

AUS DEM LEHRSTUHL
FÜR ORTHOPÄDIE
PROF. DR. MED. DR. H.C. JOACHIM GRIFKA
DER FAKULTÄT FÜR MEDIZIN
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

**Kapseldehiszenz, Patella Shift und Tilt
nach Knie totalendoprothese.
Measured-resection vs. Ligament-balanced.
Klinische und radiologische Ergebnisse.**

Inaugural – Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der
Fakultät für Medizin
der Universität Regensburg

vorgelegt von
Veronika Elisabeth Vollath

2016

AUS DEM LEHRSTUHL
FÜR ORTHOPÄDIE
PROF. DR. MED. DR. H.C. JOACHIM GRIFKA
DER FAKULTÄT FÜR MEDIZIN
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

**Kapseldehiszenz, Patella Shift und Tilt
nach Knie totalendoprothese.
Measured-resection vs. Ligament-balanced.
Klinische und radiologische Ergebnisse.**

Inaugural – Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der
Fakultät für Medizin
der Universität Regensburg

vorgelegt von
Veronika Elisabeth Vollath

2016

Dekan:

Prof. Dr. Dr. Torsten E. Reichert

1. Berichterstatter:

PD Dr. Ernst Sendtner

2. Berichterstatter:

PD Dr. Wolfgang Hartung

Tag der mündlichen Prüfung:

08.08.2016

Meiner Familie in Dankbarkeit gewidmet.

Inhaltsverzeichnis

1	Zusammenfassung/Abstract.....	3
1.1	Zusammenfassung	3
1.1.1	Hintergrund und Ziele.....	3
1.1.2	Material und Methoden	3
1.1.3	Ergebnisse	4
1.1.4	Schlussfolgerung.....	4
1.2	Abstract	5
1.2.1	Background and objective	5
1.2.2	Material and methods.....	5
1.2.3	Results.....	5
1.2.4	Conclusion	6
2	Einleitung.....	7
2.1	Das Kniegelenk.....	7
2.1.1	Makroskopischer Aufbau und Biomechanik.....	7
2.1.2	Kapsel-Band-Apparat.....	7
2.1.3	Menisken	9
2.1.4	Anatomie und Biomechanik des Femoropatellargelenkes	10
2.1.5	Anatomie und Biomechanik des medialen patellofemoraleen Ligaments	10
2.2	Die Gonarthrose.....	13
2.2.1	Definition und Epidemiologie.....	13
2.2.2	Ätiologie und Klinik.....	14
2.2.3	Diagnostik	14
2.2.4	Konservative Therapie	15
2.2.5	Operative Therapie	16
2.3	Navigation in der Knieendoprothetik.....	17
2.3.1	CT-basierte und CT-freie Operationsmethoden.....	17
2.3.2	Gegenüberstellung - konventionelle und navigierte Operationstechnik.....	18
2.3.3	Navigation in Bezug auf die mechanische Beinachse	20
2.4	Der vordere Knieschmerz.....	21
2.5	Zielsetzung der Arbeit und Fragestellung.....	23

3	Material und Methoden	25
3.1	Patientenauswahl.....	25
3.2	Einschlusskriterien.....	25
3.3	Ausschlusskriterien.....	26
3.4	Art der Studie	26
3.5	Untersuchungszeiträume	26
3.6	Operationsablauf	26
3.6.1	Konventionelle Methode.....	27
3.6.2	Navigierte Methode	28
3.7	Untersuchungsmethoden.....	29
3.7.1	Klinische Untersuchung.....	29
3.7.2	Klinische Scores	30
3.7.3	Radiologische Untersuchung	31
3.7.4	Statistik	33
4	Ergebnisse	34
4.1	Kapseldehiszenz.....	34
4.1.1	Klinische Ergebnisse.....	34
4.1.2	Radiologische Ergebnisse.....	35
4.2	Measured-resection vs. ligament-balanced	35
4.2.1	Klinische Ergebnisse.....	35
4.2.2	Radiologische Ergebnisse.....	35
4.2.2.1	Kapseldehiszenz	35
4.2.2.2	Patella Shift.....	36
4.2.2.3	Patella Tilt	36
5	Diskussion	37
6	Zusammenfassung	40
7	Anhang	41
7.1	Abkürzungsverzeichnis.....	41
7.2	Abbildungsverzeichnis.....	42
7.3	Datenerfassung.....	43
7.3.1	Feller Score.....	43
7.3.2	Knee Society Score.....	44
7.4	Lebenslauf.....	46
7.5	Danksagung	48
8	Literaturverzeichnis	49

