB, Peter Magnusson SP, Aagaard H, Dyhre-Poulsen P (2002)** Differences in the movement pattern of a forward lunge in two types of anterior cruciate ligament deficient patients: copers and non-copers. Clin Biomech (Bristol, Avon) 17: 586-93
9. **Anderson MJ, Keyak JH, Skinner HB (1992)** Compressive mechanical properties of human cancellous bone after gamma irradiation. J Bone Joint Surg Am 74: 747-52
10. **Andrish JT (2001)** Anterior cruciate ligament injuries in the skeletally immature patient. Am J Orthop 30: 103-10
11. **Appel M, Hawe W, Gradinger R (1989)** Topographische Anatomie der Kreuzbandinsertionen unter dem Gesichtspunkt der Kreuzbandplastik. Prakt Sport Traum Sportmed 1: 19-23
12. **Arendt E, Dick R (1995)** Knee injury patterns among men and women in collegiate basketball and soccer: NCAA data and review of literature. Am J Sports Med 23: 694-701
13. **Arndt S, Besch L, Havemann D (1999)** Kniebinnenschäden bei Kindern. Unfallchirurg 102: 619-24
14. **Arnoczky SP (1983)** Anatomy of the anterior cruciate ligament. Clin Orthop 172: 19-25
15. **Arnold JS, Bartley MH, Tont SA, Jenkins DP (1966)** Skeletal changes in aging and disease. Clin Orthop Relat Res 49: 17-38
16. **Attmanspacher W, Dittrich V, Stedtfeld HW (2003)** Results on treatment of anterior cruciate ligament rupture of immature and adolescents. Unfallchirurg 106: 136-43
17. **Azangwe G, Mathias KJ, Marshall D (2000)** Macro and microscopic examination of the ruptured surfaces of anterior cruciate ligaments of rabbits. J Bone Joint Surg 82: 450-6

18. **Bach JM, Hull ML (1998)** Strain inhomogeneity in the anterior cruciate ligament under application of external and muscular loads. *J Biomech Eng* 120: 497-503
19. **Bale RS, Banks AJ (1995)** Arthroscopically guided Kirschner wire fixation for fractures of the intercondylar eminence of the tibia. *J R Coll Surg Edinb* 40: 260-2
20. **Barber FA, Herbert MA, Richards DP (2003)** Sutures and suture anchors: update 2003. *Arthroscopy* 19: 985-90
21. **Bardana DD, Burks RT, West JR, Greis PE (2003)** The effect of suture anchor design and orientation on suture abrasion: An in vitro study. *Arthroscopy* 19: 274-81
22. **Barry D, Ahmed AM (1986)** Design and performance of a modified buckle transducer for the measurement of ligament tension. *J Biomech Eng* 108: 149-52
23. **Baxter MP, Wiley JJ (1988)** Fractures of the tibial spine in children. An evaluation of knee stability. *J Bone Joint Surg Br* 70: 228-30
24. **Beaty JH, Kumar A (1994)** Fractures about the knee in children. *J Bone Joint Surg Am* 76: 1870-80
25. **Benedetti MG, Bonato P, Catani F, D'Alessio T, Knaflitz M, Marcacci M, Simoncini L (1999)** Myoelectric activation pattern during gait in total knee replacement: relationship with kinematics, kinetics, and clinical outcome. *IEEE Trans Rehabil Eng* 7: 140-9
26. **Benum P (1982)** Operative mobilization of stiff knees after surgical treatment of knee injuries and posttraumatic conditions. *Acta Orthop Scand* 53: 625-31
27. **Benz G, Roth H, Zachariou Z (1986)** Fractures and cartilage injuries of the knee joint in children. *Z Kinderchir* 41: 219-26
28. **Berg EE (1993)** Comminuted tibial eminence anterior cruciate ligament avulsion fractures: failure of arthroscopic treatment. *Arthroscopy* 9: 446-50

29. **Berg EE (1995)** Pediatric tibial eminence fractures: arthroscopic cannulated screw fixation. *Arthroscopy* 11: 328-31
30. **Berns GS, Hull ML, Patterson HA (1992)** Strain in the anteromedial bundle of the anterior cruciate ligament under combination loading. *J Orthop Res* 10: 167-76
31. **Beynonn BD, Amis AA (1998)** In vitro testing protocols for the cruciate ligaments and ligament reconstructions. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Suppl* 6: 70-6
32. **Beynonn BD, Fleming BC, Johnson RJ, Nichols CE, Renstrom PA, Pope MH (1995)** Anterior cruciate ligament strain behavior during rehabilitation exercises in vivo. *Am J Sports Med* 23: 24-34
33. **Beynonn BD, Howe JG, Pope MH, Johnson RJ, Fleming BC (1992)** The measurement of anterior cruciate ligament strain in vivo. *Int Orthop* 16: 1-12
34. **Beynonn BD, Johnson RJ, Fleming BC, Stankewich CJ, Renstrom PA, Nichols CE (1997)** The strain behavior of the anterior cruciate ligament during squatting and active flexion-extension. A comparison of an open and a closed kinetic chain exercise. *Am J Sports Med* 25: 823-9
35. **Beynonn BD, Uh BS, Johnson RJ, Abate JA, Nichols CE, Fleming BC, Poole AR, Roos H (2005)** Rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective, randomized, double-blind comparison of programs administered over 2 different time intervals. *Am J Sports Med* 33: 347-59
36. **Binnet MS, Gurkan I, Yilmaz C, Karakas A, Cetin C (2001)** Arthroscopic fixation of intercondylar eminence fractures using a 4-portal technique. *Arthroscopy* 17: 450-60
37. **Black KP, Saunders MM, Stube KC, Moulton MJ, Jacobs CR (2000)** Effects of interference fit screw length on tibial tunnel fixation for anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 28: 846-9

