

**Aus der Klinik Orthopädischen Klinik**

**König-Ludwig-Haus**

**der Universität Würzburg**

**Direktor: Professor Dr. med. Maximilian Rudert**

**Eigenschaften von synthetischen Bandersatzmaterialien zum MPFL-  
Ersatz - biomechanische in vitro Studie am porcinen Modell**

**Inauguraldissertation**

**zur Erlangung der Doktorwürde der**

**Medizinischen Fakultät**

**der**

**Julius-Maximilians-Universität Würzburg**

**vorgelegt von**

**Bastian Schaefer**

**aus Würzburg**

**Würzburg, Oktober 2023**

Referent : Prof. Dr. med. Maximilian Rudert

Korreferentin: Prof. Dr. med. Stefanie Hölscher-Doht

Dekan: Prof. Dr. Matthias Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 04.06.2024

Der Promovend ist Arzt

**Die Widmung dieser Arbeit gilt meiner Frau Anja, meinem Sohn  
Kilian, meinen Eltern, meinem Opa Gerald und Onkel Klaus.**

# Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung .....	1
1.1	Problemstellung .....	1
1.2	Grundlagen .....	2
1.2.1	Anatomie Kniegelenk .....	2
1.2.2	Femoropatellargelenk und Patella .....	3
1.2.3	Anatomie und Biomechanik des MPFL .....	4
1.3	Patellaluxation und Patellainstabilität .....	5
1.3.1	Definition .....	5
1.3.2	Epidemiologie .....	5
1.3.3	Ätiologie und Risikofaktoren .....	6
1.3.4	Therapie .....	6
1.3.5	MPFL-Ersatz und Komplikationen .....	7
1.3.6	Herausforderung .....	11
1.4	Zielsetzung .....	12
2	Material und Methoden .....	13
2.1	Material und allgemeine Präparation .....	13
2.2	Allgemeiner Versuchsaufbau und Materialfixation .....	16
2.3	Spezifische Präparation der Versuchsgruppen .....	18
2.3.1	Versuchsgruppen 1-4 .....	18
2.3.2	Versuchsgruppen 5-8 .....	21
2.3.3	Native Tapes .....	25
2.4	Geräteeinstellung und Untersuchungsparameter .....	26
2.4.1	Geräteeinstellung/Prüfvorschrift .....	26
2.4.2	Untersuchungsparameter .....	26
2.5	Statistische Analyse .....	29
3	Ergebnisse .....	30

3.1	Homogenität der Kniescheiben.....	30
3.2	Elongation.....	31
3.3	Steifigkeit.....	33
3.4	Yield Load.....	35
3.5	Maximale Ausreißkraft.....	37
3.6	Versagensmechanismus.....	39
3.7	Biomechanische Eigenschaften der verwendeten Tapes.....	41
4	Diskussion.....	43
4.1	Homogenität der Kniescheiben.....	45
4.2	Elongation nach zyklischer Belastung.....	46
4.3	Steifigkeit.....	51
4.4	Maximal Ausreißkraft (Maximum Load).....	53
4.5	Yield Load.....	56
4.6	Versagensmechanismus.....	58
4.7	Biomechanische Eigenschaften der verwendeten Tapes.....	60
4.8	Limitationen.....	62
4.9	Schlussfolgerung/Klinischer Ausblick.....	64
5	Zusammenfassung.....	67
	Literaturverzeichnis.....	68

# 1 Einleitung

## 1.1 Problemstellung

Die Patellaluxation ist eine häufige Verletzung des Kniegelenkes, welche etwa 2-3 Prozent aller Knieverletzungen ausmacht und vorwiegend im Kindes- und Jugendalter auftritt [1-4]. Bei einer Erstluxation kommt es in bis zu 90 Prozent der Fälle zu einer Ruptur des medialen patellofemorales Ligamentes (MPFL) [5]. Bezüglich konservativer oder operativer Therapie gibt es besonders bei Erstluxationsereignissen in der aktuellen Literatur noch keinen einheitlichen Konsens [1]. Bei erhöhter Reluxationsrate mit möglichen strukturellen Folgeschäden [6] und chronischem Instabilitätsgefühl [2] liegt die operative Therapie jedoch mehr und mehr im Fokus.

In der Literatur sind viele unterschiedliche Operationstechniken bei chronischer Patellainstabilität beschrieben [7]. Eines der am häufigsten angewandten Verfahren ist der MPFL-Ersatz, welcher je nach Indikationsstellung und Risikokonstellation isoliert [8] oder auch in Kombination mit anderen Techniken, wie beispielsweise Tuberositasversatz [9], einer Trochleoplastik [10] oder einer Torsionsosteotomie [11] durchgeführt wird.

Bei der MPFL-Rekonstruktion wird aktuell in der überwiegenden Anzahl ein körpereigenes Sehnentransplantat, meist die Gracilissehne [12-14], Semitendinosussehne [8, 15] oder auch ein Anteil der Patellasehne [16] verwendet. Die patellare Fixation der entsprechenden Transplantate findet entweder weichteilig [12], knöchern durch Bohrkanäle [13, 15], Interferenzschrauben [17, 18] oder Knochenanker [17, 19] statt. In den vergangenen Jahren wurden auch vereinzelt Operationstechniken und biomechanische Studien mit künstlichem, körperfremden Bandersatzmaterial durchgeführt [20-22]. Hierbei wurde überwiegend ein 2 mm Fiber Tape der Firma Arthrex verwendet, welches mit Hilfe von Ankern und Schrauben oder auch weichteilig an der Patella fixiert wurde. Einer der Vorteile eines künstlichen Transplantates beim MPFL-Ersatz könnte in einer Verringerung der perioperativen Komplikationen bezogen auf die Entnahmemorbidität bei körpereigenem Sehnentransplantat liegen. In der Literatur werden diese als Saphenusneuralgien [23-25], Kraftverlust bei Kniebeugung [24, 25], Kniestreckung [26] und ein verändertes Gangmuster [26] beschrieben. Außerdem könnte durch die Reduktion eines Operationsschrittes die OP-Dauer und damit das perioperative Risiko einer Infektion [27, 28] verringert werden. Der kosmetische Aspekt

bei einem Wegfall der Operationsnarbe im Bereich der Entnahmestelle, ist zusätzlich relevant.

Eine biomechanische Studie über verschiedene körperfremde Bandersatzmaterialien mit implantatfreier, ossärer Fixationsmethode beim MPFL-Ersatz findet sich in der aktuellen Literatur nicht.

Ziel dieser Arbeit ist es, die biomechanischen Eigenschaften zwei verschiedener knöcherner Fixationstechniken eines MPFL-Ersatzes mit unterschiedlichem künstlichen Bandersatzmaterial zu untersuchen und mit den etablierten Techniken zu vergleichen. Der Einsatz synthetischer Bandmaterialien als Alternative zu autologem Sehnenmaterial könnte zu einer verkürzten Operationsdauer und einer Verminderung der perioperativen Komplikationen bezüglich der Entnahmemorbidität körpereigener Transplantate führen.

## **1.2 Grundlagen**

### **1.2.1 Anatomie Kniegelenk**

Das Kniegelenk ist ein aus mehreren Anteilen zusammengesetztes Gelenk. Es besteht aus dem distalen Anteil des Femurs, dem proximalen Anteil der Tibia (Tibiakopf) und der Patella [29, 30]. Die Beweglichkeit eines gesunden Erwachsenen beträgt in Extension/Flexion  $5^{\circ}/0^{\circ}/140^{\circ}$  und in Außenrotation/Innenrotation  $30^{\circ}/0^{\circ}/10^{\circ}$  (bei  $90^{\circ}$  gebeugtem Kniegelenk) [31].

Das Knie wird in zwei Teilgelenke eingeteilt:

- Femoropatellargelenk: Die gelenkbildenden Partner setzen sich hierbei aus der Rückfläche der Patella und der Facies patellaris des distalen Femurs zusammen.
- Femorotibialgelenk: Die gelenkbildenden Partner setzen sich hierbei aus der distalen Tibia mit dem medialen und lateralen Femurkondylus (Condylus medialis und lateralis femoris) und der proximalen Tibia mit dem medialen und lateralen Tibiakondylus zusammen (Condylus medialis und lateralis tibiae). Es handelt sich um ein Drehscharniergelenk (Trochoginglymus), welches durch eine komplexe Kapsel-Band-Führung stabilisiert wird [31].

### 1.2.2 Femoropatellargelenk und Patella

Die Artikulation des Femoropatellargelenkes wird durch die Rückfläche der Kniescheibe (Facies articularis patellae) und die Patellagleitrinne (Facies patellaris) des distalen Femurs gebildet [32].

Die Patella hat eine, von vorne betrachtet, dreieckige Form. Unter dem Musculus quadriceps femoris gelegen, ist sie das größte Sesambein des menschlichen Körpers und dient als Hypomochlion und somit Kraftüberträger der Kniegelenksexension. Ihr proximales abgerundetes Ende wird als Basis, das distale zugespitzte Ende als Apex bezeichnet. Die glatte, überknorpelte Rückfläche wird durch einen längsverlaufenden First in eine große laterale und eine kleinere mediale Facette unterteilt (Abb. 1). Diese artikulieren mit der zwischen den Femurkondylen gelegenen Facies patellaris und bilden miteinander den Patellaöffnungswinkel von durchschnittlich 130° [29, 30]. Bei zentraler Position der Patella sollte der First in der Mitte der Patellagleitrinne (Trochleagrube) zu liegen kommen [32].

Die Stabilität des Femoropatellargelenkes wird durch 3 Hauptfaktoren bestimmt [7, 33-35]:

- Knöcherner/statische Stabilisation durch die Gelenkgeometrie der Trochlea femoris und Patella
- Muskuläre/aktive Stabilisation durch insbesondere M. vastus medialis und M. vastus medialis obliquus
- Kapsel-Band/passive Stabilisation durch Gelenkkapsel und das MPFL



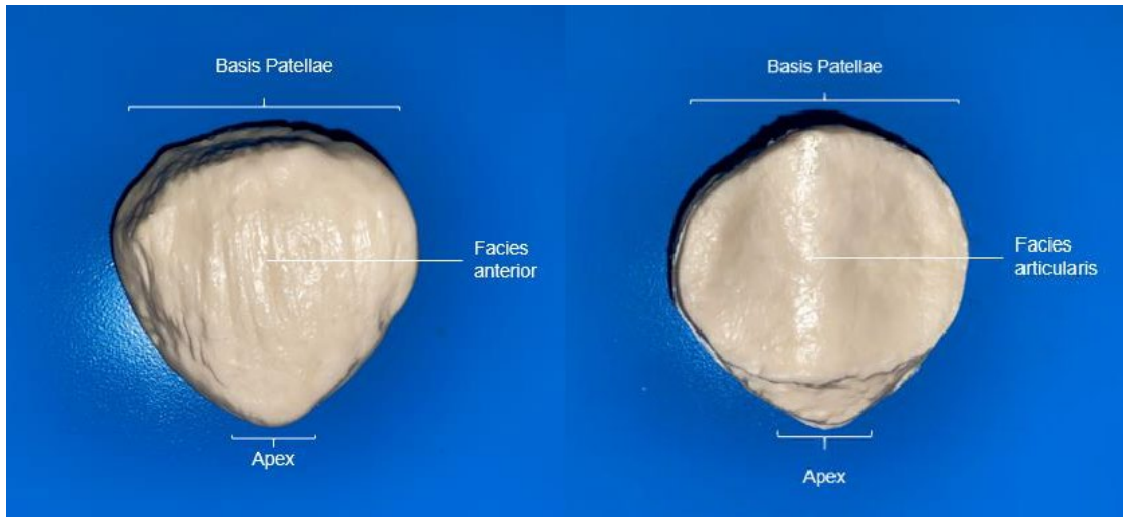


Abbildung 1: Patella Vorderseite (links) und Rückseite (rechts) eines anatomischen Modells

### 1.2.3 Anatomie und Biomechanik des MPFL

Laut Phillipot et al. [36], Feller et al. [37] und Warren et al. [38] wird das mediale Kapsel-Band-System des Kniegelenkes in 3 Schichten eingeteilt, welche mit folgenden Strukturen in Verbindung stehen:

- Erste Schicht: Oberflächliches Retinaculum und Sehne des M. vastus medialis
- Zweite Schicht: MPFL und Innenband (Ligamentum collaterale mediale)
- Dritte Schicht: Ligamentum Patellomenisceale

Das MPFL liegt in der zweiten Schicht und verläuft vom proximalen Drittel des medialen Randes der Patella zur Region zwischen Tuberculum adductorium und dem Epicondylus medialis femoris (Abb. 2) [34, 36, 39]. Die durchschnittliche Länge des Bandes beträgt laut Phillipot et al.[36]  $57,7 \pm 5,8$  mm und laut Amis et al.[34] 53 mm. Die Breite unterscheidet sich in ihrer patellaren und femoralen Ansatzstelle. Im Bereich der Patella zeigt sich das MPFL mit 20 mm laut Amis et al. [34] und  $24,4 \pm 4,8$  mm laut Phillipot et al.[36] breiter als der femorale Anteil mit 10-15 mm [34] bzw.  $12,2 \pm 2,6$  mm [36].

Biomechanische Studien an menschlichen Kadaverknien haben nachgewiesen, dass das MPFL als Hauptstabilisator zwischen  $0^\circ$  und  $30^\circ$  Beugung bei nach lateral wirkenden Kräften dient [34, 40]. Die maximale Reißfestigkeit wurde zwischen  $178 \pm 46$  N laut LaPrade et al. [39] und  $208 \pm 90$  N laut Mountney et al. [18] ermittelt.

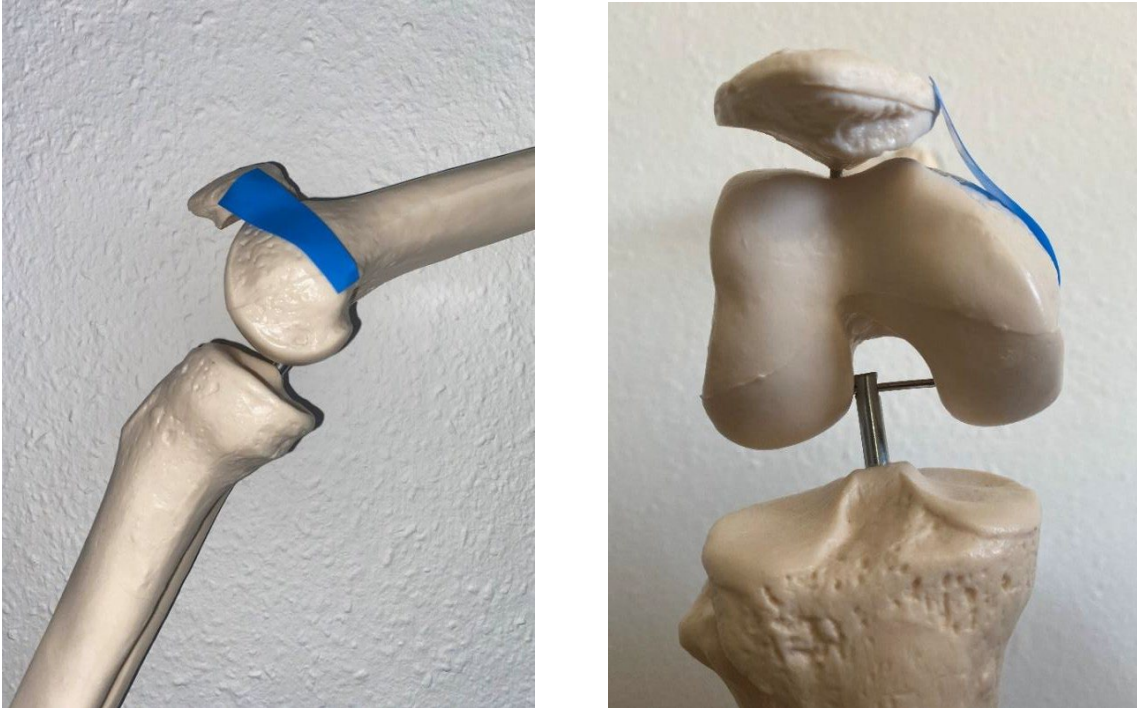


Abbildung 2: Verlauf des medio-patellofemorales Ligamentes (MPFL) (blaues Band) an einem anatomischen Model; links seitlich, rechts transversal

### 1.3 Patellaluxation und Patellainstabilität

#### 1.3.1 Definition

„Die Patellaluxation ist eine Verrenkung der Kniescheibe aus ihrem femoralen Gleitlager bei Beugung in der Regel nach lateral“ [41]. Nach erstmaligem Luxationsereignis ist das Risiko erhöht eine Patellainstabilität zu entwickeln [2]. Diese definiert sich laut Frosch et al. [42] entweder durch das Auftreten rezidivierender Luxationen oder Subluxationen oder einer erhöhten Wahrscheinlichkeit eines zukünftigen Reluxationsereignisses.

#### 1.3.2 Epidemiologie

Die Patellaluxation ist eine häufige Verletzung des Kniegelenkes, vor allem des jungen Menschen, mit einem Altersgipfel zwischen 10-20 Jahren ohne wesentliche Geschlechtsverteilung und macht etwa 2-3 Prozent aller Knieverletzungen aus [1, 2, 43]. Die Inzidenz variiert je nach Studienlage zwischen 5,8 und bis zu 77,4 Personen bei Risikogruppen pro 100.000 Einwohnern [3, 4]. In den Studien von Atkin et al. [44] und Fithian et al. [45] traten die Erstluxationen in 61%-72% der Fälle während sportlicher Betätigung auf, 21 % ereigneten sich bei Alltagsbelastungen und 7 % nach direktem Anpralltrauma.

### 1.3.3 Ätiologie und Risikofaktoren

Die Ätiologie der Patellaluxation ist multifaktoriell zu betrachten [46]. Hauptverletzungsmechanismus der Erstluxation ist in vielen Fällen ein innenrotiertes, in Flexion befindliches Kniegelenk mit zusätzlichem Valgusstress, wie dies beispielsweise bei schnellen Rotationsbewegungen im Sport vorkommen kann. Meist geschieht dies in Kombination mit dem Vorhandensein anatomischer prädisponierender Faktoren [46, 47]. Neben einer angeborenen Hyperlaxizität des Kapsel-Band-Apparates oder neuromuskulärer Dysfunktion mit Schwächung des M. vastus medialis und obliquus, liegen die Hauptrisikofaktoren in den meisten Fällen aufgrund einer anatomischen Fehlbildung vor [7, 33, 41, 46-48]:

- Trochleadysplasie
- Patella alta
- Genu valgum
- Lateralisation der Patella mit vergrößertem TT-TG Abstand („tuberositas tibiae-trochlear groove distance“)
- Vergrößerter Patella-Tilt-Winkel (horizontale Verkippung der Patella)
- Ruptur oder Elongation des MPFL

### 1.3.4 Therapie

Bezüglich konservativer oder operativer Therapieoptionen gibt es besonders bei Erstluxationsereignissen in der Literatur keinen einheitlichen Konsens [1, 43, 49]. Bei Begleitverletzungen, wie beispielsweise der Ausbruch eines retropatellaren osteochondralen Flakes, wird eine zeitnahe Arthroskopie, wenn möglich mit Refixation des Fragments, empfohlen [2, 49, 50]. Ansonsten wird das weitere Therapieregime kontrovers diskutiert. Als Entscheidungshilfe wurde von Balcarek et al. [43] der „Patella instability severity score“ entwickelt, welcher in einem Punkte-Score-System bezogen auf verschiedene Risikofaktoren, die Wahrscheinlichkeit eines Reluxationsereignisses ermittelt. Hierbei kann eine Punktzahl zwischen 0 und 7 bestimmt werden. Ab einem Wert von 4 Punkten ist die Wahrscheinlichkeit nach einer Erstluxation eine erneute Dislokation der Patella innerhalb von 24 Monaten zu erreichen signifikant erhöht und eine operative Therapie wird empfohlen. Beachtet man die durchschnittliche Reluxationsrate von 44 % mit einhergehendem chronischem Instabilitätsgefühl von ca. 50 % nach Erstluxation [2] und entsprechend möglichen Folgeschäden, beispielsweise einer Retropatellararthrose in 48,9 Prozent der Fälle im Verlauf von 25 Jahren [6], gerät

die operative Therapie mehr und mehr in den Fokus. Zur Stabilisation der Patella in ihrem Gleitlager wurden mehr als 100 Operationstechniken beschrieben [7]. Die Art der operativen Therapie sollte anhand der vorliegenden Risikofaktoren beziehungsweise der anatomischen Fehlbildungen bestimmt werden [49, 50]. Sie kann entweder isoliert oder in Kombination mit anderen Techniken durchgeführt werden. Bei beispielsweise einer zu lateral gelegenen Tuberositas Tibiae und damit Lateralisation der Patella mit einer TT-TG Distanz von über 18 mm in Kombination mit einer Patella alta (Caton-Dechamps-Index  $> 1,3$ ), würde sich ein Tuberositasversatz Verfahren im Sinne einer Distalisierung und Medialisierung anbieten [9, 51, 52]. Bei einer Ruptur des MPFL, welche in über 90 Prozent der Fälle bei Erstluxation auftritt und einer strecknahen Instabilität nach lateral [5] ist der MPFL-Ersatz isoliert oder in Kombination mit anderen Techniken eine der am häufigsten angewandten Methoden.

### **1.3.5 MPFL-Ersatz und Komplikationen**

Das MPFL ist der passive Hauptstabilisator der Patella gegen nach lateral gerichtete Kräfte bei einer Kniegelenksstellung von  $0^\circ$  bis  $30^\circ$  Beugung und dementsprechend wichtig für eine korrekte Kinematik des femoropatellaren Gleitlagers [34, 40]. Es wurden viele operative Therapieansätze zur Wiederherstellung der funktionellen Eigenschaft des MPFL entwickelt. Neben einer primären Bandnaht [18] unterscheiden sich die weiteren rekonstruktiven Eingriffe durch unterschiedliche patellare und femorale Fixationstechniken sowie der Auswahl des verwendeten Transplantates.

#### **1.3.5.1 Femorale Fixation**

Als meist benutzte Methode wird ähnlich wie beim Ersatz des vorderen Kreuzbandes, nach Anlage eines femoralen Bohrkanals, eine Interferenzschraube zur Befestigung der Transplantate verwendet [12, 53, 54]. Weichteilige Fixationen wie beispielsweise eine Umschlingung der Sehne des M. Adduktor magnus sind ebenso beschrieben und werden häufiger bei Kindern mit noch offenen Wachstumsfugen angewandt [14, 50, 55, 56].

#### **1.3.5.2 Patellare Fixation**

Bei den patellaren Fixationstechniken des MPFL-Ersatzes gibt es eine große Variation an Operationsverfahren mit verschiedenen Vor- und Nachteilen. Hierbei sind Befestigungsmethoden der Transplantate durch das Einbringen von Fremdmaterial mit Interferenzschrauben oder Ankern sowie implantatfreie Techniken durch Bohrkanäle und Weichteilfixationen am Kapselgewebe beschrieben [16, 18, 57, 58].

#### 1.3.5.2.1 Fixationsmethoden mit Nahtankern und Interferenzschrauben

Die Nahtanker werden medialseitig der Patella entweder direkt in den Knochen oder durch Vorbohren eines kurzen Bohrkanals eingebracht und durch integrierte Fäden mit dem Transplantat verknotet. Abhängig vom Hersteller variiert die Größe und die Ausreißfestigkeit der Anker [17, 19, 57, 59, 60]. Beim Verwenden der Interferenzschrauben werden in der Regel je nach Technik zunächst eine bis meistens zwei kurze Bohrlöcher angelegt. Durch Einbringen einer resorbierbaren oder nicht resorbierbaren Interferenzschraube werden die Transplantate im Anschluss an der Kniescheibe befestigt [17, 18, 57]. Die Schrauben sind in unterschiedlichen Größen erhältlich, je nach Durchmesser des Bohrkanals. In der Regel liegt sowohl bei Befestigung mit Ankern als auch mit Interferenzschrauben eine ausreichende Primärstabilität vor [17, 57]. Bei beiden Techniken werden störende Fremdkörpergefühle als mögliche Komplikationen angegeben [61]. Zudem werden in beiden Verfahren Patellafrakturen beschrieben. Hierbei wurden in allen beschriebenen Fällen zur Fixation von medial eingebrachte Bohrkanäle mit einem relativ breiten Durchmesser zwischen 4,5-5,5 mm und einer Länge von 2-2,5 cm verwendet [62-65]. Aus ökonomischer Sicht sind die Kosten einer MPFL-Rekonstruktion unter Verwendung von Implantaten höher, als dies bei implantatfreien Varianten der Fall ist [42, 66].

#### 1.3.5.2.2 Weichteilfixation

Die patellare Weichteilfixation findet am Kapselgewebe des Kniegelenkes statt. Hierbei wird ein Tunnel an der Patellainnenseite durch die 2. und 3. Kapselschicht präpariert, durch welchen das Transplantat U-förmig eingezogen werden kann. Im Anschluss wird der Bandersatz mit Nähten am Kapselgewebe und Periost fixiert [12, 52]. Vorteile dieser Methode sind, dass die knöcherne Integrität der Patella nicht verletzt wird und keine Implantate verwendet werden, welche zu einem Fremdkörpergefühl führen könnten.

#### 1.3.5.2.3 Transossäre Fixation

Bei dieser Methode werden je nach Technik Bohrkanäle unterschiedlicher Konfiguration in die Kniescheibe eingebracht, durch welche das Bandersatzmaterial gezogen werden kann. Die transossäre Fixation wird in der Regel implantatfrei durchgeführt, und ist analog zu den weichteiligen Fixationsmethoden kostengünstig. Bei der V-Kanal Technik werden an der Patellainnenseite zwei in Richtung Kniescheibenzentrum konvergierende Kanäle in die Patella gebohrt. Durch den entstandenen Tunnel kann ein Transplantat eingezogen und im Anschluss am Femur befestigt werden [55, 58, 66]. In einer Studie von Richter et al. [66] wurde unter Verwendung dieser Technik bei 729 nachuntersuchten Patienten und Patientinnen über eine hohe postoperative Patientenzufriedenheit

berichtet. Es wurde in einem Fall ein knöcherner Ausriss des Implantates beschrieben. Eine Fraktur kam in einem Untersuchungszeitraum von 7 Jahren nicht vor. Vergleichbare Ergebnisse konnten in einer Studie von Marot et al. [55] präsentiert werden. Es wurden insgesamt 57 Patienten und Patientinnen nach MPFL-Rekonstruktion unter V-Kanal-Technik in einem Zeitraum von 2-5 Jahren nachuntersucht.

Bei den transversalen Bohrkanaltechniken werden in der Literatur verschiedene Varianten mit unterschiedlichem Durchmesser, Anzahl und Lokalisation der Austrittsstellen der Bohrlöcher beschrieben. Parallele transpatellare Tunnel mit Eintritt medialseitig und Austritt lateralseitig der Patella scheinen hinsichtlich einer geringeren Komplikationsrate und physiologischerer Biomechanik als Doppelbündeltechnik anderen Methoden mit einem einfachen Tunnel und Ausleitung im Zentrum der Kniescheibe überlegen zu sein [13, 15, 67, 68]. Als Hauptkomplikation wird in der Literatur häufig auf Patellaquerfrakturen bei transossären Fixationstechniken eines MPFL-Ersatzes hingewiesen. Diese traten überwiegend bei Bone Socket-Techniken mit zusätzlicher Anker- oder Schraubenfixation und bei einfach angelegten Bohrkanälen auf [69]. In Follow up-Studien von Devgan et al., Lindt et al. und Christiansen et al. [13-15], wurden in einem Zeitraum von 1-3 Jahren insgesamt 124 Patienten und Patientinnen nachuntersucht, bei welchen eine MPFL Rekonstruktion mittels paralleler, transversaler Bohrkanaltechnik ohne das Einbringen von Implantaten in Doppelbündeltechnik durchgeführt worden ist. Hierbei zeigte sich in lediglich einem Fall eine Patellafraktur 6 Wochen postoperativ. Diese war auf einen intraoperativen Fehler mit einem zu nah am patellaren Cortex angebrachten Bohrkanal zurück zu führen [13]. Insgesamt ließ sich in den drei Studien eine hohe postoperative Patientenzufriedenheit in den Nachuntersuchungen nach 1-3 Jahren ermitteln [13-15].