1 Zusammenfassung/Abstract

1.1 Zusammenfassung

1.1.1 Hintergrund und Ziele

Der nach Implantation einer Knie totalendoprothese auftretende vordere Knieschmerz stellt eine viel diskutierte postoperative Komplikation dar. Im Gegensatz zur Sporttraumatologie wurde bisher die Rolle eines durchtrennten Lig. patellofemorale mediale (MPFL) im Rahmen einer K-TEP-Implantation (Knie totalendoprothesen-Implantation) mit medial parapatellarem Zugang noch nicht näher untersucht. Wir stellten die Hypothese auf, dass der Versuch einer Wiederherstellung dieses Bandkomplexes durch einen einfachen Verschluss der Faszie in einigen Fällen nicht ausreicht und ein typisch postoperativer vorderer Knieschmerz die Folge ist. Zudem gingen wir davon aus, dass der Erfolg der Wiederherstellung des MPFL von der Rotation der femoralen Komponente beeinflusst wird.

1.1.2 Material und Methoden

Bei 35 Patienten wurde die Knie totalendoprothese bandspannungsadaptiert navigiert (ligament-balanced), bei weiteren 35 Patienten in einer konventionellen Vorgehensweise (measured-resection) eingesetzt. Nach der Implantation des künstlichen Kniegelenkes bei medial parapatellarem Zugang wurden nach jedem Kapselverschluss 2 Titanclips im Bereich der Naht der Gelenkkapsel eingebracht. Drei Tage und drei Monate postoperativ erfolgte die Bestimmung der Dehiszenz der beiden Clips mittels röntgenologischer Kontrolle (Patellatangentialaufnahme). Zusätzlich wurden Patella Tilt, Patella Shift sowie Knee Society Score und Feller Score ermittelt.

1.1.3 Ergebnisse

48 Patienten zeigten eine Zunahme der Dehiszenz der Kapselnaht. Patienten mit einer Abweichung $>4\text{mm}$ wiesen drei Monate p.o. eine geringere Verbesserung des Feller Scores auf, verglichen mit Patienten, deren Dehiszenz bei $\leq 4\text{mm}$ lag.

Hinsichtlich der radiologischen Messergebnisse und des klinischen Ergebnisses war kein signifikanter Unterschied zwischen der navigierten „ligament-balanced“- und der konventionellen „measured-resection“-Gruppe festzustellen.

1.1.4 Schlussfolgerung

Die gegenwärtig gewonnenen Ergebnisse deuten an, dass eine erfolgreiche Wiederherstellung des MPFL bei K-TEP-Implantation mittels medial parapatellarem Zugang den hohen Prozentsatz des postoperativen vorderen Knieschmerzes reduzieren könnte. Darüber hinaus scheint das Auftreten von Kapseldehiszenz und vorderem Knieschmerz nicht von der gewählten operativen Technik abhängig zu sein.

1.2 Abstract

1.2.1 Background and objective

Anterior knee pain after total knee arthroplasty (TKA) remains a widely discussed postoperative complication. In contrast to sports traumatology, the role of the dissected medial patellofemoral ligament (MPFL) using a medial parapatellar approach in TKA has not been discussed so far. We hypothesized, that the attempted repair of the MPFL in TKA by simple closure of the fascia may not be successful in some cases, causing anterior knee pain. We further hypothesized, that the success of repair might be influenced by femoral component rotation.

