

Biomechanische Evaluation einer neuartigen Versorgungstechnik der knöchernen Avulsionsverletzung des hinteren Kreuzbandes im Schweinemodel

Louis Bernard Buchmann

Vollständiger Abdruck der von der TUM School of Medicine and Health der
Technischen Universität München zur Erlangung eines
Doktors der Medizin (Dr. med)
genehmigten Dissertation.

Vorsitz: Prof. Kathrin Schumann, Ph.D.

Prüfer*innen der Dissertation:

1. apl. Prof. Dr. Sebastian Siebenlist
2. Priv.-Doz. Dr. Philipp Forkel

Die Dissertation wurde am 19.04.2023 bei der Technischen Universität München
eingereicht und durch die TUM of Medicine and Health am 20.12.2023 angenommen.

Meinen Eltern

Abstract

Purpose Dislocated tibial avulsions of the posterior cruciate ligament (PCL) require surgical intervention. Several arthroscopic strategies are options to fix the fragment and restore posterior laxity, including two types of suspension button devices: adjustable (self-locking) and rigid knotted systems. Our hypothesis was that a rigid knotted button construct has superior biomechanical properties regarding laxity restoration compared with an adjustable system. Both techniques were compared with standard screw fixation and the native PCL.

Methods Sixty porcine knees were dissected. The constructs were tested for elongation, stiffness, yield force, load to failure force, and failure mode in a material testing machine. Group N (native, intact PCL) was used as a control group. In group DB (Dogbone™), TR (Tightrope™), and S (screw), a standardized block osteotomy with the osteotomized fragment attached to the PCL was set. The DB and TR groups simulated using a suspension button system with either a rigid knotted (DB) or adjustable system (TR). These groups were compared to a screw technique (S) simulating antegrade screw fixation from posterior.

Results Comparing the different techniques (DB, TR, S), no significant elongation was detected; all techniques achieved a sufficient posterior laxity restoration. Significant elongation in the DB and TR group was detected compared with the native PCL (N). In contrast, screw fixation did not lead to significant elongation. The stiffness, yield load, and load to failure force did not differ significantly between the techniques. None of the techniques reached the same level of yield load and load to failure force as the intact state.

Conclusion Arthroscopic suspension button techniques sufficiently restore the posterior laxity and gain a comparable construct strength as an open antegrade screw fixation.

I. Inhaltsverzeichnis

1. EINLEITUNG.....	1
1.1 GRUNDLAGEN.....	2
1.1.1 ANATOMIE DES HINTEREN KREUZBANDES.....	2
1.1.2 FUNKTIONELLE ANATOMIE DES HINTEREN KREUZBANDES.....	3
1.1.3 BIOMECHANIK DES HINTEREN KREUZBANDES.....	4
1.2 VERLETZUNG DES HKB.....	6
1.2.1 EPIDEMIOLOGIE DER HINTEREN KREUZBANDVERLETZUNGEN.....	6
1.2.2 VERLETZUNGSMECHANISMUS.....	6
1.2.3 BEGLEITENDE VERLETZUNGEN.....	7
1.2.4 DIAGNOSTIK.....	8
1.2.5 SYMPTOME BEI AKUTEN VERLETZUNGEN.....	9
1.2.6 SYMPTOME BEI CHRONISCHEN VERLETZUNGEN.....	9
1.2.7 KLINISCHE UNTERSUCHUNG.....	10
1.2.8 BILDGEBUNG.....	12
1.2.9 KONSEQUENZ DER HINTEREN INSTABILITÄT.....	13
1.3 DIE AVULSIONSVERLETZUNG.....	14
1.3.1 ÄTIOLOGIE UND EPIDEMIOLOGIE DER AVULSIONSFRAKTUR.....	14
1.3.2 DIAGNOSTIK DER AVULSIONSFRAKTUR.....	14
1.4 VERSORGUNG DER AVULSIONSVERLETZUNG.....	17
1.4.1 KONSERVATIVE VERSORGUNG.....	17
1.4.2 OPERATIVE VERSORGUNG.....	18
1.5 AUFGABENSTELLUNG UND HYPOTHESEN.....	22
2 MATERIAL UND METHODIK.....	23
2.1 VERSUCHSPROTOKOLL.....	23
2.2 PRÄPARATION DER SCHWEINEBEINE.....	24
2.2.1 VORBEREITUNG.....	24
2.2.2 EINBETTUNG TIBIA UND FIBULA.....	26
2.2.3 EINBETTUNG FEMUR.....	28
2.3 TESTGRUPPEN.....	30
2.3.1 TESTGRUPPE N: NATIV.....	31
2.3.2 TESTGRUPPE DB: DOGBONE.....	32
2.3.3 TESTGRUPPE TR: TIGHTROPE.....	33
2.3.4 TESTGRUPPE S: SCHRAUBE.....	34
2.4 VERSUCHSAUFBAU.....	35
2.5 VERSUCHSDURCHFÜHRUNG.....	37
2.5.1 VORKONDITIONIERUNG.....	37
2.5.2 ZYKLISCHE BELASTUNG.....	37
2.5.3 VERSAGENSPRÜFUNG.....	38
2.6 UNTERSUCHTE PARAMETER.....	39
2.7 STATISTISCHE AUSWERTUNG.....	40
3 ERGEBNISSE.....	41
3.1 BIOMECHANISCHER VERGLEICH DER ELONGATION NACH ZYKLISCHER BELASTUNG.....	41
3.2 BIOMECHANISCHER VERGLEICH DER STEIFIGKEIT NACH ZYKLISCHER BELASTUNG.....	42

3.3	BIOMECHANISCHER VERGLEICH DER STRECKGRENZE NACH ZYKLISCHER BELASTUNG.....	43
3.4	BIOMECHANISCHER VERGLEICH DER VERSAGENSLAST NACH VERSAGENSPRÜFUNG	44
3.5	VERGLEICH DES VERSAGENSMECHANISMUS	45
4	<u>DISKUSSION</u>	<u>47</u>
4.1	DISKUSSION DER METHODE	47
4.2	DISKUSSION DER ERGEBNISSE	51
4.3	LIMITATIONEN	54
5	<u>ZUSAMMENFASSUNG</u>	<u>55</u>
6	<u>LITERATURVERZEICHNIS</u>	<u>56</u>
7	<u>DANKSAGUNG.....</u>	<u>65</u>

Verzeichnis der Verwendeten Abbildungen und Tabellen

Abbildung 1 Röntgenbild in zwei Ebenen des linken Kniegelenks. Im seitlichen Strahlengang ist die posteriore HKB Avulsion sichtbar (a). In der a.p. Aufnahme eine Avulsion des medialen Seitenbandes sowie eine angedeutete Frakturlinie entlang der Eminentia intercondylaris (b). (P. Forkel et al., 2019).....	16
Abbildung 2 T2 gewichtetes MRT des linken Kniegelenks mit posteriorer tibialer Avulsion des HKB bei intaktem Band (a). CT des linken Kniegelenks mit hochgradig dislozierter solider monofragmentärer tibialer HKB Avulsion (b). (P. Forkel et al., 2019).....	16
Abbildung 4 Eine Probe 12 cm distal (a) sowie 12 cm proximal (b) der Gelenklinie gekürzt, um eine einheitliche Probengröße zu erreichen (c).....	25
Abbildung 3 Linker Hinterläufer nachdem die verbleibende Muskulatur entfernt worden ist. Ansicht von dorsal (a) und ventral (b). Integritätskontrolle des HKB mit einer Pinzette (c)...	25
Abbildung 5 Eine am Femur eingespannte Probe. Senkrechter Strahl des frontalen Lasers (a) verläuft mittig durch die Tibia. Der Senkrechte Strahl des medialen Lasers (b) verläuft durch den EM und entlang der Hinterkante der Tibia. Ansicht von oben auf den ventralen Femur (c) mit der orthogonalen Ausrichtung der beiden Laser.....	27
Abbildung 6 Senkrechter Strahl des lateralen Lasers durch die hinterste Einkerbung der Schale (a). Senkrechter Strahl des frontalen Lasers durch die mittlere Einkerbung der Schale (b).....	27
Abbildung 7 Eine Probe mit bereits eingebettetem Unterschenkel, an der Tibia eingespannt. Der senkrechte Strahl des medialen Lasers läuft durch den EM, die hintere Einkerbung der Schale und entlang der dorsalen Femurkante (a). Der senkrechte Strahl des frontalen Lasers verläuft mittig entlang des ventralen Femurs und durch die Femurkondylen (b).....	28
Abbildung 8 Hochgefahrene Hebebühne, Grundfläche der Einbettungsschale berührt das Femur (a). Das Polyurethangemisch wird in die Schale gegeben und härtet bei Raumtemperatur aus (b).	29
Abbildung 9 Der tibiale HKB Ansatz wird vermessen (a). Mit Hammer und Meißel wird eine tibiale HKB Avulsion hervorgerufen (b), welche mit einer Zange hier gezeigt wird (c) (Philipp Forkel et al., 2021)	30
Abbildung 10 Native Probe, Ansicht von dorsal	31
Abbildung 11 Ein 2,4 mm Bohrkana1 von antegrad durch das Fragment und den Tibiakopf (a). Der Shuttelfaden wird von dorsal in den Bohrkana1 eingebracht (b). Über dem ventralen DogBone™ wird das Konstrukt verknotet (c).	32
Abbildung 12 Über ein Shuttelfaden wird das Tightrope™ in den Bohrkana1 eingebracht (a). In beide Enden wird ein Dogbone™ eingebracht (b). Über dem anterior liegenden wird das Tightrope gesichert (c).	33
Abbildung 13 Von dorsal wird ein 2,4 mm Bohrkana1 durch das Fragment und den Tibiakopf gebohrt (a). Ein Kirschnerdraht wird zur Längenmessung in den Kana1 eingebracht (b). Eine 3,2 mm Zugschraube wird antergrad eingebracht (c).....	34
Abbildung 14 In der Prüfmaschine eingespannte Probe mit beweglichem Femur und fixiertem Unterschenkel.	36
Abbildung 15 Aufzeichnung der Versuchsdurchführung. In Phase sieben zyklische Belastung der Proben.	38
Abbildung 16 Boxplotdiagramm für die Elongation des HKB in allen Gruppen.....	41
Abbildung 17 Boxplotdiagramm für die Steifigkeit in allen Gruppen.....	42
Abbildung 18 Boxplotdiagramm für die Streckgrenze in allen Gruppen.....	43
Abbildung 19 Boxplotdiagramm Versagenslast in (N) ± Standartabweichung.....	44

Abbildung 20 Proben der Testgruppe N mit knöcherner tibialer HKB Avulsion (a) und HKB Elongation (c) nach einer Versagensprüfung, sowie eine native Probe (b).	46
Abbildung 21 Probe der Gruppe D zu Beginn (a), zum Schluss der Versagensprüfung (b)	46

Tabelle 1: SSD nach isolierter Läsion des HKB bzw. nach kombinierter Läsion	5
Tabelle 2 Elongation in (mm) \pm Standartabweichung.....	41
Tabelle 3 Steifigkeit in (N/mm) \pm Standartabweichung.....	42
Tabelle 4 Streckgrenze in (N) \pm Standartabweichung.....	43
Tabelle 5 Versagenslast in (N) \pm Standartabweichung	44
Tabelle 6 Unterschiedlichen Versagensmechanismen der jeweiligen Versuchsgruppen.....	45

1. Einleitung

Verletzungen des hinteren Kreuzbandes (HKB) gehören zu den schwerwiegendsten Verletzungen des Bandapparates im Kniegelenk und ziehen oft Begleitverletzungen mit sich. Ohne adäquate Behandlung kann eine Ruptur des hinteren Kreuzbandes (HKB) zu langfristigen funktionellen und anatomischen Schäden des Kniegelenkes führen. Insbesondere Meniskus und Knorpelschäden im medialen Kompartiment können die Folge sein (Strobel et al., 2000). Es existieren verschiedene Verletzungsmuster des HKB, wobei sich diese Arbeit mit der knöchernen tibialen Avulsionsverletzung des HKB auseinandersetzt, einer Sonderform der HKB Verletzung. Die korrekte Behandlung dieser Verletzung spielt, angesichts des vorwiegend jungen Patientenkollektivs eine besonders wichtige Rolle, um eine dauerhafte Instabilität und damit möglichen Folgeschäden aus dem Weg zu gehen (W. E. Sanders et al., 1980).

Avulsionsverletzungen stellen lediglich einen kleinen Anteil der HKB Verletzungen dar. Diese Verletzungen können bei unzureichender Aufmerksamkeit und Diagnostik übersehen werden. Dies ist unter anderem auch darauf zurückzuführen, dass der wissenschaftliche sowie klinische Fokus lange Zeit auf dem vorderen Kreuzband (VKB) lag, während das HKB in seinem Schatten stand (Hooper et al., 2018; Owesen et al., 2017). Mittlerweile ist jedoch bekannt, dass ein chronisch insuffizientes HKB zu schweren Folgeschäden, wie beispielsweise sekundären Knorpelschäden im Femoropatellargelenk und Meniskusläsionen führen kann (T. L. Sanders et al., 2017; Strobel et al., 2003). Einig ist man sich auch darüber, dass eine frühzeitige Versorgung der Avulsionsverletzung von Vorteil ist, um eine optimale hintere Stabilität des Kniegelenks wieder herzustellen (Jung et al., 2006; Logan et al., 2004). Es existieren zwei wesentliche operative Behandlungskonzepte. Die offenen Behandlungsverfahren werden durch neue arthroskopische Techniken ergänzt. Studien zeigen grundsätzlich vergleichbare Ergebnisse zwischen beiden Herangehensweisen (In et al., 2012; Sasaki et al., 2007).

Diese Arbeit beschäftigt sich mit der biomechanischen Evaluation und dem Vergleich verschiedener operativer Versorgungsmethoden der tibialen HKB- Avulsionsfraktur, welche alle im klinischen Alltag zur Anwendung kommen. Die Ergebnisse dieser Arbeit wurden im Vorfeld bereits in einer wissenschaftlichen Fachzeitschrift veröffentlicht (Philipp Forkel et al., 2021).

1.1 Grundlagen

1.1.1 Anatomie des hinteren Kreuzbandes

Das HKB ist ein zentraler Stabilisator des Kniegelenks (Kennedy & Grainger, 1967). Es verbindet die Area intercondylaris posterior der Tibia mit der lateralen Fläche des medialen Femurkondylus, weist eine Gesamtlänge von 32 - 38 mm und eine breite von etwa 13 mm auf. Anatomisch sowie funktionell lässt es sich in zwei Faserzüge unterteilen: ein schwächeres posteromediales (PMB) und ein stärkeres anterolaterales (ALB) Bündel (Girgis et al., 1975). Während das ALB femoral im anterioren Bereich der Fossa intercondylaris seinen Ursprung hat, inseriert das PMB dorsal-kaudal zum ALB an der medialen Fläche der medialen Femurkondyle. Tibial setzen beide etwa 1 - 1,5 cm caudal der Gelenkfläche des posterioren Tibiaplateaus im Bereich dorsal der Eminentia intercondylaris an (Amis et al., 2003). Hier gehen beide Bündel in die hintere Kapsel und das Periost über. Der tibiale Footprint des HKB ist etwa rechteckig, wohingegen er am femoralen Ansatz ellipsenförmig ist (Fuss, 1989).

Das HKB liegt, wie das VKB, intraartikulär und extrasynovial. In ihrer Arbeit ordnen Covey and Sapega (1994) dem HKB jedoch ein höheres intrinsisches Heilungspotential als dem VKB zu. Dies begründen sie mit der Nähe des HKB zum ventral angrenzenden und gut vaskularisierten Fettkörper sowie der im vorderen und seitlichen Bereich ummantelnden Membrana synovialis der Gelenkkapsel. Hinzu kommt die gute Blutversorgung des HKB selbst, welche von einem Ast der Arteria genus media sichergestellt wird. Als sekundäre Stabilisatoren gegen eine tibiale Translation und somit als Unterstützer des HKB, gelten die zwei inkonsistent angelegten Meniscofemorale Bänder (MFB). Beide entspringen dem posteromedialen Anteil des Außenmeniskushinterhorns und ziehen, entweder ventral (Lig. meniscofemorale anterior, aMFL) oder dorsal (Lig. meniscofemorale posterior, pMFL) des HKB, zum femoralen Ansatz des HKB (Bowman & Sekiya, 2010). Sie werden trotz ihres unregelmäßigen Vorhandenseins dem HKB Komplex zugerechnet (Gupte et al., 2002; Yamamoto & Hirohata, 1991). In ihrer Studie stellen Anderson et al. (2012) fest, dass in 60% der Fälle beide und in 95% mindestens eines der beiden MFB vorhanden ist.

1.1.2 Funktionelle Anatomie des hinteren Kreuzbandes

Die Hauptaufgabe des HKB besteht darin, das gebeugte Kniegelenk gegen eine posteriore Translation der Tibia zu stabilisieren (Amis et al., 2003). Der Mechanismus dahinter und die Unterteilung des HKB in zwei Bündel wird verständlich, wenn man die funktionellen Eigenschaften des HKB während der Flexion und der Extension des Kniegelenks betrachtet. In Extensionsstellung lässt die Kraft des HKB nach, da sich so lediglich das schwächere PMB spannt und das Knie gegen eine Hyperextension schützt. Als zusätzliche Stabilisatoren gegen eine posteriore Instabilität während der Extension, unterstützen die posterolateralen Strukturen das HKB. Diese bestehen aus dem lateralen Kollateralband, der Polkappe des mit der Gelenkkapsel verwachsenen M. gastrocnemius lateralis sowie dem Popliteuskomplex und werden auch als posterolaterale Gelenkecke (PLG) bezeichnet (Hoffman, 2004).

Während der Flexion nimmt die Spannung des PMB ab und das kräftige ALB spannt sich zunehmend an. Erst ab einer Flexion von 120° gerät das PMB wieder unter Spannung und kann, zusammen mit dem ALB als Einheit, das Kniegelenk vor der hinteren Schublade schützen (Schuttler et al., 2017). Somit ist bei einer Knieflexion von 30° bis 120° das ALB der primäre Stabilisator gegen eine posteriore Translation der Tibia (Race & Amis, 1994). Das HKB ist daher keineswegs eine isometrische Struktur. Lediglich das schmale, posteriore oblique Bündel verhält sich annähernd isometrisch während aller Kniegelenkeinstellungen (Friederich, 1993).

Eine weitere Funktion des HKB und der posterolateralen Strukturen besteht darin, die Außenrotation und die Varusinstabilität zu limitieren. Hierbei spielt das HKB in 90° Flexion und die posterolaterale Ecke in Extension die größere Rolle (Hoffman, 2004). Die meniskofemorale Bänder stabilisieren einerseits das Außenmeniskushinterhorn (P. Forkel et al., 2014) und unterstützen andererseits das HKB indem sie sich jeweils analog zum PMB und ALB verhalten. Das aMFL (Humphrey-Ligament) ist während der Flexion und das pMFL (Wrisberg-Ligament) während der Extension gespannt (Gupte et al., 2002). Beide Bänder gewinnen im HKB-geschädigten Knie an funktioneller Bedeutung hinsichtlich des Verhinderns einer posterioren Translation der Tibia (Gupte et al., 2003).

1.1.3 Biomechanik des hinteren Kreuzbandes

Das HKB wird vor allem bei Anlage einer nach posterior gerichteten, von anterior auf die proximale Tibia einwirkende Kraft belastet (Fu et al., 1994). Der Quadrizeps, mit seinem tibialen Ansatz, tritt bei Beugung des Kniegelenks als Agonist und die ischiocrurale Muskulatur als Antagonist des HKB in Erscheinung.

Vorangegangene biomechanischen Studien bestätigen, dass die Kraft des HKB vor allem auf der Zugfestigkeit des anterolateralen Bündels beruht (Amis et al., 2003; Race & Amis, 1994). Bei etwa gleicher Länge ist der Querschnitt des ALB bis zu viermal größer als der des PMB. Die daraus resultierende Maximallast (max. load in Newton) des ALB bemessen Race and Amis (1994) in ihrer Studie mit $1620\text{N} \pm 500\text{N}$. Die des PMB wird lediglich mit $258\text{N} \pm 83\text{N}$ angegeben. Den Autoren der Studie zufolge verhalten sich beide Bündel hinsichtlich ihrer Steifigkeit (stiffness in N/mm) analog zur Maximallast. Die Steifigkeit des ALB liegt bei $347\text{N/mm} \pm 140\text{N}$ während die des PMB bei $77\text{N/mm} \pm 32\text{N}$ liegt. Ähnliche Werte wie für das PMB beschreiben Kusayama et al. (1994) für die lange unterschätzten meniskofemorale Bänder. Diese weisen eine Maximallast von 302,5N für das aMFL und 300,5 für das pMFL auf. In der Literatur finden sich Hinweise auf eine Korrelation zwischen Alter und der Reißkraft des HKB. So zeigen Noyes and Grood (1976), dass die Kraft des HKB in der Gruppe der unter 26-Jährigen um bis zu 2.5 mal höher ist wie die in der Gruppe der über 50-Jährigen. Allerdings weisen sie in ihrer Arbeit auch darauf hin, dass ein Versagen des HKB in älteren Proben (über 50 Jahre) oft aufgrund schlechter Knochensubstanz, in Form einer Avulsionsfraktur, früher bzw. bei geringerer Krafteinwirkung auftritt als bei jüngeren Proben (unter 26 Jahre).

Eine Durchtrennung des HKB führt zu einer messbaren Translation der Tibia. Mit der von Jacobsen (1976) beschriebenen Technik lässt sich diese Verschiebung erfassen. Hierfür wird während der Röntgenaufnahme das Knie des Patienten durch eine Haltevorrichtung in der hinteren Schublade fixiert und im seitlichen Strahlengang geröntgt (Stedtfeld & Strobel, 1983). Anschließend kann der posteriore Überstand des Tibiaplateaus gegenüber der Femurkondylen auf dem Röntgenbild eingezeichnet und gemessen werden. Dieser Wert wird in der Literatur als „side-to-side difference“ (SSD) bezeichnet und kann das Ausmaß einer HKB Läsion objektivieren (Schulz et al., 2003).

Sowohl klinische Studien am Patienten als auch experimentelle Studien an Kadavern haben gezeigt, dass die isolierte HKB Ruptur zu einer geringeren Verschiebung führt als eine kombinierte Läsion des HKB mit einer oder mehreren umliegenden Strukturen (Grood et al., 1988; Schulz et al., 2003; Vogrin et al., 2000). Eine HKB Instabilität mit Verletzung der posterolateralen Gelenkecke kann zu einer SSD von bis zu 30 mm in Flexion führen. Die alleinige Durchtrennung des HKB bzw. der posterolateralen Strukturen hingegen, kann jeweils zu einer Translation von maximal 12 mm bzw. 3 mm führen (**Tabelle 1**). Tabelle 1 fasst die Erkenntnisse dreier Studien zusammen, welche die SSD in Kniegelenken mit unterschiedlichen Bandrupturen gemessen haben.

Tabelle 1: SSD nach isolierter Läsion des HKB bzw. nach kombinierter Läsion

Autoren	HKB isoliert	Post.lat. Gelenkecke	HKB + Post.lat
Vogrin et al. (2000)	10mm (bei 90°)	3 mm (bei 90°)	25 - 30 mm. (bei 90°)
Schulz et al. (2003)	5 - 12mm (bei 90°)	-	>12 mm (bei 90°)
Grood et al. (1988)	11,4 mm (bei 90°)	0,5 mm (bei 90°)	21,5 mm (bei 90°)

Biomechanisch wichtig zu ergänzen ist, dass einerseits die posteriore Translation der Tibia bei HKB Ruptur mit zunehmender Flexion des Kniegelenks größer wird und andererseits, dass die alleinige Durchtrennung der lateralen und posterolateralen Strukturen in Extension zu einer höheren Außenrotation und lateralen Aufklappung führt als die isolierte Durchtrennung des HKB (Veltri & Warren, 1994). Dieser Befund deckt sich mit der in Kapitel 1.1.2 beschriebenen funktionellen Anatomie beider Strukturen: das HKB ist in Flexion und die posterolateralen Strukturen in Extension von größerer Bedeutung.

1.2 Verletzung des HKB

1.2.1 Epidemiologie der hinteren Kreuzbandverletzungen

Während die meisten Kreuzbandverletzungen das VKB betreffen, ist das HKB in einem viel kleineren Anteil betroffen. Generell erscheint es jedoch schwierig die Inzidenz genau zu ermitteln. In der Literatur weisen einige Autoren darauf hin, dass die Dunkelziffer wahrscheinlich höher sei, da Verletzungen des HKB nach wie vor häufig übersehen werden (Owesen et al., 2017; Schuttler et al., 2017). Fanelli (1993) gibt deshalb in seiner Arbeit den Anteil an HKB Verletzungen mit einer Schwankung von 1% bis 23% an, K. D. Shelbourne et al. (1999) hingegen ordnen sogar bis zu 44% aller Bandverletzungen dem HKB zu.

Man unterscheidet zwischen akuten und chronischen HKB Verletzungen und darüber hinaus zwischen isolierten und kombinierten Läsionen bzw. Rupturen. Auch hier variieren die Zahlen in der Literatur je nach Autor. Die Studien von Clancy and Sutherland (1994) und Schulz et al. (2003) kommen zum Ergebnis, dass kombinierte und isolierte Verletzungen des HKB etwa gleich oft auftreten, wobei kombinierte Läsionen eher bei Patienten mit einer chronischen HKB Problematik auftreten.

