

Aus der
orthopädischen Klinik des
Universitätsklinikums des Saarlandes
Klinikdirektor: Herr Prof. Dr. med. D. Kohn

Biomechanische Evaluation von MPFL-Rekonstruktionen:

Unterschiede der dynamischen retropatellaren Druckverteilung zwischen Gracilis- und Fascia lata- Transplantat

Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
der Medizinischen Fakultät
der UNIVERSITÄT DES SAARLANDES
2017

Vorgelegt von:

Alexander Hauptert
geb. am 09.05.1988 in Neunkirchen (Saar)

1.	ZUSAMMENFASSUNG	5
1.1.	Summary	7
2.	EINLEITUNG UND PROBLEMSTELLUNG	9
2.1.	Anatomie und Pathophysiologie des medialen patellofemorales Ligamentes	12
2.2.	Anatomie und Pathophysiologie des Patellofemoralgelenkes	14
2.3.	Pathogenese der patellofemorales Instabilität	17
2.4.	Anamnese	20
2.5.	Klinische Untersuchung	21
2.6.	Radiologische Untersuchung	23
2.7.	Therapiemöglichkeiten	25
2.8.	Grundlagen der operativen Therapie	26
3.	MATERIAL UND METHODEN	31
3.1.	Kniepräparate und autologe Grafts zur Rekonstruktion des MPFL	31
3.1.1.	Gracilis-Sehne	32
3.1.2.	Fascia lata	34
3.2.	Kraft- und Druckmessung	37
3.2.1.	Tekscan Druckmessfolie	37
3.2.2.	I-Scan Version 5.90 zur Datenerfassung	39
3.2.3.	SigmaStat Version 3.5 zur Datenkonversion	41
3.3.	Versuchsaufbau	42
3.3.1.	Fixierung des Kniegelenkes zur Messung der Kniegelenkskinematik	42
3.3.2.	Fixierung der Druckmessfolie im patellofemorales Gleitlager	46
3.3.3.	Materialprüfmaschine Z020	48
3.3.4.	Validierung des digitalen Winkelmessgerätes	50
3.3.5.	Röntgenkontrolle mittels Merchant-Aufnahme	52
3.3.6.	Röntgenkontrolle während Rekonstruktion mittels C-Bogen	55
3.3.7.	Aufbau für zyklische Belastung mittels Materialprüfmaschine	57
3.4.	Versuchsdurchführung	58
3.4.1.	Kalibrierung und Einstellungen	58
3.4.2.	Versuchsablauf	59
3.4.3.	zyklische Belastung der Grafts	69
3.4.4.	Statistische Auswertung	71
4.	ERGEBNISSE	72
4.1.	Kraft- und Druckmessung Versuch 1-8 (GRACILIS-SEHNE)	72
4.2.	Kraft- und Druckmessung Versuch 9-16 (FASCIA LATA)	79
4.3.	Vergleich Gracilis-Sehne und Fascia lata	88

4.4.	Zyklische Belastung aller Versuche	95
4.4.1.	Zyklische Belastung Gracilis-Sehne	96
4.4.2.	Zyklische Belastung Fascia lata	97
4.4.3.	Vergleich der zyklischen Belastung zwischen Gracilis-Sehne und Fascia lata.....	98
4.5.	Radiologische Ergebnisse.....	100
5.	DISKUSSION	103
5.1.	Ausblick.....	111
6.	LITERATURVERZEICHNIS	112
7.	PUBLIKATIONEN, AUSZEICHNUNGEN, DANKSAGUNG.....	120

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

cm	Zentimeter
CT	Computertomographie
i.a.	intra-artikulär
kPa	kilo-Pascal
mm	Millimeter
MPFL	Mediales patellofemorales Ligament
MRT	Magnetresonanztomographie
N	Newton
UFL	Maximale Ausreißkraft („ultimate failure load“)

1. ZUSAMMENFASSUNG

Ziel dieser Arbeit war die Evaluation des dynamischen patellofemorale Anpressdruckes unter Verwendung der Gracilis-Sehne und der Fascia lata als alternatives Transplantat zur MPFL-Rekonstruktion bei intaktem, reseziertem und rekonstruiertem medialem patellofemoralem Ligament. Weiterhin wurden Auswirkungen des resezierten und rekonstruierten MPFL auf den patellaren Tilt und –Shift im Vergleich zum intakten Kniegelenk radiologisch festgestellt. Die Belastbarkeit der gesamten MPFL-Rekonstruktion mit dem jeweiligen Transplantat wurde abschließend mittels einer Materialprüfmaschine untersucht und die biomechanischen Eigenschaften der Transplantate hinsichtlich Stabilität und Reißfestigkeit unter zyklischer Belastung verglichen.

Um die Versuche durchzuführen, wurden acht gepaarte menschliche Kniepräparate in einer Vorrichtung zur Evaluation der Kniekinematik fixiert. Der patellofemorale Anpressdruck wurde während einer dynamischen Flexionsbewegung bei 15°–30°–45°–60°–75° und 90° mittels einer Sensorfolie (Tek-Scan) aufgezeichnet. Das mediale patellofemorale Ligament wurde reseziert und die Messungen wurden wiederholt. Schließlich folgte die Rekonstruktion des MPFL unter Verwendung der Gracilis-Sehne (Gruppe I) oder des Fascia lata-Transplantates (Gruppe II). Die ossären femoralen und patellaren Fixierungspunkte der Grafts wurden unter fluoroskopischer Kontrolle aufgesucht. Die Transplantate wurden bei 30° Flexion des Kniegelenkes fixiert und die Messungen nach Rekonstruktion wiederholt. Darüber hinaus wurde mittels einer axialen Röntgenaufnahme der patellare Tilt und –Shift im nativen, MPFL-resezierten und MPFL-rekonstruierten Knie gemessen. Nach Abschluss der Versuchsdurchführung wurden die Transplantate in einer Materialprüfmaschine befestigt und sowohl die Elongation unter zyklischer Belastung als auch die maximale Versagenslast der Transplantate evaluiert.

Als Ergebnis zeigte die Resektion des medialen patellofemorale Ligamentes einen signifikant reduzierten patellofemorale Anpressdruck mediallyseitig bei 15°, 30°, und 45° Flexion im Kniegelenk verglichen mit dem intakten Knie ($p < 0,05$), wohingegen die Rekonstruktion des MPFL sowohl unter Verwendung der Gracilis-Sehne als auch der Fascia lata zu einer Wiederherstellung der ursprünglichen Druckverteilung bei 15° und 30° Flexion

fürhte. Jedoch fand man in der Gracilis-Gruppe nach Rekonstruktion des MPFL signifikant reduzierte Anpressdrücke an der gesamten Patellrückfläche während einer Flexion von 45° im Vergleich zum intakten Kniegelenk. In der Fascia lata Gruppe wurde diese Reduzierung des patellaren Anpressdruckes nach MPFL-Rekonstruktion bei 45°, 60°, 75° und 90° festgestellt ($p < 0,05$).

Radiologisch führte die Resektion des MPFL zu einer signifikanten Lateralisierung der Patella auf der axialen Röntgenaufnahme ($p = 0,039$), wohingegen die Rekonstruktion des MPFL mit beiden Transplantat-Varianten dazu führte, dass die ursprüngliche Position der Patella nahezu wiederhergestellt wurde. Bei Evaluation des patellaren Öffnungswinkels nach Laurin wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen intaktem, reseziertem und rekonstruiertem MPFL gefunden ($p > 0,05$).

Eine durchschnittliche Elongation von 2,92 mm und 11,02 mm wurde bei zyklischer Belastung für die Gracilis-Sehne bei 20 N und 50 N Zugkraft gefunden. Für die Fascia lata wurde bei gleicher Zugkraft eine Elongation von 3,2 mm und 12,9 mm detektiert. Eine ultimative Versagenslast wurde für die Gracilis-Sehne bei 78,5 N aufgezeichnet, wohingegen die Versagenslast der Fascia-lata Transplantate bei durchschnittlich 92,17 N lag. Der Vergleich dieser biomechanischen Eigenschaften der getesteten Transplantate zeigte keinen statistisch signifikanten Unterschied sowohl die bei zyklischer Belastung aufgetretene Elongation als auch die Versagenslast betreffend ($p > 0,05$).

Zusammenfassend zeigte die anatomische Rekonstruktion des MPFL sowohl unter Verwendung des Gracilis-Transplantates, als auch der Fascia lata vergleichbare patellofemorale Druckverteilungen, welche den ursprünglichen Zustand des nativen Knies annähernd wiederherstellte. Ebenfalls wurden ähnliche biomechanische Eigenschaften der Transplantate und eine radiologisch vergleichbare Patella-Position in der Trochlea femoris aufgezeichnet. Das Fascia lata Transplantat zeigte sich als eine wertvolle Alternative zur Gracilis-Sehne im Hinblick auf die anatomische Rekonstruktion des MPFL.

1.1. Summary

The purpose of the present work was to evaluate the dynamic patellofemoral contact pressure using the gracilis tendon and the fascia lata as an alternative graft option for reconstruction of the MPFL with an intact, MPFL-ruptured and MPFL-reconstructed knee. Furthermore, influences of the ruptured and reconstructed MPFL on patellar tilt and –shift were radiologically detected. The toughness of the complete MPFL-reconstruction using each of the grafts was finally evaluated with a material testing machine and the stiffness and stability of the grafts were analyzed during cyclic testing.

Eight paired human cadaveric knees were fixed in a custom-made fixation device. Patellofemoral contact pressure was assessed during a dynamic flexion movement at 15°–30°–45°–60°–75° and 90° using a pressure-sensitive film (Tekscan). The medial patellofemoral ligament was cut, and measurements were repeated. Finally, reconstruction of the MPFL was performed using the gracilis tendon (group I) or a fascia lata graft (group II). Tunnel localization was performed under fluoroscopic control. Grafts were fixed at 30° of knee flexion, and pressure measurements were repeated. Moreover, radiological measurements were performed on an axial view in the native, MPFL-resected and MPFL-reconstructed status. After completing the tests, the transplants were fixed in a material testing machine to evaluate the elongation during cyclic testing and the ultimate failure load of each of the grafts.

As a result, the incision of the medial patellofemoral ligament significantly reduced patellofemoral contact pressure at 15°, 30° and 45° of knee flexion on the medial side compared to the intact knee ($p < 0.05$), whereas reconstruction of the MPFL using either gracilis tendon or the fascia lata was able to restore pressure distributions at 15° and 30° of knee flexion. However, in the gracilis group, reconstruction of the MPFL revealed a significantly reduced contact pressure on the total retropatellar surface at 45° of flexion ($p = 0.038$) compared to the intact knee. In the fascia lata group, a significant reduction in patellofemoral contact pressure was observed after MPFL reconstruction at 45°, 60°, 75° and 90° of knee flexion ($p < 0.05$).

Resection of the MPFL led to a significant lateralization of the patella on axial view ($p = 0.039$), whereas MPFL reconstruction with using either the gracilis tendon or the fascia lata

was able to restore patella position compared to the intact knee ($p > 0.05$). No significant differences in the Laurin angle were found between the intact, MPFL - resected and MPFL - reconstructed knee ($p > 0.05$).

A mean cyclic displacement of 2,92 mm and 11,02 mm were found for the gracilis tendon at 20 N and 50 N. A mean cyclic displacement of 3,2 mm and 12,9 mm were calculated for the fascia lata. A mean ultimate failure load of 78,5 N was found for the gracilis and 92,17 N for the fascia lata graft. Comparison of the biomechanical properties of the tested grafts revealed no significant differences neither in cyclic displacement nor in ultimate failure load ($p > 0.05$).

In conclusion, anatomic reconstruction of the MPFL with either a gracilis or a fascia lata graft showed comparable patellofemoral pressure distributions which were closely restored compared to the native knee. Also similar biomechanical properties and radiological evaluated patellar positioning were detected. Therefore, the fascia lata has shown to be a viable alternative to the gracilis tendon for reconstruction of the MPFL.

2. EINLEITUNG UND PROBLEMSTELLUNG

Im Laufe der letzten Jahre wuchs das medizinische Wissen über die Biomechanik, die Verletzungen und die daraus resultierenden Behandlungsverfahren des Patellofemoralgelenkes. Aufgrund verbesserter und computergestützter Technik konnten diverse biomechanische Studien den Pathomechanismus der patellofemorale Instabilität genauer untersuchen. Die durch diese Analysen gewonnene Erfahrung half bei der Entwicklung neuer Operationstechniken zur Behandlung der patellofemorale Instabilität. Der Begriff „patellofemorale Instabilität“ beinhaltet die Krankheitsbilder der Patellaluxation, Patellasubluxation und der generellen patellofemorale Instabilität (Aglietti P, Buzzi R, Insall J, 2001). Die Inzidenz liegt bei ca. 7-49 / 100.000 Einwohnern (Atkin DM, 2000; Nietosvaara Y, 1994). Die traumatische Patellaluxation ist dabei mit 2-3% aller Knieverletzungen die zweithäufigste Ursache für einen HämARTHROS des Kniegelenkes im Kindesalter (Stefancin CC, 2007; Morrison, 1969; Fithian DC, 2004). Junge Sportlerinnen sind hierbei häufiger betroffen im Vergleich zu männlichen Sportlern (Kasim N, 2000). Annähernd alle Patellaluxationen finden auf der lateralen Seite des Knies statt (Hughston JC, 1988). Sofern die Patienten unter rezidivierenden Patellaluxationen leiden, sind oftmals Knorpelschäden und im weiteren Verlauf die femoropatellare Arthrose die Konsequenz (Maenpaa H, 1997). Zur Wiederherstellung der subjektiven und funktionellen Stabilität der Patella und um potentielle cartilaginäre Langzeitschäden zu vermeiden, werden diese Patienten nach frustrierender konservativer Therapie einer operativen Therapie unterzogen. In der Literatur finden sich diesbezüglich verschiedene Therapieoptionen zur Behandlung der chronisch-rezidivierenden Patellaluxationen.

Es wird grundsätzlich zwischen distalen, proximalen oder weichteiligen Ursachen der Patellaluxation unterschieden. Daher müssen entsprechende operative Eingriffe die verschiedenen multifaktoriellen Ursachen der Patellainstabilität berücksichtigen. Sollte eine ausgeprägte Dysplasie des patellofemorale Gleitlagers vorliegen, ist beispielsweise eine Stabilität unter Umständen nur durch eine Korrektur desselben zu erreichen. Liegt die Ursache in einem Rotationsfehler des Femurs oder der Tibia, sind ggf. Derotations-Osteotomien der Tibia bzw. des Femurs indiziert. Andere gängige Operationsverfahren sind die Medialisierung der Tuberositas tibiae mit oder ohne Durchtrennung oder Verlängerung

des lateralen Retinakulums (Retinakulumplastik) sowie Versetzung des Musculus vastus medialis am medialen patellofemoralem Komplex (Lenschow S, 2013).

Neben diesen Behandlungsoptionen hat in den letzten Jahren zunehmend die Rekonstruktion des medialen patellofemoralem Ligamentes (MPFL) mittels autologer Transplantate (Semitendinosus-Sehne, Gracilis-Sehne, Quadrizepssehnenplastik) an Bedeutung zugenommen. Das MPFL wird bei mehr als 90% aller Patienten bei der ersten traumatischen Patellaluxation geschädigt, meistens ist eine Totalruptur die Folge (Ahmad CS, 2000; Sallay PI, 1996; Tuxoe JI, 2002; Nomura E, 2002). Da das MPFL eine wichtige Rolle bei der Stabilisierung der Patella in extensionsnaher Position im Kniegelenk einnimmt (etwa 60% der Rückstellkräfte gegen eine laterale Subluxation werden dem MPFL zugeschrieben), liegt es nahe, zur Wiederherstellung der Kniegelenkskinematik das MPFL zu rekonstruieren. Mit der Rekonstruktion des MPFL konnten in der Behandlung der patellofemoralem Instabilität bereits gute klinische Ergebnisse erzielt werden (Ahmad CS, 2000; Nomura, 1999; Sanders TG, 2001; Sallay PI, 1996; Nomura E, 2002; LeGrand AB, 2007).

In der Literatur wurden diverse Techniken zur Rekonstruktion des MPFL mittels verschiedener Transplantate und Fixationstechniken publiziert, welche zu einem guten postoperativen Outcome führten, einschließlich einer exzellenten Schmerzreduktion, einer hohen Wiederkehr zu sportlichen Aktivitäten als auch einer geringen Redislokationsrate (Nomura E, 2003; Kang H, 2016; Longo UG, 2016; Schneider DK, 2016; Kang HJ, 2014; Berruto M, 2014; Lippacher S, 2014; Matic GT, 2014; Wang CH, 2013). Ein einheitlicher Konsens über die „beste“ Rekonstruktionstechnik existiert jedoch noch nicht (Kang HJ, 2014).

Im Gegensatz zu diesen Resultaten steht jedoch eine in der Literatur beschriebene persistierende Instabilitätsrate zwischen 10 und 12% (Lippacher S, 2014; Matic GT, 2014). Weiterhin findet sich eine Komplikationsrate von 12 bis 26%, welche eine rezidivierende Instabilität, ein patellofemorales Schmerzsyndrom medialseitig, Frakturen der Patella, als auch eine eingeschränkte Knieflexion als häufigste Komplikationen einschließt (Parikh SN, 2013; Shah JN, 2012; Singhal R, 2013). Schlussfolgernd besteht die Möglichkeit, dass die sogenannte anatomische MPFL-Rekonstruktion unter fluoroskopisch kontrollierter ossärer Fixation der Transplantate am nativen Ursprung des MPFL den ursprünglichen Zustand, verglichen mit einem gesunden Kniegelenk, nicht vollständig wiederherstellen kann. Ebenso

kann die Wahl des Transplantates zur MPFL-Rekonstruktion Auswirkungen auf die patellofemorale Kinematik haben. Wie bereits erwähnt stehen diverse Transplantate zur Verfügung. Am häufigsten wird hierbei die Gracilis-Sehne in der Praxis genutzt (Kang HJ, 2014). Jedoch sind tubuläre Transplantate oftmals steifer und stärker im Durchmesser als das native MPFL, was zu einer unterschiedlichen patellofemorale Kinematik im Vergleich zum intakten Knie führen kann (Zaffagnini S, 2014). Aus diesen Gründen könnte die Fascia lata aufgrund ihrer natürlichen Beschaffenheit sowohl als Allo- als auch Autograft als gute Alternative zu den gängigen Transplantaten für MPFL-Rekonstruktionen dienen (Zaffagnini S, 2014; Hauptert A, 2015).

Der Zweck dieser Dissertation war es nun, die diversen, im patellofemorale Gelenkspalt auftretenden Druckverteilungen bei intaktem, reseziertem und rekonstruiertem MPFL während einer dynamischen Flexion zu evaluieren. Hierbei wurde die Gracilis-Sehne der Fascia lata als Autograft gegenübergestellt. Darüber hinaus wurde anhand axialer Röntgenaufnahmen ebenfalls untersucht, in wie fern sich die Position der Patella hinsichtlich der Lateralisation und der Verkippung in der Trochlea femoris nach MPFL-Resektion und –Rekonstruktion ändert, im Vergleich zum Ursprungszustand. Die radiologischen Unterschiede sollten hierbei eine Möglichkeit der Evaluation der Transplantatspannung aufzeigen, sowohl intraoperativ während der MPFL-Rekonstruktion als auch postoperativ zur Verlaufskontrolle. Schlussendlich wurden die biomechanischen Eigenschaften der Transplantate mittels einer Materialprüfmaschine hinsichtlich ihrer Belastbarkeit untersucht.

Hierbei wurde hypothetisiert, dass die anatomische Rekonstruktion des MPFL mittels beider Transplantatvarianten den nativen Zustand des Kniegelenks anhand der retropatellare Druckverteilungen nicht vollständig wiederherstellen kann. Weiterhin sollte gezeigt werden, dass die Fascia lata als mögliches alternatives Transplantat dienen kann, um beispielsweise die Gracilis-Sehnentransplantate für spätere Verletzungen wie z.B. eine Kreuzbandruptur oder eine Revision zu sichern. Ebenfalls wurde hypothetisiert, dass mit nativ radiologischen Standardprojektionen, wie z.B. einer Merchant-Aufnahme, auf eine Verletzung des MPFL geschlossen werden kann. Schließlich wurde behauptet, dass die Transplantate hinsichtlich ihrer biomechanischen Eigenschaften vergleichbar seien.

2.1. Anatomie und Pathophysiologie des medialen patellofemorales Ligamentes

Das mediale patellofemorale Ligament stellt einen der wichtigsten passiven Stabilisatoren der patellaren Führung gegen laterale Translationskräfte in Extension und beginnender Flexion bis ca. 30° dar (Amis AA, 2003). Warren und Marshall unterteilen die mediale Anatomie des Kniegelenkes in drei Schichten (Warren LA, 1974):

- Schicht eins: Diese Schicht wird durch das superficiale mediale Retinakulum gebildet, welches von distal, ausgehend von der anteromedialen Tibia, nach proximal zur distalen Patella verläuft (Abbildung 1). Zu diesem Retinakulum verlaufen senkrecht die Fasern des medialen tibialen Ligamentes (Schmeling, 2010).



Abbildung 1: MPFL nativ, superficiale Schicht

- Schicht zwei: Sie enthält das MPFL zusammen mit dem superficialen Anteil des Ligamentum mediale collaterale (MCL) (Abbildung 2). Der Insertionspunkt des MPFL befindet sich an der medialen Seite der Patella, beginnend am obersten Ende der Patella bis in etwa ein Drittel des Margo medialis. Es inseriert dorsocranial



Abbildung 2: MPFL, superficiale Schicht reseziert

des Epikondylus medialis und etwas postero-caudal des Adduktor-Tuberkels (Nomura E, 2005). Weiterhin existieren Verbindungsfasern zwischen dem anterioren Anteil des MPFL und der Sehne des Musculus vastus medialis obliquus, welcher der wichtigste aktive Stabilisator gegen laterale, auf die Patella wirkende Translationskräfte zu sein

scheint (Nomura E, 2005; Nomura E, 2003; Nomura E, 2000; Reider B, 1981; Panagiotopoulos E, 2006) (Abbildung 3).

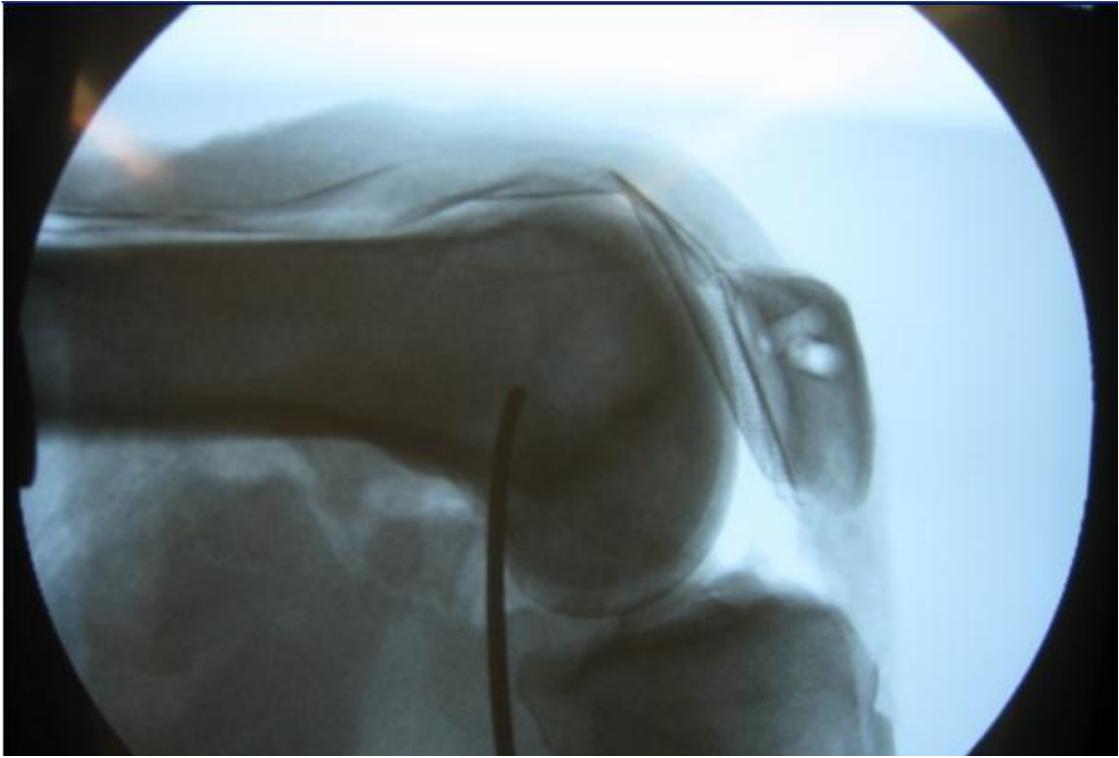


Abbildung 3: Insertionspunkt femoral des MPFL, mit Führungsdraht markiert

- Schicht drei: Diese besteht aus dem Ligamentum patellomeniscale (MPML) (Abbildung 4). Es handelt sich um mehrere Fasern im Bereich der medialen Begrenzung des Hoffa-Fettkörpers, welche von dort ausgehend am inferioren, medialen Patelladrittel direkt distal des MPFL inserieren (Conlan T, 1993; Desio SM, 1998).



Abbildung 4: MPFL reseziert, Blick auf membrana synovialis

2.2. Anatomie und Pathophysiologie des Patellofemoralgelenkes

Die Trochlea femoris und die Patella bilden zusammen das Patellofemoralgelenk. Hierbei ist die Kniescheibe in den Streckapparat des Kniegelenkes eingebettet und dient als größtes Sesambein des Menschen als Umlenkrolle zur Kraftübertragung einer aktiven Streckbewegung. Die Knorpelfläche der Patella befindet sich auf ihrer Rückseite und ist nahezu kongruent zur Trochlea femoris geformt, d.h. sie wird vertikal durch einen First in die laterale und mediale Facette unterteilt, wobei die laterale Facette in der Regel größer als die mediale ist. Gelegentlich ist die mediale Facette nochmals in sagittaler Richtung unterteilt und bildet am Margo medialis patellae die Odd-Facette. Diese dient der Reduzierung der druckaufnehmenden Fläche der Patella. Eine Einteilung der Patella-Formen erfolgt nach Wiberg, wobei Veränderungen der Gelenkflächenform Auswirkungen auf die mechanische Belastung des Patellofemoralgelenkes haben. Die Trochlea femoris dient durch die Erhabenheit des medialen und lateralen Condylus femoris als Gleitlager und gleichzeitige Führung der Patella bei zunehmender Flexion. Hierbei ist die laterale Condyle zumeist höher ausgeprägt als die mediale.

Die patellofemorale Gelenkführung wird im Wesentlichen von drei Faktoren bestimmt, welche ständig in Wechselwirkung zueinander stehen. Dazu zählen die passiven Stabilisatoren, wie z.B. die Gelenkkapsel sowie der umgebende Bandapparat inklusive des MPFL und die aktiven Stabilisatoren, wie z.B. die Muskulatur, besonders der Musculus vastus medialis obliquus als Teil des Musculus quadrizeps femoris. Letztlich sorgen die statischen Stabilisatoren, d.h. die ossäre Beschaffenheit der Trochlea femoris sowie der Patella für eine ausreichende Kongruenz der Gelenkflächen (Schmeling, 2010; Diemer F, 2011).

Die physiologische Stabilität der Patella während der dynamischen Flexion kann wie folgt dargestellt werden:

In extensionsnaher Ausgangsposition befindet sich die Patella oberhalb des Sulcus trochleae. Mit zunehmender Flexion nähert sich der Apex patellae dem proximalsten Anteil des Sulcus, ohne in den Sulcus einzugleiten. Zu diesem Zeitpunkt gewährleisten die medialen passiven Stabilisatoren, dass die Patella von mediolateralen Translationskräften weitestgehend

unbeeinflusst bleibt und sie bei zunehmender Flexion in den Sulcus trochleae eingeführt werden kann, was entscheidend für die Gelenkstabilität ist (Redziniak DE, 2009). Ab 30° Flexion (bis ca. 100°) gewinnt die statische Morphologie der Trochlea zunehmend an Bedeutung hinsichtlich der Zentrierung und geführten Bewegung der Patella in den Sulcus trochleae, während die retropatelläre Morphologie lediglich die patelläre Rotation, aber nicht die Translation zu beeinflussen scheint (Heegard J, 1995). Unter Belastung stabilisiert währenddessen die Muskulatur des Quadrizeps femoris aktiv die Patellaführung (Goodfellow J, 1976; Grelsamer RP, 1998).

Eine Verletzung des medialen Bandapparates ist die am häufigsten auftretende Pathomorphologie nach Patellaluxation, wobei das MPFL nur im Ausnahmefall unversehrt bleibt (Ahmad CS, 2000; Sallay PI, 1996; Tuxoe JI, 2002; Nomura E, 2002).

In einer Studie von Nomura et al. wurde unter anderem die Morphologie des MPFL nach akuten und chronischen Luxationen untersucht, was auf folgende Pathologien hindeuten kann (Nomura, 1999):

Bei der akuten Luxation können folgende Gruppen unterschieden werden:

- Es können sich patelläre Abrissfrakturen oder femorale Abrisse des MPFL zeigen
- Intramurale Rupturen des MPFL können auftreten

Dreifach unterschieden wurde in der Gruppe der chronischen Patellaluxationen:

- Es können lose oder gedehnte femorale Insertionen vorliegen
- Hypertrophiertes Narbengewebe mit bestehenden abnormen Narbensträngen kann sich bilden
- Es zeigte sich die Kontinuität des MPFL aufgehoben oder das MPFL in seiner Form hypo- bis dysplastisch (Schmelting, 2010; Nomura, 1999)

Die zur Luxation der Patella führende Pathologie kann wie folgt dargestellt werden:

Grundsätzlich ist eine Kombination von verschiedenen Gegebenheiten essentiell, damit es zu einer primären Luxation kommen kann. Die individuelle Anatomie eines Patienten sowie die entsprechenden Bewegungsumstände lassen auf ein multifaktorielles Geschehen schließen.

In der Regel befindet sich das Knie des Betroffenen in einer Flexionsstellung, während das Femur innenrotiert und adduziert ist. Die Tibia ist hierbei außenrotiert und abduziert. Diese Position kann als funktioneller Valgus angesehen werden (Greiwe RM, 2010; Feller JA, 2007). Die Folge ist eine hochgradige, exzentrische Kontraktion des Musculus vastus lateralis des Quadrizeps, welche die stabilisierenden Kräfte des Musculus vastus medialis obliquus überwiegt. Ab diesem Zeitpunkt wird die Stabilität der Patella nur noch von der Geometrie des Patellofemoralgelenkes und den medialen Weichteilstabilisatoren aufrechterhalten. Überwiegt die laterale Translationskraft das Rückhaltevermögen des MPFL, gelingt es der Patella nicht, bei zunehmender Flexion in den Sulcus trochleae einzugleiten. Die Kniescheibe wird konsequenterweise weiter nach lateral abgedrängt und es folgt die laterale Patellaluxation. Dies verursacht eine Ruptur des MPFL und nicht selten auch des Musculus vastus medialis obliquus. Zusätzliche Verletzungen der chondralen Gelenkfläche an der lateralen Femurcondyle sowie am Margo medialis patellae können ebenfalls auftreten (Greiwe RM, 2010).

2.3. Pathogenese der patellofemorale Instabilität

Folgende prädisponierende Morphologien können neben der vorausgegangenen Schädigung des MPFL eine (rezidivierende) Patellaluxation begünstigen.

Trochleadysplasie:

Typischerweise wird die Steigung der lateralen trochleären Facette, der laterale Slope, durch eine abgeflachte und medialisierte Trochlea, vermindert. Der Sulcus wird hierbei aufgrund der Hypoplasie des medialen Condylus nach medial verschoben. Die Trochlea ist dadurch oftmals flach oder sogar in konvexer Ausprägung vorhanden. Die Höhe der Condylen in anterior-posteriore Richtung ist davon nicht betroffen (Schmelting, 2010). Da die laterale Patellafacette bereits recht flach ist, wird durch diese Morphologie ein laterales Herausgleiten aus dem Sulcus trochleae begünstigt. In einer Studie von Dejour et al. wurde bei 85% aller Patienten mit rezidivierenden Luxationen eine Trochleadysplasie festgestellt (Dejour H, 1994). Zur Diagnostik beschrieben sie das „Crossing-Sign“, welches auf einer streng seitlichen Aufnahme des Kniegelenkes zu sehen ist. Das Crossing-Sign beschreibt den Schnittpunkt zweier Linien: Wenn sich der tiefste Punkt der Trochlea mit dem prominentesten Punkt der lateralen Femurcondyle schneidet, deutet dies in unterschiedlicher Ausprägung auf eine Trochleadysplasie hin. Weiterhin kann eine computertomographische Einteilung der Trochleadysplasie in vier Grade nach Dejour vorgenommen werden, was entscheidend für die konsekutive Behandlung ist. Typ A beschreibt eine milde Form der Dysplasie mit abgeflachtem Sulcuswinkel, Typ B eine flache Trochlea ohne Vertiefung mit eventuell konvexer Ausprägung und Typ C die asymmetrische Condylenausprägung mit ausgeprägter Hypoplasie der medialen Anteile der Trochlea. Typ D vereint alle bisher genannten Pathologien, ggf. mit zusätzlicher Protuberans der Condylen (Schmelting, 2010; Dejour H, 1994; Dejour D, 2007). Bei einer Trochleadysplasie wird die Patella aufgrund der pathologischen Gelenkgeometrie nach proximal forciert und kann in axialer Ebene verschoben und verkippt sein (Patella-Shift und -Tilt). Dies kann sich in radiologischen Untersuchungen als weiterer Hinweis einer patellofemorale Instabilität zeigen (Schmelting, 2010; Dejour H, 1994; Fucentese S, 2006). Hierbei ist das MPFL der alleinige Stabilisator gegen lateral gerichtete Translationskräfte. Da dieses Retinakulum bei bestehender Trochleadysplasie jedoch oftmals hypoplastisch angelegt oder nach

vorausgegangener Dislokation insuffizient ist, kann dieser passive Stabilisator seiner Funktion nicht mehr entsprechen (Schmeling, 2010).

Patella alta:

Die Patella alta definiert sich über die in Extension höher stehende Patella im Vergleich zur Normalbevölkerung. Diagnostiziert wird eine Patella alta mittels eines Röntgenbildes des seitlichen Kniegelenks. Hierbei kann beispielsweise der Caton-Deschamps-Index bestimmt werden, also der Quotient aus dem Abstand zwischen Apex patellae und Tibia und der Länge der posterioren Patellafacette. Ist der Quotient größer als 1,2 liegt eine Patella alta vor (Schmeling, 2010).

In einigen Studien ist ein Zusammenhang zwischen einer Patella alta und einer patellofemorale Instabilität bereits gezeigt worden (Atkin DM, 2000; Caton J, 1990; Geenen E, 1989; Larsen E, 1982; Leung Y, 1996; Runow, 1983; Simmons E, 1992).

Q-Winkel und TTTG-Abstand:

Der Q-Winkel beschreibt die Divergenz der Zugrichtung der Quadrizeps-Sehne und der Verlaufsrichtung des Ligamentum patellae. Er beträgt normalerweise ca. 15° (Aglietti P, Buzzi R, Insall J, 2001). Während des Übergangs von Extension in Flexion wirkt bei erhöhtem Q-Winkel eine vermehrte lateralisierende Kraft auf die Kniescheibe aufgrund des Quadrizeps femoris, die insbesondere bei dysplastischer Trochlea eine Subluxation oder Luxation begünstigen kann. Existiert bei solchen Gelenkmorphologien zusätzlich eine vermehrte Außenrotation des Unterschenkels und damit des Ansatzes des Ligamentum patellae, resultiert daraus ein größerer Q-Winkel und die lateralisierende Wirkung des Musculus quadrizeps femoris wird noch verstärkt (Schöttle PB, 2005). Da der Q-Winkel oftmals vom Untersucher und der Muskelspannung abhängig ist, ist seine Bedeutung zur Beurteilung der patellofemorale Instabilität jedoch umstritten. Das Ausmaß der Lateralisierung der Tuberositas tibiae im Verhältnis zur Trochlea femoris kann radiologisch als TTTG-Abstand bestimmt werden.

Der TTTG-Abstand wird definiert als die Distanz zwischen dem tiefsten Punkt der Trochlea und dem anteriorsten Punkt Tuberositas tibiae auf zwei korrespondierenden axialen CT-Schnittbildern (tuberositas tibiae – trochlear groove distance), welche in Referenz zur posterioren Kondylenlinie stehen (Schöttle PB, 2005; Goutallier D, 1978). Physiologische

TTTG-Werte liegen bei etwa 12-15 mm je nach Studienlage (Schmeling, 2010; Dejour H, 1994), von einem pathologischen TTTG-Abstand wird bei einer Distanz von > 20 mm gesprochen.

Bei dysplastischer Trochlea und einer Antetorsion des Femur liegt der Sulcus wie oben erwähnt weiter medial, was einen erhöhten TTTG-Abstand zur Folge hat. Eine Valgusdeformität kann ebenfalls die TTTG-Distanz erhöhen (Schmeling, 2010).

Ossäre tibiale und femorale Torsionsfehler:

Eine vermehrte femorale Antetorsion, die laterale Tibiatorsion sowie die mediale distale Femurtorsion wurden als weitere prädisponierende Faktoren zur Patellaluxation identifiziert. Eine Studie von Jend et al. konnte keinen signifikanten Zusammenhang der genannten Faktoren und einer Luxationsneigung der Patella zeigen. Es konnte lediglich gezeigt werden, dass in Einzelfällen extreme Fehltorsionen von Tibia oder Femur eine Luxationsneigung der Patella aggravierten. Zusätzlich konnte bei Patienten mit Patellaluxation eine signifikant verminderte Innenrotationsfähigkeit der Tibia gegenüber dem Femur im Vergleich zur Normalbevölkerung evaluiert werden (Jend HH, 1986). Bei nachgewiesener ausgeprägter Innenrotationskomponente des Femurs hat sich gemäß aktuelleren Studien die distale Rotationskorrektur neben der MPFL-Rekonstruktion bewährt. Hierbei wird unter Erhalt des Periostschlauches das distale Femur durchtrennt und mit einer lateralen winkelstabilen Osteosynthese nach Rotationskorrektur stabilisiert. Dies führte neben einer klinischen patellofemorale Stabilität zu einer Reduzierung des vorderen Knieschmerzes (Balcarek P, 2012; Strecker W, 2015; Nelitz M, 2015).

2.4. Anamnese

Die Anamnese eines Patienten ist von großer Bedeutung hinsichtlich der weiteren Therapieoptionen.

Bei einem Primäreignis der akuten Patellaluxation weisen die meisten Patienten einen intraartikulären Erguss sowie eine periartikuläre Weichteilschwellung auf, welche zu einer schmerzhaft eingeschränkten Beweglichkeit führt.

Angaben zum Erstereignis sollten zwischen einer habituellen von einer traumatischen Luxation unterscheiden. Oftmals kann geschildert werden, ob die Patella subluxiert oder luxiert war. Ebenso das Repositionsereignis, ob spontan, durch manuelle Manipulation oder durch fachkundige Hilfe wird meist erinnert. In manchen Fällen jedoch handelte es sich bei der Luxation und einer darauffolgenden spontanen Reposition um ein Sekundenergebnis, bei welchem lediglich ein starker Schmerz in Erinnerung blieb. Die Luxationshäufigkeit bei rezidivierenden Patellaluxationen sollte ebenfalls eruiert werden.

Die Evaluation nach den führenden aktuellen Beschwerden sollte zwischen Schmerzen und einer ggf. schmerzfreien Instabilität differieren. Oftmals findet sich eine Druckdolenz am lateralen Femurcondylus sowie am Margo medialis patellae, da bei vollständiger Luxation und konsequenter Reposition der Patella die mediale Patellafacette mit der lateralen Femurcondyle kollidiert. Gegenüberliegend können ggf. auch Druckschmerzen am femoralen Ansatz des MPFL bei an dieser Stelle liegender Ruptur nahe des Tuberkulum adductorium anamnestisch eruiert werden (Schmelting, 2010).

Diverse Studien konnten eine vererbare Komponente sowohl der patellofemoralen Instabilität (Maenpaa H, 1995) als auch für die Trochleadysplasie (Rouvillain, 1998; Miller, 1978) speziell bei bilateralem Auftreten nachweisen. Aus diesem Grunde sollte auch stets eine fundierte Familienanamnese im Rahmen der Diagnostik durchgeführt werden, welche im folgenden Kapitel beschrieben wird.

2.5. Klinische Untersuchung

Der Patient sollte entkleidet auf einer Liege sitzen, die zu untersuchende Gliedmaße kann frei herabhängen. Inspektorisch lässt sich so das patellare Tracking verfolgen, d.h. wie die Kniescheibe aus der Streckposition in die trochleäre Grube eingleitet und die anschließende Führung weiter verläuft (Schmeling, 2010).

Um die patellare Stabilität palpatorisch festzustellen, genügt es, die Patella unter leichtem Druck nach lateral zu verschieben, während eine Flexion im Kniegelenk stattfindet.

Der Apprehension Test wird in 20°-30° Flexion durchgeführt. Dabei wird die Patella manuell lateralisiert. Nimmt der Patient nun eine Abwehrhaltung während der Flexion ein, da er Angst vor einer eventuell auftretenden Dislokation hat, gilt dieser Test als positiv und hinweisend auf eine vorliegende patellofemorale Instabilität (Schmeling, 2010).

Weiterhin kann man den Patienten bitten, sich zu setzen und aktiv eine endgradige Extension im Kniegelenk durchzuführen. Hierbei kann das J-Zeichen beobachtet werden, sofern die Patella nach superolateral aus dem Sulcus trochleae herausgleiten sollte. Beim Vorliegen einer ausgeprägten patellofemorale Instabilität kann man oftmals beobachten, dass keine aktive endgradige Extension möglich ist und der Patient das kontralaterale Bein zu Hilfe nimmt. Die Angst vor einer erneuten Luxation kann dies noch verstärken (Schmeling, 2010).

Mittels Zeigefinger und Daumen kann manuell der Patella Tilt ermittelt werden. Lässt sich die Patella lateral mit dem Daumen von 0-20° anheben, deutet dies auf einen Normalzustand hin. Kann die Kniescheibe auf der lateralen Seite jedoch nicht in ihre Neutralposition gebracht oder angehoben werden, deutet dies auf ein kontraktes laterales Retinakulum hin während ein vermehrter medialer Tilt auf eine Insuffizienz der medialen Weichteilstabilisatoren hindeutet (Schmeling, 2010; Redziniak DE, 2009).

Vermehrter Tilt oder vermehrte Lateralisation sowie Knorpelschäden im patellofemorale Gleitlager können zu parapatellaren oder zentralen Schmerzen in Kombination mit einem patellofemorale Verschiebeschmerz führen. Gelegentlich treten im Rahmen der cartilaginären Schädigungen patellofemorale Krepitationen während der dynamischen Untersuchung auf.

Neben der generellen Bandstabilität des Kniegelenkes wird das vordere Kreuzband ebenfalls untersucht, um eine Begleitpathologie ausschließen zu können.