#### **1.3.5.3 Transplantatauswahl**

Als gängigster Bandersatz hat sich zum aktuellen Zeitpunkt die Gracilissehne oder die Semitendinosussehne bewährt [8, 12-15]. Als mögliche, für beide Transplantate spezifische Entnahmemorbiditäten, sind in der Literatur Saphenusneuralgien bei enger Lagebeziehung des Nerven zur Entnahmestelle des Pes anserinus superficialis [23-25] und ein Kraftverlust der Kniebeugung beschrieben [24, 25]. In selteneren Fällen wird auch ein Teil der Patellasehne [16] verwendet, was als mögliches Risiko mit einem Kraftverlust der Kniestreckung und verändertem Gangmuster einhergehen kann [26]. Neben den körpereigenen Sehnen wurde in den vergangenen Jahren auch der Versuch unternommen künstliches, körperfremdes Bandersatzmaterial zu verwenden. In älteren

klinischen Studien wurden relativ breite und dicke Bänder verwendet [70-72]. Unter Verwendung eines bioaktiven synthetischen Ligaments (LARS R6X400) führten Berruto et al. [72] bei insgesamt 16 Patienten und Patientinnen (18 Kniegelenken) eine MPFL-Rekonstruktion mit paralleler, transpatellarer Bohrkanalfixationstechnik durch. In den Nachuntersuchungen zeigte sich nach 3, 6, 12 und 36 Monaten eine hohe Patientenzufriedenheit mit einem signifikanten Anstieg des Kujala Scores von  $57 \pm 8,4$  Punkten präoperativ zu  $84,3 \pm 10,2$  Punkten postoperativ. Ähnlich zufriedenstellende klinische Ergebnisse wurden von Nomura et al. [70] in ihrer Follow-up Studie mit Nachuntersuchungen nach durchschnittlich 5,9 Jahren berichtet. Hier wurde mit einer Breite von 15 mm ein relativ breites Polyester-Tape als Transplantat bei insgesamt 27 Patienten und Patientinnen verwendet. Bei sich weiter entwickelnder Medizintechnik geht der aktuelle Trend eher in Richtung schmalere synthetischer Materialien. Hierbei werden meist 2 mm Fiber Tapes der Fa. Arthrex benutzt. Auch hierbei konnten bei Lee et al. [73] nach durchgeführter Ankerfixationsmethode und bei Milinkovic et al. [74] nach Weichteilfixationstechnik in ihren Follow up-Studien nach durchschnittlich 48 Monaten [73] und 2 Jahren [74] ein postoperativer Anstieg der Patientenzufriedenheit festgestellt werden. Zusammenfassend beschreibt die aktuelle klinische Datenlage eine zuverlässige Option einer MPFL Rekonstruktion mit synthetischem Bandersatzmaterial. Dies wurde nochmals in einem aktuellen systemischen Review von Migliorini et al. [75] bestätigt. Die Übersichtsarbeit beinhaltete insgesamt 7 Studien mit 199 Patienten und Patientinnen, wobei alle untersuchten Scores (Lysholm, Tegner, Kujala) eine signifikante Besserung in den ersten 24 Monaten zeigte.

In den wenigen mit einem 2 mm Fiber Tape als Bandersatz durchgeführten biomechanischen Studien wurde die patellare Fixation bisher überwiegend mit Hilfe von Fremdmaterialien wie Ankern oder Schrauben durchgeführt [20-22, 59, 73]. In lediglich zwei aktuellen Veröffentlichungen von Zimmermann et al. [76, 77] fanden biomechanische/radiologische Untersuchungen einer implantatfreien Weichteilfixationsmethode unter Verwendung von 2 mm Fiber Tapes statt, welche mit einer Ankerfixationstechnik verglichen wurden.

Die aktuelle Studienlage bezüglich implantatfreier, transossärer Befestigungsmethoden mit einem künstlichen Bandmaterial zum Ersatz des MPFL ist insgesamt sehr unbefriedigend. Biomechanische Arbeiten lassen sich in der aktuellen Literatur hierzu noch nicht finden.

### **1.3.6 Herausforderung**

Die Operationstechnik eines möglichst optimalen MPFL-Ersatzes sollte diverse allgemeine Anforderungen mit sich bringen. Es sollte eine Methode gewählt werden, welche der ursprünglichen Anatomie des MPFL mit ihrer breiten patellaren Ansatzfläche nahekommt. Dies wird durch einen doppelten Schenkel gewährleistet [34]. Das Bandersatzmaterial sollte anatomisch so platziert werden, dass es die biomechanischen Grundeigenschaften des MPFL als Hauptstabilisator des femoropatellaren Gleitlagers bei 30° Beugung so gut wie möglich ersetzen kann, ohne die Beweglichkeit des Kniegelenkes durch einen zu hohen retropatellaren Anpressdruck einzuschränken [22]. Die Operationstechnik sollte einfach, gut reproduzierbar, minimalinvasiv und möglichst ökonomisch sein.

Spezielle Anforderungen einer transossären, implantatfreien Methode mit einem künstlichen Bandersatzmaterial einer MPFL-Rekonstruktion sind vor allem eine gute Materialverträglichkeit und physikalische Eigenschaften des patellaren Fixationskomplexes, welche mit denen des körpereigenen MPFL vergleichbar oder noch stabiler sind. Die Bohrkanäle sollten in ihrem Durchmesser so gering wie möglich gehalten werden, um peri- und postoperative Komplikationen wie eine Verletzung der Knorpelfläche oder der Kortikalis mit möglicher Folge einer Patellafraktur zu minimieren. Als klinischer Ausblick könnte bei Verwendung eines künstlichen Bandersatzes durch ein Wegfallen des Operationsschrittes der Sehnenentnahme die Operationsdauer verringert werden. Ebenso könnte hierdurch die von Shah et al. [61] beschriebene allgemeine Komplikationsrate von 26,1 % beim MPFL-Ersatz im Sinne von Einblutung, Kraftverlust, Sensibilitätsstörungen und Infektionen reduziert werden. Wie im oberen Abschnitt bereits erwähnt, ist die Anzahl an Studien, die sich mit den biomechanischen Eigenschaften transossärer, implantatfreier MPFL-Ersatz Verfahren mit einem künstlichen Transplantat beschäftigen insgesamt gesehen limitiert.



## 1.4 Zielsetzung

Ziel dieser Arbeit ist es, die biomechanischen Eigenschaften von zwei verschiedenen implantatfreien, patellaren Bohrkanalfixationstechniken beim MPFL-Ersatz (parallele transversale Bohrung vs. V-Kanal) mit unterschiedlichem künstlichen Bandersatzmaterial zu bestimmen und diese mit den bisher etablierten Techniken und dem humanen MPFL zu vergleichen. Die Hypothese besteht darin, dass die biomechanischen Eigenschaften in Elongation, Steifigkeit, Primärstabilität und maximaler Ausreißkraft mit denen der bereits etablierten Verfahren sowie dem nativen MPFL vergleichbar sind.

Auf folgende Fragestellungen soll besonders eingegangen werden.

- Wie ist der biomechanische Unterschied der beiden Fixationsmethoden bezüglich Elongation, Steifigkeit, Yield Load und maximaler Ausreißkraft?
- Wie äußert sich der Versagensmechanismus bei maximaler Krafteinwirkung?
- Wie stellen sich die biomechanischen Unterschiede und der Versagensmechanismus bezogen auf das unterschiedliche Bandmaterial dar?
- Sind die biomechanischen Eigenschaften, vor allem bezüglich der Primärstabilität, mit den bisher etablierten Methoden und den physiologischen Eigenschaften des MPFL zu vergleichen?

## **2 Material und Methoden**

In dieser Studie wurden die biomechanischen Eigenschaften zweier verschiedener transossärer, implantatfreier patellarer Bohrkanaalfixationstechniken eines MPFL-Ersatzes unter Verwendung von künstlichem Bandersatzmaterial in vier unterschiedlichen Breiten getestet. Die Messungen wurden an porcinen Kniescheiben durchgeführt. Eine Aufteilung erfolgte in 8 Gruppen. In Gruppe 1-4 wurden parallele, transpatellare Bohrkanaäle mit vier verschiedenen Tapes untersucht. In Gruppe 5-8 wurde eine V-Kanaalfixationstechnik mit vier unterschiedlichen Bändern getestet. Pro Versuchsgruppe wurden randomisiert 10 Schweinekniescheiben verwendet. Es wurde in drei Messabschnitten die Elongation, Steifigkeit, maximale Ausreißkraft, Yield Load und der Versagensmechanismus ermittelt. Zusätzlich wurden die Elongation, Steifigkeit und maximale Ausreißkraft der nativen Tapes ohne Kniescheibe in jeweils fünf Messungen bestimmt.

### **2.1 Material und allgemeine Präparation**

Für die Versuche wurden porcine Kniescheiben verwendet. In vielen Studien hat sich zur biomechanischen Testung das porcine Modell als Ersatz des menschlichen Knochens bereits bewährt [57, 78-80]. Die Kniescheiben wurden von der Großschlachtereier „Gebrüder Staus GmbH“ in Würzburg zur Verfügung gestellt. Nach Abholung wurden diese direkt weiterverarbeitet. Das umliegende Weichteilgewebe wurde von der knöchernen Kniescheibe entfernt. Die Kniescheiben wurden in gefriertaugliche Plastiktüten abgepackt und anschließend bei -20° C bis zur Testung gelagert.

Um für die spätere MPFL-Rekonstruktion den medialen Patellarand sicher bestimmen zu können, wurden im Vorfeld insgesamt vier rechte und vier linke Hinterläufe seziert (Abb. 3) und die Unterscheidungsmerkmale besonders der Innen- und Außenseite der porcinen Kniescheiben ermittelt. Wie bei der menschlichen Patella zeigt sich die proximal gelegene Basis der Schweinekniescheibe breiter und abgerundeter. Sie spitzt sich in den distal gelegenen Apex zu. Die glatte, überknorpelte, gelenkbildende Fläche wird auch hier durch einen mittig, längs verlaufenden First in zwei Hälften unterteilt. Zeigt sich die laterale Facette der humanen Patella breiter als die mediale, konnte diesbezüglich kein sicherer Größenunterschied im porcinen Modell festgestellt werden. Zwei eindeutige Unterscheidungsmerkmale des medialen verglichen zum lateralen

Patellarand konnten ermittelt werden. Während sich der Knorpelknochenübergang medial mit einer abgerundeten Kante und eher konvex darstellt, zeigt sich dieser lateralseitig mit einer spitz zulaufenden, schärfer abgrenzbaren Kante deutlich konkav (Abb. 4). Zusätzlich ist am proximalen Drittel der Margo lateralis patellae ein breiter aufgefächerter Muskelsehnenansatz (Abb. 3), vermutlich des kaudalen Anteils des porcinen M. biceps femoris, zu erkennen [81]. Dieser liegt medial nicht vor. Durch diese Erkenntnisse konnte für die folgenden MPLF-Rekonstruktionen der mediale Patellarand sicher bestimmt werden, um eine möglichst einheitliche Präparation an rechten und linken Patellae zu gewährleisten.

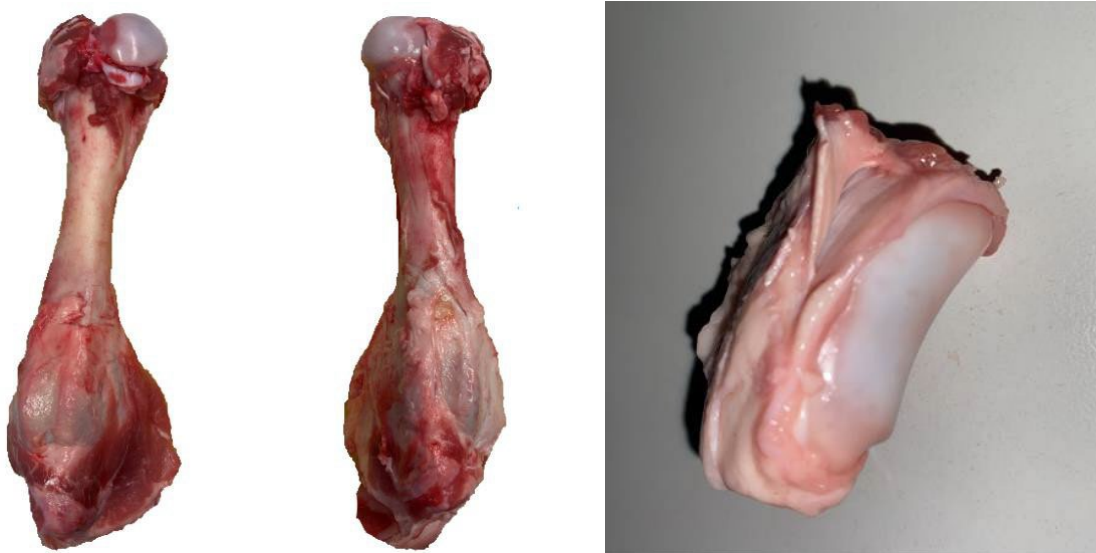


Abbildung 3: porcine Hinterläufe mit Kniegelenk (links), laterale Ansicht einer porcinen Patella mit Ansatz des M. biceps femoris (rechts)



*Abbildung 4: Porcine Patella dorsalseitige Ansicht mit Gelenkfläche (links), Ansicht von kranial mit konvexer Patellainnenseite und konkaver spitz zulaufender Außenseite (rechts)*

Die bei  $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$  gelagerten Kniescheiben wurden ca. 12 Stunden vor jedem Versuchsbeginn bei Raumtemperatur aufgetaut. Bei allen Präparaten wurde ein 5 mm Steinmann Pin von der Patellabasis beginnend und leicht lateral zum Patellafirst durch die Kniescheibe gebohrt (Abb. 5). Die Distanz zur Knorpelfläche wurde so gewählt, dass ein ausreichender Abstand für die später eingebrachten Bohrkanäle vorlag. Im Anschluss wurde die Länge (von Basis bis Apex), die Breite (breitester Durchmesser von der Innen- zur Außenseite) und die Dicke (dickster Durchmesser von anterior nach posterior) der Kniescheiben vor jeder Testung erfasst.



*Abbildung 5: Einbringen eines 5 mm Steinmann-Pins*

Als künstliches Bandersatzmaterial wurden vier verschiedenen Tapes in vier unterschiedlichen Breiten verwendet (Abb. 6).

2,0 mm FiberTape, geflochtener Polyethylenfaden, Fa. Arthrex (Art. Nr. AS-7237)

3,0 mm Nylon Tape, Polymade 66, woven non-absorbable Tape, Fa. Ethicon (Art. Nr. W275)

4,0 mm Surgical Band, Polyester, flat woven uncoated non-absorbable, Fa. Topester (REF-Nr. 380)

5,0 mm Mersilene, Polyester, white woven, non-absorbable, Fa. Ethicon (Art. Nr. RS22G)



Abbildung 6: Verwendetes künstliches Bandmaterial, von links nach rechts: 2 mm Fiber Tape, 3 mm Nylon Tape, 4 mm geflochtenes Tape, 5 mm Mersilene Tape

## 2.2 Allgemeiner Versuchsaufbau und Materialfixation

Die Messungen wurden an der Testmaschine **Zwick/Roell Z010** im Labor des „Lehrstuhls für Funktionswerkstoffe der Medizin und Zahnmedizin Würzburg“ durchgeführt. Der Versuchsaufbau wurde von den Mitarbeitern des Labors bereits im Vorfeld für eine ähnliche Studie von Grueninger [82] entwickelt. Dieser unterteilt sich in

eine obere und untere Halterungsvorrichtung. Der obere Anteil ist ein Fixationsbügel, der mit einer 10 kN Messdose zur Datenaufzeichnung verbunden ist. An diesem wurden die Kniescheiben mit Hilfe des zuvor eingebrachten 5 mm Steinmannpins befestigt. Die Kniescheibe wurden so in den Fixationsbügel eingehängt, dass diese mittig zum unteren Anteil des Versuchsaufbaus positioniert werden konnte, um einen möglichst gleichmäßigen Zug auf beide Schenkel des Tapes zu gewährleisten (Abb. 7).

Der untere Anteil des Versuchsaufbaus diente als Haltevorrichtung für die Tapes, welche zwischen zwei Einspannbacken befestigt wurden. Die Distanz zwischen diesen und dem medialen Patellarand wurde auf 50 mm abgemessen, was in etwa der physiologischen Länge des MPFL entspricht [34]. Die Tapes wurden am unteren Ende der Einklemmvorrichtung zusätzlich durch die Verknotung an einen Endobutton (Fa. Arthrex) und mittels einer Klemme befestigt, um eine sichere Fixation zu gewährleisten. Durch die senkrecht, linear verlaufende Zugkraft wurde beim Test der maximalen Ausreißkraft ein Worst-Case-Szenario simuliert.

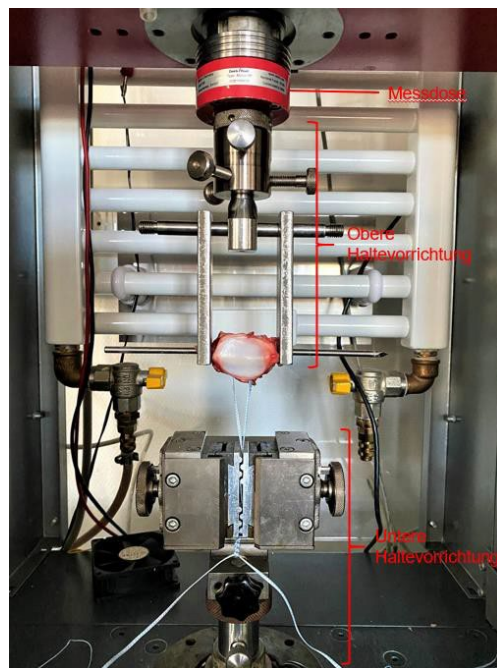


Abbildung 7: Allgemeiner Versuchsaufbau

## 2.3 Spezifische Präparation der Versuchsgruppen

### 2.3.1 Versuchsgruppen 1-4

In den Versuchsgruppen 1-4 wurde ein implantatfreies MPFL-Ersatzverfahren mit zwei parallel verlaufenden, transpatellaren Bohrkanälen in Anlehnung an die beschriebene Operationstechnik von Christiansen et al. [13] getestet.

Hierbei wurden beginnend vom medialen Patellarand zwei 2,4 mm dicke parallel verlaufende K-Drähte in einem Abstand von 15 mm durch die Kniescheibe gebohrt, ohne die Knorpelrückfläche zu verletzen (Abb. 8 – 9). Am lateralen Patellarand wurde das noch restlich verbliebene Weichteilgewebe zwischen den beiden Drähten mit einem Skalpell entfernt und bis auf den Knochen freigelegt. Nach Entfernung der beiden K-Drähte wurden zwei zu einer Schlaufe gebogene Drähte durch die verbliebenen Bohrkanäle geführt (Abb. 10). Mithilfe dieser konnte das künstliche Bandersatzmaterial durch die Tunnel gezogen werden (Abb. 11 - 12). Die Fixation erfolgte damit knöchern durch die Bildung eines „Loops“ am lateralen Patellarand (Abb. 13). Es wurde auf eine möglichst breite Auflagefläche der Tapes, ohne Verdrehung, geachtet.

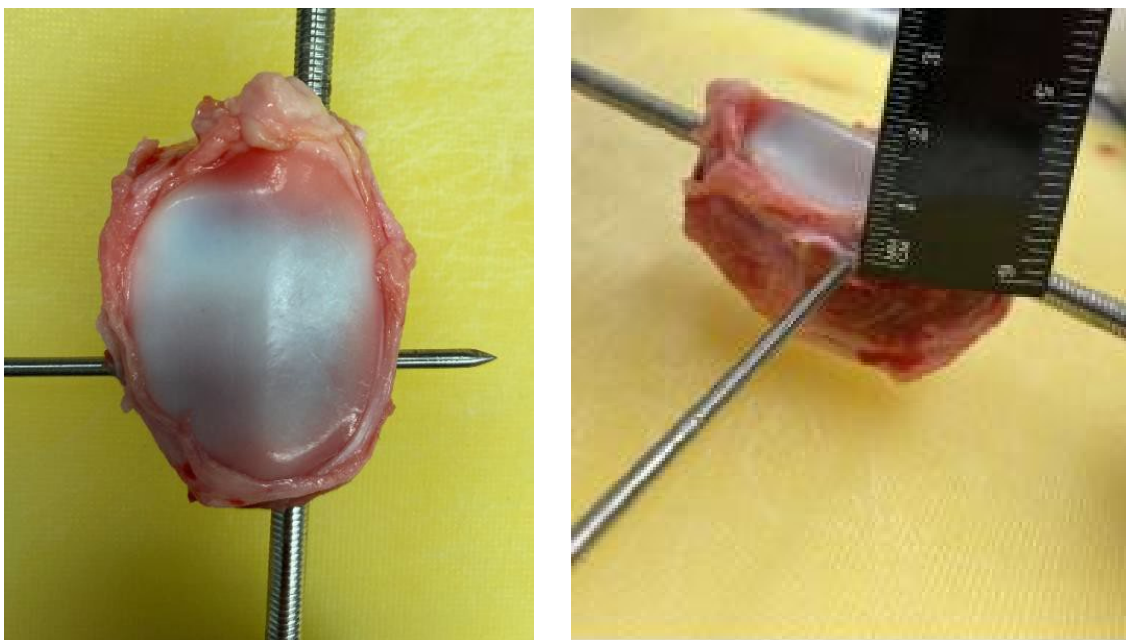


Abbildung 8: Einbringen eines 2,4 mm K-Drahtes mit 5 mm Abstand zur Gelenkfläche

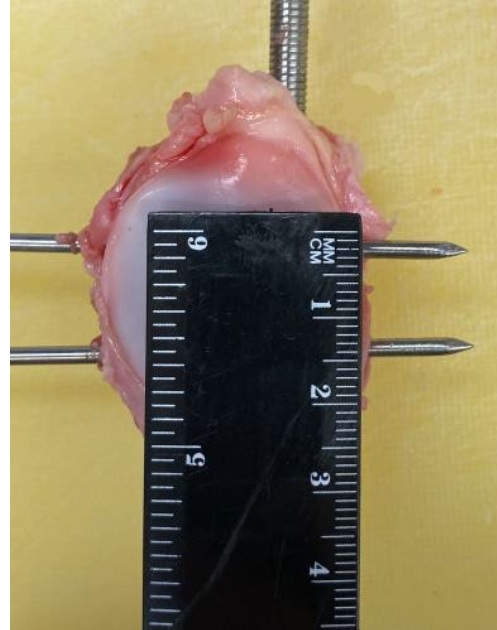
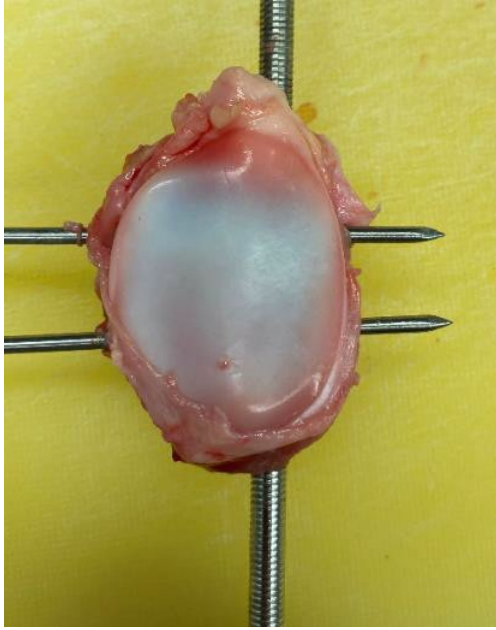


Abbildung 9: Einbringen zweier parallel verlaufender 2,4 mm K-Drähte

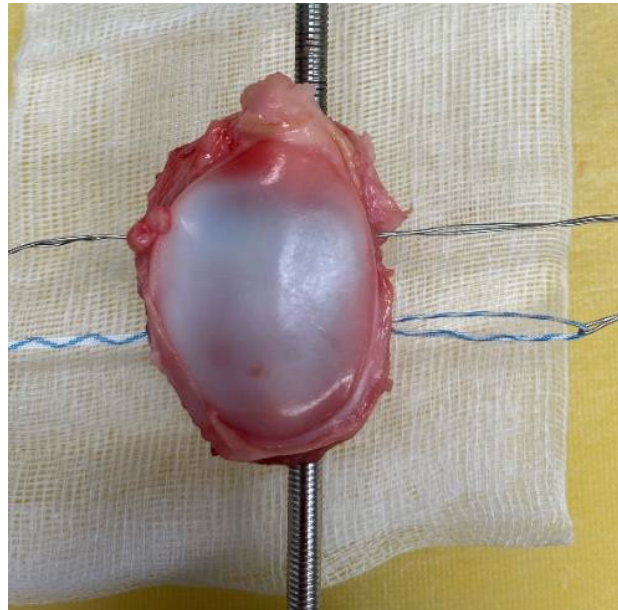
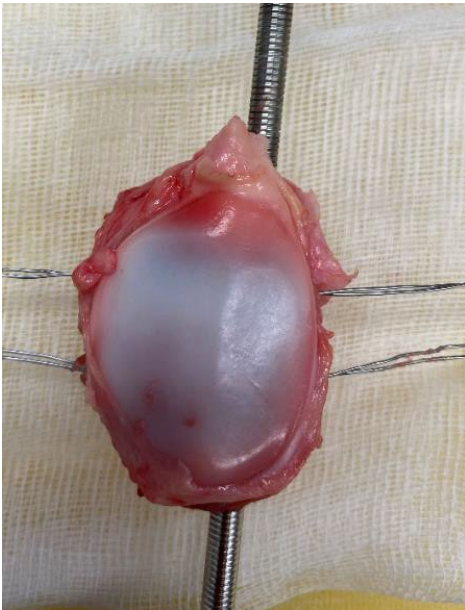


Abbildung 10: Einführung der Drähte durch die transversalen parallelen Bohrkanäle (links), Durchzug eines Fiber Tapes rechts



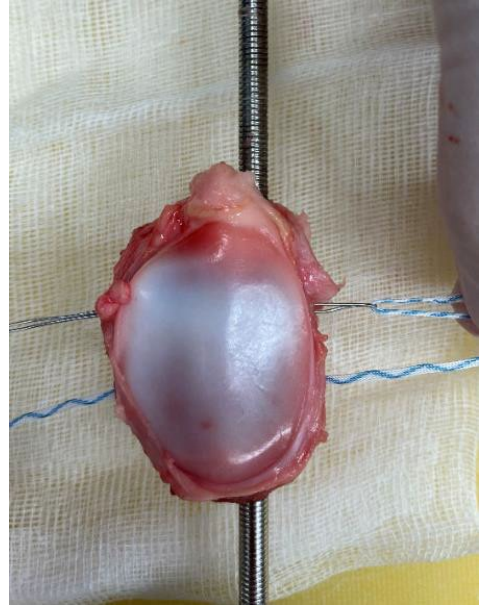
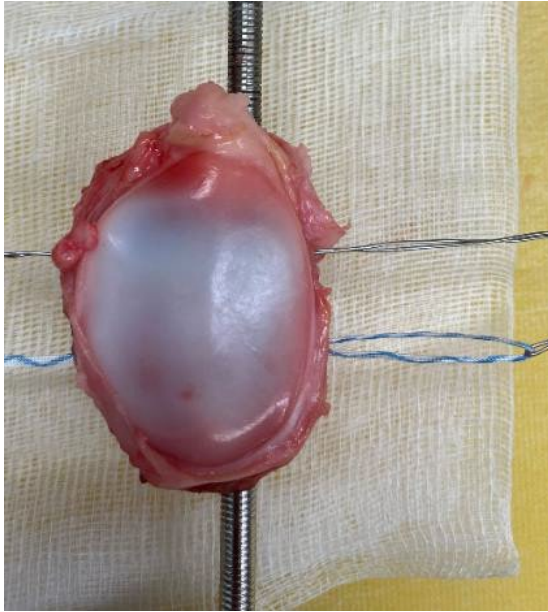


Abbildung 11: Durchzug eines Fiber Tapes

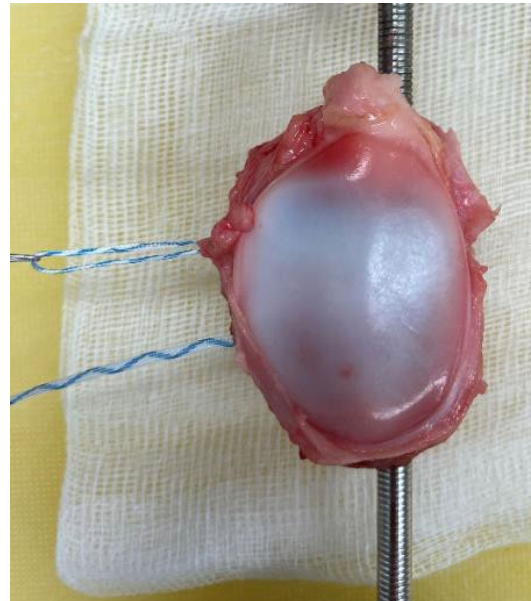
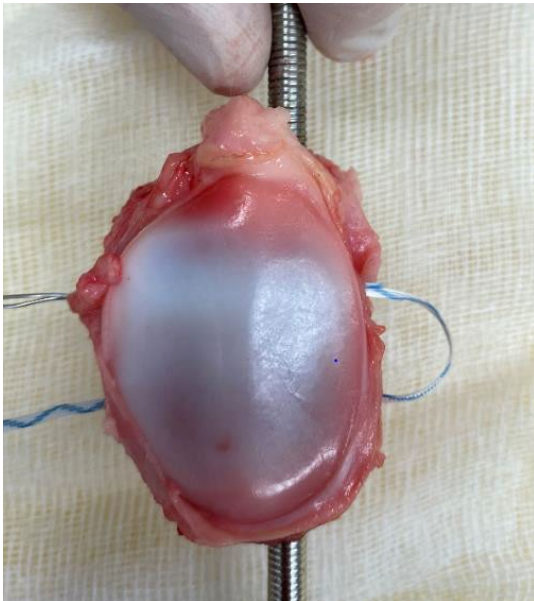
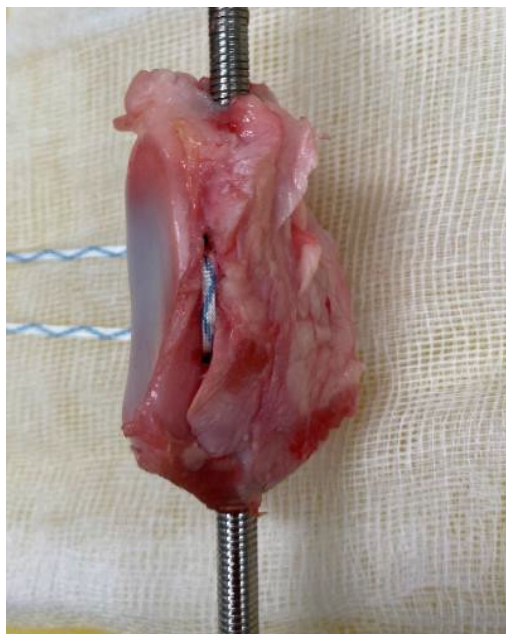


Abbildung 12: Durchzug eines Fiber Tapes mit Veranschaulichung der Doppelbündeltechnik und des Loops



*Abbildung 13: Loop an der lateralen Kortikalis der porcinen Patella bei parallel angelegten transversalen Bohrkanälen mit einem Fiber Tape*

Die Versuchsgruppen 1-4 unterschieden sich anhand der Breite der verwendeten Tapes. In **Gruppe 1** wurde ein **2,0 mm** FiberTape, geflochtener Polyethylenfaden, Fa. Arthrex (Art. Nr. AS-7237), in **Gruppe 2** ein **3,0 mm** Nylon Tape, Polymade 66, woven non-absorbable Tape, Fa. Ethicon (Art. Nr. W275), in **Gruppe 3** ein **4,0 mm** Surgical Band, Polyester, flat woven uncoated non-absorbable, Fa. Topester (REF-Nr. 380) und in **Gruppe 4** ein **5,0 mm** Mersilene, Polyester Fibre Ligature, white woven non-absorbable Fa. Ethicon (Art. Nr. RS22G) verwendet.

