

Aus der Orthopädischen Universitätsklinik Tübingen  
Abteilung Allgemeine Orthopädie mit Poliklinik  
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. N. Wülker

**Biomechanische Testung der femoralen  
Pressfit-Technik beim Ersatz des vorderen  
Kreuzbandes mittels Patellarsehne**

Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin

der Medizinischen Fakultät  
der Eberhard-Karls-Universität  
zu Tübingen

vorgelegt von  
Maike Banzhaf

aus  
Albstadt - Ebingen

2007

**Dekan:**

Professor Dr. I. B. Autenrieth

**1. Berichterstatter:**

Professor Dr. N. Wülker

**2. Berichterstatter:**

Professor Dr. C. Eingartner

Meinen Großeltern gewidmet

# Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis.....	IV
1. Einleitung, Grundlagen und Problemstellung .....	1
1.1 Anatomische und funktionelle Grundlagen .....	1
1.2 Ruptur des vorderen Kreuzbandes .....	2
1.3 Mögliche therapeutische Verfahren nach Kreuzbandruptur .....	3
1.3.1 Semitendinosussehnentransplantat .....	4
1.3.2 Patellarsehnentransplantat.....	4
1.4 Pressfit Technik .....	5
1.4.1 Einfluss des Einbringwinkels auf die Pressfit- Fixierung.....	6
1.5 Belastbarkeit des vorderen Kreuzbandes .....	8
1.5.1 Bruchlast des vorderen Kreuzbandes .....	8
1.5.2 Belastungsansprüche an das vordere Kreuzband.....	10
1.5.2.1 Schätzwerte und Berechnungen.....	10
1.5.2.2 Belastung des Kreuzbandes bei unterschiedlichen Winkeln und Belastungszuständen .....	12
1.6 Belastung und Belastbarkeit der Ersatzplastik.....	16
1.6.1 Biomechanik des Transplantats .....	16
1.6.2 Rehabilitation nach Kreuzbandruptur .....	17
1.6.3 Belastungswerte im Transplantat .....	18
1.6.4 Schwächung des Transplantats durch Einheilung.....	22
1.6.5 Einfluss auf die Stabilität durch den Insertionspunkt .....	22
1.6.6 Einfluss der Vorspannung auf die Stabilität.....	23
1.7 Überblick über bereits veröffentlichte Studien zum Thema Pressfit- Technik .....	24
1.7.1 Klinische Studien.....	24
1.7.2 Biomechanische Studien zur Pressfit- Technik .....	25
1.8 Problemstellung .....	26
2. Material und Methode.....	28
2.1 Kniepräparate .....	28
2.2 Präparation .....	29

2.2.1 Vorbereitung des Kniegelenks .....	29
2.2.2 Präparation des tibialen Anteils .....	30
2.2.3 Präparation des femoralen Anteils .....	33
2.2.4 Befestigung in der Halterung und Fertigstellung des Gesamtpräparates .....	34
2.3 Einteilung in die Versuchsgruppen .....	35
2.4 Versuchsdurchführung an der Materialtestungsmaschine .....	36
2.4.1 Materialtestungsmaschine.....	36
2.4.2 TestXpert® - Software.....	37
2.4.3 Messung an der Materialtestungsmaschine .....	38
2.4.3.1 Zyklische Messung .....	38
2.4.3.3 Failure mode.....	43
2.5 Zusammenhang zwischen relativem Kraftverlust und Maximalkraft .....	43
3. Ergebnisse .....	44
3.1 Ergebnisse der zyklischen Messung.....	44
3.2 Ergebnisse der Maximalkraftmessung .....	48
3.2.1 Failure- Test.....	48
3.2.2 Failure mode .....	52
3.3 Zusammenhang zwischen relativem Kraftverlust und Maximalkraft .....	54
3.4 Zusammenfassung der Ergebnisse .....	57
4. Diskussion .....	58
4.1 Diskussion der Methoden .....	58
4.1.1 Vergleichbarkeit von Schweinepräparaten und menschlichen Präparaten .....	58
4.1.2 Einfluss des Einfrierens der Präparate .....	59
4.1.3 Diskussion des Temperatureinflusses.....	60
4.1.4 Einfluss der Testungsgeschwindigkeit.....	60
4.1.5 Diskussion der zyklischen Belastung .....	61
4.1.6 Diskussion der gewählten Knochenblockform.....	63
4.1.7 Weitere Anmerkungen.....	65
4.2 Diskussion der Ergebnisse .....	65
4.2.1 Zyklische Messung.....	65

4.2.2 Maximalkrafttestung .....	68
4.3 Vergleich mit anderen Studien und Einschätzung der Ergebnisse .....	69
4.3.1 Vergleich mit den auf das Transplantat einwirkenden Kräften .....	69
4.3.2 Vergleich mit der Interferenzschraubenfixierung .....	71
4.3.3 Vergleich mit anderen Studien zur Pressfit - Technik.....	73
4.4 Klinische Bedeutung für die operative Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes.....	75
4.5 Fazit.....	76
5. Zusammenfassung.....	77
6. Anhang .....	80
6.1 Statistischer Anhang .....	80
6.2 Abbildungsverzeichnis .....	82
6.3 Tabellenverzeichnis .....	84
6.4 Abkürzungsverzeichnis .....	85
6.5 Literaturverzeichnis.....	87
7. Danksagung .....	97
8. Lebenslauf.....	98

# **1. Einleitung, Grundlagen und Problemstellung**

Die Verletzung des vorderen Kreuzbandes ist eine häufige Verletzung bei jungen, sportlich aktiven Personen. Es gibt unterschiedliche Möglichkeiten des Bandersatzes und kontroverse Diskussionen über das bestmögliche Transplantat und dessen Fixationstechnik. Diese Arbeit beschäftigt sich mit einer dieser Fixationstechniken zum Kreuzbandersatz, der so genannten Pressfit- Technik.

Im folgenden wird zunächst ein Überblick über die Grundlagen des Kreuzbandes und seines Ersatzes gegeben und anschließend die Methodik und die Ergebnisse dieser Arbeit beschrieben und diskutiert.

## **1.1 Anatomische und funktionelle Grundlagen**

Bei der Bewegung des menschlichen Kniegelenks treten im wesentlichen vier Bänder in Aktion: die beiden Seitenbänder, das Lig. collaterale tibiale und das Lig. collaterale fibulare, und die beiden Kreuzbänder, das Lig. cruciatum anterius und das Lig. cruciatum posterius.

Im folgenden wird nur auf die beiden Kreuzbänder eingegangen.

Das vordere Kreuzband (LCA) funktioniert zusammen mit allen anderen anatomischen Strukturen in und um das Knie, um Bewegungen zu kontrollieren und einzuschränken und das statische und dynamische Gleichgewicht des Knies aufrecht zu erhalten <sup>21</sup>. Es besteht aus mehreren Faserbündeln, die von der medialen Fläche des Condylus lateralis femoris zur Area intercondylaris anterior der Tibia ziehen. Funktionell wird das Band in zwei Anteile unterteilt: der vordere mediale Teil des Bandes wird bei Streckung und Innenrotation angespannt, der hintere laterale Anteil bei der Beugung des Kniegelenks. Die unterschiedliche Befestigung am Femur trägt zum selektiven Ansprechen verschiedener Bandanteile bei Bewegung bei.

Das vordere Kreuzband verhindert die sagittale Verschiebung des Unterschenkels gegenüber den Oberschenkelrollen und setzt sich in geringerem Maße Kräften entgegen, die während Kniebeugung tibiale Rotation

und Abduktion verursachen würden <sup>21</sup>. Das vordere Kreuzband ist der höchsten Belastung ausgesetzt, wenn eine Zugkraft nach anterior auf die Tibia einwirkt <sup>89</sup>. Das hintere Kreuzband (LCP) nimmt einen entgegen gesetzten Verlauf und zieht von der lateralen Fläche des Condylus medialis femoris zur Area intercondylaris posterior der Tibia. Auch hier werden zwei funktionelle Anteile unterschieden. Der hintere mediale Anteil spannt sich bei maximaler Beugung und extremer Streckung, der laterale Teil des Bandes steht, wie auch der mediale, bei Innenrotation unter Spannung <sup>4</sup>.

Beide Kreuzbänder verhindern gemeinsam, dass die Femurkondylen vom Tibiaplateau abgleiten und dienen somit dem Zusammenhalt des Gelenkes. Bei Außenrotation wickeln sich die Bänder voneinander ab, bei Innenrotation wickeln sie sich umeinander und führen so zu einer Begrenzung dieser Bewegung.

Des weiteren wird den Kreuzbändern eine Rolle im propriozeptiven Feedback des Knies zugeschrieben <sup>4</sup>.

## **1.2 Ruptur des vorderen Kreuzbandes**

Verletzungen des vorderen Kreuzbandes treten vor allem bei plötzlichen Überstreckungen des Kniegelenks nach vorne und bei plötzlichem Vorwärtsverlagern der Tibia bei gebeugtem Kniegelenk auf, wie es im Sport häufig der Fall ist.

Da die verschiedenen Faserbündel des vorderen Kreuzbandes in unterschiedlicher Art und Weise angesprochen werden, kann das Band in unterschiedlichen Positionen und bei unterschiedlichen Belastungen versagen <sup>21</sup>.

Eine Ruptur des LCA geht meist mit Gelenkerguss, Gangunsicherheit und Instabilitätsgefühl einher, das aus dem nach vorne nicht mehr eingeschränkten Abgleiten der Tibia von den Femurkondylen resultiert. Klinisch kann ein positives vorderes Schubladephänomen, ein positiver Lachman- Test und ein positiver Pivot- Shift- Test festgestellt werden.

Rupturen des vorderen Kreuzbandes treten häufig bei Personen auf, die Sportarten wie Alpinski und Fußball betreiben, was bedeutet, dass vor allem

junge, sportlich aktive Menschen von Kreuzbandverletzungen betroffen sind. Diese Patienten möchten schnell wieder ihr früheres Aktivitätsniveau erreichen, was eine rasche Wiederherstellung der Stabilität und eine konsequente Rehabilitation verlangt.

### **1.3 Mögliche therapeutische Verfahren nach Kreuzbandruptur**

Ein gerissenes Kreuzband kann prinzipiell auch konservativ behandelt werden. Unter einer konservativen Therapie kann es aber zu einer fortschreitenden Instabilität des Knies kommen, was wiederkehrende Verletzungen, Schäden an den Menisci und damit letztlich die Gonarthrose begünstigt <sup>21, 36</sup>. Eine konservative Therapie bietet sich demnach bei Patienten an, die kein Instabilitätsgefühl haben, im fortgeschrittenen Alter, bei schon existierenden arthrotischen Veränderungen und falls keine weiteren Begleitverletzungen, insbesondere Meniskusrisse, vorliegen <sup>21</sup>.

Entscheidet man sich zur operativen Wiederherstellung, bestehen die Optionen in der Wiederherstellung des vorderen Kreuzbandes durch Naht oder durch eine Ersatzplastik.

Die Naht des gerissenen vorderen Kreuzbandes wird aufgrund schlechter Erfolgsergebnisse nicht mehr durchgeführt <sup>21</sup>; die Versorgung erfolgt heute mit einer Ersatzplastik.

Eine Ersatzplastik sollte idealerweise die beschädigten Strukturen des Kreuzbandes ersetzen und die Fähigkeit wiederherstellen, verschiedene Fasern während des gesamten Bewegungsumfanges anzusprechen und dadurch eine ausreichende Stabilität für den gesamten Bewegungsumfang zu garantieren.

Zwei Rekonstruktionsmaterialien werden hauptsächlich eingesetzt:

der Ersatz durch ein Semitendinosussehnenpräparat und der Ersatz durch ein Knochen- Ligament- Knochen- Transplantat, das aus dem mittleren Drittel der Patellarsehne, der Patella und der Tuberositas tibiae gewonnen wird.

### **1.3.1 Semitendinosussehnentransplantat**

Die Semitendinosussehne wird häufig zur Kreuzbandersatzplastik verwendet. Sie wird oft in Kombination mit der Gracilissehne entnommen und bis zu vierfach übereinander gelegt. Das so entstandene Transplantat wird mit Hilfe unterschiedlichster Fixationstechniken, wie z. B. Staples in den Knochenkanälen des Femurs und der Tibia befestigt.

Vorteile dieser Technik sind, dass der Streckapparat des Knies nicht beschädigt wird, dass ein postoperativer parapatellarer Schmerz vermieden wird, dass die Schwächung des Quadriceps geringer ist, und dass das Gewinnen des Transplantats technisch einfacher ist als beim Patellarsehnentransplantat<sup>37</sup>.

Nachteile der Technik sind eine weniger sichere Einheilung, da Weichteilgewebe am Knochen befestigt wird, außerdem eine mögliche postoperative Dehnung des Sehnenstransplantats und eine verlängerte Einheilungszeit gegenüber dem Patellarsehnentransplantat. Zusätzlich kann sich auch eine gestörte Innenrotation des Oberschenkels durch das Fehlen der Semitendinosussehne bzw. der Gracilissehne ergeben.

### **1.3.2 Patellarsehnentransplantat**

Bei dieser ebenfalls häufig angewandten Technik wird das mittlere Drittel der Patellarsehne mit den anhängenden Knochenblöcken aus Patella und Tuberositas tibiae durch einen Hautschnitt gewonnen. Dann werden der femorale und tibiale Knochenkanal gebohrt, die Knochenblöcke werden mit Hilfe von Fäden in die Kanäle eingezogen und anschließend fixiert.

Durch die beiden Knochenblöcke an den Enden der Sehne wird eine stabile Fixation ermöglicht und es werden gute Bedingungen für eine knöcherne Einheilung geschaffen. Weitere Vorteile der Technik sind die hohe Festigkeit des Transplantats und seine gute Verfügbarkeit<sup>37</sup>.

Ein Nachteil bei dieser Technik ist, dass postoperativ vermehrt über parapatellaren Schmerz geklagt wird<sup>26</sup>. In der Literatur<sup>72</sup> ist auch eine verringerte Quadricepsstärke ein Jahr nach der Operation angegeben.

Zur Fixierung der Knochenblöcke im Bohrkanaal gibt es verschiedene Möglichkeiten:

Bei der am häufigsten verwendeten Fixierung mit Interferenzschrauben wird neben dem Knochenblock eine Interferenzschraube aus Metall oder bioabsorbierbarem Material in den Bohrkanal am Femur eingebracht und dadurch eine Fixierung erreicht.

Die Vorteile der Interferenzschraubenfixierung liegen in der guten Stabilität. Nachteile der Fixierung mit Metallschrauben können eine Schädigung des Ligaments durch die Schraube, das Überstrahlen eines postoperativen MRT-Bildes, die möglicherweise entstehende Korrosion und Probleme bei der Metallentfernung bei einer eventuellen Revisions- Operation<sup>70</sup> sein.

Wird die Schraube nicht parallel zur Knochenblockachse eingeführt, kann das zu niedrigeren Ausreißkräften führen.

Bioabsorbierbare Schrauben, die zur Vermeidung der Nachteile von Interferenzschrauben aus Metall entwickelt wurden, können beim Einbringen möglicherweise brechen und zu einer Osteolyse oder einer Entzündungsreaktion führen<sup>81</sup>.

Eine alternative Methode zur Fixierung ist die so genannte Pressfit- Technik, die erstmals 1990 von Hertel auf dem Kongress der ESSKA beschrieben und vier Jahre später publiziert wurde<sup>31</sup>. Sie wird ausführlich mit ihren Vor- und Nachteilen im folgenden Kapitel beschrieben.

#### **1.4 Pressfit Technik**

Das Knochen- Ligament- Knochen-Transplantat aus der Patellarsehne wird wie oben beschrieben entnommen. Es wird mit Hilfe eines Zielgerätes ein Knochenkanal durch die Tibia mit einem kanülierten Bohrer hergestellt, der am unteren Ansatz des Lig. cruciatum anterius endet, und anschließend durch diesen Bohrkanal bei 100° Beugung des Kniegelenks ein Knochenkanal in das Femur an der oberen Insertionsstelle des vorderen Kreuzbandes gebohrt. Der Kniebeugungswinkel ist nötig, um später einen Knochenblock- Ligament- Winkel zu erreichen, der eine stärkere Verblockung und damit eine bessere Fixierung ermöglicht, wie im Kapitel 1.4.1 beschrieben wird.

Der Durchmesser des femoralen Bohrkanals wird nun geringer als der Durchmesser des entnommenen Knochenblocks gewählt. Die

Durchmesserdifférenz zwischen Knochenkanal und Knochenblock wird als Pressfit bezeichnet.

Um den Knochenblock trotz des größeren Durchmessers leicht in den Kanal einführen zu können, wird dieser zunächst vorne kegelförmig zugespitzt, dann mit einem Armierungsfaden in den Kanal gezogen und anschließend von unten eingestößelt. Die Ersatzplastik wird folglich ohne Fremdmaterial fixiert.

Auf der tibialen Fixationsseite gibt es erneut unterschiedliche Möglichkeiten der Fixation, die aber nicht Gegenstand dieser Arbeit sind.

Vorteile der Pressfit- Technik im Vergleich zur Fixation mit Interferenzschrauben sind:

- Durch das fehlende Fremdmaterial entsteht keine Fremdkörperreaktion.
- Eine postoperative MRT-Kontrolle ist durchführbar, ohne dass das Bild überlagert wird, wie es bei einer Fixation mit einer Metallschraube der Fall wäre.
- Da kein Fremdmaterial eingebracht wird, ist weder eine Metallentfernung nötig, noch entstehen Probleme bei einer möglicherweise nötigen Re-Operation<sup>66</sup>.
- Auch eine Knochenkanalerweiterung tritt nicht auf<sup>60</sup>.

Ein weiterer Vorteil liegt in der schnell möglichen Einheilung, da bei dieser Technik kein Fremdmaterial zwischen Knochenblock und Knochen liegt. Die Einheilung in den Knochenkanal ist laut Gobbi et al.<sup>26</sup> nach drei Monaten abgeschlossen.

Die Pressfit- Technik ist jedoch nur bei Patienten mit ausreichender Knochendichte anwendbar.

#### **1.4.1 Einfluss des Einbringwinkels auf die Pressfit- Fixierung**

Bei der Pressfit- Technik entsteht eine zusätzliche Verblockung durch den Winkel, den der Knochenblock zur Zugrichtung der Sehne aufweist (Knochenblock- Ligament- Winkel (KBLW)).

Mit steigendem Knochenblock- Ligament- Winkel nimmt, wie man der Abbildung 1 entnehmen kann, die Verblockung des Transplantats in Extension zu, da der

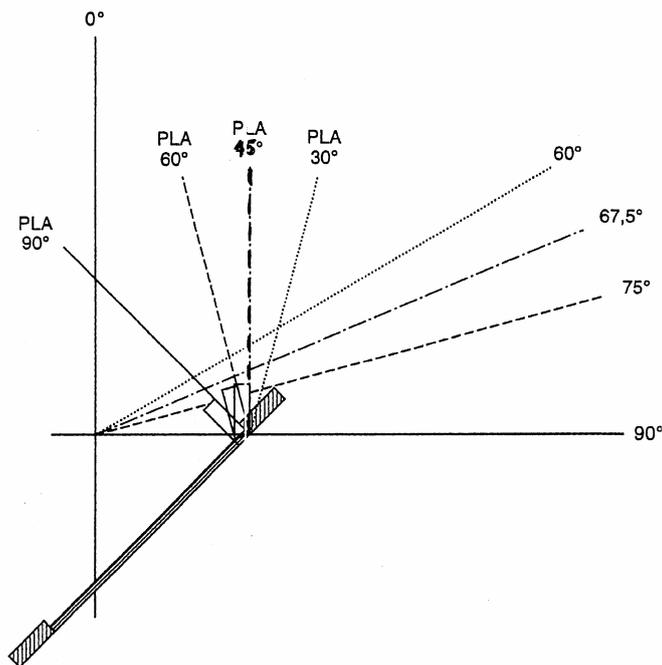
Zug an der Sehne bei Kniestreckung kein direktes Herausgleiten des Knochenblocks, sondern vielmehr zunächst ein Verkeilen des Knochenblocks im Bohrkanal zur Folge hat.

Das bedeutet aber auch, dass der Effekt der Verkeilung mit zunehmender Beugung des Kniegelenks abnimmt und erst bei Überschreiten des KBLWs wieder zunimmt. Der geringste, also mechanisch ungünstigste, Verkeilungseffekt besteht bei einer Kniebeugung, bei der die Längsachse des Knochenblocks in Verlängerung der Zugachse der Sehne steht, was einer 0°-Verblockung bei einer Testung der Fixationstechnik entspricht. Hier sind niedrigere Maximalkräfte zu erwarten als bei der Testung mit einem geringeren Kniebeugungswinkel<sup>13</sup>.

Der erreichte Knochenblock- Ligament- Winkel hängt damit ab von der Beugung des Kniegelenks während der Operation: Laut Boszotta<sup>10</sup> ergibt sich bei einer Kniestellung von 60° bei der Operation ein Knochenblock- Ligament- Winkel in Streckstellung von 30°, bei 75° Knieflexion einer von 60° und bei 90° einer von 90°. Je stärker man das Knie während der Operation beugt, desto stärker ist demnach der postoperativ zu erreichende KBLW (siehe Abbildung 2).



**Abbildung 1:** Schematische Darstellung des Knochenblock- Ligament- Winkels bei Kniebeugung (links, 0°) und Kniestreckung (ca. 90°), nach Boszotta<sup>9</sup>



**Abbildung 2:** Darstellung der Abhängigkeit des KBLW (hier PLA (plug-ligament- angle) genannt) in Streckstellung von der intraoperativen Knieflexionsstellung (60°- 90°) bei 45gradigem Verlauf des tibialen Bohrkanals; entnommen aus Boszotta <sup>10</sup>

Biomechanische Testungen <sup>44</sup> ergaben, dass der femorale Knochenkanal und die Patellarsehne sich nur bei einem Knieflexionswinkel von ungefähr 100° kollinear verhalten, wenn das Knie beim Bohren des Kanal um 90° gebeugt war. Es ist für die Testung der Pressfit- Fixationstechnik deshalb auch entscheidend zu wissen, welche Kräfte auf eine Ersatzplastik bei unterschiedlichen Kniebeugungswinkeln wirken.

Die folgenden Kapitel geben einen Überblick, welchen Kräften bei welchen Kniebeugungsgraden das LCA, die Transplantate und deren Fixationstechniken ausgesetzt sind.

## **1.5 Belastbarkeit des vorderen Kreuzbandes**

### **1.5.1 Bruchlast des vorderen Kreuzbandes**

Für die Rekonstruktion wie auch für die Biomechanik ist es zunächst einmal wichtig zu wissen, wie reißfest das vordere Kreuzband überhaupt ist.

Die folgenden Studien geben darüber einen kurzen Überblick:

Die Bruchlast des vorderen Kreuzbandes an Leichenpräparaten wurde von Noyes et al.<sup>56</sup> mit 1725 N für junge Menschen angegeben, für ältere Menschen beschrieb er eine deutlich geringere Zugfestigkeit von 734 N. Zu ähnlichen Ergebnissen kamen Woo et al.<sup>87</sup> in einer Studie aus dem Jahr 1991. Sie testeten das LCA an Leichenpräparaten einerseits unter Kraffteinwirkung in Richtung des Tibiaschaftes und andererseits unter Einwirkung der Kraft in Faserrichtung des LCA. Für junge Menschen (22- 35 Jahre) erhielten sie Maximalkräfte von 1602 N in tibialer und 2160 N in Faserrichtung. Mit zunehmendem Alter traten auch hier abnehmende Kraftwerte auf. Für 40-50jährige Menschen wurden hier 1160 N bzw. 1503 N gemessen und für 60-97jährige 495 N bzw. 658 N.

Wiederum einen anderen Belastungsmodus wählten Steiner et al.<sup>80</sup>; sie belasteten das LCA durch eine anterior gerichtete tibial ansetzende Kraft. An Leichenpräparaten von älteren Menschen (Altersdurchschnitt: 69,5 Jahre) erhielten sie Bruchlasten von 800 N.

Die Bruchlasten des vorderen Kreuzbands sind in Tabelle 1 als Übersicht gezeigt.

Bruchlasten des vorderen Kreuzbandes		
Autoren der Studie	Alter der Patienten und Besonderheiten	gemessene Kraft in N
Noyes et al. <sup>56</sup>	48- 86jährige	734
	16- 26jährige	1725
Woo et al. <sup>87</sup>	60- 97jährige, Belastungsrichtung in Richtung des Tibiaschaftes	495
	60- 97jährige, Belastungsrichtung in Faserrichtung	658
	40- 50jährige, Belastungsrichtung in Richtung des Tibiaschaftes	1160
	40- 50jährige, Belastungsrichtung in Faserrichtung	1503
	22- 35jährige Belastungsrichtung in Richtung des Tibiaschaftes	1602
	22- 35jährige Belastungsrichtung in Faserrichtung	2160
Steiner et al. <sup>80</sup>	Altersdurchschnitt 69,5 Jahre, nach anterior wirkende tibial ansetzende Kraft	800

**Tabelle 1:** Reißfestigkeit des vorderen Kreuzbandes

### 1.5.2 Belastungsansprüche an das vordere Kreuzband

Um einschätzen zu können, welchen Kräften das Kreuzband im täglichen Leben ausgesetzt ist, wurden zahlreiche Studien und Schätzungen durchgeführt. Einige sind im folgenden erwähnt.

#### 1.5.2.1 Schätzwerte und Berechnungen

In zwei Studien von Noyes et al. <sup>58</sup> und Grood et al. <sup>28</sup> werden Schätzwerte für die Kräfte, die im vorderen Kreuzband bei täglichen Aktivitäten auftreten, angegeben. Bei normalen Aktivitäten wurde die Belastung auf 454 N geschätzt, bei höheren Aktivitäten sollen sogar Kräfte bis zu 1000 N erreicht werden; bei noch höheren Kräften soll dann ein partielles Reißen des LCA auftreten. Diese Werte wurden einerseits auf der theoretischen Basis ermittelt, dass unter normalen Bedingungen biologische Gewebe Kräften von einem Zehntel bis zu einem Fünftel ihrer Bruchlasten ausgesetzt sind. Es resultieren dann für junge Menschen Werte zwischen 200 und 400 N. Und andererseits wurden die Kraftwerte geschätzt, indem man die Kraft ermittelte, die zu einer Elongation

von 10 % des LCA führte, welche für intakte Knie als wahrscheinlich angenommen wird. Das entspräche dann 360 N<sup>28</sup>.