Der Patient sollte auch im Stehen begutachtet werden, sodass angrenzende Gelenke ebenfalls evaluiert werden können. Eine Coxa antetorta oder eine zu stark außenrotierte Tibia gelten ebenso wie Genu valga oder Fehlstellungen der Sprunggelenke zu den Risikofaktoren der patellofemorale Instabilität (Schmeling, 2010; Weiner DS, 2008).

2.6. Radiologische Untersuchung

Neben der a.p.-Aufnahme, welche bereits zur Beurteilung weiterer ossärer Veränderungen dient, erfolgt ein streng seitliches **Röntgenbild**, bei dem die posterioren Condylen genau übereinander liegen und das Knie in 30° Flexion steht. Dieses wird zur Beurteilung sowohl der Patellahöhe als auch einer eventuell bestehenden Trochleadysplasie verwendet (Dejour H, 1994). Da in der Praxis ein streng seitliches Röntgenbild oftmals nicht möglich ist, sollte das Crossing-Sign mit Vorsicht begutachtet werden, um kein falsch positives Ergebnis hervorzurufen (Koeter S, 2006). Weiterhin kann eine Merchant-Aufnahme, bei der das Knie in 45° Flexion steht und der Röntgenstrahl die Patella von proximal nach distal tangential an der Rückfläche schneidet, zur radiologischen Erstdiagnostik und Bestimmung der patellaren Verkipfung bzw. Lateralisation durchgeführt werden. Diese ist kostengünstig durchführbar und es besteht eine generell schnelle Verfügbarkeit in nahezu jedem Krankenhaus bzw. jeder Praxis. Weiterhin können gelegentlich auftretende knöcherne Begleitverletzungen wie z.B. Flake-fractures festgestellt oder ausgeschlossen werden. Sofern keine Voraufnahmen zum Vergleich vorhanden sind, sollte die Interpretation der Werte kritisch erfolgen und klinische Untersuchungen den höchsten Stellenwert einnehmen. Vor einigen Jahren wurde eine CT-Untersuchung zur Bestimmung des patellaren Tilts und Shifts empfohlen (Fulkerson JP, 1987), jedoch konnte gezeigt werden, dass diese keine Überlegenheit gegenüber den tangentialen nativ radiologischen Untersuchungen des patellofemorales Gleitlagers erbrachte (Alemparte J, 2007; Beaconsfield T, 1994). Aufgrund der damit verbunden höheren Strahlenbelastung für die zumeist jüngeren Patienten und des größeren finanziellen Aspektes wurde diese Untersuchungsmethode weitestgehend zugunsten der Merchant-Aufnahme verlassen. Additiv kann mit defilee-Aufnahmen die Stellung der Patella in verschiedenen Flexionsgraden evaluiert werden. Die Ganzbeinaufnahme im Stehen ergänzt in selektiven Fällen die radiologische Diagnostik zur Beurteilung der Beinachse.

MRT-Diagnostik:

Eine **Magnetresonanztomographie** scheint am besten zur Darstellung der anatomischen Verhältnisse im patellofemorales Gelenk geeignet zu sein. Hierbei kann analog zur seitlichen Röntgenaufnahme die posteriore Condylenlinie als Referenzpunkt genutzt werden

(Schmeling, 2010). Die fehlende Strahlenbelastung ist ebenfalls ein Vorteil gegenüber der Computertomographie und konventioneller Röntgenaufnahmen.

Folgende, möglicherweise klinisch relevante Parameter, können mittels der Schnittbildgebung evaluiert werden:

- Der Schweregrad einer Trochleadysplasie kann anhand der Klassifikation nach Dejour eingeteilt werden, dies hat Auswirkungen auf die patellofemorale Kinematik (Dejour D, 1998; Van Haver A, 2015)
- Die Trochleatiefe kann mittels der Condylenreferenzlinie bestimmt werden
- Der laterale Slope der Gelenkrolle ist bestimmbar (Carrillon Y, 2000)
- Der Patella-Tilt kann als Winkel zwischen hinterer Condylenreferenzlinie und tangentialer Patellalinie beurteilt werden (Beaconsfield T, 1994). Analog dazu kann der Patella-Shift anhand des Abstandes des Sulcus trochleae und des Patellagiebels gemessen werden (Schmeling, 2010)
- Eine Patella alta kann erkannt und mittels Caton-Deschamps-Index quantifiziert werden
- Die TTTG-Distanz zwischen dem tiefsten Punkt der Trochlea und dem anteriorsten Punkt der Tuberositas tibiae wird bestimmt, wobei hier eine Computertomographie aufgrund der knöchernen Gegebenheiten vorteilhaft ist
- Knorpel-, Bänder- sowie Weichteilschäden können zum Ausschluss möglicher Begleitpathologien identifiziert werden

CT-Diagnostik:

Eine computertomographische Darstellung des Kniegelenkes kann in selektiven Fällen die radiologische Diagnostik ergänzen. Ein Vorteil der CT-Diagnostik liegt in der schnellen Verfügbarkeit, der geringeren Kosten im Vergleich zur MRT-Untersuchung sowie in der besseren Darstellung ossärer Strukturen als vergleichbare Verfahren. Insbesondere können folgende Fragestellungen evaluiert werden:

- Die präzise TTTG-Distanz (s.o.) ist bestimmbar durch die übereinander projizierten Schnittbilder (Chen S, 2016)
- Rotationsfehler tibial bzw. femoral können durch ein Rotations-CT schnell und genau dargestellt werden

2.7. Therapiemöglichkeiten

Eine konservative Therapie beinhaltet diverse Muskeldehnungstechniken als auch Muskelkräftigungsübungen, wobei Schmerzen bei den jeweiligen Übungen vermieden werden sollten. Da der Musculus vastus medialis obliquus wie erwähnt eine Stabilisierungsfunktion übernimmt und das MPFL in seiner Funktion unterstützt, sollte dieser speziell trainiert werden.

Dehnungsübungen kommen vorwiegend im lateralen Weichteilbereich zur Anwendung. Hierbei werden das laterale Retinakulum, der laterale Anteil des Quadrizeps femoris, der Tractus iliotibialis, die posteriore femorale Muskulatur, die posteriore Unterschenkelmuskulatur sowie die Achillessehne gedehnt.

Zusätzlich zu den physiotherapeutischen Maßnahmen sind spezielle Orthesen oder Bandagen, welche eine Medialisierung der Patella zum Ziel haben, hilfreich bei der Schmerzneutralisierung. Eine Schuheinlagenversorgung sollte bei einer ausgeprägten Pronationsfehlstellung des unteren Sprunggelenkes ebenfalls erfolgen (Schmeling, 2010; Redziniak DE, 2009).

Im Falle eines Versagens der konservativen Therapie sowie bei rezidivierenden (Sub)luxationen der Patella oder einem anderen Verletzungsmuster, bei dem eine konservative Therapie wahrscheinlich keine Besserung der Symptome zur Folge hätte, sollte eine operative Therapie angestrebt werden. Die operative Stabilisierung der Patella nach Erstluxation wird in der Literatur kontrovers diskutiert (Bitar AC, 2015; Deie M, 1998; Drez D, 2001; Fisher B, 2010; Fithian DC, 2004; Longo UG, 2016; Nikku R, 2005). Kommt es bei Erstluxationen zu einem ausgeprägten Hämarthros mit einer Abscherung von Knorpel/Knochen-Strukturen, ist zumindest eine Arthroskopie des Kniegelenkes indiziert.

2.8. Grundlagen der operativen Therapie

Bei der patellofemorale Instabilität handelt es sich um ein Zusammenspiel vieler prädisponierender Faktoren, welche letztendlich zu einer Luxation der Kniescheibe führen. Nach Schmeling (Schmeling, 2010) können grundsätzlich drei Therapieansätze entsprechend der individuellen Pathologie des Patienten unterschieden werden:

- Die Rekonstruktion der medialen passiven Stabilisatoren des Patellofemoralgelenkes (Drez D, 2001; Ellera Gomes JL, 2004; Schöttle PB, 2005)
- Die Modulation der statischen Faktoren bei Vorliegen einer Trochleadysplasie (Albee, 1915; Bereiter H, 1994; Verdonk R, 2005)
- Eingriffe in den proximalen und distalen Streckapparat zur Verbesserung des patellaren Trackings, wie z.B. ein laterales Release, eine Versetzung der Tuberositas tibiae, oder eine Medialisierung des Musculus vastus medialis obliquus

Primärnaht der medialen patellofemorale passiven Stabilisatoren:

Nach einer patellaren Luxation ist in den meisten Fällen der mediale patellofemorale Bänderkomplex geschädigt (Ahmad CS, 2000; Sallay PI, 1996; Tuxoe JI, 2002; Nomura E, 2002). Begleitend können (osteo)chondrale Avulsionen mit Abscherfragmenten auftreten. Mittels einer Arthroskopie können diese freien Gelenkkörper entfernt und die medialen Weichteile gerafft und gegebenenfalls genäht werden. Yamamoto beschrieb erstmals diese Technik der arthroskopischen Raffung des medialen Bandapparates, welche bis heute weiter modifiziert wurde (Schmeling, 2010; Strobel, 2002; Yamamoto, 1986). Mittels dieser Technik wurden geringere Re-Luxationsraten beobachtet als bei konservativen Verfahren (Garth WP, 1996; Schöttle PB, 2006), jedoch konnten Schöttle et al. zeigen, dass bei einer höhergradigen Dysplasie der Trochlea femoris eine alleinige Naht bzw. Raffung des medialen Retinakulums nicht ausreichend zur Versorgung der patellofemorale Instabilität schien.

Mediale Raffung:

Mittels der Technik nach Insall soll der Ansatz des Muskulus vastus medialis obliquus an den lateralen Anteil der Patella versetzt werden und als aktiver Stabilisator zur Medialisierung des MPFL beitragen. Da der Faserverlauf des Muskels aber nicht geändert werden kann, tritt

seine Stabilisierungsfunktion erst bei einer Flexion von etwa 60° in Kraft. Viele Studien konnten zeigen, dass eine mediale Raffung der Rekonstruktion des MPFL mittels autologem Transplantat hinsichtlich postoperativer Relaxationsraten und der Schmerzsymptomatik unterlegen ist (Fondren FB, 1985; Koskinen SK, 1998; Radlo W, 1997; Vahasarja V, 1995).

Laterales Release:

Durch die Resektion des lateralen Retinakulums soll die Zugkraft nach lateral gemindert und eine Luxationstendenz reduziert werden. Dieser Eingriff verspricht jedoch nicht immer den gewünschten Erfolg, da das laterale Retinakulum sogar eine stabilisierende Wirkung auf das Patellofemoralgelenk in extensionsnaher Position ausübt (Christoforakis J, 2006; Fithian DC, 2004). Bei Durchtrennung dieses Bandes ist eine Weichteilbarriere gegen eine laterale Translation der Patella aufgehoben und die laterale Instabilität nimmt in Streckstellung zu (Christoforakis J, 2006; Fithian DC, 2004; Kramers-de Quervain IA, 1997; Nonweiler DE, 1994). Ein isoliertes laterales Release bei extensionsnaher patellofemorale Instabilität ist nicht mehr indiziert (Schmelting, 2010). Lediglich bei einer fixierten lateralen Luxation sowie einer Subluxation in tiefer Flexion kann dieser Eingriff erforderlich sein.

Medialisierung der Tuberositas tibiae:

Ein durch beispielsweise vermehrte Außenrotation des Unterschenkels hervorgerufener vergrößerter TTTG-Abstand und damit vermehrt lateraler Ansatz des Ligamentum patellae führt zu einem größeren Q-Winkel. Hierbei wird die lateralisierende Wirkung des Musculus quadrizeps femoris auf die Patella verstärkt bis hin zur (Sub)luxation. Bei dieser Form der operativen Therapie der patellofemorale Instabilität soll der ossäre Ansatz der Patella-Sehne etwa 10 bis 15 mm nach medial versetzt werden, damit ein pathologischer Q-Winkel oder ein zu großer TTTG-Abstand und somit die Luxationstendenz vermindert werden kann. Zusätzlich besteht die Option der Distalisierung der Tuberositas tibiae bei ggf. vorliegender Patella alta. Da der Streckapparat jedoch nur in stärkerer Flexion eine stabilisierende Funktion übernimmt, hat dieser Eingriff eine geringere Konsequenz hinsichtlich einer patellaren Instabilität in extensionsnaher Position (Goodfellow J, 1976; Grelsamer RP, 1998). Ein Realignment der Patella ist somit nur unzureichend möglich (Dejour H, 1994). Daher wird bei diesem Eingriff literaturabhängig nur in circa 65% der Fälle eine Stabilität der Kniescheibe erreicht (Pidoriano AJ, 1997; Cohen ZA, 2003; Elias JJ, 2004; Elias JJ, 2004; Brown DE, 1984).

Trochleoplastik:

Hierbei handelt es sich um einen komplexen Eingriff in die Geometrie der Trochlea femoris. Bei vielen Patienten mit patellofemoraler Instabilität existiert zusätzlich eine dysplastische Trochlea femoris (Dejour H, 1994; Dejour D, 2007). Das Ziel dieses Eingriffes ist die laterale Facette in Relation zur Trochlea steiler zu gestalten und zu erhöhen, ohne dass dabei der patellofemorale Anpressdruck gesteigert wird (Schmeling, 2010). Dies wird mittels einer operativ geschaffenen Vertiefung der Trochlea femoris erreicht. Da bei einer Trochleadysplasie oftmals auch die passiven Stabilisatoren nur unzureichend ausgebildet sind, kann eine MPFL-Rekonstruktion simultan additiv durchgeführt werden (Bereiter H, 1994).

Techniken zur Rekonstruktion des medialen patellofemoralen Bandes mittels eines autologen Transplantates:

Die Rekonstruktion des MPFL mittels eines autologen Transplantates stellt neben den bereits vorgestellten Operationstechniken eine ausgezeichnete Therapieoption zur Behandlung der patellofemoralen Instabilität dar (Warren LA, 1974; Hautamaa PV, 1998; Conlan T, 1993; Desio SM, 1998; Schöttle PB, 2005; Kang H, 2016; Longo UG, 2016; Schneider DK, 2016).

Eine MPFL-Rekonstruktion kann nicht nur isoliert, sondern ggf. auch zusätzlich zu anderen operativen Eingriffen durchgeführt werden, um letztlich eine Stabilität im Patellofemoralgelenk zu erreichen.

Während der letzten Jahre wurden zunehmend verschiedene Techniken zum operativen MPFL-Ersatz mit positivem Ergebnis publiziert (Arendt EA, 2002; Avikainen VJ, 1993; Chassaing V, 2005; Davies AP, 2000; Deie M, 1998; Drez D, 2001; Ellera Gomes JL, 2004; Gomes, 2008; Nomura E, 2003; Ostermeier S, 2007).

Allen Techniken gemeinsam ist das Ziel, das MPFL als wichtigsten passiven Stabilisator der Patella wiederherzustellen und mittels stabiler Refixation eine möglichst frühfunktionelle Nachbehandlung zu ermöglichen. Dies wird je nach Studie auf unterschiedliche Art und Weise erreicht. Um optimale Ergebnisse für den Patienten zu erhalten, ist es essentiell, das mediale Retinakulum möglichst anatomisch zu rekonstruieren (Amis AA, 2003; Smirk C, 2003).

Eine nicht-anatomische Rekonstruktion kann zu unphysiologischen Belastungen im Patellofemoralgelenk führen, was Schmerzen, Bewegungseinschränkungen und eine verfrühte Arthrose für den Patienten bedeuten könnte. Ebenfalls vermieden werden sollte die Rekonstruktion nur eines funktionellen Bündels an der Patella, da so ein vermehrter Tilt und eine erhöhte Rotation der Kniescheibe auftreten können (Desio SM, 1998; Elias JJ, 2006; Steensen RN, 2003). Dies geschieht, wenn z.B. eine Sehne gestielt versetzt oder verlagert wird, sodass ein Ursprung nicht anatomisch am Femur oder an der Patella ansetzt (Amis AA, 2003; Kang HJ, 2010). Dies wurde ebenfalls bei Techniken, bei denen freie Grafts verwendet wurden und daraus ein punktuell fixiertes einzelnes Bündel entstand (Drez D, 2001; Ellera Gomes JL, 2004), beschrieben.

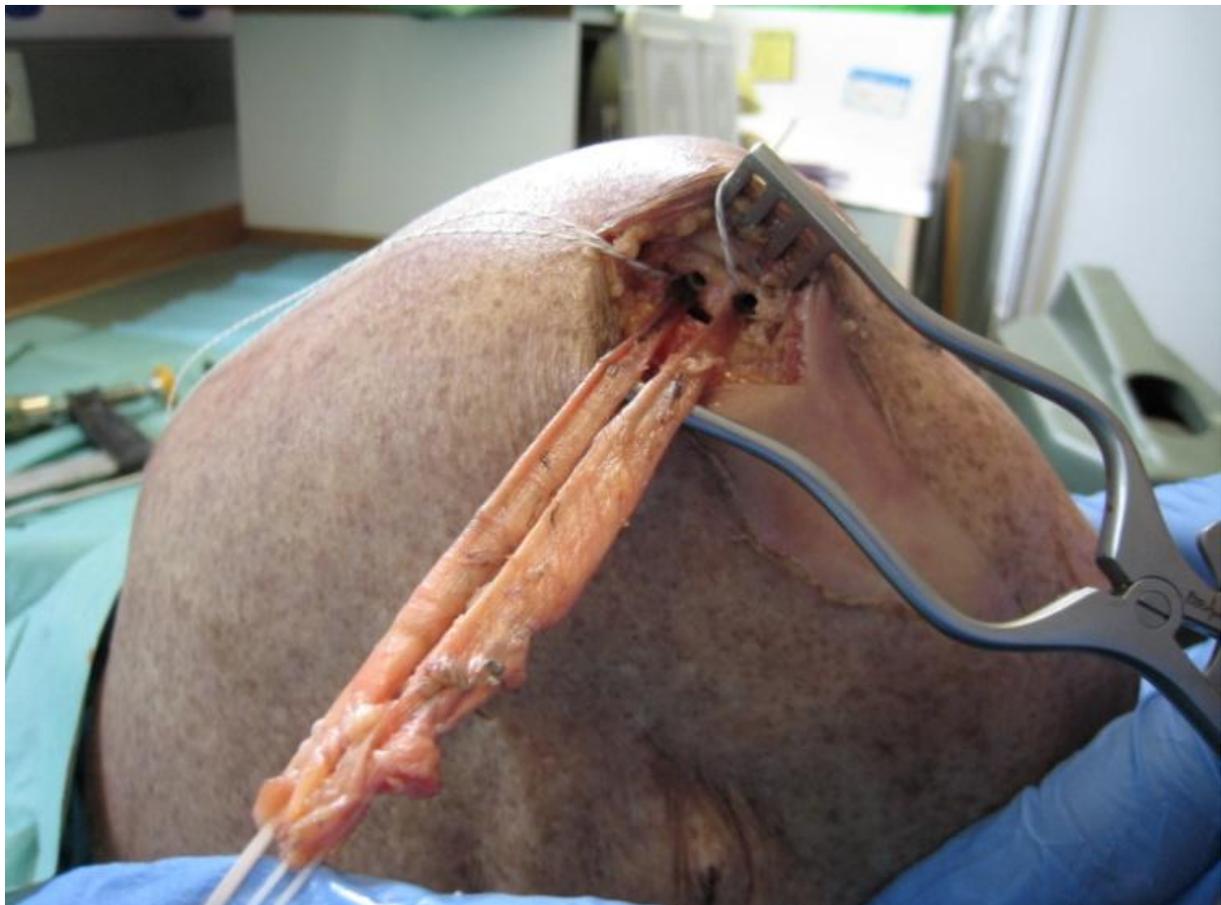


Abbildung 5: Doppelbündeltechnik, Fascia lata

Bei der in dieser Dissertation verwendeten Operationstechnik wird ein autologes Gracilis-Sehnentransplantat sowie ein Teilstück des Tractus iliotibialis (Abbildung 5) als MPFL-Ersatz verwendet. Aufgrund zweier Fixierungen in den proximalen zwei Dritteln des medialen Patellarandes und einer Fixierung am anatomischen femoralen Ansatzpunkt des MPFL spricht man von einer Doppelbündeltechnik (Schöttle PB, 2010).

Da in der vorliegenden Arbeit die Gracilis-Grafts den Fascia lata-Transplantaten gegenübergestellt werden, wird auch hier eine modifizierte Technik nach Schöttle am jeweiligen humanen Kniepräparat verwendet.

Indikationen zur operativen MPFL-Rekonstruktion:

- rezidivierende laterale Patella(sub)luxationen
- primäre Dislokation mit bestehendem, positivem Apprehension-Test

Kontraindikationen zur operativen MPFL-Rekonstruktion:

- akute Gelenkinfektionen
- Bestehende neurogene Instabilität und Störung der ischiokruralen Muskulatur
- ausgeprägte knöcherne Rotationsfehler mit pathologischem patellarem Tracking
- ausgeprägte Dysplasie der Trochlea (Dejour B-D)

3. MATERIAL UND METHODEN

3.1. Kniepräparate und autologe Grafts zur Rekonstruktion des MPFL

Die Versuche wurden an insgesamt 16 humanen Kniepräparaten durchgeführt. Insgesamt wurden 6 männliche und 10 weibliche Knie verwendet, davon 6 linke und 10 rechte Kniepräparate.

Die Präparate wurden femoral und tibial ca. 15-20 cm vom Gelenkspalt entfernt in der Transversalebene durchtrennt.

Die Aufbewahrung aller Präparate fand bei -27°C in einer Plastik-Schaumstoffhülle statt. Zu Versuchsbeginn waren die Präparate gänzlich aufgetaut.

3.1.1. Gracilis-Sehne

Die in dieser Dissertation verwendete Gracilis-Sehne entstammte dem jeweils für den Versuch vorbereiteten Kniepräparat.

Der Musculus gracilis ist ein schlanker, oberflächlich gelegener Skelettmuskel, der den Adduktoren des Oberschenkels zuzuordnen ist. Seinen Ursprung besitzt er am Ramus inferior des Schambeins und inseriert zusammen mit den Musculi semitendinosus und sartorius am Pes anserinus superficialis auf der ventralen Seite der Tibia. Seine physiologische Funktion besteht einerseits in einer Flexion und Adduktion im Hüftgelenk, andererseits dient er der Flexion im Kniegelenk und führt zu einer Innenrotation des Unterschenkels. Innerviert wird er durch den Nervus obturatorius.

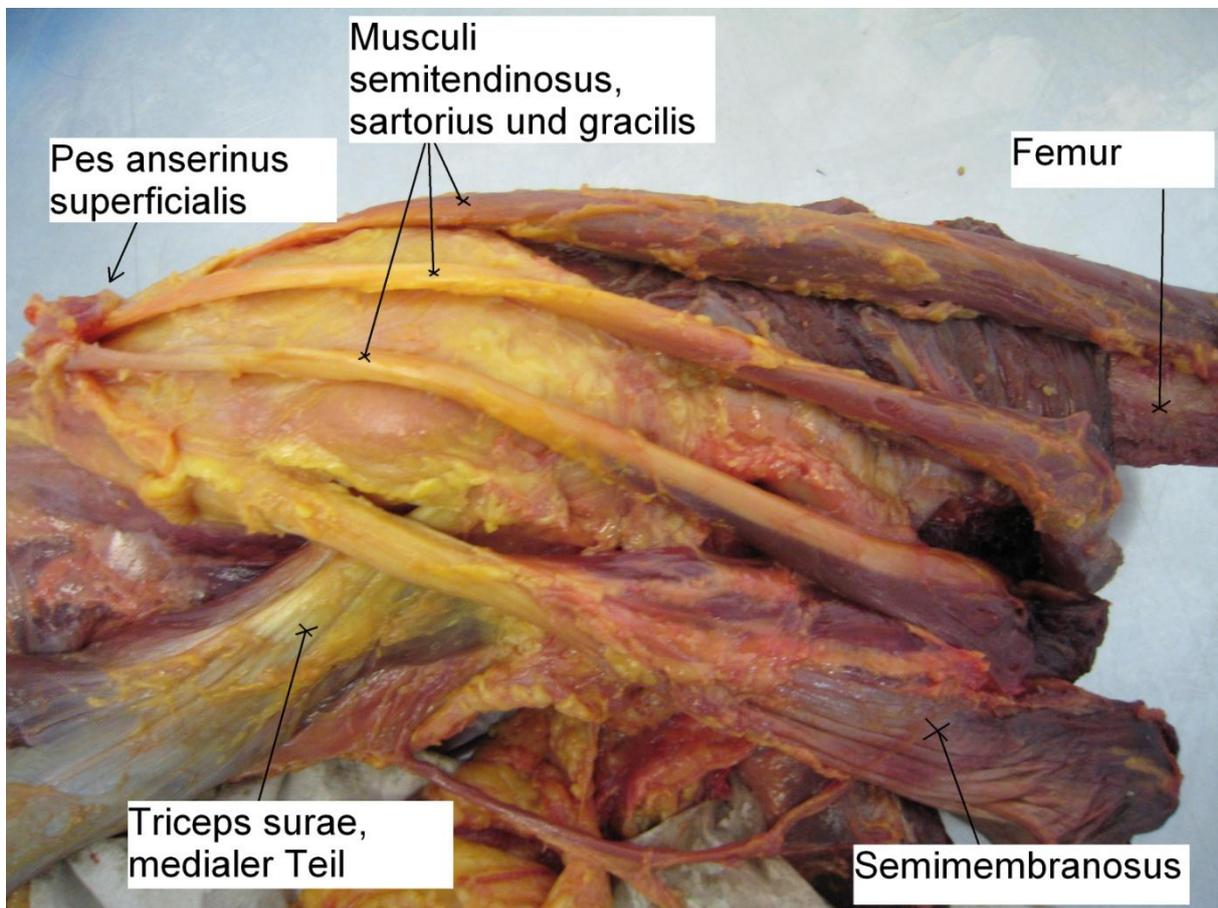


Abbildung 6: Anatomie aus der Sicht von medial

Die Gracilis-Sehne (Abbildung 6) eignet sich aufgrund ihrer biomechanischen Eigenschaften, der einfachen Möglichkeit der Sehnenentnahme und ihrer geringen Entnahmemorbidität hervorragend sowohl als additive Sehne zur Kreuzbandersatzplastik oder zur Rekonstruktion

des MPFL. Eine nur spärliche Blutversorgung des Muskels erleichtert seine Entnahme mit lediglich minimalem Blutverlust.

Seit Biomechanik-Studien gezeigt haben, dass das MPFL eine mittlere Versagenslast von 208 Newton aufweist, wird die Gracilis-Sehne regelmäßig als Autograft zur MPFL-Rekonstruktion genutzt. Bereits ein Bündel dieser Sehne kann dieser Last problemlos widerstehen (Amis AA, 2003).

Für die Entnahme der Gracilis-Sehne wurde ein etwa 2-3 cm langer anteromedialer Schnitt 5-10 mm distal der Tuberositas tibiae und parallel zur vorderen Schienbeinkante gesetzt. Nach

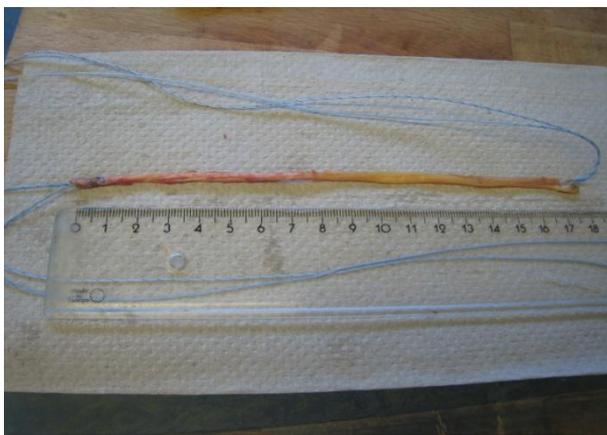


Abbildung 7: armierte Gracilis Sehne

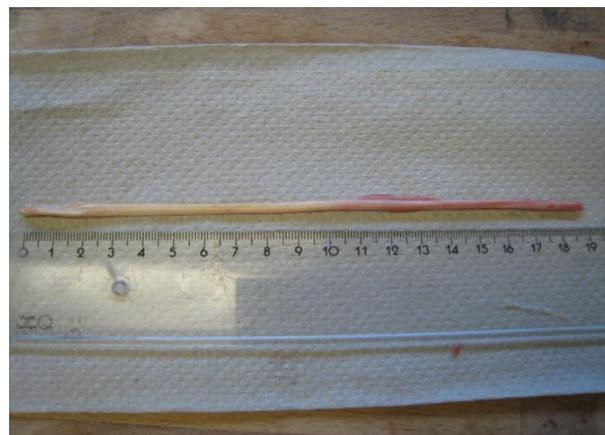


Abbildung 8: Länge der Gracilis Sehne, Muskulatur entfernt

Identifikation der Sehne am Pes anserinus superficialis und einer Incision der Sartorius-aponeurose wurde sie ansatznah scharf abgesetzt. Die proximale Absetzung erfolgt mit einem Sehnenstripper. Die Länge der Sehnen variierte zwischen 18 und 21 cm. Nach Befreiung von umgebendem Bindegewebe und Fett wurde die Sehne auf eine Arbeitsplatte gelegt und mittels einer stumpfen Schere wurden sämtliche verbleibenden Muskelanteile von der Sehne entfernt. Es erfolgte die Armierung beider Sehnenenden mit einem nicht-resorbierbaren Faden der Stärke 2-0 (Fiberwire, Arthrex (Naples, USA)) über eine Strecke von jeweils 1-1,5 cm (Abbildung 7 und 8).

3.1.2. Fascia lata

Die hier verwendeten Faszien-Transplantate entstammten ebenfalls dem jeweiligen Kniepräparat. Die Fascia lata ist eine derbe Bindegewebshülle am lateralen Oberschenkel mit dem Zweck, die Muskulatur an dieser Stelle zusammenzuhalten. Sie kann durch den Musculus tensor fasciae latae über den Tractus iliotibialis unterschiedlich stark gespannt werden (Abbildung 9).

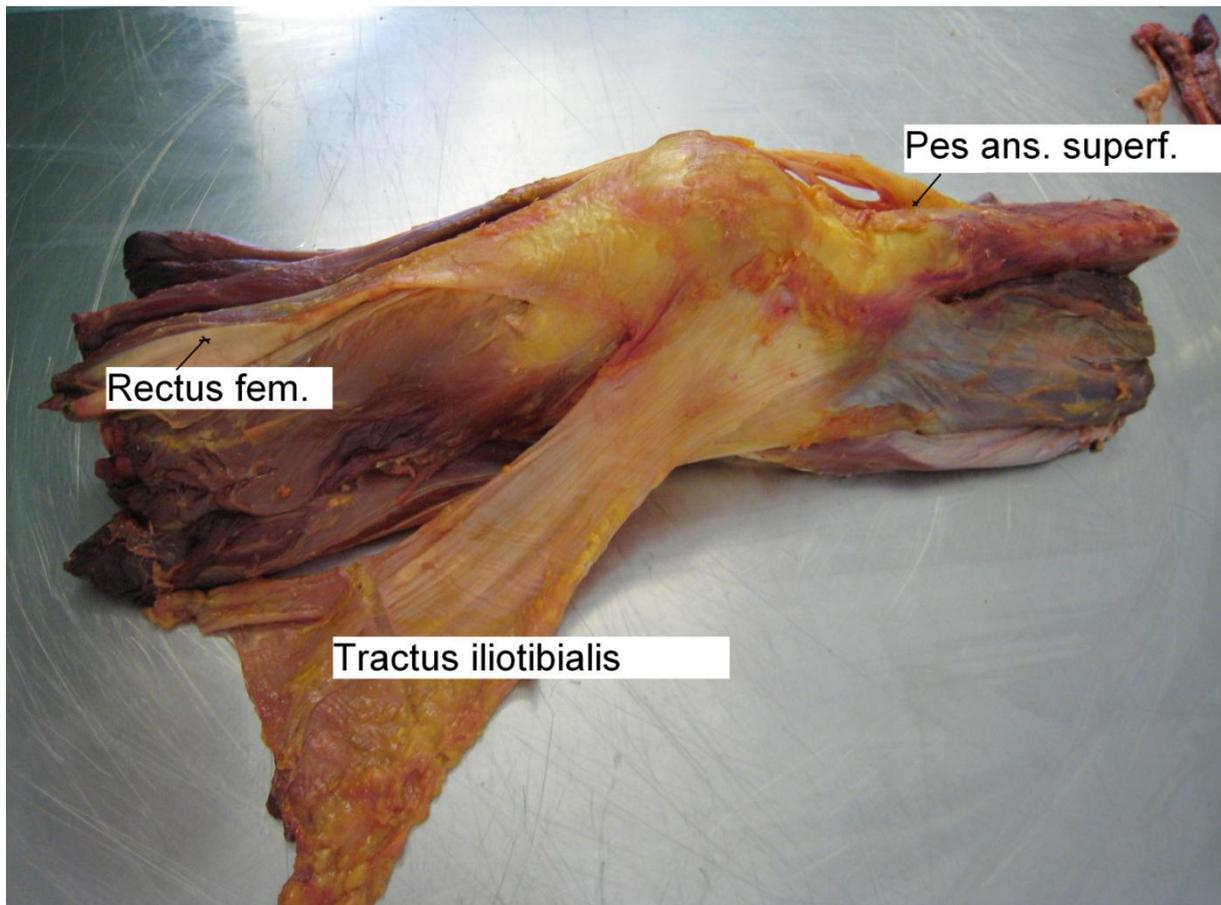


Abbildung 9: Anatomie Tractus iliotibialis, Sicht von lateral

Der Grundgedanke bei der Verwendung eines Teils der Fascia lata als autologes Transplantat zum MPFL-Ersatz liegt zum einen in einer minimalinvasiven Präparation dieser Faszie und der generellen Verfügbarkeit und Anwendbarkeit bei jedem Patienten. Eine anatomische Rekonstruktion des MPFL mittels eines autologen Transplantates sollte demnach auch bei Patienten (vor allem jungen Sportlern) möglich sein, welche aufgrund vorausgegangener Operationen wie z.B. einer Kreuzbandersatzplastik über keine eigenen Semitendinosus- oder Gracilis-Sehnen mehr verfügen. Im Umkehrschluss könnten mit dieser Technik diese

Sehnentransplantate für eventuell später notwendige Operationen aufgespart werden. Weiterhin ähnelt die fächerförmige Beschaffenheit der Fascia lata derjenigen des MPFL, da sie weniger tubulär geformt ist als eine Sehne, was wiederum zu einer besseren Kinematik führen könnte. Bei der Entnahme der Fascia lata besteht durch das minimalinvasive Verfahren der Vorteil, dass keine wichtigen Strukturen in ihrer nativen Funktion geschwächt werden.



Abbildung 10: Länge der Hautinzision



Abbildung 11: Fascia lata, zu entfernender Bereich markiert

Zur Freilegung der Fascia lata wurde ein circa 6 cm langer Hautschnitt am lateralen Oberschenkel gesetzt (Abbildung 10). Nach stumpfer Präparation bis auf die Faszie, welche sich hell schimmernd und straff darstellt, wurde ein etwa 10 mm breites und 12 cm langes quadratisches Stück aus der Faszie mit einem scharfen Skalpell herausgetrennt und unter Zuhilfenahme einer stumpfen Klemme von der darunterliegenden Muskulatur abpräpariert



Abbildung 12: Verschluss der Entnahmestelle mittels resorbierbarer Naht

(Abbildung 11). Mittels eines stumpfen Langenbeck-Hakens konnte die Wunde ausreichend nach distal und proximal aufgehalten werden, um eine saubere Schnittführung gewährleisten zu können. Anschließend wurde die verbleibende Lücke mittels eines resorbierbaren Fadens der Stärke 4-0 wieder problemlos und spannungsfrei verschlossen (Abbildung 12).

Mit einer stumpfen Schere wurden analog zur Gracilis-Sehnenpräparation auch hier alle verbliebenen Muskel-, Bindegewebe- und Fettanteile möglichst schonend entfernt (Abbildung 13), um keine Perforation des Transplantates herbeizuführen. Das vorliegende Präparat wurde im nächsten Arbeitsschritt in seiner Breite halbiert, so dass zwei möglichst identische Transplantate mit den Maßen 5 mm auf 12 cm vorlagen. Die Enden wurden wiederum mit einem nichtresorbierbaren Faden der Stärke 2-0 (Fiberwire, Arthrex (Naples, USA)) über eine Strecke von 1-1,5 cm armiert.



Abbildung 13: Zwei Stränge der präparierten Fascia lata

3.2. Kraft- und Druckmessung

3.2.1. Tekscan Druckmessfolie

Die Firma Tekscan (South Boston, MA, USA, www.tekscan.com) beschäftigt sich unter anderem mit der Herstellung verschiedener Sensorsysteme, welche z.B. in der Industrie zur Materialprüfung, zur Kräftermessung bei Crashtests oder bei Orthopäden zur „Standanalyse“ eines Patienten und der weiteren Schuheinlagenversorgung genutzt werden. Aus dem fundierten Sortiment an verschiedenen Sensortypen wurde in dieser Arbeit die Drucksensorfolie des Typs 5051 verwendet (Abbildung 14).

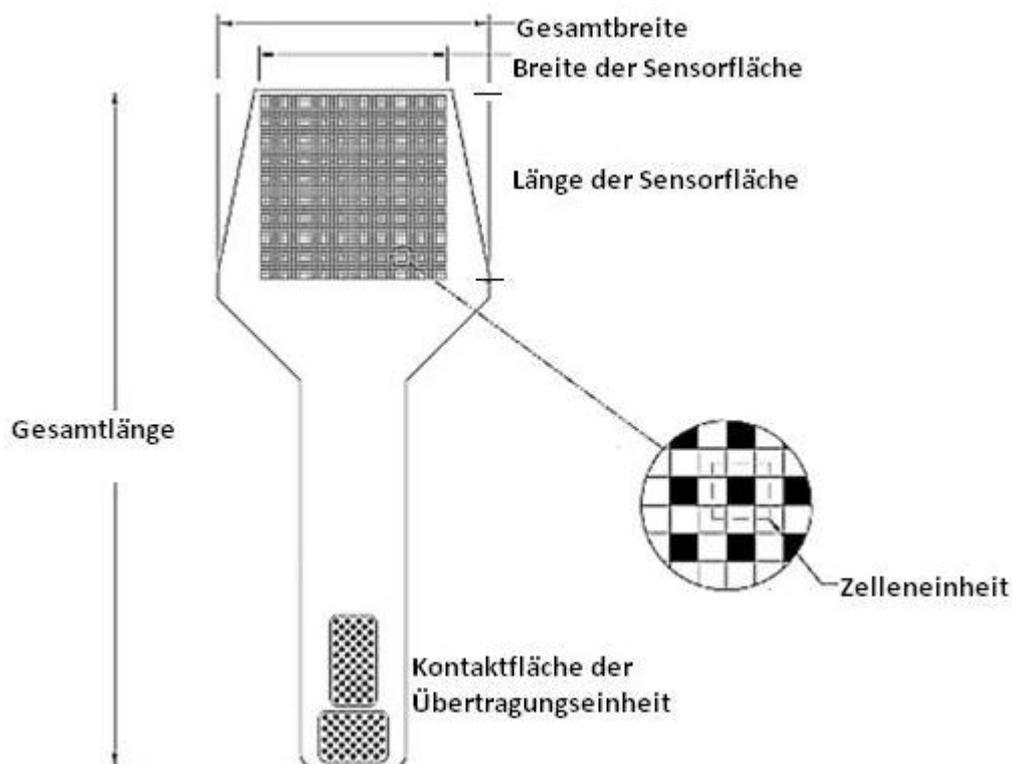


Abbildung 14: Skizze einer Sensorfolie, Quelle: www.tekscan.com

Aufgrund ihrer Größe eignete sich diese hervorragend zur Implantation an der patellaren Gelenkfläche. Durch die extrem geringe „Stärke“ der Folie von nur 0,1 mm wurde eine exzellente Flexibilität ihrerseits innerhalb des Kniegelenkes gewährleistet. Somit wurden sämtliche von der Sensorfolie bedeckten Anteile der Gelenkfläche bei der Druckmessung berücksichtigt. Da die Messfläche, auf denen sich die einzelnen Drucksensoren befinden, exakt 5,5 auf 5,5 cm misst, konnte in allen Versuchen die patellare Gelenkfläche komplett evaluiert werden.

Insgesamt besteht diese Drucksensorfolie aus 1936 einzelnen und voneinander unabhängigen Sensorzellen. Ein Quadratzentimeter der Sensorfläche enthält demnach 62 dieser Zellen. Eine Zelle wiederum ist 0,8 mm breit und 0,8 mm lang. Diese hohe Sensordichte machte es möglich, Kräfte an vielen verschiedenen Punkten im Patellofemoralgelenk zu messen. Bei Belastung der Druckmessfolie sendet jede Sensorzelle, auf die eine Kraft bzw. ein Druck ausgeübt wird, ein Signal an die Übertragungseinheit, welche die Signalstärke in Werte ohne SI-Einheit umwandelt und diese Daten via USB an den angeschlossenen Computer übermittelt. Jede dieser Zellen sendet entsprechend der Stärke der Belastung einen Zahlenwert von 0 bis 255 an die Software „I-Scan“. Mit I-Scan konnte diesen nativen Werten die SI-Krafteinheit Newton zugeordnet werden.

Weiterhin war es möglich, die Sensorfolie hinsichtlich ihrer Empfindlichkeit mittels der beiliegenden Software einzustellen. In den Versuchen wurde die höchste Sensitivität verwendet, um in möglichst vielen Sensorzellen eine Aktivität feststellen und so ausreichend Daten aufzeichnen zu können. Die Folie kann konstruktionsbedingt Drücke von 48 kPa (=4,8 N/cm²) bis zu 172 kPa (=17,2 N/cm²) messen, was für die auftretenden Belastungen im Patellofemoralgelenk als adäquat erschien.

3.2.2. I-Scan Version 5.90 zur Datenerfassung

Die Software I-Scan der Firma Tekscan diente zur Auswertung und Veranschaulichung der von der Drucksensorfolie übermittelten Datenmengen. Mittels dieser Software war es möglich, dynamische Messungen in Echtzeit durchzuführen und aufzuzeichnen. Weiterhin wurde die Sensorfolie mithilfe dieser Software equilibriert. Equilibrieren bedeutet, dass mit der Materialprüfmaschine ein konstanter Druck über die gesamte Messfläche der Folie appliziert wurde und dabei die Sensorzellen „lernen“ sollten, auftretende Drücke mit ihren benachbarten Zellen zu vergleichen. Dies diente der Elimination von fehlerhaften Extremwerten, welche die Endergebnisse beeinflussen könnten.

