

**Aus der Klinik und Poliklinik für Orthopädie
der Universität Würzburg**

Direktor: Professor Dr. med. Maximilian Rudert

**Primäre Ausrissfestigkeit implantatfreier patellarer Fixationsmethoden
beim MPFL-Ersatz am porcinen Modell**

Inauguraldissertation

zur Erlangung der Doktorwürde der

Medizinischen Fakultät

der

Julius-Maximilians-Universität Würzburg

vorgelegt von

Daniel Grüninger

aus München

Würzburg, Dezember 2021

Referent: Prof. Dr. med. Maximilian Rudert
Korreferentin: Prof. Dr. med. Stefanie Hölscher-Doht
Dekan: Prof. Dr. med. Matthias Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 27.04.2022

Der Promovend ist Arzt.

Für meine Familie.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Anatomie der Patella	1
1.1.1	Funktion und Aufbau	1
1.1.2	Femoropatellargelenk	2
1.2	Ätiologie und Epidemiologie von akuter Patellaluxation und patellofemoraler Instabilität	2
1.3	Therapie von akuter Patellaluxation und patellofemoraler Instabilität.....	3
1.4	Problemstellung.....	4
1.5	Aufgabenstellung.....	6
1.6	Stand der biomechanischen Forschung	7
1.7	Die neue implantatfreie patellare Weichteilfixation	10
1.8	Ziel der Arbeit	10
2	Material und Methoden	12
2.1	Untersuchungsmaterial	12
2.1.1	Allgemeine Präparation.....	13
2.1.2	Präparation der Versuchsgruppen	16
2.1.3	Porcine Extensorensehnen.....	21
2.2	Untersuchungsmethoden	22
2.2.1	Material-Prüfmaschine Zwick/Roell Z010.....	22
2.2.2	Biomechanischer Testaufbau	24
2.2.3	Untersuchungsparameter	26
2.3	Statistische Methoden	29
3	Ergebnisse	30
3.1	Homogenität der Präparate	30
3.2	Maximalkraft F_{\max}	31
3.3	Yield Load	33
3.4	Steifigkeit.....	35
3.5	Elongation nach 1000 Zyklen	37
3.6	Versagensart.....	39
3.7	Biomechanische Eigenschaften porciner Extensorensehnen.....	41
4	Diskussion	43
4.1	MPFL-Rekonstruktion in der Literatur - Methoden und Komplikationen..	43

4.1.1 Patellare Bohrkanalfixation.....	43
4.1.2 Patellare Fixation mit Nahtankern und Interferenzschrauben....	44
4.1.3 Patellare Weichteilfixation	44
4.2 Diskussion der Ergebnisse.....	45
4.2.1 Homogenität der Präparate	45
4.2.2 Maximale Ausrisskraft (F_{max}) [N].....	45
4.2.3 Yield Load [N].....	48
4.2.4 Steifigkeit [$N \cdot mm^{-1}$]	49
4.2.5 Elongation nach zyklischer Belastung [mm]	50
4.2.6 Versagensart.....	51
4.2.7 Porcine Extensorensehnen	52
4.3 Limitationen.....	53
4.3.1 Das porcine Modell.....	53
4.3.2 Natives Gewebe	55
4.3.3 Händische Präparation.....	55
4.3.4 Auswahl des porcinen Gewebes	55
4.3.5 Klinische Anwendbarkeit der Ergebnisse	56
4.4 Schlussfolgerung	56
4.5 Ausblick	57
5 Zusammenfassung	58
6 Anhang	60
6.1 Deskriptive Statistik der Extensorensehnen nach Gruppen	60
6.2 Rohdaten der Präparate.....	61
7 Literaturverzeichnis.....	65

1 Einleitung

1.1 Anatomie der Patella

1.1.1 Funktion und Aufbau

Die Patella ist ein zur unteren Extremität gehörender rundlicher Knochen. Sie dient als Sesambein des M. quadriceps femoris und liegt eingefasst in dessen Sehne ventral dem Kniegelenk auf [1].

„Sesambeine [...] sind in Sehnen eingelagerte Knochen, die die Sehnen vor zu großer Reibung schützen“ [2]. Sie reduzieren die Druckbelastung von Sehnenscheiden und dienen oft gleichzeitig als Hypomochlion, indem sie den Sehnenansatzwinkel vergrößern. Die funktionelle Bedeutung resultiert aus einer Vergrößerung des Hebelarms, was zu einer Kraftersparnis des betreffenden Muskels führt [2, 3].

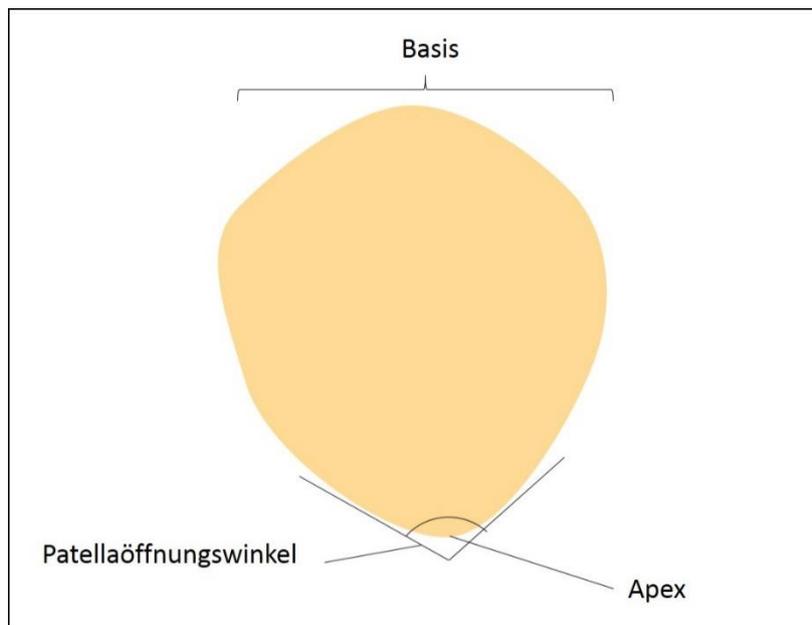


Abb. 1 Schematischer Aufbau einer Patella

Aufbau der Patella (Abb. 1):

„Ihr proximales abgerundetes Ende wird als Basis bezeichnet, das distale Ende bildet den zugespitzten Apex. Ihre Rückseite besteht aus zwei überknorpelten Facetten, welche mit der zwischen den Femurkondylen gelegenen Facies patellaris artikulieren und miteinander den Patellaöffnungswinkel von durchschnittlich 130° bilden.“ [1].

Die laterale Facette ist in der Regel leicht konkav geformt, während die mediale Facette meist leicht konvex ist [4].

1.1.2 Femoropatellargelenk

Die retropatellare Gelenkfläche der Patella und die knöchere Trochlea des Femurs bilden das Femoropatellargelenk. Die Kante zwischen medialer und lateraler Facette der Patella sollte dabei mittig in der Rinne der Trochlea laufen [1, 4].

Die Patella wird von 3 Hauptstabilisatoren in ihrem Gelenk stabilisiert. Diese können in passive und aktive Stabilisatoren unterteilt werden [5-7].

Die Patella wird passiv stabilisiert durch:

- Das mediale patellofemorale Ligament (MPFL), welches vom Epicondylus medialis des Femurs zum medialen Rand der Patella verläuft.
- Die knöchere Trochlea femoris.

Die Patella wird aktiv stabilisiert durch:

- Den Vastus medialis/Vastus medialis obliquus des Musculus quadriceps femoris.

1.2 Ätiologie und Epidemiologie von akuter Patellaluxation und patellofemoraler Instabilität

Akute Patellaluxationen sind als häufige Kniegelenksverletzungen in der Literatur beschrieben [8-10]. Von einer Subluxation bzw. einer Luxation spricht man, „[...] wenn sich die Gelenkpartner teilweise oder ganz voneinander trennen und in Fehlstellung zueinander geraten.“ [11]. Die jährliche Inzidenz von Patellaluxationen liegt bei 23,2 pro 100.000 Personenjahre. Sehr häufig luxiert

die Patella dabei nach lateral. Luxationen der Patella sind meist Sportverletzungen des Jugendlichen, welche durch Valgus- und Rotationskräfte auf das gebeugte Knie ausgelöst werden. Die höchste Inzidenz findet sich bei 14- bis 18-Jährigen, sie liegt bei 147,7 pro 100.000 Personenjahre [10].

Nach erstmaliger Patellaluxation besteht ein erhöhtes Risiko, eine patellofemorale Instabilität zu entwickeln. So beschreiben Jaquith *et al.* [12] eine Instabilitätsrate von 34,7 % bei konservativer Erstversorgung. Hevesi *et al.* [13] beobachteten, dass 38 von 81 Patienten (46,9 %) in einem Zeitraum von 10 Jahren eine patellofemorale Instabilität entwickelten. Das Risiko erhöht sich mit Vorliegen von einem oder mehrerer Risikofaktoren. Zu Ihnen gehören neben einem jungem Patientenalter und der Unreife des Skelettsystems auch eine Dysplasie der Trochlea, eine Patella alta, eine Laxizität des Band- und Kapselapparats sowie eine Schwäche des Vastus medialis des M. quadriceps femoris. Weitere Risikofaktoren sind eine Hypoplasie der lateralen Femurkondyle, ein Genu valgum, eine verstärkte Innentorsion des Femurs sowie eine lateralisierte Position der Tuberositas tibiae [6, 12-16].

1.3 Therapie von akuter Patellaluxation und patellofemoraler Instabilität

Aufgrund der multifaktoriellen Genese wird die Therapie einer erstmaligen Patellaluxation kontrovers diskutiert [17]. Es sollte berücksichtigt werden, dass rezidivierende Patellaluxationen und patellofemorale Instabilität häufig zu Knorpelschäden und Arthrose des Kniegelenks führen [18-20]. Ohne Vorliegen von Risikofaktoren wird oft zunächst ein konservativer Therapieansatz gewählt, spätestens bei rezidivierender patellofemorale Instabilität ist meist ein operatives Vorgehen indiziert [6, 8]. Dafür wird der Patient auf wahrscheinliche Ursachen und anatomische Risikofaktoren untersucht und die dazu passende(n) Intervention(en) ausgewählt [21, 22].

Bei Patellaluxationen wird oft das mediale patellofemorale Ligament (MPFL) beschädigt [8]. Es dient als einer der Hauptstabilisatoren der Patella gegen Kräfte, die nach lateral wirken, insbesondere zwischen 0° und 20° der Flexion

[23, 24]. Bei vorliegender patellofemorale Instabilität ist in über 90 % der Fälle das MPFL insuffizient [6]. Daher ist, je nach Ätiologie der Instabilität ggf. auch in Kombination mit anderen Eingriffen, einer der häufigsten operativen Therapieansätze die Rekonstruktion des MPFL [6, 7, 25, 26].

1.4 Problemstellung

In der Literatur sind zahlreiche unterschiedliche Techniken zum MPFL-Ersatz beschrieben. Dabei wird meist das nicht mehr funktionsfähige MPFL durch ein autologes Sehnentransplantats ersetzt, indem es femoral und patellar fixiert wird und dadurch die physiologische Position des MPFL einnimmt. Die in der Literatur beschriebenen Techniken unterscheiden sich hauptsächlich in der Art der patellaren Fixation des Transplantats. Beschrieben sind Fixationen mit Interferenzschrauben, Bohrkanälen, Nahtankern oder Nahtfixationen am Knochen oder Weichgewebe. Bei der femoralen Fixation des Transplantats ist der Einsatz von Interferenzschrauben am weitesten verbreitet [27-40].

Trotz der Vielzahl an beschriebenen Methoden gibt es aktuell keinen klaren Konsens darüber, welche patellare Fixation das beste klinische Ergebnis mit sich bringt [41, 42].

Techniken mit transpatellaren Bohrkanälen zeigen höhere Komplikationsraten, während bei patellarer Fixation mit Nahtanker oder Interferenzschraube Fremdkörper eingebracht werden, welche im weiteren Verlauf ursächlich für zahlreiche Probleme sein können [25, 42-44]. So können sie bei späterer Bildgebung Störartefakte verursachen [45] und sollten stets als potenzielle Infektionsquelle betrachtet werden.

Shah *et al.* [44] beschreiben 2012 in einer Metaanalyse eine durchschnittliche Komplikationsrate von 26,1 % bei MPFL-Rekonstruktionen. Die am häufigsten erfassten Komplikationen waren Relaxation der Patella, Beugedefizit im Kniegelenk, Symptomatik wegen eingebrachter Fremdkörper, Hämatome, Wundinfektionen, Schmerz und Patellafraktur. 8,3 % der Patienten zeigten postoperativ eine patellare Hypermobilität oder Episoden von subjektiv empfundener Instabilität. Insgesamt 1,1 % aller Revisionen waren auf

eingebrautes OP-Material zurückzuführen. Im Vergleich zwischen MPFL, die mit Bohrkanalfixation rekonstruiert wurden und MPFL, die durch Nahtfixation rekonstruiert wurden, zeigte die Bohrkanalfixation eine höhere Komplikationsrate bei gleichzeitig niedrigerer Rate an Relaxation oder patellarer Hypermobilität.

Wilkens *et al.* [46] erfassten in einer Metaanalyse im Jahr 2019 eine rekurrente Instabilitätsrate von 13,8 % nach MPFL-Rekonstruktion.

Teilweise wenig zufriedenstellende Ergebnisse und hohe Komplikationsraten etablierter MPFL-Rekonstruktionen zeigen, dass nach wie vor ein hoher Forschungsbedarf besteht, um den Ersatz des MPFL zu optimieren.

1.5 Aufgabenstellung

Stellt sich die Aufgabe, eine ideale MPFL-Rekonstruktion zu entwickeln, dann sollte diese die folgenden Eigenschaften mit sich bringen:

1. Die biomechanischen Eigenschaften sollten mit denen des nativen MPFL vergleichbar sein.
2. Das MPFL sollte die Patella hauptsächlich zwischen 0° und 20° in der Beugung nach medial fixieren, ohne dass durch zu große Straffheit die Beweglichkeit des Knies eingeschränkt wird [21].
3. Das MPFL sollte mit doppeltem Schenkel rekonstruiert werden, um die breite Insertion des nativen MPFL an der Patella zu imitieren und Rotationsbewegungen der Patella während der Beugebewegung zu minimieren [36, 41].
4. Dynamische Fixationen sollten gegenüber statischen den Vorzug gegeben werden, damit zu hohe patellofemorale Anpressdrücke zu verhindert werden können [27, 47]. So zeigten Rood *et al.* 2015 [47], dass bei statischer Fixation des Transplantats drei- bis fünffach erhöhte patellofemorale Anpressdrücke gegenüber dem nativen MPFL vorliegen, was eine Arthrose im Kniegelenk begünstigt.
5. Zur Minimierung von Komplikationen sollte die ossäre Patella unversehrt belassen werden [44].
6. Zur Minimierung von Komplikationen sollte auf das Einbringen von Fremdkörpern verzichtet werden [44].
7. Die Kosten sollten ökonomisch vertretbar sein.

1.6 Stand der biomechanischen Forschung

Es existiert bereits eine Vielzahl biomechanischer Studien zum MPFL-Ersatz. Untersucht wurden dabei hauptsächlich Techniken zur patellaren Fixation des Sehnentransplantats. Techniken zur femoralen Fixation wurden seltener untersucht. Die Studien wurden teils an humanen Kadavern durchgeführt, teils wurde ein porcines oder ein Kunstknochenmodell verwendet [9, 48-53].

Tab. 1 und Tab. 2 zeigen eine Übersicht der aktuellen Literatur. Viele der untersuchten Techniken zeigten eine hohe Primärstabilität. Sie haben gemeinsam, dass die Sehne mit einem Implantat oder Bohrkanal, oder einer Kombination von beidem, an der Patella befestigt wurde.

Nur wenige biomechanische Studien existieren bis jetzt zu implantat- und bohrkanalfreien patellaren Fixationsmethoden. Herbort *et al.* [49] untersuchten eine Rekonstruktion mittels geschwenkter Quadricepssehne. Dazu wurde ein Teil der Quadricepssehne freipräpariert und um 90° nach medial geschwenkt. Die patellare Insertion der Sehne wurde belassen und die geschwenkte Sehne zusätzlich an der medialen Seite der Patella mit zwei Nähten befestigt. Die femorale Insertion der Sehne wurde in der Studie nicht durchgeführt und nicht getestet. Es resultierten mit dem MPFL vergleichbare Primärstabilitäten.

Mountney *et al.* [52] untersuchten unter anderem eine Nahttechnik des rupturierten MPFL. Es resultierten Primärstabilitäten die weit unter dem des nativen MPFL lagen.

Eine Technik, bei der ein Sehnentransplantat durch Vernähen am patellaren Weichgewebe befestigt wird, wurde nach aktuellem Wissensstand biomechanisch noch nicht untersucht. Eine mögliche Überlegenheit von implantat- und bohrkanalfreier patellarer Fixation, vor allem durch einen komplikationsärmeren postoperativen Verlauf, setzt voraus, dass eine gute biomechanische Primärstabilität gegeben ist. Die biomechanische Untersuchung sollte somit am Anfang der Entwicklung einer neuen Rekonstruktionsmethode für den MPFL-Ersatz stehen.

Tab. 1 Übersicht aktueller biomechanischer Publikationen zum MPFL-Ersatz Teil 1

Autoren und Jahr	Modell	Untersuchte patellare Fixationsmethoden	Materialprüfmaschine	F _{max} (N)	Yield Load (N)	Steifigkeit (N*mm ⁻¹)
Hapa <i>et al.</i> 2012 [48]	Hybrid: Kunstknochen (Sawbone) und bovine Extensorensehnen	(1) Transverse Tunnelfixation (2) Interferenzschraube (3) Docking-Technik (transossäre Bohrkanalfixation mit Naht) (4) Fadenanker	MTS Bionix-II Universal Testing Machine, MTS Systems Corp, USA	(1) 304 ± 140 (2) 241 ± 103 (3) 106 ± 41 (4) 299 ± 116	-	(1) 28 ± 3 (2) 31 ± 6 (3) 14 ± 2 (4) 21 ± 6
Herbort <i>et al.</i> 2014 [49]	Humane Kadaver	(1) Natives MPFL (2) Quadriceps-Sehnen Rekonstruktion	Zwick Roell Z005	(1) 190,7 ± 82,2 (2) 205 ± 77,8	(1) 167,8 ± 80 (2) 147,1 ± 65,1	(1) 29,4 ± 9,8 (2) 33,6 ± 6,8
Huber <i>et al.</i> 2019 [50]	Metaanalyse	nativ	Verschiedene	Ø 158,3 ± 76,3	-	Ø 29,3 ± 14,9
Joyner <i>et al.</i> 2017 [51]	Humane Kadaver + Gracilishne	(1) kortikale suspensorische Fixation (Patella + Femur) (2) kortikale suspensorische Fixation (Patella) + Inferenzschraube (Femur) (3) Interferenzschraube (Patella) + kortikale suspensorische Fixation (Femur) (4) Interferenzschraube (Femur + Patella) (5) Fadenanker (Patella) + kortikale suspensorische Fixation (Femur)	Instron 5565	(1) 218.3 ± 50.1 N. (2) 261.6 ± 67.8 N. (3) 267.1 ± 88.5 N. (4) 191 ± 82.7 N (5) 120.0 ± 21.6 N	-	-

Tab. 2 Übersicht aktueller biomechanischer Publikationen zum MPFL-Ersatz Teil 2

Autoren und Jahr	Modell	Untersuchte patellare Fixationsmethoden	Materialprüfmaschine	F _{max} (N)	Yield Load (N)	Steifigkeit (N*mm ⁻¹)
Lenschow et al. 2013 [9]	Porcin	(1) Interferenzschraube (2) Transpatellarer Tunnel (3) Fadenanker (4) V-förmiger Bohrkanal (5) Docking-Technik (transossäre Bohrkanalfixation mit Naht)	Zwick Roell Z005	(1) 416,0 ± 101,7 (2) 354,4 ± 136,8 (3) 401,5 ± 96,1 (4) 146,7 ± 79,6 (5) 539,5 ± 159,6	getestet, aber nicht angegeben	(1) 97,2 ± 23,2 (2) 90,5 ± 24,3 (3) 87,4 ± 18,4 (4) 99,6 ± 4,8 (5) 30,8 ± 4,8
Mountney et al. 2005 [52]	Hybrid: Humane Kadaver und bovine Hamstring-Sehnen	(1) nativ (2) MPFL-Reparatur durch Kessler-Naht (3) Fadenanker + 4 Fäden ohne Transplantat (4) Interferenzschraube laterale Patella + medialer Femur (5) Interferenzschraube laterale Patella + lateraler Femur	Instron 1122 (Instron Co., High Wycombe, UK),	(1) 208 ± 90 (2) 37 ± 27 (3) 142 ± 39 (4) 126 ± 21 (5) 195 ± 66	-	nicht angegeben
Russ et al. 2015 [53]	Humane Kadaver	(1) Fadenanker (2) Interferenzschraube	Instron 5864	(1) 201,5 ± 63,1 (2) 299,2 ± 99,9	-	(1) 20,6 ± 6,8 (2) 34,7 ± 10,7

1.7 Die neue implantatfreie patellare Weichteilfixation

Ein möglicherweise vielversprechender Ansatz ist die von Reppenhagen *et al.* [39] beschriebene implantatfreie patellare Weichteilfixation. Dabei wird die autologe Gracilissehne als Transplantat verwendet. Sie wird implantat- und bohrkanalfrei mit resorbierbarem Nahtmaterial der Stärke 0 mittels zweier Z-Nähte sowie zweier U-Nähte am patellaren Weichgewebe befestigt (s. Kapitel 2.1.2 Präparation der Versuchsgruppen, Gruppe 1). „Die femorale Fixation erfolgt durch Einzug des Transplantats in einen Bohrkanal und Stabilisierung mit einer Interferenzschraube.“ [39].