### **2.3.2 Versuchsgruppen 5-8**

In den Versuchsgruppen 5-8 wurde ein implantatfreies MPFL-Ersatz-Verfahren mit V-förmigen, transossären Bohrkanälen ähnlich der von Lenschow et al. [57] und Richter et al. [66] beschriebenen Operationstechnik getestet. Hierbei wurde zunächst eine Markierung am mittleren Drittel der Innenseite der Patella angebracht, welche einen Bohrwinkel von 80° vorgab. Anschließend wurden im Abstand von 20 mm zwei konvergierende 2,4 mm K-Drähte ca. 13 mm in die Kniescheibe eingebracht, sodass sich diese in der Tiefe trafen. Daraufhin wurden diese mit einem 4,5 mm kanülierten Bohrer (Fa. Arthrex) überbohrt (Abb. 14-15). Im Anschluss wurde eine 18 G Venenverweilkanüle, durch welche im Vorfeld ein 1,0 Seralon Faden eingefädelt wurde, in den distal gelegenen Bohrkanal geschoben (Abb. 16-17). Diese wurde in eine von proximal eingebrachte Schlaufe eines gebogenen Drahtes eingeführt und durch den Bohrkanal gezogen (Abb. 17-18). An dem Faden konnten die jeweiligen Tapes angebunden und

durch den V-Kanal gezogen werden (Abb. 18 – 19). Auch hier wurde auf eine möglichst breite Auflagefläche der Bänder ohne Verdrehung geachtet.

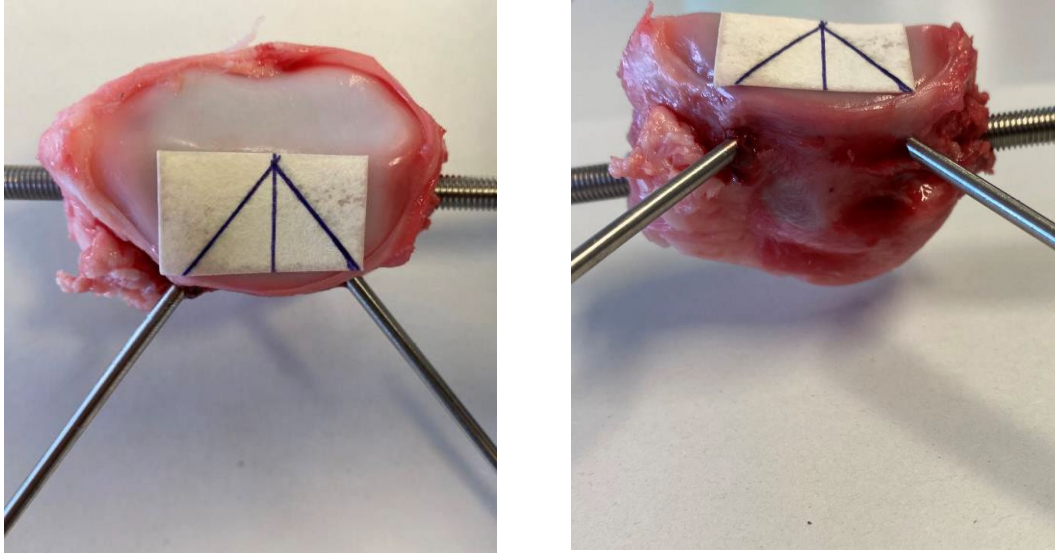


Abbildung 14: Markierung der V-Kanäle mit einem Winkel von  $80^\circ$  plus Einbringen der K-Drähte

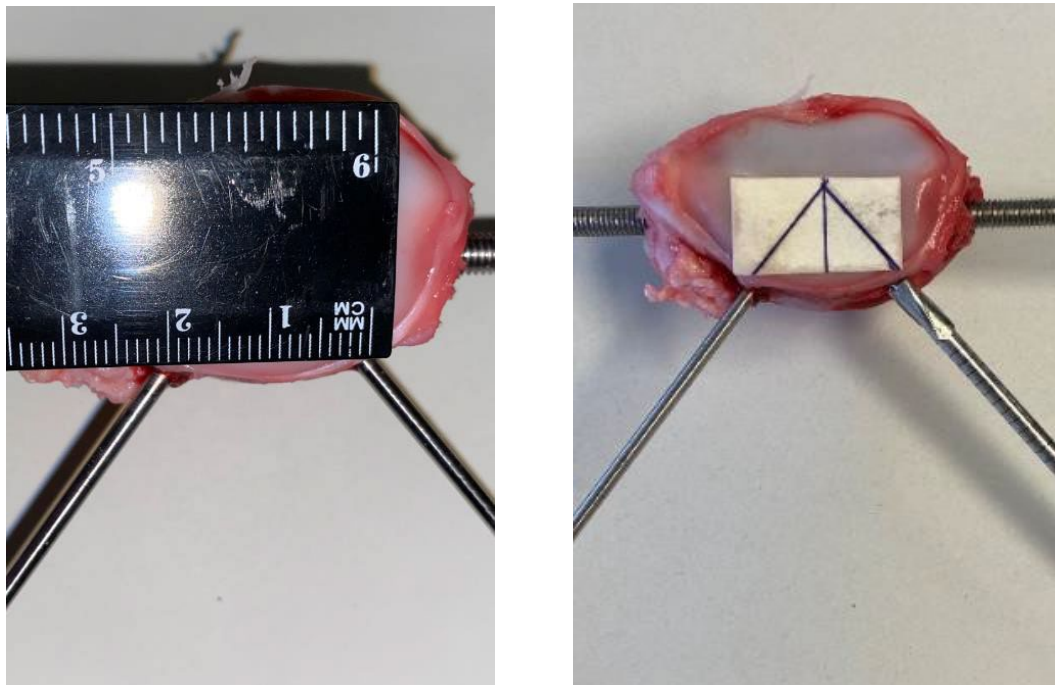


Abbildung 15: Abstand der Bohrlöcher von 2 cm (links), Überbohrung der Führungsdrähte mit einem kanülierten 4,5 mm Bohrer (rechts)

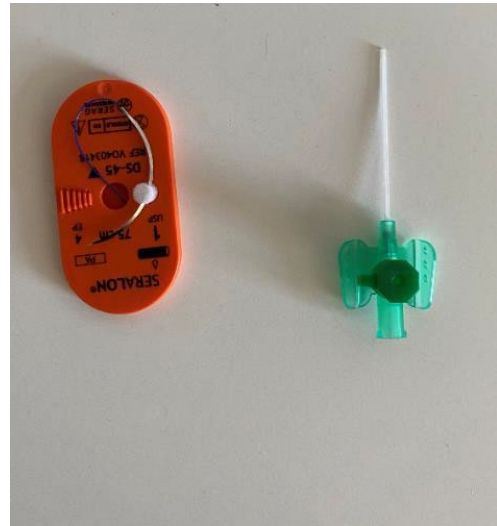
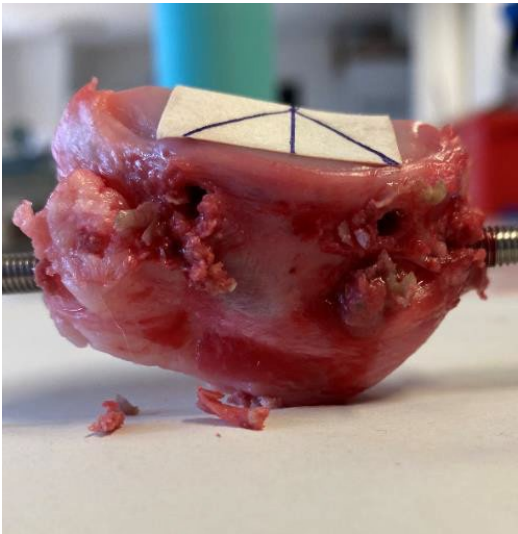


Abbildung 16: Ansicht der porcinen Patella von medial nach durchgeführten Bohrungen (links), 1,0 Seralon Faden und 18 G Venenverweilkanüle zum Einfädeln der Transplantate (rechts)

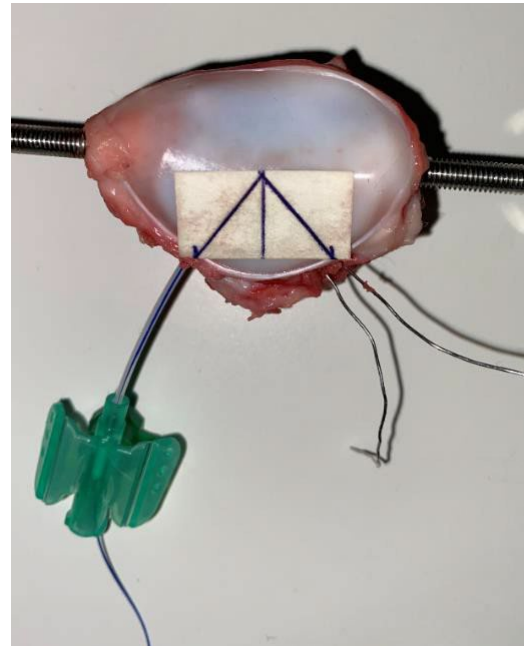
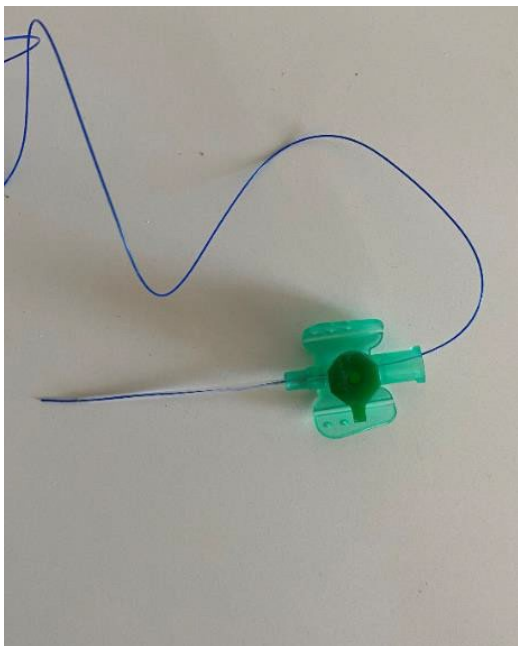


Abbildung 17: Vorbereiteter 1,0 Seralon Faden mit der 18 G Venenverweilkanüle (links), anschließendes Einfädeln in den V-Kanal und den zu einer Schlaufe gebogenen Draht (rechts)

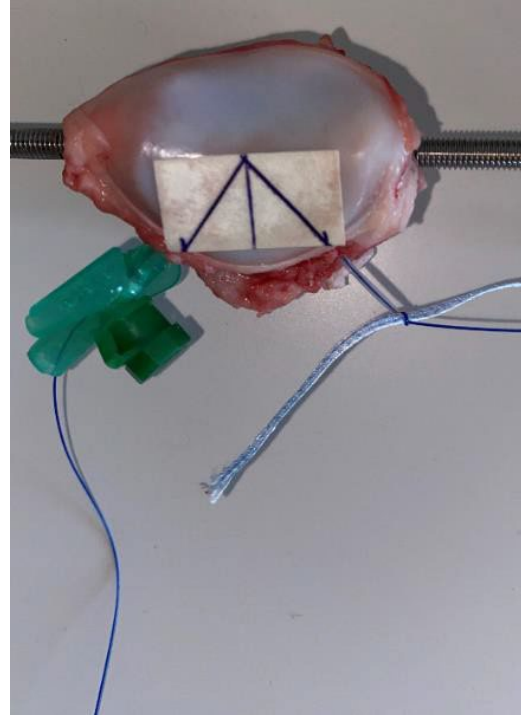
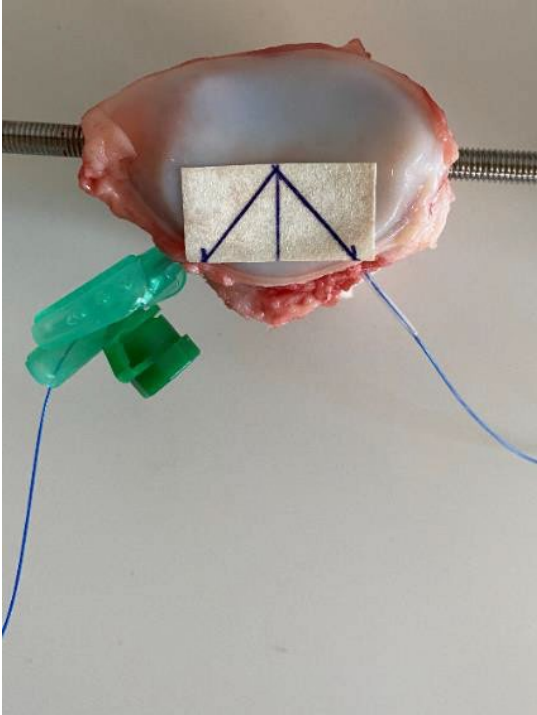


Abbildung 18: Durchgezogene 18 G Venenverweilkanüle mit 1,0 Seralon Faden (links), Befestigung eines 2 mm Fiber Tapes an dem Seralon Faden (rechts)

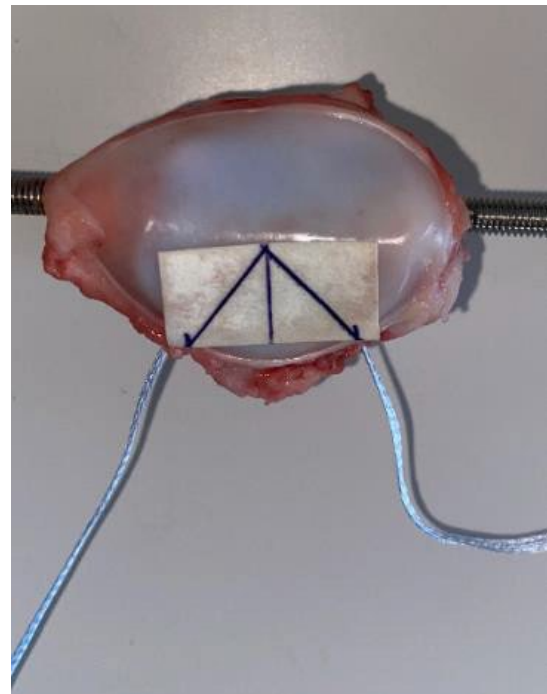
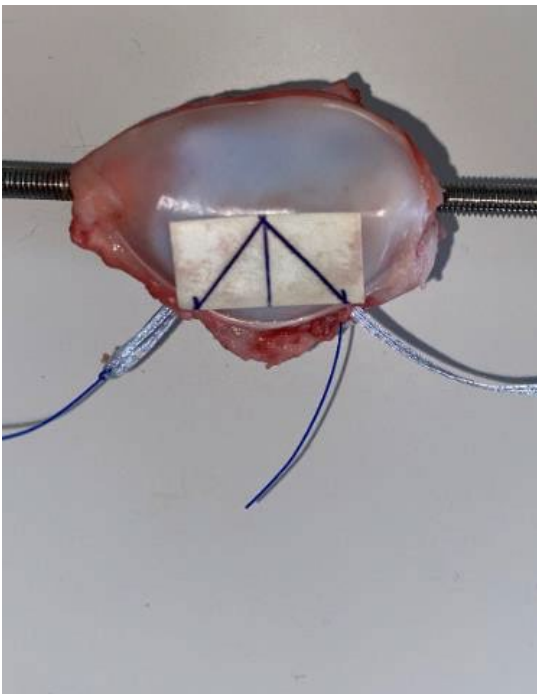


Abbildung 19: Durchzug des 2 mm Fiber Tapes durch den V-Kanal

In den Gruppen 5-8 wurden unterschiedliche Tapes vier verschiedener Breiten untersucht. In **Gruppe 5** wurde ein **2,0 mm** FiberTape, geflochtener Polyethylenfaden, Fa. Arthrex (Art. Nr. AS-7237), in **Gruppe 6** ein **3,0 mm** Nylon Tape, Polymade 66, woven non-absorbable Tape, Fa. Ethicon (Art. Nr. W275), in **Gruppe 7** ein **4,0 mm** Surgical Band, Polyester, flat woven uncoated non-absorbable, Fa. Topester (REF-Nr. 380) und in **Gruppe 8** ein **5,0 mm** Mersilene, Polyester Fibre Ligature, woven white non-absorbable, Fa. Ethicon (Art. Nr. RS22G) verwendet.

Es wurden insgesamt 80 porcine Kniescheiben randomisiert auf die 8 Versuchsgruppen aufgeteilt und getestet. Während der Präparationen wurde das Gewebe durch das Aufsprühen isotoner Kochsalzlösung feucht gehalten.

### 2.3.3 Native Tapes

Die nativen Tapes wurden wie bei den Versuchen der MPFL-Rekonstruktionen in der unteren Haltevorrichtung zwischen den Einspannbacken befestigt. Es erfolgte ebenso eine zusätzliche Fixation durch eine Verknotung mit einem Endobutton (Fa. Arthrex) und durch das Anbringen einer Klemme. Im oberen Anteil des Versuchsaufbaus wurden die Bänder zur Befestigung wie ein Loop um einen 5 mm starken Bolzen gelegt, gemäß der Doppelloop Technik (doppelter Schenkel) des MPFL-Ersatzes. Die Distanz zwischen dem Bolzen und der unteren Einklemmvorrichtung wurde auf 95 mm abgemessen (Abb. 20). Dies entspricht in etwa der Länge, die die Bänder bei den Messungen der MPFL-Rekonstruktionen hatten, unter Einbeziehung des Verlaufs durch die Bohrkanäle. Es fanden jeweils fünf Messungen jedes verwendeten Tapes statt.

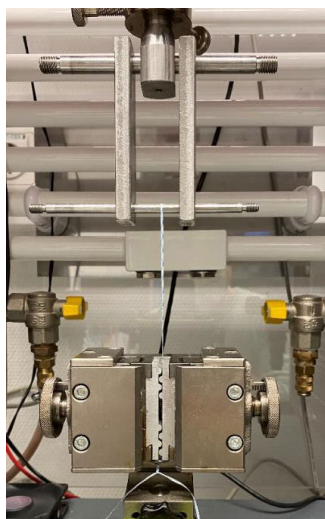


Abbildung 20: Messung der biomechanischen Eigenschaften eines nativen 2 mm Fiber Tapes

## 2.4 Geräteeinstellung und Untersuchungsparameter

Die Messungen wurden an der Material-Prüfmaschine *Zwick/Roell Z010* (Zwick/Roell, Ulm, Deutschland) mit einer 10-kN-Messdose und der Prüfsoftware *testXpert II V3.1* durchgeführt.

### 2.4.1 Geräteeinstellung/Prüfvorschrift

Die Prüfvorschrift zur Bestimmung der biomechanischen Parameter wurde in 3 Abschnitte unterteilt. Im **ersten Abschnitt** wurde eine **zyklische Vorbelastung** von 10 Zyklen zwischen 5 und 20 N durchgeführt. Der **zweite Abschnitt** war eine **zyklische Belastung** mit insgesamt 1000 Zyklen im niedrigen Kraftbereich, mit einer Zugkraft zwischen 5 und 50 N und einer Laufgeschwindigkeit von 200mm/min. Im **dritten Abschnitt** wurde die **maximale Ausreißkraft** bestimmt. Hierbei wurde ein kontinuierlicher Zug von 200mm/min bis zum Materialversagen oder Materialausriss durchgeführt, mit einem Endpunkt der Messung bei Abfall der Kraft auf 70 % der erfassten Maximalkraft  $F_{max}$ . In allen drei Abschnitten wurden die Messungen in einem Kraft (N)-Weg (mm) Diagramm aufgezeichnet.

### 2.4.2 Untersuchungsparameter

Als biomechanische Untersuchungsparameter wurden Elongation, Steifigkeit, Yield Load und die maximale Ausreißkraft (Maximum Load) mit Versagensmechanismus bestimmt.

Die **Elongation [mm]** wurde aus dem Kraft-Weg Diagramm des 2. Messabschnitts (zyklischer Zug) entnommen (Abb. 21). Diese wurde aus der Längendifferenz des Wertes nach Abschluss der 1000 Zyklen minus des ersten Wertes zu Beginn der Messung im niedrigem Kraftbereich von 5 N errechnet.

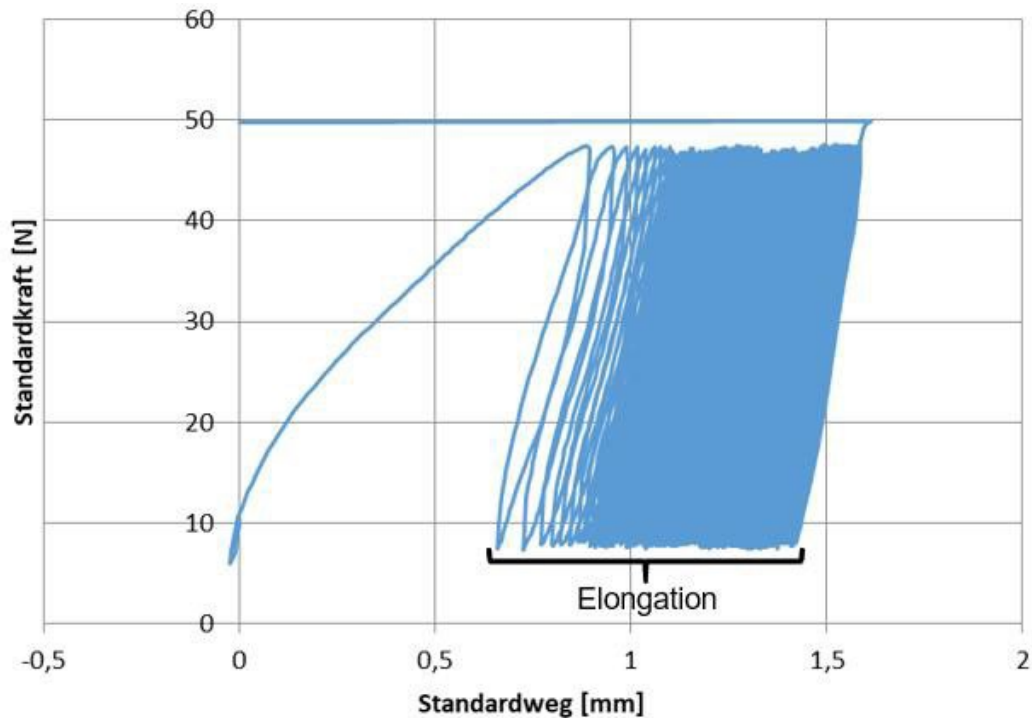


Abbildung 21: Ermittlung der Elongation aus der Kraft-Dehnungskurve im 2. Messabschnitt nach 1000 Messzyklen

Solange die Längenveränderung [mm] proportional zur einwirkenden Kraft [N] besteht, entsteht ein linear verlaufender Bereich der Kraft-Dehnungs-Kurve. Dies ist meist zu Beginn der Messung im niedrigen Kraftbereich gegeben (siehe Abb. 22). Aus der Steigung dieser linearen Kurve wurde in Anlehnung sowohl an das hookesche Gesetz als auch an die Federkonstante [83] die **Steifigkeit [N/mm]** mit folgender Formel errechnet [84].

$$\text{Formel: } m = \frac{\Delta y}{\Delta x} = \frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1} \text{ N/mm}$$

Aus dem Kraft-Weg Diagramm des 3. Messabschnitts konnten die **maximale Ausreißkraft (Maximum Load)** und der **Yield Load** abgelesen werden. Der **Yield Load [N]** ist der Punkt in der Kraft-Dehnungskurve, der erstmalig den linearen ansteigenden Verlauf verlässt [85], wobei es meist kurzzeitig zu einer Negativierung/Abfall kommt. Die **maximale Ausreißkraft [N]** wurde dem höchsten Peak der Kurve entnommen.



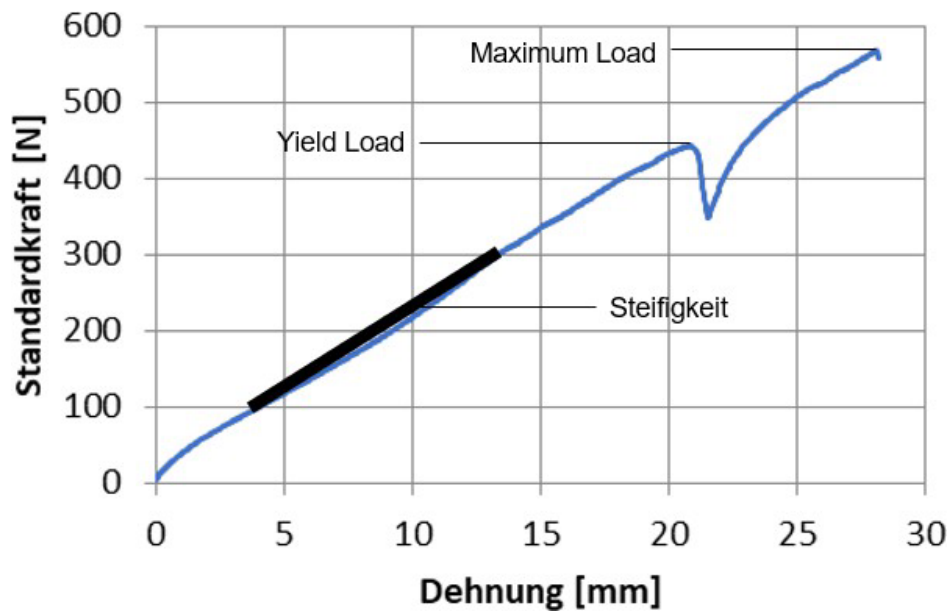


Abbildung 22: Ermittlung der Steifigkeit, des Yield Load und Maximum Load aus einer Kraftdehnungskurve im 3. Messabschnitt

Der **Versagensmechanismus** wurde analysiert, fotodokumentiert und in vier Kategorien eingeteilt. Die Unterteilung erfolgte in das Durchschneiden der Tapes durch den Knochen (**Cutting through = CT**), den **Bandriss (BR)** (Abb. 23), den **knöchernen Ausriss (KA)** mit sichtbarem Defekt der Kortikalis und den **intraossären Knochenbruch (KB)** mit äußerlich intakter Kortikalis (Abb. 24).