Das Programm bot weiterhin den Vorteil der einfachen Erstellung diverser Grafiken, um die auftretenden Kräfte zu jedem Zeitpunkt der Messung veranschaulichen zu können. Ebenso war gleichzeitig die Unterteilung der Messfläche in verschiedene Quadranten und deren getrennte Auswertung möglich, was zusätzliche Informationen zur Kräftedistribution im Patellofemoralgelenk lieferte. In der folgenden Abbildung wird der Startpunkt einer Aufzeichnung während eines Versuchsablaufes dargestellt (Abbildung 15):

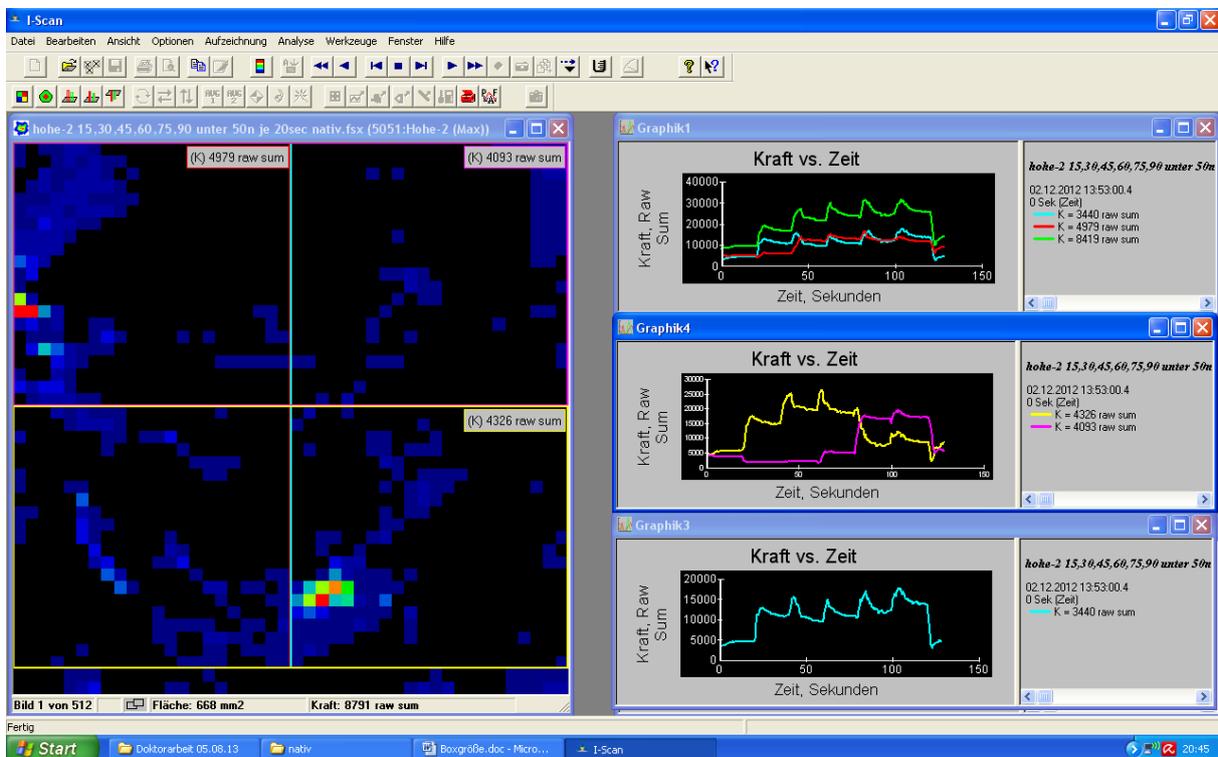


Abbildung 15: I-Scan Grafiken und Messbereiche

Im rechten Bildteil befinden sich diverse Grafiken, wie sie auch zur Auswertung der Daten verwendet wurden. Auf der Ordinate sind die gemessenen belastungsabhängigen Werte und auf der Abszisse die Zeit aufgetragen. Die oberste Grafik veranschaulicht die Gesamtkraft (grün) und die herrschenden Kräfte auf medialer (türkis) und lateraler (rot) Patellafläche zum Startzeitpunkt der Messung in 15° Knie-Flexion. Die regelmäßigen „Sprünge“ in der Grafik stellen die in 20 Sekundenabständen vorkommenden Übergangsphasen zum nächsten Flexionsgrad dar. Die mittlere Grafik lässt sich beispielsweise so interpretieren, dass die Kräfte im proximalen (pink) Anteil der Patella bei diesem Kniepräparat bei stärkerer Flexion ab 75° ansteigen, während die vorher aufgetretenen, höheren Kräfte der distalen (gelb) Patellafläche ab diesem Flexionsgrad abfallen.

Die unterste Grafik stellt noch einmal isoliert die Kräfte auf medialer Seite des Patellofemoralgelenkes dar. Analog dazu wurden auch isoliert die Kräfte auf lateraler, proximaler und distaler Kniescheibengleitfläche veranschaulicht (hier nicht dargestellt).

Auf der linken Seite der Abbildung ist die gesamte Sensorfläche dargestellt sowie deren Unterteilung in die proximalen, distalen, medialen und lateralen Quadranten. Ein kleines blaues Quadrat stellte hierbei eine einzige Sensorzelle dar, welche gerade gering belastet wurde. Schwarz gefärbte Zellen zeigten Areale ohne Belastung zu diesem Zeitpunkt auf. Die auftretenden Farben dienten lediglich zur optischen Quantifizierung der Kräfte, d.h. dass beispielsweise ein rotes Feld eine sehr hohe Belastung dieser Sensorzelle anzeigte, jedoch der exakte Wert z.B. zwischen 230 und dem Maximum von 255 lag.

Diese Daten konnten letztendlich voneinander getrennt in Excel-Tabellen überführt und miteinander verglichen werden.

Die enthaltene Anwendung zur 2-Punkt-Kalibrierung der Sensorfolie wurde in dieser Dissertation nicht verwendet, da sie als zu ungenau erschien. Es erfolgte stattdessen eine 10-Punkt-Kalibrierung mittels des Statistikprogrammes SigmaStat (Systat Software, San Jose, California, USA).

3.2.3. SigmaStat Version 3.5 zur Datenkonversion

SigmaStat (Systat Software, San Jose, California, USA) ist eine gängige Anwendung zur computergestützten Datenauswertung, speziell bei statistischen Fragestellungen. Mittels SigmaStat können auftretende Effekte unter Gruppen miteinander verglichen werden. Das Programm liefert im Anschluss eine detaillierte Beschreibung der Ergebnisse.

In dieser Arbeit war die Fähigkeit zur Regressionsanalyse mittels der Polynom-Regression von großer Bedeutung (Abbildung 16). Hierbei wurde eine mathematische Formel erstellt, welche in Excel-Tabellen eingefügt werden konnte. Dies half in erster Linie bei der Kalibrierung der Sensorfolie sowie der Überführung der aufgezeichneten Rohdaten in Werte mit der SI-Einheit „Newton“. Somit wurde eine Vergleichbarkeit der Werte sichergestellt. Für jede verwendete Druckmessfolie musste mittels der Polynom-Regression eine eigenständige Formel verwendet werden, da jede Folie andere native Werte bei gleicher definierter Belastung anzeigte.

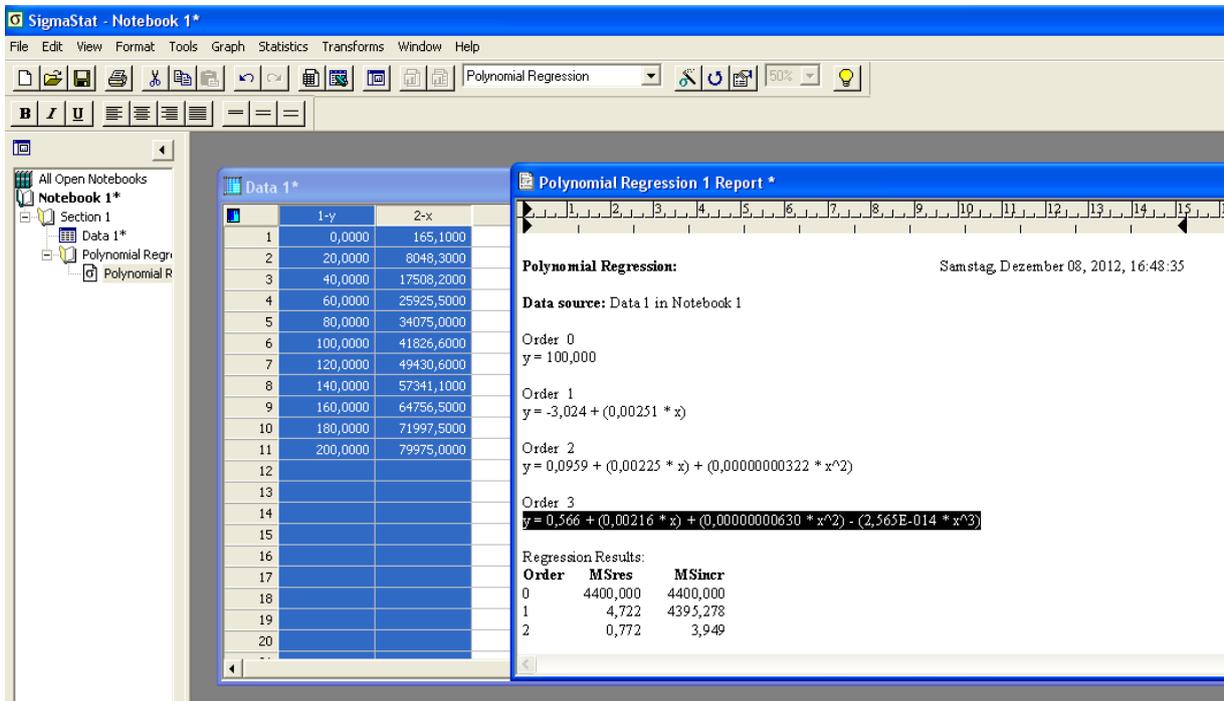


Abbildung 16: Beispiel der zu vergleichenden Rohdaten (rechte Spalte "2-x") mit den definierten Werten in der Einheit Newton (linke Spalte "1-y") und der entsprechenden Formel (schwarz markiert)

Weiterhin konnten mit dieser Anwendung deskriptive Statistiken und Grafiken kreiert werden.

3.3. Versuchsaufbau

3.3.1. Fixierung des Kniegelenkes zur Messung der Kniegelenkskinematik

In der Literatur existieren verschiedene Modelle vollautomatischer Kniekinematoren, welche eine möglicherweise höhere Genauigkeit im Hinblick auf eine statische Fixierung auf einem definierten Flexionsgrad erlauben (Müller O, 2009). Der Mangel einer solchen Apparatur für die vorliegende Arbeit und das damit verbundene „Fehlen“ dieser zusätzlichen Genauigkeit wurde durch diverse Vorkehrungen minimiert.

Die Fixierung des gesamten Präparates wurde so gestaltet, dass äußere Einflüsse beim Arbeiten am jeweiligen Präparat keine Auswirkungen auf die Position desselben hatten. Dazu wurde die Längsachse des Femurknochens des jeweiligen Kadaverpräparates stets parallel zur Horizontalen an der Haltevorrichtung fixiert. Das Winkelmessgerät wurde ebenfalls parallel zur Tibiavorderkante an derselben fixiert. Auf diese Weise und die vor Beginn der Versuchsreihe durchgeführte Validierung des Winkelmessgerätes mittels der infrarotgesteuerten Navigation der Firma Stryker (Kalamazoo, Michigan, USA) konnte eine genaue Einstellung der nötigen Flexionsgrade des Knies erfolgen. Die Flexion sowie die Fixierung des Knies auf dem jeweiligen Flexionsgrad erfolgten stets manuell und wurden vom gleichen Untersucher durchgeführt, um interindividuelle Variationen während eines Versuchsdurchlaufes zu minimieren. Während eines kompletten Versuchsdurchlaufes wurden weder die femoralen noch die tibialen Fixierungen gelöst, sodass bei allen Messungen die gleichen Flexionswinkel exakt eingestellt werden konnten.

Zur stabilen Fixierung der Kniepräparate musste zu Beginn der Forschungsarbeit zunächst eine Konstruktion entwickelt werden, welche folgenden Anforderungen entsprach:

Die Halterung musste eine ausreichende Stabilität gewährleisten, damit die Präparate unter Zug an der Rectus femoris Sehne mittels der Materialprüfmaschine positionsgenau fixiert wurden (Abbildung 17). Lageanomalien des Os femoris durften unter Belastung weder in der horizontalen noch in der vertikalen Orientierung auftreten, um keine Verfälschung der Winkelgrade bei den darauffolgenden Messungen zu verursachen. Durch mehrere Schrauben, welche die Kortikalis des Oberschenkelknochens beidseitig mit der Haltevorrichtung verbanden, entstand eine Rotations- und Winkelstabilität. Eine Bewegung konnte daher lediglich wie gewünscht im Kniegelenk stattfinden.

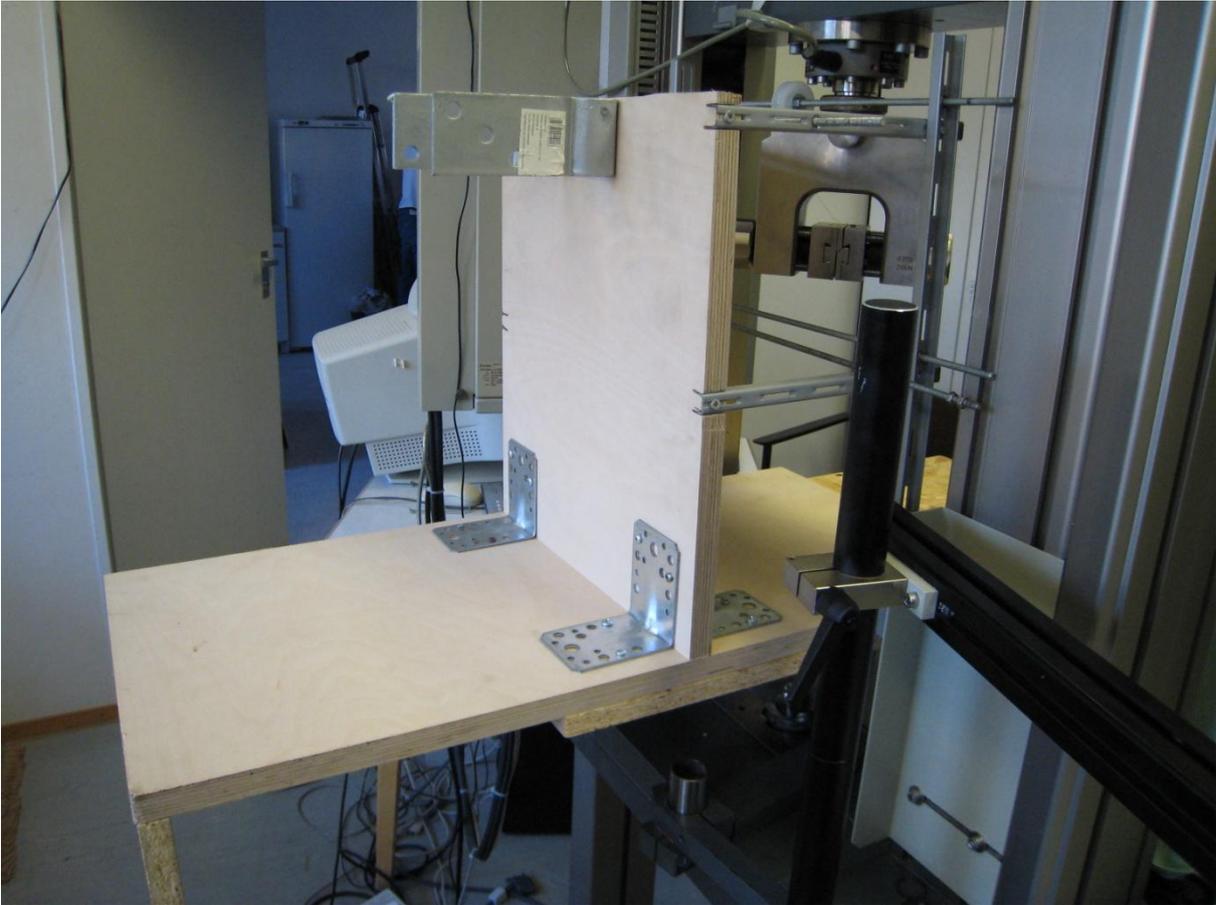


Abbildung 17: Halteapparat an Materialprüfmaschine fixiert, Sicht von vorne

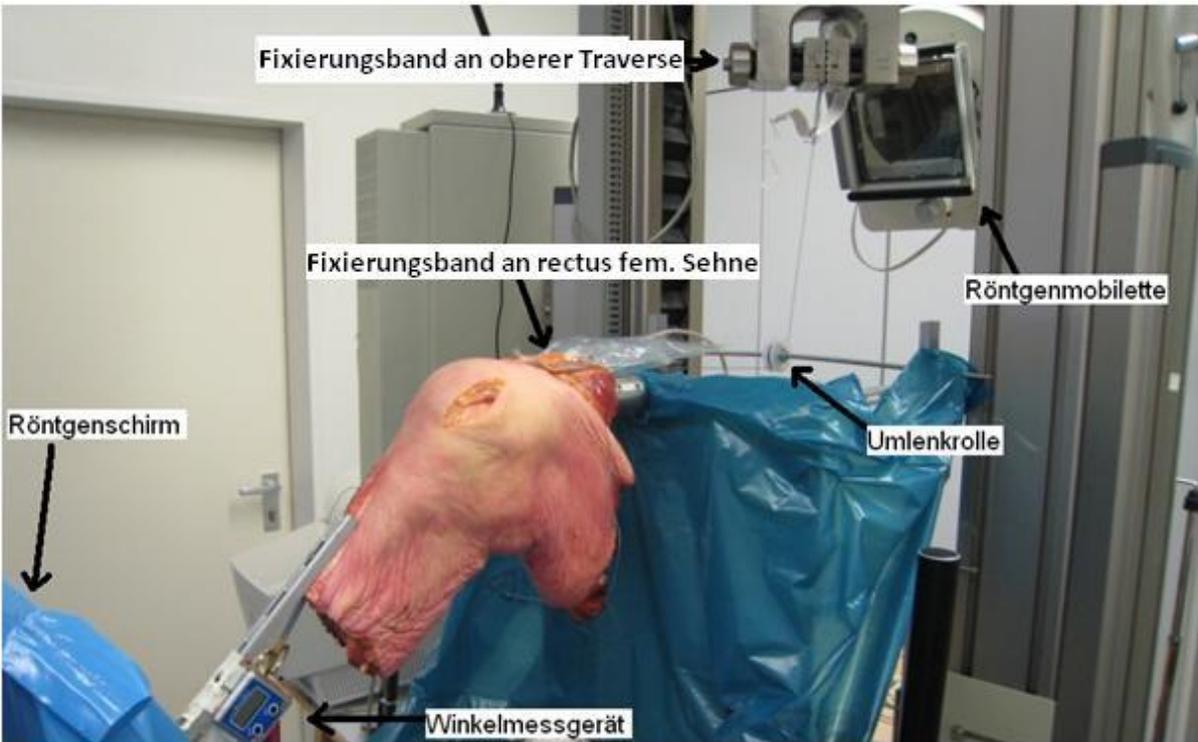


Abbildung 18: Versuchsaufbau mit Beschriftung, Sicht von medial

Um einen konstanten Zug von 50 Newton an der Rectus femoris Sehne mittels Materialprüfmaschine zu applizieren und eine physiologische Muskelkraft zu simulieren, wurde eine Fixierung etabliert, welche die Sehne mit der beweglichen Traverse der Materialprüfmaschine verband (Abbildung 18). Damit eine physiologische Zugrichtung in der Horizontalen gewährleistet werden konnte, wurde an das Metallgerüst eine frei bewegliche Umlenkrolle angebracht und die Zugkraft zur senkrecht agierenden Traverse umgeleitet. Durch die freie Beweglichkeit und somit Reibungslosigkeit wurden keine Verfälschungen hinsichtlich der Zugkraft auf die Sehne hervorgerufen.

Mit Hilfe eines mobilen Röntgengerätes wurde bei allen Präparaten eine standardisierte Patella-Aufnahme (Merchant View) (Merchant AC, 1974) des intakten Knies, des Kniegelenkes nach Simulation einer MPFL-Ruptur sowie nach MPFL-Rekonstruktion durchgeführt um Divergenzen hinsichtlich des patellaren Tilts und Shifts aufzeichnen zu können. Hierzu wurden entsprechende Befestigungen des Röntgenschirms an der Haltevorrichtung angebracht.



Abbildung 19: Versuchsaufbau aus der Sicht von medial, vergrößert, MPFL hier bereits inzidiert

Weiterhin wurde an der Tibiavorderkante eine Metallschiene mit einer Schraube befestigt und daran wiederum der digitale Winkelmesser (Abbildung 19). Die Flexion im Kniegelenk

konnte damit nach Validierung mittels Knie-Navigation (Stryker) dynamisch unter definierten Flexionsgraden exakt bestimmt werden. Für die exakte Durchführung und Reproduzierbarkeit der Versuche musste eine klar definierte Flexion im Kniegelenk stattfinden. Es wurden die Kräfte im Femoropatellargelenk bei 15, 30, 45, 60, 75 und 90° Flexion für eine Dauer von 20 Sekunden aufgezeichnet.

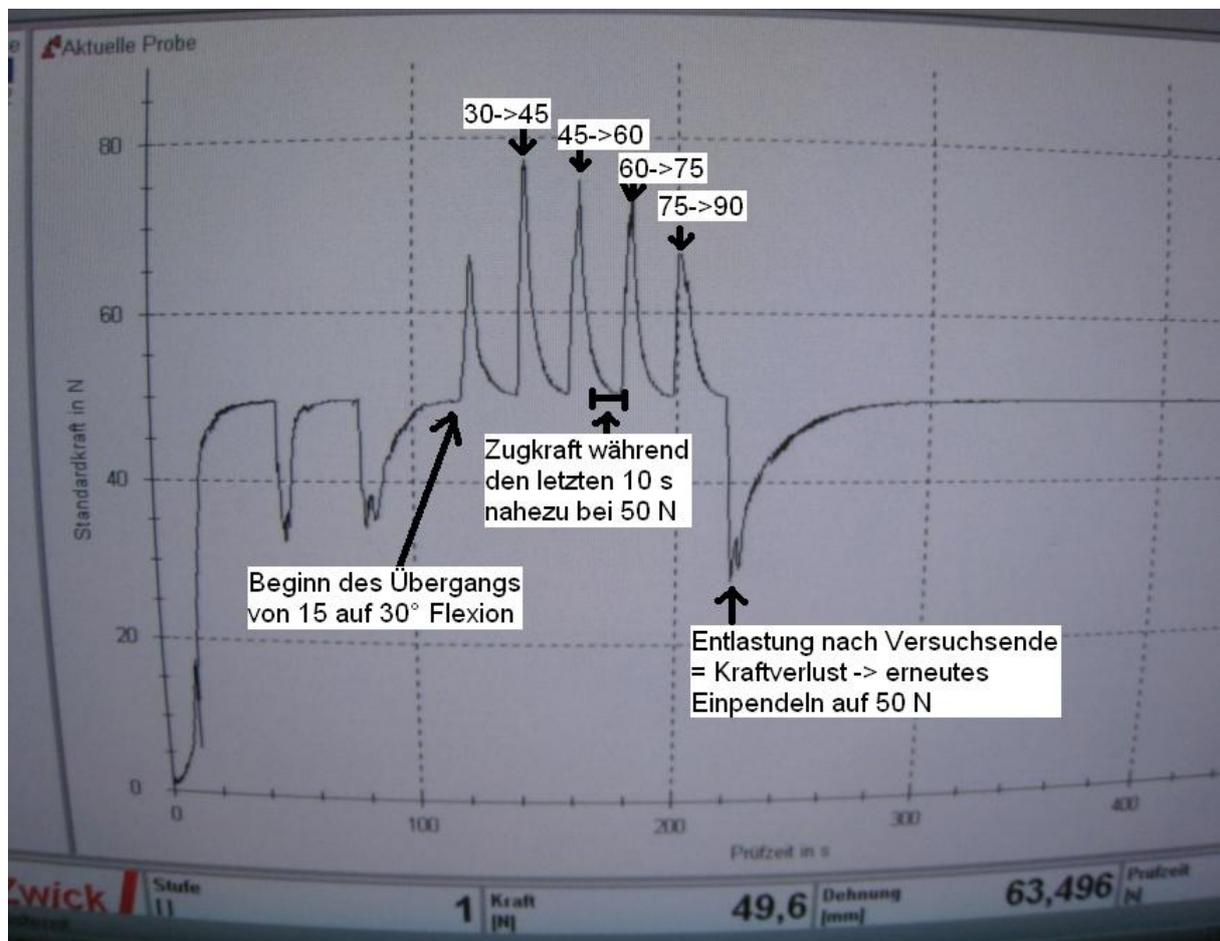


Abbildung 20: Zugkraft an der Rectus femoris Sehne, "Einpendeln" der Materialprüfmaschine auf 50 N

Durch den 50 N starken Zug an der Sehne des Musculus rectus femoris wurde stets eine Extension im Kniegelenk forciert. Um nun die erforderlichen Kräftermessungen an den definierten Positionen durchzuführen, wurde die Flexion manuell eingestellt und an den entsprechenden Winkelpositionen für 20 Sekunden fixiert. Dabei wurde stets auf eine optische Kontrolle des Flexionsgrades anhand des Winkelmesserdisplays geachtet. Die ersten 10 Sekunden der Aufzeichnung zur Einstellung des korrekten Winkels sowie zum „Einpendeln“ der Materialprüfmaschine auf konstante 50 N wurden nicht für die Auswertung berücksichtigt (Abbildung 20).

3.3.2. Fixierung der Druckmessfolie im patellofemoralem Gleitlager

Die Fixierung der Druckmessfolie an der Rückfläche der Patella erfolgte mittels mehrerer resorbierbarer Fäden der Stärke 3-0 in Einzelknopftechnik zur Verbindung der Folie mit den angrenzenden Weichteilen (Abbildung 21). Dies gewährleistete eine ausreichende Stabilität der Folie gegenüber Scherkräften während der Mobilisation. Somit konnte eine spätere



Abbildung 21: Druckmessfolie ohne Beklebungsschutz an Patellarückfläche fixiert, Sicht von ventral

Vergleichbarkeit der retropatellar lokalitätsbezogenen aufgezeichneten Werte sichergestellt werden.

Die Einbringung der Druckmessfolie in das Gelenk erfolgte über einen lateralen Hautschnitt, der bis zum proximalen Femurstumpf reichte. Hierbei wurden die Weichteile gelenknah durchtrennt, die

laterale Gelenkkapsel eröffnet und die Patella nach medial evertiert. Die mediale Gelenkkapsel blieb hierbei intakt. Unterhalb des Streckapparates wurde das Aufnahmegerät mit der Druckmessfolie verbunden und an den PC angeschlossen. So konnte der Zug an der Rectus femoris Sehne ohne störenden Einfluss appliziert werden. Die Patella wurde wieder invertiert und die Folie auf die korrekte Position hin mittels des I-Scan Programmes



Abbildung 22: lateraler Hautverschluss mit fortlaufender Naht, proximal ist das Sensorgerät mit der Folie konnektiert

überprüft. Hierbei wurde manuell Druck auf die Patella auf lateraler, proximaler, distaler und medialer Seite ausgeübt. Hierdurch wurde evaluiert, ob alle Bereiche sensorisch erfasst wurden. Der laterale Hautschnitt wurde nach Implantation aller Komponenten und der gültigen Folienposition möglichst anatomisch verschlossen (Abbildung 22).

Diverse Anforderungen konnten mit diesen Fixierungsmethoden erfüllt werden, um reproduzierbare und vergleichbare Daten zu erhalten. Die wichtigste Komponente war hierbei die exakte Position der Messfolie, sodass sich die gesamte Knorpelfläche der Patella bedeckt zeigte. Nur so konnte gewährleistet werden, dass in allen vier Quadranten Kräftemessungen möglich waren. Auch in anderen Studien wurden die Druckmessfolien mit Fäden fixiert und als „sicherste“ Variante beschrieben (Ostermeier S, 2007; Wilharm A, 2006). Weiterhin wurde durch die Nahtfixierung eine Translation der Folie während den Flexionsbewegungen verhindert und ein dauerhafter Kontakt mit der patellaren Rückfläche gewährleistet, sodass eine Reproduzierbarkeit und Vergleichbarkeit der Versuche im nativen, resezierten und rekonstruierten Zustand des MPFL sichergestellt wurden.

Ein Abknicken der Folie und daraus resultierende verfälschte Kräftemessungen konnten durch die Einbettung der Folie in eine Klebeschicht verhindert werden. Ebenso wurde die Haltbarkeit der Folie hierdurch prolongiert. Die Datenübermittlung litt nicht unter dieser Augmentation, die Folie blieb stets sensitiv. Dies wurde vor Beginn der Versuchsreihe getestet und anhand eines Vergleichs mit der überarbeiteten Technik bestätigt.

Auch bei der Rekonstruktion des MPFL wirkte die Folie nicht störend, d.h. die notwendigen Bohrungen konnten an der Messfolie vorbeigeführt werden, ohne diese zu beschädigen. Weiterhin hatte sie keinen Kontakt zum MPFL bzw. zum autologen Ersatztransplantat und konnte folglich die konsekutiv durchgeführten Messungen nicht beeinflussen.

Damit die Genauigkeit der Druckmessfolie zusätzlich verbessert wurde, um die detektierten Kräfte von Feinheiten auf der chondralen Oberfläche unbeeinflusst zu lassen, erfolgte vor Beginn die mehrfache Konditionierung sowie die Equilibrierung der Folie. Auf diesem Wege konnte die Sensitivität zur Datenaufzeichnung nochmals gesteigert werden. Um die aufgezeichneten Daten der SI-Einheit Newton zuführen sowie den Bezug zur detektierten Fläche ausschalten zu können, wurde die 10-Punkt-Kalibrierung der Folie unter definierten Bedingungen durchgeführt und die Polynom-Regressionsanalyse mittels SigmaStat durchgeführt. Der Vorteil dieses Verfahren lag darin, dass eine 10-Punkt-Kalibrierung exaktere Werte im Vergleich zur 2-Punkt-Kalibrierung erbrachte. Dies wurde vor Beginn der Versuchsreihe ebenfalls getestet und bestätigt.

Nachdem alle Messungen beendet wurden, erfolgte bei der schonenden Explantation der Folie eine erneute Kontrolle ihrer Position, um letztendlich keinen Messfehler während der Versuchsreihe zu übersehen.

3.3.3. Materialprüfmaschine Z020

Mittels der Materialprüfmaschine Z020 der Firma Zwick (Ulm, Deutschland) werden in der Praxis verschiedenste Materialien oder Produkte auf ihre maximale Belastbarkeit hin getestet. Dies geschieht in der Regel durch einen Druck oder Zug auf das jeweilige Objekt. Hierbei können verschiedene Stufen der Belastung eingestellt werden, welche sich in definierten Zyklen wiederholen. Währenddessen werden die Stauchung bzw. die Elongation des Testobjektes von der Maschine aufgezeichnet, bis die Prüfung schließlich bei einem eingestellten Maximalwert abgebrochen wird. Dies kann z.B. ein plötzlicher Kraftverlust oder eine rapide Elongation bzw. Stauchung sein. Um diese Prüfungen durchführen zu können, besitzt die Maschine zwei Schraubzwingen zur Fixierung des zu testenden Objektes. Eine Zwinde ist statisch angebracht, während die andere über eine Traverse senkrecht zu der ersten mobil ist und einen Zug oder Druck ausüben kann.

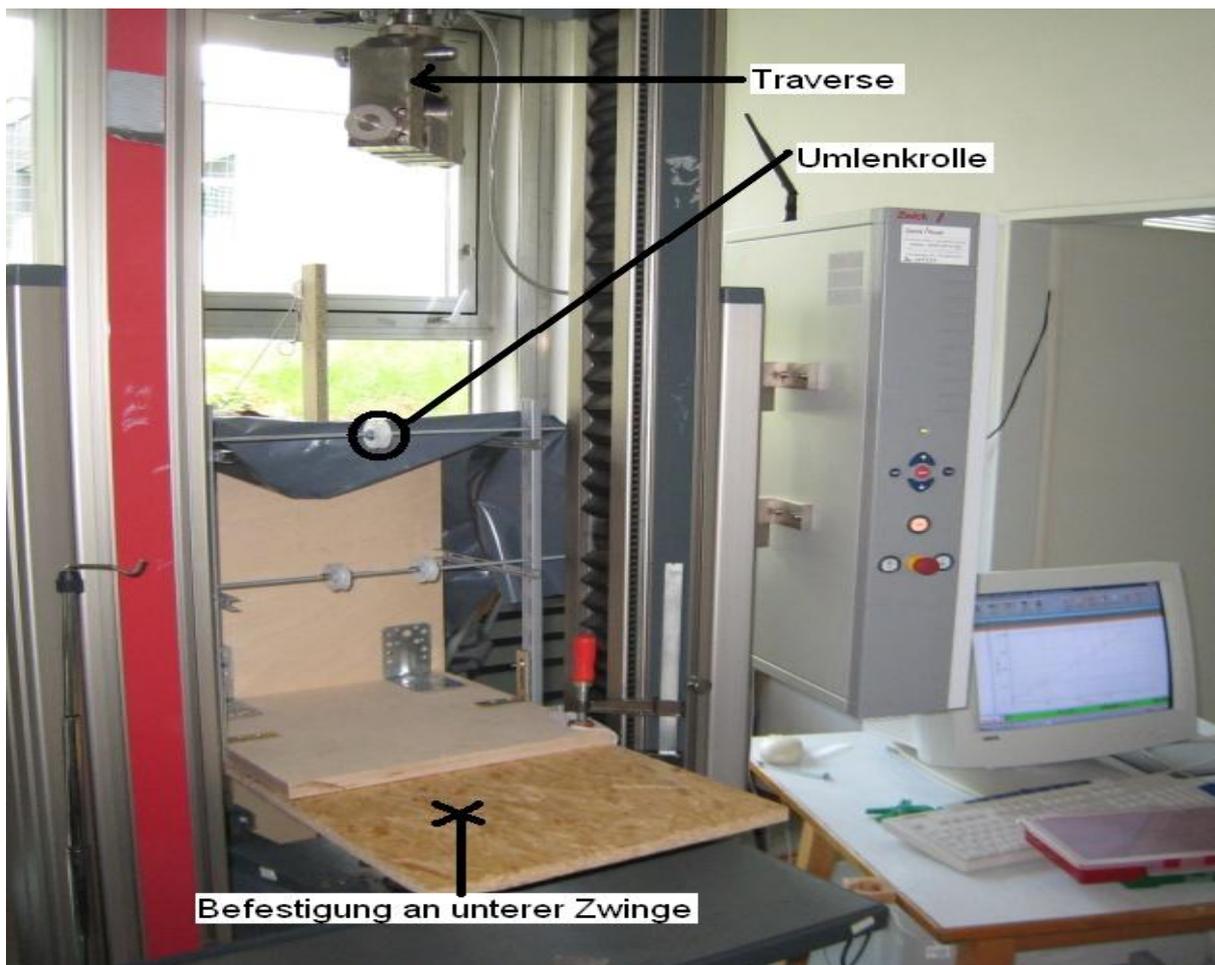


Abbildung 23: Materialprüfmaschine, Sicht von hinten auf den Versuchsaufbau

In dieser Arbeit diente die Materialprüfmaschine zum einen dazu, einen konstanten Zug an der Rectus femoris Sehne von 50 N zu simulieren (Abbildung 23), entsprechend einer geringen Quadrizepsspannung, wie sie auch unter physiologischen Bedingungen vorliegt. Vorherige Versuche haben zusätzlich gezeigt, dass die applizierten Zugkräfte einen optimalen Anpressdruck der Patella in die Trochlea femoris und die damit ideale Auswertung der Tekscan-Daten ermöglichen. Ebenso erfolgt die klinisch relevante Luxation bei eher geringerer Quadrizepsspannung. Der Vorteil hierbei war, dass die Traverse sich in kürzester Zeit automatisch in ihrer Höhe und somit Zugkraft regulierte, um stets die 50 N applizieren zu können. Analog dazu konnten konstante 10 N Zugkraft erzeugt werden, um eine Vorspannung für die radiologischen Merchant-Aufnahmen aufzubringen.

Zum anderen konnten die Ersatztransplantate auf ihre Stabilität hin überprüft werden und dabei die Elongation aufgezeichnet werden, um die Transplantate im Nachhinein miteinander vergleichen zu können. Dies geschah mittels eines programmierten zyklischen Belastungsschemas.

3.3.4. Validierung des digitalen Winkelmessgerätes

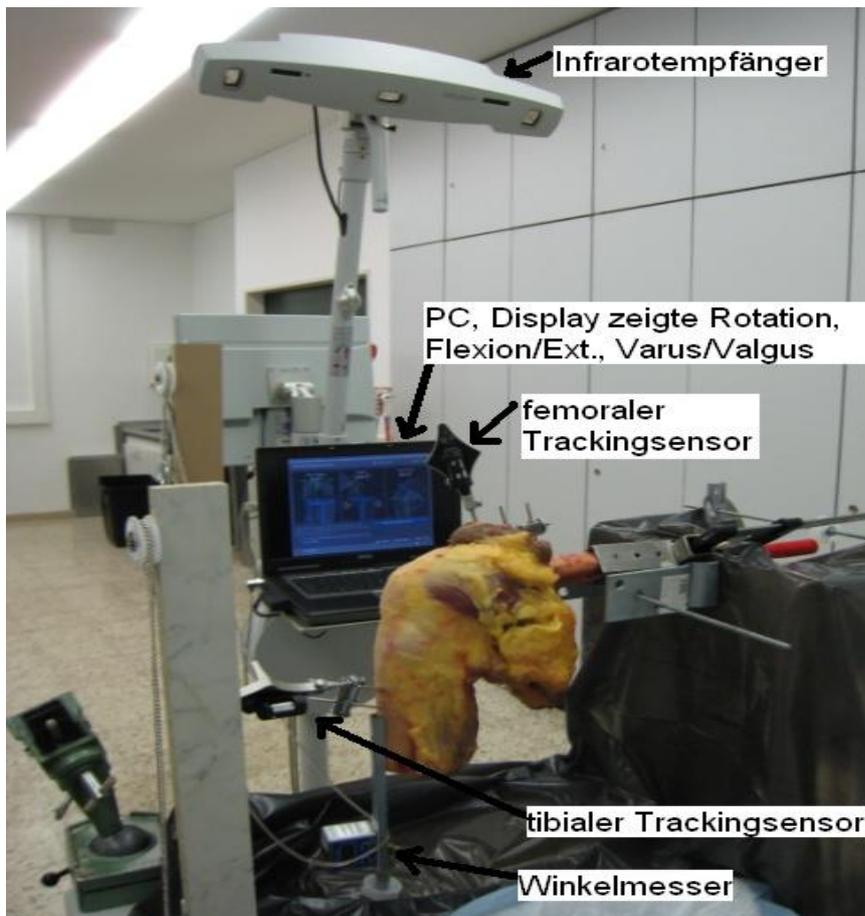


Abbildung 24: Versuchsaufbau zur Validierung des digitalen Winkelmessers

Der handelsübliche batteriebetriebene digitale Winkelmesser sollte zunächst auf seine Genauigkeit hin überprüft werden. Dazu wurde ein optisch gesteuertes Navigationssystem der Firma Stryker (CCD-Präzisionskamarasystem Flashpoint FP6000) verwendet, welches sonst beispielsweise beim navigierten endoprothetischen Gelenkersatz eingesetzt wird (Abbildung 24). Anhand von 5 künstlichen und 5 humanen Kniepräparaten sollte der Winkelmesser folgendermaßen validiert werden: Das Winkelmessgerät wurde analog zu den späteren Versuchen an der Tibiavorderkante über eine fest fixierte Metallschiene angebracht und auf ebenem Untergrund der Nullwert eingestellt. Daneben wurden die optischen Kontrolleinheiten der Navigation nach Anleitung an den entsprechenden femoralen und tibialen Ansatzpunkten fixiert. Das Knie selbst wurde femoral so fixiert, dass keine Rotation oder Translationsbewegung möglich war. Ebenso verblieb der Oberschenkelknochen während der gesamten späteren Flexion in der Horizontalen.

Der Empfänger der Navigation wurde so eingestellt, dass beide Trackingelemente über infrarot sichtbar waren. Danach erfolgte das Abtasten der durch das Programm definierten anatomischen Strukturen des Kniegelenkes mittels des ebenfalls optisch kontrollierten Pointers. Auf diese Weise wurde dem System die exakte Position der Trackingelemente mitgeteilt und mehrere Winkel auf dem Display angezeigt. Die Angabe von Varus/Valgus-Stellung sowie der internen Rotation dienen lediglich zur Kontrolle der Knieposition. Der Flexionsgrad zeigte sich als wichtigste Winkelangabe. Das Knie wurde in maximale Extensionsstellung gebracht und die Winkelangaben sowohl des Winkelmessers als auch die der Navigation notiert. Dies wurde nun bei diversen Beugungswinkeln durchgeführt. Zum Schluss wurden die gemessenen Winkel in einer Tabelle gegenübergestellt und miteinander auf Differenzen hin verglichen (Tabelle 1). Hierbei wurde eine hohe Genauigkeit mit einer Abweichung von durchschnittlich unter 1° festgestellt. Somit konnte eine ausreichende Messgenauigkeit des digitalen Winkelmessers demonstriert werden.

Tabelle 1: Winkelmessungen zum Vergleich des digitalen Winkelmessers mit der Navigation

Präparat Nr.	Winkel Bevel Box	Winkel Navigation	Abweichung
1	0	0	0
	30,1	30	0,1
	60,1	60	0,1
	90	91	1
2	0	0	0
	30,1	32,5	2,4
	59,9	62	2,1
	90,3	91,5	1,2
3	0	0	0
	10	10	0
	30	30	0
	60	57,5	2,5
	90	85	5
4	0	0	0
	10	10	0
	30,1	30	0,1
	59,9	58,5	1,4
5	89,9	86,5	3,4
	0	0	0
	20,2	20	0,2
	30	30	0
	45	45	0
	59,9	59,5	0,4
	75,1	74	1,1

3.3.5. Röntgenkontrolle mittels Merchant-Aufnahme

Die Röntgenaufnahmen des Patellofemoralgelenkes wurden in Merchant-Technik angefertigt. Die Merchant-Aufnahme wurde bereits 1974 entwickelt und diente seither der Beurteilung der Position der Patella im femoropatellaren Gleitlager (Merchant AC, 1974; Merchant, 2001). Mit dieser axialen Aufnahme war es möglich, den Patella-Tilt und -Shift zu evaluieren.

In der vorliegenden Dissertation wurden pro Knie drei Aufnahmen bei einer Röhrenspannung von 50 kV und 20 mAs angefertigt. Das erste Bild erfolgte im nativen Zustand des Knies mit intaktem MPFL. Die zweite Aufnahme erfolgte nach Resektion und die letzte Aufnahme nach Rekonstruktion des MPFL mit dem jeweiligen Ersatztransplantat. Alle Röntgenbilder wurden bei einer Flexion von 45° im Kniegelenk angefertigt. Um eine Vergleichbarkeit der einzelnen Röntgenaufnahmen sowohl für dasselbe Versuchsknie als auch für alle anderen Versuche zu gewährleisten, wurden Markierungen zur Position der Röntgenmobilette sowie aller Positionen der Haltevorrichtung für das Kniepräparat erstellt. Durch diese Standardisierung gelang es, den Zentralstrahl stets so auszurichten, dass er parallel zur Patellarrückfläche verlief und von proximal nach distal senkrecht auf dem Röntgenschirm auftraf. Um interindividuelle Schwankungen hinsichtlich der Messergebnisse zu vermeiden, wurden alle Röntgenbilder durch denselben Untersucher vermessen.