1.2.2 Material and methods

35 patients received their TKA in a ligament-balanced and 35 patients in a conventional measured-resection technique. After implantation of the TKA using a medial parapatellar approach 2 titan clips were attached on both sides of the capsule incision. 3 days and 3 months after surgery, the dehiscence of the 2 clips was measured on skyline patella radiographs, additionally patellar tilt, shift, the Knee Society Score and the Feller Score were obtained.

1.2.3 Results

48 patients showed an increase of capsule dehiscence. Patients with a capsule dehiscence of more than 4mm showed significantly less improvement in the Feller score 3 months postoperatively than patients with a capsule dehiscence ≤ 4 mm. Regarding the radiological measurements and the clinical outcome, no significant difference between the ligament-balanced and the measured-resection group was found.

1.2.4 **Conclusion**

The present results suggest, that successful repair of the MPFL using a medial parapatellar approach in TKA could reduce the high rate of postoperative anterior knee pain. Furthermore, the appearance of capsule dehiscence and anterior knee pain seems not dependent on the used operative technique.

2 Einleitung

2.1 Das Kniegelenk

2.1.1 Makroskopischer Aufbau und Biomechanik

Das Kniegelenk, *Articulatio genus*, das größte, am komplexesten strukturierte Gelenk des menschlichen Körpers, setzt sich aus drei verschiedenen Kompartimenten zusammen. Voneinander abzugrenzen sind die Artt. femorotibialis medialis et lateralis und die Art. femoropatellaris. Die Gelenkpartner stehen durch den Kapsel-Band-Apparat, Sehnen und Muskeln in Verbindung. Das Femorotibialgelenk stellt ein Drehgleitgelenk (*Trochoginglymus*) dar und ermöglicht folgende Scharnier- und Rotationsbewegungen: Beugung (*Flexion*) und Streckung (*Extension*) sowie im gebeugten Knie eine axiale Drehung nach innen und außen (*Innenrotation*, *Außenrotation*) [112].

Der physiologische Bewegungsumfang (*ROM*) des Kniegelenkes beträgt: *Extension/Flexion* 5-10°/0°/120-150°, *Außenrotation/Innenrotation* in 90° *Flexion* 40°/0°/10-30° [52].

2.1.2 Kapsel-Band-Apparat

Die Kniegelenkkapsel, *Capsula articularis*, ist mit Menisken, ligamentären und tendinösen Strukturen verbunden. In leichter Beugstellung (20-30° *Flexion*) liegt eine maximale Entspannung, mit zunehmender Streckung eine Straffung der Gelenkkapsel vor.

Es ist dabei eine äußere Schicht, *Membrana fibrosa*, von der innen gelegenen *Membrana synovialis* abzugrenzen [17]. Das *Stratum fibrosum* ist ca. 1cm neben der Knorpel-Knochen-Grenze des Femurs und der Tibia befestigt und umschließt das gesamte Kniegelenk. Es trägt mit seinen kollagenen Bindegewebsstrukturen zur Stabilität des Gelenkes bei. Das *Stratum synoviale* ist im anterioren, medialen und lateralen Bereich an der Knochen-Knorpel-Grenze des Femurs und des Tibiakopfes

fixiert [112]. An der Rückseite der Kapsel sind diese beiden Schichten voneinander getrennt. Während die Membrana synovialis in die Fossa intercondylaris zieht, inseriert das Stratum fibrosum dorsal davon [17]. Dem Stratum synoviale obliegt die Produktion der Gelenkschmiere (Synovia) mit Ernährungsfunktion der Kniebinnenstrukturen [67].

Unterhalb der Patella wird von Membrana fibrosa und Membrana synovialis das Corpus adiposum infrapatellare umhüllt. Der verformbare pyramidenförmige Hoffa'sche Fettkörper bildet zottenförmige Ausstülpungen, die sog. Plicae alares [112].

Die ligamentären Strukturen des Kniegelenkes sind verantwortlich für eine geführte Bewegung und beugen übermäßigen Translations- und Rotationsbewegungen vor. Passive Stabilität vermitteln sowohl Kollateral-, als auch Kreuzbänder.