Ein Vorteil dieser Methode ist, dass die ossäre Integrität der Patella unversehrt belassen wird und auf das Einbringen von Ankern oder Schrauben verzichtet wird. Wahrscheinlich wird durch die weniger straffe Fixation ein physiologischerer patellofemorale Druck erreicht. Unphysiologisch hohe Anpressdrücke könnten langfristig Arthrose verursachen [27, 47].

Durch den Verzicht auf aufwendige Bohrungen oder Einbringen von Fremdmaterialien können Ressourcen gespart und Operationszeiten verkürzt werden. Die Operationstechnik wird in der Orthopädischen Klinik König-Ludwig-Haus in Würzburg bei patellofemorale Instabilität angewendet. Über einen Nachuntersuchungszeitraum von 5 Jahren konnten gute klinische Ergebnisse beobachtet werden [54].

1.8 Ziel der Arbeit

Implantat- und bohrkanalfreie patellare Fixationsmethoden bei der MPFL-Rekonstruktion sind in der Literatur beschrieben. Es handelt sich um patellare Fixationsmethoden, die auf das Einbringen von Fremdkörpern oder die Verwendung von Bohrkanälen zur Fixierung des Sehnen transplantats verzichten. Die potenziellen Vorteile dieser Techniken sind groß, es finden sich jedoch kaum Daten über biomechanische Eigenschaften dieser Fixationen [9, 31, 34].

In dieser Arbeit wurden die biomechanischen Eigenschaften implantatfreier patellarer Fixationsmethoden am porcinen Modell untersucht. Dabei wurde die

Stabilität von zwei Weichteilfixationen, unter anderem der patellaren Weichteilfixation nach Reppenhausen *et al.* [39], mit der Stabilität von drei Bohrkanalfixationen und dem nativen MPFL verglichen. Die Hypothese dieser Arbeit war, dass die Weichteilfixationen eine ähnliche primäre Ausrissfestigkeit im Vergleich zu den Bohrkanalfixationen und dem nativen MPFL zeigen.

Bei der Testung wurden folgende Parameter erhoben:

- Maximalkraft
- Yield Load
- Steifigkeit
- Elongation nach zyklischer Belastung mit 1000 Messzyklen mit einem Kraftintervall von 5 - 50 N
- Versagensmechanismus

Damit soll vor allem auf folgende Fragestellungen eingegangen werden:

1. Sind Weichteilfixationen biomechanisch mit dem nativen MPFL vergleichbar?
2. In welchen Parametern unterscheidet sich Weichteilfixationen von Bohrkanalfixationen und dem nativen MPFL?
3. Welche der getesteten Weichteilfixationen zeigt die besseren biomechanischen Eigenschaften?
4. Was ist der primäre Versagensmechanismus bei maximaler Kraftapplikation?

2 Material und Methoden

2.1 Untersuchungsmaterial

Zur biomechanischen Testung der verschiedenen MPFL-Rekonstruktionen wurde ein porcines Modell verwendet. Bereits in zahlreichen Studien wurde ein porcines Modell als Ersatz für menschliches Gewebe verwendet [9, 55-60].

Es wurden 60 Hinterläufe vom Hausschwein (Abb. 2) randomisiert auf 6 Versuchsgruppen aufgeteilt (je n=10). Die Hinterläufe stammten aus dem Fleischgroßhandel *Gebrüder Staus GmbH* in Würzburg. Zum Zeitpunkt der Schlachtung waren die Tiere zwischen 6 und 8 Monate alt. In den Gruppen 1 und 2 wurden patellare Weichteilfixationen untersucht, in den Gruppen 3-5 Fixationen mit Bohrkanal. Gruppe 6 diente der Testung des nativen Gewebes. In einer zusätzlichen Versuchsgruppe (n=10) wurde die Biomechanik porciner Extensorensehnen getestet. Hierfür wurden überschüssige Extensorensehnen aus den Hinterläufen der Gruppen 1-6 nach ihrem Durchmesser ausgewählt.



Abb. 2 Nativer porciner Hinterlauf

2.1.1 Allgemeine Präparation

Die Hinterläufe wurden nach Abholung frisch weiterverarbeitet. Während der gesamten Präparation wurden die Gewebe durch Besprühen mit isotoner Kochsalzlösung befeuchtet, um eine Austrocknung vorzubeugen.

Patellae und Extensorensehnen wurden herauspräpariert. Die Exartikulation der Patellae erfolgte unter Mitnahme eines circa 1,5 cm breiten medial an der Patella verbleibenden Kapsel- und Weichteilstreifens. Aus der Extensorenloge am Unterschenkel wurde die am weitesten medial verlaufende Extensorensehne von Ansatz und Ursprung gelöst (Abb. 3), mit ihrer zugehörigen Patella (Abb. 4) abgepackt und bei -20°C eingefroren. Für die Testung der Sehnengruppe wurden zusätzliche zehn Sehnen entnommen und ebenfalls eingefroren.

Etwa 12 Stunden vor Beginn der Versuche wurden die Präparate bei Raumtemperatur wieder aufgetaut. Die patellare MPFL-Rekonstruktion wurde unmittelbar vor Testung entsprechend der Gruppenzuordnung durchgeführt.



Abb. 3 Präparation der Extensorensehnen

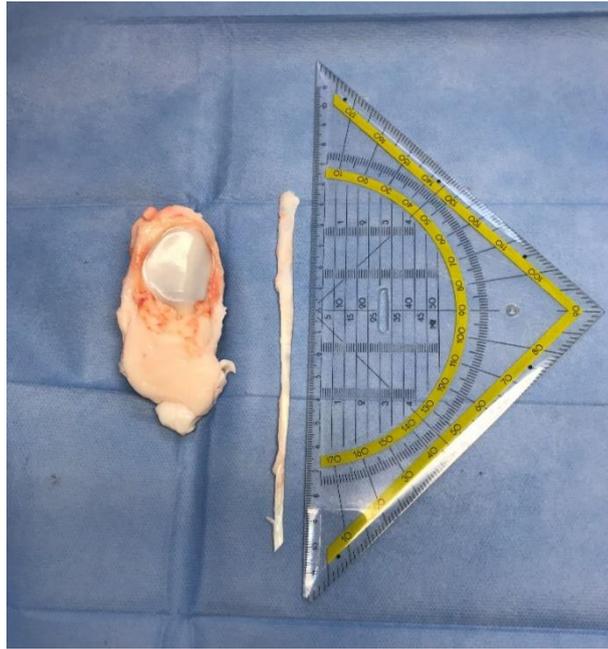


Abb. 4 Entnommene Patella und Extensorsehne mit Lineal als Maßstab.

Die folgenden Arbeitsschritte wurden in allen Versuchsgruppen gleich ausgeführt. Direkt anschließend erfolgte die gruppenspezifische Präparation.

Zur sicheren Befestigung der Präparate in der Testmaschine **Zwick/Roell Z010** (siehe Kapitel 2.2.1) wurden die Patellae von der Basis zum Patellaspitze mit einem 5-mm Steinmann Pin durchbohrt. Der Steinmann Pin wurde dabei so in die Patellae gebohrt, dass in den Versuchsgruppen mit Bohrkanalfixation noch ausreichend Platz zum Anlegen der Bohrkanäle gelassen wurde.

Die entnommenen Sehnen wurden mit Faden des Typ Vicryl USP 1 der Firma Ethicon (Johnson & Johnson, USA) mittels Baseballstichtechnik armiert (Abb. 5).

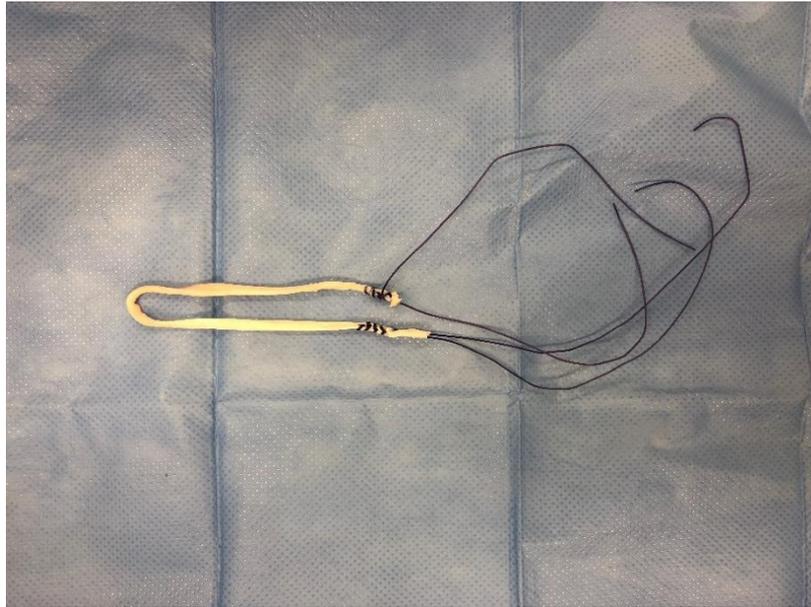


Abb. 5 Porcine Extensorsehne, armiert in Baseballstichtechnik mit Faden des Typs USP 1 der Firma Ethicon, Johnson & Johnson, USA.

2.1.2 Präparation der Versuchsgruppen

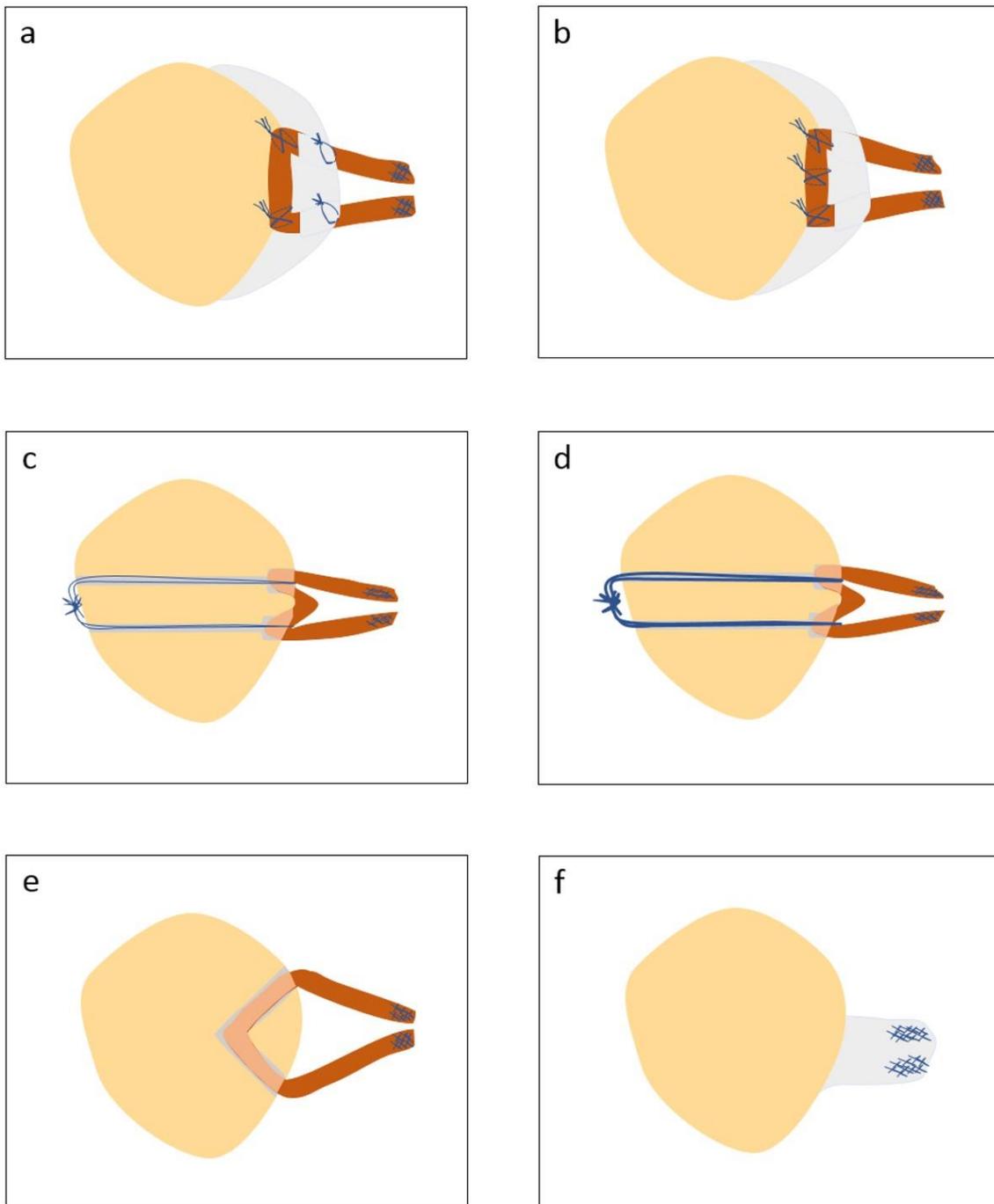


Abb. 6 Schematische Darstellung verschiedener Fixationsmethoden für das Sehnentransplantat und native Vergleichsgruppe: (a) Gruppe 1: Weichteilfixation mit Vicryl USP 0, vier Nähte (b) Gruppe 2: Weichteilfixation mit Vicryl USP 0, drei Nähte (c) Gruppe 3: Transossäre Bohrkanalfixation mit Vicryl USP 0 (d) Gruppe 4: Transossäre Bohrkanalfixation mit Ethibond USP 3 (e) Gruppe 5: V-förmige Bohrkanalfixation (f) Gruppe 6: natives Gewebe, armiert mit Ethibond USP 3

In den Gruppen 1-5 wurden verschiedene MPFL-Rekonstruktionen durchgeführt (Abb. 6).

In den Gruppen 1 und 2 wurden Weichteilfixationen getestet. In Gruppe 1 wurde eine MPFL-Rekonstruktion nach Reppenhagen *et al.* [39] durchgeführt (Abb. 7). Dazu wurden im Abstand von 15 mm in das mediale Weichgewebe der Patella zwei Stichinzisionen gesetzt und das Sehnentransplantat u-förmig eingezo- gen. Es folgte die Befestigung mit 2 Z-Nähten am medialen Rand der Patella und 2 U-Nähten medial mit Faden des Typs Vicryl USP 0 der Firma Ethicon (Johnson & Johnson, USA). In Gruppe 2 erfolgte die Befestigung mit drei parallel verlaufenden Z-Nähten bei ansonsten gleicher Vorgehensweise (Abb. 8).

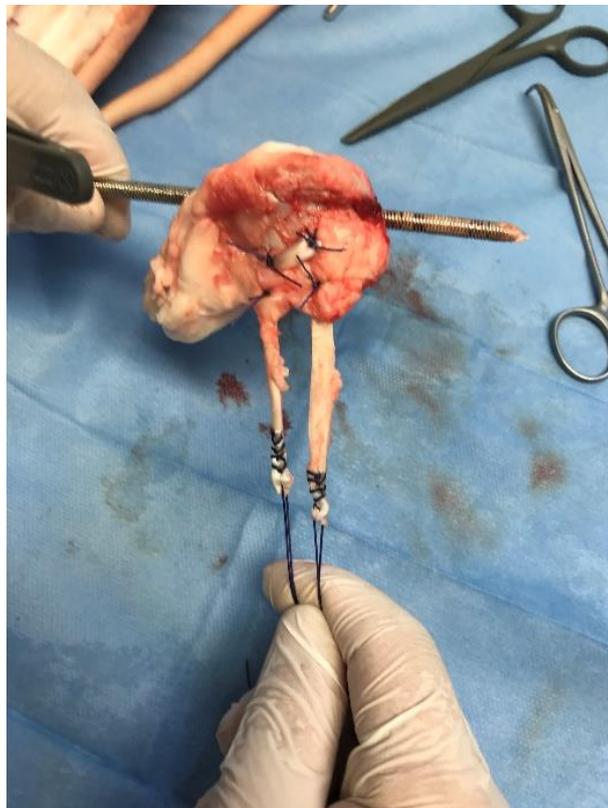


Abb. 7 Rekonstruktion mit zwei Z-Nähten und 2 U-Nähten nach Reppenhagen *et al.* in Gruppe 1

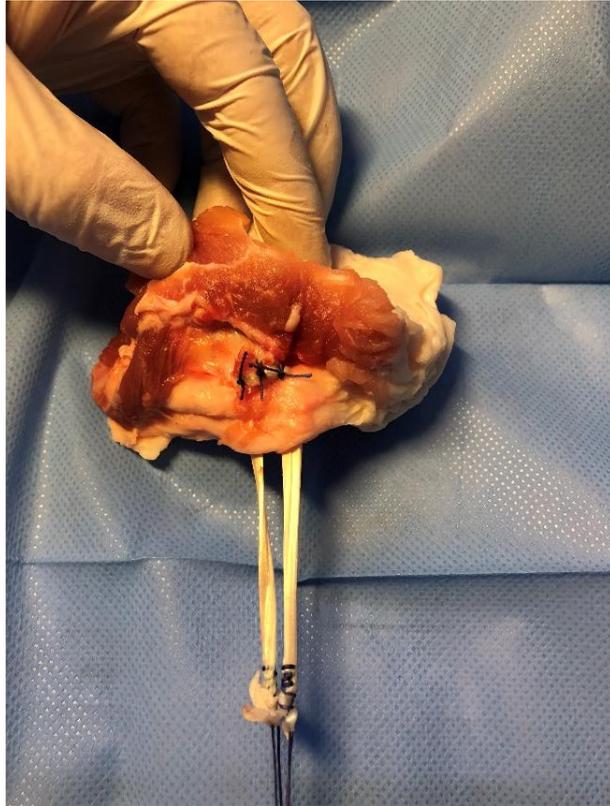


Abb. 8 Rekonstruktion mit 3 parallel verlaufenden Z-Nähten in Gruppe 2

In den Gruppen 3-5 wurden ossäre Bohrkanalfixationen getestet. Dazu wurden in den Gruppen 3 und 4 von medial nach lateral im Abstand von 10 mm parallel zwei 2,4-mm K-Drähte eingebracht (Abb. 9). Anschließend wurden die beiden K-Drähte am medialen Rand mit einem 6-mm-kanülierten Bohrer überbohrt und so zwei 5 mm tiefe Einbuchtungen für die Sehne gebildet. Mithilfe von Blumendrähten wurden in die Bohrkanäle jeweils ein Faden eingebracht, in Gruppe 3 resorbierbarer Faden des Typs Vicryl USP 0 (Ethicon, Johnson & Johnson, USA) und in Gruppe 4 nicht-resorbierbarer Faden des Typs Ethibond Excel USP 3 (Ethicon, Johnson & Johnson, USA). Die Fadenenden wurden dabei von medial nach lateral zunächst nur so weit durchgezogen, dass medial zwei Schlaufen entstanden. Anschließend wurde das Sehnentransplantat in die beiden Schlaufen eingeführt und in die Einbuchtungen eingezogen, indem die Fadenenden am lateralen Rand der Patella verknotet wurden (Abb. 10).