Eine aktuellere skandinavische Studie hingegen, berichtet dass isolierte Läsionen des HKB deutlich seltener auftreten als kombinierte (Owesen et al., 2017). Danach weisen ca. 2/3 der Patienten mit HKB Verletzungen, Verletzungen weiterer Bandstrukturen auf. Die Ergebnisse von Fanelli and Edson (1995) und (O'Donoghue, 1955) beschreiben sogar eine isolierte Läsion in ausschließlich 2,6% bzw. 3,6% der Patienten.

1.2.2 Verletzungsmechanismus

Der Verletzungsmechanismus des hinteren Kreuzbandes lässt sich in der Klinik gut anhand des Unfallhergangs der Patienten nachvollziehen. Die häufigsten HKB Verletzungen ereignen sich im Straßenverkehr (45%) und bei Sportunfällen (40%). Im Straßenverkehr entfallen zwei Drittel auf Motorradunfälle und ein Drittel auf Autounfälle. Bei Sportlern sind vor allem Fußballspieler (25%) von HKB Läsionen betroffen, am zweithäufigsten betroffen sind Skifahrer (8%) (Schulz et al., 2003).

Den klassischen Unfallmechanismus findet man bei Beifahrern eines in einen Auffahrunfall verwickelten PKWs (Nagel et al., 1977; Schuttler et al., 2017). Durch abruptes Bremsen prallt das Opfer mit der proximalen Tibiakante an das Handschuhfach und erfährt dort eine nach

posterior gerichtete Kraft. Das Knie befindet sich während des Aufpralls in 90° Flexionsstellung. Die sekundären Stabilisatoren gegen eine posteriore Translation der Tibia sind in Beugung entspannt, das HKB nimmt somit die meiste Unfallenergie auf. Die Tibia verschiebt sich gegenüber des Femurs nach dorsal und übt einen Zug auf das HKB aus, bis dieses unter Umständen reißt. Diese typische „Dashboard injury“ wurde bereits 1937 von H. G. LEE (1937) beschrieben.

Ein ähnlicher Unfallmechanismus liegt beim Sturz nach vorne auf das gebeugte Knie mit flektiertem Sprunggelenk vor. Diesen findet man im Fußball bei Torhütern wieder, welche vergleichsweise häufiger mit dem Gegenspieler am Unterschenkel aufeinander prallen als Spieler auf anderen Positionen (Hoffman, 2004). Darüber hinaus kann es im Rahmen eines Hyperextensionstraumas des Knies, beispielsweise beim unachtsamen Laufen durch ein Schlagloch, ebenfalls zu einer HKB Läsion kommen. Hierbei kann es dazu noch zu einer Verletzung der hinteren Gelenkkapsel kommen (Kennedy & Grainger, 1967).

In der Akutphase (≤ 30 Tage nach Unfall) werden vorwiegend Patienten nach Sportunfällen mit einer HKB Läsion diagnostiziert (70%) und in der chronischen Phase (≥ 5 Jahre nach Unfall) vorwiegend Patienten mit langanhaltender HKB Insuffizienz nach Verkehrsunfällen (Schulz et al., 2003).

1.2.3 Begleitende Verletzungen

Verletzungen des HKB können in Kombination mit weiteren strukturellen Schäden des Kniegelenks in Erscheinung treten, welche zunächst vorrangig behandelt werden müssen. In der Klinik werden diese bei Polytraumapatienten gegebenenfalls übersehen, da andere Verletzung meist offensichtlicher sind oder ihre Behandlung dringlicher ist und folgend eine differenzierte klinische Untersuchung ausbleibt (Schulz et al., 2003).

Um die Wahl der richtigen Behandlung des HKB zu treffen und um das bestmögliche Outcome zu erzielen, ist es jedoch besonders wichtig mögliche Begleitverletzungen zu erkennen und adäquat zu behandeln (Hochstein et al., 1999). Abhängig vom Verletzungsmechanismus können unterschiedliche Strukturen in Mitleidenschaft gezogen werden. Ausschlaggebend hierfür ist unter anderem die beim Unfall auftretende Kraft. Daher lassen sich vor allem bei Verkehrsunfällen mit hohen Geschwindigkeiten oder Stürzen aus großer Höhe kombinierte Verletzungen finden (Vogrin et al., 2000). Die vorrangig mitgeschädigten Strukturen sind das vordere Kreuzband (39%) und die posterolaterale Gelenkecke (60%) (Fanelli & Edson, 1995).

Darüber hinaus können auch Verletzungen der Weichteile (Menisken, Knorpel) und der knöchernen Strukturen auftreten. Besonders das Patellofemoralegelenk ist bei Knorpelschäden von einer sekundären Degeneration betroffen. Patienten mit einer isolierten HKB Läsion haben ein signifikant höheres Risiko eine symptomatische Gonarthrose zu entwickeln und sind öfters von Meniskusrissen betroffen als gesunde Patienten (T. L. Sanders et al., 2017).

Anders als bei VKB Läsionen ist eine Fraktur der Patella häufiger zu finden bei Verletzungen des HKB. Y.-C. Yoon et al. (2016) beschreiben in 25% der Patienten mit einer distalen Patellafraktur eine operationsbedürftige Läsion des HKB.

Die Luxation des Kniegelenks, während einer „dashboard injury“, kann durch eine übermäßige posteriore Translation zur Verletzung der A. poplitea und zur Verletzung des N. Peroneus führen, welche sich mit einer Fußheberschwäche oder sogar einer Lähmung des Fußhebers bemerkbar machen kann (Shafizadeh et al., 2017). Eine angiologische und neurologische Diagnostik darf dann nicht übergangen werden, um eventuelle Schäden zu erfassen. Besteht der Verdacht einer Begleitverletzung muss eine wiederholte sorgfältige Diagnostik erfolgen, um das richtige Therapieschema auswählen zu können. Nur so können irreversible Schäden vermieden werden, welche das Gelenk nachhaltig beeinträchtigen können und die Funktion der gesamten unteren Extremität gefährden kann. Angesichts des jungen Patientenkollektivs ist es von hoher Bedeutung langfristige Schäden zu vermeiden (Hochstein et al., 1999).

1.2.4 Diagnostik

Eine möglichst detaillierte Diagnostik beginnt mit einer ausführlichen Anamnese des Unfallhergangs, um mögliche Verletzungsmechanismen nachvollziehen zu können und einer zielgerichteten körperlichen Untersuchung. Etwa die Hälfte aller Patienten erinnern sich in einer Studie (N: 494) an die Stellung des Beins während des Unfalls und können die einwirkenden Kräfte beschreiben (Schulz et al., 2003). Das Verletzungsalter muss im Zuge der Anamnese geklärt werden und lässt sich in „akut“ (1-2 Wochen), „subakut“ (2-8 Wochen) und „chronisch“ (über 3 Monate) einteilen (Schuttler et al., 2017).

1.2.5 Symptome bei akuten Verletzungen

Erst nach Ausschluss knöcherner Verletzungen erfolgt eine differenzierte Untersuchung des Gelenkapparats. Patienten mit einer akuten isolierten Verletzung des HKB zeigen in der Regel keine eindrucksvollen Symptome. Bis auf eine leichte Schwellung des Gelenks und Schürfwunden im Bereich der proximalen Tibia zeigen sie meist einen Belastungsabhängigen Druckschmerz in der Kniekehle an. Weitere Schmerzpunkte können hier unter Umständen palpirt werden. Ein Gelenkerguss kann auch nur leicht ausgeprägt sein, muss jedoch nicht immer zu finden sein. Bei extraartikulären Schädigungen läuft der Erguss in das Umliegende Gewebe ab (Hochstein et al., 1999). Selten ist sportliche Belastung weiterhin möglich, jedoch meist mit schmerzhaft eingeschränkter Beugung. Bestehen weitere strukturelle Schäden, geben die Patienten mehr Schmerzen an als bei isolierten Verletzungen, entwickeln eine deutlichere Schwellung und nach ein paar Tagen ein Hämatom im lateralen Bereich der Kniekehle als Folge einer Ruptur der Gelenkkapsel (Schuttler et al., 2017).

Klinisch lässt sich bei frischen Verletzungen schwer eine hintere Schublade nachweisen außer es liegt eine komplette Ruptur des HKB und weiterer Strukturen vor. In diesem Fall beschreiben die Patienten ein unkontrollierbares Wegknicken des Kniegelenks („giving way“) und weniger Schmerzen als bei Patienten mit Teilrupturen (Dehoust et al., 2019; Strobel et al., 2000).

1.2.6 Symptome bei chronischen Verletzungen

Eine Studie unter elitären Fußballspielern in den USA zeigt eine Inzidenz von zwei bis drei Prozent an chronischen asymptomatischen HKB Insuffizienzen (Parolie & Bergfeld, 1986). Die isolierte chronische HKB Insuffizienz ist hier am häufigsten zu finden, da diese initial vom Patienten durch funktionelle Adaptation kompensiert und anschließend funktionell toleriert werden kann. Erst deutlich später entwickeln die Patienten dann eine Strukturelle Veränderung, welche sich dann durch Schmerzen durch zunehmende Degeneration (z.B. von Menisken und Knorpel, (Strobel et al., 2003)) und Instabilitäten bemerkbar machen können (Dejour et al., 1988).

In den ersten beiden Phasen zeigen die Patienten unter sportlicher Belastung und im Alltag meist ein eher moderates Schmerzbild, was viele Patienten davon abhält (erneut) beim Orthopäden vorstellig zu werden. Hinzu kommt, dass es bei isolierten HKB Läsionen in

Streckung kaum zu Instabilitätsgefühlen kommt. Die intakten posterolateren Strukturen verhindern in Extension eine merkliche posteriore Translation. Erst bei höheren Flexionsgraden des Kniegelenks macht sich eine Instabilität bemerkbar. Während dieser höheren Beugegrade benötigt das Knie jedoch weniger Stabilität als im Stand. Patienten können im Alltag diese tiefen Bewegungen gut vermeiden, zögern somit die Möglichkeit einer frühzeitigen Diagnose weiter hinaus und ebnen einer Chronifizierung des Krankheitsverlaufs den Weg (Strobel et al., 2000). In ihrer Studie berichteten Lobenhoffer et al. (1993) von einer Reihe chronischer Instabilitäten, welche im Mittel erst nach 3,8 Jahren operativ versorgt worden sind.

Kombinierte chronische Insuffizienzen des HKBs und der hinteren Strukturen hingegen sind einfacher zu erkennen, da die Patienten im Alltag unter einem unsicheren Gangbild und mehr Schmerzen leiden als Patienten mit einer isolierten HKB Läsion. Darüber hinaus kommt es bei Verletzung der lateralen Kollateralbänder zu einer vermehrten unkontrollierbaren Varusaufklappung des Gelenks im Stand („varus thrust“) (Yastrebov & Lobenhoffer, 2009). Anders als bei isolierten Verletzungen des HKB verschiebt sich bei Patienten mit einer kombinierten hinteren Insuffizienz das Instabilitätsgefühl in Extensionsnähe, was sich im Alltag subjektiv bemerkbar macht.

1.2.7 Klinische Untersuchung

Die klinische Untersuchung sollte mit Sorgfalt und von einem erfahrenen Therapeuten durchgeführt werden, da sie neben der Anamnese als wichtiges Werkzeug dient, um Verletzungen zu erkennen und rechtzeitig zu behandeln. In der Literatur und im klinischen Alltag gibt es eine Reihe von Tests, welche dem Untersucher Aufschluss über die Integrität des Kniegelenks geben können. Idealerweise sollte der Untersucher hierbei das gesunde Knie mit untersuchen, um einen Seitenvergleich zu erhalten und dabei nach dem bewährten Schema Inspektion - Palpation - Bewegungsprüfung - Stabilitätsprüfung vorgehen. Die Bewegungsprüfung sollte aktiv, wenn möglich auch passiv, durchgeführt und dokumentiert werden. Anschließend folgt die Stabilitätsprüfung unter Berücksichtigung der Ergebnisse der Bewegungsprüfung, um keine weiteren Schmerzen auszulösen oder weitere strukturelle Schäden zu induzieren (Lobenhoffer, 1999b).

Der prominenteste und sensitivste Test um die Integrität des HKB und der hinteren Strukturen zu prüfen ist der „posterior drawer Test“ (Grood et al., 1988). In Rückenlage, bei 90°

Knieflexion und neutraler Fußstellung ist bei einer kombinierten Ruptur des HKB und der posterolateralen Gelenkecke bereits im optischen Seitenvergleich eine hintere Schublade, das heißt eine Translation der Tibia nach posterior, erkennbar. Das, in dieser Position normalerweise einen Zentimeter anterior der medialen Femurkondyle befindliche, mediale Tibiaplateau rutscht hierbei nach posterior. Bei akuten isolierten Verletzungen des HKB zeigt sich im Seitenvergleich meist keine auffällige optische hintere Schublade.

Der Verdacht einer Läsion lässt sich dann palpatorisch, mit dem Tibial step off, erhärten. Der Untersucher legt seine flache Hand auf die proximale Tibia und tastet mit den Fingerspitzen die distale Patella. Unter Ausübung eines leichten Drucks nach dorsal lässt sich ein Absinken der Fingergrundgelenke erkennen. Dieses Absinken spiegelt die posteriore Translation der Tibia gegenüber dem Femur wider (Strobel et al., 2000).

Die Translation lässt sich in mehrere Grade einteilen, anhand welcher sich eine Therapieempfehlung ableiten lässt (Harner & Hoher, 1998). Hierfür werden die Ausprägung der klassischen hinteren Schublade sowie der hinteren Schublade in Innenrotationsstellung, eine mögliche Varusinstabilität und das Vorhandensein von Begleitverletzungen berücksichtigt. Grad A und B Verletzungen werden konservativ behandelt, außer eine Grad B Verletzung zeigt länger anhaltende Symptome. Grad C und D Verletzungen werden operativ behandelt. Der Grund warum A Verletzungen konservativ behandelt werden ist der Tatsache geschuldet, dass eine Translation bis maximal 6 mm auch nach operativer Therapie noch als akzeptables Ergebnis gilt und hier das erreichbare Ergebnis, die Verletzung nicht signifikant verbessern kann.

Mit einer Reihe weiterer Tests lässt sich eine mögliche Diagnose erhärten und das Ausmaß weiterer struktureller Schädigungen feststellen. Um den Rahmen dieser Arbeit nicht zu überziehen, wird im Weiteren nur oberflächlich auf diese eingegangen und zur Vertiefung auf die bereits vorhandene Literatur verwiesen.

Hilfreich für die Diagnostik eines dorsalen Durchhangs sind der in Rückenlage und mit 90° Flexion im Hüftgelenk durchgeführte „posterior sag test“ und der aktive Quadrizepstest (Daniel et al., 1988). Verletzungen der hinteren Strukturen und daraus resultierende Rotationsinstabilitäten können mit dem Test der posterolateralen Schublade identifiziert werden. Anders als beim Test der Hinteren Schublade wird der Fuß hierfür in 15° Außenrotationsstellung fixiert (Swain & Wilson, 1993). Der „reverse-pivot-shift-Test“ und der

Außenrotationsrekurvatumtest dienen ebenfalls zur Prüfung des HKB und der posterolateralen Gelenkecke (Hughston et al., 1980; Jakob et al., 1981).

Besonders in Streckung wird während der klinischen Untersuchung eine HKB Ruptur immer wieder für eine VKB Läsion gehalten, da es zu einem falsch positiven Lachmann Test kommt. Die sich bereits in einer hinteren Schublade befindliche subluxierte Tibia wird dann lediglich in die Normalstellung gezogen und die HKB Läsion übersehen. Daher muss für die Bestätigung einer vorderen Schublade zuerst eine Verletzung des HKB ausgeschlossen werden (Hochstein et al., 1999; Lobenhoffer, 1999b; Rügsegger & Jakob, 1993).

1.2.8 Bildgebung

Bei frischen Kniegelenksverletzungen geben konventionelle Röntgenbilder in zwei Ebenen einen ersten Aufschluss über das Ausmaß knöcherner Verletzungen und knöcherner Bandausrisse, jedoch nicht über die anatomische Integrität der Bandstrukturen und Weichteile. Eine funktionelle Prüfung des HKB anhand von Röntgenbildern ist trotzdem möglich. Bei frischen Verletzungen (akute Phase) kann mit einer gehaltenen Röntgenaufnahme die posteriore Translation gemessen werden und damit Rückschlüsse auf die Funktionalität des HKB gezogen werden (Hewett et al., 1997; Hochstein et al., 1999). Diese werden in der Routine aber nur selten angewendet.

Bei subakuten HKB Verletzungen sollte keine Röntgenstressaufnahme erfolgen, da es in diesem Stadium zu einer Verletzung der bereits heilenden Fasern kommen kann. In diesem Fall sollte ein Seitenvergleich angestellt werden, welcher ab 5 mm Unterschied als HKB Läsion interpretiert werden kann (Strobel et al., 2000). Die Indikation eines MRTs sollte grundsätzlich großzügig gestellt werden, um die Läsion anatomisch genauer zu lokalisieren (proximal, intermediär, distal). Anhand dieser exakten Methode kann dann eine individuelle Therapieplanung und ggf. Operationsplanung erfolgen. Begleitverletzungen des Knorpels, der Menisken und der PLS lassen sich im MRT generell gut darstellen und fließen ebenfalls in die Planung des nachfolgenden Behandlungsschemas ein (Hochstein et al., 1999; Hoffman, 2004). Bei akuten Verletzungen liefert das MRT eine 95% Treffsicherheit Läsionen im Bandverlauf zu lokalisieren (Allgayer et al., 1991). Jedoch sei darauf hingewiesen, dass das MRT keine Aussage über die Funktionalität des HKB liefern kann und es im Falle einer chronischen Läsion eine geringere Treffsicherheit bietet als in akuten Fällen. Daher ist auch bei chronischen HKB Patienten eine ausführliche und sorgfältige klinische Untersuchung von hoher Bedeutung.

Diese sollte durch Röntgenstressaufnahmen ergänzt werden, wobei Verkalkungen im Verlauf des HKB, Osteophyten im Bereich der Area intercondylaris posterior und fortgeschrittene degenerative Knorpelschäden Hinweise auf eine alte HKB Verletzung sind. Hierfür sind in der Literatur verschiedene Röntgentechniken beschrieben (Rosenberg et al., 1988; Strobel et al., 2002).

Die CT Untersuchung spielt in der Diagnostik einer HKB Verletzung nur eine untergeordnete Rolle. Im Falle knöcherner Verletzungen und Avulsionsverletzungen des HKB kann es aber zur Planung des operativen Vorgehens sehr hilfreich sein (Reiser et al., 1982).

Eine andere invasive Möglichkeit das HKB in seiner Anatomie und Funktion zu begutachten ist die Arthroskopie. Jedoch gestaltet sich diese, aufgrund der engen Platzverhältnisse, weder in der akuten noch in der chronischen Phase einfach und wird diagnostisch daher nur in Einzelfällen angewandt. Es empfiehlt sich die Arthroskopie unbedingt mit einer Röntgenstressaufnahme zu kombinieren, um den funktionellen Schaden messen zu können (Jung et al., 2006; Strobel et al., 2000).

1.2.9 Konsequenz der hinteren Instabilität

Wie in Kapitel 1.1.2 Funktionelle Anatomie beschrieben, stellt das HKB einen zentralen Stabilisator des Kniegelenks dar. Gemeinsam mit dem VKB wirkt es als Leitstruktur während jeder Phase der Laufbewegung und sorgt für die Kongruenz der miteinander artikulierenden Gelenkflächen. Jede dauerhafte Abweichung dieser genauen Abstimmung, beispielsweise als Folge einer chronischen Instabilität kann zu deutlichen Funktionseinschränkung führen (Petersen & Zantop, 2010). Diese Fehlbeanspruchung kann langfristige Folgeschäden nach sich ziehen. Bei veränderter Biomechanik durch eine chronische HKB Läsion, kommt es im Patellofemoralgelenk und im medialen Kompartiment zu einer Druckerhöhung welche Knorpelschäden induzieren kann (Skyhar et al., 1993; Strobel et al., 2000).

Patienten mit einer konservativ behandelten HKB Läsion haben im Verlauf ein erhöhtes Risiko eine mediale Gonarthrose oder eine Femoropatellararthrose zu entwickeln. Bei zusätzlicher Läsion der PLG und einer daraus resultierenden varischen Beinachsdeformität weisen die Patienten eine erhöhte laterale Distraction auf, welche auf Dauer zu einer Schädigung der lateralen Kollateralbänder führt und die Biomechanik des gesamten Gelenks in Gefahr bringt (Lobenhoffer, 1999a)

1.3 Die Avulsionsverletzung

1.3.1 Ätiologie und Epidemiologie der Avulsionsfraktur

Eine besondere Form der HKB Läsion stellt die tibiale knöcherne Avulsionsfraktur dar: während das Band meist intakt bleibt, löst sich im tibialen Ansatzbereich des HKB ein Knochenfragment und das Band verliert seine stabilisierende Funktion. Es lässt sich dann eine hintere Schublade auslösen und eine Instabilitätsprüfung nach demselben Schema wie bei der normalen HKB Verletzung durchführen (Meyers, 1975).

Der Unfallmechanismus ist ebenfalls sehr ähnlich wie bei einer isolierten HKB Läsion, wobei sich hier noch häufiger Verkehrsunfälle (68%) als Sportunfälle (22%) als Ursache finden lassen (Nikiforidis et al., 2000). Vor allem Hochransanztraumata wie bei Motorradunfällen zeigen ein erhöhtes Vorkommen knöcherner HKB Avulsionsverletzungen. Im asiatischen Raum häufen sich in Traumazentren in Regionen mit hohem Aufkommen an Zweiradunfällen vermehrt Avulsionsverletzungen. Das lässt unter Umständen darauf schließen, dass es für diese Art von Verletzung eine hohe Kraft beim Unfallhergang bedarf (Bali et al., 2012; K. Shelbourne & Klootwyk, 2000).

Diese Art der HKB Instabilität ist jedoch selten und lässt sich statistisch schwer erfassen. Es existieren nur vereinzelt retrospektive Studien mit nur wenigen Patienten und sehr langen Studienlaufzeiten. Jedoch lässt sich hieraus festhalten, dass junge Erwachsene Männer am häufigsten betroffen sind (Hooper et al., 2018). Bei Kindern ist eine Avulsionsfraktur als jugendliche Form der Kreuzbandruptur beschrieben (Würfel et al., 1995).

1.3.2 Diagnostik der Avulsionsfraktur

Eine knöcherne Avulsion des HKB befindet sich deutlich häufiger am tibialen Ansatz als am femoralen Ansatz (Hochstein et al., 1999). Sie muss im Rahmen der Primärdiagnostik eines Knie Traumas erkannt werden, um adäquat behandelt werden zu können. Wird sie übersehen, kann es zu einer chronischen hinteren Instabilität und einer fixierten hinteren Schublade (FHS) kommen (Yastrebov & Lobenhoffer, 2010).

Bei der körperlichen Untersuchung weisen Patienten mit einer frischen HKB Avulsionsfraktur meist eine Schwellung im Bereich der Kniekehle auf, sowie eine Prellmarke an der proximalen Tibia und haben Probleme das Knie im Stand zu belasten. Hierbei muss sorgfältig vorgegangen werden, da vor es vor allem bei isolierten Avulsionsfrakturen zu einem Ausbleiben des Instabilitätsgefühls kommen kann (Dehoust et al., 2019). Fallen jedoch Tests wie der hintere

Schubladentest oder der posterior sag Test positiv aus, erhärten sie die Verdachtsdiagnose einer HKB Läsion (Trickey, 1980).

Ein natives Röntgen in zwei Ebenen, zur Abklärung knöcherner Verletzungen des Kniegelenks, stellt radiologisch das erste diagnostische Mittel dar, um eine Avulsionsverletzung zu erkennen (Hewett et al., 1997; Strobel et al., 2000). Im seitlichen Strahlengang lassen sich eine posteriore Translation und ein disloziertes Knochenfragment dorsal des Tibiaplateaus gut erkennen, während im a.-p.-Strahlengang eine Frakturlinie entlang der Eminentia intercondylaris meistens sichtbar ist (**Abb. 1**).

Problematischer im Röntgen zu erkennen sind nicht dislozierte und kleine Knochenfragmente. Hierfür kann ein CT zur besseren Darstellung herangezogen werden (Nikiforidis et al., 2000; Schuttler et al., 2017). Im CT kann eine mehrfragmentäre Fraktur von einer monofragmentären unterschieden und die genaue Größe sowie Position des Fragments bestimmt werden. Diese Informationen spielen bei der Wahl der richtigen Versorgungsmethode eine entscheidende Rolle. Die Integrität des HKB und der Ausschluss weiterer Begleitverletzungen kann anschließend im MRT überprüft werden (**Abb.2**). Bei Erwachsenen finden sich häufig Tibiakopffrakturen oder weitere intraartikuläre Schädigungen (P. Forkel et al., 2019).