Extraartikulär und extrakapsulär gelegen sind die Seitenbänder, Lig. collaterale tibiale und Lig. collaterale fibulare. Das mediale Seitenband entspringt am Epicondylus femoris medialis mit Insertion an der medialen und dorsomedialen Fläche des Schienbeinkopfes. Es ist mit der Kniegelenkkapsel und dem medialen Meniskus verwachsen. Das laterale Kollateralband verläuft vom Epicondylus femoris lateralis zum Caput fibulae. Beide Ligamente sind in Extensions- und Außenrotationsstellung des Kniegelenkes maximal gespannt und wirken einer Ab- und Adduktion entgegen, was die Stabilität in der Frontalebene bedingt. In Flexions- und Innenrotationsposition sind nur die hinteren Faserzüge des medialen Seitenbandes gespannt, das laterale Kollateralband ist relativ entspannt. Eine begrenzte Rotation wird ermöglicht [17, 111, 125].

Die beiden Kreuzbänder, Ligg. cruciata genus, verlaufen intrakapsulär, jedoch außerhalb der von der Membrana synovialis ausgekleideten Gelenkhöhle. Das Lig. cruciatum anterius erstreckt sich von der Innenfläche des Condylus lateralis femoris zur Area intercondylaris anterior der Tibia. Das Lig. cruciatum posterius reicht von der vorderen Innenfläche des Condylus medialis femoris zur Area intercondylaris posterior tibiae [17]. Eine Beugeposition führt zur Anspannung des posterolateralen Anteils des vorderen Kreuzbandes und des anterolateralen hinteren Kreuzbandes. In

gestreckter Position ist eine Anspannung des anteromedialen Anteils des vorderen und des posteromedialen Anteils des hinteren Kreuzbandes vorliegend [46]. Bei Innenrotation wickeln sich die Ligg. cruciata genus umeinander und limitieren endgradig die Bewegung. Gegensätzlich dazu ist ihr Verhalten bei Außenrotation [111]. Die Kreuzbänder sichern den gelenkigen Kontakt von Femur und Tibia. Sie tragen zur Stabilisierung v.a. in der Sagittal-, Frontal-, aber auch in der Horizontalebene bei.

2.1.3 **Menisken**

Eine funktionelle Verbesserung der Inkongruenz der artikulierenden Flächen von Femurcondylen und Tibiaplateau gewährleisten die beiden faserknorpeligen keilförmigen Menisci. Sie sorgen für eine gleichmäßigere Druckverteilung der Femurcondylen auf die tibialen Gelenkflächen und eine Vergrößerung des Kontaktareals zwischen den Gelenkpartnern. Vorderer und hinterer Anteil (Crus anterius/posterius) der Menisken sind befestigt in der Area intercondylaris tibiae. Der halbmondförmige mediale Meniskus besitzt zwei voneinander weiter entfernte Ansatzfasern. Er strahlt ein in die Membrana fibrosa und das Lig. collaterale mediale, was seine Beweglichkeit deutlich limitiert. Der annähernd kreisförmige laterale Meniskus ist aufgrund nah zusammenliegender Insertionsstellen sowie einer fehlenden Verbindung mit dem lateralen Kollateralband flexibler und dadurch weniger anfällig für traumatische Ereignisse. Menisken gelten als „transportable Gelenkpfannen“ für die Femurcondylen. In gestreckter Position werden die Menisken nach vorne, in gebeugter Stellung nach hinten gezogen. Auch bei Innen- und Außenrotationsbewegungen folgen sie den beiden Femurcondylen in analoger Weise [17, 74].

2.1.4 Anatomie und Biomechanik des Femoropatellargelenkes

Patella und Patellagleitlager (Facies patellaris femoris) sind die korrespondierenden Partner der Art. femoropatellaris. Das größte Sesambein des menschlichen Körpers ist in die Membrana fibrosa der Gelenkkapsel und die Sehne des M. quadrizeps femoris eingebettet. Als Hypomochlion optimiert es die Kraftübertragung der Quadrizepsmuskulatur durch eine Verlängerung des Hebelarmes und eine Vergrößerung des auf das Knie einwirkenden Drehmomentes [145].