Geschätzte Kraftwerte von 500 N bei täglichen Aktivitäten geben Magen, Howell und Hull<sup>43</sup> an. Sie erhalten diese Werte, indem sie für tägliche Aktivitäten eine Belastung von 20 % der Maximalbelastung und eine maximale Stabilität des LCA von 2500 N annehmen.

Von Butler et al.<sup>16</sup> wurde die Kraft, die bei moderaten bis anstrengenden Aktivitäten auf das vordere Kreuzband einwirkt, auf 375 N geschätzt.

Morrison<sup>51</sup> untersuchte anhand eines mathematischen Modells mit Hilfe einer Kraftmessplatte, durch Filmaufnahmen und Elektromyogramme bei sechs Testpersonen die Kräfte, die bei unterschiedlichen Aktivitäten in den Bändern und Muskeln des Kniegelenks auftreten. Er errechnete für das vordere Kreuzband bei ebenem Gehen einwirkende Kräfte von 170 N, beim Hinaufgehen auf eine Rampe wurden 67 N erreicht. Beim Treppen hinauf- bzw. hinabsteigen wurden Kraftwerte von 27 N bzw. 94 N berechnet. Die höchsten Kraftwerte erhielt man bei dieser Untersuchung für das Herabgehen von einer Rampe mit 448 N. Mit denselben Methoden wurden in einer weiteren Studie<sup>52</sup> an zwölf Testpersonen durchschnittliche Maximalkraftwerte für das vordere Kreuzband beim Gehen von 157 N errechnet.

Die Scherkräfte, die bei unterschiedlichen Kniebeugungswinkeln auf das Kniegelenk einwirken, wurden von Yasuda und Sasaki<sup>89</sup> untersucht. Diese Scherkräfte sollten die Kräfte darstellen, die auf das vordere Kreuzband bzw. seinen Ersatz einwirkten. Für die Kräfte unter Einwirkung verschiedener Muskelgruppen wurden mit Röntgenfilmen und Messungen des Drehmoments der Muskulatur an 20 Testpersonen folgende Ergebnisse ermittelt.

Bei einer maximalen isometrischen Kontraktion des Quadriceps wirkten bis zu einem Winkel von 45° Beugung Zugkräfte nach vorn, das bedeutet also bis zu 45° Beugung wurde das Kreuzband belastet. Die größten Kräfte wirkten bei 5° bzw. 15° Beugung mit einem Wert von 120 N. Bei 30° Beugung betrug die Scherkraft 72 N und ab 60° Beugung waren nur noch Scherkräfte zu messen, die nach hinten wirkten, also das LCA nicht belasteten.

Bei einer maximalen isometrischen Kontraktion der ischiokruralen Muskulatur traten bei allen Beugungsgraden nur nach hinten wirkende Scherkräfte auf; das vordere Kreuzband wurde also wiederum nicht belastet.

Die geschätzten und errechneten Kraftwerte für die Belastung des LCA bei alltäglichen Belastungen variieren also stark und erreichen maximal 500 N.

### **1.5.2.2 Belastung des Kreuzbandes bei unterschiedlichen Winkeln und Belastungszuständen**

Die folgenden Arbeiten geben gemessene Werte für die Belastung des vorderen Kreuzbandes bei unterschiedlicher Krafteinwirkung und Aktivität für unterschiedliche Kniebeugstellungen an. Es wurde mit unterschiedlichen Methoden gearbeitet, was einen Teil der Unterschiede in den Ergebnissen erklären kann.

Paulos et al.<sup>64</sup> konnten mit Hilfe eines Kraftaufnehmers an Leichenpräparaten Kräfte messen, die im LCA auftraten. Es wurde festgestellt, dass die Kräfte im vorderen Kreuzband bei Extension am größten sind und bei aktiver Streckung des Kniegelenks mit einem Gewicht am Fuß noch auf das ein- bis zweifache zunehmen. Der Kraftanstieg im LCA begann erst bei einem Kniebeugungswinkel von 30°. Für die aktive Streckung ergaben sich ungefähr 490 N und für die aktive Streckung mit Gewicht ungefähr 654 N. Diese Werte wurden einer Abbildung entnommen und sind nicht genau angegeben.

Alle folgenden Arbeiten ermittelten geringere Belastungswerte.

Markolf et al.<sup>46, 47</sup> und Wascher et al.<sup>84</sup> verwendeten in ihren Studien eine andere Meßmethode. Sie platzierten an Leichenpräparaten eine Kraftmesszelle unter den freigebohrten tibialen Ansatz des vorderen Kreuzbandes und konnten so die resultierenden Kräfte im vorderen Kreuzband messen.

In einer ersten Studie<sup>46</sup> traten bei einer passiven Bewegung des Knies zwischen 90° Beugung und 5° Hyperextension zwischen 90° und 10° Beugung vernachlässigbar geringe Kräfte im LCA auf (< 10 N); bei weiterer Streckung des Knies stiegen die Kräfte sehr schnell an und erreichten durchschnittlich 120 N (maximal 241 N) bei 5° Hyperextension. Einen ähnlichen Kurvenverlauf erhielten die Autoren bei einem 200 N- Zug an der Quadricepssehne. Bis 10°

Beugung wurden maximal 50 N erreicht, bei 5° Überstreckung erreichte man 135 N. Auch der Einfluss von Rotationsbewegungen und Varus- bzw. Valgusmomenten wurde in dieser Studie untersucht. Innenrotation und Varus erzeugten jeweils höhere Kräfte im LCA als Außenrotation und Valgus.

In einer Studie von Wascher et al.<sup>84</sup> wurden mit der oben beschriebenen Methodik ähnliche Werte für die Hyperextension ermittelt. Hierbei wurde jedoch auch die forcierte Hyperflexion getestet. Es stellte sich heraus, dass ab 120° Beugung ein erneuter schneller Anstieg der Kräfte erfolgte, der bei 150° Beugung bis zu 120 N im LCA bewirkte.

Auch von Beynnon et al.<sup>5</sup> konnte das Ansteigen der Dehnung im anterior medialen Anteil des LCA ab 10° Beugung bei einer passiven Streckung des Knies mit Hilfe eines Dehnungsmess- Streifens an Lebenden gezeigt werden. Für die aktive Bewegung ermittelten die Autoren höhere Dehnungswerte in Streckung und ein Ansteigen der Dehnung bereits bei einem Kniebeugungswinkel von 48°.

Arms und Pope<sup>3</sup> konnten mittels eines Dehnungsmess- Streifens an Leichenpräparaten zeigen, dass die Dehnung im anteriomedialen Bündel des LCA ein Minimum bei 30- 35° Flexion erreicht und dann bis zu einer Beugung von 120° wieder ansteigt. Varus- und Valgusmomente erhöhten die Dehnung ebenso, wie eine zusätzliche Innenrotationskomponente. Exzentrische und isometrische Quadricepskontraktion erhöhten die Dehnung im anteriomedialen Bündel signifikant im Bereich zwischen 0° und 45° Flexion.

In einer Arbeit von Lewis et al.<sup>42</sup> wird auf die sehr große Variabilität der Kräfte eingegangen. Bei einer nach anterior wirkenden Kraft von 90 N wurden mit einem Kraftaufnehmer an Leichenpräparaten Kräfte zwischen 50 N und 182 N für das vordere Kreuzband bei 0° Flexion gemessen. Bei 90° Beugung erhielt man Werte von 4 N bis zu 58 N. Ein allgemeiner Trend zu niedrigeren Kraftwerten bei höherer Beugung war zu erkennen, nur das Ausgangsniveau der Kraftwerte variierte sehr stark.

Holden et al.<sup>34</sup> führten eine Untersuchung an lebenden Tieren durch. Sie konnten mit Hilfe eines Druckaufnehmers eine Belastung des LCA beim Gehen zwischen 63 N und 124 N und beim Traben von 102 N bis zu 150 N an

lebenden Ziegen feststellen. Beim ruhigen Stehen traten Kräfte zwischen 30 N und 61 N auf. Die größte Belastung während der dynamischen Versuche konnte während der Standphase gemessen werden.

Die ermittelten Werte der wichtigsten Studien und einige Ergebnisse im Text nicht beschriebener Studien sind in Tabelle 2 dargestellt. Man kann eine große Variabilität erkennen; Einigkeit besteht aber darüber, dass mit zunehmender Streckung des Knies eine höhere Belastung des vorderen Kreuzbandes eintritt.

Belastungen des vorderen Kreuzbandes bei unterschiedlichen Aktivitäten und unterschiedlichen Knieflexionsgraden		
Autoren der Studie	Aktivität und Beugungsgrad	gemessene Kraft in N
Hunter et al. <sup>35</sup>	anterior wirkende Kraft von 90 N, 0°	< 50
	anterior wirkende Kraft von 90 N, 30°	< 30
	anterior wirkende Kraft von 90 N, 60°	< 30
	anterior wirkende Kraft von 90 N, 90°	< 30
Engebretsen et al. <sup>19</sup>	anterior wirkende Kraft von 90 N, 0°	121
	anterior wirkende Kraft von 90 N, 30°	60
	anterior wirkende Kraft von 90 N, 60°	41
	anterior wirkende Kraft von 90 N, 90°	41
Lewis et al. <sup>42</sup>	anterior wirkende Kraft von 90 N, 0°	50 - 182
	anterior wirkende Kraft von 90 N, 90°	4 - 58
Markolf et al. <sup>46</sup>	passive Bewegung, 5° Hyperextension	120
	passive Bewegung, 10°- 90°	< 10
	Bewegung unter Einwirkung eines 200 N- Quadricepszugs, 10°- 90°	< 50
	Bewegung unter Einwirkung eines 200 N- Quadricepszugs, 5° Hyperextension	135
Wascher et al. <sup>84</sup>	passive Beugung, 150°	120
Sigmund <sup>77</sup>	10° Hyperextension	250
Paulos et al. <sup>64</sup>	aktive Streckung	490
	aktive Streckung mit Gewicht am Bein	654
Holden et al. <sup>34</sup>	Gehen	63 – 124
	Traben	102 – 150
	Stehen	30 – 61

**Tabelle 2:** Belastung des LCA bei unterschiedlichen Aktivitäten und Beugungswinkeln

## **1.6 Belastung und Belastbarkeit der Ersatzplastik**

### **1.6.1 Biomechanik des Transplantats**

Wie oben bereits erwähnt, beträgt die Reißfestigkeit des vorderen Kreuzbandes bei jungen Menschen 1725 N<sup>56</sup>.

Um ein geeignetes Material für eine Ersatzplastik zu finden, wurden an Leichenpräparaten die unterschiedlichen Ersatzmaterialien von Noyes et al.<sup>58</sup> auf ihre Reißfestigkeit hin untersucht. Für das mittlere Patellarsehnendrittel ergab sich die höchste Bruchlast mit 2900 N. Diese Reißfestigkeit entspricht 168 % der Reißfestigkeit des LCA. Für die Semitendinosussehne konnte eine Bruchlast von 1216 N (70 % des LCA) ermittelt werden.

Wilson et al.<sup>85</sup> konnten in ihrer Untersuchung an Leichentransplantaten zeigen, dass ein doppelt genommenes und umeinander gedrehtes Hamstring-Transplantat bei einer Maximalkraft von durchschnittlich 2422 N reißt, im Vergleich zu 1784 N für ein Patellarsehnentransplantat.

Bei der Betrachtung der Bruchlasten für verschiedene Transplantate muss man aber beachten, dass die Mikrogeometrie der Kollagenfasern sowohl bei Entnahme, als auch vor allem nach der Einheilung eine andere ist, wie die des intakten LCA<sup>18, 58</sup>.

Die Zugfestigkeiten gelten also nicht für alle Belastungsachsen und man kann nicht von „stärkeren“ Materialien als dem LCA selbst sprechen.

Im folgenden Abschnitt wird beschrieben, welchen Belastungen das Transplantat nach der Operation ausgesetzt ist. Es wird dargestellt, wann die Rehabilitation beginnen sollte und welche Übungen durchgeführt werden. Die anschließend beschriebenen gemessenen Kraftwerte für einige dieser Aktivitäten können dann als Ausgangswerte verwendet werden, um sie mit den Ausreißkräften, die man für eine Kreuzbandersatzplastik oder deren Fixation erhalten hat, zu vergleichen. Dadurch kann festgelegt werden, ob diese Ersatzplastik bzw. Fixation als stabil angesehen werden darf.

### **1.6.2 Rehabilitation nach Kreuzbandruptur**

Früher ging man bei der postoperativen Rehabilitation davon aus, dass frühe Bewegungsübungen nach der Operation zu einem zunehmenden Weichteilödem und zunehmender Schwellung führen und einen Gelenkerguss vergrößern können. Heute gilt das spätere Einsetzen der Rehabilitation als überprotektiv und man glaubt, eine verzögerte Rehabilitation könne das Risiko für Gelenkkontrakturen und Arthrose erhöhen.

Die Vorteile einer frühzeitigen Rehabilitation werden in einer Schmerzminderung, einer Verringerung der Gelenkkapselkontraktur, einer Aufrechterhaltung der Gelenkknorpelversorgung und einer frühen Rückkehr zu Muskelfunktionen gesehen.

1981 wurde von Paulos et al.<sup>64</sup> empfohlen bis zur sechsten postoperativen Woche keine Gewichtsbelastung zu erlauben; das Bewegungsausmaß sollte sich auf eine Bewegung zwischen 30° und 60° Flexion beschränken. Bis zur 30. postoperativen Woche sollte der Patient nicht rennen oder springen.

Diese Empfehlungen sind in den folgenden Jahren schnell überholt worden.

In einer Studie von Noyes und Mangine<sup>59</sup> 1987 wurden zwei Patientengruppen mit unterschiedlichem Beginn des Rehabilitationsprogramms nach vorderer Kreuzbandverletzung verglichen. Die eine Gruppe begann bereits am zweiten Tag nach der Operation, die andere erst am siebten postoperativen Tag mit Bewegungsübungen.

Durch eine frühzeitige Rehabilitation wurden der Gelenkerguss und das Weichteilödem nicht gesteigert, die ligamentären Rekonstruktionen wurden nicht überdehnt. Im Gebrauch von Schmerzmedikamenten, bei der Krankenhausaufenthaltsdauer und den Beweglichkeitsgrenzen des Knies konnten keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden. Frühe Rehabilitation wurde von den Autoren sehr empfohlen, um die Morbidität bei der Operation zu verringern.

Auch Shelbourne und Nitz<sup>76</sup> 1990 kommen zu einem ähnlichen Schluss: in ihrer Studie wird durch ein beschleunigtes Rehabilitationsprogramm ein früheres Erreichen des gesamten Bewegungsumfanges, eine frühere Rückkehr zu normaler Funktion und sportlichen Aktivitäten und eine geringere

Notwendigkeit von Narbenresektionen, die erforderlich sind, um volle Kniestreckung zu erreichen, möglich. Ihr Rehabilitationsprogramm beinhaltet bereits am ersten postoperativen Tag eine Gewichtsbelastung, so weit, wie es vom Patienten ohne Krücken toleriert wird; Schwimmen ist nach 2- 3 Wochen, leichtes Joggen und Seilspringen bereits nach 5- 6 Wochen erlaubt. Eine Rückkehr zu sportartspezifischen Belastungen ist schon nach 10 Wochen möglich.

Das bedeutet also einen Trend hin zu frühzeitiger und aggressiver Rehabilitation und damit zu einer relativ hohen Belastung des Transplantats bereits kurz nach der Operation. Zu diesem Zeitpunkt ist die Fixation noch die schwächste Stelle des Transplantats.

### **1.6.3 Belastungswerte im Transplantat**

Die Werte der Belastungsansprüche bzw. Belastungsstabilitäten für eine Ersatzplastik sind ebenso wie die Belastungsansprüche an ein intaktes LCA sehr unterschiedlich.

Diese große Variabilität in den Belastungsansprüchen heben vor allem Lewis et al.<sup>42</sup> und Fleming et al.<sup>20</sup> hervor. Letzterer konnte in einer Studie aus dem Jahr 1999 unter Verwendung eines Reluktanz- Kraftaufnehmers in vivo feststellen, dass bei fünf untersuchten Patienten, bei denen die Dehnung des anteriomedialen Bündels des vorderen Kreuzbandes beim Treppensteigen untersucht wurde, eine Variationsbreite von 0.88 % bis zu 4,54 % Dehnung erreicht werden konnte, wobei auch der Grad der Knieflexion beim Treppensteigen erheblich variierte.

Lewis et al.<sup>42</sup> erhielten mittels eines Kraftaufnehmers an Leichenpräparaten bei einer nach anterior wirkenden Kraft von 90 N für ein freies BPTB- Transplantat bei 0° Beugung Werte zwischen 2 N und 106 N; bei 60° variierten die Werte zwischen 12 N und 101 N und bei 90° Flexion erhielten die Autoren Werte, die sich zwischen 1 N und 54 N bewegen. Beim freien BPTB- Transplantat zeigte sich keine eindeutige Tendenz zu niedrigeren Werten bei größerer Beugung, wie sie beim vorderen Kreuzband anzunehmen ist. Das bedeutet also, dass die

Kräfte, die auf eine Ersatzplastik einwirken, individuell nicht genau angegeben werden können, da sie zwischen den jeweiligen Patienten stark variieren.

Trotz aller individuellen Unterschiede ist es aber dennoch wichtig, eine ungefähre Vorstellung von der Größenordnung der einwirkenden Kräfte zu erhalten. Die folgenden Studien sollen darüber einen Überblick verschaffen.

Markolf et al.<sup>48</sup> untersuchten unter Verwendung einer Kraftmesszelle die Kräfte, die nach Entfernen des LCA in einem Patellarsehnentransplantat bei unterschiedlichen Bewegungen an Leichenpräparaten auftraten.

Bei einer passiven Kniestreckung erhielten sie Werte von 100 N bei 10° Beugung, 170 N bei 0° Beugung und 230 N bei 5° Hyperextension für ein Patellarsehnentransplantat mit normaler Vorspannung. Höhere Werte wurden von einem überspannten Transplantat, durch zusätzliche Außen- und Innenrotation, sowie Varus- und Valgusmomente und durch eine zusätzlich nach vorne gerichtete, an der Tibia ansetzende Kraft von 100 N erzielt.

Rupp et al.<sup>67</sup> kamen zu etwas geringeren Kraftwerten im Patellarsehnentransplantat bei Kniebeugung an Leichenpräparaten. Sie ermittelten einen Anstieg der Kräfte im Transplantat bei passiver Bewegung ab einem Kniebeugungswinkel von 30° und erhielten die in Tabelle 3 genannten Kraftwerte für andere Aktivitäten. Die Kraftmessung erfolgte mit einem Piezoelement.

In einer weiteren Studie von Rupp et al.<sup>71</sup> wurde an Leichenknien die Kraft im BPTB- Transplantat bei passiver und aktiver Streckung, bei aktiver Streckung gegen Widerstand und unter Einwirkung einer Varus-/ Valgusbelastung bei 30° und 60° Kniebeugung mittels einer Kraftmesszelle gemessen. Bei der passiven Streckung erhielten die Autoren zwischen 120° und 30° Beugung keinen Unterschied zur Vorspannung von 40 N, bei weiterer Streckung erfolgte ein Kraftanstieg mit einer durchschnittlichen Maximalkraft von 128 N (92 N- 162 N) bei voller Streckung. Bei aktiver Streckung erfolgte der Kraftanstieg bereits bei 50° Beugung. Die bei voller Streckung erreichten maximalen Werte schwankten zwischen 175 N und 247 N mit einem Mittelwert von 219 N. Ein zusätzlicher

Widerstand von 30 N erhöhte die gemessenen Kraftwerte ebenso wie einwirkende Varus- und Valgusmomente.

In einer Studie von Friederich et al.<sup>22</sup> wurden ebenso Angaben über die Belastung des Transplantates bei unterschiedlichen Rehabilitationsübungen gemacht, die noch geringere Belastungswerte aufweisen als die der bereits genannten Studien. Für eine passive Bewegung an Leichenkniegelenken mit simuliertem Unterschenkel wurden hier von einer piezoelektrischen Messzelle, die mit dem distalen Knochenblöckchen verbunden war, 58 N angegeben, für eine konzentrische Quadricepsanspannung bis zur vollen Streckung 61 N. Die höchsten Belastungswerte wurden mit 119 N in dieser Studie beim Lachman-Test mit 196 N- Zug erreicht.

In Tabelle 3 sind die Belastungsansprüche an eine Ersatzplastik im Überblick dargestellt. Sie zeigen unter Einbeziehung der Kräfte, die auf ein intaktes LCA wirken (Tabelle2), dass man von einer Krafteinwirkung auf das Transplantat von maximal 250- 350 N bei voller Streckung und maximal 150- 200 N bei 90° Beugung ausgehen kann.

Belastungsansprüche an eine Kreuzbandersatzplastik		
Autoren der Studie	Aktivität und Beugungsgrad	gemessene Kraft in N
Friederich et al. <sup>22</sup>	passive Bewegung	58
	aktive Bewegung	61
	Lachman- Test mit 196 N- Zug	119
Lewis et al. <sup>42</sup>	anterior wirkende Kraft von 90 N, 0°	2 - 106
	anterior wirkende Kraft von 90 N, 60°	12 - 101
	anterior wirkende Kraft von 90 N, 90°	1 - 54
Rupp et al. <sup>67</sup>	passive Bewegung, 0°	121
	aktive Bewegung gegen die Schwerkraft, 0°	180
	aktive Bewegung gegen Widerstand, 60°-70°	100
	aktive Bewegung gegen Widerstand, 20°	177
Rupp et al. <sup>71</sup>	passive Bewegung, 40 N Vorspannung, 0°	128
	aktive Bewegung, 40 N Vorspannung, 0°	219
Markolf et al. <sup>48</sup>	passive Bewegung, 10°	100
	passive Bewegung, 0°	170
	passive Bewegung, 5° Hyperextension	230
	anterior wirkende Kraft von 100 N, 90°	150
	anterior wirkende Kraft von 100 N, 5° Hyperextension	290

**Tabelle 3:** Belastungsansprüche an eine Kreuzbandersatzplastik

Ob eine Kreuzbandersatzplastik erfolgreich ist, hängt aber nicht nur davon ab, ob die Stabilität der Fixationsmethode ausreicht, um den Rehabilitationsbelastungen stand zu halten, auch die Lokalisation des Transplantats, das Ausmaß der Vorspannung während der Fixation, der präoperative Status des Knies, das Rehabilitationsprotokoll, die Aktivität des Patienten und das Gewebsremodeling, also der Heilungsprozess spielen eine große Rolle.

#### **1.6.4 Schwächung des Transplantats durch Einheilung**

Bei der Betrachtung der Belastungswerte und der Reißfestigkeiten muss man beachten, dass im Zuge einer Anpassung an die neue Belastung zunächst Nekrose, anschließende Vaskularisation und ein remodeling der Fasern stattfindet<sup>57</sup>. Diese Faktoren können alle zu einer Schwächung der Stabilität führen.

Butler et al.<sup>17</sup> konnten eine maximale Belastbarkeit von 16 % gegenüber dem intakten LCA nach 7 Wochen, 25 % nach 14 Wochen, 28 % nach 29 Wochen und 39 % nach 53 Wochen feststellen. Auch Rupp et al.<sup>68</sup> gehen unter Berufung auf verschiedene Tiermodelle nach vier bis acht Wochen von einer Reißfestigkeit des Transplantats von 13- 16 % aus, nach drei Monaten steigt diese auf 23- 25 % und nach zwölf Monaten werden 39- 48 % der Reißfestigkeit des gesunden Kreuzbandes erreicht. Sie berechneten daraus bis zur achten Woche nach der Operation eine kritische Belastungsgrenze von 259 N; nach drei Monaten liegt diese kritische Belastungsgrenze dann bei 414 N.

Ein Grund für das Abnehmen der Stabilität des Transplantats liegt laut Corsetti et al.<sup>18</sup> aber nicht nur in der Nekrose und in den Einheilungsprozessen, sondern möglicherweise auch darin, dass es nicht möglich ist, die physiologische Position und Spannung des LCA exakt wiederherzustellen.

Die Beeinflussung der einwirkenden Kräfte durch den Insertionspunkt des Transplantats und die Effekte der Vorspannung auf die Kraftentwicklung sollen im folgenden kurz beschrieben werden.

#### **1.6.5 Einfluss auf die Stabilität durch den Insertionspunkt**

In einer Studie von Good und Gillquist<sup>27</sup> wurden Kraft- und Längenmessungen an einem Testligament durchgeführt und eine Abhängigkeit der im Transplantat auftretenden Kräfte von der Transplantatlokalisierung festgestellt. Das bedeutet, dass laut den Autoren bei der Operation ein Hauptaugenmerk auf die Lage des Knochenkanals gelegt werden muss, da durch eine „falsche“ Lage des Transplantats auch höhere Kräfte bei starker Kniebeugung erreicht werden können.

Weitere Studien <sup>3, 22, 35, 37, 69</sup> legten ebenfalls eine höhere Belastung des Transplantats durch Fehlplatzierung dar.

Die Platzierung des Ersatztransplantates bestimmt also in hohem Maße die Belastung des Transplantats nach der Operation.

### **1.6.6 Einfluss der Vorspannung auf die Stabilität**

Dass auch die Vorspannung einen entscheidenden Einfluss auf die Kraftentwicklung im LCA hat, konnte Sigmund <sup>77</sup> in seiner Studie feststellen; mit steigender Vorspannung wurden höhere Zugkräfte im LCA ermittelt.

In einer in- vitro- Studie von Gertel et al. <sup>24</sup> konnte ebenso gezeigt werden, dass sobald ein vorderes Kreuzband rekonstruiert wurde und eine Spannung bzw. Vorspannung angelegt wurde, höhere Kräfte unter Einwirkung einer anterior wirkenden Kraft auftraten als im intakten LCA. Diese Kräfteerhöhung konnte für verschiedene Vorspannungsarten und -winkel gemessen werden und trat auch im nicht belasteten Transplantat auf.