Abbildung 1 Röntgenbild in zwei Ebenen des linken Kniegelenks. Im seitlichen Strahlengang ist die posteriore HKB Avulsion sichtbar (a). In der a.p. Aufnahme eine Avulsion des medialen Seitenbandes sowie eine angedeutete Frakturlinie entlang der Eminentia intercondylaris (b). (P. Forkel et al., 2019)



Abbildung 2 T2 gewichtetes MRT des linken Kniegelenks mit posteriorer tibialer Avulsion des HKB bei intaktem Band (a). CT des linken Kniegelenks mit hochgradig dislozierter solider monofragmentärer tibialer HKB Avulsion (b). (P. Forkel et al., 2019)

1.4 Versorgung der Avulsionsverletzung

Ziel der Behandlung muss es sein, das knöchernen Fragment genauestens zu reponieren, damit es in seiner ursprünglichen Form wieder einwachsen kann (Meyers, 1975). Unumstritten ist, dass eine dislozierte Avulsionsverletzung operativ versorgt werden muss. Lediglich nicht dislozierte monofragmentäre tibiale Avulsionen des HKB sollten konservativ behandelt werden (Christel, 2003; P. Forkel et al., 2019; Jung et al., 2006; Logan et al., 2004). Eine unsaubere Versorgung dieser Verletzung, durch eine ungenügende operative Reposition oder durch eine nachlässige konservative Behandlung, kann langfristig zu einer hinteren Instabilität führen oder eine chronisch degenerative Gelenkveränderung nach sich ziehen (Dehoust et al., 2019; K. D. Shelbourne et al., 1999).

1.4.1 Konservative Versorgung

Die konservative Behandlung der tibialen HKB Avulsion ist generell möglich. Hierfür wird das Bein in 20° Flexion mithilfe einer HKB entlastenden Schiene immobilisiert. Der agonistische Zug der ischiocruralen Muskulatur auf das HKB wird dadurch reduziert und das Fragment kann wieder in seiner ursprünglichen Position einwachsen (Agolley et al., 2017; Parolie & Bergfeld, 1986). Eine manuelle Reposition des Fragments im Vorfeld der Immobilisation ist nicht möglich. Eine Teilbelastung ist nach 12 Wochen wieder möglich, wenn im Röntgen die Knochenheilung nachgewiesen wird. Nach anschließenden sechs Wochen Teilbelastung kann das Bein wieder in vollem Umfang aufbelastet werden (Meyers & Mc, 1959).

Während des Heilprozesses besteht jedoch die Gefahr, dass das Fragment fehlerhaft anwächst und eine operative Nachversorgung notwendig wird. In ihrer Studie berichten Dehoust et al. (2019) von vier Patienten, welche nach einer primären konservativen Behandlung weiterhin über Schmerzen während der Beugung und einer hinteren Instabilität klagen. Bei allen Patienten konnte eine Pseudarthrose im Bereich des HKB Ansatzes, als Beweis einer unzureichenden Einheilung, radiologisch bestätigt werden. Eine operative Weiterbehandlung ist in solchen Fällen nötig, damit ein zufriedenstellendes Ergebnis erreicht werden kann.

Um dem Patienten eine unnötig lange Behandlung zu ersparen und um auf Anhieb das bestmögliche Outcome zu erreichen, dürfen nur nicht-dislozierte Avulsionsfrakturen konservativ, behandelt werden (Meyers, 1975).

1.4.2 Operative Versorgung

Eine zeitnahe operative Versorgung von Patienten mit einer solchen Verletzung ist von Vorteil. Sowohl in alten als auch in neuen Studien weisen Autoren darauf hin, dass operationsbedürftige Patienten zeitnah behandelt werden sollten, um eine Chronifizierung der Beschwerden zu vermeiden (Deehan & Pinczewski, 2001; Kennedy & Grainger, 1967; Trickey, 1980; Willinger et al., 2019).

Leider werden jedoch, wie in 1.3.1 Epidemiologie der hinteren Kreuzbandverletzung erwähnt, HKB Verletzungen oftmals verspätet entdeckt und daraus resultierend spät versorgt. Trotzdem ist das Outcome einer Operation bei diesen Patienten nicht automatisch schlecht. In Ihrer Studie zeigen Dehoust et al. (2019) zufriedenstellende Ergebnisse bei Patienten, mit einem Abstand von durchschnittlich 23,75 Monaten zwischen Unfall und Operation.

Bei der Operativen Behandlung einer tibialen HKB Avulsionsfraktur richtet sich die Wahl der Operationstechnik nach der Größe und Form des Fragments (P. Forkel et al., 2019; Willinger et al., 2019). Obwohl hierüber Einigkeit besteht, herrscht in der Literatur noch immer Unklarheit darüber welches Verfahren sich wann am besten eignet. Heute werden weiterhin verschiedene Methoden zur operativen Behandlung der HKB Avulsion untersucht und miteinander verglichen (Hooper et al., 2018; Houck et al., 2019; Sundararajan et al., 2021). Im Folgenden werden gängige Methoden zur Versorgung der Tibialen HKB Avulsion kurz erläutert.

1.4.2.1 Offene Verfahren

Die offene Versorgung der tibialen HKB Avulsionsfraktur über einen dorsamedialen Zugang wurde bereits 1944 beschrieben und wird seitdem weiterentwickelt (Abbott et al., 1944; Trickey, 1968). Heute hat sich die Zugangstechnik hin zu einem minimal invasiven posteromedialen Zugang entwickelt, welcher dem Gefäß-Nerven-Bündel in der Poplitealregion mehr Schutz bietet als der zuvor beschriebene direkte Zugang durch die Fossa poplitea (Burks & Schaffer, 1990; Frosch et al., 2012). Die offene Versorgung hat gegenüber der Arthroskopie den Vorteil, dass sie weniger zeitintensiv ist, ein geringeres Risiko von postoperativer Arthrofibrose aufweist und grundsätzlich breit angewandt werden kann (Hooper et al., 2018). Hinsichtlich des klinischen Ergebnisses zeigen die offene und arthroskopische Herangehensweise ein ähnliches Outcome (Hooper et al., 2018). Jedoch

bieten die offenen Verfahren nicht die Möglichkeit weitere intraartikuläre Begleitverletzungen zu adressieren. Es ist dann entweder ein zweiter Zugang oder eine weitere Operation nötig (Veselko & Saciri, 2003). Im Folgenden wird auf gängige offene Verfahren eingegangen:

- Antegrade Verschraubung:

Liegt ein einzelnes großes und stabiles Fragment vor, so bietet sich die offene Versorgung mithilfe kanülierter Zugschrauben und Unterlegscheibe an. Hierfür sollte das Fragment über zwei Zentimeter breit sein und mindestens den dreifachen Durchmesser der Schrauben vorweisen, damit beim Durchbohren des Fragments kein Schaden entsteht (Berg, 1993; Griffith et al., 2004). Über einen posteromedialen Zugang können unter Sicht zwei Schrauben von dorsal in das Fragment eingebracht werden, um es in seiner ursprünglichen Position zu fixieren. Dieses Verfahren ermöglicht eine frühe funktionelle Nachbehandlung, setzt aber voraus, dass im Rahmen einer Revision das eingesetzte Material entfernt werden muss (Frosch et al., 2012; Inoue et al., 2004).

- Fixierung mithilfe einer Platte:

Im Falle eines kleinen und instabilen Fragments oder bei mehreren kleinen dünnen Fragmenten sollten keine Schrauben eingesetzt werden, um das Risiko einer Fragmentzerstörung zu vermeiden. Kleine Fragmente werden in der Praxis häufiger dokumentiert als große und stabile Einzelfragmente (Willinger et al., 2019; Yastrebov & Lobenhoffer, 2010). In der Literatur werden Techniken mit einer vorgeformten Drittelrohrplatte bzw. Krallenplatte oder einer gezahnten Platte in Kombination mit einer Zugschraube als Methode beschrieben, um kleine bzw. mehrere Fragmente passgenau und mit genug Druck in der Ausrissstelle zu sichern. Auch bei diesen Techniken muss im Falle einer Revision oder einer weiteren Operation in direkter anatomischer Nähe das Material unter Umständen entfernt werden (W. Chen et al., 2016; Yastrebov & Lobenhoffer, 2010).

- Faden Anker Technik:

Ebenfalls geeignet um kleinfragmentäre (unter 10 mm) tibiale HKB Avulsionsfrakturen zu behandeln, ist die Faden Anker Technik (Griffith et al., 2004). Im Gegensatz zu den beiden zuvor beschriebenen Methoden entfällt hier im Rahmen einer möglichen Revision die

Materialentfernung. Eine Durchbohrung des Fragments ist ebenfalls nicht notwendig. Durch einen minimalinvasiven dorsomedialen Zugang werden mehrere Anker in die Frakturzone eingebracht. Diese sind mit Fäden beladen, welche durch das distale Ende des HKB geführt werden, dieses heranziehen und somit die knöchernen Fragmente in der Frakturzone sichern (K. W. Lee et al., 2015; Pandey et al., 2017). X. Zhang et al. (2013) berichten über eine gute Knochenheilung und ein zufriedenstellendes klinisches Ergebnis nach einem mittleren follow-up von 18 Monaten unter Anwendung der Faden Anker Technik. P. Forkel et al. (2020) zeigen in ihrer Studie eine Weiterentwicklung der Faden Anker Technik, welche im biomechanischen Vergleich gleichwertige und in manchen Aspekten sogar bessere Ergebnisse zeigt als die transtibiale Auszugsnaht zeigte.

1.4.2.2 Arthroskopische Versorgung

In den letzten zwei Jahrzehnten hat die arthroskopische Versorgung der tibialen Avulsionsverletzungen zunehmend an Popularität gewonnen (Griffith et al., 2004; Gwinner et al., 2016). Die arthroskopische Herangehensweise bringt einige Vorteile mit sich, welche die offenen Operationstechniken nicht bieten können. Auf der Hand liegt, dass die Zugangsmorbidität niedriger ist als bei offenen Verfahren. Die Arthroskopie macht einen offenen Zugang unnötig und schützt somit die Weichteile und die Gefäß-Nerven-Straße in der Kniekehle (P. Forkel et al., 2019). Darüber hinaus ermöglicht es die Arthroskopie, Begleitverletzungen innerhalb derselben Operation zu behandeln, ohne den Patienten dabei umlagern zu müssen. So können beispielsweise Knorpeldefekte oder Meniskusläsionen ohne großen zusätzlichen Aufwand mitbehandelt werden. Jedoch erfordert jeder arthroskopische Eingriff einen erfahrenen Arthroskopiker sowie die nötige Ausrüstung und kann daher nicht immer durchgeführt werden (Domnick et al., 2016; Gwinner et al., 2016; Willinger et al., 2019).

In der Literatur werden unterschiedliche Herangehensweisen beschrieben:

- Verschraubung:

Wie bei der offenen Technik kann ein stabiles einzelnes Fragment auch arthroskopisch verschraubt werden. Zum Einsatz kommen hier ebenfalls kanüllierte Schrauben, welche das Fragment in der Frakturzone fixieren und ein Einwachsen ermöglichen. Die Schrauben können in einem retrograden (von anterior nach posterior) Verfahren eingesetzt werden (Kim et al.,

2001; Meyers, 1975). In ihrer Studie berichten Veselko and Saciri (2003) über gute klinische Ergebnisse nach arthroskopischer Versorgung mit zwei Schrauben. Eine zeitnahe Nachbehandlung mit Belastung ist dank einer stabilen Osteosynthese möglich.

- Transtibiale Auszugsnaht:

Ähnlich wie bei der Suture bridge Technik, wird bei der Transtibialen Auszugsnaht ein Faden durch das distale Ende des ausgerissenen HKB geführt. Der reißfesten Fäden werden durch einen vorgebohrten Kanal, von dorsal auf die ventrale Seite der Tibia gezogen und dort verknotet. Dadurch wird das Fragment mit Druck in seiner anatomischen Position gesichert (S.-Y. Chen et al., 2012; Zhao et al., 2006). Für die transtibiale Bohrung werden 2,4 mm Kirschner Drähte genutzt, weshalb auch bei dieser Technik das Fragment stabil genug sein muss, um keinen Schaden bei der Bohrung zu nehmen (Y. S. Lee et al., 2009).

- Faden-Button-Konstrukt:

Beim Faden-Button-Konstrukt wird unter Verwendung eines HKB Zielgerätes von ventral nach dorsal ein Tunnel durch die Tibia und das Fragment gebohrt. Mithilfe eines Fadens, welcher durch den Tunnel geführt wird, wird das Fragment zwischen zwei arthroskopisch eingebrachte Buttons eingespannt. Ein Button liegt dem Fragment dorsal auf, während über dem anterior liegenden Button das Konstrukt verknotet wird (P. Forkel et al., 2019; Horas et al., 2010). Es existieren zwei Möglichkeiten das Konstrukt zu verknoten: das selbstverblockende TightRope System (Arthrex, Naples, USA), welches bereits länger Verwendung in der Schulterchirurgie findet und das manuell zu knotende System (Gwinner et al., 2014; Walz et al., 2008; Willinger et al., 2019). Der Vorteil beider Methoden besteht darin, dass bei einer Revision keine aufwändige Materialentfernung notwendig ist. Die Buttons können arthroskopisch entfernt werden, falls eine Revision notwendig wird. Desweiteren ist mithilfe des HKB Zielgeräts und Dank einer guten Visualisierung durch einen transseptalen Zugang, eine sichere Reposition des Fragments möglich. Für diese Methode ist allerdings ebenfalls ein stabiles Fragment notwendig, da es ansonsten einerseits bei der Durchbohrung des Fragments zu Schäden kommen kann und es sonst unter Belastung zu einem Ausschneiden des Fadens durch das Fragment kommen kann.

1.5 Aufgabenstellung und Hypothesen

Obwohl die biomechanischen Anforderungen an das HKB klar sind und eine dislozierte Avulsion des HKB operativ versorgt werden muss, existiert bis heute in der Literatur kein Konsens über ein einheitliches Versorgungsschema für den Fall einer tibialen HKB Avulsionsfraktur (Amis et al., 2003; Hooper et al., 2018; Shelburne & Pandey, 1997). Dies könnte unter anderem daran liegen, dass es zwar diverse Ansätze für die Refixation einer solchen Verletzung gibt und die Wahl des Verfahrens von der Form und Stabilität des Fragmentes abhängt. Nur wenige Arbeiten vergleichen diese Methoden aus biomechanischer Sicht in einer quantitativen Studie miteinander (Domnick et al., 2016; Eggers et al., 2007; Sasaki et al., 2007). Die meisten Techniken werden lediglich in Form einzelner Fallberichte, als retrospektive Outcome Studie oder als biomechanische Analyse einzelner Techniken, meist ohne Referenzgruppe, beschrieben (W. Chen et al., 2016; Han et al., 2019; J. R. Yoon et al., 2018; H. Zhang et al., 2011).

Diese Arbeit befasst sich mit der Refixation solider, monofragmentärer tibialer Avulsionsfrakturen des HKB. Ziel ist es drei, für diese Art der Avulsionsverletzung, gängige Versorgungstechniken biomechanisch zu untersuchen. Die Ergebnisse sollen miteinander verglichen und deren Stärken bzw. Schwächen im Vergleich mit einer nativen Kontrollgruppe aufgezeigt werden. Um dies zu erreichen, werden die drei Techniken in einem in-vitro Modell am HKB des Schweins getestet. Hierbei sollen folgende Punkte beachtet werden:

- Elongation des HKB unter zyklischer Belastung
- Streckgrenze und Steifigkeit der Versorgungsmethoden unter zyklischer Belastung
- Versagensmechanismus unter Maximalbelastung

Folgende Hypothesen werden aufgestellt:

1. Die Fixation der tibialen knöchernen Avulsionsfraktur des HKB führt zu einer zuverlässigen Stabilisierung.
2. Die Stabilität eines Faden-Button Konstrukts kann mit derer einer offenen Verschraubung verglichen werden.
3. Das fixierte Faden-Button System ist dem TightRope System hinsichtlich der Elongation und Stabilität überlegen.

2 Material und Methodik

Sechzig abgetrennte Hinterläufe vom deutschen Landschwein wurden genutzt, um das biomechanische Verhalten und die Versagensmechanismen drei verschiedener Versorgungstechniken der knöchernen Avulsionsverletzung des hinteren Kreuzbandes zu prüfen. Da die Anatomie und Biomechanik des Schweinekniegelenks derer des menschlichen Knies sehr ähnlich ist (Fuss, 1991), wurde das Schweinemodel bereits in einer Vielzahl anderer biomechanischer Studien verwendet. Unter anderem wurde es bereits zur Prüfung von Versorgungsmethoden bei Avulsionsverletzungen des VKB (Ezechieli et al., 2013) und des HKB (Eggers et al., 2007) verwendet. Die benötigten Schweine wurden von einem lokalen Schlachter zur Verfügung gestellt. Hierbei handelte es sich immer um Schweine derselben Rasse, welche zum Zeitpunkt der Schlachtung mit sechs Monaten ausgewachsen waren und etwa 100 kg wogen. Bei den untersuchten Versorgungsmethoden handelt es sich um zuvor im Einzelnen bereits beschriebene Methoden, welche teils leicht modifiziert worden sind.

2.1 Versuchsprotokoll

Um eine verlässliche Reproduzierbarkeit zu gewährleisten, wurden alle Proben nach dem gleichen Schema präpariert und getestet. Dieses Vorgehen wurde in Anlehnung an das von Domnick et al. (2016) und Willinger et al. (2019) in ihren Studien beschriebene Vorgehen gewählt und weiterentwickelt. Die frischen Proben wurden präpariert und in speziell angefertigte, 3D gedruckte Schalen mit schnell aushärtendem Polyurethan (RenCast[®] FC-52/53 Isocyanate/FC52 Polyol, Huntsman, The Woodlands/TX, USA) eingebettet. Anschließend wurden sie in Polyethylen tüten luftdicht doppelt verpackt und bei -20° eingefroren. Um die Kniegelenke zu testen, wurden sie zufällig einer der vier Testgruppen (A, B, C, D) zugeteilt und bei Raumtemperatur 24 Stunden lang aufgetaut. Die native Kontrollgruppe (Gruppe N) gelangte ohne weiteres Bearbeiten in die Testphase. Bei den Testgruppen DB (Dogbone™ und FiberTape™), TR (Dogbone™ und Tightrope™) und S (Schraube) wurde eine standardisierte Avulsionsverletzung des HKB am tibialen Ansatz gesetzt. Diese wurde dann mit der, der Testgruppe zugeschriebenen Technik versorgt und anschließend in einer uniaxialen hydraulischen Zugmaschine (Amsler HC 10, Zwick/Roell, Ulm, Germany) auf ihre biomechanischen Eigenschaften und Belastbarkeit getestet. Hierbei wurden die Proben stets mit einer NaCl (0,9% Lösung) feucht gehalten. Die Ergebnisse wurden

mithilfe einer Prüfsoftware (testXpert, R2.0, ZwickRoell) ausgewertet. Im anschließenden Teil dieser Arbeit wird auf die genauen Abläufe des Versuchsprotokolls im Detail eingegangen.

2.2 Präparation der Schweinebeine

Jede Probe wurde, wie bereits beschrieben, nach demselben Schema präpariert, bis sie biomechanisch getestet wurde. Im Folgenden wird genauer auf die einzelnen Schritte der Präparation eingegangen.

2.2.1 Vorbereitung

Bei den Proben handelte es sich um den rechten oder linken Hinterlauf der Tiere vom Oberschenkelkopf bis kurz oberhalb des Hinterfußwurzelgelenks. Als erstes wurden die Beine auf äußere Mängel untersucht, welche bei der Zerlegung des Tiers zustande kommen können und gegebenenfalls aussortiert (z.B.: bereits beschädigter tibialer HKB Ansatz). Wie von Eggers et al. (2007) beschrieben, wurde bei einwandfreien Proben anschließend die gesamte verbleibende Muskulatur des Streck- Beugeapparats und das Weichteilgewebe entfernt. Der intraartikuläre Bandapparat, die Außenbänder und die Menisken sind hierbei erhalten worden. Die posteriore Gelenkkapsel wurde eröffnet, um das HKB frei darzustellen und die Integrität des HKB sowie der tibialen Ansatzstelle des HKB mithilfe einer Pinzette zu prüfen (**Abb.3**).

Um die Proben auf eine einheitliche Größe zu normieren und eine standardisierte Einbettung zu ermöglichen, sind das proximale Femur und die distale Tibia jeweils 12 cm von der Gelenklinie entfernt mit einer Säge abgetrennt worden (**Abb.4**).

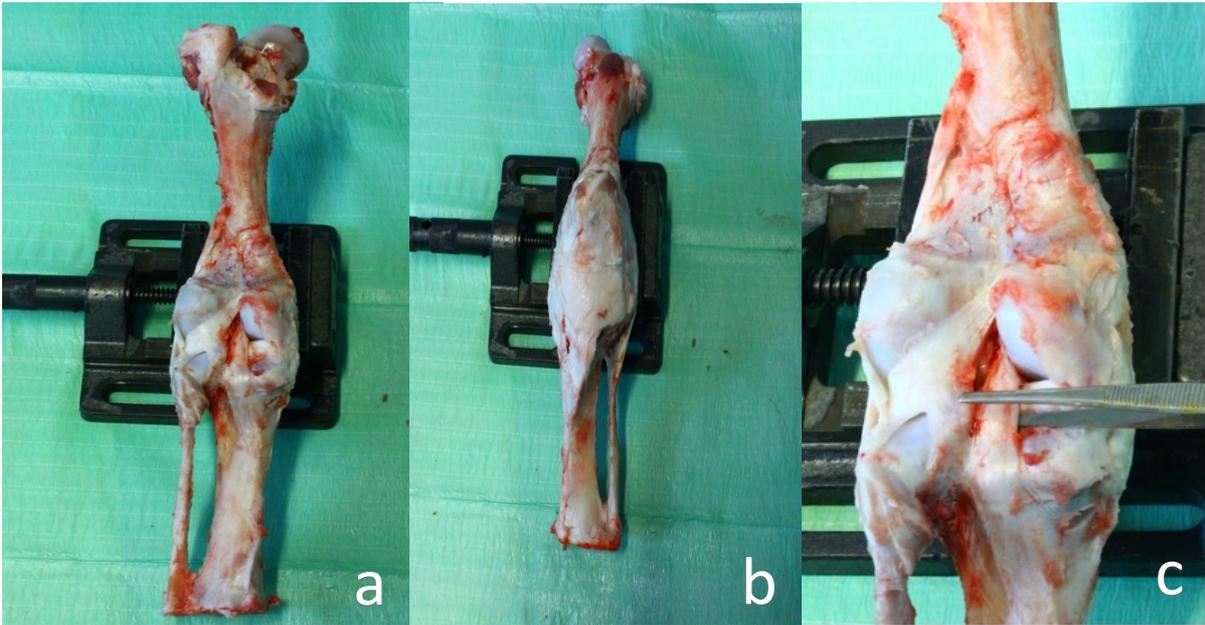


Abbildung 4 Linker Hinterläufer nachdem die verbleibende Muskulatur entfernt worden ist. Ansicht von dorsal (a) und ventral (b). Integritätskontrolle des HKB mit einer Pinzette (c).

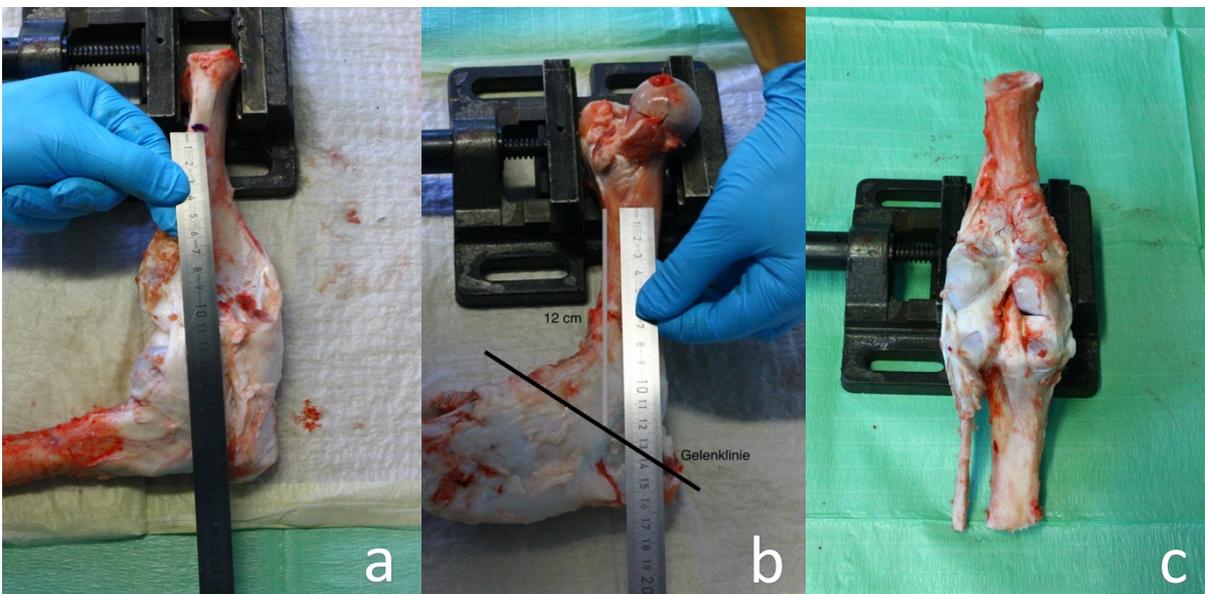


Abbildung 3 Eine Probe 12 cm distal (a) sowie 12 cm proximal (b) der Gelenklinie gekürzt, um eine einheitliche Probengröße zu erreichen (c).