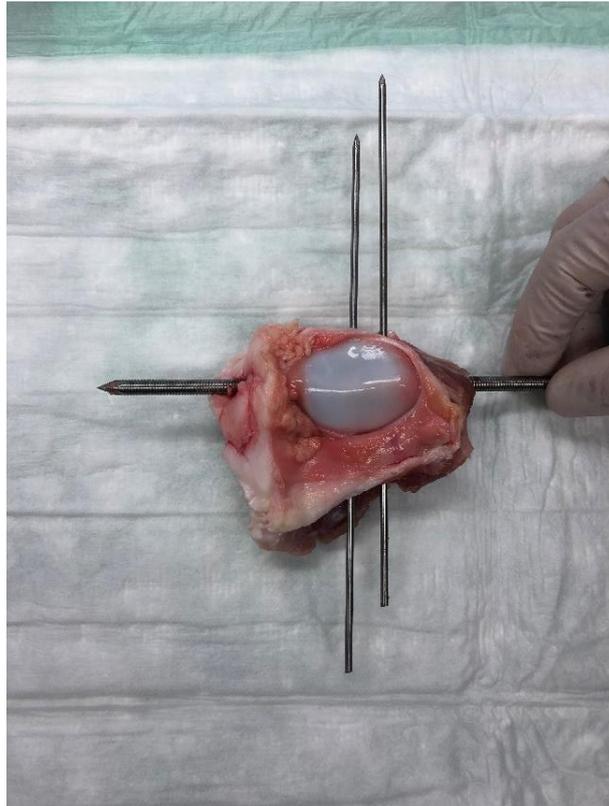


Abb. 9 Zwei parallel verlaufende 2,4 mm K-Drähte zur Präparation in den Gruppen 3 und 4

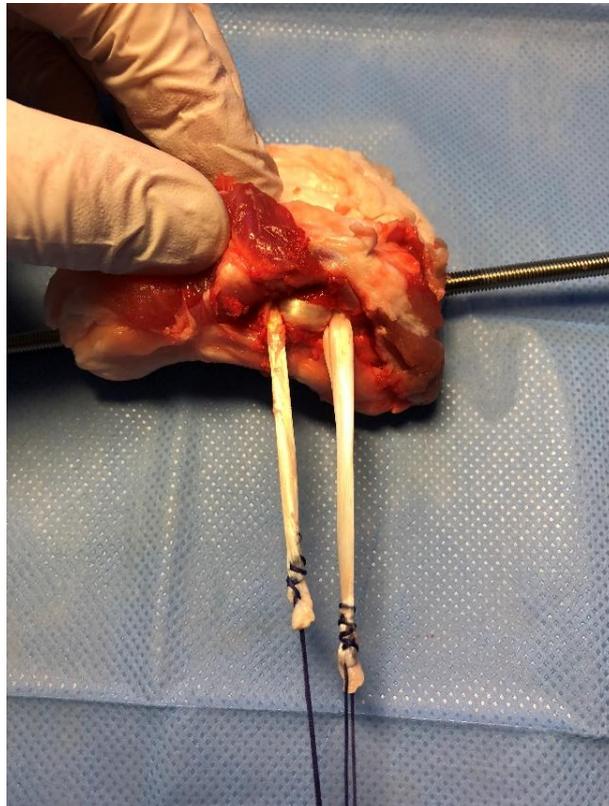


Abb. 10 Transossäre Nahttechnik in den Gruppen 3 und 4

In der Gruppe 5 wurde die Sehne mit einem V-förmigen Bohrkanal an der Patella befestigt (Abb. 11). Dazu wurden auf der medialen Seite der Patella im Abstand von 20 mm zwei 2,4-mm K-Drähte eingebracht. Diese waren so ausgerichtet, dass zwischen ihnen ein Winkel von ca. 80° lag und sie sich in der Tiefe trafen. Die K-Drähte wurden mit einem 4,5-mm-kanülierten Bohrer überbohrt und das Sehnentransplantat eingezogen.

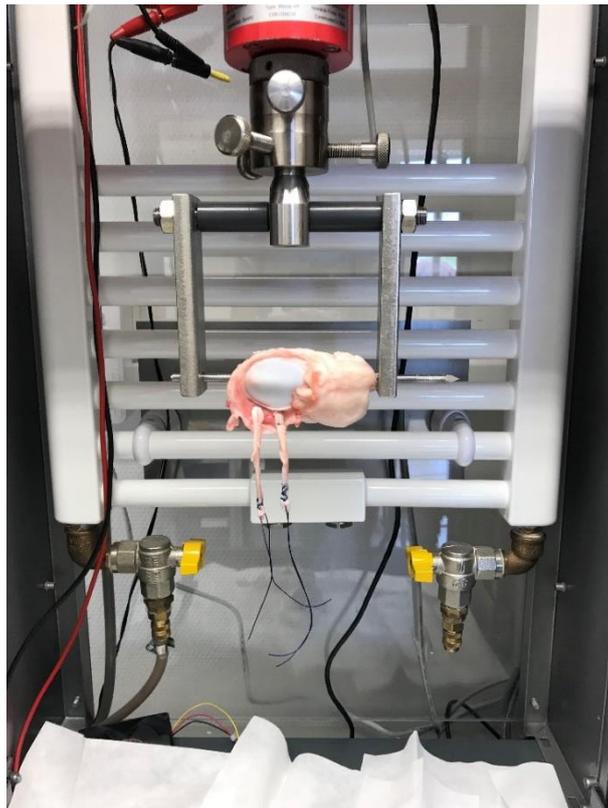


Abb. 11 Ein Präparat der Gruppe 5 in der Materialprüfmaschine Zwick/Roell Z010

In der sechsten Versuchsgruppe wurden die biomechanischen Eigenschaften des nativen Gewebes getestet. Dazu wurde im proximalen Drittel der medialen Seite der Patella ein 15 mm breiter Kapsel- und Weichteilstreifen freipräpariert und mit Faden des Typs Ethibond Excel USP 3 (Ethicon, Johnson & Johnson, USA) armiert (Abb. 12). Dieses native Gewebe wurde zur Vergleichbarkeit als Äquivalent zum nativen MPFL angesehen.

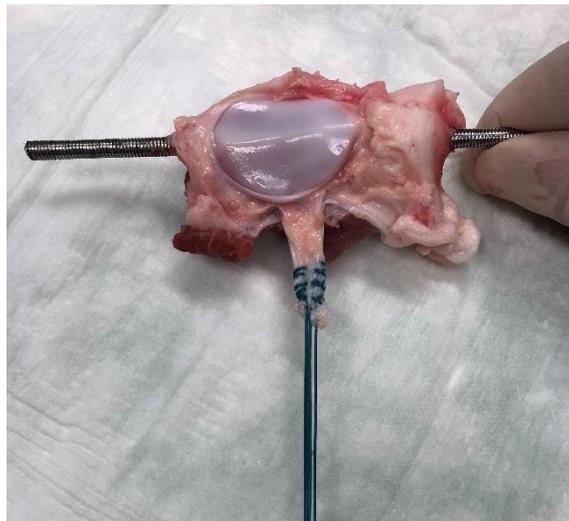


Abb. 12 Präparat der Gruppe 6

2.1.3 Porcine Extensorensehnen

In einer weiteren Versuchsgruppe (n=10) wurden porcine Extensorensehnen biomechanisch getestet. Die Sehnen wurden distal und proximal mit Faden des Typ Vicryl USP 0 (Ethicon, Johnson & Johnson, USA) mittels Baseballstichttechnik armiert und zur Testung in der Maschine **Zwick/Roell Z010** (s. Kapitel 2.2.1) schlaufenförmig über einen glatten, im Durchmesser 5 mm messenden Metallstift gelegt.

2.2 Untersuchungsmethoden

2.2.1 Material-Prüfmaschine Zwick/Roell Z010

Zur biomechanischen Testung wurde die Material-Prüfmaschine *Zwick/Roell Z010* (Zwick/Roell, Ulm, Deutschland) mit einer 10-kN-Messzelle und die Prüfsoftware *testXpert II V3.1* verwendet (Abb. 13).

Die Präparate wurden im oberen Teil der Messzelle mithilfe einer speziell dafür angefertigten Konstruktion am Kraftaufnehmer befestigt. Um eine gleichmäßige Belastung der beiden Schenkel des Transplantats zu gewährleisten, wurden die freien Sehnenenden unter Verwendung eines Endobutton mit Faden des Typ Vicryl USP 0 (Ethicon, Johnson & Johnson, USA) vernäht, bevor sie im unteren Teil der Messzelle mit einer Klemme fixiert wurden. Durch den so auf die Fixation senkrecht verlaufenden Kraftvektor wurde ein Worst-Case-Szenario simuliert.

Der Abstand zwischen dem medialen Rand der Patella und der Einklemmvorrichtung wurde auf 50 mm festgelegt, was in etwa der anatomischen Länge des menschlichen MPFL entspricht [23, 61] (Abb. 14).



Abb. 13 Material-Prüfmaschine Zwick/Roell Z010 und PC mit Testsoftware TestXpert II V3.1.

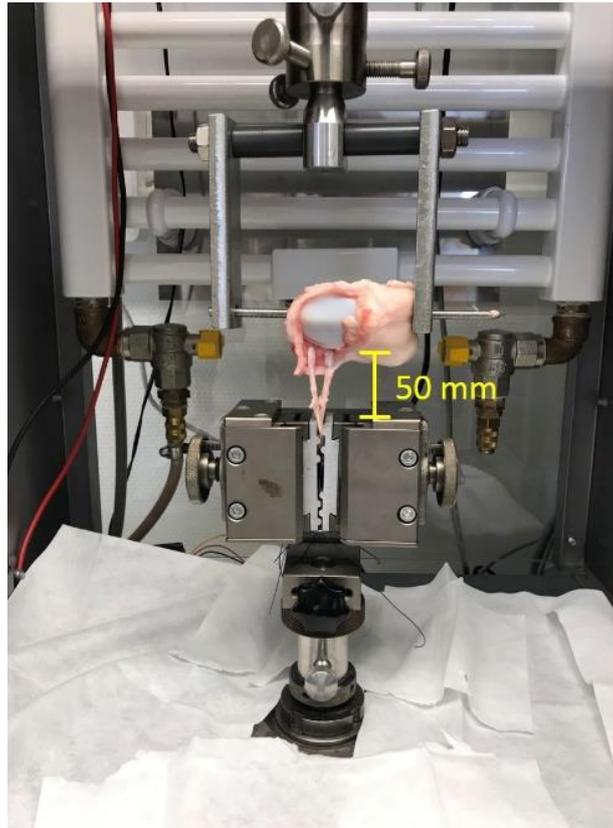


Abb. 14 Einspannvorrichtung mit eingespannter porciner Patella.

2.2.2 Biomechanischer Testaufbau

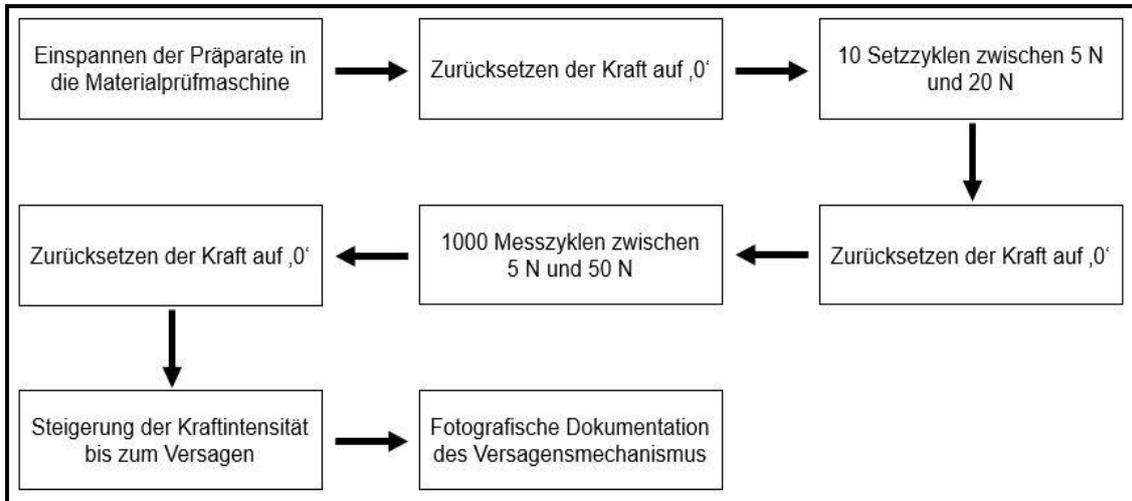


Abb. 15 Zeitliche Abfolge der biomechanischen Testung

Die biomechanische Testung gliederte sich in aufeinander folgende Abschnitte (Abb. 15). Standardkraft [N] und Standarddehnung [mm] wurden während der Messungen kontinuierlich von der Software aufgezeichnet und in Kraft-Dehnungskurven festgehalten.

2.2.2.1 Zyklische Präkonditionierung

Zunächst wurde eine zyklische Präkonditionierung der Patella-Sehnen-Präparate mit 10 Setzzyklen und einem Kraftintervall von 5 - 20 N durchgeführt. Die Prüfgeschwindigkeit wurde auf $200 \text{ mm} \cdot \text{min}^{-1}$ festgelegt. Die Präkonditionierung sollte der korrekten Ausrichtung der Präparate in der Materialprüfmaschine dienen und ist bei biomechanischen Testungen üblich [62]. So wurde bei fehlender lateraler Fixierung im oberen Teil der Messzelle beispielsweise verhindert, dass ein schräges Einspannen der Präparate zur Messung einer falsch hohen Elongation führt.

2.2.2.2 Zyklische Messung

Es folgte eine zyklische Testphase mit 1000 Messzyklen mit einem Kraftintervall von 5 - 50 N. Die Prüfgeschwindigkeit wurde auf $200 \text{ mm} \cdot \text{min}^{-1}$ festgelegt. Anzahl der Messzyklen und Auswahl der Prüfgeschwindigkeit wurden zur besseren Vergleichbarkeit an die aktuelle Literatur angelehnt.

2.2.2.3 Load-to-failure Messung

Anschließend wurde bei gleicher Prüfgeschwindigkeit die Kraftintensität bis zum Eintritt des Versagens erhöht. Endpunkt der Messung war ein Abfall der Kraft auf 70 % der erfassten Maximalkraft F_{max} .

2.2.3 Untersuchungsparameter

2.2.3.1 Elongation nach zyklischer Belastung

Die Elongation nach zyklischer Belastung [mm] wurde aus der jeweiligen Kraft-Dehnungskurve der Messung mit 1000 Zyklen errechnet. Dazu wurde die Dehnungen des Konstruktes am Tiefpunkt der Kraftapplikation beim ersten und beim letzten Messzyklus abgelesen und voneinander subtrahiert (Abb. 16)

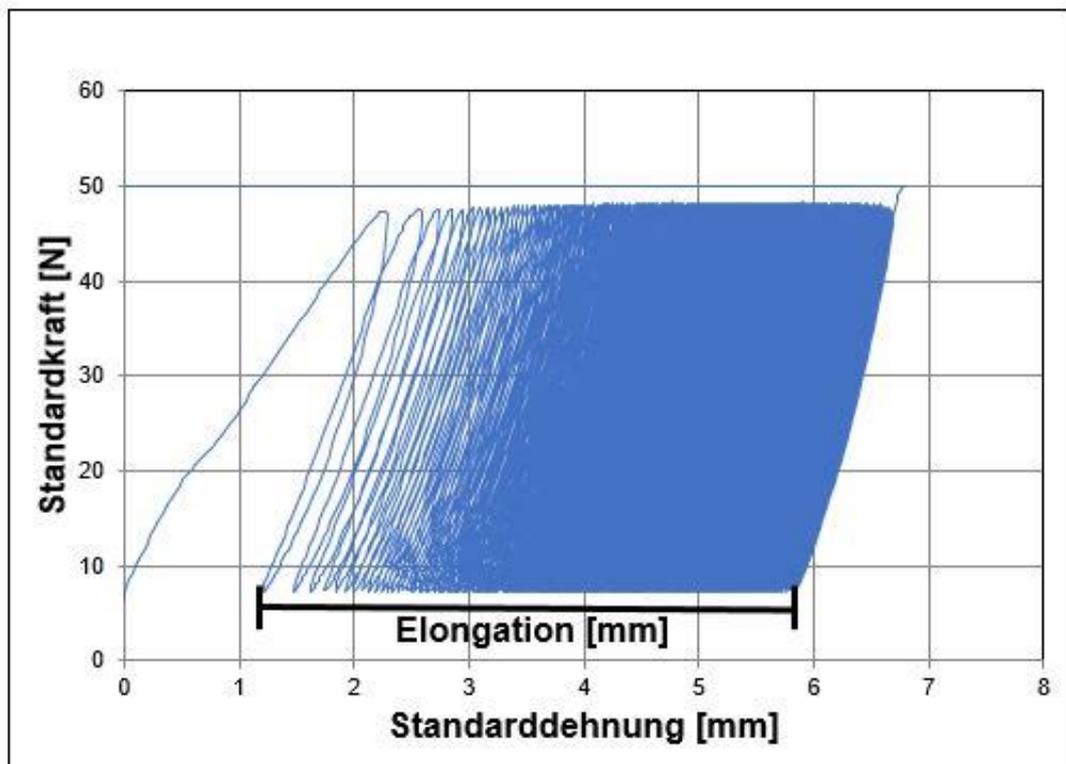


Abb. 16 Messparameter Elongation in der Kraft-Dehnungskurve.

2.2.3.2 F_{\max} , Yield Load und Steifigkeit

Maximale Ausrisskraft F_{\max} [N], Yield Load [N] und Steifigkeit [$\text{N}\cdot\text{mm}^{-1}$] wurden aus der jeweiligen Kraft-Dehnungskurve der Load-to-Failure Messung bestimmt. F_{\max} [N] wurde von der Prüfsoftware aufgezeichnet und konnte in der Auswertung abgelesen werden.

Der Yield Load [N] entsprach demjenigen Punkt im Diagramm, an dem der Graph den linearen Bereich der Kraft-Dehnungskurve verließ. Er markiert den Übergang

der elastischen Verformung zur plastischen Verformung. Er wurde zusammen mit der Steifigkeit händisch bestimmt.

Die Steifigkeit [$\text{N} \cdot \text{mm}^{-1}$] wurde aus der Steigung im linearen Bereich des Graphen berechnet. Dazu wurde händisch eine Ausgleichsgerade im initial annähernd linear verlaufenden Teil des Graphen gelegt. Zur Berechnung der Steigung wurden zwei beliebige Punkte auf der Ausgleichsgeraden bestimmt und die Koordinaten (= korrespondierende Werte des Punktes für Standarddehnung und Standardkraft auf dem Graphen) abgelesen und in die Formel $m = \frac{dy}{dx} = \frac{(y_2 - y_1)}{(x_2 - x_1)}$ eingesetzt, wobei für y Werte der Standardkraft und für x Werte der Standarddehnung eingesetzt wurden. Die errechnete Steigung m entsprach der Steifigkeit in $\text{N} \cdot \text{mm}^{-1}$ (Abb. 17).