38. **Boerboom AL, Hof AL, Halbertsma JP, van Raaij JJ, Schenk W, Diercks RL, van Horn JR (2001)** Atypical hamstrings electromyographic activity as a compensatory mechanism in anterior cruciate ligament deficiency. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 9: 211-6
39. **Bolotin HH, Sievanen H (2001)** Inaccuracies inherent in dual-energy X-ray absorptiometry in vivo bone mineral density can seriously mislead diagnostic/prognostic interpretations of patient-specific bone fragility. *J Bone Miner Res* 16: 799-805
40. **Bolotin HH, Sievanen H, Grashuis JL, Kuiper JW, Jarvinen TL (2001)** Inaccuracies inherent in patient-specific dual-energy X-ray absorptiometry bone mineral density measurements: comprehensive phantom-based evaluation. *J Bone Miner Res* 16: 417-26
41. **Brand JC, Pienkowski D, Steenlage E, Hamilton D, Johnson DL, Caborn DN (2000)** Interference screw fixation strength of a quadrupled hamstring tendon graft is directly related to bone mineral density and insertion torque. *Am J Sports Med* 28: 705-10
42. **Brand JC, Weiler A, Caborn DN, Brown CH, Johnson DL (2000)** Graft fixation in cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 28: 761-74
43. **Brown CH, Hecker AT, Hipp JA, Myers ER, Hayes WC (1993)** The biomechanics of interference screw fixation of patellar tendon anterior cruciate ligament grafts. *Am J Sports Med* 21: 880-6
44. **Burkhart SS, Wirth MA, Simonich M, Salem D, Lanctot D, Athanasiou K (2000)** Knot security in simple sliding knots and its relationship to rotator cuff repair: how secure must the knot be? *Arthroscopy* 16: 202-7
45. **Burstein DB, Viola A, Fulkerson JP (1988)** Entrapment of the medial meniscus in a fracture of the tibial eminence. *Arthroscopy* 4: 47-50

46. **Butler JC, Branch TP, Hutton WC (1994)** Optimal graft fixation-the effect of gap size and screw size on bone plug fixation in ACL reconstruction. *Arthroscopy* 10: 524-9
47. **Cabaud HE (1983)** Biomechanics of the anterior cruciate ligament. *Clin Orthop* 172: 26-31
48. **Caborn DN, Coen M, Neef R, Hamilton D, Nyland J, Johnson DL (1998)** Quadrupled semitendinosus-gracilis autograft fixation in the femoral tunnel: a comparison between a metal and a bioabsorbable interference screw. *Arthroscopy* 14: 241-5
49. **Caborn DN, Urban WP, Johnson DL, Nyland J, Pienkowski D (1997)** Biomechanical comparison between BioScrew and titanium alloy interference screws for bone-patellar tendon-bone graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 13: 229-32
50. **Chmielewski TL, Rudolph KS, Fitzgerald GK, Axe MJ, Snyder-Mackler L (2001)** Biomechanical evidence supporting a differential response to acute ACL injury. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 16: 586-91
51. **Clanton TO, DeLee JC, Sanders B, Neidre A (1979)** Knee ligament injuries in children. *J Bone Joint Surg Am* 61: 1195-201
52. **Corsetti JR, Jackson DW (1996)** Failure of anterior ligament reconstruction: The biologic basis. *Clin Orthop* 325: 42-9
53. **Craig JG, Cody DD, Van Holsbeeck M (2004)** The distal femoral and proximal tibial growth plates: MR imaging, three-dimensional modeling and estimation of area and volume. *Skeletal Radiol* 33: 337-44
54. **Crowninshield RD, Pope MH (1976)** The strength and failure characteristics of rat medial collateral ligaments. *J Trauma* 16: 99-105

55. **Daniel DM, Stone ML, Dobson BE, Fithian DC, Rossman DJ, Kaufman KR (1994)** Fate of the ACL-injured patient. A prospective outcome study. *Am J Sports Med* 22: 632-44
56. **Danto MI, Woo SL (1993)** The mechanical properties of skeletally mature rabbit anterior cruciate ligament and patellar tendon over a range of strain rates. *J Orthop Res* 11: 58-67
57. **De Carli A, Vadala A, Monaco E, Labianca L, Zanzotto E, Ferretti A (2005)** Effect of cyclic loading on new polyblend suture coupled with different anchors. *Am J Sports Med* 33: 214-9
58. **DeLee JC, Curtis R (1983)** Anterior cruciate ligament insufficiency in children. *Clin Orthop* 172: 112-8
59. **Ding M, Dalstra M, Danielsen CC, Kabel J, Hvid I, Linde F (1997)** Age variations in the properties of human tibial trabecular bone. *J Bone Joint Surg Br* 79: 995-1002
60. **Doral MN, Atay OA, Leblebicioglu G, Tetik O (2001)** Arthroscopic fixation of the fractures of the intercondylar eminence via transquadriceps tendinous portal. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 9: 346-9
61. **Durselen L, Claes L, Kiefer H (1995)** The influence of muscle forces and external loads on cruciate ligament strain. *Am J Sports Med* 23: 129-36
62. **Eastlack ME, Axe MJ, Snyder-Mackler L (1999)** Laxity, instability, and functional outcome after ACL injury: copers versus noncopers. *Med Sci Sports Exerc* 31: 210-5
63. **Engebretsen L, Lew WD, Lewis JL, Hunter RE (1989)** Knee mechanics after repair of the anterior cruciate ligament. A cadaver study of ligament augmentation. *Acta Orthop Scand* 60: 703-9
64. **Falstie-Jensen S, Sondergard-Petersen PE (1984)** Incarceration of the meniscus in fractures of the intercondylar eminence of the tibia in children. *Injury* 15: 236-8