Das bedeutet, dass bei der Rekonstruktion des LCA auch Wert auf die Wiederherstellung der physiologischen Spannungsverhältnisse zu legen ist.

Die auftretenden Kräfte im Transplantat hängen also sowohl von der Lokalisation des Transplantats als auch von der Vorspannung ab.

Für die hier beschriebene Arbeit spielen die Einheilungsprozesse, die Vorspannung und die Lage des Transplantats insofern keine Rolle, als dass hier nur die sofortige Fixationsstabilität der Pressfit- Technik modellhaft untersucht wird.

Es ist aber von Bedeutung zu wissen, dass die oben erwähnten Kraftwerte keine Absolutwerte sind, sondern durch die Umstände bei der Operation durchaus veränderbar sind.

Zusammenfassend lässt sich sagen: Selbst wenn, die primäre Fixationsstabilität einer Ersatzplastik ausreichend ist für die zu erwartenden Kräfte in der Rehabilitation, sie also mehr als 200 N bei Kniebeugung und mehr als 350 N bei Streckung standhält, so hängt der Erfolg einer Kreuzbandersatzplastik auch

von der Lokalisation des Transplantats, dem Ausmaß der Vorspannung während der Fixation, dem präoperative Status des Knies, dem Rehabilitationsprotokoll, der Aktivität des Patienten und dem Gewebsremodeling, also dem Heilungsprozess, ab.

Eine stabile Primärfixierung ist jedoch grundlegend für den Behandlungserfolg.

Um einen kurzen Überblick zu geben, welche Themen im Zusammenhang mit der Pressfit- Technik bereits untersucht wurden, werden im folgenden einige klinische und biomechanische Studien zur Pressfit- Technik dargestellt.

## **1.7 Überblick über bereits veröffentlichte Studien zum Thema Pressfit- Technik**

### **1.7.1 Klinische Studien**

Die Pressfit- Technik wird von mehreren Operateuren erfolgreich durchgeführt. Es wurden bereits einige klinische Studien über die guten Ergebnisse der Pressfit- Technik veröffentlicht <sup>2, 9, 11, 23, 29, 32, 44, 45, 60, 61</sup>. Offene und arthroskopische Techniken wurden entwickelt <sup>31</sup>.

Vor kurzem wurde eine Studie mit Langzeitergebnissen mit einem mittleren Follow- up von 10,7 Jahren von Hertel et al. <sup>33</sup> veröffentlicht.

Hertel beschrieb diese Technik als erster und führt sie bereits seit 1987 femoral durch; 1989 entwickelte er auch eine Technik zur tibialen Pressfit- Fixierung. Er verwendet einen Pressfit von 0,5 mm und einen trapezförmigen Knochenblock.

In der Langzeitstudie berichtete er über folgende Ergebnisse: subjektiv beklagte sich keiner seiner Patienten über Instabilität, 25 % berichteten jedoch über geringfügige und 2 % über ernsthafte Probleme, wenn sie auf hartem Untergrund auf den Knien gehen mussten. 52 % der Patienten kehrten zu ihrem alten Sportniveau zurück und waren noch mehr als 10 Jahre aktiv. 6 % hatten ein Extensionsdefizit von > 5 %, der Pivot- Shift- Test war in 90 % der Fälle negativ. Eine hohe Prozentzahl der Patienten (84 %) schätzten ihr Knie als normal oder fast normal ein; in dieser Studie wurde bis auf eine Patellafraktur kein Frühversagen beobachtet. Im Vergleich mit anderen Fixationstechniken stellten die Autoren ein sehr gutes und sicheres Ergebnis der Pressfit- Technik

fest und hoben die Vermeidung von Nachteilen der Interferenzschraubentechnik durch die Pressfit- Technik hervor.

### **1.7.2 Biomechanische Studien zur Pressfit- Technik**

Im folgenden werden einige biomechanische Studien zur Pressfit- Technik vorgestellt.

1994 wurde von Boszotta und Helperstorfer <sup>8</sup> eine verbesserte Entnahmetechnik des Knochenblocks mittels oszillierender Hohlsäge für die Pressfit- Technik beschrieben. Dadurch erhielt man einen zylindrischen Knochenblock, der durch einen optimalen Knochenblock- Knochenkanal-Kontakt ein rasches Einheilen garantierte. Ebenso wurden Patellafrakturen, die bei zu tiefer Entnahme des patellaren Knochenblocks auftreten können, durch die neue standardisierte Entnahmetechnik vermieden.

Pavlik et al. <sup>65</sup> konnten in einer biomechanischen Studie an Leichenpräparaten steigende Ausreißkräfte mit steigendem KBLW feststellen. Unter Verwendung eines trapezförmigen Knochenblocks mit einem 1 mm- Pressfit ergaben sich durchschnittlich 312 N bei 0°, 353 N bei 15°, 485 N bei 30° und 534 N bei 45° Verwinkelung.

1997 untersuchte Boszotta <sup>10</sup>, welcher Einbringwinkel, welche Knochenblockform und welcher Pressfit am besten verwendet werden sollen. Unter Verwendung eines 0,3 mm- Pressfits fand er heraus, dass ein KBLW von 45° nur eine Ausreißfestigkeit von 382 N bietet, zwischen 60°, 75° und 90° aber keine signifikanten Unterschiede in den Ausreißfestigkeiten mehr auftreten. Diese betragen 661 N für 60°, 702 N für 75° und 674 N für 90°.

Ab 60° KBLW traten nur noch ligamentäre Abrisse vom Knochenblock auf. Er konnte einen KBLW von etwa 75° empfehlen, was einer Knieflexion beim Anlegen des femoralen Bohrkanals von 75°- 90° entspricht.

Die höchsten Ausreißfestigkeiten bei 45° KBLW, was die Form des Knochenblocks anbetrifft, erhielt er bei einer zylindrischen Knochenblockform.

Einen Pressfit von größer 1 mm konnte er aufgrund seiner Ergebnisse nicht empfehlen, da sich sonst ein vorzeitiges Abreißen des Ligaments mit einem

kleinen Knochenstück ergab, das zu einer verminderten Ausreißfestigkeit führte.

Des Weiteren stellte er in dieser Studie eine höhere Ausreißfestigkeit der Pressfit- Technik im Vergleich mit der üblichen Interferenzschrauben- Technik fest.

Er beschreibt die Pressfit- Technik mit zylindrischen Knochenblöcken als eine insgesamt sehr stabile und komplikationsarme Technik, die den Belastungen eines postoperativen Rehabilitationsprogramms standhält und ein rasches Einheilen garantiert.

### **1.8 Problemstellung**

Die Pressfit- Technik wurde, wie im vorigen Kapitel dargestellt, in früheren Studien schon auf ihre Stabilität und Belastbarkeit hin untersucht. Es wurden hier jedoch sehr unterschiedliche Pressfits, Knochenblockformen und -längen verwendet.

In der vorliegenden Arbeit wurde die initiale Fixationsstärke eines Knochenblocks mit 9 mm Durchmesser und 0,4 mm Pressfit am Schweinekniemodell in unterschiedlichen Einbringwinkeln und mit unterschiedlichen Verblockungslängen untersucht. Diese Vorgehensweise wurde ausgewählt, weil der Operateur sich beim Kreuzbandersatz mit der Patellarsehne grundsätzlich mit folgenden Problemen konfrontiert sieht:

Um den postoperativ möglichen parapatellaren Schmerz möglichst gering zu halten und ein schnelles Verheilen an der Transplantatentnahmestelle zu erreichen, sollte so wenig Knochenmaterial wie möglich entnommen werden. Der Knochenblock sollte also möglichst kurz gewählt werden. Der Pressfit sollte möglichst gering sein, da bei einem hohen Pressfit das Einstößeln des Transplantates zunehmend schwieriger wird.

Auf der anderen Seite aber kann ein zu geringer Pressfit die Primärstabilität gefährden.

Daraus ergeben sich folgende Fragestellungen für diese Arbeit:

- *Mit welchem Pressfit erreicht man eine ausreichende Primärstabilität?*
- *Welche Verblockungsstrecke des Knochenblocks ist ausreichend?*

- *Ist die erreichte Stabilität auch bei unterschiedlichen Beugungsgraden des Knies, also bei unterschiedlichen Knochenblock- Ligament- Winkeln, garantiert?*

Um diese Fragestellungen zu klären, wurden in der im folgenden beschriebenen Arbeit an 41 Schweineknieen, aufgeteilt in vier Gruppen, zyklische und Maximalkraftbelastungen durchgeführt. In den einzelnen Gruppen wurde der Einbringwinkel des Knochenblocks zwischen 0° und 60° und die Verblockungstrecke zwischen 5 und 10 mm variiert. Alle gewonnenen Knochenblöcke hatten einen Durchmesser von 9 mm und einen Pressfit von 0,4 mm und wurden bis auf eine Verkürzung der Länge und gegebenenfalls auch der Verblockungstrecke ohne eine weitere Präparation eingestößelt.

## **2. Material und Methode**

### **2.1 Kniepräparate**

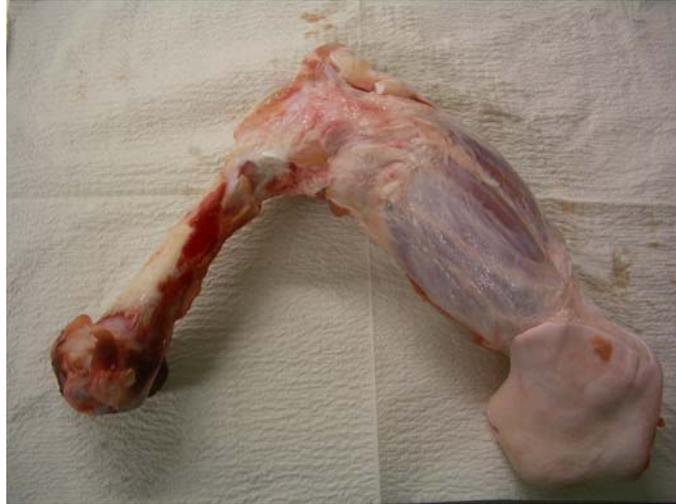
Die Versuche wurden an 41 Hinterbeinen von Hausschweinen, die von einem nahe gelegenen Schlachthof zur Verfügung gestellt wurden, durchgeführt.

Das Schweineknie- Modell wurde verwendet, da es sich durch seine gute Verfügbarkeit und eine Knochendichte, ähnlich der von Präparaten junger Menschen, auszeichnet. Um eine ähnliche Vorbelastung der Patellarsehnen zu simulieren, wurden die Präparate ausgewachsenen Tieren mit einem Gewicht zwischen 80 und 110 kg entnommen.

Die Präparate mit noch erhaltener Unterschenkelmuskulatur (siehe Abbildung 3) wurden in Plastiktüten verpackt, bei  $-20^{\circ}$  C eingefroren und bis zur endgültigen Versuchsdurchführung in einer Kühltruhe bei  $-20^{\circ}$  Celsius gelagert.

Am Tag vor der Versuchsdurchführung wurden die Präparate zunächst in Baumwollhandtücher eingewickelt, die mit physiologischer Kochsalzlösung getränkt waren, und dann in eine Wanne gelegt, die ebenfalls physiologische Kochsalzlösung enthielt. Bei Raumtemperatur konnten die Präparate nun auftauen. Durch die physiologische Kochsalzlösung wurden die Präparate bis zur Versuchsdurchführung und während dieser feucht gehalten. Die anschließenden Versuche fanden bei Raumtemperatur statt.

Die Versuche, einschließlich des Auftauens, waren innerhalb einer Zeitspanne von 22 h abgeschlossen.



**Abbildung 3:** Kniepräparat nach dem Auftauen

## **2.2 Präparation**

### **2.2.1 Vorbereitung des Kniegelenks**

Zunächst wurde am aufgetauten Präparat sämtliche noch vorhandene Unterschenkelmuskulatur entfernt und, falls vorhanden, die Hufe am Sprunggelenk abgetrennt. Anschließend wurde das Ligamentum patellae am Ursprung an der Patella und im Verlauf zur Tuberositas tibiae freipräpariert. Unter Schonung des Ligaments wurden alle Strukturen, die das Kniegelenk zwischen Femur und Tibia stabilisieren, die Seitenbänder, die Menisci, die beiden Kreuzbänder und sonstige Weichteilstrukturen durchtrennt und entfernt. Man erhielt also den Oberschenkelknochen ohne Weichteile und das Schienbein, das meistens mit dem Wadenbein zusammenhing und an dem über das Lig. patellae die Kniescheibe befestigt war. Der tibiale Anteil des Präparats ist in Abbildung 4 dargestellt



**Abbildung 4:** Rohpräparat Tibia

### **2.2.2 Präparation des tibialen Anteils**

Die Kniescheibe wurde in einen Schraubstock eingespannt und dort vollständig der Ursprung des Lig. patellae freipräpariert. Eine oszillierende Hohlfräse der Firma Wolf (Richard Wolf GmbH, Knittlingen, Deutschland) mit einem Innendurchmesser von 9,4 mm, die auf eine Druckluftbohrmaschine (Fa. Wolf) aufgesteckt war, wurde im 45°- Winkel an der Oberseite der Patella angesetzt und nach Erreichen der Durchmessertiefe in Richtung der Patellarsehne eingestellt. So konnte ein zylindrischer Knochenblock aus der Patella gewonnen werden, der über das Lig. patellae mit der Tibia verbunden war (Abbildung 5). Die verwendete Hohlfräse war nur zu zwei Dritteln mit Sägezähnen ausgestattet. Das obere Drittel war frei von Sägezähnen, um die Sehne beim Herauslösen des Knochenblocks nicht zu verletzen. Die Vorteile der Entnahmetechnik mittels einer solchen Hohlfräse wurden bereits von Boszotta<sup>8,9</sup> beschrieben.

Üblicherweise hat ein so gewonnener Knochenblock eine Länge von 20 mm-25 mm. Für die vorliegende Arbeit interessierte, welche Auswirkung die Länge des Knochenblocks auf die Transplantatfestigkeit hat. Bei der Längendefinition tauchte aber die Schwierigkeit auf, dass der Übergang zwischen Knochenblock und Sehne nicht gerade, sondern schräg verläuft (Abbildung 6). Daher wurde als Maß für die Länge des Knochenblocks die Verblockungstrecke festgelegt.

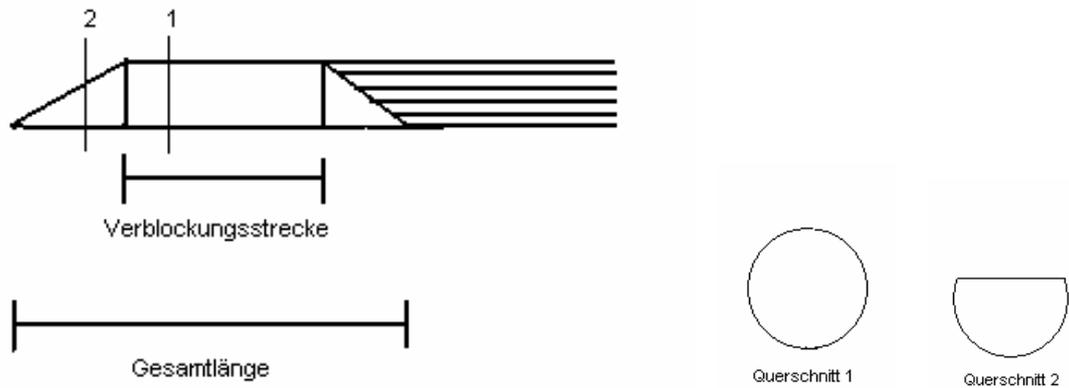
Als totale Verblockungsstrecke wurde derjenige Anteil des Knochenblocks, der vollständig zylindrisch mit einem Durchmesser von 9,4 mm war, definiert. Wie in der Schemazeichnung in Abbildung 6 gezeigt wird, lag sowohl am Sehnenansatz, als auch am freien Ende ein nicht vollständig zylindrischer Knochenblock vor.

Bei 20 Präparaten wurde der Knochenblock nun so bearbeitet, dass man eine totale Verblockungsstrecke von 10 mm erhielt, bei den anderen 21 Präparaten wurde die totale Verblockungsstrecke auf 5 mm bei gleich bleibender Gesamtlänge des Knochenblocks von 20- 23 mm festgelegt.

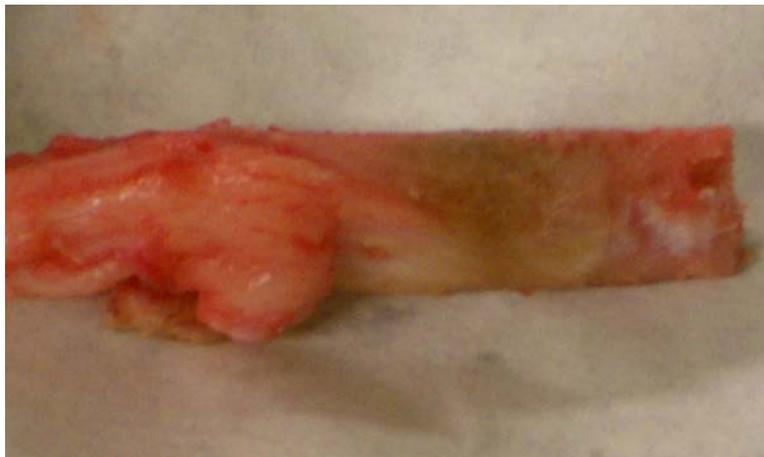
Entsprach die Verblockungsstrecke nicht von vorne herein den Vorgaben für eine der beiden Gruppen, wurde der Knochenblock mit Hilfe einer Feile und eines Skalpells auf eine entsprechende Verblockungsstreckenlänge zurechtpräpariert. Ein auf diese Weise bearbeiteter Knochenblock ist in Abbildung 7 zu sehen.



**Abbildung 5:** Herauslösen des Knochenblocks aus der Patella



**Abbildung 6:** Schemazeichnung des Knochenblocks im Längs – und Querschnitt. Die an den mit 1 und 2 bezeichneten Stellen durchgeführten Querschnitte sind im rechten Teil der Abbildung zu sehen. Die Verblockungsstrecke entspricht dem Teil des Knochenblocks der über den vollen Querschnitt (1) verfügt. Die Gesamtlänge des Knochenblocks betrug 20 – 23 mm.



**Abbildung 7:** Knochenblock mit Patellarsehne

### 2.2.3 Präparation des femoralen Anteils

Das Femur wurde ebenfalls in einen Schraubstock eingespannt, so dass die Achse des Femurs senkrecht zum Boden zeigte. Bei 21 Präparaten wurde nun mit Hilfe einer selbst gefertigten Winkelvorlage aus Holz mit einer normalen Bohrmaschine ein Kirschnerdraht in 60° zur Längsachse des Femurs an der Knorpelfläche des Femoropatellargelenks eingebracht. Dieser diente als Führungsdraht für einen kanülierten Bohrer (Fa. Wolf) mit 9 mm Durchmesser (Abbildung 8). So erhielt man Bohrkanäle zur Insertion des Knochenblocks, die einen Durchmesser von 9 mm und eine Länge von mindestens 30 mm hatten.

Bei den restlichen 20 Präparaten wurde in ähnlicher Weise verfahren. Hier wurde ein Kirschnerdraht in Richtung der Femurlängsachse in die kaudale Knorpelfläche des Femur eingebracht und der Bohrkanal mit einem kanülierten Bohrer mit 9 mm Durchmesser erweitert. Das bedeutet, es bestand ein 0°-Winkel zwischen Bohrkanal und Femurachse (Abbildung 9).

Anschließend wurden in den Bohrkanälen Weichteile und Knochenmaterial mit einer Pinzette entfernt.



**Abbildung 8:** Bohren eines Kanals im 60°- Winkel zur Achse des Femurs



**Abbildung 9:** Bohrkanal bei 0°-Bohrung

#### **2.2.4 Befestigung in der Halterung und Fertigstellung des Gesamtpräparates**

Durch beide Anteile des Gesamtpräparates wurden in einer nach eigenen Zeichnungen angefertigten U-förmigen Metallbügelhalterung (Abbildung 10) mit einem handelsüblichen 8 mm- Bohrer senkrecht zur jeweiligen Knochenachse zwei Löcher durch den Knochen gebohrt. Auf diese Weise konnten die Präparate mittels zweier Schrauben mit 8 mm Durchmesser quer zur Zugachse so in der Halterung befestigt werden, dass keine Auf- und Abwärtsbewegung des Präparatanteils während der Testung mehr möglich war (Abbildung 11).



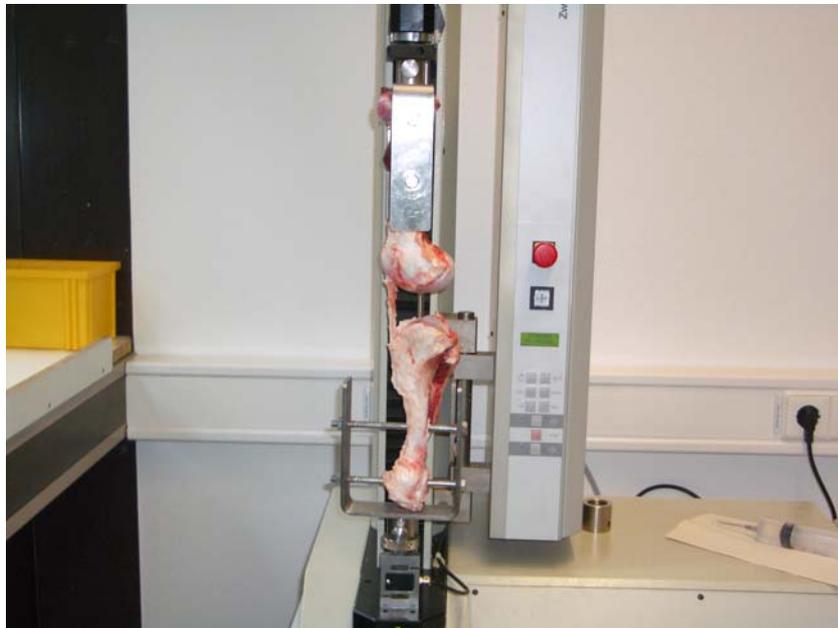
**Abbildung 10:** U-förmige Metallbügelhalterung



**Abbildung 11:** Femur in der Metallbügelhalterung

Der Knochenblock, der noch immer über das Lig. patellae an der Tuberositas tibiae befestigt war, wurde nun an seinem sehnennahen Ende mit einem Stößel der Fa. Wolf und einem Hammer in den Bohrkanal am Femur eingestößelt.

Das gesamte Präparat, das nun aus den über das Ligamentum patellae verbundenen frei zueinander beweglichen Knochenpräparaten in den Halterungen bestand, konnte nun mit Hilfe zweier Anschlussbolzen in der Materialtestungsmaschine befestigt werden (Abbildung 12).



**Abbildung 12:** Gesamtpräparat in der Materialtestungsmaschine

### **2.3 Einteilung in die Versuchsgruppen**

Die Kniepräparate wurden unsystematisch einer der vier folgenden Gruppen zugeteilt:

- Gruppe 1: Verblockungsstrecke 10 mm, Einbringwinkel 0°
- Gruppe 2: Verblockungsstrecke 5 mm, Einbringwinkel 0°
- Gruppe 3: Verblockungsstrecke 10 mm, Einbringwinkel 60°
- Gruppe 4: Verblockungsstrecke 5 mm, Einbringwinkel 60°

Bei allen Gruppen wurde ein Pressfit von 0,4 mm und ein Knochenkanaldurchmesser von 9 mm verwendet.

Der Pressfit von 0,4 mm wurde als kleinster Pressfit gewählt; bei nicht ausreichenden Festigkeitswerten wäre gegebenenfalls noch eine weitere Messreihe mit 1 mm Pressfit durchgeführt worden.

Die Einbringwinkel von 0° und 60° wurden gewählt, da sich bei 0° kein Verwinkelungseffekt ergibt und damit die mechanisch ungünstigsten Voraussetzungen für die Fixation bestehen; 60° Einbringwinkel wurden als Testmöglichkeit für eine maximale Verwinkelung angesehen, da Boszotta<sup>10</sup> beschreibt, dass ab einer Verkeilung des Knochenblocks von 60° keine Dislokation des Blocks mehr möglich ist und auch keine signifikanten Unterschiede zu einer größeren Verwinkelung mehr bestehen.

Die oben genannte Gruppeneinteilung wird weiterhin in der vorliegenden Arbeit verwendet.

## **2.4 Versuchsdurchführung an der Materialtestungsmaschine**

### **2.4.1 Materialtestungsmaschine**

Für die Messung der Präparate wurde die Materialtestungsmaschine UTS 3 der Firma Zwick/ Roell (Ulm, Deutschland) verwendet (Abbildung 13).

Die Maschine besteht aus einem Lastrahmen, an dem sich über eine motorgetriebene Spindel eine Anschlussbuchse bewegen lässt. Eine zweite unbewegliche Anschlussbuchse befindet sich am unteren Ende der Spindel. Unterhalb dieser Anschlussbuchse ist ein Kraftaufnehmer, der einen Messbereich von bis zu 3 kN besitzt.

Wird ein Präparat mit einer definierten Geschwindigkeit um eine festgelegte Strecke (Positionier- Wiederholgenauigkeit ca. 2 µm) gedehnt, kann die dazu benötigte Kraft ermittelt werden.

Die Materialtestungsmaschine ist mit einem Personal Computer verbunden, der mit der im folgenden beschriebenen testXpert® Software der Firma Zwick/ Roell ausgestattet ist.



**Abbildung 13:** Materialtestungsmaschine

#### **2.4.2 TestXpert® - Software**

Das Softwareprogramm zeigt die ermittelten Kraftwerte und die Dehnung fortlaufend an.

Mit Hilfe der Software lassen sich Messgrößen, wie z. B. die erreichte Maximalkraft, die Kraft bei einer definierten Stufe, die maximale Längenänderung bei Erreichen der Maximalkraft, Datum, Uhrzeit, usw. definieren. Die gemessenen Werte dieser gewünschten Größen werden in einer Tabelle angezeigt und gespeichert. In einer weiteren Tabelle können statistische Daten wie Standardabweichung und Mittelwert ermittelt, angezeigt und ebenfalls gespeichert werden.