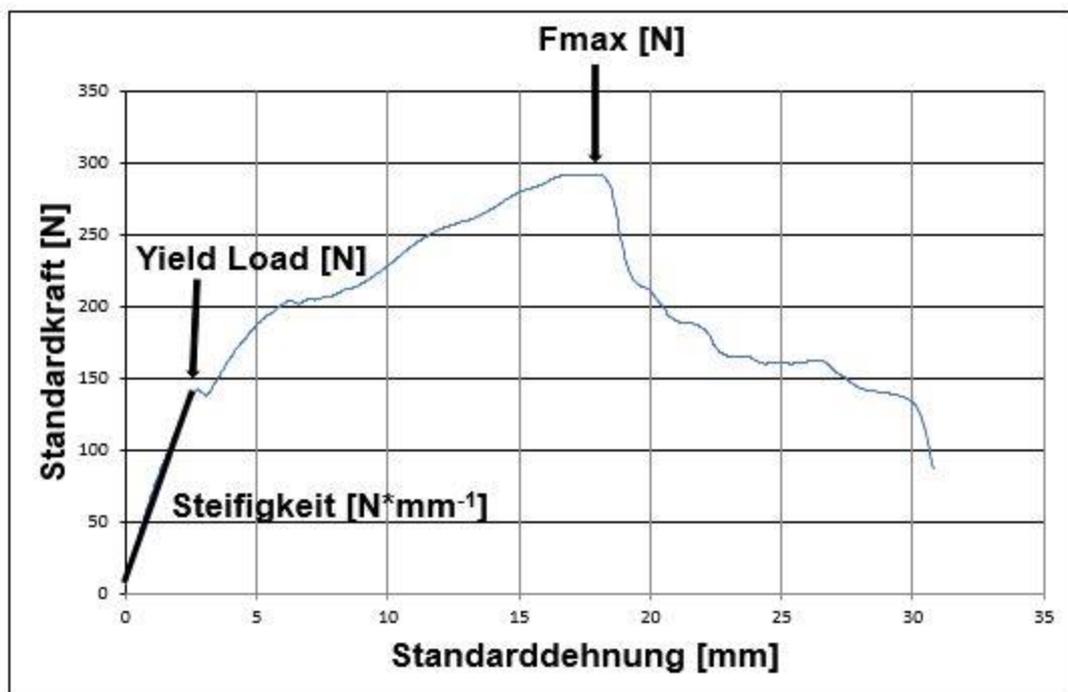


Abb. 17 Messparameter F_{max} , Yield Load und Steifigkeit in der Kraft-Dehnungskurve.

2.2.3.3 Versagensart

Nach Abbruch der Messung durch die Prüfmaschine wurde die Versagensart identifiziert und fotografisch dokumentiert (Abb. 18 und 19).



Abb. 18 Beispiel 1: Versagen durch Ruptur des Transplantats



Abb. 19 Beispiel 2: Versagen durch Ruptur des Fadenmaterials

2.3 Statistische Methoden

Die statistische Methodik wurde nach Beratung in Zusammenarbeit mit dem Institut für Klinische und Epidemiologie und Biometrie (IKEB) der Universität Würzburg festgelegt. Bei Poweranalyse und Festlegung der Gruppengrößen wurde sich anhand der Vorversuche und bereits existierender Literatur orientiert. Die statistische Auswertung erfolgte durch den Doktoranden.

Zur statistischen Auswertung wurde das Programm *IBM SPSS Statistics 25* benutzt. Bei den Parametern aller Versuchsgruppen wurden Mittelwert, Median, Standardabweichung, Minimal- und Maximalwert errechnet.

Zur Testung der Normalverteilung wurde zunächst der Kolmogorov-Smirnov Test angewandt. Um statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Versuchsgruppen festzustellen, wurde anschließend der Kruskal-Wallis Test als nicht-parametrischer Test für unabhängige Variablen durchgeführt. Der paarweise Vergleich erfolgte post-hoc mittels Dunn-Bonferroni Test.

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

3 Ergebnisse

3.1 Homogenität der Präparate

Um die Homogenität der porcinen Hinterläufe zu überprüfen wurden Breite und Länge der als Transplantat verwendeten Extensorensehnen vermessen und die Parameter Mittelwert, Standardabweichung, Minimum und Maximum errechnet (Tab. 3). Die als Transplantat eingesetzten Sehnen hatten eine durchschnittliche Länge von 183,5 mm und eine durchschnittliche Breite von 4,27 mm, was mit der menschlichen Gracilissehne vergleichbar ist [9].

Anschließend wurde mittels Kruskal-Wallis Test geprüft, ob die Parameter homogen über die Versuchsgruppen verteilt waren. Dabei konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Versuchsgruppen festgestellt werden ($p > 0,05$) (Abb.20).

Hypothesentestübersicht				
	Nullhypothese	Test	Sig.	Entscheidung
1	Die Verteilung von Sehnenbreite ist über die Kategorien von Gruppennummer identisch.	Kruskal-Wallis-Test bei unabhängigen Stichproben	0,622	Nullhypothese beibehalten
2	Die Verteilung von Sehnenlänge ist über die Kategorien von Gruppennummer identisch.	Kruskal-Wallis-Test bei unabhängigen Stichproben	0,192	Nullhypothese beibehalten

Asymptotische Signifikanzen werden angezeigt. Das Signifikanzniveau ist ,050.

Abb. 20 Hypothesentest Sehnenparameter

Tab. 3 Deskriptive Statistik der Gruppe der Extensorensehnen

Gruppen (1-6)	Anzahl [n]	Min. [N]	Max. [N]	MW [N]	SD [N]
Sehnenbreite	60	3	5	4,27	0,48
Sehnenlänge	60	160	215	183,5	13,7

3.2 Maximalkraft F_{\max}

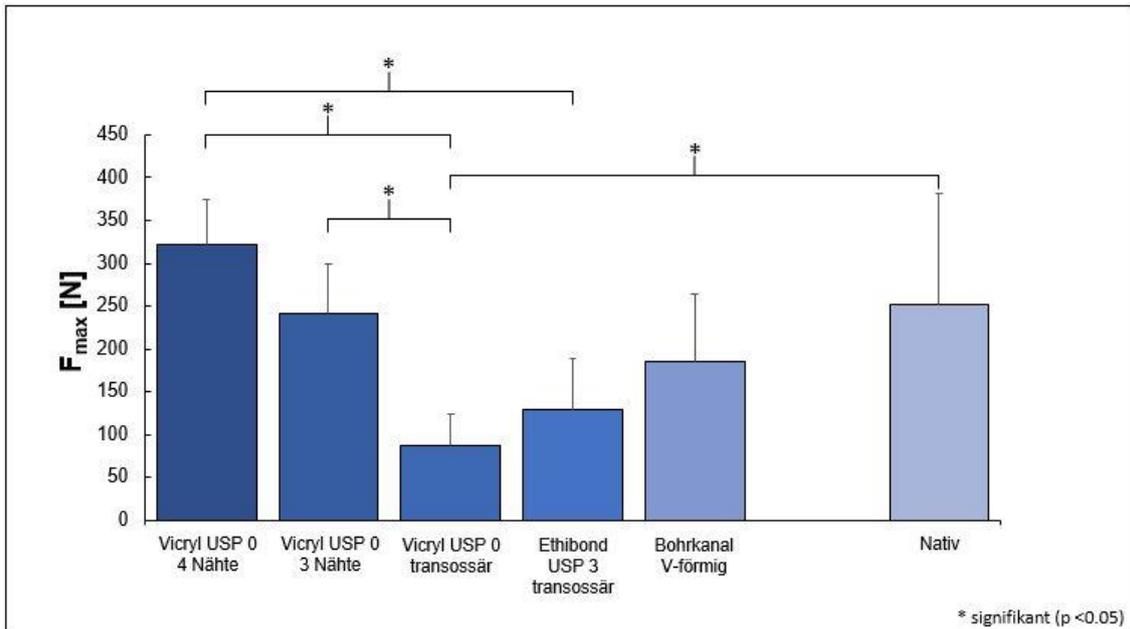


Abb. 21 Maximale Ausrisskräfte verschiedener implantatfreier Fixationsmethoden im Vergleich zum nativen Gewebe.

Implantatfreie patellare Fixationsmethoden in den Gruppen 1 und 2 zeigten im porcinen Modell ähnliche primäre Ausrissfestigkeiten wie das native Gewebe in Gruppe 6 (Abb. 21). Die mittlere Ausrissfestigkeit des nativen Gewebes lag bei $252,1 \pm 129,3$ N. Die höchsten mittleren Ausrisskräfte wurden in den Gruppen mit Weichteilfixation gemessen (Gruppe 1: $321,8 \pm 53,5$ N und Gruppe 2: $242,0 \pm 57,4$ N). Die Gruppen mit Bohrkanaalfixation zeigten geringere mittlere Ausrisskräfte (Gruppe 3: $87,6 \pm 36,3$ N, Gruppe 4: $128,5 \pm 61,3$ N, Gruppe 5: $184,6 \pm 79,6$ N) (Tab. 4).

Die mittleren Ausrisskräfte der transossären Bohrkanaalfixation mit USP 0 in Gruppe 3 waren signifikant kleiner als die mittleren Ausrisskräfte der Weichteilfixationen in Gruppe 1 ($p < 0,01$) und Gruppe 2 ($p < 0,01$) sowie des nativen Gewebes in Gruppe 6 ($p < 0,01$). Weiter waren die Unterschiede zwischen Weichteilfixation mit 4 Nähten in Gruppe 1 und transossärer Bohrkanaalfixation mit USP 3 in Gruppe 4 signifikant ($p < 0,01$). Zwischen allen anderen Gruppen waren die Unterschiede nicht signifikant ($p > 0,05$) (Abb. 22).

Tab. 4 Deskriptive Statistik F_{max}

F_{max}	Anzahl [n]	Min. [N]	Max. [N]	MW [N]	SD [N]
Gruppe 1	10	246,3	424,9	321,8	53,5
Gruppe 2	10	179,2	366,2	242,0	57,4
Gruppe 3	10	44,6	137,2	87,6	36,3
Gruppe 4	10	70,6	266,8	128,5	61,3
Gruppe 5	10	66,9	305,0	184,6	79,6
Gruppe 6	10	103,2	477,7	252,1	129,3

Paarweise Vergleiche von Gruppe					
Sample 1-Sample 2	Teststatistik	Standard Fehler	Standard Teststatistik	Sig.	Korr. Sig. ^a
3-4	-7,600	7,810	-0,973	0,331	1,000
3-5	-17,300	7,810	-2,215	0,027	0,401
3-2	27,200	7,810	3,483	0,000	0,007
3-6	-27,300	7,810	-3,495	0,000	0,007
3-1	39,400	7,810	5,045	0,000	0,000
4-5	-9,700	7,810	-1,242	0,214	1,000
4-2	19,600	7,810	2,510	0,012	0,181
4-6	-19,700	7,810	-2,522	0,012	0,175
4-1	31,800	7,810	4,072	0,000	0,001
5-2	9,900	7,810	1,268	0,205	1,000
5-6	-10,000	7,810	-1,280	0,200	1,000
5-1	22,100	7,810	2,830	0,005	0,070
2-6	-0,100	7,810	-0,013	0,990	1,000
2-1	12,200	7,810	1,562	0,118	1,000
6-1	12,100	7,810	1,549	0,121	1,000

Jede Zeile prüft die Nullhypothese, dass die Verteilungen in Stichprobe 1 und Stichprobe 2 gleich sind.
 Asymptotische Signifikanz (zweiseitige Tests) werden angezeigt. Das Signifikanzniveau ist ,05.
 a. Signifikanzwerte werden von der Bonferroni-Korrektur für mehrere Tests angepasst.

Abb. 22 Paarweiser Vergleich F_{max}

3.3 Yield Load

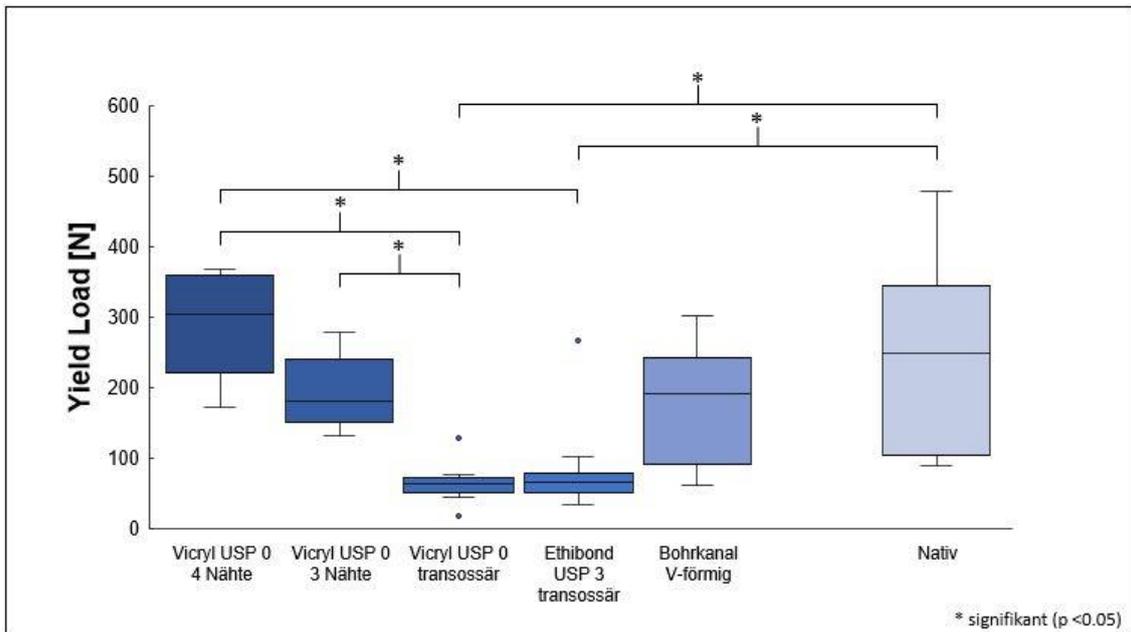


Abb. 23 Yield Load verschiedener implantatfreier Fixationsmethoden im Vergleich zum nativen Gewebe.

Nach maximaler Kraftapplikation wurde ebenfalls der Yield Load ermittelt (Abb. 23). Der Yield Load des nativen Gewebes in Gruppe 6 lag bei $240,8 \pm 129,7$ N. Der höchste Yield Load erreichte die Weichteilfixation mit vier Nähten in Gruppe 1 ($285,6 \pm 72,2$ N). Der Yield Load aller anderen Gruppen war geringer (Gruppe 2: $192,5 \pm 49,0$ N, Gruppe 3: $63,9 \pm 27,7$ N, Gruppe 4: $82,0 \pm 67,6$ N und Gruppe 5: $178,1 \pm 80,4$ N) (Tab. 5).

Transossäre Bohrkanalfixationen in Gruppen 3 und 4 zeigten signifikant niedrigere Werte im Vergleich zur Weichteilfixation mit vier Nähten in Gruppe 1 (Gruppe 3-Gruppe 1: $p < 0,01$) (Gruppe 4-Gruppe 1: $p < 0,01$) sowie zum nativen Gewebe in Gruppe 6 (Gruppe 3-Gruppe 6: $p < 0,01$) (Gruppe 4-Gruppe 6: $p = 0,01$).

Der mittlere Yield Load der transossären Bohrkanalfixation mit USP 0 in Gruppe 3 war ebenfalls signifikant niedriger im Vergleich zur Weichteilfixation mit drei Nähten in Gruppe 2 ($p = 0,03$). Zwischen allen anderen Gruppen waren Unterschiede nicht signifikant ($p > 0,05$) (Abb. 24).

Tab. 5 Deskriptive Statistik Yield Load

Yield Load	Anzahl [n]	Min. [N]	Max. [N]	MW [N]	SD [N]
Gruppe 1	10	170,9	367,0	285,6	72,2
Gruppe 2	10	131,4	277,3	192,5	49,0
Gruppe 3	10	18,0	127,2	63,9	27,7
Gruppe 4	10	34,0	266,8	82,0	67,6
Gruppe 5	10	60,7	300,4	178,1	80,4
Gruppe 6	10	89,2	477,7	240,8	129,7

Paarweise Vergleiche von Gruppe					
Sample 1-Sample 2	Teststatistik	Standard Fehler	Standard Teststatistik	Sig.	Korr. Sig. ^a
3-4	-3,100	7,810	-0,397	0,691	1,000
3-5	-21,650	7,810	-2,772	0,006	0,084
3-2	24,400	7,810	3,124	0,002	0,027
3-6	-29,400	7,810	-3,764	0,000	0,003
3-1	37,250	7,810	4,769	0,000	0,000
4-5	-18,550	7,810	-2,375	0,018	0,263
4-2	21,300	7,810	2,727	0,006	0,096
4-6	-26,300	7,810	-3,367	0,001	0,011
4-1	34,150	7,810	4,373	0,000	0,000
5-2	2,750	7,810	0,352	0,725	1,000
5-6	-7,750	7,810	-0,992	0,321	1,000
5-1	15,600	7,810	1,997	0,046	0,687
2-6	-5,000	7,810	-0,640	0,522	1,000
2-1	12,850	7,810	1,645	0,100	1,000
6-1	7,850	7,810	1,005	0,315	1,000

Jede Zeile prüft die Nullhypothese, dass die Verteilungen in Stichprobe 1 und Stichprobe 2 gleich sind.
 Asymptotische Signifikanzen (zweiseitige Tests) werden angezeigt. Das Signifikanzniveau ist ,05.
 a. Signifikanzwerte werden von der Bonferroni-Korrektur für mehrere Tests angepasst.

Abb. 24 Paarweiser Vergleich Yield Load

3.4 Steifigkeit

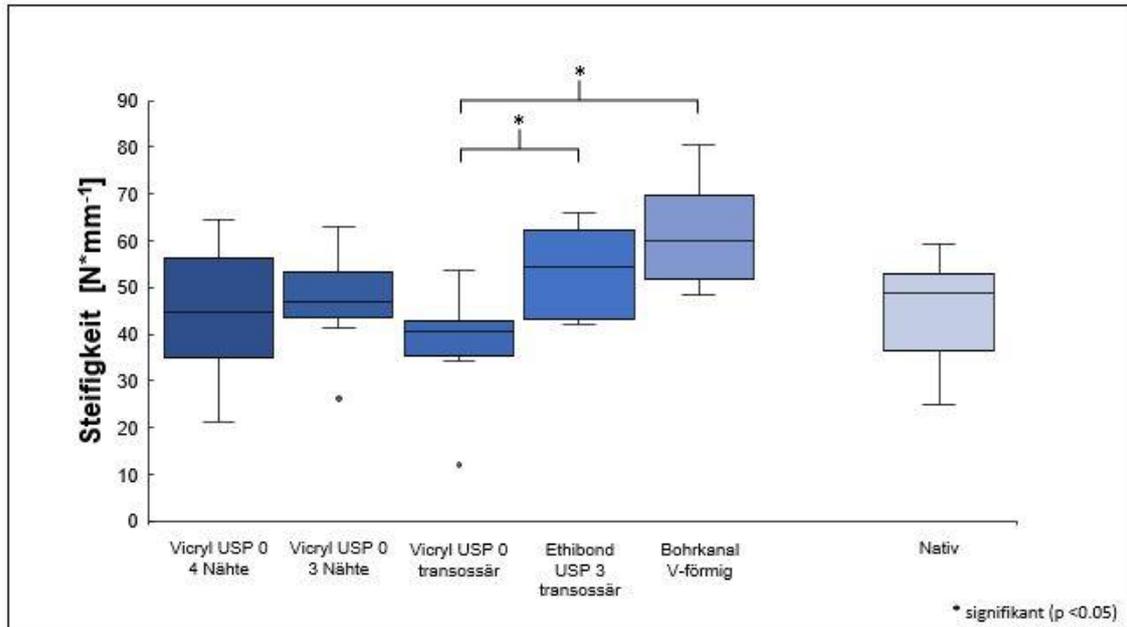


Abb. 25 Steifigkeit verschiedener implantatfreier Fixationsmethoden im Vergleich zum nativen Gewebe.

Nach maximaler Kraftapplikation wurde ebenfalls die Steifigkeit ermittelt (Abb. 25). Sie wurde jeweils aus der Steigung im linearen Bereich des Graphen in den Kraft-Dehnungskurven errechnet. Die mittlere Steifigkeit des nativen Gewebes in Gruppe 6 lag bei $45,42 \pm 10,8 \text{ N*mm}^{-1}$ und war vergleichbar mit der Steifigkeit der Weichteilfixationen in Gruppe 1 ($45,08 \pm 13,3 \text{ N*mm}^{-1}$) und Gruppe 2 ($47,47 \pm 10,2 \text{ N*mm}^{-1}$). Fixation mit V-förmigen Bohrkanaal in Gruppe 5 erreichte bei der Steifigkeit die höchsten Werte ($61,42 \pm 10,5 \text{ N*mm}^{-1}$). Die Steifigkeit der transossären Bohrkanaalfixation mit USP 3 in Gruppe 4 war im Vergleich zum nativen Gewebe etwas höher ($54,05 \pm 8,8 \text{ N*mm}^{-1}$). Die transossäre Bohrkanaalfixation mit USP 0 in Gruppe 3 zeigte die niedrigste Steifigkeit ($38,5 \pm 10,7 \text{ N*mm}^{-1}$) (Tab. 6). Dies war signifikant im Vergleich zur transossären Bohrkanaalfixation mit USP 3 (Gruppe 3-Gruppe 4: $p < 0,05$) sowie zur V-förmigen Bohrkanaalfixation (Gruppe 3-Gruppe 5: $p < 0,01$). Zwischen allen anderen Gruppen waren Unterschiede nicht signifikant ($p > 0,05$) (Abb. 26).

