

Aus der Orthopädischen Universitätsklinik
mit Poliklinik Tübingen

Biomechanische Untersuchung zur Beurteilung der
Patellastabilität unter Veränderung
unterschiedlicher Parameter

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der Medizinischen Fakultät
der Eberhard Karls Universität
zu Tübingen

vorgelegt von

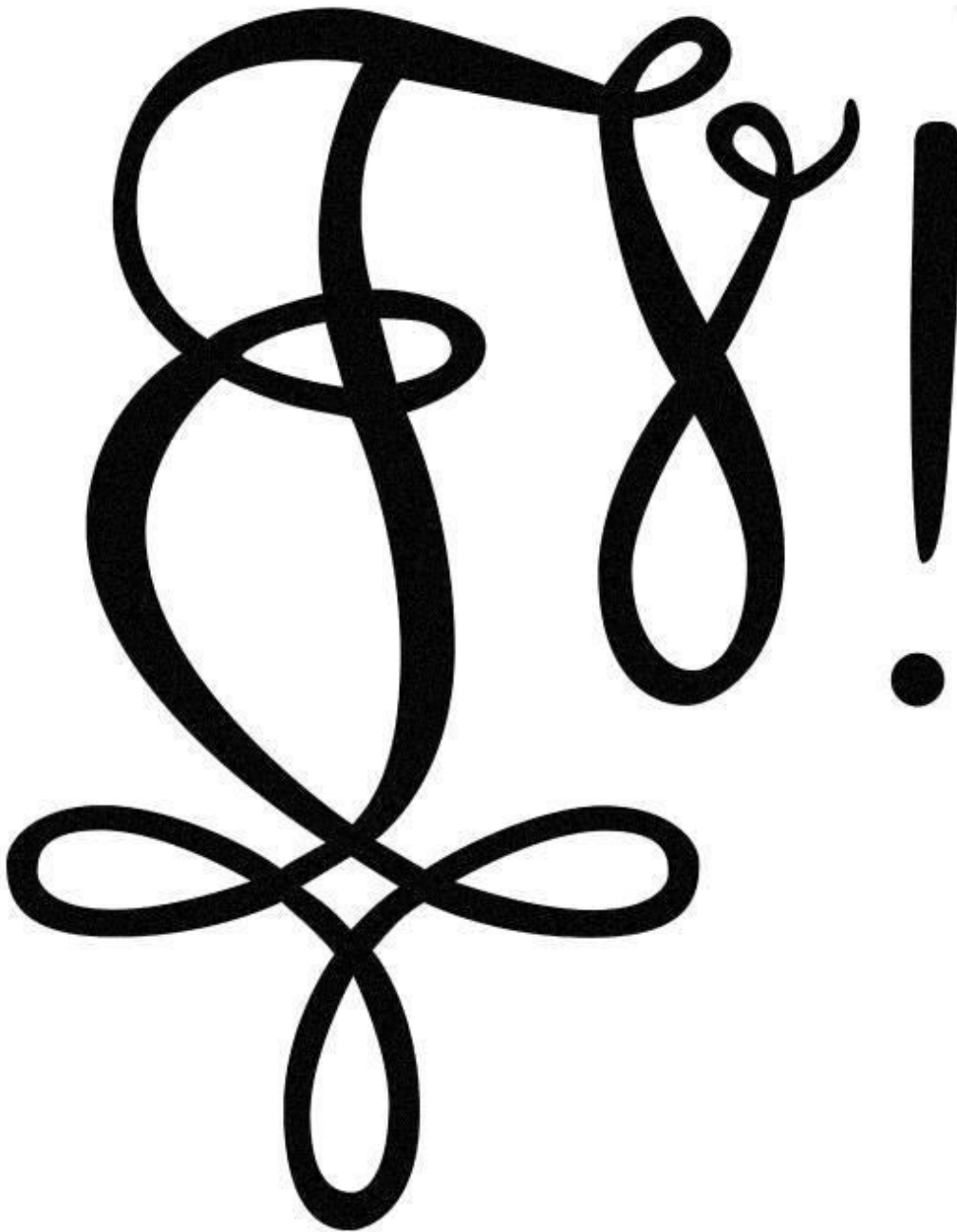
Krusenbaum, Maik

2017

Dekan: Professor Dr. I. B. Autenrieth

1. Berichterstatter: Professor Dr. N. Wülker
2. Berichterstatter: Privatdozent Dr. A. Ateschrang

Tag der Disputation: 19.06.2017



**Furchtlos und treu! Vivat, crescat, floreat!
Hie gut Württemberg allweg!**

(Wahlspruch der Akademischen Verbindung Virtembergia)

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis	6
Abkürzungsverzeichnis	9
1. Anatomie / Biomechanik / Klinik / Pathologie / Behandlung / Forschung.....	11
1.1. Anatomie des Kniegelenks.....	11
1.1.2. Das Femorotibialgelenk (Articulatio femorotibialis)	12
1.1.3. Das Femoropatellargelenk (Articulatio femoropatellaris)	13
1.1.4. Das Tibiofibulargelenk (Articulatio tibiofibularis)	17
1.1.3. Beinachse und biomechanische Grundlagen	17
1.1.3.1. Stabilisatoren der Patella	17
1.1.3.2. Q-Winkel	22
1.2. Patellainstabilität und ihre klinische Bedeutung	23
1.3. Anteriorer Knieschmerz und Chondromalazie patellae	29
1.4. Operative und konservative Behandlungsverfahren	33
1.4.1. Operative Therapie	33
1.4.1.1. Lateral Release	33
1.4.1.2. Mediale Kapselraffung	33
1.4.1.3. Insall	34
1.4.1.4. Tuberositas Medialisierung	34
1.4.1.5. Beinachsenkorrektur – Tibiakopfeosteotomie	35
1.4.1.6. MPFL-Operation	36
1.4.1.7. Trochleoplastik	36
1.4.1.8. Vergleich der operativen OP-Verfahren.....	37
1.4.2. Konservative Therapie	38
1.4.3. Konservative versus operative Behandlungsverfahren – ein Vergleich	39
1.5. Ein Resümee der Forschung.....	42
1.5.1. Definition der Patellastabilität/-instabilität	43
1.5.2. Biomechanische In-vitro-Studien	44
1.6. Fragestellung	48
2. Material und Methoden	49
2.1. Versuchsanordnung.....	49
2.2. Humane Kniepräparate	50
2.2.1. Einleitung	50
2.2.2. Präparation	51
2.3. Kniekinemator	53
2.3.1. Funktionsweise des Kniekinemator	53
2.3.2. Kinematik-Messungen	54
2.3.3. Patellastabilitätsmessungen	55
2.3.4. Einspannen der humanen Kniepräparate	55
2.3.5. Bestimmung der Nullposition	58
2.4. Kuka Industrieroboter	59
2.5. Datenerfassung.....	61
2.5.1. Das Zebris-Bewegungsmesssystem	61
2.5.2. Referenzierung	62
2.5.3. Gelenk-Koordinatensysteme	63
2.6. Versuchsdurchführung	64
2.6.1. Erläuterung der Messbedingungen	64
2.6.2. Versuchsablauf	66

2.7. Auswertung der Rohdaten.....	69
2.8. Statistische Auswertung.....	69
3. Ergebnisse.....	72
3.1. Reproduzierbarkeitsmessungen.....	72
3.2. Flexionswinkelabhängige Quadrizepsgesamtkräfte	73
3.3. Variation der Quadrizepsgesamtkraft	74
3.3.1. Auslenkung nach lateral	75
3.3.2. Auslenkung nach medial	76
3.3.3. Kippung bei lateraler Auslenkung	77
3.3.4. Kippung bei medialer Auslenkung	78
3.4. Symmetrische/Asymmetrische Muskellastverteilung.....	79
3.4.1. Einfluss der symmetrischen/asymmetrischen Muskellast auf die laterale Patellaauslenkung	80
3.4.2. Einfluss der symmetrischen/asymmetrischen Muskellast auf die laterale Patellaauslenkung	80
3.4.3. Einfluss der symmetrischen/asymmetrischen Muskellast auf die mediale Patellaauslenkung	81
3.4.4. Einfluss der symmetrischen/asymmetrischen Muskellast auf die mediale Patellaauslenkung	82
3.4.5. Einfluss der symmetrischen/asymmetrischen Muskellast auf die Patellakippung bei lateraler Auslenkung	83
3.4.6. Einfluss der symmetrischen/asymmetrischen Muskellast auf die Patellakippung bei lateraler Auslenkung	84
3.4.7. Einfluss der symmetrischen/asymmetrischen Muskellast auf die Patellakippung bei medialer Auslenkung	85
3.4.8. Einfluss der symmetrischen/asymmetrischen Muskellast auf die Patellakippung bei medialer Auslenkung	86
3.5. Betrachtung der Auslenkrichtung	86
3.5.1. Auslenkung bei einer Quadrizepsgesamtkraft von 30 N	87
3.5.2. Auslenkung bei einer Quadrizepsgesamtkraft von 150 N	87
3.5.3. Kippung bei einer Quadrizepsgesamtkraft von 30 N	88
3.5.4. Kippung bei einer Quadrizepsgesamtkraft von 150 N	89
3.6. Analyse der Patellaauslenkkraft	90
3.6.1. Vergleich der Patellaauslenkkraft bei lateraler Auslenkung	90
3.6.2. Vergleich der Patellaauslenkkraft bei medialer Auslenkung	91
3.6.3. Vergleich der Patellaauslenkkraft bei lateraler Auslenkung	92
3.6.4. Vergleich der Patellaauslenkkraft bei medialer Auslenkung	93
4. Diskussion.....	94
5. Zusammenfassung	107
6. Literaturverzeichnis	110
7. Erklärung zum Eigenanteil der Dissertationsschrift.....	120
8. Veröffentlichung	121
9. Anhang	122
10. Danksagung	123
11. Lebenslauf	124

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Bewegungsumfang des Kniegelenkes: A. Standbild; B. Flexion; C. Extension; D. Innenrotation; E. Außenrotation.	18
Abbildung 2: Übersicht über die verschiedenen Kniescheibenformen nach Wiberg, Baumgartel und Ficat [8].	20
Abbildung 3: Darstellung eines aufgeschnittenen Kniegelenkes.	21
Abbildung 4: Darstellung der Patellafacettenanteile (beidseits je einen kranialen, medial und kaudalen-Anteil + Odd-Facette); eingezeichnet sind die Flexionswinkel, ab welchem welcher Facettenanteil Kontakt mit der Trochlea bekommt. Ab 135° hat die Odd-Facette Kontakt mit der medialen Femurkondyle [10].	22
Abbildung 5: Kniegelenk mit separierten Muskeln: A. M. semimembranosus; B. Vastus medialis; C. M. rectus femoris; D. Vastus lateralis; E. M. biceps femoris.	24
Abbildung 6: Darstellung der unterschiedlichen Beinachsen: A. Anatomische- Linie, B. Mikulicz-Linie.	26
Abbildung 7: Kraftvektoren bei unterschiedlichen Flexionswinkeln [11].	27
Abbildung 8: Bestimmung des TTTG-Abstands, bearbeitet aus [23].	29
Abbildung 9: Darstellung einer lateralen Patellaluxation [32].	30
Abbildung 10: Radiologische Darstellung einer lateralen Patellaluxation [32].	34
Abbildung 11: Aero Step [81] mit Noppen, um die Propriozeption zu verbessern.	45
Abbildung 12: Übersicht im Labor: A. Sendereinheit des Ultraschallbewegungsmesssystem; B. Kniekinemator; C. Industrieroboter.	56
Abbildung 13: Übersicht über die unterschiedlichen Präparationsschritte. A. Hautmantel intakt; B. Faszien intakt; C. vollendete Präparation.	58
Abbildung 14: Darstellung einiger Bearbeitungsschritte. A. Kürzung der Tibia, Montage zweier Schrauben; B. Bohrung für Kirschnerdrähte; C. Polymethylmethacrylat-Block am Ende der Tibia.	59
Abbildung 15: Kniekinemator: A. Sprunggelenk; B.1. Sehnenklammer; B.2. Kraftdetektor; B.3. Metallseil; C. Hüftgelenk.	60
Abbildung 16: Kniekinemator: Position der Aluminiumprofile.	62
Abbildung 17: A. Gewindestange fixiert in den Aluminiumplatten; B. Gewindestange mit Halbkugeln und Sechskantmutter.	63
Abbildung 18: Kniekinemator A. Femurverlängerung; B. Kraftdetektor; C. Sehnenklammer; D. Aluminiumplatte; E. Gewindestange; F. Tibiaverlängerung.	64
Abbildung 19: Industrieroboter, inklusive auslenkendem Winkel mit Spitze. ..	66
Abbildung 20: Marker mit je 3 Empfängereinheiten an der jeweiligen Position. A. Femurzylinder; B. Patella; C. Tibiazylinder.	67
Abbildung 21: A. Sendereinheit; B. Zebris Stylus Pointer.	68
Abbildung 22: Grafische Darstellung der Koordinatensysteme von Patella (XP, ZP, YP) und Femur (XF, ZF, YF).	70

Abbildung 23: Auslenkung der Patella nach medial. A. Winkel mit Spitze; B. 6-Komponenten-Kraftmessdose; C. Industrieroboterarm.	71
Abbildung 24: Humanes Kniepräparat in Frischhaltefolie verpackt.	73
Abbildung 25: Beispiel eines Boxplots. Beinhaltet: Ausreißer, Extremwert, Min. = Minimum, Max. = Maximum, Median, unteres Quartil, oberes Quartil, Box = Interquartilsabstand, Spannweite.....	76
Abbildung 26: Symmetrische Muskellastverteilung bei einer Quadrizepsgesamtkraft von 150 N. Die humanen Kniepräparate befand sich in 15° Flexionsstellung. Die Auslenkung fand mit 50 N nach lateral statt.	78
Abbildung 27: Symmetrische Muskellastverteilung bei einer Quadrizepsgesamtkraft von 150 N. Die humanen Kniepräparate befanden sich in 15° Flexionsstellung. Die Auslenkung fand mit 50 N nach lateral statt.	79
Abbildung 28: Kinematik-Messungen über einen Flexionswinkelbereich zwischen 15° und 90°.....	80
Abbildung 29: Flexionswinkelabhängige Quadrizepsgesamtkräfte.	80
Abbildung 30: Auslenkung der Patella über einen Flexionswinkelbereich von 15°-90°. Die Auslenkung fand mit 100 N nach lateral statt. Die Quadrizepsgesamtkraft betrug 30 N, 150 N, 300 N und 600 N, inklusive flexionswinkelabhängiger Quadrizepsgesamtkraftmessungen.....	81
Abbildung 31: Auslenkung der Patella über einen Flexionswinkelbereich von 15°-90°. Die Auslenkung fand mit 100 N nach medial statt. Die Quadrizepsgesamtkraft betrug 30 N, 150 N, 300 N und 600 N, inklusive flexionswinkelabhängiger Quadrizepsgesamtkraftmessungen.....	83
Abbildung 32: Kippung der Patella über einen Flexionswinkelbereich von 15°-90°. Die Auslenkung fand mit 100 N nach lateral statt. Die Quadrizepsgesamtkraft betrug 30 N, 150 N, 300 N und 600 N, inklusive flexionswinkelabhängiger Quadrizepsgesamtkraftmessungen.....	84
Abbildung 33: Kippung der Patella über einen Flexionswinkelbereich von 15°-90°. Die Auslenkung fand mit 100 N nach medial statt. Die Quadrizepsgesamtkraft betrug 30 N, 150 N, 300 N, 600 N, inklusive flexionswinkelabhängiger Quadrizepsgesamtkraftmessungen.....	85
Abbildung 34: Symmetrische und asymmetrischen Muskellastverteilung. Auslenkung der Patella über einen Flexionswinkelbereich von 15°-90°. Die Quadrizepsgesamtkraft betrug 150 N und die Auslenkung fand mit 100 N nach lateral statt.	86
Abbildung 35: Symmetrische und asymmetrischen Muskellastverteilung. Auslenkung der Patella über einen Flexionswinkelbereich von 15°-90°. Die Quadrizepsgesamtkraft betrug 300 N und die Auslenkung fand mit 100 N nach lateral statt.	87
Abbildung 36: Symmetrische und asymmetrischen Muskellastverteilung. Auslenkung der Patella über einen Flexionswinkelbereich von 15°-90°. Die Quadrizepsgesamtkraft betrug 300 N und die Auslenkung fand mit 100 N nach medial statt.	88
Abbildung 37: Symmetrische und asymmetrischen Muskellastverteilung. Auslenkung der Patella über einen Flexionswinkelbereich von 15°-90°. Die Quadrizepsgesamtkraft betrug 300 N und die Auslenkung fand mit 100 N nach medial statt.	88

Abbildung 38: Symmetrische und asymmetrischen Muskellastverteilung. Kippung der Patella über einen Flexionswinkelbereich von 15°-90°. Die Quadrizepsgesamt kraft betrug 150 N und die Auslenkung fand mit 100 N nach lateral statt.	89
Abbildung 39: Symmetrische und asymmetrischen Muskellastverteilung. Kippung der Patella über einen Flexionswinkelbereich von 15°-90°. Die Quadrizepsgesamt kraft betrug 300 N und die Auslenkung fand mit 100 N nach lateral statt.	90
Abbildung 40: Symmetrische und asymmetrischen Muskellastverteilung. Kippung der Patella über einen Flexionswinkelbereich von 15°-90°. Die Quadrizepsgesamt kraft betrug 150 N und die Auslenkung fand mit 100 N nach medial statt.	91
Abbildung 41: Symmetrische und asymmetrischen Muskellastverteilung. Kippung der Patella über einen Flexionswinkelbereich von 15°-90°. Die Quadrizepsgesamt kraft beträgt 300 N und die Auslenkung findet mit 100 N nach medial statt.	92
Abbildung 42: Mediale und laterale Auslenkrichtung mit 100 N Auslenkkraft. Auslenkung der Patella über einen Flexionswinkelbereich von 15°-<90°. Die Quadrizepsgesamt kraft betrug 30 N.	93
Abbildung 43: Mediale und laterale Auslenkrichtung mit 100 N Auslenkkraft. Auslenkung der Patella über einen Flexionswinkelbereich von 15°-90°. Die Quadrizepsgesamt kraft betrug 150 N.	94
Abbildung 44: Mediale und laterale Auslenkrichtung mit 100 N Auslenkkraft. Kippung der Patella über einen Flexionswinkelbereich von 15°-90°. Die Quadrizepsgesamt kraft betrug 30 N.	95
Abbildung 45: Mediale und laterale Auslenkrichtung mit 100 N Auslenkkraft. Kippung der Patella über einen Flexionswinkelbereich von 15°-90°. Die Quadrizepsgesamt kraft betrug 150 N.	96
Abbildung 46: Auslenkung der Patella über einen Flexionswinkelbereich von 15°-90°. Die Quadrizepsgesamt kraft betrug 300 N und die Patella wurde nach lateral ausgelenkt.	97
Abbildung 47: Auslenkung der Patella über einen Flexionswinkelbereich von 15°-90°. Die Quadrizepsgesamt kraft betrug 300 N und die Patella wurde nach medial ausgelenkt.	98
Abbildung 48: Kippung der Patella über einen Flexionswinkelbereich von 15°- 90°. Die Quadrizepsgesamt kraft betrug 300 N und die Patella wurde nach lateral ausgelenkt.	98
Abbildung 49: Kippung der Patella über einen Flexionswinkelbereich von 15°- 90°. Die Quadrizepsgesamt kraft betrug 300 N und die Patella wurde nach medial ausgelenkt.	99
Abbildung 50: Kujalas Anterior Knee Pain Score [53].	122

Abkürzungsverzeichnis

a.p.	=	anterior posterior
bspw.	=	beispielsweise
bzw.	=	beziehungsweise
C	=	Celsius
ca.	=	circa
cm	=	Zentimeter
CT	=	Computertomographie
et al.	=	et alteri (lateinisch) = und andere
evtl.	=	eventuell
Hz	=	Hertz
kg	=	Kilogramm
M.	=	Musculus
Mm.	=	Musculi
mm	=	Millimeter
Max.	=	Maximum
Min.	=	Minimum
MPFL	=	mediales patellofermoales Ligament
MRT	=	Magnetresonanztomographie
MW	=	Mittelwert
N	=	Newton
NSAR	=	Nichtsteroidales Antirheumatikum
s	=	Sekunden
s.c.	=	subcutan
SD	=	Standardabweichung
sog.	=	sogenannten
USA	=	United States of America
UKT	=	Universitätskrankenhaus Tübingen
u.a.	=	unter anderem
v.a.	=	vor allem
z.B.	=	zum Beispiel
%	=	Prozent

$>$	=	größer als
\geq	=	größer/gleich als
$<$	=	kleiner als
\leq	=	kleiner/gleich als
$^\circ$	=	Grad

1. Anatomie / Biomechanik / Klinik / Pathologie / Behandlung / Forschung

1.1. Anatomie des Kniegelenks

Das Kniegelenk gilt als das größte Gelenk des menschlichen Körpers. Gleichzeitig ist seine adäquate Funktion unerlässlich für den menschlichen Alltag. Wir benötigen es unter anderem für den aufrechten Stand und das Laufen mit all seinen Facetten, bspw. einem Sprint im Hochleistungssport. Somit ergeben sich eine Reihe unterschiedlicher Belastungen, die jeden Tag unzählige Male auf das Kniegelenk einwirken. Dank seiner Beschaffenheit aus verschiedenen Knochen, Knorpeln, Bändern und Muskeln können die auftretenden Strapazen jedoch gut verarbeitet werden. Zu den Knochen zählen der Femur, die Patella und die Tibia. Die Menisci medialis et lateralis stellen den knorpeligen Anteil dar. Bei den Bändern gibt es innen liegende Bänder (vorderes und hinteres Kreuzband) und außen liegende Bänder (Ligamentum patellae, Ligamentum collaterale fibulare, Ligamentum collaterale tibiale, Ligamentum popliteum obliquum). Zur Gruppe der Muskeln gehören die Hamstring- (M. biceps femoris, M. semitendinosus, M. semimembranosus) und Quadrizepsmuskeln (M. rectus femoris, M. vastus medialis, M. vastus intermedius, M. vastus lateralis). Durch seinen komplexen Aufbau als Drehscharniergelenk gestattet das Kniegelenk verschiedene Freiheitsgrade: Zum einen sind dies Flexion und Extension, zum anderen Innen- und Außenrotation (Abbildung 1). Die Kniegelenksrotation ist im gestreckten Knie nicht möglich; durch Kollateral- und Kreuzbänder und die Struktur der Knochen wird dies verhindert. Die Außenrotation wird durch die Kollateralbänder, die Innenrotation durch die Kreuzbänder gehemmt. Die Rotationsfähigkeit des Kniegelenks nimmt mit steigender Knieflexion zu. Der Bewegungsumfang beträgt bei einem um 90° gebeugten Knie nach der Neutral-Null-Methode für die Innen-/Außenrotation 10/0/30°. Der Bewegungsumfang für die Flexion/Extension beträgt 150/0/0°. Es gibt mehrere Gruppen von limitierenden Faktoren für den Bewegungsumfang von Gelenken: Dazu zählen die Knochen, die Bänder und die Muskeln. Eine

Extension des Kniegelenkes von 5-10° ist bei Kindern und Frauen möglich, eine Hyperextension (>5-10°) ist pathologisch und wird Genu recurvatum genannt. Kurz vor der maximalen Extension werden die Kreuzbänder angespannt, sodass diese nur durch eine Außenrotation der Tibia möglich ist. Dieser Vorgang wird als Schlussrotation bezeichnet [1,2].

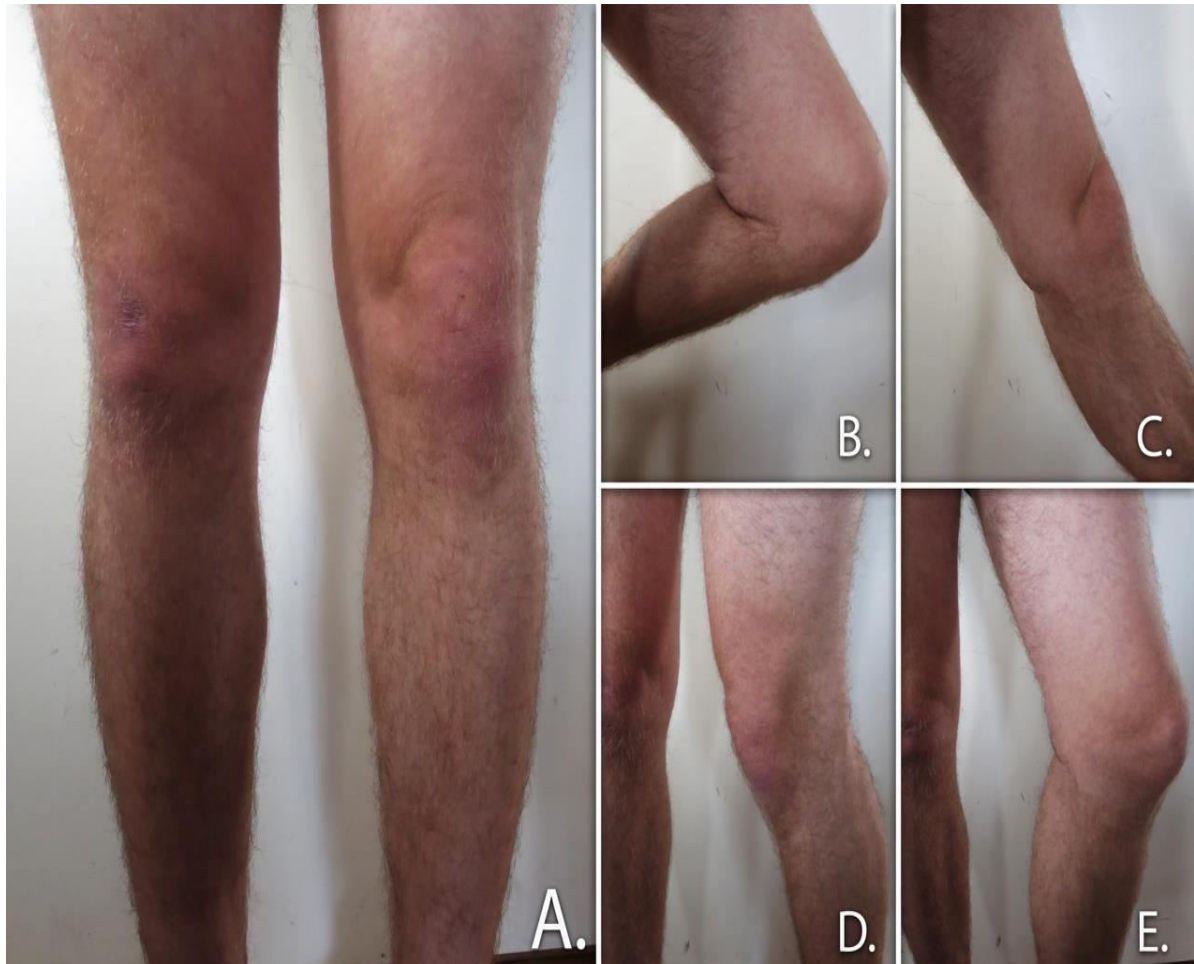


Abbildung 1: Bewegungsumfang des Kniegelenkes:
A. Standbild; B. Flexion; C. Extension; D. Innenrotation; E. Außenrotation.

1.1.2. Das Femorotibialgelenk (Articulatio femorotibialis)

Der distale Femur, die proximale Tibia und die Patella bilden mit ihren jeweiligen Anteilen durch Teilgelenke die knöcherne Struktur des Kniegelenkes. Somit gehört das Kniegelenk zu den anatomisch zusammengesetzten Gelenken (Articulatio compositas). Weitere Beispiele für diese Art von Gelenken sind: oberes bzw. unteres Sprunggelenk und das Handgelenk [1, 3, 4].

Die distalen Enden des Femurs werden durch je einen medialen und lateralen

Femurkondylus gebildet; diese sind mit Knorpel überzogen und spiralg gekrümmt [2]. Die Krümmung steigt dabei von ventral nach dorsal kontinuierlich an. Die knorpeligen Anteile sind an den Punkten, an denen direkter Kontakt zum Tibiaplateau besteht, besonders stark ausgeprägt. Wegen der markant geprägten Form der Kondylen nennt man das Kniegelenk auch *Articulatio bicondylaris* [4]. Die proximalen Tibiaenden besitzen je einen medialen und lateralen Gelenkflächenanteil, die wiederum ebenfalls mit Knorpel überzogen sind. Diese beiden Anteile werden durch die sog. *Areae intercondylaris* und *Eminentia intercondylaris* voneinander getrennt. Dadurch, dass die mediale Tibiagelenkfläche konkav und die laterale Tibiagelenkfläche konvex aufgebaut sind, wäre eine Artikulation mit den Femurkondylen nur sehr schwer zu realisieren: Doch Dank der besonders dicken Gelenkknorpelschicht ist die Artikulation möglich [2]. Die Ernährung einer dicken Gelenkknorpelschicht kann sich jedoch möglicherweise als problematisch erweisen, da mit jedem weiteren mm an zu ernährender Masse die Diffusion erschwert wird.

1.1.3. Das Femoropatellargelenk (*Articulatio femoropatellaris*)

Das Femoropatellargelenk ist das Gelenk, welches der Patella seine Stabilität verleiht; damit ist das Entgegenwirken einer möglichen Lateralisation der Patella nach medial und lateral gemeint. Dieses Gelenk wird gebildet durch die *Facies patellaris* des Femurs und die *Facies articularis* der Patella. Die Patella gilt als größtes Sesambein (*Os sesamoideum*) des menschlichen Körpers [5, 6]. Sie besitzt an ihrem proximalen Ende eine Basis – hier setzen die Sehnen des *M. quadriceps femoris* an – ; an ihrem distalen Ende befindet sich eine Spitze (*Apex*), über diese ziehen die Fasern des *M. quadriceps femoris* als *Ligamentum patellae* weiter bis zur *Tuberositas tibiae* [5]. Wenn von einem „Sesambein“ die Rede ist, handelt sich um einen kleinen Knochen, der gelenknah in eine Sehne eingebettet ist. Die Aufgabe eines Sesambeines ist die Vergrößerung des Abstandes zwischen einer Sehne und dem Knochen, der auf der gegenüberliegenden Seite des Sesambeines liegt. Daraus folgt eine verbesserte biomechanische Wirkung, da der Hebelarm für die jeweilige Sehne vergrößert wird. Hierdurch muss weniger Kraft aufgewendet werden, um den Knochen, an den die Sehne ansetzt, zu

bewegen. Im Bereich der Patella bedeutet dies, dass das Kniegelenk leichter extendiert werden kann [6]. Weitere Sesambeine sind: Das Os pisiforme der Karpalknochen, welches in die Sehnen des M. flexor carpi ulnaris eingebettet ist [7]. Des Weiteren befinden sich jeweils zwei Sesambeine im Bereich einer Großzehe [6]. Zu den weiteren Aufgaben der Patella zählen: Schutz der ventralen/anterioren Fläche des Kniegelenkes und dafür Sorge zu tragen, dass die distalen Komponenten des Quadrizepsmuskels – wie schon oben erwähnt – mit seinen sehnigen Anteilen zur Tibia gelangen, damit dessen Wirkung als Hebelarm gewährleistet werden kann. Die Facies articularis patellae besitzt eine mediale und eine laterale Facette, die asymmetrisch aufgebaut sind. Die kleinere mediale Gelenkfläche ist flacher und konvex, die laterale Gelenkfläche ist größer und konkav angelegt. Getrennt werden die beiden durch einen vertikalen First, eine Führungsleiste [4].

Die Kniescheibenformen werden mit der Hilfe von Röntgenbildern im tangentialen Strahlengang erkannt und festgelegt. Die drei hauptsächlich üblichen Klassifikationen gehen auf Wiberg, Baumgartel und Ficat zurück [4, 8]. Vier unterschiedliche Kniescheibenformen sind dabei voneinander abzugrenzen, mit einer Überschneidung und drei Sonderformen, genannt Halbmond, Kieselstein und Jägerhut (Abbildung 2).

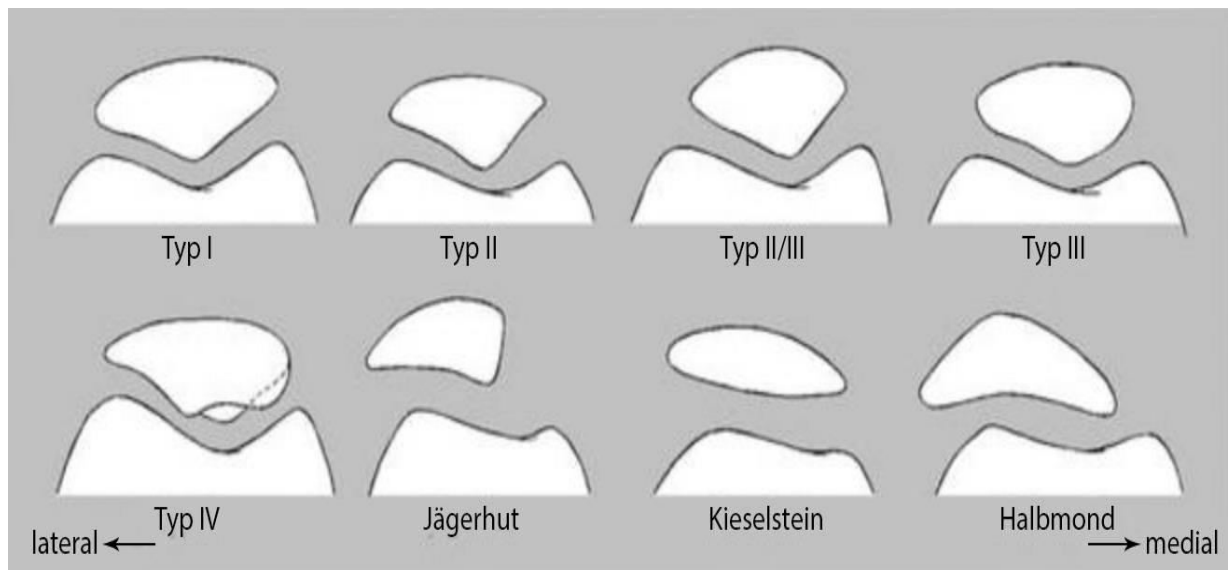


Abbildung 2: Übersicht über die verschiedenen Kniescheibenformen nach Wiberg, Baumgartel und Ficat [8].

Bei der Klassifikation wird das Hauptaugenmerk besonders auf die mediale Patellafacette gerichtet. Beim Kniescheibentyp I sind die mediale und laterale

Facette recht ähnlich aufgebaut, die mediale Facette wird jedoch zunehmend kleiner, während die laterale größer wird, bis die mediale Facette der femoralen Trochlea nicht mehr aufliegt. Bei Typ I liegt aufgrund der im Anschluss folgenden Veränderungen eine Euplasie vor, bei den Typen II, II/III, und III eine Hypoplasie und ab Typ IV, inklusive der Sonderformen, handelt es sich um Dysplasien [5, 9]. Die retropatellare Knorpelfläche gilt als die dickste Knorpelfläche im menschlichen Körper [5].

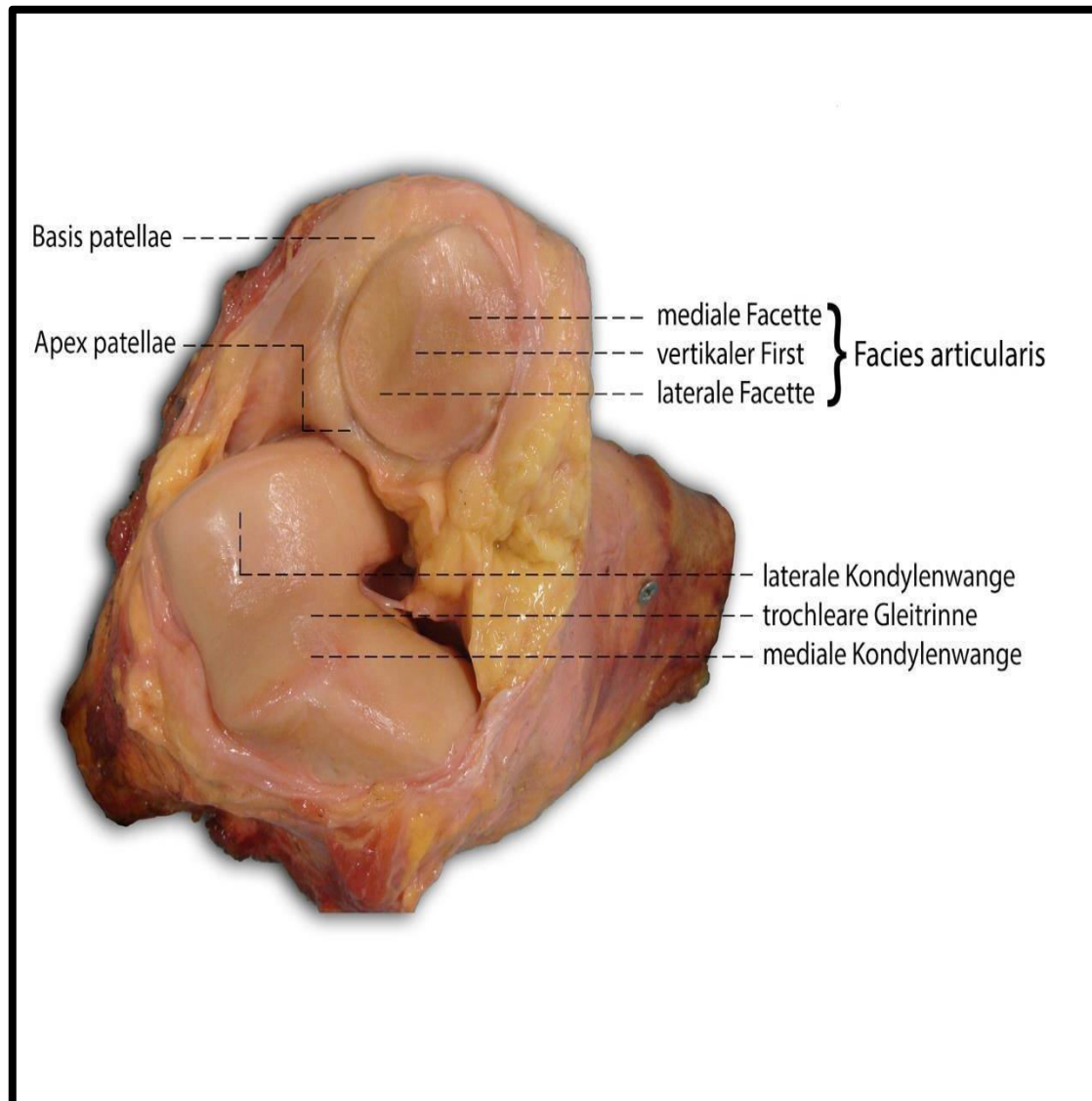


Abbildung 3: Darstellung eines aufgeschnittenen Kniegelenkes.

Die laterale und mediale Facette können weiter in sieben kleinere Facetten unterteilt werden. Beidseits gibt es je eine kraniale, mediale und kaudale Facette. Hinzu kommt noch die am Rand der medialen Facette liegende Odd-Facette (Abbildung 4).

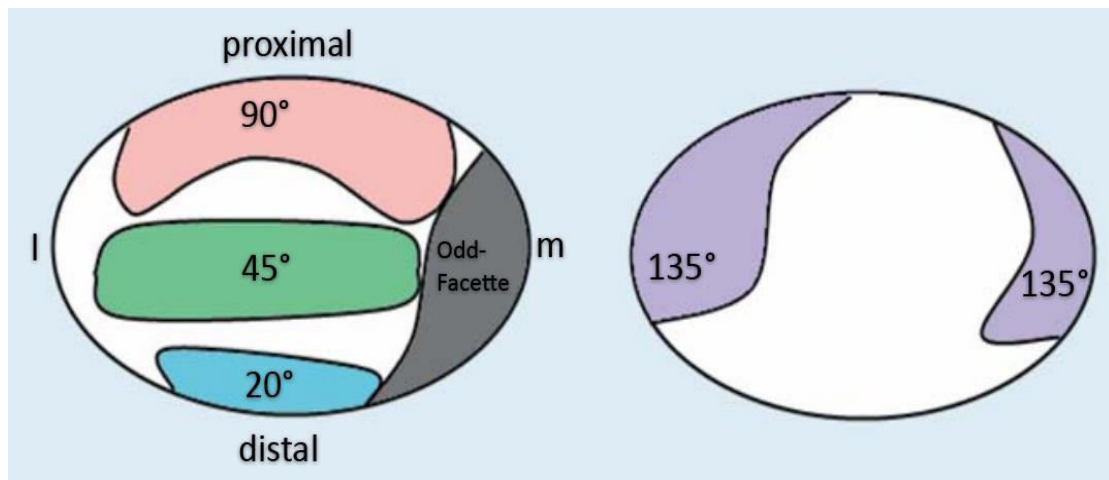


Abbildung 4: Darstellung der Patellafacettenanteile (beidseits je einen kranialen, medial und kaudalen-Anteil + Odd-Facette); eingezeichnet sind die Flexionswinkel, ab welchem welcher Facettenanteil Kontakt mit der Trochlea bekommt. Ab 135° hat die Odd-Facette Kontakt mit der medialen Femurkondyle [10].

Interessant wird diese Einteilung bei genauerer Betrachtung der unterschiedlichen Flexionswinkel: Bei Extension werden die kaudalen, bei beginnender Flexion die medialen und bei Flexionen bis 90° die kranialen Facettenanteile belastet. Erst bei einer maximalen Flexion ab 135° kommt die Odd-Facette in Kontakt mit der medialen Femurkondyle [5, 10].

Eine Knieflexion von 135° ist im Alltag eher untypisch und wird beim Gehen, Springen und Aufstehen aus der Hocke nicht durchgeführt. Sportler hingegen dehnen ihre Oberschenkelmuskulatur nach Laufeinheiten häufig durch eine Knieflexion > 135°. Wie erwähnt, ist die laterale Facies articularis patellae größer als die mediale Facies articularis patellae; dies ist nötig, um einer Patellalateralisation entgegenwirken zu können, da während einer Knieflexion die Patella verstärkt der lateralen Femurkondyle aufliegt.

Die Trochlea femoris, das Gleitlager der Patella, kann anhand unterschiedlicher Morphologien in fünf verschiedene Gruppen eingeteilt werden [5]. Hepp stellte dabei in einer klinisch radiologischen Studie mit über 1400 tangentialen Röntgenaufnahmen in der Technik nach Knutsson fest, dass es keine Patellaluxationen bei Patienten mit Typ I gab und es lediglich bei 3,5% der Patienten mit Typ II zum Auftreten einer Patellaluxationen kam. Beide Typen sind euplastisch; alle höheren Typen werden als Dysplasien

angesehen. Bei 96,5% der Patienten mit den Typen III, IV und V hingegen kam es zu Patellaluxationen [5, 9]. Es ist festzuhalten, dass die Trochlea mit ihrem Aufbau die Grundlage dafür bildet, dass die Patella in ihrer Position während einer Knieflexion gehalten werden kann.

1.1.4. Das Tibiofibulargelenk (Articulatio tibiofibularis)

Die Fibula, die zusammen mit der Tibia das Tibiofibulargelenk bildet, gehört nicht zu den Knochen, die einen Anteil an der knöchernen Struktur des Kniegelenkes darstellen. Jedoch setzt am Caput fibulae das Ligamentum collaterale fibulare an, welches für eine Verstärkung der Gelenkkapsel sorgt und einer Kniegelenksrotation entgegenwirkt [1]. Zusammen werden Fibula und Tibia auch als Ossa cruris bezeichnet. Beide sind durch drei Strukturen miteinander verbunden: Proximal befindet sich das Articulatio tibiofibularis, welches eine sog. Amphiarthrose darstellt – also eine Diarthrose, die durch eine straffe Bandverbindung stark in ihrer Beweglichkeit eingeschränkt ist. Fixiert wird die Gelenkkapsel durch die Ligamenti capitis fibulae anterior et posterior. Die Diaphysen beider Knochen sind durch die Membrana interossea cruris miteinander verbunden. Die dritte gemeinsame Verbindung ist die distal gelegene Syndesmosis tibiofibularis, welche durch die Ligamenti tibiofibulare anterior et posterior verstärkt werden [1].