2.2.2 Einbettung Tibia und Fibula

Die freien Enden wurden in einer 70mm x 90mm x 90mm 3D gedruckten Schale aus Polymilchsäure (Ultimaker 2+), mithilfe von schnell aushärtendem Polyurethan eingebettet. Die Positionierung der Präparate in den Einbettungsformen wurde lasergestützt durchgeführt, um Abweichungen, welche später zu ungenauen Testergebnissen führen können, zu vermeiden. Hierfür wurde zunächst das Femur parallel zur Unterlage in einem Ständer eingespannt. Der Epicondylus medialis (EM) wurde ertastet und mit einem Filzstift markiert. Tibia und Fibula wurden im 90° Winkel zum Femur und senkrecht zur Unterlage ausgerichtet. Zwei selbstnivellierende Kreuzlinienlaser (PCL 20, 2017, Bosch, Gerlingen, Deutschland), mit je einem senkrechten und einem waagerechten Strahl, wurden zur Überprüfung der Ausrichtung eingesetzt. Die Laser wurden medial und frontal zur Probe positioniert und so eingestellt, dass ihre Strahlen zueinander orthogonal standen. Der senkrechte Strahl des medialen Lasers traf die Probe an der dorsalen Tibiakante und durchlief die Markierung des EM. Der waagrechte Strahl des medialen Lasers lief entlang der anterioren Kante des Femurs. Dies prüfte die rechtwinklige Ausrichtung von Tibia und Femur zueinander. Der senkrechte Strahl des frontalen Lasers verlief mittig durch die Femurkondylen und die anteriore Fläche der Tibia. Dies verhinderte eine Abweichung des Unterschenkels nach lateral/medial im Verhältnis zum Femur (**Abb. 5**).

Anschließend wurden die Einbettungsschalen, welche durch Einkerbungen an der Basis in vier Abschnitte unterteilt worden sind, unter den Unterschenkel geschoben. Diese wurden so positioniert, dass der senkrechte Strahl des lateralen Lasers die hinterste Einkerbung und den EM durchlief. Der senkrechte Strahl des frontalen Lasers lief durch die mittlere Kerbe und durch die Mitte der ventralen Tibia (**Abb. 6**). Somit konnte gewährleistet werden, dass jeder Unterschenkel stets die gleiche relative Position zur Schale hatte. Das Polyurethangemisch, welches aus einem genauen Verhältnis von FC-52/53 Isocyanate / FC52 Polyol und Füllstoff (dt 082 Gößl Pfaff) bestand, konnte nun in die Schale gegossen werden und bei Raumtemperatur innerhalb von 30 Minuten aushärten.

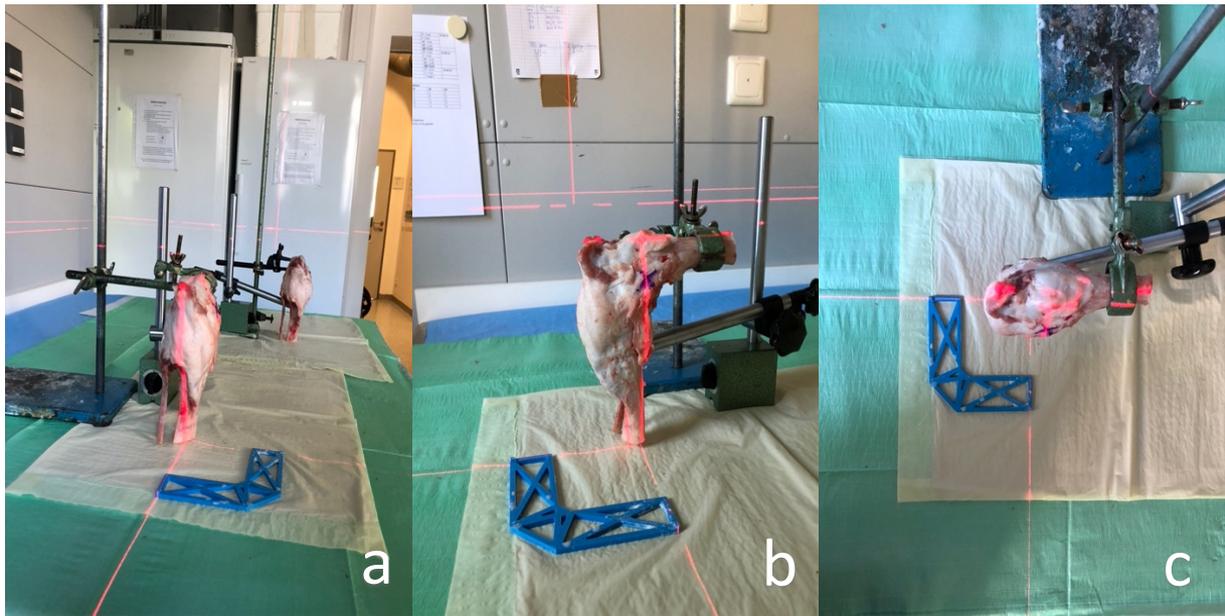


Abbildung 5 Eine am Femur eingespannte Probe. Senkrechter Strahl des frontalen Lasers (a) verläuft mittig durch die Tibia. Der Senkrechte Strahl des medialen Lasers (b) verläuft durch den EM und entlang der Hinterkante der Tibia. Ansicht von oben auf den ventralen Femur (c) mit der orthogonalen Ausrichtung der beiden Laser.

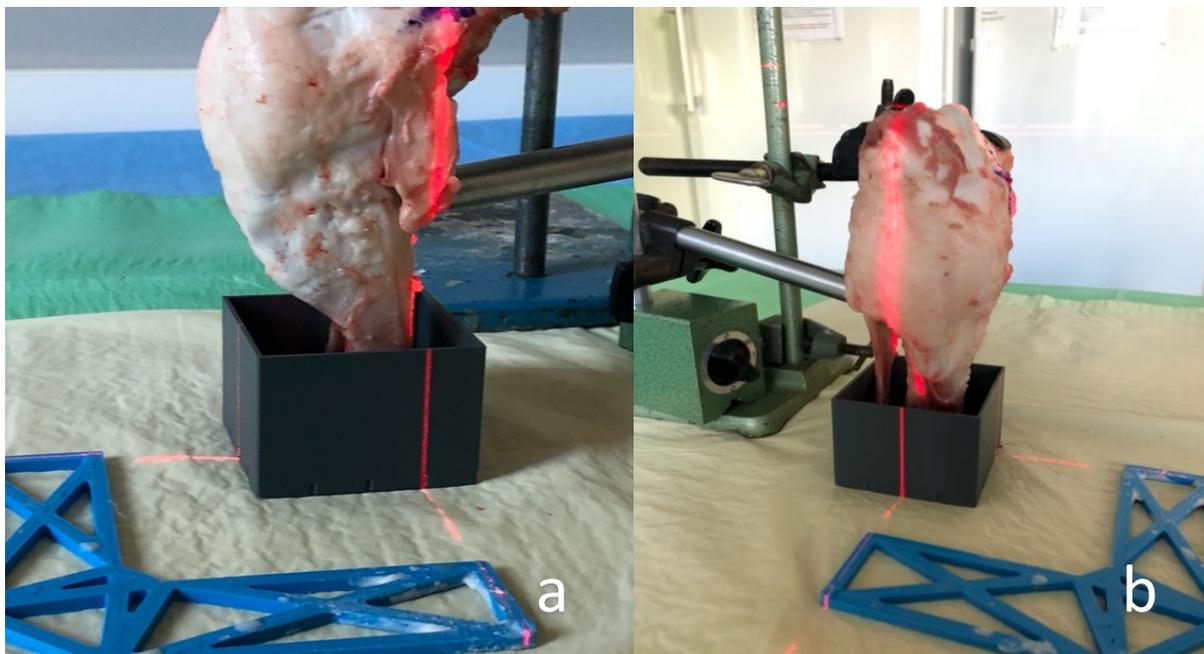


Abbildung 6 Senkrechter Strahl des lateralen Lasers durch die hinterste Einkerbung der Schale (a). Senkrechter Strahl des frontalen Lasers durch die mittlere Einkerbung der Schale (b).

2.2.3 Einbettung Femur

Um das Femur einzubetten, wurde der Unterschenkel etwa 30 cm über und parallel zur Unterlage in einen Ständer eingespannt. Das Femur wurde orthogonal zur Tibia ausgerichtet, sodass ein 90° Winkel im Knie entstand. Unter das freie Ende des Femurs wurde die Einbettungsschale auf einer manuellen Hebebühne positioniert. Zur Überprüfung der korrekten Ausrichtung und um eine optimale Reproduzierbarkeit zu gewährleisten, kamen hier erneut zwei selbstnivellierende Kreuzlinienlaser (PCL 20, 2017, Bosch, Gerlingen, Deutschland) zum Einsatz, welche medial und frontal zur Probe aufgestellt worden sind.

Die in Kapitel 2.2.2 für die Einbettung von Tibia und Fibula gesetzte Markierung des EM wurde erneut zur Orientierung herangezogen. Der waagrechte Strahl des medialen Lasers lief entlang der ventralen Tibiakante und in einer Geraden mit der Oberkante der Schale, welche den Unterschenkel einbettet. Orthogonal dazu wurde der senkrechte Strahl des medialen Lasers eingestellt. Dieser verlief durch die Markierung des EM, entlang der dorsalen Kante des Femurs und durch die hinterste Einkerbung der Schale. Der frontale Laser wurde so positioniert, dass sein senkrechter Strahl das Femur in seiner Mitte teilte, mittig durch die Femurkondylen und die mittlere Einkerbung der Schale verlief. Hierdurch konnte ein Abweichen des Femurs nach lateral oder medial verhindert werden (**Abb. 7**).

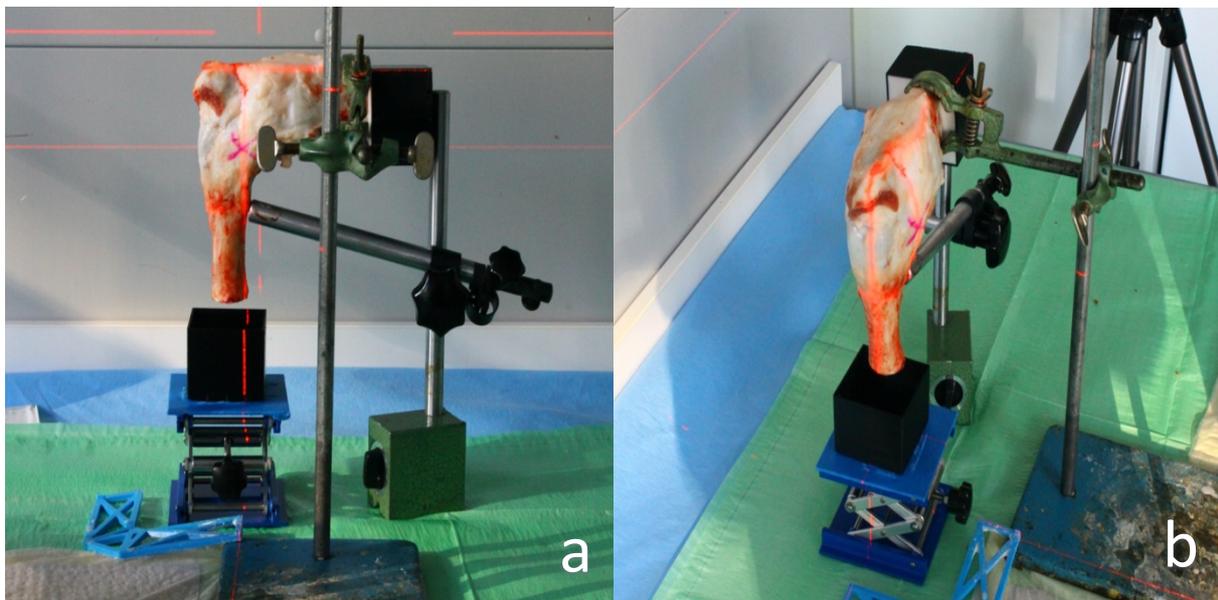


Abbildung 7 Eine Probe mit bereits eingebettetem Unterschenkel, an der Tibia eingespannt. Der senkrechte Strahl des medialen Lasers läuft durch den EM, die hintere Einkerbung der Schale und entlang der dorsalen Femurkante (a). Der senkrechte Strahl des frontalen Lasers verläuft mittig entlang des ventralen Femurs und durch die Femurkondylen (b).

Wichtig, um reproduzierbare Kräfteinwirkungen während der Versuchsdurchführung auf das HKB zu ermöglichen, war es auch die Einbettungsformen des Ober- und Unterschenkels in einer Flucht zu halten. Um dies zu erreichen, wurde mithilfe der Kreuzung beider Strahlen des medialen Lasers die bereits eingebettete Schale des Unterschenkels parallel zur Unterlage ausgerichtet. Der senkrechte Strahl des frontalen Lasers konnte anschließend sicherstellen, dass sich beide Schalen in einer Flucht befanden.

Nach sorgfältiger Einstellung und Überprüfung der Ausrichtung des Präparats und der Einbettungsschalen, konnte die manuelle Hebebühne hochgefahren werden, bis die innenseitige Grundfläche der Schale das Femur berührte. So konnte eine genau Platzierung der Einbettungsform erreicht werden, ohne die Ausrichtung des Präparats zu verstellen. Das zuvor bereits erwähnte Polyurethangemisch, wurde in die Schale gegossen und härtete bei Raumtemperatur innerhalb von 30 Minuten aus (**Abb. 8**).

Nachdem ein Knie fertig präpariert und eingebettet worden ist, wurde es in Polyethylen tüten doppelt eingeschweißt und bei -28° im Gefrierschrank bis zum Testtag gelagert.

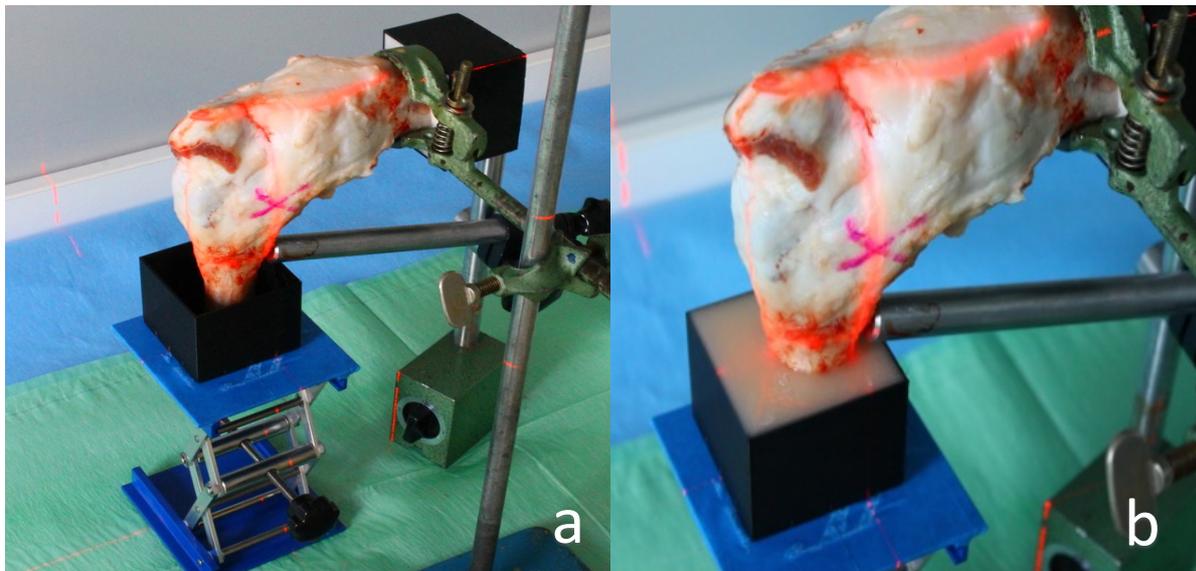


Abbildung 8 Hochgefahrte Hebebühne, Grundfläche der Einbettungsschale berührt das Femur (a). Das Polyurethangemisch wird in die Schale gegeben und härtet bei Raumtemperatur aus (b).

2.3 Testgruppen

Nach einer Auftauphase von 24 Stunden bei Raumtemperatur, wurden die Knie einer von vier Testgruppen (N, DB, TR, S) zufällig zugeteilt. Den Proben der Gruppen DB, TR und S wurde jeweils eine standardisierte tibiale knöchernerne HKB Avulsionsfraktur gesetzt. Das angewandte Verfahren hierfür wurde in Anlehnung an das von Forkel et. al. (2020) gewählt, bei welchem die Verletzung mit Hammer und Meißel gezielt gesetzt wurde. So konnte eine reproduzierbare 1,5cm x 2 cm x 1 cm große knöchernerne Avulsion hervorgerufen werden, bei der das HKB intakt blieb. Diese Größe entspricht derer eines durchschnittlichen HKB Avulsionsfragments im Menschen (Griffith et al., 2004) (Abb.9). Im Folgenden wird genauer auf jede einzelne Gruppe, mit der zugeordneten HKB Versorgungsmethode, eingegangen.

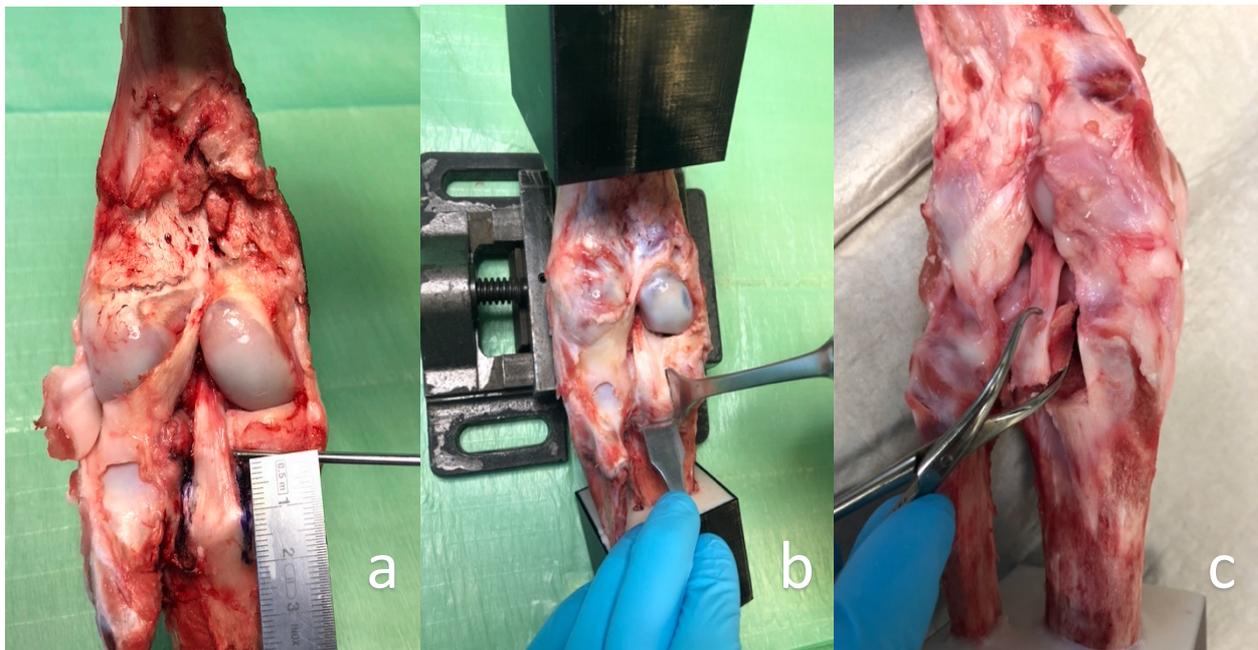


Abbildung 9 Der tibiale HKB Ansatz wird vermessen (a). Mit Hammer und Meißel wird eine tibiale HKB Avulsion hervorgerufen (b), welche mit einer Zange hier gezeigt wird (c) (Philipp Forkel et al., 2021)

2.3.1 Testgruppe N: Nativ

Der Testgruppe N („Nativ“) wurden 15 Proben zufällig zugeordnet, welche nach dem Auftauen nicht mehr manipuliert worden sind (**Abb. 10**). Gruppe N fungierte als Referenzgruppe und soll zeigen welche Kräfte das unversehrte HKB ertragen kann, wie hoch die Elongation unter zyklischer Belastung ist und in welcher Form es bei Maximalbelastung nachgibt.

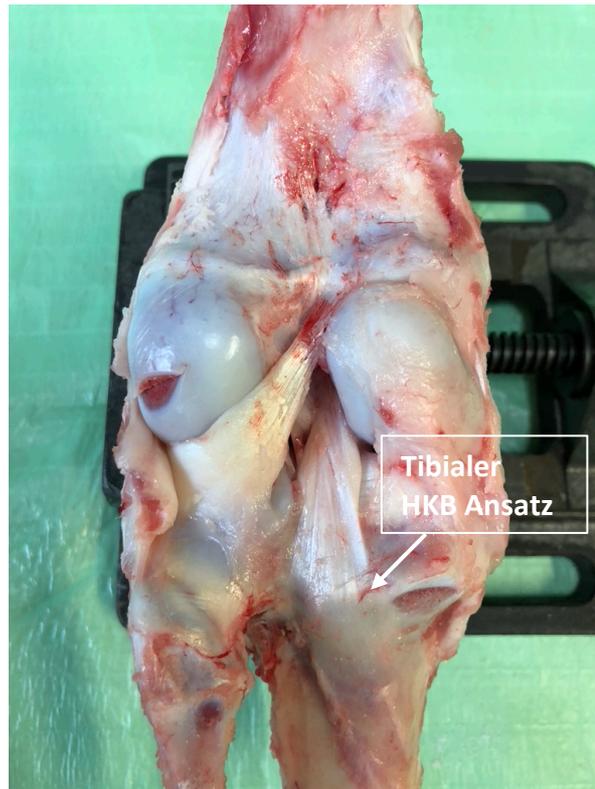


Abbildung 10 Native Probe, Ansicht von dorsal

2.3.2 Testgruppe DB: Dogbone

Um die hervorgerufene Avulsionsfraktur in Gruppe DB zu versorgen, wurde ein 2,4 mm breiter Kanal antegrad von dorsal durch das manuell repositionierte Fragment und den Tibiakopf im 45° Winkel gebohrt. Auf der anterioren Seite endete der Bohrkanal medial der Tuberositas tibiae. Über ein Lasso und einen Shuttelfaden wurde ein FiberTape™ in den Bohrkanal eingeführt. Auf beiden Seiten sind Dogbone™ Plättchen platziert worden, welche unter dem Zug des FiberTapes™, das Fragment in seine ursprüngliche Position pressen. Anterior wurde das Konstrukt mit mehreren chirurgischen Knoten über dem Steg des Dogbones™ gesichert (**Abb. 11**).

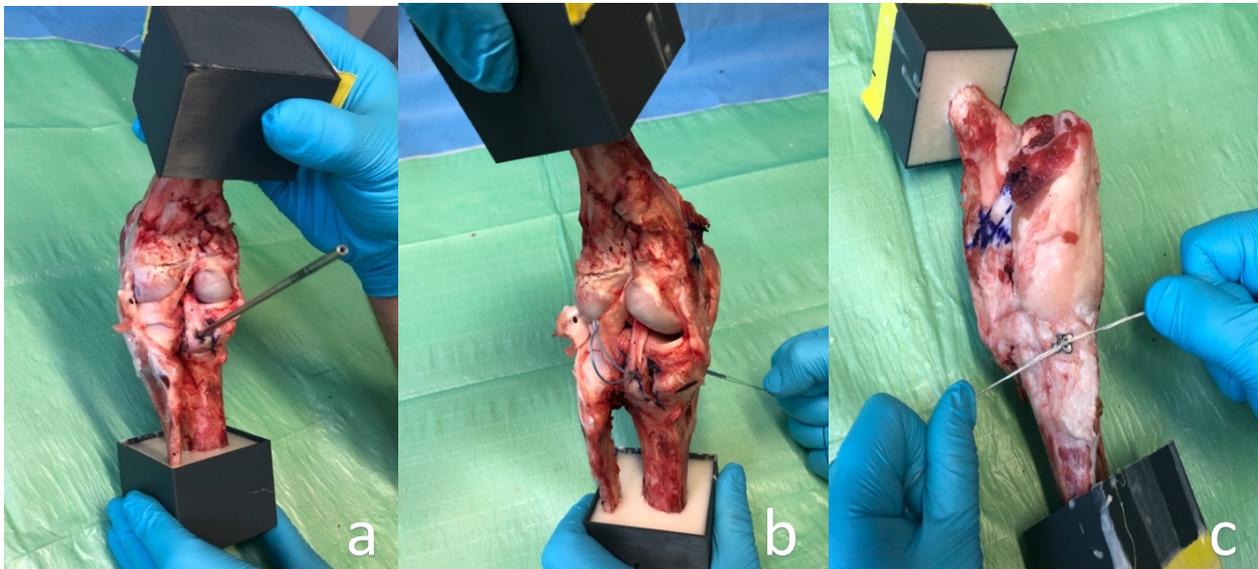


Abbildung 11 Ein 2,4 mm Bohrkanal von antegrad durch das Fragement und den Tibiakopf (a). Der Shuttelfaden wird von dorsal in den Bohrkanal eingebracht (b). Über dem ventralen DogBone™ wird das Konstrukt verknotet (c).