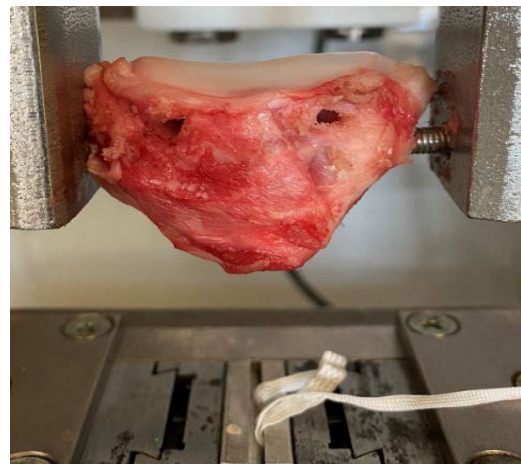


Abbildung 23: Versagensmechanismen, links Cutting through (CT) mit Defekt der Kortikalis, rechts isolierter Bandriss (BR) eines 3 mm Nylon Tapes mit intakter Kortikalis

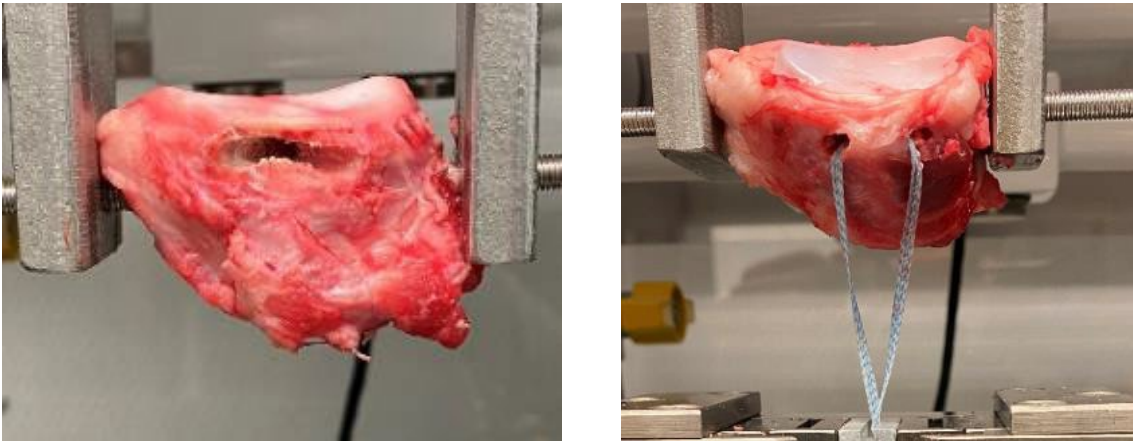


Abbildung 24: Versagensmechanismen, links knöcherner Ausriss (KA) mit deutlichem Defekt der Kortikalis, rechts intraossärer Knochenbruch (KB) mit äußerlich intakter Kortikalis

## 2.5 Statistische Analyse

Zur statistischen Bestimmung wurde das Programm SigmaPlot for Windows, Version 13.0 (Systat Software Inc. San Jose. California. USA) verwendet. Die Erfassung und Analyse der statistischen Daten wurden nach einer Einführung in Eigenleistung durchgeführt. Für die deskriptive Statistik wurden Maximalwert, Mittelwert, Minimalwert, Median, und die Standardabweichung der gemessenen Daten ermittelt.

Zur Testung der Normalverteilung der Daten wurde zunächst der Shapiro-Wilk-Test verwendet. Um statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Versuchsgruppen zu ermitteln, wurde im Anschluss der Kruskal-Wallis-Test (rangbasierte Varianzanalyse) als nicht-parametrischer Test für unabhängige Stichproben verwendet. Der paarweise Vergleich erfolgte durch den Dunn's Method-Test.

Das statistische Signifikanzniveau wurde bei allen Tests auf  $p < 0,05$  festgelegt.

### 3 Ergebnisse

#### 3.1 Homogenität der Kniescheiben

Zur Bestimmung der Homogenität der porcinen Kniescheiben, wurden vor jedem Testzyklus die Länge, Breite und Dicke der Präparate gemessen. Die durchschnittliche Länge betrug  $46,35 \pm 1,94$  mm, die Breite  $31,51 \pm 1,40$  mm und die Dicke  $31,24 \pm 1,27$  mm (Tab.1).

Im Anschluss wurde eine homogene Verteilung der Kniescheiben auf die unterschiedlichen Versuchsgruppen bezüglich ihrer Größe mit dem Shapiro-Wilk Test ermittelt. Hierbei konnte in Länge ( $p = 0,371$ ), Breite ( $p = 0,708$ ) und Dicke ( $p = 0,130$ ) kein signifikanter Unterschied festgestellt werden.

*Tabelle 1: Größe der porcinen Kniescheiben in Länge [mm], Breite [mm], Dicke [mm]*

	Anzahl	Länge [mm]	Breite [mm]	Dicke [mm]
Maximum	80	52	35	35
Minimum	80	41	28	28
Mittelwert	80	46,35	31,51	31,24
Median	80	46,5	32	31
Standardabweichung	80	1,94	1,4	1,27

### 3.2 Elongation

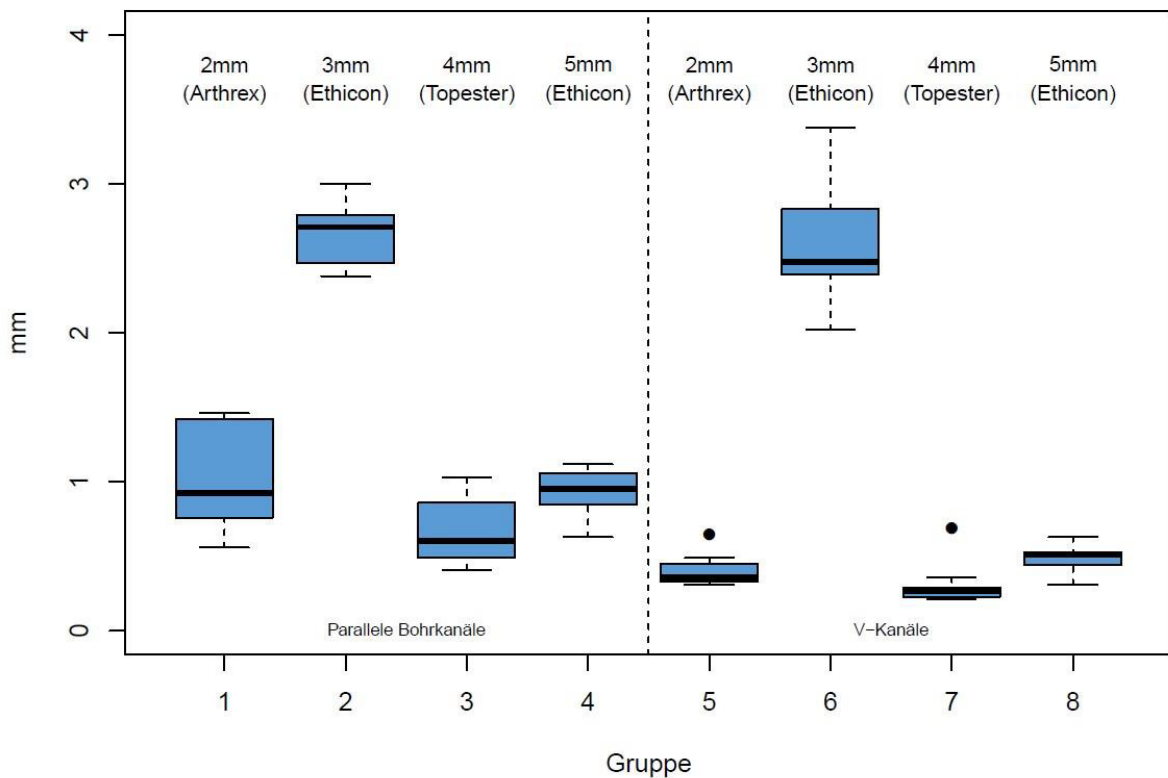


Abbildung 25: Verteilung der Elongation in [N] der 8 Gruppen im Boxplot-Diagramm

Die Elongation [mm] konnte aus der Kraftdehnungskurve der zweiten Messsequenz (zyklischer Zug) ermittelt werden.

Die höchste mittlere Elongation zeigten die Gruppe 2 ( $2,67 \pm 0,20$  mm) und Gruppe 6 ( $2,60 \pm 0,38$ mm). Bei beiden Gruppen wurde ein 3 mm Nylon Tape verwendet. Sie zeigten signifikante Unterschiede zu Gruppe 5, 7 und 8 (jeweils mit  $p < 0,001$ ) sowie zu Gruppe 3 ( $0,68 \pm 0,22$  mm), (Gruppe 6-3:  $p=0.007$ ; Gruppe 2-3:  $p=0.004$ ). Somit ist die Gruppe 6 die einzige unter den Versuchsgruppen der V-Kanalfixationstechniken, welche bezüglich der Elongation einen signifikanten Unterschied zu den anderen V-Kanalmethoden besitzt. ( $p < 0,001$ ). Im Vergleich der parallel angelegten Bohrkanäle (Gruppe 1-4) untereinander, sind Gruppe 2 und Gruppe 3 ( $0,68 \pm 0,22$  mm) die einzigen beiden, welche einen signifikanten Unterschied zueinander ( $p = 0,004$ ) aufweisen. Die parallelen Bohrkanalfixationstechniken mit einem 2 mm Fiber Tape

(Gruppe 1:  $0,98 \pm 0,34$  mm) und 5 mm Mersilene Tape (Gruppe 4:  $0,93 \pm 0,16$  mm) zeigten eine ähnliche Elongation. Die niedrigsten Werte wurden in den V-Kanal Gruppen mit einem 4 mm Polyester Tape (Gruppe 7:  $0,31 \pm 0,14$  mm), 2mm Fiber Tape (Gruppe 5:  $0,40 \pm 0,11$  mm) und 5 mm Mersilene Tape (Gruppe 8:  $0,49 \pm 0,09$  mm) gemessen. Hierbei konnte ein signifikanter Unterschied der Gruppe 7 zu den transossären parallelen Bohrkanaltechniken der Gruppe 1 ( $p = 0,014$ ) und Gruppe 4 ( $p = 0,012$ ) sowie, zu den 3 mm Nylon Tape Versuchsgruppen (Gruppe 2 und Gruppe 6 mit jeweils  $p < 0,001$ ) ermittelt werden. Die entsprechenden Werte der Elongation wurden nochmals graphisch (Abb.25) und tabellarisch (Tab. 2-3) zusammengefasst.

*Tabelle 2: Elongation [mm] nach 1000 Zyklen paralleler transversaler*

	2mm (Arthrex)	3mm (Ethicon)	Gruppe 3 4mm (Topest)	Gruppe 4 5mm (Ethicon)
Maximum [mm]	1,46	3,0	1,03	1,12
Minimum [mm]	0,56	2,38	0,41	0,63
Median [mm]	0,87	2,71	0,61	0,95
Mittelwert [mm]	0,98	2,67	0,67	0,93
Standardabw [mm]	0,34	0,20	0,22	0,16

*Tabelle 3: Elongation [mm] nach 1000 Zyklen V-Kanäle (Gruppe 5-8)*

	Gruppe 5 2mm (Arthrex)	Gruppe 6 3mm (Ethicon)	Gruppe 7 4mm (Topest)	Gruppe 8 5mm (Ethicon)
Maximum [mm]	0,65	3,38	0,69	0,63
Minimum [mm]	0,31	2,02	0,21	0,31
Median [mm]	0,36	2,48	0,27	0,51
Mittelwert [mm]	0,40	2,60	0,31	0,49
Standardabw [mm]	0,11	0,38	0,14	0,09

### 3.3 Steifigkeit

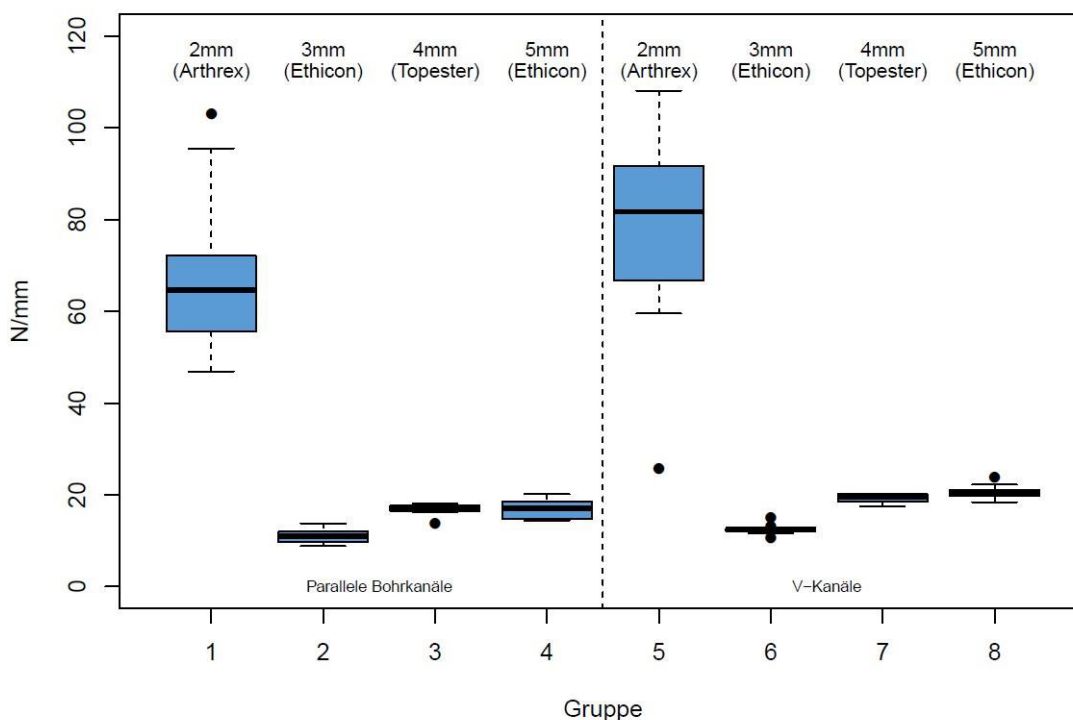


Abbildung 26: Verteilung der Steifigkeit in [N/mm] der 8 Gruppen im Boxplot-Diagramm

Die Steifigkeit [N/mm] wurde aus der Steigung der Kraft-Dehnungskurve des 3. Messabschnittes (maximale Ausreißkraft) im linearen Bereich zu Beginn der Messung errechnet.

Die höchste mittlere Steifigkeit zeigten die Gruppe 5 ( $77,2 \pm 22,8$  N/mm) gefolgt von der Gruppe 1 ( $68,4 \pm 18,3$  N/mm). Bei diesen wurde ein 2 mm Fiber Tape als Bandersatz mit jeweils unterschiedlicher Fixationsmethode verwendet. Beide wiesen signifikante Unterschiede zu den Gruppen 2, 3, 4 und 6 auf. Bei Gruppe 5 zeigte sich jeweils ein  $p$ -Wert von  $< 0,001$  verglichen mit Gruppe 2-4 und 6. Bei Gruppe 1 betrug der  $p$ -Wert  $< 0,001$  im Vergleich zu den Techniken mit einem 3mm Nylon Tape (Gruppe 2 und 6). Zu den Gruppen 3 und 4 konnten signifikante Unterschiede mit einem  $p$ -Wert von (Gruppe 1-3: 0,001) und (Gruppe 1-4: 0,003) ermittelt werden. Die MPFL-Rekonstruktionen unter Verwendung eines 4mm geflochtenen Tapes (Gruppe 3:  $16,9 \pm 1,2$  N/mm, Gruppe 7:  $19,4 \pm 0,9$  N/mm) und diese mit einem 5 mm Mersilene Tape (Gruppe 4:  $17 \pm 2,1$  N/mm, Gruppe 8:  $20,5 \pm 1,5$  N/mm) ergaben in beiden Fixationstechniken ähnliche Werte, mit leicht erhöhter Steifigkeit bei den V-Kanaltechniken (Gruppe 7 und 8). Die geringste mittlere Steifigkeit wurde in den

Versuchsgruppen unter Verwendung eines 3mm Nylon Tapes in Gruppe 2 ( $11,0 \pm 1,5$  N/mm) und Gruppe 6 ( $12,5 \pm 1,1$  N/mm) gemessen. Die Signifikanz zu Gruppe 1 und 5 wurde bereits erläutert. Zusätzlich präsentierte sich ein signifikanter Unterschied zwischen (Gruppe 2-8:  $p = 0,004$ ), (Gruppe 6-8:  $p = 0,033$ ) und (Gruppe 2-7  $p = 0,036$ ). Die entsprechenden Werte der Steifigkeit wurden nochmals graphisch (Abb.26) und tabellarisch (Tab. 4-5) zusammengefasst.

*Tabelle 4: Steifigkeit [N/mm] paralleler transversaler Bohrkanäle (Gruppe 1-4)*

	Gruppe 1 2mm (Arthrex)	Gruppe 2 3mm (Ethicon)	Gruppe 3 4mm (Topest)	Gruppe 4 5mm (Ethicon)
Maximum [N/mm]	103,1	13,8	18,0	20,1
Minimum [N/mm]	46,9	8,8	13,8	14,4
Median [N/mm]	64,6	11,0	17,3	17,0
Mittelwert [N/mm]	68,4	12,0	16,9	17,0
Standardabw. [N/mm]	18,3	1,5	1,2	2,1

*Tabelle 5: Steifigkeit [N/mm] V-Kanäle (Gruppe 5-8)*

	Gruppe 5 2mm (Arthrex)	Gruppe 6 3mm (Ethicon)	Gruppe 7 4mm (Topest)	Gruppe 8 5mm (Ethicon)
Maximum [N/mm]	108,1	15,0	20,3	23,8
Minimum [N/mm]	25,6	10,6	17,5	18,4
Median [N/mm]	81,7	12,5	19,5	20,3
Mittelwert [N/mm]	77,2	12,5	19,4	20,5
Standardabw. [N/mm]	22,8	1,1	0,9	1,5

### 3.4 Yield Load

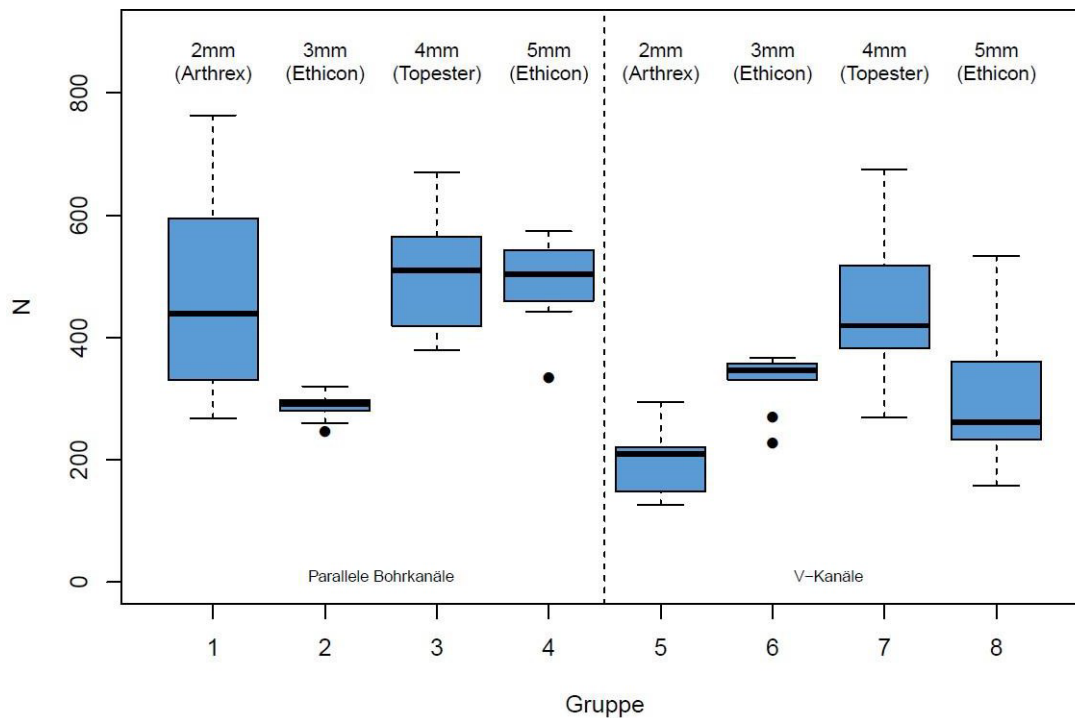


Abbildung 27: Verteilung des Yield Load in [N] der 8 Gruppen im Boxplot-Diagramm

Der **Yield Load [N]** wurde in der 3. Messesequenz bestimmt. Er ist der Punkt in der Kraft-Dehnungskurve, der erstmalig den linearen ansteigenden Verlauf verlässt und es kurzzeitig zu einer Negativierung/Abfall kommt [85].

Den höchsten mittleren Yield Load zeigte Gruppe 3 ( $510,5 \pm 96,5$  N) mit parallel angelegten Bohrkanälen unter Verwendung eines 4 mm geflochtenen Tapes. Ein signifikanter Unterschied konnte zu Gruppe 2 ( $p < 0,001$ ), Gruppe 5 ( $p = 0,006$ ) und Gruppe 8 ( $p = 0,020$ ) ermittelt werden. Der zweithöchste Wert war in Gruppe 4 ( $493,8 \pm 72,1$  N) zu verzeichnen. Hier konnte ein signifikanter Unterschied zu Gruppe 2 ( $p = 0,012$ ), Gruppe 5 ( $p < 0,001$ ) und Gruppe 8 ( $p = 0,035$ ) bestimmt werden. Den niedrigsten mittleren Yield Load zeigte die V-Kanal Technik mit einem 2mm Fiber Tape (Gruppe 5:  $195,0 \pm 54,0$  N). Diese wies einen signifikanten Unterschied zu Gruppe 3 ( $p = 0,006$ ) und Gruppe 4 ( $p < 0,001$ ) auf. Eine weitere Signifikanz wurde gegenüber Gruppe 1 ( $464,4 \pm 170,7$  N) mit  $p < 0,001$  und Gruppe 7 ( $436,3 \pm 119,0$  N) mit  $p < 0,001$  ermittelt. Ein im Durchschnitt ähnlicher Yield Load wurde in Gruppe 2 ( $287,2 \pm 21,3$  N), Gruppe 6 ( $329,9 \pm 45,1$  N) und Gruppe 8 ( $306,3 \pm 131,1$  N) gemessen. In Gruppe 6 erwies sich bei allen 10 Messungen der Yield Load gleich dem Maximum Load, also



gleich dem endgültigen Versagensmechanismus. Dies trat zu 90% in Gruppe 2, und zu jeweils 80% in den V-Kanalgruppen 5,7 und 8 auf. Die entsprechenden Werte des Yield Load wurden nochmals graphisch (Abb.27) und tabellarisch (Tab. 6-7) zusammengefasst.

*Tabelle 6: Yield Load [N] paralleler transversaler Bohrkanäle (Gruppe 1-4)*

	Gruppe 1 2mm (Arthrex)	Gruppe 2 3mm (Ethicon)	Gruppe 3 4mm (Topest)	Gruppe 4 5mm (Ethicon)
Maximum [N]	763,44	320,2	669,7	564,6
Minimum [N]	267,9	245,8	379,1	334,2
Median [N]	438,9	291,3	509,5	503,9
Mittelwert [N]	464,4	287,2	510,5	493,8
Standardabw [N]	170,7	21,3	96,5	72,1

*Tabelle 7: Yield Load [N] V-Kanäle (Gruppe 5-8)*

	Gruppe 5 2mm (Arthrex)	Gruppe 6 3mm (Ethicon)	Gruppe 7 4mm (Topest)	Gruppe 8 5mm (Ethicon)
Maximum [N]	294,5	366,2	674,7	533,4
Minimum [N]	126,7	228,3	269,4	157,9
Median [N]	209,3	346,9	419,5	261,9
Mittelwert [N]	195,0	329,9	436,3	306,3
Standardabw [N]	53,0	45,1	119,0	131,1

### 3.5 Maximale Ausreißkraft

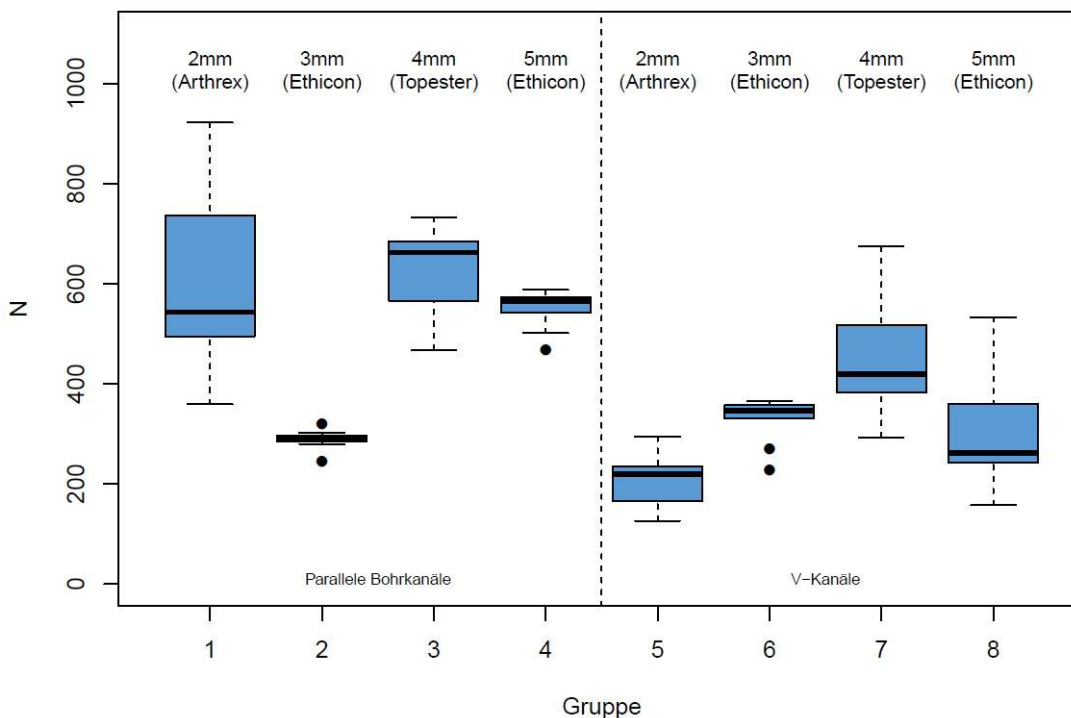


Abbildung 28: Verteilung der Maximalen Ausreißkraft in [N] der 8 Gruppen im Boxplot-Diagramm

Die **maximale Ausreißkraft [N]** wurde im 3. Messabschnitt bestimmt. Hierbei wurde der Maximalwert aus der Kraftdehnungskurve entnommen.

Die höchste durchschnittliche maximale Ausreißkraft wurde bei parallel angelegten Bohrkanälen mit einem 4 mm geflochtenen Tape in Gruppe 3 ( $631,6 \pm 83,1$  N) gemessen. Ein signifikanter Unterschied wurde zu (Gruppe 2-3:  $p < 0,001$ ), (Gruppe 5-3:  $p < 0,001$ ), (Gruppe 6-3:  $p = 0,011$ ) und (Gruppe 8-3:  $p < 0,001$ ) bestimmt. Die zweithöchsten Werte wurden in Gruppe 1 ( $592,9 \pm 170,1$  N) gefolgt von Gruppe 4 ( $550,5 \pm 37,2$  N) ermittelt. Beide zeigten einen signifikanten Unterschied zu den Gruppen 2,5 und 8 mit einem  $p$ -Wert von (Gruppe 2-1:  $p = 0,004$ ), (Gruppe 5-1:  $p < 0,001$ ), (Gruppe 8-1:  $p = 0,011$ ), (Gruppe 2-4:  $p = 0,003$ ), (Gruppe 5-4:  $p < 0,001$ ) und (Gruppe 8-4:  $p = 0,009$ ). Die niedrigsten Werte wurden in Gruppe 5 ( $213,6 \pm 54,6$  N) gemessen. Neben den bereits erwähnten signifikanten Unterschieden zu den transossären Gruppen 1,3, und 4 wurde dieser auch zu Gruppe 7 ( $438,8 \pm 115,4$  N) mit einem  $p$ -Wert ( $p = 0,008$ ) ermittelt. Eine im Durchschnitt ähnliche maximale Ausreißkraft wurde in (Gruppe 2:  $289,8 \pm 19,1$  N), (Gruppe 6:  $329,9 \pm 45,1$  N) und (Gruppe 8:  $312,9 \pm 125,7$  N) gemessen. Die entsprechenden Werte der maximalen Ausreißkraft wurden nochmals graphisch (Abb.28) und tabellarisch (Tab. 8-9) zusammengefasst.