1.1.3. Beinachse und biomechanische Grundlagen

1.1.3.1. Stabilisatoren der Patella

Im Kniegelenk ist die Intaktheit der aktiven Stabilisatoren (also dem M. quadrizeps femoris [Abbildung 5]), der passiven Stabilisatoren – hierzu zählen die Gelenkkapsel, die Kollateralbänder, die Kreuzbänder und die Menisci – und der statischen Stabilisatoren, die von den Knochen gebildet werden, für dessen Gesamtstabilität und funktionellem Nutzen von großer Bedeutung. Der M. quadriceps femoris besteht aus dem M. rectus femoris und den Vasti medialis, lateralis und intermedius. Diese setzen in unterschiedlichen Winkeln an der Patellabasis an [11]. Kaudal dieses Ansatzpunktes lagert sich das Ligamentum patellae – sehnige Fortsetzung des M. quadriceps femoris –

an die Tuberositas tibiae an. Der Vastus medialis ist stärker ausgeprägt als der Vastus lateralis und sorgt damit als zusätzliche Unterstützung dafür, dass einer lateralen Patellalateralisation entgegengewirkt werden kann.

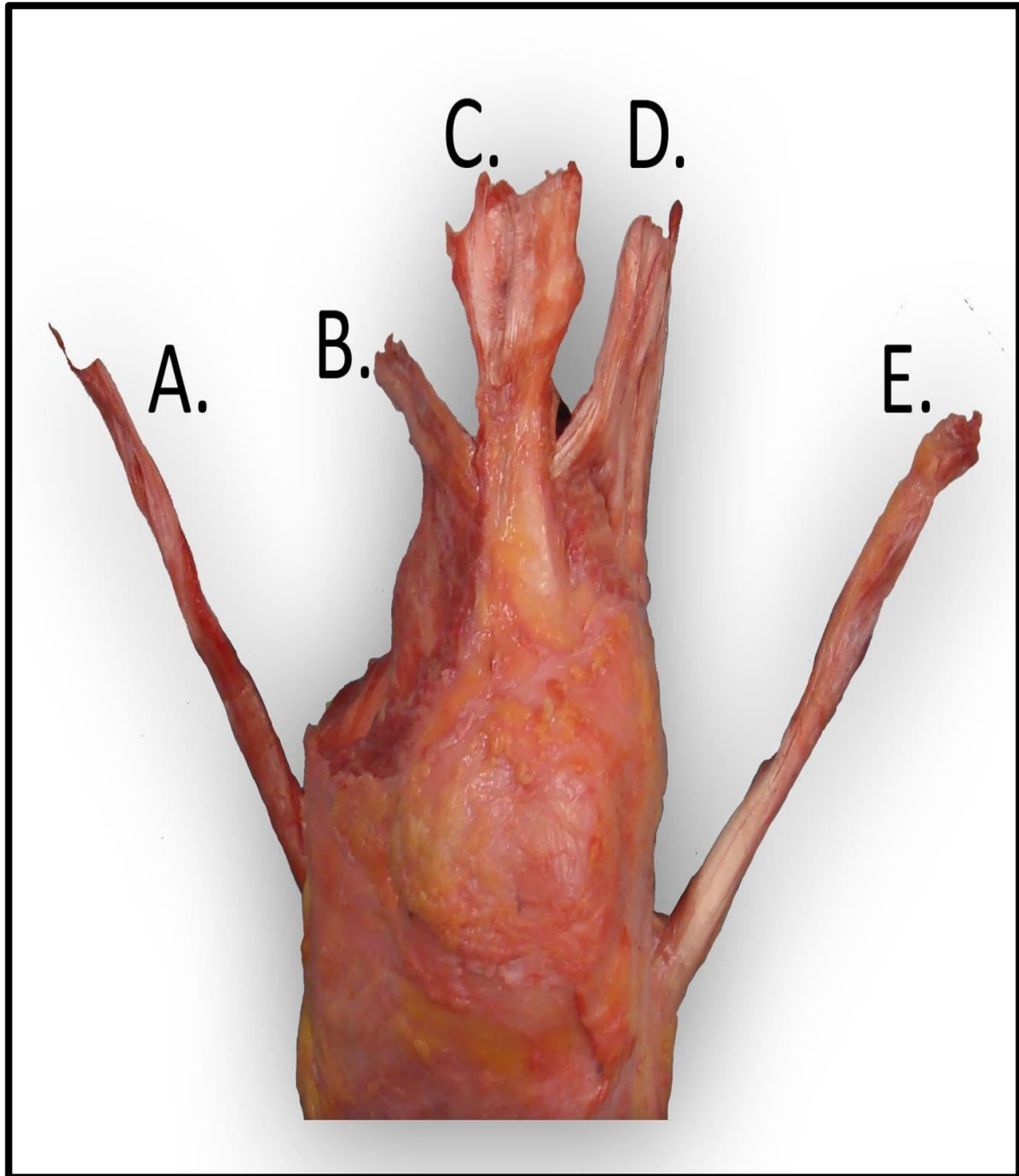


Abbildung 5: Kniegelenk mit separierten Muskeln: A. M. semimembranosus; B. Vastus medialis; C. M. rectus femoris; D. Vastus lateralis; E. M. biceps femoris.

Problematisch wird es, wenn der Vastus medialis an Kraft einbüßt und der Vastus lateralis überwiegt; hierbei wird angeraten den Vastus medialis durch spezielles Training wieder zu kräftigen, um das Risiko einer Patellaluxation zu

minimieren. Der M. rectus femoris ist neben einer Knieextension auch für die Flexion in der Hüfte – aufgrund seines Ursprungs an der Spina iliaca anterior inferior und am oberen Anteil des Acetabulums – verantwortlich. Die übrigen Anteile der Quadrizepsmuskulatur (M. vastus medialis, - intermedius, - lateralis) können nur eine Knieextension ausführen [1]. Der oben beschriebene Aufbau der Quadrizepsmuskulatur sorgt dafür, dass die Patella in die Gleitrinne der Trochlea hineingedrückt wird. Ohne die Patella würde die Kraft des Quadrizepsmuskels zwar zunehmen, da sich dieser stärker kontrahieren könnte, jedoch würde sich durch den veränderten Hebelarm das Drehmoment verringern, womit eine Extension erschwert werden würde [12].

Die statischen Stabilisatoren, die sich aus einzelnen Knochenanteilen zusammensetzen, sorgen mit der trochlearen Gleitrinne für einen wichtigen Faktor der Patellastabilität. Des Weiteren geben die statischen Stabilisatoren die Beinachsenstellung vor. Varus- und Valgusfehlstellungen in diesem Bereich können zu einer Knorpelminderung und somit zu einer Gonarthrose führen [13]. Cerejo et al. [14] wiesen in ihrer klinischen Studie mit 230 Patienten nach, dass es bei einer valgischen wie auch bei einer varischen Achsabweichung zu einer Zunahme der Progression einer Arthrose kommen kann. Die Beinachse wird mit Hilfe einer Ganzbeinstandaufnahme im a.p. Strahlengang bestimmt. Dabei ist es wichtig, dass die Patella zentriert in der Mitte der jeweiligen Femurkondyle liegt. Es wird differenziert zwischen der mechanischen und der anatomischen Beinachse (Abbildung 6). Die mechanische Beinachse, auch Mikulicz-Linie genannt, ist eine gedachte Linie, die vom Zentrum des Femurkopfes bis zur Mitte des oberen Sprunggelenkes gezogen wird. Im Verhältnis zur Lotrechten eines Beines verläuft diese Linie von kranio-lateral nach medio-kaudal bei einem Winkel von ca. 3° und etwa 4 mm medial am Mittelpunkt des Kniegelenkes vorbei. Um die anatomische Beinachse bestimmen zu können, wird der Winkel zwischen der anatomischen Femur- und Tibiachse gemessen. Der Winkel zwischen anatomischer und mechanischer Beinachse am Femur misst in etwa 6° [15]. Mit Hilfe dieser beiden Achsen kann bestimmt werden, ob es sich um eine Normalstellung des Beines, um ein Genu varum (O-Bein) – hierbei kommt es zu einer Achsabweichung nach medial der Mikulicz-Linie – oder um ein Genu

valgum (X-Bein) – hier ergibt sich äquivalent eine Achsabweichung der Mikulicz-Linie nach lateral – handelt. Ein Genu valgum gilt als ein prädisponierender Faktor für eine Patellainstabilität [5, 6].

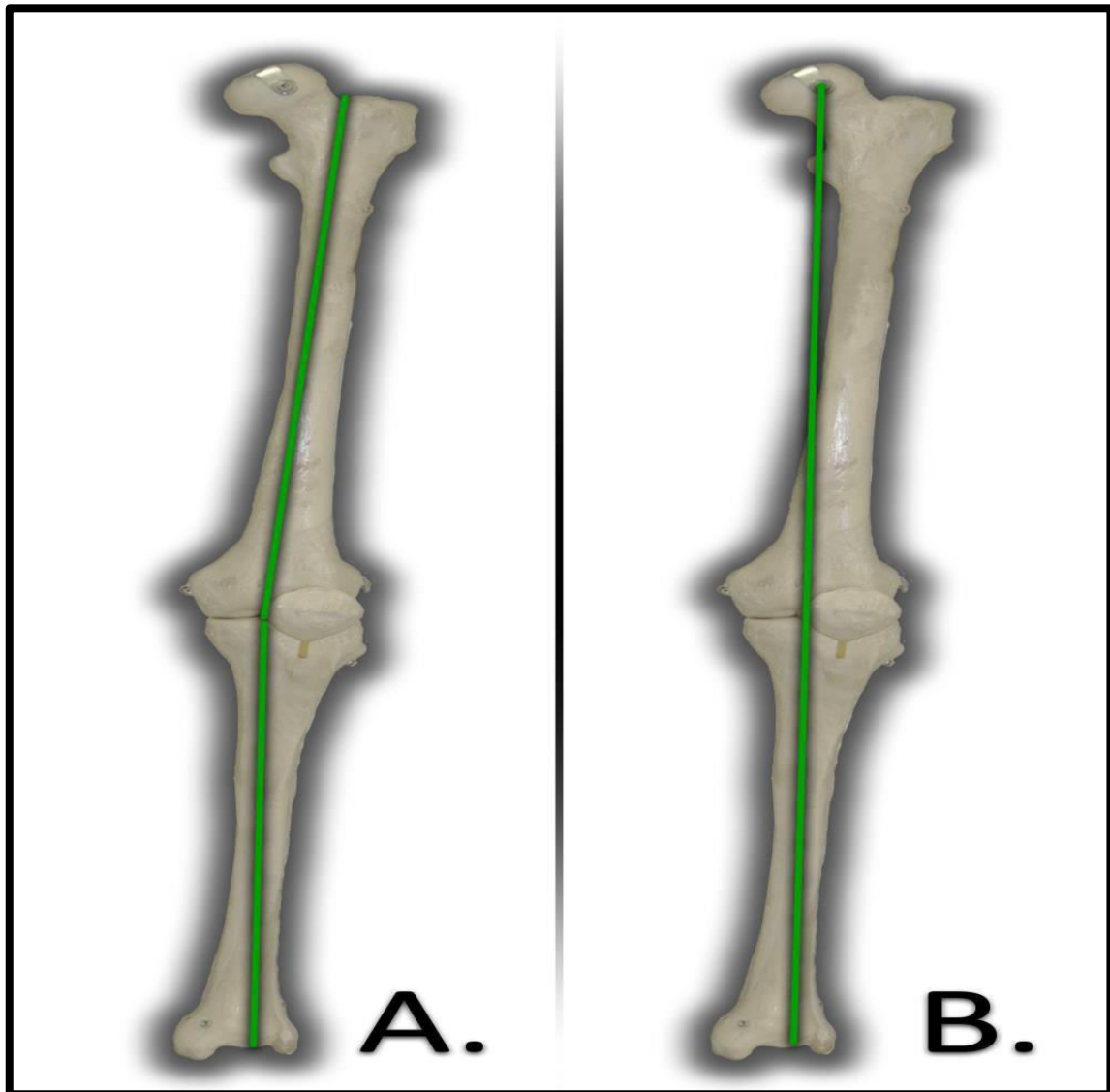
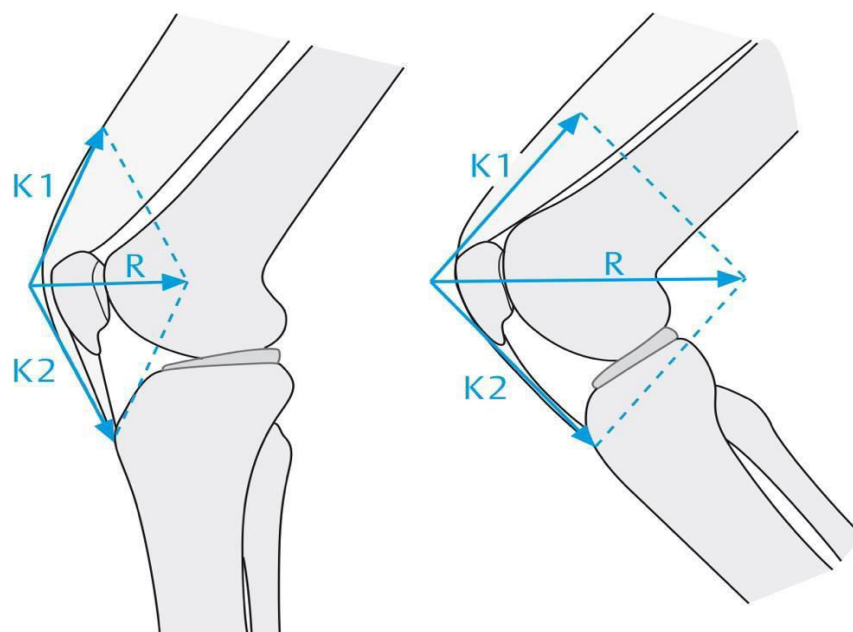


Abbildung 6: Darstellung der unterschiedlichen Beinachsen: A. Anatomische-Linie, B. Mikulicz-Linie.

Passive Stabilisatoren: Beachtet werden muss, dass bei einer Knieextension die Patellastabilität zunächst durch den medialen patellofemorale Bandapparat gewährleistet wird. Bei steigendem Flexionswinkel – einem damit einhergehenden vermehrten Hineingleiten der Patella in die Trochlea femoris – übernehmen die knöchernen Strukturen diese Aufgabe. Erst ab einem Flexionswinkel von etwa 60° übernimmt die Quadrizepsmuskulatur einen größeren Anteil an der Patellastabilität [16, 17]. Der unterschiedlich

starke Druck, der dabei auf die Facies articularis patellae einwirkt, hängt vom Flexionswinkel und den daraus entstehenden Kraftvektoren ab. Für ein besseres Verständnis müssen die Sehnen des M. quadrizeps femoris und des Ligamentum patellae mit ihren unterschiedlichen Zugrichtungen genauer betrachtet werden. In Extension ist die Kompressionskraft, die auf die Facies articularis patellae einwirkt, gering, da der Winkel zwischen beiden Sehnen im Vergleich zur Flexionsstellung groß ist (Abbildung 7). Während einer vermehrten Flexion wird der Winkel zwischen den beiden Sehnen verkleinert, was letztlich dazu führt, dass die Kompressionskraft zunimmt und die Belastung, die auf die Facies articularis patellae einwirkt, steigt (Abbildung 7). Ab einem Flexionswinkel von etwa 90° werden die Quadrizepssehnen zusätzlich auf den Femur gepresst, weswegen sich die Kompressionskraft auf eine breitere Fläche verteilt. Letztlich bleibt die Belastung, die auf die Facies articularis patellae einwirkt, damit unverändert [11].



- K1 Kraftvektor Quadrizeps
- K2 Kraftvektor Lig. Patellae
- R resultierende Kompressionskraft

Abbildung 7: Kraftvektoren bei unterschiedlichen Flexionswinkeln [11].

Der M. quadrizeps femoris trägt also die Hauptaufgabe der Stabilisation ab einem Flexionswinkel von 90°. In einer In-vitro-Studie mit acht humanen

Kniepräparaten stellten Senavongse et al. [18] fest, dass bei einem Flexionswinkel von 20° die größte Instabilität der Patella vorliegt, da sich hier die Patella mit einem Kraftaufwand von 74 N seitlich um 10 mm ausrenken lies, wohingegen je 125 N aufgewendet werden mussten, um die Patella bei 0° und 90° um 10 mm nach lateral luxieren zu können.

1.1.3.2. Q-Winkel

Der Q-Winkel (=Quadrizepswinkel) ist definiert als Winkel aus zwei Geraden, die sich im Zentrum der Patella schneiden. Eine Gerade verläuft dabei von der Spina iliaca anterior superior zum Zentrum der Patella, die andere von der Tuberositas tibiae aus, ebenfalls zum Zentrum der Patella. Diese Geraden sollen die Kräfte, die der M. quadrizeps femoris und das Ligamentum patellae auf die Patella ausüben, darstellen. In diesem Zusammenhang verdeutlicht der Begriff des Q-Winkel-Effektes, dass bei dem Zusammenspiel beider Kräfte ein nach außen ziehender Kraftvektor entsteht und somit eine Lateralisierung der Patella begünstigt wird. Der Normwert bei Männern beträgt 12-15°, bei Frauen 15-18°. Dadurch, dass der Normwert bei Frauen schon von vornherein einen größeren Winkel als bei Männern aufweist, erschließt es sich auch, warum es bei Frauen generell gehäuft – neben weiteren Faktoren – zu Patellaluxationen kommt [19-22]. Im klinischen Alltag wird der Q-Winkel bestimmt, indem ein aufrecht sitzender Patient seine frei über einer Liege hängenden Knie zunächst extendiert, danach flektiert und diese zum Schluss frei baumeln lässt. Die dadurch unterschiedlich bestimmten Winkel können somit später miteinander verglichen werden [22]. Diese Art der Q-Winkel Bestimmung zeigt, wie stark diese vom jeweiligen Untersucher abhängig ist. Eine neuere Variante der Q-Winkel Bestimmung ist die Messung des TTTG (Tuberositas Tibiae Trochleärer Gleitrinnen)-Abstands, die mit Hilfe eines CT bewerkstelligt wird. Die in sagittaler Schnittführung gewonnenen Aufnahmen von Tuberositas tibiae und trochlearer Gleitrinne werden hierfür übereinandergelegt. Im Anschluss daran wird vom obersten Punkt der Tuberositas tibiae und vom niedrigsten Punkt der trochlearen Gleitrinne eine senkrechte Linie nach kaudal gezogen. Der Abstand dieser beiden Linien entspricht dem TTTG-Abstand [16]. Der

Normbereich für einen regelrechten TTTG-Abstand liegt zwischen 10 und 15 mm, ein pathologischer TTTG-Abstand besteht ab einem Längenunterschied von ≥ 20 mm.

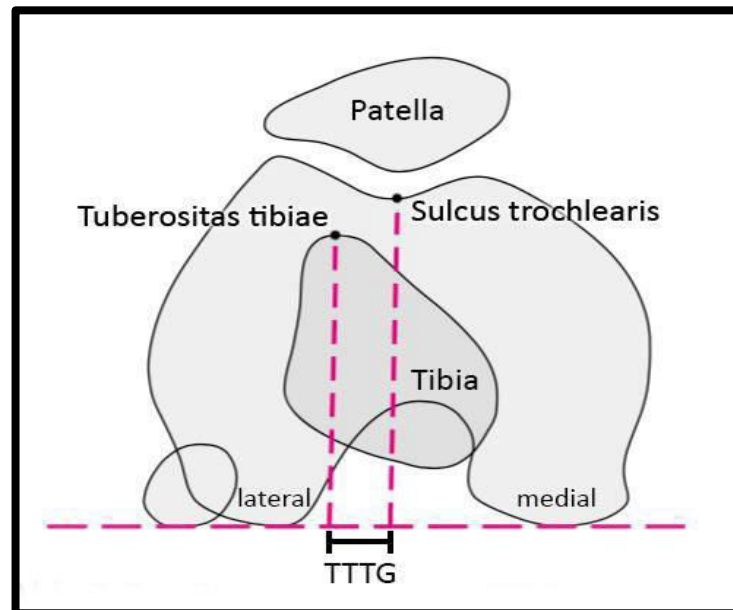


Abbildung 8: Bestimmung des TTTG-Abstands, bearbeitet aus [23].

Patienten, die einen pathologischen TTTG-Abstand aufweisen, erleiden häufiger eine Luxation der Patella [21].

1.2. Patellainstabilität und ihre klinische Bedeutung

Die Inzidenz einer Patellaluxation beträgt bei Jugendlichen im Alter von 10-17 Jahren etwa 29 ± 8 bis $43/100.000$ pro Jahr, während sie bei Erwachsenen abnimmt und Werte von bis zu $7/100.000$ erreicht [21, 24, 25]. Das Risiko von Mädchen, die von einem Erstereignis einer Patellaluxation betroffen sind, ist um 33% höher als das von gleichaltrigen Jungen [24]. Dabei ist zu beachten, dass eine Luxation sowohl durch eine angeborene Disposition, als auch durch ein akutes direktes Trauma entstehen kann. Bei einem akuten indirekten Trauma befindet sich das Knie meist in Flexion-, Außenrotation- und X-Beinstellung [21, 26]. Mit Abstand am häufigsten luxiert die Patella nach lateral [21]. Die hohen Fallzahlen verdeutlichen, dass es sich um ein wichtiges

Krankheitsbild handelt, welches zu den häufigeren Knieerkrankungen gezählt werden kann. Neben den geschlechtsspezifischen Unterschieden konnte gezeigt werden, dass es unterschiedlich hohe Inzidenzraten bei verschiedenen Ethnien gibt. Dabei erleiden in den USA Hispanics prozentual gesehen weniger eine Patellaluxation als Afroamerikaner und Kaukasier [19]. Vor allem beim Sport sind Patienten von einer erstmaligen Patellaluxation betroffen, insbesondere Basketballer, aber auch Fußballer. Dies verdeutlicht die Relevanz von akut aufgetretenen Patellatraumata [10, 19, 27]. Nach ICD-10 [28] wird die Patellainstabilität unterteilt in M22.0 Habituelle Luxation der Patella, M22.1 Habituelle Subluxation der Patella und in M22.2 Krankheiten im Patellofemoralbereich. Andere Klassifikationen beziehen sich auf die Ursache. Handelt es sich um ein traumatisches Ereignis oder ist die Luxation eventuell habituell auslösbar? In welche Richtung (sub-)luxiert die Patella? Mit welcher Häufigkeit liegt eine Reluxation vor oder ist es ein erstmalig aufgetretenes Phänomen? Beim Schweregrad wird differenziert zwischen einem Zustand, in dem die gelenkbildenden Strukturen überhaupt keinen Kontakt mehr zueinander haben (Luxation), und einer Subluxation. Weitere Klassifikationen folgen anhand des Zeitpunkts, wobei zwischen verschiedenen Altersklassen unterschieden wird. Auch wird unterschieden, ob es sich um eine angeborene oder eine erworbene Instabilität handelt [21, 29, 30, 31].



Abbildung 9: Darstellung einer lateralen Patellaluxation [32].

Von großer Bedeutung für die Patellastabilität ist eine möglicherweise vorliegende Trochleadysplasie [33, 34, 35]. Bei einer Dysplasie ist die Trochlea femoris im Allgemeinen flacher und konvexer. Dies ist problematisch, da vor allem die laterale Facette dafür sorgt, dass ein Nachaußen-gleiten der Patella verhindert wird.

Das MPFL, mit seinen Ursprüngen vom M. adductor magnus und M. vastus medialis obliquus [16], zieht sehr unterschiedlich, in etwa von der Facies articularis patellae zum medialen Epicondylus des Femurs. Für viele Autoren ist das MPFL der wichtigste Stabilisator, v.a. in extensionsnaher Position, um einer lateralen Patellaluxation entgegen zu wirken [16, 17, 36-39].

Sind das MPFL und die Trochlea femoris unversehrt, ist eine indirekte Patellaluxation extrem unwahrscheinlich, jedoch besteht weiterhin die Möglichkeit einer direkten Luxation (z.B. bei direkten stark energetischen Aufprallunfällen). Dies bedeutet im Umkehrschluss, dass (Sub-)Luxationen, die durch Belanglosigkeiten ausgelöst werden, u.a. für eine Störung dieser beiden Strukturen sprechen [34].

Christoforakis et al. [40] zeigten in einer In-vitro-Studie mit humanen Kniepräparaten, dass die laterale Patellastabilität in etwa um 16% bis 19% abnimmt, wenn das laterale Retinakulum durchtrennt wurde. Die humanen Kniepräparate wurden dazu in eine Material-Prüfmaschine eingespannt; die Quadrizepsmuskulatur wurde mit 175 N belastet. Dabei wurde untersucht, wie viel Auslenkkraft in den Flexionswinkelbereichen zwischen 0° und 60° vor und nach einer lateralen Retinakulum-Spaltung – wobei die Abnahme der Stabilität in den Flexionswinkelbereichen 0°, 10° und 20° signifikant waren – von Nöten gewesen sind, um die Patella um 10 mm nach lateral zu verschieben. Das Retinakulum patellae mediale wird aus Anteilen des M. vastus medialis und das Retinakulum patellae laterale wird aus Anteilen des M. vastus lateralis gebildet. Auf die laterale Retinakulumspaltung (lateral Release) im klinischen Alltag zur Behebung einer Patellaluxation wird später eingegangen (Kapitel 1.4.3.1.).

In einigen Studien stellte sich heraus, dass bei einem Erstereignis einer Patellaluxation sehr häufig der radiologische Nachweis eines Petallahochstandes diagnostiziert werden konnte [27, 41]. Bestimmt werden

kann eine Patella alta durch eine seitliche Röntgenbildaufnahme anhand verschiedener Klassifikationen in unterschiedlichen Flexionswinkeln.

Ein Patellahochstand kann durch muskuläre Dysbalancen und Traumata entstehen. Bei einer Trochleadysplasie kann die Patella ebenfalls in proximaler Position verbleiben. Durch die oben genannten Ursachen kann die Patella nicht regelrecht in der Trochlea femoris gleiten. Phillips et al. [42] stellten in ihrer Veröffentlichung die verschiedenen Klassifikationen eines Patellahochstandes dar. Beim Insall-Salvati-Index wird bei einem Flexionswinkel von 20° bis 70° die Länge der Patellasehne durch die Länge der Patella dividiert. Ein normaler Quotient ist bei Werten zwischen 0.8 bis 1.2 gegeben; bei Werten über 1.2 liegt eine Patella alta, bei Werten unter 0.8 eine Patella inferior vor [42]. Bei der Blackburne- und Peel-Klassifikation wird bei einem Flexionswinkel $\geq 30^\circ$ eine horizontale Linie vom Tibiaplateau gebildet; anschließend wird die Länge der horizontalen Linie bis zur Patellaspitze durch die Länge der Patella dividiert. Ein normaler Quotient liegt hier bei Werten zwischen 0.8 bis 1.0. Werte über 1.2 sprechen für eine Patella alta, Werte unter 0.8 für eine Patella inferior [42].

In einer Studie von Atkin et al. [27] wurde festgehalten, dass es bei dem untersuchten Patientenkollektiv eine familiäre Häufung für das Auftreten von Patellaluxationen gab. Nach einer stattgehabten Patellaluxation kann es zu Verletzungen des angrenzenden Knochen- und Knorpelapparates kommen; u.a. durch eine anschließende Reposition kann die Patella mit ihrem posterioren Anteil die Trochlea femoris beschädigen. Bandverletzungen wie ein Riss des MPFL sind extrem häufig [21, 38, 43, 44]. In Anbetracht der Langzeitfolgen durch die verletzten Strukturen ist nach jeder geschilderten Luxation auf die erwähnten Begleitverletzungen zu achten [21, 38, 43]. Im klinischen Alltag berichten viele Patienten, dass es nach einer (Sub-) Luxation direkt im Anschluss zu einer Reposition der Patella kam. Bei einer akuten indirekten Luxation schildern die Patient meist, dass das Knie plötzlich aus seiner ursprünglichen Position heraus nachgegeben habe und umgeknickt sei (ein sog. giving-way-Zeichen). Wenn eine Reposition ausbleibt, kommt es besonders in Flexionsstellung zu einer sichtbaren und palpablen Normabweichung. Die Erstluxation ist dabei sehr schmerzvoll, während der Schmerz bei Reluxation bedeutend geringer oder überhaupt nicht mehr

vorhanden ist. Wenn die Patella nach lateral luxiert, ist, wie oben erwähnt, das MPFL extrem häufig komplett gerissen. Im Anschluss daran bestehen v.a. an der medialen Patella ein Palpationsschmerz und ein Schmerz im Bereich der lateralen Facette der Patellarückseite, denn diese wurde schnell und gewaltsam über Begrenzungen des femoralen Gleitlagers befördert. Ein Hämthros ist eine häufige Begleiterscheinung. Viele Patienten berichten über ein Instabilitätsgefühl; auch Krepitationen werden teilweise wahrgenommen. Die Diagnose einer Patellaluxation ohne stattgehabte Reposition kann prima vista gestellt werden. Ist eine Blickdiagnose nicht möglich, sollten zunächst beide Beine im Hinblick auf eventuelle Fehlstellungen wie bspw. ein Genu valgum begutachtet werden. Danach lässt der aufrecht sitzende Patient seine Beine frei von einer Liege baumeln und es wird überprüft, wie sich die Patella beidseits in Extensions- und Flexionsstellung führen lässt und ob eventuelle Normabweichungen zu tasten sind. Durch Schmerzen und einem Hämthros kommt es dabei zu Bewegungseinschränkungen. Zur Durchführung des Apprehension-Testes muss sich der Patient mit dem Rücken auf die Untersuchungsliege legen; der untersuchende Arzt versucht nun manuell die Patella erneut nach lateral auszulenken.

Der Test gilt als positiv, wenn der Patient dabei gleichzeitig eine Abwehrbewegung ausführt. Bei häufigen Reluxationen sind bei manchen Patienten sowohl das Zohlenzeichen, als auch der Facetten-Test positiv, bedingt dadurch, dass häufige Reluxationen zur Zerstörung des Knorpels der Facies articularis führen. Beim Facetten-Test wird versucht die Facies articularis der Patella zu tasten, was unmittelbar zu Schmerzen führt. Das Zohlenzeichen wird als positiv bewertet, wenn der Patient Schmerzen angibt, nachdem der Untersucher seine Kniescheibe manuell nach kaudal verschoben hat und der Patient anschließend den Quadrizepsmuskel, um die Patella wieder in Normalposition zu befördern, kontrahiert [21, 31, 45].

Nach der klinischen Untersuchung müssen bildgebende Verfahren eingeleitet werden: Zunächst eine Röntgenaufnahme im a.p. (Abbildung 10) und lateralem Strahlengang. Danach sollte eine axiale Patella-Defilee-Aufnahme in 30°, 60° und 90° Flexionsstellung erfolgen. Anhand dieser kann beurteilt werden, wie die Patella in die Trochlea femoris liegt, ob eine

Trochleadysplasie nachgewiesen werden kann oder womöglich nach häufigeren Reluxationen bereits eine Retropatellararthrose besteht [5, 21, 30, 45].



Abbildung 10: Radiologische Darstellung einer lateralen Patellaluxation [32]. Vielleicht ist es aufgrund der Luxation evtl. auch zu einem knöchernen Ausriss gekommen. Ergibt die röntgenologische Bildgebung keinen eindeutigen Befund, wird als nächstes meist ein MRT eingesetzt. Mit Hilfe eines MRT kann letztlich noch genauer beurteilt werden, ob Knorpel zerstört wurden oder das MPFL noch intakt ist. Auch anderer Verletzungsfolgen wie z.B. ein Kreuzbandriss sind hier gut abgrenzbar. Ergeben beide bildgebenden Verfahren keine eindeutigen Hinweise, erfolgt eine arthroskopische Untersuchung. Mit diesem Verfahren können Knochen- und Gelenkstrukturen sogar weitaus besser beurteilt werden; auch das Ablassen einer sich eventuell gebildeten Gelenksflüssigkeit ist möglich. Jedoch stellt die Arthroskopie einen invasiven Eingriff dar und sollte daher nicht primär zum Einsatz kommen [16, 30, 43]. Befinden sich in der abgelassenen

Gelenksflüssigkeit sog. Fettagen, ist dies ein weiteres Indiz dafür, dass eine Knorpel-Knochenschädigung vorliegt [43, 46].

1.3. Anteriorer Knieschmerz und Chondromalazie patellae

Das Krankheitsbild des anterioren Knieschmerzes/vorderen Knieschmerzes wird häufig fälschlicherweise mit dem Begriff des femoropatellaren Schmerzsyndroms gleichgesetzt. Dabei ist jedoch zu beachten, dass sich der Begriff des femoropatellaren Schmerzsyndroms eben nur auf die Patella und den Femur als Auslöser für Schmerzen im Bereich des Kniegelenkes bezieht. Die Definition des anterioren Knieschmerzes greift dabei jedoch viel weiter und umfasst alle Faktoren, die für Schmerzen im Bereich des vorderen Kniegelenkes sorgen können. Dadurch kann das Krankheitsbild zwar nicht exakt beschrieben werden, jedoch wird deshalb auch keinen Auslöser für den vorderen Knieschmerz außer Acht gelassen [47].

Die Begriffe der Chondropathia patellae und Chondromalacia patellae werden ebenfalls teilweise als Synonyme für anterioren Knieschmerz verwendet; diese bieten jedoch ähnlich wie die Bezeichnung des femoropatellaren Schmerzsyndroms nur Teilaspekte als Erläuterung für die Schmerzen an. Beide besagen, dass es durch pathologische Veränderungen an der Facies articularis patellae zu Schmerzen kommen kann. Bei der Chondropathia patellae gibt es jedoch noch keinen fassbaren pathologischen Beweis, während es – wie es die Terminologie vermuten lässt – bei der Chondromalacia patellae bereits zu einer Erweichung des Knorpels gekommen ist. Der Grad der Knorpelerweichung lässt sich in verschiedene Stadien einteilen. Klinisch ist teilweise eine Krepitation im Bereich der Patella bei Bewegungen des Kniegelenkes zu hören, was den Verdacht auf eine Chondromalacia patellae verstärkt [48]. Zu beachten ist, dass der Grad der Erweichung hier gleichzusetzen ist mit den pathologischen Veränderungen der retropatellaren Fläche. Wie bei vielen anderen Erkrankungen in der Medizin muss bedacht werden, dass ein hoher Score nicht unbedingt zu einer körperlichen Beeinträchtigung des jeweils erkrankten Patienten führen muss. Als Beispiele seien hier genannt ein hoher TNM-Score bei einem

Bronchialkarzinom oder eine diffus befallene Lunge bei einer chronischen Sarkoidose [49-51].

Zu den Differentialdiagnosen des anterioren Knieschmerzes zählt das Patellaspitzensyndrom, auch Jumpers-Knee genannt, bei dem es durch eine Überbelastung oder ein akutes Ereignis zu einer Tendinitis der Patellasehne kommt. Besonders Sportler sind hiervon betroffen. Bei diesem Krankheitsbild wird vornehmlich konservativ therapiert: Den betroffenen Patienten wird angeraten sich körperlich zu schonen, damit dem überbelasteten Kniegelenk die Möglichkeit zur Regeneration gegeben wird [47, 52]. Außerdem können NSAR verordnet werden; diese wirken analgetisch, antipyretisch und – vor allem wichtig in diesem Zusammenhang – antiphlogistisch [51].

Die Ätiologie des anterioren Knieschmerzes ist multifaktoriell: Neben einer stattgehabten Patellaluxation zählen die Patelladysplasie, die Trochleadysplasie, eine Beinachsenfehlstellung, ein Riss im MPFL und Probleme bei den patellastabilisierenden Muskeln – ein z.B. insuffizienter M. vastus medialis kann die Patella nicht mehr ausreichend von ihrer Lateralisation aufhalten – zu den Risikofaktoren. Auch eine zu geringe LWS-Lordose wird zu den Risikofaktoren gezählt, denn reflektorisch wird das Becken dabei stärker gekippt; anschließend kommt es zu einer verstärkten Knieflexion, was folglich zu einer Mehrbelastung der Kniegelenke führt [47]. Durch diese Normabweichungen kann das gesamte Kniegelenk weniger beansprucht werden, ohne möglicherweise Schmerzen zu erleiden. Besonders betroffen sind bestimmte Berufsgruppen, z.B. jene, welche häufig am Computer sitzen und deren Knie sich deshalb vermehrt in Flexionsstellung befinden; aber auch alle Sportler aus Sportarten, in denen hohe Laufleistung erbracht werden muss (wie z.B. Fußballer), haben ein erhöhtes Risiko. Direkte Schädigungen wie z.B. durch einen Schlag auf das Kniegelenk beim Basketball oder ein sog. dashboard injury, das Folge eines Auffahrunfalles sein kann, spielen ebenfalls eine Rolle. Klinisch nehmen die Patienten den Schmerz in der Region der Patella wahr. Dieser tritt dann bei längerer Knieflexion, durch langes Sitzen, M. quadrizeps femoris-Kontraktion, Bergab- wie Bergauf gehen und erhöhter Beanspruchung (wie z.B. beim Sport) auf. Teilweise kommt es durch starke Arthrosebildung sogar zu Bewegungseinschränkungen, weshalb sportliche Betätigungen aufgegeben

werden müssen [47, 50]. Hilfreich bei der Einschätzung des Knieschmerzes ist der sog. Kujala Anterior Knee Pain Score, mit dem verschiedene Bereiche erfasst werden können [53]. Diese fließen letztlich unterschiedlich stark in die Gewichtung anhand einer Punktvorgabe in die Wertung mit ein: Wird beim Gehen gehinkt? Ist normales Gehen im Alltag möglich? Bereiten Treppensteigen, tiefe Kniebeugen, Rennen, Springen oder längeres Sitzen mit gebeugtem Knie Probleme? Wie und wann treten Schmerzen auf, kommt es dabei begleitend auch zu Schwellungen? Ist es im Zusammenhang mit der Erkrankung zu einer Abnahme der Muskelmasse des Oberschenkels gekommen und gibt es Probleme bei der Knieflexion? Die maximale Punkteanzahl, die erreicht werden kann, ist 100 und besagt gleichzeitig, dass keine Probleme am Kniegelenk bestehen (siehe Anhang; Kujala Score).

Bei der körperlichen Untersuchung achtet der Arzt, wie bei der Untersuchung eines Patienten mit akut stattgehabter Patellaluxation, beidseits darauf, ob eine Beinachsenfehlstellung vorliegt. Des Weiteren wird die Muskulatur beurteilt – z.B. ob der M. quadrizeps femoris eventuell auf einer Seite weniger stark ausgeprägt ist als auf der anderen; dies gilt als mögliches Zeichen für eine Insuffizienz des M. vastus medialis [47]. Weitere Untersuchungsmethoden, die analog zu einem Patienten mit Patellaluxation durchgeführt werden sollten, sind der Apprehension-Test sowie die Überprüfung des Zohlenszeichen [54]. Mit Hilfe des Tilt-Tests kann die Funktion des lateralen Retinaculum überprüft werden. Dazu legt sich der Patient mit seinem Rücken auf eine Untersuchungsfläche; das Kniegelenk ist extended, der M. quadrizeps femoris ist relaxiert und der Arzt versucht die Patella nach lateral auszulenken. Das laterale Retinaculum gilt als suffizient, wenn sich die Patella dabei nicht aus der Trochlea femoralis bewegen lässt; ist dies nicht der Fall (z.B. wenn das laterale Retinaculum gerissen ist oder von seinem straffen Zug eingebüßt hat), wird von einem positiven Tilt-Test gesprochen und das laterale Retinaculum gilt als insuffizient [54]. Die bildgebenden Verfahren gleichen ebenfalls denen, die bei einer Patellaluxation eingesetzt werden. Es wird demnach eine axiale Defilee-Aufnahme in 30°, 60° und 90° angefertigt, um u.a. eine möglicherweise vorliegende Patelladysplasie zu diagnostizieren. Zur Beurteilung des Knorpels wird primär eine MRT veranlasst. Die Überprüfung der Kniebinnenstruktur

mittels Arthroskopie beinhaltet meist Diagnostik und Therapie in einem [54]. Die Therapie ist vielfältig und muss auf die jeweilige patientenspezifische Ursache, die zu einem anterioren Knieschmerz geführt hat, abgestimmt sein. Zu beachten ist, dass sich der anteriore Knieschmerz bei Kindern und Jugendlichen auch von selbst zurückbilden kann; hier muss individuell entschieden werden, ob ohne die Einleitung von Therapiemaßnahmen abgewartet werden kann. Falls dies jedoch nicht möglich ist, sollte stets mit einer konservativen Therapie begonnen werden [50]. Liegt eine Insuffizienz des M. vastus medialis vor, ist dieser durch ein spezielles Training wiederaufzubauen (mehr dazu in Kapitel 1.4.). Den Patienten ist zu erläutern, wie sie ihren Alltag eventuell umstellen müssen, damit der anteriore Knieschmerz nachlässt. Dies bedeutet z.B. konkret, dass bei der Arbeit im Büro am Computer darauf zu achten ist, das Knie nicht ständig in Flexionsstellung zu halten, oder dass auf manche sportlichen Disziplinen wie z.B. Gewichtheben möglicherweise ganz verzichtet werden muss. NSAR können aufgrund ihres antiphlogistischen und analgetischen Effektes ebenfalls eingenommen werden; jedoch ist dabei zu beachten, dass, wenn dies über einen längeren Zeitraum geschieht, Protonenpumpenhemmer (wie z.B. Omeprazol) eingesetzt werden sollten, um das Risiko eines Magenulcus zu verringern [51]. Hinzukommt, dass durch eine Schmerzreduktion die Muskelspannung herabgesetzt wird und anschließend verbessert mit den Patienten krankengymnastisch am Wiederaufbau des M. vastus medialis gearbeitet werden kann. Physikalische Maßnahmen wie Kältetherapie und Ultraschall kommen genauso zum Einsatz wie Kniegelenksorthesen oder das Taping der Patella [47, 49, 50, 54]. Bringen alle diese Therapieansätze nicht den gewünschten Erfolg, muss auf die operativen Therapiemaßnahmen zurückgegriffen werden. Mit Hilfe der Arthroskopie kann das laterale Retinakulum gespalten werden (lateral Release). Dies ist nötig, wenn die Patella zu stark rotiert ist (Patella tilt) [54]. Sind grobe Knorpeldysplasien vorhanden, können diese durch die Verwendung eines Arthroskopes geglättet werden [54].

1.4. Operative und konservative Behandlungsverfahren

1.4.1. Operative Therapie

Im Laufe der letzten Jahrzehnte haben sich weltweit zahlreiche Mediziner mit dem Ziel, die Behandlung einer Patellaluxation weiter zu optimieren, daran versucht, verschiedene Operationstechniken zu entwickeln. Wichtig dabei muss v.a. das anatomische Verständnis des Kniegelenkes gewesen sein. Die Eingriffsarten können dabei in zwei Gruppen unterteilt werden, die jedoch auch in Kombination angewandt werden, nämlich in die, in der Weichteilmantelanteile und in die, in der Knochenanteile operativ versorgt werden.

1.4.1.1. Lateral Release

Beim Operationsverfahren des lateralen Release wird das Ligamentum patellae longitudinale laterale gespalten. Die Operation kann dabei offen oder arthroskopisch durchgeführt werden [55]. Bis vor einigen Jahren galt die These, dass es mit Hilfe eines lateralen Release möglich wäre, die lateralen Luxationsbestrebungen der Patella zu unterbinden. Schon 1992 empfahlen Aglietti et al. [56], dass laterale Release nicht allein, sondern allenfalls in Kombination mit anderen Techniken durchzuführen. Anzunehmen ist wohl, dass das Ligamentum patellae longitudinale laterale dafür sorgt, der seitlichen Patellaluxation im Flexionswinkel zwischen 0°-20° entgegenzuwirken, also bei jenen Winkeln, in denen die höchste Instabilität vermutet wird [40, 57].