Für die patellofemorale Kinematik sind aktive, passive und statische Faktoren von Bedeutung [126]. In Extensionsstellung des Kniegelenkes befindet sich die Patella auf dem Recessus suprapatellaris oberhalb der Facies patellaris, ca. 4mm lateralisiert [5, 17]. In strecknaher Position (0-30°Knieflexion) hat das mediale patellofemorale Ligament (MPFL) wesentlichen, passiv stabilisierenden Einfluss auf die Patella [4, 108]. Mit zunehmender Beugung, beginnend bei 20° Flexionsstellung, gleitet die Kniescheibe in die knöchernen Führungsschiene, Sulcus trochleae [3, 140]. Ab ca. 60° Flexion wirken v.a. Mm. vastus medialis et. lateralis obliquus als dynamische Strukturen, mit einem Maximum bei 90° Flexion [44, 126]. In dieser Position ist die Patella vollständig in der Trochlea gelegen und es dominiert eine knöchern statische Stabilisierung [140].

2.1.5 Anatomie und Biomechanik des medialen patellofemoralen Ligaments

Die Untersuchung dieses Bandapparates und dessen Bedeutung für die Funktion des Patellofemoralgelenkes erfährt in den letzten Jahren zunehmendes Interesse.

Im Jahre 1957 wurde das mediale patellofemorale Ligament erstmalig von Kaplan et al. als verstärkende, transversal verlaufende Struktur zwischen der Patellabasis und der Sehne des medialen Gastrocnemiuskopfes dargestellt, jedoch nicht namentlich erwähnt [75].

Warren et al. beschrieben einen dreischichtigen Aufbau des medialen Weichteil-Band-Komplexes [154]. Das MPFL befindet sich demnach in der mittleren Lage und setzt sich aus zwei dünnen Faserbündeln zusammen, dem ISB (inferior-straight

bundle) und dem SOB (superior-oblique bundle). Der tiefer gelegene Anteil sichert passiv, die querverlaufenden, oberhalb gelegenen Bandstrukturen sind mit der Faszie des M. vastus medialis obliquus und/oder der Sehne des M. vastus intermedius verbunden und gelten als dynamische Weichteilstabilisatoren [73, 79, 95].

Das MPFL, mit einer durchschnittlichen Länge von 55mm und einer Breite von 3-30mm, weist eine mittlere Zugfestigkeit von 208N auf [4]. Die femorale Ansatzstelle variiert je nach Literatur. Es werden Insertionen am Epicondylus medialis [135], Tuberculum adductorium [148] und Lokalisationen superoposterior des medialen Epicondylus bzw. distal des Tuberculum adductorium genannt [100].

Die patellare Ansatzstelle liegt im Bereich des medialen Randes der proximalen 2/3 der Kniescheibe [99]. Zusätzlich sind Bandstrukturen in die tiefe Schicht des medialen Retinakulums einstrahlend [79].

Das MPFL fungiert in strecknaher Position als der wichtigste passive Stabilisator der Patella. Es wirkt ihrem Lateralisierungsbestreben entgegen [4]. Mögliche Kniegelenksinstabilitäten sind typische Folgen einer insuffizienten Führung der Kniescheibe. Kongenitale, traumatische und habituelle Ereignisse korrelieren mit einer unzureichenden muskulären, ligamentär-kapsulären und knöchernen Sicherung [11]. Eine Subluxation in vitro wurde dabei am häufigsten in 20° Knieflexion beobachtet [4].

Bereits 1994 stellten Dejour et al. die Ätiologie der Patellainstabilität als multifaktoriell dar. Sie identifizierten vier ursächliche Faktoren: die Dysplasie der Trochlea patellaris, eine muskuläre Schwäche v.a. des M. quadrizeps femoris, Patella alta (Hochstand der Patella) oder auch eine pathologische Distanz zwischen der Tuberositas tibia und dem tiefsten Punkt der Trochlea patellaris (TTTG >20 mm) [39].