*Tabelle 8: Maximale Ausreißfestigkeit [N] paralleler transversaler Bohrkanäle (Gruppe 1-4)*

	Gruppe 1 2mm (Arthrex)	Gruppe 2 3mm (Ethicon)	Gruppe 3 4mm (Topest)	Gruppe 4 5mm (Ethicon)
Maximum [N]	922,43	320,2	733,2	588,4
Minimum [N]	359,7	245,8	468,3	468,9
Median [N]	543,45	291,3	662,7	565,6
Mittelwert [N]	592,9	289,8	631,6	550,5
Standardabw [N]	170,1	19,1	83,1	37,2

*Tabelle 9: Maximale Ausreißfestigkeit [N] V-Kanäle (Gruppe 5-8)*

	Gruppe 5 2mm (Arthrex)	Gruppe 6 3mm (Ethicon)	Gruppe 7 4mm (Topest)	Gruppe 8 5mm (Ethicon)
Maximum [N]	294,8	339,72	674,7	533,4
Minimum [N]	126,7	228,29	293,8	242,2
Median [N]	219,3	346,895	419,9	261,9
Mittelwert [N]	213,6	329,86	438,8	312,9
Standardabw [N]	54,6	45,14179	115,4	125,7

### 3.6 Versagensmechanismus

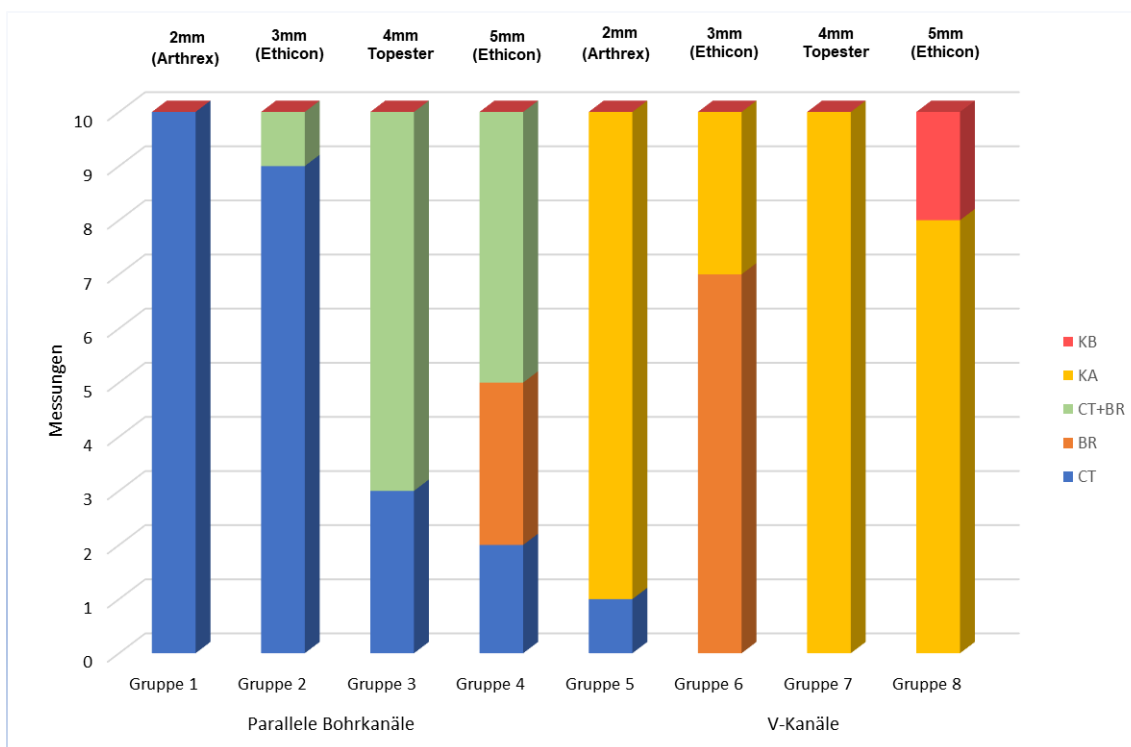


Abbildung 29 Graphische Darstellung des Versagensmechanismus (BR = Bandriss, CT = Cutting through, KA = Knöcherner Ausriss, KB = Knochenbruch intraossär mit intakter Kortikalis)

Der **Versagensmechanismus** wurde nach jeder Messung analysiert, fotodokumentiert und in 4 Kategorien unterschieden. Die Unterteilung erfolgte in einem Durchschneiden der Tapes durch den Knochen (**Cutting through = CT**), einem **Bandriss (BR)**, einem **knöchernen Ausriss (KA)** mit sichtbarem Defekt der Kortikalis und einem **intraossären Knochenbruch (KB)** mit äußerlich intakter Kortikalis.

In Gruppe 1 durchschnitten alle 2 mm Fiber Tapes den parallel angelegten Bohrkanal. In Gruppe 2 kam es bei 9 Messungen zu einem isolierten Riss der 3 mm Nylon Tapes mit intakter Kortikalis. Bei einer Messung ging dem Bandriss ein geringes Cutting through voraus. In Gruppe 3 kam es dreimal zu einem isolierten Cutting through. Siebenmal lag der Versagensmechanismus aus einer Kombination mit zunächst einem primären leichten Cutting through mit anschließendem Riss des 4 mm Tapes am Ende der Messung vor. In Gruppe 4 wurde zweimal ein isoliertes Cutting Through, dreimal ein isolierter Bandriss und fünfmal die Kombination aus beiden beschrieben. In Gruppe 5 wurde neunmal ein intraossärer Bruch des V-Kanals und einmal ein knöcherner Ausriss beobachtet. In Gruppe 6 kam es siebenmal zu einem isolierten Riss der Bänder und dreimal zu einem Knochenbruch. In Gruppe 7 mit den 4 mm geflochtenen Tapes kam es

bei allen Versuchen zu einem Ausbruch des V-Kanals. Die Versagensmechanismen in Gruppe 8 waren acht knöcherner Ausriss, ein isolierter Bandriss und ein intraossärer Knochenbruch. Bei keiner Messung dieser Studie kam es zu einem Versagen des Fixationskomplexes bereits während der zyklischen Belastungsphase, sodass in allen 80 Versuchen der endgültige Versagensmechanismus im 3. Messzyklus dokumentiert werden konnte. Die Versagensmechanismen wurden nochmals graphisch (Abb.29) und tabellarisch (Tab. 10-11) zusammengefasst.

*Tabelle 10: Versagensmechanismen paralleler transversaler Bohrkanäle (Gruppe 1-4)*

Messungen	Gruppe 1	Gruppe 2	Gruppe 3	Gruppe 4
1	CT	BR	CT+BR	CT+BR
2	CT	BR	CT+BR	CT
3	CT	BR	CT	CT+BR
4	CT	BR	CT+BR	BR
5	CT	BR	CT	CT
6	CT	CT+BR	CT+BR	CT+BR
7	CT	BR	CT+BR	BR
8	CT	BR	CT+BR	BR
9	CT	BR	CT	CT+BR
10	CT	BR	CT+BR	CT+BR

BR = Bandriss, CT = Cutting through, KA = Knöcherner Ausriss, KB = Knochenbruch intraossär mit intakter Kortikalis

Tabelle 11: Versagensmechanismen V-Kanäle (Gruppe 5-8)

Messungen	Gruppe 5	Gruppe 6	Gruppe 7	Gruppe 8
1	KB	KA	KA	KA
2	KB	KA	KA	BR
3	KB	BR	KA	KA
4	KB	BR	KA	KA
5	KB	BR	KA	BR
6	KB	BR	KA	KA
7	KB	KA	KA	KA
8	KB	BR	KA	KA
9	KB	BR	KA	KA
10	KA	BR	KA	KA

BR = Bandriss, CT = Cutting through, KA = Knöcherner Ausriss, KB = Knochenbruch intraossär mit intakter Kortikalis

### 3.7 Biomechanische Eigenschaften der verwendeten Tapes

Zur Bestimmung der Elongation, Steifigkeit und der maximalen Ausreißkraft wurden für jeden Band-Typ jeweils 5 Messungen durchgeführt, welche alle 3 Messabschnitte durchliefen.

Die geringste Elongation ( $0,15 \pm 0,03$  mm) wurde bei den 4 mm geflochtenen Tapes, gefolgt von den 2 mm Fiber Tapes ( $0,2 \pm 0,03$  mm) und den 5 mm Polyester Tapes ( $0,46 \pm 0,12$  mm) gemessen. Die mittlere Elongation des 3 mm Nylon Tapes ( $2,1 \pm 0,3$  mm) war etwas höher als bei den 4 Vergleichsgruppen (Tab. 12).

Die geringste mittlere Steifigkeit wurde bei den 3 mm Nylon Tapes ( $15 \pm 0,97$  N/mm) gefolgt von den 4 mm geflochtenen Tapes ( $15,9 \pm 0,3$  N/mm) und dem 5 mm Mersilene Tapes ( $25,6 \pm 1,4$  N/mm) gemessen. Eine deutlich höhere Steifigkeit wies das 2 mm Fiber Tape ( $146,6 \pm 25,5$  N/mm) auf (Tab. 13).

Die höchste mittlere maximale Ausreißkraft wurde bei den 2 mm Fiber Tapes ( $1250,3 \pm 72,6$  N), gefolgt von den 4 mm geflochtenen Tapes ( $889,5 \pm 64,8$  N) bestimmt. Ähnliche Werte ergaben die 5 mm Polyester Tapes ( $505,7 \pm 28,6$  N). Die im Durchschnitt geringste maximale Ausreißkraft wurde bei den 3 mm Nylon Tapes ( $319 \pm 41,8$  N) gemessen (Tab. 14).

Tabelle 12: Elongation [mm] der nativen Tapes

Messungen	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm
MAX [mm]	0,23	2,4	0,18	0,59
MIN [mm]	0,2	1,62	0,11	0,31
Stdabw. [mm]	0,03	0,3	0,03	0,12
Median [mm]	0,2	2,2	0,16	0,45
Mittelwert [mm]	0,2	2,1	0,15	0,46

Tabelle 13: Steifigkeit [N/mm] der nativen Tapes

Messungen	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm
MAX [N/mm]	189,75	16,48	16,21	28,05
MIN [N/mm]	126,9	13,9	15,55	24,69
Stdabw. [N/mm]	25,5	0,97	0,3	1,4
Median [N/mm]	140,8	15,05	15,9	25,1
Mittelwert [N/mm]	146,6	15	15,9	25,6

Tabelle 14: Maximale Ausreißkraft [N] der nativen Tapes

Messungen	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm
MAX [N]	1357,45	382,95	966,39	536,6
MIN [N]	1228	267,52	808,83	469,6
Stdabw. [N]	72,6	41,8	64,8	28,6
Median [N]	1244,3	318,2	873,5	494,7
Mittelwert [N]	1250,3	319	889,5	505,7

## 4 Diskussion

Die Patellaluxation ist eine häufige Verletzung des Kniegelenkes vor allem im Kindes- und Jugendalter [1, 2]. In den meisten Fällen kommt es hierbei zu einer Ruptur des MPFL [5], welches als passiver Hauptstabilisator der Kniescheibe in strecknaher Stellung gegen nach lateral wirkende Kräfte dient [34, 40]. Der Ersatz des MPFL hat sich hierbei als etabliertes operatives Therapieverfahren erwiesen. Ziel dieser Arbeit war es, die biomechanischen Eigenschaften zweier verschiedener implantatfreier, patellarer Bohrkanalfixationstechniken beim MPFL-Ersatz unter Verwendung künstlicher Bandersatzmaterialien unterschiedlicher Struktur und Breite zu ermitteln. Hierzu erfolgte eine Unterteilung in 8 Gruppen. In den Gruppen 1-4 wurden parallele, transpatellare Bohrkanäle als Verankerungsmethode untersucht. In Gruppe 5-8 wurde eine V-Kanalfixationsmethode zur Verankerung getestet. Die Hypothese bestand darin, dass die biomechanischen Eigenschaften in Elongation, Steifigkeit, Primärstabilität und maximaler Ausreißkraft mit denen der bereits etablierten Verfahren und dem nativen MPFL vergleichbar sind. In allen acht Gruppen wurde eine höhere Primärstabilität im Vergleich zur Reißfestigkeit des humanen MPFL ermittelt [18]. Es konnten Unterschiede zwischen den beiden Befestigungsmethoden und den verwendeten Tapes festgestellt werden. Insgesamt zeigte sich die parallele transpatellare Bohrkanalfixationstechnik gegenüber der V-Kanaltechnik überlegen. Die höchste maximale Ausreißkraft wurde in Gruppe 1 ( $592,9 \pm 170,1$  N) und Gruppe 3 ( $631,6 \pm 83,1$  N) gemessen. Bei diesen beiden Gruppen konnte eine höhere Primärstabilität mit geringerer Elongation und Steifigkeit im Vergleich zu ähnlichen biomechanischen Arbeiten, welche sich mit einem MPFL-Ersatz beschäftigten, ermittelt werden [57, 76, 82, 86, 87]. In den folgenden Abschnitten werden die Messergebnisse genauer diskutiert und gemäß der Fragestellung mit dem nativen MPFL und den Daten etablierter Techniken aus vergleichbaren Publikationen gegenübergestellt.

Es liegen in der Literatur bisher keine Studien mit biomechanischen Daten vor, welche sich mit Bohrkanalfixationstechniken ohne Implantate/Anker unter Verwendung synthetisch hergestellter Transplantate befassen. Es sind zwar diverse Operationstechniken und auch klinische Nachbeobachtungsstudien beschrieben, die sich mit synthetischem Bandersatzmaterial bei MPFL-Rekonstruktion beschäftigten [20, 21, 70-73], rein biomechanische Studien wurden jedoch bisher nur in 5 Studien [22, 59, 76, 77, 88] publiziert. Davon wurden in 3 Arbeiten stets Anker als Fixationsmethode verwendet. In lediglich zwei aktuellen Studien wurde auf das Einbringen von Implantaten



verzichtet [76, 77]. Die 5 Studien werden im folgenden Absatz vorgestellt, wobei die spezifischen Daten in den entsprechenden Abschnitten präsentiert und diskutiert werden.

Tsushima et al. [59] verglichen die biomechanischen Eigenschaften zweier MPFL-Ersatzverfahren mit einem künstlichen Bandersatz (2 mm Fiber Tape) versus einem autologen Transplantat (Semitendinosussehne) an jeweils 9 menschlichen Kadaverknien unter Ankerfixationstechnik. Vor der Präparation wurde die Reißfestigkeit der nativen humanen MPFLs bestimmt. Der Bandersatz mit einem 2 mm Fiber Tape zeigte zwar eine höhere Primärstabilität im Vergleich zur Semitendinosussehne, jedoch wurde zur Befestigung ein unterschiedliches Ankermaterial verwendet. Aufgrund dessen kann kein aussagekräftiger Vergleich bezüglich der zwei verschiedenen Transplantate unternommen werden.

Nach Untersuchung der Eigenschaften des nativen MPFL, verglichen Mehl et al. [22] die retropatellaren Anpressdrücke zweier MPFL-Ersatzverfahren mit 2 mm Fiber Tapes (Gruppe A) versus Gracillissehnen (Gruppe B) unter Ankerfixationstechnik. Die Untersuchungen wurden an insgesamt zehn menschlichen Kadaverknien durchgeführt. Das Hauptaugenmerk wurde hierbei auf die optimale Platzierung des femoralen Bohrkanals gerichtet. Die Messwerte beider Transplantate waren miteinander vergleichbar. Es konnte kein signifikanter Unterschied des retropatellaren Anpressdrucks bezogen auf das unterschiedlich verwendete Bandersatzmaterial ermittelt werden. Weitere biomechanische Eigenschaften wurden nicht bestimmt.

Sakamoto et al. [88] versuchten an neun menschlichen Kadaverknien die optimale intraoperative Kniegelenksstellung bei MPFL-Rekonstruktionen mit einem künstlichen Bandersatzmaterial festzustellen, um einen möglichst physiologischen retropatellaren Anpressdruck zu erreichen. Dieser wurde zu Beginn bei intaktem MPFL ermittelt und im Anschluss mit den Werten des MPFL-Ersatzes mit einem 2 mm Fiber Tape in Ankerfixationstechnik verglichen. Die optimale Kniegelenksstellung wurde hierbei zwischen 60° und 90° Flexion gemessen. Auch hier wurden keine weiteren biomechanischen Eigenschaften bestimmt.

Zimmermann et al. verglichen an 10 menschlichen Kadaverknien die biomechanischen Eigenschaften (Maximale Ausreißkraft, Elongation bis zum Versagensmechanismus, Steifigkeit) einer Ankerfixationstechnik versus einer implantatfreien Weichteilfixationsmethode mit einem 2 mm Fiber Tape. Hierbei zeigte sich die

Weichteilfixationsmethode in der Primärstabilität überlegen. Bei Elongation und Steifigkeit waren keine signifikanten Unterschiede festzustellen [76].

Erneut Zimmermann et al. [77] verglichen an 8 humanen Kadaverknien radiologische Parameter (Patella Tilt Winkel, patellofemorale Kongruenzwinkel) des ursprünglichen Ausgangszustandes des Kniegelenkes mit den Werten nach Durchtrennung des MPFL und anschließender Versorgung mittels eines 2 mm Fiber Tapes. Die Bildgebung wurde durch eine digitale Volumentomographie in 15°, 30° und 45° Knieflexion durchgeführt. Auch hier wurde die Ankerfixationsmethode der Weichteiltechnik gegenübergestellt. Radiologisch konnte bei beiden Techniken gleichermaßen eine Verbesserung des extensionsnahen Patella-Maltrackings im Vergleich zur Gelenkkinematik nach Durchtrennung des MPFL nachgewiesen werden.

#### **4.1 Homogenität der Kniescheiben**

Das Alter der Versuchstiere betrug vor der Schlachtung im Durchschnitt sechs bis acht Monate. Es wurde nicht zwischen männlichen und weiblichen Tieren unterschieden. Damit die Messergebnisse die biomechanischen Eigenschaften der verschiedenen Tapes und Fixationsmethoden möglichst genau widerspiegeln, sollten sich die verwendeten Kniescheiben trotz unterschiedlichen Alters und Geschlechts der Tiere nicht zu stark unterscheiden. Um die Homogenität der porcinen Kniescheiben zu bestimmen, wurden daher vor jedem Testzyklus die Länge, Breite und Dicke der Präparate gemessen und statistisch verglichen. Hierbei konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen festgestellt werden ( $p > 0,05$ ).

In einer Arbeit von Olateju et al. [89] wurde an insgesamt 46 menschlichen Kadaverknien die Größe der Patellae gemessen. Hierbei wurde eine durchschnittliche Länge von  $46,94 \pm 2,18$  mm, Breite von  $48,03 \pm 2,52$  mm und Dicke von  $24,1 \pm 2,06$  mm ermittelt. Die durchschnittliche Länge der porcinen Kniescheiben betrug  $46,35 \pm 1,94$  mm und zeigte somit einen mit der menschlichen Patella vergleichbaren Wert. Mit einer Breite von  $31,51 \pm 1,40$  mm ist die porcine Kniescheibe schmaler, jedoch mit einer durchschnittlichen Dicke von  $31,24 \pm 1,27$  mm dicker als die menschliche Patella [89]. Vor allem die vermehrte Dicke der porcinen Kniescheiben (Abb. 30) könnte bei den, in dieser Studie verwendeten knöchernen Bohrkanalfixationstechniken eine höhere Primärstabilität aufgrund einer dickeren Knochenbrücke gegenüber der humanen Patella aufweisen. Besonders bei der V-Kanaltechnik, bei welcher ein 4,5 mm versus einem

2,4 mm Bohrer bei den transversalen Bohrkanaltechniken verwendet wurde, könnte dies von Bedeutung sein.

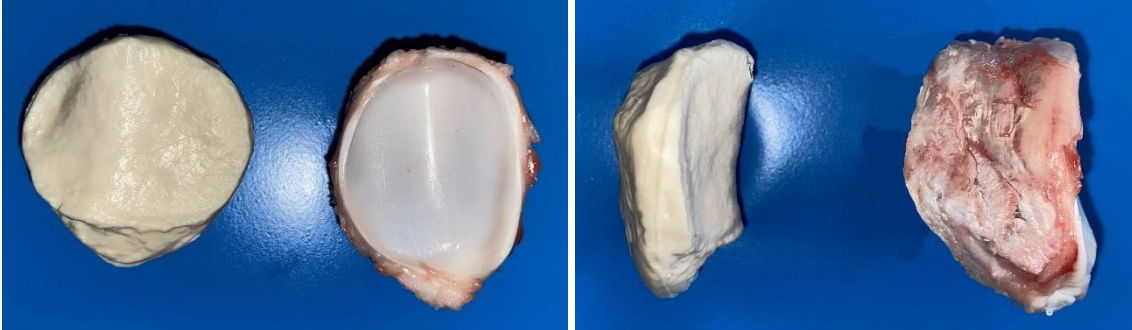


Abbildung 30: Vergleich einer humanen Patella links (anatomisches Modell) mit einer porcinen Patella rechts

#### 4.2 Elongation nach zyklischer Belastung

Es ist davon auszugehen, dass sich der Fixationskomplex zwischen Knochen und Tapes in den ersten Tagen postoperativ durch repetitive Alltagsbelastungen noch leicht verändert und elongiert. Diese wiederkehrenden Belastungen wurden in der 2. Messequenz durch 1000 Zyklen in einem physiologischen Kraftbereich zwischen 5 N und 50 N simuliert. Da es bei einer zu großen Elongation des Fixationskomplexes zu einer persistierenden femoropatellaren Instabilität kommen könnte, ist dies ein wichtiges Kriterium für ein zufriedenstellendes klinisches postoperatives Ergebnis. Es konnten diesbezüglich Unterschiede in Abhängigkeit der Fixationsmethode und der verwendeten Tapes festgestellt werden.

Ausgenommen der Gruppe 6 ( $2,60 \pm 0,38$  mm), wurde in allen anderen V-Kanalgruppen der Gruppe 5 ( $0,40 \pm 0,11$  mm), Gruppe 7 ( $0,31 \pm 0,14$  mm) und Gruppe 8 ( $0,49 \pm 0,09$  mm) eine geringere Elongation als bei den parallel angelegten Bohrkanälen (Gruppen 1-4) gemessen. Diese betrug in Gruppe 1 ( $0,98 \pm 0,34$  mm), Gruppe 2 ( $2,67 \pm 0,20$  mm), Gruppe 3 ( $0,68 \pm 0,22$  mm) und Gruppe 4 ( $0,93 \pm 0,16$  mm). Die geringste Elongation wurde in Gruppe 7 ermittelt. Diese wies signifikante Unterschiede zu allen parallel angelegten Bohrkanaltechniken, außer zu Gruppe 3 auf. Die höchste mittlere Elongation wurde in Gruppe 2 ( $2,67 \pm 0,20$  mm) und Gruppe 6 ( $2,60 \pm 0,38$  mm) gemessen, in welchen ein 3 mm Nylon Tape als Bandersatzmaterial verwendet wurde. Diese beiden zeigten einen signifikanten Unterschied zu den V-Kanalgruppen (Gruppe 5, 7 und 8) und zu Gruppe 3. Eine Begründung hierfür ist vermutlich die unterschiedliche Materialbeschaffenheit der verwendeten Bänder. So zeigte das native

3 mm Nylon Tape ( $2,1 \pm 0,3$  mm) eine wesentlich größere Elongation verglichen mit den anderen nativen Präparaten.

Vergleicht man die Elongation der Gruppe 1 ( $0,98 \pm 0,20$ mm) und Gruppe 3 ( $0,68 \pm 0,22$  mm) miteinander, bei welchen geflochtene Tapes mit ähnlicher Beschaffenheit jedoch unterschiedlicher Breite als Bandersatz bei gleicher Fixationsmethode verwendet wurden, ist mit ansteigender Breite der Bänder eine Abnahme der Elongation zu erkennen. Ebenso haben wir in Vorversuchen parallele Bohrkanäle mit 1,3 mm Fiber Tapes getestet, die jedoch aufgrund einiger Nachteile von vorneherein als ungeeignet angesehen und deshalb nicht als Vergleichsgruppe herangezogen wurden. Hierbei wurde sowohl bei den patellaren Fixationskomplexen ( $1,18 \pm 0,74$  mm) als auch beim nativen 1,3 mm Fiber Tape ( $0,42 \pm 0,09$  mm) eine durchschnittlich größere Elongation im Vergleich der Gruppen mit den breiteren Tapes ermittelt. Eine Ursache könnte einerseits die unterschiedliche Elongation der nativen Bänder sein, welche mit Zunahme der Bandbreite geringgradig abnimmt (siehe Tab. 12). Ein weiterer Grund könnte das physikalische Gesetz der Druckverteilung

$$Druck [Pa] = \frac{Kraft [N]}{Fläche [mm]^2} \text{ sein [90]}.$$

Demnach käme es bei einer geringeren Breite der Bänder und hiermit verbundener, geringerer Auflagefläche zu einem proportionalen Anstieg des Drucks auf die Patella. Diese höhere Belastung bei dünnerem Bandmaterial könnte bereits während der zyklischen Messperiode zu einem beginnenden Einschneiden in die Kortikalis und damit zu einer vermehrten Elongation bei schmaleren Tapes führen. Da die Integrität des Knochens nach der 2. Messsequenz nicht speziell überprüft wurde, lässt sich dies in dieser Arbeit nicht sicher ausschließen.

In bisher fünf biomechanischen Studien wurde ebenfalls nach zyklischer Belastung die Elongation nach MPFL-Ersatz miterfasst. Hierbei wurden körpereigene Sehnen der jeweiligen Spezies als Transplantat verwendet. Wie auch in unserer Studie erfolgten die Messungen als Zugversuch in vertikaler Richtung und durchliefen alle 3 Messabschnitte.

Lenschow et al. [57] untersuchten insgesamt fünf verschiedene patellare Fixationsmethoden an Schweinekniescheiben. Als MPFL-Ersatz wurden porcine Extensorsehnen verwendet. Während in Gruppe A (Interferenzschrauben) und Gruppe C (Knochenanker) Implantate zur patellaren Fixation benutzt wurden, erfolgte in den Gruppen B/D/E eine implantatfreie Befestigung mittels paralleler Bohrkanäle (Gruppe B), V-Kanäle (Gruppe D) und Docking Technik (Gruppe E). Die größte Elongation wurde in Gruppe C ( $3,7 \pm 1,6$  mm) sowie in Gruppe E ( $3,0 \pm 0,7$  mm), die

niedrigste Elongation mit sehr ähnlichen Werten in Gruppe A ( $1,9 \pm 1,4$  mm), Gruppe B ( $1,9 \pm 0,6$  mm) und Gruppe D ( $1,9 \pm 0,4$  mm) gemessen. Die transossären Fixationsmethoden der Gruppe B und Gruppe D sind bis auf das unterschiedliche Transplantat, einem breiteren Durchmesser der Borkanäle sowie einem um  $10^\circ$  größeren Winkel der V-Kanäle bei Lenschow et al. nahezu identisch und damit am besten vergleichbar mit denen in unserer Arbeit angewandten Fixationstechniken. Außer in Gruppe 2 ( $2,67 \pm 0,20$  mm) und Gruppe 6 ( $2,60 \pm 0,38$  mm), in welchen ein 3 mm Nylon Tape als Bandersatz verwendet wurde, war die Elongation in allen weiteren Gruppen unserer Studie etwas geringer als bei der transossären Technik in Gruppe B ( $1,9 \pm 0,6$  mm) und der V-Kanaltechnik in Gruppe D ( $1,9 \pm 0,4$  mm) in der Arbeit von Lenschow et al.

Zhao et al. [87] ermittelten an insgesamt 24 porcinen Kniescheiben die biomechanischen Eigenschaften zwei verschiedener MPFL-Ersatz Techniken unter Verwendung von Extensorensehnen. In Gruppe A wurde eine neue Docking Technik beschrieben, in welcher die Fixation der Transplantate durch insgesamt drei 2 mm Tunnel mittels ebenfalls drei 2,0 UltraBraid sutures (Smith & Nephew) stattfand. In Gruppe B wurde eine Ankerfixationstechnik mit 3.5 mm Titanankern (TwinFix; Smith & Nephew) getestet. Sowohl die Elongation der Docking Technik der Gruppe A ( $3,83 \pm 0,87$  mm) als auch die der Ankerfixationstechnik der Gruppe B ( $3,36 \pm 0,74$  mm) waren größer als alle Werte unserer Studie.

Ebenfalls am porcinen Modell wurden von Grueninger [82] die biomechanischen Eigenschaften des nativen porcinen MPFL sowie fünf verschiedener implantatfreier patellarer MPFL-Rekonstruktionen mit Extensorensehnen getestet. Zusätzlich fanden Messungen an den nativen porcinen Extensorensehnen statt. Hier wurden neben Länge und Breite, die Elongation, Steifigkeit, Yield Load sowie die maximale Reißfestigkeit bestimmt. In den ersten beiden Gruppen handelte es sich um Weichteilfixationstechniken, welche sich anhand der Anzahl der Fixationsnähte (Gruppe 1 je 4 Nähte und Gruppe 2 je 3 Nähte) mit einem Vicryl USB 0 Faden unterschieden. In den Gruppen 3 und 4 wurden die Sehnen durch zwei 2,4 mm breite transossäre Bohrkanäle mittels Docking Technik an der Patellainnenseite fixiert. Der Unterschied der beiden Techniken bestand in der Auswahl des Fadenmaterials mit einem Vicryl USP 0 Faden in Gruppe 3 und einem Ethibond USP 3 Faden in Gruppe 4. In Gruppe 5 der Arbeit von Grueninger [82], wurde wie bei den Gruppen 6-9 dieser Studie ein V-förmiger Bohrkanal zur Fixation verwendet. In Gruppe 6 wurden die biomechanischen Eigenschaften des nativen porcinen MPFL ermittelt. Wie in der hier

durchgeführten Arbeit konnte die niedrigste Elongation in der V-Kanalgruppe (Gruppe 5) mit  $1,4 \pm 0,4$  mm gemessen werden. Die restlichen MPFL-Rekonstruktionen der Gruppe 1 ( $3,5 \pm 0,7$  mm), Gruppe 2 ( $3 \pm 0,5$  mm), Gruppe 3 ( $5,3 \pm 1$  mm) und Gruppe 4 ( $3,7 \pm 0,8$  mm) von Grueninger [82] zeigten eine größere Elongation als bei allen Messungen der hier durchgeführten Studie mit künstlichem Bandersatz.

