

Aus der Klinik für Orthopädie und orthopädische Chirurgie,
Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg/Saar

**Einfluss der Knieflexion bei Transplantatfixation auf
das dynamische patellofemorale Druckverhalten bei
Rekonstruktion des medialen patellofemorale
Bandes**

Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
der Medizinischen Fakultät der Universität des Saarlandes

2020

vorgelegt von: Nikolaus Zumbansen

geb. am: 21.12.1988 in München

Tag der Promotion: 24.02.2021

Dekan: Univ.-Prof. Dr. med. D. Menger

Berichterstatter: Prof. Dr. med. O. Lorbach

Prof. Dr. med. T. Pohlemann

Inhaltsverzeichnis

1 Zusammenfassung	1
1.1 Zusammenfassung	1
1.2 Abstract	3
2 Einleitung	5
2.1 Ätiologie und Epidemiologie	7
2.2 Aktueller Stand der Wissenschaft	8
2.3 Grundlagen	9
2.3.1 Anatomie des patellofemorale-Gelenks	9
2.3.2 Biomechanik des patellofemorale-Gelenks	12
2.3.3 Patellofemorale Stabilität	16
2.3.4 Patellofemorale Pathologien	18
2.3.5 Therapieformen der patellofemorale Instabilität	24
3 Material und Methodik	31
3.1 Studienaufbau	31
3.2 Material-Prüfmaschine Z020	34
3.3 Installation der Druckmessfolie	34
3.4 Rekonstruktion des MPFL in Doppelstrangtechnik	37
3.5 Rekonstruktion des MPFL in Doppelbündeltechnik	39
3.6 Statistische Analyse	41
4 Ergebnisse	44

4.1	Ergebnisse der Doppelstrangtechnik	44
4.2	Ergebnisse der Doppelbündeltechnik	53
4.3	Ergebnisse im Vergleich	68
5	Diskussion	77
5.1	Schlussfolgerung und Ausblick	84
6	Literaturverzeichnis	86
7	Publikationen / Dank	99
7.1	Danksagung	102
8	Lebenslauf	103

Tabellenverzeichnis

4.1	Ergebnisse Doppelstrangtechnik total	45
4.2	Ergebnisse Doppelstrangtechnik medial	46
4.3	Ergebnisse Doppelstrangtechnik lateral	48
4.4	Ergebnisse Doppelstrangtechnik proximal	50
4.5	Ergebnisse Doppelstrangtechnik distal	51
4.6	Ergebnisse Gruppe I Doppelbündeltechnik total	53
4.7	Ergebnisse Gruppe II Doppelbündeltechnik total	55
4.8	Ergebnisse Gruppe I Doppelbündeltechnik medial	56
4.9	Ergebnisse Gruppe II Doppelbündeltechnik medial	58
4.10	Ergebnisse Gruppe I Doppelbündeltechnik lateral	59
4.11	Ergebnisse Gruppe II Doppelbündeltechnik lateral	61
4.12	Ergebnisse Gruppe I Doppelbündeltechnik proximal	62
4.13	Ergebnisse Gruppe II Doppelbündeltechnik proximal	64
4.14	Ergebnisse Gruppe I Doppelbündeltechnik distal	65
4.15	Ergebnisse Gruppe II Doppelbündeltechnik distal	67

Abbildungsverzeichnis

2.1	Anatomie der Patella [49]	10
2.2	Anatomie des MPFL, aus [75]	11
2.3	Femorale MPFL Insertion, aus [127]	12
2.4	Patellofemorale Kontaktfläche, aus [79]	13
2.5	Q-Winkel, aus [79]	14
2.6	Biomechanik des MPFL, aus [131]	16
2.7	Trochleamorphologie	20
2.8	Patellahochstand	21
2.9	TT-TG-Abstand [153]	22
2.10	Patellatypen	24
2.11	PIS-Score [11]	24
2.12	Behandlungs-Algorithmus bei Patella-Erstluxation [1]	26
2.13	Beispiel MPFL-Rekonstruktion [124]	30
3.1	Haltevorrichtung	32
3.2	Winkelmessgerät	33
3.3	Installation des Versuchsaufbau	33
3.4	TekScan und I-Scan System	35
3.5	Darstellung der retropatellaren Gelenkfläche mit Möglichkeit der Fixation der TekScan-Folie	36
3.6	Patellare Transplantatfixation	38
3.7	Exemplarische Darstellung der femoralen Bohrung	39
3.8	Halbirtes Gracilissehnentransplantat	40

3.9	Transplantatbündelsicherung mit Hilfe von Klemmen bei Doppelbündeltechnik	41
3.10	I-Scan Aufzeichnung einer Messung	42
4.1	Vergleich aller Gruppen total	70
4.2	Vergleich aller Gruppen medial	71
4.3	Vergleich aller Gruppen lateral	73
4.4	Vergleich aller Gruppen proximal	74
4.5	Vergleich aller Gruppen distal	76

Abkürzungsverzeichnis

Art.	Articulatio
bzw.	beziehungsweise
Lig.	Ligamentum
MCL	mediales collaterales Band
MPFL	mediales patellofemorales Ligament
MRT	Magnetresonanztomographie
N	Newton
v.a.	Vor allem
VMO	M. vastus medialis obliquus
z.B.	zum Beispiel
PFI	patellofemorale Instabilität
PFG	patellofemorales Gelenk
PFJRF	patellofemoral joint reaction force
ISB	inferiores-gerades Bündel
SOB	superior-obliques Bündel

Kapitel 1

Zusammenfassung

1.1 Zusammenfassung

Ziel dieser Studie war die Evaluation des dynamischen patellofemoralen Anpressdrucks bei intaktem, resezierten und rekonstruierten medialen patellofemoralen Ligament (MPFL). Hierbei fanden die Rekonstruktionen zum Einen in Doppelbündeltechnik und in unterschiedlichen Flexionsgraden statt. Zum Anderen wurde in einer neuen Technik der Einfluss bei selektiver Transplantatbündelanspannung in verschiedenen Flexionsgraden und Varianten auf den patellofemoralen Druck verglichen.

Zur Versuchsdurchführung wurden 12 humane Kniepräparate in einer speziellen Haltevorrichtung fixiert, die es erlaubt eine volle Bewegung des Kniegelenks durchzuführen während ein konstanter Zug auf die Sehne des M. quadriceps ausgeübt wird, um die physiologische Sehnenspannung zu imitieren. Mit einer Druckmessfolie wurde der dynamische Anpressdruck im patellofemoralen Gelenk in 0° , 15° , 30° , 45° , 60° , 75° und 90° gemessen. Zunächst wurden die Messungen bei intaktem und anschließend bei durchtrenntem MPFL durchgeführt. Anschließend erfolgte die Rekonstruktion des MPFL unter Verwendung der Gracilis-Sehne mittels Doppelstrangtechnik nach der Technik von Schöttle mit Transplantatfixierungen in 15° , 30° , 45° , 60° , 75° und 90° . In Folge wurde eine neue Technik angewendet, bei der das Transplantat in zwei alleinstehende Bündel getrennt und jedes selektiv fixiert wurde. Hierbei wurden zwei Gruppen unterschieden. In Gruppe I wurde das proximale Bündel stets bei 30° fixiert und das distale Bündel alternierend in 15° , 45° , 60° ,

75° und 90°. In Gruppe II wurde das distale Bündel in 30° und das proximale Bündel analog zu Gruppe I in den entsprechenden Flexionsgraden befestigt. Die Transplantatspannung von 2 N bei Refixation wurde mit Hilfe einer Federwaage bestimmt und mittels Interferenzschraube und einer extrakortikalen Klemme sichergestellt.

Nach Resektion des MPFL zeigte sich erwartungsgemäß eine signifikante Reduktion des totalen patellofemoralen Anpressdrucks in allen Flexionsgraden.

Die Ergebnisse nach Rekonstruktion mittels Doppelstrangtechnik wiesen bei Betrachtung der totalen retropatellaren Druckdistribution keine signifikanten Unterschiede im Vergleich zum nativen Knie auf ($p < 0,05$). Jedoch kam es in der selektiven Betrachtung der medialseitigen Drücke zu deutlich erhöhten Drücken bei den Rekonstruktionen in 15°, 45° und 75°. Lateralseitig waren die Druckverteilungen in allen Rekonstruktionen signifikant niedriger, ebenso proximal und distal in 15°, 30°, 45°, 75° und 90°.

Die Ergebnisse der Doppelbündeltechnik zeigten bis auf die Fixierung des proximalen Bündels in 30° und des distalen in 75° in allen anderen getesteten Rekonstruktionen der Gruppe I und II einen signifikant erniedrigten Anpressdruck der gesamten gemessenen Fläche. Lateralseitig zeigte sich dies jedoch in allen Rekonstruktionen. Im Gegensatz zur Doppelstrangtechnik wurden medial keine signifikanten Unterschiede festgestellt. Proximal konnten wiederum signifikante Druckerniedrigungen in Gruppe I bei Transplantatfixierung in 15° und 60° sowie in Gruppe II bei 15°, 45°, 60°, 75° und 90° festgestellt werden. Auch distal war der Anpressdruck bei Fixierung der Sehne in 15°, 45° und 60° in Gruppe I sowie bei 15°, 45°, 60°, 75° und 90° in Gruppe II signifikant niedriger.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass bei Anwendung der Doppelstrangtechnik und Betrachtung des retropatellaren Gesamtdruckes zwar kein signifikanter Unterschied zu erkennen ist, jedoch bei isolierter Analyse der medialen, lateralen, proximalen und distalen patellofemoralen Kontaktfläche signifikante Unterschiede in allen Rekonstruktionen vorzufinden sind. Insgesamt war die Rekonstruktion mit Transplantatfixation in 60° diejenige, die die patellofemoralen Druckverhältnisse am ehesten im Vergleich zum nativen Zustand wiederherstellen konnte.

Ebenfalls lässt sich bei der Doppelbündeltechnik mit selektiver Transplantatanspannung nach genauerer Auswertung aussagen, dass die Befestigung des proximalen Bündels in 30° und des distalen in 75° eine Druckdistribution im patellofemorale Gelenk erreicht, welche dem retropatellaren Druck des Knies mit intaktem MPFL am nächsten kommt.

1.2 Abstract

The aim of this study was the evaluation of the dynamic patellofemoral pressure with an intact, resected and reconstructed MPFL in double-strand technique at various degrees of flexion. Furthermore the influence of selective bundle tensioning in different degrees of flexion and variants on the patellofemoral pressure was compared.

To perform the experiment 12 human knee specimens were mounted in a custom-made fixation device allowing a full movement of the knee joint while a constant pull on the m. quadriceps tendon was exercised to imitate the physiological tension of the tendon. The dynamic contact pressure in the patellofemoral joint was measured with a sensor film in 0° , 15° , 30° , 45° , 60° , 75° and 90° of knee flexion. The first measurements were performed with an intact and cut MPFL. Subsequently the reconstructions were performed using the m. gracilis tendon. Primarily the graft was fixed in 15° , 30° , 45° , 60° , 75° and 90° referring to Schöttle's double-strand technique. Then, a new technique was introduced in which the graft was separated into two stand-alone bundles and each was fixed independently. Two groups were distinguished. In group I the proximal bundle was permanently fixed at 30° while alternating the distal bundle in 15° , 45° , 60° , 75° and 90° . In group II the distal bundle was fixed at 30° whereas the proximal bundle was fixed analogous to group I in the same degrees of flexion. The graft tension of 2 N was applied in every reconstruction with a spring balance and secured with an interference screw and help of an extracortical clamp.

Cutting the MPFL lead to a significant reduction of the total patellofemoral contact pressure in all degrees of knee flexion.

The results after reconstruction by double-strand technique showed no significant differences compared to the native knee based on the total retropatellar pressure distribution ($p < 0.05$). However, selective observation of the medial side showed significantly increased

pressures in the reconstructions in 15°, 45° and 75°. On the lateral side the pressure distributions were significantly lower in all reconstructions, as well as proximally and distally in 15°, 30°, 45°, 75° and 90°.

Apart from fixation of the proximal bundle in 30° and distal bundle in 75°, the results of the double-bundle technique showed significantly reduced contact pressures of the total measured surface in all reconstructions of group I and II. On the lateral side this even was the case in all reconstructions. In contrast to the double-strand technique, no significant differences were found medially. Proximally, significant decreases of pressure in group I were found at reconstructions in 15° and 60° and in group II in 15°, 45°, 60°, 75° and 90°. Distally, the pressure was significantly lower as well while fixing the graft at 15°, 45° and 60° in Group I and in 15°, 45°, 60°, 75° and 90° of Group II.

In summary, although there is no significant difference regarding the total measured force in the patellofemoral joint using the double-strand technique, isolated analysis of the medial, lateral, proximal and distal patellofemoral contact surfaces show significant differences in all reconstructions. Overall, reconstruction with graft fixation in 60° was most likely to restore patellofemoral pressure ratios compared to the native state.

Upon closer evaluation of the double-bundle technique with selective graft tensioning, fixation of the proximal bundle in 30° and the distal bundle in 75° reaches pressure distribution in the patellofemoral joint which comes closest to the knee with an intact MPFL.

Kapitel 2

Einleitung

Das Interesse am medialen patellofemoralem Ligament, kurz „MPFL“ hat über die letzten Jahre deutlich zugenommen. Es steht im Zusammenhang mit der pathologischen Entität der Patellainstabilität. Neben kongenitalen Pathologien, die eine Patellaluxation prädisponieren, konnten auch viele neue Erkenntnisse zur Diagnostik, Anatomie, Biomechanik und Pathologie der patellofemoralem Instabilität gewonnen werden. In diesem Zusammenhang stieg ebenso das Bestreben zur Verbesserung der Therapie dieses Krankheitsbildes. Seit den ersten Beschreibungen im Jahre 1915 zählt man mittlerweile über 130 Techniken und Methoden zur Therapie der patellofemoralem Instabilität [19, 84, 103, 119], wobei die Rekonstruktion des MPFL erst Gegenstand von Studien der jüngeren Vergangenheit ist.

Meist beruhen Patellaluxationen auf kongenitalen Fehlbildungen der Patella, ihres Gleitlagers, Achsen- oder Torsionsabweichungen der unteren Extremität, einer hochstehenden Patella oder einem lateralen Ansatz der Patellarsehne [10, 22] und treten nicht selten traumatisch auf [44].

Studien konnten zeigen, dass bei jeder Patellaluxation das MPFL makroskopisch in Mitteleidenschaft gezogen wird [102]. Patienten, die sich nach einem Herausspringen der Kniescheibe nicht operieren lassen, zeigen in 44% der Fälle weiterhin Schmerzen, Instabilitätsgefühl sowie weitere Sub- und Luxationen [154]. Letzteres ist nicht verwunderlich, da das MPFL mit einem Anteil von 50% bis 60% unter den medialen Strukturen, die einer Lateralisierung der Patella entgegenwirken, die größte Rolle spielt [29, 108].

Aufgrund dessen ist ein differenziertes Vorgehen unter Berücksichtigung der entsprechenden Pathologien von besonderer Bedeutung, um Relaxationen und postoperative Komplikationen zu vermeiden. Die Rekonstruktion des MPFL mit autologen Sehmentransplantaten stellt mit guten bis exzellenten Ergebnissen bezüglich Schmerzeduktion, Rückkehr zum Sport und Relaxationsrate in den meisten Fällen die chirurgische Therapie der Wahl dar [167, 169]. Allerdings wird in der Literatur auch von persistierender Instabilität, medialseitigen patellofemorale Schmerzen, Patellafrakturen und Einschränkung der Knieflexion als häufige Komplikationen berichtet [77, 111, 134, 135]. Anhand dessen kann man annehmen, dass trotz der Vielzahl an unterschiedlichen Techniken zur MPFL-Rekonstruktion, mit unterschiedlichen Empfehlungen bezüglich des Flexionswinkels im Kniegelenk während der Rekonstruktion [23, 145, 149], des femoralen Insertionspunktes des Transplantats [127], der Transplantatwahl [53] oder der verwendeten Materialien zur Befestigung, der originäre Zustand nicht immer wiederhergestellt werden kann. Ursächlich für die beschriebenen Komplikationen sind u.a. eine gestörte patellofemorale Kinematik und Biomechanik, die aufgrund von technischen Fehlern, Fehlinterpretationen oder unvollständiger Datenlage auftreten können.

Zwar wurde bisher, unter der Annahme, dass das MPFL nur annähernd isometrisch ist [143], der Flexionsgrad während der Transplantatfixation als sehr wichtig erachtet, jedoch die Tatsache, dass dieses Ligament aus zwei Bündeln besteht und die Patella unterschiedlich in den jeweiligen Flexionsgraden stabilisiert [4, 71], nicht ausreichend untersucht und auch nicht in die Praxis umgesetzt.

Die vorliegende Arbeit untersucht daher die dynamischen Druckverhältnisse im Patellofemoralgelenk vor und nach Rekonstruktion des MPFL, in Doppelstrangtechnik und dem Einfluss des Flexionswinkel des Kniegelenkes bei Fixation des Transplantates. Additiv erfolgt die Evaluation der patellofemorale Drücke nach MPFL-Rekonstruktion in einer Doppelbündeltechnik unter selektiver Fixation der einzelnen Bündel in verschiedenen Flexionsgraden. Diese Technik stellt unter Berücksichtigung der besonderen Anatomie des MPFL einen neuen Ansatz für die Rekonstruktion dar und wurde in dieser Form bisher nur von uns beschrieben [171]. Die Ziele der unten aufgeführten Fragestellungen sind eine weitere Objektivierbarkeit der operativen Technik sowie eine Reduktion postoperativer Komplikationen.

Folgende Fragestellungen liegen der Arbeit zu Grunde:

1. Einfluss des Knieflexionswinkels bei Transplantatfixation auf die patellofemorale Druckverhältnisse in der Rekonstruktion des medialen patellofemorale Bandes.
2. Einfluss der selektiven Transplantatfixation in verschiedenen Flexionsgraden auf die patellofemorale Druckverhältnisse in der Rekonstruktion des medialen patellofemorale Bandes.
3. Erarbeitung einer Empfehlung für die Kniegelenkstellung bei Transplantatfixation zur Optimierung der postoperativen Druckverhältnisse im Patellofemoralgelenk im Vergleich zum nativen Kniegelenk nach Rekonstruktion des medialen patellofemorale Bandes.

2.1 Ätiologie und Epidemiologie

Die Luxation der Patella ist mit einer Inzidenz von 7-49/100.000 Einwohnern kein seltenes Problem [10, 99]. Insgesamt lässt sich jedoch beobachten, dass sie sich besonders in der Altersgruppe von 10-17 Jahren und darunter vor allem bei Mädchen häuft [9, 44]. Die Erstluxation tritt häufig während physischer Anstrengung oder sportlicher Aktivität auf [10, 44]. Die Gründe hierfür sind häufig multifaktoriell und können beispielsweise ein valgus malalignment, Patella-Tilt, Trochleadysplasie, Rotationsfehler in der Beinachse oder eine Patella alta sein [10, 22].

Generell kann man unterschiedliche Formen der Luxation unterscheiden. Man grenzt die erworbene traumatische gegenüber der angeborenen atraumatischen Luxation ab. Erstere ist meist in Folge eines medialen Anpralltraumas zu beobachten. Hierbei springt die Kniescheibe in laterale Richtung aus dem femoralen Gleitlager, der Trochlea, heraus. Bei dieser Form der Luxation reponiert sich die Patella häufig von selbst, jedoch nicht selten mit Kollateralschäden wie Flake-Frakturen an der medialen Patellafacetten oder Abscherfrakturen an der lateralen Femurkondyle [37, 76]. Als Unfallmechanismus bei sportlichen Aktivitäten wird oft ein Distorsions- und Valgusstress-Mechanismus angegeben [62].

In 90% der Fälle ist jedoch kein adäquates Trauma vorzufinden, sondern eine habituelle Subluxation oder ein vollständiges Herausspringen der Patella, wenn sich das Kniegelenk in Streckung oder leichter Beugung befindet [76]. Eine Überdehnung oder eine Ruptur des medialen patellofemorales Bandes ist in den meisten Fällen die Folge [34]. Es kann daher mit hoher Wahrscheinlichkeit von einer patellofemorales Instabilität ausgegangen werden [45].

2.2 Aktueller Stand der Wissenschaft

Im Bereich der patellofemorales Instabilität gab es in den letzten Jahren einen enormen Fortschritt in der Erforschung der biomechanischen Einflussfaktoren sowie Pathomechanismen und somit auch viele neue Ansätze in der Therapie der einzelnen Krankheitsbilder [16]. Das MPFL als eines der Hauptstabilisatoren des patellofemorales Gelenks hat jüngst an Beachtung gewonnen und spielt daher eine wichtige Rolle in der Therapie der patellofemorales Instabilität nach Patellaluxationen [16, 29].

Das erste Mal wurde die Bandstruktur, die wir heute als MPFL bezeichnen, 1957 von Kaplan beschrieben [82]. Dennoch findet man erst seit 1990 klinische Berichte und Studien, die die Bedeutsamkeit des MPFL bei Patella Subluxation und Luxation beschreiben [103]. In den letzten zwei Jahrzehnten wurden viele neue Methoden und Techniken zur Rekonstruktion beschrieben und veröffentlicht [21, 82]. Obwohl viele Methoden gute bis sehr gute Ergebnisse erzielen, kann man bis jetzt immernoch bei keiner von einem klassischen Goldstandard sprechen [26, 30, 58, 84, 103, 134, 140].

Trotz der größtenteils exzellenten klinischen Ergebnisse nach anatomischer MPFL Rekonstruktion wird eine persistierende Instabilität von 10-12% mit einer Komplikationsrate von 12-26% angegeben [87, 111, 134]. Zu diesen Komplikationen gehören beispielsweise Schmerzen, Steifheit und Bewegungseinschränkung. Das in manchen Fällen die anatomische Rekonstruktion nicht ausreichend ist, bedeutet, dass es noch andere Faktoren gibt, die das Ergebnis beeinflussen. Aktuell findet man in der Literatur nur wenig Daten welche Auswirkung die korrekte Spannung des Transplantats in Zusammenhang mit dem Flexionsgrad des

Kniegelenks bei Transplantatfixation hat. Das Fehlen objektiver Kriterien in Teilschritten der Operation ist Anlass dieser Studie.

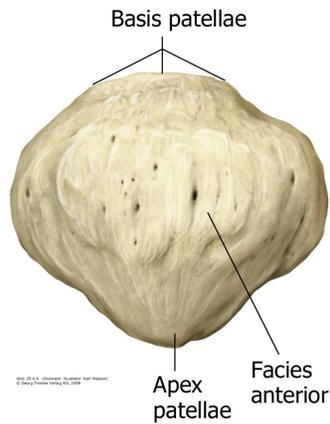
2.3 Grundlagen

Zum besseren Verständnis der patellofemorale Instabilität ist die Grundlagenkenntnis über die Anatomie und Biomechanik des patellofemorale Gelenks essentiell. Weiterhin soll ein Überblick über die Pathomechanismen und Risikofaktoren, die häufig auf komplexe Weise unterschiedlich stark interagieren, gegeben werden. Schließlich ist es dieses Grundwissen, das bei einer konservativen und operativen Therapie berücksichtigt werden muss, um eine möglichst physiologische Kinematik im patellofemorale Gelenk wiederherzustellen.

2.3.1 Anatomie des patellofemorale Gelenks

Das Kniegelenk gehört zu den größten und am stärksten belastenden Gelenken des Körpers und besteht grundsätzlich aus zwei Gelenken, die Art. femorotibialis und zum anderen die Art. femoropatellaris. Es setzt sich aus der Patella und dem medialen und lateralen Anteil des femorotibiale Gelenks sowie der trochlea femoris zusammen. Somit artikuliert die Kniescheibe mit der Gelenkfläche des distalen Femur, der facies patellaris femoris. Sie ist mechanisch der am stärksten belastete Teil des Kniegelenks. Die mediale und laterale Facette der Trochlea bilden einen Sulcus und dienen der Patella während Knieflexion als Gleit- und Führungsrinne. Der trochleäre Winkel beträgt nach Aglietti et al. $137 \pm 8^\circ$ [112]. Wie auch auf Abbildung 2.1b zu sehen ist, ist die laterale Femurkondyle im proximalen Anteil höher als medial. Ebenso wird die Trochlea von proximal nach distal tiefer. Beide Eigenschaften beugen dem Risiko einer Sub- bzw. Luxation in höheren Flexionsgraden vor, wenn die Patella in die Trochlea eingetaucht ist [112].

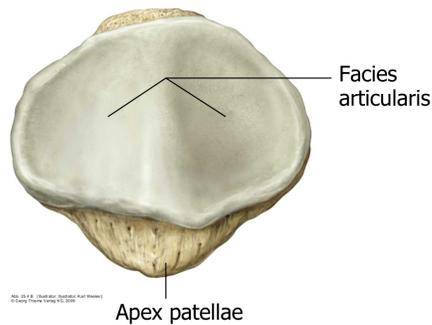
Als größtes Sesambein des Menschen, wird die Patella durch einen vertikal verlaufenden First in in eine kürzere mediale und längere laterale Facette eingeteilt. Am medialen Rand befindet sich des Weiteren die vertikal verlaufende Odd-Facette, die allerdings erst in Flexionsgraden $\geq 90^\circ$ mit dem medialen Kondylus des Femur artikuliert [39].



(a) Ansicht von ventral



(b) Tangentiales Röntgen



(c) Ansicht von dorsal

Abbildung 2.1: Anatomie der Patella [49]

Am proximalen Teil der Patella, der Basis, setzen die Sehnen des M. quadriceps femoris an, die bis in die oberflächlichen Anteile der Patellarsehne einstrahlen und die Kniescheibe somit von ventral einbetten. Am lateralen Rand befindet sich das Retinaculum patellae laterale, welches sich aus Teilen der Aponeurose des M. vastus lateralis und M. rectus femoris sowie Fasern des Tractus iliotibialis zusammensetzt. Das mediale Retinakulum setzt sich wie folgt zusammen: Warren und Marshall [161] beschrieben 1979 erstmals die antero-medialen Weichteilstrukturen des Kniegelenks, die sie in drei Schichten unterteilt haben. Die oberste und erste Schicht repräsentiert die tiefe Faszie des M. sartorius. Das MPFL bildet zusammen mit dem oberflächlichen medialen Kollateralband und dem Ligamentum patellotibiale mediale die zweite Schicht. Die tiefste Schicht enthält die Gelenkkapsel, das

tiefe mediale Kollateralband und das Lig. patellomeniskale mediale, eine Verdichtung von Fasern entlang der medialen Begrenzung des Hoffa'schen Fettkörpers mit Ansatz direkt distal des MPFL [12].

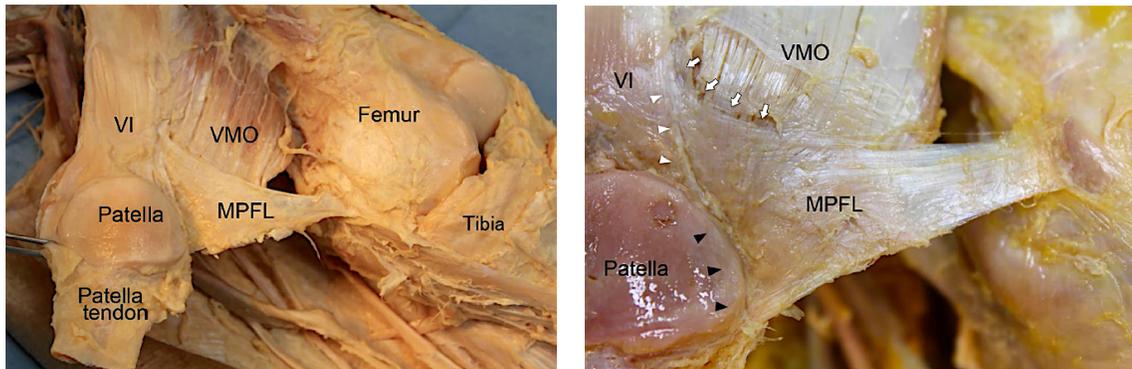


Abbildung 2.2: Anatomie des MPFL, aus [75]

Anatomie des MPFL

Das MPFL ist ein fasziales Band und wird an seinem Ansatz am medialen Drittel des inneren Patellarandes vom distalen Anteil des M. vastus medialis obliquus überlagert, in den ebenfalls Fasern des MPFL einstrahlen. Prinzipiell verläuft das MPFL segelförmig und verbindet die mediale Femurkondyle mit der proximo-medialen Seite der Patella. Zusätzlich zu den transvers verlaufenden Fasern besitzt das MPFL auch einen schrägen Faserverlauf, der von der Vorderkante des oberflächlichen medialen Seitenbandes zu den transversalen Fasern zieht und dort eine Faserkreuzung bildet [12, 83].

Die durchschnittliche Länge beträgt 55 mm ($45\text{-}64\text{ mm}$), bei einer durchschnittlichen Breite von 13 mm . Am femoralen Insertionspunkt beträgt sie im Durchschnitt jedoch $15,4\text{ mm}$ ($11\text{-}20\text{ mm}$) [143], wobei zu beachten ist, dass sich das MPFL in femorale Richtung verschmälert und einen breiteren Ansatz von etwa $14\text{ - }20\text{ mm}$ an der proximalen Hälfte des Patellarandes hat.

Die genaue femorale Insertionsstelle wird in der Literatur unterschiedlich beschrieben und diskutiert. Beispielsweise schildern Conlan et al. [29] sowie Tuxoe et al. [156] einen gemeinsamen Ansatz mit dem oberflächlichen MCL und dem M. adductor magnus am Tu-

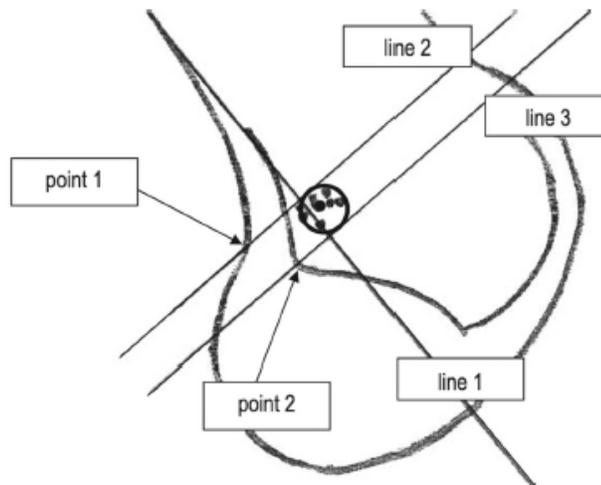


Abbildung 2.3: Femorale MPFL Insertion, aus [127]

berculum adductorium. Die aufwendigste aller Studien hierzu hat Nomura [105] durchgeführt. Er beschreibt den femoralen Ansatzpunkt des MPFL superoposterior der medialen Kondyle bzw. posterodistal des Tuberculum adductorium. Schöttle [127] zeigte den Insertionspunkt in einer aktuelleren Studie mittels radiologischem Verfahren wie auf Abbildung 2.3 zu sehen. Gerade für die operative Rekonstruktion ist eine radiologische Landmarke im Röntgenbild von großer Bedeutung. Der sogenannte Schöttle-Point liegt anterior des posterioren Kortex, distal zum Abgang des medialen Kondylus und proximal des posteriorsten Punkts der Blumensaat-Linie [1, 127]. Obwohl nachfolgende Studien den von Schöttle beschriebenen Insertionspunkt kritisch betrachten und die Insertion weiter anterior und distal sehen [13, 117, 165], ist er der am meisten verwendete Referenzpunkt [60].