Zahlreiche klinische Studien konnten demonstrieren, dass die akute Patelladislokation häufig auf Verletzungen des Lig. patellofemorale mediale zurückzuführen ist [37, 38, 99]. In Fällen einer Luxation treten in bis zu 90% eine Ruptur, Teilruptur oder partielle Überdehnung auf [43, 99, 107, 119, 120].

Die Lokalisation der Läsion wird in der Literatur nicht einheitlich geschildert. Zhang et al. gingen von einer Ruptur v.a. im Bereich der femoralen Ansatzstelle aus [163],

Guerro et al. hingegen berichteten in einer MRT-Studie von einem in 47% der Fälle patellarseitigen MPFL-Abriss. Bei 26% der untersuchten Kniegelenke war die femorale, bei weiteren 13% die femorale und patellare Insertion betroffen [54].

Eine operative Versorgung ist durch Nahttechniken oder knöchern eingebrachte Fadenanker arthroskopisch möglich [9, 131]. Die Isolierte MPFL-Rekonstruktion kann bei Patienten mit traumatischer Genese und persistierender patellofemorale Instabilität zielführend sein. Postoperativ rezidivierende Patellaluxationen und -subluxationen nach K-TEP mit innenrotierter Femurkomponente stellen eine zusätzliche Indikation dar. Eine anatomische Wiederherstellung des MPFL, z.B. die Doppelbündel-Rekonstruktion mittels M. Gracilis-Autograft wird von vielen Operateuren favorisiert. Hier ist eine Rekonstruktion sowohl der femoralen als auch der patellaren Insertion nötig, um unphysiologischen Gelenkbelastungen vorzubeugen [130]. Durchgeführt werden diese Verfahren bei klinisch relevanten, knöchernen Risikofaktoren für eine Luxation wie einer hochgradigen Trochleadysplasie, einem TTTG-Abstand $>20\text{mm}$ oder einer ausgeprägten Achs- und/oder Torsionsfehlstellung [131]. Die Trochleoplastik, eine mediale Raffung, ein laterales Release oder die Medialisierung der Tuberositas tibiae sind ergänzende Optionen des invasiven Behandlungsspektrums [126].

Stijn van Gennip et al. untersuchten das sog. Maltracking der Patella, ein nach endoprothetischen Ersteingriffen von der physiologischen Kinematik abweichendes Gleiten der Kniescheibe in der femoralen Führungsrinne [49]. Dabei war eine regelrechte Rotation der Komponenten Einschlusskriterium für diese Studie. Das Forscherteam konnte diesen fehlerhaften Gleitmechanismus erfolgreich durch eine Rekonstruktion des MPFL bei gleichzeitigem lateralen Release kompensieren. Nur in seltenen Fällen war dabei ein zusätzlicher Transfer der Tuberositas tibiae notwendig [50].

2.2 Die Gonarthrose

2.2.1 Definition und Epidemiologie

Bei der Kniegelenksarthrose (Gonarthrose) handelt es sich um eine degenerative, chronisch fortschreitende Erkrankung des Kniegelenkes. Sie ist gekennzeichnet durch den irreversiblen Verlust an hyalinem Gelenkknorpel und den Umbau des subchondralen Knochens. Neben dem Kniegelenk sind auch periartikuläre Strukturen betroffen [63, 87, 115, 142].

Von der aktivierten Arthrose zu differenzieren ist die latente Form, eine trotz radiologischer Zeichen einer degenerativen Gelenkerkrankung über mehrere Jahre symptomarme Phase [137].

Ätiologisch voneinander abzugrenzen sind die idiopathische primäre und die sekundäre Gonarthrose. Bei der primären Kniegelenksarthrose kann keine eindeutige Ursache identifiziert werden. Im Gegensatz dazu lässt sich bei der sekundären Ausprägung eine Kausalkette rekonstruieren, die Folge von angeborenen oder erworbenen Erkrankungen bzw. Verletzungen [115].