2.3.3 Testgruppe TR: Tightrope

Den Proben der Gruppe TR wurde ebenfalls, mit der zuvor beschriebenen Methode, eine standardisierte knöcherne Avulsion am tibialen Ansatz des HKB gesetzt. Um diese zu versorgen, wurde wie in Gruppe DB ein 2,4 mm BohrkanaI antegrad von dorsal durch die Avulsion und den Tibiakopf gebohrt. Anschließend ist mithilfe eines Lassos und eines Shuttelfadens ein TightRope™ in den Kanal eingebracht worden. In beide Enden des Tightropes™ wurden Dogbones™ eingebracht. Unter dem Zug des Tightropes™ konnte der dorsale Button das Fragment in seine Ursprüngliche Position drücken. Durch Zug an den losen Enden auf der ventralen Seite der Tibia, konnte das Vierpunkt-Verblockungssystem des Tightropes™ die Stabilität des Konstruktes **ohne** Knoten sichern. Aufgrund technischer Fehler während der Versuchsdurchführung, mussten zwei Proben dieser Gruppe ausgeschlossen werden (**Abb. 12**).

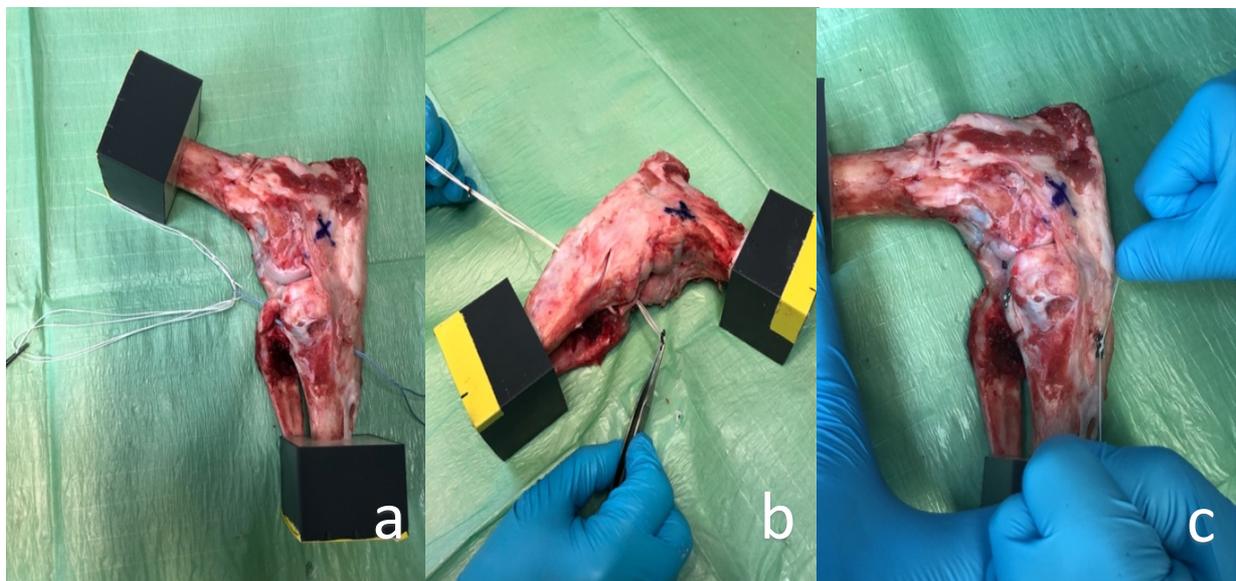


Abbildung 12 Über ein Shuttelfaden wird das Tightrope™ in den BohrkanaI eingebracht (a). In beide Enden wird ein Dogbone™ eingebracht (b). Über dem anterior liegenden wird das Tightrope gesichert (c).

2.3.4 Testgruppe S: Schraube

Mit demselben Verfahren wie zuvor in Gruppe DB und TR wurde bei den Proben der Gruppe S eine knöchernerne Avulsionsverletzung hervorgerufen. Mit einem 2,4 mm Bohrer wurde ein Kanal im 45° Winkel antegrad von dorsal durch das Fragment und den Tibiakopf gebohrt, welcher auf der ventralen Seite medial der Tuberositas tibiae endete. Mithilfe eines Kirschnerdrahts wurde die Länge des Kanals gemessen, anhand derer die passende Schraubenlänge ermittelt werden konnte. Die 3,2 mm Zugschraube wurde anschließend von dorsal durch das Fragment in den Kanal eingebracht und sollte so gewählt worden sein, dass sie auf der ventralen Seite ca. einen Millimeter überstand (**Abb.13**).

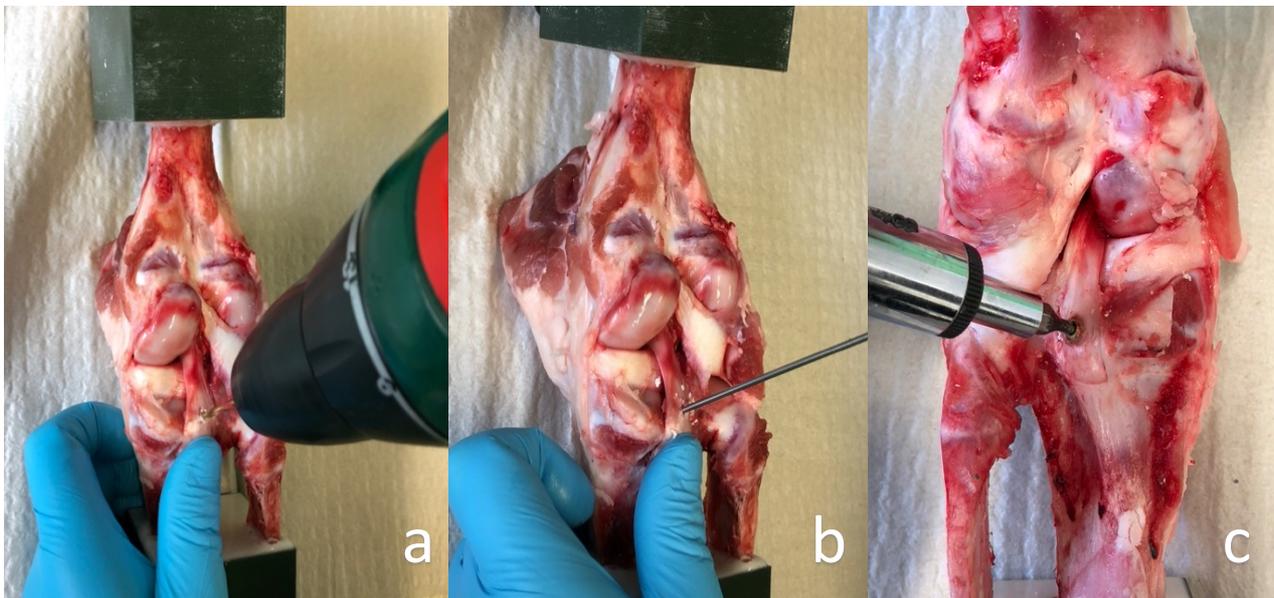


Abbildung 13 Von dorsal wird ein 2,4 mm Bohrkanal durch das Fragment und den Tibiakopf gebohrt (a). Ein Kirschnerdraht wird zur Längenmessung in den Kanal eingebracht (b). Eine 3,2 mm Zugschraube wird antegrad eingebracht (c).

2.4 Versuchsaufbau

Um eine vergleichbare biomechanische Belastungsprüfung der Fixationssysteme durchzuführen, ist ein gängiges Verfahren gewählt worden, bei welchem die Proben in einer uniaxialen hydraulischen Zug-/Druckmaschine (Amsler HC 10, Zwick/Roell, Ulm, Germany) geprüft worden sind (Domnick et al., 2016; Eggers et al., 2007; P. Forkel et al., 2020). Hierfür wurden die Kniegelenke in 90° Flexionsstellung jeweils an beiden eingebetteten Enden fixiert. Auf das senkrecht positionierte Femur wirkte die Kraft der Prüfmaschine entlang der Femurachse. Der Unterschenkel wurde waagrecht zur Unterlage, in der sagittalen Achse des Femurs, in einen Schraubstock eingespannt, um Ausgleichsbewegungen nach medial und lateral zu verhindern. Die Tuberositas tibiae lag einem Unterbau auf, damit die Tibia während der Testdurchführung kein Spiel nach unten in der sagittalen Achse hatte. Lediglich das proximale Ende der Tibia mit dem Tibiaplateau und der Gelenklinie ragte über den Schraubstock hinaus (**Abb.14**). Mit diesem Aufbau wurde sichergestellt, dass sich unter Belastung nur das Femur gegen den Unterschenkel verschieben konnte. Durch die Druckbelastung entlang der Femurachse konnte auf das HKB dieselbe Kraft wirken, welche beispielsweise bei einem Test der hinteren Schublade oder einer dashboard injury vorliegt und durch welche eine hohe tibiale Translation nach posterior zu einer tibialen Avulsionsverletzung führen kann (Kumar et al., 2019).

Die versorgte Avulsionsverletzung mit der zugehörigen Fixationsmethode konnte zu jeder Zeit während der Testdurchführung von dorsal beobachtet werden, was eine genaue Analyse des Versagensmechanismus erlaubte. Zusätzlich hielten zwei Kameras den gesamten Prüfverlauf aus verschiedenen Winkeln fest. Die Versuche wurden bei Raumtemperatur durchgeführt und die Proben während der Belastung mit 0,9% NaCl Lösung feucht gehalten.



Abbildung 14 In der Prüfmaschine eingespannte Probe mit beweglichem Femur und fixiertem Unterschenkel.

2.5 Versuchsdurchführung

Nachdem das Präparat sicher positioniert worden ist, wurde die Kraftanzeige mit dem Gewicht des Femurs genullt. Das Gewicht des Femurs ist zuvor mit einem Referenzfemur, nach Abtrennung der Tibia, bestimmt worden. Dadurch konnte die kraftspezifische Nullposition manuell angefahren werden. In Anlehnung an das von verschiedenen Studien beschriebene Versuchsprotokoll, wurden die Präparate vorkonditioniert, durchliefen anschließend 500 Zyklen derselben sinusförmigen Belastung bevor ein Versagenstest (Load-to-Failure Test) durchgeführt wurde (Domnick et al., 2016; Eggers et al., 2007; P. Forkel et al., 2020; Schnependahl et al., 2012; Tsukada et al., 2005). Ziel war es die sich im Verlauf der Testdurchführung ändernde Elongation, Streckgrenze, Steifigkeit und maximale Versagenskraft der einzelnen Fixationsmethoden zu erfassen, um sie vergleichen zu können. Zur Aufzeichnung der Daten wurde die Software testXpert R2.0 (Zwick/Roell, Ulm, Germany) genutzt. Im Folgenden wird auf die einzelnen Schritte des Prüfablaufs eingegangen.

2.5.1 Vorkonditionierung

In ihren Studien beschreiben P. Forkel et al. (2020) und Domnick et al. (2016) eine Vorkonditionierung von 10 Zyklen, um eine Minimierung der viscoelastischen Rückstellkräfte zu bewirken. Diese erfolgte mit einer Kraft von 5 N auf 20 N und einer Frequenz von 1 Hz. In der Literatur ließen sich hierfür auch andere Möglichkeiten finden. Ezechieli et al. (2013) konditionierten über eine Zeitspanne von 30 Sekunden mit einer Kraft von 5 N bevor sie mit dem in 2.5 erwähnten Versuchsprotokoll fortfuhren. Wir entschieden uns jedoch für eine Vorkonditionierung mit 10 Zyklen, um möglichst nah am bewährten Testprotokoll von Domnick et al. (2016) zu bleiben und da Versuche im Vorfeld keine ersichtlichen Unterschiede unter intensiverer Vorkonditionierung zeigten.

2.5.2 Zyklische Belastung

Im direkten Anschluss an das Vorkonditionieren durchliefen die Proben 500 Zyklen mit einer sinusförmigen Schwellenbelastung von 10 N und 100 N bei einer Frequenz von 1 Hz (**Abb. 15**). Hierbei konnte die Elongation des HKB gemessen werden. Diese wurde über die Differenz des vom Prüfkopf zurückgelegten Weges während des 500. und 1. Zyklus abgeleitet. Des Weiteren

konnten die Streckgrenze und die maximale Kraft anhand der Elongation und der initialen bzw. finalen Steifigkeit bestimmt werden (Domnick et al., 2016; P. Forkel et al., 2020).

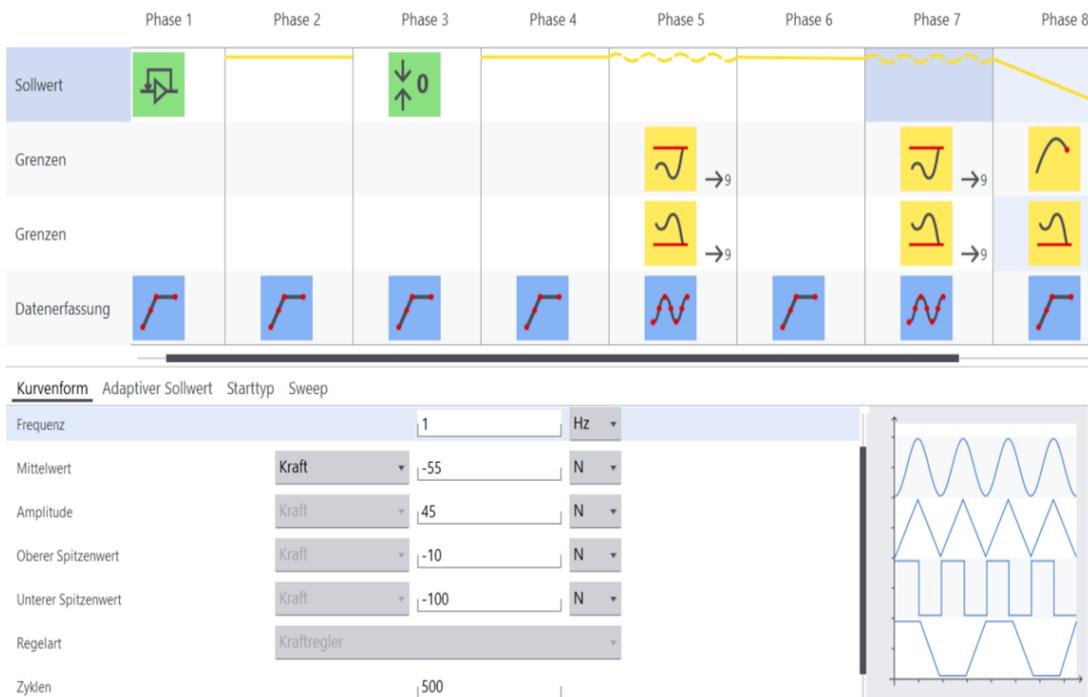


Abbildung 15 Aufzeichnung der Versuchsdurchführung. In Phase sieben zyklische Belastung der Proben.

2.5.3 Versagensprüfung

Als letztes wurde eine Versagensprüfung (Load-to-failure Test) durchgeführt, bei welcher die Prüfmaschine kontinuierliche die Belastung auf das Konstrukt mit einer Verschiebungsrate von 200 mm/min steigerte, bis dieses versagte (Domnick et al., 2016; Hapa et al., 2012). Der Versagensmechanismus wurde mit einer Kamera aufgezeichnet und dokumentiert, um später eine Analyse der unterschiedlichen Versagensmechanismen durchzuführen.

2.6 Untersuchte Parameter

Auf die folgenden Parameter wurde bei der Versuchsdurchführung, unabhängig welcher Testgruppe die Proben angehörten, besonders geachtet, um die unterschiedlichen Fixationsmethoden anschließend miteinander zu vergleichen:

- **Elongation (mm):** Als Elongation wurde die Längenzunahme des HKB zwischen dem zehnten und 510 Zyklus bestimmt. Abgeleitet wurde diese über die Differenz des vom Messzylinder der Zugmaschine zurückgelegten Weges während dem zehnten und dem 510 Zyklus bei sinusförmiger Schwellenbelastung.
- **Versagenslast (N):** Im Spannungs-Dehnungs-Diagramm konnte die Versagenslast der einzelnen Proben festgestellt werden. Hierfür wurde der in Kapitel 2.5.3 beschriebene „Load-to-failure Test“ durchgeführt. Die Versagenslast beschreibt die von der Probe bzw. des Refixationskonstruktes tolerierte Maximalkraft. Zusätzlich ist die Art und Weise des Versagens als Versagensmechanismus dokumentiert worden.
- **Streckgrenze (N):** In der Werkstoffkunde wird die Streckgrenze (engl. „yield load“) als die maximale Spannung bezeichnet, bei welcher sich ein Werkstoff unter uniachsialer Zugbeanspruchung noch nicht dauerhaft verformt. Bleibt die Spannung unterhalb des Grenzwerts für das vorliegende Material, so nimmt es seine ursprüngliche Form bei Entlastung wieder an. Analog hierzu gilt, dass wenn die Streckgrenze überschritten wird, sich das Material dauerhaft verformt. Ein daran angelehnter Parameter lässt sich für die hier gezeigte Studie bestimmen. Allerdings wird hier nicht eine Materialeigenschaft, sondern ein spezifischer „Bauteil“-Parameter bestimmt. In der vorliegenden Untersuchung konnte dieser Parameter im Kraft-Weg-Diagramm abgelesen werden.
- **Steifigkeit (N/mm):** Die Steifigkeit beschreibt die Widerstandsfähigkeit eines Körpers gegen elastische Verformung. Diese wurde über die Steigung der Kraft-Weg-Kurve bestimmt.

- **Versagensmechanismus:** Die Art, in welcher die jeweiligen Proben der verschiedenen Testgruppen unter maximaler Belastung versagten, wurde als Versagensmechanismus beschrieben. Während der Versuchsdurchführung konnte dieser von dorsal eingesehen werden und wurde für spätere Analysen mithilfe einer Kamera aufgezeichnet.

2.7 Statistische Auswertung

Alle gemessenen Daten sind in Microsoft Excel überführt worden, das arithmetische Mittel sowie die Standardabweichung berechnet worden. Die statistische Auswertung wurde mithilfe von IBM SPSS Statistics (Version 21.0) durchgeführt. Zur Bestimmung der Teststärke (Power) hat man sich im Vorfeld der Versuchsplanung an früheren Studien orientiert (Domnick et al., 2016; Eggers et al., 2007). Diese geben eine Anzahl von 40 Proben bei vier Gruppen als ausreichend an, um Unterschiede zu detektieren. Eine im Vorfeld zusätzlich durchgeführte Poweranalyse anhand der Ergebnisse von Probeläufen ergab eine Gruppengröße von 15 Proben, um eine Power von 80% zu erreichen. Die Ergebnisse aller Gruppen wurden hinsichtlich der Elongation, Versagenslast, Steifigkeit und Streckgrenze mit einer Varianzanalyse (ANOVA) untersucht. Das Signifikanzniveau wurde auf $p \leq 0.05$ festgelegt. Um die Gruppen miteinander zu vergleichen (Zwischengruppenvarianz) erfolgte im Anschluss ein post hoc Test mit Bonferroni-Korrektur. Zur Veranschaulichung sind die Ergebnisse der einzelnen Gruppen in einem Boxplot Diagramm dargestellt worden.

3 Ergebnisse

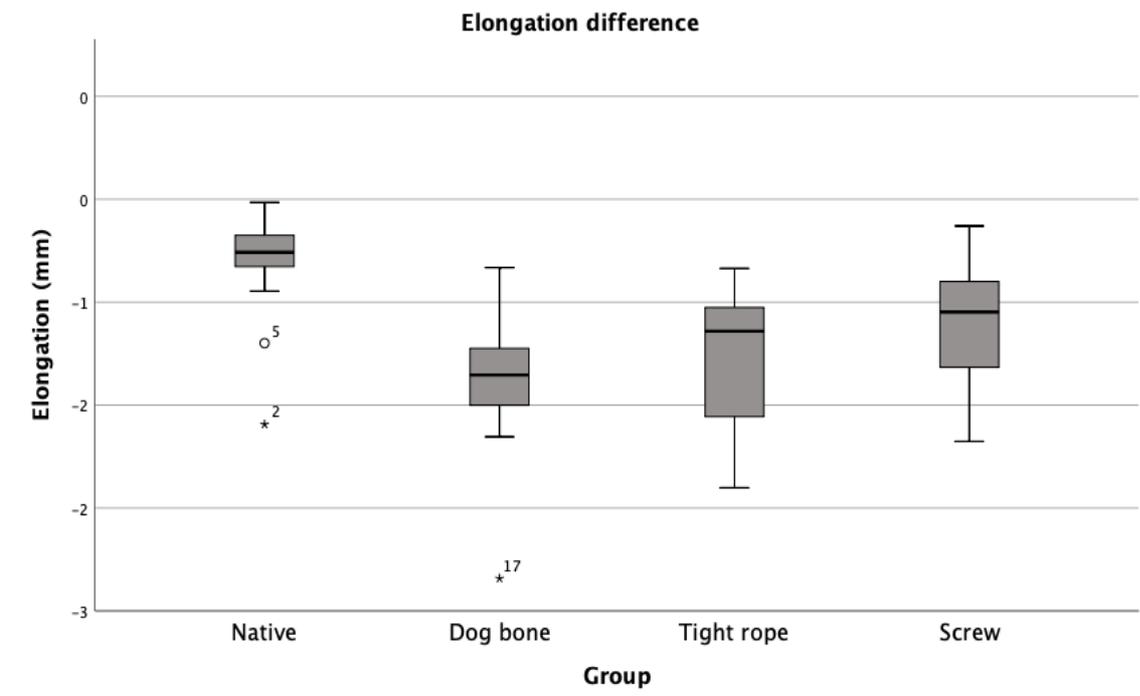
3.1 Biomechanischer Vergleich der Elongation nach zyklischer Belastung

Während der zyklischen Belastung versagte keines der drei Fixationsmodelle. Die native Kontrollgruppe zeigte ebenfalls keinerlei Anzeichen eines HKB- oder sonstigen Versagens. Beide Faden Button Konstrukte (Gruppe DB und TR) zeigten jedoch gegenüber der nativen Gruppe (Gruppe N) eine signifikant höhere Elongation des HKB nach 500 Zyklen der sinusförmigen Schwellenbelastung ($p = <0.001$ und $p = 0.001$) (**Abb.16**). Die mit einer Schraube versorgten Proben in Gruppe S zeigten ebenfalls eine Elongation, welche jedoch keine Signifikanz gegenüber der Kontrollgruppe erreichte ($p = 0.102$). Ein Vergleich der Gruppen DB, TR und S untereinander führte zu keinem signifikanten Unterschied (**Tab.2**).

	Gruppe A „Nativ“ n:15	Gruppe B „DogBone“ n:15	Gruppe C „TightRope“ n:13	Gruppe D „Schraube“ n:15
Elongation (mm) ± SD	0.82 ± 0.27	1.39 ± 0.35	1.31 ± 0.37	1.11 ± 0.29

Tabelle 2 Elongation in (mm) ± Standardabweichung

Abbildung 16 Boxplotdiagramm für die Elongation des HKB in allen Gruppen



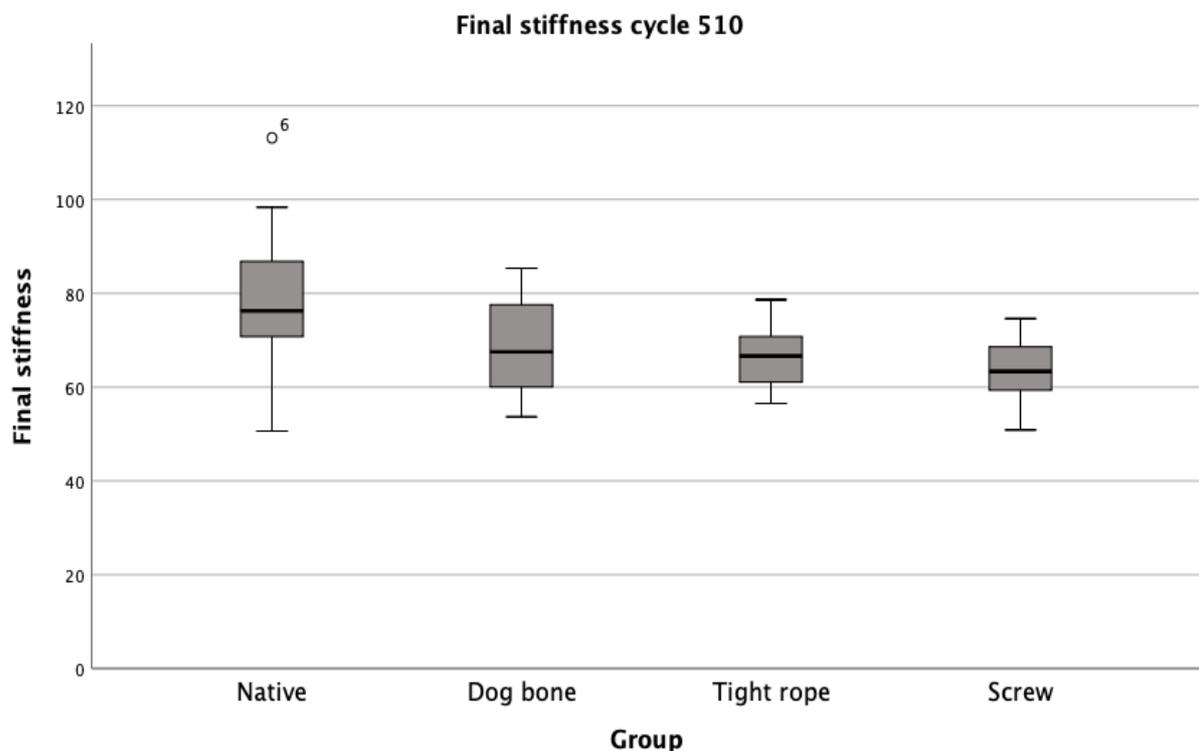
3.2 Biomechanischer Vergleich der Steifigkeit nach zyklischer Belastung

Hinsichtlich der Steifigkeit erzielten alle versorgten Proben niedrigere Ergebnisse als die Kontrollgruppe. Gruppe TR und S zeigten eine signifikant niedrigere Steifigkeit gegenüber der Gruppe N ($p = 0.019$ und $p = 0.001$)(**Abb.17**). Lediglich Gruppe DB erreichte keine signifikant niedrigere Steifigkeit ($p = 0.056$) und konnte annähernd ähnliche Werte wie Gruppe N erreichen (**Tab.3**).