65. **Figgie HE, Bahniuk EH, Heiple KG, Davy DT (1986)** The effects of tibial-femoral angle on the failure mechanics of the canine anterior cruciate ligament. *J Biomech* 19: 89-91
66. **Fitzgerald GK, Axe MJ, Snyder-Mackler L (2000)** A decision-making scheme for returning patients to high-level activity with nonoperative treatment after anterior cruciate ligament rupture. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 8: 76-82
67. **Fuss FK (1991)** Anatomy and function of the cruciate ligaments of the domestic pig (*Sus scrofa domestica*): a comparison with human cruciates. *J Anat* 178: 11-20
68. **Fyfe IS, Jackson JP (1981)** Tibial intercondylar fractures in children: a review of the classification and the treatment of mal-union. *Injury* 13: 165-9
69. **Gabriel MT, Wong EK, Woo SL, Yagi M, Debski RE (2004)** Distribution of in situ forces in the anterior cruciate ligament in response to rotatory loads. *J Orthop Res* 22: 85-9
70. **Garcia A, Neer CS (1958)** Isolated fractures of the intercondylar eminence of the tibia. *Am J Surg* 95: 593-8
71. **Garrick JG, Requa RK (1979)** Injury patterns in children and adolescent skiers. *Am J Sports Med* 7: 245-8
72. **Geissler WB, Matthews DE (1993)** Arthroscopic suture fixation of displaced tibial eminence fractures. *Orthopedics* 16: 331-3
73. **Genant HK, Fuerst T, Faulkner KG, Gluer CC (1996)** In evaluating bone density for osteoporosis, are any of the available methods clearly superior? *Am J Roentgenol* 167: 1589-90
74. **Giurea M, Zorilla P, Amis AA, Aichroth P (1999)** Comparative pull-out and cyclic-loading strength tests of anchorage of hamstring tendon grafts in anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 27: 621-25

75. **Griffith JF, Antonio GE, Tong CW, Ming CK (2004)** Cruciate ligament avulsion fractures. *Arthroscopy* 20: 803-12
76. **Gronkvist H, Hirsch G, Johansson L (1984)** Fracture of the anterior tibial spine in children. *J Pediatr Orthop* 4: 465-8
77. **Guzzanti V, Falciglia F, Gigante A, Fabbriciani C (1994)** The effect of intra-articular ACL reconstruction on the growth plates of rabbits. *J Bone Joint Surg Br* 76: 960-3
78. **Harner CD, Baek GH, Vogrin TM, Carlin GJ, Kashiwaguchi S, Woo SL (1999)** Quantitative analysis of human cruciate ligament insertions. *Arthroscopy* 15: 741-9
79. **Harner CD, Fu FH, Irrgang JJ, Vogrin TM (2001)** Anterior and posterior cruciate ligament reconstruction in the new millennium: a global perspective. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 9: 330-6
80. **Hayes JM, Masear VR (1984)** Avulsion fracture of the tibial eminence associated with severe medial ligamentous injury in adolescent. A case report and literature review. *Am J Sports Med* 12: 330-3
81. **Henning CE, Lynch MA, Glick KR (1985)** An in vivo strain gage study of elongation of the anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med* 13: 22-6
82. **Holden JP, Grood ES, Korvick DL, Cummings JF, Butler DL, Bylski-Austrow DI (1994)** In vivo forces in the anterior cruciate ligament: direct measurements during walking and trotting in a quadruped. *J Biomech* 27: 517-26
83. **Honl M, Carrero V, Hille E, Schneider E, Morlock MM (2002)** Bone-patellar tendon-bone grafts for anterior cruciate ligament reconstruction: an in vitro comparison of mechanical behavior under failure tensile loading and cyclic submaximal tensile loading. *Am J Sports Med* 30: 549-57
84. **Hunter RE, Willis JA (2004)** Arthroscopic fixation of avulsion fractures of the tibial eminence: technique and outcome. *Arthroscopy* 20: 113-21

85. **Iobst CA, Stanitski CL (2000)** Acute knee injuries. *Clin Sports Med* 19: 621–35
86. **Ishibashi Y, Rudy TW, Livesay GA, Stone JD, Fu FH, Woo SL (1997)** The effect of anterior cruciate ligament graft fixation site at the tibia on knee stability: evaluation using a robotic testing system. *Arthroscopy* 13: 177-82
87. **Janarv PM, Westblad P, Johansson C, Hirsch G (1995)** Long-term follow-up of anterior tibial spine fractures in children. *J Pediatr Orthop* 15: 63-8
88. **Johansson H, Sjolander P, Sojka P (1991)** A sensory role for the cruciate ligaments. *Clin Orthop* 268: 161-78
89. **Jonasch E, Bertel E (1981)** Verletzung bei Kindern bis zum 14. Lebensjahr. Medizinisch-statistische Studie über 263.166 Verletzte. *Hefte Unfallheilkd* 150: 1-146
90. **Jung YB, Yum JK, Koo BH (1999)** A new method for arthroscopic treatment of tibial eminence fractures with eyed Steinmann pins. *Arthroscopy* 15: 672-5
91. **Kellenberger R, von Laer L (1990)** Nonosseous lesions of the anterior cruciate ligaments in childhood and adolescence. *Prog Pediatr Surg* 25: 123-3
92. **Kellomaki M, Heller J, Tormala P (2000)** Processing and properties of two different poly (ortho esters). *J Mater Sci Mater Med* 11: 345-55
93. **Kendall NS, Hsu SY, Chan KM (1992)** Fracture of the tibial spine in adults and children. A review of 31 cases. *J Bone Joint Surg Br* 74: 848-52
94. **Kim SH, Ha KI, Kim SH, Kim JS (2001)** Significance of the internal locking mechanism for loop security enhancement in the arthroscopic knot. *Arthroscopy* 17: 850-5
95. **Kobayashi S, Terayama K (1994)** Arthroscopic reduction and fixation of a completely displaced fracture of the intercondylar eminence of the tibia. *Arthroscopy* 1994; 10: 231–5