Während allen Aufnahmen wurde mithilfe der Materialprüfmaschine ein Zug von 10 N an der Rectus femoris Sehne appliziert, um eine möglichst physiologische Muskelspannung und ein standardisiertes Anpressen der Patella in die Trochlea femoris zu gewährleisten. Mithilfe der Dezentrierungsstrecke nach Hepp (Hepp, 1986) konnte die Position der Patella in der Frontalebene bestimmt und eine eventuell nach Resektion und Rekonstruktion des MPFL auftretende Veränderung hinsichtlich der lateralen Translation im Vergleich zum nativen Zustand erhoben werden. Um diesen Parameter zu messen, wurde eine Tangente entlang der Femurcondylen gebildet und am höchsten Punkt der lateralen Condyle das Lot zu dieser Tangente gebildet. Ebenfalls wurde das Lot zu dieser Tangente eingezeichnet, welches den lateralen Rand der Patella tangiert. Der Abstand zwischen diesen beiden Lots ergab die Dezentrierungsstrecke (Abbildung 25).

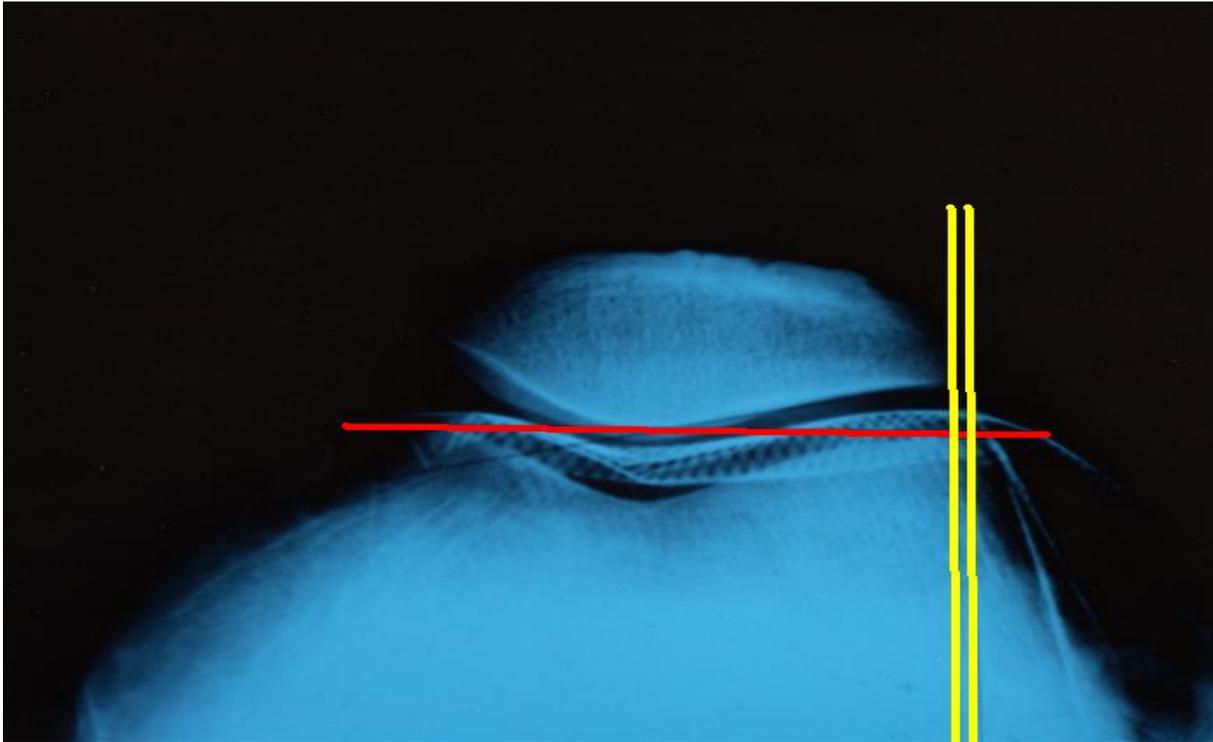


Abbildung 25: Dezentrierungsstrecke nach Hepp, rot: Tangente der Femurcondylen, gelb: Lots, Abstand zwischen den Lots bildet die Dezentrierungsstrecke. Knie aus Versuch Nr. 13, Druckmessfolie in situ

Nach akutem Trauma mit der Folge einer Patellaluxation und konsequenter Ruptur des MPFL ist mit einem Hämarthros bzw. zumindest eines serösen intraartikulären Reizergusses zu rechnen. Diese i.a. Volumenzunahme kann in vivo eine größere Lateralisation bzw. Verkippung der Patella zur Folge haben als in den Versuchen dieser Arbeit, da ein i.a. Erguss am Kadaverknie nur schwierig zu simulieren wäre. Dennoch konnte ein fehlender Erguss für die Fragestellung dieser Arbeit hilfreich sein. Es war somit möglich, lediglich die Einflüsse einer Resektion und Rekonstruktion des MPFL auf den patellaren Tilt und Shift zu erheben, da sämtliche umgebenden Strukturen unangetastet blieben und die eigentliche Verkippung und Lateralisation nicht beeinflussten.

Mithilfe der Bestimmung des lateralen Patellofemoralwinkels nach Laurin (Laurin CA, 1979) konnte der patellare Tilt im patellofemorale Gleitlager und dessen Änderung nach Resektion und Rekonstruktion des MPFL im Vergleich zum Ursprungszustand quantifiziert werden. Hierzu wurde der Winkel zwischen der bereits oben beschriebenen Tangente der Femurcondylen und einer Geraden, welche die Endpunkte der lateralen Patellafacette verbindet, gebildet. Laurin zufolge sollte dieser Winkel bei über 97% der Menschen nach lateral geöffnet sein, wobei kein „Normalwert“ existiert (Laurin CA, 1979). Zu erwarten wäre

eine Verminderung der „Öffnung“ (der Winkel würde spitzer) nach Resektion sowie eine stärkere Öffnung (der Winkel würde stumpfer) nach Rekonstruktion des MPFL.

Bei etwa 60% aller Patienten, welche eine Subluxation der Patella aufwiesen, wurde eine nahezu parallele Anordnung beider Geraden festgestellt und bei dem Rest sogar ein Öffnen des Winkels nach medial (Laurin CA, 1978). Somit hätte eine Ruptur des medialen Retinakulums ein Aufklaffen an der medialen Patellafacette zur Folge, welches radiologisch erkennbar wäre. Nach Rekonstruktion des MPFL sollte dieser Spalt konsequenterweise wieder geschlossen sein.

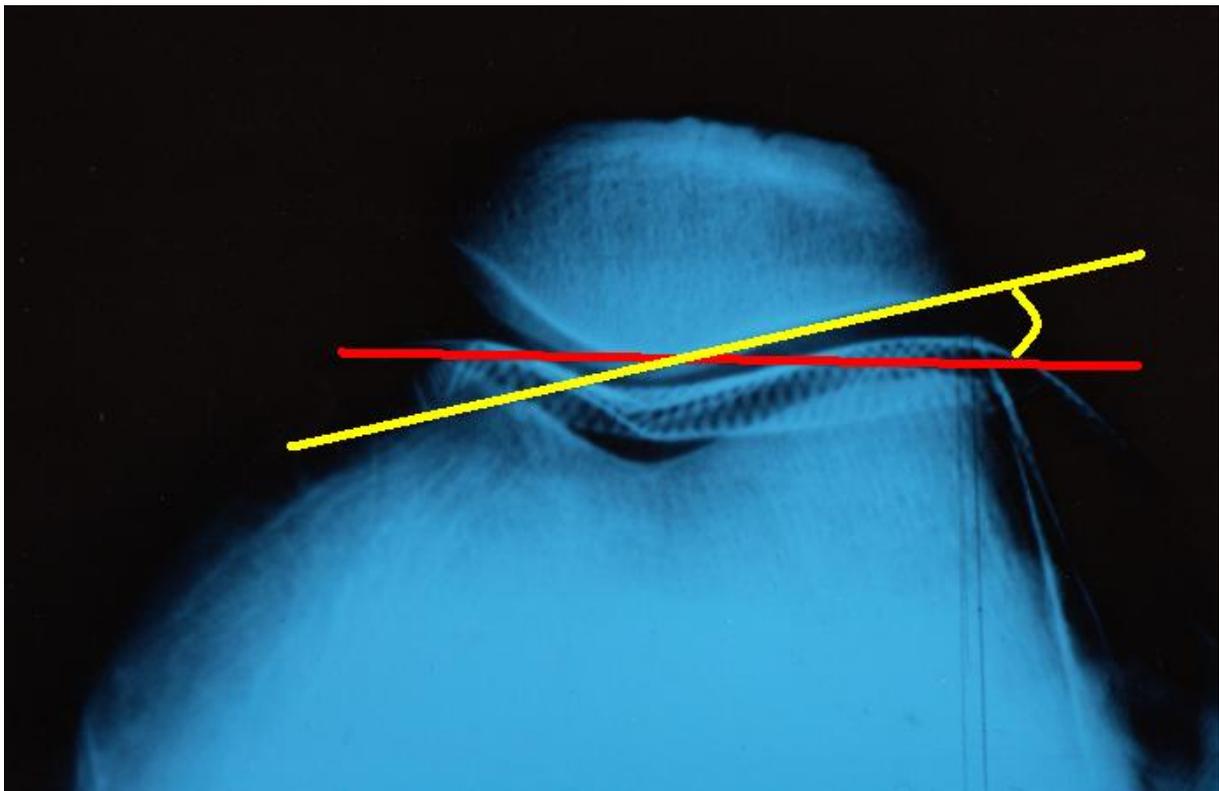


Abbildung 26: Patellofemoralkwinkel nach Laurin, rot: Tangente der Femurcondylen, gelb: Gerade durch die Endpunkte der lateralen Patellafacette. Knie aus Versuch Nr. 13, Druckmessfolie in situ

Nach Abschluss aller Röntgenaufnahmen wurden diese dahingehend beurteilt, ob eine Veränderung des Patella-Tilts (Abbildung 26) und -Shifts nach Resektion des MPFL bzw. nach seiner Rekonstruktion festzustellen war.

3.3.6. Röntgenkontrolle während Reconstruction mittels C-Bogen



Abbildung 27: Aufbau des C-Bogens inklusive technischem Setup zur Reconstruction des MPFL

Wie in vorherigen Abschnitten erwähnt, ist es essentiell, während der anatomischen Reconstruction des MPFL den exakten femoralen Insertionspunkt zu finden. Dies wurde in dieser Arbeit mithilfe eines mobilen Röntgenbogens erreicht (Abbildung 27). Es wurde ein streng seitliches Bild angefertigt, bei dem die posterioren Femurcondylen kongruent übereinanderlagen.

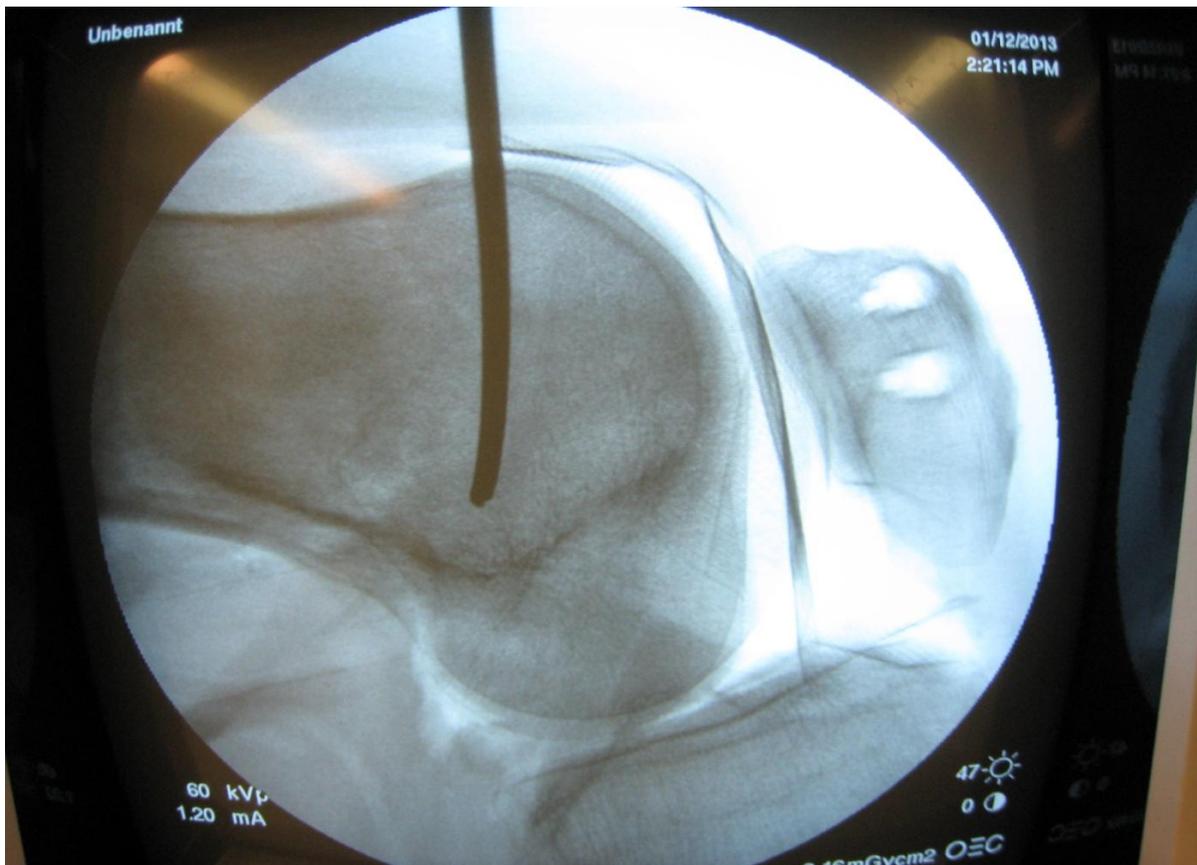


Abbildung 28: Seitliche Durchleuchtung mittels C-Bogen, hier femoraler Insertionspunkt des MPFL markiert, welcher in der Technik nach Schöttle reproduziert werden kann

In der Technik nach Schöttle (Schöttle PB, 2007) konnte damit eine anatomische Positionierung des femoralen Fixationspunktes erreicht werden. Ebenso erfolgten die patellaren Fixationsbohrungen unter fluoroskopischer Kontrolle in korrekter Position in den oberen zwei Dritteln des medialen Patellarandes (Abbildung 28). Mit dieser Technik war es letztendlich möglich, eine anatomische Rekonstruktion des medialen patellofemoralen Bandes an allen getesteten Präparaten durchzuführen.

3.3.7. Aufbau für zyklische Belastung mittels Materialprüfmaschine

Nach Beendigung der Messungen wurden die Ersatztransplantate abschließend auf ihre Stabilität hin geprüft.

Die Kadaver wurden zunächst von sämtlichen Weichteilen befreit, sodass lediglich der Femurknochen, die Patella sowie das Transplantat verblieben. Das Femur wurde horizontal in die Materialprüfmaschine eingespannt, sodass sich der Bohrkanal im Lot zur Zugrichtung befand. Die Patella wiederum wurde vertikal in der oberen Schraubzwinde der Zwickmaschine fixiert, sodass hier die Position Bohrkanäle ein „worst case“ Szenario bezüglich der Biomechanik darstellte, da parallel zur Zugrichtung gezogen wurde (Abbildung 29). Hiermit sollten die Verankerungen und die Transplantate selbst auf ihre Stabilität hin überprüft werden. Eine ähnliche Technik zur biomechanischen Evaluation der Transplantate wurde bereits von Lenschow und Herbort durchgeführt (Lenschow S, 2013; Herbort M, 2014). Es wurde darauf geachtet, dass beide Schenkel der Grafts gleich gespannt waren, um keine Verzerrungen hervorzurufen (Abbildung 30). Nach dem Einspannen erfolgte die zyklische Belastung. Eine detaillierte Beschreibung des Belastungszyklus und der aufgezeichneten Daten wird im folgenden Kapitel des Versuchsablaufes gezeigt.



Abbildung 29: Übersicht Versuchsaufbau. Patella Quer eingespannt, sodass die Bohrkanäle parallel zur Zugrichtung verlaufen

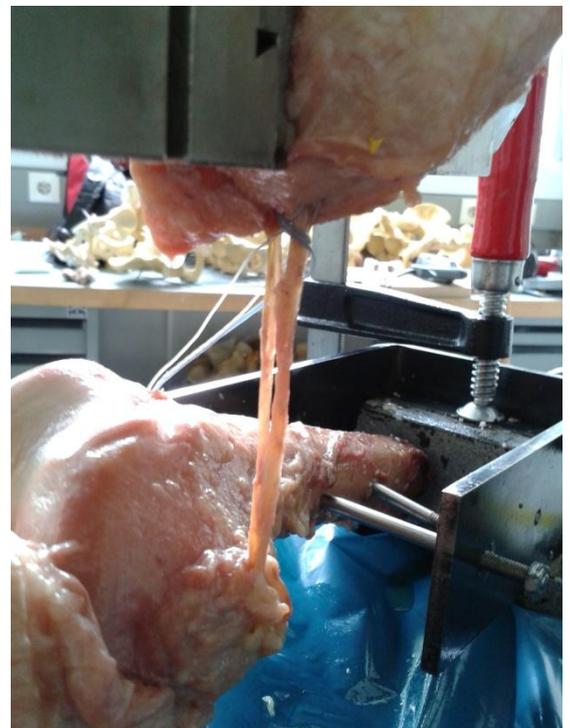


Abbildung 30: Gleiche Vorspannung der einzelnen Transplantat-Stränge

3.4. Versuchsdurchführung

3.4.1. Kalibrierung und Einstellungen

Ein grundlegender Baustein zur Druckmessung im patellofemorale Gelenkspalt war die Konditionierung, die exakte Equilibrierung und Kalibrierung der Tekscan-Druckmessfolie.

Die Folie wurde zunächst **konditioniert**, um alle Sensoren „zu aktivieren“. Hierzu wurde fünfmal eine Kraft von über 1000 N auf die Gesamtfläche der Folie appliziert.

Im Anschluss erfolgte die **Equilibrierung** der Folie. Die Equilibrierung diente der Elimination von detektierten Extremwerten benachbarter Sensorzellen. Durch diesen Vorgang wurde jede einzelne Sensorzelle dahingehend beeinflusst, dass sie bei Belastung den von ihr aufgenommenen Druckwert mit dem ihrer angrenzenden Zellen verglich und entsprechend plausibel regulierte. Dies führte zu einer Erhöhung der Sensitivität der Druckmessfolie.

Die **Kalibrierung** beschrieb einen Vorgang zur Umwandlung der mittels der Druckmessfolie aufgezeichneten Messwerte in reelle Werte mit zugehörigen SI-Einheiten. Für die Krätemessungen wurde die SI-Einheit Newton selektiert. Mit Hilfe des Statistikprogrammes SigmaStat wurde hierzu eine 10-Punkt- Kalibrierung durchgeführt.

3.4.2. Versuchsablauf

Nach den oben geschilderten technischen Vorbereitungen zur Winkelmessung, retropatellaren Druckmessung sowie der Applikation einer definierten Traktion an der

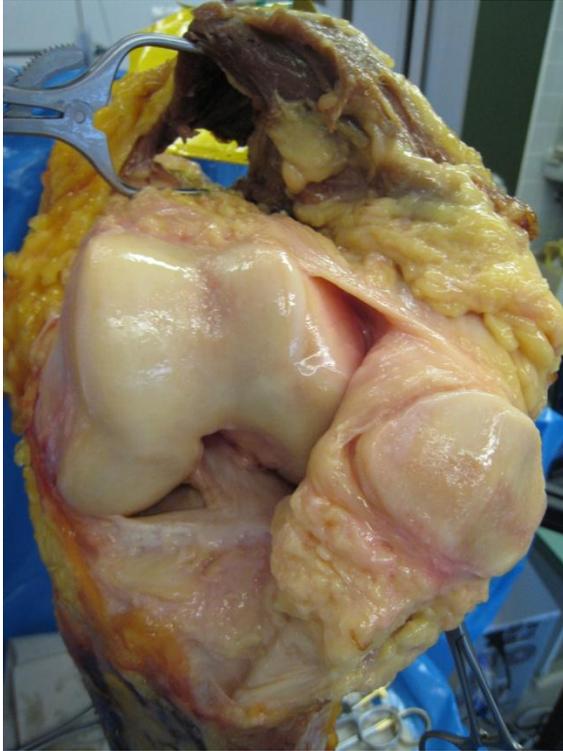


Abbildung 31: Evertierte Patella, Hoffa Fettkörper reseziert, Ansicht von ventral

Rectus femoris Sehne folgte die Aufzeichnung der einzelnen Messzyklen inklusive der Rekonstruktion des MPFL eines humanen Kniepräparates mit dem jeweiligen



Abbildung 32: Folienposition im Gelenkspalt, Patella invertiert, Ansicht von lateral

Ersatztransplantat. Nach lateraler Inzision und partieller Resektion des Hoffa-Fettkörpers wurde die Patella evertiert. Die Fixation der Druckmessfolie erfolgte wie demonstriert an der Patellarückfläche (Abbildung 31 und 32). Nach Reposition der Patella wurde die korrekte Position der Folie überprüft und es erfolgte ein Verschluss der lateralen Inzision mittels fortlaufender Hautnaht.

Nach Applikation einer Traktion von 10 N an der Rectus femoris Sehne wurde die erste Merchant-Aufnahme angefertigt.

Um den ersten Messzyklus aufzeichnen zu können, wurde die Traktionskraft darauffolgend auf 50 N angepasst. Der Beginn der Messung erfolgte bei einer Flexion von 15° im Kniegelenk. Nach 20 Sekunden in dieser statischen Position wurde das Knie auf 30° flektiert und für weitere 20 s in der aktuellen Position fixiert. Die Messung wurde in 15°-Schritten bis einschließlich 90° fortgeführt. Danach wurde die Aufzeichnung mittels I-Scan beendet und

zur späteren Auswertung gesichert. Mit dieser ersten Messung konnten so die Kräfteverhältnisse zum Zeitpunkt eines intakten MPFL dargestellt werden.

Der nächste Arbeitsschritt beinhaltete die Präparation und Resektion des nativen MPFL. Hierzu wurde eine ca. 5 cm lange Inzision zwischen Unterrand des Margo medialis patellae und anteriorem Kortex der medialen Femurcondyle gesetzt. Nach stumpfer Präparation wurde das MPFL dargestellt, fotodokumentiert und gänzlich mit einer Präparierschere durchtrennt. Die Resektion erfolgte bis weit nach proximal, sodass ebenso die Verbindungsfasern zum Vastus medialis durchtrennt wurden. Die Gelenkkapsel wurde hierbei nicht perforiert (Abbildung 33).

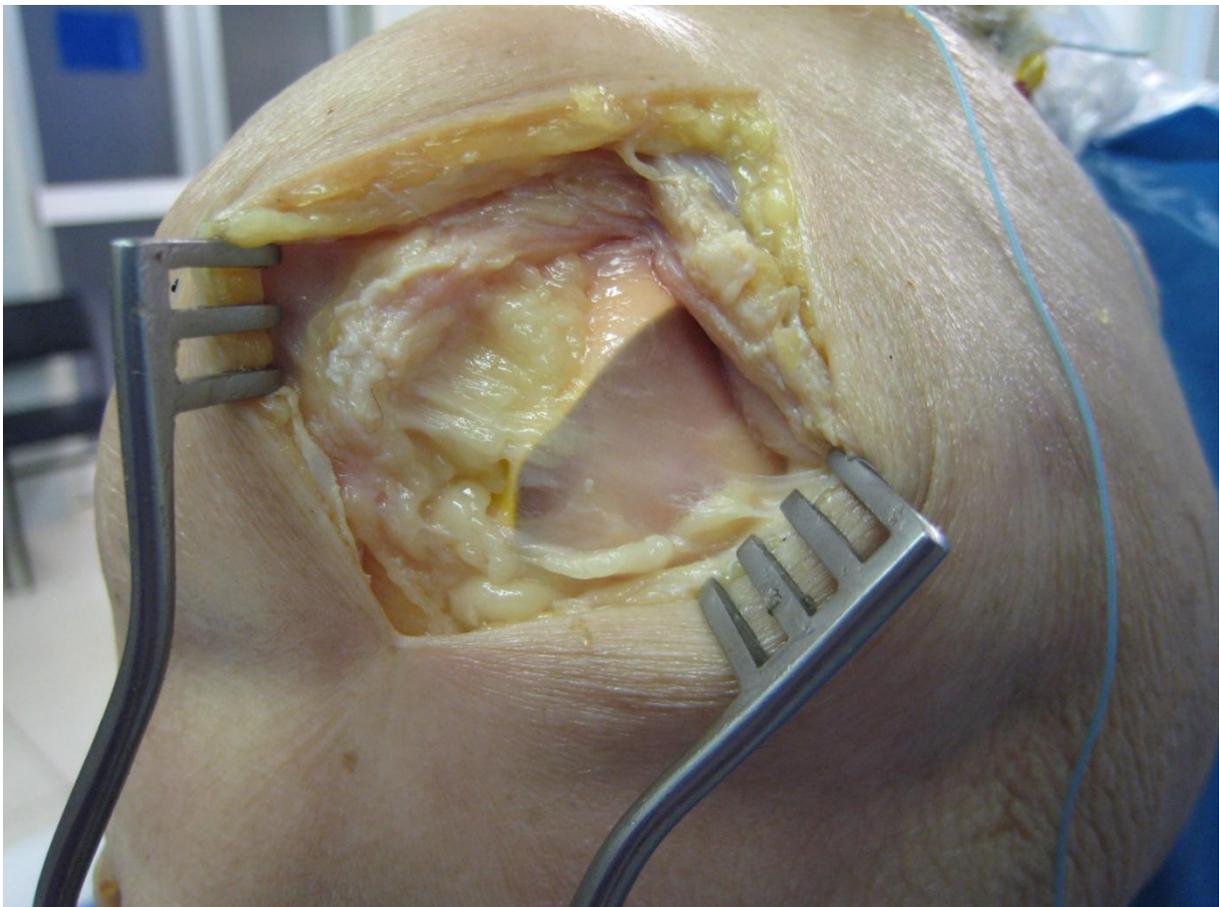


Abbildung 33: MPFL reseziert, darunterliegende, intakte Synovialmembran erkennbar, darunter wiederum die gelb ummantelte Druckmessfolie an korrekter Position; Ansicht von ventromedial

Nun wurden wieder 10 N Zug durch die Materialprüfmaschine appliziert und analog die zweite Merchant-Aufnahme angefertigt. Nach Umstellung auf 50 N Traktion erfolgte die zweite Druckmessung, welche ebenfalls identisch im Ablauf zur ersten Messung durchgeführt und gesichert wurde. Die autologen Ersatztransplantate wurden, wie bereits beschrieben, gewonnen und armiert.

Im nächsten Schritt wurde eine „anatomische“ MPFL-Rekonstruktion mittels autologer Gracilissehne oder Fascia lata analog zur Operationstechnik nach Schöttle durchgeführt (Schöttle PB, 2010):

Technik für das Gracilis-Sehnentransplantat:

Die bereits vorhandene mediale Inzision wurde dazu genutzt, am medialen Patellarand sämtliche Weichteile mit einem Luer zu entfernen. Folgend wurde der Vastus medialis identifiziert und eine Schere zwischen dieser Struktur und der Gelenkkapsel in Richtung Epicondylus medialis femoris geführt. Mittels der gespreizten Schere wurden umliegende Weichteile gelockert, sodass eine gebogene Overhold-Klemme durch diese Schichten, wo sich das ursprüngliche MPFL befand, geführt. Zusätzlich wurde darauf geachtet, die Gelenkkapsel nicht zu perforieren.

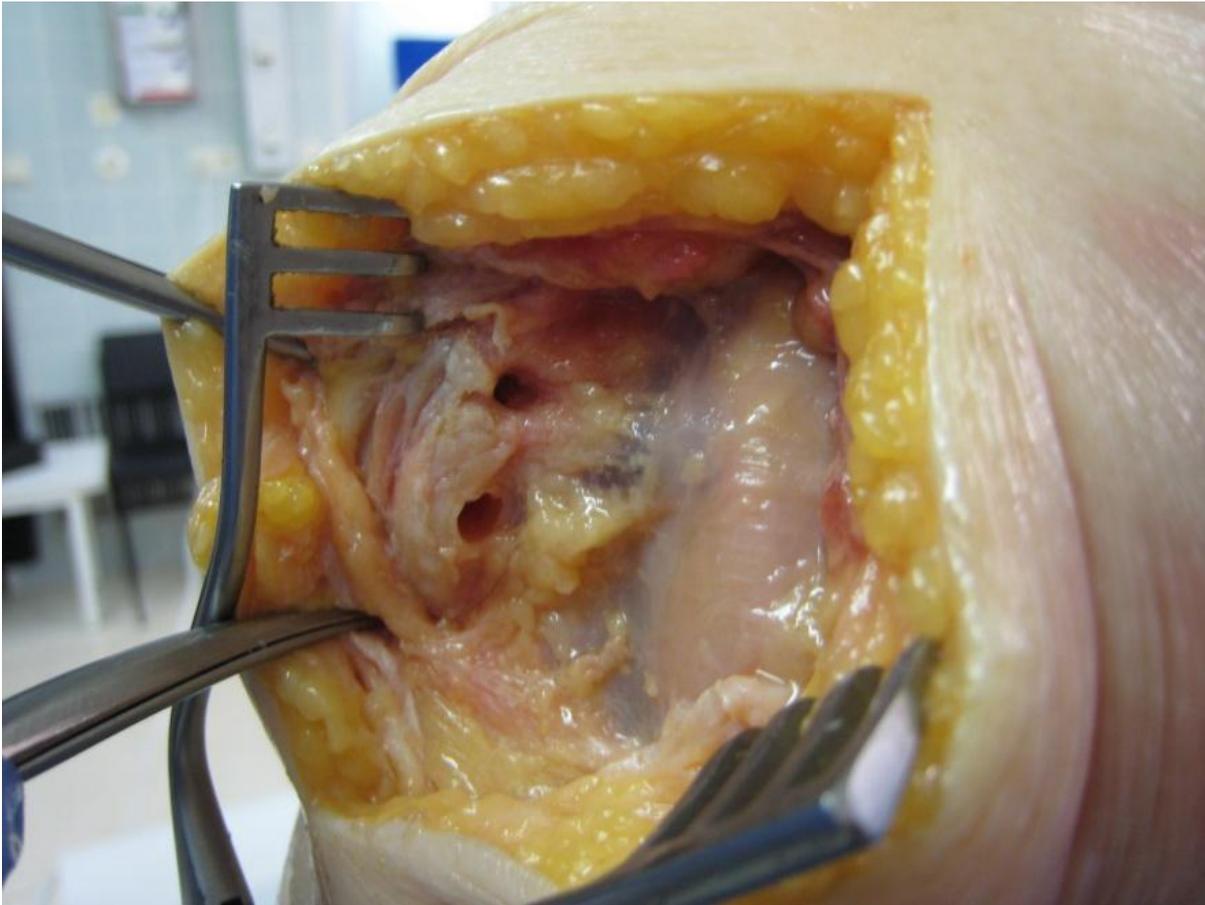


Abbildung 34: Parallele Bohrkanäle in den proximalen zwei Dritteln der Patella, Ansicht von medial

Mittels des C-Bogens wurde ein streng seitliches Röntgenbild angefertigt und der anatomische Ansatzpunkt des MPFL identifiziert. Die Spitze der Klemme wurde daraufhin exakt an diesen Punkt transferiert und eine kleine Inzision an dieser Stelle gesetzt. Durch diesen geschaffenen Kanal wurde mithilfe der Klemme eine Fadenschlinge nach proximal ausgeleitet. Diese Schlinge diente zur späteren Führung des Ersatztransplantates an den anatomischen femoralen Ansatzpunkt. Um das Ersatztransplantat an der Patella zu fixieren, wurden zunächst zwei Führungsdrähte tangential in die proximalen zwei Drittel des medialen Patellarandes eingebracht und mit einem kanülierten 4 mm Bohrer bis zu einer Tiefe von 2 cm überbohrt (Abbildung 34).

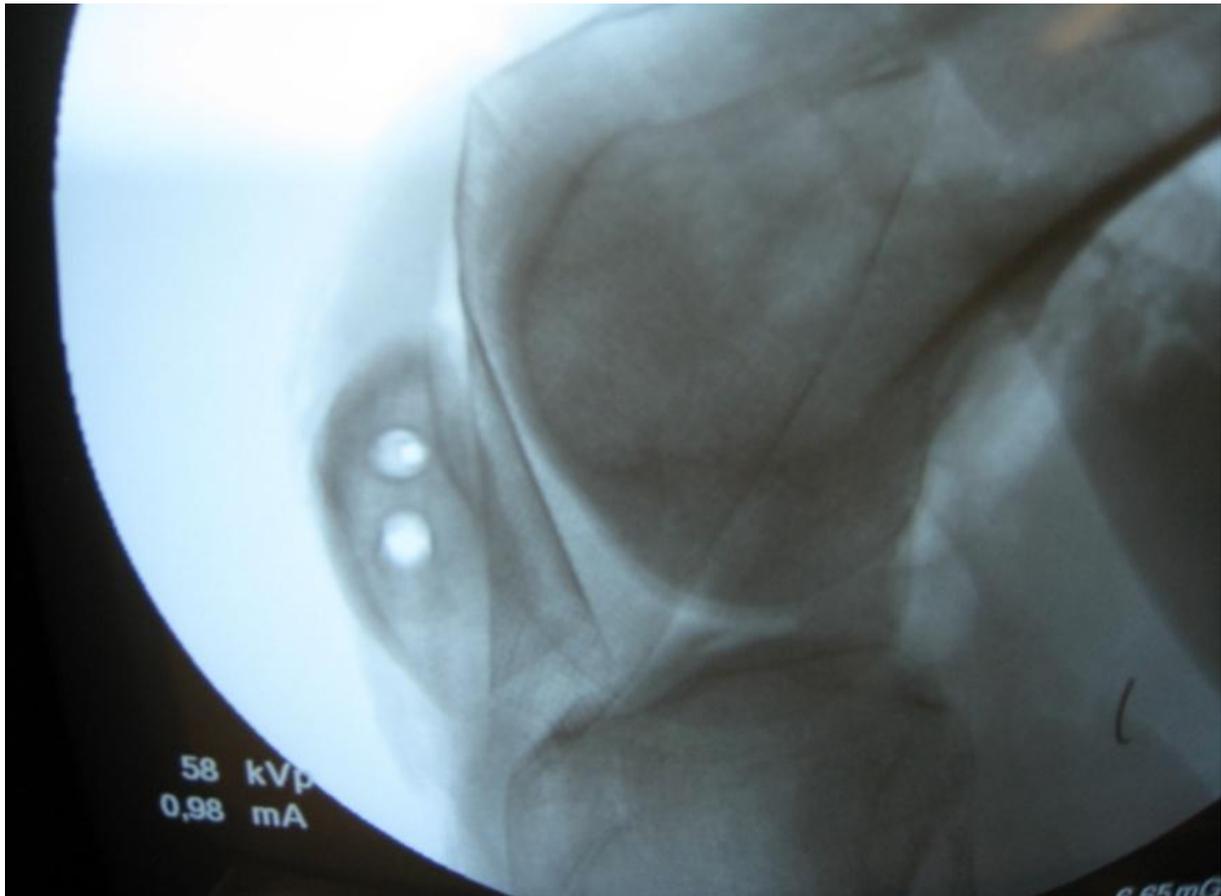


Abbildung 35: Kontrolle der Position der Bohrkanäle mittel seitlicher Röntgenaufnahme

Die beiden Bohrkanäle sollten nach Möglichkeit parallel zueinander angeordnet sein (Abbildung 35).

Die freien und armierten Enden des Gracilis-Transplantates wurden nacheinander in jeweils einem Bohrloch verankert. Hierzu wurde ein 4,75 auf 15 mm großer SwiveLock Anker der Firma Arthrex (Naples, USA) verwendet. Die Fadenenden wurden durch die kleine Öse an der Spitze des Ankers geführt und an dem Schraubendreher fest fixiert.

Unter dosiertem Druck und Gegenhalt an der kontralateralen Patellaseite wurde jedes Transplantat in das jeweilige Bohrloch eingedreht, bis der Anker vollständig im Knochen zu Liegen kam (Abbildung 36).

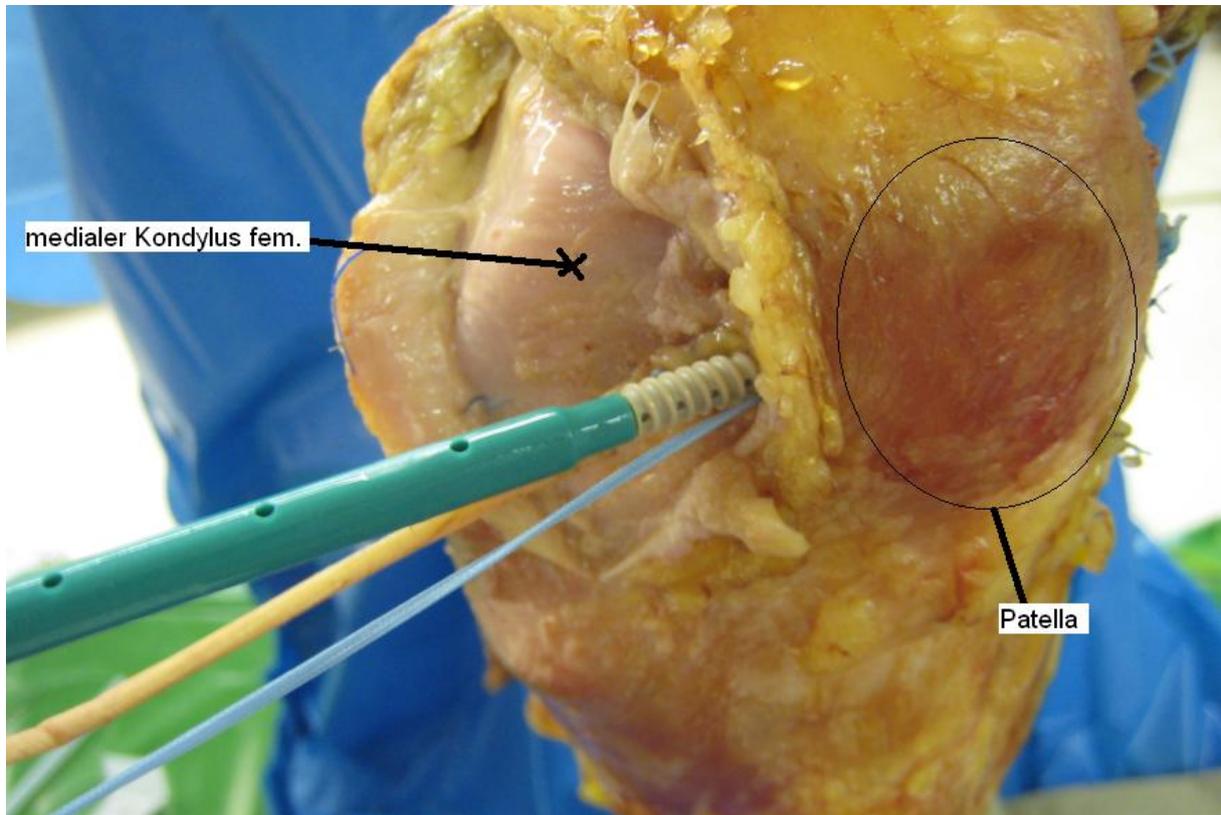


Abbildung 36: SwiveLock Anker mit Transplantat, Ansicht von ventromedial

Als Resultat erhielt man zwei in der Patella fixierte Bündel und eine freie Transplantatschleufe (Abbildung 37).

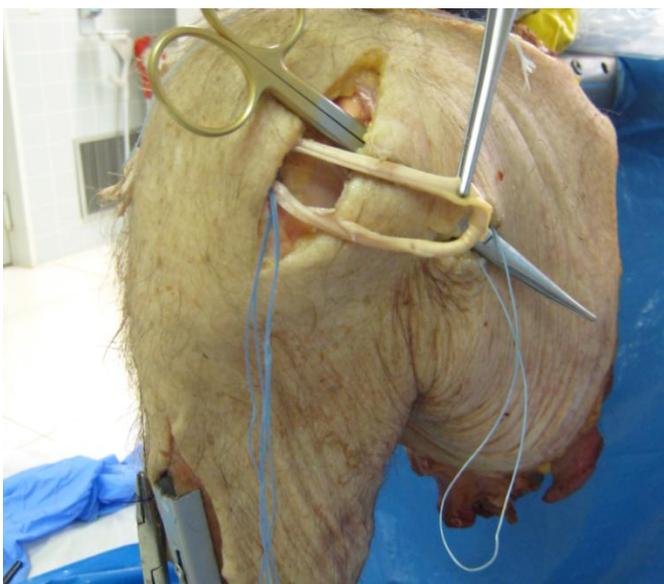


Abbildung 37: Länge des Gracilis-Grafts, die Schere markiert den Shuttlekanal, die Schleife des Führungfadens liegt bereit

Diese Schlaufe wurde anschließend mithilfe des Shuttlefadens zwischen den anatomischen MPFL-Schichten zwei und drei bis zum femoralen Insertionspunkt hindurchgeführt (Abbildung 38).