2.3.2 Biomechanik des patellofemorale Gelenks

Die primäre Funktion der Kniescheibe liegt in der Verbesserung der Hebelwirkung des M. quadriceps, des Gleitvorgangs und dem Schutz vor einem direkten Trauma [112]. In ihrer Rolle als Hypomochlion gleitet sie 5-7 cm auf der Trochlea, wobei sie bei vollständiger Streckung das Quadricepsmoment um 30% und in 30° Flexion um 15% [73] vergrößert. Ein Fehlen, oder eine Patellektomie, würde einen Streckkraftverlust von 30% bedeuten [73].

Der patellofemorale Kontakt beginnt mit dem distalen Ende der Kniescheibe bei ca. 20° Flexion, bei der die Patella aus ihrer lateralen Startposition mit Kontakt zur lateralen Trochleawand nach medial in das Trochleazentrum verschoben wird und über den mittleren in den proximalen Teil der Patella bei 90° wandert. Hierbei verlagert sich die Hauptbelastungszone von einer anfänglich zentralen Position hin zu einer breit aufliegenden [50, 108, 112]. In maximaler Beugung beschreibt Hehne [57] sogar eine mediale und laterale Kontaktzone und bei ca. 135° gerät die bereits erwähnte Odd-Facette, die sonst vom Kontaktgeschehen ausgespart ist, in Berührung mit den Femurkondylen (Abbildung 2.4). Es gibt keine einzige Position bei der die facies patellaris vollständigen Kontakt mit der femoralen Gelenkfläche hat. Insgesamt hat die laterale Facette eine größere Kontaktfläche als die mediale und übernimmt dementsprechend ca. 60% der patellaren Traglast [112].

Bei Betrachtung des Anpressdrucks während aktiver Beugung konnte festgestellt werden, dass dieser immer größer wird und bei 90° mehr als das 5,5-fache des Körpergewichts erreichen kann [64, 79].

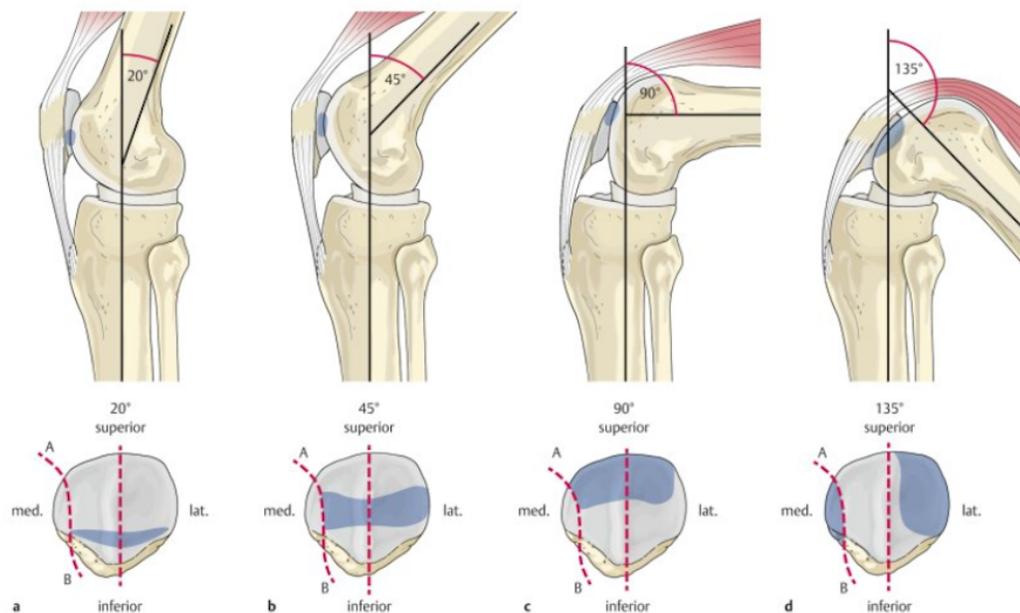


Abbildung 2.4: Patellofemorale Kontaktfläche, aus [79]

Der patellofemorale Druck, auch PFJRF (patellofemoral joint reaction force) genannt, kann als resultierender Kraft-Vektor aus dem Vektor des M. quadriceps und der Patellarsehne aufgefasst werden [48]. Studien konnten zeigen, dass sich sowohl die Kontaktfläche,

als auch der patellofemorale Kontaktdruck während Beugung vergrößern [79]. Zum einen beobachtete man in 20° Flexion eine Kontaktfläche von $2,6 \text{ cm}^2$ mit einem Kontaktdruck von 2 MPa , wohingegen bei 120° eine Zunahme beider Parameter auf $3,5 \text{ MPa}$ und $4,6 \text{ cm}^2$ zu verzeichnen war [112]. Außerdem liegt bei endgradiger Flexion zusätzlich die Hinterseite der Quadricepssehne mit einem Druck von $1,6 \text{ MPa}$ in der Trochlea femoris auf und trägt somit zur Reduktion des patellofemorale Kontaktdrucks [64, 112].

Biomechanik des MPFL

Wie bereits in 2.3.2 beschrieben hängt die Lage der Patella in Streckung unter anderem mit dem Q-Winkel zusammen, der die Zugrichtung des M. quadriceps femoris beschreibt. Dieser ist nach außen offen und hat somit in der Frontalebene eine laterale Komponente. Klinische Messungen ergeben ein Divergieren des Q-Winkels von ca. 15° bei Männern und bis zu 18° bei Frauen [79, 112].

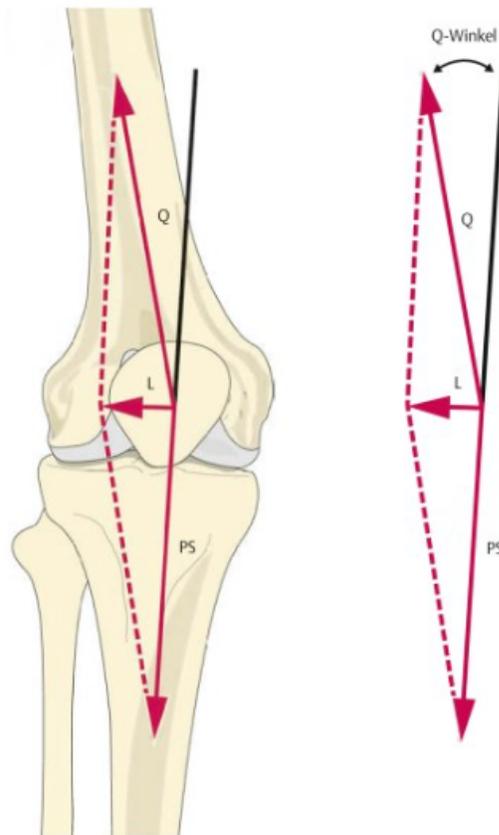


Abbildung 2.5: Q-Winkel, aus [79]

Es lässt sich folgern, dass dies u.a. ein Grund für die häufigere Inzidenz einer Patellaluxation beim weiblichen Geschlecht ist, denn mit erhöhtem Q-Winkel steigt die lateralisierende Kraft [79]. Es gilt dennoch zu beachten, dass Q-Winkel größer 20° nicht immer direkt mit einer patellofemorale Symptomatik korrelieren und außerdem weitere Faktoren wie Innenrotation des Fußes oder ein Unterschied zwischen Stehen und Rückenlage Einfluss nehmen [69]. Untersuchungen bezüglich der biomechanischen Eigenschaften des MPFL haben gezeigt, dass es als primärer passiver Stabilisator, neben anderen Strukturen, der Lateralisierungstendenz am meisten entgegenwirkt [4, 14, 29, 34, 54, 104, 120, 136, 147]. Vor allem im Bereich von 0° - 30° Knieflexion beträgt der Anteil unter den passiven Stabilisatoren 60% [34].

Des Weiteren zeigte Bicos et al., dass während Knieflexion aus 0° Streckstellung das MPFL der Patella einen sanften Eintritt in den zentralen Trochleabereich erlaubt, indem es die zuerst lateralisierte Patella nach medial zieht [18]. Genau in diesem Bereich (20°) ist die Lateralisierungstendenz am größten [132]. Senavongse et al. konnte weiterhin zeigen, dass die benötigte Kraft, bei einem mit 175 N angespannten M. quadriceps, für eine laterale Patellatranslation von 10 mm bei 20° Knieflexion mit 74 N am geringsten ist [131]. Folglich ist hier nicht nur die Luxationsgefahr am größten, sondern auch die Gegenspannung des MPFL. In seiner Studie verglichen Senavongse et al. auch die Widerstandskräfte zwischen intaktem und reseziertem MPFL zwischen 0° und 90° . Nach Durchtrennung des medialen Retinaculum zeigt sich, dass bei 0° die Differenz mit 62 N am größten ist und bei weiterer Beugung auf 13 N (20°) abnimmt [131, 147]. Resultierend kann festgehalten werden, dass die medialen passiven Strukturen und insbesondere das MPFL bei gestrecktem Knie angespannt sind und von 0° bis 20° Knieflexion den größten Anteil zur Patellastabilisierung beitragen. Bei zunehmender Flexion entspannen diese und andere Strukturen wirken einer Lateralisierung der Kniescheibe besser entgegen. [131].

Die Bandspannung, welche v.a. für die operative Rekonstruktion eine große Rolle spielt, ist abhängig von der femoralen Insertion. In diesem Zusammenhang untersuchte Steensen et al. in einer Studie die Isometrie des MPFL. Er markierte das MPFL an seiner proximalen, distalen und dazwischenliegenden patellären sowie femoralen Insertion und maß die Abstände in verschiedenen Flexionsstellungen. Das Ergebnis war, dass die femorale Insertion den

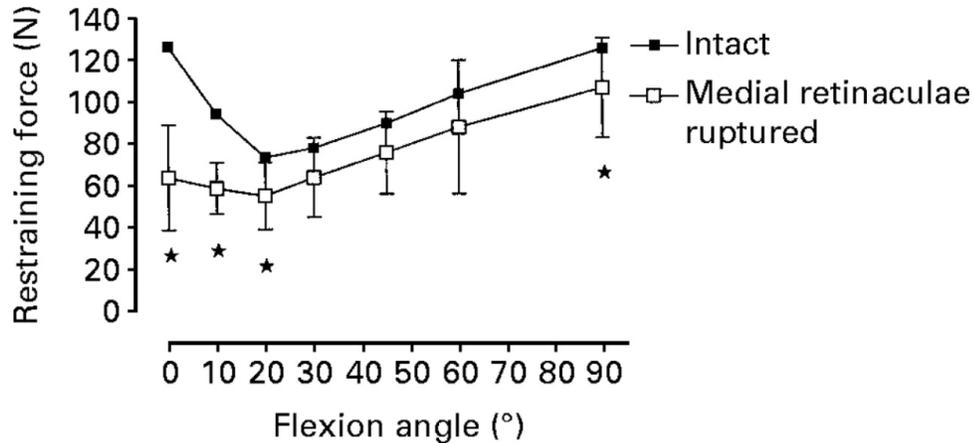


Abbildung 2.6: Biomechanik des MPFL, aus [131]

größten Einfluss auf die Isometrie hatte und das MPFL nur in Teilen annähernd isometrisch ist [143]. Andere Studien zeigten ebenfalls, dass das MPFL keinen isometrischen Punkt besitzt und bei einer Rekonstruktion auf eine anatomische femorale Insertion höchster Wert gelegt werden muss [4].

Nomura et al. prüfte darüberhinaus an Kniegelenkspräparaten, in unterschiedlichen Flexionsgraden und bei konstantem Quadricepszug, wie weit sich die Patella bei einer Kraft von 10 *N* lateralisieren lässt. Bei intaktem Knie ohne begleitende Pathologien konnte hier eine Lateralisierung von 6 *mm* und nach Durchtrennung des MPFL von 13 *mm* gefunden werden [104]. Je nach Beschaffenheit kommt es bei einer Kraftaufwendung von 200 *N* in laterale Richtung zu einer Ruptur des MPFL, welches durch eine Ankerrefixation oder durch eine primäre Naht nur unzureichend wiederhergestellt werden kann [4, 96].

2.3.3 Patellofemorale Stabilität

Im Wesentlichen gibt es drei Strukturen, die die Stabilität im patellofemoralem Gelenk maßgeblich beeinflussen. Sie lassen sich in die statischen, passiven und aktiven Faktoren untergliedern [79, 112].

Statische Faktoren

Maßgeblich für die statischen Faktoren ist die patellofemorale Kontaktfläche und insbesondere die Morphologie der Trochlea [4]. Die retropatelläre Beschaffenheit spielt bezüglich der

translatorischen Bewegung eine untergeordnete Rolle und hat mehr Einfluss auf die patelläre Rotation [3]. Wie bereits oben beschrieben, beginnt die patellofemorale Interaktion erst ab einem Beugegrad von ca. 20° und somit der stabilisierende Effekt auf die mediolaterale Beweglichkeit. Insbesondere dient die laterale Trochleafacette als anatomische Barriere gegenüber der lateralisierenden Kräfte des Quadricepsvektor. Heegard et al. zeigten ebenfalls die Dominanz der knöchernen Führung durch die Trochlea gegenüber anderer Weichteile in Bezug auf ihre stabilisierenden Einflüsse [56]. Jedoch muss differenziert werden, dass in Streckung die Kniescheibe proximal des trochleären Gleitlagers liegt und somit bis 20° Knieflexion die Beweglichkeit der Patella hauptsächlich vom medialen patellofemoralem Komplex limitiert wird [54].

Passive Faktoren

Dieser Komplex wird in drei Schichten gegliedert (siehe 2.3.1) [5, 12]. Durch sequentielle Durchtrennung dieser Strukturen, wurde ihr Anteil gegen eine Lateraltranslation der Patella in einigen Studien untersucht und eindeutig demonstriert, dass das MPFL mit 53% den größten Teil des Widerstands leistet [22, 29, 34, 54, 120]. Desio et al. zeigte zudem, dass das MPFL bereits nach erstmaliger Patellaluxation in mehr als 90% der Fälle rupturiert oder pathologisch verändert ist [34]. Hierbei stellte sich heraus, dass es bei Ruptur in 70% der Fälle zu einem Ausriss in der Nähe der femoralen Insertion kommt. Im Vergleich tritt eine intraligamentäre Ruptur nur mit 20% Wahrscheinlichkeit und eine anteriore, parapatelläre Ruptur nur mit 10% Wahrscheinlichkeit auf [22, 97].

Um eine Patellaluxation zu verhindern tragen die drei weiteren medialen ligamentären Strukturen wie folgt bei: Das mediale patellomeniskale Ligament (MPML) übernimmt 22% der Kraft, das mediale Retinakulum nur noch 11% und das mediale patellotibiale Ligament (MPTL) hat mit 5% den geringsten Einfluss [29].

Die Patella wird nicht nur von medial, sondern auch von lateral stabilisiert. Das Retinaculum patellae laterale strahlt mit seinen Fasern in proximale (Recessus suprapatellaris) und distale (Tractus iliotibialis, lateraler Meniskus und Tibia) Strukturen ein und ist somit der Gegenspieler des medialen Komplexes [129]. Paradoxerweise verhindert das laterale

Retinakulum mit 10% aber auch eine laterale Subluxation in 20° Kniegelenksflexion [34]. Gerade in dieser Position ist die Patella am anfälligsten für eine Sub- und Luxation.

Aktive Faktoren

Als fester Bestandteil des Streckapparat des Knies sind die Muskeln des M. quadriceps als aktive Faktoren der Patellastabilisierung involviert. Mit seinen vier Anteilen setzt er sehnig an den kranialen und lateralen Rändern der Patella an, von wo es sich dann als Lig. patellae bis zur Tuberositas tibiae fortführt [86]. Dadurch kontrolliert er die Zentrierung nicht nur in Flexion und Extension, sondern auch während Rotation. Eine besondere Rolle spielt der Musculus vastus medialis obliquus (VMO), der seinen Ursprung entlang der Adduktorenhöhle und des Septum intermusculare bis zum Tuberculum adductorium hat. Aufgrund seines medialen Ursprungs und seinem Ansatz der distalen Fasern am MPFL besitzt er eine effektive Zugwirkung nach medial und zentralisiert somit die Patella in der Trochlea während Flexion, aber vor allem in den letzten 15° der Extension [5, 29, 131].

Der Einfluss der Muskelkräfte auf die patellofemorale Führung ist noch nicht eindeutig geklärt. Die Ausrichtung des Kraftvektors des VMO variiert mit Flexion und erreicht erst ab 60° eine stabilisierende Wirkung in der Transversalebene und ist in 90° am größten [3, 40]. In diesen Beugegraden ist die Patella aber schon in die Notch eingetaucht und weniger abhängig von muskulären Einflüssen; nichtmal bei Vorliegen einer Trochleadysplasie [3, 40, 55].

Zusammenfassend bleibt zu erwähnen, dass Muskeln nicht darauf ausgelegt sind, die statischen und passiven Faktoren zu kompensieren und sie für einen stabilisierenden Effekt aktiviert sein müssen, da der Faserverlauf alleine eine Lateralisierung nicht verhindern kann [124]. Als Stabilisator haben die aktiven Faktoren einen inkonsistenten Effekt auf die patellofemorale Kinematik [124].

2.3.4 Patellofemorale Pathologien

Trochleadysplasie:

Die Trochleadysplasie als eine der bedeutendsten Risikofaktoren im Rahmen von Patella-luxation wurde bereits 1802 von Richerand beschrieben und ist auch noch heute mit 85-96%

verantwortlich für die symptomatische patellofemorale Instabilität [33]. In einem normalen Kniegelenk gleitet die Patella ab 20° - 30° in den Sulcus der Trochlea ein und wird somit durch ihre anatomische Beschaffenheit, insbesondere durch die höher stehende laterale Facette, stabilisiert [94, 131]. Sobald sich der Sulcuswinkel vergrößert und die Höhe der medialen und lateralen Facette reduzieren kommt es nicht nur zu einer veränderten Kinematik der Patella bei Kniebeugung, sondern auch zu einer deutlichen Zunahme der lateralisierenden Kräfte, bei verminderter knöcherner Barriere [41]. Dejour et al. veröffentlichte nach diversen Studien die heute gängige Klassifikation der Trochleadysplasie [31, 33]. Diese unterschied zunächst drei Grade anhand des crossing sign mit Hilfe von exakt seitlich aufgenommenen Röntgenbildern, auf denen die posterioren Kondylen genau übereinander liegen. Dieses Zeichen beschreibt den Schnittpunkt des tiefsten Punkts der Trochlea mit dem vordersten Punkt der lateralen Kondyle und ist ein sicheres Dysplasiezeichen. Später wurde die Diagnostik um eine axiale CT-Bildgebung und zwei neue Zeichen, der Doppelkontur und dem supratrochlearen Sporn, erweitert und somit zu einer vierstufigen Klassifikation (A-D) komplettiert.

Typ A beschreibt eine abgeflachte Trochlea mit crossing-sign im seitlichen Röntgenbild bei noch erhaltener Symmetrie und Konkavität des Sulcus.

Typ B weist bereits eine zunehmende Abflachung oder sogar einen supratrochlearen Sporn auf, bei dem sich der tiefste Punkt der Trochlea im seitlichen Strahlengang vor dem anterioren Femurkortex projiziert.

Typ C zeichnet sich durch eine Asymmetrie der trochlearen Facette mit ausgeprägter Hypoplasie mediallyseitig und Konvexität laterallyseitig aus, die im axialen CT-Schnitt zu erkennen sind. Außerdem ist aufgrund o.g. Veränderungen neben dem „crossing-sign“ nun auch eine Doppelkontur im lateralen Röntgenbild vorhanden.

Typ D vereint alle vorher aufgeführten Veränderungen in noch stärkerer Ausprägung. Bei gleichzeitigem Vorliegen der Doppelkontur und des supratrochlearen Sporns spricht man, bei Betrachtung der axialen CT-Bildgebung, vom „cliff-sign“, das einen steilen lateralen Abhang darstellt.

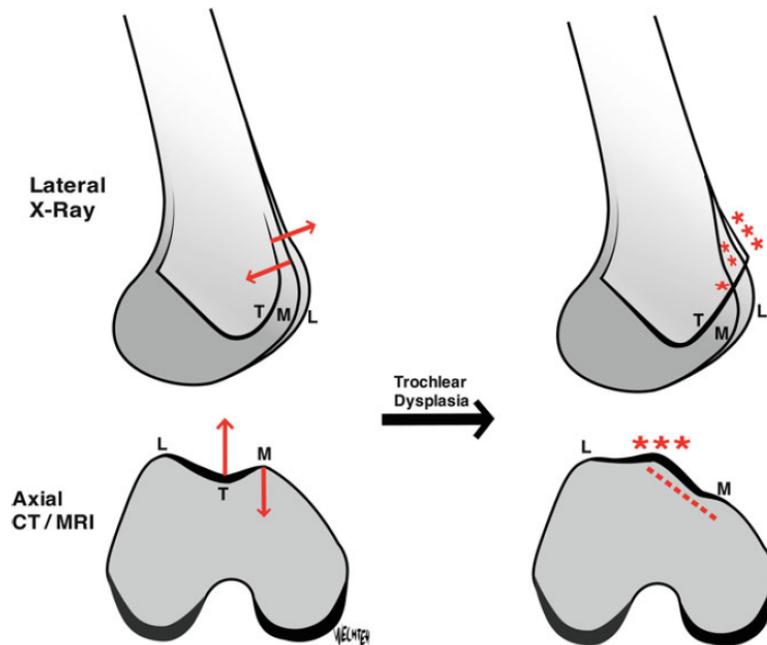


Abbildung 2.7: Trochleamorphologie: Der sulcus (T) sollte posterior der medialen (M) und lateralen (L) Kondylenlinie liegen. Bei zunehmendem Sulcuswinkel kommt es zu einer vermehrten Abflachung (Pfeil nach anterior) und somit zum crossing sign (Stern) oder auch zum sog. Sporn (drei Sterne). Bei hypoplastischer medialen Kondyle (Pfeil nach posterior) kommt es zum sog. Doppelkonturzeichen (zwei Sterne). Bei Vorliegen eines Sporns und der Doppelkontur kommt es im axialen CT/MRT zu einem steilen lateralen Abhang, dem cliff-sign (gestrichelte Linie) [162]

Patella Tilt:

Als Patella Tilt beschreibt man die Verkipfung der Patella nach lateral bzw. die Anhebung des medialen Patellapols. Werden hierbei 20° in der Frontalebene überschritten, gilt dies als pathologisch und kann auch als Korrelat zu einer Trochleadysplasie angesehen werden [33]. Der patellare Tilt wird zum einen als mögliche Ursache für eine erhöhte Luxationstendenz, mehr aber als Symptom der patellofemorale Instabilität angesehen [47]. Laut Dejour et al. [33] liegt der Verkipfung eine Dysplasie des M. quadriceps femoris zugrunde. Aber ebenso können ein zu straffes laterales Retinakulum, eine erhöhte Laxizität des MPFL oder ein Kniegelenkserguss Ursache dafür sein.

Patella alta:

Der Kniescheibenhochstand bezeichnet eine Lageanomalie, bei der die Patella verhältnismäßig zur Trochlea zu weit proximal liegt und dadurch eine geringere knöcherne Stabilisierung besitzt, da sie erst verspätet in die trochleäre Grube eintaucht und damit auch anfälliger für eine strecknahe Luxation nach lateral ist. Ätiologisch kann eine Patella alta idiopathisch oder auch sekundär, z.B. nach einem Trauma wie einer Patellasehnenruptur, auftreten. In jedem Fall stellt sie einen signifikanten Risikofaktor für eine patellofemorale Instabilität dar [33, 160]. Um einen Patellahochstand zu verifizieren, können anhand einer seitlichen Röntgenaufnahme der Insall-Salvati-Index (ISI), Blackburne-Peel-Index und der Caton-Deschamps-Index (CDI) angewendet werden [1, 114]. Sie unterscheiden sich in ihren anatomischen Bezugspunkten wie auf Abbildung 2.8a zu sehen ist. Eine neuere Quantifizierung anhand von MRT-Bildern, die sich an Knorpel- und nicht an Knochenstrukturen orientiert, ist die von Biedert und Albrecht und stellt momentan die genaueste Messmethode dar [114]. Hier wird bei entspanntem und gestrecktem Kniegelenk die Länge der Überlappung der patello-femorale Gelenkfläche gemessen und in das Verhältnis zur patellaren Gelenkflächenlänge gesetzt (siehe Abbildung 2.8b).

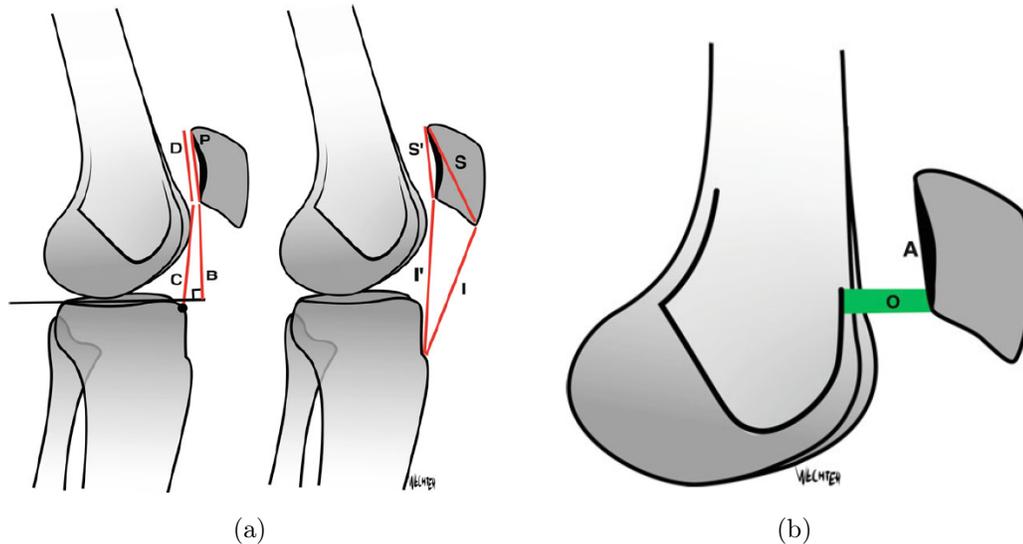


Abbildung 2.8: (a) Caton-Deschamps-Index = C/D , Blackburne-Peel-Index = B/P . Insall-Salvati-Index = I/S , modifizierter Insall-Salvati-Index = I'/S' ; (b) Patellotrochlearer-Index nach Bieder und Albrecht = O/A [162]

TT-TG-Abstand, Beinachse und Rotationsfehlstellungen:

Der TT-TG-Abstand wurde von Dejour et al. beschrieben und beschreibt die Strecke zwischen der Mitte der Tuberositas tibiae und dem tiefsten Punkt des femoralen Sulcus in zwei axial übereinander projizierten CT- oder MRT-Schnittbildgebungen, wobei die Schnittpunkte senkrecht zu einer gedachten Linie der posterioren Kondylenebene stehen (siehe Abbildung 2.9) [33, 78, 123]. Physiologische Abstände sind im Bereich von 15 - 20 mm. Eine Distanz von $>20\text{ mm}$ wird folglich als pathologisch angesehen. Jedoch werden diese Werte in der Literatur auch unterschiedlich beschrieben [33]. Dies kann beispielsweise durch eine Trochleadysplasie, vermehrte femorale Antetorsion oder vermehrte Außenrotation der Tibia vorliegen.

Der TT-TG-Abstand wirkt sich ebenso direkt auf den bereits oben beschriebenen Q-Winkel (Abbildung 2.5) und somit auf die lateralisierenden Kräfte der Patella aus. Gerade bei femoraler Antetorsion wird der Fuß kompensatorisch nach außen gedreht und der Q-Winkel sowie der patellofemorale-Anpressdruck erhöht [121]. Das resultiert nicht nur in eine gesteigerte

Luxationstendenz, sondern auch in Schmerzen [138]. Weiterhin führt auch eine valgische Beinachse zur Verstärkung des Q-Winkels und einem Patellamaltracking [122]. Bereits wenige Grade genügen um eine Lateralisierung und einen patellaren Tilt zu bewirken [46].

Patellatypen und -dysplasien:

In diesem Rahmen muss auch noch auf die unterschiedlichen Patellatypen eingegangen werden. Wie in Kapitel 2.3.2 bereits aufgeführt ist die Funktion des patello-femorales Gelenks ein komplexes Zusammenspiel statischer und dynamischer Stabilisatoren. Eine veränderte Patellaform hat nicht zwingend einen pathologischen Stellenwert und wird nicht als Auslöser für eine Patellaluxation oder -instabilität angesehen [59]. Sie kann die Kinematik des

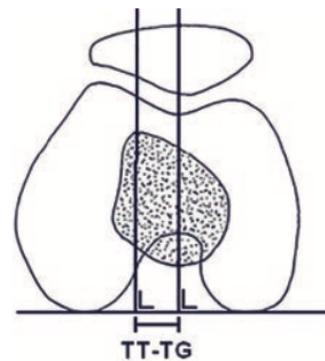


Abbildung 2.9: TT-TG-Abstand [153]

Kniegelenks nichtsdestotrotz unphysiologisch beeinflussen und eine Instabilität begünstigen [59, 92]. Auf Abbildung 2.10 ist die Einteilung in vier Grade nach Wiberg [163, 164] zu erkennen, morphologisch basierend auf einer Röntgen Defilee-Aufnahme. Während die Grade eins bis drei noch der normalen Form zuzuschreiben sind, zählt man Grad vier und die Sonderformen zu den Dysplasien [92]. Die wohl bekannteste Dysplasie ist die Jägerhut-Patella, die sich durch ein völliges Fehlen der medialen Facette auszeichnet.

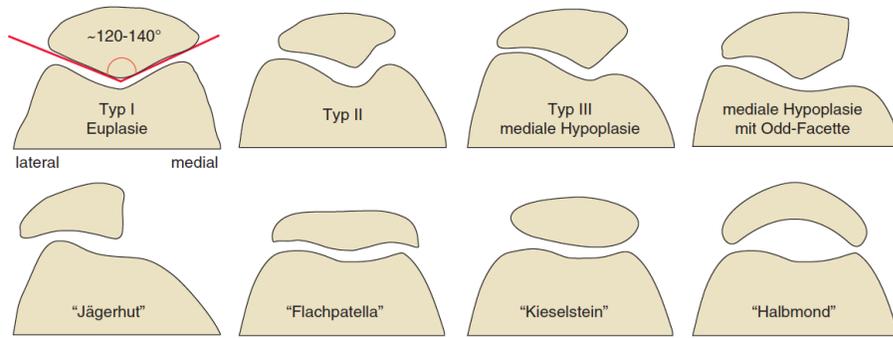


Abbildung 2.10: Modifizierte Darstellung der Patellatypen nach Wiberg [115].

2.3.5 Therapieformen der patellofemorale Instabilität

Konservative Therapie:

Nach Patellaerstluxation erfolgt in den meisten Fällen eine spontane Reposition, sodass nur ein Teil der Patienten mit luxierter Patella in der Klinik eintreffen [93]. In jedem Fall sollte die Reposition so schnell wie möglich erfolgen und eine Schmerzentlastung in Form von temporärer Ruhigstellung in einem Gips- oder Knieimmobilisationsschiene, Kühlung oder bei Hämarthros durch Kniegelenkspunktion, herbeigeführt werden [7, 166]. Die Unfallanamnese kann häufig schon wertvolle Hinweise auf eine zugrundeliegende Pathologie geben. Sofern nach bildgebender Diagnostik kein Nachweis einer osteochondralen Fraktur, Beschädigung des MPFL, VMO oder dem M. adductor magnus und Lateralisierung der Patella bei kontralateral normaler Position der Patella vorliegt, kann zunächst mit einer konservativen Therapie begonnen werden [144].