Tab. 6 Deskriptive Statistik Steifigkeit

Steifigkeit	Anzahl [n]	Min. [N*mm ⁻¹]	Max. [N*mm ⁻¹]	MW [N*mm ⁻¹]	SD [N*mm ⁻¹]
Gruppe 1	10	21,0	64,6	45,0	13,3
Gruppe 2	10	26,3	63,0	47,5	10,2
Gruppe 3	10	12,0	53,5	38,5	10,7
Gruppe 4	10	42,0	65,8	54,0	8,8
Gruppe 5	10	48,4	80,7	61,4	10,5
Gruppe 6	10	25,0	59,3	45,4	10,8

Paarweise Vergleiche von Gruppe					
Sample 1-Sample 2	Teststatistik	Standard Fehler	Standard Teststatistik	Sig.	Korr. Sig. ^a
3-6	-10,400	7,810	-1,332	0,183	1,000
3-1	10,500	7,810	1,344	0,179	1,000
3-2	13,400	7,810	1,716	0,086	1,000
3-4	-23,100	7,810	-2,958	0,003	0,046
3-5	-32,000	7,810	-4,097	0,000	0,001
6-1	0,100	7,810	0,013	0,990	1,000
6-2	3,000	7,810	0,384	0,701	1,000
6-4	12,700	7,810	1,626	0,104	1,000
6-5	21,600	7,810	2,766	0,006	0,085
1-2	-2,900	7,810	-0,371	0,710	1,000
1-4	-12,600	7,810	-1,613	0,107	1,000
1-5	-21,500	7,810	-2,753	0,006	0,089
2-4	-9,700	7,810	-1,242	0,214	1,000
2-5	-18,600	7,810	-2,381	0,017	0,259
4-5	-8,900	7,810	-1,140	0,254	1,000

Jede Zeile prüft die Nullhypothese, dass die Verteilungen in Stichprobe 1 und Stichprobe 2 gleich sind.

Asymptotische Signifikanz (zweiseitige Tests) werden angezeigt. Das Signifikanzniveau ist ,05.

a. Signifikanzwerte werden von der Bonferroni-Korrektur für mehrere Tests angepasst.

Abb. 26 Paarweiser Vergleich Steifigkeit

3.5 Elongation nach 1000 Zyklen

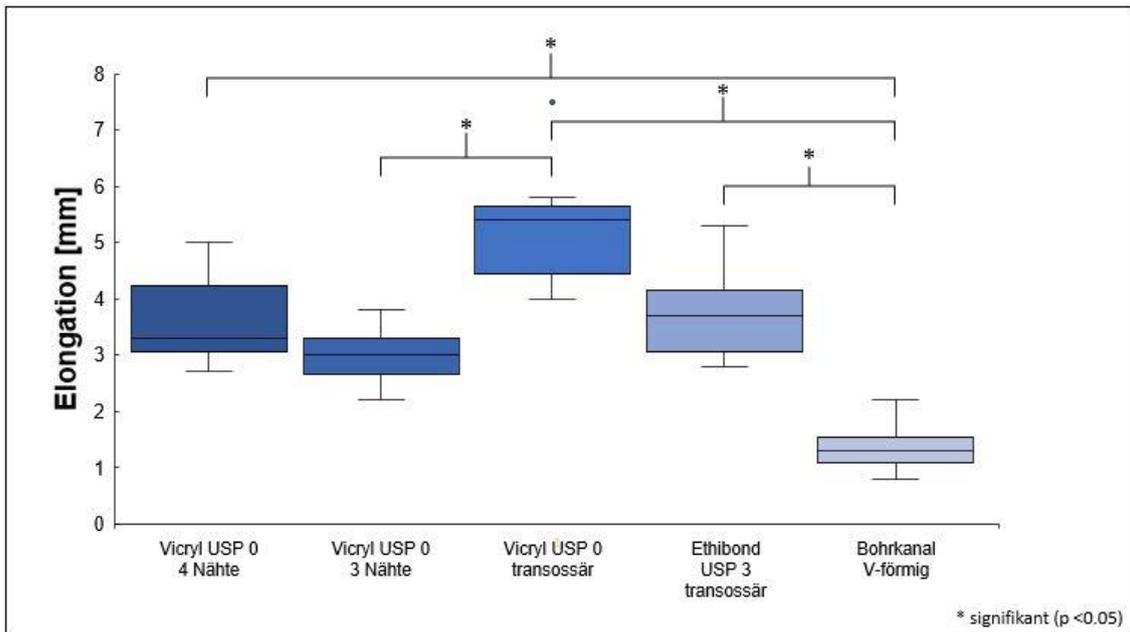


Abb. 27 Elongation verschiedener implantatfreier Fixationsmethoden im Vergleich zum nativen Gewebe nach 1000 Zyklen mit einer Belastung zwischen 5 und 50 N.

Die Elongation wurde in den Gruppen 1 bis 5 nach 1000 Zyklen zwischen 5 und 50 N zyklischer Belastung bestimmt (Abb. 27). Ein Präparat in Gruppe 3 versagte bereits bei zyklischer Belastung und bei einem Präparat in Gruppe 4 war die Messung fehlerhaft, hier konnte keine Elongation bestimmt werden. Bei Fixation mit V-förmigen Bohrkanaal in Gruppe 5 wurde die niedrigste mittlere Elongation festgestellt ($1,36 \pm 0,4$ mm) (Tab. 7). Dies war signifikant zu allen Gruppen außer Gruppe 2 (Gruppe 5-Gruppe 1: $p < 0,01$) (Gruppe 5-Gruppe 3: $p < 0,01$) (Gruppe 5-Gruppe 4: $p < 0,01$) (Abb. 28). Weichteilfixationen in Gruppe 1 ($3,5 \pm 0,7$ mm) und Gruppe 2 ($3 \pm 0,5$ mm) sowie transossäre Bohrkanaalfixation mit USP 3 in Gruppe 4 ($3,7 \pm 0,8$ mm) zeigten ähnliche Werte bei der Elongation. Die höchste Elongation zeigte die transossäre Bohrkanaalfixation mit USP 0 in Gruppe 3 ($5,3 \pm 1$ mm) (Tab. 7). Dies war signifikant im Vergleich zu Gruppe 2 ($p < 0,01$) und Gruppe 5 ($p < 0,01$) (Abb. 28).

Tab. 7 Deskriptive Statistik Elongation nach 1000 Zyklen

Elongation nach 1000 Zyklen	Anzahl [n]	Min. [mm]	Max. [mm]	MW [mm]	SD [mm]
Gruppe 1	10	2,7	5,0	3,52	0,7
Gruppe 2	10	2,2	3,8	3,0	0,5
Gruppe 3	9	4,0	7,5	5,3	1,0
Gruppe 4	9	2,8	5,3	3,7	0,8
Gruppe 5	10	0,8	2,2	1,4	0,4

Paarweise Vergleiche von Gruppe					
Sample 1-Sample 2	Teststatistik	Standard Fehler	Standard Teststatistik	Sig.	Korr. Sig. ^a
5-2	14,550	6,257	2,326	0,020	0,301
5-1	21,650	6,257	3,460	0,001	0,008
5-4	23,728	6,428	3,691	0,000	0,003
5-3	37,117	6,428	5,774	0,000	0,000
2-1	7,100	6,257	1,135	0,256	1,000
2-4	-9,178	6,428	-1,428	0,153	1,000
2-3	-22,567	6,428	-3,511	0,000	0,007
1-4	-2,078	6,428	-0,323	0,747	1,000
1-3	-15,467	6,428	-2,406	0,016	0,242
4-3	13,389	6,595	2,030	0,042	0,635

Jede Zeile prüft die Nullhypothese, dass die Verteilungen in Stichprobe 1 und Stichprobe 2 gleich sind.
 Asymptotische Signifikanz (zweiseitige Tests) werden angezeigt. Das Signifikanzniveau ist ,05.
 a. Signifikanzwerte werden von der Bonferroni-Korrektur für mehrere Tests angepasst.

Abb. 28 Paarweiser Vergleich Elongation nach 1000 Zyklen

3.6 Versagensart

Bei Applikation der maximalen Kraft auf die Präparate der Gruppen 1 bis 5 wurde die Art des Versagens identifiziert, fotodokumentiert und in vier Arten des Versagens eingeteilt (Tab. 8):

- (1) Ruptur des Fadenmaterials
- (2) Ruptur der medialen Kapsel
- (3) Ruptur des Transplantats
- (4) Knöcherner Ausriss

In der Gruppe mit Weichteilfixation mit vier Nähten (Gruppe 1) kam es einmal zum knöchernen Ausriss und fünfmal zur Ruptur der medialen Kapsel. Bei vier Präparaten rupturierte das Transplantat am Ort der Fadendurchstechung.

In der Gruppe mit Weichteilfixation mit drei Nähten (Gruppe 2) hingegen versagten sieben Präparate durch Ruptur der medialen Kapsel und drei durch intraligamentäre Ruptur des Transplantats.

In der Gruppe der transossären Bohrkanalfixation mit USP 0 (Gruppe 3) versagte bei neun von zehn Präparaten das in den Bohrkanal eingebrachte Fadenmaterial. Ein Präparat davon bereits während der zyklischen Testung. Einmal rupturierte das eingezogene Transplantat im 6-mm-Bohrkanal.

In der zur dritten Gruppe analog präparierten vierten Versuchsgruppe wurde bei Verwendung des dickeren Fadens Ethibond USP 3 nur insgesamt zwei Rupturen des Fadens beobachtet. In acht Fällen rupturierte das Transplantat im 6-mm-Bohrkanal.

In Gruppe 5 kam es bei allen Präparaten zum Ausriss des V-förmigen Knochenblocks.

Das native Gewebe in Gruppe 6 versagte in allen Fällen durch Ruptur der medialen Kapsel. Davon waren sechs Rupturen ursprungsnah an der Patella und vier Rupturen im mittleren Bereich des MPFL.

Tab. 8 Versagensart der Präparate in den verschiedenen Versuchsgruppen

Versagensart	Gruppe 1 [n]	Gruppe 2 [n]	Gruppe 3 [n]	Gruppe 4 [n]	Gruppe 5 [n]	Gruppe 6 [n]
Ruptur des Fadenmaterials	0	0	9	2	0	0
Ruptur der medialen Kapsel	5	7	0	0	0	10
Ruptur des Transplantats	4	3	1	8	0	0
Knöcherner Ausriss	1	0	0	0	10	0

3.7 Biomechanische Eigenschaften porciner Extensorensehnen

Die in einer separaten Gruppe getesteten Extensorensehnen hatten eine durchschnittliche Breite von 4,5 mm und eine durchschnittliche Länge von 17,8 mm. Die mittlere Maximalkraft lag bei $498,6 \pm 135,5$ N und der Yield Load ähnlich hoch bei $490,9 \pm 136,3$ N.

Die durchschnittliche Steifigkeit der isoliert getesteten Sehnenpräparate lag mit $132,6 \pm 27,7$ N*mm⁻¹ deutlich höher als die der in den Gruppen 1 bis 6 getesteten Präparate, in denen die Sehnen als MPFL-Ersatz fixiert wurden. Die Elongation nach 1000 Zyklen mit einer Belastung zwischen 5 und 50 N war mit einem Mittelwert von $0,9 \pm 0,3$ mm vergleichsweise gering (Tab. 9).

Bei Testung der Sehnen mit maximaler Kraftapplikation bis zum Versagen wurde bei acht Präparaten eine intraligamentäre Ruptur der Sehne beobachtet, während in zwei Fällen die Maschine die Testung aufgrund von Abfall der Kraft auf 70 % der erfassten Maximalkraft stoppte (Tab. 10). Dabei konnte kein makroskopischer Schaden der Sehne festgestellt werden.

Tab. 9 Biomechanische Eigenschaften porciner Extensorensehnen

Sehnen (n=10)	Min.	Max.	MW	SD
Sehnenbreite [mm]	4,0	5,0	4,5	0,5
Sehnenlänge [mm]	160	190	178	10
F _{max} [N]	313,0	720,6	498,6	135,5
Yield Load [N]	313,0	720,6	490,9	136,3
Steifigkeit [N*mm ⁻¹]	75,5	163,6	132,6	27,7
Elongation [mm]	0,5	1,3	0,9	0,3

Tab. 10 Versagensart der porcinen Extensorsehnen

Art des Versagens	Sehnen [n]
Ruptur der Sehne	8
Abbruch der Maschine	2

4 Diskussion

4.1 MPFL-Rekonstruktion in der Literatur – Methoden und Komplikationen

Die Rekonstruktion des MPFL mit autologen Sehnentransplantat gilt als etablierter Therapiebaustein der patellofemorale Instabilität [6, 7, 25, 26]. Zahlreiche Operationstechniken sind dazu in der Literatur beschrieben, meist unterscheiden sie sich in der patellaren Fixation des Sehnentransplantats [27-39].

Obwohl MPFL-Rekonstruktionen häufig durchgeführt werden, ist die Komplikationsrate nach wie vor hoch. Typische Komplikationen sind rezidivierende Instabilität, postoperative Steifheit im Kniegelenk, Patellafraktur sowie postoperativer Schmerz, unter anderem auch durch eingebrachte Fremdkörper [44, 46].

4.1.1 Patellare Bohrkanalfixation

Patellare Fixationen mit Bohrkanal sind in der Literatur beschrieben. Sie haben gemeinsam, dass die Patella durchbohrt und das Sehnentransplantat transossär eingebracht wird [30, 33, 37]. Sie verursachen geringe Kosten und zeigen gute biomechanische Eigenschaften [9, 53], bedingen aber signifikant höhere Risiken für schwerwiegende Komplikationen wie eine Patellafraktur [42].

Eine Metaanalyse von Shah *et al.* [44] aus dem Jahr 2012 zeigte eine Frakturrate der Patella von etwa 1 % bei Bohrkanalfixation. Offensichtlich führt die Verletzung der ossären Integrität der Patella zur Beeinträchtigung der Stabilität.

Andere häufig beschriebene Komplikationen sind postoperative Steifheit und eingeschränkte Bewegung im Gelenk. Diese Komplikation konnte insbesondere im Zusammenhang mit zu proximal gesetzten Bohrkanälen und Befestigung des Transplantats unter zu hoher Vorspannung beobachtet werden [40, 63]. Es lässt sich schlussfolgern, dass Operationstechniken mit Bohrkanalfixation fehleranfällig sind und eine(n) erfahrene(n) OperateurIn voraussetzen.

4.1.2 Patellare Fixation mit Nahtankern und Interferenzschrauben

Ebenfalls beschrieben sind patellare Fixationsmethoden mit Nahtankern oder Interferenzschrauben. Nahtanker werden an der medialen Patella eingeschraubt und mit dem Sehnentransplantat verknötet. Bei der Benutzung von Interferenzschrauben werden zwei kurze Bohrkanäle angelegt, das Transplantat in diese eingelegt und verschraubt, sodass ein Herausrutschen verhindert wird. Auch hier konnten in biomechanischen Studien hohe Primärstabilitäten nachgewiesen werden [9, 53]. Eingebachte Fremdkörper führen allerdings zu höheren Kosten und zusätzlichen Komplikationen. So beschrieben Shah *et al.* [44] in ihrer Metaanalyse, dass 1,1 % aller Revisionen auf eingebaute Fremdkörper zurückzuführen waren.

Für die Fixation mit Interferenzschrauben werden zusätzlich Bohrkanäle in die Patella eingebracht. Obwohl diese nur medialseitig einliegen und den lateralen Rand der Patella nicht erreichen, beobachteten Hopper *et al.* [64] in einem Zeitraum von 30 Monaten eine Frakturrate von 5,6 % bei 72 MPFL-Rekonstruktionen mit patellarer Interferenzschraubenfixation.

Implantierte Fremdkörper können zudem postoperative Schmerzen verursachen [44] und sollten stets als potenzielle Infektionsquelle in Betracht gezogen werden.

4.1.3 Patellare Weichteilfixation

Implantatfreie patellare Fixation unter Wahrung der ossären patellaren Integrität könnte eine komplikationsarme, anwenderfreundliche und kostengünstige Alternative darstellen.

Bis jetzt existieren hierzu nur wenige biomechanische Studien. Das Ziel dieser Studie war, festzustellen, ob diese Methode ausreichend biomechanische Primärstabilität mit sich bringt.

Dazu wurden am porcinen Modell die biomechanischen Eigenschaften von zwei patellaren Weichteilfixationen mit denen dreier Bohrkanalfixationen und dem nativen Gewebe verglichen. Die Hypothese war, dass patellare Weichteilfixationen beim MPFL-Ersatz im Vergleich zu patellaren

Bohrkanalfixationen und dem nativen MPFL ausreichend hohe Primärstabilitäten zeigen.

4.2 Diskussion der Ergebnisse

4.2.1 Homogenität der Präparate

Die porcinen Hinterläufe hatten vor Schlachtung ein Alter von sechs bis acht Monaten. Es wurde nicht zwischen männlichen und weiblichen Tieren unterschieden. Trotz unterschiedlichen Alters und Geschlechts sollten sich die eingesetzten Präparate nicht zu sehr unterscheiden, damit gemessene Unterschiede zwischen den Versuchsgruppen vor allem auf die Art der Fixation zurückzuführen sind. Um die Homogenität der porcinen Hinterläufe zu überprüfen wurden stellvertretend Breite und Länge der autolog transplantierten Extensorensehnen vermessen und statistisch mittels Kruskal-Wallis-Test miteinander verglichen. Dabei konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen festgestellt werden ($p > 0,05$).

4.2.2 Maximale Ausrisskraft (F_{\max}) [N]

Die Funktion des medialen patellofemorales Ligaments ist die Stabilisierung der Patella gegen Kräfte, welche nach lateral wirken. Zwischen 0° und 20° der Beugung im Kniegelenk gilt es als Hauptstabilisator der Patella in der knöchernen Trochlea [23, 24].

Huber *et al.* [50] beschrieben in einem systematischen Review im Jahr 2019, dass das MPFL maximalen Ausrisskräften von $158,3 \pm 76,3$ N standhalten kann. Dies entsprach dem Mittelwert aus 8 biomechanischen Studien am menschlichen Kadaverknie. Die Messung der maximalen Ausrisskraft und Vergleich mit dem nativem MPFL ist daher ein wichtiger Parameter für die Evaluation der Stabilität von MPFL-Rekonstruktionen.

Bei Messung des nativen Gewebes in Gruppe 6 lag die maximale Ausrisskraft bei $252,1 \pm 129,3$ N und damit etwas höher als in der Literatur beim MPFL beschrieben. Das könnte auf den Einsatz unterschiedlicher Spezies zurückzuführen sein. Domnick *et al.* beobachteten, dass porcines Gewebe im

direkten Vergleich mit menschlichem Gewebe teilweise widerstandsfähiger gegen einwirkende Kräfte ist [56].

Obwohl die eingesetzten Präparate auf Homogenität getestet wurden, war die Standardabweichung der gemessenen Maximalkräfte sehr hoch. Die Ursache hierfür konnte nicht sicher identifiziert werden, eventuell sind Unterschiede in der Präparation ein möglicher Grund dafür. Das MPFL ist in der Literatur als sehr dünne Struktur beschrieben und kann leicht beschädigt werden [49].

Die Weichteilfixation in Gruppe 1 ist zwar bereits in der Literatur beschrieben, sie wurde jedoch bis zu diesem Zeitpunkt biomechanisch noch nicht untersucht [39]. Bei der in Gruppe 2 durchgeführten Weichteilfixation handelt es sich um eine neu entwickelte Technik, die bis zu diesem Zeitpunkt noch nicht in der Literatur beschrieben ist. Vergleichbare Messungen anderer Autoren dieser Fixationsmethoden existieren daher bisher nicht.