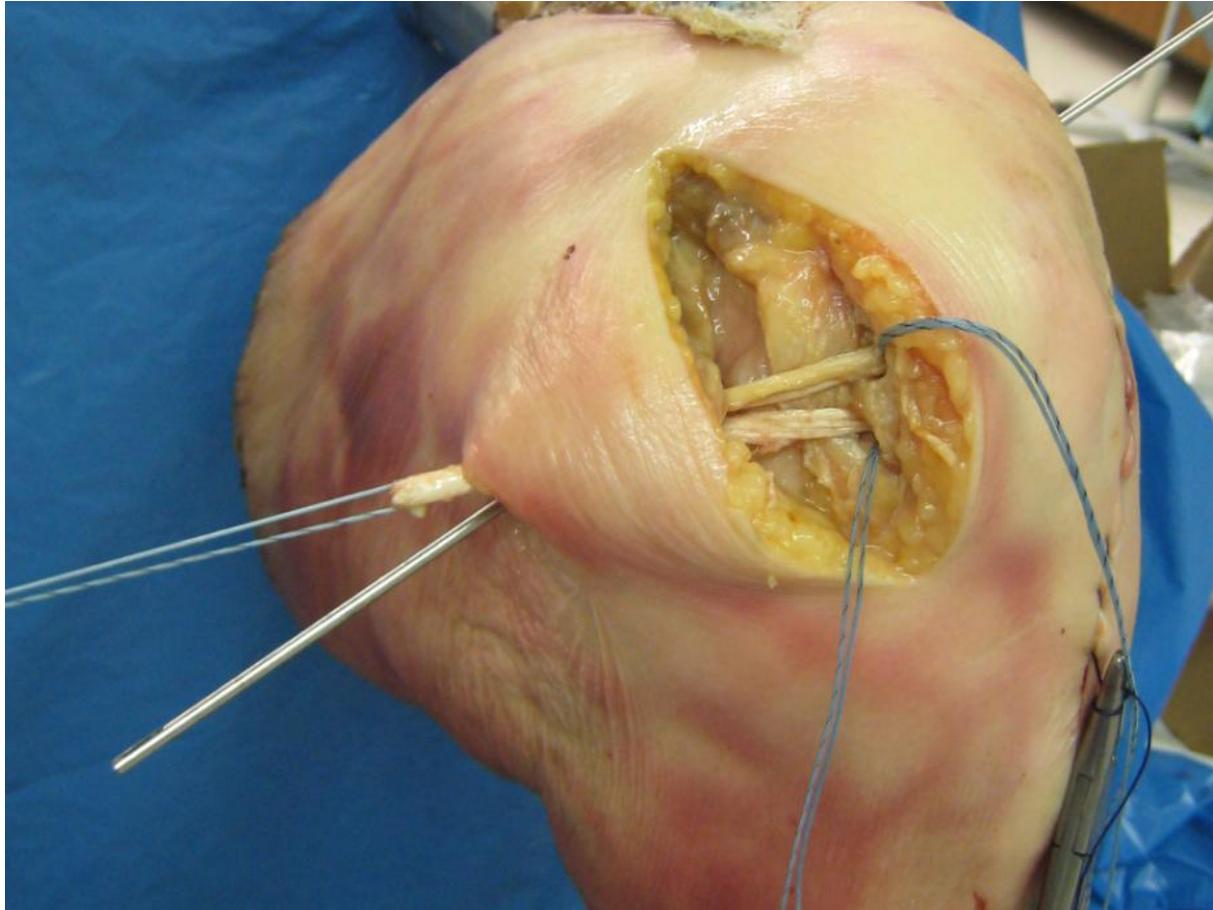


Abbildung 38: Transplantat durch die Weichteilschichten geschuttelt, der Draht zum Einzug des Grafts in den femoralen Bohrkanal am nativen Insertionspunkt des MPFL bereits einliegend

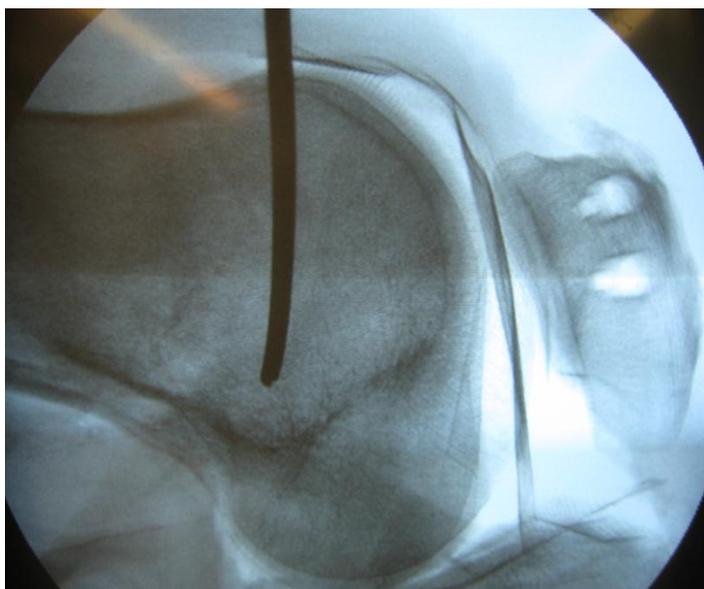


Abbildung 39: Mit Führungsdraht markierter anatomischer Insertionspunkt des MPFL

Unter radiologischer Kontrolle wurde im nächsten Schritt ein Führungsdraht durch den Insertionspunkt des MPFL gebohrt (Abbildung 39). Erneut wurde der Führungsdraht bis zur Gegenkortikalis mit einem kanülierten Bohrer mit einem Durchmesser von 6 mm überbohrt. Mithilfe der Fadenschlaufe, welche durch die Öse des Führungsdrahtes und um das Transplantat gelegt

wurde, konnte das Gracilis-Graft in den Bohrkanal eingezogen und beide Bündel zusammen gespannt werden. Dies fand entsprechend der Technik nach Schöttle et al. in einer Flexion von 30° statt, mit der Begründung, dass hier die anatomisch bedingte Hauptfunktion und Maximallänge des MPFL liegt und daher die Lage und Führung der Patella in dieser Position validiert werden sollten. Das patellare Tracking wurde manuell überprüft und die definitive Befestigung erfolgte unter minimaler Spannung, sodass eine physiologische Translation der Patella von ca. 1 cm weiterhin gegeben war. Darüber hinaus wurde nach Fixierung die physiologische Bewegung der Patella bis 90° Flexion überprüft und darauf geachtet, eine annähernd isometrische Spannung des MPFL über die gesamte Bewegung zu gewährleisten. Der laterale Patellarand zeigte sich hierbei meist in einer Linie mit der lateralen Trochleargrenze. Die finale femorale Fixierung des Grafts erfolgte mit einer bioresorbierbaren Interferenzschraube (6x28 mm, Arthrex, Naples, USA) (Abbildung 40).

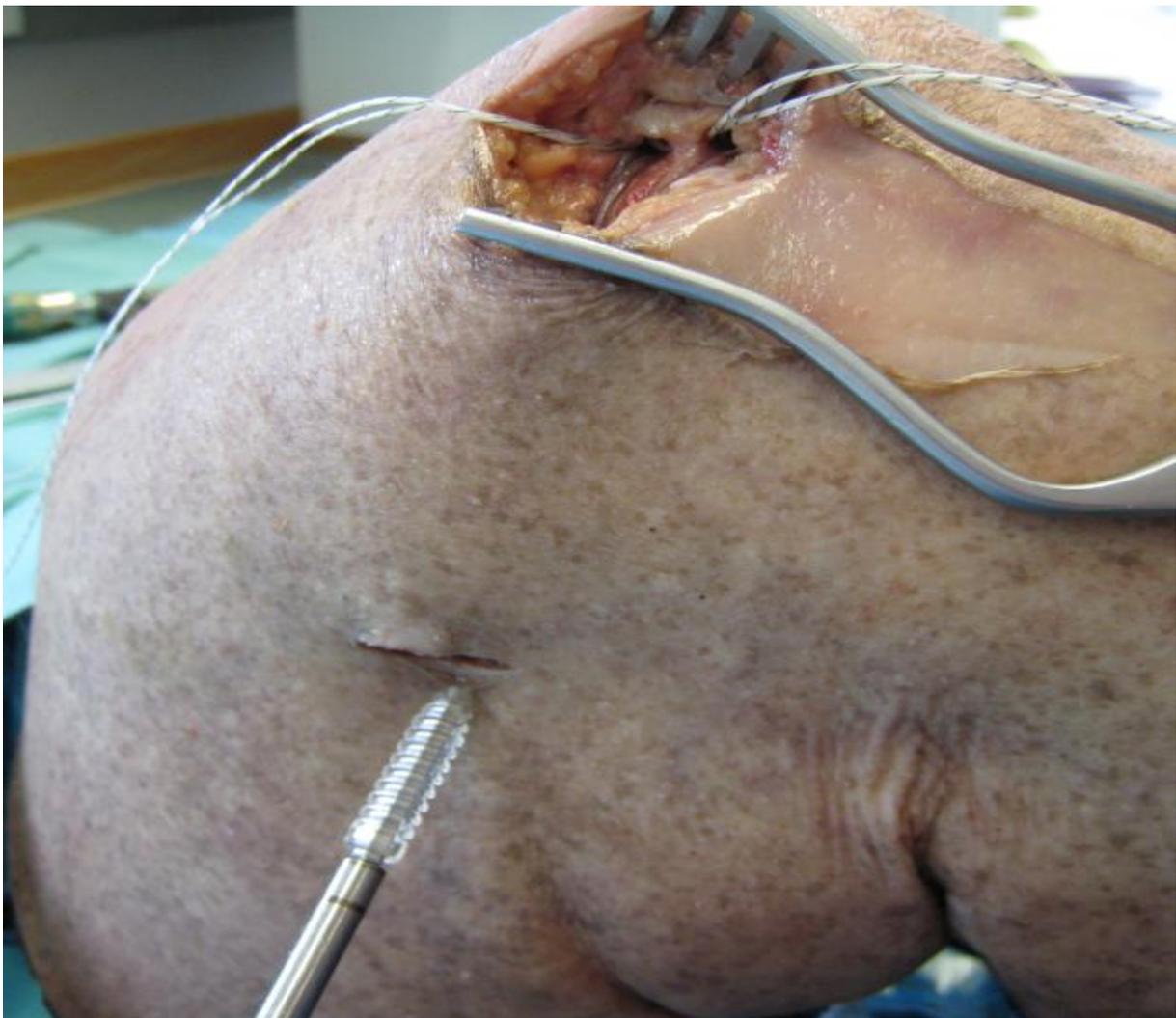


Abbildung 40: femorale bioresorbierbare Interferenzschraube (Arthrex, Naples, USA)

Technik für das Fascia lata Transplantat:

Grundsätzlich erfolgte der Ablauf bzgl. Präparation der Patella und dem zugehörigen Weichgewebe sowie der Bohrungen analog zur oben beschriebenen Technik. Lediglich bei der Fixierung der Transplantate bestanden Differenzen.

Es zeigte sich, dass beide Stränge einzeln und unabhängig voneinander anzuspannen waren (Abbildung 41). Hierzu wurde ebenfalls in 30° Flexion an den entsprechenden Führungsfäden des jeweiligen armierten Einzelstranges eine manuelle Traktion bis zur gewünschten Spannung des Einzelstranges ausgeübt. Die femorale Fixierung erfolgte analog mittels einer bioresorbierbaren Schraube (6x28 mm, Arthrex, Naples, USA).

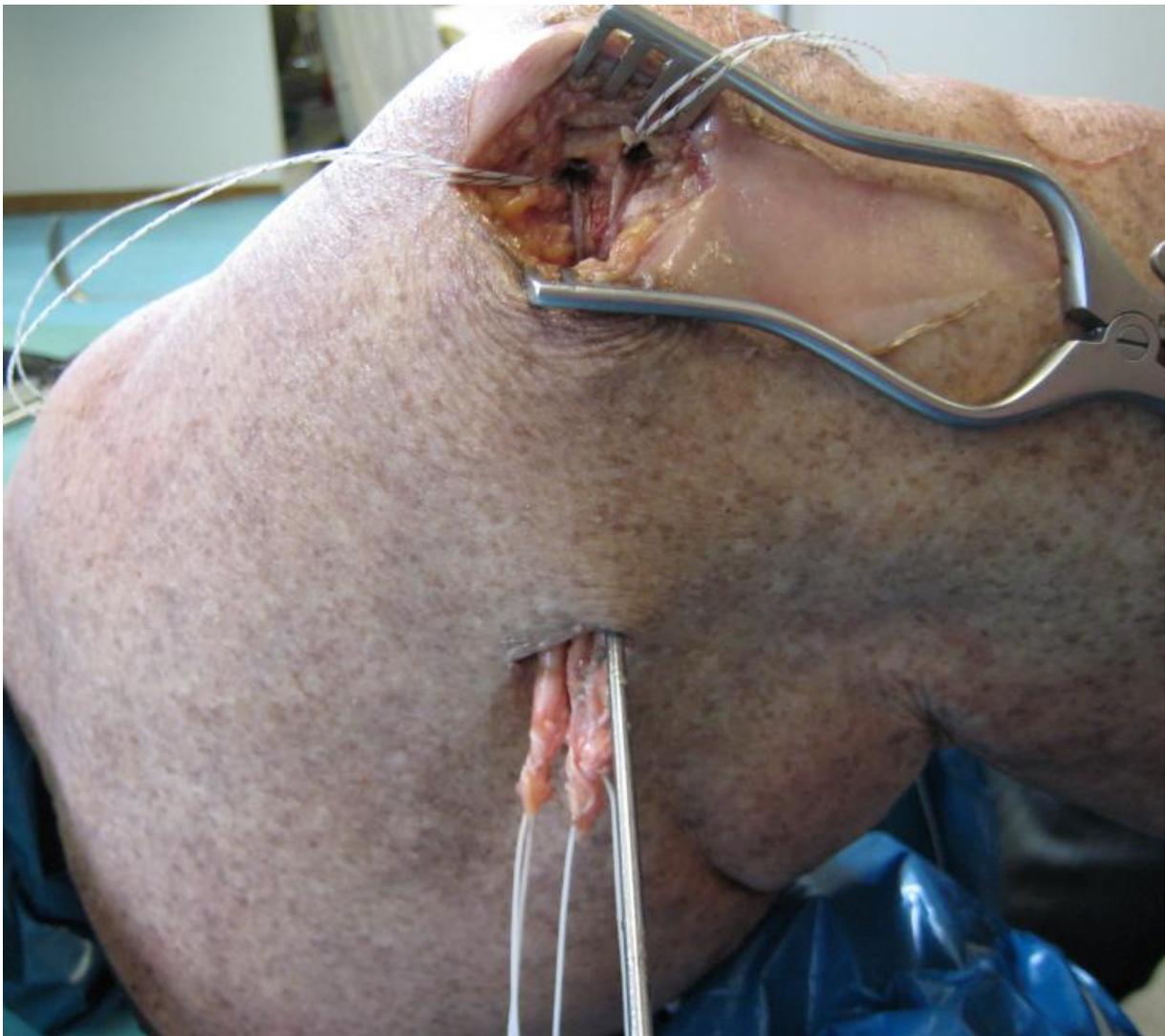


Abbildung 41: beide Fascia lata Transplantate sind durch den Weichteilkanal geschuttled worden und können getrennt voneinander in den femoralen Bohrkanal eingezogen und unter der gewünschten Spannung fixiert werden

Nach Rekonstruktion des MPFL mittels des jeweiligen autologen Transplantates wurde erneut unter einer Zugkraft von 10 N an der Rectus femoris Sehne die letzte Merchant-Aufnahme angefertigt und im Anschluss mithilfe von I-Scan die Position und die Funktion der Druckmessfolie überprüft und unter 50 N Traktion die finale retropatellare Kraftmessung aufgezeichnet.

Zusammenfassend wurde in 16 humanen Kniepräparaten eine Druckmessfolie implantiert und hierbei die dort auftretenden Kräfte/Drücke auf medialer, lateraler, distaler und proximaler Patellafläche aufgezeichnet, während das jeweilige Kniepräparat in 15°-Schritten beginnend bei 15° Flexion bis zu 90° flektiert wurde. Diese Kräfte wurden zu jeweils drei verschiedenen Zeitpunkten gemessen und miteinander verglichen. Die erste Messung erfolgte bei intaktem MPFL, die zweite Messung nach Resektion des MPFL und die letzte Messung schließlich nach Rekonstruktion des medialen patellofemorales Bandes mittels autologer Gracilis-Sehne bzw. zwei Fascia lata Streifen.

3.4.3. zyklische Belastung der Grafts

Nach Abschluss der Druckmessungen wurden die Ersatztransplantate auf ihre Stabilität hin überprüft. Entsprechend der Arbeit von Lenschow et al. (Lenschow S, 2013) wurde mit der Materialprüfmaschine folgender Zyklus programmiert:

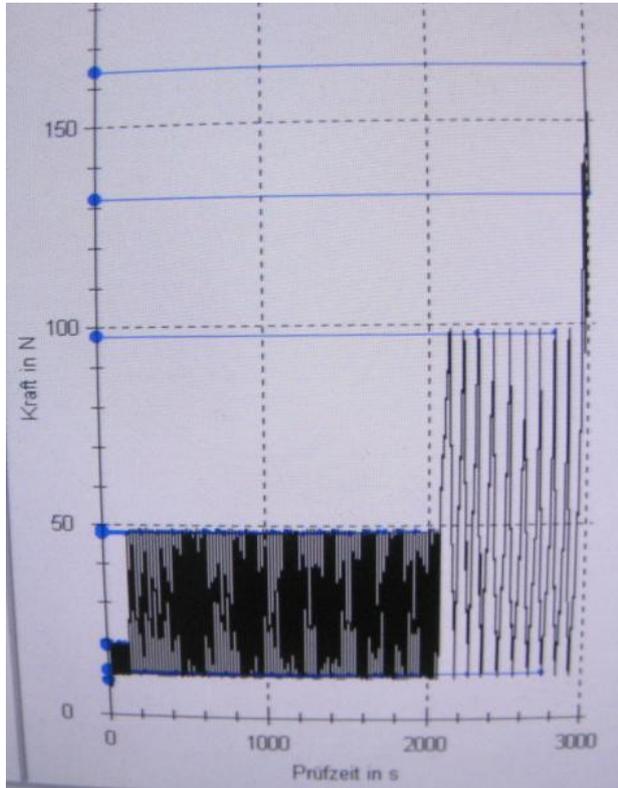


Abbildung 42: Beispiel für zyklische Belastung, hier Versagen des Transplantates bei ca. 163 N; Y-Achse: Kraft in N; X-Achse: Zeit in s

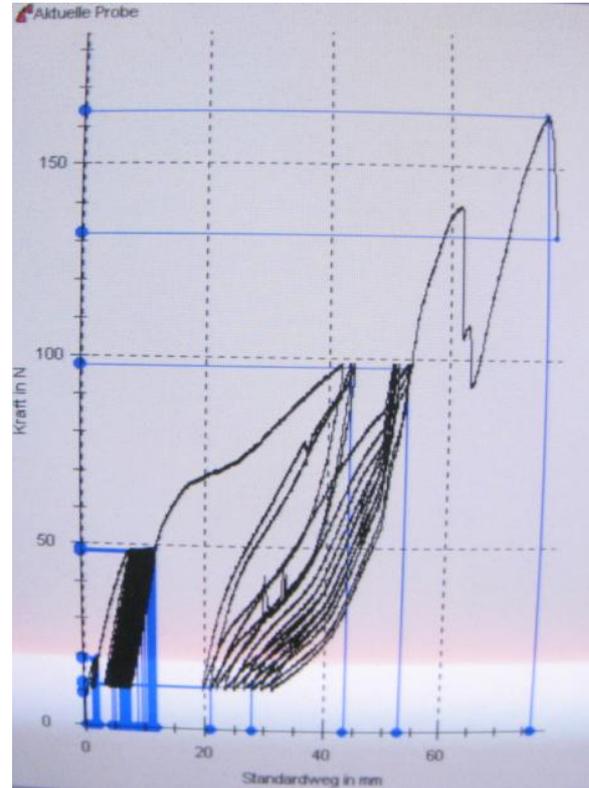


Abbildung 43: gleiches Beispiel, hier auf X-Achse die Elongation in mm aufgetragen

Zunächst sollten die Transplantate für 20 Sekunden mit 10 N vorgespannt werden. Dann folgten 20 Zyklen, bei denen die Spannkraft auf 20 N angehoben und für 0,3 Sekunden gehalten wurde und wieder auf 10 N entspannt wurde. Nach diesem Zyklusmuster folgten 100 Zyklen à 50 N, ebenfalls mit einer Traktionshaltezeit für 0,3 Sekunden mit konsekutiver Entlastung auf 10 N (Abbildung 42). Sollte das Transplantat nach diesen Zyklen stets intakt sein, folgten weitere 10 Zyklen à 100 N. Die Traversengeschwindigkeit, also die Schnelligkeit, mit der das Transplantat gespannt und entlastet wurde, betrug 0,33 mm/s. Der Endpunkt der zyklischen Belastung wurde definiert als plötzliche Kraftabnahme über 25% der Zugkraft und/oder Ausriss des Grafts. Dies wurde von der Materialprüfmaschine detektiert und in einer Grafik festgehalten.

Aus diesen Ergebnissen wurde eine Tabelle mit zwei Kohorten erstellt. Die Elongation wurde in Millimetern bei der jeweils anliegenden Zugkraft eingetragen (Abbildung 43). Daneben wurde die endgültige Versagenslast in Newton (Ultimate failure load = UFL) und die Elongation bei der UFL registriert. Weiterhin wurde notiert, an welcher Stelle das Versagen auftrat, z.B. ein femoraler Ausriss oder eine Ruptur des Transplantates.

3.4.4. Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung der Daten erfolgte mittels des Computerprogrammes SPSS (Version 11.5.1, SPSS Inc., Leadtools, North Carolina, USA). Die zur statistischen Berechnung anstehenden Werte sind zunächst mit dem Kolmogorov-Smirnoff-Test auf Normalverteilung überprüft worden. Mithilfe des t-Tests für gepaarte Stichproben das wurde das Signifikanzniveau ermittelt. So konnte eine Vergleichbarkeit der Werte mit intaktem, reseziertem und rekonstruiertem MPFL dargestellt und die Differenzen quantifiziert werden. Folgende Daten aus den Aufzeichnungen wurden zur Auswertung herangezogen. Innerhalb eines Videos wurde zunächst der für die Fragestellung relevante Datenbereich abgegrenzt. Da die Kniescheiben eine unterschiedliche Größe aufwiesen, wurde dieser quadratische Bereich jeweils individuell angepasst. Hierzu wurde ein Quadrat für die gesamtbelastete Fläche konstruiert. Diese Fläche wurde in vier weitere Abschnitte in identischer raw Größe unterteilt. Diese Quadranten demonstrierten die Kraftverteilung auf der proximalen, distalen, medialen und lateralen patellotrochlearen Gelenkfläche (Abbildung 44). Aus diesen Quadranten konnten folglich jeweils mithilfe von I-Scan Grafiken erstellt werden, welche die Kräftedistribution während den verschiedenen Flexionsgraden veranschaulichten.

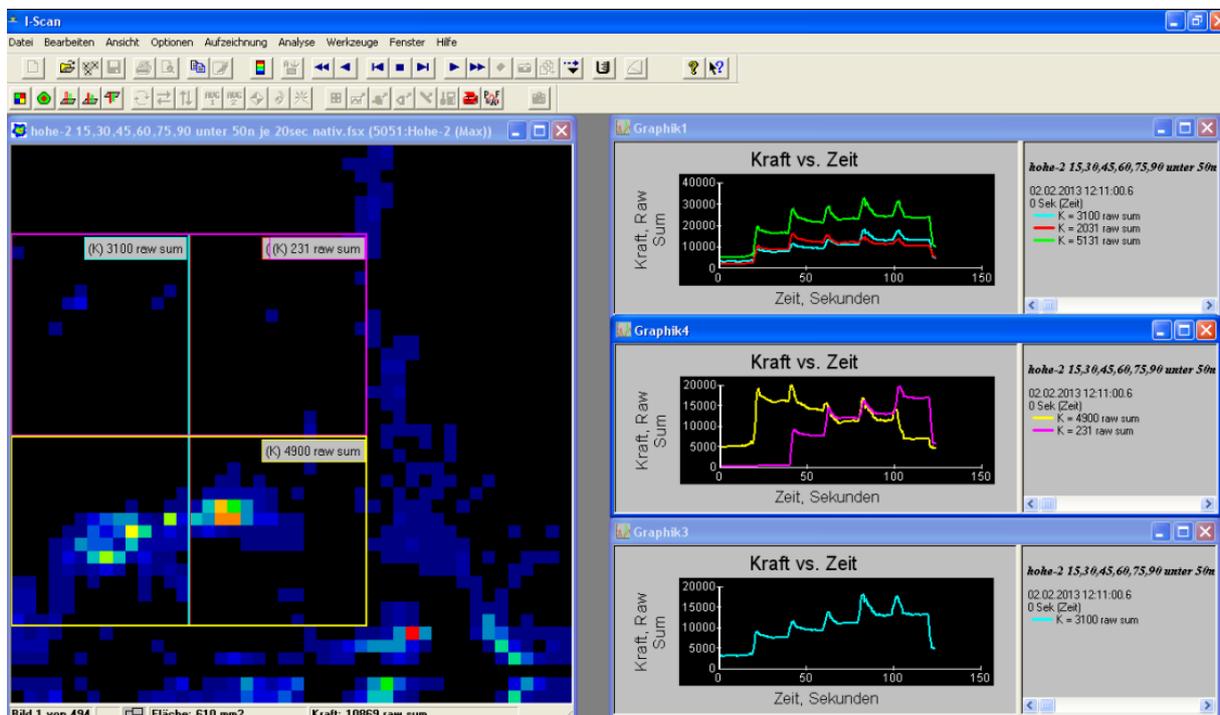


Abbildung 44: Einteilung der Sensorfläche in 4 Quadranten, korrespondierende Grafik auf der rechten Seite (grün = Gesamtkraft, rot = laterale Seite, türkis = mediale Seite, gelb = distal, pink = proximal)

4. ERGEBNISSE

4.1. Kraft- und Druckmessung Versuch 1-8 (GRACILIS-SEHNE)

GESAMTKRAFT:

Die folgende Abbildung veranschaulicht die gemessene Gesamtkraft an der retropatellaren Gleitfläche: Auf der Y-Achse sind die Kräfte in Newton aufgetragen, die X-Achse stellt den Flexionsgrad dar (gilt für alle weiteren Grafiken) (Abbildung 45).

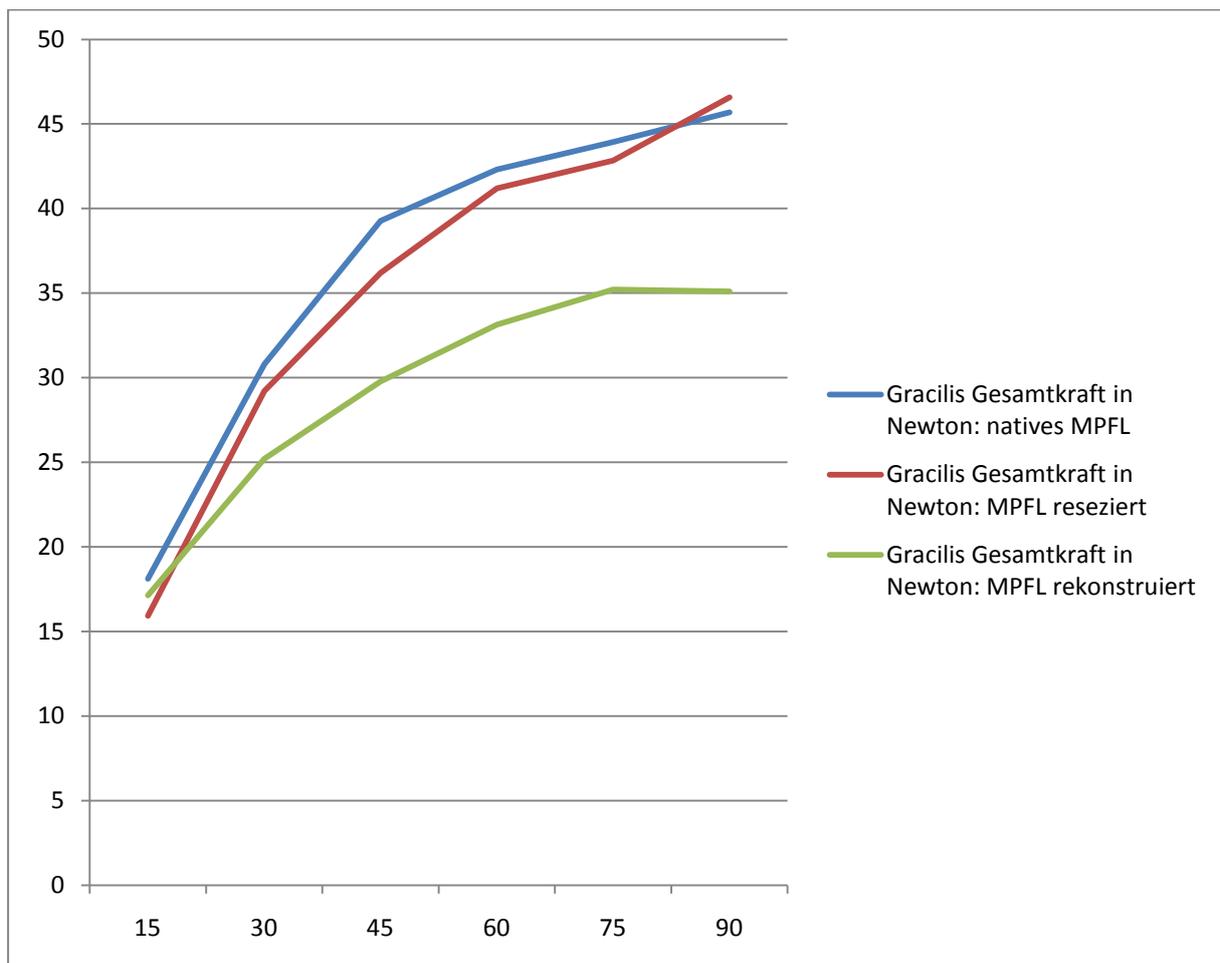


Abbildung 45: Gesamtkraft Gracilis im nativen, resezierten und rekonstruierten Zustand des MPFL

Festzustellen war, dass die Gesamtkraft im patellofemoralem Gelenkspalt mit zunehmender Flexion sowohl im nativen, resezierten und rekonstruierten Zustand des MPFL zunahm. Hierbei wurden die stärksten Kräfte bei Unversehrtheit des MPFL aufgezeichnet (blaue Linie im Diagramm). Nach Resektion des medialen Retinakulums konnte man über alle Flexionsgrade, mit Ausnahme von 90°, eine Abnahme der im patellofemoralem Gelenkspalt

vorliegenden Kräfte feststellen. Hierzu dient ebenfalls eine Betrachtung von Tabelle 2, bei derer ein positives Vorzeichen für eine Kraftminderung und reziprok ein negatives Vorzeichen für eine Zunahme der Kraft (in Newton aufgetragen) zum jeweiligen Flexionsgrad gilt. Bei 45° Beugung erfolgte hierbei eine statistisch signifikante Kraftabnahme ($p = 0,044$) von 3,08 N im Vergleich zum nativen Zustand (Signifikanzen wurden in den folgenden Tabellen gelb hinterlegt). Im Hauptfunktionsbereich des MPFL als passiver Stabilisator bei 15° bzw. 30° minderte sich die Kraft um 2,21 N bzw. 1,59 N ($p > 0,05$). Paradoxaerweise wurde in 90° Flexion sogar eine diskrete Kraftzunahme um weniger als 1 N festgestellt.

Tabelle 2: Gesamtkraft, Gracilis, Differenzen MPFL nativ zu reseziert, nativ zu rekonstruiert, reseziert zu rekonstruiert

Flexionsgrad	15	30	45	60	75	90
NAT - RES	2,21	1,59	3,08	1,11	1,11	-0,89
NAT - REK	0,98	5,58	9,51	9,18	8,74	10,6
RES - REK	-1,23	4	6,43	8,08	7,64	11,48

Bei Betrachtung des resezierten im Vergleich zum rekonstruierten Zustand des MPFL konnte evaluiert werden, dass nach dessen Rekonstruktion nur bei 15° ein erneuter nicht signifikanter ($p > 0,05$) Anstieg der Gesamtkraft um 1,23 N festzustellen war. Über alle weiteren Flexionsgrade (30-90°) war im Vergleich zum resezierten Zustand eine geringere Gesamtkraft zu verzeichnen.

Vergleich man den Ursprungszustand (MPFL nativ) mit dem Zustand nach Rekonstruktion, so waren keine signifikanten (außer bei 45° ($p = 0,038$)) Unterschiede hinsichtlich einer Zu- bzw. Abnahme der Gesamtkraft festzustellen.

LATERALE KRAFT:

Nach Resektion des MPFL war eine Kraftzunahme bei 15-45° auf der lateralen Patellarückfläche und eine Kraftabnahme bei 60-90° im Vergleich zum Ursprungszustand festzustellen. Eine grundlegend deutliche, jedoch nur bei 90° signifikante ($p = 0,034$) Kraftabnahme wurde nach Rekonstruktion des MPFL lateralseitig gemessen (Abbildung 46).

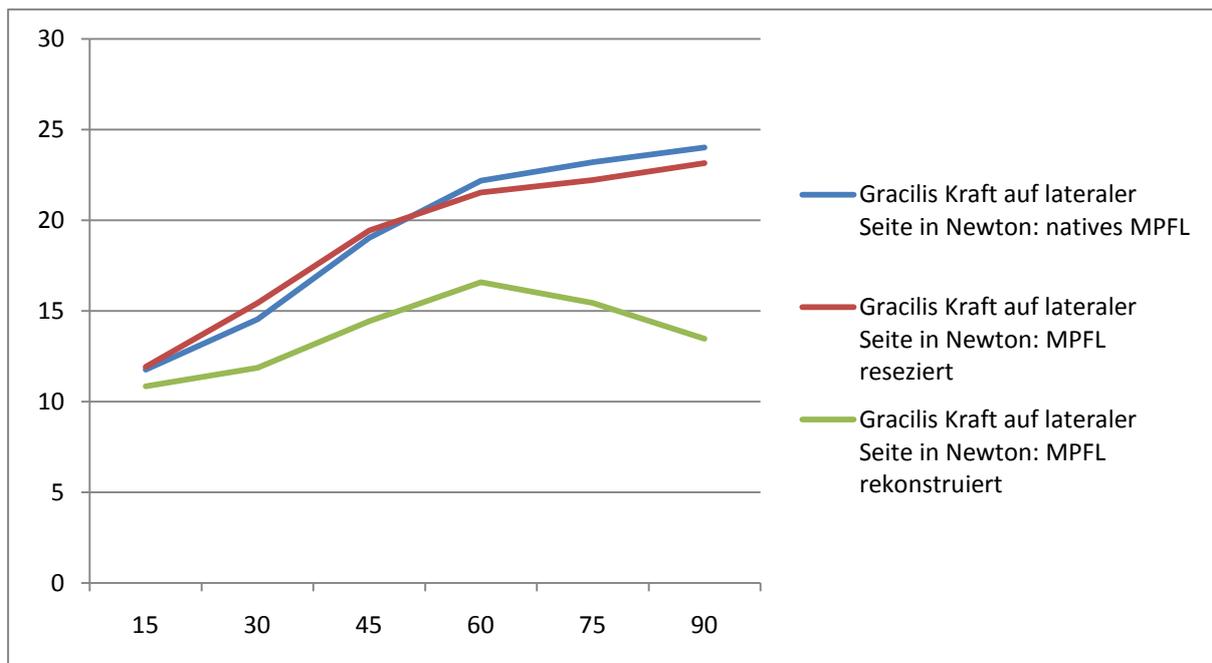


Abbildung 46: Kraft in Newton auf lateraler Seite, Verwendung der Gracilis-Sehne, Vergleich des nativen, resezierten und rekonstruierten Zustandes

In sind Tabelle 3 die entsprechenden Werte aufgetragen.

Tabelle 3: Kraft lateral, Gracilis, Differenzen MPFL nativ zu reseziert, nativ zu rekonstruiert, reseziert zu rekonstruiert

Flexionsgrad	15	30	45	60	75	90
NAT - RES	-0,16	-0,9	-0,41	0,65	1	0,87
NAT - REK	0,93	2,69	4,6	5,59	7,77	10,54
RES - REK	1,09	3,59	5,01	4,95	6,77	9,68

MEDIALE KRAFT:

Die folgende Grafik verdeutlicht die vorliegenden Kräfte während des nativen, resezierten und rekonstruierten Zustands unter den bekannten Flexionsgraden auf der medialseitig gelegenen Patellarrückfläche (Abbildung 47):

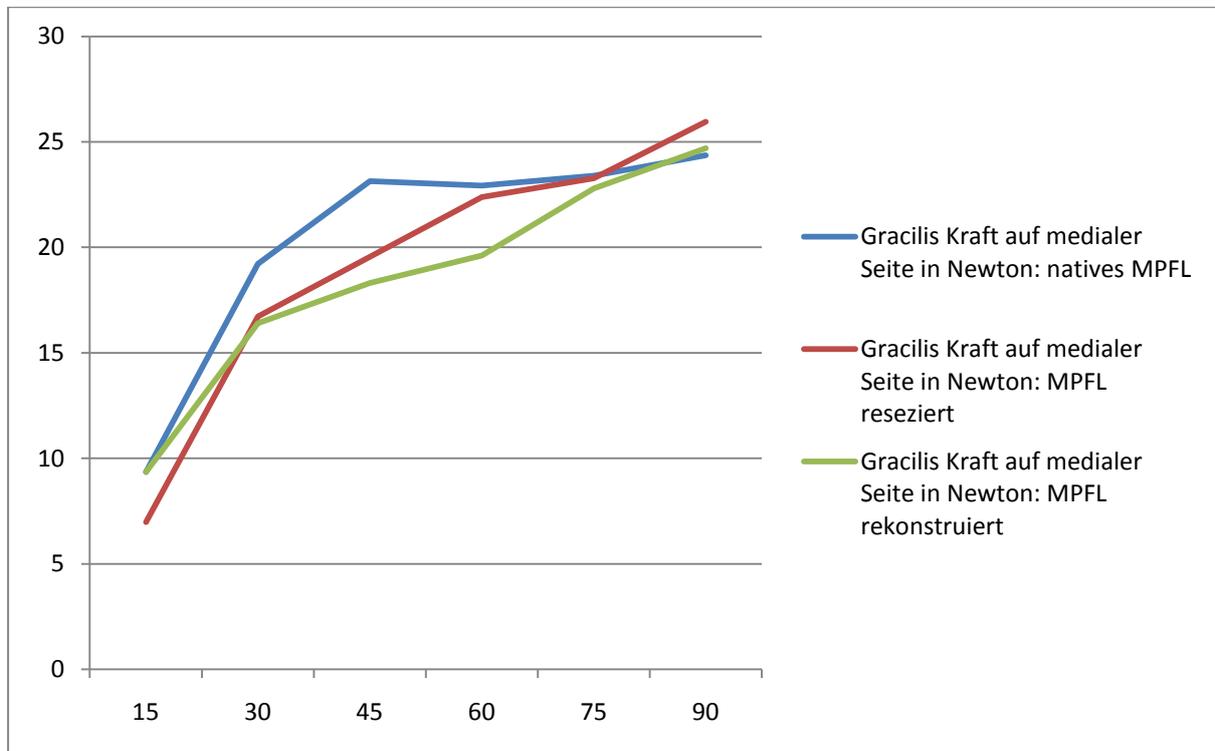


Abbildung 47: Mediale retropatellare Kraft, Vergleich des nativen, resezierten und rekonstruierten Zustandes unter Verwendung der Gracilis-Sehne

Vergleich man zunächst die medial vorliegenden Kräfte des nativen (blaue Linie) und resezierten (rote Linie) Zustandes miteinander, so ließ sich eine signifikante Abnahme der Kraft im extensionsnahen Hauptfunktionsbereich des MPFL bei 15° ($p = 0,035$) um 2,39 N und 45° ($p = 0,045$) um 3,59 N nach Inzision des MPFL feststellen (Tabelle 4).

Tabelle 4: Kraft medial, Gracilis, Differenzen MPFL nativ zu reseziert, nativ zu rekonstruiert, reseziert zu rekonstruiert

Flexionsgrad	15	30	45	60	75	90
NAT - RES	2,39	2,5	3,59	0,54	0,13	-1,59
NAT - REK	0,01	2,81	4,83	3,32	0,61	-0,33
RES - REK	-2,38	0,32	1,25	2,78	0,49	1,26

Die Kraftabnahme bei 30° um 2,5 N verfehlte mit $p = 0,063$ nur diskret das Signifikanzniveau. Bei 60° und 75° erfolgte lediglich eine geringe Kraftabnahme um weniger als 1 N und bei 90° eine Kraftzunahme um 1,59 N ($p > 0,05$). Nach Rekonstruktion (grüne Linie) des medialen Retinakulums mittels des Gracilis-Transplantates ließ sich lediglich bei 15° eine nicht

signifikante ($p > 0,05$) Kraftzunahme um 2,38 N feststellen, verglichen mit dem resezierten Zustand. Bei allen anderen Flexionsgraden von 30-90° verminderte sich die Kraft nicht signifikant um 1,2 N im Durchschnitt ($p > 0,05$). Betrachtete man den nativen Zustand und verglich ihn mit dem Zustand nach Rekonstruktion des MPFL, so ließen sich keine signifikanten Kräftedifferenzen über alle Flexionsgrade hinweg feststellen.

PROXIMALE und DISTALE KRAFT:

Bei Betrachtung der Kräftedifferenzen der **proximalen** Hälfte der Patella ließen sich zwei signifikante Unterschiede feststellen (Abbildung 48). Bei 90° Flexion erfolgte nach Rekonstruktion des MPFL im Vergleich zum resezierten Zustand eine signifikante Kraftabnahme ($p = 0,047$) um 7,86 N. Bei 15-60° veränderte sich die Kraft durchschnittlich um weniger als 1,1 N ($p > 0,05$).

Nach Rekonstruktion bestand im Vergleich zum Ursprungszustand eine signifikante Kraftminderung ($p = 0,014$) um 10,27 N bei 90° (Tabelle 5).

Tabelle 5: Kraft proximal, Gracilis, Differenzen MPFL nativ zu reseziert, nativ zu rekonstruiert, reseziert zu rekonstruiert

Flexionsgrad	15	30	45	60	75	90
NAT - RES	-0,34	-0,6	0,9	2,62	3,08	2,41
NAT - REK	-0,96	-0,63	0,87	2,96	7,31	10,27
RES - REK	-0,62	-0,04	-0,03	0,35	4,24	7,86

Auf der **distalen** retropatellaren Hälfte fanden sich ebenfalls nur drei signifikante Kräftedifferenzen (Abbildung 49). Eine signifikante Kraftabnahme ($p = 0,023$) um 2,15 N erfolgte nach Resektion des MPFL im Vergleich zum Ursprungszustand bei 30°.

Weiterhin bestanden signifikante Kraftminderungen nach Rekonstruktion des MPFL im Vergleich zum nativen Zustand bei 30° ($p = 0,04$) um 6,1 N bzw. 45° ($p = 0,044$) um 8,54 N (Tabelle 6).