	Gruppe A „Nativ“ n:15	Gruppe B „DogBone“ n:15	Gruppe C „TightRope“ n:13	Gruppe D „Schraube“ n:15
Steifigkeit, (N/mm)	79.14 ± 15.10	68.80 ± 10.17	67.52 ± 7.27	63.29 ± 6.93

Tabelle 3 Steifigkeit in (N/mm) ± Standartabweichung

Abbildung 17 Boxplotdiagramm für die Steifigkeit in allen Gruppen



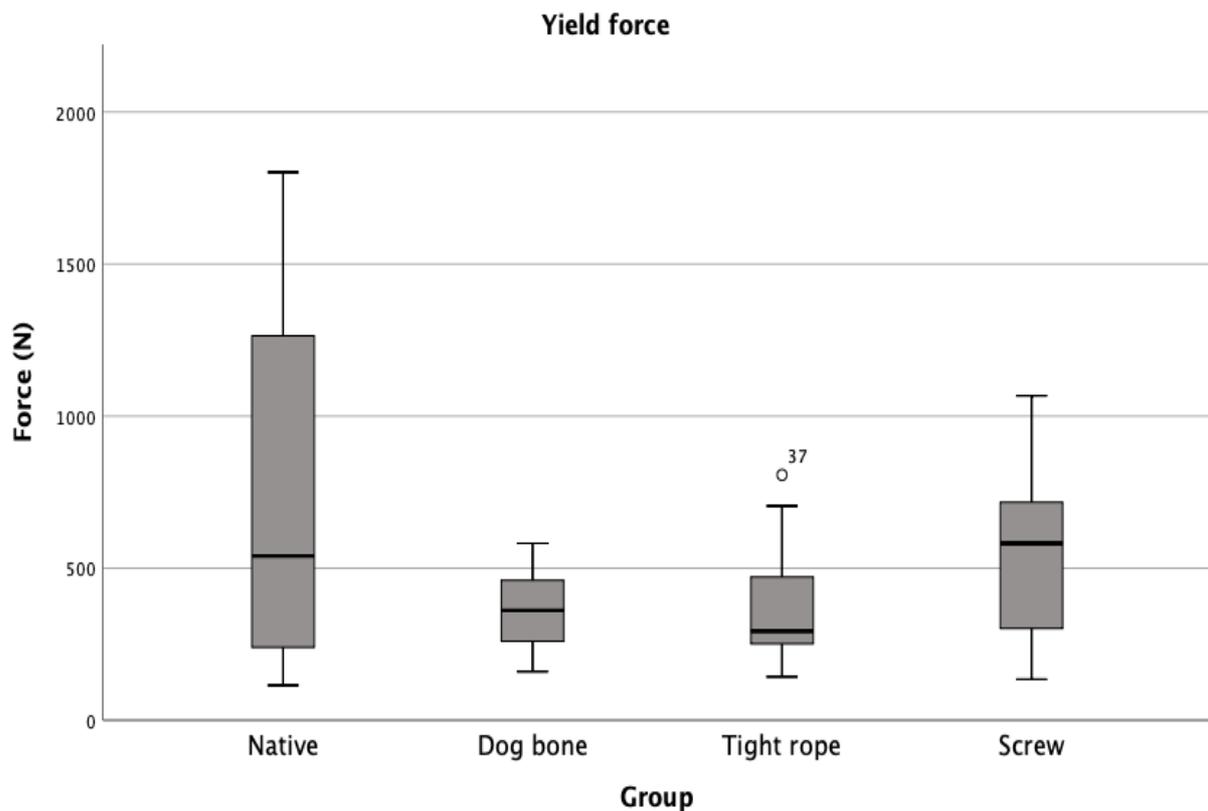
3.3 Biomechanischer Vergleich der Streckgrenze nach Zyklischer Belastung

Die Streckgrenze (Yield force) war bei allen Versorgungsmethoden niedriger als die der nativen Kontrollgruppe (**Abb.18**). Ein Vergleich der Methoden untereinander führte zu keinem signifikanten Unterschied. Lediglich das Faden Button Konstrukt in Gruppe DB zeigte mit $p = 0.027$ eine signifikante Erniedrigung der Streckgrenze gegenüber der nativen Kontrollgruppe (**Tab.4**).

	Gruppe A „Nativ“ n:15	Gruppe B „DogBone“ n:15	Gruppe C „TightRope“ n:13	Gruppe D „Schraube“ n:15
Streckgrenze (N)	770.53 ± 638.11	361.68± 125.15	383.10± 220.13	532.24± 289.86

Tabelle 4 Streckgrenze in (N) ± Standardabweichung

Abbildung 18 Boxplottdiagramm für die Streckgrenze in allen Gruppen



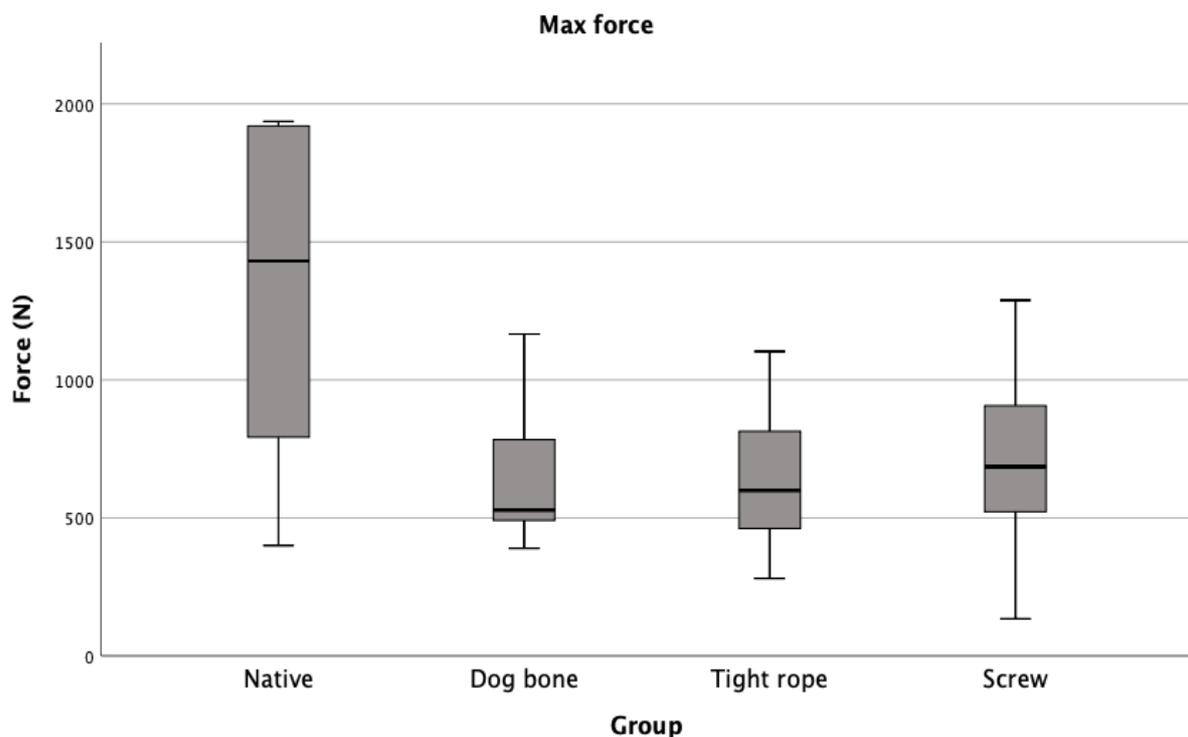
3.4 Biomechanischer Vergleich der Versagenslast nach Versagensprüfung

Keine der Versorgungsmethoden konnten eine ähnliche Versagenslast erreichen wie die nativen Proben der Gruppe N (**Abb. 19**). Alle drei erreichten eine signifikant niedrigere ($p = <0,001$) Versagenslast als Gruppe A während der Versagensprüfung. Innerhalb der Gruppen DB, TR und S konnte kein signifikanter Unterschied ($p = 1$) gezeigt werden (**Tab.5**).

	Gruppe A „Nativ“ n:15	Gruppe B „DogBone“ n:15	Gruppe C „TightRope“ n:13	Gruppe D „Schraube“ n:15
Versagenslast, (N)	1326.45 ± 598.39	643.73 ± 243.03	645.93 ± 243.46	681.54 ± 311.25

Tabelle 5 Versagenslast in (N) ± Standartabweichung

Abbildung 19 Boxplottdiagramm Versagenslast in (N) ± Standartabweichung



3.5 Vergleich des Versagensmechanismus

Während der Versagensprüfung ist das Verhalten der jeweiligen Versorgungstechnik von dorsal mit einer Kamera gefilmt worden, um eine genaue Analyse des Versagensmechanismus zum Zeitpunkt der maximalen Belastung zu ermöglichen. Die unterschiedlichen Versagensmechanismen sind in **Tabelle 6** aufgezeigt worden. Die am häufigsten anzutreffende Versagensmechanik bestand darin, dass das Konstrukt durch das Fragment hindurch schnitt und es so zu einem Versagen der Fixation kam (**Abb.21**). In Gruppe A kam es quasi gleichermaßen entweder zum tibialen Ausriss des HKB oder zur Elongation des HKB und anschließend zu einem daraus resultierenden Abbruch der Versagensprüfung (**Abb.20**).

Tabelle 6 Unterschiedlichen Versagensmechanismen der jeweiligen Versuchsgruppen

Versagensmechanismus	Gruppe A „Nativ“ n:15	Gruppe B „DogBone“ n:15	Gruppe C „TightRope“ n:13	Gruppe D „Schraube“ n:15
Konstrukt schneidet durch das Fragment	0	13	10	10
Elongation des gesamten Konstrukts	0	0	0	0
Tibiale knöcherner Avulsion	7	0	0	0
HKB Elongation	8	0	3	0
Knöchernes Versagen an anderer Stelle	0	2	0	5

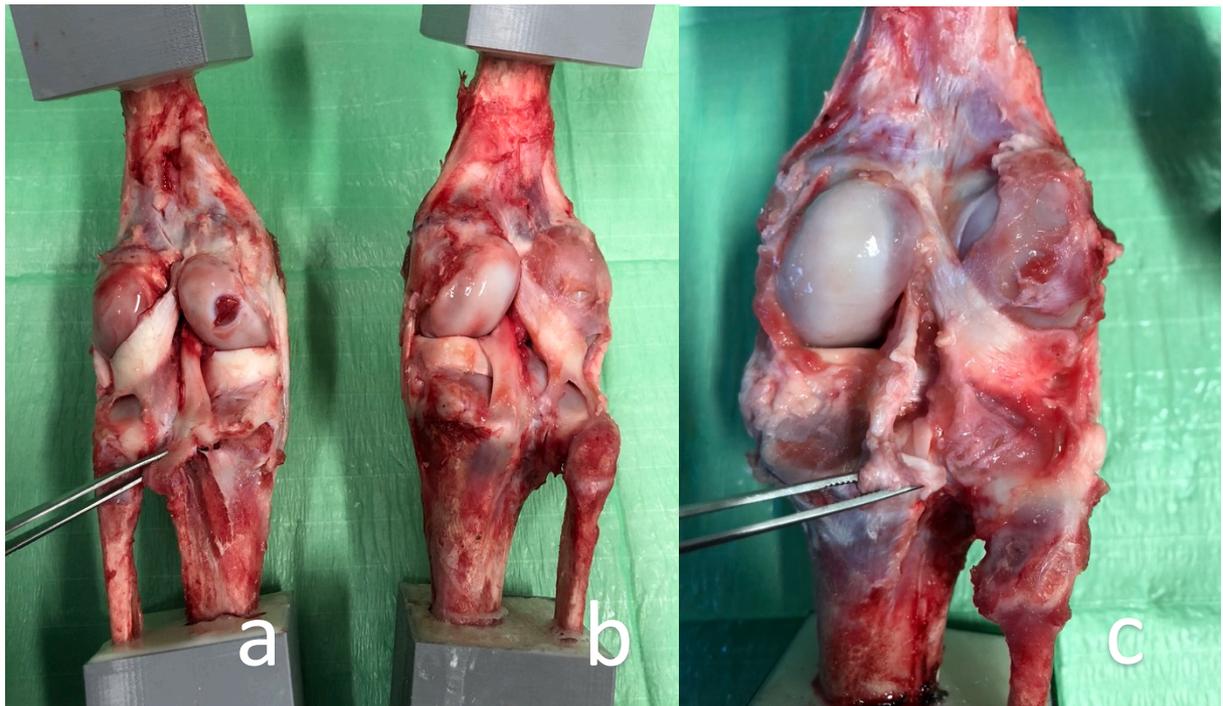


Abbildung 20 Proben der Testgruppe N mit knöcherner tibialer HKB Avulsion (a) und HKB Elongation (c) nach einer Versagensprüfung, sowie eine native Probe (b).

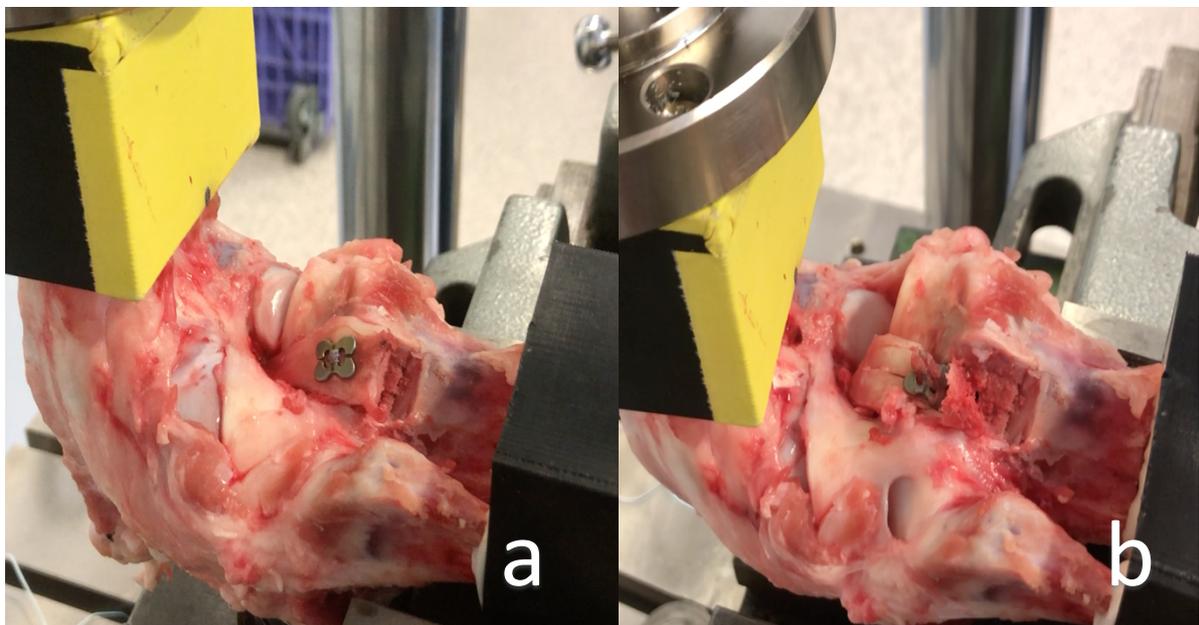


Abbildung 21 Probe der Gruppe D zu Beginn (a), zum Schluss der Versagensprüfung (b)

4 Diskussion

Für die operative Behandlung der tibialen HKB Avulsionsfraktur existieren unterschiedliche etablierte Verfahren (Bali et al., 2012; Choi & Kim, 1997; P. Forkel et al., 2019; P. Forkel et al., 2020; Frosch et al., 2012; Gwinner et al., 2016). Obwohl man sich mittlerweile einig darüber ist, dass jede minimal dislozierte Avulsionsfraktur operativ versorgt werden muss, um Folgeerscheinungen wie Knorpelschäden zu vermeiden, existiert heute noch immer kein einheitliches Behandlungsschema für diese Art der Verletzung (Hooper et al., 2018; Houck et al., 2019). Zwar findet man in der Literatur diverse Studien, welche sich mit der Refixation tibialer Avulsionsfrakturen des HKB beschäftigen, jedoch handelt es sich hierbei oft um die Analyse einzelner Techniken, welche anhand geringer Fallzahlen oder einem einzigen Fallbericht beschrieben werden (W. Chen et al., 2016; Kumar et al., 2019; Pandey et al., 2017). Darüber hinaus muss unterschieden werden zwischen den Therapieansätzen im Falle kleiner oder mehrfragmentärer Avulsionen und großer monofragmentärer knöcherner Ausrisse des HKB (P. Forkel et al., 2020; Nakagawa et al., 2017).

4.1 Diskussion der Methode

Die vorliegende Studie untersucht drei unterschiedliche Versorgungsmethoden der soliden monofragmentären tibialen Avulsion des HKB im Schweinmodell aus biomechanischer Sicht. Sie vergleicht diese untereinander und mit einer nativen Referenzgruppe. Der Testaufbau und das angewandte Versuchsprotokoll sind so konzipiert worden, dass ein möglichst genauer und reproduzierbarer Versuch ermöglicht werden konnte. Ähnliche Verfahren sind in der Vergangenheit von anderen Autoren verwendet worden, die jedoch Raum für Verbesserungen boten:

Domnick et al. (2016) untersuchten anhand eines Vergleichbaren Versuchsprotokolls das Verhalten vier verschiedener Versorgungsmethoden der HKB Avulsionsfraktur (antegrade und retrograde Verschraubung, Faden-Button Konstrukt, FiberTape-Cerclage) im Schweinmodell mit einer Gruppenstärke von n=10. Das selbstverblockende TightRope System ist hierbei nicht untersucht worden. Die beobachteten biomechanischen Parameter der jeweiligen Refixationsmethoden sind, mit denen in der vorliegenden Studie, vergleichbar (Steifigkeit, Streckgrenze, Versagenslast, Elongation). Bei den verwendeten Proben handelte es sich um dieselbe Art von Schweinen (deutsches Landschwein) wie in dieser Arbeit. Eine standardisierte

monofragmentäre tibiale Avulsionsverletzung wurde ebenfalls mit demselben Vorgehen wie in unserer Studie hervorgerufen. Die Proben wurden jedoch nicht in Schalen eingebettet, sondern nur durch zwei Steinmann Pins an der Tibia und einer Vorrichtung am Femur, in einer uniaxialen Zugmaschine eingespannt.

Eggers et al. (2007) benutzen in ihrer Studie einen ähnlichen Versuchsaufbau, um die biomechanischen Eigenschaften verschiedener Versorgungsmethoden bei tibialen Avulsionsfrakturen des VKB im Schweinemodell zu testen. Um das VKB zu belasten ist das Femur in der Zugmaschine fixiert worden, während sich Tibia und Fibula bewegten und so eine vordere Schublade imitierten. Die Proben wurden während der Versuche 1000 mal mit etwas höheren Schwellen als in dieser Arbeit (bis zu 250N) zyklisch belastet, bevor eine Versagensprüfung durchgeführt wurde, bei welcher der Versagensmechanismus dokumentiert wurde. Wir entschieden uns für 500 Zyklen bei etwas geringeren Schwellenwerten, da Probeläufe im Vorfeld des Versuchs gezeigt haben, dass darüber hinaus keine Unterschiede mehr hinsichtlich der HKB Elongation beobachtet werden konnten.

P. Forkel et al. (2020) nutzen denselben Versuchsaufbau in ihrer Studie, um die Faden-Anker Technik und die transtibiale Auszugsnaht bei tibialen HKB Avulsionsfrakturen zu vergleichen. Obwohl es sich bei den genutzten Proben um humane Kniegelenke handelte, konnte dieselbe biomechanische Testung mit einem ähnlichen Protokoll durchgeführt und dieselben Parameter untersucht werden wie in der vorliegenden Studie. Die Proben sind hier mit demselben Verfahren wie in unserer Arbeit, in 3D gedruckte Polyethylen Schalen mithilfe von Polyurethanharz, eingebettet worden.

Schneppendahl et al. (2012) untersuchten ebenfalls im humanen in vitro Modell das biomechanische Verhalten verschiedener Materialien, für dieselbe transtibiale Auszugsnaht, bei tibialer Avulsionsfraktur des VKB. Hierfür wurde der zuvor bereits beschriebene Versuchsaufbau herangezogen und darüber hinaus eine Knochendichtemessung durchgeführt, um aus einer heterogenen Masse an Proben (77,3 Jahre \pm 7,3 Jahre), drei Versuchsgruppen mit ähnlicher Knochenmineralisierung zu bilden. Hierauf ist in unserer Arbeit verzichtet worden, da davon ausgegangen werden konnte, dass die Schweine zum

Zeitpunkt der Schlachtung gleich alt waren und alle das geforderte Schlachtgewicht erreicht hatten.

Insgesamt lässt sich festhalten, dass sich der angewandte Testaufbau und das Testverfahren in der Vergangenheit sowohl im Schweinemodell als auch im humanen Modell bewährt haben. Anhand ähnlicher Schemata sind in der Vergangenheit biomechanische Testungen unterschiedlicher Materialien und Versorgungsmethoden der Avulsionsfraktur beschrieben worden (Domnick et al., 2016; Eggers et al., 2007; P. Forkel et al., 2020; Schnependahl et al., 2012). Jedes Mal konnten dieselben Parameter untersucht werden, was eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse zwischen den Studien erlaubt. Jedoch handelt es sich größtenteils um Arbeiten, welche die tibiale Avulsion des VKB betrachten und selten um biomechanische Vergleichsstudien zur Avulsion des HKB. Die Studien, welche sich mit der tibialen Avulsion des HKB beschäftigen, weisen unserer Ansicht nach teils Defizite auf, welche durch den hier vorgestellten Versuchsaufbau adressiert worden sind:

Durch das lasergestützte Einbettungsverfahren in speziell angefertigte 3D gedruckte Schalen, ist das hier angewandte Verfahren als fortgeschrittener hinsichtlich der Genauigkeit und Reproduzierbarkeit anzusehen. Jede Probe konnte durch die Zuhilfenahme kalibrierter Linien in derselben Position fixiert werden, um während der Versuchsdurchführung möglichst wenig Abweichungen zu erlauben. Keine uns bekannte Arbeit nutzt dieses Verfahren auf diesem Gebiet.

Hinzu kommt, dass die hier genannten Studien keine Kontrollgruppe vorweisen können (Domnick et al., 2016; Eggers et al., 2007; In et al., 2012; Jin et al., 2018). Die native Gruppe (Gruppe N) liefert Referenzwerte, welche eine objektivierbare Betrachtung der Ergebnisse der drei Fixationsmethoden ermöglichen. Innerhalb der zur Versuchsplanung herangezogenen Arbeiten, fanden wir lediglich eine Arbeit, welche eine native Versuchsgruppe vorstellt (Ezechieli et al., 2013). Jedoch handelt es sich hier ebenfalls um eine Arbeit, in welcher die tibiale Avulsion des VKB und nicht die des HKB untersucht wird.

Die Eigenschaften eines selbstverblockenden Faden Button Konstrukts sind in diversen klinischen Studien, an unterschiedlichen Verletzungen, bereits untersucht worden. Als

häufiger Vorteil dieses Systems wird vor allem die einfache und schnelle Handhabung genannt (Barrow et al., 2014; Dobbelaere et al., 2020; Han et al., 2019; Naqvi et al., 2012; Walz et al., 2008). Jedoch existieren in der Literatur kaum biomechanische Vergleichsstudien, welche das fest verknotete Faden-Button Konstrukt und das anpassbare Tightrope™ System für die Rekonstruktion der tibialen HKB Avulsion untersuchen. Die Ergebnisse dieses Vergleichs und der Gegenüberstellung mit der offenen antegraden Verschraubung und einer nativen Kontrollgruppe, sollen Erkenntnisse über die biomechanischen Eigenschaften der aktuell gängigen arthroskopischen und offenen Operationstechniken liefern.