1.4.1.2. Mediale Kapselraffung

Die mediale Kapselraffung kann ebenfalls offen oder arthroskopisch durchgeführt werden. In den offenen Varianten werden nach einem Hautschnitt das mediale Retinaculum und der M. vastus medialis dargestellt, um im Anschluss mit der Patella via Naht verbunden zu werden.

Yamamoto war der erste, der die arthroskopische Technik durchführte und seine Ergebnisse dokumentierte [58]. Rillmann et al. [59] beschreiben dabei folgendes Vorgehen:

Das Gelenk wird zunächst gespült. Anschließend wird an der Patellabasis eine Punktionskanüle in das Gelenk eingeführt; in dieser befindet sich eine Fadenschleife. Nun wird mit Hilfe dieser Fadenschleife und einer Nadel das mediale Retinaculum genäht. Der Faden wird letztlich via Tasthaken aus dem Gelenk entfernt. Dieser Vorgang wird solange wiederholt, bis der Riss völlig vernäht wurde. In der Literatur gibt es große Unterschiede in Bezug auf die Reluxationsraten bei dieser Operationstechnik [58, 59, 60].

1.4.1.3. Insall

Bei der offenen chirurgischen Operationstechnik nach Insall wird das Verfahren eines lateralen Release mit der einer Distalisierung des M. vastus medialis kombiniert. Zunächst erfolgt eine Hautinzision lateral der Patella, danach wird das laterale Retinakulum freigelegt und durchtrennt, im Anschluss erfolgt die Freilegung bis zum M. vastus medialis und der medialen Patella. Der Ansatz des M. vastus medialis wird danach von der Patella abpräpariert und weiter distal und lateral von seinem Ursprungsansatzort erneut mit der Patella vernäht [55, 61].

1.4.1.4. Tuberositas Medialisierung

Die Medialisierung der Tuberositas Tibiae nach Elmslie Trillat ist ein kombiniertes Verfahren, bestehend aus verschiedenen Operationstechniken. Auch hier wird ein laterales Release durchgeführt. Ebenfalls erfolgt eine mediale Kapselraffung und der Ansatzpunkt des Ligamentum patellae, die Tuberositas tibiae, wird nach medial verlagert. Distal der Tuberositas Tibiae wird dabei zunächst die Tibia angebohrt, ehe unter Beibehaltung einer Knochenbrücke ein Knochenblock aus ihr herausgelöst wird. Im Anschluss daran wird der Ansatz des Ligamentum patellae mit samt der Knochenbrücke nach medial verlagert und mit Hilfe einer Stellschraube fixiert. Durch dieses Vorgehen soll das Gleiten der Patella in der Trochlea verbessert und einer Lateralisierung eben dieser entgegengewirkt werden. Dieses Verfahren wird z.B. bei einem vergrößerten Q-Winkel eingesetzt.

Zu den Kontraindikationen für einen solchen Eingriff zählt eine noch offene Wachstumsepiphyse [55, 62, 63].

1.4.1.5. Beinachsenkorrektur – Tibiakopfosteotomie

Der Q-Winkel kann, wie bereits erwähnt, durch eine Beinachsenfehlstellung z.B. durch ein Genu valgum vergrößert oder durch ein Genu varum verkleinert werden. Beide Beinachsenfehlstellungen sorgen also indirekt dafür, dass es zu einer Zunahme der Patellaluxationstendenz kommt [22].

Als massivstes Problem dieser pathologischen Beinachsenfehlstellungen gilt jedoch die erhöhte Gonarthrose rate. Bei einem Genu valgum kommt es zu einer übermäßigen Abnutzung des Außenmeniskus, bei einem Genu varum zu einer übermäßigen Abnutzung des Innenmeniskus. Bei minimalen Achsabweichungen können Schuheinlagen zur Korrektur der jeweiligen Fehlstellungen eingesetzt werden. Diese sind komplementär zur Gegenseite der Meniskusabnutzung entsprechend ausreichend erhöht. An operativen Verfahren stehen verschiedene Umstellungsosteotomien zur Auswahl. Bei einem Genu varum kann eine valgusierende Tibiakopfosteotomie durchgeführt werden; diese wird auch closed wedge/schließende Osteotomie der Tibia genannt. Dabei wird ein Knochenkeil aus der lateralen Tibia entnommen und die neu entstandene Lücke wird mit Hilfe einer Plattenosteosynthese geschlossen. Wird ein Knochenkeil aus der medialen Tibia entfernt und wird die entstandene Knochenlücke anschließend mit einer Platte offengehalten, wird dies open wedge/öffnende Osteotomie der Tibia genannt [64]. Liegt ein Genu valgum vor, kann eine varisierende Femurosteotomie durchgeführt werden. Dabei wird ein Knochenkeil aus der lateralen Femurseite entfernt: Hierbei wird nun ebenfalls mit einer Platte versucht die entstandene Knochenlücke offen zu halten. Die Knochenlücke sollte anschließend, z.B. durch autologe Spongiosa, aufgefüllt werden [65]. Durch diese Operationsverfahren ist es der Patella wieder möglich regelrecht in der Trochlea zu gleiten.

1.4.1.6. MPFL-Operation

Bei einer MPFL-Rekonstruktion wird zu Beginn arthroskopisch der Status im Kniegelenk erhoben. Danach erfolgt die Entnahme einer autologen Sehne. Als Ersatz für ein gerissenes MPFL können eine Gracilissehne, eine Semitendinosussehne oder eine Quadrizepssehne verwendet werden [16, 21, 38, 39, 55].

Die Entnahme einer Gracilissehne erfolgt minimalinvasiv via Hautschnitt an der proximalen Tibia. Danach wird die Sehne, erneut über einen minimalinvasiven Hautschnitt, durch Anker in einer zuvor dafür angelegten knöchernen Rinne mit der Patella verbunden. Anhand von Röntgenaufnahmen kann anschließend die optimale Position für Bohrkanäle am distalen Femur aufgesucht werden. Sobald dies, inklusive Bohrung, stattgefunden hat, wird die gewonnene Gracilissehne unter Verwendung von Schrauben nach Überprüfung der Gelenkbeweglichkeit in den Bohrkanälen fixiert [16, 21, 39].

Ziel dieser Methoden ist die Wiederherstellung der Patellastabilität. Folglich können osteochondrale Verletzungen, die häufig zu einer vorzeitigen Arthrose führen, durch eine geminderte Reluxationstendenz verhindert werden.

1.4.1.7. Trochleaplastik

Bei einer abgeflachten, konkaven Trochlea und einer daraus entstehenden erhöhten Reluxationstendenz, die bspw. trotz einer durchgeführten MPFL-Plastik nicht minimiert werden konnte, kann die Indikation für eine Trochleaplastik gestellt werden. Eine häufig angewandte Operationstechnik ist die Trochleaplastik nach Bereiter: Der dem distalen Femurknochen aufliegende Knorpel wird dabei von diesem gelöst. Anschließend wird der Knochen so bearbeitet, dass ein funktionsfähiges Gleitlager entsteht. Der vorher abgelöste Knorpel wird nun an das neue Gleitlager angepasst. Zum Abschluss werden Knorpel und Knochen mit Ankern erneut verbunden [16, 66]. Die Kontraindikationen ergeben sich aus der Tatsache, dass der Knorpel für die Anpassung an das Gleitlager biegsam sein muss. Deshalb wird von

Operationen bei Patienten über dem 20. Lebensjahr sowie bei jenen mit einer Knorpelschädigung abgeraten [67].

1.4.1.8. Vergleich der operativen OP-Verfahren

Wie oben beschrieben, gibt es eine hohe Anzahl unterschiedlicher Operationstechniken, um das Krankheitsbild einer Patellaluxation zu behandeln. Daran lässt sich zum einen erkennen, dass sich die medizinische Forschung in einem ständigen Wandel befindet – neue Erkenntnisse in der Forschung führen zu neuen operativen Verfahren – und dass es zum anderen nicht eine spezielle Operationstechnik gibt, die für alle Patienten zur Anwendung kommen kann. Kommt es bspw. aufgrund einer dysplastisch veränderten Trochlea bei einem Patienten zu einer rezidivierenden Patellaluxation, ist es sinnvoll eine Trochleaplastik durchzuführen [68]. Es ist daher wichtig für jeden Patienten individuell zu entscheiden, welche Operationstechnik am besten für ihn geeignet ist. Ein laterales Release sollte nur noch in Kombination mit anderen Operationstechniken [68] wie bspw. einer Tuberositas-Medialisierung angewendet werden [69]; dort können dann gute Ergebnisse mit niedrigen Reluxationsraten erzielt werden. Ein Problem einer Tuberositas-Medialisierung ist jedoch der häufig von den Patienten im Verlauf angegebene Patellaschmerz [69, 70]. Bei der Insall-Operation ist anzumerken, dass die Reluxationsraten zwar gute Ergebnisse aufweisen, es hier jedoch zu einem vermehrten Auftreten von Arthrosen kommen kann [61, 71]. Die Operation des medialen Retinaculum ist eine effektive Methode, um die Patellastabilität wiederherzustellen, wenn eine normale trochleare Geometrie vorliegt. Bei Patienten mit einer Trochleadysplasie sind die klinischen Ergebnisse weniger erfolgsversprechend [72].

Von einigen Autoren wird das MPFL-Band als wichtigster Stabilisator gegen eine mögliche laterale Patellaluxation angesehen. Des Weiteren ist es die Weichteilstruktur, die am häufigsten während einer lateralen Patellaluxation beschädigt wird [16, 36, 37, 73, 74, 75, 76], weswegen es sinnvoll ist diese wieder zu rekonstruieren. Dies und die niedrigen Reluxationsraten sind der Grund, warum heutzutage eine MPFL-Operation von vielen Autoren empfohlen wird [10, 16, 68, 76, 77, 78].

1.4.2. Konservative Therapie

Bei einer konservativen Behandlung wird das Kniegelenk nach erfolgter Reposition für eine Woche in 20° Flexion durch eine Orthese ruhiggestellt; der Patient erhält zur weiteren Entlastung des betroffenen Kniegelenks Unterarmgehstützen. Während dieser Zeit ist auf eine prophylaktische s.c. Heparinisierung zu achten, da durch eine geminderte Mobilität das Risiko z.B. für eine Lungenarterienembolie steigt [51]. Desweiteren sollten das Kniegelenk gekühlt und NSAR verabreicht werden. Zwischen der 2. und 4. Woche nach der Luxation werden die Freiheitsgrade der Orthese erhöht, auf Extension/Flexion-Werte von 0-20-60°; ab der 5. Woche wird die Orthese erneut umgestellt und die Extension/Flexion beträgt 0-10-90°. Diese Herangehensweise verfolgt den Zweck, die Heilung des wahrscheinlich bei der Luxation gerissenen MPFL herbeizuführen [79]. Der wichtige Muskelaufbau, der durch längere Immobilisation und durch eine Insuffizienz des M. vastus medialis nötig wird, um eine erneute Medialisierung der Patella zu gewährleisten, kann durch zwei verschiedene Trainingsmethoden erfolgen. Die geschlossene kinematische Kette, die z.B. durch Training mit einer Beinpresse erfolgt, sollte in extensionsnahen Positionen erfolgen, während hingegen die offene kinematische Kette, die z.B. durch einen Beincurler gewährleistet wird, in flexionsnahen Positionen erfolgen sollte [55].

Damit Patienten auch zu Hause weiter an der Kräftigung ihres M. vastus medialis arbeiten können, wurden bestimmte Aerobic Trainingsmethoden entwickelt, die mit Hilfe eines sog. Aero Step erfolgen (Abbildung 11). Auf einem Aero Step befinden sich viele kleine Noppen; deshalb ist es sinnvoll die Übungen barfuß durchzuführen, denn so ist es möglich zusätzlich die Propriozeption zu steigern. Der Patient kann sich mit beiden Beinen auf den Aero Step stellen: Er sollte dabei zunächst eine stabile Körperhaltung einnehmen, dann ein Bein nach hinten strecken, es anschließend anwinkeln und es danach abduzieren: dabei müssen beidseits mehrere Wiederholungen erfolgen. Eine Front-Squat-Übung auf einem Aero Step erfolgt, indem ein Bein nach vorne auf einen Aero Step in leichter Flexionsstellung gestellt wird; das Bein, das hinten geblieben ist, wird noch weiter nach hinten verschoben,

während die Arme am Rumpf anliegen. Das hintere Knie wird nun fast bis auf den Boden herabgesetzt. Nun sollte die Körperspannung erhöht werden; der Patient befindet sich damit in der Grundposition. Das vordere Bein muss nun mehrfach flektiert und extendiert werden [80]. Teilweise ist es nötig Einlagen zu verschreiben, da Fußfehlstellungen zu Achsabweichungen führen; diese wiederum erhöhen die Gefahr für eine Patellalateralisation, womit – wie schon beschrieben – das Risiko für eine Luxation und Schmerzen im Kniegelenk steigen [55]. Es sollten Ganganalysen erfolgen: Patienten, die dabei durch Fehlverhalten auffällig werden, können mit Hilfe von speziellen Unterweisungen lernen, richtig zu laufen, und somit ebenfalls eine Achsabweichung verhindern. Dieses Verfahren kann auch bei weiteren konservativen Behandlungen zur Kontrolle eingesetzt werden; eventuelle neu auftretende Fehlstellungen können dabei behoben werden.



Abbildung 11: Aero Step [81] mit Noppen, um die Propriozeption zu verbessern.

Genauso verhält es sich in der Nachkontrolle von operativen Verfahren [55]. Patienten mit extremer Adipositas, die sich negativ auf die Kniegelenke auswirkt, sollte eine Gewichtsreduktion angeraten werden.

1.4.3. Konservative versus operative Behandlungsverfahren – ein Vergleich

Um die Patellainstabilität und damit das erhöhte Risiko einer Patellaluxation zu verringern oder die Relaxationsraten zu senken und die Folgen einer möglichen Luxation so zu beheben, stehen verschiedene

Behandlungsverfahren zur Verfügung, die individuell an den jeweiligen Patienten angepasst werden müssen. Wie schon erarbeitet, bleibt festzuhalten, dass das direkte Trauma, welches weniger häufig zu einem Erstereignis einer Patellaluxation führt, im Unterschied zum indirekten Trauma, welches vermehrt auftritt, erst durch einen größeren Kraftaufwand ausgelöst werden kann. Die aus beiden möglich folgenden Reluxationen hingegen entstehen meist aus alltäglichen Bewegungen und benötigen kein akutes Traumaereignis.

Regalado et al. [82] untersuchten dabei in einer klinischen Studie, die über sechs Jahre dauerte, die Reluxationsraten der Patella nach konservativen oder operativen Therapiemaßnahmen bei einem randomisierten Patientenkollektiv von 36 Personen. Patienten mit osteochondralen Frakturen und vorherigen Kniegelenkserkrankungen wurden von der Studie ausgeschlossen. Bei den operativen Therapiemaßnahmen kam ein laterales Release oder das Roux-Goldthwait-Verfahren zum Einsatz, bei dem die Patellasehne vertikal gespalten und die laterale Patellasehnenhälfte anschließend unter die mediale Patellasehnenhälfte gezogen und an der Tibia neu befestigt wird. Es konnte festgestellt werden, dass die Reluxationsraten in ihrem recht kleinen Patientengut bei operativ behandelten Patienten niedriger waren als bei denen, die konservativ behandelt wurden. Hervorzuheben ist dabei, dass es nach der ersten Drei-Jahres-Kontrolle bei den operativ behandelten Patienten sogar zu überhaupt keiner Luxation gekommen ist. Nicht nur dass die Reluxationsraten niedriger waren, auch wurde von weitaus mehr Patienten, die operiert wurden, angegeben, dass sich ihre Kniegelenksfunktion, im Vergleich zum nicht operierten Patientenkollektiv, verbessert hätte. Petri et al. [83] führten eine ähnliche Studie in Deutschland über 24 Monate mit 20 Patienten durch. Ausschlusskriterien für diese Studie waren u.a. rezidivierende Luxation, signifikante anatomische Deformitäten, osteochondrale Frakturen oder offene Verletzungen.

Die jeweiligen Operationen waren dabei auf eine diagnostische Arthroskopie begrenzt, gefolgt von offenen Weichteilgewebe-Reparaturen, einschließlich eines optionalen Anziehens der gerissenen medialen Strukturen. Herkömmliche MPFL-Operationen wurden in dieser Studie nicht durchgeführt. Die Operation eines lateralen Release konnte optional vollführt werden. Die

Autoren kamen dabei zu dem Schluss, dass es aufgrund der niedrigen Patientenzahl zu keiner Festlegung einer genauen Signifikanz kommen kann. Jedoch könne anhand der Zahlen von einer Tendenz gesprochen werden. Diese bescheinigen der primär operativen Behandlung einen Vorteil gegenüber der konservativen Therapie.

Nikku et al. [84] fanden jedoch in ihrer klinisch randomisierten Studie, die über zwei Jahre mit 125 Patienten durchgeführt wurde, teilweise abweichende Ergebnisse heraus. Zwar kam es in der konservativ behandelten Patientengruppe zu minimal mehr Reluxationen, jedoch war die Zufriedenheit bei den Patienten mit der Kniegelenksfunktion weitaus höher. Dies änderte sich auch nicht, als die Studie um fünf Jahre verlängert wurde; es wurden nach diesen Kontrollen ähnliche Ergebnisse beobachtet [85]. Voraussetzung für die Patiententeilnahme an dieser Studie waren: eine akute erstmalige seitliche Patellaluxation, die nicht älter als 14 Tage war, keine vorherigen Knieoperationen oder größere Knieverletzungen, keine Bandverletzungen; des Weiteren durften keine osteochondrale Frakturen vorliegen. In der operativen Gruppe erhielten 54 Patienten ein laterales Release in Kombination mit einer MPFL-Operation, neun Patienten eine isolierte MPFL-Operation und sieben Patienten eine isolierte laterale Release-Operation.

Aufgrund dieser und weiterer Studien [86, 87] beklagen einige Autoren, dass es noch zu wenige und vor allem zu wenig aussagekräftige prospektive randomisierte Studien gibt, um entscheiden zu können, ob eine Operation einer konservativen Behandlung vorzuziehen ist. Mit unterschiedlichen Aussagen und in Anbetracht dessen, dass Operationen immer mit diversen Risiken wie Nachblutungen, Infektionen, postoperativen Thrombosen behaftet und vom jeweiligem Operateur abhängig sind, sollte eine konservative Behandlung präferiert werden. Im Zweifelsfall könnte zu einem späteren Zeitpunkt immer noch operiert werden.

Ausnahmen, bei denen jedoch direkt operiert und nicht konservativ behandelt werden sollte, bilden jene, bei denen durch Bildgebung eine osteochondrale Fraktur oder eine größere Knorpelverletzung festgestellt werden konnte, wenn mit Hilfe eines MRT ein Riss des MPFL gezeigt werden kann und wenn ein Patient besondere prädisponierende Faktoren wie z.B. eine Trochleadysplasie aufweist. Daraus ergibt sich jedoch auch ein zu

diskutierendes Problem, denn die Mehrzahl der Patellaluxationen werden durch Bagatelltraumata beim Sport hervorgerufen, die durch prädisponierende Faktoren begünstigt werden, woraufhin es häufig zu einem Riss des MPFL und zu einer Schädigung der osteochondralen Strukturen kommt, weswegen die primär operative Behandlung individuell sorgfältig genau überprüft werden muss [87]. In einer großen Anzahl deutscher Kliniken wird ein erstmaliges Ereignis einer Patellaluxation konservativ behandelt; bei einer Reluxation kommt dann am häufigsten eine MPFL-Operation zum Einsatz [88]

Die Behandlung beginnt mit einer sofortigen Reposition, falls die Patella noch nicht selbst vom jeweiligen Patienten reponiert wurde. Bei einem stark geschwollenen Kniegelenk und Verdacht auf ein Hämarthros wird eine Drainage gelegt. Mit Hilfe der Drainage wird das Gelenk durch die ablaufende Flüssigkeit entlastet. Falls sich Fettaggen im Gelenkpunktat befinden, ist dies ein Hinweis auf eine Knochenbeteiligung und stellt die Indikation für eine operative Intervention dar [43, 46, 89].

1.5. Ein Resümee der Forschung

Die wissenschaftliche Forschung beschäftigt sich weltweit seit längerer Zeit mit der Materie der Patellastabilität bzw. deren Instabilität. Angefangen von Anatomen, die ausführlich den anatomischen Aufbau der Kniegelenke untersuchten, über in-vivo-Studien, die die postoperativen Ergebnisse von patellastabilisierenden Operationen kontrollierten, indem die Reluxationsquoten registriert und die persönliche Empfindungen der operierten Patienten festgehalten wurden. Ebenfalls sind zahlreiche in-vitro-Studien zur Erforschung der Patella durchgeführt worden (Kapitel 1.5.3).

In-vitro bedeutet frei übersetzt „im Glas“. Mit in-vitro-Studien sollen physiologische Vorgänge nachempfunden werden, die sich in ihrer Präzision nicht exakt in-vivo, also am lebenden Menschen, nachempfinden lassen. Genauer gesagt können die gewünschten Messbedingungen einfacher herbeigeführt werden. Dabei ist jedoch zu beachten, dass sich die durch diese Studien gewonnenen Aufzeichnungen nicht eins zu eins auf den menschlichen Körper und in unserem Fall auf die menschlich gewohnten

Bewegungen im Alltag übertragen lassen. Die unterschiedlich eingesetzten Methoden bzw. Maschinen unterliegen verschiedenen Einschränkungen. Neu gewonnene Beobachtungen aus in-vitro-Studien können singulär betrachtet niemals den gewünschten medizinisch-wissenschaftlichen Fortschritt erbringen. Dieser hat die Bestrebung einem menschlichen Individuum nach Erleiden an einer bestimmten Krankheit eine Versorgung zu ermöglichen, die im Laufe der Zeit immer weiter optimiert wird, um für ein hohes Maß an Lebensqualität zu sorgen. Um dieses Ziel zu erreichen, müssen aus ersten Erkenntnissen, die in-vitro gesammelt werden, weitere Studien am Patienten selbst erfolgen (in-vivo). Dabei geht es dann vor allem neben objektiven auch um subjektive Aspekte, die die teilnehmenden Patienten meist in Form von Fragebögen selbst beantworten können.

1.5.1. Definition der Patellastabilität/-instabilität

Die Patellainstabilität kann analog zu den drei Patellastabilisatoren in drei Gruppen separiert werden. Die Gruppe der statischen Stabilisatoren, also jene der Knochen, kann Erkrankungen in Form einer Trochleadysplasie oder Patella alta enthalten. Das Kollektiv der passiven Stabilisatoren kann Beschwerden der Gelenkscapsel (z.B. ein MPFL-Anriss) innehaben. Diese beiden Einheiten können mit Hilfe der modernen Chirurgie operativ versorgt werden, um zu einer Verbesserung der Stabilität beizutragen. Die Fraktion der aktiven Stabilisatoren – also jene, welche die Muskelgruppen einschließt – kann chirurgisch nicht unbedingt verändert werden. Zwar kann durch die Distalisierung des M. vastus medialis (Kapitel 1.4.1.3.) eine Verbesserung der Patellastabilität erreicht werden, der Muskel wird dadurch jedoch nicht kräftiger, sondern durch seinen neuen Insertionspunkt erhält seine Zugwirkung günstigere Bedingungen, um die Patella von einer Lateralisation abzuhalten [16, 21, 79, 90, 91]. Im klinischen Alltag wird der Begriff der Patellainstabilität beschrieben als eine häufig wiederkehrende Subluxation oder Luxation der Patella während alltäglicher Bewegungen.

Aus technischer Sicht kann die Patellastabilität als der Faktor der Patella angesehen werden, der dafür sorgt, dass die Patella nach einer Auslenkung

wieder in ihre Grundposition, also in die Mitte der trochlearen Gleitrinne, zurückkehrt [92].

In unserer Studie wurde die Patellastabilität definiert als die Strecke der mediolateralen Auslenkung der Patella aus ihrer Grundposition.

1.5.2. Biomechanische In-vitro-Studien

Im Jahre 1998 untersuchte Farahmand [92] mit einer Arbeitsgruppe die laterale Patellaauslenkung. Für diese In-vitro-Studie wurde eigens ein neues experimentelles Setting auf Grundlage einer Instron Material-Prüfmaschine (Instron Ltd., Buckinghamshire, England) entworfen. Während der Präparation der einzelnen humanen Kniepräparate wurde die Quadrizepsmuskulatur in drei Gruppen aufgeteilt. Der M. vastus medialis und M. vastus lateralis stellten dabei je eine separate Einheit dar; gleichzeitig wurden der M. vastus intermedius mit dem M. rectus femoris in einem gesonderten Verband zusammengefasst. Die humanen Kniepräparate wurden anschließend horizontal in einer Testapparatur befestigt, wobei die laterale Flanke nach kranial blickte. Mit Hilfe dieses Aufbaus konnten Flexionswinkel zwischen 0° und 90° gefahren werden, bei denen dann Flaschenzüge, die an die unterschiedlichen Muskeln angebracht wurden, Zugkräfte von 20 N, über 175 N bis 350 N ausübten. Eine spezielle Apparatur wurde an die Patella montiert, um diese in kraniale Richtung bewegen zu können. Bei einer konstant eingestellten Quadrizepskraft von 20 N, 175 N oder 350 N wurde festgestellt, dass die Auslenkkraft, die benötigt wurde, um die Patella um 5 mm nach lateral zu bewegen, bei den unterschiedlichen Flexionswinkeln zwischen 0° und 60° sich auf einem Niveau befand. Dies änderte sich erst ab den Flexionswinkeln zwischen 60° und 90° : Dort mussten größere Auslenkkräfte angewendet werden, um die Patella um 5 mm auszulenken. Durch diesen komplexen Versuchsaufbau wurde die Patella in drei unterschiedlichen Freiheitsgraden bewegt: Verschiebungen nach anterior-posterior, nach proximal-distal und Bewegungen um die Flexionsachse waren möglich. Die Limitierung in den Freiheitsgraden war gleichzeitig ein Beleg für die Schwächen dieses Versuchsaufbaus, weswegen Farahmand et al. ihr Konstrukt [18] mit Hinblick auf eine Erhöhung der beweglichen Parameter im

Raum verbesserten. Zum einen wurde die Quadrizepsmuskulatur von nun an in fünf statt in drei Gruppen aufgeteilt; der Verband aus M. vastus intermedius und M. rectus femoris blieb dabei bestehen, die separaten Einheiten aus M. vastus medialis und M. vastus lateralis wurden hingegen weiter ausdifferenziert. Dafür wurden beide in je zwei neue Kollektive, bestehend aus einem M. vastus obliquus- und einem M. vastus longus-Anteil, aufgeteilt. Die Quadrizepsmuskelbelastung blieb konstant bei 175 N. Um die Freiheitsgrade zu erhöhen, wurde ein Kugellager in der Patella verschraubt; dieses erlaubte zusätzlich eine Kippung und eine Rotation der Patella um ihre eigene Achse. Bei dieser Studie [18] wurden die benötigten Kräfte, die für eine 10 mm-Auslenkung nach lateral und medial bei unterschiedlichen Flexionswinkeln auf die Patella einwirken mussten, analysiert. Die Kräfte, die nötig waren, um die Patella 10 mm nach medial auszulenken, waren bei den Flexionswinkel von 10° bis 90° konstant geringer als die Kräfte, die aufgebracht werden mussten, um die Patella 10 mm nach lateral auszulenken. Die einzige Ausnahme dabei war die Flexionsstellung bei 0°: Hierfür mussten 147 N aufgebracht werden, bei 90° 238 N. Auffällig hierbei war, dass sich die Auslenkkräfte, die für die laterale Auslenkung sorgten, bei den Flexionswinkeln von 0° bis 20° verringerten, wobei 20° dabei den Punkt der niedrigsten anzuwendenden Auslenkkraft darstellte. Anschließend musste die Auslenkkraft für die kommenden Flexionswinkel erhöht werden. Für eine 10 mm-Auslenkung nach lateral mussten bei 0° Flexion 125 N, bei 20° Flexion 74 N und bei 90° Flexion 125 N aufgebracht werden. In diesen Studien wurde die Patellastabilität mit der benötigten Kraft, die dafür sorgte, dass die Patella in die jeweilige Richtung um 10 mm bewegt werden konnte, gleichgesetzt. Hierfür wurde also eine andere Art der Definition der Patellastabilität als in unsere Studie gewählt. In einer in-vitro-Studie von Ostermeier et al. [75] kam es nicht zu einer Aufteilung der Quadrizepsmuskulatur, sondern durch Anwendung einer Klammer konnte die Muskulatur gebündelt werden. Die Patella wurde dabei mit einer konstanten Kraft von 100 N in lateraler Richtung bewegt, während sich das Kniegelenk, um 180° gedreht, entgegen seiner natürlichen Position in einer Testapparatur befand. Ziel dieser Arbeit war es, die nahezu physiologische Patellastabilität eines intakten Kniegelenkes, entgegen einer lateral auslenkenden Kraft, durch

Auslenkung und Kippung zu bestimmen. Im Anschluss daran wurde überprüft, ob nach unterschiedlichen Operationstechniken wieder vergleichbare Ergebnisse erzielt werden konnten. Die einzelnen humanen Kniepräparate wurden währenddessen in diversen Flexionswinkeln von 0° bis 120° bewegt. Dabei wurde konstatiert, dass eine statische und eine dynamische MPFL-Rekonstruktion eine ausreichende Wiederherstellung der Patellastabilität boten. Das Aufzeichnen der Patellabewegungen im Raum erfolgte dabei, vergleichbar mit unserer Studie, mit Hilfe eines Zebrisbewegungsmesssystems.

Für Sakai et al. [93] ist u.a. der M. vastus medialis obliquus entscheidend dafür verantwortlich, dass einer lateralen Patellabewegung entgegengewirkt werden kann. In ihrer Studie wurden die Quadrizepsmuskulatur in M. vastus intermedius, M. rectus femoris, M. vastus lateralis und M. vastus medialis obliquus aufgeteilt. Die maximale Gesamtzugkraft während dieser Studie lag bei 150 N, wobei davon 60 N auf den M. vastus intermedius und M. rectus femoris und 50 N auf den M. vastus lateralis entfielen. Die Zugkraft des M. vastus medialis obliquus variierte zwischen 40 N (100%), 30 N (75%), 20 N (50%) und 0 N (0%). Die humanen Kniepräparate wurden in einem Flexionswinkelbereich zwischen 0°-90° bewegt. Die maximale Kraft, die auf die Sehnen der einzelnen Muskeln wirken konnte, wählte die Arbeitsgruppe um Sakai basierend auf ihren Erfahrungen aus. Der Grund ihrer selbst auferlegten Limitierung lag darin, dass die Möglichkeit eines Abreißens der Muskulatur bei höher angewandten Kräften bestand. Dies verdeutlicht sogleich einen Nachteil dieser Versuchsdurchführung, denn in-vivo wirken weitaus höherer Kräfte auf die Quadrizepsmuskulatur. Nichtsdestotrotz wurde letztlich in der Datenauswertung festgestellt, dass eine Verringerung der M. vastus medialis obliquus-Zugkraft < 100% ihres Ausgangswertes bei Flexionswinkeln zwischen 0° und 15° für eine signifikante Minderung der Patellastabilität sorgte. Senavongse et al. [94, 95] gingen in zwei zusätzlichen in-vitro-Studien mit ihrem etablierten Versuchsaufbau [18] noch einen Schritt weiter und untersuchten die Patellastabilität bei einem relaxierten M. vastus medialis obliquus, einem rupturierten medialen Retinakulum und einer abgeflachten lateralen Kondylenwanne. Die Quadrizepsgesamt kraft betrug 175 N, es wurden erneut die Flexionswinkel zwischen 0° und 90° begutachtet

und die Patella wurde weiterhin mit einer festzustellenden variablen Kraft um 10 mm nach medial und lateral ausgelenkt. Es konnte gezeigt werden, dass die oben genannten Abnormalitäten keinen Einfluss auf die mediale Patellastabilität hatten, jedoch die laterale Auslenkung in unterschiedlichem Maße beeinflusst wurde. Einer nicht abgeflachten lateralen Kondylenwange wurde dabei im Umkehrschluss der größte Nutzen zugesprochen, um einer lateralen Patellainstabilität entgegen wirken zu können, gefolgt von einem intakten medialen Retinakulum. Den geringsten Einfluss hatte laut den Autoren dabei der M. vastus medialis obliquus. Zwar sollte beachtet werden, dass es zwar zu einer Reduzierung der benötigten Auslenkkraft um 70% bei 30° Flexion bei einer abgeflachten lateralen Kondylenwange kam und im Gegensatz dazu nur zu einer 30% geminderten Auslenkkraft bei einem entspannten M. vastus medialis obliquus, wohingegen ein insuffizientes mediales Retinakulum um 49% bei 0° an benötigter Kraft nachgab. Allerdings reduzierte sich die benötigte Auslenkkraft bei einem defekten medialen Retinakulum bei steigendem Flexionswinkel und war im Anschluss unterhalb von Werten eines relaxierten M. vastus medialis obliquus zu finden.

Amis et al. [96] untersuchten die Patellastabilität, indem künstlich eine Trochleadysplasie bei den zu untersuchenden humanen Kniepräparaten hervorgerufen wurde, um im Anschluss eine Korrektur eben dieser vorzunehmen. Hierbei konnte gezeigt werden, dass nach einer Dysplasierevision wieder annähernd physiologische Patellastabilitätswerte erreicht werden konnten.

1.6. Fragestellung

Die Patellainstabilität bzw. retropatellare Beschwerden sind häufig auftretende klinische Probleme bei jüngeren und älteren Patienten. Ziel dieser Arbeit war es objektivierbare/reproduzierbare Daten der Patellastabilität in einer in-vitro-Studie mit humanen Kniepräparaten anhand unterschiedlicher Parameter bestimmen zu können. Diese neu gewonnenen Daten können wichtige Informationen für neue Operationstechniken oder neue Knieendoprothesen-Implantatdesigns liefern. Hierzu stand dem Biomechaniklabor der Orthopädischen Klinik des Universitätsklinikum Tübingen ein aufwendiges Setting aus einem Kniekinemator, einem Ultraschall-Bewegungsmesssystem und einem Industrieroboter zur Verfügung. Der Kniekinemator konnte dabei verschiedene Muskellasten simulieren und die humanen Kniepräparate in unterschiedliche Flexionswinkel bewegen, während der Industrieroboter die humanen Kniepräparate nach medial bzw. nach lateral auslenkte.

Mit Bezug auf die Patellastabilität im Kontext zur Versuchsdurchführung ergaben sich folgende spezielle Fragestellungen:

- Sind reproduzierbare Messungen der Patellaverschiebbarkeit in mediolateraler Richtung an unterschiedlichen Messtagen mit dem neuartigen Versuchsaufbau möglich?
- Welchen Einfluss hat die Quadrizepsgesamtkraft auf die mediolaterale Verschiebbarkeit und die Kippung der Patella?
- Welchen Einfluss hat die unterschiedliche Verteilung der Quadrizepsgesamtkraft auf die mediolaterale Verschiebbarkeit und die Kippung der Patella, auch im Hinblick auf ein Vastus-medialis-Training bei konservativer Therapie nach stattgehabter Patellaluxation/-subluxation?
- Welchen Einfluss übt die Auslenkrichtung auf die Patellastabilität aus, v.a. vor dem Hintergrund, dass die Patella im klinischen Alltag meist nach lateral luxiert?
- Welchen Einfluss übt die Kraft, mit welcher die Patella in die jeweils gewünschte Auslenkrichtung bewegt wird, auf die Patellastabilität aus?

2. Material und Methoden

2.1. Versuchsanordnung

Diese in-vitro-Studie hatte das Ziel durch die mediolaterale Patellauslenkung an humanen Kniepräparaten in unterschiedlichen Flexionswinkelstellungen und mit variablen Einwirkkräften die Bewegungen der Patella/die Patellastabilität zu simulieren. Hierzu wurde ein komplexer Versuchsaufbau entwickelt. Die Patellastabilität wurde dabei definiert als die Relativbewegung der Patella gegenüber dem Femur (Auslenkung in mm) und die Drehung der Patella um ihre eigene Achse (Kippung in Grad).

Zunächst wurde jedes humane Kniepräparat präpariert (Kapitel 3.2.); danach wurden diese senkrecht in eine Apparatur fixiert, die wir Kniekinemator nennen (Abbildung 12 B.) (Kapitel 3.3.). Durch die Steuerung des Kniekinemators wurden die humanen Kniepräparate zum einen in unterschiedliche Flexionswinkel gefahren; des Weiteren konnten dank der Steuerung des Kniekinemator unterschiedliche Zugkräfte auf die Sehnen der humanen Kniepräparate ausgeübt werden. Mit Hilfe eines Industrieroboters der Firma KUKA (KUKA Roboter GmbH, Augsburg, Deutschland)(Abbildung 12 C.) wurde die Patella mit variablen Kräften in mediale oder laterale Richtung ausgelenkt (Kapitel 3.4.). Ein Ultraschall-Bewegungsmesssystem der Firma Zebris (Zebris Medical GmbH, Isny, Deutschland) (Abbildung 12 A.) (Kapitel 3.5.) zeichnete die Auslenkung und Kippung der humanen Kniepräparate bei den unterschiedlichen Flexionswinkeln, Sehnenzugkräften, Auslenkrichtungen und Auslenkrichtungskräften auf. Das Computerprogramm MATLAB (The MathsWorks, Natick, Massachusetts, USA) berechnete aus diesen Aufzeichnungen die Auslenkung und Kippung der Patella (Kapitel 3.7); diese wurden in eine Microsoft Excel Tabelle (Microsoft Corporation, Redmond, Washington, USA) überführt, aus der mit der Software SPSS (IBM, Armonk, New York, USA) die grafische Darstellung der Ergebnisse erfolgte (Kapitel 4.).

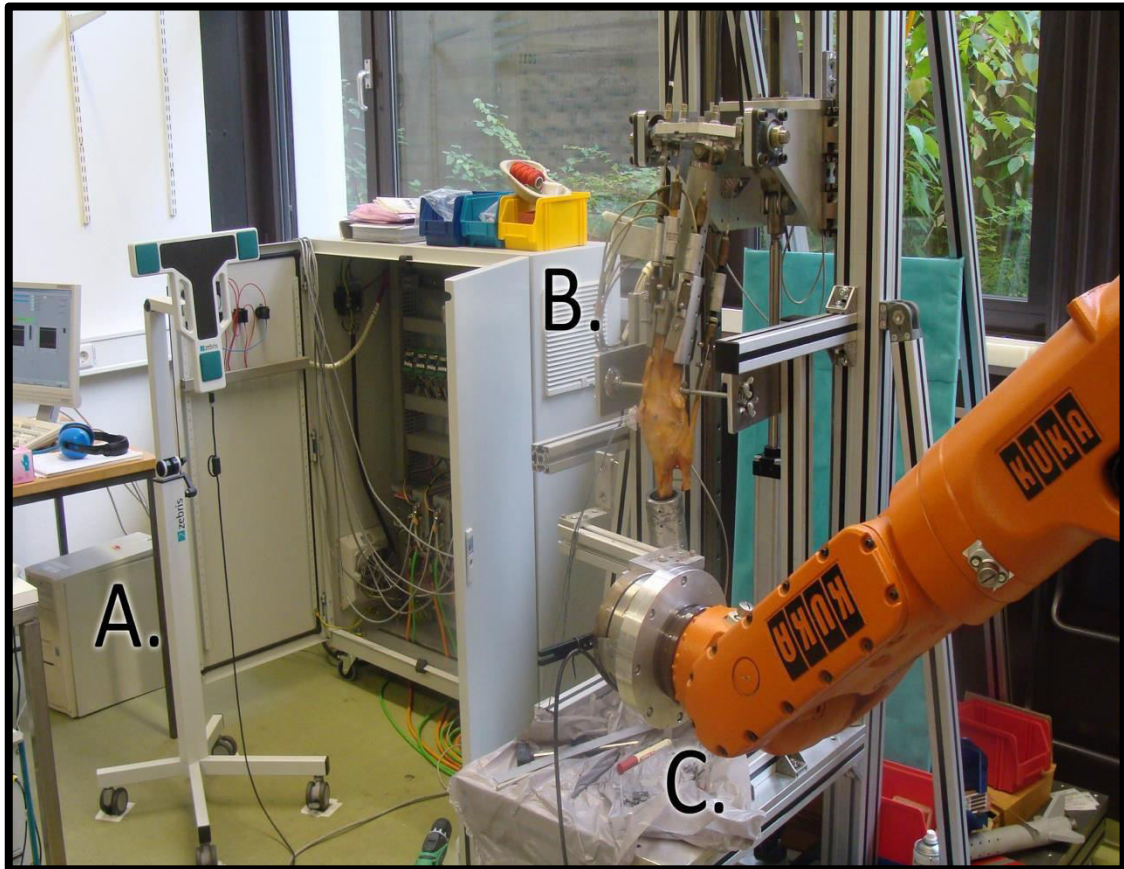


Abbildung 12: Übersicht im Labor: A. Sendereinheit des Ultraschallbewegungsmesssystem; B. Kniekinemator; C. Industrieroboter.

2.2. Humane Kniepräparate

2.2.1. Einleitung

Für diese In-vitro-Studie wurden nur linke humane Kniepräparate verwendet. Die humanen Kniepräparate wurden von Organspendern aus den Vereinigten Staaten von Amerika bereitgestellt. Die humanen Kniepräparate der Organspender wurde von der Firma Platinum Medical Training (Biological Resource Center, 2602 S 24th St #101, Phoenix, AZ 85034, USA), welche Körperspenderbanken in weiten Teilen der USA unterhält (u.a. in New York und Arizona), bereitgestellt. Insgesamt wurden sieben humane Kniepräparate für diese Studie verwendet. Ausschlusskriterien für humanen Kniepräparate waren: Verletzungen des Kapselbandapparates, Voroperationen und Streckdefizite. Jedes humane Kniepräparat war mit einer separaten Seriennummer gekennzeichnet: Anhand dieser und einem beigelegten Dokument konnte nachvollzogen werden, wie alt die Person war, ob es sich

um einen männlichen oder weiblichen Spender handelte und woran er oder sie letztendlich verstorben war. Es handelte sich dabei ausschließlich um Knie von Personen, die zur kaukasischen Ethnie gehörten; das durchschnittliche Gewicht betrug 69,7 kg, die Durchschnittgröße 171,4 cm. Die humanen Kniepräparate stammten von zwei Frauen mit einem durchschnittlichen Sterbealter von 57,5 Jahren und von fünf Männern mit einem durchschnittlichen Sterbealter von 77 Jahren. Zu den Todesursachen zählten u.a. ein metastasiertes Mammakarzinom, ein Bronchialkarzinom und ein Ösophaguskarzinom.

2.2.2. Präparation

Zunächst wurde bei der Präparation die Haut abgetragen (Abbildung 13 B). Danach wurde das subkutane Fettgewebe entfernt. Nun wurden die Fascia cruris und lata sichtbar. Diese wurden gespalten, alle Nerven und Gefäße entfernt und es wurden die jeweiligen Muskelfasern entfernt, um die Sehnen des M. quadrizeps femoris (Vastus intermedius, Vastus medialis, Vastus lateralis und Rectus femoris) und der Hamstrings (M. semimembranosus und M. biceps femoris) freizulegen (Abbildung 5, 13 C.). Somit konnten die freipräparierten Sehnen später in den Kniekinemator eingespannt werden (Kapitel 3.3.4.). Der M. sartorius und der M. semitendinosus wurden bei der Präparation komplett entfernt. Während der gesamten Präparation wurde besonders sorgfältig in der Nähe des Kapselapparates der Knie gearbeitet; dieser musste für die anschließenden Messungen unbedingt intakt bleiben. Femur und Tibia wurden via Säge auf eine Länge von je 15 cm, die Fibula wurde auf eine Länge von etwa 5 cm gekürzt (Abbildung 14). Anschließend wurde das Knochenmark der Knochen entfernt und die Fibula wurde an die Tibia verschraubt (Abbildung 14).