Vergleicht man isoliert die Bohrkanaltechniken von Grueninger [82] (Gruppe 5) und Lenschow et al. [57] (Gruppe B und D) mit der hier vorliegenden Arbeit, war die Elongation in unserer Studie in allen Gruppen geringer, ausgenommen der Gruppe 2 und 6 in denen ein 3 mm Nylon Tape verwendet wurde. Berücksichtigt man die von Grueninger [82] gemessene durchschnittliche Elongation der nativen porcinen Extensorsehnen von  $0,9 \pm 0,3$  mm sind die Unterschiede vermutlich auf die physikalische Beschaffenheit der verwendeten Transplantate zurück zu führen. Bis auf das 3 mm Nylon Tape ergaben die Messungen der restlichen nativen Bänder eine geringere Elongation als dies bei den nativen porcinen Extensorsehnen der Fall war. Insgesamt ist jedoch die Differenz der Elongation von 1,1 mm zu den von Grueninger und 1,8 mm zu den von Lenschow et al. gemessenen Werten in Gegenüberstellung zum niedrigsten Wert unserer Arbeit (Gruppe 8:  $0,31 \pm 0,14$  mm) sehr gering.

In einer Studie von Herbort et al. [91] wurden zunächst an dreizehn menschlichen Kadaverknien die biomechanischen Eigenschaften des nativen MPFL erfasst. Danach wurde ein rein weichteiliger MPFL-Ersatz mittels gestielter Quadricepssehne durchgeführt und getestet. Dazu wurde ein 10 mm breites und 3 mm dickes Stück der Sehne mit Hilfe spezieller Sehnenstripper freipräpariert,  $90^\circ$  nach medial umgeschlagen, unter dem M. vastus medialis getunnelt und mit einer Länge von 60 mm an einer Klemme zur Messung befestigt. An der Innenseite der Kniescheibe wurde der patellare Ansatzpunkt der Sehne zusätzlich durch zwei nicht resorbierbare Fäden am umliegenden Weichgewebe fixiert. Die nach 1000 Zyklen zwischen 5 und 50 N getestete mittlere Elongation war mit  $2,1 \pm 0,8$  mm ebenfalls größer im Vergleich zu den Ergebnissen unserer Studie, wenn man die Gruppe 2 und Gruppe 6 mit dem 3 mm Nylon Tape außer Acht lässt.

Ebenfalls mittels Weichteiltechnik testeten Milinkovic et al. [92] die biomechanischen Eigenschaften eines MPFL-Ersatzes unter Verwendung der Sehne des M. adductor magnus an insgesamt 12 menschlichen Kadaverknien. Hierbei wurde die Sehne mit einer Länge von 75-80 mm (im Sehnenverlauf vom Tuberculum adductorium als Ursprung nach proximal in Richtung des Hiatus adductorium gemessen) abgesetzt,  $90^\circ$

nach innen umgeschlagen, unter dem M. vastus medialis und den medialen Kapselbandapparat getunnelt und mittels 2,0 Vicryl Fäden am Periost sowie umliegenden Weichgewebe des Patellainnenrandes befestigt. Die Ansatzstelle der Sehne wurde hierbei unversehrt belassen. Die durchschnittliche Elongation betrug ähnlich der Weichteiltechnik von Herbort et al. [91]  $1,9 \pm 0,4$  mm.

In der bereits im oberen Abschnitt erwähnten Studie von Zimmermann et al. [76], in welcher ein 2 mm Fiber Tape als Transplantat verwendet wurde, scheint die Elongation sowohl der Weichteiltechnik mit  $19,8 \pm 7,1$  mm als auch der Ankerfixationsmethode mit  $48,8 \pm 24,2$  mm auf den ersten Blick sehr groß zu sein. Bei genauer Betrachtung ist diese jedoch nicht mit unserer Studie zu vergleichen, da die Elongation aus der Kraft-Dehnungskurve bei maximaler Kraftapplikation bis zum Versagensmechanismus bestimmt wurde. Auf einen Messabschnitt mit zyklischer Belastung wurde verzichtet.

Zusammenfassend ist in den vorliegenden Studien zu erkennen, dass die knöchernen patellaren Fixationskomplexe mit einer geringeren Elongation einhergehen, als dies bei einer rein weichteiligen Fixation in den Arbeiten von Grueninger [82], Herbort et al. [91] und Milinkovic et al. [92] der Fall war. Vermutlich ist dies auf den im Vergleich zum Weichgewebe festeren und weniger nachgiebigen Knochen zurück zu führen. Auch bei der Ankerfixation und der Docking Technik ist eine größere Elongation zu erkennen. Möglicherweise könnte bei der Docking Technik das relativ dünne Nahtmaterial bereits während der zyklischen Belastung zu einem Einschneiden in die Kortikalis der lateralen Patella führen, was mit einer vermehrten Elongation einhergehen würde. Insgesamt lässt sich jedoch nur schwer eine Aussage über das optimale Ausmaß der postoperativen Elongation treffen. Betrachtet man die von Grueninger [82] getestete Weichteilfixationstechnik nach Reppenhagen et al. (Gruppe 1), wurde im Vergleich zu den hier ermittelten Werten eine höhere Elongation mit  $3,5 \pm 0,7$  mm gemessen. Diese Technik wird jedoch im klinischen Alltag sehr häufig angewandt und weist eine hohe postoperative Patientenzufriedenheit auf [52]. Dementsprechend muss nicht zwingend davon ausgegangen werden, dass eine geringere Elongation mit besseren postoperativen klinischen Ergebnissen einhergeht. Berücksichtigt man die Studie von Mountney et al. [18], in welcher an zehn menschlichen Kadaverknien der Riss des nativen MPFL bei einer maximalen Elongation von  $26 \pm 7$  mm ermittelt wurde, ist eine in Relation gesehene eher geringe Differenz von 3-4 mm der verschiedenen Techniken gegebenenfalls nicht relevant.

### 4.3 Steifigkeit

Die Steifigkeit nativer MPFLs menschlicher Kadaverknien wurde in 4 Studien erhoben [39, 59, 93, 94]. Die Ergebnisse variierten in einem Bereich zwischen Minimum 12,0 N/mm und Maximum 42,5 N/mm. Die aus allen 4 Arbeiten errechnete durchschnittliche Steifigkeit des nativen MPFL beträgt somit etwa  $24,56 \pm 12$  N/mm. Dieser Wert liegt in einem ähnlichen Bereich wie Gruppe 3 ( $16,9 \pm 1,2$  N/mm), Gruppe 4 ( $17,0 \pm 2,1$  N/mm), Gruppe 7 ( $19,4 \pm 0,9$  N/mm) und Gruppe 8 ( $20,5 \pm 1,5$  N/mm) der hier durchgeführten Studie. Die höchste Steifigkeit mit signifikantem Unterschied zu den Vergleichsgruppen wurde in Gruppe 1 ( $68,4 \pm 18,3$  N/mm) und Gruppe 5 ( $77,2 \pm 22,8$  N/mm) ermittelt, welche mit einem 2 mm Fiber Tape durchgeführt wurden. Die niedrigste Steifigkeit wurde in Gruppe 2 ( $11,0 \pm 1,5$  N/mm) und Gruppe 6 ( $12,5 \pm 1,1$  N/mm) mit einem 3 mm Nylon Tape gemessen. Der Grund der verschiedenen Messwerte unter den Gruppen liegt vermutlich in der unterschiedlichen Beschaffenheit der jeweils verwendeten Tapes. Während bei dem nativen 2 mm Fiber Tape eine relativ hohe Steifigkeit mit  $146,60 \pm 25,5$  N/mm ermittelt wurde, fiel diese vor allem beim 3 mm Nylon Tape mit  $15,0 \pm 1,0$  N/mm und dem 4 mm geflochtenen Tape mit  $15,9 \pm 0,3$  N/mm deutlich niedriger aus, was sich in den jeweiligen Messungen der MPFL-Rekonstruktionen widerspiegelte.

Im Vergleich hierzu zeigten die Gruppe A ( $97,2 \pm 23,2$  N/mm), Gruppe B ( $90,5 \pm 24,3$  N/mm), Gruppe C ( $87,4 \pm 18,4$  N/mm) und Gruppe D ( $99,6 \pm 4,8$  N/mm) der Studie von Lenschow et al. [57], in der porcine Extensorensehnen verwendet wurden, noch höhere Steifigkeiten als die in Gruppe 5 ( $77,2 \pm 22,8$  N/mm) gemessenen Höchstwerte dieser Studie. Eine Begründung hierfür ist vermutlich die von Grueninger [82] ermittelte allgemein hohe Steifigkeit der verwendeten Schweineextensorensehnen mit  $132,6 \pm 27,7$  N/mm. Die Dockingtechnik in Gruppe E ( $30,8 \pm 4,8$  N/mm), welche signifikant niedrigere Werte als die restlichen Gruppen zeigte, war die einzige Methode, bei der eine ähnliche Steifigkeit zu den durchschnittlich hier erhobenen Werten und zum nativen humanen MPFL ( $24,56 \pm 12,0$  N/mm) gemessen werden konnte. Bei dieser Technik ist jedoch wahrscheinlich die Beschaffenheit der zur Befestigung maßgeblich beitragenden 1 mm Ethibond Fäden der ausschlaggebende Faktor, welche die Eigenschaften des Fixationskomplexes bestimmen und zu einer geringeren Steifigkeit führen.

Bei Grueninger [82] zeigten die MPFL-Rekonstruktionen mittels Weichteilfixation in Gruppe 1 ( $45,1 \pm 13,3$  N/mm) und Gruppe 2 ( $47,5 \pm 10,2$  N/mm) ähnliche Steifigkeiten wie das native, porcine MPFL in Gruppe 6 ( $45,4 \pm 10,8$  N/mm). Noch niedrigere Werte



ergaben die Weichteiltechniken von Herbort et al. [91] mit  $29,4 \pm 9,8$  N/mm und Milinkovic et al. [92] mit  $26,2 \pm 7,6$  N/mm. Die Steifigkeiten der Dockingtechniken in Gruppen 3 und 4 waren abhängig vom verwendeten Fadenmaterial etwas niedriger (Gruppe 3:  $38,5 \pm 10,7$  N/mm) oder etwas höher (Gruppe 4:  $54,1 \pm 8,8$  N/mm). Dies war ebenso in der Docking Technik ( $55,4 \pm 7,9$  N/mm) von Zhao et al. [87] zu erkennen. Auch hier ist die Beschaffenheit der Fäden voraussichtlich der ausschlaggebende Faktor, welcher die biomechanischen Grundeigenschaften des Fixationskomplexes bestimmt. Die höchste Steifigkeit in der Arbeit von Grueninger [82] wurde in Gruppe 5 ( $61,42 \pm 10,50$  N/mm) bei V-förmigen Bohrkanälen gemessen. Verglichen mit den V-Kanaltechniken unserer Studie, wurde in Gruppe 5 ( $77,2 \pm 22,8$  N/mm) mit einem 2 mm Fiber Tape eine etwas höhere Steifigkeit ermittelt. In den verbliebenen V-Kanal Befestigungsgruppen zeigten sich deutlich niedrigere Werte. Dies ist wiederum auf die geringere Grundsteifigkeit der verwendeten Transplantate zurück zu führen.

Vergleicht man jeweils studienintern die parallele transpatellare Bohrkanaltechnik mit der V-Kanaltechnik, so wurde sowohl bei Lenschow et al. [57] in Gruppe B und Gruppe D als auch in dieser Studie in den Gruppen 1-4 und in den Gruppen 5-8 ,abhängig vom verwendeten Transplantat, eine höhere Steifigkeit in den V-Kanalgruppen gemessen. Auch bei Grueninger [82] wies die V-Kanalgruppe die höchste Steifigkeit auf. Parallel angelegte transversale Bohrkanäle wurden hier jedoch nicht getestet.

In Zusammenschau der vorliegenden biomechanischen Arbeiten lässt sich ableiten, dass die Steifigkeit abhängig von der Fixationsmethode und den biomechanischen Eigenschaften des verwendeten Transplantates ist. Wurden als Bandersatz Materialien mit einer geringeren Grundsteifigkeit verwendet, spiegelte sich dies auch mit einer geringeren Steifigkeit im patellaren Fixationskomplex wider. Bei knöcherner Fixation wurde in Abhängigkeit des Transplantates eine höhere Steifigkeit ermittelt als bei weichteiliger Befestigung, was voraussichtlich auf den rigideren Knochen zurück zu führen ist.

Die von Zimmermann et al. [76] ermittelte Steifigkeit sowohl der Weichteiltechnik mit  $12,9 \pm 3,2$  N/mm als auch der Ankerfixationsmethode mit  $10,3 \pm 5,1$  N/mm erscheint trotz Verwendung des relativ steifen 2 mm Fiber Tapes sehr niedrig und lässt sich im Vergleich zu den oben aufgeführten biomechanischen Studien nicht zwingend erklären. Gegebenenfalls könnte der im Vergleich zu den anderen Studien fehlende zyklische Messabschnitt zu einer Beeinträchtigung der Kraft-Dehnungskurve mit einem flacheren

Kurvenverlauf zu Beginn der Messung und somit geringerer Steigung führen, aus welcher die Steifigkeit errechnet wird.

Aussagen über eine optimale Steifigkeit des patellaren Fixationskomplexes eines MPFL-Ersatzes konnten in den beschriebenen Studien nicht getätigt werden. Als häufige Komplikation nach MPFL-Rekonstruktion wird der postoperative mediale Knieschmerz mit Einschränkung der Flexion beschrieben [61, 95]. Die Hypothese einiger Autoren besteht darin, dass eine zu hohe Steifigkeit zu einem vermehrten retropatellaren Anpressdruck mit entsprechender Beschwerdesymptomatik führen könnte. Wie in den Arbeiten von Mehl et al. [22], Hopper et al. [65] und Sakamoto et al. [88] beschrieben, ist der ausschlaggebende Faktor des retropatellaren Anpressdrucks nach MPFL-Ersatz jedoch vermutlich nicht die Steifigkeit des patellaren Fixationskomplexes, sondern die richtige Positionierung des femoralen Bohrkanals mit korrekter intraoperativer Stellung des Kniegelenkes. In Anlehnung an das Hookesche Gesetz [83] spiegelt die Steifigkeit jedoch in Abhängigkeit ihres spezifischen Materialkennwertes, die Fähigkeit eines Körpers wider, sich in seiner Länge elastisch auf eine einwirkende Kraft zu verformen. Demnach kann sich ein Körper mit einer geringeren Steifigkeit in seiner Länge auf die einwirkende Kraft stärker verformen, als dies bei einer höheren Steifigkeit bei gleichem Materialkennwert der Fall ist [83]. Dementsprechend könnte gegebenenfalls eine geringere Steifigkeit der Transplantate eine mögliche Fehlpositionierung des femoralen Bohrkanals und den damit verbundenen erhöhten retropatellaren Anpressdruck eher kompensieren, wohingegen ein zu steifes Konstrukt möglicherweise eher Probleme verursachen könnte

#### **4.4 Maximal Ausreißkraft (Maximum Load)**

Die maximale Ausreißkraft spiegelt diejenige Kraft wieder, die ausgeübt werden muss, um den endgültigen Versagensmechanismus des Fixationskomplexes zwischen Transplantat und Patella zu bewirken und somit zu einem Defekt des MPFL-Ersatzes führen würde.

Herbort et al. [91] konnten an dreizehn humanen Kadaverknien eine ähnliche maximale Reißfestigkeit des nativen MPFL mit  $190,7 \pm 82,8$  N feststellen wie Mounthey et al. [18] an zehn Kadaverknien mit  $208 \pm 90$  N. Geht man davon aus, dass die maximale Ausreißkraft eines MPFL-Ersatzes mindestens den Werten des nativen MPFL entsprechen oder diese am besten überschreiten sollte, konnte dies in allen 8 Gruppen dieser Studie erreicht werden. Die drei höchsten Werte wurden bei paralleler

Bohrkanalfixationsmethode in Gruppe 3 ( $631,6 \pm 83,1$  N), Gruppe 1 ( $592,9 \pm 170,1$  N) und in Gruppe 4 ( $550,5 \pm 37,2$  N) gemessen. Diese zeigten einen signifikanten Unterschied zu Gruppe 2 ( $289,8 \pm 19,1$  N), Gruppe 5 ( $213,6 \pm 54,6$  N) und Gruppe 8 ( $312,9 \pm 125,7$  N), in welchen die niedrigsten Werte ermittelt worden sind. Vergleicht man die Gruppen 1-4 mit parallel angelegten Bohrkanälen untereinander, so korreliert die maximale Ausreißkraft mit der Breite und der Materialbeschaffenheit der verwendeten Bänder. So zeigten die Gruppen mit geflochtenen Tapes mit 2 mm (Gruppe 1:  $592,9 \pm 170,1$  N) und 4 mm (Gruppe 3:  $631,6 \pm 83,1$  N) mit ansteigender Breite eine Zunahme der maximalen Ausreißkraft. Ein Grund hierfür könnte, wie bereits im oberen Abschnitt erwähnt, der proportional sinkende Anpressdruck und damit Stress auf den Knochen bei einer größeren/breiteren Auflagefläche sein [90]. Berücksichtigt man den endgültigen Versagensmechanismus, wobei es bei den dünneren Bändern im Gegensatz zum breiteren 4 mm Tape stets zu einer knöchernen Verletzung der Patella kam (Cutting through), wird diese Hypothese nochmals bekräftigt. In gleicher Art und Weise konnte dies bei den 3 mm Nylon Tapes (Gruppe 2:  $289,8 \pm 19,1$  N) und den 5 mm Mersilene Tapes (Gruppe 4:  $550,5 \pm 37,2$  N) beobachtet werden, welche sich in ihrer strukturellen Beschaffenheit sehr ähnlich sind. Die insgesamt niedrigere maximale Ausreißkraft ist im Vergleich zu den geflochtenen Tapes auf die geringere Reißfestigkeit der nativen Bänder mit 3 mm ( $318,2 \pm 41,8$  N) und 5 mm ( $505,7 \pm 28,6$  N) zurück zu führen. In diesen beiden Gruppen war in nahezu allen Messungen der endgültige Versagensmechanismus ein Riss der verwendeten Tapes.

Verglichen mit der transpatellaren Bohrkanaltechnik von Lenschow et al. [57] in Gruppe B ( $354,4 \pm 136,8$  N) konnte in den Vergleichsgruppen dieser Studie dreimal eine deutlich höhere maximale Ausreißkraft in Gruppe 3 ( $631,6 \pm 83,1$  N), Gruppe 1 ( $592,9 \pm 170,1$  N) und in Gruppe 4 ( $550,5 \pm 37,2$  N) ermittelt werden. Die Gruppe 2 ( $289,8 \pm 19,1$  N) zeigte etwas niedrigere Werte, was auf die verminderte Reißfestigkeit des 3 mm Nylon Tapes zurück zu führen ist. Verglichen mit der V-Kanaltechnik in Gruppe D ( $146,7 \pm 79,6$ ) von Lenschow et al., wobei es bei 6 von 10 Versuchen bereits während der zyklischen Belastungsphase zum endgültigen Versagensmechanismus kam, wurden in der hier vorliegenden Arbeit in Gruppe 5 ( $213,6 \pm 54,6$  N), Gruppe 6 ( $329,9 \pm 45,1$  N), Gruppe 7 ( $438,8 \pm 115,4$  N) und Gruppe 8 ( $312,9 \pm 125,7$  N) ausschließlich höhere Werte gemessen. Alle V-Kanalgruppen hatten die zyklische Belastungsphase überstanden, sodass die maximale Ausreißkraft im 3. Messzyklus ermittelt werden konnte. Gründe hierfür könnten Unterschiede in der durchgeführten Präparation sein. Einerseits wurde in der Studie von Lenschow et al. mit 5 mm ein

breiterer Durchmesser des kanülierten Bohrers verwendet und andererseits wurde ein größerer Winkel der Bohrkanäle von 90° (verglichen zu 80° in dieser Studie) gewählt. Die maximale Ausreißkraft der V-Kanaltechnik in Gruppe 5 ( $184,6 \pm 79,6$  N) bei Grueninger [82] war ebenfalls niedriger als in dieser Studie. Eine deutlich höhere maximale Ausreißkraft mit ähnlichen Werten zu unserer Arbeit ergab die V-Kanalgruppe ( $264 \pm 58$  N) von Russo et al. [86]. Hierzu wurden insgesamt 7 porcine Kniescheiben mit Schweineextensorensehnen getestet. Der Durchmesser der Bohrkanäle betrug 4 mm. Der Winkel der Bohrkanäle wurde in der Veröffentlichung nicht angegeben. Die Zugbelastung fand hierbei ebenfalls in vertikaler Richtung statt.

Die höchsten Werte in der Arbeit von Grueninger [82] lagen bei den Weichteilfixationsmethoden in Gruppe 1 ( $321,8$  N  $\pm$  53,5) und Gruppe 2 ( $242,0 \pm 57,4$  N). Besonders die im klinischen Alltag häufig angewandte Technik nach Reppenhagen et al. der Gruppe 1 zeigte hiermit eine höhere maximale Ausreißkraft als das humane MPFL ( $208 \pm 90$  N) und das in Gruppe 6 getestete native porcine MPFL mit  $252,1 \pm 129,3$  N. Die in ihrer Weichteilfixationsmethode ( $395,3$  N  $\pm$  57,9) sehr ähnliche Technik in der Arbeit von Zimmermann et al. [76] ergab unter der Verwendung eines 2 mm Fiber Tapes vergleichbare Werte zum porcinen Transplantat von Gruppe 1 ( $321,8$  N  $\pm$  53,5) bei Grueninger [82]. Eine noch höhere maximale Ausreißkraft konnte in unserer Studie bei den parallelen Bohrkanälen der Gruppe 1, Gruppe 3 und Gruppe 4 gemessen werden. Auch bei den Weichteiltechniken mittels gestielter Quadricepssehne von Herbort et al. [91] mit  $205 \pm 77,8$  N und der umgeschlagenen Sehne des M. adductor magnus von Milinkovic et al. [92] mit  $169,7 \pm 19,2$  N waren die maximalen Ausreißkräfte vergleichbar mit der des humanen MPFL, jedoch deutlich niedriger als die knöchernen Fixationsmethoden unserer Studie.

Die Ergebnisse der Docking Techniken von Grueninger [82] in Gruppe 3 ( $87,6 \pm 36,3$  N) und Gruppe 4 ( $128,5 \pm 61,3$  N) waren deutlich niedriger als alle Messungen unserer Studie. Im Vergleich dazu wurde in der Docking Technik der Gruppe E von Lenschow et al. [57] ( $539,5 \pm 159,6$  N) ein stärkerer Faden und bei Zhao et al. [87] ( $496,18 \pm 93,15$  N) ein zusätzlicher Tunnel inklusive Faden verwendet, woraufhin sich wesentlich höhere maximale Ausreißfestigkeiten ergaben, welche annähernd mit den Höchstwerten unserer Studie vergleichbar sind.

Die patellaren Fixationsmethoden unter Verwendung von Interferenzschrauben in Gruppe A ( $416,0 \pm 101,7$  N) sowie Titan-Ankern in Gruppe C ( $401,5 \pm 96,1$  N) zeigten bei Lenschow et al. [57] eine sehr gute maximale Ausreißfestigkeit. Ähnliche Werte mit

399,43 ± 105,35 N ergab die Ankerfixationstechnik von Zhao et al. [87]. Niedrigere Werte wurden in den Arbeiten von Russ et al. [88] unter Verwendung von Interferenzschrauben (299,25 ± 99,87 N) und Knochenankern (201,54 ± 63,14 N) sowie bei Hapa et al. [96] bei Interferenzschrauben (241 ± 103 N) und Knochenankern (299 ± 116 N) ermittelt. Die Ankerfixationsmethode (239,4 ± 54,5 N) von Zimmermann et al. [76] ergab vergleichbare Werte.

Vergleicht man in den erwähnten Studien die parallelen transpatellaren mit den V-Kanalfixationstechniken untereinander, so konnte bei den parallelen Bohrkanälen eine höhere maximale Ausreißkraft als bei der V-Kanal Fixation festgestellt werden. Schwachpunkte der V-Kanaltechnik könnten der größere Durchmesser der Bohrkanäle, die Spitze des umgekehrten V (Abb. 14) und die allgemein geringere Knochensubstanz bei deutlich kleinerer Knochenbrücke im Vergleich zu den transpatellaren Bohrkanälen sein. Aufgrund der geringeren Knochensubstanz, könnte ein breiterer Bohrkanal bezüglich der ossären Stabilität noch mehr ins Gewicht fallen und zu einer Verminderung dieser führen. So konnte beispielsweise wie bereits angegeben bei Russo et al.[86] mit einem um 20% schmaleren Durchmesser der Bohrkanäle eine deutlich höhere maximale Ausreißfestigkeit der V-Kanaltechnik im Vergleich zu Lenschow et al. [57] ermittelt werden. Zusätzlich haben wir bereits erste Zugversuche mit einem geringeren Durchmesser (2,5 mm) der V-Kanäle mit künstlichen Bandersatz durchgeführt. Diese lieferten vielversprechende Ergebnisse mit einer deutlich höheren maximalen Ausreißfestigkeit im Vergleich zu den größeren Bohrkanälen. Die detaillierten Ergebnisse wurden jedoch in dieser Arbeit nicht aufgelistet. Im Allgemeinen muss jedoch die Breite der Bohrlöcher passend zum Durchmesser/Dicke der verwendeten Transplantate gewählt werden. Dies könnte ein Vorteil der dünneren Tapes im Vergleich zu den relativ breiten Sehnen bedeuten, da hier schmalere Bohrkanäle verwendet werden könnten. Weitere biomechanische Studien sind jedoch erforderlich.

#### **4.5 Yield Load**

Der Yield Load ist diejenige Last/Kraft, die auf einen Körper ausgeübt werden muss, damit dieser erstmalig in seiner strukturellen Integrität nachgibt (to yield = nachgeben). Dies bedeutet, dass die plastische Verformung eines Körpers, welche als Kompensationsmechanismus dient, der einwirkenden Kraft nicht mehr standhalten kann und es zu einem ersten strukturellen Schaden kommt. [85] Im klinischen Alltag gibt der Yield Load somit eine Information über die postoperative Primärstabilität. Im Diagramm

ist dieser abzulesen als der Punkt, der in der Kraft-Dehnungskurve erstmalig den linear ansteigenden Verlauf verlässt, wobei es meist kurzzeitig zu einer Negativierung/Abfall der Kurve kommt. Beurteilt man die Kraft-Dehnungskurve in Abb. 22, so kam es bei 442,51 N (Yield Load) erstmalig zu einem Einschneiden/Verletzung der Kortikalis. Diese Kraft ist dementsprechend mit einem primären Versagensmechanismus gleichzusetzen. Der Kraftgrad des endgültigen Versagensmechanismus (Maximum Load) ist mit 567,55 N jedoch deutlich höher. Dies ist am ehesten durch eine mögliche Verdichtung der Spongiosa, welche beim Durchwandern des Tapes durch den Knochen entstehen könnte, zu erklären. Berücksichtigt man, dass der patellare Fixationskomplex eines MPFL-Ersatzes, auch in der vulnerablen Einheilungsphase der ersten Wochen postoperativ in seiner strukturellen Beschaffenheit einer erstmaligen Krafteinwirkung/Stress standhalten sollte, ist ein adäquater Yield Load und damit eine ausreichende Primärstabilität ein wichtiger Faktor.

Wie bei der maximalen Ausreißkraft wurden die drei höchsten Werte des Yield Loads bei parallelen Bohrkanaalfixationsmethoden in Gruppe 3 ( $510,5 \pm 96,5$  N), Gruppe 1 ( $464,4 \pm 170,7$  N) und in Gruppe 4 ( $493,8 \pm 72,1$  N) gemessen. Die Werte der V-Kanaltechnik mit einem 4 mm geflochtenen Tape in Gruppe 7 ( $436,3 \pm 119,0$  N) waren nur minimal geringer. Ein relativ ähnlicher Yield Load wurde in Gruppe 2 ( $287,2 \pm 21,3$  N), Gruppe 6 ( $329,9 \pm 45,1$ ) und in Gruppe 8 ( $306,3 \pm 131,1$  N) gemessen. Der niedrigste Wert, mit signifikantem Unterschied zu den vier Gruppen mit dem höchsten Yield Load, wurde in Gruppe 5 ( $195,0 \pm 54,0$  N) ermittelt. Gründe hierfür könnten, wie bereits im oberen Abschnitt erwähnt, die allgemein höhere Vulnerabilität der V-Kanaltechnik mit weniger Knochensubstanz bei breiter angelegten Bohrkanaelen, die Spitze des umgekehrten V als Schwachpunkt und die kleinere Knochenbrücke in Kombination mit dem relativ steifen 2 mm Fiber Tape ( $146,6 \pm 25,5$  N/mm) sein.