Jede der drei Techniken sieht ein Durchbohren des Fragments mit einem 2,4 mm Bohrer vor, um eine Frakturreduktion zu erreichen. Hierdurch lassen sich die Ergebnisse des Versagensmechanismus und des Load to failure Tests gut miteinander vergleichen, da für keine Versuchsreihe ein Vor- oder Nachteil durch die Bohrung entsteht. Andere Studien hingegen vergleichen Versorgungsmethoden miteinander bei welchen die Avulsion mit unterschiedlich dicken Bohrern oder zum Teil gar nicht durchbohrt wird (Domnick et al., 2016; Sasaki et al., 2007; Schnependahl et al., 2012). Dieses Problem liegt nicht unbedingt im Aufbau anderer Arbeiten, sondern vor allem daran, dass verschiedene Fragmentgrößen unterschiedliche Therapieansätze verlangen. Die Versorgung mit einer 3,2 mm Schraube birgt bei kleinen Fragmenten die Gefahr eines Zertrümmerns der Avulsion, während eine Cerclage-Technik mehr Stabilität bietet, ohne das Fragment zu gefährden (Domnick et al., 2016; P. Forkel et al., 2020).

4.2 Diskussion der Ergebnisse

Die wichtigste Erkenntnis dieser Studie ist, dass alle drei Techniken im Falle einer standardisierten, soliden und monofragmentären knöchernen Avulsionsfraktur eine zuverlässige Versorgung, im Schweinmodell, gewährleisten können. Die biomechanischen Eigenschaften und Belastungsgrenzen eines nativen Schweinekniees konnte keine der drei Methoden erreichen, jedoch zufriedenstellende Ergebnisse hinsichtlich der Elongation und Widerstandsfähigkeit unter maximaler Belastung. Keine der drei Methoden stellte sich hinsichtlich der Elongation als überlegen heraus.

Unsere weiteren Hypothesen konnten teilweise bestätigt werden:

Beide Faden-Button Konstrukte (Gruppe DB und TR) lieferten im Vergleich mit der antegraden Verschraubung (Gruppe S), in Bezug auf die untersuchten Parameter (Elongation, Streckgrenze, Versagenslast und Steifigkeit), ähnliche Werte. Es wurden lediglich kleinere Abweichung gemessen, welche jedoch keine statistische Signifikanz erreichten ($p > 0,05$). Überraschend war, dass zwischen beiden Faden-Button Konstrukten in Bezug auf die Elongation (TR: 1,3 mm, DB: 1,4 mm) und die maximale Versagenslast (DB: $643\text{N} \pm 243\text{ N}$, TR: $645\text{N} \pm 243\text{N}$) nach zyklischer Belastung keine signifikanten Unterschiede gemessen wurden. Die durchschnittliche Streckgrenze und Steifigkeit lagen ebenfalls im selben Bereich. Lediglich im Versagensmechanismus unter maximaler Belastung zeigten sich unterschiedliche Verhaltensweisen. Drei Proben, welche mit einem TightRope Konstrukt behandelt worden sind, versagten indem das HKB elongierte. Keine der Proben aus Gruppe DB versagte in dieser Art. Dafür kam es bei zwei Proben der Gruppe DB zu einem knöchernen Versagen im dorsalen Bereich der Wachstumsfuge, welcher sich ein paar Zentimeter kaudal des HKB Ansatzes befindet. Somit konnte die Annahme, dass das fixierte Faden-Button System dem TightRope System hinsichtlich der Elongation und Maximallast überlegen sei, nicht angenommen werden.

Das TightRope System wird in der Kniechirurgie von einigen Autoren zwar kritisch gesehen, ist wegen seiner einfachen Handhabung jedoch eine interessante Alternative zum festen Faden-Button Konstrukt. Es existieren Studien, welche an der Widerstandsfähigkeit des TightRope Systems hinsichtlich der postoperativen Elongation zweifeln (Ahmad et al., 2018; Barrow et al., 2014; Houck et al., 2019). Die Folge auf lange Sicht wären unbefriedigende Ergebnisse mit

einem Instabilitätsgefühl beim Patienten und der Gefahr einer Pseudarthrose im Bereich der Avulsion (Dehoust et al., 2019; Houck et al., 2019). Trotzdem findet das TightRope heute im klinischen Alltag eine verbreitete Anwendung, nicht nur im Bereich des HKB, sondern auch beim VKB und nach wie vor in der Schulterchirurgie (Bin Abd Razak et al., 2018; Eggers et al., 2007; Ezechieli et al., 2013; Walz et al., 2008).

Klinische Studien zeigen, dass es unter Verwendung des TightRope im Falle einer monofragmentären tibialen HKB Avulsion sehr wohl zu befriedigenden Ergebnissen kommt. Gwinner et al. (2016) und Han et al. (2019) zeigen in ihren Studien sehr gute klinische Ergebnisse nach durchschnittlich 22 Monaten, respektive 7 Monaten, bei Patienten mit monofragmentärer tibialer HKB Avulsion. Die vorläufig ausgewerteten Gruppen zeigen radiologisch eine komplette Reintegration der Avulsion bei Patienten ohne subjektiven Instabilitätsbeschwerden. Kusano et al. (2018) prüfen in ihrer Arbeit das TightRope zur VKB Rekonstruktion auf postoperative Elongation. Die untersuchten Patienten zeigten nach zwei Jahren keine signifikante Elongation des TightRope Systems im Vergleich zum postoperativen Zustand, sowie keine subjektive Instabilität. In einer prospektiv randomisierten Studie konnten zwischen dem TightRope und einem fest verknoteten Faden Button System, zwei Jahre postoperativ, keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich Funktionalität und Kniestabilität bei Patienten mit VKB Rekonstruktion gezeigt werden (Ranjan et al., 2018).

Die vorliegende biomechanische Vergleichsstudie zeigt unter Verwendung eines manuell geknoteten Faden-Button Konstrukts eine durchschnittliche Elongation von 1,4 mm nach zyklischer Belastung und eine Versagensgrenze von durchschnittlich 643 N. Diese Ergebnisse sind im Einklang mit denen der Studie von Domnick et al. (2016), welche in ihrer Arbeit über eine Elongation von 1,3 mm und einer Versagenslast von 702 N, unter Verwendung eines fest geknoteten Systems, berichten. Jedoch zeigt dieselbe Arbeit signifikant schwächere Werte bei der antegraden Verschraubung hinsichtlich der Elongation (2,1 mm), während hier die maximale Versagenslast trotzdem bei 815 N liegt. Die Versuchsgruppe mit antegrader Verschraubung (Gruppe S) erreichte in der vorliegenden Studie hingegen eine Elongation von 1,1 mm und zeigte somit keine signifikant schlechteren Werte als die native Kontrollgruppe. Die Versuchsgruppe TR erreicht in unserer Arbeit eine Elongation von nur 1,3 mm und eine Versagenslast von 645 N. Diese Werte sind auf einer Ebene mit den Ergebnissen unserer Gruppe DB und sehr ähnlich mit denen von Domnick et al. (2016) gemessenen Werten für die

fest geknotete DB Gruppe. Diese Ergebnisse unterstreichen, dass ein selbstverblockendes Faden-Button Konstrukt zu einer gleichwertigen Stabilität der tibialen HKB Avulsion führt wie ein fest geknotetes System. Somit wäre die Ursprüngliche Annahme der Überlegenheit des fest geknoteten Faden Button Konstruktes falsch und die anfänglich aufgestellte Hypothese abzulehnen.

Dies lässt sich ebenfalls aus den weiteren erhobenen Daten ablesen und bekräftigen. In Bezug auf die Elastizitätsgrenze (N) zeigte Gruppe DB zwar signifikant niedrigere Ergebnisse im Vergleich zur nativen Gruppe N ($p = 0,027$), jedoch verglichen mit Gruppe TR und S konnte kein signifikanter Unterschied nachgewiesen werden (DB: 361 ± 125 N, TR: 383 ± 220 N). Ebenso verhalten sich die gemessenen Daten hinsichtlich der Steifigkeit (N/mm). Innerhalb der zwei Methoden zur Faden-Button Technik konnte keine der beiden signifikant höhere Werte erreichen (DB: 68 ± 10 N/mm, TR: 67 ± 7 N/mm).

Die anfangs aufgestellte Hypothese, ein Faden Button Konstrukt könne eine vergleichbare Stabilität gewährleisten wie eine antegrade Verschraubung, kann nach Betrachtung der in dieser Arbeit durchgeführten Messungen angenommen werden. Weder in Bezug auf die Elongation noch auf die maximale Versagenslast stellte sich eine Technik als signifikant überlegen heraus. Zu gleichen Ergebnissen kommen Domnick et al. (2016) in ihrer biomechanischen Arbeit zur tibialen HKB Avulsion, sowie Eggers et al. (2007) in ihrer Arbeit zur tibialen Avulsion des VKB. Darüber hinaus zeigt sich keine der drei, in dieser Studie untersuchten Methoden, hinsichtlich der weiteren gemessenen Parametern von Vorteil. Beim Vergleich der erreichten Werte für Steifigkeit und Streckgrenze, konnten innerhalb der Gruppen DB, TR und S keine signifikanten Unterschiede gezeigt werden.

4.3 Limitationen

Das Schweinmodell wird bereits seit längerem in diversen Studien zur biomechanischen Prüfung verschiedener Materialien und Techniken im Bereich der Kniegelenkschirurgie beschrieben (Domnick et al., 2016; Eggers et al., 2007; Ezechieli et al., 2013; Maeyama et al., 2011; Sweigart & Athanasiou, 2005; Yeow et al., 2008). Nagarkatti et al. (2001) beschreiben in ihrer Arbeit die Knochendichte im Schweinmodell als gleichwertig mit der eines jungen Erwachsenen, während andere Autoren die Knochendichte des Schweins als deutlich höher beschreiben (Aerssens et al., 1998). In der Vorliegenden Arbeit ist auf eine Knochendichtemessung verzichtet worden. Martin et al. (2016) sehen das Schweinmodell, aufgrund der ähnlichen Anatomie und einfacher Zugänglichkeit als zuverlässiges Modell zur Entwicklung arthroskopischer Fähigkeiten an.

Einschränkend ist darauf hinzuweisen, dass es sich in der vorliegenden Studie um eine reine biomechanische Untersuchung handelt und die Ergebnisse nur mit Vorsicht auf den klinischen Alltag übertragen werden können. Da es sich um ein in vitro Modell handelt, konnte keine Heilungsphase beobachtet werden bzw. keine Aussagen über die Heilungstendenzen oder postoperative Komplikationen der jeweiligen Methoden getroffen werden. Darüber hinaus sind alle Techniken über einen offenen Zugang und unter optimalen äußeren Bedingungen durchgeführt worden.

Es muss außerdem darauf hingewiesen werden, dass sich diese Studie nur mit soliden monofragmentären tibialen Avulsionen des HKB befasst. Die hierfür gängigen Operationstechniken weichen von denen ab, welche im Falle kleiner oder mehrfragmentärer Avulsionen durchgeführt werden (Nakagawa et al., 2017; Pandey et al., 2017). Die Ergebnisse dieser Arbeit können nicht auf jede Art der tibialen HKB Avulsion angewandt werden, da nicht jede HKB Avulsion gleich behandelt werden kann. P. Forkel et al. (2020) beschreiben mit 4,5 mm für kleinfragmentäre Avulsionen, unter Anwendung einer suture bridge Technik im humanen Modell, eine deutlich höhere Elongation und mit 286 N eine niedrigere Versagenslast als jede in dieser Arbeit präsentierte Fixationsmethode für große monofragmentäre Avulsionen. Grundsätzlich zeigen klinische sowie biomechanische Ergebnisse, dass die arthroskopische Fixation eines soliden Fragmentes mit dem Faden button Konstrukt durchgeführt werden können (P. Forkel et al., 2020; Han et al., 2019).

5 Zusammenfassung

Eine dislozierte monofragmentäre tibiale Avulsionsfraktur des HKB muss operativ versorgt werden (Bali et al., 2012; Jung et al., 2006; Logan et al., 2004). Hierfür existieren bereits unterschiedliche offene sowie arthroskopische Verfahren. Es wird jedoch weiterhin kontrovers darüber debattiert, ob beide Methoden eine gleichwertige Stabilität gewährleisten können und ob es unter den arthroskopischen Herangehensweisen möglicherweise Unterschiede hinsichtlich einer postoperativen Elongation des HKB gibt (Hooper et al., 2018; Houck et al., 2019; Sasaki et al., 2007). Ziel dieser Arbeit war daher eine biomechanische Prüfung drei verschiedener, in der Praxis angewendeter, Fixationsmethoden durchzuführen, welche Aufschluss über deren Verhalten unter Belastung gibt:

In einem Schweinmodell sind die biomechanischen Eigenschaften der antegraden Verschraubung (Gruppe S), des Tightrope™ Faden Button Konstruktes (Gruppe TR) und des manuell geknoteten Faden Button Konstruktes (Gruppe DB) unter zyklischer Belastung bzw. bei maximaler Belastung analysiert und miteinander verglichen worden. Hierfür wurde eine standardisierte tibiale Avulsion des HKB mit einer der drei Methoden adressiert und in einer uniaxialen Zugmaschine auf Elongation, Versagenslast, Streckgrenze und Steifigkeit getestet. Eine native Versuchsgruppe (Gruppe N), welche bei intaktem HKB geprüft wurde, lieferte objektive Referenzwerte.

Alle drei Methoden führen in diesem Versuch zu einer verlässlichen Stabilisierung im Falle einer soliden monofragmentärer tibialen HKB Avulsion. Ein in der Literatur beschriebenes Nachgeben des Tightrope™ Systems (Elongation Gruppe TR: 1,3 mm) unter Belastung konnte im Vergleich zur Gruppe DB (Elongation 1,4 mm) nicht nachgewiesen werden. Insgesamt konnte hinsichtlich der Elongation sowie der weiteren Parameter kein signifikanter Unterschied zwischen den drei Versuchsgruppen gezeigt werden. Mit 1,1 mm Elongation erreichte lediglich die Gruppe S keine Signifikanz gegenüber der Gruppe N. In Bezug auf weitere Biomechanische Parameter (Steifigkeit, maximale Versagenslast, Streckgrenze) konnte sich ebenfalls keine der drei Methoden als signifikant überlegen darstellen.

6 Literaturverzeichnis

- Abbott, L. C., Saunders, J. B. d. M., Bost, F. C., & Anderson, C. E. (1944). INJURIES TO THE LIGAMENTS OF THE KNEE JOINT. *JBJS*, 26(3), 503-521. Retrieved from https://journals.lww.com/jbjsjournal/Fulltext/1944/26030/INJURIES_TO_THE_LIGAMENTS_OF_THE_KNEE_JOINT.11.aspx
- Aerssens, J., Boonen, S., Lowet, G., & Dequeker, J. (1998). Interspecies differences in bone composition, density, and quality: potential implications for in vivo bone research. *Endocrinology*, 139(2), 663-670. doi:10.1210/endo.139.2.5751
- Agolley, D., Gabr, A., Benjamin-Laing, H., & Haddad, F. S. (2017). Successful return to sports in athletes following non-operative management of acute isolated posterior cruciate ligament injuries: medium-term follow-up. *Bone Joint J*, 99-B(6), 774-778. doi:10.1302/0301-620X.99B6.37953
- Ahmad, S. S., Hirschmann, M. T., Voumard, B., Kohl, S., Zysset, P., Mukabeta, T., . . . Ateshrang, A. (2018). Adjustable loop ACL suspension devices demonstrate less reliability in terms of reproducibility and irreversible displacement. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 26(5), 1392-1398. doi:10.1007/s00167-017-4769-2
- Allgayer, B., Gewalt, Y., Flock, K., Heuck, A., Lehner, K., Gradinger, R., & Luttko, G. (1991). Diagnostische Treffsicherheit der MRT bei Kreuzbandverletzungen. *Rofo-fortschritte Auf Dem Gebiet Der Rontgenstrahlen Und Der Bildgebenden Verfahren*, 155, 159-164.
- Amis, A. A., Bull, A. M., Gupte, C. M., Hijazi, I., Race, A., & Robinson, J. R. (2003). Biomechanics of the PCL and related structures: posterolateral, posteromedial and meniscofemoral ligaments. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 11(5), 271-281. doi:10.1007/s00167-003-0410-7
- Anderson, C. J., Ziegler, C. G., Wijdicks, C. A., Engebretsen, L., & LaPrade, R. F. (2012). Arthroscopically pertinent anatomy of the anterolateral and posteromedial bundles of the posterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am*, 94(21), 1936-1945. doi:10.2106/JBJS.K.01710
- Bali, K., Prabhakar, S., Saini, U., & Dhillon, M. S. (2012). Open reduction and internal fixation of isolated PCL fossa avulsion fractures. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 20(2), 315-321. doi:10.1007/s00167-011-1618-6
- Barrow, A. E., Pilia, M., Guda, T., Kadmas, W. R., & Burns, T. C. (2014). Femoral suspension devices for anterior cruciate ligament reconstruction: do adjustable loops lengthen? *Am J Sports Med*, 42(2), 343-349. doi:10.1177/0363546513507769
- Berg, E. E. (1993). Comminuted tibial eminence anterior cruciate ligament avulsion fractures: Failure of arthroscopic treatment. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 9(4), 446-450. doi:10.1016/s0749-8063(05)80320-2
- Bin Abd Razak, H. R., Yeo, E. N., Yeo, W., & Lie, T. D. (2018). Short-term outcomes of arthroscopic TightRope((R)) fixation are better than hook plate fixation in acute unstable acromioclavicular joint dislocations. *Eur J Orthop Surg Traumatol*, 28(5), 869-875. doi:10.1007/s00590-017-2095-5
- Bowman, K. F., Jr., & Sekiya, J. K. (2010). Anatomy and biomechanics of the posterior cruciate ligament, medial and lateral sides of the knee. *Sports Med Arthrosc Rev*, 18(4), 222-229. doi:10.1097/JSA.0b013e3181f917e2
- Burks, R. T., & Schaffer, J. J. (1990). A simplified approach to the tibial attachment of the posterior cruciate ligament. *Clin Orthop Relat Res*(254), 216-219. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2323134>

- Chen, S.-Y., Cheng, C.-Y., Chang, S.-S., Tsai, M.-C., Chiu, C.-H., Chen, A. C.-Y., & Chan, Y.-S. (2012). Arthroscopic Suture Fixation for Avulsion Fractures in the Tibial Attachment of the Posterior Cruciate Ligament. *Arthroscopy*, 28(10), 1454-1463. doi:10.1016/j.arthro.2012.04.141
- Chen, W., Luo, W., Chen, Z., & Jiang, Y. (2016). Treatment of posterior cruciate ligament avulsion fractures of the tibia using a toothed plate and hollow lag screw. *Singapore Med J*, 57(1), 39-44. doi:10.11622/smedj.2016010
- Choi, N. H., & Kim, S. J. (1997). Arthroscopic reduction and fixation of bony avulsion of the posterior cruciate ligament of the tibia. *Arthroscopy*, 13(6), 759-762. doi:10.1016/s0749-8063(97)90015-3
- Christel, P. (2003). Basic principles for surgical reconstruction of the PCL in chronic posterior knee instability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 11(5), 289-296. doi:10.1007/s00167-003-0407-2
- Clancy, W. G., Jr., & Sutherland, T. B. (1994). Combined posterior cruciate ligament injuries. *Clin Sports Med*, 13(3), 629-647. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7954888>
- Covey, D. C., & Sapega, A. A. (1994). Anatomy and function of the posterior cruciate ligament. *Clin Sports Med*, 13(3), 509-518. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7954879>
- Daniel, D. M., Stone, M. L., Barnett, P., & Sachs, R. (1988). Use of the quadriceps active test to diagnose posterior cruciate-ligament disruption and measure posterior laxity of the knee. *J Bone Joint Surg Am*, 70(3), 386-391.
- Deehan, D. J., & Pinczewski, L. A. (2001). Arthroscopic reattachment of an avulsion fracture of the tibial insertion of the posterior cruciate ligament. *Arthroscopy*, 17(4), 422-425. doi:10.1053/jars.2001.21841
- Dehoust, J., Broja, M., Mull, C., & Frosch, K. H. (2019). [Pseudarthrosis after bony avulsion fracture of the posterior cruciate ligament]. *Unfallchirurg*, 122(10), 784-790. doi:10.1007/s00113-018-0579-3
- Dejour, H., Walch, G., Peyrot, J., & Eberhard, P. (1988). [The natural history of rupture of the posterior cruciate ligament]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*, 74(1), 35-43.
- Dobbelaere, A., D'Hondt, L., Harth, A., & Depaepe, Y. (2020). Midterm outcome after AC Tightrope fixation. *Acta Orthop Belg*, 86(3), 502-508. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/33581036>
- Domnick, C., Kusters, C., Franke, F., Raschke, M. J., Petersen, W., Fink, C., & Herbort, M. (2016). Biomechanical Properties of Different Fixation Techniques for Posterior Cruciate Ligament Avulsion Fractures. *Arthroscopy*, 32(6), 1065-1071. doi:10.1016/j.arthro.2015.10.013
- Eggers, A. K., Becker, C., Weimann, A., Herbort, M., Zantop, T., Raschke, M. J., & Petersen, W. (2007). Biomechanical evaluation of different fixation methods for tibial eminence fractures. *Am J Sports Med*, 35(3), 404-410. doi:10.1177/0363546506294677
- Ezechieli, M., Schafer, M., Becher, C., Dratzidis, A., Glaab, R., Ryf, C., . . . Ettinger, M. (2013). Biomechanical comparison of different fixation techniques for reconstruction of tibial avulsion fractures of the anterior cruciate ligament. *Int Orthop*, 37(5), 919-923. doi:10.1007/s00264-013-1835-3
- Fanelli, G. C. (1993). Posterior cruciate ligament injuries in trauma patients. 9(3), 291-294. doi:10.1016/s0749-8063(05)80424-4

- Fanelli, G. C., & Edson, C. J. (1995). Posterior cruciate ligament injuries in trauma patients: Part II. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, *11*(5), 526-529. doi:10.1016/0749-8063(95)90127-2
- Forkel, P., Buchmann, L., Lang, J. J., Burgkart, R., Imhoff, A. B., Mehl, J., . . . Schmitt, A. (2021). Suspension button constructs restore posterior knee laxity in solid tibial avulsion of the posterior cruciate ligament. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. doi:10.1007/s00167-021-06510-1
- Forkel, P., Herbort, M., Sprenger, F., Metzlauff, S., Raschke, M., & Petersen, W. (2014). The biomechanical effect of a lateral meniscus posterior root tear with and without damage to the menisiofemoral ligament: efficacy of different repair techniques. *Arthroscopy*, *30*(7), 833-840. doi:10.1016/j.arthro.2014.02.040
- Forkel, P., Imhoff, A. B., Achtnich, A., & Willinger, L. (2019). [All-arthroscopic fixation of tibial posterior cruciate ligament avulsion fractures with a suture-button technique]. *Oper Orthop Traumatol*. doi:10.1007/s00064-019-00626-x
- Forkel, P., Lacheta, L., Von Deimling, C., Lang, J., Buchmann, L., Imhoff, A. B., . . . Willinger, L. (2020). Modified suture-bridge technique for tibial avulsion fractures of the posterior cruciate ligament: a biomechanical comparison. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, *140*(1), 59-65. doi:10.1007/s00402-019-03278-5
- Friederich, N. F. (1993). [Knee joint function and the cruciate ligaments. Biomechanical principles for reconstruction and rehabilitation]. *Orthopade*, *22*(6), 334-342. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8309691>
- Frosch, K., Proksch, N., Preiss, A., & Giannakos, A. (2012). [Treatment of bony avulsions of the posterior cruciate ligament (PCL) by a minimally invasive dorsal approach]. *Oper Orthop Traumatol*, *24*(4-5), 348-353. doi:10.1007/s00064-012-0208-1
- Fu, F. H., Harner, C. D., Johnson, D. L., Miller, M. D., & Woo, S. L. (1994). Biomechanics of knee ligaments: basic concepts and clinical application. *Instr Course Lect*, *43*, 137-148. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9097144>
- Fuss, F. K. (1989). Anatomy of the cruciate ligaments and their function in extension and flexion of the human knee joint. *Am J Anat*, *184*(2), 165-176. doi:10.1002/aja.1001840208
- Fuss, F. K. (1991). Anatomy and function of the cruciate ligaments of the domestic pig (*Sus scrofa domestica*): a comparison with human cruciates. *J Anat*, *178*, 11-20. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1810918>
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1260531/pdf/janat00154-0019.pdf>
- Girgis, F. G., Marshall, J. L., & Monajem, A. (1975). The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis. *Clin Orthop Relat Res*(106), 216-231. doi:10.1097/00003086-197501000-00033
- Griffith, J. F., Antonio, G. E., Tong, C. W., & Ming, C. K. (2004). Cruciate ligament avulsion fractures. *Arthroscopy*, *20*(8), 803-812. doi:10.1016/j.arthro.2004.06.007
- Grood, E. S., Stowers, S. F., & Noyes, F. R. (1988). Limits of movement in the human knee. Effect of sectioning the posterior cruciate ligament and posterolateral structures. *J Bone Joint Surg Am*, *70*(1), 88-97.
- Gupte, C. M., Bull, A. M., Thomas, R. D., & Amis, A. A. (2003). A review of the function and biomechanics of the menisiofemoral ligaments. *Arthroscopy*, *19*(2), 161-171. doi:10.1053/jars.2003.50011
- Gupte, C. M., Smith, A., Jamieson, N., Bull, A. M., Thomas, R. D., & Amis, A. A. (2002). Menisiofemoral ligaments--structural and material properties. *J Biomech*, *35*(12), 1623-1629. doi:10.1016/s0021-9290(02)00238-5