In der Literatur existieren insgesamt nur wenige Arbeiten zu biomechanischen Eigenschaften von MPFL – Rekonstruktionen. Lenschow *et al.* [9] untersuchten am porcinen Modell 5 verschiedene patellare Fixationsmethoden bei MPFL-Ersatz. In Gruppe 1 wurde eine Fixation mit einer 3,5-mm-Titan Interferenzschrauben durchgeführt, in Gruppe 2 eine transpatellare Fixation des Transplantats mittels zweier Bohrkanäle, in Gruppe 3 Fixation mit einem Nahtanker, in Gruppe 4 Fixation mit einem V-förmigen Bohrkanal (ähnlich zu Gruppe 5 dieser Gruppe) und in Gruppe 5 Fixation mittels Bohrkanal und transossärer Naht (ähnlich zu den Gruppe 3 und 4 dieser Studie). Dabei zeigten alle Fixationsmethoden bis auf den V-förmigen Bohrkanal höhere Maximalkräfte im Vergleich zu dieser Studie. So erreichten die Kräfte der Fixation mit Interferenzschrauben in Gruppe 1 Werte von $416,0 \pm 101,7$ N, der transpatellaren Transplantatfixation in Gruppe 2 $354,4 \pm 136,8$ N, der Fixation mit Nahtanker in Gruppe 3 $401,5 \pm 96,1$ N und der Fixation mit transossärer Nahttechnik in Gruppe 5 $539,5 \pm 159,6$ N. Die Fixation mit V-förmigen Bohrkanal in Gruppe 4 versagte bereits bei $146,7 \pm 79,6$ N.

Die Maximalkraft der in dieser Studie getesteten Fixation mit V-förmigen Bohrkanal war mit $184,6 \pm 79,6$ N geringfügig höher, was auf den Unterschied zwischen den Winkeln der beiden Bohrkanäle oder andere Unterschiede in der

Technik zurückzuführen sein könnte. In der Studie von Lenschow *et al.* lagen die beiden Bohrkanäle im Winkel von 90° zueinander, während dieser Winkel in dieser Studie 80° betrug.

Die Maximalkraft der Bohrkanalfixation mit transossärer Naht in Gruppe 5 der Studie von Lenschow *et al.* war viel höher als die in dieser Studie verwendeten, beinahe identischen transossären Nahttechniken in Gruppen 3 ($87,6 \pm 36,3$ N) und 4 ($128,5 \pm 61,3$ N). Das in den Gruppen 3 und 4 verwendete Nahtmaterial war weniger stark als in Gruppe 5 der Studie von Lenschow *et al.*, wobei das Nahtmaterial in Gruppe 3 weniger stark als das der Gruppe 4 war. Hier zeigt sich ein direkter Zusammenhang zwischen Stärke des verwendeten Nahtmaterials und maximaler Ausrisskraft.

Interferenzschrauben und Nahtanker zeigten in mehreren Studien höhere Maximalkräfte als das native MPFL. In einer Studie von Hapa *et al.* [48] erreichten Fixationen mit Interferenzschrauben Werte von 241 ± 103 N und mit Nahtankern Werte von 299 ± 116 N. Ähnliche Werte erreichten Interferenzschrauben- und Nahtankertechnik in einer Studie von Russ *et al.* (Interferenzschraubentechnik: $299,25 \pm 99,87$ N; Nahtankertechnik: $201,54 \pm 63,14$ N) [53].

Eine Kombination von transpatellarem Bohrkanal und Interferenzschraube hielt in einer Studie von Mountney *et al.* [52] Maximalkräfte von 195 ± 66 N aus.

Herbort *et al.* [49] testeten an 13 menschlichen Kadaverknien zunächst die biomechanischen Eigenschaften des nativen MPFL, um dann eine MPFL-Rekonstruktion mittels umgeschlagener Quadricepssehne durchzuführen. Dazu wurde ein 9 cm langes, 10 mm breites und 3 mm dickes Stück der Quadricepssehne freipräpariert und an ihrer patellaren Insertion unversehrt belassen. Die Sehne wurde dann auf Höhe der Patella 90° umgeschlagen und mit Faden der Stärke 2 am patellaren Weichgewebe befestigt. In der Testung ergaben sich maximale Ausrisskräfte von $205 \pm 77,8$ N, welche ebenfalls im vergleichbaren Bereich lagen.

Die in dieser Studie getesteten Weichteilfixationen in Gruppe 1 ($321,8 \pm 53,5$ N) und Gruppe 2 ($242,0 \pm 57,4$ N) zeigten ähnlich hohe Werte wie das native MPFL ($252,1 \pm 129,3$ N) und ähnliche Werte im Vergleich zu Fixationen anderer Studien. Im Gegensatz zu den anderen Versuchsgruppen in dieser Studie und

den beschriebenen Fixationsmethoden anderer Autoren wurde dabei die ossäre Patella unversehrt belassen und es wurde auf Einbringen von Interferenzschrauben und Nahtanker verzichtet. Auch der Sehnenansatz des Quadricepsmuskels, welcher als wichtiger Stabilisator der Patella gilt, wurde unversehrt belassen [6]. Es konnten ausreichend hohe maximale Ausrisskräfte erreicht werden, dabei zeigte sich die Befestigung des Sehnentransplantats mit 4 Nähten gegenüber einer Befestigung mit 3 Nähten überlegen.

4.2.3 Yield Load [N]

Der Yield Load [N] wurde händisch aus der Kraft-Dehnungskurve bestimmt. Er entsprach demjenigen Punkt im Diagramm, an dem der Graph den linearen Bereich der Kraft-Dehnungskurve verließ. Er wurde bestimmt, um festzustellen, bis zu welcher maximalen Kraft sich die Präparate elastisch verformen, das heißt nach Entlastung wieder in ihre ursprüngliche Form zurückkehren. Unterhalb dieser Grenze ist die wirkende Kraft proportional zu Dehnung des Präparats, weshalb die Kraft-Dehnungskurve linear verläuft. Bei Überschreitung des Yield Loads verformen sich die Präparate plastisch und es ist mit einem beginnenden Versagen der Rekonstruktion zu rechnen [62]. In der klinischen Anwendung bedeutet das, dass vor Einheilung keine Kraft auf die MPFL-Rekonstruktion wirken sollte, die höher als der Yield Load ist. Der Yield Load ist daher ein wichtiges Gütekriterium für die biomechanischen Eigenschaften einer MPFL-Rekonstruktion.

Der Yield Load der Gruppe 6 des nativen MPFL war mit $240,8 \pm 129,7$ N nur geringfügig niedriger als die maximale Ausrisskraft von $252,1 \pm 129,3$ N.

In der Literatur existieren wenige Vergleichswerte zum Yield Load. Lenschow *et al.* [9] gaben zwar an, den Yield Load aller Testgruppen gemessen zu haben, beschreiben jedoch keine Werte in ihrer Publikation. In der Arbeit von Herbort *et al.* [49] lag der Yield Load für das native MPFL mit $167,8 \pm 80$ N ebenfalls nur leicht unterhalb der gemessenen maximalen Ausrisskraft von $190,7 \pm 82,8$ N. In der anschließend durchgeführten Rekonstruktion mittels Quadricepssehne wurde ein Yield Load von $147,1 \pm 65,1$ N gemessen, bei maximaler Ausrisskraft von $205 \pm 77,8$ N.

Von den Versuchsgruppen in dieser Studie zeigte nur die Weichteilfixation in Gruppe 1 ($285,6 \pm 72,2$ N) einen ähnlich hohen Yield Load wie das native Gewebe. Der Yield Load in der Gruppe 2 der Weichteilfixation war mit $192,5 \pm 49,0$ N geringer. Yield Load in Gruppen 3 ($63,9 \pm 27,7$ N) und 4 ($82,0 \pm 67,6$ N) waren signifikant niedriger im Vergleich zum nativen Gewebe. Yield Load in Gruppe 5 lag im mittleren Bereich ($178,1 \pm 80,4$ N).

4.2.4 Steifigkeit [$N \cdot mm^{-1}$]

Zum jetzigen Zeitpunkt ist wenig darüber bekannt welche Kräfte während einer physiologischen Bewegung, zum Beispiel beim Laufen, auf das MPFL wirken. Es kann davon ausgegangen werden, dass während dieser Bewegungen nur ein Bruchteil der Kräfte im Vergleich zur maximalen Ausrisskraft wirken. Neben der maximalen Ausrissfestigkeit hat daher auch Steifigkeit einen hohen Stellenwert für die biomechanischen Eigenschaften einer Rekonstruktion. Diese misst, wie groß der Widerstand des Transplantats gegen elastische Verformung durch Kräfte im niedrigeren und eventuell auch physiologischeren Kraftbereich ist. Somit ist die Steifigkeit ein wichtiges Gütekriterium für die biomechanischen Eigenschaften einer MPFL-Rekonstruktion. In der Kraft-Dehnungskurve gibt der linear verlaufende Bereich des Graphen im niedrigen Kraftbereich die Steifigkeit wieder. Hier ist die Dehnung proportional zur einwirkenden Kraft [62].

Die Steifigkeit des nativen MPFL in Gruppe 6 wurde mit $45,4 \pm 10,8$ $N \cdot mm^{-1}$ gemessen. Im systematischen Review von Huber *et al.* [50] variierten Steifigkeiten von $8,0$ bis $42,5$ $N \cdot mm^{-1}$ für das native MPFL. Der gepoolte Durchschnitt lag dabei mit $29,3 \pm 14,9$ $N \cdot mm^{-1}$ am menschlichen Kadaverknie etwas niedriger als in dieser Studie.

MPFL-Rekonstruktion mittels Weichteilfixation in dieser Studie zeigten mit $45,1 \pm 13,3$ $N \cdot mm^{-1}$ in Gruppe 1 und $47,5 \pm 10,2$ $N \cdot mm^{-1}$ in Gruppe 2 ähnliche Steifigkeiten wie das native Gewebe in Gruppe 6 ($45,4 \pm 10,8$ $N \cdot mm^{-1}$).

Die Steifigkeiten der transossären Nahttechniken mit Bohrkanaal in Gruppen 3 und 4 waren zum Teil etwas niedriger (Gruppe 3: $38,5 \pm 10,7$ $N \cdot mm^{-1}$) und zum Teil etwas höher (Gruppe 4: $54,1 \pm 8,8$ $N \cdot mm^{-1}$).

Eine wesentlich höhere Steifigkeit, wenn auch nicht gegenüber allen Gruppen signifikant, wurde in Gruppe 5 des V-förmigen Bohrkanals gemessen. Hier lag die Steifigkeit bei $61,42 \pm 10,5 \text{ N*mm}^{-1}$.

Dies ist kongruent zu den Ergebnissen von Lenschow *et al.* [9], dort wurde am V-förmigen Bohrkanal eine noch höhere Steifigkeit von $99,6 \pm 4,8 \text{ N*mm}^{-1}$ gemessen.

Rekonstruktionen mit Interferenzschrauben und Nahtankern zeigten ebenfalls höhere Steifigkeiten. So beschrieben Lenschow *et al.* [9] Steifigkeiten von $87,4 \pm 18,4 \text{ N*mm}^{-1}$ für Fixation mit zwei Nahtankern und $97,2 \pm 23,2 \text{ N*mm}^{-1}$ für Fixation mit Interferenzschrauben.

Als häufige Komplikation nach MPFL-Rekonstruktion gilt postoperative Steifheit und Einschränkung der Beugung im Kniegelenk [44, 65]. Die Verwendung einer Fixationsmethode bei MPFL-Rekonstruktion, die im biomechanischen Versuch eine hohe Steifigkeit aufweist, könnte deshalb von Nachteil sein.

4.2.5 Elongation nach zyklischer Belastung [mm]

Mit der zyklischen Belastung mit 1000 Zyklen im niedrigen Kraftbereich zwischen 5 und 50 N sollte eine repetitive Belastung im physiologischen Kraftbereich auf die Präparate simuliert werden. Die Messungen zeigten, dass die Patella-Sehnen-Konstrukte bei Belastung durch eine Zugkraft nach Präparation unterschiedlich stark elongierten. Im Unterschied zur Steifigkeit, bei der eine Elongation abhängig von der wirkenden Kraft ermittelt wird, wurde die Elongation nach abgeschlossenen 1000 Zyklen nicht unter Spannung, sondern bei entspanntem Präparat gemessen.

Geht man davon aus, dass sich die MPFL-Rekonstruktionen auch nach operativem MPFL-Ersatz zu Beginn etwas elongieren, dann ist die initiale Elongation nach zyklischer Belastung ein wichtiges Gütekriterium für die MPFL-Rekonstruktion, da eine zu lockere Rekonstruktion zu einer rezidivierenden Instabilität im patellofemorale Gelenk führen würde.

Präparate der Gruppe 6 wurden nicht zyklisch belastet, da es sich um das native Gewebe handelte.

Am wenigsten elongierte die Fixation mit V-förmigen Bohrkanal in Gruppe 5 mit $1,4 \pm 0,4$ mm, dies war signifikant gegenüber den Gruppen 1, 3 und 4. Die höchste Elongation zeigte Gruppe 3 der transossären Nahttechnik mit $5,3 \pm 1$ mm. Dies war signifikant gegenüber Gruppen 2 und 5. In Gruppe 1 lag die Elongation bei $3,5 \pm 0,7$ mm, in Gruppe 2 bei $3 \pm 0,5$ mm und in Gruppe 4 bei $3,7 \pm 0,8$ mm.

In der Arbeit von Lenschow *et al.* [9] wurden die Präparate ebenfalls mit 1000 Zyklen zwischen 5 und 50 N zyklisch belastet. Die zu Gruppe 5 dieser Studie ähnliche Fixation mit V-förmigen Bohrkanal zeigte hier von mit $1,9 \pm 0,4$ mm eine ähnlich niedrige Elongation.

Die Elongation der in derselben Studie durchgeführten Bohrkanalfixation mit transossären Nahttechnik war mit $3 \pm 0,7$ mm etwas niedriger im Vergleich zu den transossären Nahttechniken in Gruppe 3 und 4 dieser Studie. Hier zeigte sich ähnlich wie bei der maximalen Ausrisskraft ein Zusammenhang zwischen Stärke des verwendeten Nahtmaterials und Elongation. Je stärker der eingesetzte Faden war, desto weniger elongierte das Präparat.

Die von Lenschow *et al.* [9] durchgeführte Nahtankerfixation zeigte mit $3,7 \pm 1,6$ mm eine höhere Elongation als die Interferenzschraubentechnik ($1,9 \pm 1,4$ mm) und die transpatellaren Transplantatfixation ($1,9 \pm 0,6$ mm).

Insgesamt waren die Elongationen in der Studie von Lenschow *et al.* [9] vergleichbar mit den Elongationen in dieser Studie.

4.2.6 Versagensart

Um Schwachpunkte und mögliches Verbesserungspotential einer jeden Fixationsmethode zu identifizieren, wurde nach Applikation der Maximalkraft die Art des Versagens untersucht.

Die Versagensarten der Fixationsmethoden unterschieden sich. Es wurde zwischen Ruptur des Fadenmaterials, Ruptur der medialen Kapsel, Ruptur des Transplantats und knöchernen Ausriss unterschieden.

In der Gruppe 5 des V-förmigen Bohrkanals versagten alle Präparate durch einen knöchernen Ausriss des Transplantats. Dabei kam es in allen Fällen zu einer Fraktur der Knochenbrücke. Ebenso verhielt es sich bei allen Präparaten mit V-

förmigen Bohrkanal in der Studie von Lenschow *et al.* [9]. Die klinische Anwendung dieser Methode sollte gut abgewogen werden, da bei Versagen der Rekonstruktion die konsekutive Patellafraktur eine schwerwiegende Komplikation darstellen würde.

Bei Fixation mit transossären Bohrkanal und Faden vom Typ Vicryl USP 0 in Gruppe 3 versagten 9 von 10 Präparate durch Ruptur des Nahtmaterials. Das dünne Nahtmaterial limitierte die Stabilität des Präparats. Im Gegensatz dazu wurde bei derselben Technik und Nahtmaterial vom Typ Ethibond USP 3 in Gruppe 4 eine Ruptur des Fadens nur in 2 von 10 Fällen beobachtet. Die anderen 8 Präparate dieser Technik versagten durch eine Ruptur des Transplantats. In diesem Fall wurde die Stabilität des Präparats vor allem durch das Transplantat limitiert. Ähnlich verhielt es sich bei der ähnlichen transossären Nahttechnik in der Arbeit von Lenschow *et al.* [9]. In 8 von 10 Fällen versagt dort die Sehne durch Ruptur, bei einem Präparat versagte das Fadenmaterial und bei einem weiteren kam es zu einer Ausriss der Knochenbrücke zwischen den beiden Bohrkanälen. Gegebenenfalls könnte durch den Einsatz von dickeren Sehnentransplantaten in Verbindung mit noch stärkeren Fadenmaterial die Stabilität der Bohrkanalfixation mit transossärer Naht noch weiter gesteigert werden, wenngleich dann öfter mit Patellafrakturen als Versagensmechanismus gerechnet werden müssten.

Insgesamt zeigten sich bei Ermittlung der Versagensart in dieser Studie in 32 % der Fälle (16/50) eine Ruptur des Sehnentransplantats. Dies zeigt, wie wichtig die Transplantatwahl bei MPFL-Rekonstruktion ist.

4.2.7 Porcine Extensorensehnen

Für die MPFL-Rekonstruktion in den Gruppen 1-5 wurden porcine Extensorensehnen als Transplantat verwendet. Deren biomechanische Eigenschaften wurden in einer separaten Versuchsgruppe getestet und umfasste die Parameter Maximale Ausrisskraft (F_{max}), Yield Load, Steifigkeit, Elongation nach 1000 Zyklen zwischen 5 und 50 N sowie Versagensart bei maximaler Kraftapplikation.

Lenschow *et al.* [9] gaben Ruptur des Transplantats durchaus häufig als Grund für das Versagen der MPFL-Rekonstruktion an. Ähnliche Beobachtungen

konnten in dieser Studie gemacht werden. Die Sehnentransplantate hielten je nach Art der Fixation unterschiedlich hohen Kräften stand, bevor sie versagten. Bei den separat getesteten Sehnen wurde ebenfalls häufig die Ruptur des Transplantats als Versagensart beobachtet, jedoch zeigte sich, dass einzelne Sehnen insgesamt höheren Kräften standhielten. Die durchschnittliche maximale Ausrisskraft lag hier bei $498,6 \pm 135,5$ N, im Vergleich dazu wurden die höchsten maximalen Ausrisskräfte der Präparate in Gruppe 1 mit durchschnittlich $321,8 \pm 53,5$ N gemessen.

Das könnte daran liegen, dass die durchschnittliche Dicke der Sehne in der separaten Sehnengruppe etwas größer war (4,5 mm in der Sehnengruppe vs. 4,27 mm bei den transplantierten Sehnen). Anzunehmen wäre auch, dass eine Manipulation der Sehnen, wie Durchstechung mit Fadenmaterial, die Sehne schwächt. Es wäre denkbar, dass die Primärstabilität in den Gruppen 1 und 2 der Weichteilfixation ohne Durchstechung der Sehne sogar noch erhöht werden könnte.

4.3 Limitationen

4.3.1 Das porcine Modell

Die größte Limitation dieser Studie ist, dass sie am porcinen Modell durchgeführt wurde. Bereits in anderen biomechanischen Studien wurde ein porcines Modell als Surrogat für menschliches Gewebe benutzt [9, 55, 58-60, 66]. Nach Reichert *et al.* [67] besitzt porciner Knochen eine ähnliche Knochendichte, Anatomie, Morphologie und Knochenheilung im Vergleich zu menschlichen Knochen.

Die Patellaluxation ist eine typische Verletzung vor allem des Adoleszenten [5, 6, 10]. Porcines Gewebe könnte aufgrund des jungen Alters der Tiere bei Schlachtung im Vergleich zu älterem Kadavermaterial ein besseres Surrogat sein. Domnick *et al.* [56] verglichen biomechanische Eigenschaften porciner Flexorensehnen mit menschlichen Semitendinosussehnen hinsichtlich Steifigkeit, Yield Load und Maximalkraft. Sie fanden heraus, dass porcine Sehnen im direkten Vergleich bei ähnlicher Steifigkeit höhere Yield Loads und höhere

Maximalkräfte aushalten. Die gemessenen Yield Loads und Maximalkräfte lagen dabei in allen Gruppen über 1000 N. Die Ergebnisse zeigen, dass sich die Gewebe teilweise in ihren biomechanischen Eigenschaften unterscheiden.