Damit die Knochen der humanen Kniepräparate im Kniekinemator befestigt werden konnten, wurden Polymethylmethacrylat-Blöcke aus Technovit (Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim, Deutschland) für die Enden von Femur und Tibia hergestellt. Um den Halt der Knochen in den Polymethylmethacrylat-Blöcken zu verstärken, wurden je zwei Kirschnerdrähte durch den entsprechenden Knochen gebohrt. Die

Polymethylmethacrylat-Blöcke wurden in je einen Aluminiumzylinder eingelassen und anschließend verschraubt.

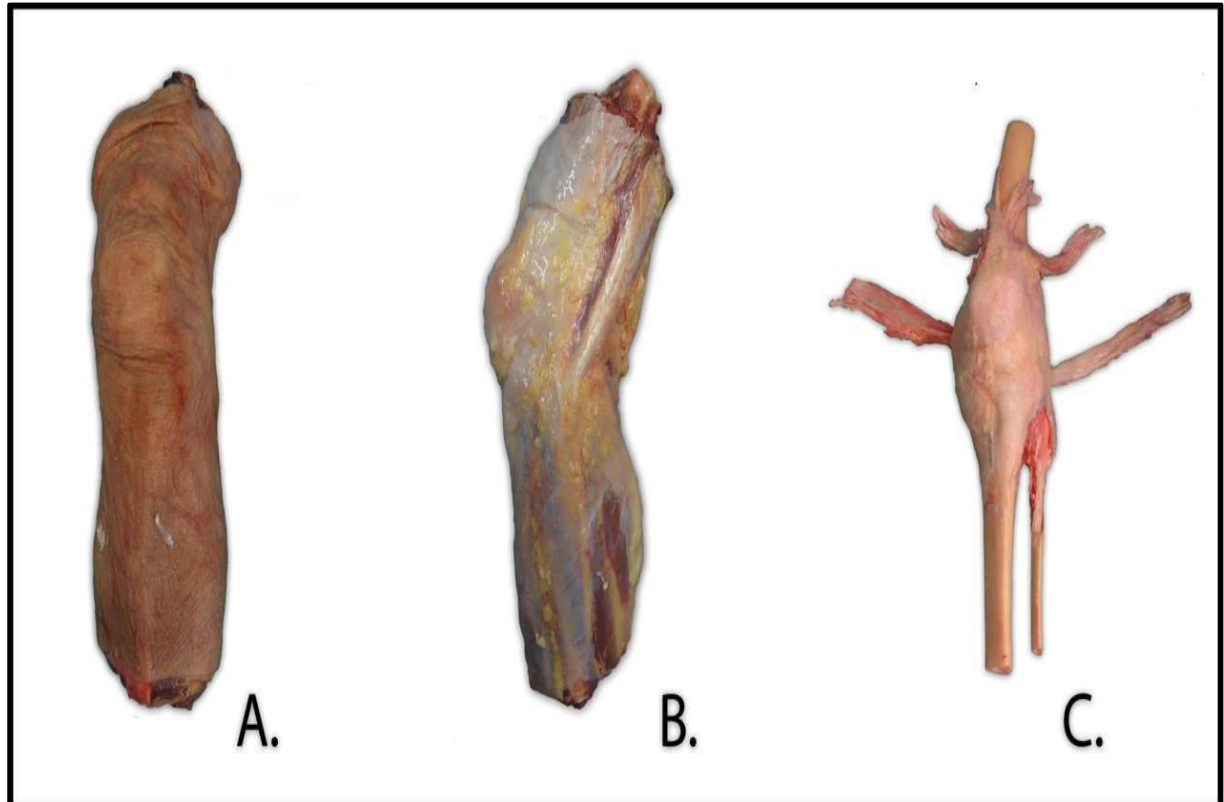


Abbildung 13: Übersicht über die unterschiedlichen Präparationsschritte.
A. Hautmantel intakt; B. Faszien intakt; C. vollendete Präparation.

Für die Festlegung von Gelenkkoordinatensystemen für die Bewegungsbeschreibung der humanen Kniepräparate (Kapitel 3.5.) wurden sechs Referenzierungsschrauben, jeweils zwei und jeweils je eine medial und lateral an Femur, Patella und Tibia, verschraubt. Am Femur wurden die Referenzierungsschrauben auf Höhe der Epikondylen, an der Patella an ihren äußersten seitlichen Punkten und an der Tibia etwa 4 cm kaudal der Kondylen befestigt. Im CT wurde im Anschluss überprüft, ob die jeweils gegenüber liegenden Schrauben korrekt in einer Linie platziert wurden. Der Femur wurde durch eine Gewindestange fixiert, damit sich das humane Kniepräparat während der Patellaauslenkung nicht wendete und die Relativbewegung der Patella gegenüber dem Femur aufgezeichnet werden konnte. Ein weiterer Vorteil der frei beweglichen Gewindestange war zudem, dass sie den Femur in jeder beliebigen Lage fixieren konnte. Die herauspräparierten Sehnen (2 Hamstring-, 3 Quadrizepssehnen) wurden in

Sehnenklammern fixiert, um sie im Kniekinemator zu befestigen. Zum besseren Halt wurden sie dazu in Stahlwolle eingebettet.

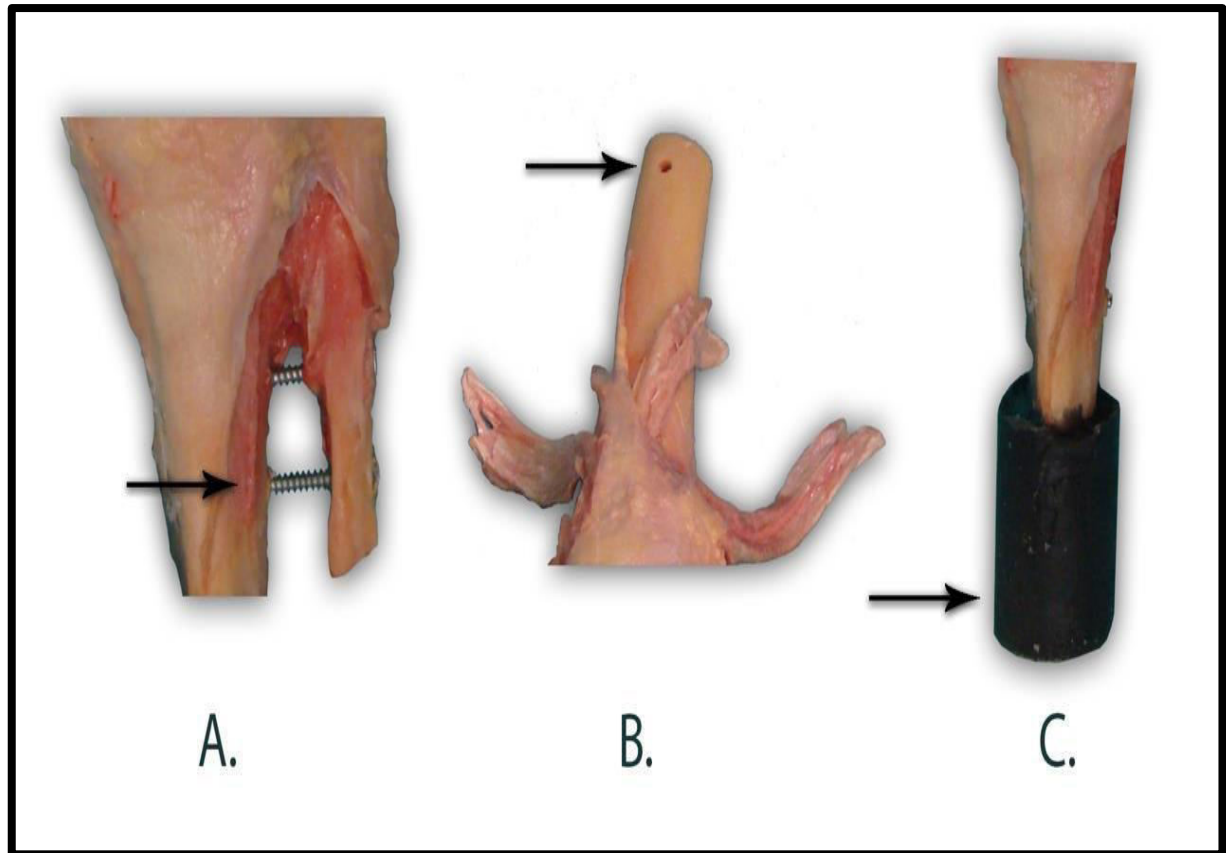


Abbildung 14: Darstellung einiger Bearbeitungsschritte. A. Kürzung der Tibia, Montage zweier Schrauben; B. Bohrung für Kirschnerdrähte; C. Polymethylmethacrylat-Block am Ende der Tibia.

2.3. Kniekinemator

2.3.1. Funktionsweise des Kniekinemators

Mit dem Kniekinemator im Biomechaniklabor der Orthopädischen Klinik am Universitätsklinikum Tübingen können flexionswinkelabhängige Quadrizepsgesamtkraft- (Kapitel 3.3.2.) und Patellastabilitätsmessungen (Kapitel 3.3.3.) durchgeführt werden. Hüft- (Abbildung 15 C.) und Sprunggelenk (Abbildung 15 A.) des Kniekinemators sorgen dafür, dass ein humanes Kniepräparat in sechs unterschiedlichen Freiheitsgraden bewegt werden kann. Das Hüftgelenk gestattet die Durchführung von Flexion/Extension, Abduktion/Adduktion und einer translatorischen Bewegung von kranial nach kaudal. Durch das Sprunggelenk können eine

Flexion/Extension, Ab-/Adduktion und Innen-/Außenrotation durchgeführt werden. Die Steuerung des Kniekinemators erfolgte durch das Computerprogramm LabVIEW (National Instruments, München, Deutschland).

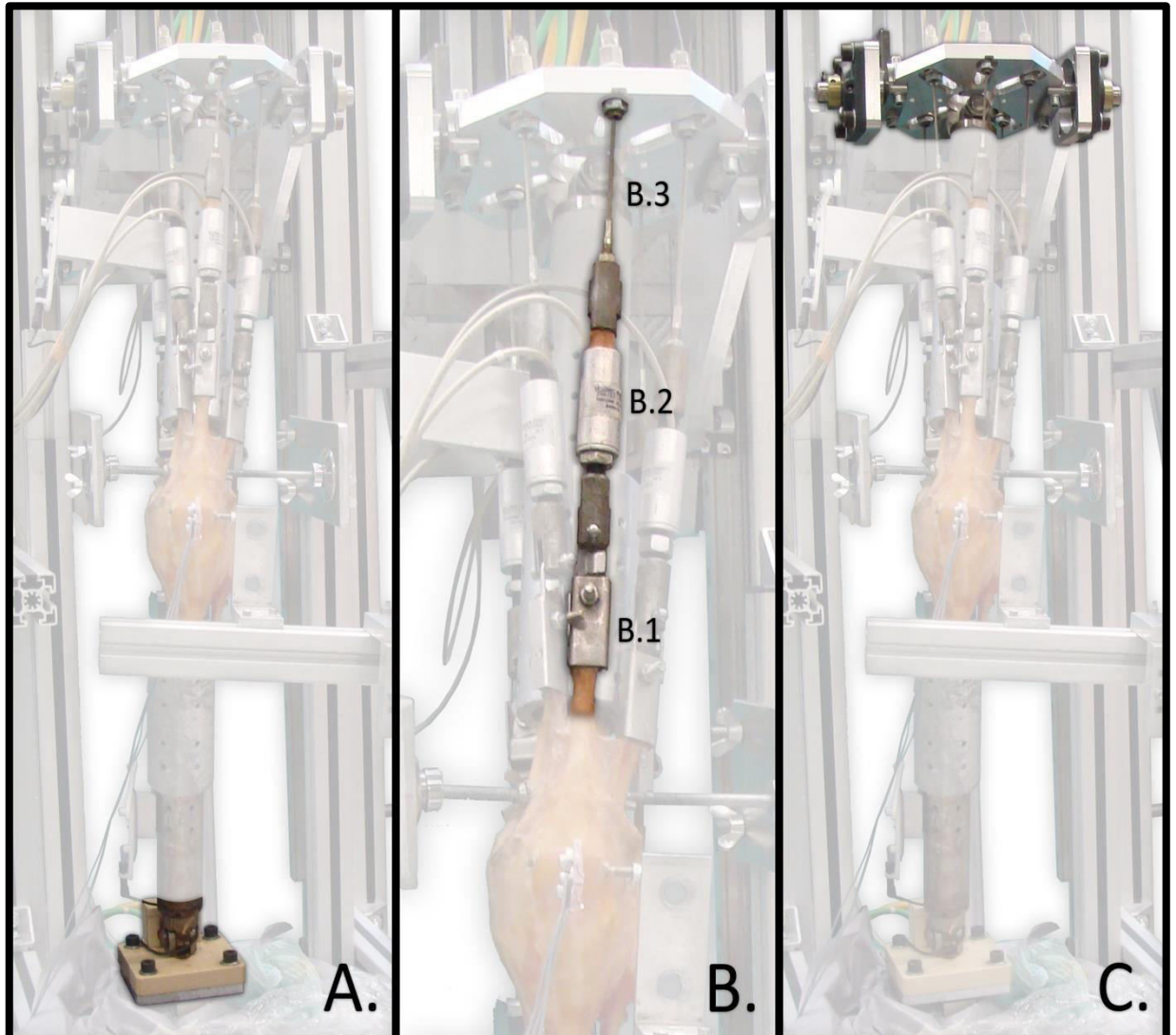


Abbildung 15: Kniekinemator: A. Sprunggelenk; B.1. Sehnenklammer; B.2. Kraftdetektor; B.3. Metallseil; C. Hüftgelenk.

2.3.2. Kinematik-Messungen

In unsere Studie wurden Kinematik-Messungen durchgeführt, um flexionswinkelabhängige Quadrizepsgesamtkräfte zu bestimmen. Diese wurde mit dem Ziel, eine quasi statische muskelbelastete Kniebeuge mit einem nahezu physiologischen Muskelkraftverlauf zu simulieren,

durchgeführt. Dazu wurden die humanen Kniepräparate im Kniekinemator von 15° bis 90° bewegt. Ein Kraftdetektor am Sprunggelenk zeichnete die auftretenden Belastungen bei den unterschiedlichen Flexionswinkeln auf. Mit dem Ziel, ein vorherig eingestelltes Körpergewicht auf einer gleichbleibenden Stufe zu belassen, wurden via Servomotoren die Kräfteverhältnisse an den Quadrizepssehnen bei den unterschiedlichen Flexionswinkeln angepasst.

2.3.3. Patellastabilitätsmessungen

Der Femurknochen wurde – wie in Kapitel 3.3.4. beschrieben – fixiert und die Patella wurde anschließend mit Hilfe des Industrieroboters ausgelenkt (Kapitel 3.4.).

Die Versuchsdurchführung bei den Patellastabilitätsmessungen erfolgte nach einer klaren Vorgabe: Exakte Quadrizepsgesamtkräfte waren für die unterschiedlichen Kombinationsparameter vorgegeben, es gab daher keine körperrgewichtsadaptierten Quadrizepszugkräfte, die bei unterschiedlichen Flexionswinkel variierten. Die Durchführung der Messungen erfolgte nach dem in Kapitel 3.6.2. beschriebenen Ablauf.

2.3.4. Einspannen der humanen Kniepräparate

Die Polymethylmethacrylat-Blöcke wurden in Aluminiumzylinder fixiert, die wiederum in die im Kniekinemator befindlichen Stahlzylinder verschraubt wurden. Die fünf Sehnen wurden via Sehnenklammern (15 A.) an den fünf Metallseilen (15 B.) verschraubt. An den Metallseilen waren jeweils ein Kraftdetektor (15 C.) und ein Servomotor befestigt. Ein sechster Servomotor und Kraftdetektor waren am Hüftgelenk befestigt und dienten der Simulation der Hüftbewegung. Zwei Sehnenklammern waren für die Hamstrings, sprich: die Flexorengruppe im Kniegelenk, und drei Sehnenklammern für die Anteile des M. quadrizeps femoris, also der Extensorengruppe im Kniegelenk, vorgesehen. Mit der Befestigung einer Gewindestange am Kniekinemator wurde erreicht, dass der Femur während der Auslenkung der Patella in seiner Position verblieb (Abbildung 16). Um den Femur beliebig in jeder Position

durch die Gewindestange fixieren zu können, wurden am Kniekinemator insgesamt sechs zusätzliche Aluminiumprofile montiert (Abbildung 16).

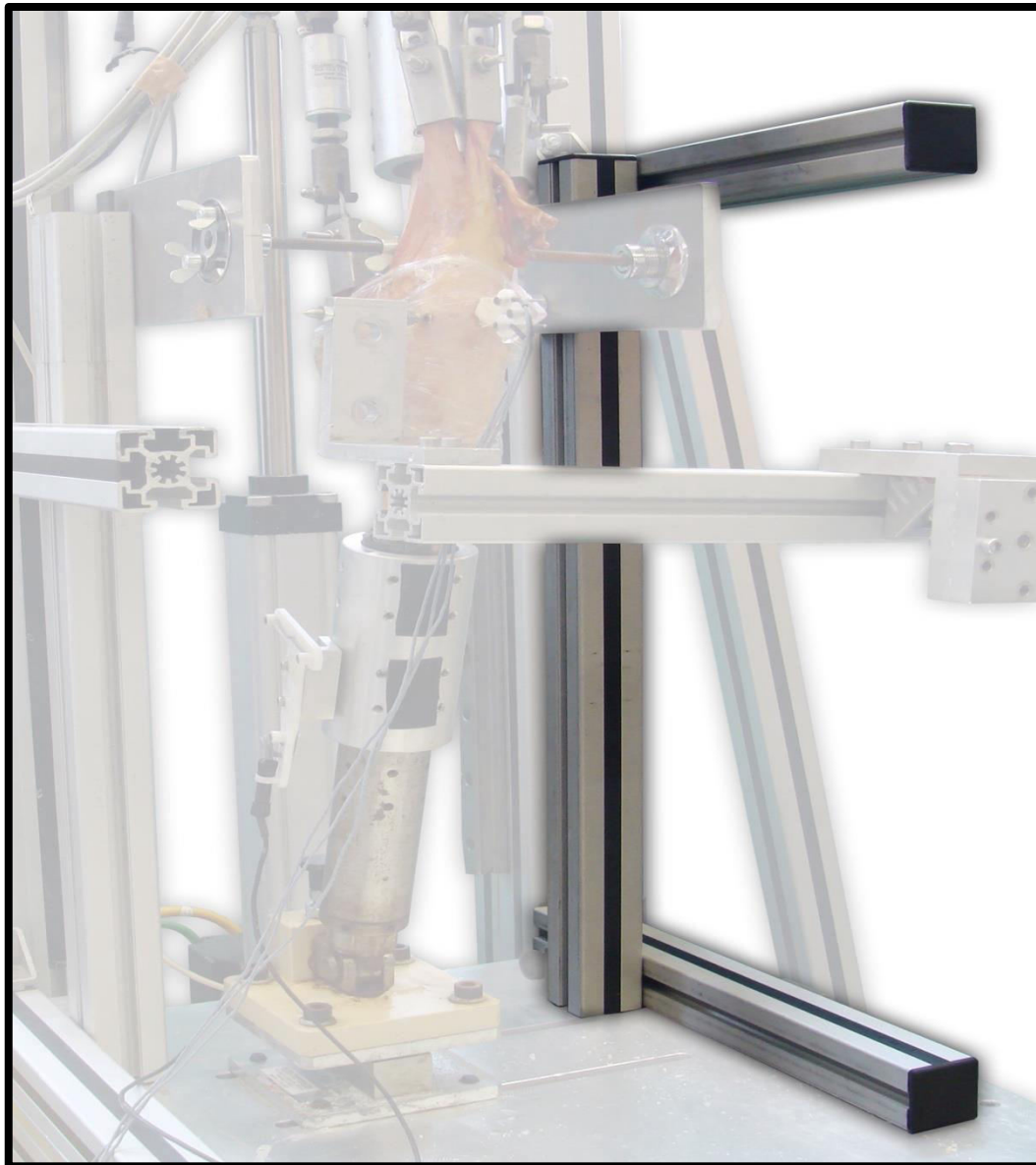


Abbildung 16: Kniekinemator: Position der Aluminiumprofile.

An der linken und rechten äußeren Seite des Kniekinemators wurden dazu zwei Aluminiumprofile in waagerechter Position mit höhenverstellbarem Abstand angebracht – dazu erfolgte jeweils die Montage eines in senkrechter Position befindlichen Aluminiumprofils. An den senkrecht befestigten Aluminiumprofilen, die bei Bedarf nach anteriorposterior bewegt wurden, wurde jeweils eine Aluminiumplatte fixiert. Diese Aluminiumplatte konnte

durch eine Rille in den Aluminiumprofilen beliebig nach kraniokaudal bewegt werden.

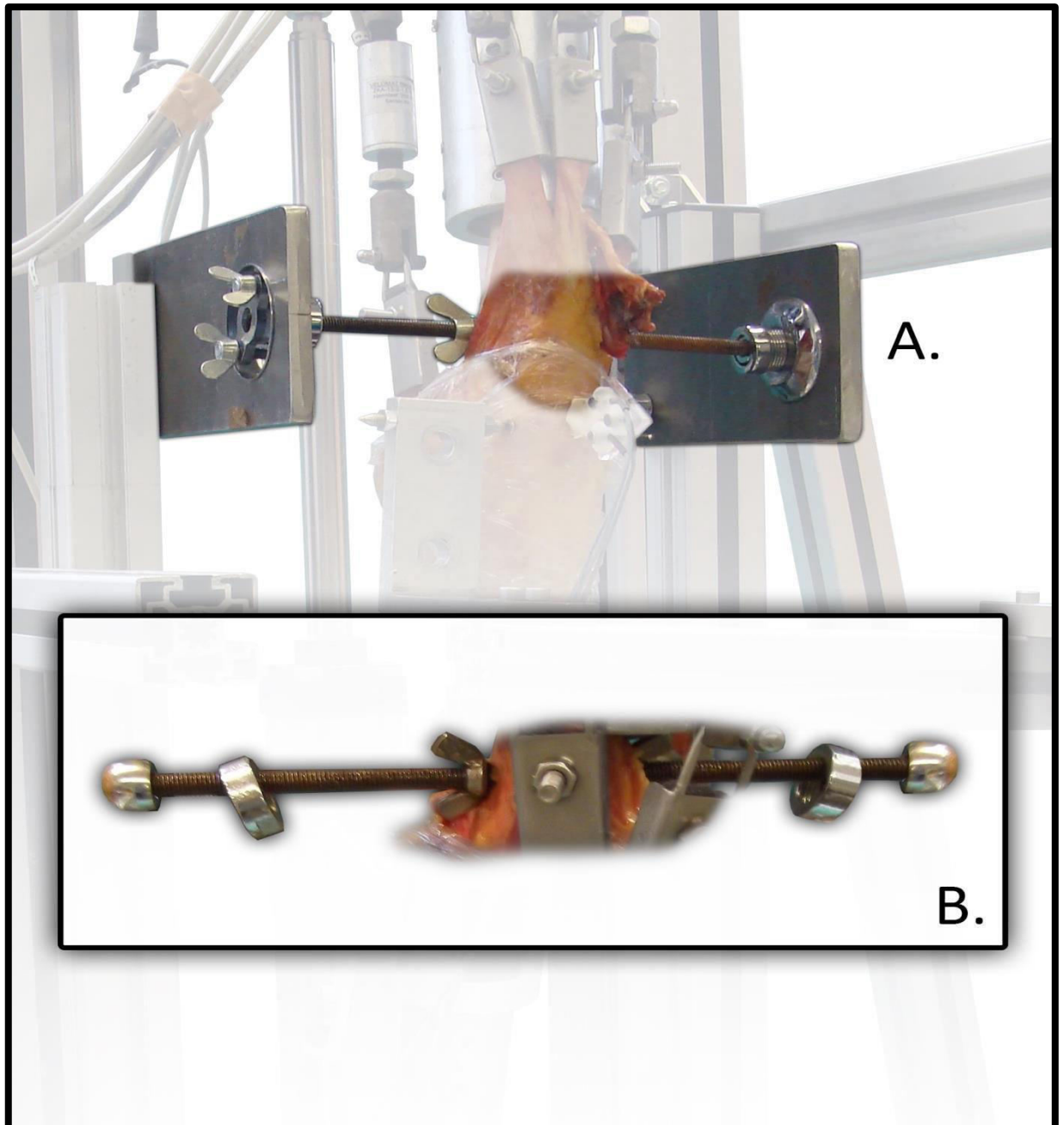


Abbildung 17: A. Gewindestange fixiert in den Aluminiumplatten; B. Gewindestange mit Halbkugeln und Sechskantmutter.

Nachdem ein humanes Kniepräparat in einen bestimmten Flexionswinkel mit einer bestimmten Quadrizepsgesamtkraft und einer bestimmten Muskellastverteilung in Position gebracht wurde, wurde der Femur fixiert: Die durch den distalen Femur gebohrte Gewindestange, an dessen Enden sich Halbkugeln befanden, wurde beidseits in je eine der höhenverstellbaren Aluminiumplatten fixiert (Abbildung 17). Um die Gewindestange wurde dazu

eine Sechskantmutter gelegt, die Halbkugeln an den Enden der Gewindestangen wurden beidseits in ein Kugellager eingeführt, danach wurden die Sechskantmuttern angezogen. Es war darauf zu achten, beide Seiten gleichstark anzuziehen, um das jeweilige humane Kniepräparate nicht aus seiner Grundposition heraus in mediale oder laterale Richtung zu verschieben. Dieser neuartige Aufbau (Abbildung 18) ermöglichte es, den Femur in jedem gewünschten Flexionswinkel stabilisierend zu fixieren.

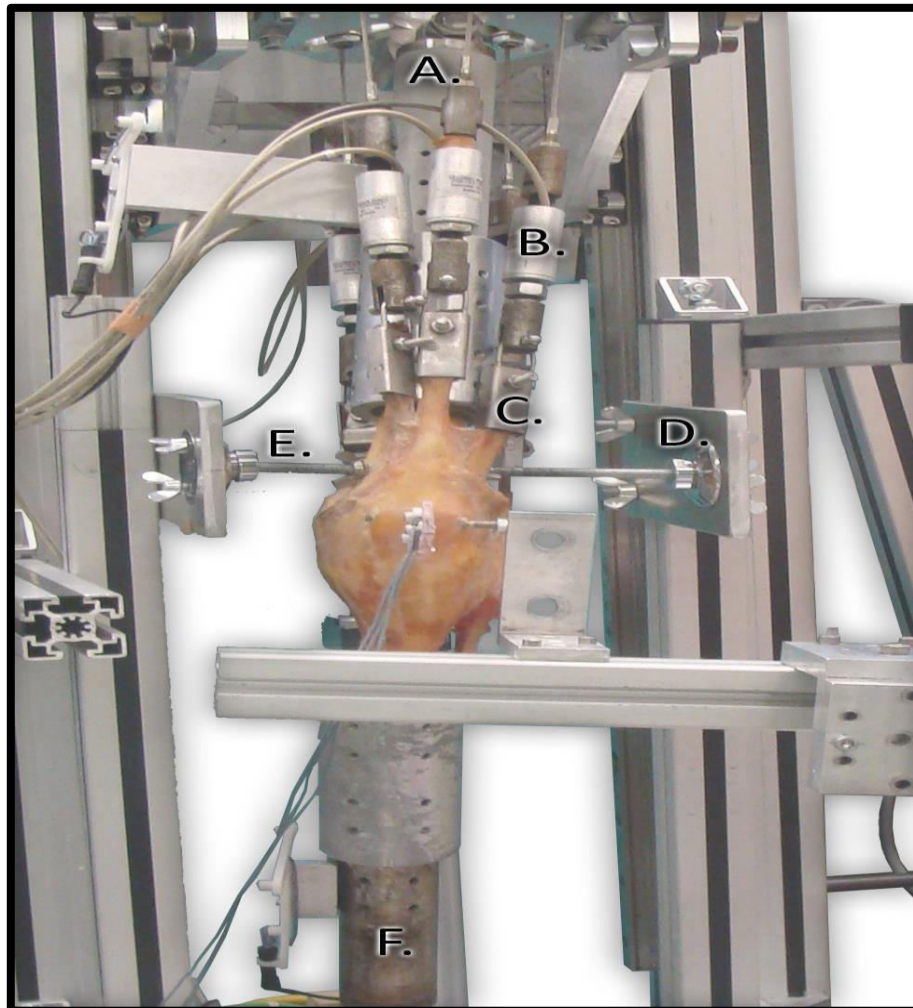


Abbildung 18: Kniekinemator A. Femurverlängerung; B. Kraftdetektor; C. Sehnenklammer; D. Aluminiumplatte; E. Gewindestange; F. Tibiaverlängerung.

2.3.5. Bestimmung der Nullposition

Die Nullposition (0° -Flexionsposition) ist der Ausgangspunkt, von dem aus die humanen Kniepräparate in die Flexionswinkelbereiche von 15° bis 90°

gefahren wurden. Um die Nullposition zu bestimmen, wurde das humane Kniepräparat langsam durch den Servomotor des höhenverstellbaren Hüftgelenkes von kaudal nach kranial bewegt. Ab einem gewissen Flexionswinkel zeichnete der Kraftdetektor am Sprunggelenk eine Änderung der Zugkräfte anhand von negativen Kraftwerten auf. Danach wurde das humane Kniepräparat wieder etwas nach kaudal bewegt, bis die negativen Kraftwerte auf einen Wert von 0 N ausgeglichen wurden. Der Flexionswinkel bei dieser Versuchsdurchführung wurde dann als Nullposition gespeichert. Das humane Kniepräparat wurde anschließend von der Nullposition ausgehend in die entsprechenden Flexionswinkel gefahren.

2.4. Kuka Industrieroboter

Ein Kuka KR 60-3 Industrieroboter kann komplexe Aufgaben wie bspw. Lackierungs-, Verpackungs- oder Montagearbeiten verrichten. Laut Hersteller ist er ein „Bewegungskünstler“, der mit einer Wiederholungsgenauigkeit von $<\pm 0,06$ mm arbeitet und aufgrund seines Aufbaus mit sechs Achsen auch in sechs unterschiedlichen Freiheitsgraden zur Anwendung kommen kann [97]. Dabei ist es möglich, den Roboterarm über eine Menüsteuerung dreidimensional in einem vorher festgelegten Koordinatensystem zu bewegen. Zusätzlich war an dem Industrieroboter in unserer Studie eine 6-Komponenten-Kraftmessdose (Theta S|1000-120, ATI Industrial Automation, Apex, North Carolina, USA) verbaut, um die Bewegungen mit einer vorher fest definierten Kraft zu steuern. Dabei wurden die Sollwerte der definierten Kraft, die über eine Kraftregelung vom Computer vorgegeben waren, mit aktuellen Werten während einer Messung permanent verglichen, und falls nötig, wurden diese automatisch angepasst [98]. Mit dem Industrieroboter wurde die Patella nach medial bzw. nach lateral mit Kräften von 50 N und 100 N ausgelenkt. Im Endzustand wurde jede Messbedingung für je zwei Sekunden gehalten, um einen stabilen Messzustand zu gewährleisten. Für die Auslenkung wurde ein Aluminiumprofil an den Industrieroboter angebracht. An diesem Profil befand sich ein Winkel, an dem wiederum eine Spitze angebracht war, die zur Auslenkung der Patella diente (Abbildung 19).

Die Spitze kongruierte dabei perfekt mit dem Profil der medialen bzw. lateralen Referenzierungsschrauben der Patella.

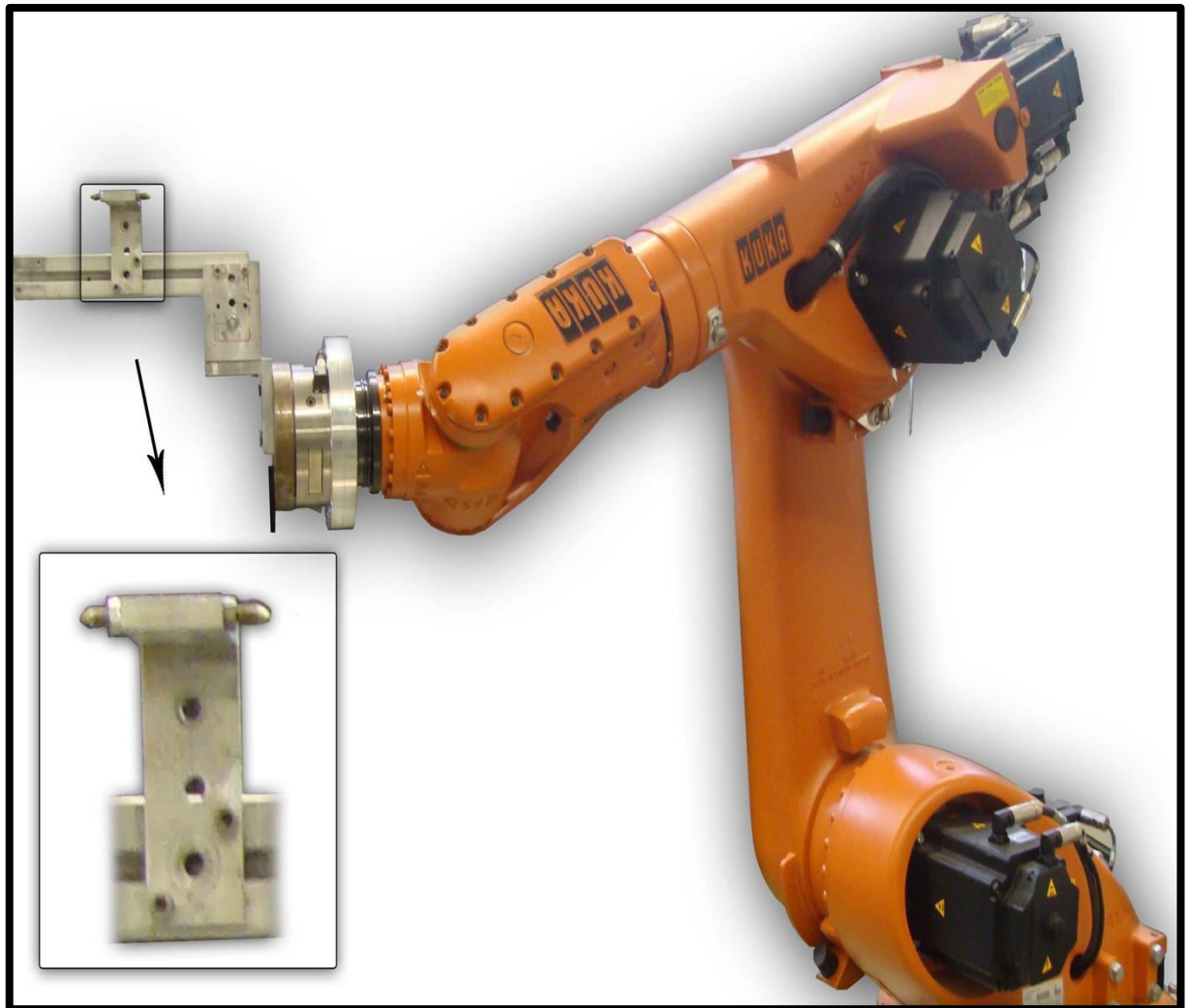


Abbildung 19: Industrieroboter, inklusive auslenkendem Winkel mit Spitze. Durch die bewegliche Kopplung zwischen der am Industrieroboterarm angebrachten Spitze und der Patella konnte der Industrieroboter die Patella in mediolateraler Richtung auslenken, ohne dabei ein aktives Drehmoment auf die Patella zu übertragen. Nachdem ein humanes Kniepräparat mit Hilfe des Kniekinemator in den gewünschten Flexionswinkel gefahren und eine entsprechende Muskellastverteilung und Quadrizepsgesamt kraft eingestellt waren, wurde mit dem Industrieroboter die Patella dreimal hintereinander ausgelenkt. Vor jeder Messung wurde der Industrieroboter dabei manuell so positioniert, dass die Richtung der Kraftauslenkung, also die Längsachse der an den Industrieroboterarm angebrachten Spitze, mit der mediolateralen Patellaachse übereinstimmte.

2.5. Datenerfassung

2.5.1. Das Zebris-Bewegungsmesssystem

Für die Messung der mediolateralen Patellauslenkung wurde ein Ultraschall-Bewegungsmesssystem der Firma Zebris Medical GmbH mit einer Auflösung von 0,085 mm und eine Genauigkeit von 1 mm verwendet.

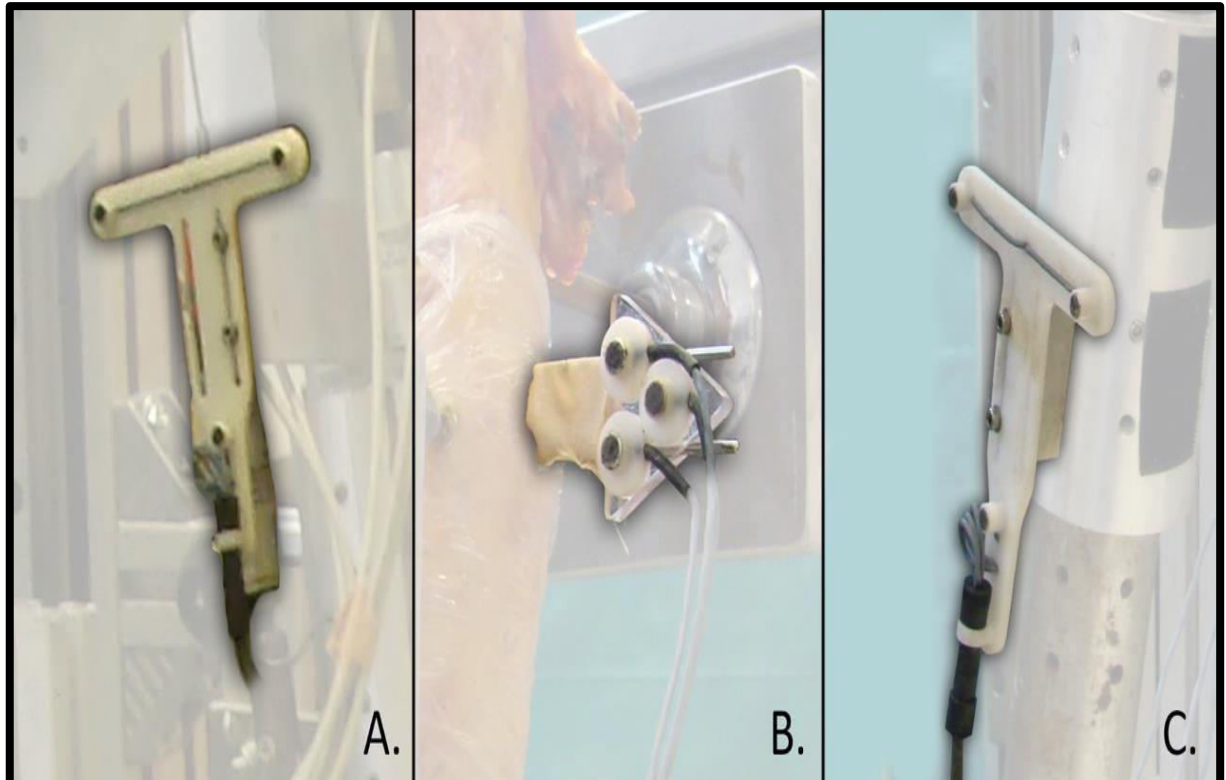


Abbildung 20: Marker mit je 3 Empfängereinheiten an der jeweiligen Position. A. Femurzylinder; B. Patella; C. Tibiazylinder.

Dieses Bewegungsmesssystem bestand aus einem Ultraschallsender (Abbildung 21), drei Marken, die als Schallempfänger dienen (Abbildung 20), und einem Zebris Stylus Pointer (Abbildung 21). Dabei wurde je ein Marker an Patella, Femur- und Tibiazylinder angebracht. An jedem Marker waren drei Schallempfängereinheiten angebracht; diese waren notwendig, um die dreidimensionale Bewegung der Patella im Raum zu bestimmen. Die Marker an Femur- und Tibiazylinder wurden in Richtung der senkrechtverlaufenden Achse der humanen Kniepräparate montiert. Um den Marker an der Patella zu befestigen, wurden zwei Kirschnerdrähte parallel frontal in die Patella gebohrt. Der Ultraschallsender wurde in Richtung der drei Marker positioniert.

Des Weiteren war der Sender mit Lautsprechereinheiten bestückt, die mit einer Frequenz von 10Hz Ultraschallsignale abgaben, die von den drei Markern aufgenommen wurden. Um falsche Messaufzeichnungen zu verhindern, durften keine Gegenstände den Bereich zwischen Sender und Marker versperren.

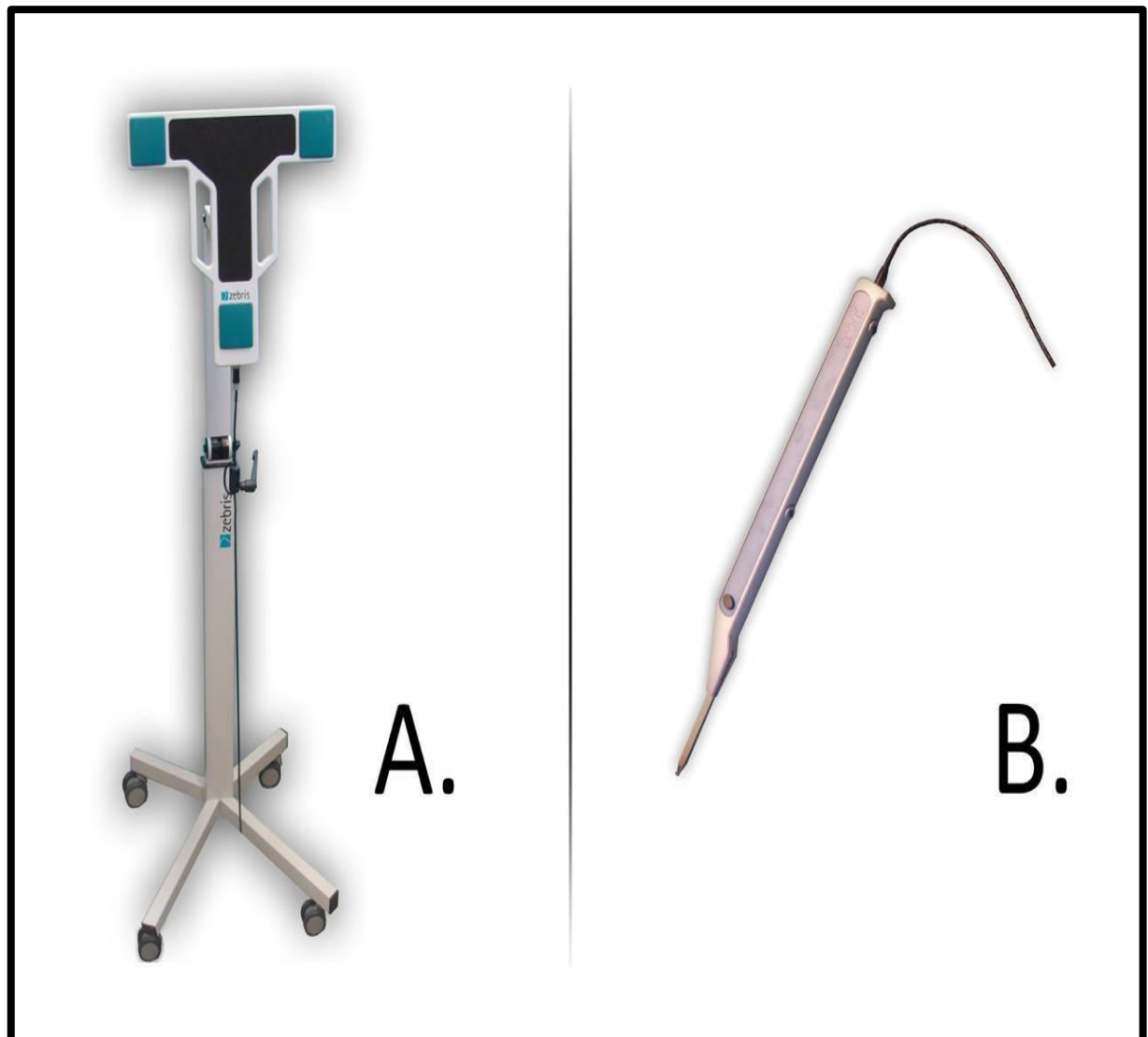


Abbildung 21: A. Sendereinheit; B. Zebris Stylus Pointer.