96. **Kogan MG, Marks P, Amendola A (1997)** Technique for arthroscopic suture fixation of displaced tibial intercondylar eminence fractures. *Arthroscopy* 13: 301-6
97. **Kousa P, Jarvinen TL, Kannus P, Jarvinen M (2001)** Initial fixation strength of bioabsorbable and titanium interference screws in anterior cruciate ligament reconstruction. Biomechanical evaluation by single cycle and cyclic loading. *Am J Sports Med* 29: 420-5
98. **Kousa P, Jarvinen TL, Vihavainen M, Kannus P, Jarvinen M (2003)** The fixation strength of six hamstring tendon graft fixation devices in anterior cruciate ligament reconstruction. Part II: tibial site. *Am J Sports Med* 31: 182-8
99. **Krudwig WK (2000)** Situation der Arthroskopie in Deutschland. *Arthroskopie* 13: 191-3
100. **Kummer B, Yamamoto, M (1988)** Funktionelle Anatomie der Kreuzbänder. *Arthroskopie* 1: 2-10
101. **Kurosaka M, Yoshiya S, Andrish JT (1987)** A biomechanical comparison of different surgical techniques of graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 15: 225-9
102. **Landin LA (1983)** Fracture patterns in children. Analysis of 8.682 fractures with special reference to incidence, etiology and secular changes in a swedish urban population 1950-1979. *Acta Orthop Scand Suppl* 202: 1-109
103. **Lee TQ, Matsuura PA, Fogolin RP, Lin AC, Kim D, McMahon PJ (2001)** Arthroscopic suture tying: a comparison of knot types and suture materials. *Arthroscopy* 17: 348-52
104. **Lewis JL, Lew WD, Hill JA, Hanley P, Ohland K, Kirstukas S, Hunter RE (1989)** Knee joint motion and ligament forces before and after ACL reconstruction. *J Biomech Eng* 111: 97-106

105. **Li G, DeFrate LE, Sun H, Gill TJ (2004)** In vivo elongation of the anterior cruciate ligament and posterior cruciate ligament during knee flexion. *Am J Sports Med* 32: 1415-20
106. **Linde F, Sorensen HC (1993)** The effect of different storage methods on the mechanical properties of trabecular bone. *J Biomech* 26: 1249-52
107. **Lintner DM, Dewitt SE, Moseley JB (1996)** Radiographic evaluation of native anterior cruciate ligament attachments and graft placement for reconstruction. A cadaveric study. *Am J Sports Med* 24: 72-8
108. **Lipscomb AB, Anderson AF (1986)** Tears of the anterior cruciate ligament in adolescents. *J Bone Joint Surg Am* 68: 19–28
109. **Liu SH, Kabo JM, Osti L (1995)** Biomechanics of two types of bone-tendon-bone graft for ACL reconstruction. *J Bone Joint Surg Br* 77: 232-5
110. **Lo IK, Burkhart SS, Athanasiou K (2004)** Abrasion resistance of two types of nonabsorbable braided suture. *Arthroscopy* 20: 407-13
111. **Lo IK, Burkhart SS, Chan KC, Athanasiou K (2004)** Arthroscopic knots: determining the optimal balance of loop security and knot security. *Arthroscopy* 20: 489-502
112. **Loutzenheiser TD, Harryman DT, Ziegler DW, Yung SW (1998)** Optimizing arthroscopic knots using braided or monofilament suture. *Arthroscopy* 14: 57-65
113. **Lubowitz JH, Grauer JD (1993)** Arthroscopic treatment of anterior cruciate ligament avulsion. *Clin Orthop* 294: 242-6
114. **Magen HE, Howell SM, Hull ML (1999)** Structural properties of six tibial fixation methods for anterior cruciate ligament soft tissue grafts. *Am J Sports Med* 27: 35-43
115. **Mah JY, Adili A, Otsuka NY, Ogilvie R (1998)** Follow-up study of arthroscopic reduction and fixation of type III tibial-eminence fractures. *J Pediatr Orthop* 18: 475-7

116. **Mah JY, Otsuka NY, McLean J (1996)** An arthroscopic technique for the reduction and fixation of tibial-eminence fractures. *J Pediatr Orthop* 16: 119-21
117. **Markolf KL, Gorek JF, Kabo JM, Shapiro MS (1990)** Direct measurement of resultant forces in the anterior cruciate ligament. An in vitro study performed with a new experimental technique. *J Bone Joint Surg Am* 72: 557-67
118. **Markolf KL, Mensch JS, Amstutz HC (1976)** Stiffness and laxity of the knee--the contributions of the supporting structures. A quantitative in vitro study. *J Bone Joint Surg Am* 58: 583-94
119. **Markolf KL, Wascher DC, Finerman GA (1993)** Direct in vitro measurement of forces in the cruciate ligaments. Part II: The effect of section of the posterolateral structures. *J Bone Joint Surg Am* 75: 387-94
120. **Matthews DE, Geissler WB (1994)** Arthroscopic suture fixation of displaced tibial eminence fractures. *Arthroscopy* 10: 418-23
121. **Matthews LS, Lawrence SJ, Yahiro MA, Sinclair MR (1993)** Fixation strengths of patellar tendon-bone grafts. *Arthroscopy* 9: 76-81
122. **McCalden RW, McGeough JA, Barker MB, Court-Brown CM (1993)** Age-related changes in the tensile properties of cortical bone. The relative importance of changes in porosity, mineralization, and microstructure. *J Bone Joint Surg Am* 75: 1193-205
123. **McCarroll JR, Rettig AC, Shelbourne KD (1988)** Anterior cruciate ligament injuries in the young athlete with open physes. *Am J Sports Med* 16: 44-7
124. **McKoy BE, Stanitski CL (2003)** Acute tibial tubercle avulsion fractures. *Orthop Clin North Am* 34: 397-403
125. **McLennan JG (1982)** The role of arthroscopic surgery in the treatment of fractures of the intercondylar eminence of the tibia. *J Bone Joint Surg Br* 64: 477-80