Risikofaktor	Punkte
Alter	
>16 Jahre	0
≤ 16 Jahre	1
kontralaterale Instabilität oder bekannte Bindegewebserkrankung (zb. Ehlers-Danlos)	
nein	0
ja	1
Trochleadysplasie	
nein	0
leicht (Typ A)	1
schwer (Typ B-D)	2
Patellahöhe nach Insall Salvati	
≤ 1.2	0
> 1.2	1
TT-TG Abstand (mm)	
< 16	0
≥ 16	1
Patella Tilt (°)	
≤ 20	0
> 20	1
Gesamtpunktzahl	7

Abbildung 2.11: PIS-Score [11]

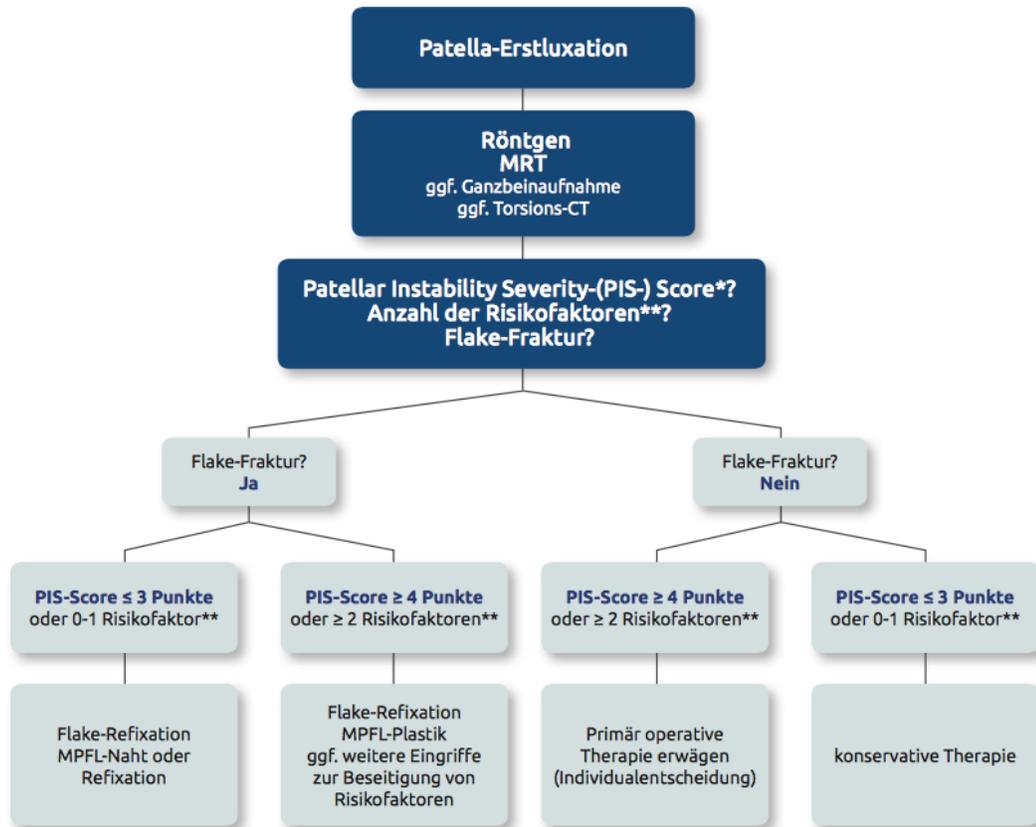
Anhand des Patellar Instability Severity Score (PIS-Score) kann die Wahrscheinlichkeit für

eine Relaxation und die Entscheidung pro oder contra konservativer Therapie erwogen werden (Abbildung 2.11)[11].

Jaquith and Parikh haben das zu erwartende Relaxationsrisiko basierend auf der Anzahl vorliegender Risikoaktoren quantifiziert. Hierbei berücksichtigt wurden folgende Risikofaktoren: Trochleadysplasie, kontralaterale Luxation, offene Wachstumsfugen und Caton-Deschamps Index >1.45 . Bei keinen vorhandenen Risikofaktoren betrug das Risiko einer erneuten Luxation 13,8%, bei einem 30,01%, bei zwei 53,6%, bei drei 74,8% und bei vier Risikofaktoren 88,4% [67].

Die Methoden der konservativen Therapie bei diesem Krankheitsbild umfassen verschiedene Maßnahmen, die zu einer Besserung des Leidensdruck führen können. Laut S1-Leitlinie der AWMF von Juni 2014 [66] erfolgt nach Immobilisation für wenige Tage eine Umstellung auf eine 4-Punkt-Hartrahmen-Orthese mit stufenweise limitiertem Bewegungsausmaß für einen Zeitraum für sechs Wochen mit anschließendem Übergang in eine funktionelle Nachbehandlung. Diese setzt sich aus Physiotherapie, mit dem Kerngebiet des Stabilisationstrainings sowie dem Tragen von Tapeverbänden oder Schienen („bracing“), aber auch Lifestyleveränderungen wie Gewichtsreduktion oder das Anpassen von speziell angefertigten Schuheinlagen, die die Symptomatik verbessern und das Gangbild normalisieren, zusammen. Mithilfe der Physiotherapie sollte insbesondere der VMO, die Hüftadduktoren und die Glutealmuskulatur, die für die Hüftausßenrotation zuständig ist, gekräftigt sowie die Propriozeption trainiert werden.

Nichtsdestotrotz wird bei konservativer Behandlung ein Rezidivrisiko von 15-50% beschrieben [118, 167], daher sollten Patienten eingehend über damit verbundene Risiken und Gefahren aufgeklärt werden. Longo et al. zeigte, dass in einem Nachschauintervall von fünf Jahren operativ versorgte Patienten eine signifikant niedrigere Relaxationsrate und ein klinisch besseres Outcome haben, langfristig (mehr als fünf Jahre) jedoch die Ergebnisse beim Kujala score [81], der subjektive Symptome und funktionelle Einschränkungen umfasst, gleich waren [89]. Andere Studien zeigten ähnliche Ergebnisse, sodass letztlich eine ausführliche individuelle Beurteilung jedes einzelnen Patienten zu treffen ist [7, 20]. Nikku et al. machte beispielsweise weibliche Patientin unter 15 Jahren als besondere Problemgrup-



*Which Patellae are likely to redislocate? Balcarek et al. KSSTA 2014
 **Predictors of recurrent patellar instability in children and adolescents after first-time dislocation. Jaquith and Parikh, J Pediatr Orthop, 2015

Abbildung 2.12: Behandlungs-Algorithmus bei Patella-Erstluxation [1]

pe bei konservativer Therapie aus [100]. Eine gute Orientierung zum diagnostischen und therapeutischen Vorgehen ist auf Abbildung 2.12 [1] dargestellt.

Operative Therapie:

Bei Versagen der konservativen Therapie, rezidivierenden Luxationen oder bei anderen vorliegenden Indikationen zur Operation, bieten sich eine Fülle an Möglichkeiten mit dem Ziel die patellofemorale Stabilität und Schmerzfreiheit, ohne Veränderung der Kinematik, wiederherzustellen. In der Literatur werden mehr als 130 Techniken beschrieben [103]. Wie in 2.3.4 beschrieben sind die Ursachen multifaktoriell und so ergibt sich eine Vielfalt an operativen Möglichkeiten, die von Osteotomien (zur Verbesserung des Q-Winkels) über rein weichteilige Eingriffe bis hin zur Trochleoplastik reichen [158]. Somit können die Eingriffe anhand der stabilisierenden Faktoren des patellofemorales Gelenks in drei Gruppen unterteilt

werden. Es wird entweder eine Korrektur des Alignments der aktiven Stabilisatoren, der statischen Komponenten oder eine Rekonstruktion der passiven Stabilisatoren angestrebt (siehe 2.3.3). Unter Berücksichtigung dieser Vielschichtigkeit und der individuellen Gegebenheiten der Patienten zeigt sich, dass momentan keine Operationsmethode eine klare Überlegenheit gegenüber anderen Methoden darstellt [139].

Laut S1-Leitlinie [66] stellen osteochondrale Flakefrakturen, eine nicht retinierbare Patellarluxation und die Luxationsfraktur eine absolute OP-Indikation dar. Ein vollständig rupturiertes MPFL bzw. mediales Retinaculum, eine Subluxationsstellung im Seitenvergleich, chondrale Flake-Fraktur, freie Gelenkkörper, rezidivierende Luxationen und das Versagen der konservativen Therapie sind relative OP-Indikationen und Verlangen eine genaue Analyse, Diagnostik und Planung des Vorgehens.

- Lateral Release

Beim Lateral Release ist die Zielsetzung die Zugkraft des lateralen Retinakulums auf die Patella zu reduzieren. Der Eingriff kann offen und arthroskopisch durchgeführt werden und ist v.a. bei erhöhtem lateralem Anpressdruck und zu straffem lateralem Retinaculum indiziert. „Vor ca. 20 Jahren war das laterale Release eine alleinstehende chirurgische Therapie der instabilen Patella, weil man glaubte die im Röntgen oder MRT sichtbare Verkipfung der Patella (tilt) durch diesen Eingriff korrigieren zu können“ [1]. Neuere biomechanische Studien konnten jedoch zeigen, dass dieses Verfahren den gegenteiligen Effekt hat und destabilisierend auf die Patella wirkt [28, 106]. Neben einer vermehrten Instabilität nach medial und lateral, einer möglichen Quadricepsatrophie fällt auch eine Weichteilbarriere weg, die normalerweise extensionsnah gegeben ist. Als alleiniger Eingriff ist das lateral release daher obsolet [107, 122]. Eine Modifikation im Sinne einer operativen Verlängerung des lateralen Retinakulums weist diese Komplikationen hingegen nicht auf und kann als additive Maßnahme in Betracht gezogen werden [1]. Allerdings kann gerade in Kombinationseingriffen ein additives laterales Release bzw. Verlängerung zwingend notwendig sein, um die Patella überhaupt wieder zentrieren zu können [2].

- Transfer der Tuberositas tibiae

Bei erhöhtem Q-Winkel oder einer Patella alta wird der Tuberositastransfer nach medial und distal als zusätzlicher Stabilisationseingriff in Erwägung gezogen [33, 80]. Die Orientierung für Indikation und das Ausmaß der Korrektur erfolgt anhand des TT-TG-Abstands ($> 20 \text{ mm}$) und des Caton-Dechamps-Index ($> 1,3$) (siehe 2.3.4). Bei beiden Varianten kommt es zu einem kompletten knöchernen Ablösen der Tuberositas durch eine tangentielle Osteotomie und anschließende Refixation mittels Schrauben [1]. Eine ausreichende Stabilisierung v.a. in Extension kann durch diesen Eingriff jedoch häufig nicht erreicht werden, sodass in der Regel immer auch eine Rekonstruktion des MPFL nötig ist [2, 19, 106].

- Trochleoplastik

Für Patienten, deren Ursache für eine PFI eine höhergradige Trochleadysplasie ist, muss ggf. ein sehr aufwendiger und komplexer Eingriff vorgenommen werden - eine Trochleoplastik. Das Ziel ist den zentralen Trochleasulcus abzusenken und zu lateralisieren, um den Q-Winkel zu minimieren und durch die laterale Trochleafacette eine statische Barriere gegen diesen Kraftvektor zu erschaffen, ohne dass sich der patellofemorale Anpressdruck erhöht [32, 94]. Dies wird durch das Ablösen einer subchondralen Knochenlamelle mit anschließendem Anmodellieren des darüber liegenden Knorpels erreicht. Aber auch hier persistiert in vielen Fällen eine strecknahe Instabilität und verlangt daher eine Kombination mit einer MPFL-Plastik [126].

- Rotationsosteotomie

Als Kombinationseingriff hat die derotierende Femurosteotomie über die letzten Jahre an Bedeutung gewonnen [35], wobei die publizierten Fallzahlen bis heute noch sehr gering sind. Die Indikation wird v.a. bei vermehrter Antetorsion des Femurs und Instabilitäten in höheren Flexionsgraden gestellt. Neben den anderen Risikofaktoren gilt eine femorale Antetorsion von $25^\circ - 30^\circ$ als pathologisch und sollte ggf. auf ein physiologisches Maß korrigiert werden [1]. Besonders wichtig ist auch die tibiale Torsion zu messen und wenn erforderlich eine Doppelosteotomie durchzuführen, um ein pathologisches Gangbild zu vermeiden [1].

- MPFL-Rekonstruktion

Im Gegensatz zu den oben genannten Operationsmethoden ist die MPFL-Rekonstruktion nicht nur ein Kombinationseingriff, sondern wird häufiger auch isoliert durchgeführt [1, 6, 18, 36, 62, 97, 116, 119, 151, 158]. Neben den zahlreichen publizierten Techniken ist die anatomische Rekonstruktion mit einer autologen Gracilissehne am weitesten verbreitet und stellt eine ausgezeichnete Option zur Wiederherstellung der PFI bei Patienten mit chronischer MPFL-Insuffizienz, milder Trochleadysplasie (Typ A nach Dejour) und ansonsten fehlender statischer Risikofaktoren dar [29, 54, 84, 89, 128, 158, 161]. Hierdurch zeigten sich geringere Reluxations- und Revisionsraten, hohe Patientenzufriedenheit, Verbesserung der Funktionalität und kniespezifischer Scores [27, 109, 125]. In dieser Dissertation wurde die Rekonstruktion angelehnt an die Methode nach Schöttle [128] durchgeführt.

Hierbei werden Transplantatenden, über zuvor angelegte Bohrkanäle, in den patellaren MPFL-Ansatz gezogen und mit zwei Fadenankern fixiert. Anhand eines streng seitlichen Röntgenbildes, kann die anatomische femorale Insertion (siehe 2.3) bestimmt werden und das blinde Transplantatende mit einer Biokompressionsschraube fixiert werden (siehe Abb. 2.13) [128]. Die detaillierte operative Vorgehensweise wird unter 3.4 beschrieben.

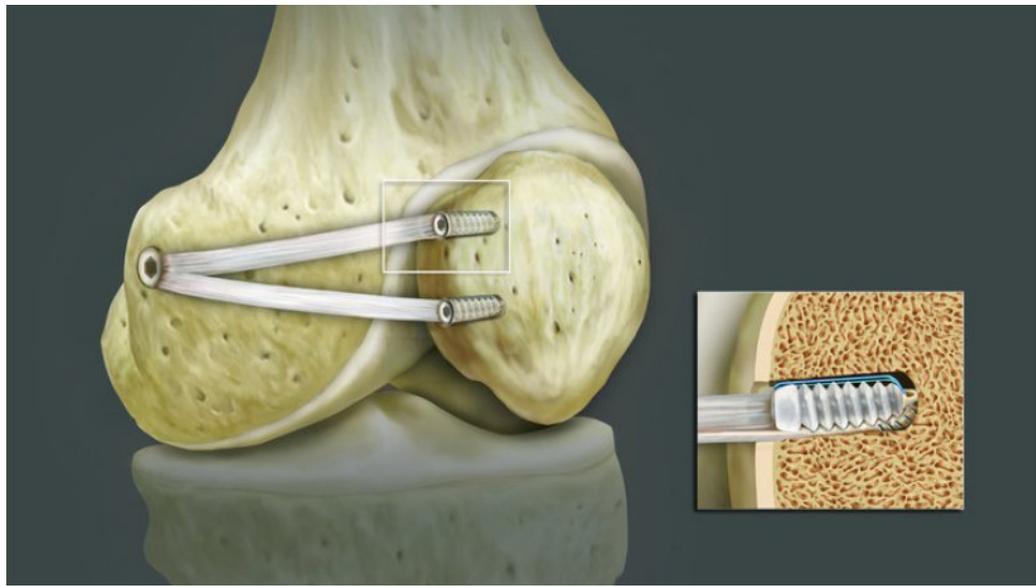


Abbildung 2.13: Beispiel MPFL-Rekonstruktion [124]

Kapitel 3

Material und Methodik

3.1 Studienaufbau

In dieser biomechanisch-experimentellen Studie wurden die Untersuchungen an 12 Kniegelenkspräparaten durchgeführt, von denen acht rechte und vier linke waren. Die Längen des Femurs und der Tibia betragen jeweils ca. 30 *cm*. Relevante Krankheiten, Dysplasien, Operationen am Knie und Osteoporose bzw. Unterschiede der knöchernen Beschaffenheit konnten im voraus makroskopisch und durch Knochendichtemessungen ausgeschlossen werden.

Für die Präparation wurde das jeweilige Testobjekt über 24 *h* im voraus zum Auftauen herausgelegt. Nach Erreichen von Raumtemperatur wurde das Knie in eine spezielle Haltevorrichtung (siehe Abbildung 3.1) eingespannt. Hierfür muss der proximale Abschnitt des Femurs von Muskeln und Bindegewebe mittels Präparierschere und Skalpell gelöst und in das Stahlrundrohr (2, Abbildung 3.1) eingeführt werden. Über die Rohrlöcher wurden zwei Gipsplattenschrauben in den Femur gebohrt und das Knie somit rotationsstabil fixiert.

Zur adäquaten dynamischen Messung der definitiven Winkelgrade im Kniegelenk wurde ein digitales Winkelmessgerät benutzt, das zuvor mittels Knie-Navigation (Stryker) validiert wurde [90, 171]. Zur Anbringung erfolgte ein ca. 10 *cm* langer, tiefer und knochenfreilegender Schnitt an der distalen Tibiavorderkante mit einem Skalpell. Das Winkelmessgerät ist an einem mit Löchern bestückten Winkelprofil befestigt, dessen anderes Ende nun mit einer Gipsplattenschraube an der Tibia festgebohrt wird. So stellt es eine Verlängerung der Tibia dar und erlaubt die Ablesung des Flexionsgrades des Kniegelenks zu jeder Zeit.

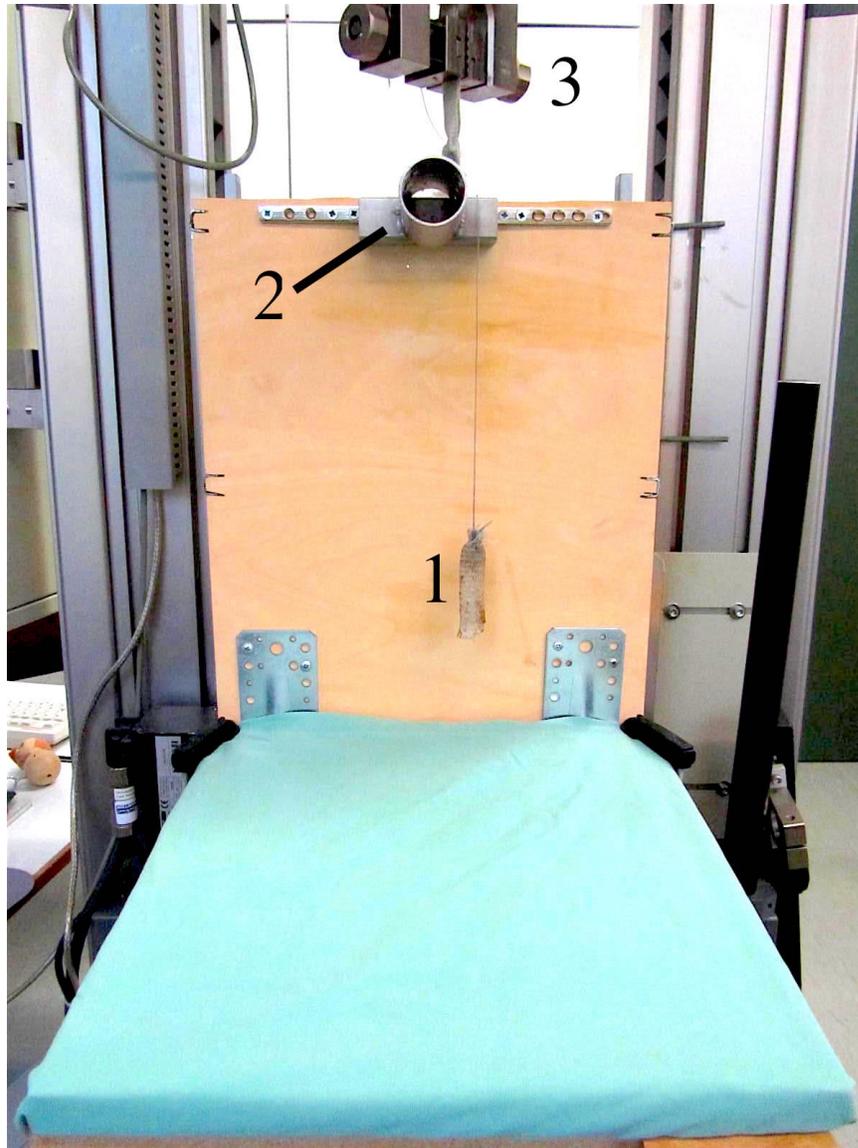


Abbildung 3.1: Haltevorrichtung

Um den Versuchsaufbau zu vervollständigen, inzidiert man mit dem Skalpell die Haut und das Fettgewebe ca. 2 cm proximal der Patella, über dem M. quadriceps femoris und legt diesen dadurch frei, wodurch die Quadricepssehne zum Vorschein kommt. Diese wird an einem 1,5 cm · 5 cm großen Rolladengurt mit einem nicht resorbierbaren Faden (Fiber-Wire; Arthrex, Naples, FL) mittels „whipstitch Technik“ festgenäht (1, Abbildung 3.1). Das proximale Ende des Rolladengurtes ist ebenfalls mit einem nicht resorbierbaren Faden an die bewegliche Traverse angeschlossen (3, Abbildung 3.1). Ein zusätzliches Metallgerüst mit

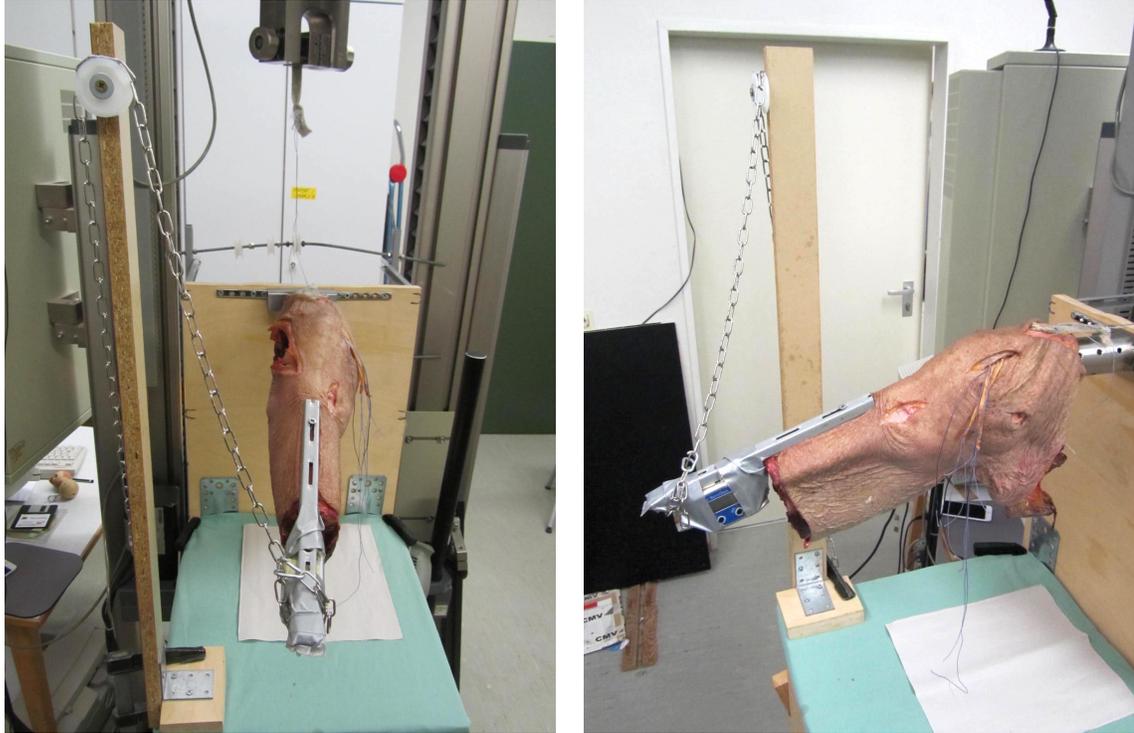
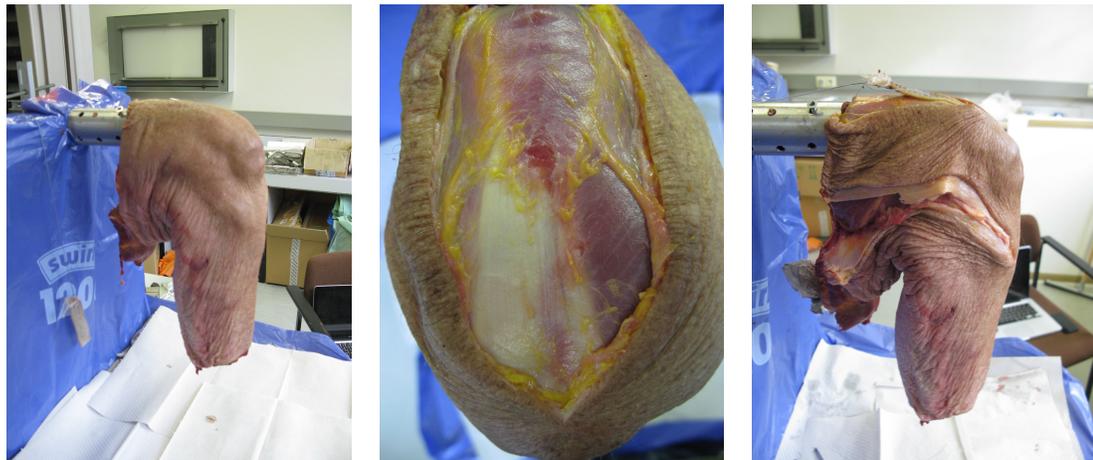


Abbildung 3.2: Winkelmessgerät

installierter Umlenkrolle erlaubt einen konstanten, horizontalen und unverfälschten Zug auf die Quadricepssehne, von der senkrecht ziehenden Traverse, zu übertragen.



(a) Eingespanntes Präparat in der Haltevorrichtung

(b) Darstellung der Sehne des M. rectus femoris

(c) Befestigung des M. rectus femoris

Abbildung 3.3: Installation des Versuchsaufbau

Über die Software der Materialprüfmaschine kann nun eine isometrische Kontraktion des M. quadriceps in beliebiger Stärke simuliert werden. Für die Messungen wurde ein konstanter

Zug von 50 N gewählt, orientiert an einer leichten physiologischen Muskelvorspannung wie sie sich auch bei einem realen Luxationsereignis darstellt. Außerdem zeigte sich bei 50 N ein idealer Anpressdruck im PFG und somit eine gute Auswertbarkeit der TekScan-Daten, die sich ebenfalls in anderen Arbeiten bewährt hat [90]. Nach einem Testlauf zur Überprüfung der ausreichenden Fixierung am Muskel folgt die weitere Präparation zur Installation der Druckmessfolie zwischen Patella und Femurkondylen. [87]

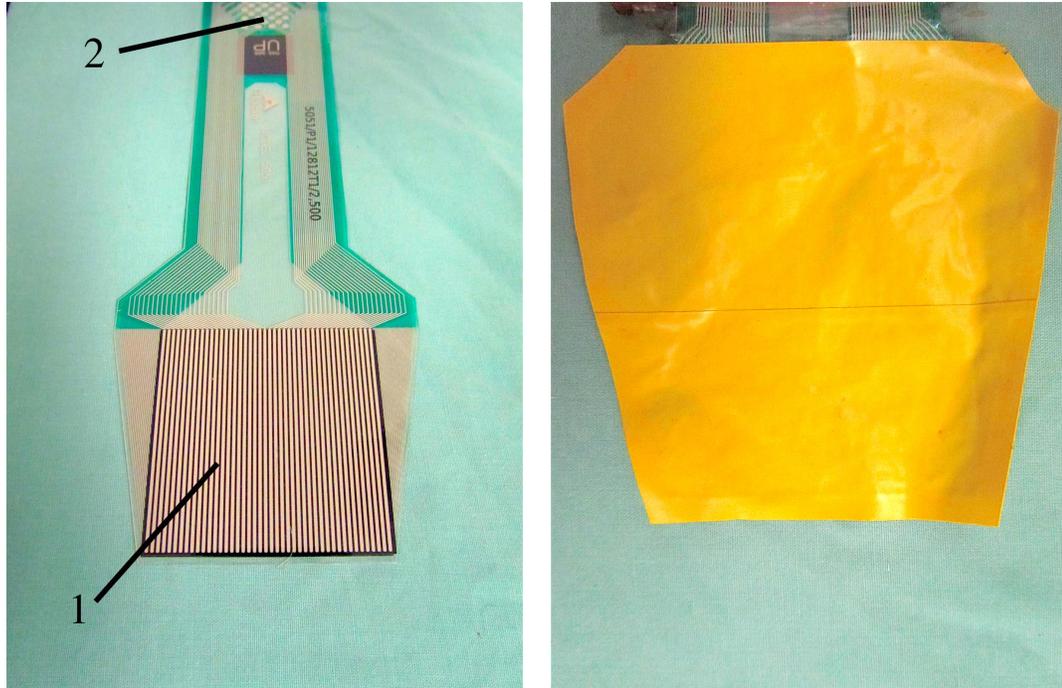
3.2 Material-Prüfmaschine Z020

Die in dieser Studie verwendete Material-Prüfmaschine Z020 der Firma Zwick/Roell (Ulm, Deutschland) ist konzipiert für Zug, Druck- und Biegeversuche, Scherung sowie Torsion. Kräfte von bis zu 20 kN und eine Traversengeschwindigkeit von 0,0005 mm/min bis 1000 mm/min sind möglich. Belastungen lassen sich stufenweise einstellen, in gewünschten Zyklen wiederholen und werden parallel aufgezeichnet. Für die Versuchsdurchführung wurde die Materialprüfmaschine zum einen zur Kalibrierung der Tek-Scan-Druckmessfolie, zur Anlage des konstanten Muskelzugs am M. rectus femoris und zur Stabilitätsüberprüfung der Transplantate verwendet.

3.3 Installation der Druckmessfolie

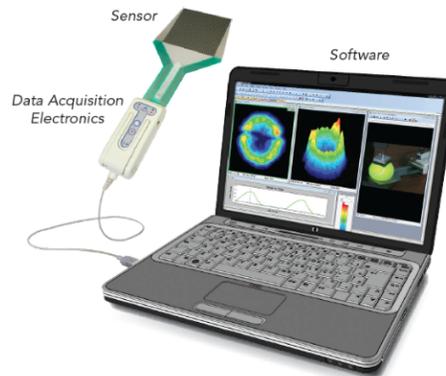
Ein grundlegendes Element der Messung ist die I-Scan Druckmessfolie der Firma TekScan (Abbildung 3.4a). Es handelt sich hierbei um ein System, welches den auf die Folie ausgeübten Druck über das sogenannte „Evolution Handle“ (siehe Abbildung 3.4c) in Echtzeit an einen angeschlossenen Computer überträgt und wiedergibt. Das verwendete Model 5051 hat einen Messbereich von 0-172 kg/cm^2 , eine Auflösung von 0,7 kg/cm^2 und eine Größe von 56 $mm \cdot 56 mm$. 62 Sensoren (1, Abbildung 3.4a) zeichnen während der Messung die Druckveränderungen auf.

Die Messfolien werden mit ihrer schmalen Seite (2, Abbildung 3.4a) in das Evolution Handle eingeführt und festgeklemmt. Es ist über einen USB 2.0 Anschluss mit einem Computer verbunden und ermöglicht eine Lesegeschwindigkeit von bis zu 100 Hz (Abbildung 3.4c).