2.5.2. Referenzierung

Zur Erstellung von reproduzierbaren Gelenk-Koordinatensystemen wurden sog. Referenzierungsmessungen durchgeführt: Die Referenzierungsschrauben, die bei jedem einzelnen humanen Kniepräparat an die gleichen anatomischen Landmarken angebracht wurden (Kapitel 3.2.),

wurden mit dem Zebris Stylus Pointer vermessen (Abbildung 21 B.). Der Zebris Stylus Pointer wurde dazu zuerst in die Referenzierungsschrauben des medialen, danach in die des lateralen Femur eingeführt. Bei dieser manuell getätigten Ausführung wurde darauf geachtet nicht in den Bereich zwischen dem Ultraschallsender und der drei Marker zu geraten. Das Präparat befand sich währenddessen in 15° Flexionsstellung. Die Markierung der übrigen Referenzierungsschrauben wurde im Anschluss nach dem gleichen Vorgehen an Tibia und Patella, von medial beginnend nach lateral, praktiziert.

2.5.3. Gelenk-Koordinatensysteme

Für die Messungen der Patellabewegungen wurde je ein Gelenk-Koordinatensystem für Patella und Femur erstellt (Abbildung 22). Die Ursprungspunkte der einzelnen Gelenk-Koordinatensysteme lagen in der Mitte der jeweils gegenüberliegenden Referenzierungsschrauben. Die z-Achsen verliefen in mediolateraler Richtung in den Frontalebene als Verbindungslinie der jeweils gegenüberliegenden Referenzierungsschrauben, die y-Achsen in posterioranteriorer Richtung als senkrecht zur z-Achse und des jeweiligen Kochenschafts verlaufende Linie in den Sagittalebene. Aus den genannten Vektoren ergaben sich über das Kreuzprodukt die x-Achsen, die in proximodistaler Richtung in den Transversalebene verliefen. Mit Hilfe der Referenzierungsmessungen konnte die Lage der Gelenk-Koordinatensysteme bezüglich der Marker bestimmt werden, so dass zu jedem Zeitpunkt während einer Patellaauslenkung aus den aufgezeichneten Messdaten auf die Position der Gelenk-Koordinatensysteme rückgeschlossen werden konnte. Dabei wurde die Patellaauslenkung definiert als der Wert, der die Bewegung der Patella in mediolateraler Richtung in Bezug zum Femur auf der z-Achse widerspiegelt. Die Kippung der Patella hingegen wurde als diejenige Messgröße festgelegt, die durch die Drehung der Patella um die eigene proximodistale x-Achse entsteht [99]. Mit Hilfe des MATLAB-Computerprogramms konnten die Auslenkung und Kippung der Patella aus den Gelenk-Koordinatensystemen in elektronische Daten übermittelt werden. Mehr dazu in Kapitel 3.7.

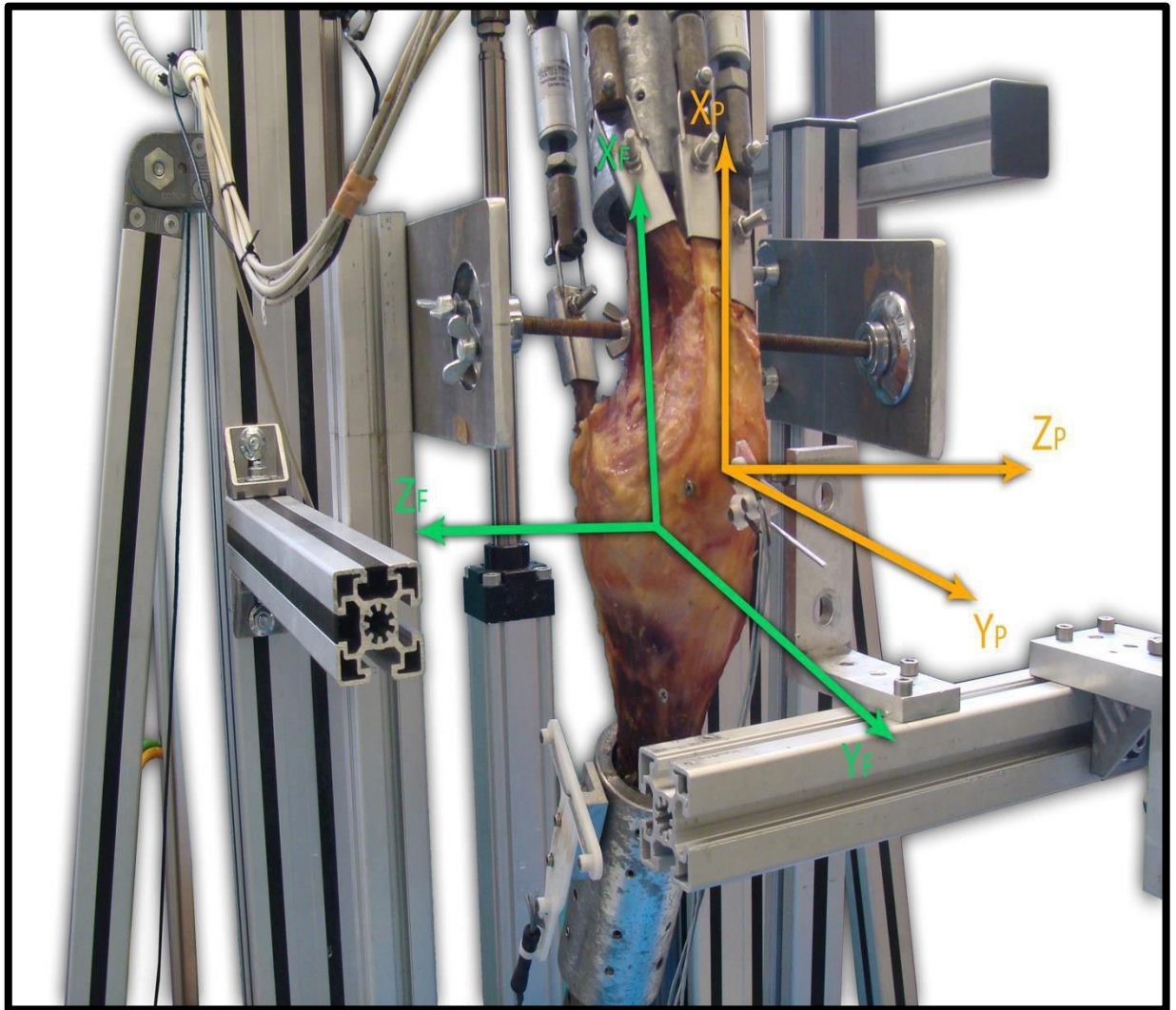


Abbildung 22: Grafische Darstellung der Koordinatensysteme von Patella (X_P , Z_P , Y_P) und Femur (X_F , Z_F , Y_F).

2.6. Versuchsdurchführung

2.6.1. Erläuterung der Messbedingungen

Der Zweck dieser Studie war die Analyse der Auslenkung der Patella in mm und ihre Kippung in Grad bei unterschiedlichen Parametervariationen. Zu den Parametervariationen zählten die Auslenkrichtung der Patella und die Kraft mit der eben diese ausgelenkt wurde; beide Parametervariationen wurden durch den Industrieroboter ausgeführt. Mit Hilfe des Kniekinematoren wurden folgende Parametervariationen vollzogen: unterschiedliche Flexionswinkel, unterschiedliche Quadrizepsgesamtkräfte und unterschiedliche Muskellastverteilungen.

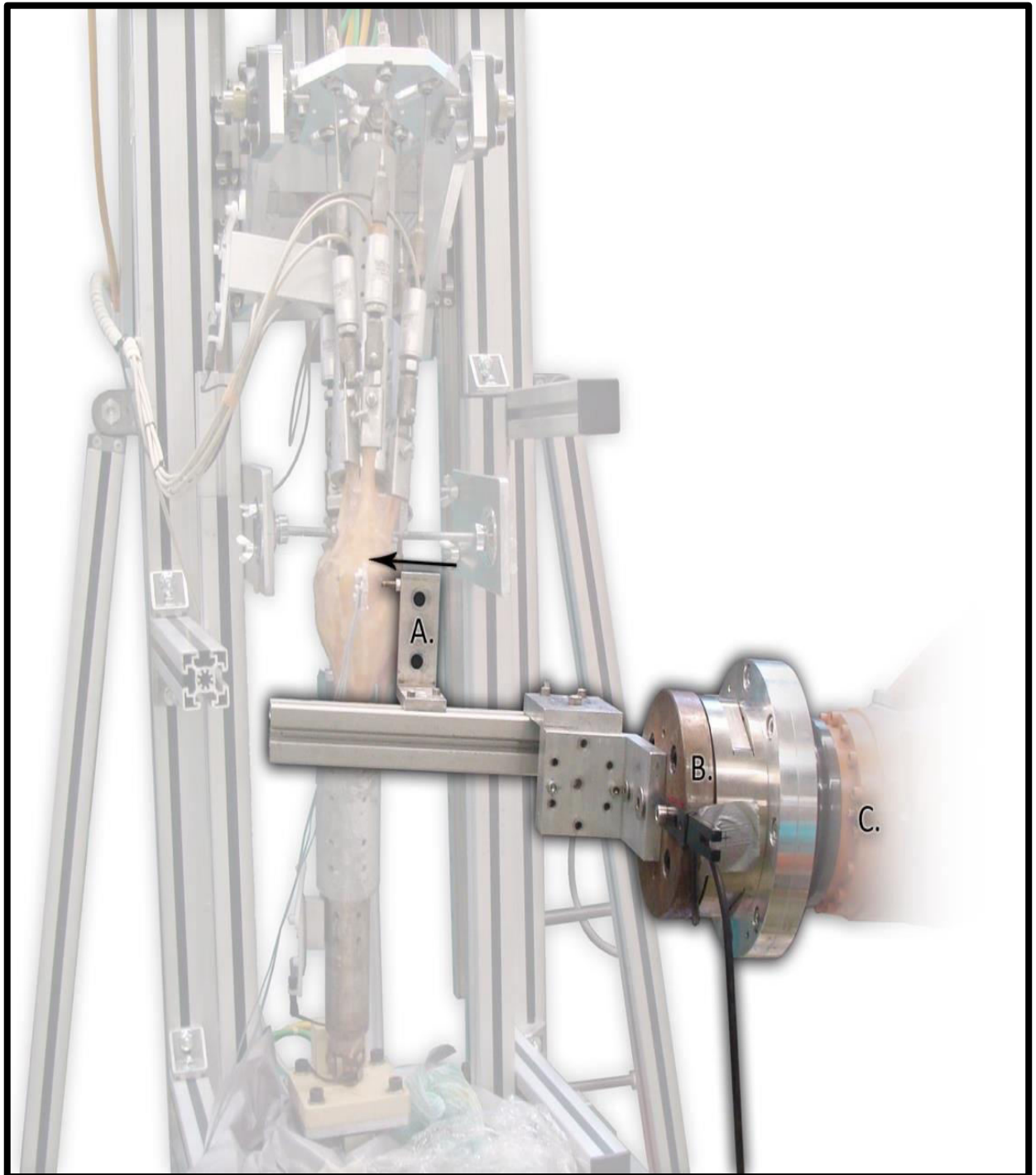


Abbildung 23: Auslenkung der Patella nach medial. A. Winkel mit Spitze; B. 6-Komponenten-Kraftmessdose; C. Industrieroboterarm.

Für einen besseren Überblick folgt eine Auflistung der unterschiedlichen Messbedingungen, ausgehend von den ausführenden Maschinen:

- I. Industrieroboter:
 - A. Auslenkrichtung der Patella: nach medial oder lateral.
 - B. Kraft, mit der die Auslenkung betrieben wurde: 50 N und 100 N.

II. Kniekinemator:

- A. Flexionswinkel: In einem Bereich von 15° bis 90° änderten sich die Abstände in einer Taktung von 15° . Somit wurden bei folgenden Winkeln Messversuche durchgeführt: 15° , 30° , 45° , 60° , 75° und 90° .
- B. Quadrizepsgesamtkraft: modifiziert innerhalb von 30 N, 150 N, 300 N bis 600 N.
- C. Kinematik-Messung (Messung von flexionswinkelabhängigen Quadrizepsgesamtkräften).
- D. Muskellastverteilung: Die Quadrizepsbestandteile wurden in drei verschiedene Sehnenklammern verschraubt. Dabei entstanden drei Komponenten (medial: Vastus medialis; zentral: Rectus femoris; lateral: Vastus lateralis), die symmetrisch oder asymmetrisch belastet wurden. Es gab drei unterschiedliche Variationsmöglichkeiten, auf die sich die Quadrizepsgesamtkraft in % auf die drei Komponenten verteilte:

Zentrale Muskellastverteilung: $1/3$ medial, $1/3$ zentral, $1/3$ lateral.

Mediale Muskellastverteilung: $2/3$ medial, $1/3$ zentral, 0 lateral.

Laterale Muskellastverteilung: 0 medial, $1/3$ zentral, $2/3$ lateral.

Z.B. ergeben sich bei einer Quadrizepsgesamtkraft von 30 N folgende Werte: 10 N medial, 10 N zentral und 10 N lateral.

An jedem humanen Kniepräparat wurden 288 Messungen in einem Zeitraum von drei bis maximal vier Tagen durchgeführt.

2.6.2. Versuchsablauf

Um den Verwesungsprozess der Präparate während der Messungen hinauszuzögern, wurden diese regelmäßig mit destilliertem Wasser eingesprüht und in Frischhaltefolie verpackt (Abbildung 24).

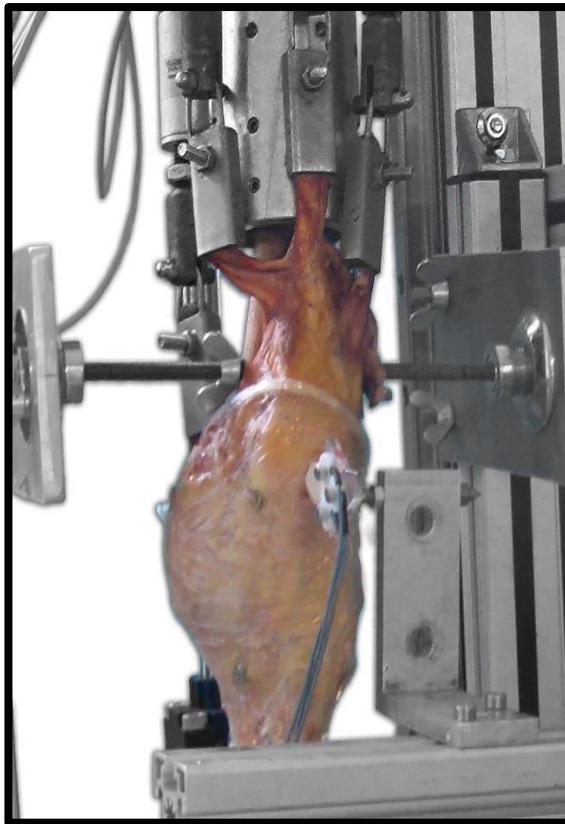


Abbildung 24: Humanes Kniepräparat in Frischhaltefolie verpackt.

Um die Reproduzierbarkeit zu untersuchen, wurde nach jedem ersten Messtag zu Beginn der jeweils folgenden Messtage eine Reproduzierbarkeitsmessung durchgeführt. Die Reproduzierbarkeitsmessung erfolgte dabei stets nach den selben Vorgaben: Die Patella wurde mit einer Kraft von 50 N nach lateral ausgelenkt, das humane Kniepräparat befand sich dabei in 15° Flexionsstellung, während die Quadrizepsgesamtkraft mit 150 N symmetrisch verteilt war.

Übersicht über die einzelnen Punkte während des Versuchsablaufs (ohne Reproduzierbarkeitsmessung):

1. Präparation der humanen Kniepräparate;
2. CT-Bildgebung, inklusive Überprüfung der Lage der Referenzierungsschrauben;
3. Einspannen der humanen Kniepräparate in den Kniekinemator;

4. Bestimmung der Nullposition des jeweiligen humanen Kniepräparates;
5. Befestigung des Zebris-Bewegungsmesssystems;
6. Referenzierungsmessungen; Erstellen der Koordinatensysteme;
7. Kinematik-Messungen (Messung von flexionswinkelabhängigen Quadrizepsgesamtkräften);
8. Befestigung der Gewindestange.

Auflistung der unterschiedlichen Parameter der Patellastabilitätsmessungen:

- A. Flexionswinkel (a. 15°, b. 30°, c. 45°, d. 60°, e. 75°, f. 90°);
- B. Auslenkkraft (a. 50 N, b. 100 N);
- C. Auslenkrichtung (a. lateral, b. medial);
- D. Muskellastverteilung (a. zentral, b. medial, c. lateral);
- E. Quadrizepsgesamtkraft (a. 30 N, b. 150 N, c. 300 N, d. 600 N);
- F. Einstellung der Startmessung bei jedem humanen Kniepräparat:
Flexionswinkel: 15°, Auslenkrichtung: lateral, Auslenkkraft: 50 N,
Muskellastverteilung: zentral, Quadrizepsgesamtkraft: 30 N.

Auflistung sämtlicher Parameterkombinationen während der Patellastabilitätsmessungen:

9. Durchführung der Startmessung der Patellastabilitätsmessung (aus G); diese wurde dreimal durchgeführt;
10. Dreimalige Durchführung der sich aus den Parametervariationen ergebenden Messbedingung;
11. Wechsel der Auslenkkraft (aus B: a., b.) → Wiederholung von Punkt 10;
12. Wechsel der Auslenkrichtung (aus C: a., b.) → Wiederholung der Punkte 10, 11;
13. Wechsel der Muskellastverteilung (aus D: a., b., c.) → Wiederholung der Punkte 10, 11, 12;
14. Wechsel der Quadrizepsgesamtkraft (aus E: a., b., c., d.) → Wiederholung der Punkte 10, 11, 12, 13;

15. Wechsel des Flexionswinkels (aus A: a., b., c., d., e., f.) →
Wiederholung der Punkte 10, 11, 12, 13, 14, 15.

2.7. Auswertung der Rohdaten

Aus den Daten der Zebrismessungen wurden mit Hilfe der Referenzierungsmessungen und des Computerprogramms MATLAB die Zeitverläufe der Auslenkung und Kippung der Patella für jede Messbedingung bestimmt (Kapitel 3.3.3.). Da jede Messung dreimal wiederholt wurde, mussten für die Bestimmung der Auslenkungen die drei Auslenkzyklen separiert werden [100]. Die Daten wurden mit einem Mittelwertfilter über 20 Datenpunkte (2s) gefiltert. Anschließend wurde für jeden der drei Zyklen der Maximalwert des gefilterten Signals bestimmt und über die drei Maximalwerte gemittelt. Die Kippung wurde zum Zeitpunkt der maximalen Auslenkung berechnet [101]. In der Grundposition wurden alle Variablen auf Null gesetzt. Somit wurde nur die Patellaauslenkung durch den Roboter analysiert und nicht die relative Position der Knochen zueinander. Aus den berechneten Daten konnte mit der Microsoft Software „Excel“ eine Tabelle erstellt werden. Diese enthielt die Werte aller durchgeführten Parameter, inklusive der aufgezeichneten Auslenk- und Kippungswerte der Patella. Jede Messung wurde insgesamt dreimal durchgeführt und analysiert. Aus den berechneten Werten wurden die entsprechenden Mittelwerte und die dazu analog aufgenommenen Standardabweichungen ermittelt. Diese Mittelwerte wurden in der Folge für die statische Auswertung verwendet. Die Exceltabelle diente dazu, die erhaltenen Daten mit der Software SPSS in die in Kapitel 4 aufgeführten Darstellungen zu übertragen. Der Datensatz dieser Studie enthielt über 2.000 verschiedene Parameter.

2.8. Statistische Auswertung

Die mediolaterale Patellaauslenkung/-kippung wurde als charakteristisches Merkmal für die Patellastabilität herangezogen. Die Patellaauslenkung in mm wurde grafisch als Absolutwerte dargestellt. Bei der Kippung der Patella in Grad bedeuteten negative Werte eine mediale Bewegung und positive Werte eine laterale Bewegung der Patella. Die Grundposition der Patella wurde

dabei als Nullpunkt festgelegt. Der Einfluss der unterschiedlichen Parametervariationen wurde in Boxplots dargestellt. Ein Boxplot enthielt den Median, das untere und obere Quartil sowie ggf. Ausreißer (Abbildung 25). Der Median war aufgrund einer natürlich gegebenen Streuung/bei einer asymmetrischen Verteilung bei den Messaufzeichnungen am besten dafür geeignet eine grafische Übersicht der gewonnenen Daten darzustellen, denn er teilt einen Datensatz in zwei gleichgroße Gruppen auf; daher war der Einfluss von Ausreißern nicht von Bedeutung [102]. Der Median besagt, dass 50% der gewonnenen Werte \leq bzw. \geq diesem Wert sind.

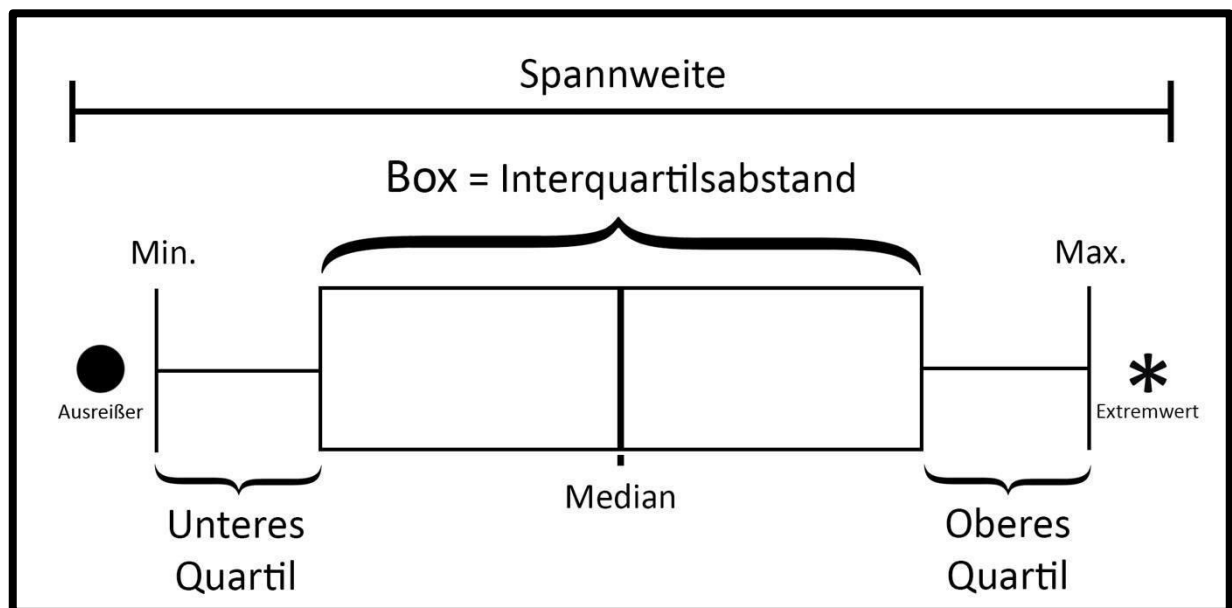


Abbildung 25: Beispiel eines Boxplots. Beinhaltet: Ausreißer, Extremwert, Min. = Minimum, Max. = Maximum, Median, unteres Quartil, oberes Quartil, Box = Interquartilsabstand, Spannweite.

Die Box eines Boxplots stellt dabei den sog. Interquartilsabstand dar, also eine Darstellungsmöglichkeit für jene Werte, die zwischen einem unteren und oberen Quartil liegen. Liegt der Median zentral in einer Box, kann von einer symmetrischen Verteilung, liegt er dezentral in einer Box, kann von einer asymmetrischen Verteilung ausgegangen werden. Um eine solche Aussage treffen zu dürfen, sind jedoch ebenfalls die Verteilung der Minima und Maxima zu beachten. Das Minimum stellt den Beginn eines unteren Quartils dar, das bis zum unteren Abschnitt einer Box heranreicht und $\leq 25\%$ der gewonnenen Daten enthält. Das Maximum verhält sich äquivalent dazu: Es ist das Ende eines oberen Quartils, das bis zum oberen Abschnitt einer Box heranreicht

und $\geq 75\%$ der gewonnenen Daten enthält. Ob eine symmetrische Verteilung der Daten vorliegt, hängt zum einen – wie beschrieben – vom Median und des Weiteren davon ab, ob die Ausdehnungen des Minimums und Maximums gleich lang sind. Die Spannweite enthält alle aufgezeichneten Daten von einem gewünschten Parameter; sie beginnt mit dem Minimum bzw. einem Ausreißer/Extremwert und endet mit dem Maximum bzw. einem Ausreißer/Extremwert. Ausreißer stellen Werte dar, deren Entfernung vom Interquartilsabstand das 1,5fache einer Box (bei Punkten) beträgt. Bei Extremwerten ist die Entfernung zum Interquartilsabstand (mindestens) um das 3fache (bei Sternen) größer als eine Box [103, 104].

3. Ergebnisse

3.1. Reproduzierbarkeitsmessungen

Um die Validität des Versuchsaufbaus zu überprüfen, wurde zu Beginn jedes Messtages eine Reproduzierbarkeitsmessung durchgeführt. Die Muskellast war, bei einer Quadrizepsgesamtkraft von 150 N, symmetrisch verteilt. Die humanen Kniepräparate wurden in 15° Flexionsstellung gefahren und die Patella wurde im Anschluss mit 50 N in lateraler Richtung ausgelenkt. Bei den Ergebnissen wurde die Differenz zum Auslenk-MW über alle Messtage von jedem einzelnen humanen Kniepräparat gegenübergestellt (Abbildung 26). Die Gegenüberstellung ergab, dass die Differenz der Patellaauslenkungen zwischen den einzelnen Messtagen bei den humanen Kniepräparaten 1, 2, 6 und 7 geringer (etwa 0,5 mm) als bei den humanen Kniepräparaten 3, 4 und 5 war (etwa 1 mm). Beim humanen Kniepräparat 4 zeigte sich, dass die MW an den Messtagen eins (ca. 0,7 mm) und drei (ca. 0,9 mm) nahezu identisch gewesen sind, wohingegen es an Messtag zwei (ca. -1,7 mm) zu einer Abweichung kam.

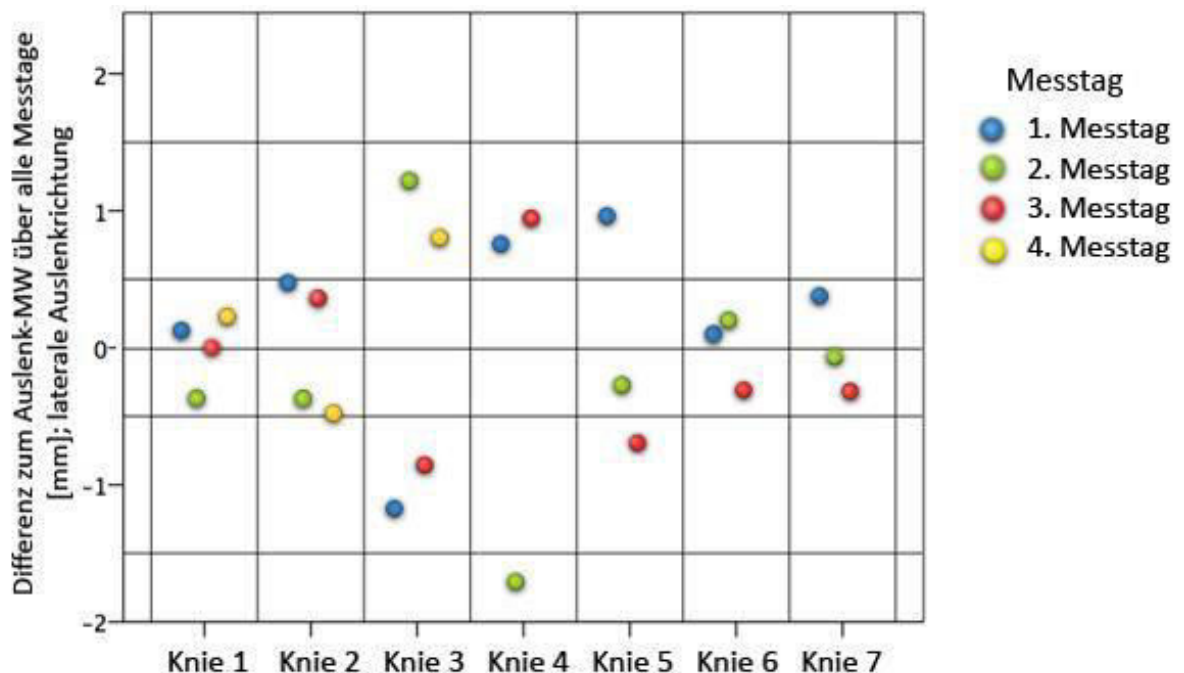


Abbildung 26: Symmetrische Muskellastverteilung bei einer Quadrizepsgesamtkraft von 150 N. Die humanen Kniepräparate befand sich in 15° Flexionsstellung. Die Auslenkung fand mit 50 N nach lateral statt.

Interessant war die Beobachtung der Streuung der Patellauslenkungswerte über die einzelnen Messtage in Abbildung 27, in der zu erkennen war, dass keine Tendenzen an den unterschiedlichen Messtagen vorhanden waren, sondern die Streuungen zufällig erfolgte (Knie 1: Messtag 1: ca. 3,6 mm; Messtag 2: ca. 4,1 mm; Messtag 3: ca. 3,7 mm; Messtag 4: ca. 3,5 mm).

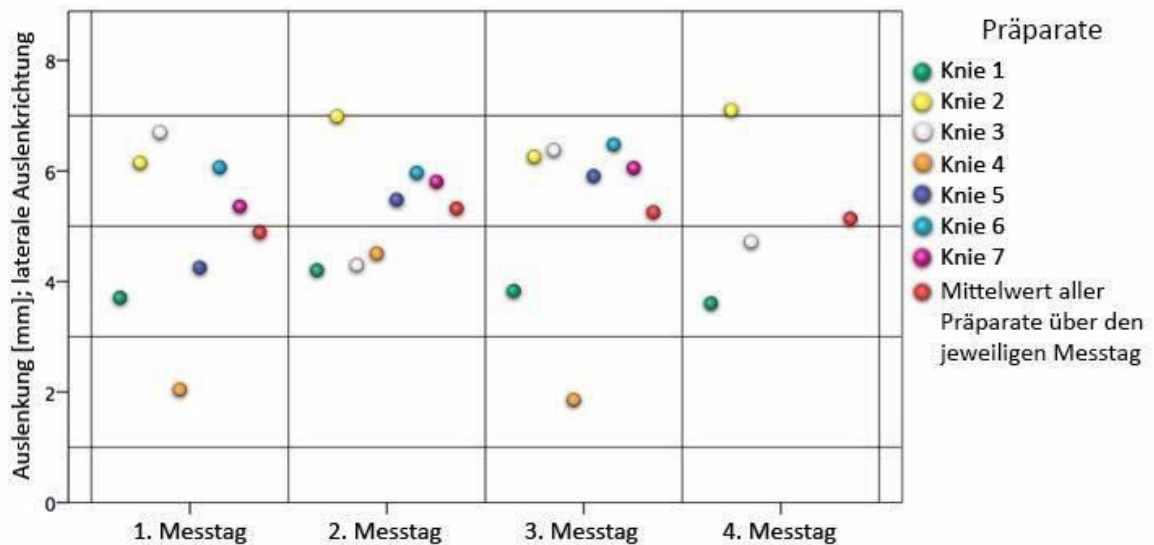


Abbildung 27: Symmetrische Muskellastverteilung bei einer Quadrizepsgesamtkraft von 150 N. Die humanen Kniepräparate befanden sich in 15° Flexionsstellung. Die Auslenkung fand mit 50 N nach lateral statt.

3.2. Flexionswinkelabhängige Quadrizepsgesamtkräfte

Die Messungen der flexionswinkelabhängigen Quadrizepsgesamtkräfte anhand von Kinematik-Messungen wurden vor den Patellastabilitätsmessungen durchgeführt.

Ziel der flexionswinkelabhängigen Quadrizepsgesamtkraftmessungen war es die Kraft während einer quasi statisch muskelbelasteten Kniebeuge mit einem nahezu physiologischen Muskelkraftverlauf zu ermitteln. Die Ergebnisse dienten später als Basis für die Kraftniveaus während der Patellastabilitätsmessungen. Es ist zu erkennen, dass mit einem steigenden Flexionswinkel die Quadrizepsgesamtkräfte für das jeweilige humane Kniepräparat stiegen (Abbildung 28).

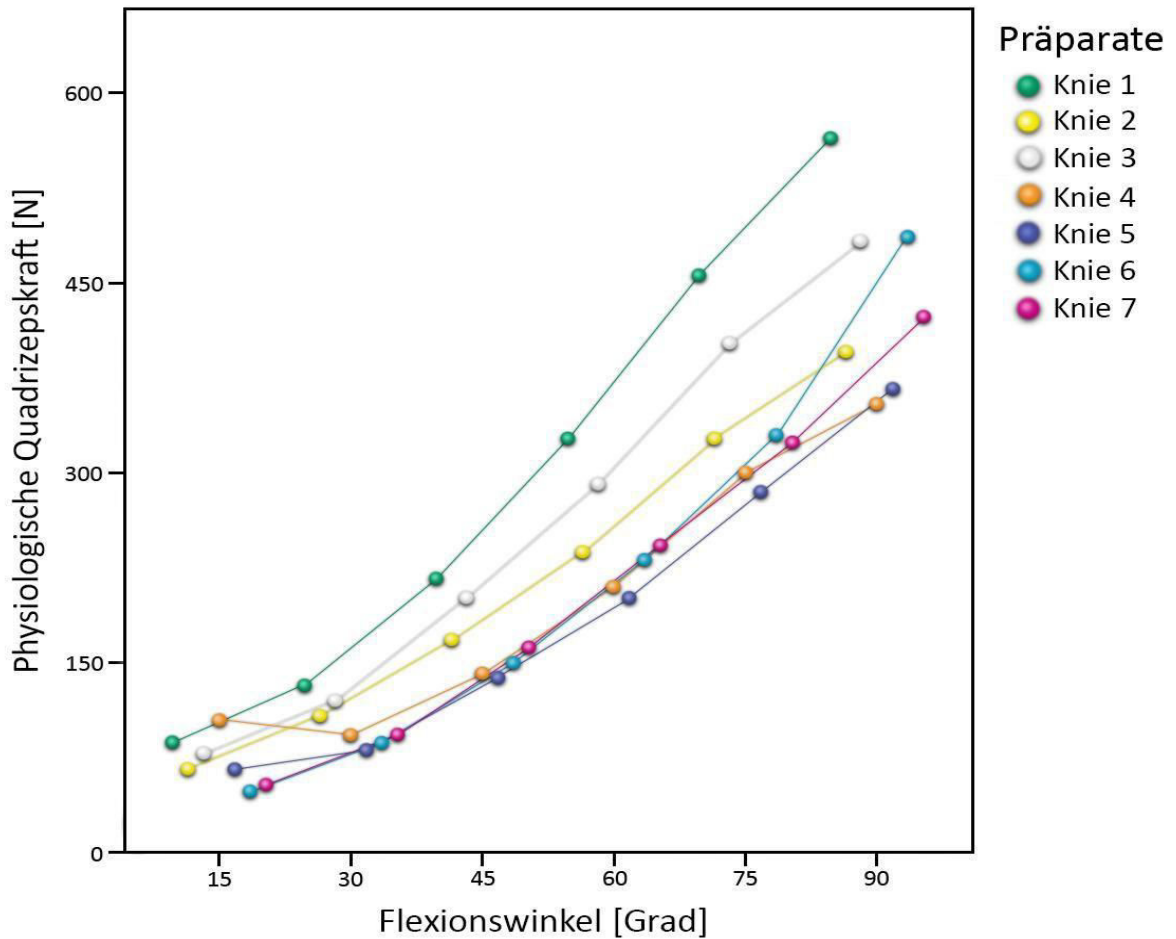


Abbildung 28: Kinematik-Messungen über einen Flexionswinkelbereich zwischen 15° und 90°.

Die Werte, die in der Folge bei der Patellastabilitätsmessung verwendet wurden, sind in der Abbildung 29 aufgelistet:

Flexionswinkel	Knie 1	Knie 2	Knie 3	Knie 4	Knie 5	Knie 6	Knie 7
15	87	66	78	105	66	48	54
30	132	108	120	93	81	87	93
45	216	168	201	141	138	150	162
60	327	237	291	210	201	231	243
75	456	327	402	300	285	330	324
90	564	396	484	354	366	486	423

Abbildung 29: Flexionswinkelabhängige Quadrizepsgesamtkräfte.

3.3. Variation der Quadrizepsgesamtkraft

Die Patella wurde mit einem Kraftaufwand von 100 N, bei symmetrischer Muskellastverteilung über einen Flexionswinkelbereich von 15°-90° nach lateral und medial ausgelenkt. Dabei wurde die Quadrizepsgesamtkraft auf

vier unterschiedliche Niveaus eingestellt: 30 N, 150 N, 300 N und 600 N. Zusätzlich wurden die Messungen mit den Quadrizepsgesamtkräften aus den gewonnenen Daten der flexionswinkelabhängigen Quadrizepsgesamtkraftmessungen durchgeführt. Das Ziel war es zu analysieren, wie sich die unterschiedlichen Quadrizepsgesamtkräfte auf die Patellaauslenkung/-kipfung auswirken.

3.3.1. Auslenkung nach lateral

Bei symmetrischer Muskellastverteilung wurde die Patella mit 100 N nach lateral ausgelenkt (Abbildung 30). Die Patellaauslenkung war umso niedriger, je höher die Quadrizepsgesamtkraft eingestellt war. Des Weiteren verkleinerte sich die Patellaauslenkung bei steigendem Flexionswinkel (Quadrizepsgesamtkraft von 30 N: ca. 17,7 mm bei 15° Flexion; ca. 10,8 mm bei 90° Flexion; Quadrizepsgesamtkraft von 600 N: ca. 2,1 mm bei 15° Flexion; ca. 0,5 mm bei 90° Flexion). Die Patellaauslenkung der flexionswinkelabhängigen Quadrizepsgesamtkraftmessungen hatte ihr Maximum bei 15° (ca. 14,6 mm), einen steilen Abfall über alle Flexionswinkelbereiche und ihr Minimum bei 90° Flexion (ca. 1,3 mm).

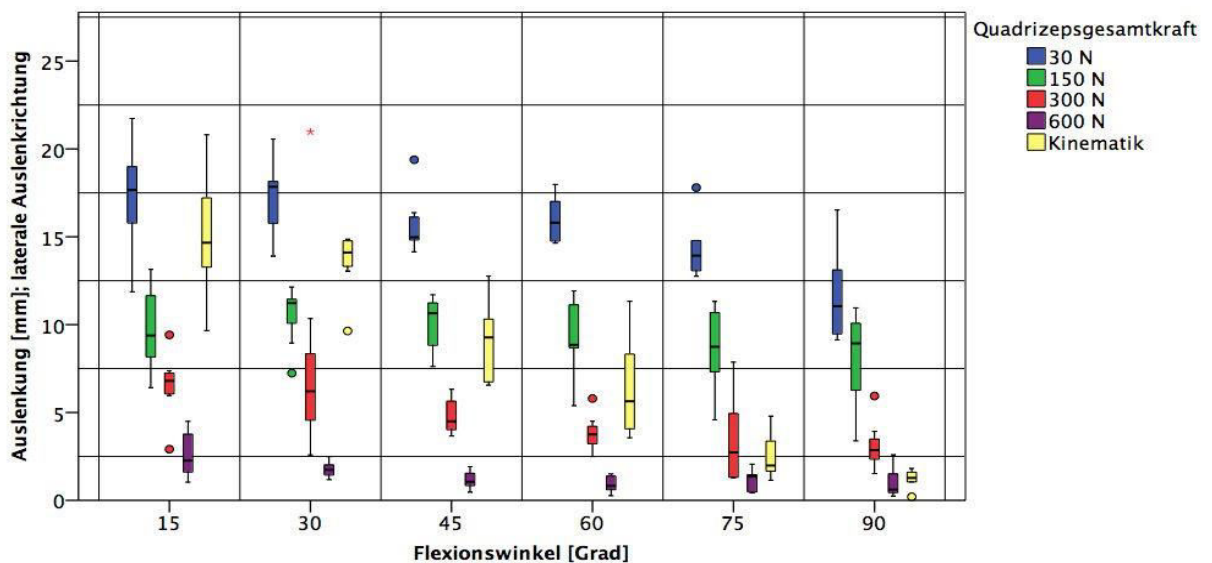


Abbildung 30: Auslenkung der Patella über einen Flexionswinkelbereich von 15°-90°. Die Auslenkung fand mit 100 N nach lateral statt. Die Quadrizepsgesamtkraft betrug 30 N, 150 N, 300 N und 600 N, inklusive flexionswinkelabhängiger Quadrizepsgesamtkraftmessungen.

3.3.2. Auslenkung nach medial

Bei medialer Patellaauslenkung (Abbildung 31) zeigte sich ein ähnlicher Verlauf wie in Abbildung 30: Mit einer Steigerung der Quadrizepsgesamt kraft und mit steigendem Flexionswinkel verkleinerte sich die Patellaauslenkung (Quadrizepsgesamt kraft von 300 N: ca. 5,6 mm bei 15° Flexion; ca. 1,3 mm bei 90° Flexion; Quadrizepsgesamt kraft von 600 N: ca. 2,5 mm bei 15° Flexion; ca. 1,1 mm bei 90° Flexion). Der Abstand zwischen den Auslenkungen bei 30 N und 150 N Quadrizepsgesamt kraft war relativ konstant in den Flexionswinkeln zwischen 15° (ca. 16,9 mm bei 30 N Quadrizepsgesamt kraft; ca. 11,5 mm bei 150 N Quadrizepsgesamt kraft) und 75° Flexion (ca. 18,6 mm bei 30 N Quadrizepsgesamt kraft; ca. 16,6 mm bei 150 N Quadrizepsgesamt kraft); zwischen 30° und 75° Flexion kam es sogar zu einem leichten Anstieg der Auslenkung; ab 90° Flexion vergrößert sich die Differenz der Patellaauslenkung dieser unterschiedlichen Quadrizepsgesamt kraftwerte stark (ca. 17,2 mm bei 30 N Quadrizepsgesamt kraft; ca. 2,1 mm bei 150 N Quadrizepsgesamt kraft). Der Unterschied zwischen 300 N und 600 N wurde von 15°-90° Flexion kontinuierlich kleiner, wobei 600 N Quadrizepsgesamt kraft bei 75° ihren niedrigsten Patellaauslenkwert aufwies (ca. 0,8 mm). Die Streuung war bei diesen Quadrizepsgesamt kräften v.a. im Flexionswinkelbereich zwischen 60° und 90° besonders gering. Die Patellaauslenkung bei den flexionswinkelabhängigen Quadrizepsgesamt kraftmessungen nahm kontinuierlich über alle Flexionswinkelbereiche ab; sein Maximum lag bei 15° (ca. 16 mm), sein Minimum bei 90° (ca. 1 mm), die Werte der größten Streuung gab es bei 45° und 60° Flexion.