Außerdem kann in einem Diagramm z. B. die Kraft im zeitlichen Verlauf dargestellt werden.

Es können Prüfvorschriften angelegt werden, die beispielsweise die Geschwindigkeit der Dehnung oder verschiedene Stufen der Dehnung vorschreiben und dann für jeden Versuch der Serie Gültigkeit besitzen.

### **2.4.3 Messung an der Materialtestungsmaschine**

Alle durchgeführten Messungen verliefen in zwei Schritten:

- Die Präparate wurden zunächst 200 Mal zyklisch belastet. Die zyklische Belastung der Präparate ist wichtig, um eine Aussage über deren Belastbarkeit in der Rehabilitationsphase machen zu können. Die Präparate sind hier einer relativ geringen Belastung über mehrere Zyklen ausgesetzt, was den Bewegungsabläufen in der Rehabilitation entspricht, zum Beispiel bei der kontinuierlichen passiven Bewegung.
- Anschließend wurde ein Versuch zur maximalen Belastung durchgeführt, um die maximale Widerstandsfähigkeit der Transplantate gegenüber einer axial einwirkenden Zugkraft zu ermitteln. Dabei wurde auch die Art des Versagens, der failure mode, festgehalten.

#### **2.4.3.1 Zyklische Messung**

Das, wie oben beschrieben, vorbereitete Präparat wurde über zwei Bolzen mit der Anschlusshalterung der Maschine verbunden und so ausgerichtet, dass die Sehne annähernd in Richtung der Zugachse stand; die Zugkraft war vertikal gerichtet.

Die Kraft wurde zu Beginn des Versuchs auf 0 N kalibriert und eine Ausgangsstellung festgelegt, bei der das Präparat sich in einem ungespannten Zustand befand. Mit einer Geschwindigkeit von 20 mm/ min wurde das Präparat auf 20 N vorgespannt, um gleiche Ausgangsbedingungen für alle Präparate zu garantieren, und von dieser Startposition aus 200 Mal mit einer Frequenz von 0,2 Hz (was bei unserer Dehnung von 2 mm einer Geschwindigkeit von 48 mm/ min entsprach) in die folgenden zwei Stufen gefahren. Die erste Stufe entsprach einer Dehnung von 2 mm von der Startposition aus, die zweite Stufe entsprach der Startposition.

Das Präparat durchlief 200 Mal die beiden Stufen, also 400 Stufen, und blieb anschließend in der ungespannten Ausgangsstellung stehen. Dies sollte eine geringe Belastung des Transplantats über eine längere Zeit, wie sie der Bewegung des operierten Beines bei der Rehabilitation entspricht, simulieren.

Eine Dehnung von 2 mm wurde gewählt, weil laut Yamanaka et al. <sup>88</sup> das Transplantat bei einer passiven Flexions- Extensionsbewegung des Knies nach einer LCA- Rekonstruktion um annähernd 2 mm gedehnt wird.

Die verwendete Frequenz von 0,2 Hz simuliert nicht die Geschwindigkeit bei einer akuten Verletzung, sondern soll viel mehr die Belastungsgeschwindigkeit des Transplantats unter Rehabilitationsbedingungen, also bei kontrollierten Bewegungen mit deutlich geringeren Geschwindigkeiten, darstellen.

Die bei der zyklischen Belastung ermittelten Kraftwerte wurden, wie oben beschrieben, durch den Kraftaufnehmer gemessen und von der Software dargestellt und ausgewertet. Während des Versuchs wurde die Sehne mit physiologischer Kochsalzlösung feucht gehalten.

Die einzelnen Werte wurden in einem Schaubild mit der Prüfzeit als x- Achse und der Standardkraft als y- Achse festgehalten (Abbildung 14) und die gemessenen Werte der Standardkraft jeweils nach der 1., 19., 99., 199., 299., 399. Stufe in der Ergebnistabelle aufgezeichnet.

Dabei wurde die ermittelte Kraft bei der ersten Stufe als F 1, und die der 399. Stufe als F 399 definiert. F 1 entspricht der ersten Spitze in Abbildung 14 und stellt die höchste gemessenen Kraft bei der zyklischen Testung dar. F 399 entspricht dem letzten dargestellten Spitzenwert und beinhaltet die niedrigste gemessenen Kraft bei einer Dehnung von 2 mm.

Es wurden nun arithmetische Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SA) von F 1 und F 399 für die einzelnen Gruppen ermittelt. Der Mittelwert errechnete sich mit Hilfe des MicrosoftExcel®- Statistikprogramms als Summe der Messwerte durch deren Anzahl; die Standardabweichung war als Quadratwurzel der Varianz definiert, wobei die Varianz ein Quotient aus der Summe der quadrierten Abweichung aller Messwerte vom Mittelwert und der um eins verringerten Anzahl der Messwerte war.

Die Kraftdifferenz,  $\Delta F$ , zwischen erstem und letztem Zyklus und die dazugehörigen Mittelwerte und Standardabweichungen wurden anschließend berechnet. Es galt:  $\Delta F = F 1 - F 399$ .

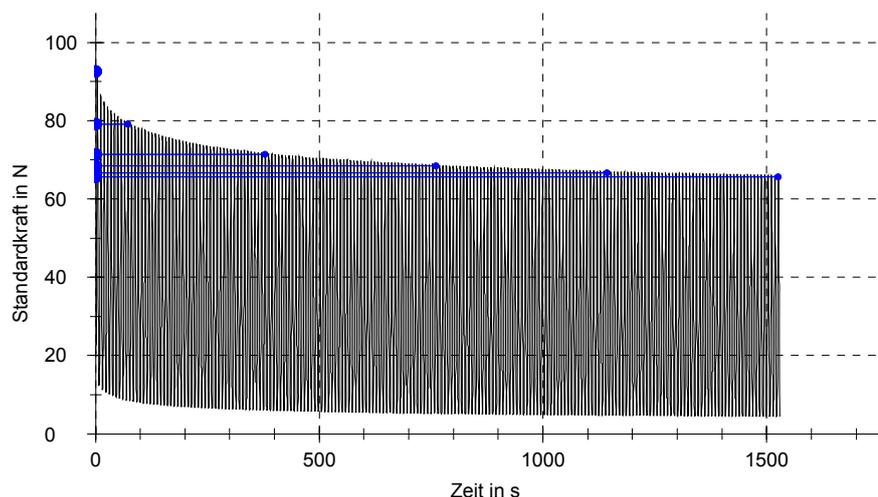
Um die Größe der Schwankungsbreite angeben zu können, wurde der Variationskoeffizient (VK) der maximalen Kraftwerte ermittelt, wobei galt:

$$VK = SD / MW * 100 \%$$

Der relative Anteil des Kraftverlustes an der maximal erreichten Kraft bei zyklischer Messung,  $\Delta F_r$ , wurde durch eine Division des absoluten Differenzwertes durch den höchsten zyklischen Kraftwert ermittelt:

$$\Delta F_r = \Delta F / F_1$$

Die  $F_1$ -Werte wurden mit Hilfe des Matlab®-Statistikprogrammes als Boxplot-Diagramm dargestellt und gruppenweise mit dem Matlab®-Programm einem Lilliefors-Test unterzogen, um angeben zu können, ob eine Normalverteilung ausgeschlossen war.



**Abbildung 14:** Kurvenverlauf bei zyklischer Testung, der erste Peak entspricht  $F_1$ , der letzte  $F_{399}$

#### 2.4.3.2 Maximalkraftbelastung

Das zyklisch vorbelastete Präparat blieb in der Halterung in der Materialtestungsmaschine befestigt und wurde nun einer Belastung bis zum Versagen der Ersatzplastik unterzogen.

In der ungespannten Ausgangsstellung wurde die Kraft erneut „genullt“ und das Präparat wurde, ohne Vorkraft, mit einer Geschwindigkeit von 50 mm/ min bis zum Versagen auseinandergezogen; die maximale Dehnung wurde mit 99 mm vorgegeben. Bei dieser Dehnung hatte das Transplantat immer auf irgendeine

Art und Weise versagt. Die verwendete Geschwindigkeit sollte ebenfalls nicht die Dehnungsgeschwindigkeit bei einer akuten Verletzung, sondern viel mehr die Dehnungsgeschwindigkeit des Transplantats unter Rehabilitationsbedingungen darstellen.

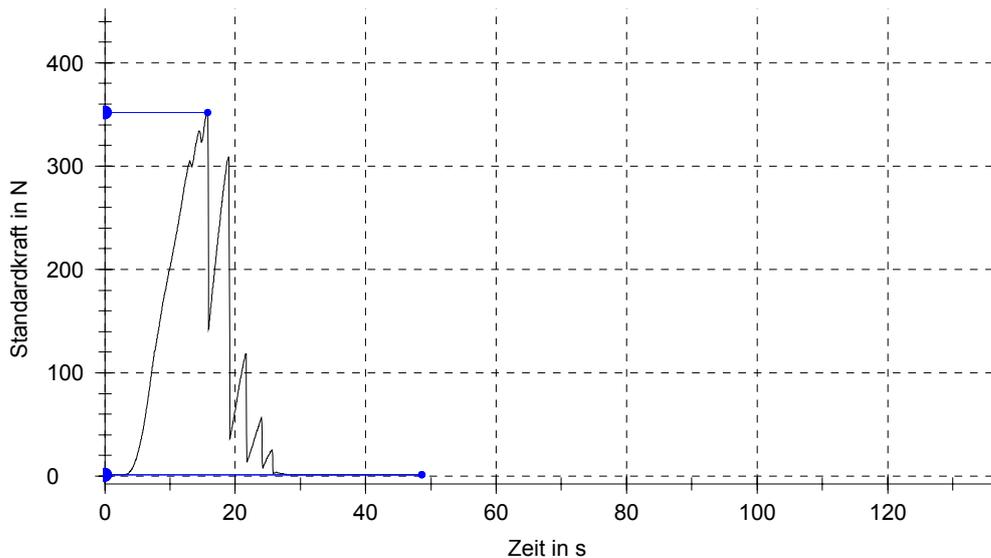
Die Standardkraft wurde über den Kraftaufnehmer durch die testXpert® - Software aufgezeichnet und die Längenänderung festgehalten.

Verlaufsdigramme mit der Prüfzeit als x- Achse und der Standardkraft als y- Achse wurden erstellt (Abbildung 15). Die Maximalkraft wurde vom Softwareprogramm in N gemessen und gespeichert. Sie wurde als höchster gemessener Wert, also als höchster Punkt der Kraft- Zeit- Kurve definiert und mit „F max“ benannt. Auch die Längenänderung bei Erreichen der Maximalkraft wurde festgehalten.

Ein typischer Verlauf einer solchen Kraft- Zeit- Kurve ist in Abbildung 15 zu sehen. Man sieht einen kontinuierlichen Anstieg bis zum Erreichen der Maximalkraft mit kleineren Schwankungen bei hohen Kraftwerten und ein anschließendes schrittweises Absinken der Kraft bis zur Null- Linie.

Aus den gewonnenen Ergebnissen der Kraftmessung wurden zunächst Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD) für die einzelnen vier Gruppen berechnet.

Um die Größe der Schwankungsbreite angeben zu können, wurde auch hier der Variationskoeffizient (VK) der Maximalkraftwerte ermittelt, wobei wiederum galt:  $VK = SD / MW * 100 \%$ .



**Abbildung 15:** Kurvenverlauf bei Maximalkrafttestung, die dargestellte Linie weist auf den höchsten ermittelten Kraftwert,  $F_{max}$ , hin

Mit Hilfe des Matlab®- Statistikprogramms wurde ein Box- plot- Diagramm der Maximalkraftwerte erstellt. Als Ausreißer wurde vom Statistik- Programm gewertet, wenn ein Wert mehr als das Anderthalbfache des Quartilsabstands vom oberen bzw. unteren Ende der Box entfernt war.

Anschließend wurden alle Maximalkraftwerte beim failure- Test, ebenfalls im Matlab®- Programm, gruppenweise einem Lilliefors- Test unterzogen, um festzustellen, ob eine Normalverteilung auszuschließen war. Die Mittelwerte der Maximalkräfte einer Gruppe wurden dann jeweils im Vergleich mit der Gruppe, die im gleichen Winkel eingestößelt worden war, einem einseitigen t- Test für nicht paarige Stichproben ungleicher Varianz unterzogen, um zu sehen, ob sich ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen ergab. Statistische Signifikanz wurde für  $p \leq 0,05$  angenommen.

Auf eine Angabe der linearen Steifigkeit wurde in dieser Arbeit verzichtet, da Adam et al. <sup>1</sup> erwähnten, dass es nicht sinnvoll sei, diese Größe bei Maximalkrafttestungen an Materialtestungsmaschinen anzugeben; man könne hier nur schwer eine isolierte Steifigkeit der Fixierung erhalten, da diese durch die relativ geringe Steifigkeit des Sehnentransplantats überlagert sei.

Die Berechnung der oben genannten statistischen Größen erfolgte, wenn nicht anders erwähnt, mit Hilfe des MicrosoftExcel® - Programms.

#### **2.4.3.3 Failure mode**

Die auf diese Weise getesteten Präparate wurden nun im Hinblick auf den Versagensmodus beurteilt und dieser im Versuchsbuch notiert. Folgende fünf Typen des Versagens wurden unterschieden:

- Herausgleiten des Knochenblocks ohne Zerstörung anderer Strukturen
- Herausgleiten des Knochenblocks mit Zerstörung des Bohrkanals
- Reißen der Sehne
- Brechen des Knochenblocks mit Herausgleiten des einen Bruchstücks
- Abreißen der Sehne vom Knochenblock

Die Mittelwerte der Maximalkräfte wurden zusätzlich gesondert für die jeweiligen Versagensmodi errechnet.

#### **2.5 Zusammenhang zwischen relativem Kraftverlust und Maximalkraft**

Um eine Aussage darüber machen zu können, ob der Kraftverlust bei der zyklischen Messung die Maximalkraft im failure- Test beeinflusst, wurden ebenfalls im MicrosoftExcel® - Programm Streudiagramme mit dem relativen Kraftverlust,  $\Delta F_r$ , als y- Achse und der Maximalkraft im failure- Test als x- Achse erstellt. Die zugehörige Formel der Ausgleichsgeraden sowie das Bestimmtheitsmaß wurden errechnet.

### 3. Ergebnisse

#### 3.1 Ergebnisse der zyklischen Messung

Zunächst konnte man bei der zyklischen Messung der Kniepräparate feststellen, dass alle Präparate diese Messung ohne jegliches Versagen der Fixierung durchlaufen haben. Das bedeutet, alle Präparate hielten einer 2 mm-Dehnungsbelastung ausgehend von einer Vorspannung von 20 N über 200 Zyklen stand. Die dabei erreichten maximalen Kraftwerte, die dem jeweiligen F 1 entsprechen, sind in Abbildung 16 im Box-plot-Diagramm und auch in Tabelle 4 dargestellt. In den Gruppen 1, 2 und 3 wurde jeweils ein Ausreißer ermittelt. Man kann weiterhin erkennen, dass Maximalkraftwerte von 40,8 N - 120,9 N erreicht wurden.

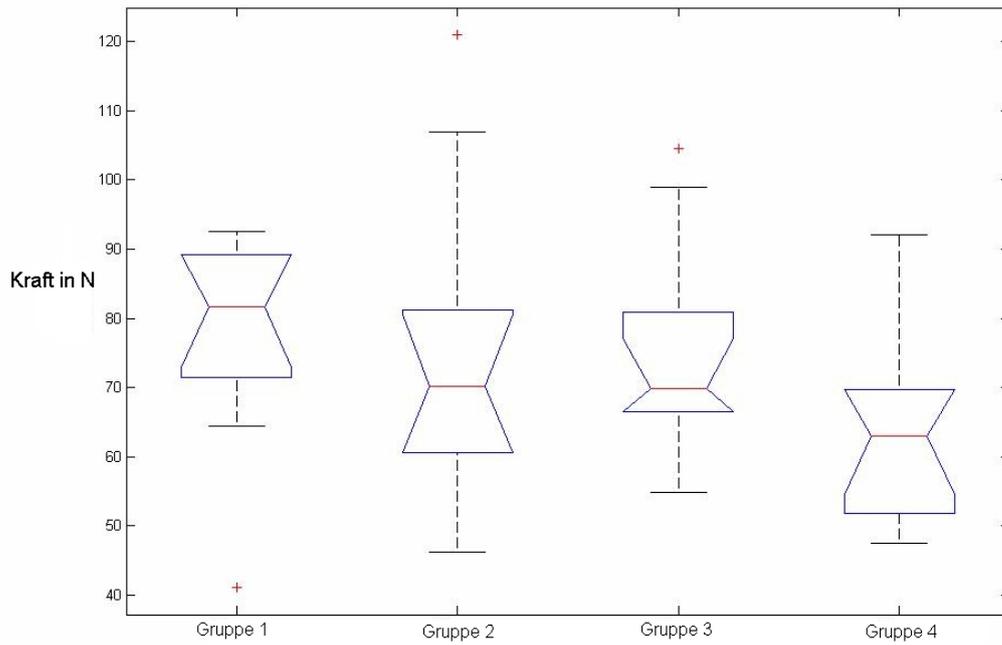
Die Kraftwerte, die in den jeweils ersten Zyklen gemessen wurden, F 1, sind in jedem Falle höher als diejenigen, der jeweils letzten, also 200. Zyklen, F 399. Die Werte des ersten und letzten Zyklus und die daraus resultierenden Differenzen,  $\Delta F$ , sind in Tabelle 4 dargestellt.

Eine beispielhafte Verlaufskurve für eine zyklische Messung ist in Abbildung 17 zu sehen. Diese Abbildung zeigt einen maximalen Anstieg der Kraft im ersten Zyklus; bei allen weiteren Zyklen verringert sich die Kraft bei Dehnung und nähert sich einem konstanten Krafniveau an.

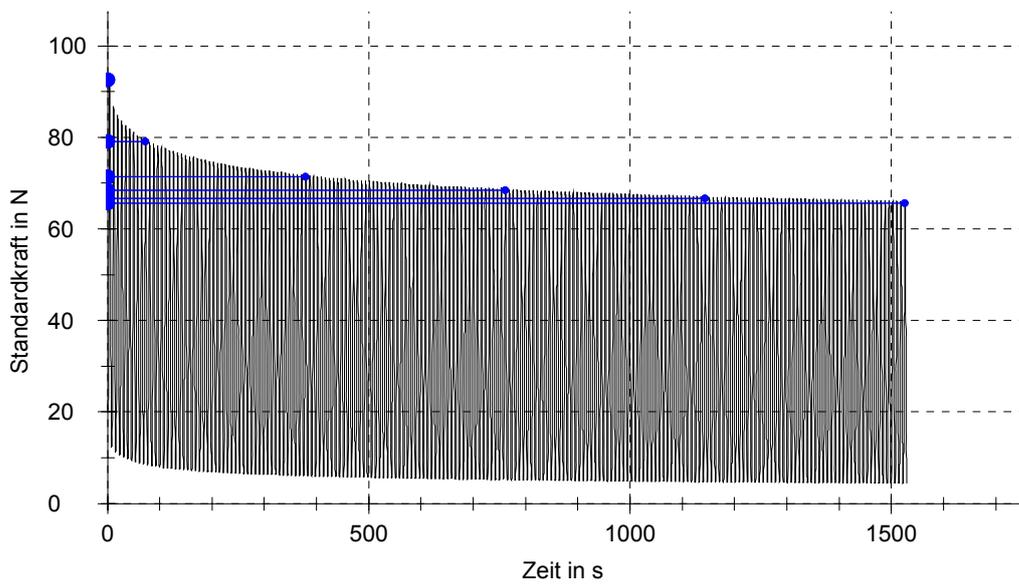
Für die Tabelle und die Abbildungen gilt jeweils die in Kapitel 2.3 genannte Gruppeneinteilung.

In Gruppe 1 (10 mm, 0°) wurden maximale Kraftwerte zwischen 40,8 N und 92,6 N erreicht. Der Mittelwert von F 1 betrug 77,51 N, die Standardabweichung 15,57 N. Im letzten Zyklus wurden durchschnittlich 54,35 N erreicht. Die mittlere Differenz zwischen erstem und letztem Zyklus betrug 23,16 N, mit einer maximalen Differenz von 50,19 N und einer minimalen Differenz von 12,88 N. In dieser Gruppe wurde der höchste Differenzwert (50,19 N) und die höchste Standardabweichung der Differenzwerte (10,39 N) ermittelt.

Um ein Maß für die Schwankungsbreite der Maximalwerte anzugeben wurde der Variationskoeffizient berechnet; er betrug 20 %. Das bedeutet, die Standardabweichung betrug hier 20 % des Mittelwertes.



**Abbildung 16:** Box- plot- Diagramm der maximalen zyklischen Kraftwerte



**Abbildung 17:** Kurvenverlauf bei zyklischer Testung

Präparat Nr.	Erreichte Kraftwerte beim ersten Zyklus				Erreichte Kraftwerte beim letzten Zyklus				Differenz zwischen erstem und letztem Zyklus			
	Gruppe 1	Gruppe 2	Gruppe 3	Gruppe 4	Gruppe 1	Gruppe 2	Gruppe 3	Gruppe 4	Gruppe 1	Gruppe 2	Gruppe 3	Gruppe 4
1	89,24	104,84	54,44	62,9	68,4	84,8	31,77	36,17	20,84	20,04	22,67	26,73
2	64,41	81,24	80,64	92,09	42,01	67,73	48,94	70,02	22,4	13,51	31,7	22,07
3	79,95	120,92	104,47	68,81	29,76	98,69	62,7	50,35	50,19	22,23	41,77	18,46
4	92,6	76,65	71,44	76,22	65,69	50,02	39,52	51,46	26,91	26,63	31,92	24,76
5	87,65	60,08	68,25	70	71,71	43,48	45,77	41,05	15,94	16,6	22,48	28,95
6	77	59,59	67,1	52,56	53,85	43,16	30,95	24,92	23,15	16,43	36,15	27,64
7	40,78	64,21	61,24	49,66	27,9	41,47	31,49	32,36	12,88	22,74	29,75	17,3
8	89,56	45,83	98,87	57,55	65,77	33,54	55,01	34,82	23,79	12,29	43,86	22,73
9	71,47	71,83	66,56	51,38	52,41	60,49	44,33	29,72	19,06	11,34	22,23	21,66
10	82,43	68,68	72,03	47,16	66,01	54,18	40,57	24,16	16,42	14,5	31,46	23
11				66,29				37,53				28,76
Mittelwert	77,51	75,39	74,50	63,15	54,35	57,76	43,11	39,32	23,16	17,63	31,40	23,82
Standard- abweichung	15,64	22,40	15,92	13,48	16,17	20,70	10,53	13,51	10,39	5,07	7,66	3,94

**Tabelle 4:** Erreichte Kraftwerte beim ersten und letzten Zyklus sowie Differenzen zwischen beiden Kraftwerten mit Mittelwerten und Standardabweichungen

In Gruppe 2 (5 mm, 0°) bewegten sich die F 1- Werte zwischen 45,8 N und 120,9 N. Der Mittelwert der maximalen Kraft war 75,39 N mit einer Standardabweichung von 22,40 N. Der mittlere Wert der Kraft im letzten Zyklus betrug 57,76 N. Die Differenzwerte reichten von 11,34 N bis 26,63 N mit einer mittleren Differenz von 17,63 N. 11,34 N war die geringste überhaupt erreichte Differenz. Der Variationskoeffizient betrug 30 %.

Bei Gruppe 3 (10 mm, 60°) wurden durchschnittlich maximale Kraftwerte von 74,50 N (54,4 N- 104,5 N) erreicht. Die Standardabweichung wurde mit 15,92 N berechnet. Der Durchschnittswert im letzten Zyklus war 43,11 N. Der mittlere Differenzwert zwischen erstem und letztem Zyklus belief sich auf 31,40 N mit Differenzen von 22,23 N bis zu 43,86 N. Der Variationskoeffizient betrug 21 %.

Gruppe 4 (5 mm, 60°) hatte die niedrigsten durchschnittlichen F 1- Werte mit 63,15 N und einer Standardabweichung von 13,48 N. Die maximalen Kraftwerte lagen hier zwischen 47,2 N und 92,1 N. Der durchschnittliche Kraftwert des letzten Zyklus belief sich auf 39,32 N. Die Differenzwerte wiesen hier die niedrigste Standardabweichung von 3,94 N auf, der Mittelwert der Differenzwerte betrug 23,82 N (17,3 N- 28,95 N).

Bei der letzten Gruppe betrug der Variationskoeffizient wie in Gruppe 3 21 %.

Die F 1- Werte der zyklischen Maximalkrafttestung in Gruppe 3 ließen sich im Lilliefors- Test nicht mit einer Normalverteilung vereinbaren; deswegen konnte kein t- Test durchgeführt werden.

Der relative Kraftverlust,  $\Delta F_r$ , bei der zyklischen Messung wurde als Quotient aus der errechneten absoluten Differenz,  $\Delta F$ , und dem zugehörigen maximalen zyklischen Kraftwert, F 1, berechnet. Die berechneten relativen Kraftverluste und die zugehörigen Mittelwerte und Standardabweichungen sind in Tabelle 5 zu sehen.

Für die Gruppen 1 und 2 ergaben sich durchschnittliche relative Kraftverluste von 30 % bzw. 24 %. Die durchschnittlichen relativen Kraftverluste in den beiden 60°- Gruppen waren deutlich höher und lagen bei 42 % bzw. 39 %.