(a) TekScan Druckmessfolie nativ

(b) TekScan Druckmessfolie beklebt



(c) I-Scan System, aus [150]

Abbildung 3.4: TekScan und I-Scan System

Für die retropatelläre Fixierung und zum Schutz vor Beschädigung wird die Folie mit Gaffa-Tape überklebt (Abbildung 3.4b). Wichtig ist hierbei überstehende Ränder von einem Zentimeter zu belassen. Nachfolgend muss die Folie mit der zugehörigen Software namens I-Scan kalibriert, equilibriert und mehrfach mit 300-500 N konditioniert werden. Die Kalibrierung ermöglicht den Wert, der von den Sensoren gemessen wird, in tatsächliche Einheiten wie PSI und g/cm^2 umzuwandeln. Die Equilibration kompensiert leichte Unterschiede, die die Sensibilität der Sensoren betrifft. Die Kalibrierung erfolgt ebenfalls über die Material-

prüfmaschine der Firma Zwick/Roell. Hierfür wird die Folie zwischen zwei Holzspanplatten so belastet, dass alle Sensoren die gleiche Aktivität aufzeigen. Nach erfolgreicher Kalibrierung und Equilibration kann die Folie im patellofemorale Gelenk fixiert werden.

Hierfür wird eine ausgedehnte laterale Arthrotomie von dem latero-proximalen Ende des Oberschenkels über den lateralen Kondylus bis zur Tuberositas tibiae durchgeführt. Anschließend müssen die Muskeln vom Femur gelöst werden, wobei das laterale Seitenband intakt bleibt. Diese Präparation erlaubt ein Um- bzw. Aufklappen der Patella und somit den Blick auf das offene Kniegelenk. Die zuvor erwähnten überstehenden Ränder des Klebebands, mit dem die Druckmessfolie überklebt ist, ermöglichen es diese mit einem No. 2 Ethibond Faden retropatellär im Gewebe festzunähen (siehe 3.5), ohne dabei die Sensoren zu beschädigen.



Abbildung 3.5: Darstellung der retropatellaren Gelenkfläche mit Möglichkeit der Fixation der TekScan-Folie

Nach Zurückklappen der Patella und der dazugehörigen Strukturen folgt eine Kontrolle der richtigen Positionierung der Druckmessfolie durch flektieren und extendieren des Kniegelenks unter Echtzeitaufzeichnungen am Computer. Abschließend wird der laterale Schnitt schichtweise anatomisch verschlossen. In Folge wurden zuerst Messungen mit intaktem nativen und darauffolgend mit durchtrenntem MPFL durchgeführt. Hierfür wurde mit einem ca. 3 cm parapatellaren Schnitt das MPFL dargestellt und mit höchster Sorgfalt unter Erhaltung der Gelenkkapsel durchtrennt. Hierbei wurde ebenso darauf geachtet keine Fasern des M. vastus medialis stehen zu lassen. Erst dann erfolgten die jeweiligen anatomischen Rekonstruktionen mittels Gracilissehne, analog zur Operationstechnik nach Schöttle, die im Folgenden genauer beschrieben wird.

3.4 Rekonstruktion des MPFL in Doppelstrangtechnik

Um an das gewünschte Transplantat zu gelangen erfolgte zunächst ein leicht schräg verlaufender, ca. 2 - 3 cm langer Hautschnitt über dem Pes anserinus mit Durchtrennung und Präparation durch das Fettgewebe und der Sartoriusfaszie. Hier lässt sich die Sehne des M. gracilis darstellen und wird an ihrem tibialen Ende scharf vom Knochen getrennt und mit einem Sehnenstripper nach proximal herausgelöst. Anschließend wird das Transplantat stumpf von Muskelgewebe befreit und auf einem Sehnenpräparationssystem mittels sogenannter Baseball-Naht-Technik mit einem nicht resorbierbaren Faden (FiberWire; Arthrex, Naples, FL) an beiden Enden armiert. Das Transplantat hatte in der Regel eine Länge von $19\text{ mm} \pm 2$.

Über den vorher getätigten Schnitt zum Durchtrennen des MPFL wurde erneut der mediale patellare Rand dargestellt und bedarfsweise angefrischt (unter Zuhilfenahme eines Luers oder Skalpells). Unter Durchleuchtung wurden zwei K-Drähte parallel zueinander sowie parallel zur Patellarückseite in die proximale Hälfte der Patella platziert und darauffolgend mit einem 4,5 mm Bohrer auf eine Länge von 25 mm überbohrt. Es wurde konsequent darauf geachtet, dass die Abstände zwischen den Bohrkanälen in allen Präparaten, unter Rücksicht auf die Größe der Patella, im Verhältnis gleich waren. Für die Fixierung des Transplantats wurden die armierten Sehnenenden in die Ösen der SwiveLock-Anker (Arthrex, München,

DE) eingeführt und unter Vorspannung vollständig in die Bohrkanäle eingebracht (Abbildung 3.6).

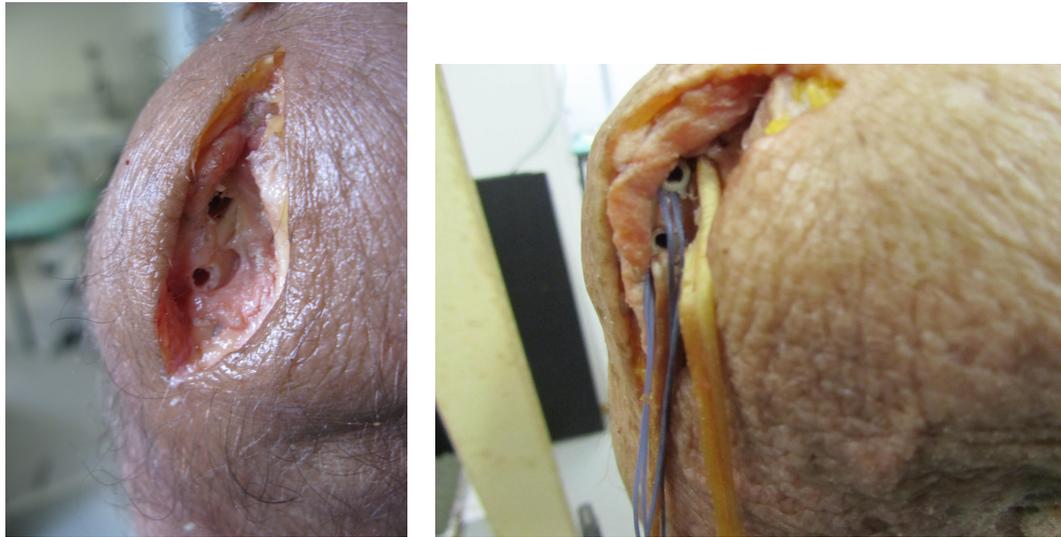


Abbildung 3.6: Patellare Transplantatfixation

Um die Insertionsstelle am Femur aufzusuchen wurde die Methode nach Schöttle (wie oben beschrieben) verwendet [127]. Nach Tasten des Tuberculum adductorium wird in 90° Knieflexion zunächst eine Stichinzision und stumpfe Präparation auf den Knochen durchgeführt. Mit Hilfe des Bildwandlers und streng seitlicher Röntgenaufnahmen erfolgt die Platzierung eines Führungsdrahts am isometrischen Punkt des MPFL, der durch die Epikondylen eingebracht wird und auf der Gegenseite austritt. Auch hier wird der Führungsdraht überbohrt, diesmal mit einem 6,0 *mm* Bohrer.

Damit das blinde Ende der bereits in der Patella verankerten Gracilissehne nun in den femoralen Bohrkanal eingeführt werden kann, wurde die zweite Schicht des medialen patellofemorales Komplexes (wie oben beschrieben) aufgesucht und stumpf präpariert. Mit einem Shuttlefaden wurde das Transplantat angeschlungen und durch den Weichteiltunnel geführt, um es dann transfemorale von medial nach lateral hindurchzuziehen. Nun galt es das Knie für die Rekonstruktion mit Hilfe des angebrachten Winkelmessers in die entsprechend gewünschte Flexion zu bringen. Diese wurden in 15°, 30°, 45°, 60°, 75° und 90° durchgeführt, wobei die Sequenz zwischen den getesteten Knien stets alterniert wurde, um einen möglichen Einfluss auf die zeitliche Reihenfolge auszuschließen.



Abbildung 3.7: Exemplarische Darstellung der femoralen Bohrung

Ein weiterer wichtiger Faktor ist die Spannung unter der die Gracilissehne femoral fixiert wird. Mit einer Federwaage, die an den Faden, mit dem die Sehne zuvor angeschlossen wurde, angehängt wird, konnte ein konstanter Zug von 2 N in jeder Rekonstruktion aufgebracht werden. Beck et al. konnte zeigen, dass diese Kraft ausreichend ist, um die patellofemorale Kinematik wiederherzustellen [15]. Sobald gewünschter Knieflexionswinkel erreicht und Spannung auf dem Transplantat war erfolgte die Fixierung mit einer $6\text{ mm} \times 28\text{ mm}$ BioComposite-Interferenzschraube (Bio-Interference Screw, Arthrex, Naples, USA). Zusätzlich wurde als Hybridfixation extrakortikal auf der Gegenseite eine Klemme angebracht um ein mögliches femorales Gleiten des Transplantats während der Testungen zu vermeiden.

Abschließend wurde das Knie manuell auf Überlappung der lateralen Patellafacette mit der lateralen Trochleagrube, Gleiten der Kniescheibe in der Horizontalebene um 1 cm sowie freie passive Beweglichkeit überprüft.

3.5 Rekonstruktion des MPFL in Doppelbündeltechnik

Diese Technik ist angelehnt an die oben beschriebene Doppelstrangtechnik und wurde mit den gleichen Materialien und analogem Vorgehen durchgeführt. Die Unterschiede werden

im Folgenden hervorgehoben und erläutert. Auch bei der Rekonstruktion des MPFL mittels Doppelbündeltechnik wurde eine autologe Gracilissehne verwendet. Allerdings mit dem Unterschied, dass das Transplantat nach Entnahme halbiert wird. Die jeweiligen Enden der Sehnenstücke wurden in selber Technik armiert (3.8) und auch auf gleiche Weise patellär mit Pressfit-Ankern (4,75mm Bio-composite SwiveLock, Arthrex, München, DE) fixiert. Nun stehen zwei Bündel zur Verfügung, die in unterschiedlichen Kniebeugegraden femoral befestigt werden können.



Abbildung 3.8: Halbiertes Gracilissehnen transplantat

Es wurde von Beginn an festgelegt, diese Technik in zwei Gruppen zu unterteilen. Basierend auf den Empfehlungen der Literatur bei Doppelstrangtechnik das Transplantat in 30° festzumachen [1, 128, 149] und fehlender Daten über eine Doppelbündeltechnik mit selektiver Fixierung, wurde in unserer Versuchsreihe jeweils das proximale oder das distale Bündel in 30° befestigt, während bei dem anderen Bündel wieder alternierend in 15° , 45° , 60° , 75° und 90° vorgegangen wurde.

Die Durchführung der selektiven Transplantatbündelfixation erfolgte durch Zuhilfenahme von Klemmen und anschließendem einbringen der BioComposite-Interferenzschraube.



Abbildung 3.9: Transplantatbündelsicherung mit Hilfe von Klemmen bei Doppelbündeltechnik

3.6 Statistische Analyse

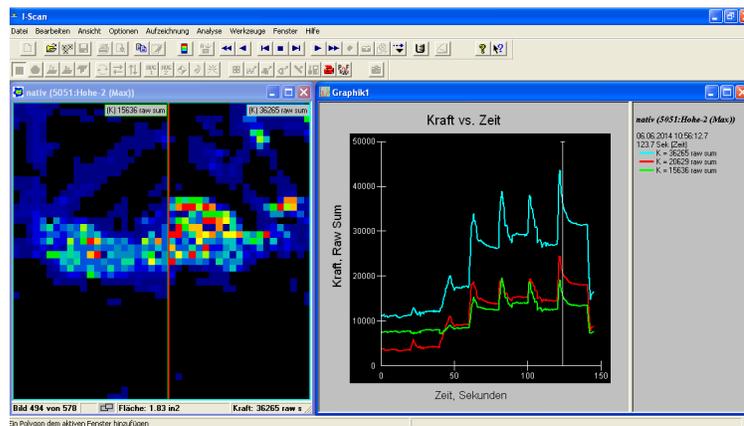
Die installierte TekScanfolie ermöglicht mittels I-Scan Software eine Videoaufnahme, die Druckveränderungen bei Bewegung im Kniegelenk wiedergibt und aufzeichnet. Diese Aufnahme ist essentiell für die Auswertung der Ergebnisse. Für die Datenerfassung wurde standardisiert wie folgt vorgegangen:

Die erste Messung musste immer mit dem noch intaktem MPFL durchgeführt werden. Die Videoaufzeichnung mit I-Scan wurde begonnen, sobald sich das Kniegelenk in kompletter Streckstellung (0°) befand. Von dieser Ausgangsposition wurde das Knie in 15° , 30° , 45° , 60° , 75° und 90° gebeugt. In jeder der Positionen wurde für 20 Sekunden verblieben, um der Zwick/Roell Prüfmaschine die Anpassung und Einstellung der Zugkraft von 50 N zu ermöglichen. Mit Hilfe des digitalen Winkelmessers konnte der entsprechende Kniegelenkwinkel zu jederzeit kontrolliert werden. Nach Erlangen von 90° Beugung konnte die Messreihe beendet und die Aufnahme gestoppt werden. Gleiches Procedere erfolgte im Anschluss mit durchtrenntem MPFL und nach den jeweiligen Rekonstruktionen.

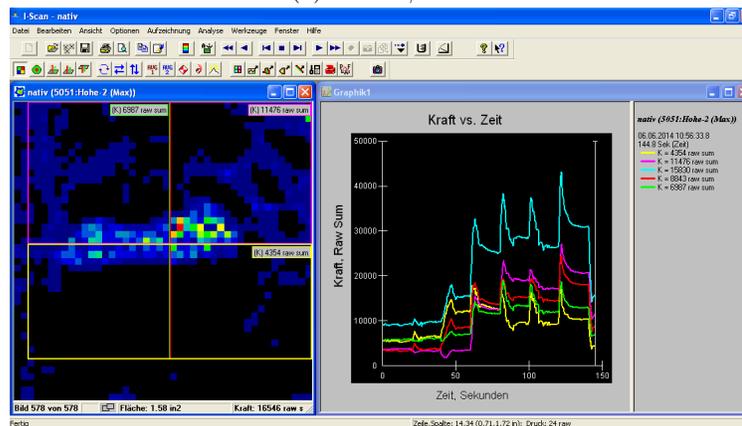
Jede Aufzeichnung dauerte 140 Sekunden und zeichnete im Durchschnitt 3,99 Bilder pro Sekunde auf. Für die Auswertung der gemessenen Drücke wurden in der generierten

Videodatei jeweils nur die Mittelwerte der letzten 2,5 Sekunden des entsprechenden Kniegelenkwinkel gewertet.

Um den patellofemorale Druck auszuwerten, muss das zu messende Areal in der Videodatei markiert werden. Hierfür erstellt man mehrere sogenannte Boxen. Die erste Box umfasst das Areal welches den gesamten, von der TekScanfolie aufgezeichneten, Druck widerspiegelt. Diese Box wird symmetrisch in vier Quadranten eingeteilt, um somit eine weitere Zuordnung in medial, lateral, proximal und distal zu ermöglichen (Abbildung 3.10).



(a) medial/lateral



(b) medial/lateral und proximal/distal

Abbildung 3.10: I-Scan Aufzeichnung einer Messung

Jede Box muss nun gespeichert, entsprechend benannt und dann als ASCII-Datei exportiert werden. Mit der Software Excel von Microsoft kann dieses Dateiformat geöffnet und bearbeitet werden. Die Werte, der gespeicherten Boxen sind Rohdaten. Mit einer Formel,

die man durch das anfängliche Kalibrieren und der Software SigmaStat ermitteln kann, werden diese Rohdaten mittels Polynom-Regression in die Einheit Newton umgewandelt und erlauben somit eine bessere Beurteilbarkeit, Aussagekraft und Vergleichbarkeit.

Anhand dieser Daten und Einteilung lassen sich Unterschiede in den Druckverteilungen genauer differenzieren. In bisherigen Studien wurde zwar auch das dynamische patellofemorale Druckverhalten nach MPFL-Rekonstruktion gemessen, jedoch wurde nicht unterschieden wie sich die Kräfte verteilen. Aufgrund dessen ergeben sich neue interessante Erkenntnisse, die möglicherweise eine bessere Analyse und ein besseres Verständnis bei Komplikationen im postoperativen Verlauf erlauben.

Die statistische Auswertung erfolgte mit IBM SPSS Statistics for Windows and MacOS, Version 22.0. Armonk, NY: IBM Corp. Released 2011. Hierbei wurde u.a. eine Varianzanalyse mit Messwiederholung durchgeführt, die hochsensitiv für relative Veränderungen je Testobjekt war. Somit konnte die Varianz unter den Präparaten minimiert werden. Außerdem fand der t-Test bei unabhängigen und gepaarten Stichproben Anwendung um den patellofemorale Anpressdruck zwischen den Testobjekten zu vergleichen. Das statistische Signifikanzniveau wurde bei $p < 0,05$ angesetzt.

Kapitel 4

Ergebnisse

Wie bereits oben beschrieben erfolgte die Auswertung des patellofemorale Druckverhaltens in mehreren Arealen (total, medial, lateral, proximal und distal). Zur besseren Übersicht wird diese Unterteilung in diesem Kapitel übernommen. In den folgenden Tabellen stehen die Abkürzungen „M“ für den Mittelwert des Kraftunterschieds zwischen dem nativen Zustand und dem Zustand mit durchtrenntem bzw. rekonstruierten MPFL. Hierbei gilt ein positives Vorzeichen für eine Kraftminderung und ein negatives Vorzeichen für eine Kraftzunahme des jeweils links in der Tabelle angegebenen Zustands. „SD“ beschreibt die Standardabweichung, „CI“ das Konfidenzintervall und „p“ das Signifikanzniveau.

4.1 Ergebnisse der Doppelstrangtechnik

Total: Betrachtet man den patellofemorale Druck der gesamt gemessenen Kontaktfläche und vergleicht den Zustand des intakten mit durchtrenntem MPFL, zeigten sich signifikant reduzierte patellofemorale Kontaktdrücke in allen Beugegraden ($p < 0,05$). Im Gegensatz dazu zeigte sich bei keiner der Rekonstruktionen signifikante Veränderungen in keinem der Flexionsgrade.

Tabelle 4.1: Ergebnisse Doppelstrangtechnik total

Knieflexion		0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
Durchtrennt	M	5,87	7,50	14,91	20,35	21,49	20,41	20,79
	SD	5,12	4,55	9,68	16,72	18,21	18,72	18,83
	CI	2,62,	4,61,	8,76,	9,73,	9,92,	8,51,	8,82,
		9,13	10,39	21,06	30,97	33,06	32,30	32,75
	p	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	,0,00	0,00
Rekonstruktion in 15°	M	-2,39	-0,33	0,45	2,17	-0,49	-3,49	-0,93
	SD	6,36	7,74	6,91	9,84	12,69	16,18	10,54
	CI	-6,42,	-5,25,	-3,94,	-4,08,	-8,55,	-13,77,	-7,63,
		1,65	4,59	4,84	8,43	7,57	6,79	5,77
	p	0,22	0,89	0,83	0,46	0,90	0,47	0,77
Rekonstruktion in 30°	M	-0,61	2,35	1,04	3,20	1,88	0,97	3,35
	SD	5,09	4,55	8,41	11,45	4,03	14,98	12,87
	CI	-3,84,	-0,54,	-4,30,	-4,08,	-7,04,	-8,55,	-4,83,
		2,62	5,24	6,38	10,48	10,79	10,48	11,53
	p	0,69	0,10	0,68	0,35	0,65	0,83	0,39
Rekonstruktion in 45°	M	-1,08	1,20	1,13	2,66	1,18	1,98	0,30
	SD	5,88	7,98	10,15	12,46	15,88	14,15	12,36
	CI	-4,82,	-3,87,	-5,32,	-5,25,	-8,91,	-7,01,	-7,55,
		2,66	6,27	7,58	10,57	11,27	10,98	8,16
	p	0,54	0,61	0,71	0,48	0,80	0,64	0,93
Rekonstruktion in 60°	M	-0,25	2,80	1,96	5,56	3,15	-0,93	1,99
	SD	6,47	7,38	9,56	11,87	12,85	13,45	10,11
	CI	-4,36,	-1,89,	-4,11,	-1,98,	-5,01,	-9,48,	-4,43,
		3,86	7,49	8,03	13,10	11,32	7,62	8,41

Fortsetzung auf nächster Seite

Tabelle 4.1 – Fortsetzung von vorheriger Seite

Knieflexion		0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
	p	0,90	0,22	0,49	0,13	0,41	0,82	0,51
Rekonstruktion	M	-0,92	0,43	1,81	5,69	5,53	2,86	3,59
in 75°	SD	6,56	7,01	7,27	11,58	12,95	12,08	11,10
	CI	-5,09,	-4,02,	-2,81,	-1,67,	2,70,	-4,81,	-3,47,
		3,24	4,88	6,42	13,05	13,76	10,54	10,64
	p	0,64	0,84	0,41	0,12	0,17	0,43	0,29
Rekonstruktion	M	-1,54	0,48	3,50	6,53	6,32	5,06	5,19
in 90°	SD	8,46	7,18	9,40	12,01	14,79	14,41	12,90
	CI	-6,92,	-4,09,	-2,48,	-1,10,	-3,07,	-4,09,	-3,01,
		3,83	5,04	9,47	14,16	15,72	14,21	13,39
	p	0,54	0,82	0,22	0,09	0,17	0,25	0,19

Medial: Der isolierte mediale Anpressdruck zwischen Patella und Femur zeigte ebenfalls signifikant reduzierte Drücke in den Flexionsgraden 15°, 30°, 45°, 60°, 75° und 90° nachdem das MPFL durchtrennt worden ist. Nach Rekonstruktion erhöhte sich der patellofemorale Druck signifikant wie folgt: Bei Transplantatfixation in 15°, 45° sowie 75° Knieflexion.

Tabelle 4.2: Ergebnisse Doppelstrangtechnik medial

Knieflexion		0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
Durchtrennt	M	1,68	3,90	9,47	13,88	15,26	13,45	14,12
	SD	2,67	3,48	6,22	11,12	12,85	12,81	13,71
	CI	-0,02,	1,69,	5,52,	6,82,	7,10,	5,31,	5,41,
		3,37	6,11	13,43	20,95	23,42	21,59	22,83
	p	0,05	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00

Fortsetzung auf nächster Seite

Tabelle 4.2 – Fortsetzung von vorheriger Seite

Knieflexion		0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
Rekonstruktion	M	-5,29	-6,74	-6,92	-9,54	-14,34	-16,42	-11,07
	in 15°	SD	7,20	12,11	12,63	15,82	21,69	25,39
		CI	-9,86, -	-14,43,	-14,94,	-19,60,	-28,13,	-32,56,
			0,71	0,96	1,11	0,51	-0,56	-0,29
		p	0,03	0,08	0,08	0,06	0,04	0,05
Rekonstruktion	M	-3,13	-3,96	-3,75	-2,47	-4,52	-5,94	-1,31
	in 30°	SD	5,86	10,32	10,62	10,86	14,45	19,85
		CI	-6,86,	-10,52,	-10,50,	-9,37,	-13,70,	-18,55,
			0,59	2,60	3,00	4,43	4,67	6,67
		p	0,09	0,21	0,25	0,45	0,30	0,32
Rekonstruktion	M	-3,39	-6,76	-5,52	-5,89	-8,71	-8,80	-8,16
	in 45°	SD	7,06	16,16	11,57	9,30	12,68	13,44
		CI	-7,88,	-17,02,	-12,87,	-11,80,	-16,77,	-17,34,
			1,10	3,51	1,83	0,02	-0,65	-0,26
		p	0,13	0,18	0,13	0,05	0,04	0,04
Rekonstruktion	M	-3,02	-4,23	-4,01	-2,90	-5,40	-9,37	-5,42
	in 60°	SD	7,62	11,11	9,07	11,91	15,02	16,45
		CI	-7,86,	-11,29,	-9,77,	-10,47,	-14,95,	-19,83,
			1,82	2,83	1,75	4,66	4,14	1,08
		p	0,20	0,21	0,15	0,42	0,24	0,07
Rekonstruktion	M	-4,14	-5,36	-5,11	-4,22	-4,05	-4,36	-2,35
	in 75°	SD	7,99	9,96	7,56	10,00	9,38	10,69
		CI	-9,22,	-11,69,	-9,91, -	-10,57,	-10,01,	-11,16,
			0,94	0,97	0,31	2,13	1,92	2,43

Fortsetzung auf nächster Seite

Tabelle 4.2 – Fortsetzung von vorheriger Seite

Knieflexion		0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
	p	0,10	0,09	0,04	0,17	0,16	0,19	0,46
Rekonstruktion	M	-5,28	-5,36	-3,95	-3,72	-4,05	-6,17	-4,81
in 90°	SD	10,42	11,37	10,63	12,26	13,19	14,35	14,00
	CI	-11,90,	-12,59,	-10,71,	-11,51,	-12,43,	5,41,	-13,70,
		1,34	1,86	2,80	4,07	4,33	22,83	4,09
	p	0,11	0,13	0,22	0,32	0,31	0,17	0,26

Lateral: Nach Durchtrennung des MPFL zeigten sich hier signifikant erniedrigte Anpressdrücke bei allen Beugegraden ($p < 0,05$), die sogar in allen Rekonstruktionen größtenteils persistierten.

Tabelle 4.3: Ergebnisse Doppelstrangtechnik lateral

Knieflexion		0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
Durchtrennt	M	4,30	4,09	7,43	8,69	8,14	7,80	7,99
	SD	4,07	3,70	5,23	7,49	7,50	7,96	8,07
	CI	1,71,	1,74,	4,11,	3,92,	3,83,	2,74,	2,86,
		6,88	6,44	10,76	13,45	12,90	12,86	13,12
	p	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,01	0,01
Rekonstruktion	M	2,57	5,96	8,20	12,69	14,63	13,30	12,42
in 15°	SD	4,59	7,37	11,95	16,39	18,54	20,85	24,23
	CI	-0,35,	1,28,	0,61,	2,27,	2,85,	0,05,	-2,98,
		5,49	10,64	15,79	23,10	26,41	26,54	27,82
	p	0,08	0,02	0,04	0,02	0,02	0,05	0,10
Rekonstruktion	M	2,22	6,10	5,24	5,77	6,38	6,84	6,90
in 30°	SD	2,65	8,34	9,12	10,72	11,24	17,38	24,06

Fortsetzung auf nächster Seite

Tabelle 4.3 – Fortsetzung von vorheriger Seite

Knieflexion		0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
	CI	0,54,	0,81,	-0,56,	-1,04,	-0,76,	-4,20,	-8,39,
		3,90	11,40	11,03	12,59	13,53	17,89	22,18
	p	0,01	0,03	0,07	0,09	0,07	0,20	0,34
Rekonstruktion	M	1,97	8,01	7,40	9,19	10,53	10,34	8,98
in 45°	SD	3,64	9,97	10,31	14,38	12,57	13,32	15,87
	CI	-0,35,	1,67,	0,85,	0,06,	2,54,	1,88,	-1,10,
		4,28	14,34	13,96	18,33	18,52	18,81	19,06
	p	0,09	0,02	0,03	0,05	0,01	0,02	0,08
Rekonstruktion	M	2,50	6,75	6,51	9,22	9,13	8,22	8,04
in 60°	SD	3,42	5,97	9,31	12,30	13,14	14,72	15,77
	CI	0,32,	2,95,	0,60,	1,40,	0,78,	-1,14,	-1,98,
		4,67	10,54	12,42	17,04	17,48	17,58	18,05
	p	0,03	0,00	0,03	0,02	0,03	0,08	0,11
Rekonstruktion	M	2,96	5,60	7,07	9,78	8,36	5,33	4,18
in 75°	SD	4,89	6,22	11,62	15,18	15,59	14,12	15,03
	CI	-0,15,	1,65,	-0,31,	0,14,	-1,55,	-3,64,	-5,37,
		6,07	9,55	14,45	19,42	18,27	14,30	13,73
	p	0,06	0,01	0,06	0,05	0,09	0,22	0,36
Rekonstruktion	M	3,45	5,82	9,21	12,00	11,41	11,87	10,95
in 90°	SD	3,98	6,83	11,18	14,78	15,08	15,58	17,73
	CI	0,92,	1,49,	2,11,	2,61,	1,83,	1,97,	0,31,
		5,97	10,16	16,31	21,39	21,00	21,77	22,21
	p	0,01	0,01	0,02	0,02	0,02	0,02	0,06

Proximal: Bei Flexionsgraden von 0°, 45°, 60°, 75° und 90° zeigten sich nach Durchtrennen des MPFL erneut signifikant erniedrigte patellofemorale Anpressdrücke. Aber auch nach Rekonstruktionen in 15°, 30° und 45° Kniebeugung blieben diese signifikant erniedrigt.

Tabelle 4.4: Ergebnisse Doppelstrangtechnik proximal

Knieflexion		0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
Durchtrennt	M	2,54	2,35	5,01	17,07	18,09	19,46	19,27
	SD	3,10	4,93	9,76	15,92	21,38	18,20	19,53
	CI	0,51,	-0,78,	-1,19,	6,95,	4,51,	7,89,	6,86,
		4,51	5,49	11,21	27,18	31,68	31,02	31,68
	p	0,02	0,13	0,10	0,00	0,01	0,00	0,01
Rekonstruktion in 15°	M	-1,55	-0,92	-0,69	8,29	2,72	-1,08	0,17
	SD	5,89	6,76	8,29	7,42	16,65	19,02	17,72
	CI	-5,30,	-5,22,	-5,95,	3,58,	-7,86,	-13,17,	-11,09,
		2,19	3,37	4,58	13,00	13,29	11,00	11,43
	p	0,38	0,65	0,78	0,00	0,58	0,85	0,97
Rekonstruktion in 30°	M	-0,75	-0,21	-0,77	8,97	4,68	3,62	3,26
	SD	3,65	4,09	6,89	9,84	12,49	16,45	15,57
	CI	-3,07,	-2,80,	-5,15,	2,72,	-3,26,	-6,83,	-6,63,
		1,57	2,39	3,61	15,22	12,62	14,07	13,15
	p	0,49	0,86	0,71	0,01	0,22	0,46	0,48
Rekonstruktion in 45°	M	-0,45	-0,11	-1,91	7,69	4,54	5,59	4,30
	SD	4,92	5,53	8,39	10,28	12,63	15,07	15,40
	CI	-3,58,	-3,62,	-7,24,	1,16,	-3,48,	-3,99,	-5,48,
		2,67	3,40	3,42	14,22	12,56	15,16	14,09
	p	0,76	0,95	0,45	0,03	0,24	0,23	0,35

Fortsetzung auf nächster Seite

Tabelle 4.4 – Fortsetzung von vorheriger Seite

Knieflexion		0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
Rekonstruktion	M	0,24	2,45	-0,97	7,92	0,88	-0,03	-0,78
	in 60°	SD	4,82	6,95	10,81	14,28	16,21	17,51
		CI	2,82,	-1,97,	-7,84,	-1,16,	-9,98,	-11,16,
			3,30	6,86	5,89	16,99	16,67	11,09
		p	0,87	0,25	0,76	0,08	0,85	0,10
Rekonstruktion	M	0,62	1,23	-2,29	4,15	3,35	3,99	2,83
	in 75°	SD	4,14	6,82	6,27	15,99	20,97	19,26
		CI	-2,01,	-3,10,	-6,28,	-6,01,	-7,82,	-8,24,
			3,25	5,56	1,69	14,31	18,04	16,23
		p	0,62	0,55	0,23	0,39	0,59	0,49
Rekonstruktion	M	0,58	0,59	-1,11	5,65	5,11	3,81	3,50
	in 90°	SD	3,77	2,90	5,08	14,67	20,34	15,07
		CI	-1,82,	-1,25,	-4,34,	-3,67,	7,89,	-5,76,
			2,98	2,43	2,11	14,97	31,02	13,39
		p	0,61	0,49	0,46	0,21	0,40	0,40

Distal: Auch hier zeigte sich eine Reduktion des Drucks bei Flexionsgraden von 0°, 15° sowie bei 30° nach Durchtrennung des MPFL. Die Anpressdrücke verblieben trotz Rekonstruktion bei 75° und 90° Kniebeugung signifikant erniedrigt.