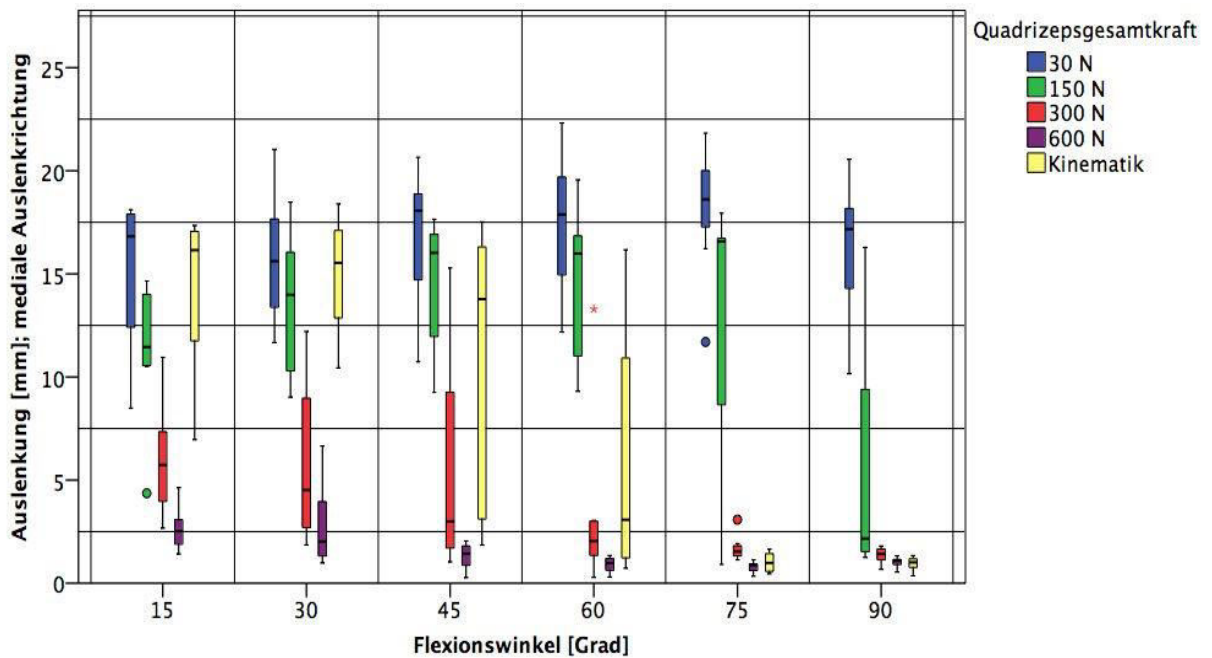


Abbildung 31: Auslenkung der Patella über einen Flexionswinkelbereich von 15°-90°. Die Auslenkung fand mit 100 N nach medial statt. Die Quadrizepsgesamtkraft betrug 30 N, 150 N, 300 N und 600 N, inklusive flexionswinkelabhängiger Quadrizepsgesamtkraftmessungen.

3.3.3. Kippung bei lateraler Auslenkung

Zusätzlich zur Auslenkung wurde die Kippung der Patella bei symmetrischer Muskellastverteilung analysiert. Bei 30 N Quadrizepsgesamtkraft kippte die Patella bei 15° Flexion in laterale Richtung (ca. 10°) und näherte sich mit steigendem Flexionswinkel bei 90° Flexion der Grundposition an (ca. 1,2°) (Abbildung 32). Bei größeren Quadrizepsgesamtkräften kippte die Patella meist in mediale Richtung (300 N Quadrizepsgesamtkraft: 30° Flexion Kippung um ca. -1,4°). Die Patellakippung bei 600 N Quadrizepsgesamtkraft befand sich über alle Flexionswinkelbereiche am nächsten zur Grundposition (ca. -0,3° bei 15° Flexion; ca. 0° bei 90° Flexion). Bei den flexionswinkelabhängigen Quadrizepsgesamtkraftmessungen kippte die Patella zunächst in laterale Richtung (ca. 7,7° bei 15° Flexion), die Kippung verringerte sich dann kontinuierlich bei steigendem Flexionswinkel (ca. 1,8° bei 30° Flexion) und ab 45° Flexion kippte die Patella in mediale Richtung (ca. -3,1°).

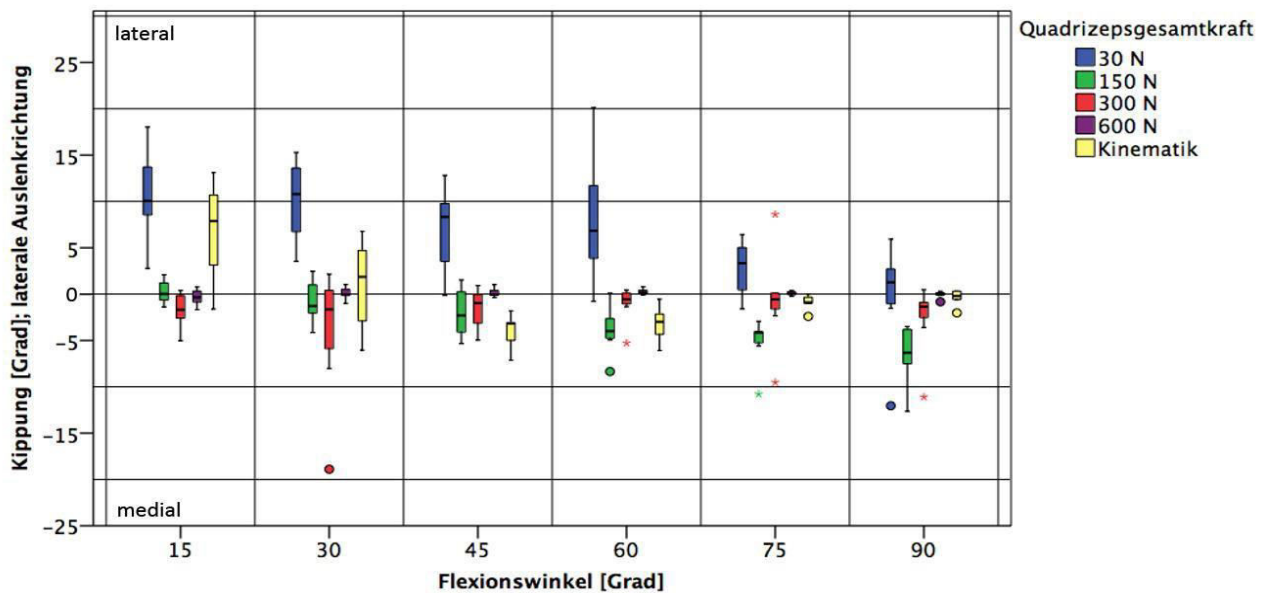


Abbildung 32: Kippung der Patella über einen Flexionswinkelbereich von 15°-90°. Die Auslenkung fand mit 100 N nach lateral statt. Die Quadrizepsgesamt kraft betrug 30 N, 150 N, 300 N und 600 N, inklusive flexionswinkelabhängiger Quadrizepsgesamt kraftmessungen.

3.3.4. Kippung bei medialer Auslenkung

Auch bei medialer Auslenkung sank die Patellakippung kontinuierlich bei steigendem Flexionswinkel und war umso geringer, je höher die Quadrizepsgesamt kraft war (150 N Quadrizepsgesamt kraft: ca. -4,1° bei 15° Flexion; ca. -2,3° bei 90° Flexion; 300 N Quadrizepsgesamt kraft: ca. -1,1° bei 15° Flexion; ca. -0,05° bei 90° Flexion) (Abbildung 33). Im Vergleich zu lateralen Auslenkrichtung kippte die Patella bei medialer Auslenkrichtung nur in eine Richtung, nämlich nach medial.

Bei 15° Flexionsstellung wiesen die Quadrizepsgesamt kräfte von 30 N, 150 N und 300 N ähnliche Werte auf (etwa -3,5°). Bei 30° Flexion näherte sich die Patellakippung mit 30 N Quadrizepsgesamt kraft am deutlichsten der Grundposition an (ca. -1°). Bis auf die Patellakippungen bei 75° (ca. -0,2°) und 90° (ca. -0,5°) Flexion befand sich die Patellakippung bei 300 N Quadrizepsgesamt kraft allseits weiter von der Grundposition entfernt als bei 30 N Quadrizepsgesamt kraft, wobei die Streuungen der Kippung mit einer Quadrizepsgesamt kraft bei 30 N über alle Flexionswinkelbereiche größer waren. Die Patellakippung bei 600 N Quadrizepsgesamt kraft befand sich ab

30° Flexion im Bereich der Grundposition. Die Patellakippungen bei den flexionswinkelabhängigen Quadrizepsgesamtkraftmessungen befanden sich mit einer Ausnahme (bei 45° Flexion mit ca. -3,7°) in der Nähe der Grundposition. Je größer der Flexionswinkel wurde, desto kleiner wurden die Streuungen der Patellakippung der flexionswinkelabhängigen Quadrizepsgesamtkraftmessungen.

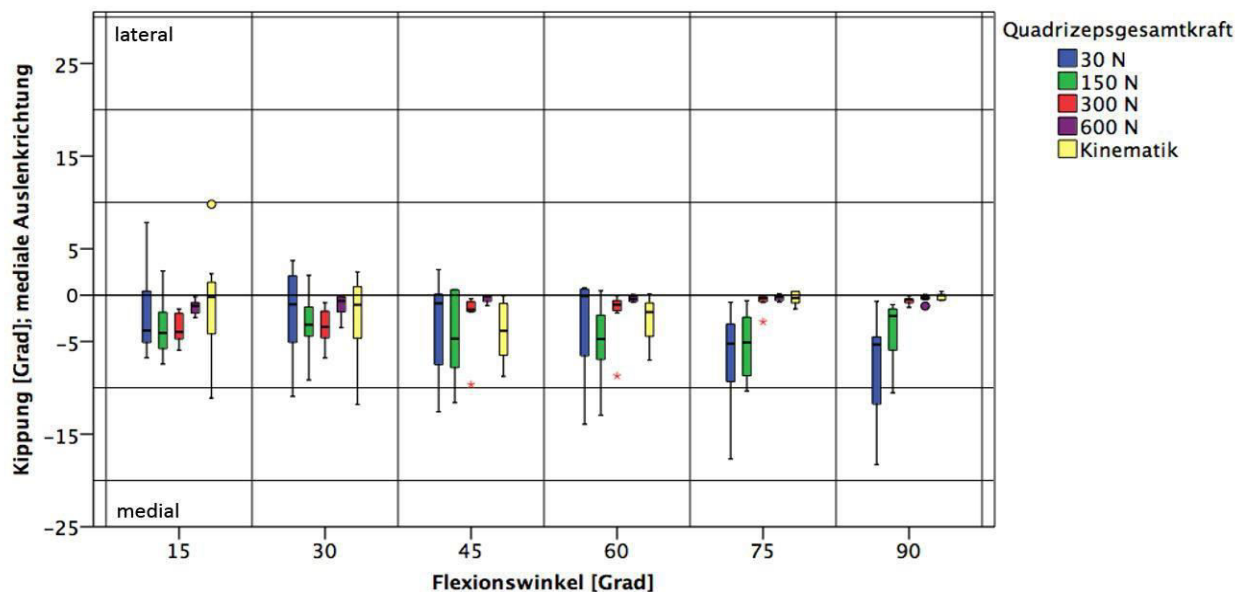


Abbildung 33: Kippung der Patella über einen Flexionswinkelbereich von 15°-90°. Die Auslenkung fand mit 100 N nach medial statt. Die Quadrizepsgesamtkraft betrug 30 N, 150 N, 300 N, 600 N, inklusive flexionswinkelabhängiger Quadrizepsgesamtkraftmessungen.

3.4. Symmetrische/Asymmetrische Muskellastverteilung

Die Beeinflussung der Patellaauslenkung/-kippung bei symmetrischer und asymmetrischer Muskellastverteilung wurde über einen Flexionswinkelbereich von 15°-90° analysiert. Die Patella wurde mit 100 N nach medial oder nach lateral ausgelenkt. Die Quadrizepsgesamtkraft betrug 150 N oder 300 N. Dabei wurde untersucht, welchen Einfluss eine Erhöhung der Quadrizepsgesamtkraft auf die jeweilige Patellaauslenkung/-kippung hatte.

Bsp. anhand einer Quadrizepsgesamtkraft von 300 N:

Zentrale Verteilung: 100 N wirken auf jede der drei Quadrizepskomponenten.

Laterale Verteilung: 200 N wirken auf die laterale, 100 N auf die zentrale und 0 N auf die mediale Quadrizepskomponente.

Mediale Verteilung: 200 N wirken auf die mediale, 100 N auf die zentrale und 0 N auf die laterale Quadrizepskomponente.

3.4.1. Einfluss der symmetrischen/asymmetrischen Muskellast auf die laterale Patellaauslenkung

Bei 150 N Quadrizepsgesamtkraft befand sich die Patella während einer zentrale, laterale oder mediale Muskellastverteilung über die Flexionswinkelbereiche zwischen 15° und 90° bei lateraler Auslenkung in etwa auf einem Niveau (Abbildung 34). Die unterschiedlichen Muskellastverteilungen übten somit kaum einen Einfluss auf die Patellaauslenkung aus. Die Patellaauslenkung bei 15° Flexion betrug ca. 10 mm und die Patellaauslenkung bei 90° ca. 7 mm.

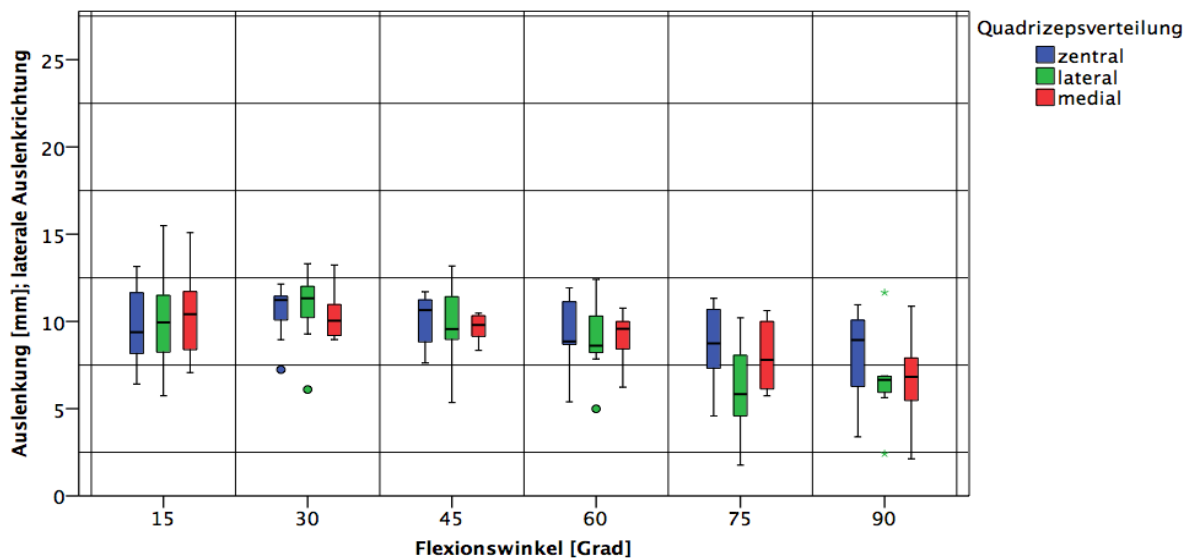


Abbildung 34: Symmetrische und asymmetrischen Muskellastverteilung. Auslenkung der Patella über einen Flexionswinkelbereich von 15°-90°. Die Quadrizepsgesamtkraft betrug 150 N und die Auslenkung fand mit 100 N nach lateral statt.

3.4.2. Einfluss der symmetrischen/asymmetrischen Muskellast auf die laterale Patellaauslenkung

Beim Vergleich der Quadrizepsgesamtkraft zwischen 150 N und 300 N fällt auf, dass die Patellaauslenkung mit 300 N (Abbildung 35) eine geringere Patellaauslenkung aufwies (etwa 7,5 mm bei 15° Flexion; etwa 3,5 mm bei 90° Flexion). Die Erhöhung der Quadrizepsgesamtkraft hatte hier also ebenfalls einen entscheidenden Einfluss auf die Größe der

Patellaauslenkung. Des Weiteren ist zu erkennen, dass die Patellaauslenkung bei medialer Muskellastverteilung am geringsten war. Auch die Streuung bei medialer Muskellastverteilung nahm kontinuierlich von 15°-90° ab (ca. 5,6 mm bei 15°; ca. 1,2 mm bei 90°). Die größten Patellaauslenkungen gab es bei lateraler Muskellastverteilung, wobei das Maximum bei 30° Flexion mit einer Patellaauslenkung von ca. 8,7 mm vorlag.

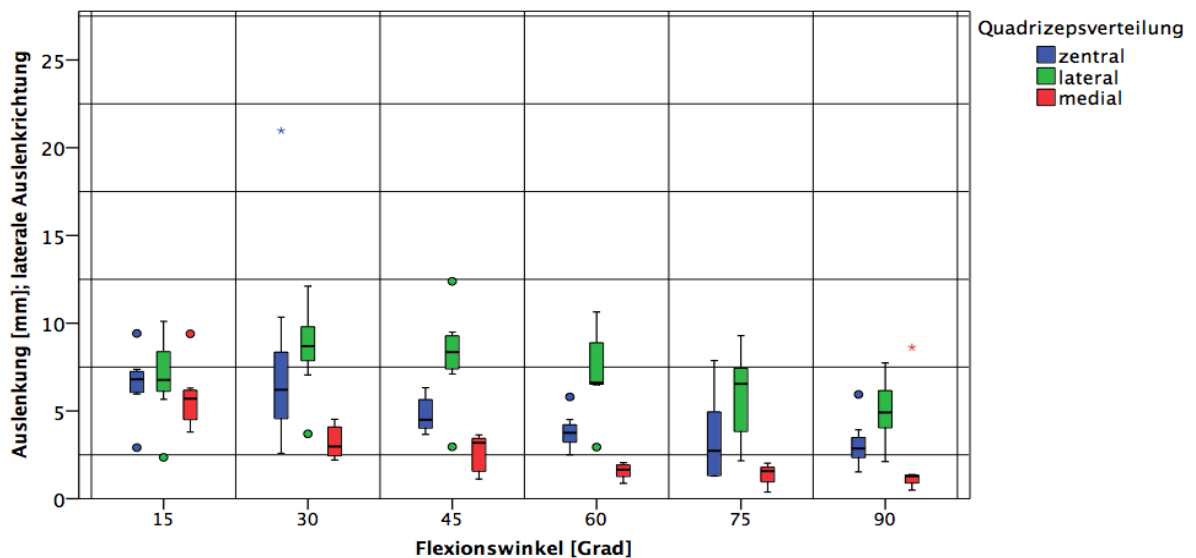


Abbildung 35: Symmetrische und asymmetrischen Muskellastverteilung. Auslenkung der Patella über einen Flexionswinkelbereich von 15°-90°. Die Quadrizepsgesamt kraft betrug 300 N und die Auslenkung fand mit 100 N nach lateral statt.

3.4.3. Einfluss der symmetrischen/asymmetrischen Muskellast auf die mediale Patellaauslenkung

Änderung der Auslenkrichtung: Bei medialer Auslenkrichtung (Abbildung 36) und einer Quadrizepsgesamt kraft von 150 N war zu erkennen, dass die mediale Muskellast die größten Patellaauslenkungen aufwies, wobei einschränkend festgestellt werden muss, dass dieser Parameter ebenfalls die größten Streuungen innehatte (ca. 14,5 mm bei 15° Flexion; ca. 15,6 mm bei 90° Flexion). Die laterale Muskellastverteilung hingegen wies mit Ausnahme bei 90° Flexion (ca. 3,9 mm; ca. 11,1 mm bei 15° Flexion) – dort war es die zentrale Muskellastverteilung (ca. 2,1 mm) – die geringsten Patellaauslenkungen auf. Auffällig war die Größenzunahme der Streuungen bei steigendem Flexionswinkel.

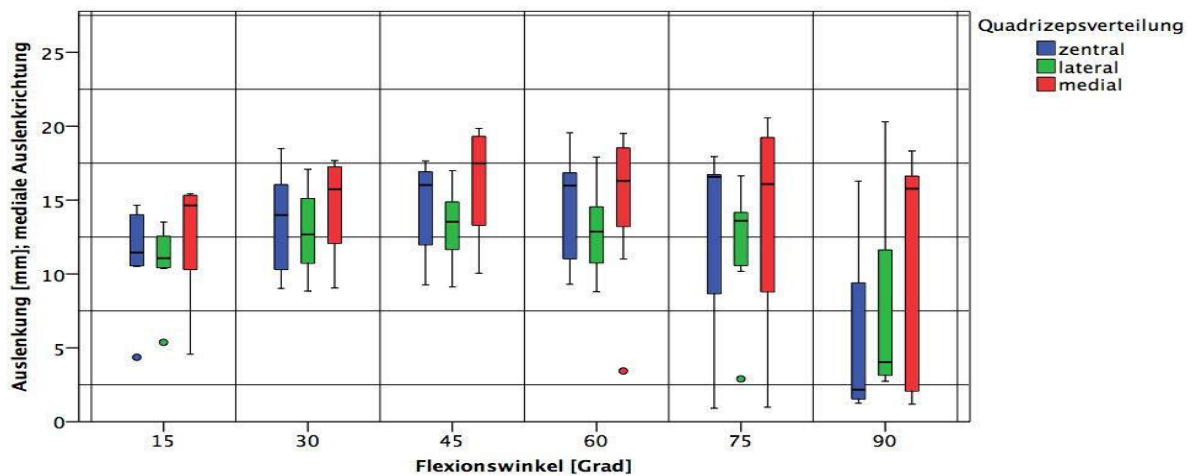


Abbildung 36: Symmetrische und asymmetrischen Muskellastverteilung. Auslenkung der Patella über einen Flexionswinkelbereich von 15°-90°. Die Quadrizepsgesamt kraft betrug 300 N und die Auslenkung fand mit 100 N nach medial statt.

3.4.4. Einfluss der symmetrischen/asymmetrischen Muskellast auf die mediale Patellauslenkung

Mit Erhöhung der Quadrizepsgesamt kraft auf 300 N bei medialer Auslenkrichtung wurden die Patellauslenkungen und deren Streuungen bei steigendem Flexionswinkel geringer; dabei befanden sich die unterschiedlichen Muskellastverteilungen auf ähnlichen Niveaus (etwa 6 mm bei 15° Flexion; etwa 3,5 mm bei 45° Flexion; etwa 2 mm bei 90° Flexion)(Abbildung 37).

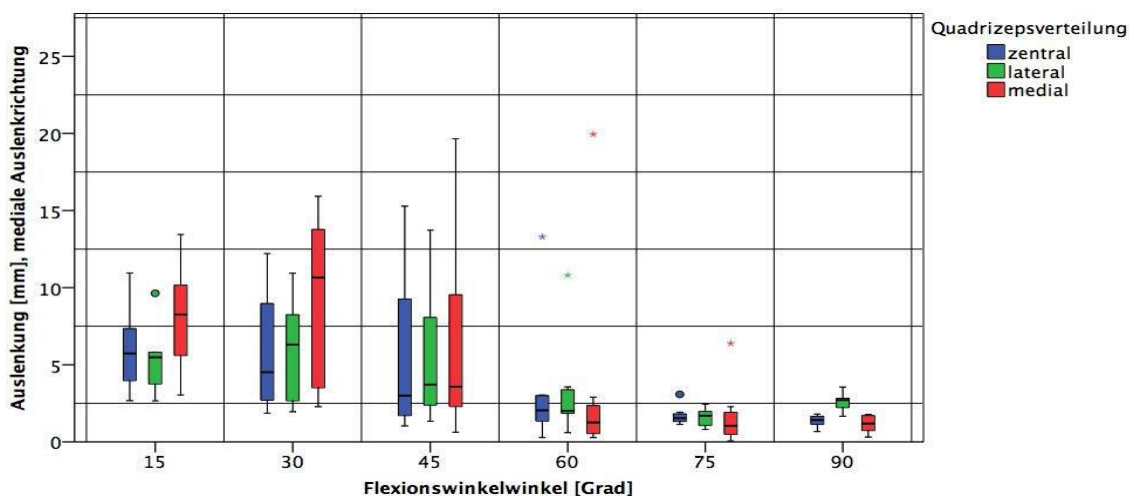


Abbildung 37: Symmetrische und asymmetrischen Muskellastverteilung. Auslenkung der Patella über einen Flexionswinkelbereich von 15°-90°. Die Quadrizepsgesamt kraft betrug 300 N und die Auslenkung fand mit 100 N nach medial statt.

3.4.5. Einfluss der symmetrischen/asymmetrischen Muskellast auf die Patellakippung bei lateraler Auslenkung

Neben der Patellaauslenkung wurde bei symmetrischer/asymmetrischer Muskellastverteilung ebenfalls die Patellakippung betrachtet.

Nachdem die Patella nach lateral ausgelenkt wurde, kippte sie bei steigendem Flexionswinkel bei allen drei Quadrizepsbedingungen in mediale Richtung (Abbildung 38). Die zentrale und laterale Quadrizepsbedingungen befanden sich bei 15° Flexion im Bereich der Grundposition. Mit zunehmendem Flexionswinkel vergrößerte sich der Abstand zu dieser in medialer Richtung, wobei für die laterale Quadrizepsbedingung der größte mediale Abstand bei 75° (ca. -6,0°) und der für die zentrale Quadrizepsbedingung bei 90° Flexion (ca. -7,4°) lag. Die Patellakippung bei medialer Quadrizepsbedingung näherte sich von 15° (ca. 3,4°) bis 30° (ca. 1,5°) der Grundposition von lateraler Richtung aus an, bis er ihr bei 30° Flexion (ca. 0,08°) am nächsten kam und sich bei weiter steigendem Flexionswinkel ebenfalls in medialer Richtung vergrößerte.

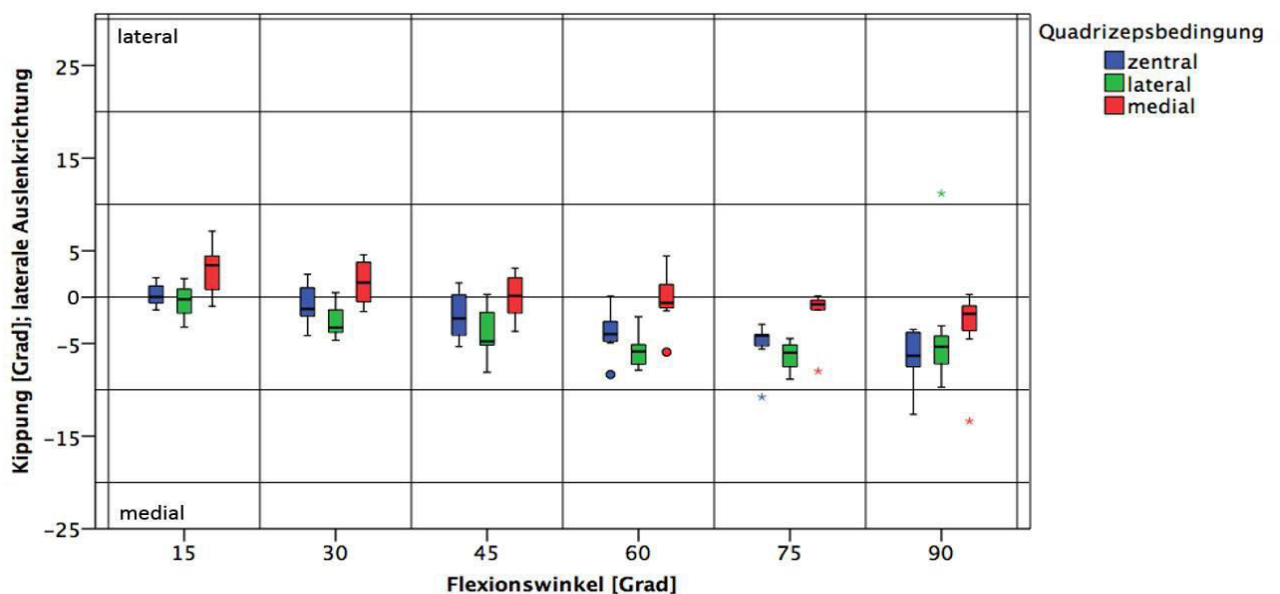


Abbildung 38: Symmetrische und asymmetrischen Muskellastverteilung. Kippung der Patella über einen Flexionswinkelbereich von 15°-90°. Die Quadrizepsgesamt kraft betrug 150 N und die Auslenkung fand mit 100 N nach lateral statt.

3.4.6. Einfluss der symmetrischen/asymmetrischen Muskellast auf die Patellakippung bei lateraler Auslenkung

Nach Erhöhung der Quadrizepsgesamtkraft auf 300 N (Abbildung 39) war zu erkennen, dass die Patellakippungen bei zentraler und medialer Muskellastverteilung einen geringen Abstand zur Grundposition aufwiesen und sich die Abstände bei steigendem Flexionswinkel weiter verringerten (zentrale Muskellastverteilung: ca. $-1,6^\circ$ bei 15° Flexion; ca. $-1,2^\circ$ bei 90° Flexion; mediale Muskellastverteilung: ca. $0,5^\circ$ bei 15° Flexion; ca. $0,1^\circ$ bei 90° Flexion; laterale Muskellastverteilung: ca. $-2,8^\circ$ bei 15° Flexion; ca. $-7,4^\circ$ bei 90° Flexion). Während der medialen Muskellastverteilung kippte die Patella nach lateral; bei zentraler Muskellastverteilung kippte sie nach medial. Bei lateraler Muskellastverteilung hingegen kippte die Patella mit zunehmendem Flexionswinkel stärker als bei 150 N Quadrizepsgesamtkraft und hatte bei 90° (ca. $-7,4^\circ$) ihren größten Abstand zur Grundposition.

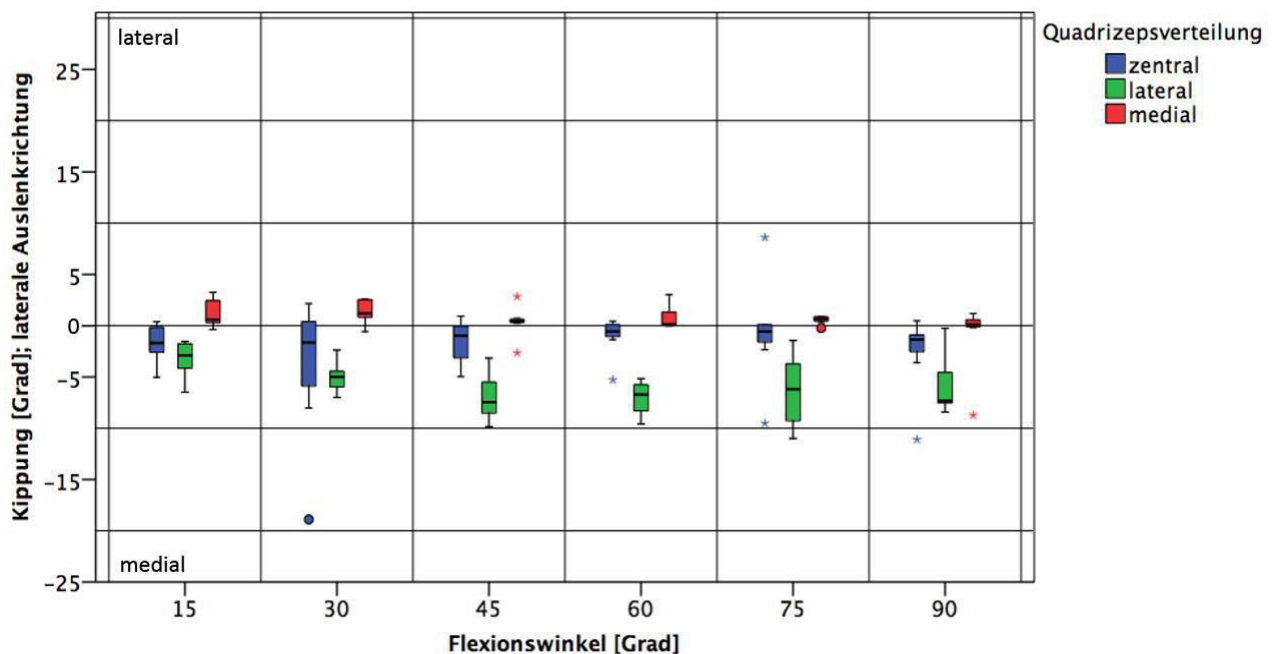


Abbildung 39: Symmetrische und asymmetrischen Muskellastverteilung. Kippung der Patella über einen Flexionswinkelbereich von 15° - 90° . Die Quadrizepsgesamtkraft betrug 300 N und die Auslenkung fand mit 100 N nach lateral statt.

3.4.7. Einfluss der symmetrischen/asymmetrischen Muskellast auf die Patellakippung bei medialer Auslenkung

Bei Veränderung der Auslenkrichtung von lateral (Abbildung 38) nach medial (Abbildung 40) fiel auf, dass die Patellakippungen bei einer Quadrizepsgesamtkraft von 150 N ähnliche Tendenzen aufwiesen: Die Patella kippte meist nach medial.

Die Patellakippung befand sich bei lateraler Muskellastverteilung am weitesten in medialer Richtung entfernt: Das Maximum befand sich bei 75° Flexion (ca. $-7,5^\circ$), das Minimum bei 90° Flexion (ca. $-4,3^\circ$). Die mediale Muskellastverteilung wies über alle Flexionswinkelbereiche die niedrigsten Patellakippungen zur Grundposition auf (ca. $-2,4^\circ$ bei 15° Flexion; ca. $-0,9^\circ$ bei 90° Flexion), wobei sich die Kippung bei 60° Flexion mit ca. $2,4^\circ$ sogar in lateraler Richtung befand.

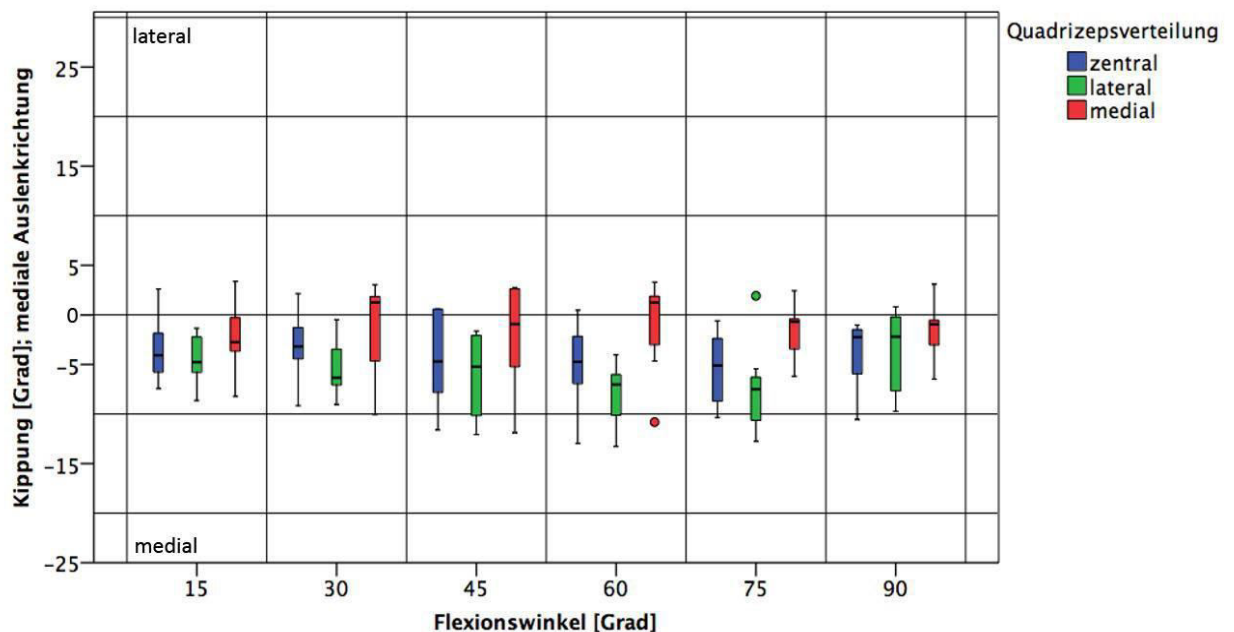


Abbildung 40: Symmetrische und asymmetrischen Muskellastverteilung. Kippung der Patella über einen Flexionswinkelbereich von 15°-90°. Die Quadrizepsgesamtkraft betrug 150 N und die Auslenkung fand mit 100 N nach medial statt.

3.4.8. Einfluss der symmetrischen/asymmetrischen Muskellast auf die Patellakippung bei medialer Auslenkung

Bei medialer Auslenkrichtung und einer Quadrizepsgesamtkraft von 300 N (Abbildung 41) kippte die Patella geringer als bei 150 N. Die Patellakippungen aller drei Muskellastverteilungen befanden sich auf ähnlichen Niveaus. Somit übten die unterschiedlichen Muskellastverteilungen keinen großen Einfluss auf die Kippung der Patella aus (etwa -4° bei 15° Flexion; etwa -2° bei 45° Flexion; etwa $-0,5^\circ$ bei 75° Flexion).

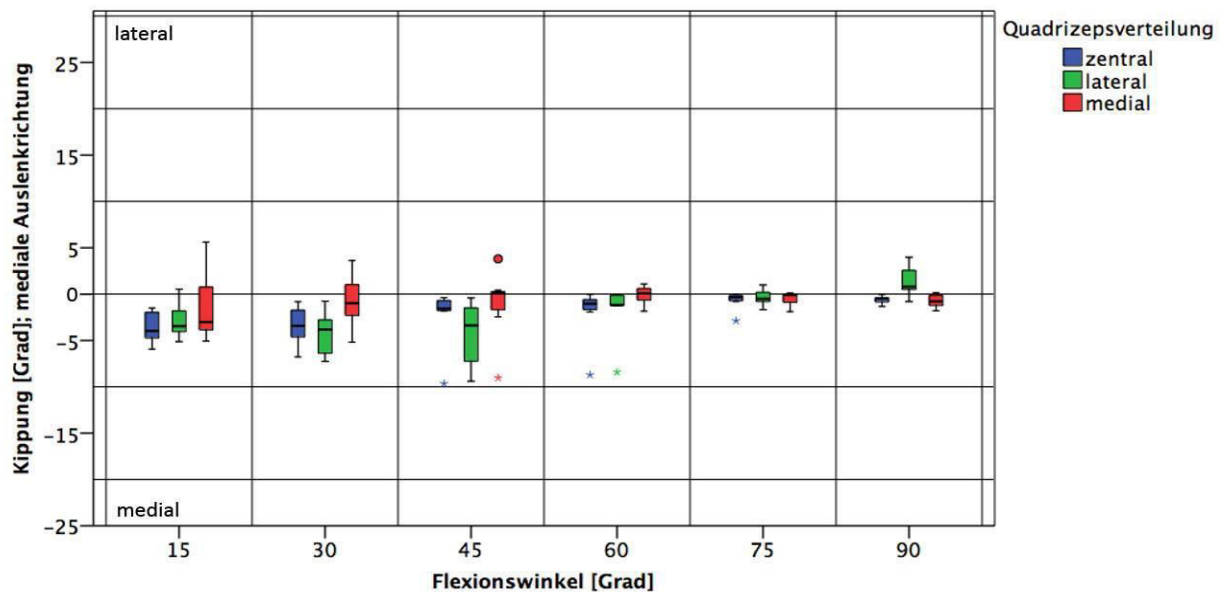


Abbildung 41: Symmetrische und asymmetrischen Muskellastverteilung. Kippung der Patella über einen Flexionswinkelbereich von 15° - 90° . Die Quadrizepsgesamtkraft beträgt 300 N und die Auslenkung findet mit 100 N nach medial statt.

3.5. Betrachtung der Auslenkrichtung

Da die Patella in der großen Mehrheit der Fälle bei Patienten nach lateral luxiert, ist es interessant zu beobachten, wie sich die Patellaauslenkung/-kippung über die unterschiedlichen Flexionswinkel zwischen 15° und 90° bei symmetrischer Muskellastverteilung in-vitro bei medialer und lateraler Auslenkrichtung verhält. Die Quadrizepsgesamtkraft betrug 30 N oder 150 N. Die Auslenkung fand mit 100 N statt.

3.5.1. Auslenkung bei einer Quadrizepsgesamtkraft von 30 N

Die Werte der medialen und lateralen Auslenkrichtung der Patellaauslenkung befanden sich in den Flexionswinkeln von 0°-60° auf einem ähnlichen Niveau und veränderten sich währenddessen kaum (Abbildung 42). Bei 15° Flexion lag die Patellaauslenkung bei lateraler und medialer Auslenkungsrichtung in etwa bei 17,5 mm. Mit weiter steigendem Flexionswinkel verringerte sich die Patellaauslenkung bei lateraler Auslenkungsrichtung (ca. 11,6 mm bei 90° Flexion), während die Patellaauslenkung bei medialer Auslenkungsrichtung auf einem ähnlichen Niveau verblieb (ca. 16,9 mm bei 90° Flexion).

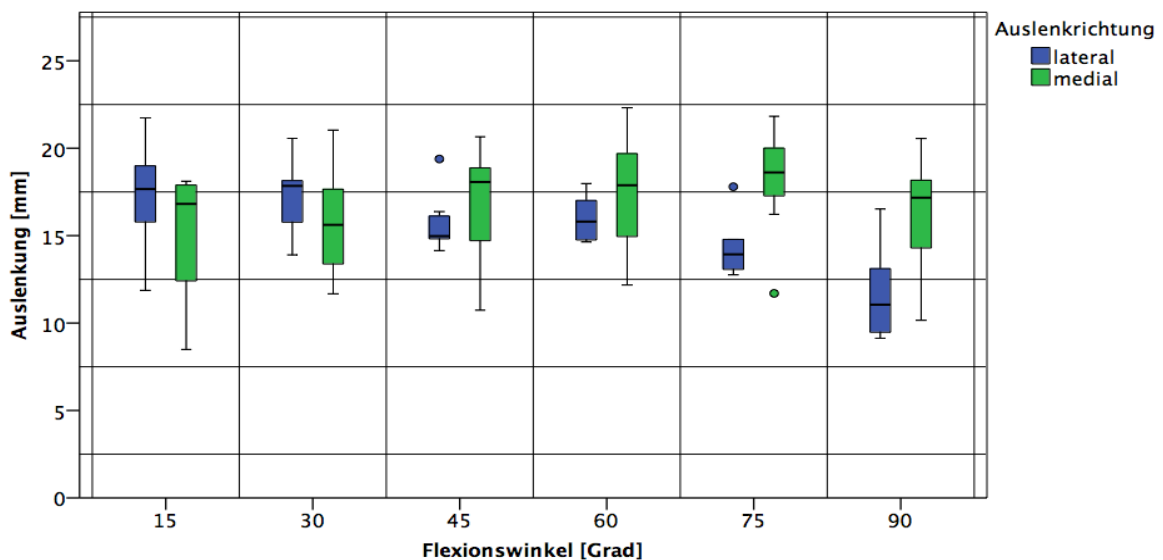


Abbildung 42: Mediale und laterale Auslenkrichtung mit 100 N Auslenkkraft. Auslenkung der Patella über einen Flexionswinkelbereich von 15°-<90°. Die Quadrizepsgesamtkraft betrug 30 N.

3.5.2. Auslenkung bei einer Quadrizepsgesamtkraft von 150 N

Insgesamt ist an den Patellaauslenkungen erneut zu erkennen, dass die Auslenkung bei Erhöhung der Quadrizepsgesamtkraft auf 150 N im Vergleich zu einer Quadrizepsgesamtkraft mit 30 N geringer ausfiel (Abbildung 43). Über alle Flexionswinkel hinweg war die Patellaauslenkung bei medialer Auslenkrichtung größer als bei lateraler Auslenkrichtung, mit einer Ausnahme bei 90° Flexion. Des Weiteren war festzustellen, dass die Streuung der medialen Auslenkrichtung sehr breit gewesen ist: Die Patellaauslenkung stieg bei medialer Auslenkrichtung von 15° (ca. 11,7 mm) bis 75° Flexion (ca.

16,9 <mm); bei 90° Flexion (ca. 2,2 mm) befand sich die geringste Patellauslenkung. Die Patellauslenkung bei lateraler Auslenkrichtung blieb über alle Flexionswinkelbereiche hinweg auf einem ähnlichen Niveau, mit etwa 9,5 mm.