Bei Messung der in dieser Arbeit eingesetzten Sehnen zeigten sich im Vergleich mit der Arbeit von Domnick *et al.* [56] wesentlich geringere Yield Loads ($490,9 \pm 136,3$ N) und Maximalkräfte ($498,6 \pm 135,5$ N), was auf den Einsatz von porcinen Extensorensehnen statt Flexorensehnen zurückzuführen sein könnte.

Allerdings liegen Maximalkräfte und Yield Loads der getesteten Konstrukte oft in weit niedrigeren Bereichen als die der eingesetzten Sehne, sodass porcine Sehnen als Surrogate nicht gänzlich ausgeschlossen werden sollten.

Nurmi *et al.* [68] führten in ihrer Arbeit zum Kreuzbandersatz mittels Interferenzschrauben einen direkten Vergleich zwischen menschlichen und porcinen Gewebe durch. Sie zeigten, dass das gleiche Transplantat fixiert am porcinen Knochen (962 ± 238 N) signifikant höhere Kräfte aushielt als am menschlichen Knochen (448 ± 98 N).

Allerdings ist die Stabilität von Interferenzschraubenfixationen von den Eigenschaften der Knochenspongiosa abhängig [9, 68], die in dieser Studie getesteten Fixationsmethoden hingegen hingen vor allem von den Eigenschaften des Weichgewebes, der Sehnen-Transplantate und des verwendeten Fadenmaterials ab.

Aufgrund der einfachen Beschaffung sowie Homogenität des porcinen Modells bezüglich Alter und Gewicht der Tiere, konnten im Vergleich zu anderen Studien höhere Stückzahlen getestet werden. In dieser Arbeit wurden in sechs Versuchsgruppen insgesamt 60 porcine Knie verwendet. Herbort *et al.* verwendeten in ihrer biomechanischen Studie zum MPFL-Ersatz insgesamt dreizehn Kadaverknie [49]. Schliemann *et al.* [69] benutzten eine Stückzahl von lediglich acht, Wada *et al.* [70] eine Stückzahl von lediglich sechs Kadaverknien. Zur Überprüfung der Homogenität der eingesetzten porcinen Hinterläufe wurden alle als Transplantat eingesetzten Extensorensehnen in Breite und Länge vermessen und statistisch mittels Kruskal-Wallis Test miteinander verglichen (s. 3.1). Dabei konnten keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden ($p > 0,05$). Bei Verwendung von menschlichen Kadaverknien könnte es

bezüglich Körpergröße, Gewicht, Alter des Kadavers *ante mortem* wie *post mortem* schwieriger sein, einen homogenen Pool zu erhalten.

4.3.2 Natives Gewebe

In dieser Studie wurde ein 15 mm breiter Kapsel- und Weichteilstreifen im Bereich der medialen Kapsel der Patella freipräpariert und als Äquivalent zum nativen MPFL angesehen. Eine genaue Identifikation des porcinen MPFL war während der Präparation nicht möglich. Auch wenn dies nicht exakt dem nativen MPFL entspricht, wie es beispielsweise am menschlichen Kadaver freigelegt werden kann, so zeigt dieses Surrogat ähnliche biomechanische Eigenschaften im Vergleich mit dem nativen MPFL in anderen Studien [23, 49, 52].

4.3.3 Händische Präparation

Alle in dieser Studie getesteten Patella-Sehnenkonstrukte wurden frei Hand präpariert. Es wurde versucht, dabei so vorsichtig und einheitlich wie möglich vorzugehen. Trotz aller Vorsicht ist jedoch von einer gewissen Inhomogenität der Präparate auszugehen, weshalb die Ergebnisse auf statistische Signifikanz untersucht wurden. Es konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen festgestellt werden.

4.3.4 Auswahl des porcinen Gewebes

Kiapour *et al.* [71] zeigten am porcinen Kniemodell geschlechtsspezifische anatomische und biomechanische Unterschiede auf. In ihrer Studie wurden 9 männliche und 9 weibliche porcine Knie anatomisch vermessen und das vordere Kreuzband biomechanisch getestet. Im geschlechtsspezifischen Vergleich zeigte sich, dass das weibliche porcine vordere Kreuzband signifikant niedrigeren Yield Load besitzt als das männliche.

In dieser Studie wurde nicht zwischen männlichen und weiblichen Exemplaren unterschieden. Es war nicht bekannt, wie viele der eingesetzten Präparate männlicher und wie viele weiblicher Herkunft waren. Die Präparate wurden

jedoch randomisiert auf die Versuchsgruppen aufgeteilt, um einer möglichen Stichprobenverzerrung zuvorzukommen.

4.3.5 Klinische Anwendbarkeit der Ergebnisse

Bei dieser Arbeit handelt sich um eine *in-vitro* Studie am porcinen Modell. Die Primärstabilität von MPFL-Rekonstruktionen wurde getestet. Der Einsatz von porcinem Gewebe und unphysiologische Kraftvektoren bei Messung reduziert die klinische Anwendbarkeit. Es ließ sich nur sehr eingeschränkt daraus schließen welchen Kräften die Rekonstruktionen während einer physiologischen Bewegung im menschlichen Knie standhalten würden. Es lässt sich nicht daraus schließen wie die unterschiedlichen Fixationsmethoden im klinisch-operativen Einsatz abschneiden würden, da die hier getesteten Präparate nur patellar fixiert waren. Auf den möglichen Einfluss einer korrekten femoralen Fixation des Transplantats wurde in dieser Arbeit nicht eingegangen.

Bei der Arbeit wurde ausschließlich die Primärstabilität getestet, was in der klinischen Anwendung dem Zeitpunkt direkt nach Operation entsprechen würden. Es lassen sich daher keine Aussagen darüber treffen, welche biomechanischen Eigenschaften die Fixationen nach Einheilen besitzen. Die Kenntnis über eine suffiziente Primärstabilität nach MPFL-Rekonstruktion könnte jedoch dabei helfen über eine frühe Mobilisierung des Patienten nachzudenken.

4.4 Schlussfolgerung

Die getesteten Versuchsgruppen zeigten signifikante Unterschiede in ihren biomechanischen Eigenschaften ($p < 0,05$). Insbesondere implantat- und bohrkanalfreie Weichteilfixationen zeigen im porcinen Modell ähnliche biomechanische Eigenschaften wie das native Gewebe sowie eine ausreichende Primärstabilität. Sie sind eine vielversprechende und ökonomisch vertretbare Alternative in der Therapie der patellofemorale Instabilität.

Im Vergleich zu in der Literatur beschriebenen Fixationsmethoden wird bei der Weichteilfixation auf eine ossäre Durchbohrung der Patella verzichtet und

weniger Fremdmaterial eingesetzt, was die Operationskosten senken und das Infektionsrisiko durch eingebrachte Fremdkörper minimieren könnte.

Im Kompromiss erreichte die Weichteilfixation dafür aber nicht ganz so hohe maximale Ausrisskraft und eine teilweise höhere Elongation als in der Literatur beschriebene MPFL-Rekonstruktionen mit Implantaten.

4.5 Ausblick

Zur Weiterentwicklung der Weichteilfixation könnte in Zukunft auf ein stärkeres Sehnentransplantat zurückgegriffen werden, da die Ergebnisse der vorliegenden Studie nahelegen, dass damit eine noch stabilere Rekonstruktion erreicht werden könnte. Dazu wäre es insbesondere sinnvoll zu messen, ob und wie sich die Eigenschaften der Fixation nach Einheilen (z.B. 6 Monate nach Operation) verändern. Dies könnte zum Beispiel im Rahmen einer *in-vivo* Studie am porcinen Modell stattfinden.

5 Zusammenfassung

Akute Patellaluxationen sind häufige Kniegelenksverletzungen [8, 9]. Sie gehen oft mit einer Verletzung des medialen patellofemorales Ligaments (MPFL) einher, was zu rezidivierenden Patellaluxationen und patellofemorale Instabilität führen kann [8, 12, 13]. Ein möglicher Therapieansatz ist die Rekonstruktion des MPFL. Zahlreiche Operationstechniken sind hierzu in der Literatur beschrieben, darunter Fixationen mit Interferenzschrauben, Bohrkanälen, Nahtankern oder Nahtfixationen am Knochen oder Weichgewebe. Sie werden meist mit einem autologen Sehnentransplantats durchgeführt und unterscheiden sich hauptsächlich in der Art dessen patellarer Fixation [27-40].

Meta-Analysen zeigen nach wie vor hohe Komplikationsraten und teilweise wenig zufriedenstellende Ergebnisse etablierter MPFL-Rekonstruktionen [44, 46].

Ein vielversprechender Ansatz zur Senkung der Komplikationsraten sind patellare Fixationsmethoden, die auf das Einbringen von Fremdmaterial und Bohrungen durch die Patella verzichten. Solche implantat- und/oder bohrkanalfreien Fixationsmethoden sind bereits in der Literatur beschrieben, bis jetzt existieren jedoch nur wenige Studien zu deren biomechanischen Eigenschaften [9, 31, 34].

Ziel dieser Arbeit war der Vergleich biomechanischer Eigenschaften von fünf unterschiedlichen implantatfreien patellaren Fixationsmethoden beim MPFL- Ersatz mit dem nativen MPFL und mit nativen Extensorensehnen. Dazu wurde ein porcines Modell benutzt. Die Hypothese dieser Studie war, dass die patellare Weichteilfixation eines autologen Sehnentransplantats ohne Implantate oder Bohrkanal eine vergleichbare primäre Ausrissfestigkeit wie das native MPFL zeigt.

60 Patellae und Extensorensehnen wurden aus porcinen Hinterläufen extrahiert und randomisiert auf 6 Versuchsgruppen aufgeteilt (n=10). In den Gruppen 1 und 2 wurden patellare Weichteilfixationen getestet. In den Gruppen 3 und 4 wurden Bohrkanalfixationen mit unterschiedlichem Nahtmaterial durchgeführt (Gruppe 3: resorbierbarer Faden der Stärke USP 0, Gruppe 4: nicht-resorbierbarer Faden der Stärke USP 3). In Gruppe 5 erfolgte die patellare

Fixation mittels V-förmigen Bohrkanal mit Durchmesser von 4,5 mm. In der sechsten Versuchsgruppe wurde zum Vergleich das native Gewebe getestet. In einer weiteren Versuchsgruppe wurden native porcine Extensorensehnen biomechanisch untersucht.

Die biomechanische Testung gliederte sich in mehrere Abschnitte. Zunächst erfolgte eine Präkonditionierung mit 10 Setzzyklen mit einem Kraftintervall von 5 - 20 N. Es folgte eine zyklische Testphase von 1000 Messzyklen mit einem Kraftintervall von 5 - 50 N. Im Anschluss wurde die maximale Kraft bis zum Versagen angewendet. Dabei wurden die Parameter maximale Ausrisskraft, Yield Load, Steifigkeit, Elongation nach 1000 Zyklen sowie die Versagensart untersucht. In der Versuchsgruppe des nativen Gewebes wurde direkt die maximale Kraft bis zum Versagen angewendet.

Die höchsten maximalen Ausrisskräfte wurden in Gruppen 1 und 2 gemessen ($321,8 \pm 53,5$ N und $242,0 \pm 57,4$ N) und waren mit dem nativen Gewebe vergleichbar ($252,1 \pm 129,3$ N, $p > 0,05$). Ein signifikant niedrigerer Yield Load im Vergleich zum nativen Gewebe zeigte sich in den Gruppen 3 ($p < 0,01$) und 4 ($p = 0,01$). Während der zyklischen Belastung war die Elongation der Präparate in Gruppe 3 signifikant höher im Vergleich zu den anderen Gruppen ($5,3 \pm 1$ mm, $p < 0,05$). Alle Gruppen wiesen ähnliche Steifigkeiten wie das native Gewebe vor ($p > 0,05$). Die getesteten Fixationsmethoden zeigten signifikante Unterschiede in ihren biomechanischen Eigenschaften ($p < 0,05$). Insbesondere die Weichteilfixationen in Gruppen 1 und 2 wiesen adäquate biomechanische Eigenschaften im Vergleich zum nativen Gewebe vor.

Durch die Kombination aus geringerer Invasivität, Verzicht auf das Einbringen von Fremdkörpern, einfacher Anwendbarkeit und guter Primärstabilität sind patellare Weichteilfixationen vielversprechende Alternativen bei der MPFL-Rekonstruktion.

6 Anhang

6.1 Deskriptive Statistik der Extensorensehnen nach Gruppen

Tab. 11 Deskriptive Statistik Sehnen Gruppe 1

Sehnen Gruppe 1	Anzahl	Min. [mm]	Max. [mm]	MW [mm]	SD [mm]
Sehnenbreite	10	4,0	5,0	4,35	0,47
Sehnenlänge	10	175	215	193	13,4

Tab. 12 Deskriptive Statistik Sehnen Gruppe 2

Sehnen Gruppe 2	Anzahl	Min. [mm]	Max. [mm]	MW [mm]	SD [mm]
Sehnenbreite	10	3,0	5,0	4,1	0,57
Sehnenlänge	10	160	200	178,5	13,3

Tab. 13 Deskriptive Statistik Sehnen Gruppe 3

Sehnen Gruppe 3	Anzahl	Min. [mm]	Max. [mm]	MW [mm]	SD [mm]
Sehnenbreite	10	4,0	5,0	4,25	0,42
Sehnenlänge	10	160	205	184	15,9

Tab. 14 Deskriptive Statistik Sehnen Gruppe 4

Sehnen Gruppe 4	Anzahl	Min. [mm]	Max. [mm]	MW [mm]	SD [mm]
Sehnenbreite	10	4,0	5,0	4,25	0,42
Sehnenlänge	10	160	200	180,5	12,6

Tab. 15 Deskriptive Statistik Sehnen Gruppe 5

Sehnen Gruppe 5	Anzahl	Min. [mm]	Max. [mm]	MW [mm]	SD [mm]
Sehnenbreite	10	4,0	5,0	4,4	0,52
Sehnenlänge	10	160	195	181,5	10

6.2 Rohdaten der Präparate

Tab. 16 Rohdaten Gruppe 1

Gruppe 1	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
F_{\max} [N]	317,3	370,3	246,3	323,5	271,3	277,9	363,3	293,9	329,4	424,9
Yield Load [N]	305,5	366,1	190,0	323,5	245,2	170,9	354,8	231,2	301,8	367,0
Steifigkeit [N*mm ⁻¹]	21,0	46,1	38,6	34,0	43,0	56,0	56,6	55,6	64,6	35,4
Elongation [mm]	5,0	2,9	3,3	4,3	3,3	3,1	2,7	3,1	3,3	4,2
Versagens-art	(3)	(3)	(3)	(2)	(3)	(2)	(2)	(2)	(4)	(2)
Sehnenbreite [mm]	4,0	4,0	4,0	5,0	4,0	4,0	4,0	4,5	5,0	5,0
Sehnenlänge [mm]	180	200	210	215	195	180	190	185	200	175

Tab. 17 Rohdaten Gruppe 2

Gruppe 2	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
F_{max} [N]	291,8	243,6	214,4	245,7	366,2	179,2	196,4	277,3	219,4	185,6
Yield Load [N]	142,0	239,1	214,4	131,4	244,8	179,2	152,6	277,3	180,5	163,9
Steifigkeit [N*mm⁻¹]	49,4	26,3	63,0	60,7	44,1	45,4	50,7	47,9	45,9	41,3
Elongation [mm]	3,0	3,0	2,5	2,2	2,9	3,8	3,2	3,6	3,1	2,7
Versagens-art	(2)	(3)	(3)	(3)	(2)	(2)	(2)	(2)	(2)	(2)
Sehnenbreite [mm]	5,0	3,0	4,0	4,0	4,0	4,0	4,0	5,0	4,0	4,0
Sehnenlänge [mm]	170	170	190	160	185	200	180	190	180	160

Tab. 18 Rohdaten Gruppe 3

Gruppe 3	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
F_{max} [N]	76,8	47,6	53	127,3	44,6	70,5	137,1	123,2	72,1	123,7
Yield Load [N]	76,8	18,0	53,0	127,3	44,6	70,5	66,0	59,4	56,2	67,7
Steifigkeit [N*mm⁻¹]	34,4	53,5	39,7	41,5	12,1	35,5	39,6	42,2	42,5	44,0
Elongation [mm]	5,4	7,5	5,4	5,0	X	4,3	5,5	4,6	4,0	5,8
Versagens-art	(1)	(1)	(3)	(1)	(1)	(1)	(1)	(1)	(1)	(1)
Sehnenbreite [mm]	4,0	4,0	4,0	4,0	4,0	4,5	5,0	5,0	4,0	4,0
Sehnenlänge [mm]	160	160	200	205	195	190	190	170	190	180

Tab. 19 Rohdaten Gruppe 4

Gruppe 4	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
F_{max} [N]	266,8	176,3	70,6	100,2	137,2	109,1	101,7	73,5	169,3	79,9
Yield Load [N]	266,8	34,0	70,6	65,0	36,0	67,2	101,7	55,6	57,3	66,2
Steifigkeit [N*mm⁻¹]	42,0	61,9	43,4	43,0	54,8	54,3	65,8	64,1	53,4	57,9
Elongation [mm]	2,9	3,7	3,4	5,3	4,1	2,8	X	3,2	3,8	4,2
Versagensart	(1)	(1)	(3)	(3)	(3)	(3)	(3)	(3)	(3)	(3)
Sehnenbreite [mm]	5,0	4,0	4,0	4,5	4,0	4,0	4,0	4,0	5,0	4,0
Sehnenlänge [mm]	160	170	200	185	170	190	190	170	190	180

Tab. 20 Rohdaten Gruppe 5

Gruppe 5	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
F_{max} [N]	98,5	305,0	226,2	66,9	231,2	143,7	210,7	277,0	182,6	104,4
Yield Load [N]	91,4	300,4	210,4	60,7	231,2	143,7	200,6	271,6	180,3	91,3
Steifigkeit [N*mm⁻¹]	63,6	73,1	57,9	80,7	48,8	48,4	58,1	53,1	68,6	62,1
Elongation [mm]	2,2	1,1	1,4	1,0	1,1	2,0	1,2	0,8	1,4	1,4
Versagensart	(4)	(4)	(4)	(4)	(4)	(4)	(4)	(4)	(4)	(4)
Sehnenbreite [mm]	5,0	5,0	4,0	4,0	5,0	5,0	4,0	4,0	4,0	4,0
Sehnenlänge [mm]	190	180	180	180	190	160	180	170	195	190

Tab. 21 Rohdaten Gruppe 6

Gruppe 6	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
F_{max} [N]	154,6	107,2	230,5	477,6	303,1	366,5	371,5	279,8	127,1	103,2
Yield Load [N]	154,6	89,2	230,5	477,6	266,0	334,7	367,9	279,8	104,3	103,1
Steifigkeit [N*mm⁻¹]	56,6	25,1	33,4	50,8	51,6	51,5	59,3	42,0	46,6	37,5
Versagens-art	(2)	(2)	(2)	(2)	(2)	(2)	(2)	(2)	(2)	(2)

Tab. 22 Rohdaten Gruppe der Extensorensehnen

Extensorensehnen	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
F_{max} [N]	374,6	520,4	313,0	390,8	465,6	720,6	718,7	548,4	463,4	470,4
Yield Load [N]	374,6	443,1	313	390,8	465,6	720,6	718,7	548,4	463,4	470,4
Steifigkeit [N*mm⁻¹]	75,5	117,3	132,2	108,8	162,8	125,5	133,8	158,9	147,4	163,6
Elongation [mm]	1,1	1,3	1,0	0,6	0,5	1,0	1,1	0,8	0,6	0,5
Sehnenbreite [mm]	4,0	4,0	4,0	4,0	4,0	5,0	5,0	5,0	5,0	5,0
Sehnenlänge [mm]	160	190	190	180	180	180	180	180	180	160