Tabelle 4.5: Ergebnisse Doppelstrangtechnik distal

Knieflexion		0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
Durchtrennt	M	3,50	5,44	11,20	6,08	6,44	3,11	4,26
	SD	3,71	5,41	9,84	14,87	13,98	12,89	10,22

Fortsetzung auf nächster Seite

Tabelle 4.5 – Fortsetzung von vorheriger Seite

Knieflexion		0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
	CI	1,15,	2,00,	4,95,	-3,36,	-2,44,	-5,08,	-2,24,
		5,86	8,87	17,45	15,53	15,33	11,30	10,75
	p	0,01	0,01	0,00	0,18	0,14	0,42	0,18
Rekonstruktion	M	-0,97	0,61	1,70	-5,50	-3,38	-2,69	-1,19
in 15°	SD	4,89	6,97	8,28	12,24	8,18	13,81	17,41
	CI	-4,08,	-3,82,	-3,55,	-13,27,	-8,58,	-11,46,	-12,25,
		2,13	5,03	6,96	2,28	1,81	6,09	9,87
	p	0,51	0,77	0,49	0,15	0,18	0,52	0,82
Rekonstruktion	M	0,16	2,77	2,27	-5,39	-2,88	-2,89	-0,07
in 30°	SD	5,39	4,86	8,38	15,65	8,33	12,29	17,93
	CI	-3,27,	-0,32,	-3,06,	-15,33,	-8,17,	-10,70,	-11,46,
		3,59	5,86	7,59	4,55	2,41	4,92	11,32
	p	0,92	0,07	0,37	0,26	0,26	0,43	0,99
Rekonstruktion	M	-0,66	1,55	3,46	-5,01	-3,52	-3,71	-3,38
in 45°	SD	4,50	5,66	10,08	15,55	12,55	13,00	16,27
	CI	-3,52,	-2,05,	-2,94,	-14,88,	-11,49,	-11,97,	-13,72,
		2,20	5,15	9,87	4,87	4,46	4,55	6,95
	p	0,62	0,36	0,26	0,29	0,35	0,34	0,49
Rekonstruktion	M	-0,50	0,66	3,49	-1,87	2,06	-0,96	3,05
in 60°	SD	4,73	5,61	7,91	17,05	15,69	14,10	13,91
	CI	-3,50,	-2,91,	-1,54,	-12,70,	-7,91,	-9,91,	-5,79,
		2,50	4,22	8,52	8,97	12,03	8,00	11,89
	p	0,72	0,69	0,16	0,71	0,66	0,82	0,46
Rekonstruktion	M	-1,55	-0,58	4,57	1,22	1,51	-1,02	1,39

Fortsetzung auf nächster Seite

Tabelle 4.5 – Fortsetzung von vorheriger Seite

Knieflexion		0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
in 75°	SD	4,74	5,00	5,89	8,81	14,95	15,39	16,25
	CI	-4,56,	-3,76,	0,83,	-4,38,	-7,99,	-10,80,	-8,94,
		1,46	2,60	8,32	6,81	11,01	8,76	11,71
	p	0,28	0,70	0,02	0,64	0,73	0,82	0,77
Rekonstruktion in 90°	M	-2,22	0,09	5,26	0,75	1,20	1,72	1,90
	SD	6,95	6,79	6,85	12,76	15,81	12,86	12,63
	CI	-6,64,	-4,23,	0,90,	-7,36,	-8,85,	-6,45,	-6,13,
		2,20	4,40	9,61	8,85	11,24	9,89	9,93
	p	0,29	0,97	0,02	0,84	0,80	0,65	0,61

4.2 Ergebnisse der Doppelbündeltechnik

Wie unter 3.5 bereits beschrieben, wird diese Technik in zwei Gruppen unterteilt. Gruppe I beschreibt die Rekonstruktion, bei der das proximale Bündel bei 30° fixiert bleibt, wohingegen bei Gruppe II immer das distale Bündel in 30° fixiert wurde.

Total: In Gruppe I kam es nach Rekonstruktion des MPFL in 15°, 45°, 60° und 90° Flexion zu einer signifikanten Reduktion des patellofemorale Anpressdrucks, im Vergleich zu einem Knie mit intaktem MPFL.

Tabelle 4.6: Ergebnisse Gruppe I Doppelbündeltechnik total

Knieflexion		0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
Durchtrennt	M	5,87	7,50	14,91	20,35	21,49	20,41	20,79
	SD	5,12	4,55	9,68	16,72	18,21	18,72	18,83
	CI	2,62,	4,61,	8,76,	9,73,	9,92,	8,51,	8,82,
		9,13	10,39	21,06	30,97	33,06	32,30	32,75

Fortsetzung auf nächster Seite

Tabelle 4.6 – Fortsetzung von vorheriger Seite

Knieflexion		0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
	p	0,00						
Rekonstruktion	M	2,08	3,93	5,95	8,96	6,09	4,82	6,41
in 15°	SD	4,97	4,91	11,64	18,44	20,20	19,01	18,23
	CI	-1,08,	0,81,	-1,44,	-2,75,	-6,74,	-7,25,	-5,18,
		5,23	7,05	13,34	20,67	18,92	16,90	17,99
	p	0,18	0,02	0,10	0,12	0,32	0,40	0,25
Rekonstruktion	M	0,86	3,40	7,77	10,87	9,65	7,27	9,27
in 45°	SD	5,51	6,69	11,73	15,45	17,37	18,69	19,36
	CI	-2,65,	-0,85,	0,31,	1,05,	-1,38,	-4,60,	-3,03,
		4,36	7,65	15,22	20,69	20,69	19,14	21,58
	p	0,60	0,11	0,04	0,03	0,08	0,21	0,13
Rekonstruktion	M	1,63	3,14	7,74	12,27	10,56	10,03	9,18
in 60°	SD	5,37	6,25	10,68	12,54	15,25	15,89	16,57
	CI	-1,79,	-0,83,	0,95,	4,30,	0,87,	-0,06,	-1,34,
		5,04	7,11	14,52	20,24	20,25	20,13	19,71
	p	0,32	0,11	0,03	0,01	0,04	0,05	0,08
Rekonstruktion	M	0,93	2,56	6,91	10,13	9,85	8,75	9,35
in 75°	SD	5,56	6,27	12,10	16,11	15,51	15,74	16,82
	CI	-2,61,	-1,42,	-0,78,	-0,10,	0,00,	-1,25,	-1,34,
		4,46	6,55	14,60	20,37	19,71	18,75	20,03
	p	0,58	0,18	0,07	0,05	0,05	0,08	0,08
Rekonstruktion	M	0,70	3,58	5,27	11,27	11,80	6,48	10,71
in 90°	SD	5,57	5,07	12,39	17,52	18,21	18,33	19,98

Fortsetzung auf nächster Seite

Tabelle 4.6 – Fortsetzung von vorheriger Seite

Knieflexion		0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
	CI	-2,84,	0,36,	-2,60,	0,14,	0,23,	-5,16,	-1,99,
		4,24	6,81	13,14	22,40	23,37	18,13	23,40
	p	0,67	0,03	0,17	0,05	0,05	0,25	0,09

Auch in Gruppe II fanden sich diese signifikant reduzierten Drücke bei 15°, 45°, 60°, 75° und 90° Flexion während Transplantatfixation.

Tabelle 4.7: Ergebnisse Gruppe II Doppelbündeltechnik total

Knieflexion		0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
Durchtrennt	M	5,87	7,50	14,91	20,35	21,49	20,41	20,79
	SD	5,12	4,55	9,68	16,72	18,21	18,72	18,83
	CI	2,62,	4,61,	8,76,	9,73,	9,92,	8,51,	8,82,
		9,13	10,39	21,06	30,97	33,06	32,30	32,75
	p	0,00						
Rekonstruktion	M	5,87	4,74	9,14	11,97	13,13	6,56	8,73
in 15°	SD	5,24	6,14	11,39	16,89	17,86	18,20	20,98
	CI	-0,2,	0,84,	1,91,	1,24,	1,78,	-5,00,	-4,60,
		6,45	8,64	16,38	22,70	24,47	18,13	22,06
	p	0,63	0,02	0,02	0,03	0,03	0,24	0,18
Rekonstruktion	M	2,24	5,84	9,71	15,15	15,05	10,70	10,55
in 45°	SD	5,71	4,81	11,15	17,27	17,99	18,84	21,25
	CI	-1,39,	2,78,	2,63,	4,18,	3,62,	-1,27,	-2,95,
		5,87	8,90	16,79	26,12	26,48	22,67	24,05
	p	0,20	0,00	0,01	0,01	0,01	0,07	0,11
Rekonstruktion	M	3,46	4,91	8,93	16,21	14,58	12,51	12,41

Fortsetzung auf nächster Seite

Tabelle 4.7 – Fortsetzung von vorheriger Seite

Knieflexion		0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
in 60°	SD	5,47	5,50	11,55	15,61	19,80	20,00	20,52
	CI	-0,01,	1,41,	1,60,	6,29,	2,00,	-0,20,	-0,62,
		6,94	8,41	16,27	26,13	27,16	25,21	25,45
	p	0,05	0,01	0,02	0,00	0,03	0,05	0,06
Rekonstruktion	M	3,50	5,47	11,02	17,44	18,119	14,91	14,89
in 75°	SD	5,55	5,23	11,50	17,73	20,48	17,53	20,43
	CI	-0,02,	2,14,	3,71,	6,17,	5,10,	3,77,	1,90,
		7,02	8,79	18,32	28,70	31,13	26,05	27,87
	p	0,05	0,00	0,01	0,01	0,01	0,01	0,03
Rekonstruktion	M	2,45	4,12	9,60	14,67	15,54	13,20	14,41
in 90°	SD	4,64	5,78	11,71	18,76	19,78	19,78	22,32
	CI	-0,50,	0,45,	2,16,	2,75,	2,97,	0,63,	0,23,
		5,40	7,79	17,03	26,59	28,11	25,76	28,58
	p	0,09	0,03	0,02	0,02	0,02	0,04	0,05

Medial: Der isolierte mediale Anpressdruck zeigte sich nach MPFL-Resektion in beiden Gruppen in den Knieflexionsgraden von 15° - 90° signifikant erniedrigt, wohingegen sich zwar nach den Rekonstruktionen Druckerhöhungen in beiden Gruppen zeigte, jedoch keine Signifikanzen.

Tabelle 4.8: Ergebnisse Gruppe I Doppelbündeltechnik medial

Knieflexion		0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
Durchtrennt	M	1,68	3,90	9,47	13,88	15,26	13,45	14,12
	SD	2,67	3,48	6,22	11,12	12,85	12,81	13,71

Fortsetzung auf nächster Seite

Tabelle 4.8 – Fortsetzung von vorheriger Seite

Knieflexion		0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
	CI	-0,02,	1,69,	5,52,	6,82,	7,10,	5,31,	5,41,
		3,37	6,11	13,43	20,95	23,42	21,59	22,83
	p	0,05	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Rekonstruktion	M	-1,97	-5,10	-5,05	-4,80	-7,58	-7,46	-1,98
in 15°	SD	5,36	12,58	14,75	19,72	23,81	22,44	24,43
	CI	-5,38,	-13,09,	-14,42,	-17,33,	-22,71,	-21,72,	-17,50,
		1,44	2,89	4,32	7,73	7,55	6,79	13,54
	p	0,23	0,19	0,26	0,42	0,29	0,27	0,78
Rekonstruktion	M	-3,12	-3,55	-0,85	-0,02	-1,69	-3,32	0,50
in 45°	SD	6,47	10,20	9,58	12,74	16,16	18,11	21,13
	CI	-7,22,	-10,03,	-6,94,	-8,12,	-11,96,	-14,83,	-12,93,
		0,99	2,94	5,23	8,07	8,57	8,18	13,93
	p	0,12	0,25	0,76	1,00	0,72	0,54	0,94
Rekonstruktion	M	-2,85	-3,10	-0,67	1,46	-0,87	-2,09	0,91
in 60°	SD	6,25	9,97	9,18	8,42	10,24	12,42	19,03
	CI	-6,82,	-9,44,	-6,51,	-3,89,	-7,38,	-9,98,	-11,18,
		1,12	3,23	5,16	6,80	5,63	5,80	13,00
	p	0,14	0,30	0,80	0,56	0,77	0,57	0,87
Rekonstruktion	M	-3,08	-5,07	-2,91	-1,53	-3,42	-4,84	-1,54
in 75°	SD	5,58	11,71	12,30	12,04	12,84	13,82	17,14
	CI	-6,63,	-12,50,	-10,72,	-9,18,	-11,58,	-13,63,	-12,43,
		0,47	2,37	4,91	6,12	4,74	3,94	9,35
	p	0,08	0,16	0,43	0,67	0,38	0,25	0,76
Rekonstruktion	M	-3,74	-3,22	-3,19	-0,73	-1,77	-5,73	0,58

Fortsetzung auf nächster Seite

Tabelle 4.8 – Fortsetzung von vorheriger Seite

Knieflexion		0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
in 90°	SD	6,34	9,65	10,29	11,72	11,78	12,35	16,85
	CI	-7,77,	-9,35,	-9,74,	-8,18,	-9,26,	-13,57,	-10,13,
		0,29	2,91	3,35	6,72	5,71	2,11	11,28
	p	0,07	0,27	0,31	0,83	0,61	0,14	0,91

Tabelle 4.9: Ergebnisse Gruppe II Doppelbündeltechnik medial

Knieflexion		0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
Durchtrennt	M	1,68	3,90	9,47	13,88	15,26	13,45	14,12
	SD	2,67	3,48	6,22	11,12	12,85	12,81	13,71
	CI	-0,012,	1,69,	5,52,	6,82,	7,10,	5,31,	5,41,
		3,37	6,11	13,43	20,95	23,42	21,59	22,83
	p	0,05	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Rekonstruktion in 15°	M	-1,40	-5,40	-2,73	-3,27	-4,07	-6,99	-1,42
	SD	5,42	14,24	13,29	17,98	19,86	24,56	24,80
	CI	-4,84,	-14,45,	-11,18,	-14,69,	-16,68,	-22,59,	-17,18,
		2,04	3,64	5,71	8,15	8,55	8,62	14,34
	p	0,39	0,22	0,49	0,54	0,49	0,35	0,85
Rekonstruktion in 45°	M	-1,79	-1,71	0,42	3,96	2,89	-1,92	1,77
	SD	5,82	8,43	10,55	12,60	13,62	16,93	24,02
	CI	-5,49,	-7,06,	-6,28,	-4,04,	-5,77,	-12,68,	-13,49,
		1,91	3,65	7,12	11,97	11,54	8,83	17,03
	p	0,31	0,50	0,89	0,30	0,48	0,70	0,80
Rekonstruktion in 60°	M	-1,01	-2,73	-0,77	3,65	1,87	-0,98	2,19
	SD	5,80	8,47	9,92	12,81	14,68	16,71	22,56

Fortsetzung auf nächster Seite

Tabelle 4.9 – Fortsetzung von vorheriger Seite

Knieflexion		0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
	CI	-4,69,	-8,11,	-7,08,	-4,49,	-7,46,	-11,60,	-12,15,
		2,67	2,65	5,53	11,79	11,20	9,64	16,53
	p	0,56	0,29	0,79	0,34	0,67	0,84	0,74
Rekonstruktion	M	-1,20	-2,61	0,69	5,00	4,216	0,20	2,65
in 75°	SD	5,87	8,67	10,49	11,79	12,81	13,30	19,93
	CI	-4,92,	-8,12,	-5,97,	-2,49,	-3,92,	-8,25,	-10,02,
		2,53	2,90	7,36	12,49	12,36	8,65	15,31
	p	0,49	0,32	0,82	0,17	0,28	0,96	0,65
Rekonstruktion	M	-2,00	-4,66	-1,81	0,84	-0,11	-3,03	2,51
in 90°	SD	6,17	10,32	12,33	15,38	14,57	16,59	22,85
	CI	-5,92,	-11,22,	-9,65,	-8,93,	-9,37,	-13,57,	-12,00,
		1,92	1,90	6,03	10,61	9,15	7,51	17,03
	p	0,29	0,15	0,62	0,85	0,98	0,54	0,71

Lateral: Auch hier zeigt sich nach Durchtrennung des MPFL in allen Messungen und Flexionsgraden ein signifikant reduzierter patellofemorales Anpressdruck. Bei den Rekonstruktionen des MPFL verblieben diese Ergebnisse signifikant, mit Ausnahme von den Rekonstruktionen in 15°, 45°, 60° und 90° bei jeweils 90° Flexion in Gruppe I und Rekonstruktion in 15° und 45° in Gruppe II, ebenfalls nur bei 90° Flexion.

Tabelle 4.10: Ergebnisse Gruppe I Doppelbündeltechnik lateral

Knieflexion		0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
Durchtrennt	M	4,30	4,09	7,43	8,69	8,14	7,80	7,99
	SD	4,07	3,70	5,23	7,49	7,50	7,96	8,07

Fortsetzung auf nächster Seite

Tabelle 4.10 – Fortsetzung von vorheriger Seite

Knieflexion		0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
	CI	1,71,	1,74,	4,11,	3,92,	3,38,	2,74,	2,86,
		6,88	6,44	10,76	13,45	12,90	12,86	13,12
	p	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,01	0,01
Rekonstruktion	M	3,95	8,92	13,07	16,08	14,91	13,13	11,26
in 15°	SD	4,67	8,71	12,18	15,04	18,05	19,96	25,53
	CI	0,99,	3,39,	5,33,	6,52,	3,44,	0,45,	-4,96,
		6,92	14,46	20,82	25,63	26,39	25,81	27,48
	p	0,01	0,00	0,00	0,00	0,02	0,04	0,15
Rekonstruktion	M	3,84	6,92	9,80	12,09	11,87	10,37	10,30
in 45°	SD	4,76	6,24	9,14	12,85	14,88	14,30	18,38
	CI	0,81,	2,95,	4,00,	3,92,	2,42,	1,29,	-1,38,
		6,86	10,88	15,61	20,25	21,32	19,46	21,98
	p	0,02	0,00	0,00	0,01	0,02	0,03	0,08
Rekonstruktion	M	4,38	6,19	9,71	12,61	12,16	11,96	9,26
in 60°	SD	4,67	6,54	8,62	12,36	12,75	10,40	16,97
	CI	1,41,	2,04,	4,24,	4,75,	4,06,	5,35,	-1,52,
		7,35	10,35	15,19	20,47	20,26	18,56	20,04
	p	0,01	0,01	0,00	0,00	0,01	0,00	0,09
Rekonstruktion	M	3,89	7,37	11,26	12,94	14,41	13,88	12,09
in 75°	SD	5,04	7,50	9,50	13,76	13,36	12,34	18,95
	CI	0,69,	2,61,	5,23,	4,20,	5,92,	6,04,	0,06,
		7,10	12,14	17,30	21,68	22,89	21,72	24,13
	p	0,02	0,01	0,00	0,01	0,00	0,00	0,05
Rekonstruktion	M	4,32	6,81	9,80	13,69	14,36	11,93	11,38

Fortsetzung auf nächster Seite

Tabelle 4.10 – Fortsetzung von vorheriger Seite

Knieflexion		0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
in 90°	SD	4,75	7,26	10,97	14,46	14,43	14,44	19,94
	CI	1,30,	2,19,	2,83,	4,50,	5,19,	2,75,	-1,29,
		7,33	11,42	16,77	22,88	23,53	21,10	24,05
	p	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,02	0,07

Tabelle 4.11: Ergebnisse Gruppe II Doppelbündeltechnik lateral

Knieflexion		0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
Druchtrennt	M	4,30	4,09	7,43	8,69	8,14	7,80	7,99
	SD	4,07	3,70	5,23	7,49	7,50	7,96	8,07
	CI	1,71,	1,74,	4,11,	3,92,	3,38,	2,74,	2,86,
		6,88	6,44	10,76	13,45	12,90	12,86	13,12
	p	0,00	0,01	0,00	0,00	0,00	0,01	0,01
Rekonstruktion in 15°	M	4,49	10,42	13,88	17,84	19,29	14,55	12,96
	SD	5,79	9,76	10,19	15,14	19,35	21,62	26,39
	CI	0,81,	4,22,	7,40,	8,22,	6,99,	0,82,	-3,80,
		8,17	16,62	20,36	27,46	31,59	28,29	29,73
	p	0,00	0,00	0,00	0,00	0,01	0,04	0,12
Rekonstruktion in 45°	M	3,92	7,61	10,64	12,65	12,76	12,40	10,83
	SD	4,97	5,51	7,73	10,35	11,51	13,54	22,18
	CI	0,76,	7,08	4,11,	5,73,	6,07,	5,44,	3,80,
			11,12	15,56	19,22	20,07	21,00	24,92
	p	0,02	0,00	0,00	0,00	0,00	0,01	0,12
Rekonstruktion in 60°	M	4,42	7,67	11,23	14,24	13,48	13,64	12,08
	SD	4,81	6,34	8,95	10,39	10,00	11,60	18,30

Fortsetzung auf nächster Seite

Tabelle 4.11 – Fortsetzung von vorheriger Seite

Knieflexion		0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
	CI	1,37,	3,64,	5,55,	7,63,	7,13,	6,27,	0,45,
		7,48	11,69	16,92	20,84	19,83	21,01	23,71
	p	0,02	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,04
Rekonstruktion	M	4,64	8,20	12,07	14,27	14,94	15,09	13,69
in 75°	SD	4,97	5,86	8,06	11,33	10,68	10,22	17,05
	CI	1,49,	4,47,	6,95,	7,07,	8,15,	8,60,	2,84,
		7,80	11,92	17,19	21,47	21,73	21,58	24,52
	p	0,01	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,02
Rekonstruktion	M	4,34	8,79	13,38	16,31	17,29	17,29	14,61
in 90°	SD	4,73	7,24	8,42	13,67	14,54	14,81	21,98
	CI	1,34,	4,20,	8,03,	7,62,	8,06,	7,88,	0,65,
		7,35	13,39	18,73	24,99	26,53	26,70	28,57
	p	0,01	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,04

Proximal: In beiden Gruppen kommt es bei isolierter Betrachtung des proximalen Anteils nach MPFL-Durchtrennung zu signifikant erniedrigten Anpressdrücken bei 0°, 45°, 60°, 75° und 90° Knieflexion. Auch nach Rekonstruktionen in 15° und 60° in Gruppe I sowie 15°, 45°, 60°, 75° und 90° in Gruppe II verblieb ein signifikant erniedrigter Anpressdruck.

Tabelle 4.12: Ergebnisse Gruppe I Doppelbündeltechnik proximal

Knieflexion		0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
Durchtrennt	M	2,54	2,35	5,01	17,07	18,09	19,46	19,27
	SD	3,10	4,93	9,76	15,92	21,38	18,20	19,53

Fortsetzung auf nächster Seite

Tabelle 4.12 – Fortsetzung von vorheriger Seite

Knieflexion		0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
	CI	0,57,	-0,78,	-1,19,	6,95,	4,51,	7,89,	6,86,
		4,51	5,49	11,21	27,18	31,68	31,02	31,68
	p	0,02	0,13	0,10	0,00	0,01	0,00	0,01
Rekonstruktion	M	0,59	0,99	1,44	9,69	3,52	3,27	5,90
in 15°	SD	3,71	2,94	10,65	13,51	22,86	21,33	24,36
	CI	-1,77,	-0,88,	-5,33,	1,10,	-11,01,	-10,28,	-9,58,
		2,95	2,87	8,20	18,27	18,05	16,82	21,37
	p	0,59	0,27	0,65	0,03	0,60	0,61	0,42
Rekonstruktion	M	0,22	1,35	1,52	10,17	8,49	5,74	6,99
in 45°	SD	4,55	5,97	13,44	16,18	20,19	21,57	23,05
	CI	-2,67,	-2,45,	-7,02,	-0,12,	-4,34,	-7,96,	-7,66,
		3,11	5,14	10,06	20,45	21,32	19,44	21,63
	p	0,87	0,45	0,70	0,05	0,17	0,38	0,32
Rekonstruktion	M	0,77	0,59	2,38	11,19	8,67	6,89	7,67
in 60°	SD	4,68	5,02	9,93	13,63	19,85	20,08	24,20
	CI	-2,20,	-2,60,	-3,92,	2,53,	-3,94,	-5,87,	-7,71,
		3,74	3,78	8,69	19,85	21,28	19,65	23,05
	p	0,58	0,69	0,42	0,02	0,16	0,26	0,30
Rekonstruktion	M	-0,48	-0,14	1,57	8,39	5,44	3,01	4,62
in 75°	SD	5,69	5,86	8,13	13,43	21,22	20,78	24,71
	CI	-4,10,	-3,86,	-3,59,	-0,15,	-8,05,	-10,19,	-11,08,
		3,13	3,59	6,74	16,93	18,92	16,21	20,33
	p	0,77	0,94	0,52	0,05	0,39	0,63	0,53
Rekonstruktion	M	-0,15	-0,23	1,17	10,24	8,87	5,01	7,75

Fortsetzung auf nächster Seite

Tabelle 4.12 – Fortsetzung von vorheriger Seite

Knieflexion		0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
in 90°	SD	4,58	4,05	10,85	16,38	22,85	22,28	25,40
	CI	-3,06,	-2,80,	-5,72,	-0,17,	-5,65,	-9,14,	-8,39,
		2,76	2,34	8,06	20,65	23,39	19,17	23,90
	p	0,91	0,85	0,72	0,05	0,21	0,45	0,31

Tabelle 4.13: Ergebnisse Gruppe II Doppelbündeltechnik proximal

Knieflexion		0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
Durchtrennt	M	2,54	2,35	5,01	17,07	18,09	19,46	19,27
	SD	3,10	4,93	9,76	15,92	21,38	18,20	19,53
	CI	0,57,	-0,78,	-1,19,	6,95,	4,51,	7,89,	6,86,
		4,51	5,49	11,21	27,18	31,68	31,02	31,68
	p	0,02	0,13	0,10	0,00	0,01	0,00	0,01
Rekonstruktion in 15°	M	1,07	0,77	4,12	12,57	9,04	6,59	6,73
	SD	4,16	4,60	11,10	16,53	21,51	18,79	22,51
	CI	-1,58,	-2,15,	-2,93,	2,07,	-4,62,	-5,35,	-7,57,
		3,71	3,69	11,18	23,08	22,71	18,53	21,03
	p	0,39	0,57	0,22	0,02	0,17	0,25	0,32
Rekonstruktion in 45°	M	0,66	2,03	3,08	15,24	9,37	7,20	7,04
	SD	4,42	2,47	8,88	18,53	21,75	19,56	23,13
	CI	-2,14,	0,46,	-2,56,	3,47,	-4,45,	-5,23,	-7,66,
		3,47	3,59	8,73	27,02	23,19	19,62	21,73
	p	0,61	0,02	0,25	0,02	0,16	0,23	0,31
Rekonstruktion in 60°	M	1,67	2,33	2,04	13,70	10,95	10,22	9,99
	SD	3,85	3,55	11,62	15,44	21,19	21,02	23,16

Fortsetzung auf nächster Seite

Tabelle 4.13 – Fortsetzung von vorheriger Seite

Knieflexion		0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
	CI	-0,78,	0,07,	-5,34,	3,89,	-2,51,	-3,14,	-4,73,
		4,12	4,59	9,42	23,51	24,41	23,58	24,70
	p	0,16	0,04	0,56	0,01	0,10	0,12	0,16
Rekonstruktion	M	1,71	2,53	3,06	14,29	11,33	9,39	8,85
in 75°	SD	3,83	2,93	8,51	15,75	21,53	19,66	23,38
	CI	-0,72,	0,67,	-2,35,	4,28,	-2,35,	-3,10,	-6,01,
		4,14	4,40	8,46	24,30	25,01	21,88	23,70
	p	0,15	0,01	0,24	0,01	0,10	0,13	0,22
Rekonstruktion	M	1,09	2,00	3,05	12,11	8,69	6,72	6,96
in 90°	SD	3,23	4,08	8,38	13,74	22,64	21,78	23,84
	CI	-0,96,	-0,59,	-2,27,	3,38,	-5,70,	-7,11,	-8,19,
		3,14	4,60	8,37	20,85	23,08	20,56	22,11
	p	0,27	0,12	0,23	0,01	0,21	0,31	0,33

Distal: Die Evaluation des distalen Bereichs brachte bei fehlendem MPFL eine signifikante Reduktion des Anpressdrucks bei 0°, 15° sowie bei 30° in beiden Gruppen hervor. Im Vergleich zum intakten Knie waren in Gruppe I nach Transplantatfixation in 15°, 45° und 60° Kniebeugung signifikant erniedrigte Drücke ersichtlich. In Gruppe II waren es sogar noch mehr Rekonstruktionen: 15°, 45°, 60°, 75° und 90° Kniebeugung.