126. **McLennan JG (1995)** Lessons learned after second-look arthroscopy in type III fractures of the tibial spine. *J Pediatr Orthop* 15: 59-62
127. **Medler RG, Jansson KA (1994)** Arthroscopic treatment of fractures of the tibial spine. *Arthroscopy* 10: 292-5
128. **Meyers MH, McKeever FM (1959)** Fracture of the intercondylar eminence of the tibia. *J Bone Joint Surg Am* 41: 209-22
129. **Meyers MH, McKeever FM (1970)** Fracture of the intercondylar eminence of the tibia. *J Bone Joint Surg Am* 52: 1677-84
130. **Mishra DK, Cannon WD, Lucas DJ, Belzer JP (1997)** Elongation of arthroscopically tied knots. *Am J Sports Med* 25: 113-7
131. **Miyata K, Yasuda K, Kondo E, Nakano H, Kimura S, Hara N (2000)** Biomechanical comparisons of anterior cruciate ligament: reconstruction procedures with flexor tendon graft. *J Orthop Sci* 5: 585-92
132. **Molander ML, Wallin G, Wikstad I (1981)** Fracture of the intercondylar eminence of the tibia: a review of 35 patients. *J Bone Joint Surg Br* 63: 89-91
133. **Morgan CD, Kalman VR, Grawl DM (1995)** Definitive landmarks for reproducible tibial tunnel placement in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 11: 275-88
134. **Morrison JB (1969)** Function of the knee joint in various activities. *Biomed Eng* 4: 573-80
135. **Morrison JB (1970)** The mechanics of the knee joint in relation to normal walking. *J Biomech* 3: 51-61

136. **Mosekilde L, Kragstrup J, Richards A (1987)** Compressive strength, ash weight, and volume of vertebral trabecular bone in experimental fluorosis in pigs. *Calcif Tissue Int* 40: 318-22
137. **Mulhall KJ, Dowdall J, Grannell M, McCabe JP (1999)** Tibial spine fractures: an analysis of outcome in surgically treated type III injuries. *Injury* 30: 289-92
138. **Nagarkatti DG, McKeon BP, Donahue BS, Fulkerson JP (2001)** Mechanical evaluation of a soft tissue interference screw in free tendon anterior cruciate ligament graft fixation. *Am J Sports Med* 29: 67-71
139. **Nakano H, Yasuda K, Tohyama H, Yamanaka M, Wada T, Kaneda K (2000)** Interference screw fixation of doubled flexor tendon graft in anterior cruciate ligament reconstruction – biomechanical evaluation with cyclic elongation. *Clin Biomech* 15: 188-95
140. **Nakhostine M, Bollen SR, Cross MJ (1995)** Reconstruction of mid-substance anterior cruciate rupture in adolescents with open physes. *J Pediatr Orthop* 15: 286–7
141. **Noyes FR, Barber-Westin SD (1997)** Reconstruction of the anterior and posterior cruciate ligaments after knee dislocation. Use of early protected postoperative motion to decrease arthrofibrosis. *Am J Sports Med* 25: 769-78
142. **Noyes FR, Butler DL, Grood ES, Zernicke RF, Hefzy MS (1984)** Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions. *J Bone Joint Surg Am* 66: 344-52
143. **Noyes FR, Grood ES (1976)** The strength of the anterior cruciate ligament in humans and Rhesus monkeys. *J Bone Joint Surg Am* 58: 1074-82
144. **Noyes FR, Mangine RE, Barber SD (1992)** The early treatment of motion complications after reconstruction of the anterior cruciate ligament. *Clin Orthop Relat Res* 277: 217-28

145. **Noyes FR, Mooar PA, Matthews DS, Butler DL (1983)** The symptomatic anterior cruciate-deficient knee. Part I: the long-term functional disability in athletically active individuals. *J Bone Joint Surg Am* 65: 154-62
146. **Noyes FR, Torvik PJ, Hyde WB, DeLucas JL (1974)** Biomechanics of ligament failure. II. An analysis of immobilization, exercise, and reconditioning effects in primates. *J Bone Joint Surg Am* 56: 1406-18
147. **Nurmi JT, Jarvinen TL, Kannus P, Sievanen H, Toukosalo J, Jarvinen M (2002)** Compaction versus extraction drilling for fixation of the hamstring tendon graft in anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 30: 167-73
148. **Nurmi JT, Sievanen H, Kannus P, Jarvinen M, Jarvinen TL (2004)** Porcine tibia is a poor substitute for human cadaver tibia for evaluating interference screw fixation. *Am J Sports Med* 32: 765-71
149. **Odensten M, Gillquist J (1985)** Functional anatomy of the anterior cruciate ligament and a rationale for reconstruction. *J Bone Joint Surg Am* 67: 257-62
150. **Oeppen RS, Connolly SA, Bencardino JT, Jaramillo D (2004)** Acute injury of the articular cartilage and subchondral bone: a common but unrecognized lesion in the immature knee. *Am J Roentgenol* 182: 111-7
151. **Oeppen RS, Jaramillo D (2003)** Sports injuries in the young athlete. *Top Magn Reson Imaging* 14: 199-208
152. **Oohashi Y (2001)** A simple technique for arthroscopic suture fixation of displaced fracture of the intercondylar eminence of the tibia using folded surgical steels. *Arthroscopy* 17: 1007-11
153. **Oostvogel HJ, Klasen HJ, Reddingius RE (1988)** Fractures of the intercondylar eminence in children and adolescents. *Arch Orthop Trauma Surg* 107: 242-7
154. **Osti L, Merlo F, Liu SH, Bocchi L (2000)** A simple modified arthroscopic procedure for fixation of displaced tibial eminence fractures. *Arthroscopy* 16: 379-82