Relativer Kraftverlust bei Präparat Nr.	Gruppe 1	Gruppe 2	Gruppe 3	Gruppe 4
1	0,23	0,19	0,41	0,42
2	0,35	0,17	0,39	0,24
3	0,62	0,18	0,40	0,27
4	0,29	0,35	0,45	0,33
5	0,18	0,27	0,33	0,41
6	0,30	0,28	0,54	0,53
7	0,31	0,35	0,49	0,35
8	0,27	0,27	0,44	0,39
9	0,27	0,16	0,33	0,42
10	0,20	0,21	0,44	0,48
11				0,43
Mittelwerte	0,30	0,24	0,42	0,39
Standardabweichungen	0,12	0,07	0,06	0,09

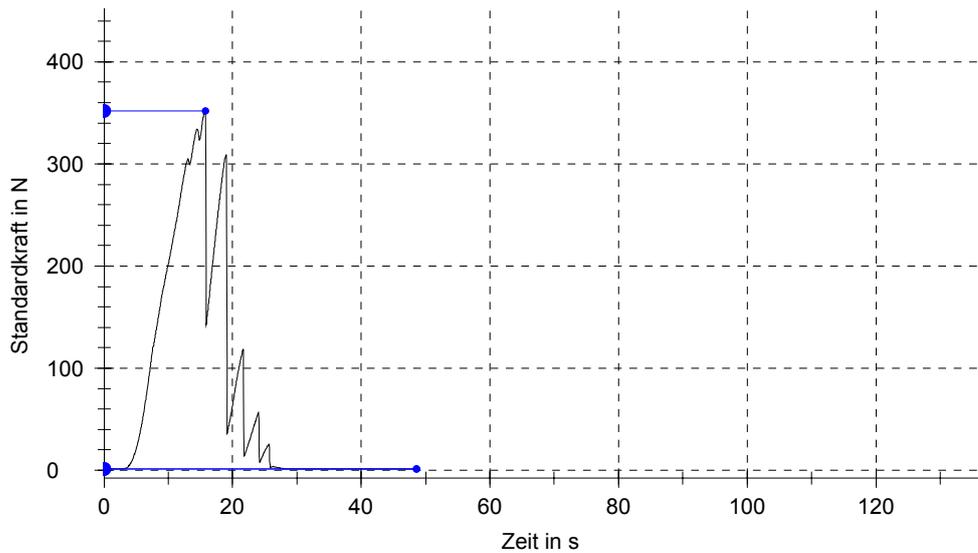
**Tabelle 5:** Relativer Kraftverlust zwischen erstem und letztem Zyklus, dargestellt als Quotient aus den absoluten Differenzwerten zwischen erstem und letztem Zyklus und dem maximalen zyklischen Kraftwert

### **3.2 Ergebnisse der Maximalkraftmessung**

#### **3.2.1 Failure- Test**

Bei der Maximalkraftmessung wurde, wie bereits beschrieben, derjenige gemessene Kraftwert als Maximalkraft definiert, der als höchster Kraftwert bei der Versuchsdurchführung überhaupt gemessen wurde; im Schaubild bedeutet das: die Maximalkraft des Versuchs wurde durch den höchsten Punkt der Kraft-Zeit- Kurve beschrieben. Ein typischer Verlauf einer solchen Kraft- Zeit- Kurve ist in Abbildung 18 zu sehen. Man sieht einen kontinuierlichen Anstieg mit kleineren Schwankungen bei hohen Kraftwerten bis zum Erreichen von  $F_{max}$  und ein anschließendes schrittweises Absinken der Kraft bis zur Null- Linie.

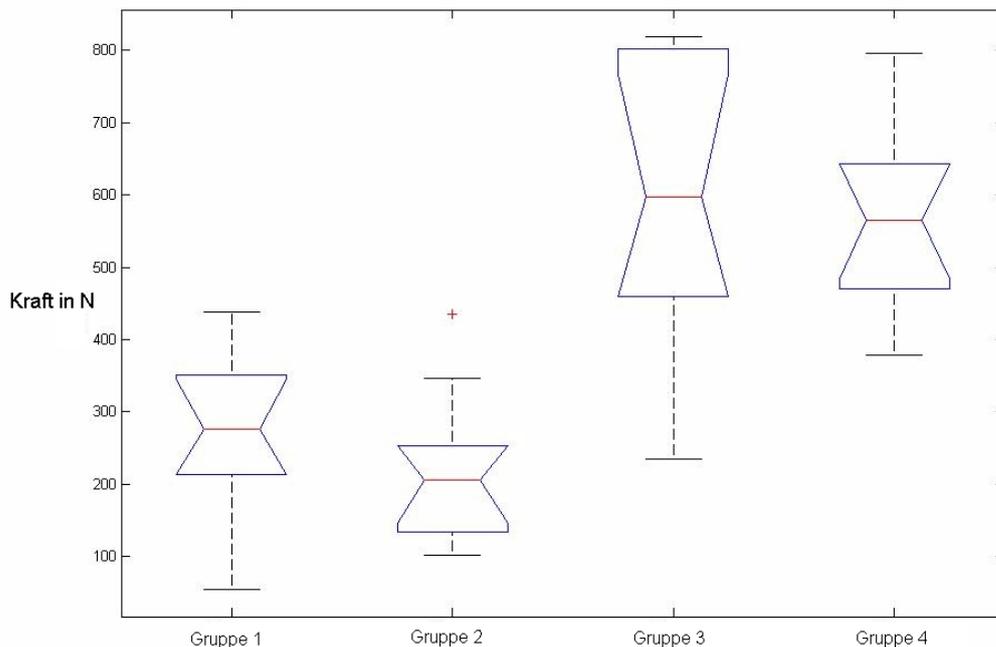
Die einzelnen Ergebnisse der Maximalkraftmessung sind mit Mittelwert und Standardabweichung in Tabelle 6 aufgelistet und in Abbildung 19 als Box- plot- Diagramm graphisch dargestellt.



**Abbildung 18:** Typischer Kurvenverlauf bei Maximalkraftmessung

Maximalkraftwerte in N				
Präparat Nr.	Gruppe 1	Gruppe 2	Gruppe 3	Gruppe 4
1	213,39	248,37	234,8	550,33
2	297,69	178,97	640,4	565,26
3	231,49	435,79	553,54	416,91
4	351,67	133,36	451,03	795,6
5	277,21	115,93	802,89	643,52
6	413,16	209	818,39	470,08
7	54,9	253,13	459,01	598,02
8	274,64	101,99	760,55	378,27
9	210,15	346,95	484,33	778,93
10	438,45	201,08	808,46	643,37
11				472,11
Mittelwerte	276,28	222,46	601,34	573,86
Standardabweichungen	110,82	104,85	197,40	136,42

**Tabelle 6:** Maximalkraftwerte beim failure- Test in N mit Mittelwerten und Standardabweichungen



**Abbildung 19:** Box- plot- Diagramm der Maximalkraftwerte, die Maximalkraftwerte sind gruppenweise dargestellt

In Gruppe 1 (10 mm, 0°) betrug der Mittelwert der Maximalkraft 276,28 N (54,9 N - 438,45 N) und die Standardabweichung 110,82 N; die mittlere Längenänderung bei Erreichen der Maximalkraft betrug 16,22 mm. Unter Weglassen des Ergebnisses des Präparats Nr. 7 der Gruppe ergab sich ein Mittelwert von 300,87 N mit einer Standardabweichung von 83,72 N.

Die Schwankungsbreite der Maximalkraftwerte war hoch; der Variationskoeffizient betrug 40 %.

Gruppe 2 mit der geringeren Verblockungsstrecke (5 mm) wies eine noch größere Schwankungsbreite der erreichten Maximalkraftwerte auf. In dieser Gruppe wurde mit 47 % der höchste Variationskoeffizient für die Maximalkraftwerte erreicht.

Die Werte reichten hier von 101,99 N bis zu 435,79 N. Im Mittel wurden Kraftwerte von 222,46 N mit einer Standardabweichung von 104,85 N erreicht; die Längenänderung bei Erreichen der jeweiligen Maximalkraftwerte war durchschnittlich 11,68 mm.

Im Box-plot-Diagramm in Abbildung 19 ist zu sehen, dass ein Wert der Gruppe 2 (Präparat Nr. 3) vom Statistikprogramm als Ausreißer gewertet wird; das bedeutet, es handelt sich um einen Wert, der mehr als das Anderthalbfache des Quartilsabstands vom oberen bzw. unteren Ende der Box entfernt ist.

Ohne diesen Ausreißer konnte ein Mittelwert von 198,75 N errechnet werden mit einer Standardabweichung von 77,77 N und einem Variationskoeffizienten von 39 %.

In Gruppe 3 mit 60° Einbringwinkel zeigten sich wesentlich höhere Maximalkraftwerte. Aber auch die Schwankungsbreite der Werte war sehr hoch; 234,8 N bis 818,4 N wurden erreicht. Im Durchschnitt wurden hier 601,34 N erreicht bei einer Standardabweichung von 197,4 N. Die mittlere Längenänderung bei Erreichen der Maximalkraft betrug 19,03 mm. Ohne einen Ausreißer, der sich durch einen Sehnenriss ergab (Präparat Nr. 1), betrug der Mittelwert 642,07 N.

Ein nur wenig geringerer mittlerer Maximalkraftwert wurde in Gruppe 4 (5 mm, 60°) mit 573,86 N erreicht (Standardabweichung 136,42 N). Die mittlere Änderung der Länge bei Erreichen der Maximalkraft betrug 19,92 mm. Die geringste erreichte Maximalkraft lag in dieser Gruppe bei 378,27 N, die höchste bei 795,6 N.

Die beiden letzten Gruppen mit 60° Einbringwinkel hatten deutlich geringere Schwankungsbreiten der Maximalkraftwerte. Es ergaben sich Variationskoeffizienten von 33 % für Gruppe 3 und 24 % für Gruppe 4.

Vor der Durchführung eines t-Tests wurden die Maximalkraftwerte zunächst daraufhin überprüft, ob sie einer Normalverteilung angehören können. Dies wurde durch einen Lilliefors-Test bestätigt; die Werte erfüllten also diese Voraussetzung für einen t-Test.

Es wurde ein einseitiger t-Test für unpaare Stichproben ungleicher Varianz angewandt. Das Signifikanzniveau wurde mit  $p \leq 0,05$  festgelegt.

Für den Vergleich zwischen Gruppe 1 und Gruppe 2 ergab sich bei Einbeziehung aller Werte ein p-Wert von 0,14; wurde das Präparat Nummer 3 der Gruppe 2 jedoch als Ausreißer betrachtet - wie vom Statistikprogramm

ermittelt und im Box- plot- Diagramm (Abbildung 19) dargestellt - , ergab sich ein p- Wert von 0,047. Bei Weglassen des Präparats Nr. 7 (54,9 N), aus Gruppe 1 und des eben genannten Präparats aus Gruppe 2 erhielt man einen p- Wert von 0,008.

Für die beiden Gruppen 3 und 4 ergab sich keine statistische Signifikanz ( $p = 0,36$ ).

### **3.2.2 Failure mode**

Nach Beendigung des Maximalkraftversuchs wurde der Versagensmodus, der failure mode, bestimmt und die einzelnen Präparate in folgende fünf Gruppen eingeteilt:

- Herausgleiten des Knochenblocks ohne Zerstörung anderer Strukturen
- Herausgleiten des Knochenblocks mit Zerstörung des Bohrkanals
- Reißen der Sehne
- Brechen des Knochenblocks mit Herausgleiten des einen Bruchstücks
- Abreißen der Sehne vom Knochenblock

Man erhielt folgende Verteilung:

Vier Präparate versagten durch einen Riss der Sehne, eines durch ein Abreißen der Sehne vom Knochenblock. Ein Bruch des Knochenblocks mit Herausgleiten des einen Anteils sowie ein Herausgleiten des Knochenblocks mit gleichzeitiger teilweiser Zerstörung des Bohrkanals konnten nur bei den beiden Gruppen mit 60°- Verwinkelung festgestellt werden und traten in fünf bzw. elf Fällen auf. Der häufigste Versagensmodus war das Herausgleiten des Knochenblocks ohne Zerstörung anderer Strukturen; dieser trat in 20 Fällen auf.

Betrachtet man innerhalb der einzelnen Gruppen die Ergebnisse der Maximalkrafttestung nach den unterschiedlichen failure modes, so erhält man folgendes Ergebnis:

In Gruppe 1 ebenso wie in Gruppe 2 versagten alle Präparate durch Herausgleiten des Knochenblocks.

In Gruppe 3 versagte jeweils ein Präparat durch Sehnenriss oder Abreißen der Sehne vom Knochenblock. Bei zwei Präparaten brach der Knochenblock und

bei sechs Präparaten wurde der Bohrkanal teilweise zerstört und der Knochenblock glitt heraus.

Die meisten Präparate (5) versagten auch in Gruppe 4 durch Kanalzerstörung und Herausgleiten des Knochenblocks. Jeweils drei Präparate wiesen einen Sehnenriss bzw. einen Knochenblockbruch auf. Die Mittelwerte für die einzelnen Versagensmodi innerhalb der Gruppen sind in Tabelle 7 dargestellt. Für Gruppe 1 und 2 wurde keine Tabelle erstellt, da hier nur ein Versagen durch Herausgleiten des Knochenblocks auftrat.

Bei Gruppe 3 ist zu sehen, dass die höchsten Mittelwerte der Maximalkrafttestung bei Herausgleiten des Knochenblocks mit teilweiser Zerstörung des Bohrkanals auftreten, der geringste Wert wird bei Sehnenriss erreicht. In Gruppe 4 ist dies hingegen genau umgekehrt zu betrachten.

Gruppe 3		
Versagensmodus	Anzahl der Präparate	Mittelwert der Maximalkraft in N
Knochenblockbruch	2	471,67
Sehnenriss	1	234,8
Abreißen der Sehne vom Knochen	1	451,03
Herausgleiten des Knochenblocks mit Zerstörung des Bohrkanals	6	730,71
Gruppe 4		
Versagensmodus	Anzahl der Präparate	Mittelwert der Maximalkraft in N
Knochenblockbruch	3	582,06
Sehnenriss	3	679,05
Herausgleiten des Knochenblocks mit Zerstörung des Bohrkanals	5	505,82

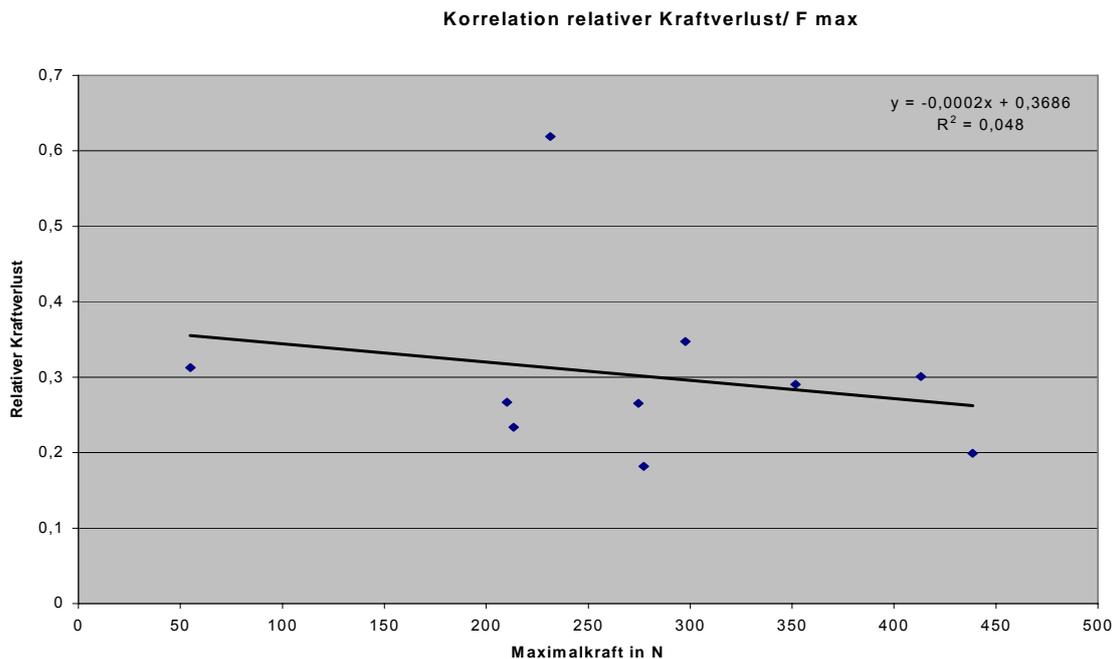
**Tabelle 7:** Mittelwerte der Maximalkräfte in Abhängigkeit vom Versagensmodus für die Gruppen 3 und 4

### 3.3 Zusammenhang zwischen relativem Kraftverlust und Maximalkraft

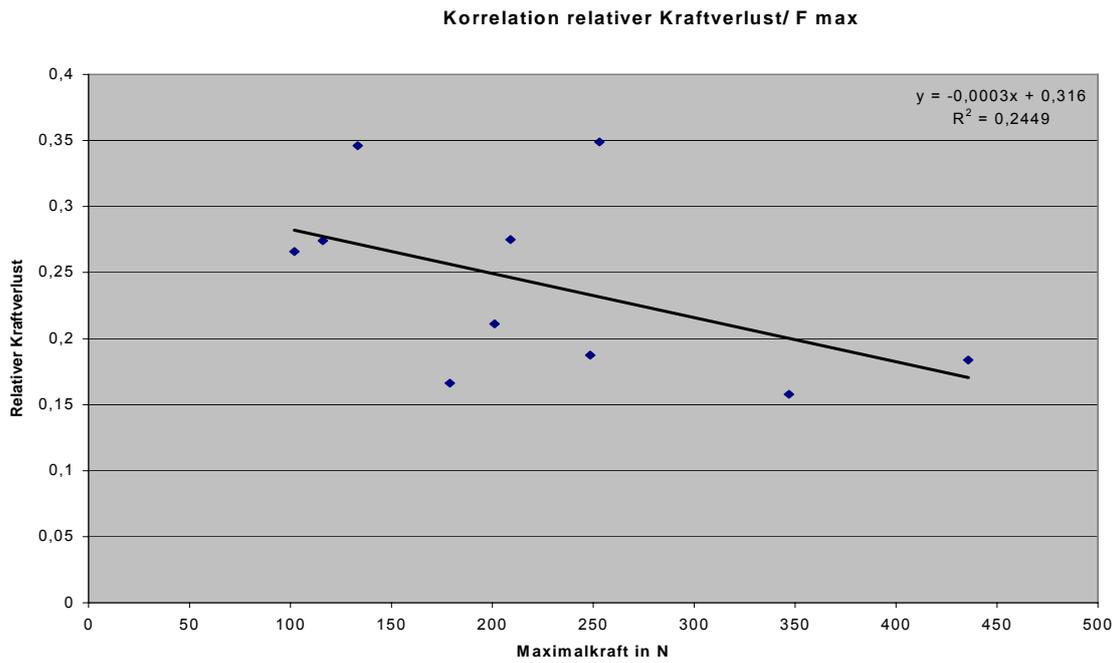
Um eine Aussage darüber machen zu können, ob der Kraftverlust bei der zyklischen Messung einen Einfluss auf die Maximalkraft beim failure- Test hat, wurden Streudiagramme mit dem relativen Kraftverlust als y – Achse und der Maximalkraft als x – Achse erstellt.

Die zugehörige Formel der Ausgleichsgeraden sowie das Bestimmtheitsmaß wurden errechnet. Wie in den Abbildungen 20, 21, 22 und 23 graphisch dargestellt ist, ergab sich hier bei allen vier Gruppen keine hohe Korrelation.

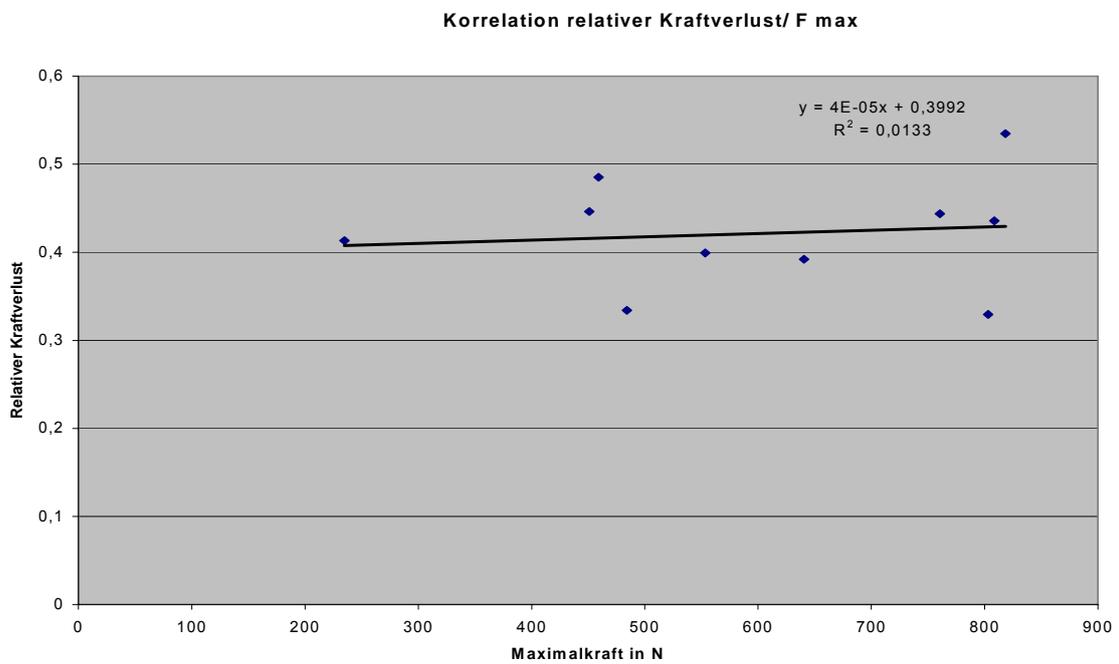
Das Bestimmtheitsmaß betrug in Gruppe 1  $r^2 = 0,05$ , in Gruppe 2  $r^2 = 0,245$ . Für die Gruppen 3 und 4 ergaben sich noch geringere Bestimmtheitsmaße von  $r^2 = 0,01$  für Gruppe 3 und  $r^2 = 3 \times 10^{-5}$  für Gruppe 4.



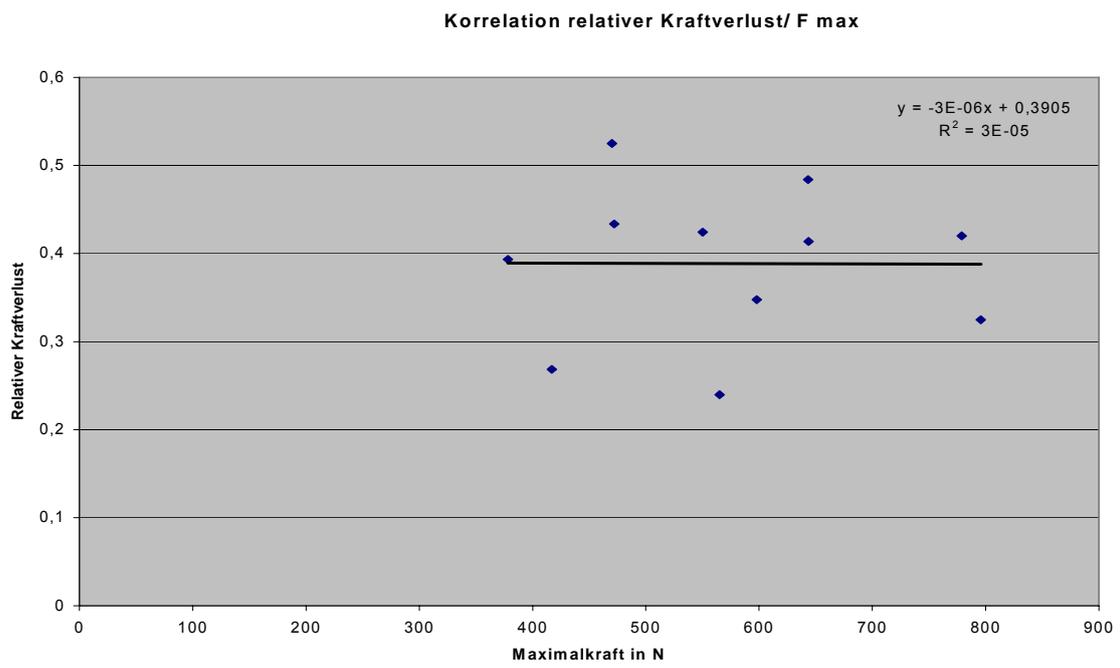
**Abbildung 20:** Korrelation zwischen F max und relativem Kraftverlust für Gruppe 1



**Abbildung 21:** Korrelation zwischen F max und relativem Kraftverlust für Gruppe 2



**Abbildung 22:** Korrelation zwischen F max und relativem Kraftverlust für Gruppe 3



**Abbildung 23:** Korrelation zwischen F max und relativem Kraftverlust für Gruppe 4

### **3.4 Zusammenfassung der Ergebnisse**

- Alle Präparate haben die zyklische Testung unbeschadet durchlaufen.
- Der relative Kraftverlust ist bei den Gruppen 3 und 4, mit der 60°-Verblockung, höher (42% bzw. 39%) als bei den anderen beiden Gruppen (Gruppe 1: 30%, Gruppe 2: 24%).
- Die Maximalkraftwerte betragen in Gruppe 1 durchschnittlich 276 N, in Gruppe 2 222 N (korrigiert: 199 N), in Gruppe 3 601 N und in Gruppe 4 574 N. Die Messwerte für die Maximalkraft sind also durchschnittlich am höchsten bei 60°-Verblockung und 10 mm Verblockungsstrecke.
- Unter Berücksichtigung eines Ausreißers besteht ein signifikanter Unterschied bei den Maximalkraftergebnissen zwischen den Gruppen mit 0°-Verblockung und 5 bzw. 10 mm Verblockungsstrecke ( $p = 0,047$ ).
- Es besteht kein signifikanter Unterschied bei den Maximalkraftergebnissen zwischen den Gruppen mit 60°-Verblockung und 5 bzw. 10 mm Verblockungsstrecke ( $p = 0,36$ ).
- Bei der Berechnung der Mittelwerte der Maximalkräfte nach Versagensmodus ergibt sich kein Hinweis für unterschiedliche Maximalkraftwerte in den 60°-Gruppen für die jeweiligen Versagensmodi.
- Es ergibt sich keine hohe Korrelation zwischen relativem Kraftverlust bei zyklischer Belastung und Maximalkraftmessung beim anschließenden failure-Test.