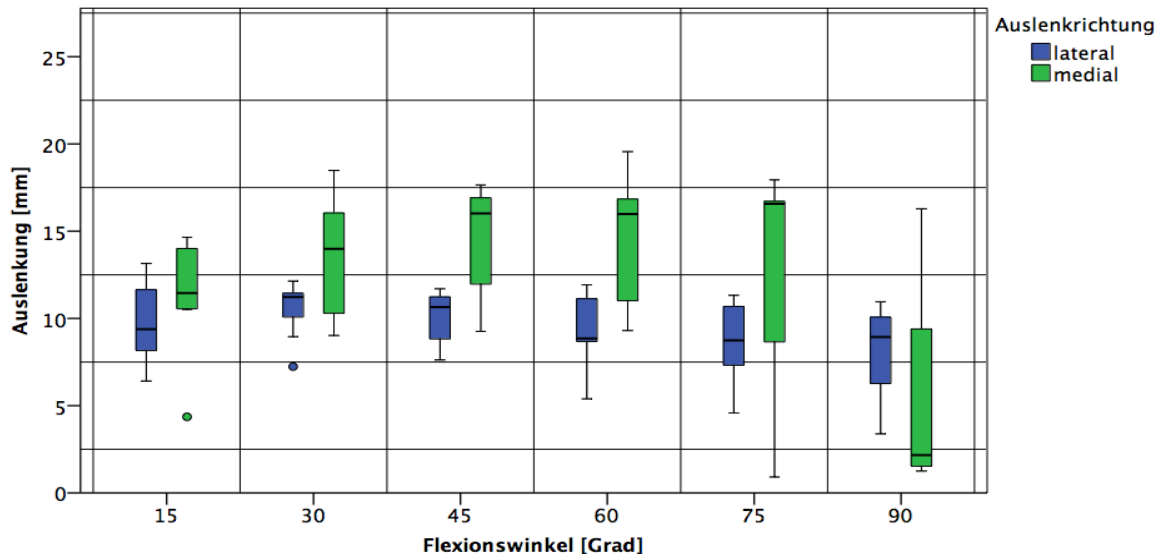


Abbildung 43: Mediale und laterale Auslenkrichtung mit 100 N Auslenkkraft. Auslenkung der Patella über einen Flexionswinkelbereich von 15°-90°. Die Quadrizepsgesamt kraft betrug 150 N.

3.5.3. Kippung bei einer Quadrizepsgesamt kraft von 30 N

Auch bei der Gegenüberstellung der unterschiedlichen Auslenkrichtungen wurde die Patellakippung analysiert. Über alle Flexionswinkel hinweg befanden sich die Patellakippungen der lateralen Auslenkrichtung stets in lateraler Richtung (ca. 10,1° bei 15° Flexion; ca. 1,2° bei 90° Flexion) und die Patellakippungen der medialen Auslenkrichtung in medialer Richtung (ca. -3,8° bei 15° Flexion; ca. -5,2° bei 90° Flexion) (Abbildung 44).

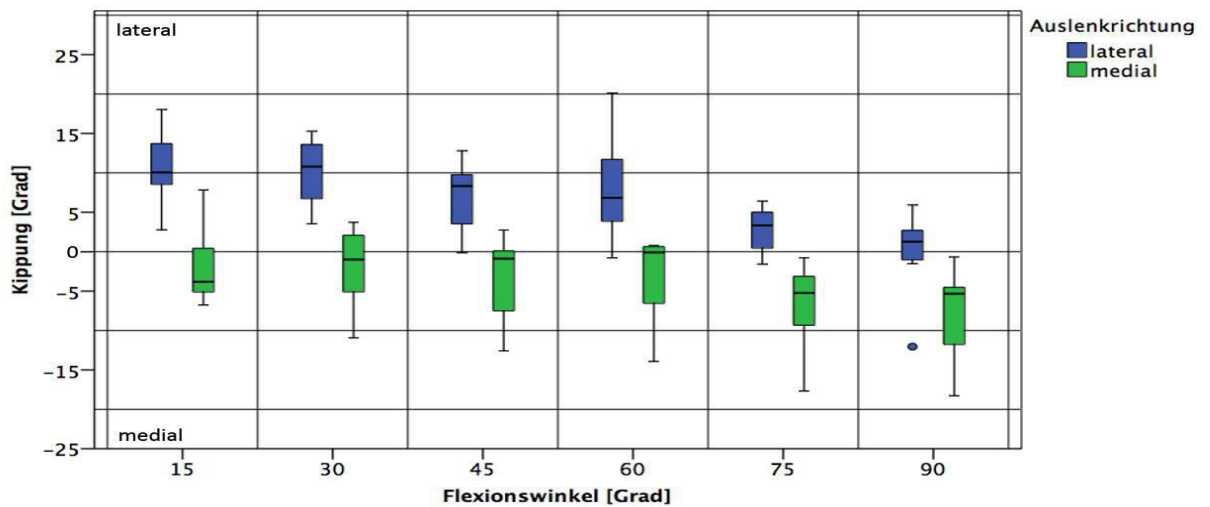


Abbildung 44: Mediale und laterale Auslenkrichtung mit 100 N Auslenkkraft. Kippung der Patella über einen Flexionswinkelbereich von 15°-90°. Die Quadrizepsgesamtkraft betrug 30 N.

3.5.4. Kippung bei einer Quadrizepsgesamtkraft von 150 N

Mit Erhöhung der Quadrizepsgesamtkraft auf 150 N (Abbildung 45) befand sich keine Patellakippung der beiden Auslenkrichtungen über allen Flexionswinkelbereichen in lateraler Richtung. Bei beiden Auslenkrichtungen kippte die Patella in mediale Richtung. Die Patellakippung bei lateraler Auslenkrichtung wurde mit steigendem Flexionswinkel größer (ca. 0° bei 15° Flexion; ca. -6,1° bei 90° Flexion), während die Patellakippung bei medialer Auslenkrichtung mit steigendem Flexionswinkel geringer wurde (ca. -3,9° bei 15° Flexion; ca. -2,2° bei 90° Flexion).

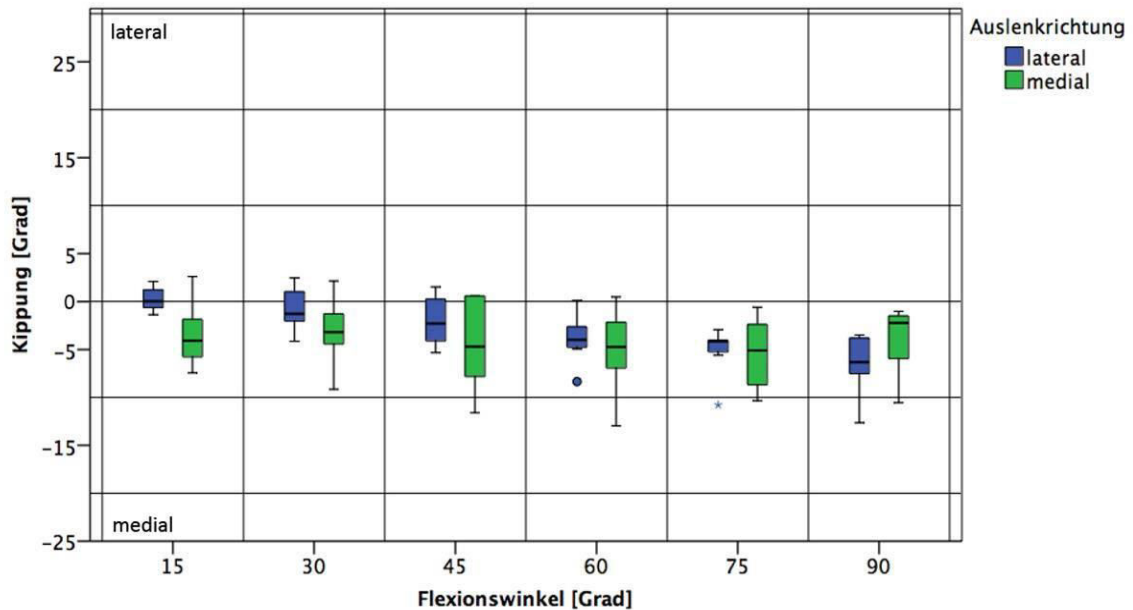


Abbildung 45: Mediale und laterale Auslenkrichtung mit 100 N Auslenkkraft. Kippung der Patella über einen Flexionswinkelbereich von 15°-90°. Die Quadrizepsgesamtkraft betrug 150 N.

3.6. Analyse der Patellaauslenkkraft

Die Beeinflussung der Patellaauslenkung/-kippung über die unterschiedlichen Flexionswinkel zwischen 15° und 90° bei symmetrischer Muskellastverteilung bei separat betrachteter Patellaauslenkkraft von 50 N bzw. 100 N ist insofern interessant, da bei einem Patienten eine Patellaluxation/-subluxation auch direkt akut ausgelöst werden kann und somit Rückschlüsse auf die Kraft, die für eine direkte Luxation/Subluxation benötigt wird, geschlossen werden kann. Die Quadrizepsgesamtkraft betrug 300 N und die Auslenkung fand in lateraler bzw. medialer Richtung statt.

3.6.1. Vergleich der Patellaauslenkkraft bei lateraler Auslenkung

Über alle Flexionswinkelbereiche hinweg war die Patellaauslenkung bei einer Patellaauslenkkraft von 50 N geringer als bei einer Patellaauslenkkraft mit 100 N (Abbildung 46). Die Verdopplung der Auslenkkraft führte dabei zu mehr als einer Verdopplung der Patellaauslenkung. Die Patellaauslenkungen bei einer Patellaauslenkkraft von 50 N befanden sich in etwa bei 0,9 mm. Bei einer Patellaauslenkkraft von 100 N verringerte sich die Patellaauslenkung

von ca. 6,7 mm bei 15° Flexion bis auf ca. 2,8 mm bei 90° Flexion. V.a. in der Nähe einer Extensionsposition war die Patellaauslenkkraft also von Bedeutung.

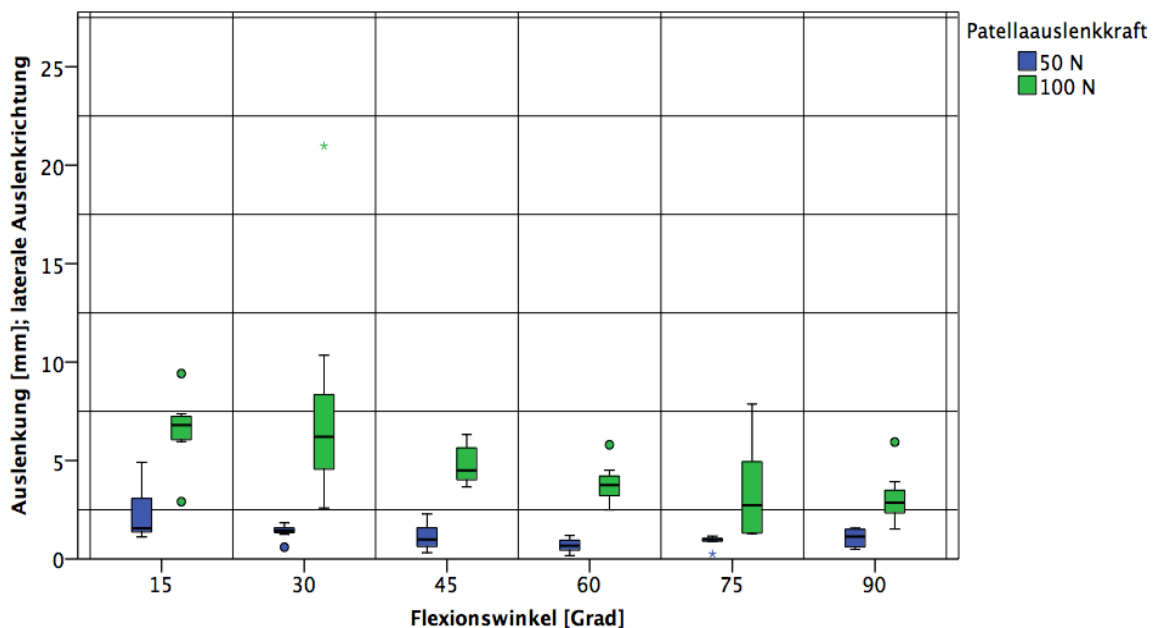


Abbildung 46: Auslenkung der Patella über einen Flexionswinkelbereich von 15°-90°. Die Quadrizepsgesamtkraft betrug 300 N und die Patella wurde nach lateral ausgelenkt.

3.6.2. Vergleich der Patellaauslenkkraft bei medialer Auslenkung

Im Vergleich zur lateralen Auslenkrichtung fiel auf, dass die Patellaauslenkung bei medialer Auslenkrichtung und 100 N Auslenkkraft geringer war (Patellaauslenkkraft 50 N: ca. 2,1 mm bei 15° Flexion; ca. 0,6 mm bei 90° Flexion; Patellaauslenkkraft 100 N: ca. 5,7 mm bei 15° Flexion; ca. 1,4 mm bei 90° Flexion) (Abbildung 47). Bei steigenden Flexionswinkeln nahm die Patellaauslenkung bei 100 N Patellaauslenkkraft kontinuierlich ab, wobei die Streuung der Werte erst mit steigendem Flexionswinkel deutlich niedriger wurde. Über alle Flexionswinkelbereiche ist die Patellaauslenkung mit einer Patellaauslenkkraft von 50 N – äquivalent zur lateralen Auslenkrichtung – niedriger als bei einer Patellaauslenkkraft von 100 N.

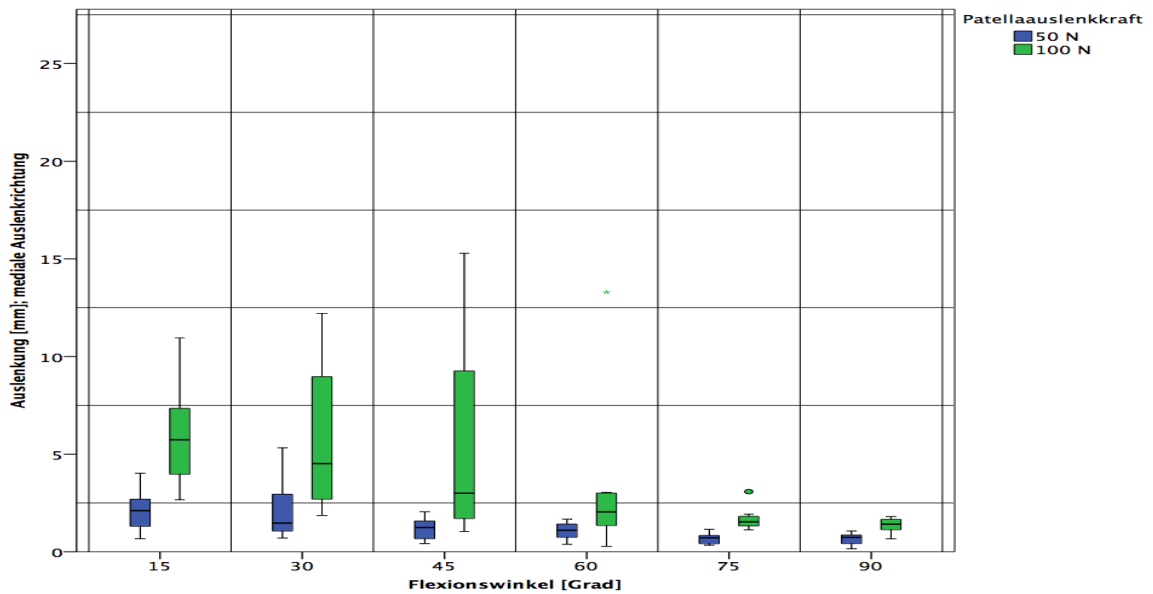


Abbildung 47: Auslenkung der Patella über einen Flexionswinkelbereich von 15°-90°. Die Quadrizepsgesamtkraft betrug 300 N und die Patella wurde nach medial ausgelenkt.

3.6.3. Vergleich der Patellaauslenkkraft bei lateraler Auslenkung

Die Patellakippungen der Patellaauslenkkräfte mit 50 N und 100 N waren insgesamt über alle Flexionswinkelbereiche klein und befanden sich auf einem ähnlichen Niveau, wobei die Abstände zur Grundposition bei 100 N Patellaauslenkkraft etwas größer gewesen sind (Abbildung 48). Bei 50 N Patellaauslenkkraft kippte die Patella in lateraler Richtung (etwa 0,1°) und bei 100 N Patellaauslenkkraft kippte die Patella in medialer Richtung (etwa 0,8°).

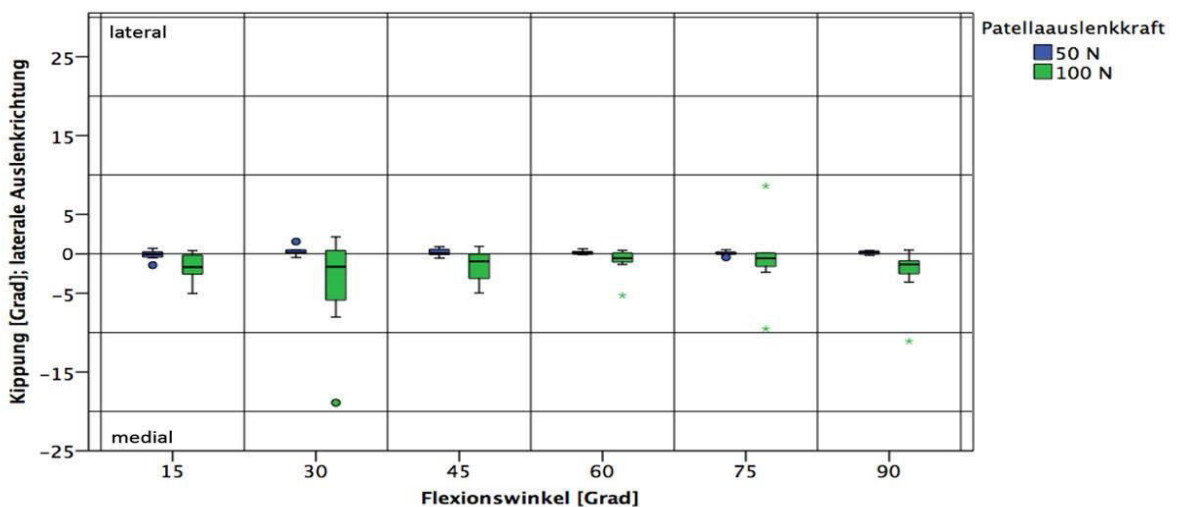


Abbildung 48: Kippung der Patella über einen Flexionswinkelbereich von 15°-90°. Die Quadrizepsgesamtkraft betrug 300 N und die Patella wurde nach lateral ausgelenkt.

3.6.4. Vergleich der Patellaauslenkkraft bei medialer Auslenkung

Im Vergleich zur Auslenkung nach lateral fällt auf, dass die Patellakippungen bei medialer Auslenkrichtung (Abbildung 49) zur Grundposition v.a. bei 15° (Patellaauslenkkraft 50 N: ca. 0,9°; Patellaauslenkkraft 100 N: ca. 3,5°) und 30° Flexion (Patellaauslenkkraft 50 N: ca. 0,4°; Patellaauslenkkraft 100 N: ca. 2,9°) etwas größer waren. Danach näherten sich die Patellakippungen der Grundposition weiter an, wobei hier äquivalent zur lateralen Auslenkung die Patellaauslenkkraft mit 50 N (etwa 0,1°) eine geringere Patellakippung als die Patellaauslenkkraft mit 100 N (etwa 0,3°) aufwies. Bei beiden Patellaauslenkkräften kippte die Patella – im Gegensatz zur lateralen Auslenkrichtung – nur in eine Richtung und zwar nach medial.

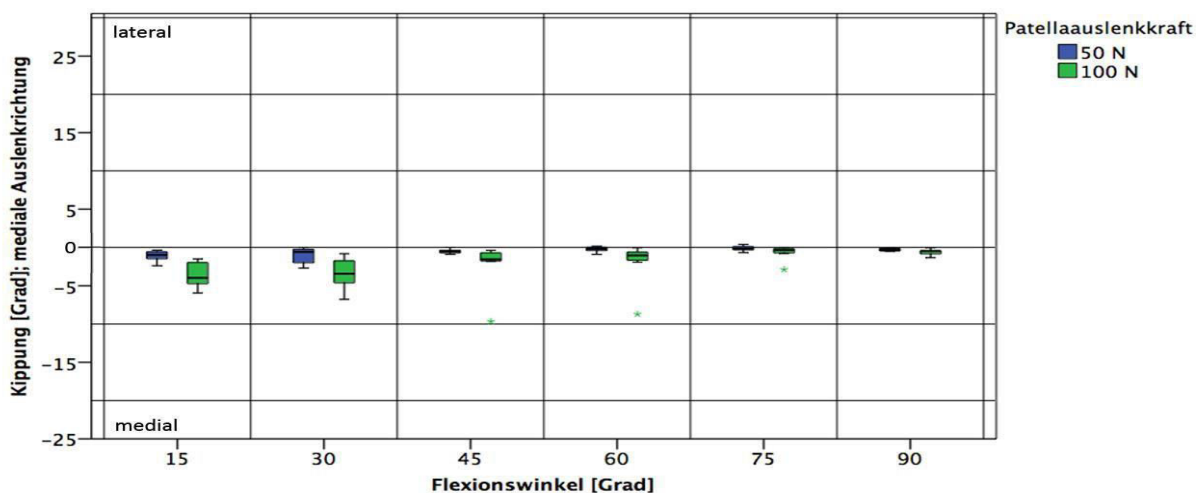


Abbildung 49: Kippung der Patella über einen Flexionswinkelbereich von 15°-90°. Die Quadrizepsgesamtkraft betrug 300 N und die Patella wurde nach medial ausgelenkt.

4. Diskussion

Das Krankheitsbild einer Patellaluxation gehört mit einer Inzidenz von 7 bis 43/100.000 Einwohnern pro Jahr [21, 24, 25] zu den häufigeren Kniegelenkserkrankungen. Eines der größten Probleme nach einer erstmalig aufgetretenen Patellaluxation/-subluxation – neben einer Beschädigung von Knorpeln, Knochen und Bändern – sind die häufig auftretenden chronischen Rezidive. Diese werden zwar von den meisten Patienten als weitaus weniger schmerzhaft wahrgenommen, dabei ist jedoch zu beachten, dass bei chronischer Luxation das Arthroserisiko steigt [16]. Da besonders junge Patienten von einer Patellaluxation betroffen sind, deren Alltag und sportliche Aktivitäten dadurch eingeschränkt sind, gilt es in ihrem Interesse ihre Lebensqualität auf einem hohen Niveau zu erhalten und das Risiko von chronischen Reluxationen zu minimieren.

Um die Patellastabilität nach einer Luxation/Reluxation wiederherzustellen, stehen verschiedene Methoden zur Auswahl. Eine konservative Therapie ist sinnvoll, wenn z.B. nur eine oder zwei Luxationen aufgetreten sind und keine erheblichen anatomischen Deformitäten oder osteochondralen Frakturen bei einem Patienten vorhanden sind. Bleibt eine konservative Therapie jedoch erfolglos oder ist sie von vornherein infolge des Ausmaßes der Verletzungen ausgeschlossen, müssen die Patienten operativ versorgt werden. Hierbei ist es wichtig individuell zu entscheiden, bei welchem Patienten welche Operation in Erwägung gezogen werden kann. Liegt bspw. eine Luxation aufgrund einer Trochleadysplasie vor, ist es eventuell sinnvoll diese operativ durch eine Trochleaplastik zu beseitigen, um der Patella damit ein besseres Gleiten in der Trochlea zu ermöglichen. Von einigen Autoren wird in den letzten Jahren aufgrund guter klinischer Ergebnisse eine MPFL-Operation bevorzugt empfohlen; auch wird die MPFL-Operation in vielen deutschen Kliniken von allen möglichen Operationstechniken bevorzugt eingesetzt [10, 16, 18, 21, 88, 105, 106]. Jedoch ist auch dieses Operationsverfahren nicht komplikationsfrei: Es treten u.a. Patellafrakturen und Beugedefizite auf [105, 107, 108]. Dies ist einer der Gründe, warum es wichtig erscheint in diesem Teilgebiet der Medizin weitere Forschungsanstrengungen zu unternehmen, damit aus neu gewonnenen Erkenntnissen neue Therapiestrategien

entwickelt werden können, um somit den wissenschaftlichen Fortschritt bzw. die Lebensqualität des Menschen weiter zu verbessern.

Nach der Implantation einer Knie totalendoprothese ist der anteriore Knieschmerz eine der häufigsten Ursachen für anhaltende Probleme von Patienten, wodurch die Lebensqualität dieser Patienten sinkt [109]. Eine Verbesserung von Knie totalendoprothesedesigns ist daher von immenser Bedeutung für die Patienten und die wissenschaftliche Forschung. Da sich diese Studie mit Patellabewegungen in einem nativen Gleitlager beschäftigt, können aus den neu gewonnenen Erkenntnissen Rückschlüsse auf neue Knie totalendoprothesedesigns geschlossen werden. Bei der Indikationsstellung zur Implantation einer Knie totalendoprothese muss entschieden werden, ob dies mit oder ohne einen Patellarückflächenersatz erfolgen soll. Dabei kann der anteriore Knieschmerz bei beiden Vorgehensweisen auftreten, weswegen das operative Vorgehen auch kontrovers diskutiert wird. Bei der Analyse verschiedener klinisch randomisierter Studien fanden Li et al. [110] heraus, dass das Risiko eines Patienten bei der Implantation eines Patellarückflächenersatzes bei Verwendung einer Knie totalendoprothese für eine erneuten Operation geringer war, als wenn kein Patellarückflächenersatz verwendet wurde. Die Patientenzufriedenheit war jedoch mit und ohne Patellarückflächenersatz gleich. Swan et al. [111] befassten sich in ihrer literarischen Zusammenfassung ebenfalls mit dem Nutzen der Implantation eines Patellarückflächenersatzes. Kritiker warnten vor den Komplikationen bei einem generellen Einsatz eines Patellarückflächenersatzes wie etwa einer möglichen Patellafraktur oder einer avaskulären Nekrose. Für Swan et al. [111] wäre es daher am sinnvollsten, wenn selektive Kriterien für Patienten entwickelt werden würden, nach welchen der Nutzen für die Verwendung eines Retropatellarersatzes individuell abgewogen werden könnte. Weitere Gründe für das Auftreten von Problemen können falsch ausgewählte Implantatgrößen oder z.B. Rotationsfehler der Femur- oder Tibiakomponente sein [109].

Beide Krankheitsbilder verdeutlichen, dass es hochinteressant ist sich mit der Patellabewegung in einem nativen Kniegelenk zu beschäftigen. Zahlreiche in-vivo-Studien [112-115] haben sich mit dem Themenbereich der Patellastabilität auseinandergesetzt. Dejour et al. [112] untersuchten in ihrer klinisch-radiologischen Studie an 190 Kniegelenken, wovon 143 bereits operiert waren, welches die Hauptgründe für eine Patellainstabilität sind. Als häufigste Ursache nannten sie eine Trochleadysplasie. Shih et al. [113] analysierten die mediolateralen Patellabewegungen in einer in-vivo-Studie an zehn Patienten mit Hilfe einer umgebauten Kniegelenksorthese. Ein Ultraschallbewegungsmesssystem, welches am Femur befestigt war, zeichnete die mediolaterale Patellabewegungen auf. Überprüft wurden die Patellabewegungen in den Flexionswinkeln zwischen 0° bis 90° im Sitzen, während einer Hockstellung und beim Laufen. Ihre Ergebnisse zeigten, dass sich die Patella während einer Hockstellung mit 1 bis 2 mm am meisten in lateraler Richtung bewegte. Des Weiteren bewegte sich die Patella bei einer Knieflexionsposition weniger nach lateral als bei einer Knieextensionsposition. In der nichtinvasiven in-vivo-Studie von Lin et al. [114] wurde auf die Bedeutung der Quadrizepsmuskulatur für die Patellabewegung eingegangen. Die Quadrizepsmuskulatur von 18 Kniegelenken wurde dabei mit Hilfe von elektrischen Stimulatoren kontrahiert. Bei einer Knieflexionsposition zeigte sich dabei, dass sich die Patellabewegung deutlicher durch eine Quadrizepskontraktion, im Vergleich zu einer Knieextensionsposition, reduzierte. Hierbei ist jedoch zu berücksichtigen, dass durch eine elektrische Stimulation nicht eine exakte Kraft auf einen Muskel aufgebracht werden kann. Bei einer hohen Anzahl an Messdurchläufen wie in unserer in-vitro-Studie hätte dies nicht ohne völlige Erschöpfung auf Patientenseite bewerkstelligt werden können, wobei dies nach einer gewissen Zeit allmählich zu einer erhöhten Fehlerrate geführt hätte.

In der in-vivo-Studie von Teitge et al. [115] wurde die Patella durch eine speziell entwickelte Apparatur ausgelenkt. 90 Patienten wurden für diese Studie in vier Gruppen auf Grundlage der klinischen Untersuchungen unterteilt: normal, laterale Instabilität, mediale Instabilität und multidirektionale Instabilität. Stress-Röntgenbilder bestätigten die klinischen Diagnosen bei

allen Patienten. Die Patellaauslenkung in mediolateraler Richtung war bei einem symptomatischen Kniegelenk um 4 mm größer als bei einem asymptomatischen Kniegelenk. Ein Problem dieser Studie war jedoch der geringe Flexionswinkelbereich von 30° bis 40°, in dem die Patellaauslenkung getestet wurde.

Der Vorteil von in-vivo-Studien ist, dass eine klinische Problematik besser erarbeitet werden kann. Ein Nachteil ist, dass Messungen am Patienten multifaktoriellen Einflüssen ausgesetzt sind. Dies zeigt den großen Nutzen bei der Verwendung von humanen Kniepräparaten in in-vitro-Studien, bei denen es ohne Probleme möglich ist, Versuche mit verschiedenen Flexionswinkeln und Quadrizepsgesamtkräften standardisiert und reproduzierbar durchführen zu können.

Ziel unserer in-vitro-Studie war es die mediolaterale Patellaauslenkung/-kipfung unter Variation verschiedenster Parameter wie unterschiedliche Flexionswinkel, Quadrizepsgesamtkräfte, Auslenkrichtungen und Kräfte der Auslenkung zu analysieren. Dafür wurde ein neuartiger Versuchsaufbau entwickelt. In den modifizierten Tübinger Kniekinemator wurden die Enden der humanen Kniepräparate (Femur und Tibia) zunächst vertikal fixiert. Danach konnten die Quadrizeps- und Hamstringmuskulatur durch fünf Servomotoren belastet werden. In unsere Studie wurden dabei nur linke humane Kniepräparate verwendet. Der Tübinger Kniekinemator ermöglichte es ebenfalls, dass die humanen Kniepräparate in einer 15°-Taktung in die Flexionswinkelbereiche zwischen 15° bis 90° gefahren werden konnten. Ein Industrieroboter lenkte die Patella mit einer vorher definierten Kraft in mediale oder laterale Richtung aus, ohne dabei ein aktives Drehmoment auf die Patella und deren Freiheitsgrade auszuüben. Damit der Industrieroboter an die Kniescheibe andocken konnte, wurden am äußeren Ende der Patella medial und lateral je eine Schraube angebracht. Die Bewegungen der Patella, also die Patellaauslenkung in mm und ihre Kippung in Grad, wurden dabei von einem Ultraschall-Bewegungsmesssystems aufgezeichnet. Für unsere Studie wurde die Kniegelenksmuskulatur in fünf Gruppen aufgeteilt: Drei davon waren Bestandteil der Quadrizeps- und zwei der Hamstringmuskulatur.

Dass in unserem experimentellen Aufbau das Aufzeichnen der Datensätze ausschließlich aus Beständen von linken humanen Kniepräparaten erfolgte, sorgte ebenfalls für eine vorteilhaftere Gegenüberstellung und spätere Kombination der Daten. Zebrisbewegungsmesssysteme wie bei unserem Versuchsaufbau kamen bereits in anderen in-vitro-Studien zum Einsatz [75, 116]. Es sollte dabei jedoch beachtet werden, dass bei in-vitro-Studien teilweise unterschiedliche anatomische Landmarken als Referenzierungspunkte gewählt wurden, weswegen ein Vergleich aus den gewonnenen Daten nicht immer ohne weiteres möglich ist. Most et al. [117] setzten sich in ihrer Studie mit dieser Problematik auseinander und gelangten zu der Erkenntnis, dass es große Unterschiede darin gibt, ob eine Koordinatensystemerstellung transepicondylär oder geometrisch zentral erfolgt. Letztlich ist für die Arbeitsgruppe um Most nichts gegen eines der beiden Verfahren einzuwenden, es muss bei der Analyse der gewonnenen Daten, die in in-vitro-Studien gesammelt werden, jedoch darauf geachtet werden, wie die Systeme, in denen die Daten aufgezeichnet werden, erstellt worden sind. V.a. muss es dafür eine klare Definition der Flexionsachsen geben.

Die Verwendung eines mit einem beweglichen Arm ausgestatteten Industrieroboters und einer 6-Komponenten-Kraftmessdose wurde ebenfalls bereits in unterschiedlichen In-vitro-Studien durchgeführt [118-120]. Unsere Kombination aus einem Industrieroboter und einem Kniekinemator ist in dieser Form jedoch noch nicht dagewesen und einmalig.

In diversen in-vitro-Studien [17, 18, 36, 37, 40, 57, 75, 92, 94-96, 116-121] wurden bereits humane Kniepräparate zur Erforschung der Patellabewegungen in der trochlearen Gleitgrube verwendet, indem unterschiedlichste Parameter auf die verschiedenste Art und Weise getestet wurden (Kapitel 1.5.4.). Bei der Herangehensweise der Aufteilung der Quadrizepsmuskulatur in den verschiedenen in-vitro-Studien gibt es ebenfalls Unterschiede. Die Arbeitsgruppe um Ostermeier [75] teilte die Quadrizepsmuskulatur überhaupt nicht auf, im experimentellen Setting von Sakai [93] wurde die Quadrizepsmuskulatur in vier Anteile separiert und bei

Christoforakis [40] ist die Quadrizepsmuskulatur in sechs unterschiedliche Gruppe aufgeteilt worden.

In den in-vitro-Studien von Farahmand [92] und Senavongse [17, 18, 94, 95] kamen modifizierte Materialprüfmaschinen zum Einsatz. Dabei wurden die humanen Kniepräparate horizontal in einer Materialprüfmaschine fixiert, während die laterale Seite der humanen Kniepräparate in kraniale Richtung blickte. Die Materialprüfmaschine konnte die humanen Kniepräparate in den Flexionswinkeln zwischen 0° und 90° bewegen. Bei Farahmand [92] wurden an den drei unterschiedlichen Quadrizepskomponenten (M. vastus medialis, M. vastus lateralis, M. vastus intermedius und M. rectus femoris) Flaschenzüge installiert, welche die Quadrizepsmuskulatur mit 20 N, 175 N und 350 N anzogen. Dabei wurde analysiert wie viel Kraft nötig war, um die Patella nach kranial in lateraler Richtung um 5 mm auszulenken. In den Flexionswinkeln zwischen 0° und 60° mussten für eine 5 mm-Auslenkung ähnliche Auslenkkräfte angewendet werden, ab einem Flexionswinkel $> 60^\circ$ musste die Auslenkkraft erhöht werden. Bei Senavongse [18] wurde die Quadrizepsmuskulatur in sechs Komponenten unterteilt (M. vastus intermedius, M. rectus femoris, M. vastus medialis [mit je einem M. vastus obliquus- und M. vastus longus-Anteil], M. vastus lateralis [mit je einem M. vastus obliquus- und M. vastus longus-Anteil]); diese wurden anschließend mit einer konstanten Kraft von 175 N angespannt. Des Weiteren wurde analysiert, wie viel Kraft aufgebracht werden musste, um die Patella um 10 mm nach medial oder nach lateral auszulenken. Dabei war die Kraft, die für eine laterale Auslenkung um 10 mm nötig war, stets geringer als die Kraft, die für eine mediale Auslenkung um 10 mm gebraucht wurde. Bei lateraler Auslenkung um 10 mm musste bei 0° Flexion mit 125 N, bei 20° Flexion mit 74 N und bei 90° Flexion mit 125 N Auslenkkraft ausgelenkt werden. In unsere Studie wurden keine Flaschenzüge mit Gewichten verwendet; die Quadrizepsmuskulatur wurde via Servomotoren angespannt. Auch wurde die Positionierung der einzelnen humanen Kniepräparate in unsere Studie anders gelöst: Die humanen Kniepräparate wurden vertikal fixiert, was zum einen physiologischer ist; zum anderen konnte die Patella somit auch problemlos ohne große Umbaumaßnahmen in mediale Richtung ausgelenkt werden. Ein weiteres Problem in der in-vitro Studie von Farahmand [92] war, dass die

Patella durch diesen Aufbau nicht gekippt oder rotiert werden konnte, weswegen Senavongse [18] den Versuchsaufbau weiter überarbeitete, indem ein bewegliches Kugellager zentral in der Patella fixiert wurde. Die Patella konnte nun nach anterior-posterior, nach proximo-distal sowie nach medio-lateral bewegt und zusätzlich gekippt und rotiert werden, wobei festgehalten werden muss, dass die Kippung und Rotation der Patella nicht analysiert wurden. Die Patella der einzelnen humanen Kniepräparate war jedoch fest mit diesen Kugellagern verbunden. Im Gegensatz dazu wurde die Patella der humanen Kniepräparate in unserer Studie, bis auf die seitlich angebrachten Referenzierungsschrauben, in ihrem nativen Zustand belassen. In unserer in-vitro-Studie wurde des Weiteren nicht die Kraft analysiert, die nötig war, um die Patella für eine bestimmte Distanz auszulenken, sondern die Patella wurde mit einer vorher fest gelegten Kraft von 50 N oder 100 N ausgelenkt. Im Anschluss daran wurde die Größe der Auslenkung und Kippung untersucht. Ein weiterer Vorteil gegenüber den genannten in-vitro-Studien ist, dass der Tübinger Kniekinemator sowohl Kinematik- als auch statische Patellastabilitätsmessungen durchführen kann. Bei der Verwendung ihrer Materialprüfmaschinen haben Farahmand [92] und Senavongse [18] nur statische Patellastabilitätsmessungen durchgeführt.

Die Ergebnisse der Reproduzierbarkeitsmessungen ergaben geringe unterschiedliche Werte in der Patellaauslenkung der einzelnen humanen Kniepräparate während der aufeinander folgenden Messtage (etwa 1 mm). Es waren keine Tendenzen an den unterschiedlichen Messtagen vorhanden; die Streuungen erfolgten zufällig (Knie 1: Messtag 1: ca. 3,6 mm; Messtag 2: ca. 4,1 mm; Messtag 3: ca. 3,7 mm; Messtag 4: ca. 3,5 mm). Somit konnte nachgewiesen werden, dass der neuartige Versuchsaufbau gut reproduzierbare Ergebnisse hervorbringt.

Um für eine hohe Reproduzierbarkeit zu sorgen, war es in unsere Studie von Vorteil, dass die Erstellung der Koordinatensysteme immer nach dem gleichen Verfahren und u.a. mit Hilfe eines Zebris Stylus Pointer erfolgen konnte. Die Anwendung dieses Pointers war unkompliziert, was letztlich wiederum für eine geminderte Fehlerrate sorgte. In der in-vitro-Studie von

Müller et. al. [116], in der ebenfalls der Tübinger Kniekinemator verwendet wurde, zeigte sich, dass die Messungen von linearen Bewegungen mit einer Präzision von 1 mm und bei rotierenden Bewegungen mit einer Präzision von 0,5° aufgezeichnet werden konnten.

Bei der Patellaauslenkung in Bezug zum Flexionswinkel war zu erkennen, dass die Patellaauslenkung mit steigendem Flexionswinkel sank, was bereits in anderen Studien festgestellt wurde [18, 92]. Dies hängt mit der Tatsache zusammen, dass sich bei einem steigenden Flexionswinkel die Kontaktfläche der Patella zu den Femurkondylen vergrößert [10] (Abbildung 4). Des Weiteren ist die Kraft, die aus den unterschiedlichen Kraftvektoren von Ligamentum patellae und M. quadrizeps femoris entsteht [11], mit dem die Patella in die trochlearen Gleitrinne gedrückt wird, bei höherer Flexion größer als bei einer Extension (Abbildung 7).

An den Ergebnissen unserer Studie war zu erkennen, dass es mit einer Erhöhung der Quadrizepskraft zu einer Verringerung der mediolateralen Patellaauslenkung kam (laterale Auslenkung: Quadrizepsgesamtkraft von 30 N: ca. 17,7 mm bei 15° Flexion; ca. 10,8 mm bei 90° Flexion; Quadrizepsgesamtkraft von 600 N: ca. 2,1 mm bei 15° Flexion; ca. 0,5 mm bei 90° Flexion; mediale Auslenkung: Quadrizepsgesamtkraft von 300 N: ca. 5,6 mm bei 15° Flexion; ca. 1,3 mm bei 90° Flexion; Quadrizepsgesamtkraft von 600 N: ca. 2,5 mm bei 15° Flexion; ca. 1,1 mm bei 90° Flexion).

Dies deckt sich mit den Ergebnissen aus der in-vitro-Studie von Senavongse [18], wobei anzumerken ist, dass hierbei – wie bereits erwähnt – die Auslenkkraft für eine Auslenkung um 10 mm angepasst werden musste. Mit Erhöhung der Quadrizepsgesamtkraft wird die Patella also ebenfalls vermehrt in die Trochlea hineingedrückt.

Die Durchführung von näherungsweise physiologisch an den Kraftverlauf angepassten Muskelkräften während der flexionswinkelabhängigen Quadrizepsgesamtkraftmessungen zeigte, dass sich deren Kraft mit steigendem Flexionswinkel erhöhte. Ein Vorteil dieser Versuchsdurchführung ist es, dass die Werte dieser Quadrizepsmuskelbelastungen eher der Situation im menschlichen Alltag entsprechen, als dies bei den statischen

Patellastabilitätsmessungen, bei denen es zu keiner Änderung der Quadrizepsmuskelbelastung während einer Kniebeuge kommt, der Fall ist. Mit Erhöhung der Quadrizepsmuskelbelastungen während einer Kniebeuge verringerte sich, deutlicher als bei den konstanten Quadrizepskräften der Patellastabilitätsmessungen, die Patellaauslenkung bzw. die Patellakippung (bei lateraler Auslenkung: ca. 14,6 mm bei 15° Flexion, steiler Abfall über alle Flexionswinkelbereiche, Minimum mit ca. 1,3 mm bei 90° Flexion).

Dies deckt sich mit klinischen Erfahrungsberichten, da die Patella häufig während sportlicher Aktivitäten in leichter Flexions-, Außenrotations- und X-Beinstellung luxiert [21, 26].

Ein weiterer interessanter Aspekt unserer Studie war die Untersuchung des Einflusses von symmetrischer bzw. asymmetrischer Muskellastverteilung in Abhängigkeit von variablen Quadrizepsgesamtkräften auf die Patellaauslenkung/-kipfung. Bei einer geringen Quadrizepsgesamtkraft von 150 N waren keine relevanten Unterschiede – weder bei medialer, noch bei lateraler Auslenkung – zwischen den drei unterschiedlichen Muskellasten (zentral, lateral, medial) feststellbar (laterale Auslenkung: ca. 10 mm bei 15° Flexion; ca. 7 mm bei 90° Flexion). Der Einfluss der statischen Stabilisatoren könnte zu groß und der der aktiven Stabilisatoren könnte zu gering gewesen sein. Bei lateraler Auslenkrichtung und einer Quadrizepsgesamtkraft von 300 N wurde die Patella bei lateraler Muskellast am weitesten (ca. 8,7 mm bei 30° Flexion) und bei medialer Muskellast am geringsten ausgelenkt (ca. 5,6 mm bei 15° Flexion; ca. 1,2 mm bei 90° Flexion).

Unser Ergebnis, dass eine vermehrte mediale Muskellast einen entscheidenden Vorteil gegenüber einer lateralen Patellalateralisation aufweist, wurde auch schon in vorherigen in-vitro-Studien untersucht bzw. festgestellt [93-95]. Der M. vastus medialis obliquus wird als wichtigster aktiver Stabilisator gegenüber einer lateralen Patellaluxation angesehen, weswegen ein physiologisches Training v.a. dieses Quadrizepsteilgebietes während einer konservativen Therapie anzustreben ist [10].