Tabelle 4.14: Ergebnisse Gruppe I Doppelbündeltechnik distal

Knieflexion		0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
Durchtrennt	M	3,50	5,44	11,20	6,08	6,44	3,11	4,26
	SD	3,71	5,41	9,84	14,87	13,98	12,89	10,22

Fortsetzung auf nächster Seite

Tabelle 4.14 – Fortsetzung von vorheriger Seite

Knieflexion		0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
	CI	1,15,	2,00,	4,95,	-3,36,	-2,44,	-5,08,	-2,24,
		5,86	8,87	17,45	15,53	15,33	11,30	10,75
	p	0,01	0,01	0,00	0,18	0,14	0,42	0,18
Rekonstruktion	M	1,61	3,15	5,34	0,12	2,79	2,11	0,66
in 15°	SD	4,37	4,18	10,75	18,30	16,99	16,14	18,94
	CI	-1,17,	0,50,	-1,50,	-11,50,	-8,01,	-8,14,	-11,38,
		4,38	5,81	12,17	11,75	13,59	12,37	12,70
	p	0,23	0,02	0,11	0,98	0,58	0,66	0,91
Rekonstruktion	M	0,68	2,23	7,23	1,26	1,36	2,48	3,13
in 45°	SD	4,52	7,47	10,70	16,70	16,73	18,23	16,96
	CI	-2,19,	-2,52,	0,44,	-9,35,	-9,27,	-9,11,	-7,65,
		3,55	6,98	14,03	11,87	11,98	14,06	13,90
	p	0,61	0,32	0,04	0,80	0,78	0,65	0,54
Rekonstruktion	M	1,41	3,40	7,83	4,17	2,83	3,29	1,56
in 60°	SD	4,13	8,14	10,99	15,94	14,23	13,70	16,20
	CI	-1,21,	-1,77,	0,85,	-5,96,	-6,21,	-5,41,	-8,74,
		4,03	8,58	14,81	14,30	11,87	11,99	11,85
	p	0,26	0,18	0,03	0,38	0,50	0,42	0,75
Rekonstruktion	M	1,48	2,84	6,06	1,74	4,55	6,82	5,40
in 75°	SD	4,03	7,18	10,25	16,28	17,51	15,61	17,34
	CI	-1,08,	-1,72,	-0,45,	-8,60,	-6,57,	-3,09,	-5,62,
		4,04	7,40	12,58	12,08	15,68	16,74	16,42
	p	0,23	0,20	0,07	0,72	0,39	0,16	0,30
Rekonstruktion	M	0,91	4,09	4,81	2,15	3,53	2,45	4,12

Fortsetzung auf nächster Seite

Tabelle 4.14 – Fortsetzung von vorheriger Seite

Knieflexion		0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
in 90°	SD	4,66	6,44	11,52	16,15	16,23	19,09	16,32
	CI	-2,05,	0,00,	-2,51,	-8,11,	-6,78,	-9,68,	-6,25,
		3,88	8,18	12,13	12,41	13,84	14,58	14,49
	p	0,51	0,05	0,18	0,65	0,47	0,66	0,40

Tabelle 4.15: Ergebnisse Gruppe II Doppelbündeltechnik distal

Knieflexion		0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
Durchtrennt	M	3,50	5,44	11,20	6,08	6,44	3,11	4,26
	SD	3,71	5,41	9,84	14,87	13,98	12,89	10,22
	CI	1,15,	2,00,	4,95,	-3,36,	-2,44,	-5,08,	-2,24,
		5,86	8,87	17,45	15,53	15,33	11,30	10,75
	p	0,01	0,01	0,00	0,18	0,14	0,42	0,18
Rekonstruktion in 15°	M	2,21	4,18	5,12	0,90	5,13	0,51	2,67
	SD	2,87	6,46	14,57	18,91	18,53	18,02	17,21
	CI	0,39,	0,08,	-4,14,	-11,11,	-6,64,	-10,94,	-8,27,
		4,03	8,28	14,37	12,92	16,90	11,96	13,60
	p	0,02	0,05	0,25	0,87	0,36	0,92	0,60
Rekonstruktion in 45°	M	1,66	4,14	7,60	1,60	6,36	3,96	3,56
	SD	3,92	4,89	9,58	17,58	15,43	14,56	15,01
	CI	-0,83,	1,04,	1,51,	-9,57,	-3,45,	-5,29,	-5,98,
		4,15	7,24	13,69	12,77	16,16	13,21	13,10
	p	0,17	0,01	0,02	0,76	0,18	0,37	0,43
Rekonstruktion in 60°	M	1,92	2,81	7,94	3,86	4,54	3,26	3,51
	SD	3,51	5,02	9,87	16,19	17,34	15,66	17,66

Fortsetzung auf nächster Seite

Tabelle 4.15 – Fortsetzung von vorheriger Seite

Knieflexion		0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
	CI	-0,31,	-0,38,	1,67,	-6,43,	-6,48,	-6,69,	-7,71,
		4,15	6,00	14,21	14,14	15,56	13,21	14,73
	p	0,08	0,08	0,02	0,43	0,38	0,49	0,51
Rekonstruktion	M	1,92	3,21	9,04	4,44	7,72	6,51	6,93
in 75°	SD	3,61	5,07	9,49	16,30	16,65	13,62	15,20
	CI	-0,37,	-0,01,	3,01,	-5,91,	-2,86,	-2,14,	-2,73,
		4,22	6,43	15,07	14,80	18,30	15,17	16,59
	p	0,09	0,05	0,01	0,37	0,14	0,13	0,14
Rekonstruktion	M	1,45	2,35	7,56	3,98	7,07	7,59	8,58
in 90°	SD	3,41	6,44	11,64	15,10	15,10	14,83	15,44
	CI	-0,71,	-1,74,	0,16,	-5,62,	-2,52,	-1,84,	-1,23,
		3,61	6,45	14,95	13,57	16,66	17,01	18,38
	p	0,17	0,23	0,05	0,38	0,13	0,10	0,08

4.3 Ergebnisse im Vergleich

Folgende Abbildungen stellen die gemessene Kraft in Newton auf der y-Achse bei entsprechendem Kniegelenkwinkel in Grad auf der x-Achse im patellofemorale Gelenk dar und repräsentieren die Daten, der oben aufgeführten Tabelle. Die blaue Kurve steht für den Verlauf der Druckdistribution im patellofemorale Gelenk während einer Beugung von 0° - 90° mit intaktem MPFL. Die grüne Linie spiegelt den Zustand nach Durchtrennung des MPFL wider. Die gelbe, orange und rote Kurve entsprechen den jeweiligen Rekonstruktionstechniken.

Hierbei ist es wichtig zu verstehen, dass die Kurve der jeweiligen Rekonstruktionen idealerweise mit der blauen Linie deckungsgleich ist und v.a. medialseitig die grüne Linie überlegen sollte, um von einer adäquaten Rekonstruktion auszugehen.

Total: Bei Betrachtung des totalen Drucks lässt sich zunächst beobachten, dass dieser bei Kniebeugung von 0° - 60° fast linear und anschließend leicht abflachend sowohl im nativen, resezierten und bei allen MPFL-Rekonstruktionen ansteigt. Die höchsten Drücke sind mit Ausnahme der Rekonstruktion in Doppelstrangtechnik in 15° (bei 75° Knieflexion) und in 60° (bei 75° Knieflexion) bei intaktem MPFL zu verzeichnen. Die niedrigsten Druckverhältnisse zeigen sich nach Resektion des MPFL. Hierbei sind die Kräfte in allen Flexionsgraden signifikant erniedrigt. Bei den jeweiligen Rekonstruktionen lässt sich erkennen, dass insgesamt die Druckverhältnisse im patellofemorale Gelenk niedriger als im nativen Zustand sind, die Rekonstruktion mittels Doppelstrangtechnik in 30° , 45° und 60° der blauen Kurve jedoch am nächsten kommen. Signifikante Unterschiede hinsichtlich einer Kraftzunahme oder -abnahme ließen sich jedoch bei dieser Technik nicht vorweisen, ganz im Gegensatz zu Gruppe I und II der Doppelbündeltechnik. Hier ist die einzige nicht signifikante Rekonstruktion bei der Fixierung des proximalen Bündels in 30° und des distalen Bündels in 75° (orangene Kurve in Abbildung 4.1e). In allen anderen Rekonstruktionen der Doppelbündeltechnik sind die Druckreduktionen in ein oder mehreren Knieflexionswinkel signifikant (siehe 4.2).

Auffällig ist, dass bei allen Rekonstruktionen die höchste Druckdifferenz in Bezug zum nativen Zustand bei 45° Knieflexion und in wenigen Fällen bei 60° (Gruppe II der Doppelbündeltechnik in 15° , 75° und 90°) und 90° (bei Doppelstrangtechnik in 30°) zu verzeichnen ist. Weiterhin ist zu beobachten, dass in allen Zuständen der Kurvenverlauf bis ca. 60° steil ansteigt und anschließend einem nurnoch dezent ansteigendem Plateau ähnelt. Überschneidungen der Kurven findet man lediglich bei Rekonstruktion mittels Doppelstrangtechnik in 15° (zwischen 15° und 30° sowie zwischen 45° und 60° Kniebeugung) und 60° (zwischen 60° und 75° Kniebeugung).

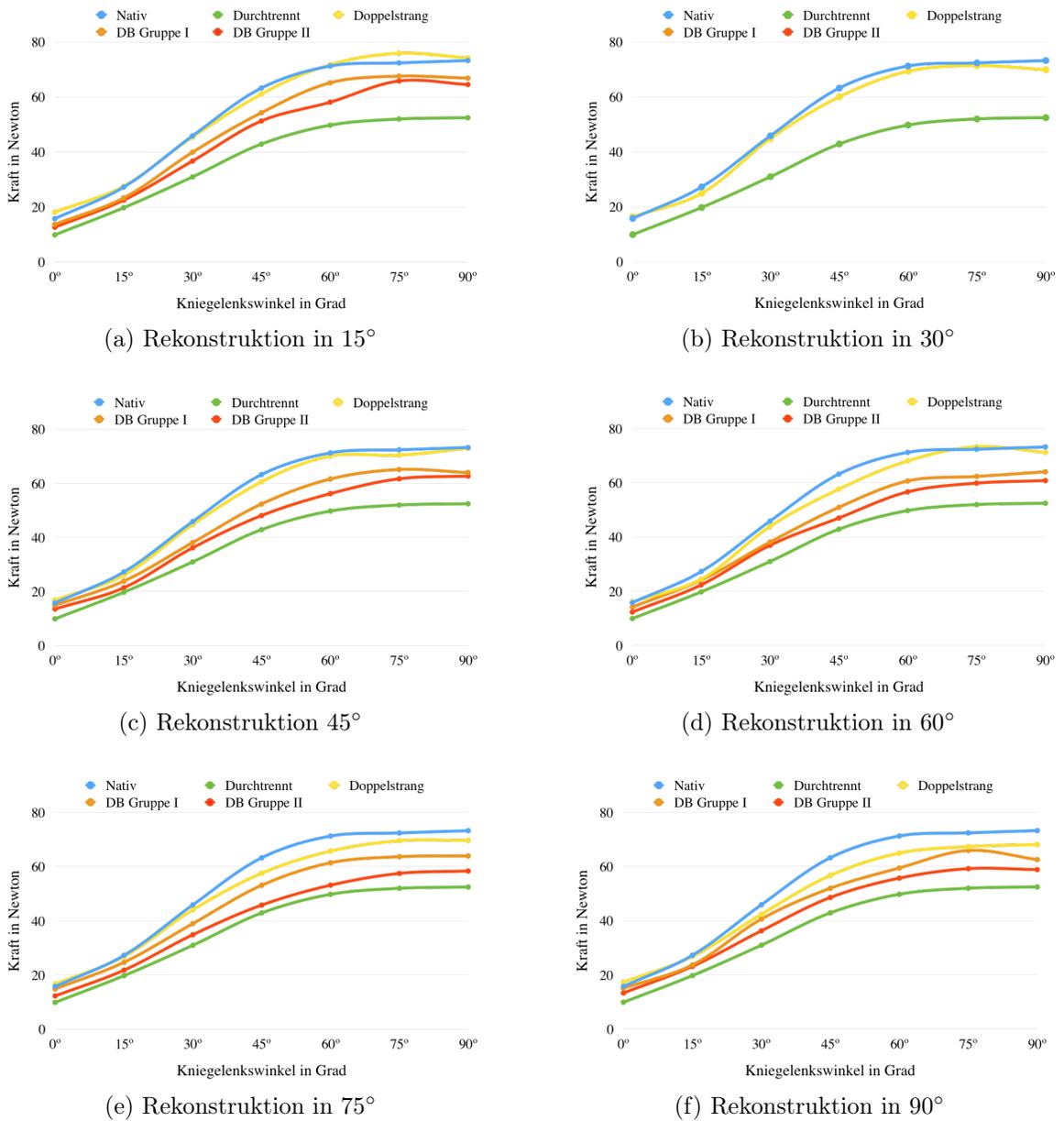


Abbildung 4.1: Vergleich aller Gruppen total

Medial: Folgende Abbildungen spiegeln die Kräfte der medialen retropatellaren Gleitfläche wider. Auch hier zeigt sich nach Durchtrennung des MPFL in allen Flexionsgraden außer in 0° eine signifikante Reduktion des Drucks hinter der Kniescheibe. Die höchsten Drücke werden hier allerdings nicht bei intaktem MPFL erreicht, sondern vorrangig nach den Rekonstruktionen, v.a. in Doppelstrangtechnik. Hier beträgt der größte Druckunterschied im Vergleich zum nativen Zustand 16,42 N bei Befestigung

des Transplantats in 15° während 75° Knieflexion. Dieses Ergebnis ist mit $p = 0,047$ knapp signifikant. Weitere signifikant erhöhte Werte sind in der selben Rekonstruktion auch in 0° und 60° zu finden. Alle Rekonstruktionen der Doppelstrangtechnik zeigen einen patellofemorale Druck größer als mit intaktem MPFL, jedoch sind signifikante Unterschiede nurnoch bei Refixation in 45° und 75° zu verzeichnen.

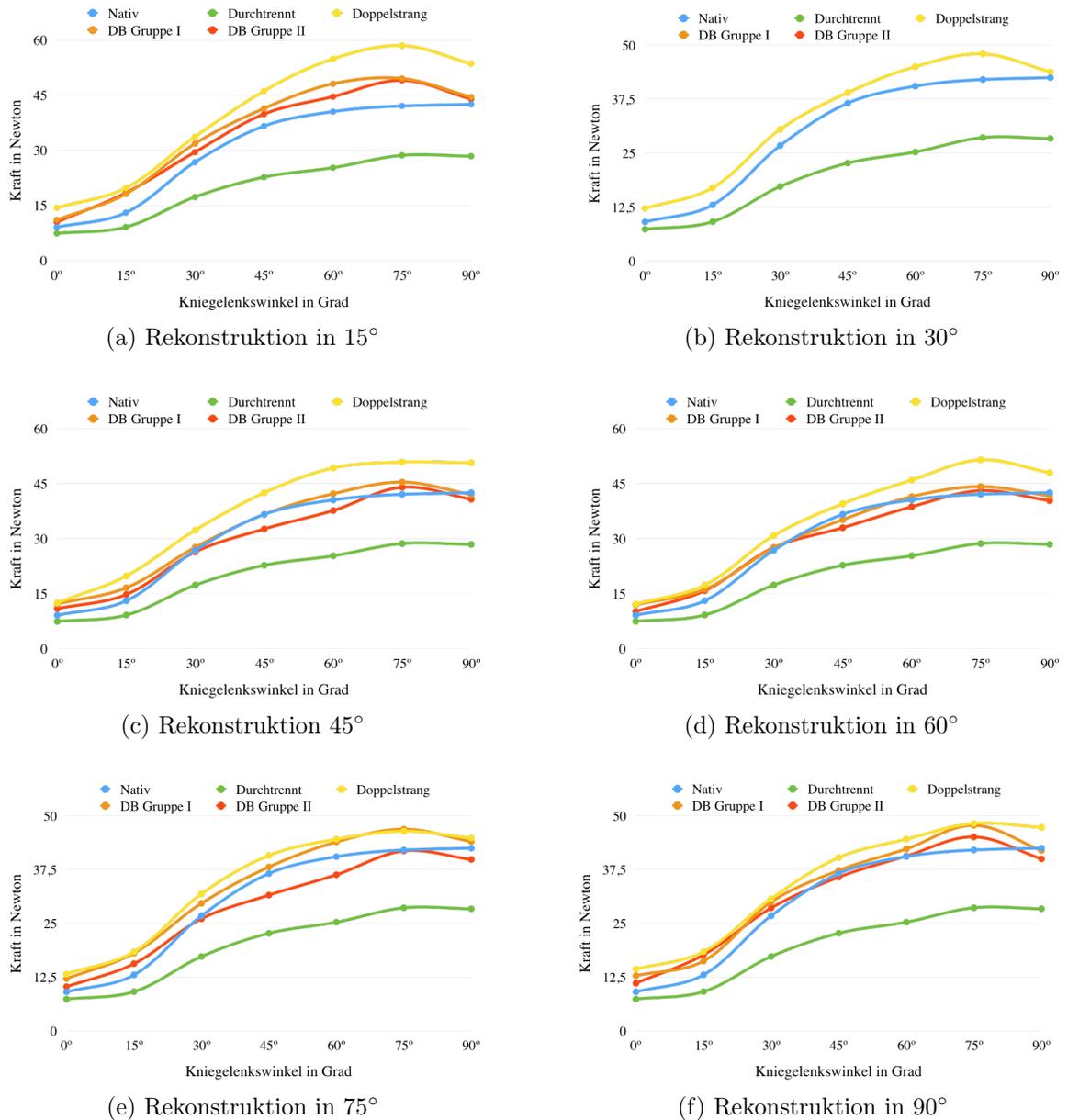


Abbildung 4.2: Vergleich aller Gruppen medial

Die Kurven der Doppelbündeltechnik ähneln der blauen Kurve bei bloßer Betrachtung mehr als die gelbe. Tatsächlich sind hier die Druckunterschiede geringer und es gibt nur einen signifikant erhöhten Druckzustand in Gruppe II bei Rekonstruktion in 45° bei 15° Kniebeugung ($p = 0,05$). Die geringsten Druckunterschiede über die volle Kniebewegung finden sich sowohl in Gruppe I und Gruppe II bei Festmachen der Gracilissehne in 60°. In allen Rekonstruktionen findet sich zwischen 75° und 90° eine Herabsetzung des patellofemorale Drucks, wobei die Kurve der Doppelstrangtechnik immer überhalb der blauen (nativ) verbleibt. Ein etwas inhomogenerer Kurvenverlauf zeigt die Gruppe II der Doppelbündeltechnik, bei der es in den Rekonstruktionen in 45°, 60°, 75° und 90° zu jeweils zweimaligen Überschneidungen mit der blauen Kurve kommt. In Gruppe I passiert dies lediglich am Ende bei 90° Knieflexion in den Rekonstruktionen in 45°, 60° und 90°.

Lateral: Auch auf den abgebildeten Graphen der lateralen patellofemorale Kontaktfläche zeigen sich von 0° - 90° nach MPFL-Resektion eine signifikant niedrigere PFJRF. Es fällt jedoch auf, dass lateral die Diskrepanz zwischen blauer und grüner Kurve kleiner ist als mediallyseitig und der Gesamtfläche. Das liegt mutmaßlich an einem leichten Tilt, der nach MPFL-Durchtrennung erfolgt. Zudem übernimmt die laterale Facette ohnehin ca. 60% der patellare Traglast (siehe 2.3.2). In allen Rekonstruktionen zeigen sich durchweg signifikante Druckreduktionen nahezu über das ganze Bewegungsausmaß, wobei die gelbe Kurve (Doppelstrangtechnik) die orangene und rote meist überragt und der grünen Kurve (durchtrennt) am nächsten ist und diese sogar bei Rekonstruktion in 30° größtenteils überschreitet.

Logisch erscheint diese Kurvenverteilung nachdem bereits mediallyseitig gezeigt wurde, dass dort nach Rekonstruktion eine höhere PFJRF vorherrscht. Interessant ist dennoch, dass die Signifikanzen nicht in einem 1:1 Verhältnis stehen. Im klinischen Bezug ist diese Konstellation - signifikante Druckreduktion laterallyseitig und keine bzw. wenig signifikante Druckerhöhung mediallyseitig - günstig, da v.a. die mediale Stabilität gewährleistet sein muss und nur eine erhöhte PFJRF zu Schmerzen, Bewe-

gungseinschränkung und vermehrtem Knorpelverschleiß führt.

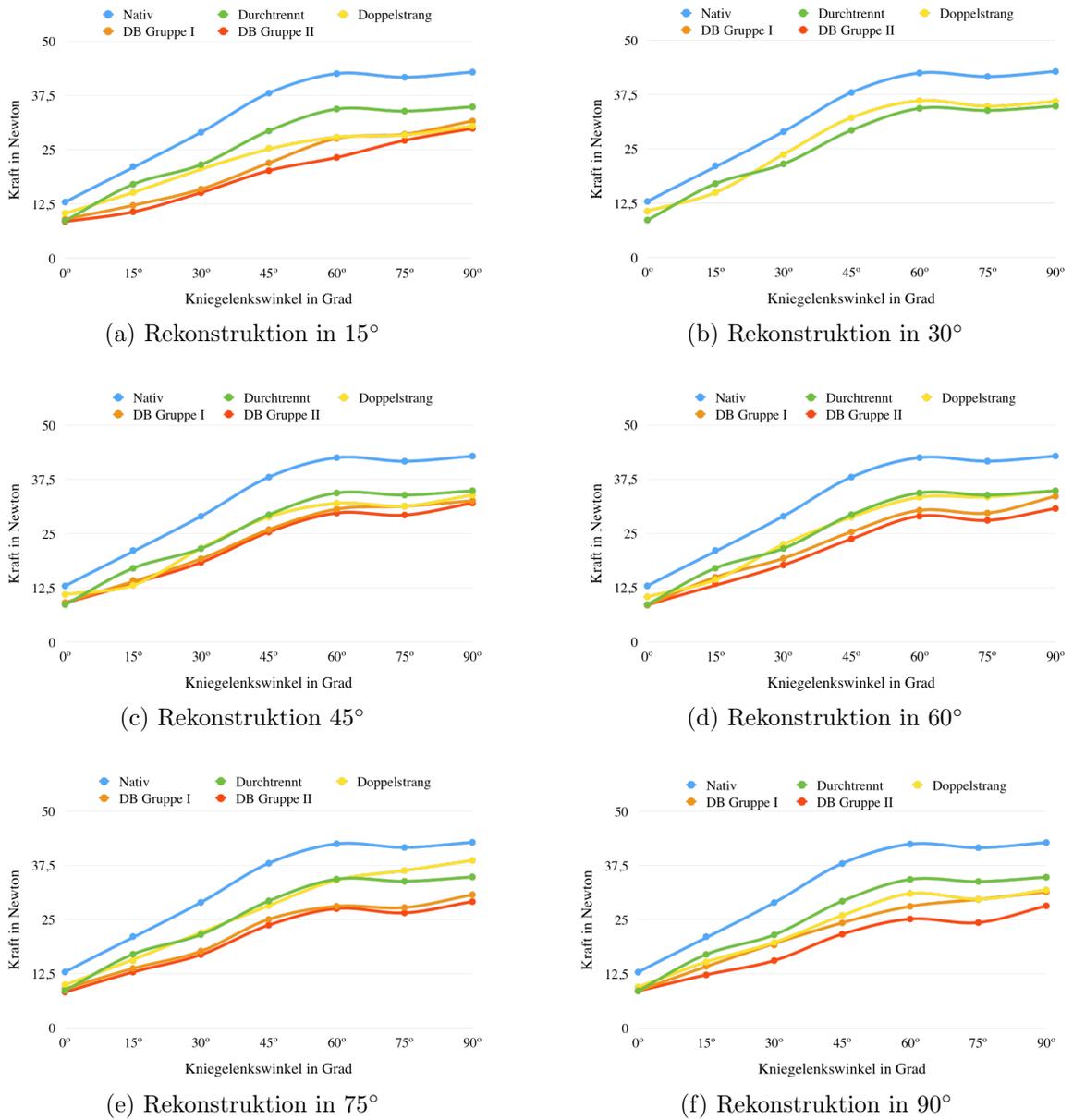


Abbildung 4.3: Vergleich aller Gruppen lateral

Proximal: Bei Betrachtung des proximalen Areals sind nach MPFL-Resektion die Druckverhältnisse in allen Gruppen größtenteils erniedrigt. Im Vergleich zu total, medial und lateral fällt jedoch auf, dass im strecknahen Bereich zwischen 15° und 30° dieser Unterschied nicht signifikant ist. Das liegt möglicherweise daran, dass der proximale

Anteil der Patellarrückfläche mit zunehmender Beugung belastet wird (siehe Abbildung 2.4).

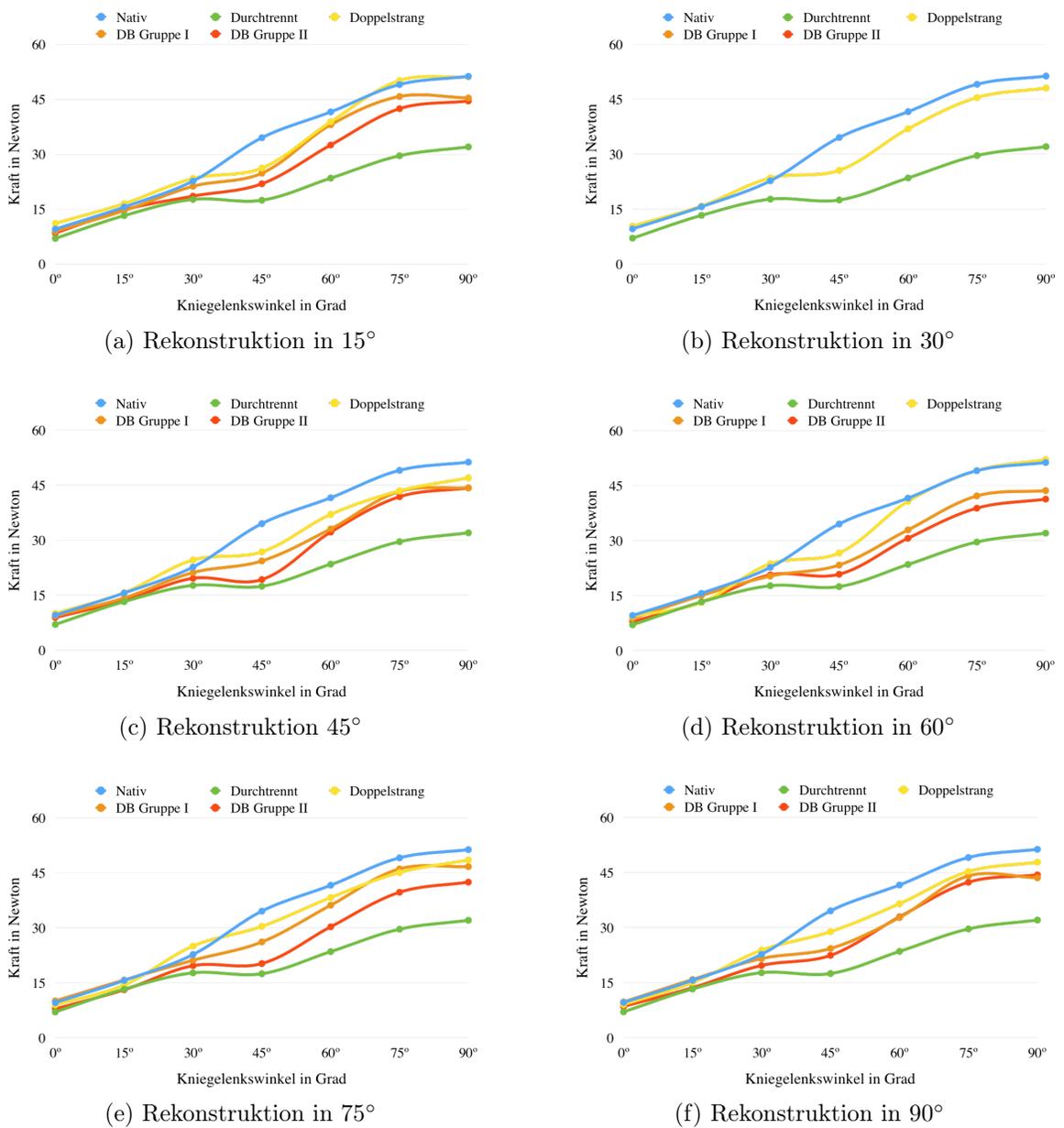


Abbildung 4.4: Vergleich aller Gruppen proximal

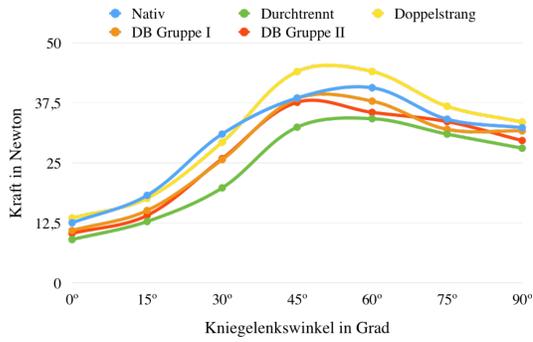
Bei den Rekonstruktionen zeigt sich bei der Doppelstrangtechnik eine signifikante Reduktion des patellofemorale Drucks bei Rekonstruktionen in 15°, 30° und 45° jeweils bei 45° Knieflexion. Aber auch bei der Doppelbündeltechnik in Gruppe I findet sich bei diesem Kniebeugewinkel ein signifikant niedrigerer Druck bei Rekonstruktion

in 15° und 60° sowie in Gruppe II in allen Rekonstruktion. Vergleicht man die blaue Kurve mit den anderen, so scheint ab 30° eine plötzliche starke Diskrepanz zu entstehen, die sich zwischen 45° und 60° wieder stabilisiert. Auch hier lässt sich beobachten, dass die gelbe Kurve in allen Rekonstruktionen der blauen Kurve am ähnlichsten ist.

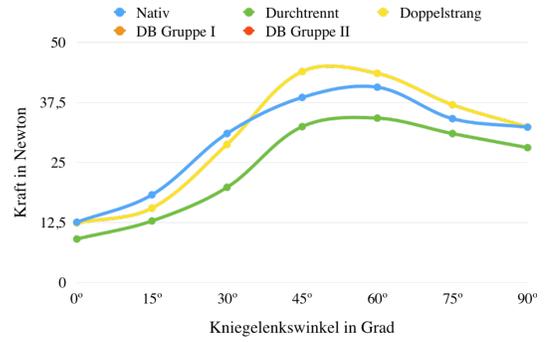
Distal: Im distalen Bereich der patellefemorale Kontaktfläche scheint die Durchtrennung des MPFL am wenigsten Einfluss zu haben. Hier finden sich zwar signifikant niedrigere Drücke in 0° - 30°, aber im Vergleich zu den anderen Arealen ist die Auswirkung in den höheren Knieflexionsgraden nichtmehr signifikant. Auch das hängt mit der verminderten Kontaktfläche bei zunehmender Kniebeugung zusammen.

Bei den Rekonstruktionen in Doppelstrangtechnik findet man signifikante Ergebnisse bei Graffixierung in 75° und 90° bei 30° Knieflexion. Je höher Der Winkel bei Befestigung des Transplantats, umso geringer scheint der Druckunterschied zur blauen Kurve im Verlauf. Auch bei der Doppelbündeltechnik zeigt sich vorrangig bei 30° Knieflexion ein signifikanter Unterschied in Gruppe I bei Rekonstruktion in 45° und 60° sowie in Gruppe II bei 45°, 60°, 75° und 90°. In Gruppe I ist weiterhin bei Rekonstruktion in 15° der Druck bei 15° erniedrigt, ebenso wie in Gruppe II bei Rekonstruktion in 15° und Kniebeugung 0° - 15° und bei Rekonstruktion in 45° in 15° Knieflexion.

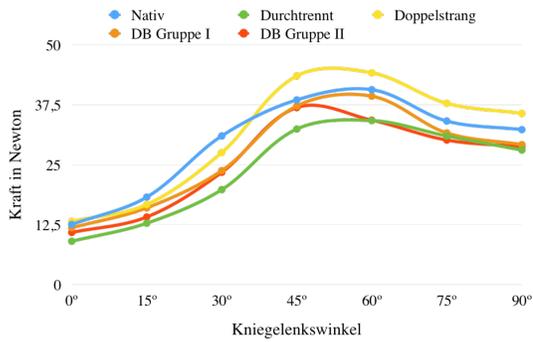
Im Vergleich zu den anderen Darstellungen (total, medial, lateral und proximal) liegen alle Kurven hier deutlich dichter zusammen.