## **4. Diskussion**

### **4.1 Diskussion der Methoden**

In dieser Arbeit wurde mit einer möglichst einfachen und praxisnahen Methode versucht, die initiale Fixationsstabilität eines Patellarsehnentransplantats in der Pressfit- Technik unter Variation der Einbringwinkel und der Verblockungstreckenlängen zu ermitteln.

Im folgenden sind die wichtigsten methodischen Einflüsse auf die erhaltenen Ergebnisse dargestellt.

#### **4.1.1 Vergleichbarkeit von Schweinepräparaten und menschlichen Präparaten**

Das Schweineknie- Modell gilt als anerkanntes Modell bei Arbeiten zur Kreuzbandersatzplastik. Dennoch ist es nicht exakt vergleichbar mit menschlichen Präparaten. So stellten Magen et al.<sup>43</sup> fest, dass menschliche und tierische Präparate Unterschiede aufweisen können, was die Stabilität verschiedener Fixationsmethoden betrifft.

Um ideale Vergleichsbedingungen zu haben, wäre es also besser, diese Studie an menschlichen Präparaten durchzuführen, da auch die Knochenfestigkeit einen Einfluss auf die Maximalkraft und den failure mode hat.

Aber zum einen sind nicht so viele menschliche Präparate verfügbar und zum anderen differieren die Sehnen- und Knocheneigenschaften der menschlichen Präparate durch unterschiedliches Alter, unterschiedliche Ernährung und unterschiedliche mechanische Umgebung zum Zeitpunkt des Todes<sup>88</sup>.

Um bessere Vergleichsmöglichkeiten innerhalb der Gruppen zu haben, wurde deshalb mit Schweinepräparaten gearbeitet.

In einer Studie von Paschal et al.<sup>63</sup> wird auf das Problem der unterschiedlichen Spezies eingegangen. Es wird beschrieben, dass Knochen von Schweinen sehr ähnlich dem junger Menschen ist, und dass der Unterschied zwischen den beiden Spezies wesentlich geringer ist als zwischen Knochen junger und alter Menschen.

So beträgt zum Beispiel in einer zweiten Arbeit von Paschal et al. <sup>62</sup> die Ausreißfestigkeit einer Kreuzbandersatzplastik mittels Interferenzschraube 289 N für ältere Menschen, 528 N für Schweineknochen und 607 N für jüngere Menschen.

Auch Beynnon und Amis <sup>6</sup> und Rupp et al. <sup>70</sup> gehen von einer ähnlichen Knochendichte menschlichen Knochens und dem von Schweinepräparaten aus. Das bedeutet, man kann die Ergebnisse von Studien, die an Schweinepräparaten durchgeführt wurden, durchaus als Hinweis für die Ergebnisse bei Operationen an jungen Patienten verwenden; sie sind aber nicht vollständig äquivalent zu den Ergebnissen, die man an menschlichen Präparaten erhalten hat bzw. erhalten würde.

#### **4.1.2 Einfluss des Einfrierens der Präparate**

In den meisten Arbeiten, wie auch in der hier beschriebenen, werden Präparate verwendet, die zunächst eingefroren waren. Bei unseren Präparaten wurde das gesamte Hinterbein des Schweins mit intaktem Kniegelenk für unterschiedlich lange Zeit bei -20° C aufbewahrt und anschließend über 12 Stunden bei Raumtemperatur aufgetaut.

Innerhalb des Versuchs spielt diese Eigenschaft der Präparate keine Rolle, da alle Präparate zunächst eingefroren waren und dann wieder aufgetaut wurden. Vergleicht man die gemessenen Maximalkraftwerte jedoch mit anderen Studien, könnte die unterschiedliche Aufbewahrung zu einer veränderten Elastizität der Sehnen führen und damit die Maximalkraftwerte beeinflussen.

Viidik und Lewin <sup>83</sup> untersuchten verschiedene Aufbewahrungsmethoden an vorderen Kreuzbändern von Kaninchen. In der Untersuchung zeigten sich keine Unterschiede zwischen einer Gruppe mit Präparaten, die eine Woche bei -20° C aufbewahrt wurden, und der Kontrollgruppe, was die Form und Steigung der Belastungs- Dehnungskurven, den Versagensmodus und die Maximalkraft anging; die Energie bei Versagen war jedoch für die Testgruppe höher.

Für die Aufbewahrung des intakten Gelenks für vier Tage bei Raumtemperatur ergaben sich keine signifikanten Veränderungen in der Bruchlast; bei Aufbewahrung der Sehne ohne umgebendes Gewebe jedoch konnten bereits

nach fünf Stunden bei Raumtemperatur in physiologischer Kochsalzlösung Änderungen der Maximalkraft und der Energie beim Versagen festgestellt werden.

VanBrocklin und Ellis <sup>82</sup> fanden keine Unterschiede zwischen frischen und eingefrorenen Präparaten, was das Elastizitätsmodul angeht.

Matthews und Ellis <sup>49</sup> jedoch stellten ein Abnehmen des Elastizitätsmoduls durch Einfrieren fest.

Die unterschiedlichen Aufbewahrungsmethoden vor der Testung müssen also beim Vergleich der Ergebnisse mit anderen Studien als Einflussfaktor für unterschiedliche Ergebnisse berücksichtigt werden.

#### **4.1.3 Diskussion des Temperatureinflusses**

Weitere Einflussmöglichkeiten auf die Höhe der hier erhaltenen Maximalkraftwerte können in der Temperatur bei Versuchsdurchführung liegen, die ebenfalls eine Rolle für die elastischen Eigenschaften der Sehne spielt. Die Versuche wurden alle bei Raumtemperatur durchgeführt. Die im Körper vorhandene höhere Temperatur und das veränderte Flüssigkeitsmilieu können die maximalen Belastungswerte verändern.

So stellten Woo et al. <sup>86</sup> 1987 ein temperaturabhängiges Verhalten von Weichteilgeweben fest. An medialen Seitenbändern von Hunden konnten sie bei zyklischen Testungen bei Temperaturen zwischen 2° C und 37° C zeigen, dass die Maximalkräfte des ersten Zyklus mit zunehmender Temperatur abnehmen und sich auch der Kräfteverlauf bei zyklischen Messungen temperaturabhängig verändert.

Die Autoren gehen davon aus, dass es temperaturabhängige viskoelastische Eigenschaften für alle biologischen Weichteilgewebe gibt.

#### **4.1.4 Einfluss der Testungsgeschwindigkeit**

In dieser Arbeit wurde eine Testungsgeschwindigkeit von 50 mm/ min bei der Maximalkrafttestung und von 0,2 Hz bei der zyklischen Testung verwendet, was bei der vorgegebenen Dehnung von 2 mm einer Geschwindigkeit von

48 mm/ min entsprach. 50 mm/ min oder auch eine ähnliche Geschwindigkeit von 1 mm/ s sind häufig in der Literatur verwendete Geschwindigkeiten für ähnliche Messungen <sup>12, 14, 15, 39, 41, 54, 70, 74, 79, 80, 88</sup>.

Eine zyklische Belastungsfrequenz von 0,2 Hz wurde bereits von Lee et al. <sup>41</sup> verwendet, Yamanaka et al. <sup>88</sup> verwendeten eine Frequenz von 0,21 Hz.

Diese Geschwindigkeiten bzw. Frequenzen simulieren nicht die Geschwindigkeit bei einer akuten Verletzung, sondern sollen viel mehr die Belastungsgeschwindigkeit des Transplantats unter Rehabilitationsbedingungen, also bei kontrollierten Bewegungen mit deutlich geringeren Geschwindigkeiten, darstellen.

In der Literatur wird der Einfluss der Testgeschwindigkeit kontrovers diskutiert: Noyes et al. <sup>55</sup> verglichen die Maximalkraft, die Energieabsorption und die Dehnung an vorderen Kreuzbändern von Primaten bei unterschiedlichen Testgeschwindigkeiten. Die Präparate mit der höheren Testgeschwindigkeit (8,467 mm/ s bzw. 66 %/ s) versagten bei höheren Maximalkraftwerten mit einer gesteigerten Dehnung und absorbierten mehr Energie vor dem Versagen als die Präparate mit der niedrigeren Testgeschwindigkeit (0,08467 mm/ s bzw. 0,66 %/ s).

Blevins et al. <sup>7</sup> fanden weder im failure mode noch in der Maximalkraft signifikante Unterschiede bei Testung von BPTB- Präparaten bei Testgeschwindigkeiten von 10 % bzw. 100 % Elongation/ s.

#### **4.1.5 Diskussion der zyklischen Belastung**

Die zyklische Belastung der Präparate ist wichtig, um eine Aussage über deren Belastbarkeit in der Rehabilitationsphase machen zu können. Die Präparate sind hier einer relativ geringen Belastung über mehrere Zyklen ausgesetzt, was den Bewegungsabläufen in der Rehabilitation entspricht, zum Beispiel bei der kontinuierlichen passiven Bewegung.

Wenn man hingegen nur die Maximalkraft misst, kann man eventuell die Widerstandsfähigkeit eines Transplantats bzw. der Transplantatfixation bei einem akuten Trauma simulieren, nicht jedoch die repetitive alltägliche

Belastung, die ebenso zu einer Lockerung bzw. zum Versagen eines Transplantats beitragen kann<sup>25, 39</sup>.

Die zyklische Messung der Präparate wurde über 200 Zyklen mit einer Geschwindigkeit von 0,2 Hz durchgeführt. Die Präparate wurden in jedem Zyklus um 2 mm gedehnt und wieder in ihre Startposition bewegt. Dies sollte eine geringe Belastung des Transplantats über eine längere Zeit, wie sie der Bewegung des operierten Beines bei der Rehabilitation entspricht, simulieren.

Eine Dehnung von 2 mm wurde gewählt, weil laut Yamanaka et al.<sup>88</sup> das Transplantat bei einer passiven Flexions- Extensionsbewegung des Knies nach einer LCA- Rekonstruktion um annähernd 2 mm gedehnt wird.

Außerdem gelten Dehnungen von 2 mm als eine allgemein akzeptierte Transplantatelongation bei der LCA- Rekonstruktion<sup>41, 60</sup>.

Die Wahl der Testgeschwindigkeit wurde bereits in Kapitel 4.1.4 beschrieben.

Die geringe Anzahl der durchgeführten Zyklen lässt sich folgendermaßen erklären:

Schon in einem Vorversuch durchlief ein Präparat mit 10 mm Verblockungsstrecke und einem Einbringwinkel von 0° eine zyklische Testung über 500 Zyklen. Hierbei konnte gezeigt werden, dass zwischen dem Kraftwert beim 200. Zyklus und demjenigen beim 500. Zyklus nur eine Differenz von 1,25 N bestand (siehe Tabelle 11), sich also keine wesentlich anderen Werte durch die längere Belastung ergaben. Daraufhin wurde im weiteren Versuchsablauf eine Testung über 200 Zyklen als ausreichend angesehen, um eine zyklische Belastung mit geringer Kraftentwicklung zu simulieren.

Auch in der Literatur wird beschrieben, dass der weitere Kraftverlust im Vergleich zum ersten ermittelten Kraftwert nach 150- 160 Zyklen asymptotisch gegen Null läuft<sup>73</sup>.

Die in dieser Studie durchgeführte zyklische Belastung der Transplantate kann natürlich auch einen Einfluss auf die anschließend an den gleichen Präparaten ermittelten Maximalkraftwerte haben. Vorstellbar wäre eine Anpassung des Sehngewebes an die Beanspruchung durch zunehmende Faserrekrutierung oder ein geringfügiges Herausgleiten des Knochenblocks, das eine geringere Maximalkraft im failure- Test zur Folge hätte.

Dass eine gewisse Art der Anpassung an die zyklische Belastung besteht, ist auch aus unseren Ergebnissen bei zyklischer Testung ersichtlich. Wie bereits im Ergebnisteil der Arbeit erwähnt wird, nimmt die Kraft, die für eine gleichmäßige Dehnung um 2 mm benötigt wird, mit der Zahl der durchlaufenen Zyklen ab.

Patellarsehnen, die 200 Zyklen bei einer Belastung zwischen 75 N und 200 N unterzogen wurden, zeigten in einer Arbeit von Schatzmann et al. <sup>73</sup> eine deutlich höhere Steifigkeit und eine höhere Maximalkraft im Vergleich zu nicht zyklisch vorbelasteten menschlichen Patellarsehnen. Hier wurde also ein Einfluss der zyklischen Vorbelastung auf die Sehneneigenschaften beschrieben, allerdings bei sehr hohen zyklischen Belastungen.

In einer weiteren Studie dieser Arbeitsgruppe <sup>79</sup> wurde ebenfalls eine höhere maximale Belastbarkeit für zyklisch vorbelastete im Vergleich zu nicht vorbelasteten Präparaten gemessen.

In einer Arbeit von Haut und Powlinson <sup>30</sup> wurde beschrieben, dass sich für menschliche Patellarsehnentransplantate bei einer Dehnung von 2,5 mm über 20 Zyklen keine Unterschiede zur nicht zyklisch belasteten Gruppe ergaben, was die Belastung beim Versagen anbetraf.

Yamanaka et al. <sup>88</sup> beschrieben keine Veränderung der linearen Steifigkeit und der Maximalkraft bei einer Dehnung von 2 mm über 5000 Zyklen im Vergleich zu einer Kontrollgruppe, die nur für zehn Zyklen bei geringer Belastung (bis zu 50 N) zur Präkonditionierung zyklisch belastet worden war.

Ein Einfluss der zyklischen Testung auf die Höhe der ermittelten Maximalkraftwerte ist also nicht auszuschließen.

#### **4.1.6 Diskussion der gewählten Knochenblockform**

Bei unserer Testung wurden Knochenblöcke mit einer Form verwendet, wie sie in Abbildung 24 zu sehen ist.

Die zirkuläre Knochenblockform wurde gewählt, weil sie laut Boszotta <sup>10</sup> die höchste Stabilität garantiert, mit einer oszillierenden Hohlfräse leicht zu gewinnen ist und nach Shapiro et al. <sup>75</sup> außerdem eine hohe Stabilität der Patella nach Entnahme des Knochenblocks garantiert.

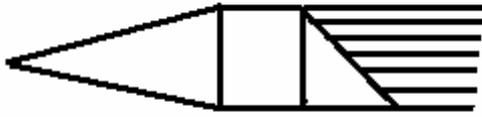
Betrachtet man den Querschnitt (Abbildung 24) der Knochenblöcke bei 5 bzw. 10 mm Verblockungstrecke, kann man erkennen, dass bei beiden Gruppen auch nach der totalen Verblockungstrecke noch eine Verblockung möglich ist, auch wenn der Knochenblock jetzt nicht mehr überall dem Kanal anliegt. Es besteht also, nach der totalen Verblockungstrecke, die in ihrer Länge variiert wurde, auch die Verblockung durch einen halbkreisförmigen Knochenblock. Diese Verblockung ist zwar geringer als die eines zylindrischen Knochenblocks, kann aber zur Gesamtstabilität beitragen.

Um einen größeren Unterschied in den Maximalkraftwerten zwischen den Gruppen mit 5 mm bzw. 10 mm Verblockung bei  $0^\circ$  zu erhalten, könnte man nun in einer weiteren Arbeit die gleiche Testung mit Knochenblöcken durchführen, die eine Form besitzen, wie sie in Abbildung 25 gezeigt ist. Der Effekt der halbkreisförmigen Verblockung würde dann entfallen und auch die Verkeilung bei den  $60^\circ$ - Versuchen wäre geringer, so dass sich auch hier ein Unterschied zwischen den Gruppen ergeben könnte.

Es bleibt aber festzustellen, dass bereits eine relativ geringe Veränderung des Knochenblocks, wie sie in dieser Arbeit vorgenommen wurde, ausreicht, um die Stabilität deutlich einzuschränken.



**Abbildung 24:** In dieser Arbeit verwendete Knochenblockform; die Linie gibt die Stelle an, die einen Querschnitt besitzt, wie er im rechten Teil der Abbildung dargestellt ist.



**Abbildung 25:** Veränderte Knochenblockform, bei der eine geringere Verteilung entstehen könnte

#### **4.1.7 Weitere Anmerkungen**

Man muss beachten, dass es sich hier lediglich um eine Arbeit zur initialen Belastbarkeit handelt. Direkt nach der Operation wird die Primärstabilität des Transplantats zwar durch die Fixation der Transplantatenden bestimmt<sup>40</sup>, das weitere klinische outcome wird aber wesentlich durch die Wahl der Insertionspunkte, die angelegte Spannung während der Operation, die Einheilungsprozesse und das Rehabilitationskonzept mitbestimmt.

Über diese Parameter werden keine Aussagen in dieser Arbeit gemacht.

### **4.2 Diskussion der Ergebnisse**

#### **4.2.1 Zyklische Messung**

Bei der zyklischen Messung fällt eine große Variationsbreite der Ergebnisse innerhalb der Gruppen auf. Es wurden Maximalkraftergebnisse zwischen 41 N und 121 N erreicht.

Es konnte aber kein Herausgleiten des Knochenblocks bei der Testung beobachtet werden; es trat auch bei keinem Präparat ein Versagen der Fixierung bei der zyklischen Testung auf. Die vorhandenen Unterschiede können durch die Materialeigenschaften der Sehne erklärt werden:

Folgt die Dehnung und damit die Kraftentwicklung annähernd den physikalischen Gegebenheiten, lässt sich die entstehende Kraft bei Dehnung nach folgender Formel berechnen:  $F = E \cdot A \cdot \Delta l / l$ . (F entspricht der Kraft bei Dehnung; E steht für das Elastizitätsmodul, A ist die Fläche der Sehne,  $\Delta l$  entspricht der Dehnung von 2 mm und l ist die Länge der Sehne). Geht man nun von einem annähernd gleichen Elastizitätsmodul für alle Patellarsehnen

aus, kann man erkennen, dass die Fläche der gedehnten Sehne sich proportional zur Kraft und die Länge sich umgekehrt proportional zur Kraft verhält. Die unterschiedlichen Flächen der Sehnen und die unterschiedliche Länge der Sehnen können also die Unterschiede in den Maximalkräften der zyklischen Messung erklären. Bei der Präparation wurden weder die unterschiedliche Breite der Sehnen noch deren Längen berücksichtigt.

Aufgrund der Abhängigkeit der Kraft von Länge und Breite der Sehnen wurde kein t- Test zwischen den F 1- Werten der einzelnen Gruppen durchgeführt. Eine Normalverteilung als Voraussetzung zur Durchführung eines t- Tests wäre nach dem Ergebnis des Lilliefors- Tests für Gruppe 3 auch nicht gegeben gewesen.

Bei der zyklischen Messung fällt weiterhin auf, dass die erreichten Kraftwerte bei Dehnung bei steigender Zykluszahl immer niedrigere Werte erreichen. Die erreichten Werte nähern sich einem Kraftniveau an, wie bereits in Abbildung 17 im Ergebnisteil zu sehen war.

Zwischen den Gruppen ergeben sich keine Unterschiede im Kurvenverlauf, demnach ist der Kraftverlust, der bereits in anderen Studien beschrieben wurde <sup>73, 88</sup>, auf die elastischen Eigenschaften der Sehne zurückzuführen. Das konnte auch durch einen weiteren Versuch, der vor dem Beginn der eigentlichen Testung durchgeführt wurde, bestätigt werden:

Am Hinterlauf des Schweins wurden zunächst - wie bei den anderen Versuchen auch - nahezu alle Weichteile entfernt, und Femur und Tibia voneinander getrennt. Die Patella war über das Ligamentum patellae mit der Tibia verbunden.

Die Tibia wurde nun mittels zweier Schrauben quer zur Zugachse in der Metallhalterung fixiert. Durch die Knorpelfläche der Patella wurde ein Loch gebohrt und diese ebenfalls mit einer Schraube quer zur Zugachse in der anderen Halterung befestigt. Mit einer Vorkraft von 100 N wurde nun die gleiche zyklische Testung wie bei den anderen Versuchen durchgeführt.

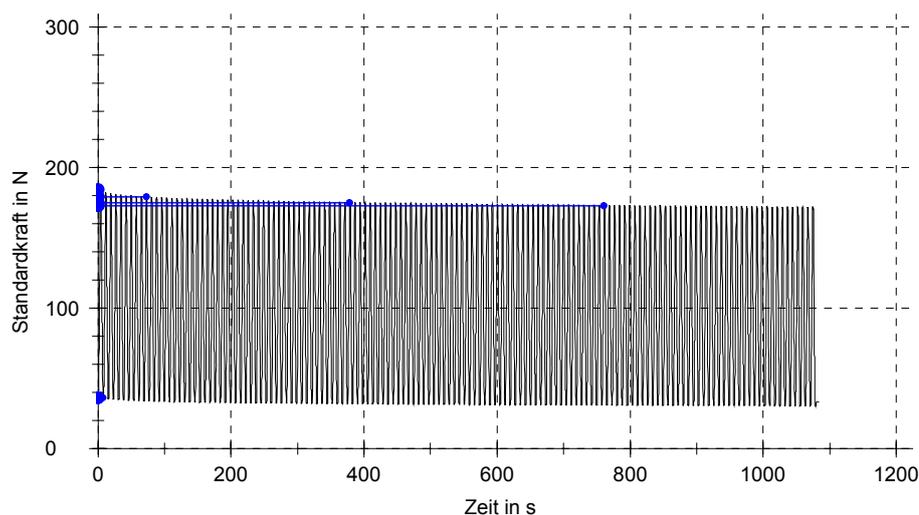
Bei diesem Präparat wurden also ausschließlich die elastischen Eigenschaften der Sehne getestet, da keinerlei Fixation der Sehne, die hätte versagen können, verwendet wurde.

Es ergaben sich die in Abbildung 26 gezeigte Kurve und die in Tabelle 12 im statistischen Anhang gezeigten Kraftwerte. Man kann erkennen, dass auch hier ein Abfallen der Kräfte stattfindet, ähnlich dem anderer Versuchskurven. Der beschriebene Kräfteabfall ist also auf die elastischen Eigenschaften der Sehne zurückzuführen.

Bei der Berechnung des relativen Kraftverlusts fällt auf, dass die relativen Kraftverluste in den beiden Gruppen mit einem Einbringwinkel von  $60^\circ$  höher sind als die der beiden anderen Gruppen.

Der augenscheinliche Unterschied im relativen Kraftverlust ist nicht durch die Änderung der Verblockungstreckenlänge, sondern durch den unterschiedlichen Einbringwinkel verursacht.

Eine durch die unphysiologische Zugrichtung veränderte Beanspruchung der Sehne im Ansatzbereich und eine Materialermüdung des Knochenlagers sind mögliche Erklärungen für den beobachteten Unterschied.



**Abbildung 26:** Zyklische Testung der Patellarsehne bei natürlicher Befestigung an Tuberositas tibiae und Patella; es ist ein Abfallen der gemessenen Kraftwerte von 11,37 N nach 100 Zyklen dargestellt

#### 4.2.2 Maximalkrafttestung

Ein wichtiges Ergebnis bei der Maximalkrafttestung ist, dass in Gruppe 1 mit 10 mm Verblockungsstrecke bei 0° durchschnittlich höhere Kraftwerte als bei Gruppe 2 erreicht werden. Bis auf einen Fall (54,9 N) wurden in Gruppe 1 nur Werte über 200 N gemessen. In Gruppe 2 mit der halbierten Verblockungsstrecke wurden Kraftwerte von 200 N in vier Fällen nicht erreicht. Dieser Unterschied schlägt sich im t-Testvergleich der beiden Gruppen nieder. Trotz der Zahl an Versuchen, die für eine statistische Auswertung gering ist, ergibt sich unter Ausschluss eines Ausreißers ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen ( $p=0,047$ ).

Aus den einzelnen Kraftwerten wie auch aus dem t- Testergebnis ist ersichtlich, dass die Halbierung der Verblockungsstrecke einen deutlichen Einfluss auf die Gesamtstabilität des Präparats hat.

Einen deutlich größeren Unterschied zwischen den beiden Gruppen mit unterschiedlichen Verblockungsstreckenlängen würde man erwarten, wenn die Knochenblöcke nicht nur auf der einen Seite abgeflacht worden wären, sondern eine kegelförmig zulaufende Spitze aufweisen würden, wie es bereits in Kapitel 4.1.7 beschrieben wurde.

Auch bei der Maximalkraftmessung im failure- Test fallen die großen Schwankungsbreiten der Ergebnisse auf. Dies lässt sich zum einen methodisch erklären, da nicht jede Sehne die gleiche Fläche und Länge und nicht jeder Knochen die gleiche Festigkeit besaß. Zum anderen lässt sich dieser Unterschied bei einzelnen Präparaten durch die unterschiedlichen Versagensmodi erklären. So führt beispielsweise der Sehnenriss des Präparates Nr. 1 in Gruppe 3 zu einem deutlich geringeren Kraftwert als die anderen Versagensmodi der Gruppe 3. Hier könnte es sich um eine bereits vorgeschädigte Sehne gehandelt haben, was vor der Testung nicht aufgefallen war.

Was den failure mode ansonsten angeht, ist ersichtlich, dass bei der 0°- Testung immer die Fixation versagt und der Knochenblock aus dem Kanal herausgleitet. Bei 60° Einbringwinkel hingegen, versagt nicht mehr die Fixation

- es gibt also kein einfaches Herausgleiten des Knochenblocks mehr -, sondern die Sehne oder der Knochen (durch Kanalzerstörung oder Knochenblockbruch in sich) bedingen das Versagen. Auch Boszotta<sup>10</sup> beschrieb 1997, dass ab einer Verkeilung des Knochenblocks von 60° keine Dislokation des Blocks mehr möglich, die hohe Fixierungsstabilität also vor allem durch die Verkeilung des Knochenblocks bedingt sei.

Für das Versagen der Sehne im Vergleich mit dem Versagen des Knochens ergeben sich augenscheinlich keine Unterschiede in den gemessenen Maximalkraftwerten.

Der bereits in der Einleitung beschriebene Verkeilungseffekt erklärt nicht nur die anderen Versagensmodi bei 60°, sondern auch, dass bei den beiden 60°-Gruppen deutlich höhere Kraftwerte (abgesehen von zwei abweichenden Ergebnissen werden hier Kräfte von über 400 N bis zu 800 N erreicht) als bei den beiden 0°-Gruppen gemessen werden. Das bedeutet, der Effekt der Verwinkelung sorgt für einen deutlichen Anstieg der Fixationsstabilität, ist aber nur bei geringer Kniebeugung oder Kniestreckung gegeben.