155. **Panni AS, Milano G, Tartarone M, Fabbriciani C (1998)** Arthroscopic treatment of malunited and nonunited avulsion fractures of the anterior tibial spine. *Arthroscopy* 14: 233-40
156. **Parker AW, Drez D, Cooper JL (1994)** Anterior cruciate ligament injuries in patients with open physes. *Am J Sports Med* 22: 44–7
157. **Paschal SO, Seemann MD, Ashman RB, Allard RN, Montgomery JB (1994)** Interference fixation versus postfixation of bone-patellar tendon-bone grafts for anterior cruciate ligament reconstruction. A biomechanical comparative study in porcine knees. *Clin Orthop Relat Res* 300: 281-7
158. **Pelker RR, Friedlaender GE, Markham TC, Panjabi MM, Moen CJ (1984)** Effects of freezing and freeze-drying on the biomechanical properties of rat bone. *J Orthop Res* 1: 405-11
159. **Pena F, Grontvedt T, Brown GA, Aune AK, Engebretsen L (1996)** Comparison of failure strength between metallic and absorbable interference screws. Influence of insertion torque, tunnel-bone block gap, bone mineral density, and interference. *Am J Sports Med* 24: 329-34
160. **Petersen W, Tillmann B (1995)** Die Insertionszone des vorderen Kreuzbandes. *Ann Anat Suppl* 178 : 265
161. **Petersen W, Tillmann B (1999)** Structure and vascularization of the cruciate ligaments of the human knee joint. *Anat Embryol (Berl.)* 200: 325-34
162. **Petersen W, Tillmann B (2002)** Anatomie und Funktion des vorderen Kreuzbandes. *Orthopäde* 31: 710-8
163. **Poncet A (1875)** Arrachement de l'épine du tibia a l'insertion du ligament croise anterieur. *Bull et mem Soc de chir de Paris*: 883-4

164. **Powell JW, Barber-Foss KD (2000)** Sex-related injury patterns among selected high school sports. *Am J Sports Med* 28: 385-91
165. **Pringle JH (1907)** Avulsion of the spine of the tibia. *Ann Surg* 46: 169
166. **Ravalin RV, Mazzocca AD, Grady-Benson JC, Nissen CW, Adams DJ (2002)** Biomechanical comparison of patellar tendon repairs in a cadaver model: an evaluation of gap formation at the repair site with cyclic loading. *Am J Sports Med* 30: 469-73
167. **Reider B (2005)** Thinking outside the box. *Am J Sports Med* 33: 645
168. **Reynders P, Reynders K, Broos P (2002)** Pediatric and adolescent tibial eminence fractures: arthroscopic cannulated screw fixation. *J Trauma* 53: 49-54
169. **Rinaldi E, Mazzarella F (1980)** Isolated fracture-avulsions of the tibial insertions of the cruciate ligaments of the knee. *Ital J Orthop Traumatol* 6: 77-83
170. **Roth PB (1928)** Fracture of the spine of the tibia. *J Bone Joint Surg* 10: 509
171. **Rudolph KS, Axe MJ, Buchanan TS, Scholz JP, Snyder-Mackler L (2001)** Dynamic stability in the anterior cruciate ligament deficient knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 9: 62-71
172. **Ruff CB, Hayes WC (1984)** Bone-mineral content in the lower limb. Relationship to cross-sectional geometry. *J Bone Joint Surg Am* 66: 1024-31
173. **Ruluff D, McIntyre PE (1982)** Some current uses for metals in, on and around your body. *Mech Eng* 4: 40-7
174. **Rupp S, Hopf T, Hess T, Seil R, Kohn DM (1999)** Resulting tensile forces in the human bone-patellar tendon-bone graft: direct force measurement in vitro. *Arthroscopy* 15: 179-84

175. **Rupp S, Krauss PW, Fritsch EW (1997)** Fixation strength of a biodegradable interference screw and a press-fit technique in anterior cruciate ligament reconstruction with a BPTB graft. *Arthroscopy* 13: 61-5
176. **Saweres ES, Kuiper JH, Evans RO, Richardson JB, White SH (2005)** Predicting in vivo clinical performance of anterior cruciate ligament fixation methods from in vitro analysis: industrial tests of fatigue life and tolerance limits are more useful than other cyclic loading parameters. *Am J Sports Med* 33: 666-73
177. **Scheffler SU, Sudkamp NP, Gockenjan A, Hoffmann RF, Weiler A (2002)** Biomechanical comparison of hamstring and patellar tendon graft anterior cruciate ligament reconstruction techniques: The impact of fixation level and fixation method under cyclic loading. *Arthroscopy* 18: 304-15
178. **Schmitgen GF, Utukuri MM (2000)** Arthroscopic treatment of tibial spine fractures in children: a review of three cases. *Knee* 7: 115-119
179. **Schubert DC, Unger JB, Mukherjee D, Perrone JF (2002)** Mechanical performance of knots using braided and monofilament absorbable sutures. *Am J Obstet Gynecol* 187: 1438-40
180. **Seil R, Rupp S, Krauss PW, Benz A, Kohn DM (1998)** Comparison of initial fixation strength between biodegradable and metallic interference screws and a press-fit fixation technique in a porcine model. *Am J Sports Med* 26: 815-9
181. **Senekovic V, Veselko M (2003)** Anterograde arthroscopic fixation of avulsion fractures of the tibial eminence with a cannulated screw: five-year results. *Arthroscopy* 19: 54-61
182. **Setton LA, Elliott DM, Mow VC (1999)** Altered mechanics of cartilage with osteoarthritis: human osteoarthritis and an experimental model of joint degeneration. *Osteoarthritis Cartilage* 7: 2-14