Tabelle 6: Kraft distal, Gracilis, Differenzen MPFL nativ zu reseziert, nativ zu rekonstruiert, reseziert zu rekonstruiert

Flexionsgrad	15	30	45	60	75	90
NAT - RES	2,54	2,15	2,22	-1,44	-1,98	-3,19
NAT - REK	1,86	6,1	8,54	6	1,07	-0,13
RES - REK	-0,68	3,95	6,32	7,44	3,04	3,06

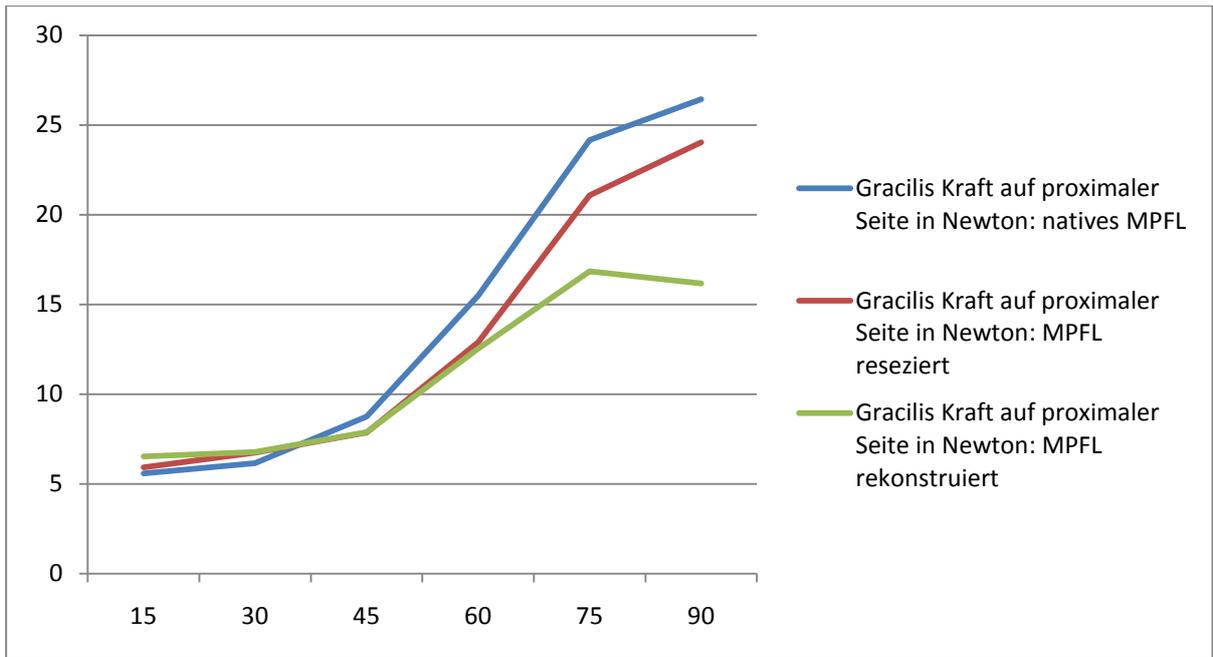


Abbildung 48: Gracilis, Kraft proximal im nativen, resezierten und rekonstruierten Zustand des MPFL

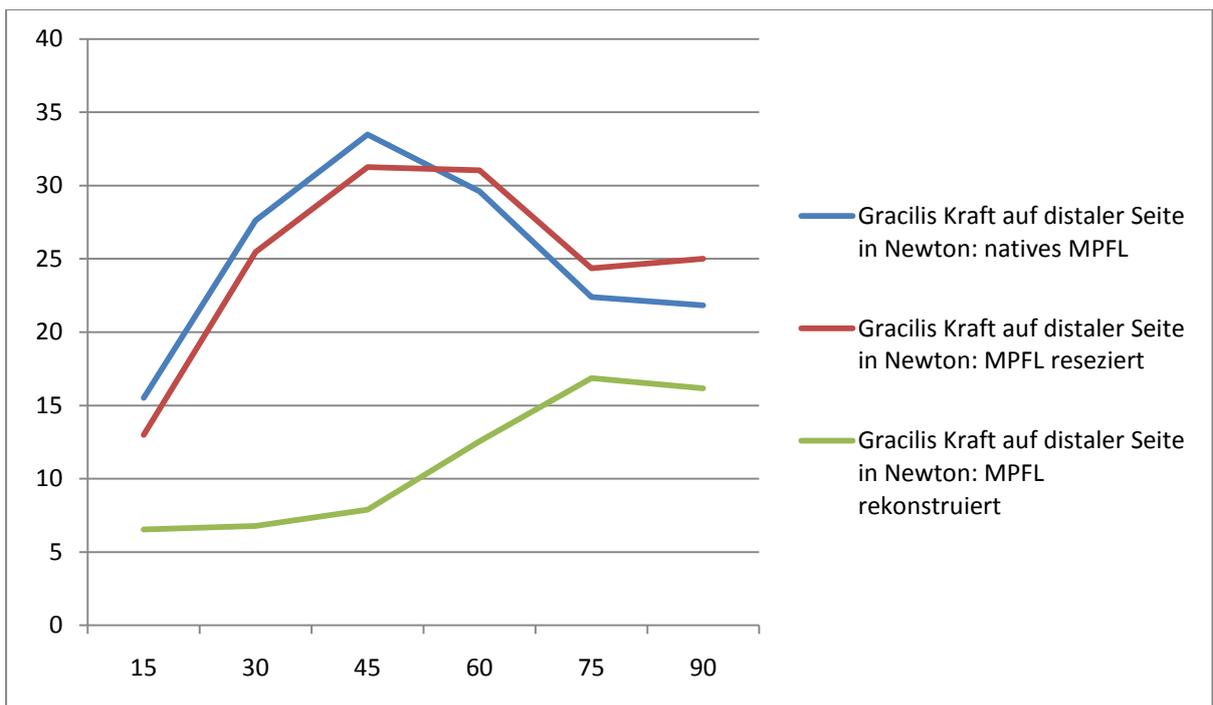


Abbildung 49: Gracilis, Kraft distal im nativen, resezierten und rekonstruierten Zustand des MPFL

4.2. Kraft- und Druckmessung Versuch 9-16 (FASCIA LATA)

GESAMTKRAFT:

Analog zur Auswertung des Gracilis-Transplantates erfolgte die Auswertung des Fascia lata-Transplantates der Versuche 9 bis 16.

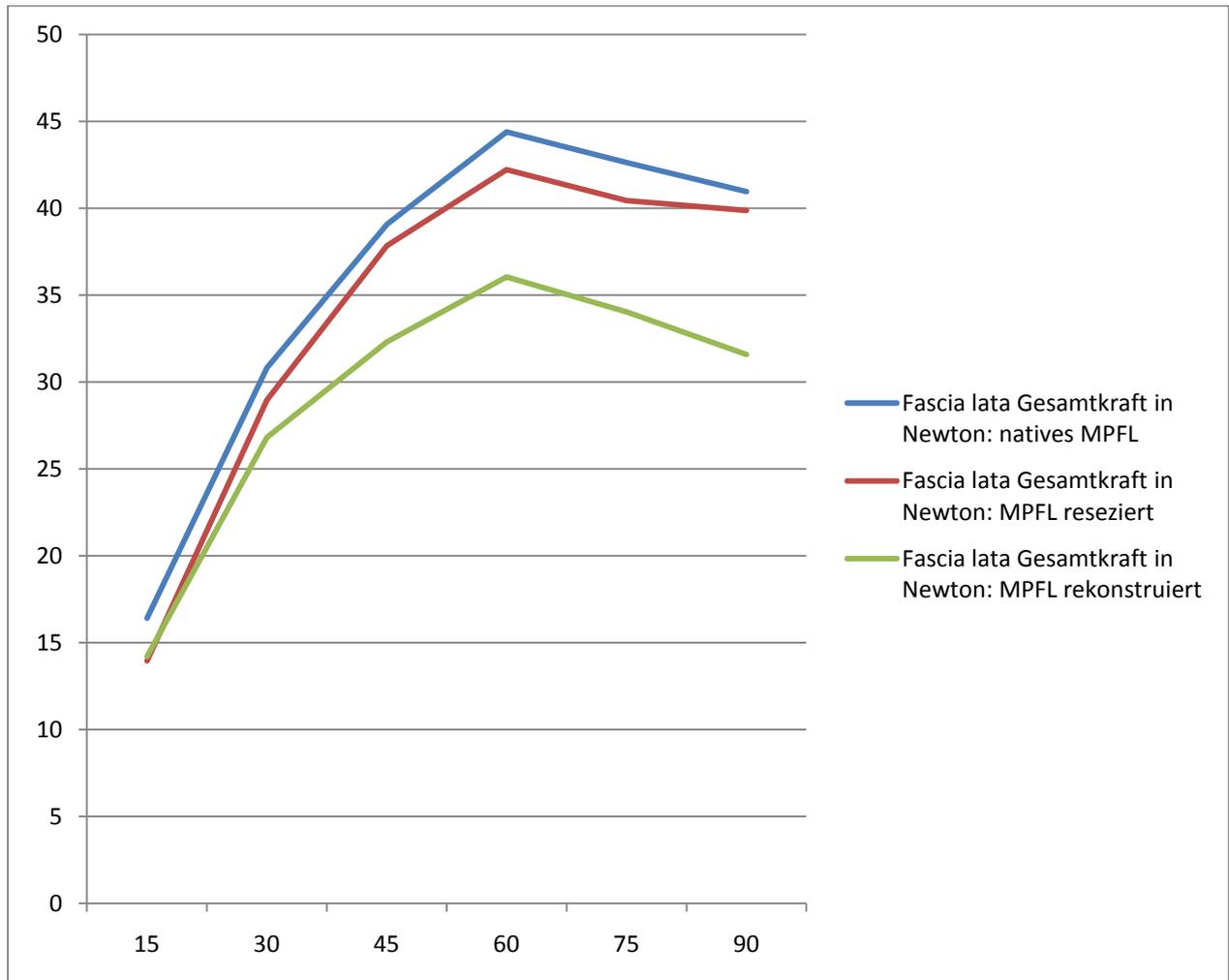


Abbildung 50: Gesamtkraft Fascia lata im nativen, resezierten und rekonstruierten Zustand des MPFL

Die obere Grafik verdeutlicht die Gesamtkräfte an der Patellarrückfläche im nativen, resezierten und rekonstruierten Zustand des MPFL (Abbildung 50).

Die oberste Linie der Grafik stellt die Gesamtkraft im nativen Zustand des MPFL dar. Nach Resektion desselbigen im Vergleich zum Ursprungszustand reduzierte sich die im patellofemorale Gelenkspalt wirkende Gesamtkraft über alle Flexionswinkel hinweg. Hierbei war die Kräftedifferenz nach Resektion bei 15° und 30° statistisch signifikant

($p < 0,001$ bzw. $p = 0,027$). Bei 15° Flexion nahm die Kraft um 2,46 N und bei 30° um 1,84 N ab (Tabelle 7).

Tabelle 7: Gesamtkraft, Fascia, Differenzen MPFL nativ zu reseziert, nativ zu rekonstruiert, reseziert zu rekonstruiert

Flexionsgrad	15	30	45	60	75	90
NAT - RES	2,46	1,84	1,23	2,17	2,19	1,08
NAT - REK	2,21	4	6,76	8,35	8,59	9,38
RES - REK	-0,26	2,16	5,53	6,18	6,41	8,3

Über die verbleibenden Flexionsgrade ließen sich keine weiteren signifikanten Kraftminderungen im Gelenkspalt detektieren.

Im Vergleich nach MPFL-Resektion mit dem Zustand nach Rekonstruktion mittels der Fascia lata fiel bei Betrachtung der Gesamtkraft auf, dass lediglich bei 15° eine geringe Kraftzunahme um 0,26 N erfolgte, diese zeigte sich nicht signifikant ($p > 0,05$). Über die weiteren Flexionswinkel wurde die gesamte Kraft konsekutiv nach Rekonstruktion gemindert. Diese Kraftminderungen über die weiteren Flexionsgrade zeigten sich statistisch signifikant ($p < 0,01$ bis $p = 0,031$). Bei 30° reduzierte sich die Kraft hierbei am geringsten um 2,16 N ($p > 0,05$).

Ebenso beim Vergleich des nativen und des rekonstruierten Zustandes war die durchgängige Kraftminderung über alle Flexionswinkel hinweg feststellbar, von 30° bis 90° zeigte sich diese als signifikant ($p < 0,001$ bis $p = 0,009$). Der folgende Abschnitt befasst sich mit den lateral wirkenden Kräften im patellofemorale Gelenkspalt.

LATERALE KRAFT:

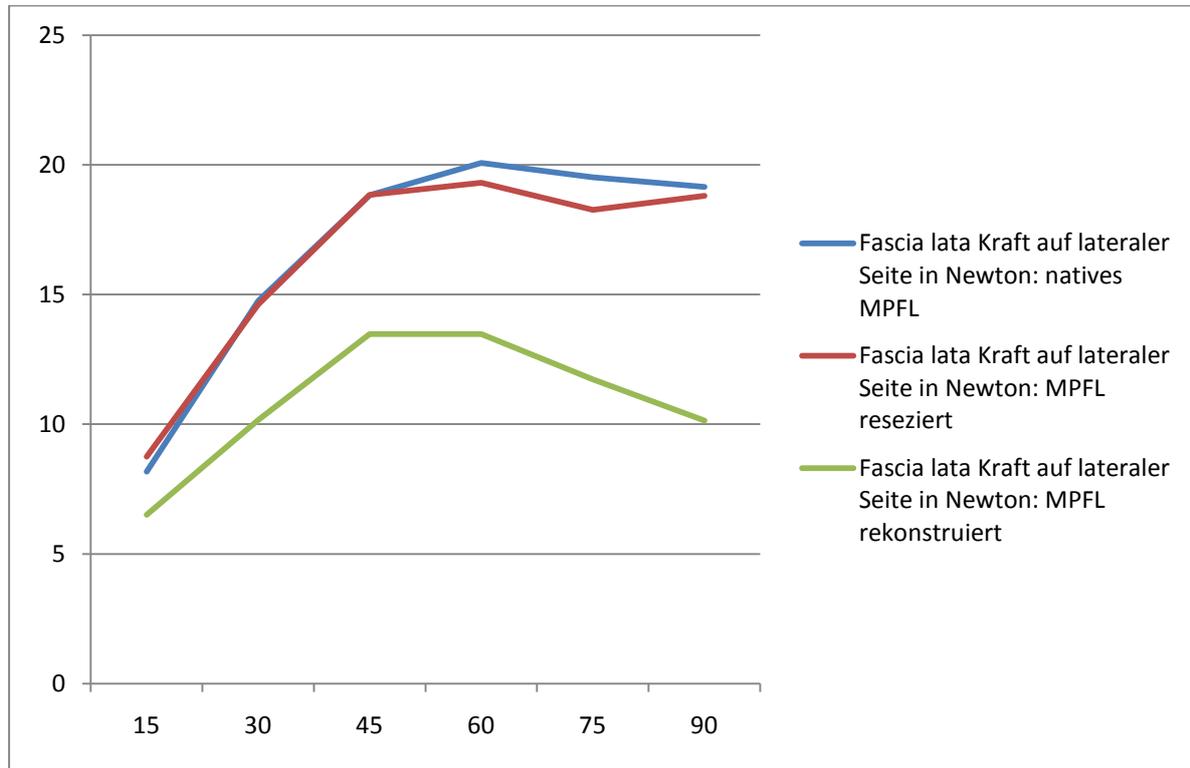


Abbildung 51: Kraft in Newton auf lateraler Seite, Verwendung der Fascia lata, Vergleich des nativen, resezierten und rekonstruierten Zustandes

Bei Betrachtung der oberen Abbildung konnte festgestellt werden, dass zunächst eine nur geringgradige Krätedifferenz nach Resektion des MPFL im Vergleich zum nativen Zustand vorlag (Abbildung 51). Hierbei nahm die Kraft auf lateraler Seite um 0,58 N bei 15° und um 0,02 N bei 45° zu, während bei den übrigen Flexionsgraden ein verminderter retropatellarer Anpressdruck zu verzeichnen war. Diese Kraftminderung war lediglich bei 75° mit einer Kraftabnahme um 1,26 N signifikant ($p = 0,033$) (Tabelle 8).

Tabelle 8: Kraft lateral, Fascia, Differenzen MPFL nativ zu reseziert, nativ zu rekonstruiert, reseziert zu rekonstruiert

Flexionsgrad	15	30	45	60	75	90
NAT - RES	-0,58	0,14	-0,02	0,77	1,26	0,35
NAT - REK	1,66	4,6	5,37	6,6	7,79	9,01
RES - REK	2,23	4,46	5,38	5,83	6,53	8,66

Bei Betrachtung der auf der lateralen dorsalen patellaren Gleitfläche wirkenden Kräfte zeigte sich eine nach Rekonstruktion statistisch signifikante Kraftabnahme sowohl im Vergleich zum nativen als auch zum resezierten Zustand. Vom resezierten Zustand des MPFL ausgehend nahm die Kraft auf lateraler Seite über alle Winkelgrade hinweg ab, am stärksten bei 90° um

8,66 N ($p < 0,001$). Die durchschnittliche Kraftminderung von 15° bis 90° betrug hierbei 5,5 N und war allseits statistisch signifikant ($p < 0,001$).

Große Unterschiede der lateralen Kräfte waren ebenfalls im Vergleich des Zustandes nach Rekonstruktion des MPFL mit dem Ursprungszustand feststellbar. So reduzierten sich die Kräfte signifikant (allseits $p < 0,01$) über alle Flexionswinkel hinweg von 30° bis 90°. Die größte Kraftminderung hierbei lag bei 90° um 9,01 N ($p < 0,001$).

MEDIALE KRAFT:

Folgende Grafik veranschaulicht die retropatellar medialseitig detektierten Kräfte:

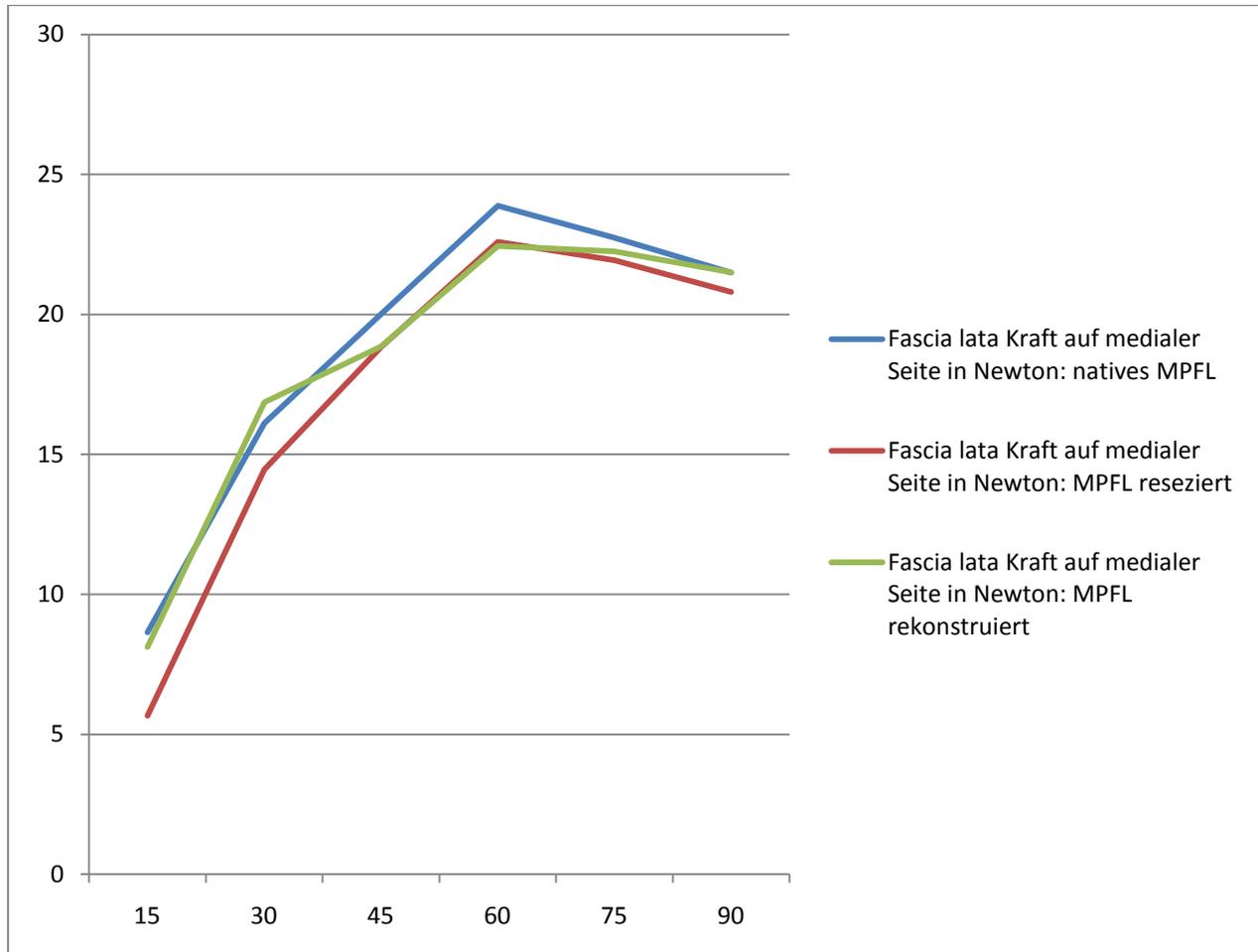


Abbildung 52: Mediale retropatellare Kraft, Vergleich des nativen, resezierten und rekonstruierten Zustands unter Verwendung der Fascia lata

Die blaue Linie steht stellvertretend für die retropatellaren Kräfte auf der medialen Seite beim nativen Zustand des MPFL (Abbildung 52). Die Ordinate zeigt hierbei die Kräfte in Newton in Fünferschritten an, während auf der Abszisse die Flexionsgrade dargestellt sind. Nach Durchtrennung des medialen Halteapparates erfolgte eine Kraftminderung über alle Flexionsgrade hinweg (rote Linie). Diese Kraftreduktion im extensionsnahen Bereich des Präparates um 2,98 N bei 15° und um 1,65 N bei 30° Flexion zeigte sich statistisch signifikant ($p < 0,001$ bzw. $p = 0,02$).

Nach Rekonstruktion im Vergleich zum resezierten MPFL erfolgte mit Ausnahme von 60° Flexion ein Kräftezuwachs über alle Beugungsgrade hinweg. Hierbei zeigte sich eine

statistisch signifikante Kraftzunahme um 2,46 N bei 15° ($p = 0,047$) und um 2,4 N bei 30° ($p = 0,024$) (Tabelle 9).

Tabelle 9: Kraft medial, Fascia, Differenzen MPFL nativ zu reseziert, nativ zu rekonstruiert, reseziert zu rekonstruiert

Flexionsgrad	15	30	45	60	75	90
NAT - RES	2,98	1,65	1,18	1,29	0,81	0,69
NAT - REK	0,52	-0,76	1,16	1,44	0,49	-0,03
RES - REK	-2,46	-2,4	-0,02	0,16	-0,32	-0,72

Beim Vergleich des nativen und rekonstruierten Zustandes konnten keine signifikanten Kräftedifferenzen über alle Flexionsgrade hinweg aufgezeichnet werden.

PROXIMALE und DISTALE KRAFT:

Analog zur Ergebnisauswertung der Gracilis-Sehne erfolgte auch bei der Fascia lata die kombinierte Auswertung der proximalen und distalen Kräfte innerhalb des patellofemorales Gelenkspaltes.

Bei Betrachtung der Kräftedifferenzen der **proximalen** Hälfte der Patella ließ sich eine signifikante Kraftzunahme um 1,68 N ($p = 0,047$) bei 45° nach Resektion des MPFL im Vergleich zum nativen Zustand feststellen (Abbildung 53). Von 15° bis 45° erfolgte hierbei eine Kraftzunahme von durchschnittlich 1,19 N, während von 60° bis 90° eine durchschnittliche Kraftminderung um 0,58 N detektiert wurde ($p > 0,05$) (Tabelle 10).

Tabelle 10: Kraft proximal, Fascia, Differenzen MPFL nativ zu reseziert, nativ zu rekonstruiert, reseziert zu rekonstruiert

Flexionsgrad	15	30	45	60	75	90
NAT - RES	-0,94	-0,96	-1,68	0,02	0,33	1,41
NAT - REK	-1,02	0,17	2,41	5,98	9,48	12,24
RES - REK	-0,09	1,12	4,08	5,96	9,15	10,84

Bei 60° bis 90° Flexion erfolgte nach Rekonstruktion des MPFL im Vergleich zum nativen Zustand eine signifikante Kraftreduktion ($p < 0,001$ und $p = 0,002$) um 5,98 N, 9,48 N und 12,24 N. Lediglich bei 15° Flexion erfolgte eine nicht signifikante Kraftzunahme ($p > 0,05$) um 1,02 N nach Rekonstruktion des MPFL mittels der Fascia lata.

Vergleichbar mit oben Genanntem erfolgte im Vergleich des resezierten Zustandes mit dem Zustand nach Rekonstruktion des MPFL eine signifikante Kraftabnahme von 45-90° (allseits $p < 0,05$). Die durchschnittliche Kraftminderung betrug hierbei 7,5 N.

Auf der **distalen** retropatellaren Hälfte fanden sich vier signifikante Kräftedifferenzen (Abbildung 54). Eine signifikante Kraftabnahme ($p = 0,006$) um 3,38 N erfolgte nach Resektion des MPFL im Vergleich zum Ursprungszustand bei 15° (Tabelle 11).

Tabelle 11: Kraft distal, Fascia, Differenzen MPFL nativ zu reseziert, nativ zu rekonstruiert, reseziert zu rekonstruiert

Flexionsgrad	15	30	45	60	75	90
NAT - RES	3,38	2,77	2,86	1,99	1,73	-0,36
NAT - REK	3,19	3,73	4,17	2,02	-1,11	-3,02
RES - REK	-0,19	0,96	1,31	0,04	-2,84	-2,66

Bei 30° und 45° betrug diese Kraftabnahme 2,77 N bzw. 2,86 N ($p = 0,022$ bzw. $p = 0,021$). Weiterhin bestand eine signifikante Kraftminderung um 4,17 N nach Rekonstruktion des MPFL im Vergleich zum nativen Zustand bei 45° ($p = 0,013$).

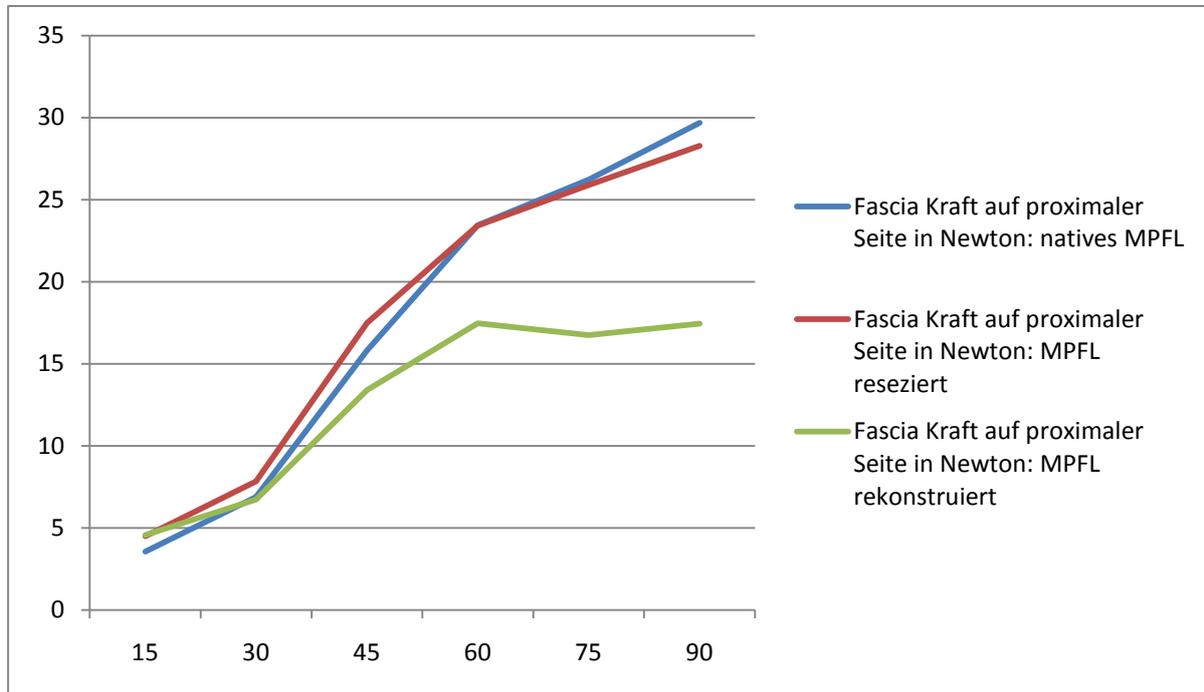


Abbildung 53: Fascia lata, Kraft proximal im nativen, resezierten und rekonstruierten Zustand des MPFL

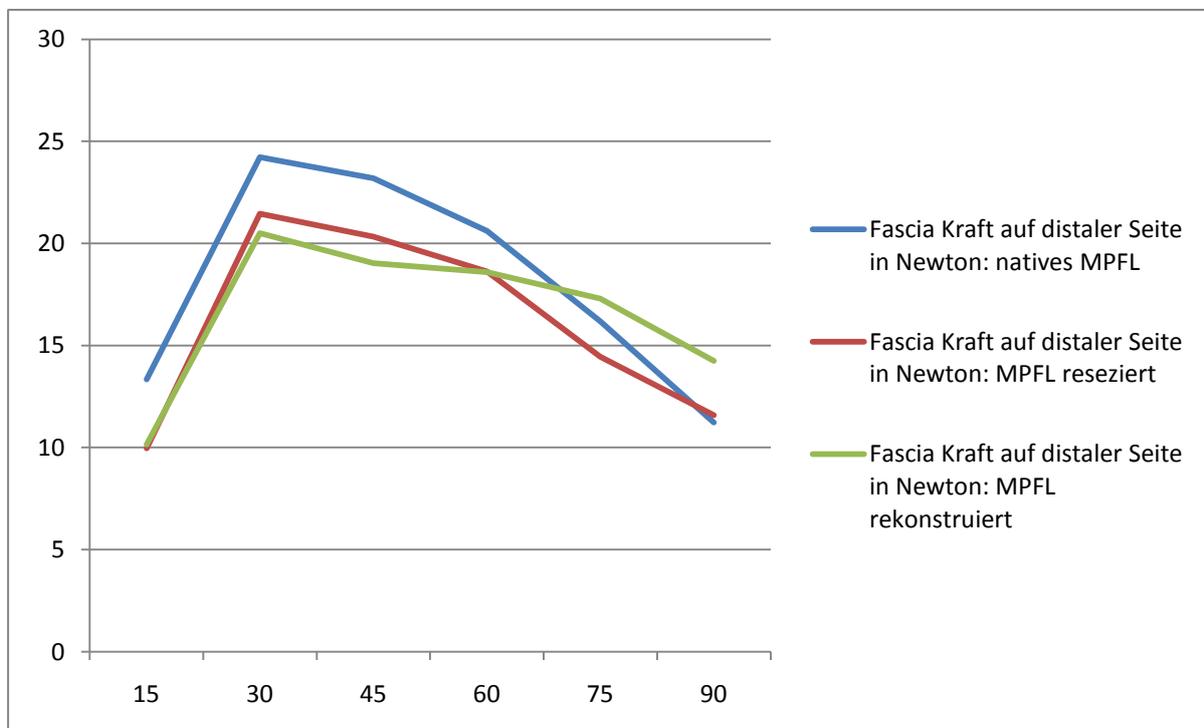


Abbildung 54: Fascia lata, Kraft distal im nativen, resezierten und rekonstruierten Zustand des MPFL

Das Zusammenspiel der Kräfteverhältnisse auf **proximaler und distaler** Patellaseite verhielt sich wie folgt:

Verglich man den nativen mit dem resezierten Zustand, so nahm die Kraft auf proximaler Seite nach Resektion des MPFL bei 15° bis 45° um durchschnittlich 1,19 N zu, während distal eine Kraftabnahme um durchschnittlich 3 N erfolgte. Reziprok hierzu erfolgte proximal bei 90° eine Kraftminderung um 1,41 N während distal eine Kraftzunahme um 0,36 N gemessen wurde. Bei 60° und 75° wurde sowohl proximal als auch distal eine Kraftabnahme festgestellt, durchschnittlich bei proximal um 0,17 N und distal um 1,86 N.

Beim Vergleich des nativen und rekonstruierten Zustandes konnte bei 15° eine Kraftzunahme proximal von 1,02 N festgestellt werden, während sich distal die Kraft nach Rekonstruktion um 3,19 N reduzierte. Bei 75° und 90° Flexion nahm die Kraft proximal signifikant ($p < 0,001$ bzw. $p = 0,002$) um durchschnittlich 10,85 N ab, während distal eine nicht signifikante ($p > 0,05$) durchschnittliche Kraftzunahme um 2,06 N verzeichnet wurde. Somit erfolgte nach Rekonstruktion im Vergleich zum nativen Zustand des MPFL extensionsnah proximal eine geringe Kraftzunahme während sich distal die Kraft reduzierte; umgekehrt nahm in zunehmender Flexion die Kraft proximal ab und distal zu.

4.3. Vergleich Gracilis-Sehne und Fascia lata

Zur besseren Visualisierung folgen zunächst zwei Grafiken, welche die patellofemorale Anpresskräfte auf **medialer** Seite darstellen, separiert nach dem jeweils zur MPFL-Rekonstruktion genutzten Transplantat:

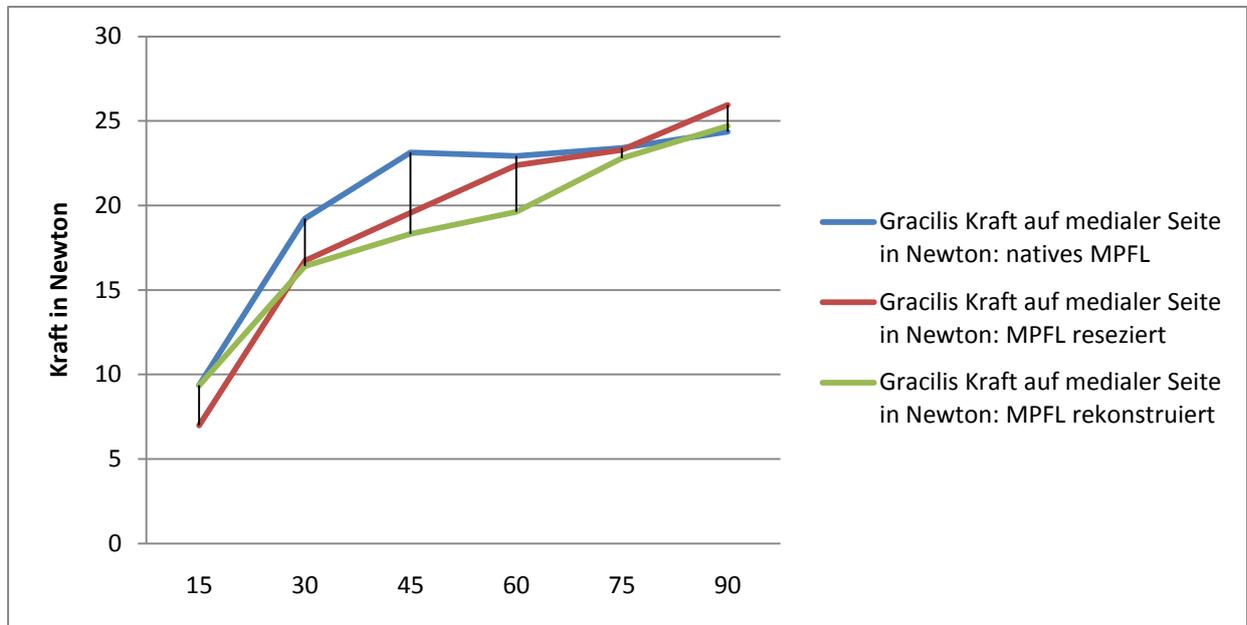


Abbildung 55: Kräfte medial im nativen, resezierten und rekonstruierten Zustand des MPFL mittels Gracilis

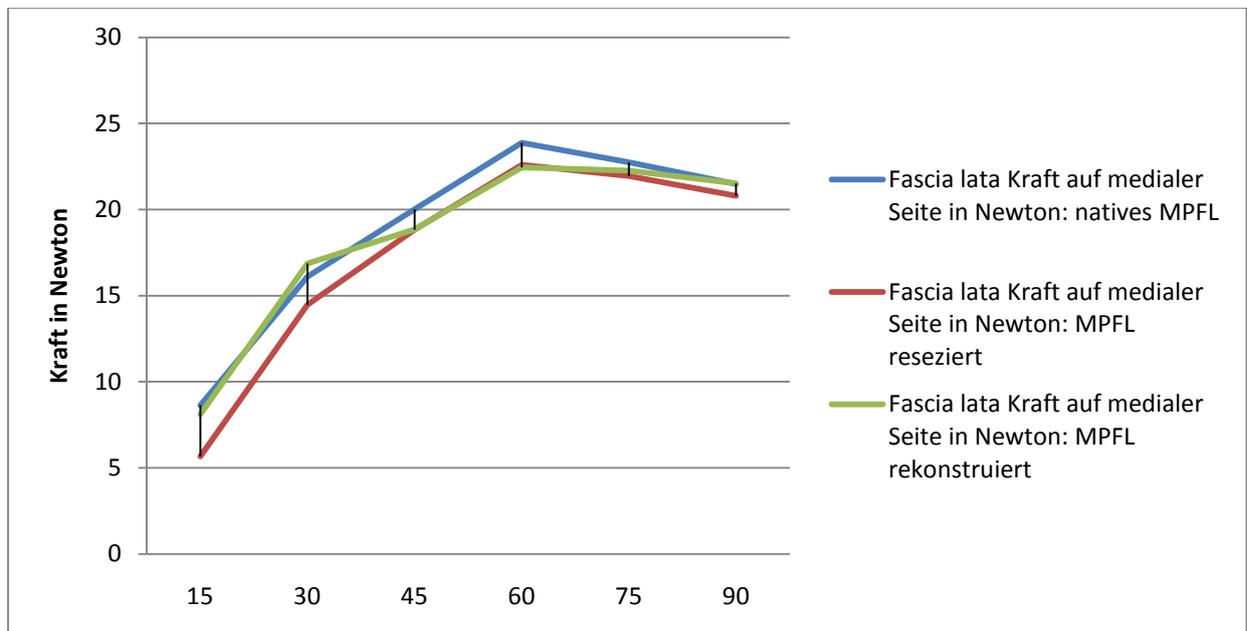


Abbildung 56: Kräfte medial im nativen, resezierten und rekonstruierten Zustand des MPFL mittels Fascia lata

An dieser Stelle werden größtenteils durch deskriptive Verfahren die Unterschiede bzw. Gemeinsamkeiten beider verwendeter Transplantate dargestellt.

Bei Betrachtung der beiden Abbildungen, welche die durchschnittlich retropatellar **medialseitig** gemessenen Kräfte für das Gracilis (Abbildung 55) bzw. Fascia lata (Abbildung 56) Transplantat im nativen (blaue Linie), resezierten (rote Linie) und rekonstruierten (grüne Linie) Zustandes des MPFL darstellen, konnte zunächst gezeigt werden, dass bei beiden Versuchsreihen die Anpresskraft nach Resektion im Vergleich zum nativen Zustand des MPFL reduziert wurde. Diese Kraftminderung erfolgte über fast alle Winkelgrade hinweg und war von 15-45° statistisch signifikant (allseits $p < 0,05$). Eine Ausnahme wurde lediglich durch eine Kraftzunahme bei 90° Flexion in der Versuchsreihe der Gracilis-Transplantate festgestellt.

Das Ziel, nach einer operativen Rekonstruktion des MPFL den Ursprungszustand und somit seine Funktion wiederherzustellen, würde graphisch bedeuten, dass die grüne Linie (=MPFL rekonstruiert) im Idealfall kongruent zur blauen Linie (=MPFL nativ) verlaufen würde. Grundsätzlich sollte jedoch eine Erhöhung der medialen Anpressdrücke nach Rekonstruktion im Vergleich zum resezierten Zustand angestrebt werden. Somit sollte die grüne Linie die rote Linie (=MPFL reseziert) überragen. Diese Ziele wurden vornehmlich extensionsnah, also im Hauptwirkungsbereich des MPFL verwirklicht.

Bei beiden Transplantaten wurde dieses Ziel nahezu bei **15°** Flexion erreicht. Der Zustand nach Rekonstruktion des MPFL mittels der Gracilis-Sehnentransplantate unterschied sich um weniger als 0,01 N im Vergleich zum nativen Zustand des MPFL. Bei der Fascia lata Versuchsgruppe betrug diese Differenz ebenso geringe 0,52 N. Die Kräfte stiegen in beiden Versuchsgruppen signifikant ($p < 0,01$) vom resezierten Zustand zum rekonstruierten Zustand des MPFL an.

Beim darauffolgenden Flexionsgrad (**30°**) konnte nach Rekonstruktion im Vergleich zum resezierten Zustand keine weitere Zunahme der medial detektierten Kräfte in der ersten Versuchsreihe (Gracilis) festgestellt werden. In der Gruppe der Faszientransplantate überstieg die grüne Linie die blaue Linie. Es erfolgte somit eine geringfügige Überkorrektur nach Rekonstruktion um 0,75 N im Vergleich zum nativen Zustand und eine signifikante ($p = 0,024$) Kraftzunahme im Vergleich zum resezierten Zustand.

Bei **45-75°** Flexion konnte nach Rekonstruktion keine Kräftezunahme in der Gracilis-Gruppe mehr verzeichnet werden, wohingegen in der Faszien-Gruppe die Kräfte nach Rekonstruktion nahezu unverändert im Vergleich zum resezierten Zustand blieben.

Bei **90°** Flexion wurde in beiden Versuchsgruppen der native Zustand nahezu wieder erreicht.

Bei einer Gesamtauswertung aller Versuche ohne spezifische Gruppenzugehörigkeit (Gracilis und Fascia) konnten nach Rekonstruktion im Vergleich zum Ursprungszustand keine statistisch signifikanten Unterschiede **medialseitig** festgestellt werden.