- Gwinner, C., Hoburg, A., Wilde, S., Schatka, I., Krapohl, B. D., & Jung, T. M. (2016). All-arthroscopic treatment of tibial avulsion fractures of the posterior cruciate ligament. *GMS Interdiscip Plast Reconstr Surg DGPW*, 5, Doc02. doi:10.3205/iprs000081
- Gwinner, C., Kopf, S., Hoburg, A., Haas, N. P., & Jung, T. M. (2014). Arthroscopic Treatment of Acute Tibial Avulsion Fracture of the Posterior Cruciate Ligament Using the TightRope Fixation Device. *Arthrosc Tech*, 3(3), e377-382. doi:10.1016/j.eats.2014.02.005
- Han, F., Pearce, C. J., & Lee, B. C. S. (2019). Short-term clinical outcomes of arthroscopic fixation of displaced posterior cruciate ligament avulsion fractures with the use of an adjustable loop suspensory device. *J Orthop Surg (Hong Kong)*, 27(2), 2309499019849745. doi:10.1177/2309499019849745
- Hapa, O., Barber, F. A., Suner, G., Ozden, R., Davul, S., Bozdog, E., & Sunbuloglu, E. (2012). Biomechanical comparison of tibial eminence fracture fixation with high-strength suture, EndoButton, and suture anchor. *Arthroscopy*, 28(5), 681-687. doi:10.1016/j.arthro.2011.10.026
- Harner, C. D., & Hoher, J. (1998). Evaluation and treatment of posterior cruciate ligament injuries. *Am J Sports Med*, 26(3), 471-482. doi:10.1177/03635465980260032301
- Hewett, T. E., Noyes, F. R., & Lee, M. D. (1997). Diagnosis of complete and partial posterior cruciate ligament ruptures. Stress radiography compared with KT-1000 arthrometer and posterior drawer testing. *Am J Sports Med*, 25(5), 648-655. doi:10.1177/036354659702500510
- Hochstein, P., Schmickal, T., Grützner, P. A., & Wentzensen, A. (1999). Diagnostic and incidence of the rupture of the posterior cruciate ligament. *Der Unfallchirurg*, 102(10), 753-762. doi:10.1007/s001130050477
- Hoffman, F. (2004). [Posterior knee instability]. *Orthopade*, 33(1), 87-104. doi:10.1007/s00132-003-0599-7
- Hooper, P. O., 3rd, Silko, C., Malcolm, T. L., & Farrow, L. D. (2018). Management of Posterior Cruciate Ligament Tibial Avulsion Injuries: A Systematic Review. *Am J Sports Med*, 46(3), 734-742. doi:10.1177/0363546517701911
- Horas, U., Meissner, S. A., Heiss, C., & Schnettler, R. (2010). Arthroscopic fixation of posterior cruciate ligament avulsion fractures: a new minimally invasive technique. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 18(6), 781-783. doi:10.1007/s00167-009-0937-3
- Houck, D. A., Kraeutler, M. J., McCarty, E. C., & Bravman, J. T. (2019). Systematic Review of Fixed- Versus Adjustable-Loop Femoral Cortical Suspension Devices for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: Response. *Orthop J Sports Med*, 7(5), 2325967119843505. doi:10.1177/2325967119843505
- Hughston, J. C., Bowden, J. A., Andrews, J. R., & Norwood, L. A. (1980). Acute tears of the posterior cruciate ligament. Results of operative treatment. *J Bone Joint Surg Am*, 62(3), 438-450.
- In, Y., Kwak, D. S., Moon, C. W., Han, S. H., & Choi, N. Y. (2012). Biomechanical comparison of three techniques for fixation of tibial avulsion fractures of the anterior cruciate ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 20(8), 1470-1478. doi:10.1007/s00167-011-1694-7
- Inoue, M., Yasuda, K., Kondo, E., Saito, K., & Ishibe, M. (2004). Primary repair of posterior cruciate ligament avulsion fracture: the effect of occult injury in the midsubstance on postoperative instability. *Am J Sports Med*, 32(5), 1230-1237. doi:10.1177/0363546503262201

- Jacobsen, K. (1976). Stress radiographical measurement of the anteroposterior, medial and lateral stability of the knee joint. *Acta Orthop Scand*, 47(3), 335-334. doi:10.3109/17453677608992002
- Jakob, R. P., Hassler, H., & Staebli, H.-U. (1981). Observations on Rotatory Instability of the Lateral Compartment of the Knee: Experimental Studies on the Functional Anatomy and the Pathomechanism of the True and the Reversed Pivot Shift Sign. 52(sup191), 1-34. doi:10.3109/ort.1981.52.suppl-191.01
- Jin, C., Paluvadi, S. V., Lee, S., Yoo, S., Song, E. K., & Seon, J. K. (2018). Biomechanical comparisons of current suspensory fixation devices for anterior cruciate ligament reconstruction. *Int Orthop*, 42(6), 1291-1296. doi:10.1007/s00264-018-3780-7
- Jung, T. M., Strobel, M. J., & Weiler, A. (2006). [Diagnostics and treatment of posterior cruciate ligament injuries]. *Unfallchirurg*, 109(1), 41-59; quiz 60. doi:10.1007/s00113-005-1040-y
- Kennedy, J. C., & Grainger, R. W. (1967). The posterior cruciate ligament. *J Trauma*, 7(3), 367-377. doi:10.1097/00005373-196705000-00004
- Kim, S. J., Shin, S. J., Choi, N. H., & Cho, S. K. (2001). Arthroscopically assisted treatment of avulsion fractures of the posterior cruciate ligament from the tibia. *J Bone Joint Surg Am*, 83(5), 698-708. doi:10.2106/00004623-200105000-00008
- Kumar, P., Agarwal, S., Rajnish, R. K., Aggarwal, S., Kumar, V., & Jindal, K. (2019). Ipsilateral Posterior Cruciate Ligament Insertion Avulsion and Femoral Head Fracture Without Dislocation: A Rarest of Rare Dashboard Injury and Principles of Management: A Case Report. *JBJS Case Connect*, 9(3), e0245. doi:10.2106/JBJS.CC.18.00245
- Kusano, M., Kazui, A., Uchida, R., Mae, T., Tsuda, T., & Toritsuka, Y. (2018). Loop Length Change of an Adjustable-Length Femoral Cortical Suspension Device in Anatomic Rectangular Tunnel Anterior Cruciate Ligament Reconstruction With a Bone-Patellar Tendon-Bone Graft and Associated Clinical Outcomes. *Arthroscopy*, 34(11), 3063-3070. doi:10.1016/j.arthro.2018.06.034
- Kusayama, T., Harner, C. D., Carlin, G. J., Xerogeanes, J. W., & Smith, B. A. (1994). Anatomical and biomechanical characteristics of human meniscofemoral ligaments. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2(4), 234-237. doi:10.1007/BF01845594
- LEE, H. G. (1937). AVULSION FRACTURE OF THE TIBIAL ATTACHMENTS OF THE CRUCIAL LIGAMENTS: Treatment by Operative Reduction. *JBJS*, 19(2), 460-468. Retrieved from https://journals.lww.com/jbjsjournal/Fulltext/1937/19020/AVULSION_FRACTURE_OF_THE_TIBIAL_ATTACHMENTS_OF_THE.21.aspx
- Lee, K. W., Yang, D. S., Lee, G. S., & Choy, W. S. (2015). Suture Bridge Fixation Technique for Posterior Cruciate Ligament Avulsion Fracture. *Clin Orthop Surg*, 7(4), 505-508. doi:10.4055/cios.2015.7.4.505
- Lee, Y. S., Wang, J. H., Bae, J. H., Lim, H. C., Park, J. H., Ahn, J. H., . . . Lim, B. O. (2009). Biomechanical evaluation of cross-pin versus interference screw tibial fixation using a soft-tissue graft during transtibial posterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy*, 25(9), 989-995. doi:10.1016/j.arthro.2009.02.006
- Lobenhoffer, P. (1999a). [Chronic instability after posterior cruciate ligament injury. Tactics, techniques, and results]. *Unfallchirurg*, 102(11), 824-838. doi:10.1007/s001130050491
- Lobenhoffer, P. (1999b). [Knee ligament injuries. Anatomy, biomechanics, diagnosis, indications]. *Chirurg*, 70(2), 219-230. doi:10.1007/s001040050075
- Lobenhoffer, P., Gögüs, A., & Koch, H. (1993). [Replacement of the posterior cruciate ligament and Clancy biceps tenodesis. Technique and results]. *Orthopade*, 22(6), 414-420.

- Logan, M., Williams, A., Lavelle, J., Gedroyc, W., & Freeman, M. (2004). The effect of posterior cruciate ligament deficiency on knee kinematics. *Am J Sports Med*, 32(8), 1915-1922. doi:10.1177/0363546504265005
- Maeyama, A., Hoshino, Y., Debandi, A., Kato, Y., Saeki, K., Asai, S., . . . Fu, F. H. (2011). Evaluation of rotational instability in the anterior cruciate ligament deficient knee using triaxial accelerometer: a biomechanical model in porcine knees. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 19(8), 1233-1238. doi:10.1007/s00167-010-1382-z
- Martin, R. K., Gillis, D., Leiter, J., Shantz, J. S., & MacDonald, P. (2016). A Porcine Knee Model Is Valid for Use in the Evaluation of Arthroscopic Skills: A Pilot Study. *Clin Orthop Relat Res*, 474(4), 965-970. doi:10.1007/s11999-015-4498-0
- Meyers, M. H. (1975). Isolated avulsion of the tibial attachment of the posterior cruciate ligament of the knee. *J Bone Joint Surg Am*, 57(5), 669-672. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1150710>
- Meyers, M. H., & Mc, K. F. (1959). Fracture of the intercondylar eminence of the tibia. *J Bone Joint Surg Am*, 41-A(2), 209-220; discussion 220-202. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/13630956>
- Nagarkatti, D. G., McKeon, B. P., Donahue, B. S., & Fulkerson, J. P. (2001). Mechanical Evaluation of a Soft Tissue Interference Screw in Free Tendon Anterior Cruciate Ligament Graft Fixation. *The American Journal of Sports Medicine*, 29(1), 67-71. doi:10.1177/03635465010290011601
- Nagel, D. A., Burton, D. S., & Manning, J. (1977). The dashboard knee injury. *Clin Orthop Relat Res*(126), 203-208. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/598118>
- Nakagawa, S., Arai, Y., Hara, K., Inoue, H., Hino, M., & Kubo, T. (2017). Arthroscopic Pullout Fixation for a Small and Comminuted Avulsion Fracture of the Posterior Cruciate Ligament from the Tibia. *Knee Surg Relat Res*, 29(4), 316-320. doi:10.5792/ksrr.16.025
- Naqvi, G. A., Shafqat, A., & Awan, N. (2012). Tightrope fixation of ankle syndesmosis injuries: clinical outcome, complications and technique modification. *Injury*, 43(6), 838-842. doi:10.1016/j.injury.2011.10.002
- Nikiforidis, P., Babis, G., Kateros, K., Vlamis, J., & Korres, D. S. (2000). Isolated avulsion fracture of the tibial attachment of the posterior cruciate ligament. *European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology*, 10(4), 257-259. doi:10.1007/bf01682139
- Noyes, F. R., & Grood, E. S. (1976). The strength of the anterior cruciate ligament in humans and Rhesus monkeys. *J Bone Joint Surg Am*, 58(8), 1074-1082.
- O'Donoghue, D. H. (1955). An analysis of end results of surgical treatment of major injuries to the ligaments of the knee. *J Bone Joint Surg Am*, 37-a(1), 1-13; passim.
- Owesen, C., Sandven-Thrane, S., Lind, M., Forssblad, M., Granan, L.-P., & Årøen, A. (2017). Epidemiology of surgically treated posterior cruciate ligament injuries in Scandinavia. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 25(8), 2384-2391. doi:10.1007/s00167-015-3786-2
- Pandey, V., Mathai, N., Varshini, A., & Acharya, K. (2017). Management of comminuted tibial end bony avulsion of posterior cruciate ligament by open posterior approach using suture bridge technique: A case series. *J Clin Orthop Trauma*, 8(Suppl 2), S36-S39. doi:10.1016/j.jcot.2017.09.011
- Parolie, J. M., & Bergfeld, J. A. (1986). Long-term results of nonoperative treatment of isolated posterior cruciate ligament injuries in the athlete. *Am J Sports Med*, 14(1), 35-38. doi:10.1177/036354658601400107

- Petersen, W., & Zantop, T. (2010). [Arthroscopic reconstruction of the anterolateral bundle of the posterior cruciate ligament in single-bundle technique with autologous hamstring grafts]. *Oper Orthop Traumatol*, 22(4), 354-372. doi:10.1007/s00064-010-9034-5
- Race, A., & Amis, A. A. (1994). The mechanical properties of the two bundles of the human posterior cruciate ligament. *J Biomech*, 27(1), 13-24. doi:10.1016/0021-9290(94)90028-0
- Ranjan, R., Gaba, S., Goel, L., Asif, N., Kalra, M., Kumar, R., & Kumar, A. (2018). In vivo comparison of a fixed loop (EndoButton CL) with an adjustable loop (TightRope RT) device for femoral fixation of the graft in ACL reconstruction: A prospective randomized study and a literature review. *J Orthop Surg (Hong Kong)*, 26(3), 2309499018799787. doi:10.1177/2309499018799787
- Reiser, M., Rupp, N., Karpf, P. M., Feuerbach, S., & Paar, O. (1982). [Experience with CT-arthrography of the cruciate ligaments of the knee. Report on 512 examinations]. *Rofo*, 137(4), 372-379. doi:10.1055/s-2008-1056221
- Rosenberg, T. D., Paulos, L. E., Parker, R. D., Coward, D. B., & Scott, S. M. (1988). The forty-five-degree posteroanterior flexion weight-bearing radiograph of the knee. *J Bone Joint Surg Am*, 70(10), 1479-1483.
- Rüegsegger, M., & Jakob, R. P. (1993). [Diagnosis of acute and chronic injuries of the knee joint]. *Orthopade*, 22(6), 343-350.
- Sanders, T. L., Pareek, A., Barrett, I. J., Kremers, H. M., Bryan, A. J., Stuart, M. J., . . . Krych, A. J. (2017). Incidence and long-term follow-up of isolated posterior cruciate ligament tears. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 25(10), 3017-3023. doi:10.1007/s00167-016-4052-y
- Sanders, W. E., Wilkins, K. E., & Neidre, A. (1980). Acute insufficiency of the posterior cruciate ligament in children. Two case reports. *J Bone Joint Surg Am*, 62(1), 129-131.
- Sasaki, S. U., da Mota e Albuquerque, R. F., Amatuzzi, M. M., & Pereira, C. A. (2007). Open screw fixation versus arthroscopic suture fixation of tibial posterior cruciate ligament avulsion injuries: a mechanical comparison. *Arthroscopy*, 23(11), 1226-1230. doi:10.1016/j.arthro.2007.06.012
- Schneppendahl, J., Thelen, S., Gehrmann, S., Twehues, S., Eichler, C., Koebke, J., . . . Wild, M. (2012). Biomechanical stability of different suture fixation techniques for tibial eminence fractures. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 20(10), 2092-2097. doi:10.1007/s00167-011-1838-9
- Schulz, M. S., Russe, K., Weiler, A., Eichhorn, H. J., & Strobel, M. J. (2003). Epidemiology of posterior cruciate ligament injuries. *Arch Orthop Trauma Surg*, 123(4), 186-191. doi:10.1007/s00402-002-0471-y
- Schuttler, K. F., Ziring, E., Ruchholtz, S., & Efe, T. (2017). [Erratum to: Posterior cruciate ligament injuries]. *Unfallchirurg*, 120(6), 530. doi:10.1007/s00113-017-0353-y
- Shafizadeh, S. T., Bouillon, B., Naendrup, J. H., Jaecker, V., & Pfeiffer, T. R. (2017). Behandlung der akuten Kniegelenksluxation. *Trauma und Berufskrankheit*, 19(S3), 289-296. doi:10.1007/s10039-017-0314-2
- Shelbourne, K., & Klootwyk, T. (2000). Shelbourne KD, Klootwyk TE. Low-velocity knee dislocation with sports injuries: treatment principles. *Clinics in sports medicine*, 19, 443-456.
- Shelbourne, K. D., Davis, T. J., & Patel, D. V. (1999). The Natural History of Acute, Isolated, Nonoperatively Treated Posterior Cruciate Ligament Injuries. *The American Journal of Sports Medicine*, 27(3), 276-283. doi:10.1177/03635465990270030201

- Shelburne, K. B., & Pandy, M. G. (1997). A musculoskeletal model of the knee for evaluating ligament forces during isometric contractions. *J Biomech*, *30*(2), 163-176. doi:10.1016/s0021-9290(96)00119-4
- Skyhar, M. J., Warren, R. F., Ortiz, G. J., Schwartz, E., & Otis, J. C. (1993). The effects of sectioning of the posterior cruciate ligament and the posterolateral complex on the articular contact pressures within the knee. *J Bone Joint Surg Am*, *75*(5), 694-699. doi:10.2106/00004623-199305000-00008
- Stedtfeld, H. W., & Strobel, M. (1983). [A new holding device for the preparation of stress roentgenograms of the knee joint]. *Unfallheilkunde*, *86*(5), 230-235.
- Strobel, M. J., Weiler, A., & Eichhorn, H. J. (2000). [Diagnosis and therapy of fresh and chronic posterior cruciate ligament lesions]. *Chirurg*, *71*(9), 1066-1081. doi:10.1007/s001040051182
- Strobel, M. J., Weiler, A., Schulz, M. S., Russe, K., & Eichhorn, H. J. (2002). Fixed posterior subluxation in posterior cruciate ligament-deficient knees: diagnosis and treatment of a new clinical sign. *Am J Sports Med*, *30*(1), 32-38. doi:10.1177/03635465020300011901
- Strobel, M. J., Weiler, A., Schulz, M. S., Russe, K., & Eichhorn, H. J. (2003). Arthroscopic evaluation of articular cartilage lesions in posterior-cruciate-ligament-deficient knees. *Arthroscopy*, *19*(3), 262-268. doi:10.1053/jars.2003.50037
- Sundararajan, S. R., Joseph, J. B., Ramakanth, R., Jha, A. K., & Rajasekaran, S. (2021). Arthroscopic reduction and internal fixation (ARIF) versus open reduction internal fixation (ORIF) to elucidate the difference for tibial side PCL avulsion fixation: a randomized controlled trial (RCT). *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, *29*(4), 1251-1257. doi:10.1007/s00167-020-06144-9
- Swain, R. A., & Wilson, F. D. (1993). Diagnosing Posterolateral Rotatory Knee Instability. *The Physician and Sportsmedicine*, *21*(4), 95-102. doi:10.1080/00913847.1993.11710366
- Sweigart, M. A., & Athanasiou, K. A. (2005). Biomechanical characteristics of the normal medial and lateral porcine knee menisci. *Proc Inst Mech Eng H*, *219*(1), 53-62. doi:10.1243/095441105X9174
- Trickey, E. L. (1968). Rupture of the posterior cruciate ligament of the knee. *J Bone Joint Surg Br*, *50*(2), 334-341. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/5651340>
- Trickey, E. L. (1980). Injuries to the posterior cruciate ligament: diagnosis and treatment of early injuries and reconstruction of late instability. *Clin Orthop Relat Res*(147), 76-81.
- Tsukada, H., Ishibashi, Y., Tsuda, E., Hiraga, Y., & Toh, S. (2005). A biomechanical comparison of repair techniques for anterior cruciate ligament tibial avulsion fracture under cyclic loading. *Arthroscopy*, *21*(10), 1197-1201. doi:10.1016/j.arthro.2005.06.020
- Veltri, D. M., & Warren, R. F. (1994). Anatomy, biomechanics, and physical findings in posterolateral knee instability. *Clin Sports Med*, *13*(3), 599-614.
- Veselko, M., & Saciri, V. (2003). Posterior approach for arthroscopic reduction and antegrade fixation of avulsion fracture of the posterior cruciate ligament from the tibia with cannulated screw and washer. *Arthroscopy*, *19*(8), 916-921. doi:10.1016/s0749-8063(03)00748-5
- Vogrin, T. M., Höher, J., Årøen, A., Woo, S. L. Y., & Harner, C. D. (2000). Effects of sectioning the posterolateral structures on knee kinematics and in situ forces in the posterior cruciate ligament. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, *8*(2), 93-98. doi:10.1007/s001670050193
- Walz, L., Salzmann, G. M., Fabbro, T., Eichhorn, S., & Imhoff, A. B. (2008). The anatomic reconstruction of acromioclavicular joint dislocations using 2 TightRope devices: a

- biomechanical study. *Am J Sports Med*, 36(12), 2398-2406. doi:10.1177/0363546508322524
- Willinger, L., Imhoff, A. B., Schmitt, A., & Forkel, P. (2019). [Fixation of bony avulsions of the posterior cruciate ligament by a suture-bridge technique]. *Oper Orthop Traumatol*, 31(1), 3-11. doi:10.1007/s00064-018-0582-4
- Würfel, A., Hofmann-von Kap-herr, S., Engel, V., & Linke, F. (1995). Diagnostische Möglichkeiten und Behandlungsstrategien für die Fraktur der Eminentia intercondylica im Wachstumsalter. *Unfallchirurgie*, 21(3), 124-129.
- Yamamoto, M., & Hirohata, K. (1991). Anatomical study on the menisco-femoral ligaments of the knee. *Kobe J Med Sci*, 37(4-5), 209-226. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1803135>
- Yastrebov, O., & Lobenhoffer, P. (2009). Isolierte und kombinierte Kniebandverletzungen. *Der Orthopäde*, 38(6), 563-580. doi:10.1007/s00132-009-1421-y
- Yastrebov, O., & Lobenhoffer, P. (2010). [Refixation of tibial bony avulsions of the posterior cruciate ligament with a hook plate]. *Oper Orthop Traumatol*, 22(4), 347-353. doi:10.1007/s00064-010-9021-x
- Yeow, C. H., Cheong, C. H., Ng, K. S., Lee, P. V., & Goh, J. C. (2008). Anterior cruciate ligament failure and cartilage damage during knee joint compression: a preliminary study based on the porcine model. *Am J Sports Med*, 36(5), 934-942. doi:10.1177/0363546507312645
- Yoon, J. R., Park, C. D., & Lee, D. H. (2018). Arthroscopic suture bridge fixation technique with multiple crossover ties for posterior cruciate ligament tibial avulsion fracture. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 26(3), 912-918. doi:10.1007/s00167-016-4339-z
- Yoon, Y.-C., Jeon, S.-S., Sim, J.-A., Kim, B.-K., & Lee, B.-K. (2016). Concomitant posterior cruciate ligament injuries with direct injury-related patellar fractures. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 136(6), 779-784. doi:10.1007/s00402-016-2449-1
- Zhang, H., Hong, L., Wang, X. S., Zhang, J., Liu, X., & Feng, H. (2011). All-arthroscopic repair of arcuate avulsion fracture with suture anchor. *Arthroscopy*, 27(5), 728-734. doi:10.1016/j.arthro.2010.11.004
- Zhang, X., Cai, G., Xu, J., & Wang, K. (2013). A minimally invasive postero-medial approach with suture anchors for isolated tibial avulsion fracture of the posterior cruciate ligament. *Knee*, 20(2), 96-99. doi:10.1016/j.knee.2012.10.016
- Zhao, J., He, Y., & Wang, J. (2006). Arthroscopic treatment of acute tibial avulsion fracture of the posterior cruciate ligament with suture fixation technique through Y-shaped bone tunnels. *Arthroscopy*, 22(2), 172-181. doi:10.1016/j.arthro.2005.10.020

7 Danksagung

Mein Dank gilt PD. Dr. Philipp Forkel und Jan Lang für die Überlassung dieses Themas, die hilfreichen Ratschläge sowie die intensive Betreuung auch während der Covid Pandemie, welche maßgeblich zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen hat.

Vielen Dank auch an Prof. Dr. Imhoff und Prof. Dr. Siebenlist für das Vertrauen und die Betreuung.

Für unermüdliche Geduld, die zahlreichen Motivationsreden und nützlichen Tipps möchte ich mich besonders bei Julia bedanken, ohne welcher diese Arbeit nicht so einfach hätte starten und ablaufen können.

Mein größter Dank gilt meinen Eltern, die mich in all meinen Entscheidungen während des Studiums und darüber hinaus immer unterstützt haben.