183. **Shelbourne KD, Gray T (1997)** Anterior cruciate ligament reconstruction with autogenous patellar tendon graft followed by accelerated rehabilitation. A two- to nine-year followup. *Am J Sports Med* 25: 786-95
184. **Shelbourne KD, Klootwyk TE, Wilckens JH, De Carlo MS (1995)** Ligament stability two to six years after anterior cruciate ligament reconstruction with autogenous patellar tendon graft and participation in accelerated rehabilitation program. *Am J Sports Med* 23: 575-9
185. **Shelbourne KD, Nitz P (1990)** Accelerated rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 18: 292-9
186. **Shelbourne KD, Wilckens JH, Mollabashy A, DeCarlo M (1991)** Arthrofibrosis in acute anterior cruciate ligament reconstruction. The effect of timing of reconstruction and rehabilitation. *Am J Sports Med* 19: 332-6
187. **Shimi SM, Lirici M, Van der Velpen G, Cuschieri A (1994)** Comparative study of the holding strength of slipknots using absorbable and non absorbable ligature materials. *Surg Endosc* 8: 1285-91
188. **Sievanen H (2000)** A physical model for dual-energy X-ray absorptiometry-derived bone mineral density. *Invest Radiol* 35: 325-30
189. **Skak SV, Jensen TT, Poulsen TD, Sturup J (1987)** Epidemiology of knee injuries in children. *Acta Orthop Scand* 58: 78-81
190. **Smith JB (1984)** Knee instability after fractures of the intercondylar eminence of the tibia. *J Pediatr Orthop* 4: 462-4
191. **Stadelmaier DM, Arnoczky SP, Dodds J, Ross H (1995)** The effect of drilling and soft tissue grafting across open growth plates. A histologic study. *Am J Sports Med* 23: 431-5

192. **Stadelmaier DM, Lowe WR, Ilahi OA, Noble PC, Kohli HW (1999)** Cyclic pull-out strength of hamstring tendon graft fixation with soft tissue interference screws. Influence of screw length. *Am J Sports Med* 27: 778-83
193. **Stanitski CL (1995)** Anterior cruciate ligament injury in the skeletally immature patient: Diagnosis and treatment. *J Am Acad Orthop Surg* 3: 146-58
194. **Stanitski CL, Harvell JC, Fu F (1993)** Observations on acute knee hemarthrosis in children and adolescents. *J Pediatr Orthop* 13: 506-10
195. **Steiner ME, Hecker AT, Brown CH, Hayes WC (1994)** Anterior cruciate ligament graft fixation. Comparison of hamstring and patellar tendon grafts. *Am J Sports Med* 22: 240-6
196. **Sullivan DJ, Dines DM, Hershon SJ, Rose HA (1989)** Natural history of a type III fracture of the intercondylar eminence of the tibia in an adult. A case report. *Am J Sports Med* 17: 132-3
197. **Takizawa T, Akizuki S, Horiuchi H, Yasukawa Y (1998)** Foreign body gonitis caused by a broken poly-L-lactid acid screw. *Arthroscopy* 14: 329-30
198. **Taser O, Pinar H, Esenkaya I, Alturfan A (1990)** Fractures of the eminentia intercondylaris of the tibia. *Acta Orthop Traumatol Turc* 24: 310–5
199. **Taylor FW (1938)** Surgical knots. *Ann Surg* 107: 458-68
200. **Tillmann B (2003)** Binde- und Stützgewebe. In: Leonhardt H, Tillmann B, Töndury G, Zilles K (Hrsg) *Anatomie des Menschen. Lehrbuch und Atlas*. Thieme, Stuttgart New York, Bd. I: Bewegungsapparat, 3. Aufl.
201. **Tillmann B (2003)** Untere Extremität. In: Leonhardt H, Tillmann B, Töndury G, Zilles K (Hrsg) *Anatomie des Menschen. Lehrbuch und Atlas*. Thieme, Stuttgart New York, Bd. I: Bewegungsapparat, 3. Aufl.