Bei medialer Auslenkungsrichtung und einer Quadrizepsgesamtkraft von 300 N befanden sich die Werte der Patellaauslenkungen aller drei

unterschiedlicher Muskellasten in etwa auf einem Niveau (etwa 6 mm bei 15° Flexion; etwa 3,5 mm bei 45° Flexion; etwa 2 mm bei 90° Flexion).

Die Variation der Auslenkrichtung ergab, dass es bei unterschiedlichen Quadrizepsgesamtkräften zu einer etwas größere Patellaauslenkung nach medial kam (Maximum ca. 16,9 mm bei 75° Flexion; laterale Auslenkung etwa 9,5 mm über alle Flexionswinkelbereiche).

Aus klinischer Sicht sind die Ergebnisse der medialen und lateralen Auslenkrichtung interessant, da eine Patellaluxation meist in lateraler Richtung stattfindet. In der in-vitro-Studie von Senavongse [18], bei der in 20° Flexionsstellung bei lateraler Auslenkung mit 74 N die Patella mit dem niedrigsten Kraftaufwand um 10 mm ausgelenkt wurde, zeigte sich die größte Patellainstabilität. In unserer Studie wurde dagegen, wie bereits erwähnt, die Patella mit 50 N oder 100 N nach mediolateral ausgelenkt; die Auslenkstrecke war also variabel. Jedoch muss beachtet werden, dass eine höhere/vereinfachte Auslenkbarkeit nicht mit einer vermehrten Luxationsneigung gleichgesetzt werden darf. Der laterale und mediale Anteil der Trochlea femoris sind anders aufgebaut: Die mediale Facette ist flacher, wodurch eine höhere Beweglichkeit der Patella ermöglicht wird. Die laterale Gelenkfläche dagegen ist im euplastischen Zustand steiler [3]; somit ist die Beweglichkeit der Patella eingeschränkt. Die Patella luxiert erst bei einer abgeflachten lateralen Facette oder bei einem hohen Kraftaufwand, der dafür sorgt, dass die Patella über den steilen lateralen Anteil der Trochlea femoris bewegt wird.

Im Vorfeld der Experimente wurden die humanen Kniepräparate auf mögliche Beschädigungen wie Kapselverletzungen oder Streckdefizite überprüft. Diese hätten zu einem Ausschluss des jeweiligen Präparates aus der Studie geführt, denn es bestand dadurch die Möglichkeit, dass unnatürliche Kniebewegungen aufgezeichnet werden. Des Weiteren ist bekannt, dass eine laterale Patellaluxation meist durch anatomische Vorschädigungen wie etwa einer Trochleadysplasie hervorgerufen wird. Daher hätte eine vorhandene Trochleadysplasie ebenfalls zu einem Ausschluss eines betroffenen humanen Kniepräparates geführt.

Die Patella kippte bei lateraler Auslenkung und einer Quadrizepsgesamtkraft von 30 N nach lateral (ca. $10,1^\circ$ bei 15° Flexion; ca. $1,2^\circ$ bei 90° Flexion), und bei medialer Auslenkung kippte die Patella nach medial (ca. $-3,8^\circ$ bei 15° Flexion; ca. $-5,2^\circ$ bei 90° Flexion). Mit Erhöhung der Quadrizepsgesamtkraft auf 150 N kippte die Patella bei lateraler Auslenkrichung nach medial (ca. 0° bei 15° Flexion; ca. $-6,1^\circ$ bei 90° Flexion), bei medialer Auslenkrichung kippte sie weiterhin nach medial (ca. $-3,9^\circ$ bei 15° Flexion; ca. $-2,2^\circ$ bei 90° Flexion). Dies könnte mit dem Q-Winkel-Effekt zusammenhängen, der dafür sorgt, dass die Patella lateralisiert wird (Kapitel 1.1.3.2.). Dadurch wird die Patella bei steigender Quadrizepsgesamtkraft vermehrt gegen die steile laterale Facette der Trochlea gedrückt, wodurch sie letztlich nach medial kippt. Die mediale Facette der Trochlea ist dagegen flacher, weswegen die Patella auch bei Erhöhung der Quadrizepsgesamtkraft nach medial kippt.

Mit einer größer werdenden Auslenkkraft wurde die Patella v.a. in Nähe der Extension stärker ausgelenkt und gekippt (bei 15° Flexion: Patellaauslenkkraft 50 N: etwa 0,9 mm; Patellaauslenkkraft 100 N: Maximum ca. 6,7 mm; bei 15° Flexion: Patellaauslenkkraft 50 N: ca. $0,9^\circ$; Patellaauslenkkraft 100 N: ca. $3,5^\circ$). Dieses Ergebnis deckt sich mit weiteren Studien, wobei anzumerken ist, dass die Patellastabilitätsmessungen in den meisten anderen Studien, wie bereits erarbeitet, anders vonstattengingen: Es wurde bei unterschiedlichen Flexionswinkeln und Quadrizepskräften analysiert, wie viel Kraft nötig ist, um die Patella um 10 mm in mediale oder laterale Richtung auszulenken [18, 57, 121].

Obwohl unser Versuchsaufbau viele Vorteile bietet, wie etwa das Fixieren der humanen Kniepräparate in horizontaler und somit in einer physiologischen Position oder die minimal-invasive Patellaauslenkung durch einen Industrieroboter, gibt es auch Kritikpunkte.

Die Tatsache, dass das Krankheitsbild einer Patellainstabilität vornehmlich bei jungen Frauen auftritt [24], deckt eine Schwachstelle dieser Studie auf. Die meisten Körperspender waren männlich und alle Spender lagen bezüglich des Alters Jahrzehnte über einem Ersterkrankungsereignis einer Patellaluxation. Ebenfalls konnte nicht auf die These eingegangen werden,

dass die hispanische Ethnie eine verstärkte Patellastabilität gegenüber der afroamerikanischen und kaukasischen Ethnie aufweist [19], da alle bereitgestellten humanen Kniepräparate dieser Studie von Kaukasiern stammten. Bei beiden Punkten ist jedoch zu beachten, dass die Mehrzahl der Bevölkerung der USA kaukasischer Abstammung ist (die humanen Kniepräparate stammten aus den USA) und die Anzahl von Personen, die mit einem Lebensalter von unter 20 Jahren versterben und vorher darüber nachgedacht haben, ihren Körper nach ihrem Ableben für die wissenschaftlichen Forschung bereit zu stellen, relativ überschaubar sein dürfte.

Begonnen wurden die Messungen erst ab einem Flexionswinkel von 15°. Dies war der Tatsache geschuldet, dass es die Befürchtung gab die humanen Kniepräparate bei einer möglichen Hyperextension von $< 0^\circ$ zu beschädigen. Ein zu diskutierender Umstand ist die Aufteilung der Quadrizepsmuskulatur in drei unterschiedliche Komponenten, da dies einen Unterschied in der Herangehensweise zu anderen In-vitro-Studien bedeutete [18, 57, 75, 92-95, 121]. Außerdem wurde während der Präparation der humanen Kniepräparate der M. tractus iliotibialis entfernt. Merican et al. [121] untersuchten in ihrer in-vitro-Studie die mediolaterale Patellaverschiebbarkeit an 14 humanen Kniepräparaten und teilten die Quadrizepsmuskulatur dabei in fünf unterschiedliche Komponenten auf; sie belasteten ebenfalls den M. tractus iliotibialis. Ihr Hauptaugenmerk bei den Patellastabilitätsmessungen lag dabei auf der Analyse des Einflusses des M. tractus iliotibialis, der bei 60° Flexion zu einer Reduzierung der Patellauslenkung um 25 % führte. Anzumerken ist jedoch, dass nicht unbedingt die Aufteilung der Quadrizepsmuskulatur in unterschiedliche Komponenten entscheidend ist, sondern dass die Quadrizepsmuskulatur die Patella in die trochleare Gleitrinne hineindrücken kann.

Die Ergebnisse zeigen, dass der neuartige Versuchsaufbau gute Resultate lieferte. Somit kann unsere in-vitro-Studie entscheidend für zukünftige Untersuchungen von operativen Techniken zur Stabilisierung der Patella im biomechanischen Labor der Eberhard Karls Universität zu Tübingen dienen. Neue in-vitro-Studien, die sich mit dem Thema einer MPFL-Operation oder

einer Trochleaplastik beschäftigen, wären interessant. Des Weiteren könnte die Analyse unserer Daten zu einer Verbesserung der Gestaltung von Knie totalendoprothesen herangezogen werden – ein Forschungsgebiet, welches aufgrund des demografischen Wandels immer wichtiger wird.

5. Zusammenfassung

Die Patellaluxation gehört zu den häufigeren Kniegelenkserkrankungen bei jungen Patienten. Im klinischen Alltag luxiert die Patella bei geringem Flexionswinkel, da die Kontaktfläche zum Gleitlager noch zu klein und der Anpressdruck noch zu gering ist. Retropatellare Beschwerden/anteriorer Knieschmerz sind ein häufig auftretendes persistierendes Problem älterer Patienten nach der Implantation einer Knieendtotalprothese.

Ein valides experimentelles Setting und reproduzierbare in-vitro-Studien sind in diesen Bereich daher notwendig, um diese multifaktoriellen Krankheitsbilder unter standardisierten experimentellen Bedingungen zu analysieren und verschiedene operative Therapiemaßnahmen unter experimentellen Bedingungen evaluieren zu können.

Ziel dieser Studie war es objektiver Daten der Patellabewegungen zu gewinnen. Dafür wurde ein neuartiger Versuchsaufbau entwickelt. In den modifizierten Tübinger Kniekinemator wurden die humanen Kniepräparate zunächst vertikal fixiert, danach konnten die Quadrizeps- (zwischen 30 N, 150 N, 300 N und 600 N variiert) und Hamstringmuskulatur (konstant mit 20 N) via Servomotoren belastet werden. Der Tübinger Kniekinemator ermöglichte es ebenfalls, dass die humanen Kniepräparate in die Flexionswinkelbereiche zwischen 15° bis 90° bewegt werden konnten. Ein Industrieroboter der Firma Kuka lenkte die Patella mit 50 N bzw. 100 N in die mediale oder laterale Richtung aus. Die Patellaauslenkung in mm und ihre Kippung in Grad wurden dabei von einem Zebris Ultraschall-Bewegungsmesssystem aufgezeichnet.

Anhand der geringen Unterschiede bei der Patellaauslenkung während der unterschiedlichen Messtage bei den einzelnen humanen Kniepräparaten unter den gleichen Messbedingungen wurde die Reproduzierbarkeit des neuartigen Versuchsaufbaus nachgewiesen (etwa 1 mm).

In unserer Studie verringert sich die Patellaauslenkung/-kippung mit Erhöhung der Quadrizepsgesamtkraft und der Flexionswinkel (Quadrizepsgesamtkraft von 30 N: ca. 17,7 mm bei 15° Flexion; ca. 10,8 mm bei 90° Flexion; Quadrizepsgesamtkraft von 600 N: 2,1 mm bei 15° Flexion; 0,5 mm bei 90° Flexion).

Bei den nahezu physiologisch an den Kraftverlauf angepassten Muskelkräften der flexionswinkelabhängigen Quadrizepsgesamtkraftmessungen war zu erkennen, dass sich deren Kraft mit steigendem Flexionswinkel erhöht. Ebenfalls war bei diesen zu sehen, dass sich die Patellaauslenkungen/-kippungen mit steigendem Flexionswinkel stärker als bei den konstanten Muskelkräften verringerte (bei lateraler Auslenkringung: ca. 14,6 mm bei 15° Flexion, ca. 1,3 mm bei 90° Flexion; ca. 7,7° bei 15° Flexion; ca. 1,8° bei 30° Flexion; ca. -3,1° bei 45° Flexion).

An unseren Daten ist zu erkennen, dass bei lateraler Auslenkringung und medialer Muskellast die Patellaauslenkung am geringsten gewesen ist (ca. 5,6 mm bei 15° Flexion; ca. 1,2 mm bei 90° Flexion), während sie bei lateraler Muskellast am größten war (ca. 8,7 mm bei 30° Flexion). Dies unterstützt die klinischen Erfahrungen, dass das Kräftigen des M. vastus medialis ein wichtiges Element bei der konservativen Therapie nach Patellaluxation/-subluxation darstellt.

Bei medialer Auslenkringung wiesen die Patellaauslenkungen bei den drei unterschiedlichen Muskellasten keine großen Unterschiede auf (etwa 6 mm bei 15° Flexion; etwa 3,5 mm bei 45° Flexion; etwa 2 mm bei 90° Flexion).

In unserer Studie war die Patellaauslenkung bei symmetrischer Muskellast und medialer Auslenkringung (v.a. bei Erhöhung der Quadrizepskraft) größer als bei lateraler Auslenkringung (durchschnittlich etwa 9,5 mm bei lateraler Auslenkringung; maximal ca. 16,9 mm bei medialer Auslenkringung und 75° Flexion).

Die Patella kippte bei lateraler Auslenkung und einer Quadrizepsgesamtkraft von 30 N nach lateral (ca. 10,1° bei 15° Flexion; ca. 1,2° bei 90° Flexion), und bei medialer Auslenkung kippte die Patella nach medial (ca. -3,8° bei 15° Flexion; ca. -5,2° bei 90° Flexion). Mit Erhöhung der Quadrizepsgesamtkraft auf 150 N kippte die Patella bei lateraler Auslenkringung nach medial (ca. 0° bei 15° Flexion; ca. -6,1° bei 90° Flexion), bei medialer Auslenkringung kippte sie weiterhin nach medial (ca. -3,9° bei 15° Flexion; ca. -2,2° bei 90° Flexion). Die Erhöhung der Patellaauslenkkraft von 50 N auf 100 N in unserer Studie sorgte für größere Patellaauslenkungen/-kippungen (Patellaauslenkkraft 50 N: etwa 0,9 mm; Patellaauslenkkraft 100 N: Maximum ca. 6,7 mm bei 15°

Flexion; Bei 15° Flexion: Patellaauslenkkraft 50 N: ca. 0,9°; Patellaauslenkkraft 100 N: ca. 3,5°).

Zusammenfassend lieferte der neuartige Versuchsaufbau somit gut reproduzierbare Ergebnisse. Die Patellaauslenkung/-kippung sank mit steigender Quadrizepsgesamtkraft und mit steigendem Flexionswinkel. Eine vermehrt mediale Muskellast wirkte der Patellaauslenkung/-kippung mehr als eine vermehrte laterale Muskellast entgegen. Dies unterstützt die klinischen Erfahrungen, dass das Kräftigen des M. vastus medialis ein wichtiges Element bei der konservativen Therapie nach Patellaluxation/-subluxation darstellt. Bei lateraler Patellaauslenkrichtung war die Patellaauslenkung geringer als bei medialer Patellaauslenkrichtung. Mit steigender Quadrizepsmuskelbelastung kippte die Patella bei lateraler Auslenkrichtung nach medial. Eine Erhöhung der Auslenkkraft sorgte für eine verstärkte Patellaauslenkung/-kippung.

6. Literaturverzeichnis

1. Bommas-Ebert U., Teubner P., Voß R. Anatomie und Embryologie. 3. Aufl. Stuttgart: Georg-Thieme-Verlag; 2011.
2. Ausmüller G., Aust G., Doll A. Duale Reihe Anatomie. 2. Aufl. Stuttgart: Georg-Thieme-Verlag; 2010.
3. DocCheck – Dein Social Medwork. Gelenke.
<http://flexikon.doccheck.com/de/Gelenk> (besucht am 13.01.2016).
4. Kohn D., Orthopädie und Orthopädische Chirurgie: Knie. Stuttgart: Georg-Thieme-Verlag; 2005.
5. Ludolph E., Schröter F., Krumbiegel A, Hempfling H. Patella-luxation; Kniescheibenverrenkung. Ärztekammer BW 05/2014; MED SACH 110 5/2014; p212-33.
6. Anderhuber F., Pera F., Streicher J. Waldeyer Anatomie des Menschen. 19. Aufl. Berlin: Walter DeGruyter GmbH&CoKg; 2012.
7. Hirt B., Seghan H., Wagner M., Zumhasch R. Anatomie und Biomechanik der Hand. 3. Aufl. Stuttgart: Georg-Thieme-Verlag; 2014.
8. Hepp W.R., Locher H.A. Orthopädisches Diagnostikum. 8. Aufl. Stuttgart: Georg-Thieme-Verlag; 2014.
9. Hepp W.R. Zur Bestimmung der Dysplasie der Femoror-Patellargelenkes, Z. Orthop. Unfall.; 1982; F.Enke-Verlag Stuttgart; 120(3):259-67.
10. Frosch S., Balcarek P., Walde T.A., Schuttrumpf J.P., Wachowski M.M., Ferleman K.G., Sturmer K.M., Frosch K.H., Die Therapie der Patellaluxation: eine systematische Literaturanalyse. Z. Orthop. Unfall; 2011. 149(6): 630-45.
11. Diemer F., Sutor V. Praxis der medizinischen Trainingstherapie. Stuttgart: Georg-Thieme-Verlag; 2007.
12. Kapandji I.A. Funktionelle Anatomie der Gelenke, Schematisierte und kommentierte Zeichnungen zur menschlichen Biomechanik. 4. Aufl., Stuttgart: Georg-Thieme-Verlag; 2006.
13. Cicuttini F., Wluka A., Hankin J. Wang Y. Longitudinal study of the relationship between knee angle and tibiofemoral cartilage volume in subjects with knee osteoarthritis. Rheumatology (Oxford); 2004; 43(3): 321-24.

14. Cerejo R., Dunlop D.D., Cahue S., Channin D., Song J., Sharma L. The influence of alignment on risk of knee osteoarthritis progression according to baseline stage of disease. *Arthritis Rheum*; 2002; 10(46): 2632-2636.
15. Lobenhoffer P., van Heerwaarden R., Agneskirchner J.D. Kniegelenknahe Osteotomien, Indikation-Planung-Operationstechniken mit Plattenfixateuren. 2. Aufl. Stuttgart: Georg-Thieme-Verlag; 2014.
16. Schmelting A. Aktuelle Aspekte der patellofemorale Instabilität. *SFA - ARTHROSKOPIE AKTUELL*. 23:1-28; 2010.
17. Senavongse W., Amis A.A. The effects of articular, retinacular, or muscular deficiencies on patellofemoral joint stability. *J Bone Joint Surg Br*; 87 (4): 577-582; 2005.
18. Senavongse W., Farahmand F., Jones J., Andersen H., Bull A.M.L., Amis A.A. Quantitative measurement of patellofemoral joint stability: force-displacement behavior of the human patella in vitro. *J Orthop Res*; 21(5):780-6; 2003.
19. Waterman B.R., Belmont P.J., Owens B.D. Patellar dislocation in the United States: role of sex, age, race, and athletic participation. *J Knee Surg*; 25 (1):51-7; 2012.
20. Kusma M., Q-Winkel. *Lexikon Orthopädie und Unfallchirurgie*. Berlin: Springer Medizin; 2010.
21. Schaller C., Kusche H., Gutsfeld P., Bühren V. Differenzierte Behandlung der Patellaluxation im Adoleszentenalter. *Trauma und Berufskrankheiten*. 17(1):192-200; 2015.
22. Larsen C., Hende P. Füße in guten Händen – Spiraldynamik – programmierte Therapie für konkrete Resultate. 3. Aufl. Stuttgart: Georg-Thieme-Verlag; 2014.
23. Imhoff A.B., Baumgartner R., Linke R.D. *Checkliste Orthopädie*. 3. Aufl. Stuttgart: Georg-Thieme-Verlag; 2006.
24. Fithian, D.C., Paxton E.W., Stone M.L, Silva P., Davis D.K., Elias D.A., White L.M. Epidemiology and natural history of acute patellar dislocation. *Am J Sports Med*. 32(5): 1114-21; 2004.
25. Goodwin D., Postma W. Patellar instability. *OA Sports Medicine*; 1(1): 5; 2013.
26. Hefti F. *Kinderorthopädie in der Praxis*. 2. Aufl. Berlin: Springer-Medizin; 2015.

27. Atkin D.M., Fithain D.C., Marangi K.S., Stone M.L., Dobson B.E., Mendelsohn C. Characteristics of patients with primary acute lateral patellar dislocation and their recovery within the first 6 month of injury. *Am J Sports Med*; 28(4): 472-479; 2000.
28. ICD-10-Code M22.-Krankheiten der Patella
29. Wirth C.J., Mutschler W.E., Kohn D. Facharztprüfung Orthopädie und Unfallchirurgie: 1000 kommentierte Prüfungsfragen. 2. Aufl. Stuttgart: Georg-Thieme-Verlag; 2014.
30. Weinberg A.M., Schneidmüller D. Unfallchirurgie bei Kindern, Kompendium der Kindertraumatologie, Köln: Deutscher-Ärzte-Verlag; 2010.
31. Pförringer W., Die Patella aus orthopädischer und sportmedizinischer Sicht. Stuttgart: Schattauer-Verlag; 2005.
32. <http://klinikum.uni-muenster.de/index.php?id=6062> (vom 05.01.2016)
33. Dejour D., Le Coultre B. Osteotomies in patello-femoral instabilities. *Sports Med Arthrosc*; 2007; 15(1):39-46.
34. Ruchholtz S., Wirtz D.C. Orthopädie und Unfallchirurgie. 2. Aufl. Stuttgart: Georg-Thieme-Verlag; 2013.
35. Duncan S.T., Noehren B.S., Lattermann C. The role of Throchleoplasty in Patellofemoral Instability. *Sports Med Arthrosc*; 2012; 20(3):171-80.
36. Zaffagnini S., Colle F., Lopomo N., Sharma B., Bignozzi S., Dejour D., Marcacci M. The influence of medial patellofemoral ligament on patellofemoral joint kinematics and patellar stability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*; 2013; 21(9): 2164-71.
37. Hautamaa P.V, Fithian D.C., Kaufman K.R., Daniel D.M., Pohlmeier A.M. Medial soft tissue restraints in lateral patellar instability and repair. *Clin Orthop Relat Res* 1998;(349):174-182.
38. Erasmus P.J. Das mediale patellofemorale Ligament - Funktion, Verletzung und Therapie. *Der Orthopäde*; 2008; 37(9): 858-63.
39. Nelitz M., Williams S.R. Anatomic Reconstruction of the Medial Patellofemoral Ligament in Children and Adolescents Using a Pedicled Quadriceps Tendon Graft. *Arthrosc Tech*; 2014; 3(2): 303-08.
40. Christoforakis J., Bull A.M.J., Strachan R.K., Shymkiw R., Senavongse W., Amiss A.A. Effect of lateral retinacular release on the lateral stability of the patella. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*; 2006;14(3): 273-77.
41. Steensen R.N., Bentley J.C., Trinh T.Q., Backes J.R., Wiltfong R.E. The Prevalence and Combined Prevalences of Anatomic Factors Associated

- With Recurrent Patellar Dislocation A Magnetic Resonance Imaging Study. Am J Sports Med; 2015; 43(4):921-27.
42. Phillips C.L., Silver D.A.T., Schranz P.J., Mandalia V. The measurement of patellar height a review of the methods of imaging. J Bone Joint Surg [Br]; 2010; 92B(8):1045-53.
43. Krödel A., Refior H.J. Die Patellaluxation als Ursache osteochondraler Frakturen im femoropatellaren Gleitlager, Unfallchirurgie; 1990; 16(1):12-17.
44. Arendt E.A., Fithiam D.C., Cohen E. Current concepts of lateral patella dislocation. In Clin Sports Med; 2002; 21(3):499-519.
45. <http://www.gvle.de/kompendium/knie/0101/0020.html> (vom 03.11.2014)
46. Weinberg A.M., Tscheren H. Unfallchirurgie im Kindesalter - 2 Unterextremität Körperhöhlen - Besonderheiten des kindlichen Skelettes. Berlin: Springer-Medizin; 2006.
47. Petersen W. Das patellofemorale Schmerzsyndrom, Orthopädische Praxis; 2010; 46.
48. Kusma M., Chondromalacia patellae. Lexikon Orthopädie und Unfallchirurgie. Berlin: Springer Medizin; 2010.
49. Clusmann H., Heidenreich A., Pullua N., Pape H.C., Tingart M., Chirurgie in 5 Tagen. Heidelberg: Springer-Medizin; 2012.
50. Bischoff H.P., Heisel J., Locher H., Praxis der konservativen Orthopädie. Stuttgart: Georg-Thieme-Verlag; 2007.
51. Herold G. Innere Medizin 2012. Köln: Dr.med.GerdHerold, Arzt für Innere Medizin/Arbeitsmedizin; 2012.
52. Tibesku C.O., Pässler H.H. Jumper's knee - eine Übersicht. Sportverletz Sportschaden; 2005; 19(2):63-71.
53. Kujala U.M., Jaakkola L.H., Koskinen S.K., Taimela S., Hurme M., Nelimarkka O. Scoring of patellofemoral disorders. Arthroscopy; 1993, 9:159-63.
54. Stukenborg-Colsman C., Wirth C.J. Patellofemorale Schmerzen. Orthop Unfallchir; 2008; 3(4): 277-88.
55. Ostermeier S., Becher C. Vorderes Knieschmerzsyndrom, Patellofemoraler Schmerz – Patellare Instabilität. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag; 2011.

56. Aglietti P., Pisaneschi A., De Biase P. Recurrent dislocation of patella: three kinds of surgical treatment. *Ital J Orthop Traumatol*; 1992;18(1): 25-36.
57. Merican A.M., Kondo E., Amis A.A. The effect on patellofemoral joint stability of selective cutting of lateral retinacular and capsular structures. *J Biomech*; 2009; 42(3): 291-96.
58. Yamamoto R.K. Arthroscopic repairs of the medial retinaculum and capsule in acute patellar dislocation. *Arthroscopy*; 1986; 2(2): 125-13.
59. Rillmann P., Fischer A., Berbig R., Holzach P. Arthroscopic repair of the medial retinaculum after first time dislocation of the patella, *Unfallchir*; 1999; 102 (3):167-172.
60. Cerciello S., Lustig S., Costanzo G., Neyret P. Medial retinaculum reefing for the treatment for patellar instability, *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*; 2013; 22(10): 2505-12.
61. Rudert M., Edlich P., Wirth C.J. Zügelungsoperation nach Insall bei Luxation oder Subluxation der Patella, *Operat Orthop Traumatol*; 2001; 13, (4): 272-81.
62. Krämer K., Jani L. Die Operation nach Elmslie-Trillet. *Operat Orthop Traumatol*; 1991; 3(1):38-48.
63. Kusma M. Die Operation nach Elmslie-Trillet. *Lexikon Orthopädie und Unfallchirurgie*. Berlin: Springer Medizin; 2010.
64. Martinek V., Imhoff A.B. Tibiale Umstellungsosteotomie am Kniegelenk – Renaissance eines klassischen Verfahrens? *Dtsch z sports med*; 2003; 56(3): 229-32.
65. Schmitt H., Korrekturosteotomie am distalen Femur. *ATOSnews*; 2013;22: 15-17.
66. Von Engelhardt L.V., Jerosch J. Patellainstabilität bei Trochleadysplasie, Diagnostik und Behandlungsmöglichkeiten. *OUP*; 2015; 6: 308-14.
67. Dirisamer F., BHS Linz, Trochleoplastik, Interview, *Ärzte Woche*; 49/2012, Springer-Verlag.
68. Rhee S.J., Pavlou G., Oakley J., Barlow D., Haddad F. Modern management of patellar instability. *Int Orthop*; 2012; 36(12): 2447-56.
69. Benedetto K.P. Ergebnisse des Tuberositastransfers bei Patellainstabilität. *Arthroskopie*; 2005; 18(4): 301-07.

70. Gerad F., Migaud H., Gougeon F., Duquennoy A. The long-term results of tibial tubercle transfer for patellar instability. *ejost* ;1997; 7(1): 33-36.
71. Zeichen J., Lobenhoffer P., Bosch U., Friedemann K., Tscherne H. Medium-term results of the operative treatment of patellar dislocation by the Insal method of proximal realignment. *Der Unfallchirurg*; 1998; 101(6): 446-53.
72. Schöttle P.B., Scheffler S.U., Schwarck A., Weiler A. Arthroscopic medial retinacular repair after patellar dislocation with and without underlying trochlear dysplasia: A preliminary report. *Arthroscopy*; 2006; 22(11): 1192-98.
73. Panagiotopoulos E., Strzelczyk P., Hermann M., Scuderi G. Cadaveric study on static medial patellar stabilizers: the dynamizing role of the vastus medialis obliquus on medial patellofemoral ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*; 2006; 14(1): 7-12.
74. Duchman K.R., DeVries N.A., McCarthy M.A., Kuiper J., Grosland N., Bollier M. Biomechanical Evaluation of Medial Patellofemoral Ligament Reconstruction. *Iowa Orthop J*; 2013; 33:64-69.
75. Ostermeier S., Holst M., Bohnsack M., Hurschler C., Stuckenberg-Colsman C., Wirth C.J. In vitro measurement of patellar kinematics following reconstruction of the medial patellofemoral ligament, *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*; 2007; 15(3):276-285.
76. Carmont M.R., Maffulli N. Medial patellofemoral ligament reconstruction: a new technique. *BMC Musculoskeletal Disord*; 2007; 8:22.
77. Cossey A.J., Paterson R. A new technique for reconstructing the medial patellofemoral ligament. *The Knee*; 2005; 12(2): 93-98.
78. Panagopoulos A, van Niekerk L, Triantafillopoulos IK, Patil P. Reconstruction of medial patellofemoral ligament (MPFL) for post traumatic patellar instability. *Injury Int J Care Injured*; 2007; 38: 134-135.
79. Schöttle P., Beitzel K., Imhoff A., Die kindliche Patellaluxation, Anatomie, Pathomorphologie und Behandlungsstrategien, *Arthroskopie*; 2009; 22(1):51-59.
80. Slomka G. Das neue Aerobic Training. 7. Aufl. Aachen: Meyer&Meyer-Verlag; 2007.
81. https://www.youtube.com/watch?v=5_815yZwnCQ (vom 04.02.2016).
82. Regalado G., Lintula H., Kokki H., Kröger H., Väättäin U., Eskelien M. Six-year-outcome after non-surgical versus surgical treatment of acute primary patellar dislocation in adolescents: a prospective randomized trial, *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*; 2016; 24(1): 6-11.

83. Petri M., Lidokais E., Hofmeister M., Despang F.J., Maier M., Balcarek P., Voigt C., Hassper C., Zeichen J., Stengel D., Krettek C., Frosch KH, Lill H., Jagodzinski M. Operative vs conservative treatment of traumatic patella dislocation: results of a prospective randomized controlled clinical trial. *Arch Orthop Trauma Surg*; 2013 ;133(2):209-13.
84. Nikku R., Nietosvaara Y., Kallio P.E., Aalto K., Michelsson J.E. Operative versus closed treatment of primary dislocation of the Patella. Similar 2-years results in 125 randomized patients; *Acta Orthop Scand*; 1997;68(5):419-23.
85. Nikku R., Nietosvaara Y., Aalto K., Kallio P.E. Operative treatment of primary patellar dislocation does not improve medium-term outcome: A 7-year follow-up report and risk analysis of 127 randomized patients, *Acta Orthop*; 2005;76(5):699-704.
86. Jain N.P., Khan N., Fithian D.C. A treatment algorithm for primary patellar dislocations. *Sports Health*; 2011; 3(2): 170-74.
87. Stefancin J.J., Parker R.D. First-time traumatic patellar dislocation, A systematic review, *Clin. Orthop. Relat. Res*; 2007; 455: 93-101.
88. Hohlweck J., Quack V., Arab D., Sprec C., Tingart M., Lüring C., Rath B. Aktuelle diagnostische und therapeutische Vorgehensweise bei der primären und rezidivierenden Patellaluxation – Analyse einer bundesweiten Umfrage und der aktuellen Literatur. *Z Orthop Unfall*; 2013; 151(4): 380-88.
89. Kirsten K.H., Bock P. Gelenkpunktat. *Lexikon Orthopädie und Unfallchirurgie*. Berlin: Springer Medizin; 2010.
90. Colvin A.C., West R.V., Patellar instability. *J Bone Joint Surg Am*; 2008; 90(12):2751-62.
91. Greiwe R.M., Saifi C., Ahmad C.S., Gardner T.R. Anatomy and Biomechanics of Patellar Instability. *Oper Tech Sports Med*; 2010; 18(2): 62-67.
92. Farahmand F., Tahmasbi M.N., Amis A.A. Lateral force displacement behaviour of the human patella and its variation with knee flexion – a biomechanical study in vitro. *Journal of Biomechanics*; 1998;31(12):1147-52.
93. Sakai N., Luo Z.P., Rand J.A., An K.N. The influence of weakness in the vastus medialis oblique muscle on the patellofemoral joint: an in vitro biomechanical study, *Clin Biomech (Bristol, Avon)*; 2000;15(5):335-339.
94. Senavongse W, Amis AA. The effects of articular, retinacular, or muscular deficiencies on patellofemoral joint stability - A biomechanical study in vitro. *Journal Bone Joint Surgery [BR]*; 2005;87B(4):577–582.

95. Senavongse W, Tantisatirapong S. Patellofemoral Joint Instability: A Biomechanical Study. *IJABME.*; 2008;1(1):61–64.
96. Amis AA, Oguz C, Bull AMJ, Senavongse W, Dejour D. The effect of trochleoplasty on patellar stability and kinematics - A biomechanical study in vitro. *J. Bone Joint Surgery [BR]*; 2008;90B(7):864–869.
97.
http://www.kukarobotics.com/germany/de/products/industrial_robots/medium/kr60_3/ (vom 29.02.2016]
98. Fujie H., Livesay G.A., Fujita M., Woo S.L., Forces and movements in six-DOF at the human knee joint: mathematical description for control. *J Biomech*; 1996; 29(12):1577-1585.
99. Lorenz A, Müller O, Kohler P, Wünschel M, Wülker N, Leichtle UG. The influence of asymmetric quadriceps loading on patellar tracking – an in vitro study. *Knee*; 2012; 19(6):818–22.
100. Lorenz A, Kozek M. Automatic cycle border detection for a statistic evaluation of the loading process of earth-moving vehicles, no. 2007-01-4191. *SAE Technical Paper*; 2007. p. 1–10.
101. Lorenz A., Bobrowitsch E., Wünschel M., Walter C., Wülker N., Leichtle U.G. Robot-aided in vitro measurement of patellar stability with consideration to the influence of muscle loading. *Biomed Eng Online*; 2015; 14:70.
102. DIALEKT-Projekt. *Statistik interaktiv!: Deskriptive Statistik*. Berlin-Heidelberg: Springer; 2000.
103. Cleff T. *Deskriptive Statistiks und moderne Datenanalyse – Eine computergestützte Einführung mit Excel, PASW (SPSS) und STATA*. 2. Aufl. Wiesbaden: Gabler-Verlag/ Springer-Fachmedizin GmbH; 2011.
104. Brosius F. *SPSS 8: Professionelle Statistik unter Windows*. International Thomas Publishing: Bonn; 1998.
105. Shah J.N., Howard J.S., Flanigan D.C., Brophy R.H., Carey J.L., Lattermann C. A systematic review of complications and failures associated with medial patellofemoral ligament reconstruction for recurrent patellar dislocation. *Am J Sports Med*; 2012; 40(8): 1916-23.
106. Beasley L.S., Vidal A.F. Traumatic patellar dislocation in children and adolescents: treatment update and literature review. *Curr Opin Pediatr*; 2004; 16(1): 29-36.
107. Parikh S.N., Nathan S.T., Wall E.J., Eismann E.A. Complications of Medial Patellofemoral Ligament Reconstruction in Young Patients. *Am J Sports Med*; 2013; 41(5): 1030-38.

108. Tanaka M.J., Bollier M.J., Andrish J.T., Fulkersn J.P. Cosgarea A.J. Complications of Medial Patellofemoral Ligament Reconstruction: Common Technical Erros and Factors for Success. *J Bone Joint Surg Am*; 2012; 94(12): e87(1-8).
109. Petersen W., Rembitzki I.V. , Bruggemann G.P., Ellermann A., Best R., Gösele-Koppenburg A., Liebau C. Anterior knee pain after total knee arthroplasty: a narrative review. *Int Orthop*; 2014. 38(2): p. 319-28.
110. Li, S., Y. Chen, W. Su, J. Zhao, S. He, and X. Luo, Systematic review of patellar resurfacing in total knee arthroplasty. *Int Orthop*; 2011. 35(3): p. 305-16.
111. Swan J.D., Stoney J.D., Lim K., Dowsey M.M., Choong P.F. The need for patellar resurfacing in total knee arthroplasty: a literature review. *ANZ J Surg*; 2010. 80(4): p. 223-33.
112. Dejour H., Walch G., Nove Josserand L., Guier C., Factors of patellar instability: an antomic radiographic study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*; 1994; 2(1): 19-26.
113. Shih Y.F., Bull A.M.J., McGregor A.H., Amis A.A. Active patellar tracking measurement a novel device using ultrasound. *AM J Sports Med*. 2004; 32(5): 1209-17.
114. Lin F., Wang G., Koh J. L., Hendrix R. W., Zhang L.-Q. In vivo and Noninvasive Three-Dimensional Patellar Tracking Induced by Individual Heads of Quadriceps. *Med. Sci. Sports Exerc*; 2004; 36(1): 93–101.
115. Teitge R.A., Faerber W.W., Des Madryl P., Matelic T.M. Stress Radiographs off he Patellofemoral Joint. *J Bone Surg Am*; 1996; 78(2): 193-03.
116. Mueller O., Lo J.H., Wünschel M., Obloh C., Wülker N. Simulation of force loaded knee movement in a newly developed in vitro knee simulator. *Biomed Tech*; 2009;53 (3):142-49.
117. Most E., Axe J., Rubash H., Li G. Sensitivity of the knee joint kinematics calculation to selection of flexion axes. *J Biomech*; 2004; 31(11): 1743-8.
118. Kittl C., El-Daou H., Athmal K.K., Gupte, Weiler A., Williams A., Amis A.A., The role oft the Anterolateral Structures and the ACL in Controlling Laxity oft the Intact and ACL-Deficient Knee, *AM J Sports Med*, published online December 10; 2015.
119. Woo S.L., Fisher M.B., Evaluation of knee stability with use of a robotic system, *J. Bone Joint Surg Am*; 2009;91(1): 78-84.

120. Zantop T., Diermann N., Schumacher T., Schanz S., Fu F.H., Petersen W., Anatomical and nonanatomical double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: importance of femoral tunnel location on knee kinematics, *Am J Sports Med*; 2008; 36(4): 678-85.

121. Merican A.M., Iranpour F., Amis A.A. Iliotibial Band Tension Reduces Patellar Lateral Stability. *J Orthop Res*; 2007; 27(3): 335-9.

7. Erklärung zum Eigenanteil der Dissertationsschrift

Die Arbeit wurde in der Orthopädischen Universitätsklinik mit Poliklinik Tübingen unter Betreuung von Herrn PD Dr. med. U. G. Leichtle durchgeführt.

Die Konzeption der Studie erfolgte in Zusammenarbeit mit Frau Dipl.-Ing. Dr. techn. A. Lorenz.

Während dieser Studie war ich verantwortlich für die Präparation der Präparate und für das Einspannen dieser in den Kniekinemator. Ich bediente das Zebris-Bewegungsmesssystem und machte Fotoaufnahmen während der Messungen, die mit der Software Adobe Photoshop bearbeitete wurden.

Die Versuche wurden von mir in Zusammenarbeit mit Frau Dipl.-Ing. Dr. techn. A. Lorenz vollzogen. Unterstützung bei der Versuchsdurchführung erhielten wir dabei u.a. von Herrn Dr. med. P. Dalheimer und S. Häusler.

Die statistische Auswertung erfolgte eigenständig durch mich nach Beratung durch Frau Dipl.-stat. A. Naumann (Mitarbeiterin des Institutes für Klinische Epidemiologie und angewandte Biometrie der Eberhard Karls Universität zu Tübingen) mit Hilfe der Computersoftware SPSS.

Ich versichere, das Manuskript selbständig, nach Anleitung und durch das Korrekturlesen von Herrn PD Dr. med. U. G. Leichtle und Frau Dipl.-Ing. Dr. techn. A. Lorenz verfasst und keine weiteren als die von mir angegebenen Quellen verwendet zu haben.

Dortmund, den 23.08.2016

8. Veröffentlichung

Die vorliegende Dissertation ist ein Teil einer wissenschaftlichen Publikation.

Lorenz, A.; Bobrowitsch, E.; Wünschel, M.; Walter, C.; Wülker, N.; Leichtle U.G.

„Robot-aided in vitro measurement of patellar stability with consideration to the influence of muscle loading.“ Biomed Eng Online. 2015 Jul 23;14:70.

9. Anhang

APPENDIX

ANTERIOR KNEE PAIN (Sheet code: _____)

Name: _____ Date: _____

Age: _____

Knee: L/R

Duration of symptoms: _____ years _____ months

For each question, circle the latest choice (letter), which corresponds to your knee symptoms.

1. Limp

- (a) None (5)
- (b) Slight or periodical (3)
- (c) Constant (0)

2. Support

- (a) Full support without pain (5)
- (b) Painful (3)
- (c) Weight bearing impossible (0)

3. Walking

- (a) Unlimited (5)
- (b) More than 2 km (3)
- (c) 1-2 km (2)
- (d) Unable (0)

4. Stairs

- (a) No difficulty (10)
- (b) Slight pain when descending (8)
- (c) Pain both when descending and ascending (5)
- (d) Unable (0)

5. Squatting

- (a) No difficulty (5)
- (b) Repeated squatting painful (4)
- (c) Painful each time (3)
- (d) Possible with partial weight bearing (2)
- (e) Unable (0)

6. Running

- (a) No difficulty (10)
- (b) Pain after more than 2 km (8)
- (c) Slight pain from start (6)
- (d) Severe pain (3)
- (e) Unable (0)

7. Jumping

- (a) No difficulty (10)
- (b) Slight difficulty (7)
- (c) Constant pain (2)
- (d) Unable (0)

8. Prolonged sitting with the knees flexed

- (a) No difficulty (10)
- (b) Pain after exercise (8)
- (c) Constant pain (6)
- (d) Pain forces to extend knees temporarily (4)
- (e) Unable (0)

9. Pain

- (a) None (10)
- (b) Slight and occasional (8)
- (c) Interferes with sleep (6)
- (d) Occasionally severe (3)
- (e) Constant and severe (0)

10. Swelling

- (a) None (10)
- (b) After severe exertion (8)
- (c) After daily activities (6)
- (d) Every evening (4)
- (e) Constant (0)

11. Abnormal painful kneecap (patellar) movements (subluxations)

- (a) None (10)
- (b) Occasionally in sports activities (6)
- (c) Occasionally in daily activities (4)
- (d) At least one documented dislocation (2)
- (e) More than two dislocations (0)

12. Atrophy of thigh

- (a) None (5)
- (b) Slight (3)
- (c) Severe (0)

13. Flexion deficiency

- (a) None (5)
- (b) Slight (3)
- (c) Severe (0)

Reference: Kujala UM, Jaakkola LH, Koskinen SK, Taimela S, Hurme M, Nelimarkka O: **Scoring of patellofemoral disorders.** *Arthroscopy* 1993, **9**:159-163.

Abbildung 50: Kujalas Anterior Knee Pain Score [53].

10. Danksagung

Zunächst möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. med. N. Wülker dafür bedanken, dass ich meine Dissertation im Biomechaniklabor der orthopädischen Kliniken der Universitätsklinik Tübingen durchführen durfte.

Bei Herrn PD Dr. med. U. G. Leichtle bedanke ich mich für die Bereitstellung des Themas und die Betreuung (inklusive Korrekturlesen) während meiner Arbeit.

Frau Dipl.-Ing. Dr. techn. A. Lorenz möchte ich für die gemeinsame Arbeit während der Versuchsdurchführung im Labor und das Korrekturlesen meiner Dissertationsschrift danken.

Meiner Mutter Jutta Carolin Ruth Krusenbaum danke ich für ihre unermüdliche Unterstützung während der Zeit meines Studiums und meiner Dissertation. Meinen Bundesbrüdern danke ich für die fünf wunderbaren Jahre in Tübingen. Des Weiteren möchte ich mich bei allen Menschen bedanken, die mich im Laufe meines Lebens positiv unterstützt haben.

11. Lebenslauf