Die Ergebnisse der Korrelationsdiagramme zeigen, dass es keinen Zusammenhang zwischen der Höhe des relativen Kraftverlusts und den Maximalkraftwerten gibt. Bei einer hohen negativen Korrelation hätte man einen Einfluss der zyklischen Messung auf die Maximalkraftmessung, im Sinne eines vorzeitigen Versagens der Fixation, annehmen können. Das ermittelte Ergebnis jedoch lässt keinerlei Rückschlüsse zu, weder über ein vorzeitiges Versagen der Fixation noch darüber, ob die zyklische Testung einen Einfluss auf die Maximalkraftergebnisse hat.

#### **4.3 Vergleich mit anderen Studien und Einschätzung der Ergebnisse**

##### **4.3.1 Vergleich mit den auf das Transplantat einwirkenden Kräften**

Da laut Kurosaka et al.<sup>40</sup> in den ersten Wochen nach der Operation die Fixationsstabilität des Transplantats die größte Rolle in der Gesamtstabilität spielt, und zunehmend eine aggressive Rehabilitation durchgeführt wird, ist es

wichtig, dass die initiale Stabilität der Fixation höher ist als die Belastungen des vorderen Kreuzbandes im täglichen Leben und bei Rehabilitationsübungen.

Bei starker Beugung des Knies sind die Kräfte, die auf das Transplantat einwirken, niedrig und betragen maximal 150 N - 200 N, wie in Kapitel 1.5 und 1.6 beschrieben wurde. Bei starker Beugung entspricht der Knochenblock-Ligament- Winkel  $0^\circ$ , wie in Gruppe 1 und 2.

Die meisten Werte der Gruppe 1, die im  $0^\circ$ - Winkel eingestößelt wurde, liegen zwischen 200 und 300 N. Bis auf einen Fall (54,9 N) wurden nur Werte gemessen, die oberhalb der 200 N - Grenze liegen. Die Pressfit- Fixation kann also bei dieser Kniebeugung als stabil angesehen werden.

Dies gilt jedoch nicht für Gruppe 2, mit der halbierten Verblockungsstrecke. Hier kann man vier Werte feststellen, die unter der 200 N - Grenze liegen, also keine ausreichende Stabilität garantieren. Selbst die untere Grenze von 150 N wird drei Mal unterschritten.

Die Stabilität der Pressfit- Fixierung bei Kniebeugung hängt also in entscheidendem Maße von der Länge der Verblockungsstrecke ab.

Ein Knochenblock – Ligament – Winkel von  $60^\circ$ , wie in Gruppe 3 und 4, tritt nur bei Streckung oder geringgradiger Beugung des Knies auf. Bei dieser Kniebeugestellung wirken, wie in Kapitel 1.5 und 1.6 beschrieben, die höchsten Kräfte auf das Transplantat. Diese betragen maximal 250 N - 350 N. Alle Präparate der Gruppen 3 und 4, bis auf einen Ausreißer, der nicht durch ein Versagen der Fixation, sondern durch einen Sehnenriss verursacht war, übertreffen die maximale Grenze von 350 N, zum Teil sogar um das Doppelte.

Selbst die von Noyes et al. <sup>58</sup> angenommenen 450 N werden von 18 der 21 Präparate erreicht und überschritten.

Daraus folgt, dass die Pressfit- Fixierung auch bei Kniestreckung als stabil angesehen werden kann. Hier spielt die Verblockungsstreckenlänge aufgrund des Verkeilungseffektes keine entscheidende Rolle mehr für die Stabilität.

#### **4.3.2 Vergleich mit der Interferenzschraubenfixierung**

Die Fixationsstabilität von Interferenzschrauben wird in Tabelle 8 erwähnt, um einen Vergleich mit den in dieser Arbeit gemessenen Werten für die Pressfit-Fixierung anstellen zu können.

Die angegebenen Werte variieren sehr stark und liegen zwischen 215 N und 945 N. Die meisten Werte aber liegen im Bereich zwischen 400 N und 700 N.

Ähnlich stabile Werte können mit 10 mm Verblockungstreckenlänge bei 60°-Testung erreicht werden. Fünf von zehn Werten der Gruppe 3 liegen zwischen 400 N und 700 N und vier der Werte übertreffen die 700 N sogar noch.

Insgesamt werden also ähnliche Kraftwerte wie bei der Interferenzverschraubung erreicht. Die in dieser Arbeit verwendete implantatfreie Pressfit-Fixierung mit nur 0,4 mm Pressfit kann somit als ähnlich stabil wie die Interferenzverschraubung gewertet werden. Ein höherer Pressfit erscheint demnach nicht notwendig.

Stabilität der Interferenzverschraubung			
Autoren der Studie	Besonderheiten	Gemessene Kraftwerte in N für Metallschrauben	Gemessene Kraftwerte in N für bioabsorbierbare Schrauben
Malek et al. <sup>45</sup>	25° Beugung	285	
	100° Beugung	282	
Musahl et al. <sup>53</sup>		328	
Matthews et al. <sup>50</sup>	9mm	435	
Brown et al. <sup>14</sup>	7mm, ältere Menschen	466	
Kurosaka et al. <sup>40</sup>	9mm	475,8	
	6,5mm	214,8	
Steiner et al. <sup>80</sup>	anterior gerichtete tibiale Kraft, endoskopisch	588	
	anterior gerichtete tibiale Kraft, offen	423	
Pena et al. <sup>66</sup>		640	418
Seil et al. <sup>74</sup>	tibial	645	797
Brown et al. <sup>15</sup>	junge Menschen	655	
	ältere Menschen	382	
Adam et al. <sup>1</sup>		667	648
Lee et al. <sup>41</sup>		691	707
Kohn und Rose <sup>38</sup>	9mm, femoral	727	
	9mm, tibial	678	
	7mm, femoral	390	
	7mm, tibial	461	
Rupp et al. <sup>70</sup>	tibial	769	805
Yamanaka et al. <sup>88</sup>	9mm	669	
	9mm, nach zyklischer Belastung	809	
Kousa et al. <sup>39</sup>		863	837
	nach zyklischer Belastung	683	708

**Tabelle 8:** Fixationsstabilitäten der Interferenzverschraubung; die gemessenen Interferenzschraubenstabilitäten sind, nach Autor und Art der Schraube unterteilt, dargestellt.

### 4.3.3 Vergleich mit anderen Studien zur Pressfit - Technik

Es wurden bereits einige Studien zur Ausreißfestigkeit der Pressfit- Technik durchgeführt, die jedoch mit unterschiedlichen Methoden arbeiteten.

Seil et al. <sup>74</sup> untersuchten die Pressfit- Technik unter Verwendung eines semicirculären Knochenblocks, der in eine Tibia eingestößelt wurde in drei verschiedenen Winkeln (80°, 45° und 0°). Sie verwendeten einen Pressfit von 1 mm. Es wurden durchschnittliche Werte von 708 N für einen 80°- Winkel, 455 N für einen 45°- Winkel und 410 N für einen 0°- Winkel gemessen, wobei 16 der 30 Präparate bereits bei der zyklischen Testung versagten.

Rupp et al. <sup>70</sup> erhielten unter Verwendung der gleichen Methoden ohne zyklische Vorbelastung eine ähnliche Schwankungsbreite (80 N- 825 N) wie die in dieser Arbeit ermittelte mit einem durchschnittlichen Kraftwert von 463 N. Die Präparate wurden hier im 0°- Winkel belastet.

Die Form des Knochenblocks könnte das häufige Versagen bei zyklischer Testung erklären. Eine mögliche Erklärung für die höheren Kraftwerte bei einem 0°- Winkel ist der höhere Pressfit von 1 mm. Auch die alleinige Verwendung von Tibiae kann zu einem veränderten Ergebnis im Vergleich mit den in dieser Arbeit ermittelten Kraftwerten führen.

Rupp et al. <sup>70</sup> schätzen die Pressfit - Technik, im Gegensatz zu den Feststellungen der vorliegenden Arbeit und den klinischen Ergebnissen, als nicht in allen Fällen für eine aggressive Rehabilitation ausreichend ein.

Eine Ausreißfestigkeit von 359 N für die Pressfit- Fixierung bei 25° Kniebeugung, was einem hohen KBLW entspricht, erhielten Malek et al. <sup>45</sup>. Bei 100° Beugung, entsprechend einer 0°- Testung, erhielten sie 187 N für die Pressfit - Fixierung. Diese Ergebnisse sind etwas geringer als die der vorgelegten Studie.

Geringere Kraftwerte konnten auch Musahl et al. <sup>53</sup> unter Verwendung eines Pressfits von 0,5 mm und eines Verblockungswinkels von 50° ermitteln. Die Präparate wurden zunächst zyklisch getestet, wobei vier von zehn Präparaten der Pressfit- Gruppe bereits hier, bei einer maximalen Last von 105 N

versagten. Bei der anschließenden Maximalkrafttestung wurden in der Pressfit-Gruppe durchschnittlich 215 N (127 N- 325 N) gemessen.

Simon et al.<sup>78</sup> konnten am Rinderknie unter Zugbelastung eine Festigkeit des femoralen Pressfits von durchschnittlich 673 N feststellen bei einem ungefähren Zugwinkel von 60°, was den gemessenen Werten in dieser Arbeit in etwa entspricht.

Ebenfalls ähnliche Werte erhielt Boszotta<sup>10</sup> in einer Untersuchung an Leichenpräparaten bei Verwendung eines 0,3 mm- Pressfits. Für einen KBLW von 45° wurde eine Ausrißfestigkeit von 382 N, für 60° wurden 661 N, für 75° 702 N und für 90° 674 N ermittelt.

Steigende Ausreißkräfte mit steigendem KBLW konnten auch Pavlik et al.<sup>65</sup> feststellen. Unter Verwendung eines trapezförmigen Knochenblocks mit einem 1 mm- Pressfit ergaben sich durchschnittlich 312 N bei 0°, 353 N bei 15°, 485 N bei 30° und 534 N bei 45° Verwinkelung.

Eine sehr ähnliche Studie wie die hier beschriebene stellten Lee et al.<sup>41</sup> 2003 vor. Sie verglichen die Ausreißkräfte nach zyklischer Belastung zwischen vier Fixationsmethoden am Schweineknie.

Ein 1,4 mm Pressfit in 0° und 30° wurde mit der Fixation mittels einer Titan-Interferenzschraube und einer bioabsorbierbaren Interferenzschraube verglichen. Die Knochendichte in allen Gruppen zeigte keine signifikanten Unterschiede. Der Knochenblock war zylindrisch und hatte eine Länge von 20 mm. Die zyklische Testung, eine Dehnung zwischen 0 und 2 mm über 500 Zyklen, erfolgte nach Anlegen einer Vorspannung von 20 N bei einer Frequenz von 0,2 Hz. Der anschließende Ausreißversuch wurde mit einer Geschwindigkeit von 50 mm/ min durchgeführt. Die Methodik entsprach also bis auf die höhere Anzahl der Zyklen der hier verwendeten.

Die Autoren stellten einen Kraftverlust von 44 N bzw. 45 N für die Pressfit-Gruppen zwischen erstem und letztem Zyklus fest; in der hier beschriebenen Arbeit wurden Kraftverluste zwischen 11,34 N und 50,19 N mit Mittelwerten zwischen 17,6 N und 31,4 N ermittelt.

Die Maximalkraft bei der zyklischen Testung und die Maximalkraft beim failure-Test waren ebenso höher. Für die zyklische Maximalkraft wurden 168 N für die 0°- Gruppe und 154 N für die 30°- Gruppe ermittelt. Für die Maximalkraft im failure- Test konnten 571 N bzw. 605 N mit einem kleinsten Wert von 481 N und einem größten Wert von 843 N gemessen werden.

Die höheren Kraftwerte sind vermutlich auf den höheren Pressfit von 1,4 mm zurückzuführen.

Ob dieser höhere Pressfit aber zu einer Beschädigung der Sehne beim Einstößeln führt, wird momentan in einer weiteren Doktorarbeit untersucht. Bereits bei dem hier verwendeten Pressfit von 0,4 mm traten manchmal Probleme beim Einstößeln auf, in dem Sinne, dass der Knochenblock sehr schwer in den Knochenkanal einzubringen war und durch das Ansetzen des Stößels schon eine geringe Beschädigung der Sehne auftrat. Bei 1,4 mm Pressfit müssten sich diese Probleme noch verstärken.

Zusammenfassend lässt sich eine mit anderen Pressfit- und Interferenzschraubenstudien vergleichbare Ausreißfestigkeit feststellen, die bei ausreichender Verblockungstreckenlänge auch den Belastungsansprüchen an eine Kreuzbandersatzplastik standhält.

#### **4.4 Klinische Bedeutung für die operative Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes**

In dieser Arbeit wurde die Pressfit- Technik, die beim Ersatz des vorderen Kreuzbandes mittels eines BPTB- Transplantats als Fixationstechnik verwendet wird, auf den Einfluss der Länge der Verblockungstrecke bei verschiedenen Winkeln untersucht.

Außer der Festlegung der Verblockungstreckenlänge und der Gesamtlänge erfolgte keine weitere Bearbeitung des Knochenblocks. Mit dieser Vorgehensweise konnte ein möglichst schnelles und unkompliziertes Vorgehen, wie es im Operationssaal erwünscht ist, simuliert werden.

Es wurde gezeigt, dass mit einem Knochenblockdurchmesser von 9 mm und einem Pressfit von nur 0,4 mm bei einer Verblockungstrecke von 10 mm

Ausreißkräfte erreicht werden, die für eine aggressive Rehabilitation ausreichend sind. Unter Verwendung einer kürzeren Verblockungsstrecke von 5 mm konnten keine entsprechend hohen Kraftwerte gemessen werden.

Somit ist es also für den Operateur bei der Entnahme des Transplantats wichtig zu wissen, dass die Primärstabilität des Transplantats bei der Verwendung der Pressfit- Technik im wesentlichen auch von der Qualität des Knochenblocks, was die Länge des zylindrischen Anteils anbetrifft, abhängig ist. Der Knochenblock darf also nicht zu kurz gewählt werden, auch wenn sich dadurch der Entnahmedefekt ebenso verringern würde.

#### **4.5 Fazit**

Zusammenfassend kann man aus den Ergebnissen dieser Arbeit schließen, dass bei Verwendung eines ausreichend langen Knochenblocks von einer stabilen Fixierung des Transplantats in allen Phasen der Bewegung durch die Pressfit- Technik mit einer Verblockungsstreckenlänge von 10 mm, schon bei einem Pressfit von 0,4 mm, ausgegangen werden darf.

Aufgrund dieser biomechanischen Eigenschaften erscheint die Pressfit- Technik der Fixierung mit Interferenzschrauben ebenbürtig. Klinisch bietet sie ihr gegenüber zahlreiche Vorteile.

## 5. Zusammenfassung

Einleitend wurde in dieser Arbeit zunächst die Anatomie und Funktion des vorderen Kreuzbandes beschrieben. Die Kreuzbandruptur und ihre möglichen Therapieverfahren wurden kurz erläutert und die Pressfit- Technik unter Berücksichtigung bereits durchgeführter Studien dargestellt.

Die auftretenden Kräfte bei der Rehabilitation wurden dargestellt. Sie belaufen sich bei Kniebeugung auf Belastungen bis zu 200 N und bei Kniestreckung auf Belastungen bis zu 350 N.

In der vorliegenden Arbeit wurde die Pressfit- Technik unter Variation der Verblockungsstreckenlänge und der Einbringwinkel untersucht. Sie wurde, wie folgt, durchgeführt:

An 41 Schweinepräparaten wurde aus der Patella ein Knochenblock mit anhängender Patellarsehne entnommen und bei der Hälfte der Präparate die Länge der totalen Verblockungsstrecke auf 5 mm verkürzt. Bei der anderen Hälfte wurde der Knochenblock so bearbeitet, dass eine totale Verblockungsstrecke von 10 mm Länge bestand. Die Knochenblöcke mit 9,4 mm Durchmesser wurden in einen 0,4 mm kleineren Bohrkanal am Schweinefemur, der entweder parallel zur Femurachse (0°- Verblockung) oder in 60° zur Femurachse angelegt worden war, eingestößelt.

Die Tibiae, die über die Patellarsehnen und den Knochenblock mit den Femora verbunden waren, und die dazugehörigen Femora wurden in einer Halterung befestigt und in eine Materialtestungsmaschine eingespannt.

Die Präparate wurden zunächst über 200 Zyklen jeweils um 2 mm gedehnt und wieder entlastet und anschließend einem Zugversuch bis zum Versagen unterzogen.

Es ergaben sich folgende Ergebnisse:

- Alle Präparate durchliefen die zyklische Testung unbeschadet.
- Der relative Kraftverlust war bei den Gruppen 3 und 4, mit der 60°- Verblockung, höher (42 % bzw. 39 %) als bei den anderen beiden Gruppen (Gruppe 1: 30 %, Gruppe 2: 24 %).

- Die Maximalkraftwerte betragen in Gruppe 1 durchschnittlich 276 N, in Gruppe 2 222 N (korrigiert: 199 N), in Gruppe 3 601 N und in Gruppe 4 574 N. Die Messwerte für die Maximalkraft waren also durchschnittlich am höchsten bei 60°- Verblockung und 10 mm Verblockungsstrecke.
- Unter Berücksichtigung eines Ausreißers bestand ein signifikanter Unterschied bei den Maximalkraftergebnissen zwischen den Gruppen mit 0°- Verblockung und 5 bzw. 10 mm Verblockungsstrecke ( $p = 0,047$ ).
- Es bestand kein signifikanter Unterschied bei den Maximalkraftergebnissen zwischen den Gruppen mit 60°- Verblockung und 5 bzw. 10 mm Verblockungsstrecke ( $p = 0,36$ ).
- Bei der Berechnung der Mittelwerte der Maximalkräfte nach Versagensmodus ergab sich kein Hinweis für unterschiedliche Maximalkraftwerte bei den 60°- Gruppen für die jeweiligen Versagensmodi.
- Es ergibt sich keine hohe Korrelation zwischen relativem Kraftverlust bei zyklischer Belastung und Maximalkraftmessung beim anschließenden failure- Test.

In der Diskussion wurde auf die methodischen Beeinflussungsmöglichkeiten der Spezies, der Aufbewahrung der Präparate, der Temperatur, der Testungsgeschwindigkeit, der zyklischen Vorbelastung und der Knochenblockform eingegangen und die Ergebnisse im Vergleich mit anderen Studien diskutiert.

Unter Berücksichtigung der Problemstellung und den in der Diskussion angestellten Vergleichen mit den Ansprüchen an eine Kreuzbandersatzplastik kommt man zu folgendem Ergebnis:

Eine Verblockungsstreckenlänge von 5 mm kann nicht für eine ausreichende Stabilität bei Kniebeugung garantieren. Eine Verblockungsstreckenlänge von 10 mm jedoch garantiert bei einem Knochenblock von 9 mm Durchmesser mit einem Pressfit von nur 0,4 mm ohne weitere Bearbeitung des Knochenblocks

für eine ausreichende Stabilität bei den untersuchten Knochenblock- Ligament-  
Winkeln.

Daraus lässt sich auf eine gute klinische Anwendbarkeit der beschriebenen  
implantatfreien Pressfit- Technik schließen.

## 6. Anhang

### 6.1 Statistischer Anhang

Lilliefors- Testergebnis der Maximalkraftwerte	
Gruppe 1	0
Gruppe 2	0
Gruppe 3	0
Gruppe 4	0

**Tabelle 9:** Lilliefors- Testergebnis der Maximalkraftwerte; „0“ bedeutet, dass eine Normalverteilung nicht ausgeschlossen werden kann; „1“ bedeutet, dass eine Normalverteilung ausgeschlossen werden kann.

Lilliefors- Testergebnis der maximalen zyklischen Kraftwerte	
Gruppe 1	0
Gruppe 2	0
Gruppe 3	1
Gruppe 4	0

**Tabelle 10:** Lilliefors- Testergebnis der maximalen zyklischen Kraftwerte; „0“ bedeutet, dass eine Normalverteilung nicht ausgeschlossen werden kann; „1“ bedeutet, dass eine Normalverteilung ausgeschlossen werden kann.

Erreichte Kraftwerte und Differenzen bei zyklischer Testung über 500 Zyklen	
Kraft in N bei der 1. Dehnung	100,01
Kraft in N bei der 50. Dehnung	82,32
Kraft in N bei der 100. Dehnung	80,57
Kraft in N bei der 150. Dehnung	79,49
Kraft in N bei der 200. Dehnung	79,18
Kraft in N bei der 250. Dehnung	78,85
Kraft in N bei der 300. Dehnung	78,18
Kraft in N bei der 350. Dehnung	78,31
Kraft in N bei der 400. Dehnung	78,18
Kraft in N bei der 450. Dehnung	77,99
Kraft in N bei der 500. Dehnung	77,9
Differenz in N zwischen 1. und 100. Zyklus	19,44
Differenz in N zwischen 100. und 200. Zyklus	1,39
Differenz in N zwischen 200. und 300. Zyklus	1
Differenz in N zwischen 300. und 400. Zyklus	0
Differenz in N zwischen 400. und 500. Zyklus	0,28

**Tabelle 11:** Kraftwerte und Differenzen bei zyklischer Testung über 500 Zyklen

Zyklische Testung der Patellarsehne bei Fixation an Patella und Tuberositas tibiae	
Maximal erreichte Kraft in N	183,99
Kraft in N nach 10 Zyklen	178,91
Kraft in N nach 50 Zyklen	174,78
Kraft in N nach 100 Zyklen	172,62
Differenz in N zwischen 1. und 10. Zyklus	5,08
Differenz in N zwischen 10. und 50. Zyklus	4,13
Differenz in N zwischen 50. und 100. Zyklus	2,16
Differenz in N zwischen 1. und 100. Zyklus	11,37

**Tabelle 12:** Kraftwerte und Differenzen bei zyklischer Testung der Patellarsehne bei natürlicher Fixation

## **6.2 Abbildungsverzeichnis**

Abbildung 1: Schematische Darstellung des Knochenblock- Ligament- Winkels bei Kniebeugung und Kniestreckung

Abbildung 2: Darstellung der Abhängigkeit des KBLW in Streckstellung von der intraoperativen Knieflexionsstellung bei 45gradigem Verlauf des tibialen Bohrkanals; entnommen aus Boszotta <sup>10</sup>

Abbildung 3: Kniepräparat nach dem Auftauen

Abbildung 4: Rohrpräparat Tibia

Abbildung 5: Herauslösen des Knochenblocks aus der Patella

Abbildung 6: Schemazeichnung des Knochenblocks im Längs – und Querschnitt.