202. **Tuompo P, Partio EK, Patiala H, Jukkala-Partio K, Hirvensalo E, Rokkanen P (2001)** Causes of the clinical tissue response to polyglycolide and polylactide implants with an emphasis on the knee. *Arch Orthop Trauma Surg* 121: 261-4
203. **Van Loon T, Marti RK (1991)** A fracture of the intercondylar eminence of the tibia treated by arthroscopic fixation. *Arthroscopy* 7: 385–8
204. **Von Laer L, Brunner R (1984)** Classification and therapy of avulsion fractures of the intercondylar eminence during growth. *Unfallheilkunde* 87: 144-50
205. **Weiler A, Helling HJ, Kirch U, Zirbes TK, Rehm KE (1996)** Foreign-body reaction and the course of osteolysis after polyglycolide implants for fracture fixation: experimental study in sheep. *J Bone Joint Surg Br* 78: 369-76
206. **Weiler A, Windhagen HJ, Raschke MJ, Laumeyer A, Hoffmann RF (1998)** Biodegradable interference screw fixation exhibits pull-out force and stiffness similar to titanium screws. *Am J Sports Med* 26: 119-28
207. **Wexler G, Hurwitz DE, Bush-Joseph CA, Andriacchi TP, Bach BR (1998)** Functional gait adaptations in patients with anterior cruciate ligament deficiency over time. *Clin Orthop Relat Res* 348: 166-75
208. **Wiley JJ, Baxter MP (1990)** Tibial spine fractures in children. *Clin Orthop* 255: 54-60
209. **Willis RB, Blokker C, Stoll TM, Paterson DC, Galpin RD (1993)** Long-term follow-up of anterior tibial fractures. *Paediatr Orthop* 13: 361-4
210. **Woo SL, Gomez MA, Seguchi Y, Endo CM, Akeson WH (1983)** Measurement of mechanical properties of ligament substance from a bone-ligament-bone preparation. *J Orthop Res* 1: 22-9
211. **Woo SL, Hollis JM, Adams DJ, Lyon RM, Takai S (1991)** Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex. The effects of specimen age and orientation. *Am J Sports Med* 19: 217-25

212. **Woo SL, Orlando CA, Camp JF, Akeson WH (1986)** Effects of postmortem storage by freezing on ligament tensile behavior. *J Biomech* 19: 399-404
213. **Woo SL, Peterson RH, Ohland KJ, Sites TJ, Danto MI (1990)** The effects of strain rate on the properties of the medial collateral ligament in skeletally immature and mature rabbits: a biomechanical and histological study. *J Orthop Res* 8: 712-21
214. **Woo SL, Young EP, Kwan MK (1990)** Fundamental studies in knee ligament mechanics. In: Akeson WH, Daniel D, O'Connor JJ (Hrsg) *Knee ligaments: structure, function, injury and repair*. Raven, New York, 115-34
215. **Xerogeanes JW, Fox RJ, Takeda Y, Kim HS, Ishibashi Y, Carlin GJ, Woo SL (1998)** A functional comparison of animal anterior cruciate ligament models to the human anterior cruciate ligament. *Ann Biomed Eng* 26: 345-52
216. **Yamada K, Healey R, Amiel D, Lotz M, Coutts R (2002)** Subchondral bone of the human knee joint in aging and osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage* 10: 360-9
217. **Yamanaka M, Yasuda K, Tohyama H, Nakano H, Wada T (1999)** The effect of cyclic displacement on the biomechanical characteristics of anterior cruciate ligament reconstructions. *Am J Sports Med* 27: 772-7
218. **Yasuda K, Sasaki T (1987)** Exercise after anterior cruciate ligament reconstruction. The force exerted on the tibia by the separate isometric contractions of the quadriceps or the hamstrings. *Clin Orthop Relat Res* 220: 275-83
219. **Zantop T, Weimann A, Rummeler M, Hassenpflug J, Petersen W (2004)** Initial fixation strength of two bioabsorbable pins for the fixation of hamstring grafts compared to interference screw fixation: single cycle and cyclic loading. *Am J Sports Med* 32: 641-9
220. **Zaricznyj B (1977)** Avulsion fracture of the tibial eminence: treatment by open reduction and pinning. *J Bone Joint Surg Am* 59: 1111-4

6. Lebenslauf

Name:	Dr. Christoph Becker	
Geburtsdatum:	15. Mai 1961	
Geburtsort:	Hamm (Nordrhein-Westfalen)	
Familienstand:	verheiratet	
Staatsangehörigkeit:	deutsch	
Eltern:	Helmut Wilhelm Becker, Kaufmann Hannelore Becker, Hausfrau	
Geschwister:	Achim, Astrid und Robin	
Schulbildung:	1967-1971	Grundschule Theodor Heuss, Hamm
	1971-1981	Gymnasium Freiherr-vom-Stein, Hamm
Berufsausbildung:	1981-1983	Universität Münster und Köln, Studium der Chemie und Physik
	1983-1989	Universität Kiel, Studium der Humanmedizin
	1986-1991	Universität Kiel, Studium der Zahnmedizin
	1989	Abschluß der Ärztlichen Prüfung
	1991	Abschluß der Zahnärztlichen Prüfung
	1990-1993	Universität Kiel, Weiterbildung Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie
	1992	Universität Kiel, Promotion zum Doctor medicinae
	1993-1995	Universität Erlangen-Nürnberg, Weiterbildung Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie
	1995	Anerkennung als Arzt für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie
Beruf:	1996–1998	Arzt für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie in Berlin
	seit 1998	Arzt für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie in Hamm

Münster, im November 2005.

7. Danksagung

Herrn Professor Dr. Michael J. Raschke danke ich für die Überlassung des Themas, die Benutzung des biomechanischen Arbeitsplatzes, die hilfreiche Einführung und die stete, freundschaftliche Gesprächsbereitschaft.

Bei Herrn Privatdozenten Dr. Wolf Petersen bedanke ich mich für die zahlreichen und konstruktiven Diskussionen.

Frau Ann-Kathleen Eggers und Herrn Andre Weimann schulde ich großen Dank für die Hilfe bei der Durchführung der Versuche, Herrn Mirco Herbort für die Interpretation und Darstellung der Ergebnisse.

Frau Kamberg gilt mein Dank für die röntgenologische Dokumentation, den Herren Boes und Zscheile für die feinmechanische Anfertigung der Werkzeuge.

Den Herren Edom und Hempelt danke ich für die Beschaffung der animalen Gewebe und die tiefen Einblicke in unsere Nahrungskette.

Zuletzt bedanke ich mich herzlich bei meinen Mitarbeiterinnen, die geduldig meine oft eingeschränkte Ansprechbarkeit und meine gelegentlich angespannte Stimmung ertrugen.