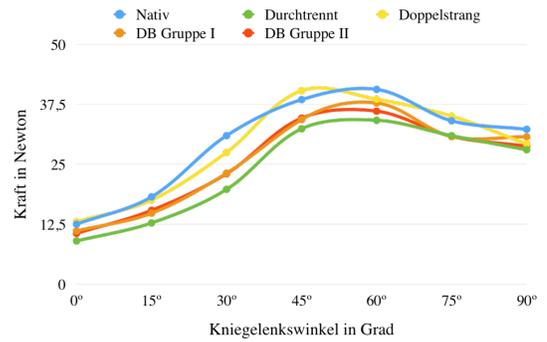
(a) Rekonstruktion in 15°



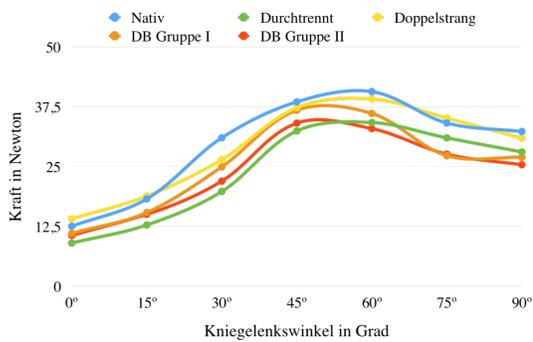
(b) Rekonstruktion in 30°



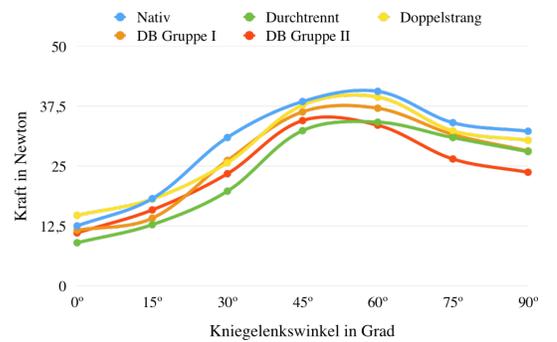
(c) Rekonstruktion 45°



(d) Rekonstruktion in 60°



(e) Rekonstruktion in 75°



(f) Rekonstruktion in 90°

Abbildung 4.5: Vergleich aller Gruppen distal

Kapitel 5

Diskussion

Die steigende Inzidenz der Patellaluxation in den letzten Jahren rückt die Thematik der patellofemorale Instabilität und deren adäquaten Behandlung immer mehr in den Vordergrund [51, 110, 139]. Behandlungsempfehlungen zur akuten Patellaluxation werden kontrovers diskutiert und sind aufgrund der multifaktoriellen Ursachen häufig nicht leicht zu geben [84]. Jedoch geht aufgrund der hohen Reluxationsrate nach konservativer Therapie und den sehr guten postoperativen Ergebnissen (auch nach Erstereignis) der Trend immer mehr zur primären operativen Rekonstruktion des MPFL [43, 65, 141, 155]. Da es mit einem Anteil von 50% - 60% den passiven Hauptstabilisator des Patellofemoralgelenkes darstellt und in über 90% bei einer Luxation rupturiert, hat es einen großen Einfluss auf die Wiederherstellung der vorangegangenen Funktionalität und das Risiko einer Reluxation [24, 68, 101, 125, 161]. Trotz der guten operativen Resultate kann es in manchen Fällen zu Bewegungseinschränkungen, Schmerzen oder rezidivierenden Luxationen kommen, die wohlmöglich aus einer nicht-anatomischen femoralen Fixation, zu hoher Spannung bei Transplantatfixation oder anderen Ursachen resultieren [38]. Umso wichtiger ist es demnach, Operationstechniken kritisch zu hinterfragen und wenn möglich zu optimieren, um persistierende Knieschmerzen oder patellofemorale Arthrose möglichst zu minimieren. Daher beschäftigt sich diese Arbeit mit den Einflussfaktoren einer MPFL-Rekonstruktion auf eine adäquate Wiederherstellung der patellofemorale Biomechanik.

Zum Einen konnte bestätigt werden, dass der Kniebeugewinkel während Transplantatfixation eine entscheidende Rolle für eine anatomische Rekonstruktion spielt, zum Anderen

wurde eine in der Literatur bisher nicht beschriebene Technik verwendet, die einen neuen Ansatz hinsichtlich der Wiederherstellung anatomischer patellofemorale Druckverhältnisse darstellt und mögliche operative Fallstricke sowie postoperative Komplikationen weiter reduzieren kann.

Um das Ziel einer anatomischen Rekonstruktion zu erreichen, muss auch die Anatomie des MPFL respektiert werden. Demnach wurde bei der hier durchgeführten Doppelbündeltechnik das Transplantat in zwei Bündel separiert. Das MPFL spannt sich nicht nur mit einem breiten patellaren und schmalen femoralen Ansatz segelförmig auf, sondern Amis et al. unterscheiden hierbei auch zwei funktionelle Bündel: Ein gerades inferiores (ISB) und ein superior-obliques Bündel (SOB), die in einem Winkel von ca. 15° zueinander verlaufen [4, 71]. Ersteres wird als statischer und zweites als dynamischer Stabilisator beschrieben, wobei die genaue Funktion und Bedeutung bisher noch nicht endgültig geklärt sind. Aus diesem Grund ist wichtig herauszufinden, ob es biomechanische und kinematische Unterschiede zwischen den gängigen Techniken und der in dieser Arbeit verwendeten Doppelbündeltechnik gibt, in der die funktionelle Anatomie des MPFL mehr einbezogen wird. In diesem Hinblick sind auch Rekonstruktionen mit nur einem Bündel an der Patella kritisch zu sehen, da bei Bewegung eine vermehrte Rotation oder Kippung möglich ist [34, 38, 84, 143]. Wang et al. zeigten diesbezüglich, dass die nötige Kraft, um die Patella in 15° um 10 mm zu lateralisieren, bei einer Einzelbündeltechnik geringer als bei einer Doppelstrangtechnik ist [159].

Die Analyse der Doppelbündeltechnik (3.5) zeigt, dass der Kniebeugungswinkel während Transplantatfixation in allen Rekonstruktionen einen signifikanten Unterschied im Vergleich zum nativen Zustand ergab. Die Fixierung des proximalen Bündels in 30° und des distalen Bündels in 75° zeigte jedoch, abgesehen von einer Druckreduktion der lateralen patellofemorale Kontaktfläche, keine Signifikanzen und ähnelt dem nativen Zustand somit am meisten.

Bisher wurden in der Literatur kaum Techniken beschrieben, bei denen zwei Bündel bei MPFL-Rekonstruktion selektiv in unterschiedlichen Kniebeugegraden befestigt wurden [171]. Kang et al. formten mit einer Sehne des M. semitendinosus ein Y-förmiges Transplantat mit zwei Bündeln, wobei das inferiore Bündel in 0° und das superiore in 30° Flexion befestigt wurde [72]. Allerdings erfolgte die patellare Befestigung durch eine Weichteilnaht,

sodass auch hier kein direkter Vergleich möglich ist. Obwohl in den Nachuntersuchung 24 Monate postoperativ eine Verlagerung und vermehrter Tilt auftraten, waren die Ergebnisse im Vergleich zum präoperativen Zustand signifikant besser.

Aufgrund fehlender vergleichbarer Daten der hier verwendeten Doppelbündeltechnik erfolgen die meisten Empfehlungen bezüglich des Kniegelenkwinkels während Transplantatanspannung in der Literatur nach der gängigen Doppelstrangtechnik oder ähnlichen Rekonstruktionen, bei denen es nur zu einer einmaligen Anspannung des Transplantats kommt.

Um die Ergebnisse der Doppelstrangtechnik in dieser Arbeit möglichst vergleichbar zu machen, wurden die Versuche anhand der Rekonstruktionstechnik nach Schöttle durchgeführt und nur minimal modifiziert. Diese ist eine der am häufigsten verwendeten Methoden. Hierbei wird das Gracilis-Transplantat ossär mit Ankern an der Patella fixiert. Im Vergleich zu diversen Weichteilfixationen geht man hierbei von einer höheren Ausreißfestigkeit und Steifigkeit aus. Dies wurde von Lenschow et al. in einem Vergleich von fünf Fixationstechniken dargelegt [85]. Zudem ist es risikoärmer und weniger invasiv als transossäre Bohrungen, die gerade bei kleinen Kniescheiben ein iatrogenes Frakturrisiko darstellen können [142].

Die Graftwahl erfolgte ebenfalls in Anlehnung an die aktuelle Literatur und an die bisherigen guten Erfahrungen. Die Gracilissehne als gängiges Transplantat der Wahl hat eine mittlere Ausreißkraft von 837 N und ist damit mehr als dreimal so zugkräftig wie das native MPFL mit 208 N [52, 96]. Die hierfür nötige Größe der Bohrkanäle kann auf 3 mm reduziert werden und minimiert somit im Vergleich zu anderen Techniken (z.B. mit einer Semitendinosussehne) zusätzlich das Risiko einer Gelenkpenetration [27, 61, 157]. Es werden auch gute Ergebnisse mit Fascia lata oder mit synthetischen Transplantaten berichtet, jedoch gelten die autologen Sehnen immernoch als Goldstandard bei einer MPFL-Rekonstruktion [17, 74, 90].

Bei der hier untersuchten Doppelstrangtechnik (3.4) zeigt sich, dass der Winkel, in dem das Transplantat für eine MPFL-Rekonstruktion fixiert wird, keinen signifikanten Einfluss auf die Gesamtverteilung des patellofemorale Druckverhaltens hat. Jedoch waren bei selektiver Betrachtung der medialen, proximalen, distalen oder lateralen Anteile signifikante Veränderungen bei Festmachen des Transplantats in 15° , 30° , 45° , 75° und 90° zu beob-

achten. Außerdem war der lateralseitige Druck in allen Rekonstruktionen reduziert. Der präferierte Winkel zur Rekonstruktion ist somit in 60° Knieflexion.

Ähnlich wie in anderen Studien wurde in dieser Arbeit zur Datenevaluierung eine Sensorfolie (TekScan) retropatellar fixiert, um möglichst exakte Daten der Druckverhältnisse wiederzugeben [15] [148, 149]. Durch das zusätzliche Vernähen der Druckmessfolie wird im Vergleich zu anderen Studien, bei denen diese beispielsweise nur von proximal eingeschoben wird, ein potentiell Verrutschen der Druckmessfolie minimiert. Somit ist die Aussagekraft der aufgezeichneten patellofemoralen Druckveränderungen in unmittelbarem Zusammenhang mit den durchgeführten Veränderungen (Resektion und Rekonstruktion) des MPFL zu bringen. Zusätzlich ist zu erwähnen, dass bisher bei der Datenauswertung die Druckveränderungen meist nur als Ganzes betrachtet worden sind und es kaum Aussagen über isolierte Veränderungen medial-, lateral-, proximal- oder distalseitig gibt [90, 91, 171]. Hierdurch lassen sich deutlich spezifischere Rückschlüsse auf die Kinematik und den patellofemoralen Anpressdruck vor und nach MPFL-Rekonstruktion ziehen und somit neue Erkenntnisse für die Rekonstruktionstechniken gewinnen.

Wie Amis et al. beschreiben, sind in Anbetracht der Biomechanik und Isometrie des MPFL die anatomischen Fixationspunkte patellar- und v.a. femoralseitig essentiell für die Rekonstruktion[4]. Die femoralen Fixierungen im Bohrkanal erfolgten bei unserer Arbeit mit einer Interferenzschraube und wurden unter Bildwandlerkontrolle am Insertionspunkt nach Schöttle befestigt. Da an jedem Knie beide Techniken (Doppelstrang- und Doppelbündeltechnik) durchgeführt wurden, waren die patellaren und femoralen Bohrungen für die Messungen immer gleich, wodurch eine direkte Vergleichbarkeit der Techniken für die jeweiligen Präparate möglich war und somit als mögliche Fehlerquelle für unterschiedliche Ergebnisse ausgeschlossen werden konnte. Obwohl in diversen Studien die Genauigkeit des Schöttle-Punkts kritisch diskutiert wird, so ist er nichtsdestotrotz der am meisten benutzte radiologische Referenzpunkt [13, 60, 117, 165]. Unklar ist bis heute, wieviel Abweichung tolerabel ist, bis es zu einer Relevanz im klinischen Outcome kommt. Hierzu werden Entfernungen von 5 - 12 *mm* in der Literatur beschrieben [60, 95, 133, 136]. Größere Abweichungen führen postoperativ zu einer gestörten Biomechanik und Kinematik im patello-femoralen Gelenk [38, 63, 155]. So konstatieren auch Hopper et al., dass weniger die Rekonstruktions-

technik für den Erfolg der Operation ausschlaggebend ist, als dass die korrekte anatomische Lage des femoralen Insertionspunkts den signifikanten Unterschied darstellt [63]. In Anbetracht, dass bei mutmaßlich dem größten Teil der Rekonstruktionstechniken dieser Punkt gleich oder ähnlich gewählt wird, verwundert es folglich nicht, dass systematische Reviews zeigen, dass sich viele Rekonstruktionstechniken im Ergebnis kaum unterscheiden, wobei die in dieser Arbeit verwendete Doppelbündeltechnik darin nicht abgebildet ist [43, 70, 88, 137].

Eine anatomische Positionierung der Bohrkanäle bei der MPFL-Rekonstruktion alleine reicht jedoch nicht immer aus um die patellofemorale Kinematik wiederherzustellen. Jede Technik ist für weitere Fehler anfällig, wie beispielsweise eine inadäquate Transplantatspannung.

Da diese während des Eingriffes nur schwer objektivierbar ist, liegt sie in der Hand des Operateurs und dessen Erfahrung. Zu wenig Spannung führt zu einer Verringerung des medialen patellofemoralen Drucks (wie z.B. nach MPFL-Durchtrennung) und kann zu einer Lateralisation der Patella, einer persistierenden Instabilität und im schlimmsten Fall zu Sub- und Luxationen führen. Im Gegenteil dazu führt eine Überspannung ggf. zu einem vermehrten Anpressdruck, veränderter Kinematik, Knorpelschäden, Schmerzen und Steifheit sowie langfristig zu einer verfrühten Arthrose [15, 38, 148]. Beck et al. und Stephen et al. konnten zeigen, dass eine Spannung von 2 N bei Transplantatfixation ausreichend ist, um die patellofemorale Druckverhältnisse adäquat wiederherzustellen [15, 148]. Obwohl in dieser Dissertation die Transplantatspannung bei Fixation mit Hilfe einer Federwaage objektiviert werden konnte, kam es lateralseitig trotzdem zu signifikant reduzierten Drücken bei größtenteils normalisierten Werten mediallyseitig. Ursachen hierfür könnten in einem leichten patellären Tilt oder einer unphysiologischen Medialisierung der Patella liegen. Darüber hinaus können in einer Biomechanikarbeit an humanen Präparaten die aktiven Weichteilstabilisatoren nicht komplett simuliert werden.

Carnesecchi et al. führen in einer klinischen Studie mit 50 Patienten eine MPFL-Rekonstruktion mit einer Gracilissehne nach der Technik von Schöttle [128] durch, wobei intraoperativ das Transplantat mit Hilfe eines Kraftmessers auf eine Spannung von 10 N gebracht wurde [25]. Hierbei orientieren sie sich an den Arbeiten von Amis et al. und Beck et al. in denen beschrieben wurde, dass bei mehr als >10 N eine Transplantatüberspannung

vorliegt. Eine Studie von Philippot et al. hält eine Transplantatspannung von 10 N für ideal, um den Tilt zu reduzieren und eine Überkorrektur zu vermeiden [4, 113]. Mittelfristig zeigen sich dadurch bei Carnesecchi et al. sehr gute Ergebnisse ohne Relaxationsereignis oder Steifheit des Kniegelenks [25].

Auch Chouteau et al. [26] berichten in einem Review über die Notwendigkeit eine Methode zu finden, mit der eine Überspannung des Transplantats vermieden oder zumindest das Risiko dafür minimiert werden kann. Nach Vergleich unterschiedlicher Techniken zeigte sich, dass Bewegungseinschränkung und Schmerzen aufgrund einer Überspannung des Transplantats die häufigsten Komplikationen sind [26]. Der perfekte Kniegelenkwinkel hierfür ist nach der aktuellen Literatur unklar. Je nach Flexionsgrad bei der Fixierung ändern sich die Spannung und Länge des Transplantats während einer Bewegung. Bei einer Knieflexion aus der vollständigen Streckung bis zu 90° erfährt das MPFL bei 30° mit 20 N die maximale Spannung, anschließend reduziert sich diese gegen 0 N [38]. Eine gängige Empfehlung, um eine Überspannung zu vermeiden, ist daher das Festmachen der Sehne in 30° [168]. Stephen et al. konnten bei Transplantatfixierung zwischen 30° und 60° Knieflexion unter 2 N Transplantatspannung keinen signifikanten Unterschied erkennen, wohingegen Arai et al. sowie Burrus und Steiner et al. 60° oder 90° empfehlen, da die Patella tiefer in der Trochlea und damit besser und präziser ausgerichtet ist [8, 23, 145, 149]. Somit reduziert sich auch das Risiko einer Medialisierung durch zu hohe Transplantatspannung. Diese Ergebnisse decken sich größtenteils mit denen dieser Arbeit, sodass die gängigen Techniken hierdurch in ihrer Wirksamkeit bekräftigt werden.

Burrus et al. [23] ist aufgefallen, dass es bei einer Transplantatfixierung über 45° zwischen 0° - 30° Kniebeugung zu signifikanten Längenänderungen kommt, sofern die femorale Befestigung nicht exakt am Schöttle-Punkt ist. Die Wahrscheinlichkeit, eine gestörte Kinematik zu erhalten, ist somit deutlich höher als bei einer Transplantatfixierung in 30° - 45° , die in diesem Bezug als fehlerverzeihender anzusehen ist, sogar wenn die femorale Fixierung nicht am Schöttle-Punkt ist [23]. Die Befestigung des Transplantats in einer strecknahen Position ($< 30^\circ$) wird nicht empfohlen. Der Vorteil, die richtige Transplantatlänge und Spannung durch den korrekten Sitz in der Trochlea zu ermitteln, fällt in diesen Positionen weg. Eine große Verschieblichkeit der Patella in den niedrigeren Flexionsgraden kombiniert mit einer

zu lockeren oder zu festen Transplantatspannung führt entweder zu strecknahen lateralen oder medialen Subluxationen. Ob das auch auf die individuellen Bündel, das ISB und SOB, übertragbar ist, bleibt zu diskutieren. Letztendlich wurden für eine MPFL-Rekonstruktion schon alle Positionen, sowohl von kompletter Streckung bis hin zu 90° empfohlen, kommen aber mehr aus theoretischen Überlegungen oder klinischen Ergebnissen. Sie sind daher immer kritisch zu sehen [87, 98, 136, 152].

Bei genauerer Betrachtung der Ergebnisse in der Literatur sowie dieser Arbeit lässt sich erkennen, dass trotz anatomischer Rekonstruktion und adäquater Spannung der Kniegelenkwinkel während der Transplantatfixation eine wichtige Rolle spielt. Es lässt sich schlussfolgern, dass die effektive Transplantatspannung auch in dieser Arbeit vom Flexionswinkel abhängt.

Ebenso entsprechen die in 4.3 dargestellten Kurvenverläufe weitgehend den biomechanischen Erwartungen wie auf Abbildung 2.4 abgebildet. Es konnte zwar anhand der Graphen gezeigt werden, dass die Kurve der Doppelstrangtechnik (gelb) hinsichtlich des totalen patellofemorale Drucks dem nativen Kurvenverlauf am nächsten ist, allerdings zeigten sich v.a. medial im Vergleich zur Doppelbündeltechnik vermehrt signifikant erhöhte Drücke. Es muss daher festgehalten werden, dass das Ziel, eine ausreichende mediale Stabilität wiederherzustellen, nicht mit einer Überspannung respektive überhöhten patellofemorale Drücken einhergen darf. Dies war medialeseitig jedoch bei der Doppelstrangtechnik in 15° , 45° und 75° der Fall, wohingegen bei der Doppelbündeltechnik in Gruppe I kein signifikanter Unterschied nach den Rekonstruktionen im Vergleich zu einem nativen Knie vorzufinden war.

Da außer medialeseitig in den anderen Arealen (lateral, proximal und distal) vornehmlich statistisch signifikante Druckreduktionen in den jeweiligen Techniken vorzufinden war, sollte der Fokus bei einem Vergleich der MPFL-Rekonstruktionsverfahren untereinander auf der medialen Kontaktfläche liegen.

Letztlich ist bei Verwendung der Doppelstrangtechnik die Befestigung des MPFL in 60° Knieflexion die zu empfehlende Methode. Bei der Doppelbündeltechnik sollte die Transplantatfixation des proximalen Bündels in 30° und des distalen Bündels in 75° erfolgen. Dies sind bei beiden Techniken die Rekonstruktionen, die dem nativen Zustand sehr ähnlich sind und die patellofemorale Druckverhältnisse am ehesten wiederherstellen.

Dieser Arbeit liegen diverse Limitierungen zu Grunde. Dazu zählt die Tatsache, dass die biomechanischen Untersuchungen und deren Ergebnisse an Kadavern durchgeführt wurden, deren Gewebestruktur sich von jungen Personen, die vornehmlich eine akute Patellaluxation erleiden, deutlich unterscheidet. Des Weiteren könnte der stabilisierende Effekt des Weichteilgewebes größer sein als man vermutet und somit auch bei Implantation der Druckmessfolie von lateral beeinflusst bzw. geschwächt werden. Auch die Druckmessfolie selbst könnte trotz adäquater Fixierung Einfluss auf die dynamische Druckverteilung im Gelenk nehmen. An allen Knien wurde jede der drei Rekonstruktionstechniken durchgeführt. Obwohl die Reihenfolgen der jeweiligen Kniewinkel bei den Rekonstruktionen alternierend gestaltet wurde, ist eine Auswirkung aufgrund von Laxizität nicht auszuschließen. Selbst unter Durchleuchtung und Verwendung des Schöttle-Punkts [127] für die femorale Fixation des Transplantats kann es nichtsdestotrotz passieren, eine anatomische Rekonstruktion zu verfehlen, wie auch schon Ziegler et al. zeigte [170]. Ebenso kritisch zu sehen sind die signifikanten, aber teilweise nur geringen Unterschiede der Ergebnisse und deren Übertragbarkeit auf das klinische Outcome und deren tatsächliche Relevanz, wobei sich die Daten der Doppelstrangtechnik mit der Literatur größtenteils deckt. Eine Vergleichbarkeit der Doppelbündeltechnik mit selektiver Anspannung ist aktuell noch nicht möglich und sind somit weiterhin als experimentell anzusehen.

5.1 Schlussfolgerung und Ausblick

Zusammenfassend lässt sich zeigen, dass die konkrete Empfehlung einer Rekonstruktionstechnik von vielen Variablen und Details wie Begleitpathologien, Transplantatspannung, Art des Transplantats, Knieflexionswinkel und auch individuellen Gegebenheiten abhängt.

Durch die Aufschlüsselung der Druckverteilungen im patellofemorale Gelenk in medial, lateral, proximal und distal ist es im Vergleich zu vielen bisherigen Studien möglich, die direkte Auswirkung von Transplantatspannung und Knieflexionswinkel nach MPFL-Rekonstruktion genauer und besser zu messen und zu analysieren.

Bei der hier untersuchten Doppelstrangtechnik (3.4) ergibt sich eine Empfehlung für die Refixation in 60° Kniebeugung.

Einen neuen Ansatz zur MPFL-Rekonstruktion stellt die hier verwendete Doppelbündeltechnik (3.5) dar, bei der unter Berücksichtigung der MPFL-Anatomie zwei Bündel in unterschiedlichen Flexionsgraden fixiert wurden. Hierbei zeigte sich die Transplantatfixation des proximalen Bündels in 30° und des distalen Bündels in 75° empfehlenswert.

Zukünftig scheint die Doppelbündeltechnik vielversprechend und erlaubt neben der selektiven Bündelrefixierung in unterschiedlichen Winkeln auch noch weitere Variationen wie z.B. unterschiedliche Spannung dieser.

Kapitel 6

Literaturverzeichnis

- [1] AGA-Knie-Patellofemoral-Komitee (2016) Die Therapie der instabilen Patella
- [2] Aglietti P, Pisaneschi A, De PB (1992) Recurrent dislocation of patella: three kinds of surgical treatment. *Italian journal of orthopaedics and traumatology*, 18(1):25–36
- [3] Ahmed AM, Duncan NA (2000) Correlation of patellar tracking pattern with trochlear and retropatellar surface topographies. *Journal of biomechanical engineering*, 122(6):652–660
- [4] Amis AA, Firer P, Mountney J, Senavongse W, Thomas NP (2003) Anatomy and biomechanics of the medial patellofemoral ligament. *The Knee*, 10(3):215–220
- [5] Andrish J (2004) The biomechanics of patellofemoral stability. *The journal of knee surgery*, 17(1):35–39
- [6] Andrish J (2008) The Management of Recurrent Patellar Dislocation. *Orthopedic Clinics of North America*, 39(3):313 – 327
- [7] Apostolovic M, Vukomanovic B, Slavkovic N, Vuckovic V, Vukcevic M, Djuricic G, Koccev N (2011) Acute patellar dislocation in adolescents: operative versus nonoperative treatment. *International Orthopaedics*, 35(10):1483–1487
- [8] Arai Y, Nakagawa S, Higuchi T, Inoue A, Honjo K, Inoue H, Ikoma K, Ueshima K, Ikeda T, Fujiwara H, Kubo T (2017) Comparative analysis of medial patellofemoral ligament length change pattern in patients with patellar dislocation using open-MRI. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 25(8):2330–2336
- [9] Arendt EA, Fithian DC, Cohen E (2002) Current concepts of lateral patella dislocation. *Clinics in sports medicine*, 21(3):499–519
- [10] 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. *The American journal of sports medicine*, 28(4):472–479
- [11] Balcarek P, Oberthür S, Hopfensitz S, Frosch S, Walde TA, Wachowski MM, Schüttrumpf JP, Stürmer KM (2014) Which patellae are likely to redislocate? *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 22(10):2308–2314

- [12] Baldwin JL (2009) The anatomy of the medial patellofemoral ligament. *The American journal of sports medicine*, 37(12):2355–2361
- [13] Barnett AJ, Howells NR, Burston BJ, Ansari A, Clark D, Eldridge JD (2012) Radiographic landmarks for tunnel placement in reconstruction of the medial patellofemoral ligament. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 20(12):2380–2384
- [14] Beasley LS, Vidal AF (2004) Traumatic patellar dislocation in children and adolescents: treatment update and literature review. *Current opinion in pediatrics*, 16(1):29–36
- [15] Beck P, Brown NAT, Greis PE, Burks RT (2007) Patellofemoral Contact Pressures and Lateral Patellar Translation after Medial Patellofemoral Ligament Reconstruction. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(9):1557–1563
- [16] Becker R, Hirschmann MT, Karlsson J (2018) The complexity of patellofemoral instability. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 26(3):675–676
- [17] 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. A 3-year follow-up study. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 22(10):2419–2425
- [18] Bicos J, Fulkerson JP, Amis A (2007) Current concepts review: the medial patellofemoral ligament. *The American journal of sports medicine*, 35(3):484–492
- [19] Brown DE, Alexander AH, Lichtman DM (1984) The Elmslie-Trillat procedure: evaluation in patellar dislocation and subluxation. *The American journal of sports medicine*, 12(2):104–109
- [20] Buchner M, Baudendistel B, Sabo D, Schmitt H (2005) Acute Traumatic Primary Patellar Dislocation. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 15(2):62–66
- [21] Buckens CFM, Saris DBF (2010) Reconstruction of the Medial Patellofemoral Ligament for Treatment of Patellofemoral Instability: A Systematic Review. *The American Journal of Sports Medicine*, 38(1):181–188
- [22] Burks RT, Desio SM, Bachus KN, Tyson L, Springer K (1998) Biomechanical evaluation of lateral patellar dislocations. *The American journal of knee surgery*, 11(1):24–31
- [23] Burrus MT, Werner BC, Conte EJ, Diduch DR (2015) Troubleshooting the Femoral Attachment During Medial Patellofemoral Ligament Reconstruction. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 3(1):232596711556919
- [24] Camanho GL, de Christo Viegas A, Bitar AC, Demange MK, Hernandez AJ (2009) Conservative Versus Surgical Treatment for Repair of the Medial Patellofemoral Ligament in Acute Dislocations of the Patella. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 25(6):620 – 625
- [25] Carnesecchi O, Neri T, Di Iorio A, Farizon F, Philippot R (2015) Results of anatomic gracilis MPFL reconstruction with precise tensioning. *The Knee*, 22(6):580–584

- [26] Chouteau J (2016) Surgical reconstruction of the medial patellofemoral ligament. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, 102(1):S189–S194
- [27] Christiansen SE, Jacobsen BW, Lund B, Lind M (2008) Reconstruction of the Medial Patellofemoral Ligament With Gracilis Tendon Autograft in Transverse Patellar Drill Holes. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 24(1):82 – 87
- [28] 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 Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 14(3):273–277
- [29] Conlan T, Garth WP, Lemons JE (1993) Evaluation of the medial soft-tissue restraints of the extensor mechanism of the knee. *The Journal of bone and joint surgery American volume*, 75(5):682–693
- [30] Deie M, Ochi M, Adachi N, Shibuya H, Nakamae A (2011) Medial patellofemoral ligament reconstruction fixed with a cylindrical bone plug and a grafted semitendinosus tendon at the original femoral site for recurrent patellar dislocation. *The American journal of sports medicine*, 39(1):140–145
- [31] DeJour D, Saggin P (2010) The sulcus deepening trochleoplasty—the Lyon’s procedure. *International Orthopaedics*, 34(2):311–316
- [32] Dejour H, Walch G, Neyret P, Adeleine P (1990) Dysplasia of the femoral trochlea. *Revue de chirurgie orthopedique et reparatrice de l’appareil moteur*, 76(1):45–54
- [33] Dejour H, Walch G, Nove-Josserand L, Guier C (1994) Factors of patellar instability: An anatomic radiographic study. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 2(1):19–26
- [34] Desio SM, Burks RT, Bachus KN (1998) Soft tissue restraints to lateral patellar translation in the human knee. *The American journal of sports medicine*, 26(1):59–65
- [35] Dickschas J, Harrer J, Reuter B, Schwitulla J, Strecker W (2014) Torsional osteotomies of the femur. *Journal of Orthopaedic Research*, 33(3):318–324
- [36] Drez D, Edwards T, Williams CS (2001) Results of medial patellofemoral ligament reconstruction in the treatment of patellar dislocation. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 17(3):298 – 306
- [37] Elias DA, White LM, Fithian DC (2002) Acute Lateral Patellar Dislocation at MR Imaging: Injury Patterns of Medial Patellar Soft-Tissue Restraints and Osteochondral Injuries of the Inferomedial Patella. *Radiology*, 225(3):736–743
- [38] Elias JJ, Cosgarea AJ (2006) Technical Errors during Medial Patellofemoral Ligament Reconstruction Could Overload Medial Patellofemoral Cartilage. *The American Journal of Sports Medicine*, 34(9):1478–1485
- [39] Evans EJ, Benjamin M, Pemberton DJ (1990) Fibrocartilage in the attachment zones of the quadriceps tendon and patellar ligament of man. *Journal of anatomy*, 171:155–162