Die folgenden beiden Grafiken veranschaulichen die Kräfteänderungen auf **lateral**er Seite der Patella im direkten Vergleich:

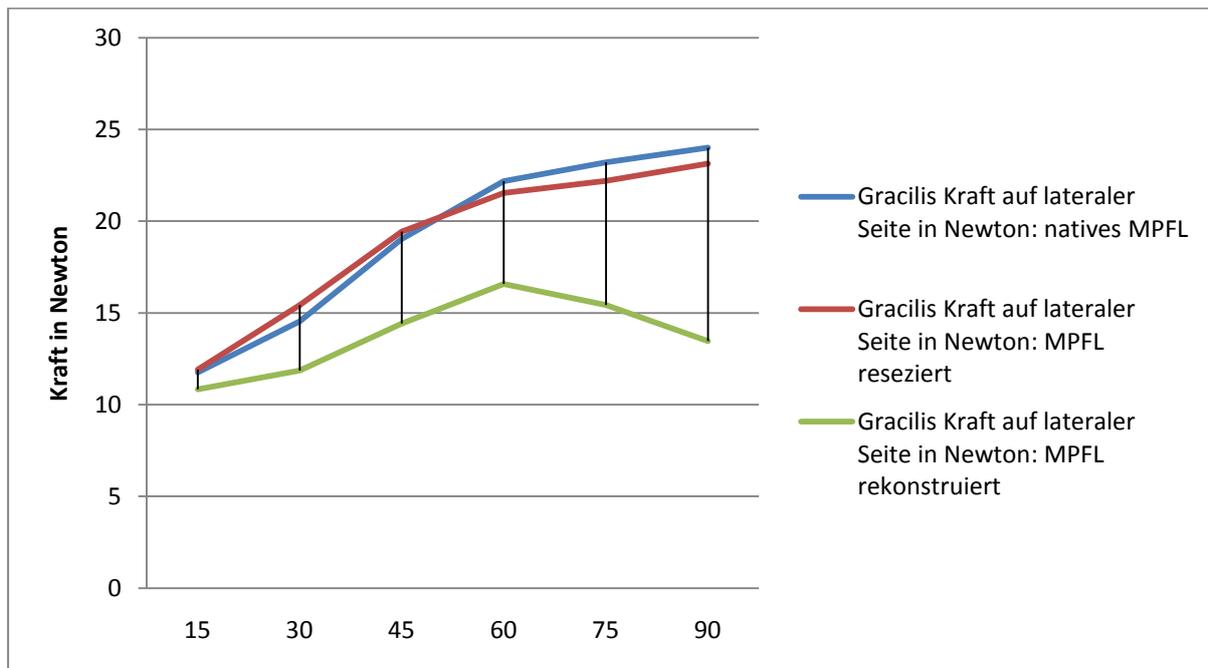


Abbildung 57: Kräfte lateral im nativen, resezierten und rekonstruierten Zustand des MPFL mittels Gracilis

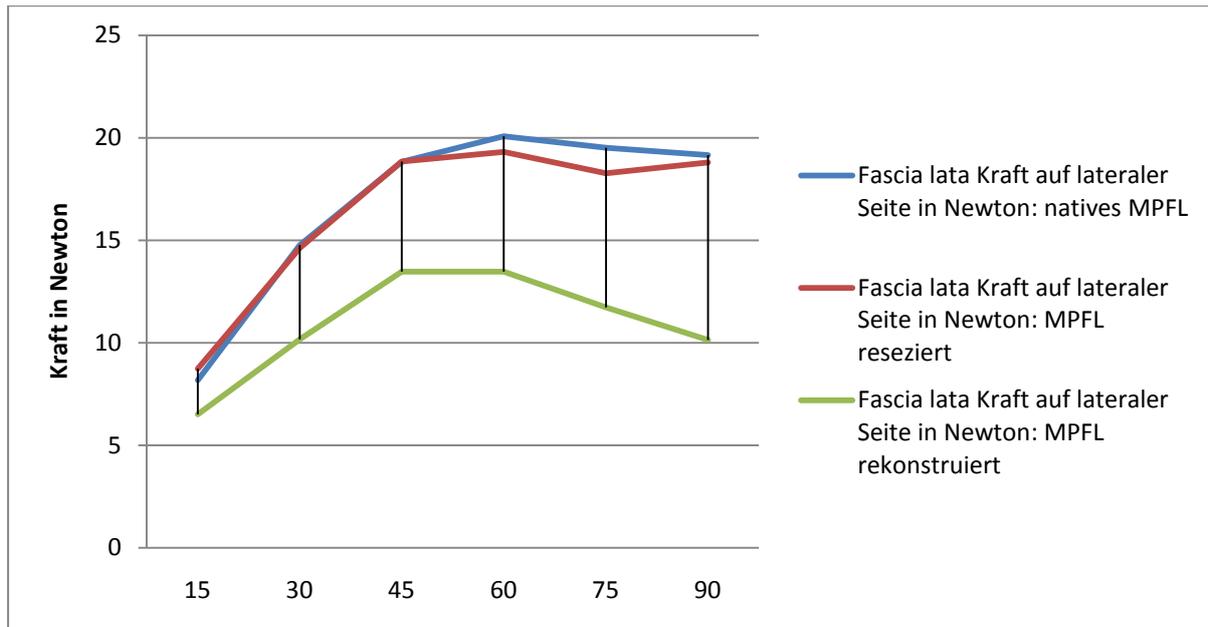


Abbildung 58: Kräfte lateral im nativen, resezierten und rekonstruierten Zustand des MPFL mittels Fascia lata

Beim Vergleich der extensionsnah herrschenden Kräfte auf lateraler Seite konnte zunächst die geringe Kräftezunahme bei der Gracilis-Gruppe (Abbildung 57) und eine nahezu vorliegende Kongruenz bei der Faszien-Gruppe (Abbildung 58) von 15-45° Flexion nach Resektion des MPFL im Vergleich zum Ursprungszustand evaluiert werden. Insgesamt führte die Resektion des MPFL zu deutlich geringeren Auswirkungen auf die retropatellar lateralseitig detektierten Kräfte als auf medialer Seite im Vergleich zum nativen Zustand.

In beiden Fällen führte die Rekonstruktion des MPFL zu einer signifikanten (allseits $p < 0,01$) Minderung des Anpressdruckes der Patella an die lateralseitige Femurcondyle, verglichen sowohl mit dem resezierten als auch mit dem Ursprungszustand.

Die Betrachtung der Kräfte an der **proximalen** und **distalen** retropatellaren Gelenkfläche erbrachte Hinweise auf die Unterschiedliche Anspannung der beiden Schenkel der jeweiligen Transplantate. Zunächst folgte eine Auswertung der **proximalen** Seite:

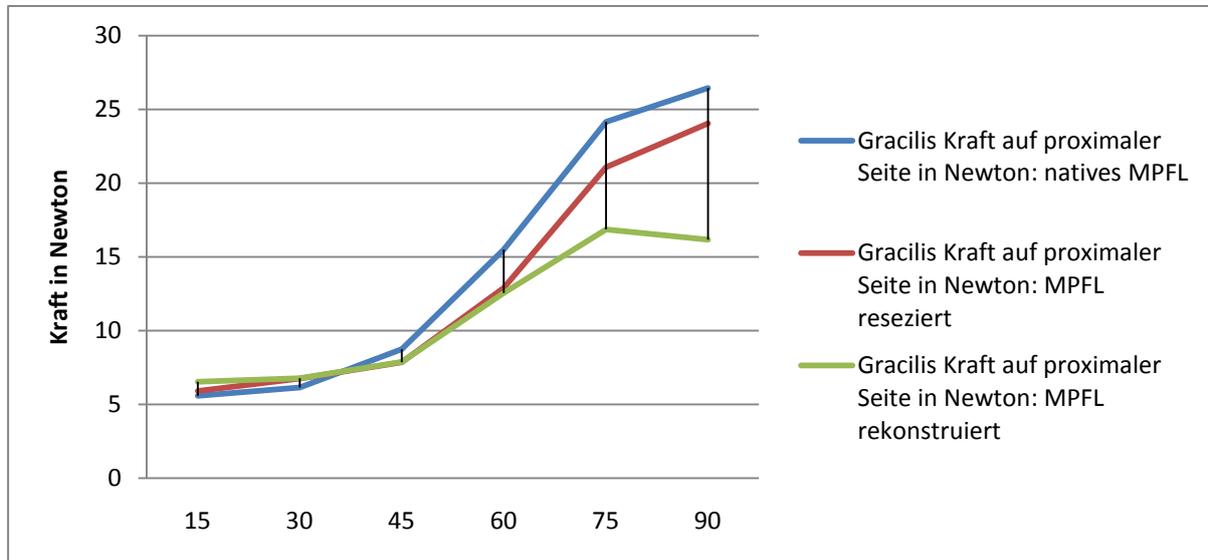


Abbildung 59: Kräfte proximal im nativen, resezierten und rekonstruierten Zustand des MPFL mittels Gracilis

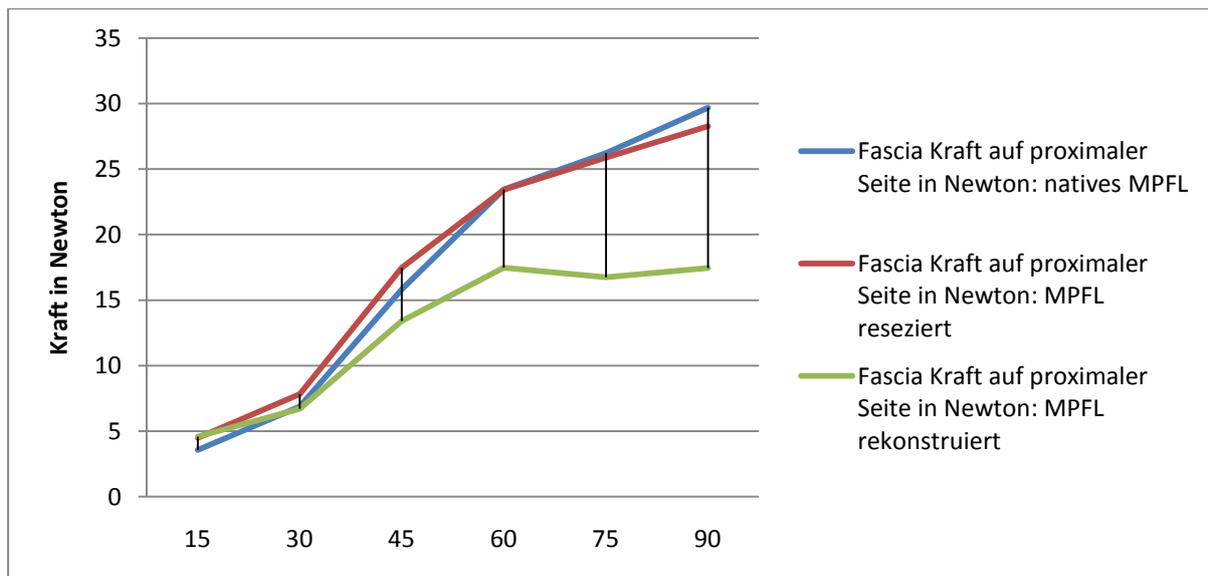


Abbildung 60: Kräfte proximal im nativen, resezierten und rekonstruierten Zustand des MPFL mittels Fascia lata

Die **proximale** Flächenregion und den nativen sowie resezierten Zustand des MPFL betreffend unterschieden sich die retropatellar detektierten Kräfte beider Transplantate nur geringfügig voneinander (Abbildung 59 und 60). Von 15-45° Flexion zeigten sich keine signifikanten Differenzen beim Vergleich des nativen, resezierten und rekonstruierten Zustandes bei beiden Transplantaten. Erst ab einem Flexionsgrad von 60° ließ sich eine deutliche Kraftminderung nach Rekonstruktion im Vergleich zum nativen Zustand feststellen.

Bei Betrachtung der **distalen** Hälfte der Patella konnten größere Differenzen im Vergleich der Transplantate eruiert werden:

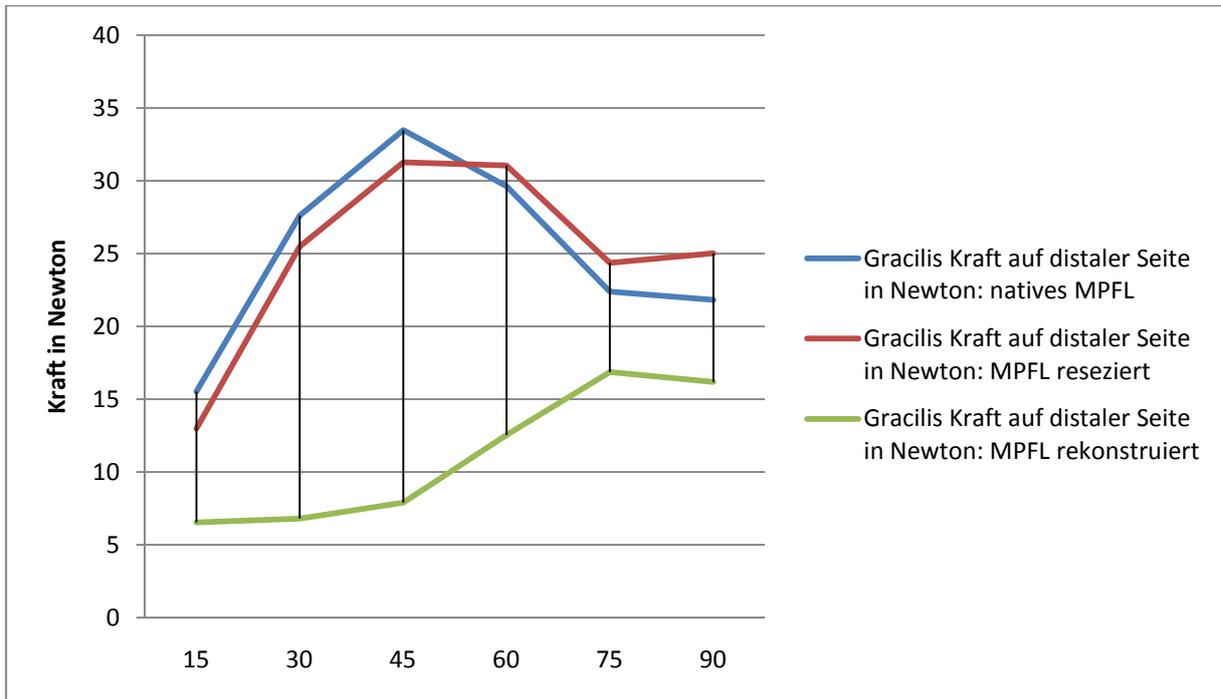


Abbildung 61: Kräfte distal im nativen, resezierten und rekonstruierten Zustand des MPFL mittels Gracilis

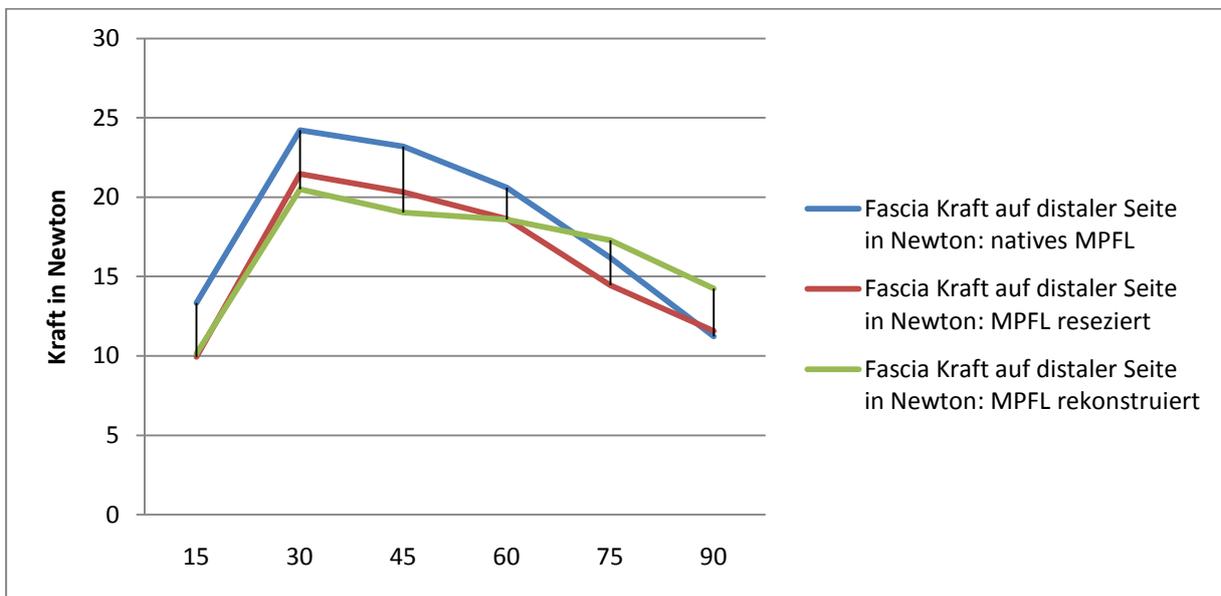


Abbildung 62: Kräfte distal im nativen, resezierten und rekonstruierten Zustand des MPFL mittels Fascia lata

Die Kurvenverläufe beider Versuchsreihen waren den nativen und resezierten Zustand des MPFL betreffend annähernd vergleichbar (Abbildung 61 und 62). Auffallend zeigten sich hierbei allerdings die Kräfteverhältnisse nach Rekonstruktion im Vergleich zum Ursprungszustand des MPFL. Die Rekonstruktion unter Verwendung der Gracilis-Sehne hatte einen nahezu gespiegelten Linienvorlauf zur Folge. Die Kräfte stiegen hierbei nach

Rekonstruktion bei zunehmender Flexion an, wohingegen im nativen Zustand eine Kräfteminderung ab 45° zu beobachten war.

In der Fascia lata Versuchsreihe konnte dies nicht wiedergegeben werden, stattdessen zeigte sich der Linienverlauf die Rekonstruktion betreffend von 15° bis 60° dem Linienverlauf nach Resektion vergleichbar. Ab 75° bis 90° hingegen erfolgte eine Kraftzunahme und somit Annäherung an den Kurvenverlauf des Ursprungszustandes.

4.4. Zyklische Belastung aller Versuche

Die zyklische Belastung der Transplantate erfolgte nach Abschluss aller vorangegangenen Messungen.

Die folgende Tabelle lieferte einen Überblick über die Ergebnisse (Tabelle 12):

Tabelle 12: Gesamtergebnisse der zyklischen Belastungsversuche

Knie Nr.	Kohorte	Elongation in mm bei			UFL in N	Elongation bei UFL in mm	
		(Kraft in N)					
		20 N	50 N	100 N			
5	1	4,1			48	11,1	Gracilis
6	1	1	2		75	9	Gracilis
7	1	1,9	6,1	12,5	95	13	Gracilis
8	1	2,5	13		72	20	Gracilis
9	1	3	12	52	139	62	Gracilis
10	1	5	22		42	22	Gracilis
11	2	2,8	13		43	13,8	Fascia
12	2	2,2	16,1		75	20	Fascia
14	2	3,9	14,5	27	96	28	Fascia
15	2	5,8	16		83	23	Fascia
17	2	2	9,8	18,2	133	22,3	Fascia
18	2	2,5	8	15	123	58	Fascia
Mittelwert Gracilis		2,92	11,02	32,25	78,5	22,85	
Mittelwert Fascia		3,2	12,9	20,07	92,17	27,52	
Differenz		0,28	1,88	12,18	13,67	4,67	

4.4.1. Zyklische Belastung Gracilis-Sehne

Elongation bei 20, 50, 100 N:

Bei den ersten Belastungszyklen mit **20 N** wurde eine maximale Elongation eines Transplantates von 5 mm mittels der Materialprüfmaschine detektiert. Die geringste Elongation betrug lediglich 1 mm. Durchschnittlich wurde der gemessene Traversenabstand um 2,92 mm im Vergleich zum Ausgangszustand verlängert.

Beim Anstieg der Belastung auf **50 N** konnten lediglich 5 Präparate weiterhin ausgewertet werden, da ein Transplantat (Knie Nr. 5) bei 48 N im 1. Belastungszyklus von 10-50 N aus dem femoralen Bohrkanal ausriss. Die minimalste Elongation innerhalb dieses Zyklus betrug 2 mm, die größte Elongation 22 mm, gemessen vom Ausgangszustand (= keine Belastung). Die durchschnittliche Elongation betrug in diesem Zyklus 11,02 mm.

In der letzten Stufe des Belastungszyklus von **10-100 N** konnten nur zwei Präparate ausgewertet werden, da das Graft von Knie Nr. 6 im ersten Zyklus von 10-100 N bei ca. 75 N femoral ausriss. Das Transplantat von Knie Nr. 8 versagte bei 72 N ebenfalls im ersten Zyklus von 10-100 N auf femoraler Seite. Bei Knie Nr. 10 konnten 47 Zyklen von 10-50 N durchgeführt werden, bevor der distale patellare Anker des Transplantats bei 42 N aus der knöchernen Verankerung gelöst wurde. Die beiden verbliebenen Transplantate wurden durchschnittlich um 32,25 mm (min.: 12,5 mm; max.: 52 mm) verlängert. Hierbei betrug die Versagenslast 95 N und 139 N.

UFL und Elongation bei der UFL:

Die durchschnittliche **maximale Versagenslast** betrug bei den Gracilis-Ersatztransplantaten **78,5 N ± 32,27 N**, die **Elongation** hierbei im Durchschnitt **22,85 mm ± 18,11 mm**. Die geringste Belastbarkeit wies das Transplantat von Knie Nr. 10 mit 42 N nach. Die größte Zugfestigkeit lag bei dem Graft von Knie Nr. 9, dieses wurde erst bei 139 N aus dem femoralen Bohrkanal gezogen. Die geringste Elongation wurde mit 9 mm bei Knie Nr. 6 bestimmt während die maximalste Elongation 62 mm betrug (Knie Nr. 9).

4.4.2. Zyklische Belastung Fascia lata

Elongation bei 20, 50, 100 N:

Bei den Belastungszyklen von **10-20 N** verlängerten sich die Transplantate durchschnittlich um 3,2 mm. Hierbei betrug die geringste Elongation 2 mm (Knie Nr. 17), die größte 5,8 mm (Knie Nr. 15).

Beim Anstieg der Zugkräfte auf die nächste Belastungsstufe von **10-50 N** konnten weiterhin 6 Knie ausgewertet werden. Die durchschnittliche Elongation der 6 Transplantate betrug hierbei 12,9 mm. Die kleinste Verlängerung eines Transplantates wurde bei Knie Nr. 18 mit 8 mm bestimmt, während maximal 16,1 mm bei Knie Nr. 12 festgestellt wurden. Hierbei zählte ebenfalls die Transplantatlänge unter Nichtbelastung als Ausgangswert.

Auf der letzten Belastungsstufe von **10-100 N** wurden drei Präparate in die Wertung aufgenommen. Bei Knie Nr. 11 riss das Transplantat bei 43 N im 32. Zyklus (10-50 N) aus dem femoralen Bohrkanal aus. Bei dem Transplantat von Knie Nr. 12 versagte der distale patellare Anker bei 75 N im ersten Zyklus von 10-100 N, die 100 N wurden somit nie erreicht. Bei Knie Nr. 15 rupturierte das Graft ebenfalls im ersten Zyklus von 10-100 N bei 83 N. Bei den übrigen Präparaten, bei denen die 100 N mindestens einmal erreicht wurden, betrug die durchschnittliche Elongation der Transplantate 20,07 mm. Der Maximalwert lag hier bei 27 mm (Knie Nr. 14), der Minimalwert bei 15 mm (Knie Nr. 18).

UFL und Elongation bei der UFL:

Die durchschnittliche **maximale Versagenslast** der Fascia lata Transplantate betrug **92,17 N ± 30,07 N** mit einer maximalen UFL von 133 N und einer minimalen von 43 N. Die **Elongation** bei der UFL betrug hierbei durchschnittlich **27,52 mm ± 14,62 mm** mit einem Maximalwert von 58 mm (Knie Nr. 18) und einem Minimalwert von 13,8 mm (Knie Nr. 11). Die geringste Belastbarkeit wies das Transplantat von Knie Nr. 11 mit 43 N und der zugleich geringsten Elongation mit 13,8 mm nach.

4.4.3. Vergleich der zyklischen Belastung zwischen Gracilis-Sehne und Fascia lata

Nach Auswertung der UFL sowie der unterschiedlichen Elongationen der Transplantate während den jeweiligen Belastungszyklen erfolgte der Vergleich beider Ersatztransplantate (Abbildung 63). Ein signifikanter Unterschied konnte hierbei in keinem Versuch festgestellt werden ($p > 0,05$). Daher erfolgt eine deskriptive Darstellung der erhobenen Differenzen beider Transplantate.

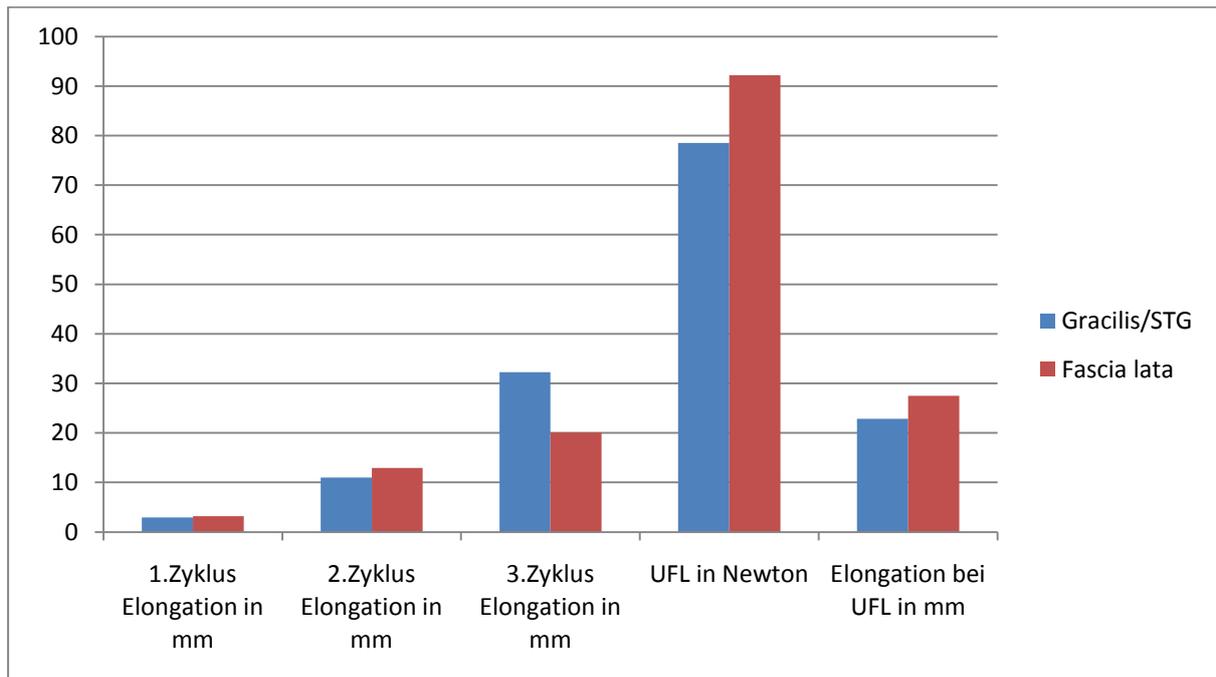


Abbildung 63: Vergleich der zyklischen Belastungsversuche Gracilis vs. Fascia lata

Die durchschnittliche **Elongation** beider Transplantate zeigte beim ersten Belastungszyklus von **10-20 N** nahezu keinen Unterschied.

Beim Sprung auf die nächste Zyklusstufe (**10-50 N**) elongierten sich die Fascia lata Transplantate um durchschnittlich 1,88 mm weiter als die Gracilis-Sehnen.

Während des Zyklus von **10-100 N** betrug die Verlängerung der Gracilis-Sehnen durchschnittlich 12,18 mm mehr als die der Fascia lata Transplantate. Insgesamt differierten die Werte beider Transplantate hinsichtlich der Elongation nur geringfügig voneinander. Eine Betrachtung der Maximal- und Minimalwerte verdeutlichte dies:

Auf der **ersten** Zyklusstufe betrug die kleinste Verlängerung 1 mm für die Gracilis- bzw. 2 mm für die Fascia lata Transplantate. Die maximale Elongation von 5 mm der Gracilis-Grafts unterschied sich ebenfalls nur um 0,8 mm von der maximal 5,8 mm gemessenen Elongation der Fascia lata.

Auf der **zweiten** Zyklusstufe unterschieden sich beide Transplantate um 5,9 mm hinsichtlich der maximalen Elongation. Bei der Fascia lata Gruppe wurden maximal 16,1 mm und bei der Gracilis-Gruppe 22 mm gemessen. Die geringste Elongation bei den Gracilis-Transplantaten betrug 2 mm versus 8 mm bei den Fascien-Transplantaten.

Bei Betrachtung der Elongation zum Zeitpunkt der **UFL** lag eine geringe Differenz von 4,67 mm vor, um welche sich die Fascia lata Transplantate stärker elongierten als ihre Vergleichsgruppe.

Ebenso die UFL selbst unterschied sich nur um 13,67 N zwischen beiden Gruppen. Die Kadaverpräparate, bei denen die Fascia lata als Rekonstruktionsmittel des MPFL verwendet wurde, konnten mit durchschnittlich 92,17 N den Belastungszyklen widerstehen, während die Gracilis-Transplantate bei durchschnittlich 78,5 N rupturierten.

Versagens-Modus:

Es erfolgte viermalig ein Ausriss der Transplantate am femoralen Insertionspunkt seitens der Gracilis -Grafts und zweimalig bei der Fascia lata. Bei den übrigen Versuchen rissen die Grafts meist aus dem distalen patellaren Bohrkanal aus oder der distale Schenkel des Transplantates rupturierte.

Zusammenfassend bestand nur ein geringfügiger und statistisch nicht signifikanter ($p > 0,05$) Unterschied hinsichtlich der zyklischen Belastungstests beider Transplantate.

4.5. Radiologische Ergebnisse

Um eine Aussage über eine Veränderung der Position der Patella im patellofemorale Gleitlager treffen und diese quantifizieren zu können, wurde die Dezentrierungsstrecke nach Hepp sowie der laterale Patellofemoralwinkel nach Laurin bestimmt. Hierzu wurden die mittels der Merchant-Aufnahme erstellten Bilder im nativen, resezierten und rekonstruierten Zustand des MPFL vermessen und die Ergebnisse miteinander verglichen. Die Bilder wurden hierbei vom selben Untersucher vermessen, um so untersucherbedingte Schwankungen hinsichtlich der Messergebnisse zu reduzieren. Aufgrund eines einmalig aufgetretenen, temporären technischen Defektes seitens der radiologischen Anfertigung der Bilder konnten lediglich 15 von 16 Versuchen ausgewertet werden. Eine Unterscheidung je nach Rekonstruktionstyp mittels Gracilis- bzw. Fascia lata Transplantat erschien für die Fragestellung als nicht sinnvoll.

Dezentrierungsstrecke nach Hepp:

Im **nativen** Zustand des medialen Retinakulums wurde eine durchschnittliche Lateralisationsstrecke von $5,66 \text{ mm} \pm 4,19 \text{ mm}$ in der Standardabweichung gemessen (Tabelle 13). Nach **Resektion** des MPFL erhöhte sich die Lateralisation statistisch signifikant ($p = 0,039$) um durchschnittlich $0,85 \text{ mm}$ auf $6,51 \text{ mm} \pm 4,01 \text{ mm}$. Nach **Rekonstruktion** wiederum erfolgte eine statistisch nicht signifikante Medialisierung um $1,15 \text{ mm}$ auf eine durchschnittliche patellare Lateralisation von $5,35 \text{ mm} \pm 5,13 \text{ mm}$ ($p > 0,05$). Bei folgender Tabelle stehen die negativen Vorzeichen für eine Medialisierung der Patella, wohingegen ein positiver Wert eine Lateralisierung bedeutet.

Tabelle 13: Lateralisationsstrecke in mm im nativen, durchtrennten und rekonstruierten Zustand des MPFL

Versuch Nr.	nativ	durchtrennt	rekonstruiert
1	0	5,2	4,8
2	8,5	9,5	11,5
3	2	3	-5
4	6,2	8	9
5	2	2	2
6	6	7,2	8
8	8	8,5	4
9	12,8	13	11
10	11	11,2	12
11	8,2	8,5	6
12	11	11,5	12
13	0	1,5	0
14	-0,8	-1	-2
15	4	2,5	1
16	6	7	6
Mittelwert	5,66	6,51	5,35

Beim Vergleich der Lateralisation des Ursprungszustandes mit der Lateralisation nach Rekonstruktion des MPFL zeigte sich kein statistisch signifikanter Unterschied. Maximal wurde die Patella nach Rekonstruktion um 7 mm weiter medialisiert als ursprünglich.

Somit blieb festzustellen, dass eine Resektion des MPFL einen zunehmenden Shift der Patella nach lateral zur Folge hatte. Von dieser lateralen Position ausgehend führte eine Rekonstruktion sowohl mittels der Gracilis-Sehne als auch der Fascia lata zu einer Medialisierung bis an die native Position heran. Der Ursprungszustand konnte den Shift betreffend somit annähernd wiederhergestellt werden.

Lateraler Patellofemoralwinkel nach Laurin:

Im **nativen** Zustand des MPFL wurde ein durchschnittlicher lateraler Patellofemoralwinkel von $10^\circ \pm 3,9^\circ$ gemessen. Nach **Resektion** des medialen Bandkomplexes wurde der Winkel mit durchschnittlich $9,5^\circ \pm 3,1^\circ$ spitzer und nach **Rekonstruktion** mit durchschnittlich $10,2^\circ \pm 4,3^\circ$ stumpfer (Tabelle 14).

Tabelle 14: Lateraler Patellofemoralwinkel nach Laurin in Grad im nativen, durchtrennten und rekonstruierten Zustand des MPFL

Versuch Nr.	nativ	durchtrennt	rekonstruiert
1	17	11	11
2	10	11	10
3	7	9	10
4	14	12	14
5	12	13	17
6	12	15	14
8	5	7	9
9	3	3	2
10	8	5	3
11	4	7	7
12	10	8	5
13	15	13	15
14	11	11	10
15	10	9	14
16	12	9	12
Mittelwert	10	9,5	10,2

Der Öffnungswinkel nach Rekonstruktion divergierte lediglich um 0,2° im Vergleich zum Nativen. In 4 Versuchen wurde exakt der Ausgangszustand den Tilt betreffend wiederhergestellt. Bei einem Versuch erfolgte eine Überkorrektur um 5°, d.h. ein von medial stärkerer Zug des medialen Halteapparates führte zur Entstehung eines stumpferen Winkels, also eines vergrößerten lateralen Öffnungswinkels.

Zusammenfassend konnte evaluiert werden, dass eine Durchtrennung des MPFL zu einer statistisch nicht signifikanten ($p > 0,05$) Veränderung des patellaren Tilts führte, wonach die medialen Rückstellkräfte des MPFL nachließen und so der laterale Öffnungswinkel kleiner wurde. Umgekehrt führte eine Rekonstruktion des MPFL sowohl mit der Gracilis-Sehne als auch mittels der Fascia lata zu einer ebenso statistisch nicht signifikanten Vergrößerung des lateralen Öffnungswinkels, was die Funktion des rekonstruierten MPFL veranschaulichte.

5. DISKUSSION

In dieser Arbeit zeigte sich als wichtigstes Forschungsergebnis, dass sich eine anatomische Rekonstruktion des MPFL mittels der Fascia lata erfolgreich durchführen ließ und dieses Transplantat somit eine valide Alternative zu den bisher standardisierten Gracilis-Sehnentransplantaten darstellt. Jedoch konnten die detektierten, patellofemorale Kraftverteilungen im Vergleich zum nativen Zustand nicht exakt wiederhergestellt werden, weder mittels der Gracilis-Sehne noch der Fascia lata als Ersatztransplantat.

Die patellare Stabilität, welche in der Literatur als wichtiges Element für eine intakte Knie-Kinematik gilt, hängt von verschiedenen Faktoren wie z.B. der Gelenkgeometrie, der Muskelstärke als auch den Anteilen des Weichgewebes und deren Funktion ab, wobei das MPFL als wichtigster Stabilisator gegen nach lateral gerichtete Translationskräfte beschrieben wird (Zaffagnini S, 2013; Bicos J, 2007; Brunet ME, 2003; Feller JA, 2007; Senavongse W, 2005). Die operative Rekonstruktion des MPFL mittels eines autologen Transplantates hat daher seit Jahren einen wichtigen Stellenwert und zählt zu den Standardverfahren in der Behandlung der patellofemorale Instabilität, welche am häufigsten mit einer Ruptur des MPFL kombiniert ist (Warren LA, 1974; Hautamaa PV, 1998; Conlan T, 1993; Desio SM, 1998; Schöttle PB, 2005). Dieses Verfahren ist mit anderen Operationen, wie beispielsweise einer Tuberositas tibiae Versetzung, einzeitig kombinierbar, um eine Stabilität im Patellofemoralgelenk zu erreichen. Bisher wurden viele operative Techniken zur MPFL-Rekonstruktion publiziert, jeweils mit dem Ziel, das mediale Retinakulum in seiner Funktion als wichtigsten passiven Stabilisator der Patella gegen lateral gerichtete Translationskräfte zu festigen (Becher C, 2014; Berruto M, 2014; Kang H, 2016; Schöttle PB, 2010; Wang CH, 2013; Witonski D, 2013; Wylie JD, 2013; Zaffagnini S, 2014).

Um für die Fragestellungen möglichst objektive und genaue Daten zu erhalten, wurde die Technik der retropatellare Fixierung und Druckmessungen mittels einer Sensorfolie der Firma Tek-Scan bereits von Ostermeier et al. und erst kürzlich von Stephen et al. angewendet (Ostermeier S, 2007; Stephen HM, 2016). In der vorliegenden Arbeit wurde analog dazu die Fixierung und Konservierung der Druckmessfolie nochmals augmentiert, sodass eine bessere Haltbarkeit entstand sowie exaktere Messungen durchgeführt werden

konnten. Aufgrund fehlender physiologischer Einflüsse (wie z.B. ein intraartikulärer Erguss) konnte die Funktion des MPFL auf die patellare Stabilität und die Auswirkung auf die retropatellar herrschenden Kräfte ohne Verzerrungen durch andere Faktoren evaluiert werden. Somit wurden nur die Kräfteänderungen detektiert, welche in unmittelbarem Zusammenhang mit der Resektion bzw. Rekonstruktion des MPFL standen.

Damit eine nahezu anatomische Wiederherstellung des MPFL erreicht werden konnte, wurde in dieser Arbeit die Rekonstruktionstechnik nach Schöttle dahingehend modifiziert, dass die Fascia lata als autologes Transplantat dem in der Praxis bewährten Gracilis-Sehnentransplantat gegenübergestellt werden konnte (Schöttle PB, 2010). Um eine Vergleichbarkeit zu erreichen, wurden die technischen Variationen somit minimiert. Unterschiede bestanden lediglich in der Möglichkeit, die einzelnen Schenkel der Fascia lata getrennt voneinander zu implantieren und anzuspannen, was bei dem Gracilis-Transplantat nicht möglich war. Die Fixierung im femoralen Bohrkanal und in der Patella erfolgte bei beiden Techniken auf die gleiche Art und Weise mittels einer Interferenzschraube bzw. SwiveLock-Schraubenankern, was letztlich keinen Einfluss auf die Messergebnisse und die Stabilität der Rekonstruktion hatte, wie die zyklischen Belastungsversuche zeigten.

Ein weiterer Grund, die standardisierte Operationstechnik nach Schöttle zu verwenden war, dass die Versuche möglichst der gängigen und etablierten Rekonstruktionstechnik des MPFL in der Praxis entsprechen würden. Weiterhin wird diese Technik auch in der hiesigen universitären Klinik für Orthopädie regelhaft angewendet. Nur mittels einer nach diesem Operationsprinzip durchgeführten anatomischen Rekonstruktion des MPFL hatten die retropatellaren Kräftemessungen innerhalb des patellofemorale Gleitlagers eine Aussagekraft.

Dieses Ziel, die anatomischen Gegebenheiten zu respektieren und mittels autologem Sehnentransplantat wiederherzustellen, wurde sowohl mithilfe der Merchant-Aufnahmen als auch der streng seitlichen Röntgenkontrollen während der Durchführung der Rekonstruktion ermöglicht. Hierdurch konnten zum einen eine Kontrolle der physiologischen Insertionspunkte des MPFL und zum anderen die Überwachung der Position der Druckmessfolie während des gesamten Versuchsdurchlaufs erfolgen. Auf diese Weise wurde

verifiziert, dass die Patellarrückfläche immer flächendeckend von der Druckmessfolie überragt wurde und somit validierte Daten aufgezeichnet wurden.

Eine nicht-anatomische Rekonstruktion des ligamentären medialen Halteapparates hätte in der Praxis unphysiologische Belastungen im Patellofemoralgelenk zur Folge, was Schmerzen, Bewegungseinschränkungen und eine verfrühte Arthrose für den Patienten bedeuten könnte. Ebenfalls vermieden werden sollte die Rekonstruktion nur eines Bündels an der Patella, da so eine verstärkte Verkippung und eine erhöhte Rotation der Kniescheibe auftreten könnten (Desio SM, 1998; Elias JJ, 2006; Steensen RN, 2003). Dies würde beispielweise geschehen, wenn eine Sehne gestielt versetzt oder verlagert würde, sodass ein Ursprung nicht anatomisch am Femur oder an der Patella ansäße (Amis AA, 2003; Kang HJ, 2010). Die hier verwendete Doppelbündeltechnik, welche zwei Fixierungen in den proximalen zwei Dritteln des medialen Patellarandes und eine Fixierung am anatomischen femoralen Ansatzpunkt des MPFL enthielt, vermied die Entstehung eines punktuell fixierten einzelnen Bündels und der oben beschriebenen Komplikationen (Drez D, 2001; Ellera Gomes JL, 2004; Schöttle PB, 2010).

Neben dem für das klinische Outcome essentiellen Punkt der anatomischen Fixierung der Transplantate finden sich in der Literatur weitere wichtige Faktoren, welche die Kniekinematik beeinflussen, wie z.B. die Auswahl und somit biomechanischen Eigenschaften der Transplantate.

Ein Vorteil der Fascia lata, wie sie auch kürzlich von Zaffagnini et al. als autologes Transplantat verwendet wurde, gegenüber eher tubulären Transplantaten, wie z.B. der Gracilis-Sehne, liegt in der nahezu bandhaften Struktur der Faszie, welche biomechanische Gemeinsamkeiten mit dem nativen MPFL vorweist (Zaffagnini S, 2014). In einer Studie von Ntagiopoulos et al. konnte gezeigt werden, dass aufgrund der tubulären Beschaffenheit der Gracilis-Sehne das native funktionelle Verhalten des MPFL nicht exakt wiederhergestellt werden konnte (Ntagiopoulos PG, 2013). Dies könnte aufgrund der im Vergleich zur Fascia lata vermehrten Steifigkeit zu unerwünscht erhöhten retropatellaren Anpressdrücken und der damit verbundenen cartilaginären Schäden führen, wohingegen die Fascia lata eine geringere strukturelle Stärke aufweist (Elias JJ, 2006; Belvedere C, 2007; Philippot R, 2009).

Die in der Literatur angegebene UFL von 208 N (Amis AA, 2003) beschrieb die Stabilität/Reißfestigkeit des nativen MPFL. In der vorliegenden Arbeit wurde jedoch die maximale Versagenslast der gesamten MPFL-Rekonstruktion betrachtet. Somit waren die Literaturangaben zur UFL des nativen MPFL nur bedingt mit den hier durchgeführten Versuchen vergleichbar. Annäherungsweise und gemäß einer Studie von Lenschow et al. wurden die Stufen der zyklischen Belastung in dieser Dissertation dennoch so gewählt, dass eine möglichst physiologische Beanspruchung der implantierten Grafts erfolgen konnte (Lenschow S, 2013). Lenschow et al. testeten fünf verschiedene Fixationstechniken der freien Transplantate unter zyklischer Belastung, wobei ebenfalls eine Präkonditionierung erfolgte. Ebenso wurden 100 N Zugkraft als sinnvoll angesehen, um die Stabilität der Konstruktion evaluieren zu können bevor die maximale Versagenslast bestimmt wurde. In ihrer Studie zeigten sich keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der Fixierung des Transplantates, mit Ausnahme der Bone-Bridge-Technik, welche eine deutlich geringere Steifigkeit im Vergleich zu den anderen Fixierungen zeigte ($p < 0,05$). Die Transplantatbefestigung mittels Ankern, Interferenzschrauben oder einer getunnelten Fixierung zeigten die größte Steifigkeit. Mithilfe der zyklischen Belastungstests konnten in dieser Arbeit analog zu Lenschow et al. keine signifikanten Unterschiede sowie eine vergleichbare Stabilität bzw. Reißfestigkeit beider Transplantate in den durchgeführten zyklischen Belastungsversuchen, sowohl die Elongation als auch die UFL betreffend gezeigt werden.