Abbildung 7: Knochenblock mit Patellarsehne

Abbildung 8: Bohren eines Kanals im 60°- Winkel zur Achse des Femurs

Abbildung 9: Bohrkanal bei 0°- Bohrung

Abbildung 10: U - förmige Metallbügelhalterung

Abbildung 11: Femur in der Metallbügelhalterung

Abbildung 12: Gesamtpräparat in der Materialtestungsmaschine

Abbildung 13: Materialtestungsmaschine

Abbildung 14: Kurvenverlauf bei zyklischer Testung

Abbildung 15: Kurvenverlauf bei Maximalkrafttestung

Abbildung 16: Box- plot- Diagramm der maximalen zyklischen Kraftwerte

Abbildung 17: Kurvenverlauf bei zyklischer Testung

Abbildung 18: Typischer Kurvenverlauf bei Maximalkraftmessung

Abbildung 19: Box- plot- Diagramm der Maximalkraftwerte

Abbildung 20: Korrelation zwischen F max und relativem Kraftverlust für Gruppe 1

Abbildung 21: Korrelation zwischen F max und relativem Kraftverlust für Gruppe 2

Abbildung 22: Korrelation zwischen F max und relativem Kraftverlust für Gruppe 3

Abbildung 23: Korrelation zwischen  $F_{max}$  und relativem Kraftverlust für Gruppe 4

Abbildung 24: In dieser Arbeit verwendete Knochenblockform und dazugehöriger Querschnitt

Abbildung 25: Veränderte Knochenblockform, bei der eine geringere Verteilung entstehen könnte

Abbildung 26: Zyklische Testung der Patellarsehne bei natürlicher Befestigung an Tuberositas tibiae und Patella

### **6.3 Tabellenverzeichnis**

Tabelle 1: Reißfestigkeit des vorderen Kreuzbandes

Tabelle 2: Belastungen des LCA bei unterschiedlichen Aktivitäten und Beugungswinkeln

Tabelle 3: Belastungsansprüche an eine Kreuzbandersatzplastik

Tabelle 4: Erreichte Kraftwerte beim ersten und letzten Zyklus sowie Differenzen zwischen beiden Kraftwerten mit Mittelwerten und Standardabweichungen

Tabelle 5: Relativer Kraftverlust zwischen erstem und letztem Zyklus

Tabelle 6: Maximalkraftwerte beim failure- Test in N mit Mittelwerten und Standardabweichungen

Tabelle 7: Mittelwerte der Maximalkräfte in Abhängigkeit vom Versagensmodus für die Gruppen 3 und 4

Tabelle 8: Fixationsstabilitäten der Interferenzverschraubung

Tabelle 9: Lilliefors- Testergebnis der Maximalkraftwerte

Tabelle 10: Lilliefors- Testergebnis der maximalen zyklischen Kraftwerte

Tabelle 11: Kraftwerte und Differenzen bei zyklischer Testung über 500 Zyklen

Tabelle 12: Kraftwerte und Differenzen bei zyklischer Testung der Patellarsehne bei natürlicher Fixation

## 6.4 Abkürzungsverzeichnis

A	Fläche
ACL	anterior cruciate ligament, vorderes Kreuzband
BPTB- Transplantat	Bone-patellar tendon- bone- Transplantat, Patellarsehnentransplantat
C	Celsius
E	Elastizitätsmodul
ESSKA	European Society of sport traumatology, knee surgery and arthroscopy
F	Kraft
Fa.	Firma
F max	Maximalkraft
h	Stunde(n)
Hz	Hertz
KBLW	Knochenblock- Ligament- Winkel
l	Länge
LCA	Ligamentum cruciatum anterius, vorderes Kreuzband
LCP	Ligamentum cruciatum posterius, hinteres Kreuzband
Lig.	Ligamentum
min	Minute(n)
mm	Millimeter
MW	Mittelwert
N	Newton
PLA	plug- ligament- angle, entspricht Knochenblock- Ligament- Winkel
s	Sekunde(n)
SA	Standardabweichung
VK	Variationskoeffizient
$\Delta F$	Kraftverlust
$\Delta F_r$	relativer Kraftverlust

$\Delta l$   
 $\mu\text{m}$

Längenänderung  
Mikrometer

## **6.5 Literaturverzeichnis**

- <sup>1</sup> F. Adam, D. Pape, O. Steimer, D. Kohn, S. Rupp (2001):  
Biomechanische Eigenschaften der Interferenzverschraubung beim Ersatz des vorderen Kreuzbandes mit Patellar- und Hamstring- Transplantaten: Eine experimentelle Studie mittels Röntgenstereometrieanalyse (RSA),  
Orthopäde, 30: 649 - 657
- <sup>2</sup> M. Al- Husseiny, K. Batterjee (2004):  
Press- fit fixation in reconstruction of anterior cruciate ligament, using bone- patellar tendon- bone graft,  
Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 12: 104 - 109
- <sup>3</sup> S. W. Arms, M. H. Pope, R. J. Johnson, R. A. Fischer, I. Arvidsson, E. Eriksson (1984):  
The biomechanics of anterior cruciate ligament rehabilitation and reconstruction,  
Am J Sports Med, 12: 8 - 18
- <sup>4</sup> G. Arnold, H. M. Beier, M. Herrmann, P. Kaufmann, H. –J. Kretschmann, W. Kühnel, T. H. Schiebler, W. Schmidt, B. Steiniger, J. Winckler, E. van der Zypen, K. Zilles (1999):  
Rumpfwand und Extremitäten  
in: T. H. Schiebler, W. Schmidt und K. Zilles (Hrsg.): Anatomie  
Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York: 334 - 336
- <sup>5</sup> B. Beynnon, J. G. Howe, M. H. Pope, R. J. Johnson, B. C. Fleming (1992):  
The measurement of anterior cruciate ligament strain in vivo,  
Int Orthop, 16: 1 - 12
- <sup>6</sup> B. D. Beynnon, A. A. Amis (1998):  
In vitro testing protocols for the cruciate ligaments and ligament reconstructions,  
Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 6 (Suppl. 1): S70 - S76
- <sup>7</sup> F. T. Blevins, A. T. Hecker, G. T. Bigler, A. L. Boland, W. C. Hayes (1994):  
The effects of donor age and strain rate on the biomechanical properties of bone- patellar tendon- bone allografts,  
Am J Sports Med, 22: 328 - 333
- <sup>8</sup> H. Boszotta, W. Helderstorfer (1994):  
Verbesserte Entnahmetechnik des Lig.- patellae- Transplantats für die Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands in der Press- fit- Technik,  
Arthroskopie, 7: 139 - 141

- <sup>9</sup> H. Boszotta (1997):  
Arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction using a patellar tendon graft in press- fit technique: surgical technique and follow- up,  
Arthroscopy, 13: 332 – 339
- <sup>10</sup> H. Boszotta (1997):  
Arthroskopische femorale Press- fit- Fixation des Lig.- patellae- Transplantats beim Ersatz des vorderen Kreuzbands: Experimentelle Grundlagen und Operationstechnik,  
Arthroskopie, 10: 126 - 132
- <sup>11</sup> H. Boszotta (1997):  
Endoskopische Lig.- patellae- Plastik in der Press- fit- Technik,  
Arthroskopie, 10: 236 - 239
- <sup>12</sup> H. Boszotta, W. Anderl (2001):  
Primary stability with tibial press- fit fixation of patellar ligament graft: an experimental study in ovine knees,  
Arthroscopy, 17: 963 - 970
- <sup>13</sup> J. Brand, A. Weiler, D. N. M. Caborn, C. H. Brown, D. L. Johnson (2000):  
Current concepts: graft fixation in cruciate ligament reconstruction,  
Am J Sports Med, 28: 761 - 774
- <sup>14</sup> C. H. Brown, A. T. Hecker, J. A. Hipp, E. R. Myers, W. C. Hayes (1993):  
The biomechanics of interference screw fixation of patellar tendon anterior cruciate ligament grafts,  
Am J Sports Med, 21: 880 - 886
- <sup>15</sup> G. A. Brown, F. Pena, T. Grontvedt, D. Labadie, L. Engebretsen (1996):  
Fixation strength of interference screw fixation in bovine, young human, and elderly human cadaver knees: influence of insertion torque, tunnel- bone block gap, and interference,  
Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 3: 238 - 244
- <sup>16</sup> D. L. Butler, F. R. Noyes, E. S. Grood (1980):  
Ligamentous restraints to anterior- posterior drawer in the human knee: a biomechanical study  
J Bone Joint Surg, 62- A: 259 - 270
- <sup>17</sup> D. L. Butler, E. S. Grood, F. R. Noyes, M. L. Olmstead, R. B. Hohn, S. P. Arnoczky, M. G. Siegel (1989):  
Mechanical properties of primate vascularized vs. nonvascularized patellar tendon grafts; changes over time,  
J Orthop Res, 7: 68 - 79

- <sup>18</sup> J. R. Corsetti, D. W. Jackson (1996):  
Failure of anterior cruciate ligament reconstruction: the biologic basis,  
*Clin Orthop*, 325: 42 - 49
- <sup>19</sup> L. Engebretsen, W. D. Lew, J. L. Lewis, R. E. Hunter (1989):  
Knee mechanics after repair of the anterior cruciate ligament: a cadaver study  
of ligament augmentation  
*Acta Orthop Scand*, 60: 703 - 709
- <sup>20</sup> B. C. Fleming, B. D. Beynon, P. A. Renstrom, R. J. Johnson, C. E. Nichols,  
G. D. Peura, B. S. Uh (1999):  
The strain behavior of the anterior cruciate ligament during stair climbing: an in  
vivo study,  
*Arthroscopy*, 15: 185 - 191
- <sup>21</sup> C. B. Frank, D. W. Jackson (1997):  
Current concepts review: The science of reconstruction of the anterior cruciate  
ligament,  
*J Bone Joint Surg*, 79 -A, No. 10: 1556 -1576
- <sup>22</sup> N. F. Friederich, W. Müller, W. R. O` Brien (1992):  
Klinische Anwendung biomechanischer und funktionell anatomischer Daten am  
Kniegelenk,  
*Orthopäde*, 21: 41 - 50
- <sup>23</sup> A. D. Georgoulis, C. D. Papageorgiou, C. A. Makris, U. G. Moebius, P. N.  
Soucacos (1997):  
Anterior cruciate ligament reconstruction with the press- fit technique: 2- 5 years  
followed- up of 42 patients,  
*Acta Orthop Scand*, 68 (Suppl. 275): 42 - 45
- <sup>24</sup> T. H. Gertel, W. D. Lew, J. L. Lewis, N. J. Stewart, R. E. Hunter (1993):  
Effect of anterior cruciate ligament graft tensioning direction, magnitude, and  
flexion angle on knee biomechanics,  
*American journal of sports medicine*, 21: 572 - 581
- <sup>25</sup> M. Giurea, P. Zorilla, A. A. Amis, P. Aichroth (1999):  
Comparative pull- out and cyclic- loading strength tests of anchorage of  
hamstring tendon grafts in anterior cruciate ligament reconstruction,  
*Am J Sports Med*, 27: 621 - 625
- <sup>26</sup> A. Gobbi, A. Diara, S. Mahajan, M. Zanazzo, B. Tuy (2002):  
Patellar tendon anterior cruciate ligament reconstruction with conical press- fit  
femoral fixation: 5- year results in athletes population,  
*Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 10: 73 - 79

- <sup>27</sup> L. Good, J. Gillquist (1993):  
The value of intraoperative isometry measurements in anterior cruciate ligament reconstruction: an in vivo correlation between substitute tension and length change,  
Arthroscopy, 9: 525 - 532
- <sup>28</sup> E. S. Grood, F. R. Noyes (1976):  
Cruciate ligament prosthesis: strength, creep, and fatigue properties,  
J Bone Joint Surg, 58-A: 1083 - 1088
- <sup>29</sup> A. M. Halder, S. Ludwig, W. Neumann (2002):  
Arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction using the double press- fit technique: an alternative to interference screw fixation,  
Arthroscopy, 18: 974 - 982
- <sup>30</sup> R. C. Haut, A. C. Powlinson (1990):  
The effects of test environment and cyclic stretching on the failure properties of human patellar tendons,  
J Orthop Res, 8: 532 - 540
- <sup>31</sup> P. Hertel, M. Bernard (1994):  
Vordere Kreuzbandersatzplastik - Vorteile einer metallfreien offenen Press- Fit- Operationstechnik (Einschnittechnik) gegenüber einer arthroskopischen Unitunnel- Technik,  
in: D. Kohn und C. J. Wirth (Hrsg.): Arthroskopische versus offene Operationen, Ferdinand Enke Verlag, Stuttgart: 48 - 52
- <sup>32</sup> P. Hertel (1997):  
Technik der offenen Ersatzplastik des vorderen Kreuzbands mit autologer Patellarsehne: Anatomische Rekonstruktion in der schraubenfreien Press- fit- Technik,  
Arthroskopie, 10: 240 - 245
- <sup>33</sup> P. Hertel, H. Behrend, T. Cierpinski, V. Musahl, G. Widjaja (2005):  
ACL reconstruction using bone- patellar tendon- bone press- fit fixation: 10- year clinical results,  
Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 13: 248 - 255
- <sup>34</sup> J. P. Holden, E. S. Grood, D. L. Korvick, J. F. Cummings, D. L. Butler, D. I. Bylski- Austrow (1994):  
In vivo forces in the anterior cruciate ligament: direct measurements during walking and trotting in a quadruped,  
J Biomech, 27: 517 - 526
- <sup>35</sup> R. E. Hunter, W. D. Lew, J. L. Lewis, C. Kowalczyk, W. Settle (1990):  
Graft force- setting technique in reconstruction of the anterior cruciate ligament,  
Am J Sports Med, 18: 12 - 19

- <sup>36</sup> A. Imhoff (1993):  
Arthroskopische vordere Kreuzbandplastik mit selbstverblockendem freiem Ligamentum- patellae- Transplantat: erste Ergebnisse,  
Arthroskopie, 6: 153 -163
- <sup>37</sup> R. J. Johnson, B. D. Beynon, C. E. Nichols, P. A. F. H. Renstrom (1992):  
Current concepts review: the treatment of injuries of the anterior cruciate ligament,  
J Bone Joint Surg, 74- A: 140 - 151
- <sup>38</sup> D. Kohn, Ch. Rose (1994):  
Primary stability of interference screw fixation: influence of screw diameter and insertion torque,  
Am J Sports Med, 22: 334 - 338
- <sup>39</sup> P. Kousa, T. L. N. Järvinen, P. Kannus, M. Järvinen (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 - 425
- <sup>40</sup> M. Kurosaka, S. Yoshiya, J. T. Andrich (1987):  
A biomechanical comparison of different surgical techniques of graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction,  
Am J Sports Med, 15: 225 - 229
- <sup>41</sup> M. C. Lee; H. Jo, T.- S. Bae, J. D. Jang, S. C. Seong (2003):  
Analysis of initial fixation strength of press-fit fixation technique in anterior cruciate ligament reconstruction: a comparative study with titanium and bioabsorbable interference screw using porcine lower limb,  
Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 11: 91 - 98
- <sup>42</sup> J. L. Lewis, W. D. Lew, J. A. Hill , P. Hanley, K. Ohland, S. Kirstukas, R. E. Hunter (1989):  
Knee joint motion and ligament forces before and after ACL reconstruction,  
J Biomech Eng, 111: 97 - 106
- <sup>43</sup> H. E. Magen, S. M. Howell, M. L. Hull (1999):  
Structural properties of six tibial fixation methods for anterior cruciate ligament soft tissue grafts,  
Am J Sports Med, 27: 35 - 43
- <sup>44</sup> M. M. Malek, J. V. DeLuca, D. L. Verch, K. L. Kunkle (1996):  
Arthroscopically assisted ACL reconstruction using central third patellar tendon autograft with press fit femoral fixation,  
Instr Course Lect, 45: 287 - 295

- <sup>45</sup> M. M. Malek (2001):  
Arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction: bone- tendon- bone graft press- fit technique,  
in: J. C. Y. Chow (Hrsg.): Advanced Arthroscopy,  
Springer- Verlag, Berlin, Heidelberg, New York: 393 - 402
- <sup>46</sup> K. L. Markolf, J. F. Gorek, J. M. Kabo, M. S. Shapiro (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, 72- A: 557 - 567
- <sup>47</sup> K. L. Markolf, D. M. Burchfield, M. M. Shapiro, B. R. Davis, G. A. M. Finerman, J. L. Slauterbeck (1996):  
Biomechanical consequences of replacement of the anterior cruciate ligament with a patellar ligament allograft. Part I: insertion of the graft and anterior-posterior testing,  
J Bone Joint Surg, 78- A: 1720 - 1727
- <sup>48</sup> K. L. Markolf, D. M. Burchfield, M. M. Shapiro, C. W. Cha, G. A. M. Finerman, J. L. Slauterbeck (1996):  
Biomechanical consequences of replacement of the anterior cruciate ligament with a patellar ligament allograft. Part II: forces in the graft compared with forces in the intact ligament,  
J Bone Joint Surg, 78- A: 1728 - 1734
- <sup>49</sup> L. S. Matthews, D. Ellis (1968):  
Viscoelastic properties of cat tendon: effects of time after death and preservation by freezing,  
J Biomech, 1: 65 - 71
- <sup>50</sup> L. S. Matthews, S. J. Lawrence, M. A. Yahiro, M. R. Sinclair (1993):  
Fixation strengths of patellar tendon- bone grafts,  
Arthroscopy, 9: 76 - 81
- <sup>51</sup> J. B. Morrison (1969):  
Function of the knee joint in various activities,  
Biomed Eng, 4: 573 - 580
- <sup>52</sup> J. B. Morrison (1970):  
The mechanics of the knee joint in relation to normal walking,  
J Biomech, 3: 51 - 61
- <sup>53</sup> V. Musahl, S. D. Abramowitch, M. T. Gabriel, R. E. Debski, P. Hertel, F. H. Fu, S. L.-Y. Woo (2003):  
Tensile properties of an anterior cruciate ligament graft after bone- patellar tendon- bone press- fit fixation,  
Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 11: 68 - 74

<sup>54</sup> P. J. Novak, G. M. Wexler, J. S. Williams, B. R. Bach, C. A. Bush- Joseph (1996):

Comparison of screw post fixation and free bone block interference fixation for anterior cruciate ligament soft tissue grafts: biomechanical considerations, *Arthroscopy*, 12: 470 - 473

<sup>55</sup> F. R. Noyes, J. L. DeLucas, P. J. Torvik (1974):

Biomechanics of anterior cruciate ligament failure: an analysis of strain- rate sensitivity and mechanisms of failure in primates, *J Bone Joint Surg*, 56-A: 236 - 253

<sup>56</sup> F. R. Noyes, E. S. Grood (1976):

The strength of the anterior cruciate ligament in humans and rhesus monkeys, *J Bone Joint Surg*, 58-A: 1074 - 1082

<sup>57</sup> F. R. Noyes, D. L. Butler, L. E. Paulos, E. S. Grood (1983):

Intra- articular cruciate reconstruction I: Perspectives on graft strength, vascularization and immediate motion after replacement, *Clin Orthop*, 172: 71 - 77

<sup>58</sup> F. R. Noyes, D. L. Butler, E. S. Grood, R. F. Zernicke, M. S. Hefzy (1984):

Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee- ligament repairs and reconstructions, *J Bone Joint Surg*, 66-A: 344 - 352

<sup>59</sup> F. R. Noyes, R. E. Mangine, S. Barber (1987):

Early knee motion after open and arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction, *Am J Sports Med*, 15: 149 - 160

<sup>60</sup> H. H. Paessler (1997):

Neue Operationsmethode zur anatomiegerechten Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands mit der Patellarsehne, *Arthroskopie*, 10: 250 - 255

<sup>61</sup> H. H. Paessler, D. S. Mastrokalos (2003):

Anterior cruciate ligament reconstruction using semitendinosus and gracilis tendons, bone patellar tendon, or quadriceps tendon- graft with press- fit fixation without hardware: a new and innovative procedure, *Orthop Clin North Am*, 34: 49 - 64

<sup>62</sup> S. O. Paschal, M. D. Seemann, R. B. Ashman, R. N. Allard (1992):

A biomechanical comparison of interference versus post fixation of bone- patellar tendon- bone grafts for anterior cruciate ligament reconstruction, *Orthopaedic transactions*, 16: 80

<sup>63</sup> S. O. Paschal, M. D. Seemann, R. B. Ashman, R. N. Allard, J. B. Montgomery (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, 300: 281 - 287

<sup>64</sup> L. Paulos, F. R. Noyes, E. Grood, D. L. Butler (1981):

Knee rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction and repair,

Am J Sports Med, 9: 140 - 149

<sup>65</sup> A. Pavlik, P. Hidas, T. Czigany, I. Berkes (2004):

Biomechanical evaluation of press- fit femoral fixation technique in ACL reconstruction,

Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 12: 528 - 533

<sup>66</sup> F. Pena, T. Grontvedt, G. A. Brown, A. K. Aune, L. Engebretsen (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 - 334

<sup>67</sup> S. Rupp, T. Hopf, M. Gleitz, T. Hess (1992):

Beanspruchung des vorderen Kreuzbandtransplantates durch die postoperative Kniemobilisation,

Orthopädische Praxis, 5: 337 - 340

<sup>68</sup> S. Rupp, T. Hopf, M. Gleitz, T. Hess (1994):

Biomechanische Grundlagen der Nachbehandlung der Ersatzplastik des vorderen Kreuzbandes,

Unfallchirurgie, 20: 303 - 310

<sup>69</sup> S. Rupp, N. Kaltenkirchen, T. Hopf, M. Gleitz (1995):

Klinische Relevanz von Bohrkanalposition und Interferenzschraubenlage nach Ersatzplastik des vorderen Kreuzbandes mit Ligamentum- patellae- Transplantat,

Unfallchirurg, 98: 650 - 654

<sup>70</sup> S. Rupp, P. W. Krauss, E. W. Fritsch (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 - 65

<sup>71</sup> S. Rupp, T. Hopf, T. Hess, R. Seil, D. M. Kohn (1999):

Resulting tensile forces in the human bone- patellar tendon- bone graft: direct force measurement in vitro,

Arthroscopy, 15: 179 - 184

- <sup>72</sup> R. A. Sachs, D. M. Daniel, M. L. Stone, R. F. Garfein (1989):  
Patellofemoral problems after anterior cruciate ligament reconstruction,  
Am J Sports Med, 17: 760 - 765
- <sup>73</sup> L. Schatzmann, P. Brunner, H. U. Stäubli (1998):  
Effect of cyclic preconditioning on the tensile properties of human quadriceps  
tendons and patellar ligaments,  
Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 6 (Suppl. 1): S56 - S61
- <sup>74</sup> R. Seil, S. Rupp, P. W. Krauss, A. Benz, D. M. Kohn (1998):  
Comparison of initial fixation strength between biodegradable and metallic  
interference screws and a press- fit fixation technique in a porcine model,  
Am J Sports Med, 26: 815 - 819
- <sup>75</sup> J. D. Shapiro, B. T. Cohn, D. W. Jackson, P. D. Postak, R. D. Parker, A. S.  
Greenwald (1992):  
The biomechanical effects of geometric configuration of bone- tendon- bone  
autografts in anterior cruciate ligament reconstruction,  
Arthroscopy, 8: 453 - 458
- <sup>76</sup> K. D. Shelbourne, P. Nitz (1990):  
Accelerated rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction,  
Am J Sports Med, 18: 292 - 299
- <sup>77</sup> F. Sigmund (1997):  
In- vitro- Bestimmung der Bruchlast des vorderen Kreuzbandes im  
dynamischen Lastfall,  
Sportorthopädie - Sporttraumatologie 13.4: 225 - 229
- <sup>78</sup> U. Simon, H. Hornung, T. Cierpinski, P. Hertel (1999):  
Pressfit- Verankerung der Knochenblöcke bei der vorderen  
Kreuzbandersatzplastik,  
Hefte zur Zeitschrift „Der Unfallchirurg“, 275: 356 - 357
- <sup>79</sup> H. U. Stäubli, L. Schatzmann, P. Brunner, L. Rincon, L.- P. Nolte (1999):  
Mechanical tensile properties of the quadriceps tendon and patellar ligament in  
young adults,  
Am J Sports Med, 27: 27 - 34
- <sup>80</sup> M. E. Steiner, A. T. Hecker, C. H. Brown, W. C. Hayes (1994):  
Anterior cruciate ligament graft fixation: comparison of hamstring and patellar  
tendon grafts,  
Am J Sports Med, 22: 240 - 247

- <sup>81</sup> A. Tegnander, L. Engebretsen, K. Bergh, E. Eide, K. J. Holen, O. J. Iversen (1994):  
Activation of the complement system and adverse effects of biodegradable pins of polylactic acid (Biofix®) in osteochondritis dissecans,  
*Acta Orthop Scand*, 65: 472 - 475
- <sup>82</sup> J. D. VanBrocklin, D. G. Ellis (1965):  
A study of the mechanical behavior of toe extensor tendons under applied stress,  
*Arch Phys Med Rehabil*, 46: 396 - 373
- <sup>83</sup> A. Viidik, T. Lewin (1966):  
Changes in tensile strength characteristics and histology of rabbit ligaments induced by different modes of postmortal storage,  
*Acta Orthop Scand*, 37: 141 - 155
- <sup>84</sup> D. C. Wascher, K. L. Markolf, M. S. Shapiro, G. A. M. Finerman (1993):  
Direct in vitro measurement of forces in the cruciate ligaments: Part I: the effect of multiplane loading in the intact knee,  
*J Bone Joint Surg*, 75-A: 377 - 386
- <sup>85</sup> T. W. Wilson, M. P. Zafuta, M. Zobitz (1999):  
A biomechanical analysis of matched bone- patellar tendon- bone and double-looped semitendinosus and gracilis tendon grafts,  
*Am J Sports Med*, 27: 202 - 207
- <sup>86</sup> S. L.- Y. Woo, T. Q. Lee, M. A. Gomez, S. Sato, F. P. Field (1987):  
Temperature dependent behavior of the canine medial collateral ligament,  
*J Biomech Eng*, 109: 68 - 71
- <sup>87</sup> S. L.-Y. Woo, J. M. Hollis, D. J. Adams, R. M. Lyon, S. Takai (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 - 225
- <sup>88</sup> M. Yamanaka, K. Yasuda, H. Tohyama, H. Nakano, T. Wada (1999):  
The effect of cyclic displacement on the biomechanical characteristics of anterior cruciate ligament reconstructions,  
*Am J Sports Med*, 27: 772 - 777
- <sup>89</sup> K. Yasuda, T. Sasaki (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*, 220: 275 – 283

## 7. Danksagung

Mein Dank gilt Herrn Prof. Dr. N. Wülker für die freundliche Überlassung des Themas und die Bereitstellung eines Arbeitsplatzes im biomechanischen Labor.

Herrn Dr. med. B. Lembeck danke ich für die gute Betreuung, die unkomplizierte Zusammenarbeit und die kompetente Beratung und Unterstützung.

Besonders bedanken möchte ich mich bei Herrn Dr. rer. nat. O. Müller für die freundliche und fachkundige Beratung bei allen auftretenden Fragen. Durch sein Engagement in statistischen Fragen und bei der Durchführung der Versuche hat er wesentlichen Anteil am Gelingen dieser Arbeit.

Danken möchte ich auch Herrn Prof. Dr. J. Geis- Gerstorfer für die freundliche Hilfestellung bei der Fertigung der Halterung.

Der Richard und Annemarie Wolf- Stiftung danke ich für die großzügige finanzielle Unterstützung; der Richard Wolf GmbH bin ich durch die Überlassung der Instrumente zur Durchführung des Versuchs verbunden.

Dem Fleischmarkt Gärtringen spreche ich meinen Dank für die Bereitstellung der Präparate aus.

Für die freundliche Hilfe möchte ich mich auch bei den Mitarbeitern der Orthopädischen Universitätsklinik und bei den Mitarbeitern der Klinikbibliothek bedanken.

Danken möchte ich auch besonders meiner Familie und meinem Freund, die mir die gesamte Zeit über bei der Fertigstellung der Arbeit geduldig und hilfreich zur Seite standen.

## 8. Lebenslauf

Name: Maike Banzhaf  
Geburtsdatum: 11. Februar 1981  
Geburtsort: Albstadt- Ebingen  
Staatsangehörigkeit: deutsch  
Familienstand: ledig  
Eltern: Dr. med. Traute Banzhaf, Internistin  
Dr. med. Jürgen Banzhaf, Allgemeinarzt und Chirurg  
Geschwister: Thorsten Banzhaf, Diplom- Wirtschaftsingenieur

### Schulbildung:

1987 - 1991 Grundschole, Riedlingen  
1991 - 2000 Kreisgymnasium, Riedlingen  
Juni 2000 Abitur

### Studium:

Oktober 2000 Beginn des Medizinstudiums an der Eberhard- Karls-  
Universität in Tübingen  
12. 9. 2002 Ärztliche Vorprüfung  
28. 8. 2003 Erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung  
3. 4. 2006 Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung  
15. 5. 2007 Dritter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung  
April – August 2006 PJ- Tertial im Städt. Krankenhaus Sindelfingen,  
Innere Medizin  
August – Dezember 2006 PJ- Tertial im Mayo General Hospital in Castlebar,  
Irland, Chirurgie  
Dezemeber 2006 – PJ- Tertial im Städt. Krankenhaus Sindelfingen,  
Februar 2007 Orthopädie