- [40] Farahmand F, Tahmasbi MN, Amis AA (1998) Lateral force-displacement behaviour of the human patella and its variation with knee flexion—a biomechanical study in vitro. *Journal of biomechanics*, 31(12):1147–1152
- [41] Feller JA, Amis AA, Andrish JT, Arendt EA, Erasmus PJ, Powers CM (2007) Surgical biomechanics of the patellofemoral joint. *Arthroscopy : the journal of arthroscopic & related surgery : official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, 23(5):542–553
- [42] Feller JA, Richmond AK, Wasiak J (2014) Medial patellofemoral ligament reconstruction as an isolated or combined procedure for recurrent patellar instability. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 22(10):2470–2476
- [43] 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: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 26(10):1384 – 1394
- [44] Fithian DC, Paxton EW, Stone ML, Silva P, Davis DK, Elias DA, White LM (2004) Epidemiology and natural history of acute patellar dislocation. *The American journal of sports medicine*, 32(5):1114–1121
- [45] Frosch K, Akoto R, Schmeling A (2014) Patellaluxation bei Sportlern. *Der Chirurg*, 85(10):879–887
- [46] Frosch S, Balcarek P, Walde T, Schüttrumpf J, Wachowski M, Ferleman KG, Stürmer K, Frosch KH (2011) Die Therapie der Patellaluxation: eine systematische Literaturanalyse. *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie*, 149(06):630–645
- [47] Fucentese SF, von Roll A, Koch PP, Epari DR, Fuchs B, Schottle PB (2006) The patella morphology in trochlear dysplasia — A comparative MRI study. *The Knee*, 13(2):145 – 150
- [48] Fulkerson JP, Shea KP (1990) Disorders of patellofemoral alignment. *The Journal of bone and joint surgery American volume*, 72(9):1424–1429
- [49] Georg-Thieme-Verlag (2019) <http://www.thiemebilddatenbankanatomie.de>
- [50] Grana WA, Kriegshauser LA (1985) Scientific basis of extensor mechanism disorders. *Clinics in sports medicine*, 4(2):247–257
- [51] Gravesen KS, Kalleose T, Blønd L, Troelsen A, Barfod KW (2018) High incidence of acute and recurrent patellar dislocations: a retrospective nationwide epidemiological study involving 24.154 primary dislocations. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 26(4):1204–1209
- [52] Hamner DL, Brown CH, Steiner ME, Hecker AT, Hayes WC (1999) Hamstring tendon grafts for reconstruction of the anterior cruciate ligament: biomechanical evaluation of the use of multiple strands and tensioning techniques. *JBJS*, 81(4):549–57
- [53] Hauptert A, Lorbach O (2015) Anatomic reconstruction of the medial patellofemoral ligament using the fascia lata as an autograft. *Arthrosc Tech*, 4(1):e57–63

- [54] Hautamaa PV, Fithian DC, Kaufman KR, Daniel DM, Pohlmeier AM (1998) Medial soft tissue restraints in lateral patellar instability and repair. *Clinical orthopaedics and related research*, (349):174–182
- [55] Heegaard J, Leyvraz PF, Van Kampen A, Rakotomanana L, Rubin PJ, Blankevoort L (1994) Influence of soft structures on patellar three-dimensional tracking. *Clinical orthopaedics and related research*, (299):235–243
- [56] Heegaard J, Leyvraz PF, Curnier A, Rakotomanana L, Huiskes R (1995) The biomechanics of the human patella during passive knee flexion. *Journal of biomechanics*, 28(11):1265–1279
- [57] Hehne HJ (1990) Biomechanics of the patellofemoral joint and its clinical relevance. *Clinical orthopaedics and related research*, (258):73–85
- [58] Heo JW, Ro KH, Lee DH (2018) Patellar Redislocation Rates and Clinical Outcomes After Medial Patellofemoral Ligament Reconstruction: Suture Anchor Versus Double Transpatellar Tunnel Fixation. *The American Journal of Sports Medicine*, 47(5):1254–1262
- [59] Hepp W (2008) Zur Bestimmung der Dysplasie des Femoro-Patellargelenkes. *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete*, 120(03):259–267
- [60] Hiemstra L, O’Brien C, Lafave M, Kerslake S (2017) Accuracy and Learning Curve of Femoral Tunnel Placement in Medial Patellofemoral Ligament Reconstruction. *The Journal of Knee Surgery*, 30(09):879–886
- [61] Hinterwimmer S, Imhoff AB, Minzlaff P, Saier T, Rosenstiel N, Hawe W, Feucht MJ (2013) Anatomical two-bundle medial patellofemoral ligament reconstruction with hardware-free patellar graft fixation: technical note and preliminary results. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 21(9):2147–2154
- [62] Hinton RY, Sharma KM (2003) Acute and recurrent patellar instability in the young athlete. *The Orthopedic clinics of North America*, 34(3):385–396
- [63] Hopper GP, Leach WJ, Rooney BP, Walker CR, Blyth MJ (2014) Does Degree of Trochlear Dysplasia and Position of Femoral Tunnel Influence Outcome After Medial Patellofemoral Ligament Reconstruction? *The American Journal of Sports Medicine*, 42(3):716–722
- [64] Huberti HH, Hayes WC (1984) Patellofemoral contact pressures. The influence of q-angle and tendofemoral contact. *The Journal of bone and joint surgery American volume*, 66(5):715–724
- [65] Hussein A, Sallam AA, Imam MA, Snow M (2017) Surgical treatment of medial patellofemoral ligament injuries achieves better outcomes than conservative management in patients with primary patellar dislocation: a meta-analysis. *Journal of ISAKOS: Joint Disorders & Orthopaedic Sports Medicine*, 3(2):98–104
- [66] Jagodzinski M, Niemeyer P, Zeichen J, Balcarek P (2014) S1-Leitlinie Patella-Luxation

- [67] Jaquith BP, Parikh SN (2017) Predictors of Recurrent Patellar Instability in Children and Adolescents After First-time Dislocation. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 37(7):484–490
- [68] Ji G, Wang S, Wang X, Liu J, Niu J, Wang F (2016) Surgical versus Nonsurgical Treatments of Acute Primary Patellar Dislocation with Special Emphasis on the MPFL Injury Patterns. *The Journal of Knee Surgery*, 30(04):378–384
- [69] Johnson LL, van Dyk GE, Green JR, Pittsley AW, Bays B, Gully SM, Phillips JM (1998) Clinical assessment of asymptomatic knees: comparison of men and women. *Arthroscopy : the journal of arthroscopic & related surgery : official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, 14(4):347–359
- [70] Kang H, Wang F, Cao J, Liu X, Ji G (2016) A prospective randomized trial evaluating two different tensioning techniques for medial patellofemoral ligament reconstruction. *The Knee*, 23(5):826 – 829
- [71] Kang HJ, Wang F, Chen BC, Su YL, Zhang ZC, Yan CB (2010) Functional bundles of the medial patellofemoral ligament. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 18(11):1511–1516
- [72] 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 Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 22(10):2445–2451
- [73] Kaufer H (1971) Mechanical function of the patella. *The Journal of bone and joint surgery American volume*, 53(8):1551–1560
- [74] Khemka A, Lord SJ, Doyle Z, Bosley B, Muderis MA (2016) Minimally invasive medial patellofemoral ligament reconstruction for patellar instability using an artificial ligament: A two year follow-up. *The Knee*, 23(2):261 – 266
- [75] Kikuchi S, Tajima G, Yan J, Kamei Y, Maruyama M, Sugawara A, Fujino K, Takeda S, Doita M (2016) Morphology of insertion sites on patellar side of medial patellofemoral ligament. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy: Official journal of the ESSKA*
- [76] Kirsch MD, Fitzgerald SW, Friedman H, Rogers LF (1993) Transient lateral patellar dislocation: diagnosis with MR imaging. *American Journal of Roentgenology*, 161(1):109–113
- [77] Kita K, Horibe S, Toritsuka Y, Nakamura N, Tanaka Y, Yonetani Y, Mae T, Nakata K, Yoshikawa H, Shino K (2012) Effects of medial patellofemoral ligament reconstruction on patellar tracking. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy: Official journal of the ESSKA*, 20(5):829–837
- [78] Koëter S, Diks MJF, Anderson PG, Wymenga AB (2007) A modified tibial tubercle osteotomy for patellar maltracking. *The Journal of Bone and Joint Surgery British volume*, 89-B(2):180–185

- [79] Kohn AE D, Expertise Knie, Bd. 1. Aufl. Georg Thieme Verlag KG, 2015
- [80] Krämer KL, Jani L (1991) Die Operation nach Elmslie-Trillat. *Operative Orthopädie und Traumatologie*, 3(1):38–48
- [81] Kujala UM, Jaakkola LH, Koskinen SK, Taimela S, Hurme M, Nelimarkka O (1993) Scoring of patellofemoral disorders. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 9(2):159–163
- [82] Kyung HS, Kim HJ (2015) Medial Patellofemoral Ligament Reconstruction: A Comprehensive Review. *Knee Surgery & Related Research*, 27(3):133–140
- [83] LaPrade RF (2007) The Anatomy of the Medial Part of the Knee. *The Journal of Bone and Joint Surgery (American)*, 89(9):2000
- [84] Lee DY, Park YJ, Song SY, Hwang SC, Park JS, Kang DG (2018) Which Technique Is Better for Treating Patellar Dislocation? A Systematic Review and Meta-analysis. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 34(11):3082 – 3093.e1
- [85] Lenschow S, Schliemann B, Gestring J, Herbort M, Schulze M, Kösters C (2013) Medial Patellofemoral Ligament Reconstruction: Fixation Strength of 5 Different Techniques for Graft Fixation at the Patella. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 29(4):766–773
- [86] Lieb FJ, Perry J (1968) Quadriceps function. An anatomical and mechanical study using amputated limbs. *The Journal of bone and joint surgery American volume*, 50(8):1535–1548
- [87] Lippacher S, Dreyhaupt J, Williams SRM, Reichel H, Nelitz M (2014) Reconstruction of the Medial Patellofemoral Ligament: Clinical Outcomes and Return to Sports. *The American journal of sports medicine*, 42(7):1661–1668
- [88] 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: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 32(7):1421 – 1427
- [89] Longo UG, Ciuffreda M, Locher J, Berton A, Salvatore G, Denaro V (2017) Treatment of Primary Acute Patellar Dislocation. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 27(6):511–523
- [90] Lorbach O, Hauptert A, Efe T, Pizanis A, Weyers I, Kohn D, Kieb M (2016) Biomechanical evaluation of MPFL reconstructions: differences in dynamic contact pressure between gracilis and fascia lata graft. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 25(8):2502–2510
- [91] Lorbach O, Zumbansen N, Kieb M, Efe T, Pizanis A, Kohn D, Hauptert A (2018) Medial Patellofemoral Ligament Reconstruction: Impact of Knee Flexion Angle During Graft Fixation on Dynamic Patellofemoral Contact Pressure—A Biomechanical Study. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 34(4):1072 – 1082
- [92] Ludolph E, Schröter F, Krumbiegel A, Hempfling H (2014) Patellaluxation (Kniescheibenverrenkung). *Der medizinische Sachverständige*, 5:212

- [93] Mäenpää H, Lehto MUK (1997) Patellar Dislocation. *The American Journal of Sports Medicine*, 25(2):213–217
- [94] Masse Y (1978) Trochleoplasty. Restoration of the intercondylar groove in subluxations and dislocations of the patella. *Revue de chirurgie orthopedique et reparatrice de l'appareil moteur*, 64(1):3–17
- [95] McCarthy M, Ridley T, Bollier M, Wolf B, Albright J, Amendola A (2013) Femoral tunnel placement in medial patellofemoral ligament reconstruction. *The Iowa orthopaedic journal*, 33:58
- [96] Mountney J, Senavongse W, Amis AA, Thomas NP (2005) Tensile strength of the medial patellofemoral ligament before and after repair or reconstruction. *The Journal of bone and joint surgery British volume*, 87(1):36–40
- [97] Muneta T, Sekiya I, Tsuchiya M, Shinomiya K (1999) A technique for reconstruction of the medial patellofemoral ligament. *Clinical orthopaedics and related research*, (359):151–155
- [98] Nelitz M, Dreyhaupt J, Reichel H, Woelfle J, Lippacher S (2012) Anatomic Reconstruction of the Medial Patellofemoral Ligament in Children and Adolescents With Open Growth Plates. *The American Journal of Sports Medicine*, 41(1):58–63
- [99] Nietosvaara Y, Pauku R, Palmu S, Donell ST (2009) Acute patellar dislocation in children and adolescents. Surgical technique. *The Journal of bone and joint surgery American volume*, 91 Suppl 2 Pt 1:139–145
- [100] Nikku R, Nietosvaara Y, Aalto K, Kallio PE (2005) Operative treatment of primary patellar dislocation does not improve medium-term outcome. *Acta Orthopaedica*, 76(5):699–704
- [101] Nikku R, Nietosvaara Y, Aalto K, Kallio PE (2009) The mechanism of primary patellar dislocation. *Acta Orthopaedica*, 80(4):432–434
- [102] Nomura E (1999) Classification of lesions of the medial patello-femoral ligament in patellar dislocation. *International orthopaedics*, 23(5):260–263
- [103] Nomura E, Inoue M (2003) Surgical technique and rationale for medial patellofemoral ligament reconstruction for recurrent patellar dislocation. *Arthroscopy: The journal of arthroscopic & related surgery: Official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, 19(5):E47
- [104] Nomura E, Horiuchi Y, Kihara M (2000) Medial patellofemoral ligament restraint in lateral patellar translation and reconstruction. *The Knee*, 7(2):121–127
- [105] Nomura E, Inoue M, Osada N (2005) Anatomical analysis of the medial patellofemoral ligament of the knee, especially the femoral attachment. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : Official journal of the ESSKA*, 13(7):510–515
- [106] Ostermeier S, Stukenborg-Colsman C, Hurschler C, Wirth CJ (2006) In Vitro Investigation of the Effect of Medial Patellofemoral Ligament Reconstruction and Medial Tibial Tuberosity Transfer on Lateral Patellar Stability. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 22(3):308 – 319

- [107] Pagenstert G, Wolf N, Bachmann M, Gravius S, Barg A, Hintermann B, Wirtz DC, Valderrabano V, Leumann AG (2012) Open Lateral Patellar Retinacular Lengthening Versus Open Retinacular Release in Lateral Patellar Hypercompression Syndrome: A Prospective Double-Blinded Comparative Study on Complications and Outcome. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 28(6):788 – 797
- [108] 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 surgery, sports traumatology, arthroscopy: Official journal of the ESSKA*, 14(1):7–12
- [109] Panni AS, Alam M, Cerciello S, Vasso M, Maffulli N (2011) Medial patellofemoral ligament reconstruction with a divergent patellar transverse 2-tunnel technique. *The American journal of sports medicine*, 39(12):2647–2655
- [110] Panni AS, Vasso M, Cerciello S (2013) Acute patellar dislocation. What to do? *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 21(2):275–278
- [111] Parikh SN, Nathan ST, Wall EJ, Eismann EA (2013) Complications of medial patellofemoral ligament reconstruction in young patients. *The American journal of sports medicine*, 41(5):1030–1038
- [112] Pförringer W, Pitzl M, *Die Patella aus orthopädischer und sportmedizinischer Sicht: mit 8 Tabellen*. Schattauer, 2005
- [113] Philippot R, Boyer B, Testa R, Farizon F, Moyon B (2012) Study of patellar kinematics after reconstruction of the medial patellofemoral ligament. *Clinical Biomechanics*, 27(1):22–26
- [114] Phillips CL, Silver DAT, Schranz PJ, Mandalia V (2010) The measurement of patellar height. *The Journal of Bone and Joint Surgery British volume*, 92-B(8):1045–1053
- [115] Prescher A (2010) *Anatomie des Kniegelenks (Articulatio genus)*. AE-Manual der Endoprothetik, 1–18
- [116] Quirbach S, Smekal V, Rosenberger RE, El Attal R, Schöttle PB (2012) [Anatomical double-bundle reconstruction of the medial patellofemoral ligament with a gracilis autograft]. *Operative Orthopädie und Traumatologie*, 24(2):131–139
- [117] Redfern J, Kamath G, Burks R (2010) Anatomical Confirmation of the Use of Radiographic Landmarks in Medial Patellofemoral Ligament Reconstruction. *The American Journal of Sports Medicine*, 38(2):293–297
- [118] Ronga M, Oliva F, Giuseppe Longo U, Testa V, Capasso G, Maffulli N (2009) Isolated Medial Patellofemoral Ligament Reconstruction for Recurrent Patellar Dislocation. *The American Journal of Sports Medicine*, 37(9):1735–1742
- [119] Russo F, Doan J, Chase D, Farnsworth C, Pennock A (2015) Medial Patellofemoral Ligament Reconstruction: Fixation Technique Biomechanics. *Journal of Knee Surgery*, 29(04):303–309

- [120] Sandmeier RH, Burks RT, Bachus KN, Billings A (2000) The effect of reconstruction of the medial patellofemoral ligament on patellar tracking. *The American journal of sports medicine*, 28(3):345–349
- [121] Schaller C, Kusche H, Gutsfeld P, Bühren V (2015) Differenzierte Behandlung der Patellaluxation im Adoleszentenalter. *Trauma und Berufskrankheit*, 17(S1):192–200
- [122] Schmeling A, Aktuelle Aspekte der patellofemorale Instabilität. Stiftung zur Förderung der Arthroskopie, 2010
- [123] Schoettle PB, Zanetti M, Seifert B, Pfirrmann CW, Fucentese SF, Romero J (2006) The tibial tuberosity–trochlear groove distance; a comparative study between CT and MRI scanning. *The Knee*, 13(1):26 – 31
- [124] Schöttle P, Hensler D (2008) Revisionseingriffe zur Patellastabilisierung nach erfolgloser Operation am Streckapparat. *Arthroskopie*, 21(3):145–152
- [125] Schöttle P, Fucentese S, Romero J (2005) Clinical and radiological outcome of medial patellofemoral ligament reconstruction with a semitendinosus autograft for patella instability. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 13(7):516–521
- [126] Schöttle PB, Fucentese SF, Pfirrmann C, Bereiter H, Romero J (2005) Trochleaplasty for patellar instability due to trochlear dysplasia. *Acta Orthopaedica*, 76(5):693–698
- [127] Schöttle PB, Schmeling A, Rosenstiel N, Weiler A (2007) Radiographic landmarks for femoral tunnel placement in medial patellofemoral ligament reconstruction. *The American journal of sports medicine*, 35(5):801–804
- [128] Schöttle PB, Hensler D, Imhoff AB (2010) Anatomical double-bundle MPFL reconstruction with an aperture fixation. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 18(2):147–151
- [129] Seebacher JR, Inglis AE, Marshall JL, Warren RF (1982) The structure of the posterolateral aspect of the knee. *The Journal of bone and joint surgery American volume*, 64(4):536–541
- [130] Seitz A, Lippacher S, Natsha A, Reichel H, Ignatius A, Dürselen L, Dornacher D (2018) Patellofemoral contact pressure changes after different reconstruction approaches of the medial patellofemoral ligament. *Orthopaedic Proceedings*, 100-B(SUPP_3):43–43
- [131] Senavongse W, Amis AA (2005) The effects of articular, retinacular, or muscular deficiencies on patellofemoral joint stability: a biomechanical study in vitro. *The Journal of bone and joint surgery British volume*, 87(4):577–582
- [132] Senavongse W, Farahmand F, Jones J, Andersen H, Bull AMJ, Amis AA (2003) Quantitative measurement of patellofemoral joint stability: force-displacement behavior of the human patella in vitro. *Journal of orthopaedic research: Official publication of the Orthopaedic Research Society*, 21(5):780–786
- [133] Servien E, Fritsch B, Lustig S, Demey G, Debarge R, Lapra C, Neyret P (2010) In Vivo Positioning Analysis of Medial Patellofemoral Ligament Reconstruction. *The American Journal of Sports Medicine*, 39(1):134–139

- [134] Shah JN, Howard JS, Flanigan DC, Brophy RH, Carey JL, Lattermann C (2012) A systematic review of complications and failures associated with medial patellofemoral ligament reconstruction for recurrent patellar dislocation. *The American journal of sports medicine*, 40(8):1916–1923
- [135] 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. *The bone & joint journal*, 95-B(7):900–905
- [136] Smirk C, Morris H (2003) The anatomy and reconstruction of the medial patellofemoral ligament. *The Knee*, 10(3):221–227
- [137] Smith TO, Walker J, Russell N (2007) Outcomes of medial patellofemoral ligament reconstruction for patellar instability: a systematic review. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 15(11):1301–1314
- [138] Smith TO, Hunt NJ, Donell ST (2008) The reliability and validity of the Q-angle: a systematic review. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 16(12):1068–1079
- [139] Smith TO, Song F, Donell ST, Hing CB (2011) Operative versus non-operative management of patellar dislocation. A meta-analysis. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 19(6):988–998
- [140] Smith TO, Mann CJV, Donell ST (2014) Does knee joint proprioception alter following medial patellofemoral ligament reconstruction? *The Knee*, 21(1):21–27
- [141] Smith TO, Donell S, Song F, Hing CB (2015) Surgical versus non-surgical interventions for treating patellar dislocation. *Cochrane Database of Systematic Reviews*
- [142] Song SY, Kim IS, Chang HG, Shin JH, Kim HJ, Seo YJ (2014) Anatomic medial patellofemoral ligament reconstruction using patellar suture anchor fixation for recurrent patellar instability. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 22(10):2431–2437
- [143] Steensen RN, Dopirak RM, McDonald WG (2004) The anatomy and isometry of the medial patellofemoral ligament: implications for reconstruction. *The American journal of sports medicine*, 32(6):1509–1513
- [144] Stefancin JJ, Parker RD (2007) First-time Traumatic Patellar Dislocation. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 455:93–101
- [145] Steiner TM, Torga-Spak R, Teitge RA (2006) Medial patellofemoral ligament reconstruction in patients with lateral patellar instability and trochlear dysplasia. *The American journal of sports medicine*, 34(8):1254–1261
- [146] 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. *The American journal of sports medicine*, 40(8):1871–1879

- [147] Stephen JM, Kader D, Lumpaopong P, Deehan DJ, Amis AA (2013) Sectioning the medial patellofemoral ligament alters patellofemoral joint kinematics and contact mechanics. *Journal of orthopaedic research: Official publication of the Orthopaedic Research Society*, 31(9):1423–1429
- [148] Stephen JM, Kaider D, Lumpaopong P, Deehan DJ, Amis AA (2013) The Effect of Femoral Tunnel Position and Graft Tension on Patellar Contact Mechanics and Kinematics After Medial Patellofemoral Ligament Reconstruction. *The American Journal of Sports Medicine*, 42(2):364–372
- [149] Stephen JM, Kittl C, Williams A, Zaffagnini S, Marcheggiani Muccioli GM, Fink C, Amis AA (2016) Effect of Medial Patellofemoral Ligament Reconstruction Method on Patellofemoral Contact Pressures and Kinematics. *The American Journal of Sports Medicine*, 44(5):1186–1194
- [150] Tekscan-Inc (2020) I-Scan System
- [151] Testa EA, Camathias C, Amsler F, Henle P, Friederich NF, Hirschmann MT (2015) Surgical treatment of patellofemoral instability using trochleoplasty or MPFL reconstruction: a systematic review. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 25(8):2309–2320
- [152] Thaunat M, Erasmus PJ (2007) The favourable anisometry: An original concept for medial patellofemoral ligament reconstruction. *The Knee*, 14(6):424–428
- [153] Tigchelaar S (2017) Patellofemoral disorders: Causes, diagnosis, treatment. Dissertation
- [154] Trikha SP, Acton D, O’Reilly M, Curtis MJ, Bell J (2003) Acute lateral dislocation of the patella: correlation of ultrasound scanning with operative findings. *Injury*, 34(8):568–571
- [155] Tscholl PM, Ernstbrunner L, Pedrazzoli L, Fucentese SF (2018) The Relationship of Femoral Tunnel Positioning in Medial Patellofemoral Ligament Reconstruction on Clinical Outcome and Postoperative Complications. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 34(8):2410 – 2416
- [156] Tuxoe JI WSea Teir M (2002) The medial patellofemoral ligament: a dissection study. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy: Official journal of the ESSKA*, 10(3):138–140
- [157] Vasso M, Corona K, Toro G, Rossini M, Panni AS (2017) Anatomic double-bundle medial patellofemoral ligament reconstruction with autologous semitendinosus: aperture fixation both at the femur and the patella. *Joints*, 5(4):256
- [158] Wagner D, Pfalzer F, Hingelbaum S, Huth J, Mauch F, Bauer G (2013) The influence of risk factors on clinical outcomes following anatomical medial patellofemoral ligament (MPFL) reconstruction using the gracilis tendon. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy: Official journal of the ESSKA*, 21(2):318–324
- [159] Wang Q, Huang W, Cai D, Huang H (2017) Biomechanical comparison of single- and double-bundle medial patellofemoral ligament reconstruction. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 12(1)

- [160] Ward SR, Terk MR, Powers CM (2007) Patella Alta. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 89(8):1749–1755
- [161] Warren LF, Marshall JL (1979) The supporting structures and layers on the medial side of the knee: an anatomical analysis. *The Journal of bone and joint surgery American volume*, 61(1):56–62
- [162] Wechter J, Macalena J, Arendt EA (2013) Lateral Patella Dislocations: History, Physical Exam, and Imaging. *The Patellofemoral Joint in the Athlete*, 15–29
- [163] Wiberg G, Baumgartl F (1964) Klassifikation der Patellaformen. *Das Kniegelenk Berlin, Germany: Springer*, 276
- [164] Wiberg GR (1941) Anatomic Studies on the Femoropatellar Joint: With Special Reference to Chondromalacia Patellae. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 12:319–410
- [165] Wijdicks CA, Griffith CJ, LaPrade RF, Johansen S, Sunderland A, Arendt EA, Engbretsen L (2009) Radiographic identification of the primary medial knee structures. *JBJS*, 91(3):521–529
- [166] Wirth T (2011) Patellaluxationen. *Der Unfallchirurg*, 114(5):388–395
- [167] Wylie JD, Burks RT (2013) Medial patellofemoral ligament reconstruction with semitendinosus autograft. *Arthroscopy techniques*, 2(4):e417–e421
- [168] Yoo YS, Chang HG, Seo YJ, Byun JC, Lee GK, Im H, Song SY (2012) Changes in the Length of the Medial Patellofemoral Ligament. *The American Journal of Sports Medicine*, 40(9):2142–2148
- [169] 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 Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 21(9):2164–2171
- [170] Ziegler CG, Fulkerson JP, Edgar C (2015) Radiographic Reference Points Are Inaccurate With and Without a True Lateral Radiograph. *The American Journal of Sports Medicine*, 44(1):133–142
- [171] Zumbansen N, Hauptert A, Kohn D, Lorbach O (2019) Selective bundle tensioning in double-bundle MPFL reconstruction to improve restoration of dynamic patellofemoral contact pressure. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 28(4):1144–1153

Kapitel 7

Publikationen / Dank

Publikationen

- 12/2019 Zumbansen N, Hauptert A, Kohn D, Lorbach O (2019) **Selective bundle tensioning in double-bundle MPFL reconstruction to improve restoration of dynamic patellofemoral contact pressure.**
– Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy
- 04/2018 Lorbach O, Zumbansen N, Kieb M, Efe T, Pizanis A, Kohn D, Hauptert A. (2018) **Medial Patellofemoral Ligament Reconstruction: Impact of Knee Flexion Angle During Graft Fixation on Dynamic Patellofemoral Contact Pressure-A Biomechanical Study.**
– Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic Related Surgery, 34(4):1072 – 1082

Preise

- 09/2016 **2. Preis AGA Research Award (DJO Global)**, 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**
– 33. AGA Kongress 15-17.09.2016, Basel (Schweiz)

Vorträge

- 05/2019 Lorbach O, Hauptert A, Zumbansen N, Berger C, Kohn D, Brockmeyer M. **Additive Rotatorenmanschettennaht oder Débridement des Sehnen-Defektes nach arthroskopischer Kalkentfernung bei Tendinosis Calcarea? – Vergleich der klinischen und strukturellen Ergebnisse**
– 26. Jahreskongress der deutschen Vereinigung für Schulter- und Ellenbogenchirurgie (DVSE), 16.-18.05.2019, St. Gallen (Schweiz)

Vorträge

- 10/2016 Lorbach O, Hauptert A, Kohn D, Zumbansen N. **Selektive Anspannung der Bündel in der Doppelbündelrekonstruktion des medialen Patellofemorales Bandes – Einfluss der Kniebeugewinkels auf den dynamischen Patellofermoralen Druck**
– Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie, 25-28.10.2016, Berlin (Deutschland)
- Lorbach O, Zumbansen N, Kohn D, Hauptert A. **Biomechanischer Vergleich und radiologische Veränderungen der Patellaposition zweier Transplantate zur Rekonstruktion des medialen patellofemorales Bandes**
– Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie, 25-28.10.2016, Berlin (Deutschland)
- 09/2016 Hauptert A, Zumbansen N, Kohn D and Lorbach O. **Selective bundle tensioning in double bundle MPFL reconstruction – Impact of knee flexion angle on dynamic patellofemoral contact pressure**
– 33. AGA Kongress 15-17.09.2016, Basel (Schweiz)

Poster

- 10/2017 Haug AT, Zumbansen N, Pesch S, Biberthaler P, Hanschen M. **Langzeit Nachuntersuchung von proximalen Tibiafrakturen in einem Frakturregister mittels PROMs**
– Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie (DKOU 2017), 24.-27.10.2017, Berlin (Deutschland)
- 09/2016 Hauptert A, Zumbansen N, Kohn D and 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**
– 33. AGA Kongress 15-17.09.2016, Basel (Schweiz)
- 05/2016 Lorbach O, Hauptert A, Kieb M , Kohn D and Zumbansen N. **Optimal Tensioning of the MPFL graft - Impact of knee flexion angle on dynamic patellofemoral contact pressure**
– 17th Congress of the European Society Sports Traumatology, Knee Surgery and Arthroscopy (ESSKA), 4th-7th of May 2016, Barcelona (Spain)
- Lorbach O, Hauptert A, Kieb M , Kohn D and Zumbansen N. **Selective bundle tensioning in double bundle MPFL reconstruction – Impact of knee flexion angle on dynamic patellofemoral contact pressure**
– 17th Congress of the European Society Sports Traumatology, Knee Surgery and Arthroscopy (ESSKA), 4th-7th of May 2016, Barcelona (Spain)
- Hauptert A, Zumbansen N, Kohn D and 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**
– 17th Congress of the European Society Sports Traumatology, Knee Surgery and Arthroscopy (ESSKA), 4th-7th of May 2016, Barcelona (Spain)

Poster

- 04/2016 Lorbach O, Hauptert A, Kieb M , Kohn D and Zumbansen N. **Optimal Tensioning of the MPFL graft - Impact of knee flexion angle on dynamic patellofemoral contact pressure**
– 35th Meeting of the Arthroscopy Association of America (AANA), 14th – 16th April 2016, Boston (USA)
- 10/2015 Lorbach O, Hauptert A, Kieb M, Kohn D, Zumbansen N. **Einfluss der Knieflexion bei Transplantatfixation auf das dynamische patellofemorale Druckverhalten bei Rekonstruktion des medialen patellofemorales Bandes**
– Jahreskongress der deutschen Gesellschaft für Orthopädie und Unfallchirurgie (DGOU), Oktober 2015, Berlin (Deutschland)
- 09/2015 Lorbach O, Hauptert A, Kieb M, Kohn D, Zumbansen N. **Einfluss der Knieflexion bei Transplantatfixation auf das dynamische patellofemorale Druckverhalten bei Rekonstruktion des medialen patellofemorales Bandes**
– 32. Jahreskongress der deutschen Gesellschaft für Arthroskopie und Gelenkchirurgie (AGA), September 2015, Dresden (Deutschland)

7.1 Danksagung

Mein Dank gilt an erster Stelle Prof. Dr. med. Olaf Lorbach für die Vergabe dieses überaus interessanten Themas sowie für seine hervorragende Betreuung und Engagement.

Außerdem danke ich Prof. Dr. med. Dieter Kohn für die Möglichkeit der Durchführung dieser Dissertation in seiner Klinik.

Zu guter Letzt gilt ein ganz besonderer Dank meinen Eltern für die unermüdliche Unterstützung und Motivation im Rahmen meines kompletten Studiums sowie insbesondere der Dissertation.

Kapitel 8

Lebenslauf

Aus datenschutzrechtlichen Gründen wird der Lebenslauf in der elektronischen Fassung der Dissertation nicht veröffentlicht.