Bis auf Gruppe 1 mit einer Differenz von 128,5 N zwischen Yield Load ( $464,4 \pm 170,7$  N) und Maximum Load ( $592,9 \pm 170,1$  N), wurden in den restlichen Gruppen keine relevanten Unterschiede dieser beiden Parameter gemessen. Bei einem Cutting through der Kniescheiben als Versagensmechanismus in allen 10 Messungen, war dies die einzige Gruppe, in welcher der Yield Load in keinem Fall gleich dem Maximum Load ermittelt wurde. Bei den V-Kanaltechniken (Gruppe 5-8) und Gruppe 2 entsprach in fast allen Fällen der Yield Load auch dem Maximum Load.

Bei Grueninger [82] fiel der Yield Load der V-Kanaltechnik in Gruppe 5 mit  $178,1 \pm 80,4$  N geringer aus als bei allen Fixationsmethoden dieser Arbeit. Ähnliche

Werte ergab die V-Kanalfixationsmethode von Russo et al. [86] mit  $152,8 \pm 8$  N. Gegebenenfalls kann dies wiederum auf die höhere Steifigkeit der porcinen Extensorensehnen im Vergleich zu den Tapes bei vulnerablen V-Kanal zurück geführt werden.

Lenschow et al. [57] gaben zwar an einen Yield Load gemessen zu haben, die Werte wurden in der Publikation jedoch nicht erwähnt.

Zimmermann et al. [76] haben keinen Yield Load bestimmt.

In der Weichteilfixationsmethode mittels Quadricepssehne von Herbort et al. [91] wurde ein Yield Load von  $147,1 \pm 65,1$  N ermittelt. Auch die Weichteiltechniken in Gruppe 2 ( $192,5 \pm 49$  N) der Arbeit von Grueninger [82], ergaben vergleichsweise niedrige Werte. Nur die Methode nach Reppenhagen et. al (Gruppe 1) zeigte mit  $285,6 \pm 72,2$  N vergleichbare Ergebnisse zu den Werten der hier vorliegenden Studie.

Die Ergebnisse der Docking Techniken von Grueninger [82] in Gruppe 3 ( $63,9 \pm 27,7$  N) und Gruppe 4 ( $82,0 \pm 67,6$  N) ergaben deutlich geringere Werte als alle Messungen unserer Studie. Bei Zhao et al. [87] wurde der Yield Load nicht mitbestimmt.

Wie bei der maximalen Ausreißkraft konnten auch beim Yield Load Unterschiede in Abhängigkeit der verwendeten Methode und des Transplantates ermittelt werden. Auch hier wurden höhere Werte bei paralleler Bohrkanalfixation (Gruppe 1-4) im Vergleich zur V-Kanaltechnik (Gruppe 6-8) gemessen. Die vermuteten Gründe hierfür wurden bereits im oberen Abschnitt erläutert.

#### **4.6 Versagensmechanismus**

Der Versagensmechanismus wurde am Ende der maximalen Kraftanwendung nach jeder Messung analysiert und fotodokumentiert. Grob kann zwischen einem primären Versagensmechanismus, welcher dem Yield Load gleichzusetzen ist, und dem endgültigen Versagensmechanismus (Maximum Load) unterschieden werden. Die Unterteilung erfolgte in 4 Kategorien. Einem Durchschneiden der Tapes durch den Knochen (Cutting through = CT), einem Bandriss (BR), einem knöchernen Ausriss (KA) mit sichtbarem Defekt der Kortikalis und einem intraossären Knochenbruch (KB) mit von außen intakter Kortikalis. Hierdurch konnten Stärken und Schwachstellen der jeweiligen Techniken oder der verwendeten Materialien ermittelt werden und gegebenenfalls einen Ausblick zur Verbesserung geben. Aus klinischer Sicht könnte die Art des

Versagensmechanismus einen Aufschluss über die Schwere eines möglichen postoperativen Therapieversagens geben. Hätte ein isolierter Riss eines Tapes ohne Fraktur des Knochens und/oder Verletzung des retropatellaren Knorpels für den Patienten und die Patientinnen in Relation gesehen relativ geringfügige Folgen, wäre ein großer struktureller Defekt mit einem wesentlich höheren Aufwand einer Revisionsoperation mit möglichen Komplikationen und Folgeschäden verbunden.

Bei den V-Kanaltechniken in Gruppe 7 mit einem 4 mm geflochtenen Tape kam es bei allen 10 Versuchen und in Gruppe 8 mit einem 5 mm Mersilene Tape bei 8 von 10 Versuchen zu einem Ausriss eines Knochenblocks mit großem Defekt der Kortikalis. (Abb. 24) Der gleiche Versagensmechanismus der V-Kanaltechniken zeigte sich bei Lenschow et al. [57], Russo et al. [86] und Grueninger [82]. Hier kam es bei allen durchgeführten Versuchen der V-Kanaltechnik zu einem Ausriss der Knochenbrücken mit einem erheblichen strukturellen Schaden.

In Gruppe 6 der hier vorliegenden Studie konnte ein Ausriss der Knochenbrücke bei 3 von 10 Versuchen beobachtet werden. Bei den verbliebenen Messungen kam es zu einem Riss der 3 mm Tapes ohne äußerlich sichtbaren Knochendefekt. Der Versagensmechanismus in Gruppe 5 bestand in 9 von 10 Fällen in einem internen Knochenbruch vermutlich an der Spitze des V-Kanals mit äußerlich intakter Kortikalis. Nur ein Mal kam es zu einem Ausriss eines kompletten Knochenblocks.

Bei den parallel angelegten Bohrkanaltechniken (Gruppe 1-4) führte keine Messung zu einem großen Knochendefekt mit Gelenkflächenbeteiligung. Mit zunehmender Breite der Tapes verschob sich der Versagensmechanismus von einem Durchschneiden der Kortikalis (CT) bis hin zum Riss des Tapes (BR) bei intaktem Knochen. Während es in Gruppe 1 bei allen Messungen zu einem isolierten Cutting through der Kniescheiben kam, konnte dies bei breiterem Bandmaterial in Gruppe 3 nur dreimal und in Gruppe 4 nur zweimal beobachtet werden. In 7 von 10 Fällen der Gruppe 3 bestand eine Kombination aus einem primären leichten Einschneiden in die laterale Kortikalis mit anschließendem Riss des Bandes als endgültigen Versagensmechanismus. Das Gleiche konnte in 5 von 10 Fällen in der Gruppe 4 ermittelt werden. In den restlichen Messungen zeigte sich hier ein isolierter Riss des verwendeten Tapes ohne knöcherne Verletzung. Der gleiche Versagensmechanismus mit einem isolierten Bandriss fand in 9 von 10 Versuchen in der Gruppe 2 statt. Nur einmal kam es hierbei zu einer Kombination aus einem primären Einschneiden der Kortikalis mit anschließender Ruptur des Tapes.



Bei den parallelen Bohrkanaltechniken von Lenschow et al. [57] wurde in 8 von 10 Fällen ein Riss der porcinen Sehne beobachtet. In lediglich 2 Versuchen kam es zu einer Verletzung der Kortikalis mit Einbruch des Bohrkanals. Dies ist vergleichbar zu den Ergebnissen der Gruppe 3 und Gruppe 4 dieser Studie. Dies kann voraussichtlich auf eine ähnlich Breite Auflagefläche der Transplantate auf den lateralen Kortex zurückgeführt werden. Berücksichtigt man den von Grueninger [82] ermittelten Durchmesser der porcinen Extensorensehnen mit  $4,5 \pm 0,5$  mm, welche ebenso von Lenschow et al.[57] verwendet wurden, ist dieser mit der Breite der Tapes in Gruppe 3 (4mm geflochtenes Tape) und Gruppe 4 (5mm Mersilene Tape) der hier vorliegenden Studie vergleichbar. In der überwiegenden Anzahl war hierbei der endgültige Versagensmechanismus auf einen Riss der verwendeten Transplantate zurück zu führen. Dies würde wiederum die Hypothese des physikalischen Gesetzes der gleichmäßigeren Druckverteilung bei breiter Auflagefläche der Transplantate unterstützen.

Vergleicht man den endgültigen Versagensmechanismus der parallelen transpatellaren Bohrkanaltechnik mit dem der V-Kanaltechnik lässt sich zusammenfassend sagen, dass dieser bei der V-Kanaltechnik mit einer deutlich größeren Anzahl an schwerwiegenden Knochendefekten der Patella einherging. Dies konnte sowohl in der hier vorliegenden Arbeit als auch bei Lenschow et al. [57], Russo et al. [86] und Grueninger [82] festgestellt werden. Die möglichen Gründe des vulnerableren V-Kanal Methode wurden bereits mehrfach erwähnt.

#### **4.7 Biomechanische Eigenschaften der verwendeten Tapes**

Aktuell werden als gängigste Transplantate bei MPFL-Rekonstruktionen die Semitendinosussehne und die Gracilissehne benutzt. Um die verwendeten Tapes mit den humanen Sehnen und dem menschlichen MPFL vergleichen sowie die Messergebnisse der patellaren Fixationskomplexe dieser Studie besser verstehen zu können, wurden die Elongation, Steifigkeit und die maximale Ausreißkraft der nativen Bänder als Doppelbündel bestimmt. Hamner et al. [97] haben in einer biomechanischen Studie an menschlichen Kadaverknien die maximale Ausreißkraft und Steifigkeit der Semitendinosussehne und Gracilissehne in Einzel- und Doppelbündeltechnik getestet. Die maximale Ausreißkraft der Semitendinosussehne betrug bei der Einzelbündeltechnik  $1060 \pm 227$  N und in Doppelbündeltechnik  $2330 \pm 452$  N. Die Gracilissehne zeigte im

Vergleich dazu deutlich geringere Werte mit  $837 \pm 138$  N als Einzelbündel und mit  $1550 \pm 428$  N als Doppelbündel.

Mit einer Maximalen Ausreißkraft von  $1250,3 \pm 72,6$  N ergab das 2 mm Fiber Tape zum Doppelbündel der Gracilissehne keinen relevanten Unterschied. Die Werte des 4 mm geflochtenen Tapes waren mit  $889,5 \pm 64,8$  N etwas niedriger. Das 3 mm Nylon Tape ( $319 \pm 41,8$ ) und 5 mm Mersilene Tape ( $505,7 \pm 28,6$ ) ergaben zwar eine deutlich geringere maximale Ausreißkraft als die Semitendinos- und die Gracilissehne, jedoch noch deutlich höhere Werte als das native humane MPFL mit  $208 \pm 90$  N [18].

Die von Hamner et al.[97] gemessene Steifigkeit der Semitendinosussehne betrug bei Einzelbündeltechnik  $213 \pm 44$  N/mm und in Doppelbündeltechnik  $469 \pm 185$  N/mm. Die Gracilissehne zeigte im Vergleich geringere Werte mit  $160 \pm 44$  N/mm als Einzelbündel und mit  $336 \pm 141$  N/mm als Doppelbündel. Die Steifigkeit der nativen Bänder war vor allem im Vergleich zu den Doppelbündeltechniken der humanen Sehnen deutlich niedriger. Die Höchstwerte wurden bei dem 2 mm Fiber Tape ( $146,6 \pm 25,5$  N/mm) ermittelt. Noch niedrigere Werter wurden bei den 3 mm Nylon Tapes ( $15 \pm 0,97$  N/mm), den 4mm geflochtenen Tapes ( $15,9 \pm 0,3$  N/mm) und den 5 mm Mersilene Tapes ( $25,6 \pm 1,4$  N/mm) gemessen.

Die mögliche postoperative Komplikation des medialen Knieschmerzes bei erhöhtem retropatellarem Anpressdruck [61, 95], welcher voraussichtlich auf eine Fehlpositionierung des femoralen Bohrkanals oder einer nicht korrekten intraoperativen Kniegelenksstellung zurück zu führen ist [22, 65, 88], wurde bereits im oberen Abschnitt erwähnt. Geht man davon aus, dass eine geringere Steifigkeit der Transplantate, bei Fehlanlage des femoralen Tunnels, einen erhöhten retropatellaren Anpressdruck kompensieren könnte, könnten dementsprechend die künstlichen Bänder im Vergleich zu den steiferen humanen Sehnen von Vorteil sein. Hierfür sind jedoch weitere biomechanische Studien notwendig.

Die Elongation der nativen menschlichen Sehnen wurde von Hamner et al. [97] nicht erfasst. Grueninger [82] hatten eine durchschnittliche Elongation der porcinen Extensorsehnen in Doppelbündeltechnik mit  $0,9 \pm 0,3$  mm gemessen. Bei den nativen Bändern fiel diese bei dem 2 mm Fiber Tape ( $0,2 \pm 0,03$  mm), dem 4 mm geflochtenen Tape ( $0,15 \pm 0,03$  mm) und dem 5 mm Mersilene Tape ( $0,46 \pm 0,12$  mm) noch niedriger aus. Die durchschnittliche Elongation des 3 mm Nylon Tape ( $2,1 \pm 0,3$  mm) war etwas höher als bei den 3 Vergleichsgruppen.

## 4.8 Limitationen

Eine der Hauptlimitation dieser Studie ist die Testung der MPFL Rekonstruktionen an porcinen Kniescheiben. In einer Publikation von Olateju et al. [89] wurde bei 25 weiblichen und 21 männlichen humanen Kadaverknien die Größe der Patellae gemessen. Im Vergleich zu den Messergebnissen der hier vorliegenden Studie sind die porcinen Kniescheiben in ihrer Länge relativ ähnlich zur humanen Patella, jedoch in der Breite ungefähr 16 mm schmaler und im Durchschnitt 6 mm dicker (Abb. 31). Vor allem die vermehrte Dicke der porcinen Kniescheiben könnte bei den, in dieser Studie verwendeten knöchernen Bohrkanalfixationstechniken eine höhere Primärstabilität aufgrund einer dickeren Knochenbrücke gegenüber der humanen Patella aufweisen. Besonders bei der V-Kanaltechnik, bei welcher ein 4,5 mm versus einem 2,4 mm Bohrer bei den transversalen Bohrkanaltechniken verwendet wurde, könnte dies von Bedeutung sein. Zusätzlich wurde von Olateju et al. [89] ein geschlechtsspezifischer Größenunterschied der humanen Kniescheiben festgestellt. Hierbei zeigte sich die weibliche Patella im Durchschnitt kleiner als die männliche, jedoch ohne signifikanten Unterschied. Ein dementsprechender Größenunterschied wäre auch bei den in dieser Studie verwendeten Schweinekniescheiben möglich. Durch die randomisierte Verteilung der Patellae auf die verschiedenen Versuchsgruppen, wurde eine geschlechtsspezifische Unterscheidung in dieser Studie nicht durchgeführt. Weitere geschlechtsspezifische Unterschiede am porcinen Modell wurden von Kiapour et al. [98] an 9 weiblichen und 9 männlichen Schweineknien untersucht. Hier wurde ein signifikanter Unterschied der Stabilität des vorderen Kreuzbandes gemessen. Eine für diese Studie relevante geschlechtsspezifische Unterscheidung bezüglich der Festigkeit und Dichte des Knochens bei ossärer Befestigungsmethode wurde nicht durchgeführt. Nuri et al. [99] hatten in ihrer Arbeit zur Testung der Primärstabilität der tibialen Bohrkanalfixation bei ACL Ersatz mithilfe von Interferenzschrauben einen direkten Vergleich zwischen der menschlichen und der porcinen Tibia durchgeführt. Hierbei wurde zunächst in einer quantitativen Computertomographie (QCT) die Knochendichte von 18 Schweinetibiaknochen im Vergleich zur proximalen Tibia von 21 weiblichen und 22 männlichen jungen Erwachsenen mit einem durchschnittlichen Alter von 24 Jahren bestimmt. Im Anschluss wurde die Ausrissfestigkeit der tibialen Fixation des VKB-Ersatzes an den Schweineknochen gemessen. Der porcine Knochen wies im Durchschnitt eine signifikant höhere Knochendichte im Vergleich zur menschlichen Tibia auf. Allerdings lag die Knochendichte des überwiegenden Anteils der getesteten Schweineknochen (> 60 %) innerhalb des Bereichs der menschlichen Kontrollproben mit

72,2 bis 213,3 mg/cm<sup>3</sup>. Zusätzlich konnte kein signifikanter Unterschied bezüglich der maximalen Ausreißkraft der knöchernen Schraubenfixationen in den Proben mit einer höheren Knochendichte verglichen mit denen niedriger Werte festgestellt werden. Nach Reichert et al. [100] sind die Knochendichte, die Anatomie, die Morphologie sowie die Heilungsfähigkeiten des porcinen ähnlich dem des menschlichen Knochens. Vorteile der Versuche an Schweinekniegelenken sind die einfache sowie kostengünstige Beschaffung der Präparate, wodurch eine größere Anzahl an Tests durchgeführt werden kann. Zusätzlich besteht eine gute Homogenität der Präparate. In dieser Studie konnte kein signifikanter Unterschied in Länge, Breite und Dicke zwischen den Versuchsgruppen festgestellt werden ( $p > 0,05$ ).

Eine zusätzliche Limitation besteht in der Bestimmung der biomechanischen Grundeigenschaften der nativen Tapes, da diese mit jeweils nur 5 Messungen eine geringe Anzahl an getesteten Bändern aufweist.

Eine weitere Limitation ist die klinische Anwendbarkeit der Ergebnisse. In dieser Studie wurden nur die biomechanischen Eigenschaften der patellaren Fixationsmethoden beschrieben. Mountney et al. [18] testeten in ihrer Veröffentlichung an 10 menschlichen Kadaverknien die biomechanischen Eigenschaften sowohl des patellaren als auch des femoralen Fixationskomplexes. Während die femorale Befestigung als Schwachpunkt der MPFL-Rekonstruktionen detektiert werden konnte, wurde diese in der hier vorliegenden Studie nicht getestet. Um jedoch die biomechanischen Eigenschaften einer MPFL-Rekonstruktionstechnik besser beurteilen und vergleichen zu können, könnte eine getrennte Testung der patellaren und femoralen Fixation vorerst von Vorteil sein, um jeweilige Schwachpunkte differenzierter ermitteln zu können.

Zusätzlich wurde in dieser Studie eine lineare, auf den patellaren Fixationskomplex senkrecht einwirkende Zugkraft mit einem Winkel von 180° ausgeübt. Dies entspricht nicht dem natürlichen Verlauf des MPFL mit einem Winkel von ungefähr 70°-80° und damit vermutlich nicht den in vivo einwirkenden Kräften. Durch diese maximale Krafteinwirkung wird jedoch ein Worst Case Szenario simuliert, durch welches der Schwachpunkt der jeweiligen Befestigungsmethode am besten beurteilt werden kann. Außerdem können die ermittelten Werte und vorhandene Studien durch eine einfachere Handhabung und leichtere Reproduzierbarkeit besser miteinander verglichen werden, da weitere Faktoren wie eine kompliziertere Ausrichtung eines korrekten Zugwinkels vor jeder Messung nicht zusätzlich berücksichtigt werden müssen.

Ebenso ist die Übertragbarkeit der Ergebnisse vom porcinen Modell zum Menschen nicht gegeben. Die Ergebnisse können nicht auf die Verhältnisse beim Menschen übertragen werden. Allerdings lässt der Vergleich der einzelnen Gruppen Rückschlüsse über die biomechanischen Eigenschaften unterschiedlicher Fixationsmethoden und unterschiedlicher synthetischer Bandmaterialien untereinander zu.

Eine weitere Limitation besteht darin, dass es sich um eine in vitro Studie handelt. Dadurch konnte nur eine Aussage über die primäre Stabilität der getesteten Fixationsmethoden getätigt werden. Aus klinischer Sicht könnte dies jedoch einen Aufschluss über die erlaubte Belastung in den ersten Tagen postoperativ geben. Informationen über die Eigenschaften des MPFL-Ersatzes nach Einheilung der Präparate konnten jedoch nicht ermittelt werden. Hierzu wäre eine in vivo Studie anzustreben.

Als letzte Einschränkung ist die Präparation der verschiedenen Proben zu erwähnen. Diese wurde frei Hand zwar unter großer Sorgfalt durchgeführt, um möglichst gleichmäßige Abstände der Bohrkanäle mit einem korrekten Bohrwinkel zu gewährleisten, eine gewisse Inhomogenität kann jedoch nicht ausgeschlossen werden. Daher wäre über die Anwendung eines entsprechenden Zielinstrumentariums nachzudenken. Zusätzlich wurden die Tapes anstatt des für den MPFL-Ersatz üblicherweise verwendeten oberen Drittel der Patella [12, 13] im mittleren Drittel der Kniescheibe befestigt. Da man jedoch davon ausgehen kann, dass sich die knöcherner Struktur der beiden Stellen nicht unterscheidet und isoliert der patellare Fixationskomplex mit jeweils identischer Zugrichtung getestet wurde, wird die klinische Anwendbarkeit dadurch nicht oder nur geringfügig beeinträchtigt werden.

#### **4.9 Schlussfolgerung/Klinischer Ausblick**

In Anlehnung der zum Ende der Einleitung formulierten Fragestellungen und Hypothese, gilt es zusammenfassend folgende Fragen zu beantworten: Ist der MPFL Ersatz mit einem künstlichen Bandersatzmaterial und knöcherner Befestigungsmethode eine gute Alternative zu den bereits bewährten Techniken unter Verwendung körpereigener Sehnen? Falls ja, welche der beiden ossären Fixationstechniken sollte bevorzugt in einer

klinischen Studie angewandt werden? Welches der 5 verschiedenen Tapes wäre als Transplantat am besten geeignet?

Setzt man voraus, dass die Primärstabilität eines MPFL-Ersatzes mindestens der des nativen MPFL entsprechen oder diese am besten überschreiten sollte, konnte dies in beiden ossären Fixationstechniken unter Verwendung der verschiedenen künstlichen Bandersatzmaterialien im porcinen Modell erreicht werden. Die Primärstabilität war in allen Untersuchungsgruppen höher als beim nativen MPFL. Im Vergleich zu ähnlichen biomechanischen Arbeiten, in welchen bereits im Klinikalltag bewährte Techniken getestet wurden, konnten vor allem in den Gruppen der parallel angelegten Bohrkanäle Ergebnisse mit höherer Primärstabilität, geringerer Elongation sowie Steifigkeit ermittelt werden. Die Ankerfixationstechnik von Lenschow et al. [57] und Zhao et al. [87] ergaben zwar auch eine hohe maximale Ausreißkraft, aus ökonomischer Sicht wäre jedoch eine implantatfreie Methode dem relativ teuren Ankermaterial vorzuziehen. So beschrieben Richter et. al [66], dass durch einen Wechsel von einer Ankerfixationstechnik zu einer implantatfreien transossären Methode im Verlauf von 7 Jahren ca. 250 000 Euro an Operationskosten eingespart werden konnten. Zusätzlich würde unter Verwendung eines körperfremden Transplantats der Operationsschritt der Sehnenentnahme entfallen, wodurch es zu einer verkürzten Operationsdauer sowie Wegfall der potentiellen Entnahmemorbidity und damit Verringerung der Komplikationsrate kommen könnte [23-26]. Ebenso ergaben klinische Follow-up Studien, in welchen eine synthetische MPFL-Rekonstruktion durchgeführt wurde, durchweg eine gute postoperative Patientenzufriedenheit [75]. Unter diesen Gesichtspunkten wäre eine knöcherne implantatfreie Fixationsmethode unter Verwendung eines künstlichen Bandersatzmaterials beim MPFL Ersatz eine vielversprechende und ökonomisch vertretbare Alternative in der Therapie der patellofemorale Instabilität.

Welche der beiden Techniken soll nun verwendet werden? Betrachtet man die biomechanischen Parameter mit einer höheren Primärstabilität und einem geringeren strukturellen Schaden bei einem möglichen Versagensmechanismus, so ist laut dieser Studie die Befestigungsmethode mit parallelen transversalen Bohrkanälen der vulnerableren und fehleranfälligeren V-Kanaltechnik vorzuziehen. Zusätzlich könnte das in der Literatur beschriebene mögliche Risiko der Patellafraktur bei transossären Techniken durch einen schmalen Durchmesser der transversalen Bohrkanäle mit 2,4 mm gegebenenfalls noch geringer sein als bei der V-Kanaltechnik mit 4,5 mm. Allerdings gilt es dies in weiteren biomechanischen Studien zu ermitteln.

Welches der verwendeten Tapes wäre als Transplantat für einen MPFL Ersatz am besten geeignet? Aufgrund der nativen biomechanischen Eigenschaften mit einer höheren Reißfestigkeit und geringeren Elongation wären die geflochtenen Tapes dem 3 mm Nylon Tape und dem 5 mm Mersilene Tape vorzuziehen. Außerdem wurden die beiden Bänder laut aktuellen Herstellerangaben nur für eine temporäre Fixation im menschlichen Körper hergestellt. Als Bandersatzmaterial wären das 2 mm Fiber Tape der Fa. Arthrex und das 4 mm geflochtene Tape der Fa. Topester mit einer hohen Primärstabilität eine gute Alternative. Beide Bänder kommen den biomechanischen Eigenschaften des humanen MPFL näher, als dies bei den bisher verwendeten körpereigenen Gracilis- und Semitendinosussehnen der Fall ist. Während die Vorteile des 4 mm geflochtenen Tapes in einer breiteren Auflagefläche und einer geringeren Steifigkeit liegen, ist das 2 mm Fiber Tape in Operationen an Schulter, Sprunggelenk und teilweise als MPFL-Ersatz mit Anker- und Weichteilfixation [73, 74] bereits etabliert und damit klinisch erprobt. Mit einem Cutting through als Versagensmechanismus kam es bei dem 2 mm Fiber Tape zwar häufiger zu einer Verletzung der Kortikalis, jedoch trat dies erst bei hoher Kraftereinwirkung auf. Außerdem war der entstandene Knochendefekt sehr gering. Die retropatellare Knorpelfläche wurde hierbei nicht verletzt.

Zusammenfassend wäre die Fixationsmethode mit den 2,4 mm breiten, parallelen transversalen Bohrkanälen unter Verwendung des 2 mm Fiber Tapes der Fa. Arthrex oder des 4 mm geflochtene Tapes der Fa. Topester eine gute Alternative in der Therapie der patellofemorale Instabilität. Als Weiterentwicklung könnte hierbei der Abstand der Bohrkanäle gemäß der Anatomie des MPFL von 1,5 cm auf 2 cm erweitert werden. Diesbezüglich wären weitere Untersuchungen in Hinblick auf die Primärstabilität bei breiterer Auflagefläche von wissenschaftlicher Bedeutung.

In den hier durchgeführten Tests wurde bei den transversalen Bohrkanälen der laterale Patellarand stets bis auf den Knochen frei gelegt. Eine zusätzliche Überlegung wäre es, auf diese Präparation zu verzichten und einen Weichteilpuffer am lateralen Patellarand zu belassen. Dies könnte gegebenenfalls als knöcherner Schutz dienen und das Einschneiden der Kortikalis bei zunehmender Kraftereinwirkung weiter minimieren. Außerdem wäre es aufschlussreich zu ermitteln, ob und wie sich die Eigenschaften des patellaren Fixationskomplexes nach Einheilung verändern. Dies könnte im Rahmen einer in-vivo Studie stattfinden.

## 5 Zusammenfassung

Der MPFL-Ersatz ist ein gängiges Therapieverfahren zur Behandlung einer patellofemorale Instabilität. Die Operationstechniken unterscheiden sich zumeist an der patellaren Fixationsmethode und der Auswahl der Transplantate. Biomechanische Studien, welche sich mit den Eigenschaften implantatfreier ossärer Fixationsmethoden beim MPFL-Ersatz unter Verwendung künstlicher Transplantate beschäftigen gibt es nach aktueller Recherche nicht. Ziel dieser Arbeit war es, die biomechanischen Eigenschaften zweier patellarer Bohrkanaalfixationstechniken beim MPFL-Ersatz mit unterschiedlichem künstlichen Bandersatzmaterial zu ermitteln. Die Hypothese war, dass die biomechanischen Eigenschaften in Elongation, Steifigkeit, Primärstabilität und maximaler Ausreißkraft mit denen der bereits etablierten Verfahren und dem nativen MPFL vergleichbar sind. Hierzu wurden 80 porcine Kniescheiben randomisiert in 8 Gruppen aufgeteilt und getestet. In den Gruppen 1-4 wurden parallele, transpatellare Bohrkanaäle mit Tapes der Breiten 2 mm, 3 mm, 4 mm und 5 mm getestet. In den Gruppen 5-8 wurden V-Kanal-Fixationsmethoden mit Bändern der Breite von 2 mm, 3 mm, 4 mm und 5 mm untersucht. Zusätzlich wurden die biomechanischen Grundeigenschaften der nativen Tapes ermittelt. Alle Tests durchliefen jeweils drei Messabschnitte. Hierbei fand zunächst eine Präkonditionierung mit 10 Zyklen zwischen 5 N und 20 N statt. Daraufhin folgte eine zyklische Belastung mit 1000 Zyklen zwischen 5 N und 50 N. Am Ende wurde eine maximale Kraftapplikation bis zum Versagen der Fixationskomplexe durchgeführt. Im Rahmen der Messungen wurden Elongation, Steifigkeit, Yield Load und Maximum Load bestimmt. Es konnten Unterschiede zwischen den beiden Fixationsmethoden und den verwendeten Tapes festgestellt werden. Alle acht Gruppen zeigten eine höhere Primärstabilität als das humane MPFL. Bezogen auf die biomechanischen Eigenschaften und den Versagensmechanismus konnte in dieser Studie ein Vorteil der parallelen transpatellaren Bohrkanaäle gegenüber den V-Kanaltechniken festgestellt werden. Die Werte mit der höchsten maximalen Ausreißkraft wurden in Gruppe 3 ( $631,6 \pm 83,1$  N) und Gruppe 1 ( $592,9 \pm 170,1$  N) gemessen. Diese zeigten eine höhere Primärstabilität mit geringerer Elongation und Steifigkeit im Vergleich zu den in der aktuellen Literatur beschriebenen biomechanischen Studien, welche sich mit unterschiedlichen und teilweise bereits etablierten MPFL-Ersatzverfahren beschäftigten. Eine implantatfreie MPFL-Rekonstruktion mit transpatellaren parallelen Bohrkanaälen unter Verwendung eines 2 mm Fiber Tapes (Fa. Arthrex) oder eines 4 mm Tapes (Fa. Topester) könnten dementsprechend eine gute Alternative zur operativen Therapie einer patellofemorale Instabilität sein.