Im Versuch, die Anatomie des nativen MPFL zu imitieren, verwendeten Cossey und Paterson in ihrer Arbeit einen autologen Streifen des medialen Retinakulums und Goyal einen oberflächlichen Teil der Quadriceps-Sehne (Cossey AJ, 2005; Goyal, 2013). Der Vorteil dieser Techniken liegt in der fächerförmigen und dünnen Beschaffenheit der Transplantate, jedoch werden hierdurch wichtige Strukturen zur Stabilisierung der Patella geschwächt. Die Fascia lata hingegen kann ohne Affektion wichtiger Strukturen minimalinvasiv für die patellare Stabilität entnommen werden und zeigt ebenfalls die anatomisch gewünschte Beschaffenheit des nativen MPFL. Weiterhin kann die Länge und Breite der Fascia lata Streifen den anatomischen Gegebenheiten des Patienten individuell angepasst werden. Bei Verwendung der Fascia lata werden auch die Hamstrings nicht in ihrer Funktion als sekundärer Widerstand gegen eine mediale patellare Instabilität beeinflusst und können

beispielsweise zur Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes konserviert werden. Die Fascia lata kann im Gegenzug bei Patienten angewendet werden, bei denen durch vorangegangene Revisionen/Operationen bereits die Gracilis-Sehnen entnommen wurden.

Zusammenfassend haben systematische Reviews gezeigt, dass viele Rekonstruktionstechniken zu ähnlich guten Ergebnissen führen und keine Variante einer anderen evident überlegen zu sein scheint (Kang H, 2016; Smith TO, 2007; Fisher B, 2010; Longo UG, 2016)).

Die Resultate der mittels der Druckmessfolie aufgezeichneten Daten der vorliegenden Arbeit zeigten retropatellar medialseitig keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der dynamischen patellofemorale Druckmessungen nach MPFL Rekonstruktion im Vergleich zum nativen Zustand des Kniegelenkes, sowohl bei Verwendung der Gracilis-Sehne als auch der Fascia lata. Dies unterstützt die These, dass die Fascia lata eine Alternative zur Gracilis-Sehne als autologes Transplantat zur MPFL-Rekonstruktion darstellt. Interessanterweise unterschieden sich die Grafiken der Druckmessungen trotz vergleichbarer Rekonstruktionstechnik leicht voneinander. Dies könnte an den bereits beschriebenen unterschiedlichen biomechanischen Eigenschaften der Transplantate und ihrem Einfluss auf die patellofemorale Kinematik liegen.

Nach Resektion des MPFL beschrieben unter anderem Stephen et al. eine reduzierte retropatellare Anpresskraft an der medialen Patellafacette, wohingegen die Kraft auf lateralen Seite zunahm (Stephen JM, 2013). Die Resektion des MPFL hatte somit eine wichtige Auswirkung auf die patellofemorale Kinematik und den patellaren Anpressdruck in die Trochlea femoris. Weiterhin erhöhte sich die Lateralisation der Patella in extensionsnaher Stellung des Kniegelenkes. Dies entspricht weitestgehend den Resultaten dieser Dissertation, bei denen eine Resektion des MPFL zu einem signifikant reduzierten patellofemorale Anpressdruck bei 15°, 30° und 45° Kniebeugung an der medialen Facette führte.

Ebenso bei der Betrachtung der Lateralisationsstrecke nach Hepp zeigte sich, dass eine Resektion des medialen Retinakulums eine statistisch signifikante Lateralisation der Patella zur Folge hatte, während eine Rekonstruktion sowohl mittels der Gracilis-Sehne als auch der

Fascia lata wiederum zu einer statistisch nicht signifikanten Medialisierung führte. Folglich konnte diese Lateralisation nach Rekonstruktion des MPFL aufgehoben und ein annähernd nativer Zustand herbeigeführt werden. Die vorliegenden Resultate sowie diverse Studien, in denen die anatomisch beschriebenen Schichten des MPFL einzeln durchtrennt wurden, unterstreichen die Wichtigkeit des MPFL als primären Stabilisator gegen laterale Translationskräfte in extensionsnaher Stellung (Burks RT, 1998; Desio SM, 1998; Conlan T, 1993; Sandmeier RH, 2000). Dabei wurden lateralisierende Kräfte gegen die Patella ausgeübt und die laterale Translation quantifiziert. Ähnliche Ergebnisse zeigten sich in einer Studie von Nomura. Hierbei betrug die lateralisierende Kraft 10 N und es wurde festgestellt, dass bei isolierter Resektion des MPFL die Patella während einer Flexionsbewegung 20° bis 120° stark lateralisierte (intakt: 6 mm, reseziert: 13 mm) (Nomura E, 2000). In einer weiteren Studie von Hautamaa et al. betrug die lateralisierende Kraft 22 N und es wurde nach Resektion des MPFL eine laterale Translation von 9 auf 14 mm gemessen (Hautamaa PV, 1998). Dieser pathologische Zustand konnte in beiden Studien nach Rekonstruktion des MPFL wieder aufgehoben werden.

Eine MPFL-Rekonstruktion sowohl mittels der Gracilis-Sehne als auch der Fascia lata führte in der vorliegenden Arbeit dazu, dass die medialseitig retropatellar detektierten Kräfte nach Rekonstruktion über alle Flexionsgrade hinweg annähernd denen des nativen MPFL entsprachen. Ähnliche Ergebnisse zeigten sich auch in der Studie von Stephen et al. (Stephen HM, 2016). Jedoch konnte eine teils signifikante, reduzierte dynamische retropatellare Anpresskraft, bei Betrachtung der gesamten Knorpelfläche, bei beiden Gruppen beobachtet werden. Daher bestand die Möglichkeit, dass eine so genannte anatomische Rekonstruktion des MPFL nicht zwangsläufig den Ursprungszustand des MPFL wiederherstellen würde.

In einer Studie von Yildiz et al. wurden die direkt unterhalb des MPFL vorliegenden Kräfte im nativen Zustand an Kadaverpräparaten und nach MPFL-Rekonstruktion in Vivo mittels Sensorfolien untersucht (Yildiz KI, 2013). Als Resultat zeigte sich eine signifikante Reduzierung der Kräfte unterhalb des MPFL bei höheren Flexionsgraden sowohl bei den nativen Präparaten als auch in Vivo nach MPFL-Rekonstruktion. Diese Kraftminderung zeigte sich am stärksten bei 45° Flexion. Jedoch zeigten sich bei 30° Flexion im Vergleich beider Gruppen signifikant höhere durchschnittliche Drücke nach der MPFL-Rekonstruktion als im nativen Zustand.

Ebenso in dieser Dissertation zeigte sich in beiden Gruppen bei 45° eine signifikante Reduktion der Gesamtkraft nach Rekonstruktion des MPFL. Auch wenn die Kräfte in der Studie von Yildiz et al. direkt unterhalb des Transplantates und nicht retropatellar gemessen wurden, so steht ein Teil der Ergebnisse dennoch gegensätzlich zu denen der vorliegenden Arbeit. In dieser Arbeit wurde gezeigt, dass bei Betrachtung der Gesamtkraft retropatellar signifikant geringere Drücke nach Rekonstruktion vorliegen als im nativen Kniegelenk, unabhängig von der Wahl des Transplantates. Als mögliche Erklärung für die medialseitig detektierten erhöhten Drücke würde gemäß Yildiz et al. eine zu hohe Spannung der Transplantate während der Rekonstruktion dienen.

Stephen et al. untersuchten den Einfluss der Transplantatspannung sowie die femorale Position der Fixierung der Grafts auf die patellofemorale Kinematik nach MPFL-Rekonstruktion (Stephen JM, 2012). Eine gesteigerte Transplantatspannung führte laut deren Ergebnis zu einem erhöhten patellofemoralem Anpressdruck auf medialer Facettenseite bei 0°, 30° und 60° Flexion verglichen mit dem nativen Kniegelenk. Gleichzeitig wurden die Drücke lateralseitig reduziert. Studien von Elias und Cosgarea unterstützen diese Resultate, wo ebenfalls gezeigt werden konnte, dass eine deutliche Kraftzunahme medialseitig nach einer zu starken Anspannung des Transplantates resultierte (Elias JJ, 2006). In dieser Arbeit wurden ebenfalls lateralseitig verminderte Anpressdrücke nach MPFL-Rekonstruktion aufgezeichnet, welche sich bei 90° als statistisch signifikant zeigten, jedoch kann hier aus den genannten Gründen keine zu starke Anspannung der Transplantate medialseitig erfolgt sein, da in dieser Arbeit die nativen Drücke auf medialer Patellaseite durch die MPFL-Rekonstruktion nahezu wiederhergestellt wurden. Daher scheint die verbliebene retropatellare Kraftreduktion auf lateralen Seite am ehesten durch eine geringe, nichtanatomische Medialisierung der Patella nach MPFL-Rekonstruktion verursacht. Veränderungen des patellaren Tilts wären ebenfalls nicht auszuschließen, was stärkere Kräfte auf die medialseitige Fläche der Patella wirken ließe, während konsequenterweise auf lateralen Seite eine Abnahme der Kraft festzustellen wäre. Die sogenannte anatomische MPFL-Rekonstruktion könnte folglich dazu führen, dass die native Kniegelenkskinematik nicht vollständig wiederhergestellt würde.

Zusammenfassend zeigte die Fascia lata vergleichbare biomechanische Eigenschaften mit den Gracilis-Sehnen in der Verwendung als MPFL-Ersatz sowohl die Elongation als auch die Reißfestigkeit betreffend. Ebenso die anhand der Druckmessungen evaluierte Kinematik differierte lediglich geringfügig zwischen beiden Varianten. Schlussfolgernd scheint die Fascia lata in ausgewählten Fällen eine vielversprechende Alternative zu den standardisierten Transplantaten zu sein.

Die radiologische Evaluation mittels axialer Aufnahmen zeigte eine signifikante Lateralisation nach MPFL-Resektion und erneute Medialisierung der Patella nach MPFL-Rekonstruktion und kann folglich als intraoperative Kontrolle neben der manuellen klinischen Evaluation zur gewünschten Spannung des Transplantates dienen.

5.1. Ausblick

Die patellofemorale Instabilität ist ein Krankheitsbild, das vor allem jüngere Menschen, besonders Sportler, betrifft. Die Inzidenz für polyligamentäre Verletzungen und operative Revisionen ist in dieser Patientengruppe insofern erhöht, dass die Suche nach Ersatzmöglichkeiten der verletzten Bandstrukturen essenziell wird. Ein Fascia lata Transplantat könnte demnach zumindest anstelle eines Sehnentransplantates zur Rekonstruktion des MPFL verwendet werden. Im Umkehrschluss könnte bei primärer Patellaluxation ohne weiterer oder vorangegangener ligamentärer Verletzungen und folgender MPFL-Rekonstruktion ein Teil der Fascia lata zur Wiederherstellung des medialen Retinakulums verwendet werden, um wertvolle Sehnen für eventuell zukünftige Verletzungen einzusparen. Ferner wird hierdurch die native Funktion der Hamstrings nicht geschwächt, da sie bei Sportlern, beispielweise bei Tänzern, von essentieller Bedeutung für einen koordinierten Bewegungsablauf sind.

Abhängig von der Transplantatspannung konnte durch die biomechanische Evaluation im patellofemorale Gelenkspalt diverse Unterschiede hinsichtlich der Druckdistribution aufgezeigt werden. Weitere biomechanische Untersuchungen könnten zeigen, dass der intraoperativen Fixation des Transplantates bei einem bestimmten Flexionsgrad des Knies und der daraus resultierenden Transplantatspannung eine außerordentliche Bedeutung zukommt, um etwaige Schäden oder konsekutive Schmerzsyndrome durch eine Überspannung zu vermeiden. Die Entwicklung einer weiteren standardisierten Technik könnte diesbzgl. erfolgen.

Bei den durchgeführten radiologischen Untersuchungen zeigten sich zudem signifikante Unterschiede hinsichtlich der Translation der Patella nach Resektion des MPFL im Vergleich zum rekonstruierten bzw. nativen MPFL. Schlussfolgernd könnte eine intraoperative Evaluation der Patella mittels einer axialen Röntgenaufnahme und der vorliegenden Translation sowie Medialisierung der Patella nach Rekonstruktion ebenfalls dazu dienen, eine Überkorrektur durch eine zu hohe Transplantatspannung zu vermeiden. Diese Untersuchungen könnten zusätzlich als prä- und postoperative Verlaufskontrolle in Betracht gezogen werden.

6. LITERATURVERZEICHNIS

1. **Aglietti P, Buzzi R, Insall J. 2001.** *Disorders of the patellofemoral joint. Surgery of the knee.* Scott WN Insall J. Philadelphia, Churchill Livingstone. 3:913-1043.
2. **Ahmad CS, Stein BE, Matuz D, Henry JH. 2000.** Immediate surgical repair of the medial patellar stabilizers for acute patellar dislocation. A review of 8 cases. *Am J Sports Med.* 28:804-810.
3. **Albee, FH. 1915.** The bone graft peg in the treatment of fractures of the neck of femur: author's technique. *Ann Surg.* 62:85-91.
4. **Alemparte J, Ekdahl M, Burnier L, Hernandez R, Cardemil A, Cielo R, Danilla S. 2007.** Patellofemoral evaluation with radiographs and computed tomography scans in 60 knees of asymptomatic subjects. *Arthroscopy.* 23:170-177.
5. **Amis AA, Firer P, Mountney J, Senavongse W, Thomas NP. 2003.** Anatomy and biomechanics of the medial patellofemoral ligament. *Knee.* 215-220.
6. **Arendt EA, Fithian DC, Cohen E. 2002.** Current concepts of lateral patella dislocation. *Clin Sports Med.* 499-519.
7. **Atkin DM, Fithian DC, Marangi KS, Stone ML, Dobson BE, Mendelsohn C. 2000.** Characteristics of patients with primary acute lateral patellar dislocation and their recovery within the first 6 months of injury. *Am J Sports Med.* 472-479.
8. **Avikainen VJ, Nikku RK, Seppänen-Lehmonen TK. 1993.** Adductor magnus tenodesis for patellar dislocation. Technique and preliminary results. *Clin Orthop Relat Res.* 12-16.
9. **Balcarek P, Frosch KH. 2012.** Die Patellaluxation im Kindes- und Jugendalter. *Arthroskopie.* 266-274.
10. **Beaconsfield T, Pintore E, Maffulli N, Petri GJ. 1994.** Radiological measurements in patellofemoral disorders. A review. *Clin Orthop Relat Res.* 18-28.
11. **Becher C, Kley K, Lobenhoffer P, Ezechieli M, Smith T, Ostermeier S. 2014.** Dynamic versus static reconstruction of the medial patellofemoral ligament for recurrent lateral patellar dislocation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2452-2457.
12. **Belvedere C, Catani F, Ensini A, Moctezuma de la Barrera JL, Leardini A. 2007.** Patellar tracking during total knee arthroplasty: an in vitro feasibility study. *Knee Surg Sports Traumatol.* 985-993.
13. **Bereiter H, Gautier E. 1994.** The trochleaplasty as a surgical therapy of recurrent dislocation of the patella in dysplastic trochlea of the femur. *Arthrosc.* 281-286.
14. **Berruto M, Ferrua P, Uboldi F, Usellini E, Gala L, Tassi A, Marelli B. 2014.** Medial patellofemoral ligament reconstruction with bioactive synthetic ligament is an option. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2419-2425.
15. **Bicos J, Fulkerson JP, Amis A. 2007.** Current concepts review: the medial patellofemoral ligament. *Am J Sports Med.* 484-492.
16. **Bitar AC, D'Elia CO, Demange MK, Viegas AC, Camanho GL. 2015.** Randomized prospective study on traumatic patellar dislocation: conservative treatment versus reconstruction of the medial patellofemoral ligament using the patellar tendon, with a minimum of two years of follow-up. *Rev Bras Orthop.* 675-683.
17. **Brown DE, Alexander AH, Lichtman DM. 1984.** The Elmslie-Trillat procedure: evaluation in patellar dislocation and subluxation. *Am J Sports Med.* 104-109.
18. **Brunet ME, Brinker MR, Cook SD, Christakis P, Fong B, Patron L, O'Connor DP. 2003.** Patellar tracking during simulated quadriceps contraction. *Clin Orthop Relat Res.* 266-275.
19. **Burks RT, Desio SM, Bachus KN, Tyson L, Springer K. 1998.** Biomechanical evaluation of lateral patellar dislocations. *Am J Knee Surg.* 24-31.

20. Carrillon Y, Abidi H, Dejour D, Fantino O, Moyen B, Tran-Minh VA. 2000. Patellar instability: assessment on MR images by measuring the lateral trochlear inclination-initial experience. *Radiology*. 582-585.
21. Caton J, Mironneau A, Walch G, Levigne C, Michel C. 1990. Idiopathic high patella in adolescents. Apropos of 61 surgical cases. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*. 253-260.
22. Chassaing V, Trémoulet J. 2005. MPFL reconstruction with gracilis autograft for patellar instability. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*. 335-340.
23. Chen S, Du Z, Yan M, Yue B, Wang Y. 2016. Morphological classification of the femoral trochlear groove based on a quantitative measurement of computed tomographic models. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. epub ahead of print.
24. Christoforakis J, Bull AMJ, Strachan RK, Shymkiw R, Senavongse W, Amis AA. 2006. Effects of lateral retinacular release on the lateral stability of the patella. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 273-277.
25. Cohen ZA, Henry JH, McCarthy DM, Mow VC, Ateshian GA. 2003. Computer simulations of patellofemoral joint surgery. Patient-specific models for tuberosity transfer. *Am J Sports Med*. 87-98.
26. Conlan T, Garth WP, Lemons JE. 1993. Evaluation of the medial soft-tissue restraints of the extensor mechanism of the knee. *J Bone Joint Surg Am*. 682-693.
27. Cossey AJ, Paterson R. 2005. A new technique for reconstructing the medial patellofemoral ligament. *Knee*. 93-98.
28. Daivies AP, Costa ML, Shepstone L, Glasgow MM, Donell S, Donnell ST. 2000. The sulcus angle and malalignment of the extensor mechanism of the knee. *J Bone Joint Surg Br*. 1162-1166.
29. Deie M, Ochi M, Sumen Y, Yasumoto M, Kobayashi K, Kimura H. 1998. Reconstruction of the MPFL for the treatment of habitual or recurrent dislocation of the patella in children. *J Bone Joint Surg Br*. 1466-1471.
30. Dejour D, Reynaud P, Lecoultre B. 1998. Douleurs et instabilité rotulienne. Essai de classification. *Med Hyg*. 1466-1471.
31. Dejour D, Le Coultre B. 2007. Osteotomies in patella-femoral instabilities. *Sports Med Arthrosc*. 39-46 .
32. Dejour H, Walch G, Nove-Josserand L, Guier C. 1994. Factors of patellar instability: an anatomic radiographic study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 19-26.
33. Desio SM, Burks RT, Bachus KN. 1998. Soft-tissue restraints to lateral patellar translation in the human knee. *Am J Sports Med*. 59-65.
34. Diemer F, Sutor V. 2011. Praxis der medizinischen Trainingstherapie. 311-313.
35. Drez D, Edwards TB, Williams CS. 2001. Results of medial patellofemoral ligament reconstruction in the treatment of patellar dislocation. *Arthrosc*. 298-306.
36. Elias JJ, Cech JA, Weinstein DM, Cosgrea AJ. 2004. Reducing the lateral force acting on the patella does not consistently decrease patellofemoral pressures. *Am J Sports Med*. 1202-1208.
37. Elias JJ, Wilson DR, Adamson R, Cosgrea AJ. 2004. Evaluation of a computational model used to predict the patellofemoral contact pressure distribution. *J Biomech*. 295-302.
38. Elias JJ, Cosgrea AJ. 2006. Technical errors during medial patellofemoral ligament reconstruction could overload medial patellofemoral cartilage: a computational analysis. *Am J Sports Med*. 1478-1485.

39. Ellera Gomes JL, Stigler Marczyk LR, César de César P, Jungblut CF. 2004. Medial patellofemoral ligament reconstruction with semitendinosus autograft for chronic patellar instability: a follow-up study. *Arthrosc.* 147-151.
40. Feller JA, Amis AA, Andrish JT. 2007. Surgical biomechanics of the patellofemoral joint. *Arthroscopy.* 542-553.
41. Fisher B, Nyland J, Brand E, Curtin B. 2010. Medial patellofemoral ligament reconstruction for recurrent patellar dislocation: a systematic review including rehabilitation and return-to-sports efficacy. *Arthroscopy.* 1384-1394.
42. Fithian DC, Paxton EW, Cohen AB. 2004. Indications in the treatment of patellar instability. *J Knee Surg.* 47-56.
43. Fithian DC, Paxton EW, Post WR, Panni AS. 2004. Lateral retinacular release: a survey of the international Patellofemoral Study Group. *Arthroscopy.* 463-468.
44. Fondren FB, Goldner JL, Bassett FH. 1985. Recurrent dislocation of the patella treated by the modified Roux-Goldthwait procedure. A prospective study of 47 knees. *J Bone Joint Surg Am.* 993-1005.
45. Fucentese S, Schöttle PB, Pfirrmann C, Romero J. 2006. The patella morphology in trochlear dysplasia. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 145-150.
46. Fulkerson JP, Schutzer SF, Ramsby GR, Bernstein RA. 1987. Computerized tomography of the patellofemoral joint before and after lateral release or realignment. *Arthroscopy.* 19-24.
47. Garth WP, Pomphrey M, Merrill K. 1996. Functional treatment of patellar dislocation in an athletic population. *Am J Sports Med.* 785-791.
48. Geenen E, Molenaers G, Martens M. 1989. Patella alta in patellofemoral instability. *Acta Orthop Belg.* 387-393.
49. Gomes, JLE. 2008. MPFL reconstruction with half width (hemi tendon) semitendinosus graft. *Orthopedics.* 322-326.
50. Goodfellow J, Hungerford DS, Zindel M. 1976. Patellofemoral joint mechanics and pathology. Functional anatomy of the patellofemoral joint. *J Bone Joint Surg.* 287-290.
51. Goutallier D, Bernageau J, Lecudonnet B. 1978. The measurement of the tibial tuberosity. Patella groove distanced technique results. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 423-428.
52. Goyal, D. 2013. Medial patellofemoral ligament reconstruction: the superficial quad technique. *Am J Sports Med.* 1022-1029.
53. Greiwe RM, Saifi C, Ahmad CS, Gardner TR. 2010. Anatomy and biomechanics of patellar instability. *Oper Tech Sports Med.* 62-67.
54. Grelsamer RP, Klein JR. 1998. The biomechanics of the patellofemoral joint. *J Orthop Sports Phys Ther.* 286-298.
55. Hauptert A, Lorbach O. 2015. Anatomic Reconstruction of the Medial Patellofemoral Ligament Using the Fascia Lata as an Autograft. *Arthroscopy Techniques.* 57-63.
56. Hautamaa PV, Fithian DC, Kaufman KR, Daniel DM, Pohlmeier AM. 1998. Medial soft tissue restraints in lateral patellar instability and repair. *Clin Orthop Relat Res.* 174-182.
57. Heegard J, Leyvraz PF, Curnier A, Rakotomanana L, Huiskes R. 1995. The biomechanics of the human patella during passive knee flexion. *J Biomech.* 1265-1279.
58. Hepp, WR. 1986. Die Dystopie der Kniescheibe. *Orthop Prax.* 222-229.
59. Herbort M, Hoser C, Domnick C, Raschke MJ, Lenschow S, Weimann A, Kösters C, Fink C. 2014. MPFL reconstruction using a quadriceps tendon graft: part 1: biomechanical properties of quadriceps tendon MPFL reconstruction in comparison to the Intact MPFL. A human cadaveric study. *Knee.* 1169-1174.

60. **Hughston JC, Deese M. 1988.** Medial subluxation of the patella as a complication of lateral retinacular release. *Am J Sports Med.* 383-388.
61. **Jend HH, Schoettle H, Bahnsen J, Crone-Muenzebrock W. 1986.** Achsenanalyse bei Patienten mit Patellaluxation. *Unfallchirurgie.* 263-270.
62. **Kang HJ, Wang F, Chen BC, Su YL, Zhang ZC, Yan CB. 2010.** Functional bundles of the MPFL. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1511-1516
63. **Kang HJ, Cao JH, Pan S, Wang XJ, Yu DH, Zheng ZM. 2014.** The horizontal Y-shaped graft with respective graft tension angles in anatomical two-bundle medial patellofemoral ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1661-1668.
64. **Kang HJ, Wang F, Cao J, Liu X, Ji G. 2016.** A prospective randomized trial evaluating two different tensioning techniques for medial patellofemoral ligament reconstruction. *Knee.* Epub ahead of print.
65. **Kasim N, Fulkerson J. 2000.** Acute and chronic injuries to the patellofemoral joint. [Hrsg.] Lippincott Williams and Wilkins. *Principles and practice of orthopaedic sports medicine.* 709-742.
66. **Koeter S, Bongers EHMF, de Rooij J, van Kampen A. 2006.** Minimal rotation aberrations cause radiographic misdiagnosis of trochlear dysplasia. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 713-717.
67. **Koskinen SK, Rantanen JP, Nelimarkka OI, Kujala UM. 1998.** Effect of Elmslie-Trillat and Roux-Goldthwait procedures on patellofemoral relationships and symptoms in patients with patellar dislocations. *Am J Knee Surg.* 167-173.
68. **Kramers-de Quervain IA, Biedert R, Stüssi E. 1997.** Quantitative gait analysis in patients with medial patellar instability following lateral retinacular release. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 95-101.
69. **Larsen E, Lauridsen F. 1982.** Conservative treatment of patellar dislocations. Influence of evident factors on the tendency to redislocation and the therapeutical result. *Clinical Orthopaedics and Related Research.* 131-136.
70. **Laurin CA, Levesque HP, Dussault R, Labelle H, Peides JP. 1978.** The abnormal lateral patellofemoral angle: a diagnostic roentgenographic sign of recurrent patellar subluxation. *J Bone Joint Surg Am.* 55-60.
71. **Laurin CA, Dussault R, Levesque HP. 1979.** The tangential x-ray investigation of the patellofemoral joint: x-ray technique, diagnostic criteria and their interpretation. *Clin Orthop Relat Res.* 16-26.
72. **LeGrand AB, Greis PE, Dobbs RE. 2007.** MPFL reconstruction. *Sports Med Arthrosc.* 72-77.
73. **Lenschow S, Schliemann B, Gestring J, Herbort M, Schulze M, Köster C. 2013.** MPFL Reconstruction: Fixation strength of 5 different techniques for graft fixation at the patella. *Arthroscopy: the J of Arthroscopic and Related Surgery.* 766-773.
74. **Leung Y, Wai Y. 1996.** Patella alta in southern china. A new method of measurement. *Int Orthop.* 305-310.
75. **Lippacher S, Dreyhaupt J, Williams SR, Reichel H, Nelitz M. 2014.** Reconstruction of the medial patellofemoral ligament: clinical outcomes and return to sports. *Am J Sports Med.* 2445-2451.
76. **Longo UG, Berton A, Salvatore G, Migliorini F, Ciuffreda M, Nazarian A, Denaro V. 2016.** Medial Patellofemoral Ligament Reconstruction Combined With Bony Procedures for Patellar Instability: Current Indications, Outcomes, and Complications. *Arthroscopy.* 1421-1427.

77. **Maenpaa H, Lehto M. 1995.** Surgery in acute patellar dislocation - evaluation of the effect of injury mechanism and family occurrence on the outcome of treatment. *Br J Sports Med.* 239-241.
78. **Maenpaa H, Letho MU. 1997.** Patellofemoral osteoarthritis after patellar dislocation. *Clin Orthop Relat Res.* 156-162.
79. **Matic GT, Magnussen RA, Kolovich GP, Flanigan DC. 2014.** Return to activity after medial patellofemoral ligament repair or reconstruction. *Arthroscopy.* 1018-1025.
80. **Merchant AC, Mercer RL, Jacobsen RH. 1974.** Roentgenographic analysis of patellofemoral congruence. *J Bone Joint Surg Am.* 1391-1396.
81. **Merchant AC. 2001.** Patellofemoral imaging. *Clin Orthop Relat Res.* 15-21.
82. **Miller, G. 1978.** Familial recurrent dislocation of the patella. *J Bone Joint Surg Br.* 203-204.
83. **Morrison, JB. 1969.** Function of the knee joint in various activities. *Biomed Eng.* 573-580.
84. **Müller O, Lo J, Wünschel M, Obloh C, Wülker N. 2009.** Simulation of force loaded knee movement in a newly developed in vitro knee simulator. *Biomed Tech Berlin.* 142-149.
85. **Nelitz M, Dreyhaupt J, Williams SR, Dornacher D. 2015.** Combined supracondylar femoral derotation osteotomy and patellofemoral ligament reconstruction for recurrent patellar dislocation and severe femoral anteversion syndrome: surgical technique and clinical outcome. *Int Orthop.* 2355-2362.
86. **Nietosvaara Y, Aalto K, Kallio PE. 1994.** Acute patellar dislocation in children: Incidence and associated osteochondral fractures. *J Pediatric Orthop.* 513-515.
87. **Nikku R, Nietosvaara Y, Aalto K, Kallio PE. 2005.** Operative treatment of primary patellar dislocation does not improve medium-term outcome: A 7-year follow-up report and risk analysis of 127 randomized patients. *Acta Orthop.* 699-704.
88. **Nomura, E. 1999.** Classification of lesions of the medial patello-femoral ligament in patellar dislocation. *Int Orthop.* 260-263.
89. **Nomura E, Horiuchi Y, Kihara M. 2000.** Medial patellofemoral ligament restraint in lateral patellar translation and reconstruction. *Knee.* 121-127.
90. **Nomura E, Horiuchi Y, Inoue M. 2002.** Correlation of MR imaging findings and open exploration of medial patellofemoral ligament injuries in acute patellar dislocations. *Knee.* 139-149.
91. **Nomura E, Inoue M. 2003.** Surgical technique and rationale for medial patellofemoral ligament reconstruction for recurrent patellar dislocation. *Arthroscopy.* 19:E47
92. **Nomura E, Inoue M, Osada N. 2005.** Anatomical analysis of the medial patellofemoral ligament of the knee, especially the femoral attachment. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 510-515.
93. **Nonweiler DE, DeLee JC. 1994.** The diagnosis and treatment of medial subluxation of the patella after lateral retinacular release. *Am J Sports Med.* 680-686.
94. **Ntagiopoulos PG, Sharma B, Bignozzi S, Lopomo N, Colle F, Zaffagnini S, Dejour D. 2013.** Are the tubular grafts in the femoral tunnel in an anatomical or isometric position in the reconstruction of medial patellofemoral ligament? *Int Orthop.* 1933-1941.
95. **Ostermeier S, Holst M, Bohnsack M, Hurschler C, Stukenborg-Colsman C, Wirth CJ. 2007.** Dynamic measurement of patellofemoral contact pressure following reconstruction of the MPFL. An in vitro study. *Clinical Biomechanics.* 327-335.
96. **Ostermeier S, Stukenborg-Colsman C, Wirth CJ, Bohnsack M. 2007.** Reconstruction of the MPFL by tunnel transfer of the semitendinosus tendon. *Operative Orthopädie und Traumatologie.* 489-501.

97. Panagiotopoulos E, Strzelczyk P, Herrmann M, Scuderi G. 2006. Cadaveric study on static medial patellar stabilizers: the dynamizing role of the vastus medialis obliquus on medial patellofemoral ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 7-12.
98. Parikh SN, Nathan ST, Wall EJ, Eismann EA. 2013. Complications of medial patellofemoral ligament reconstruction in young patients. *Am J Sports Med.* 1030-1038.
99. Philippot R, Chouteau J, Wegrzyn J, Testa R, Fessy MH, Moyon B. 2009. Medial patellofemoral ligament anatomy: implications for its surgical reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 475-479.
100. Pidorianno AJ, Weinstein RN, Buuck DA, Fulkerson JP. 1997. Correlation of patellar articular lesions with results from anteromedial tibial tubercle transfer. *Am J Sports Med.* 533-537.
101. Radlo W, Lorkowski J. 1997. Congenital dislocation of the patella in children and adolescents. *Chir Narzadow Ruchu Orthop Pol.* 331-335.
102. Redziniak DE, Diduch DR, Mihalko WM, Fulkerson JP. 2009. Patellar Instability. *J Bone Joint Surg Am.* 2264-2275.
103. Reider B, Marshall JL, Koslin B, Ring B, Girgis FB. 1981. The anterior aspect of the knee joint. *J Bone Joint Surg Am.* 351-356.
104. Rouvillain, J. 1998. A familial form of bilateral recurrent dislocation of the patella with major trochlear dysplasia. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 285-291.
105. Runow, A. 1983. The dislocation Patella. Etiology and prognosis in relation to generalized joint laxity and anatomy of the patellar articulation. *Acta Orthop Scan Suppl.* 1-53.
106. Sallay PI, Poggi J, Speer KP. 1996. Acute dislocation of the patella. A correlative pathoanatomic study. *Am J Sports Med.* 52-60.
107. Sanders TG, Morrison WB, Singleton BA. 2001. Medial patellofemoral ligament injury following acute transient dislocation of the patella: MR findings with surgical correlation in 14 patients. *J Comput Assist Tomogr.* 957-962.
108. Sandmeier RH, Burks RT, Bachus KN, Billings A. 2000. The effect of reconstruction of the medial patellofemoral ligament on patellar tracking. *Am J Sports Med.* 345-349.
109. Schmeling, A. 2010. Aktuelle Aspekte der patellofemorale Instabilität. *SFA Arthroscopie Aktuell.* 1-27.
110. Schneider DK, Grawe B, Magnussen RA, Ceasar A, Parikh SN, Wall EJ, Colosimo AJ, Kaeding CC, Myer GD. 2016. Outcomes After Isolated Medial Patellofemoral Ligament Reconstruction for the Treatment of Recurrent Lateral Patellar Dislocations: A Systematic Review and Meta-analysis. *Am J Sports Med.* Epub ahead of print.
111. Schöttle PB, Fucentese SF, Romero J. 2005. Clinical and radiological outcome of MPFL reconstruction with a semitendinosus autograft for patellar instability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 516-521.
112. Schöttle PB, Weiler A, Romero J. 2005. Rekonstruktion des Lig. patellofemorale mediale bei patellofemorale Instabilität. *Arthrosc.* 293-300.
113. Schöttle PB, Scheffler SU, Schwarck A, Weiler A. 2006. Arthroscopic medial retinacular repair after patellar dislocation with and without underlying trochlear dysplasia: a preliminary report. *Arthroscopy.* 1192-1198.
114. Schöttle PB, Schmeling A, Rosenstiel N, Weiler A. 2007. Radiographic landmarks for femoral tunnel placement in medial patellofemoral ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 801-804.
115. Schöttle PB, Hensler D, Imhoff AB. 2010. Anatomical double-bundle MPFL reconstruction with an aperture fixation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 147-151.

116. **Senavongse W, Amis AA. 2005.** The effects of articular, retinacular, or muscular deficiencies on patellofemoral joint stability: a biomechanical study in vitro. *J Bone Joint Surg Br.* 577-582.
117. **Shah JN, Howard JS, Flanigan DC, Brophy RH, Carey JL, Latermann C. 2012.** A systematic review of complications and failures associated with medial patellofemoral ligament reconstruction for recurrent patellar dislocation. *Am J Sports Med.* 1916-1923.
118. **Simmons E, Cameron J. 1992.** Patella alta and recurrent dislocation of the patella. *Clin Orthop Relat Res.* 265-269.
119. **Singhal R, Rogers S, Charalambous CP. 2013.** Double-bundle medial patellofemoral ligament reconstruction with hamstring tendon autograft and mediolateral patellar tunnel fixation: a meta-analysis of outcomes and complications. *Bone Joint J.* 900-905.
120. **Smirk C, Morris H. 2003.** The anatomy and reconstruction of the medial patellofemoral ligament. *Knee.* 221-227.
121. **Smith TO, Walker J, Russel N. 2007.** Outcomes of medial patellofemoral ligament reconstruction for patellar instability: a systematic review. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1301-1314.
122. **Steensen RN, Dopirak RM, McDonald WG 3rd. 2003.** The anatomy and isometry of the medial patellofemoral ligament: implications for reconstruction. *Am J Sports Med.* 1509-1513.
123. **Stefancin CC, Parker RD. 2007.** First-time traumatic patellar dislocation: a systematic review. *Clin Orthop Relat Res.* 182-185.
124. **Stephen HM, Kittl J, Walliams A, Zaffagnini S, Marcheggiani Muccioli GM, Fink C, Amis AA. 2016.** Effect of Medial Patellofemoral Ligament Reconstruction Method on Patellofemoral Contact Pressures and Kinematics. *Am J Sports Med.* 1186-1194.
125. **Stephen JM, Lumpaopong P, Deehan DJ, Kader D, Amis AA. 2012.** The medial patellofemoral ligament: location of femoral attachment and length change patterns resulting from anatomic and nonanatomic attachments. *Am J Sports Med.* 1871-1879.
126. **Stephen JM, Kader D, Lumpaopong P, Deehan DJ, Amis AA. 2013.** Sectioning the medial patellofemoral ligament alters patellofemoral joint kinematics and contact mechanics. *J Orthop Res.* 1423-1429.
127. **Strecker W, Dickschas J. 2015.** Torsional osteotomy : Operative treatment of patellofemoral maltracking. *Oper Orthop Traumatol.* 505-524.
128. **Strobel, M. 2002.** Patellar dislocation. *Manual of arthroscopic surgery.* 275-284.
129. **Tuxoe JI, Teir M, Winge S. 2002.** The medial patellofemoral ligament: A dissection study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 138-140.
130. **Vahasarja V, Kinnunen P, Serlo W. 1995.** Lateral release and proximal realignment for patellofemoral malalignment. A prospective study on 40 knees in 36 adolescents followed for 1-8 years. *Acta Orthop Scand.* 159-162.
131. **Van Haver A, De Roo K, De Beule M, Labey L, De Baets P, Dejour D, Claessens T, Verdonk P. 2015.** The effect of trochlear dysplasia on patellofemoral biomechanics: a cadaveric study with simulated trochlear deformities. *Am J Sports Med.* 1354-1361.
132. **Verdonk R, Jansegers E, Stuyts B. 2005.** Trochleoplasty in dysplastic knee trochlea. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 529-533.
133. **Wang CH, Ma LF, Zhou JW, Ji G, Wang HY, Wang F, Wang J. 2013.** Double-bundle anatomical versus single-bundle isometric patellofemoral ligament reconstruction for patellar dislocation. *Int Orthop.* 617-624.
134. **Warren LA, Marshall JL, Girgis F. 1974.** The prime static stabilizer of the medial side of the knee. *J Bone Joint Surg Am.* 665-674.

135. **Weiner DS, Jonah D, Kopits S. 2008.** The 3-dimensional configuration of the typical foot and ankle in diastrophic dysplasia. *J Pediatr Orthop.* 60-67.
136. **Wilharm A, Dermatas T, Hurschler C, Bohnsack M. 2006.** Der Einsatz von Tekscan Sensorfolien zur retropatellaren Druckmessung - Vermeidbare Fehler bei der Implantation und die Auswirkung von Scherkräften auf die Messgenauigkeit der Foliensysteme. *German Medical Science.* 3-154
137. **Witonski D, Keska R, Synder M, Sibinski M. 2013.** An isolated medial patellofemoral ligament reconstruction with patellar tendon autograft. *Biomed Res Int.* 2013, 637678.
138. **Wylie JD, Burks RT. 2013.** Medial patellofemoral ligament reconstruction with semitendinosus autograft. *Arthrosc Tech.* e417-e421.
139. **Yamamoto, RK. 1986.** Arthroscopic repair of the medial retinaculum and capsule in acute patellar dislocations. *Arthroscopy.* 125-131.
140. **Yildiz KI, Isik C, Tecimel O, Cay N, Firat A, Akmese R, Bozkurt M. 2013.** Use of contact pressure-sensitive surfaces as an indicator of graft tension in medial patellofemoral ligament reconstruction. *Arch Orthop Trauma Surg.* 1657-1663.
141. **Zaffagnini S, Colle F, Lopomo N, Sharma B, Bignozzi S, Dejour D, Marcacci M. 2013.** The influence of medial patellofemoral ligament on patellofemoral joint kinematics and patellar stability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2164-2171.
142. **Zaffagnini S, Muccioli GMM, Grassi A, Bonanzinga T, Marcacci M. 2014.** Minimally invasive medial patellofemoral ligament reconstruction with fascia lata allograft: surgical technique. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* Epub ahead of print.

7. PUBLIKATIONEN, AUSZEICHNUNGEN, DANKSAGUNG

1)

AGA-Research Day: Best Paper Award 2014, zweiter Platz

Lorbach O; Hauptert A; Kohn D; Anagnostakos K

Biomechanical evaluation of MPFL Reconstructions: Differences in dynamic contact pressure between gracilis and fascia lata graft.

2)

Paper 2015

Hauptert A; Lorbach O [*Arthroscopy Techniques*. 2015; 4:57-63]

Anatomic Reconstruction of the Medial Patellofemoral Ligament Using the Fascia Lata as an Autograft.

3)

Paper 2016

Lorbach O; Hauptert A; Efe T et al. [*Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2016; doi:10.1007/s00167-016-4005-5]

Biomechanical evaluation of MPFL reconstructions: differences in dynamic contact pressure between gracilis and fascia lata graft.

4)

ESSKA 2016 e-Poster, P18-2665

Hauptert A; Zumbansen N; Kohn D; Lorbach O

Biomechanical properties as well as radiological changes in patellar position using the fascia lata in comparison to the gracilis tendon as an autograft for reconstruction of the MPFL.

5)

DKOU 2016 Meeting Abstract (WI34-1413)

Hauptert A; Zumbansen N; Kohn D; Lorbach O

Biomechanischer Vergleich und radiologische Veränderungen der Patellaposition zweier Transplantate zur Rekonstruktion des medialen patellofemorales Bandes

6)

DKOU 2016 Meeting Abstract (WI34-716)

Lorbach O; Hauptert A; Kohn D; Zumbansen N

Selective Anspannung der Bündel in der Doppelbündelrekonstruktion des medialen patellofemorales Bandes – Einfluss der Kniebeugewinkels auf den dynamischen patellofemorales Druck

7)

AGA-Kongress Basel 2016, Research Award, zweiter Platz

Lorbach O; Hauptert A; Kohn D; Zumbansen N

Selective bundle tensioning in double bundle MPFL reconstruction – Impact of knee flexion angle on dynamic patellofemoral contact pressure

Danksagung

Zunächst möchte ich Herrn PD Dr. med. Olaf Lorbach für sein außerordentliches Engagement diese Arbeit betreffend und seine Unterstützung hierbei herzlichst danken.

Ebenfalls gilt mein Dank Herrn Prof. Dr. med. D. Kohn, welcher die Durchführung dieser Dissertation im Bereich der Biomechanik ermöglichte und für die Unterstützung im Rahmen meiner Weiterbildung an der hiesigen Klinik für Orthopädie in Homburg.

Weiterhin danke ich meiner Familie, welche mir mein Studium und diese Arbeit ermöglicht hat und mir jederzeit den Rücken freihält und stärkt.

Nicht zu vergessen sind meine Freunde und am bedeutsamsten meine Ehefrau Jennifer, welche mir mit Rat und Tat allzeit zur Seite standen und mich ebenso bei meiner Arbeit und meinem Studium unterstützten.