7 Literaturverzeichnis

1. Aumüller, G., *Anatomie*, in *Duale Reihe*. 2020, Georg Thieme Verlag: Stuttgart. p. 364 Hervorhebungen entfernt.
2. Schünke, M., E. Schulte, and U. Schumacher, *Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem*, in *Prometheus LernAtlas der Anatomie 2014*, Georg Thieme Verlag: Stuttgart, New York. p. 63.
3. Aumüller, G., *Anatomie*, in *Duale Reihe*. 2020, Georg Thieme Verlag: Stuttgart. p. 238.
4. Schünke, M., E. Schulte, and U. Schumacher, *Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem*, in *Prometheus LernAtlas der Anatomie*, M. Schünke, E. Schulte, and U. Schumacher, Editors. 2014, Georg Thieme Verlag: Stuttgart, New York. p. 421.
5. Fithian, D.C., et al., *Epidemiology and natural history of acute patellar dislocation*. *Am J Sports Med*, 2004. **32**(5): p. 1114-21.
6. Fucentese, S.F., [*Patellofemoral instability*]. *Orthopade*, 2018. **47**(1): p. 77-86.
7. Philippot, R., et al., *The role of the medial ligamentous structures on patellar tracking during knee flexion*. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2012. **20**(2): p. 331-6.
8. Vetrano, M., et al., *I.S.Mu.L.T. first-time patellar dislocation guidelines*. *Muscles Ligaments Tendons J*, 2017. **7**(1): p. 1-10.
9. Lenschow, S., et al., *Medial patellofemoral ligament reconstruction: fixation strength of 5 different techniques for graft fixation at the patella*. *Arthroscopy*, 2013. **29**(4): p. 766-73.
10. Sanders, T.L., et al., *Incidence of First-Time Lateral Patellar Dislocation: A 21-Year Population-Based Study*. *Sports Health*, 2018. **10**(2): p. 146-151.
11. Grifka, J. and J. Krämer, *Einführung, Anatomie, Biomechanik und Pathophysiologie*, in *Orthopädie Unfallchirurgie*. 2013, Springer Berlin Heidelberg: Berlin, Heidelberg. p. 19.
12. Jaquith, B.P. and S.N. Parikh, *Predictors of Recurrent Patellar Instability in Children and Adolescents After First-time Dislocation*. *J Pediatr Orthop*, 2017. **37**(7): p. 484-490.
13. Hevesi, M., et al., *The Recurrent Instability of the Patella Score: A Statistically Based Model for Prediction of Long-Term Recurrence Risk After First-Time Dislocation*. *Arthroscopy*, 2019. **35**(2): p. 537-543.
14. Imhoff, F.B., et al., *Derotational osteotomy at the distal femur is effective to treat patients with patellar instability*. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2019. **27**(2): p. 652-658.
15. Christensen, T.C., et al., *Risk Factors and Time to Recurrent Ipsilateral and Contralateral Patellar Dislocations*. *Am J Sports Med*, 2017. **45**(9): p. 2105-2110.
16. Beasley, L.S. and A.F. Vidal, *Traumatic patellar dislocation in children and adolescents: treatment update and literature review*. *Curr Opin Pediatr*, 2004. **16**(1): p. 29-36.
17. Nwachukwu, B.U., et al., *Surgical versus conservative management of acute patellar dislocation in children and adolescents: a systematic review*. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2016. **24**(3): p. 760-7.
18. Salonen, E.E., et al., *Traumatic Patellar Dislocation and Cartilage Injury: A Follow-up Study of Long-Term Cartilage Deterioration*. *Am J Sports Med*, 2017. **45**(6): p. 1376-1382.
19. Sanders, T.L., et al., *Patellofemoral Arthritis After Lateral Patellar Dislocation: A Matched Population-Based Analysis*. *Am J Sports Med*, 2017. **45**(5): p. 1012-1017.
20. Grifka, J. and J. Krämer, *Einführung, Anatomie, Biomechanik und Pathophysiologie*, in *Orthopädie Unfallchirurgie*. 2013, Springer Berlin Heidelberg: Berlin, Heidelberg. p. 39.

21. Berard, J.B., et al., *Femoral tunnel enlargement after medial patellofemoral ligament reconstruction: prevalence, risk factors, and clinical effect*. Am J Sports Med, 2014. **42**(2): p. 297-301.
22. Dejour, H., et al., *Factors of patellar instability: an anatomic radiographic study*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 1994. **2**(1): p. 19-26.
23. Amis, A.A., et al., *Anatomy and biomechanics of the medial patellofemoral ligament*. Knee, 2003. **10**(3): p. 215-20.
24. Senavongse, W. and A.A. Amis, *The effects of articular, retinacular, or muscular deficiencies on patellofemoral joint stability: a biomechanical study in vitro*. J Bone Joint Surg Br, 2005. **87**(4): p. 577-82.
25. Devgan, A., et al., *Implantless patellar fixation in medial patellofemoral ligament reconstruction*. Chin J Traumatol, 2019. **22**(5): p. 281-285.
26. Zimmerer, A., C. Sobau, and P. Balcarek, *Recent developments in evaluation and treatment of lateral patellar instability*. J Exp Orthop, 2018. **5**(1): p. 3.
27. Becher, C., et al., *Dynamic versus static reconstruction of the medial patellofemoral ligament for recurrent lateral patellar dislocation*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2014. **22**(10): p. 2452-7.
28. Deie, M., et al., *A long-term follow-up study after medial patellofemoral ligament reconstruction using the transferred semitendinosus tendon for patellar dislocation*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2005. **13**(7): p. 522-8.
29. Giordano, M., et al., *Patellar dislocation in skeletally immature patients: semitendinosus and gracilis augmentation for combined medial patellofemoral and medial patellotibial ligament reconstruction*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2012. **20**(8): p. 1594-8.
30. Gomes, J.E., *Comparison between a static and a dynamic technique for medial patellofemoral ligament reconstruction*. Arthroscopy, 2008. **24**(4): p. 430-5.
31. Goyal, D., *Medial patellofemoral ligament reconstruction: the superficial quad technique*. Am J Sports Med, 2013. **41**(5): p. 1022-9.
32. Kang, H., et al., *Comparison of 2 different techniques for anatomic reconstruction of the medial patellofemoral ligament: a prospective randomized study*. Am J Sports Med, 2013. **41**(5): p. 1013-21.
33. Nomura, E. and M. Inoue, *Surgical technique and rationale for medial patellofemoral ligament reconstruction for recurrent patellar dislocation*. Arthroscopy, 2003. **19**(5): p. E47.
34. Ostermeier, S., et al., *[Reconstruction of the medial patellofemoral ligament by tunnel transfer of the semitendinosus tendon]*. Oper Orthop Traumatol, 2007. **19**(5-6): p. 489-501.
35. Schottle, P.B., S.F. Fucentese, and J. Romero, *Clinical and radiological outcome of medial patellofemoral ligament reconstruction with a semitendinosus autograft for patella instability*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2005. **13**(7): p. 516-21.
36. Schottle, P.B., D. Hensler, and A.B. Imhoff, *Anatomical double-bundle MPFL reconstruction with an aperture fixation*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2010. **18**(2): p. 147-51.
37. Smith, T.O., J. Walker, and N. Russell, *Outcomes of medial patellofemoral ligament reconstruction for patellar instability: a systematic review*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2007. **15**(11): p. 1301-14.
38. Steiner, T.M., R. Torga-Spak, and R.A. Teitge, *Medial patellofemoral ligament reconstruction in patients with lateral patellar instability and trochlear dysplasia*. Am J Sports Med, 2006. **34**(8): p. 1254-61.

39. Reppenhagen, S., et al., *[Gracilis tendon augmented reconstruction of the medial patellofemoral ligament with soft tissue fixation at the patellar insertion site]*. Oper Orthop Traumatol, 2015. **27**(6): p. 484-94.
40. Chouteau, J., *Surgical reconstruction of the medial patellofemoral ligament*. Orthop Traumatol Surg Res, 2016. **102**(1 Suppl): p. S189-94.
41. Weinberger, J.M., et al., *Influence of graft source and configuration on revision rate and patient-reported outcomes after MPFL reconstruction: a systematic review and meta-analysis*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2017. **25**(8): p. 2511-2519.
42. Song, J.G., et al., *Medial Soft-Tissue Realignment Versus Medial Patellofemoral Ligament Reconstruction for Recurrent Patellar Dislocation: Systematic Review*. Arthroscopy, 2016. **32**(3): p. 507-16.
43. Desai, V.S., et al., *Systematic Review of Medial Patellofemoral Ligament Reconstruction Techniques: Comparison of Patellar Bone Socket and Cortical Surface Fixation Techniques*. Arthroscopy, 2019. **35**(5): p. 1618-1628.
44. Shah, J.N., et al., *A systematic review of complications and failures associated with medial patellofemoral ligament reconstruction for recurrent patellar dislocation*. Am J Sports Med, 2012. **40**(8): p. 1916-23.
45. Zou, Y.F., et al., *Evaluation of MR issues for the latest standard brands of orthopedic metal implants: plates and screws*. Eur J Radiol, 2015. **84**(3): p. 450-457.
46. Wilkens, O.E., G. Hannink, and S.A.W.J.K.S. van de Groes, *Sports Traumatology, Arthroscopy, Recurrent patellofemoral instability rates after MPFL reconstruction techniques are in the range of instability rates after other soft tissue realignment techniques*. 2019.
47. Rood, A., et al., *Patellofemoral Pressure Changes After Static and Dynamic Medial Patellofemoral Ligament Reconstructions*. Am J Sports Med, 2015. **43**(10): p. 2538-44.
48. Hapa, O., et al., *Aperture fixation instead of transverse tunnels at the patella for medial patellofemoral ligament reconstruction*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2012. **20**(2): p. 322-6.
49. 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*. Knee, 2014. **21**(6): p. 1169-74.
50. Huber, C., et al., *Properties and Function of the Medial Patellofemoral Ligament: A Systematic Review*. Am J Sports Med, 2019: p. 363546519841304.
51. Joyner, P.W., et al., *Biomechanical tensile strength analysis for medial patellofemoral ligament reconstruction*. Knee, 2017. **24**(5): p. 965-976.
52. Mountney, J., et al., *Tensile strength of the medial patellofemoral ligament before and after repair or reconstruction*. J Bone Joint Surg Br, 2005. **87**(1): p. 36-40.
53. Russ, S.D., et al., *Biomechanical comparison of patellar fixation techniques in medial patellofemoral ligament reconstruction*. Am J Sports Med, 2015. **43**(1): p. 195-9.
54. Boelch, S.P., et al., *Why compromise the patella? Five-year follow-up results of medial patellofemoral ligament reconstruction with soft tissue patellar fixation*. Int Orthop, 2021.
55. 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*. J Orthop Res, 2015. **33**(12): p. 1789-95.
56. Domnick, C., et al., *Evaluation of biomechanical properties: are porcine flexor tendons and bovine extensor tendons eligible surrogates for human tendons in in vitro studies?* Arch Orthop Trauma Surg, 2016. **136**(10): p. 1465-71.

57. Havulinna, J., et al., *Comparison of modified Kessler tendon suture at different levels in the human flexor digitorum profundus tendon and porcine flexors and porcine extensors: an experimental biomechanical study.* J Hand Surg Eur Vol, 2011. **36**(8): p. 670-6.
58. Kadimcherla, P., et al., *Knee arthrotomy closure with barbed suture in flexion versus extension: a porcine study.* J Arthroplasty, 2014. **29**(11): p. 2211-3.
59. Keklikci, K., et al., *The effect of notchplasty in anterior cruciate ligament reconstruction: a biomechanical study in the porcine knee.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2013. **21**(8): p. 1915-21.
60. Ropke, E.F., et al., *Biomechanical evaluation of meniscal root repair: a porcine study.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2015. **23**(1): p. 45-50.
61. Philippot, R., et al., *Medial patellofemoral ligament anatomy: implications for its surgical reconstruction.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2009. **17**(5): p. 475-9.
62. Simpson, H. and P. Augat, *Experimental Research Methods in Orthopedics and Trauma.* 2015, Thieme Medical Publishers Incorporated: New York. p. 42ff.
63. Bollier, M., et al., *Technical failure of medial patellofemoral ligament reconstruction.* Arthroscopy, 2011. **27**(8): p. 1153-9.
64. Hopper, G.P., et al., *Does degree of trochlear dysplasia and position of femoral tunnel influence outcome after medial patellofemoral ligament reconstruction? Am J Sports Med,* 2014. **42**(3): p. 716-22.
65. Gesslein, M., et al., *Complications and failure of MPFL reconstruction with free tendon grafts in cases of patellofemoral instability.* Technol Health Care, 2015. **23**(5): p. 659-66.
66. Hennerbichler, A., et al., *Biochemical, biomechanical and histological properties of osteoarthritic porcine knee cartilage: implications for osteochondral transplantation.* Arch Orthop Trauma Surg, 2008. **128**(1): p. 61-70.
67. Reichert, J.C., et al., *The challenge of establishing preclinical models for segmental bone defect research.* Biomaterials, 2009. **30**(12): p. 2149-63.
68. Nurmi, J.T., et al., *Porcine tibia is a poor substitute for human cadaver tibia for evaluating interference screw fixation.* Am J Sports Med, 2004. **32**(3): p. 765-71.
69. Schliemann, B., et al., *Knee joint kinematics after dynamic intraligamentary stabilization: cadaveric study on a novel anterior cruciate ligament repair technique.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2017. **25**(4): p. 1184-1190.
70. Wada, K., et al., *Influence of Medial Collateral Ligament Release for Internal Rotation of Tibia in Posterior-Stabilized Total Knee Arthroplasty: A Cadaveric Study.* J Arthroplasty, 2017. **32**(1): p. 270-273.
71. Kiapour, A.M., et al., *Validation of porcine knee as a sex-specific model to study human anterior cruciate ligament disorders.* Clin Orthop Relat Res, 2015. **473**(2): p. 639-50.

I. Abkürzungsverzeichnis

Abb.	-	Abbildung
Bzw.	-	Beziehungsweise
Et al.	-	und Andere
Fmax	-	Maximale Ausrisskraft
Ggf.	-	Gegebenenfalls
M.	-	Musculus
MPFL	-	Mediales Patellofemorales Ligament
Tab.	-	Tabelle

II. Abbildungsverzeichnis

Abb. 1 Schematischer Aufbau einer Patella	1
Abb. 2 Nativer porciner Hinterlauf	12
Abb. 3 Präparation der Extensorensehnen	13
Abb. 4 Entnommene Patella und Extensorensehne mit Lineal als Maßstab. ...	14
Abb. 5 Porcine Extensorensehne, armiert in Baseballstichtechnik mit Faden des Typs USP 1 der Firma Ethicon, Johnson & Johnson, USA.	15
Abb. 6 Schematische Darstellung verschiedener Fixationsmethoden für das Sehnentransplantat und native Vergleichsgruppe: (a) Gruppe 1: Weichteilfixation mit Vicryl USP 0, vier Nähte (b) Gruppe 2: Weichteilfixation mit Vicryl USP 0, drei Nähte (c) Gruppe 3: Transossäre Bohrkanalfixation mit Vicryl USP 0 (d) Gruppe 4: Transossäre Bohrkanalfixation mit Ethibond USP 3 (e) Gruppe 5: V-förmige Bohrkanalfixation (f) Gruppe 6: natives Gewebe, armiert mit Ethibond USP 3	16
Abb. 7 Rekonstruktion mit zwei Z-Nähten und 2 U-Nähten nach Reppenhagen et al. in Gruppe 1	17
Abb. 8 Rekonstruktion mit 3 parallel verlaufenden Z-Nähten in Gruppe 2.....	18
Abb. 9 Zwei parallel verlaufende 2,4 mm K-Drähte zur Präparation in den Gruppen 3 und 4	19
Abb. 10 Transossäre Nahttechnik in den Gruppen 3 und 4.....	19
Abb. 11 Ein Präparat der Gruppe 5 in der Materialprüfmaschine Zwick/Roell Z010	20
Abb. 12 Präparat der Gruppe 6	21
Abb. 13 Material-Prüfmaschine Zwick/Roell Z010 und PC mit Testsoftware TestXpert II V3.1.	22
Abb. 14 Einspannvorrichtung mit eingespannter porciner Patella.	23
Abb. 15 Zeitliche Abfolge der biomechanischen Testung.....	24
Abb. 16 Messparameter Elongation in der Kraft-Dehnungskurve.....	26
Abb. 17 Messparameter F_{max} , Yield Load und Steifigkeit in der Kraft-Dehnungskurve.	27
Abb. 18 Beispiel 1: Versagen durch Ruptur des Transplantats	28
Abb. 19 Beispiel 2: Versagen durch Ruptur des Fadenmaterials	28
Abb. 20 Hypothesentest Sehnenparameter	30
Abb. 21 Maximale Ausrisskräfte verschiedener implantatfreier Fixationsmethoden im Vergleich zum nativen Gewebe.....	31
Abb. 22 Paarweiser Vergleich F_{max}	32
Abb. 23 Yield Load verschiedener implantatfreier Fixationsmethoden im Vergleich zum nativen Gewebe.....	33
Abb. 24 Paarweiser Vergleich Yield Load	34
Abb. 25 Steifigkeit verschiedener implantatfreier Fixationsmethoden im Vergleich zum nativen Gewebe.....	35
Abb. 26 Paarweiser Vergleich Steifigkeit.....	36

Abb. 27 Elongation verschiedener implantatfreier Fixationsmethoden im Vergleich zum nativen Gewebe nach 1000 Zyklen mit einer Belastung zwischen 5 und 50 N.....	37
Abb. 28 Paarweiser Vergleich Elongation nach 1000 Zyklen	38

III. Tabellenverzeichnis

Tab. 1 Übersicht aktueller biomechanischer Publikationen zum MPFL-Ersatz Teil 1	8
Tab. 2 Übersicht aktueller biomechanischer Publikationen zum MPFL-Ersatz Teil 2	9
Tab. 3 Deskriptive Statistik der Gruppe der Extensorensehnen	30
Tab. 4 Deskriptive Statistik F_{\max}	32
Tab. 5 Deskriptive Statistik Yield Load	34
Tab. 6 Deskriptive Statistik Steifigkeit	36
Tab. 7 Deskriptive Statistik Elongation nach 1000 Zyklen	38
Tab. 8 Versagensart der Präparate in den verschiedenen Versuchsgruppen ..	40
Tab. 9 Biomechanische Eigenschaften porciner Extensorensehnen.....	41
Tab. 10 Versagensart der porcinen Extensorensehnen	42
Tab. 11 Deskriptive Statistik Sehnen Gruppe 1	60
Tab. 12 Deskriptive Statistik Sehnen Gruppe 2.....	60
Tab. 13 Deskriptive Statistik Sehnen Gruppe 3.....	60
Tab. 14 Deskriptive Statistik Sehnen Gruppe 4.....	60
Tab. 15 Deskriptive Statistik Sehnen Gruppe 5.....	61
Tab. 16 Rohdaten Gruppe 1	61
Tab. 17 Rohdaten Gruppe 2.....	62
Tab. 18 Rohdaten Gruppe 3.....	62
Tab. 19 Rohdaten Gruppe 4.....	63
Tab. 20 Rohdaten Gruppe 5.....	63
Tab. 21 Rohdaten Gruppe 6.....	64
Tab. 22 Rohdaten Gruppe der Extensorensehnen.....	64

IV. Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen Personen bedanken, die mich bei der Anfertigung dieser Arbeit unterstützt haben.

Professor Dr. med. Rudert danke ich für die Betreuung dieser Arbeit sowie für die Möglichkeit in der orthopädischen Klinik zu promovieren.

Mein besonderer Dank gilt Dr. med. Stephan Reppenhagen für die Überlassung dieser Arbeit, für die umfängliche Betreuung, die zuvorkommende Unterstützung sowie die durchgehend angenehme Arbeitsatmosphäre.

Bei Frau PD Dr. med. Hölscher-Doht bedanke ich mich herzlich für Durchsicht dieser Arbeit.

Bei Frau Dr. rer. nat. Michaela Rödel möchte ich mich für die Unterstützung an der Materialprüfmaschine *Zwick/Roell* bedanken.

Der Firma *Gebrüder Staus GmbH* danke ich für die Unterstützung und Flexibilität bei der Bereitstellung der porcinen Prüfmaterialien.

V. Eigene Veröffentlichungen und Kongressteilnahme

- Vortrag der Arbeit auf dem Kongress der *Deutschen Kniegesellschaft (DKG)* in Hamburg - November 2019

- Vortrag der Arbeit durch Dr. med. Stephan Reppenhagen auf dem Kongress der *European Society for Sports Traumatology, Knee Surgery and Arthroscopy (ESSKA)* - Mai 2021

- Einreichung der Arbeit als wissenschaftliche Publikation im Journal *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy – Springer (KSST)*