## Literaturverzeichnis

1. Petri, M., C. Krettek, and M. Jagodzinski, [Evidence-based treatment protocol to manage patellar dislocation]. Unfallchirurg, 2012. **115**(5): p. 387-91.
2. Stefancin, J.J. and R.D. Parker, *First-time traumatic patellar dislocation: a systematic review*. Clinical Orthopaedics and Related Research®, 2007. **455**: p. 93-101.
3. Khan, M. and B.S. Miller, *Cochrane in CORR ((R)): Surgical Versus Non-surgical Interventions for Treating Patellar Dislocation (Review)*. Clin Orthop Relat Res, 2016. **474**(11): p. 2337-2343.
4. Sillanpaa, P., et al., *Incidence and risk factors of acute traumatic primary patellar dislocation*. Med Sci Sports Exerc, 2008. **40**(4): p. 606-11.
5. Balcarek, P., et al., *Patellar dislocations in children, adolescents and adults: a comparative MRI study of medial patellofemoral ligament injury patterns and trochlear groove anatomy*. European journal of radiology, 2011. **79**(3): p. 415-420.
6. Sanders, T.L., et al., *Patellofemoral arthritis after lateral patellar dislocation: a matched population-based analysis*. The American journal of sports medicine, 2017. **45**(5): p. 1012-1017.
7. Farahmand, F., W. Sejiavongse, and A.A. Amis, *Quantitative study of the quadriceps muscles and trochlear groove geometry related to instability of the patellofemoral joint*. Journal of Orthopaedic Research, 1998. **16**(1): p. 136-143.
8. Liu, J.N., et al., *Clinical outcomes after isolated medial patellofemoral ligament reconstruction for patellar instability among patients with trochlear dysplasia*. The American journal of sports medicine, 2018. **46**(4): p. 883-889.
9. Ahmad, R., et al., *Combined medial patellofemoral ligament reconstruction and tibial tubercle transfer results at a follow-up of 2 years*. The journal of knee surgery, 2017. **30**(01): p. 42-46.
10. Balcarek, P., et al., *Results of medial patellofemoral ligament reconstruction compared with trochleoplasty plus individual extensor apparatus balancing in patellar instability caused by severe trochlear dysplasia: a systematic review and meta-analysis*. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 2017. **25**(12): p. 3869-3877.
11. Schröter, S., et al., *Torsional osteotomy*. The Journal of Knee Surgery, 2020. **33**(05): p. 486-495.
12. Reppenhagen, S., et al., *Ersatz des medialen patellofemorale Ligaments durch autologe Gracilissehne mit implantat- und bohrkanalfreier patellarer Fixation*. Operative Orthopädie und Traumatologie, 2015. **27**(6): p. 484-494.
13. Christiansen, S.E., et al., *Reconstruction of the medial patellofemoral ligament with gracilis tendon autograft in transverse patellar drill holes*. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery, 2008. **24**(1): p. 82-87.
14. Lind, M., et al., *No difference in outcome between femoral soft-tissue and screw graft fixation for reconstruction of the medial patellofemoral ligament: a randomized controlled trial*. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery, 2019. **35**(4): p. 1130-1137.
15. Devgan, A., et al., *Implantless patellar fixation in medial patellofemoral ligament reconstruction*. Chinese Journal of Traumatology, 2019. **22**(5): p. 281-285.
16. Fink, C., et al., *MPFL reconstruction using a quadriceps tendon graft: part 2: operative technique and short term clinical results*. The Knee, 2014. **21**(6): p. 1175-1179.

17. Russ, S.D., et al., *Biomechanical comparison of patellar fixation techniques in medial patellofemoral ligament reconstruction*. The American journal of sports medicine, 2015. **43**(1): p. 195-199.
18. Mountney, J., et al., *Tensile strength of the medial patellofemoral ligament before and after repair or reconstruction*. The Journal of bone and joint surgery. British volume, 2005. **87**(1): p. 36-40.
19. Makovicka, J.L., et al., *Medial patellofemoral ligament reconstruction using all-soft suture anchors for patellar fixation*. Arthroscopy techniques, 2018. **7**(3): p. e231-e237.
20. Sherman, B., N. Vardiabasis, and J.A. Schlechter, *Suture Tape Augmentation Repair of the Medial Patellofemoral Ligament*. Arthroscopy techniques, 2019. **8**(10): p. e1159-e1162.
21. Hopper, G.P., et al., *Medial patellofemoral ligament repair with suture tape augmentation*. Arthroscopy techniques, 2019. **8**(1): p. e1-e5.
22. Mehl, J., et al., *Repair of the medial patellofemoral ligament with suture tape augmentation leads to similar primary contact pressures and joint kinematics like reconstruction with a tendon graft: a biomechanical comparison*. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 2020. **28**(2): p. 478-488.
23. Bertram, C., et al., *Saphenous neuralgia after arthroscopically assisted anterior cruciate ligament reconstruction with a semitendinosus and gracilis tendon graft*. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery, 2000. **16**(7): p. 763-766.
24. Hardy, A., et al., *Complications following harvesting of patellar tendon or hamstring tendon grafts for anterior cruciate ligament reconstruction: systematic review of literature*. Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research, 2017. **103**(8): p. S245-S248.
25. Wittstein, J.R., J.B. Wilson, and C.T. Moorman III, *Complications related to hamstring tendon harvest*. Operative Techniques in Sports Medicine, 2006. **14**(1): p. 15-19.
26. Webster, K.E., et al., *Gait patterns after anterior cruciate ligament reconstruction are related to graft type*. The American journal of sports medicine, 2005. **33**(2): p. 247-254.
27. Matar, W.Y., et al., *Preventing infection in total joint arthroplasty*. JBJS, 2010. **92**(Supplement\_2): p. 36-46.
28. Ridgeway, S., et al., *Infection of the surgical site after arthroplasty of the hip*. The Journal of bone and joint surgery. British volume, 2005. **87**(6): p. 844-850.
29. Aumüller, G., G. Aust, and A. Doll, *Duale Reihe Anatomie 2010, 2. Auflage*. p. 318,319,320.
30. Benninghoff, A., D. Drenckhahn, and J. Waschke, *Taschenbuch anatomie*. 2008: Elsevier, Urban & Fischer München.
31. Paulsen, W., *Sobotta, Atlas d. Anatomie d. Menschen*. 2010: p. 276, 277.
32. Schulte, E. and U. Schumacher, *Prometheus lernatlas der anatomie: allgemeine anatomie und bewegungssystem*. 2014: Thieme.
33. Dejour, H., et al., *Factors of patellar instability: an anatomic radiographic study*. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 1994. **2**(1): p. 19-26.
34. Amis, A., et al., *Anatomy and biomechanics of the medial patellofemoral ligament*. The Knee, 2003. **10**(3): p. 215-220.
35. Joyner, P.W., et al., *Biomechanical tensile strength analysis for medial patellofemoral ligament reconstruction*. The Knee, 2017. **24**(5): p. 965-976.
36. Philippot, R., et al., *Medial patellofemoral ligament anatomy: implications for its surgical reconstruction*. Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy, 2009. **17**(5): p. 475-479.

37. Feller, J., J. Feagin, and W. Garrett, *The medial patellofemoral ligament revisited: an anatomical study*. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 1993. **1**(3-4): p. 184-186.
38. Warren, L.F. and J. Marshall, *The supporting structures and layers on the medial side of the knee: an anatomical analysis*. JBJS, 1979. **61**(1): p. 56-62.
39. LaPrade, M.D., et al., *Biomechanical evaluation of the medial stabilizers of the patella*. The American journal of sports medicine, 2018. **46**(7): p. 1575-1582.
40. Philippot, R., et al., *The role of the medial ligamentous structures on patellar tracking during knee flexion*. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 2012. **20**(2): p. 331-336.
41. Strobl, W. and F. Grill, *Die Patellaluxation*. Der Orthopäde, 1998. **27**(3): p. 197-205.
42. Frosch, K., R. Akoto, and A. Schmeling, *Patellaluxation bei Sportlern*. Der Chirurg, 2014. **85**(10): p. 879-887.
43. Balcarek, P., et al., *Which patellae are likely to redislocate?* Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 2014. **22**(10): p. 2308-2314.
44. Atkin, D.M., et al., *Characteristics of patients with primary acute lateral patellar dislocation and their recovery within the first 6 months of injury*. The American journal of sports medicine, 2000. **28**(4): p. 472-479.
45. Fithian, D.C., et al., *Epidemiology and natural history of acute patellar dislocation*. The American journal of sports medicine, 2004. **32**(5): p. 1114-1121.
46. Frosch, S., et al., *Die therapie der patellaluxation: eine systematische literaturanalyse*. Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie, 2011. **149**(06): p. 630-645.
47. Vetrano, M., et al., *IS Mu. LT first-time patellar dislocation guidelines*. Muscles, ligaments and tendons journal, 2017. **7**(1): p. 1.
48. Parikh, S.N., M.G. Lykissas, and I. Gkiatas, *Predicting risk of recurrent patellar dislocation*. Current reviews in musculoskeletal medicine, 2018. **11**(2): p. 253-260.
49. Fucentese, S.F., *Patellainstabilität*. Der Orthopäde, 2018. **47**(1): p. 77-86.
50. Balcarek, P. and K.-H. Frosch, *Die Patellaluxation im Kindes-und Jugendalter*. Arthroskopie, 2012. **25**(4): p. 266-274.
51. Magnussen, R.A., et al., *Treatment of patella alta in patients with episodic patellar dislocation: a systematic review*. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 2014. **22**(10): p. 2545-2550.
52. Boelch, S.P., et al., *Why compromise the patella? Five-year follow-up results of medial patellofemoral ligament reconstruction with soft tissue patellar fixation*. International Orthopaedics, 2021: p. 1-8.
53. Schöttle, P., K. Beitzel, and A. Imhoff, *Die kindliche Patellaluxation*. Arthroskopie, 2009. **22**(1): p. 51-59.
54. Shafizadeh, S. and M. Balke, *Implantatfreie Fixation beim MPFL-Ersatz*. Arthroskopie, 2013. **26**(3): p. 219-221.
55. Marot, V., et al., *Isolated reconstruction of medial patellofemoral ligament with an elastic femoral fixation leads to excellent clinical results*. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 2020: p. 1-6.
56. Becher, C., et al., *Dynamic versus static reconstruction of the medial patellofemoral ligament for recurrent lateral patellar dislocation*. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 2014. **22**(10): p. 2452-2457.
57. Lenschow, S., et al., *Medial patellofemoral ligament reconstruction: fixation strength of 5 different techniques for graft fixation at the patella*. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery, 2013. **29**(4): p. 766-773.
58. Petersen, W., P. Forkel, and A. Achtnich, *Chronische patellofemorale Instabilität*. Der Unfallchirurg, 2012. **115**(5): p. 397-409.

59. Tsushima, T., et al., *Biomechanical analysis of medial patellofemoral ligament reconstruction: FiberTape® with knotless anchors versus a semitendinosus tendon autograft with soft anchors*. Journal of Orthopaedic Science, 2019. **24**(4): p. 663-667.
60. Astur, D.C., et al., *Medial patellofemoral ligament reconstruction: a longitudinal study comparison of 2 techniques with 2 and 5-years follow-up*. The open orthopaedics journal, 2015. **9**: p. 198.
61. Shah, J.N., et al., *A systematic review of complications and failures associated with medial patellofemoral ligament reconstruction for recurrent patellar dislocation*. The American journal of sports medicine, 2012. **40**(8): p. 1916-1923.
62. Panagopoulos, A.v., L. Van Niekerk, and I. Triantafillopoulos, *MPFL reconstruction for recurrent patella dislocation: a new surgical technique and review of the literature*. International journal of sports medicine, 2008. **29**(05): p. 359-365.
63. Dhinsa, B.S., et al., *Patella fracture after medial patellofemoral ligament reconstruction using suture anchors*. The Knee, 2013. **20**(6): p. 605-608.
64. Lippacher, S., H. Reichel, and M. Nelitz, *Patellafraktur nach MPFL-Rekonstruktion bei femoropatellarer Instabilität*. Der Orthopäde, 2010. **39**(5): p. 516-518.
65. Hopper, G.P., et al., *Does degree of trochlear dysplasia and position of femoral tunnel influence outcome after medial patellofemoral ligament reconstruction?* The American journal of sports medicine, 2014. **42**(3): p. 716-722.
66. Richter, J., et al., *Rekonstruktion des medialen patellofemorale Ligaments mit autologer Graziösesehne in patellarseitig implantatfreier Technik*. Operative Orthopädie und Traumatologie, 2016. **28**(1): p. 65-77.
67. Kita, K., et al., *Factors affecting the outcomes of double-bundle medial patellofemoral ligament reconstruction for recurrent patellar dislocations evaluated by multivariate analysis*. The American journal of sports medicine, 2015. **43**(12): p. 2988-2996.
68. Mikashima, Y., et al., *Clinical results of isolated reconstruction of the medial patellofemoral ligament for recurrent dislocation and subluxation of the patella*. Acta Orthopaedica Belgica, 2006. **72**(1): p. 65.
69. Desai, V.S., et al., *Systematic review of medial patellofemoral ligament reconstruction techniques: Comparison of patellar bone socket and cortical surface fixation techniques*. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery, 2019. **35**(5): p. 1618-1628.
70. Nomura, E., Y. Horiuchi, and M. Kihara, *A mid-term follow-up of medial patellofemoral ligament reconstruction using an artificial ligament for recurrent patellar dislocation*. The Knee, 2000. **7**(4): p. 211-215.
71. Gomes, J.E., *Medial patellofemoral ligament reconstruction for recurrent dislocation of the patella: a preliminary report*. Arthroscopy, 1992. **8**(3): p. 335-340.
72. Berruto, M., et al., *Medial patellofemoral ligament reconstruction with bioactive synthetic ligament is an option. A 3-year follow-up study*. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 2014. **22**(10): p. 2419-2425.
73. Lee, P.Y., et al., *Modern synthetic material is a safe and effective alternative for medial patellofemoral ligament reconstruction*. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 2018. **26**(9): p. 2716-2721.
74. Milinkovic, D.D., F. Zimmermann, and P. Balcarek, *Medial patellofemoral ligament reconstruction using nonresorbable sutures yields comparable outcomes to reconstruction with a pedicled quadriceps tendon autograft when performed in addition to bony risk factor correction*. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 2023. **31**(1): p. 264-271.

75. Migliorini, F., et al., *Synthetic graft for medial patellofemoral ligament reconstruction: A systematic review*. Journal of Orthopaedics and Traumatology, 2022. **23**(1): p. 41.
76. Zimmermann, F., et al., *Soft-tissue fixation is not inferior to suture-anchor fixation in reconstruction of the medial patellofemoral ligament using a nonresorbable suture tape*. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 2023. **31**(1): p. 292-298.
77. Zimmermann, F., et al., *Reconstruction of the medial patellofemoral ligament with nonresorbable suture tape normalizes patellar maltracking independent of patella-side fixation technique*. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 2023. **31**(7): p. 2870-2876.
78. Boguszewski, D.V., et al., *Effect of ACL graft material on anterior knee force during simulated in vivo ovine motion applied to the porcine knee: An in vitro examination of force during 2000 cycles*. Journal of Orthopaedic Research, 2015. **33**(12): p. 1789-1795.
79. Keklikci, K., et al., *The effect of notchplasty in anterior cruciate ligament reconstruction: a biomechanical study in the porcine knee*. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 2013. **21**(8): p. 1915-1921.
80. Wancket, L., *Animal models for evaluation of bone implants and devices: comparative bone structure and common model uses*. Veterinary pathology, 2015. **52**(5): p. 842-850.
81. Horst Erich König, H.-G.L., *Anatomie der Haustiere, Lehrbuch und Farbatlas für Studium und Praxis, 7. Auflage*. 2018: Georg Thieme Verlag.
82. Grüninger, D., *Primäre Ausrissfestigkeit implantatfreier patellarer Fixationsmethoden beim MPFL-Ersatz am porcinen Modell*. 2022, Universität Würzburg.
83. Prof. Dr. Franz Bader, H.-W.O., *Dorn-Bader, Physik, In einem Band*. 2002: Schroedel Verlag GmbH, Hannover.
84. *Schnittpunkt 8, Mathematik - Differenzierende Ausgabe*. 2015: Klett.
85. Park, R. *Ductility evaluation from laboratory and analytical testing*. in *Proceedings of the 9th world conference on earthquake engineering, Tokyo-Kyoto, Japan*. 1988.
86. Russo, F., et al., *Medial patellofemoral ligament reconstruction: fixation technique biomechanics*. The Journal of Knee Surgery, 2016. **29**(04): p. 303-309.
87. Zhao, X. and H. Zhang, *Biomechanical Comparison of 2 Patellar Fixation Techniques in Medial Patellofemoral Ligament Reconstruction: Transosseous Sutures vs Suture Anchors*. Orthopaedic Journal of Sports Medicine, 2021. **9**(10): p. 23259671211041404.
88. Sakamoto, Y., et al., *Patellofemoral contact pressure for medial patellofemoral ligament reconstruction using suture tape varies with the knee flexion angle: A biomechanical evaluation*. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery, 2020. **36**(5): p. 1390-1395.
89. Olateju, O.I., I. Philander, and M.A. Bidmos, *Morphometric analysis of the patella and patellar ligament of South Africans of European ancestry*. South African Journal of Science, 2013. **109**(9-10): p. 01-06.
90. Robert Resnick, D.H., Jearl Walker, *Halliday Physik, 2. Auflage*. 2009: Wiley-Vch Verlag GmbH.
91. Herbort, M., et al., *MPFL reconstruction using a quadriceps tendon graft: part 1: biomechanical properties of quadriceps tendon MPFL reconstruction in comparison to the Intact MPFL. A human cadaveric study*. The Knee, 2014. **21**(6): p. 1169-1174.
92. Milinkovic, D.D., et al., *Anatomic and biomechanical properties of flat medial patellofemoral ligament reconstruction using an adductor magnus tendon graft*:

- A human cadaveric study*. The American Journal of Sports Medicine, 2021. **49**(7): p. 1827-1838.
93. Criscenti, G., et al., *Material and structural tensile properties of the human medial patello-femoral ligament*. Journal of the mechanical behavior of biomedical materials, 2016. **54**: p. 141-148.
  94. Atkinson, P., et al., *A comparison of the mechanical and dimensional properties of the human medial and lateral patellofemoral ligaments*. in *Proceedings of the 46th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society, Orlando, FL*. 2000.
  95. Geßlein, M., et al., *Complications and failure of MPFL reconstruction with free tendon grafts in cases of patellofemoral instability*. Technology and Health Care, 2015. **23**(5): p. 659-666.
  96. Hapa, O., et al., *Aperture fixation instead of transverse tunnels at the patella for medial patellofemoral ligament reconstruction*. Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy, 2012. **20**(2): p. 322-326.
  97. Hamner, D.L., et al., *Hamstring tendon grafts for reconstruction of the anterior cruciate ligament: biomechanical evaluation of the use of multiple strands and tensioning techniques*. JBJS, 1999. **81**(4): p. 549-57.
  98. Kiapour, A.M., et al., *Validation of porcine knee as a sex-specific model to study human anterior cruciate ligament disorders*. Clinical Orthopaedics and Related Research®, 2015. **473**(2): p. 639-650.
  99. Nurmi, J.T., et al., *Compaction versus extraction drilling for fixation of the hamstring tendon graft in anterior cruciate ligament reconstruction*. The American journal of sports medicine, 2002. **30**(2): p. 167-173.
  100. Reichert, J.C., et al., *The challenge of establishing preclinical models for segmental bone defect research*. Biomaterials, 2009. **30**(12): p. 2149-2163.

## I Abkürzungsverzeichnis

°C .....	Grad Celcius
Abb .....	Abbildung
Art. Nr .....	Artikelnummer
BR.....	Bandriss
CT.....	Cutting through
et al.....	et alii (und andere)
Fa. ....	Firma
KA.....	Knöcherner Ausriss
KB.....	Knochenbruch
kN .....	Kilonewton
M .....	Musculus
mm.....	Millimeter
MPFL .....	mediales patellofemorales Ligament
N.....	Newton
REF-Nr.....	Referenznummer
Tab .....	Tabelle
TT-TG .....	tuberositas tibiae-trochlea groove

## II Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Patella Vorderseite (links) und Rückseite (rechts) eines anatomischen Modells .....	4
Abbildung 2: Verlauf des medio-patellofemorales Ligamentes (MPFL) (blaues Band) an einem anatomischen Model; links seitlich, rechts transversal.....	5
Abbildung 3: porcine Hinterläufe mit Kniegelenk (links), laterale Ansicht einer porcinen Patella mit Ansatz des M. biceps femoris (rechts).....	14
Abbildung 4: Porcine Patella dorsale Ansicht mit Gelenkfläche (links), Ansicht von kranial mit konvexer Patellainnenseite und konkaver spitz zulaufender Außenseite (rechts).....	15
Abbildung 5: Einbringen eines 5 mm Steinmann-Pins.....	15
Abbildung 6: Verwendetes künstliches Bandmaterial, von links nach rechts: 2 mm Fiber Tape, 3 mm Nylon Tape, 4 mm geflochtenes Tape, 5 mm Mersilene Tape.....	16
Abbildung 7: Allgemeiner Versuchsaufbau .....	17
Abbildung 8: Einbringen eines 2,4 mm K-Drahtes mit 5 mm Abstand zur Gelenkfläche .....	18
Abbildung 9: Einbringen zweier parallel verlaufender 2,4 mm K-Drähte.....	19
Abbildung 10: Einführung der Drähte durch die transversalen parallelen Bohrkanäle (links), Durchzug eines Fiber Tapes rechts.....	19
Abbildung 11: Durchzug eines Fiber Tapes .....	20
Abbildung 12: Durchzug eines Fiber Tapes mit Veranschaulichung der Doppelbündeltechnik und des Loops.....	20
Abbildung 13: Loop an der lateralen Kortikalis der porcinen Patella bei parallel angelegten transversalen Bohrkanälen mit einem Fiber Tape.....	21
Abbildung 14: Markierung der V-Kanäle mit einem Winkel von 80° plus Einbringen der K-Drähte.....	22
Abbildung 15: Abstand der Bohrlöcher von 2 cm (links), Überbohrung der Führungsdrähte mit einem kanülierten 4,5 mm Bohrer (rechts).....	22
Abbildung 16: Ansicht der porcinen Patella von medial nach durchgeführten Bohrungen (links), 1,0 Seralon Faden und 18 G Venenverweilkanüle zum Einfädeln der Transplantate (rechts) .....	23
Abbildung 17: Vorbereiteter 1,0 Seralon Faden mit der 18 G Venenverweilkanüle (links), anschließendes Einfädeln in den V-Kanal und den zu einer Schlaufe gebogenen Draht (rechts).....	23



Abbildung 18: Durchgezogene 18 G Venenverweilkanüle mit 1,0 Seralon Faden (links), Befestigung eines 2 mm Fiber Tapes an dem Seralon Faden (rechts).....	24
Abbildung 19: Durchzug des 2 mm Fiber Tapes durch den V-Kanal.....	24
<i>Abbildung 20: Messung der biomechanischen Eigenschaften eines nativen 2 mm Fiber Tapes.....</i>	<i>25</i>
Abbildung 21: Ermittlung der Elongation aus der Kraft-Dehnungskurve im 2. Messabschnitt nach 1000 Messzyklen.....	27
Abbildung 22: Ermittlung der Steifigkeit, des Yield Load und Maximum Load aus einer Kraftdehnungskurve im 3. Messabschnitt .....	28
Abbildung 23: Versagensmechanismen, links Cutting through (CT) mit Defekt der Kortikalis, rechts isolierter Bandriss (BR) eines 3 mm Nylon Tapes mit intakter Kortikalis .....	28
<i>Abbildung 24: Versagensmechanismen, links knöcherner Ausriss (KA) mit deutlichem Defekt der Kortikalis, rechts intraossärer Knochenbruch (KB) mit äußerlich intakter Kortikalis .....</i>	<i>29</i>
Abbildung 25: Verteilung der Elongation in [N] der 8 Gruppen im Boxplot-Diagramm .	31
Abbildung 26: Verteilung der Steifigkeit in [N/mm] der 8 Gruppen im Boxplot-Diagramm .....	33
Abbildung 27: Verteilung des Yield Load in [N] der 8 Gruppen im Boxplot-Diagramm.	35
Abbildung 28: Verteilung der Maximalen Ausreißkraft in [N] der 8 Gruppen im Boxplot-Diagramm .....	37
Abbildung 29 Graphische Darstellung des Versagensmechanismus (BR = Bandriss, CT = Cutting through, KA = Knöcherner Ausriss, KB = Knochenbruch intraossär mit intakter Kortikalis) .....	39
Abbildung 30: Vergleich einer humanen Patella links (anatomisches Modell) mit einer porcinen Patella rechts.....	46

### III Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Größe der porcinen Kniescheiben in Länge [mm], Breite [mm], Dicke [mm]	30
Tabelle 2: Elongation [mm] nach 1000 Zyklen paralleler transversaler Bohrkanäle (Gruppe 1-4) .....	32
Tabelle 3: Elongation [mm] nach 1000 Zyklen V-Kanäle (Gruppe 5-8).....	32
Tabelle 4: Steifigkeit [N/mm] paralleler transversaler Bohrkanäle (Gruppe 1-4) .....	34
Tabelle 5: Steifigkeit [N/mm] V-Kanäle (Gruppe 5-8) .....	34
Tabelle 6: Yield Load [N] paralleler transversaler Bohrkanäle (Gruppe 1-4).....	36
Tabelle 7: Yield Load [N] V-Kanäle (Gruppe 5-8).....	36
Tabelle 8: Maximale Ausreißfestigkeit [N] paralleler transversaler Bohrkanäle (Gruppe 1-4) .....	38
Tabelle 9: Maximale Ausreißfestigkeit [N] V-Kanäle (Gruppe 5-8) .....	38
Tabelle 10: Versagensmechanismen paralleler transversaler Bohrkanäle (Gruppe 1-4) .....	40
Tabelle 11: Versagensmechanismen V-Kanäle (Gruppe 5-8) .....	41
Tabelle 12: Elongation [mm] der nativen Tapes .....	42
Tabelle 13: Steifigkeit [N/mm] der nativen Tapes .....	42
Tabelle 14: Maximale Ausreißkraft [N] der nativen Tapes .....	42

## IV Danksagung

Ein besonderer Dank geht an meine Ehefrau Dr. Anja Schaefer für die stetige Unterstützung sowie die Geduld und das Verständnis für diese zeitintensive Zeit.

Ebenso möchte ich mich bei meinen Eltern, Geschwistern, Großeltern und den vielen Personen bedanken, die mich mit aufgezogen haben. Ihr habt mich zu der Person gemacht, die ich heute bin.

Vielen Dank an Dr. med. Stephan Reppenhagen für die Betreuung, die lustige und gleichzeitig konzentrierte/produktive gemeinsame Zeit zusammen im Labor sowie die freundschaftliche Zusammenarbeit.

Bei Prof. Dr. med. Rudert bedanke ich mich für die Ermöglichung meiner Promotion und den stets netten Umgang.

Vielen Dank an Isabell Biermann für die Einweisung und Betreuung im Labor an der Testmaschine.

Danke an Dr. med. Philip Anderson für die Hilfe und Einführung in das Statistikprogramm und Dr. med. Julian Meyer für das Korrekturlesen der Arbeit.

Danke an Prof. Dr. med. Stefanie Hölscher-Doht für die Durchsicht meiner Dissertation.

Den Mitarbeitern der Großschlachtereier „Gebrüder Staus GmbH“ in Würzburg danke ich für die unkomplizierte Zusammenarbeit und Bereitstellung der porcinen Kniescheiben.

## **VI Eigene Veröffentlichung und Kongressteilnahme**

Paper Einreichung Kongress DKOU 2023 in Berlin