Die Gonarthrose gilt als eine der häufigsten arthrotischen Veränderungen des Menschen und zeigt mit zunehmendem Lebensalter eine erhöhte Prävalenz. Aufgrund des demografischen Wandels der westlichen Gesellschaft und der steigenden Lebenserwartung entwickelt sich die Arthrose inzwischen immer mehr zu einer Volkskrankheit. Ein erhöhter Aktivitätsanspruch, Schmerzfreiheit und Selbstständigkeit auch im fortgeschrittenen Alter sind mehr denn je erstrebenswert, sodass orthopädischen Belangen große Bedeutung beigemessen wird.

Nach einem im Jahre 2003 von Woolf et al. veröffentlichten Bericht sind 9.6% der Männer und 18% der Frauen mit einem Lebensalter von über 60 Jahren an einer Arthrose erkrankt. Diese wurde bis zum Jahre 2020 als vierthäufigste Ursache für eine körperliche Einschränkung prognostiziert [157]. Die Prävalenz nach dem 65. Lebensjahr ist bei Männern mit 60% und bei Frauen mit 70% angegeben [123]. Die Weltgesundheitsorganisation (WHO) rief die sog. „Bone-and-Joint-Decade 2000-2010“ aus, um Knochen- und Gelenkerkrankungen stärker in den Fokus zu rücken [157].

2.2.2 Ätiologie und Klinik

Zur Entstehung dieses Krankheitsbildes tragen vielfältige Faktoren und Mechanismen bei. Zu den primären Risikofaktoren zählen: hohes Lebensalter, familiäre Disposition, weibliches Geschlecht, Übergewicht, erhöhte mechanische Beanspruchung, rheumatische Gelenkerkrankungen und Immobilisation [45, 85, 86, 133, 159].

Als sekundäre Faktoren sind Beinachsfehlstellungen (Genu valgum, Genu varum) bekannt, die eine unilaterale Valgus-, Varusgonarthrose bedingen, oder auch traumatische Ereignisse, wie z.B. Kreuzbandruptur und Meniskusläsion [85, 149].

In der frühen Phase der Gonarthrose treten charakteristische Kniegelenkschmerzen bei Bewegungsbeginn, langanhaltender und starker Beanspruchung auf, während sie sich im späteren Verlauf häufig auch in Ruhe oder nachts manifestieren. Rezidivierende Kniegelenksergüsse bestimmen die Klinik, die Gehstrecke ist reduziert. Das Krankheitsbild resultiert schließlich in einem progredienten Funktionsverlust mit schmerzhafter Limitation der Bewegung [160].

2.2.3 Diagnostik

Eine detaillierte Anamnese und körperliche Untersuchung ist der radiologischen Beurteilung vorausgehend. Zur Primärdiagnostik und Reevaluation werden sowohl die konventionelle Röntgenbildanalyse, als auch Magnetresonanztomografie und Sonografie als gängige Bildgebungsmethoden herangezogen [156].

Eine Degeneration kann in initial mäßiger, mittelgradiger oder ausgeprägter Form vorliegen und wird durch die Arthrosegrade I bis IV radiologisch klassifiziert. Zu den vier Zeichen einer Arthrose zählen die subchondrale Sklerosierung, eine Gelenkspaltverschmälerung, Osteophyten- und Geröllzystenbildung. Diese Kriterien wurden bereits 1957 von Kellgren und Lawrence formuliert und besitzen allgemeine Gültigkeit (Kellgren- und Lawrence-Score) [76].

Radiologisch nachzuweisen ist eine Arthrose bei 15-76% der Patienten mit Kniebeschwerden [15].

2.2.4 Konservative Therapie

Eine konservative Therapie sollte individuell, dem jeweiligen Gesundheitszustand des Patienten stufengerecht angepasst erfolgen. Die EULAR-Therapieempfehlungen (European League against Rheumatism), 2003 veröffentlicht, sowie zwei 2014 publizierte Leitlinien der American Academy of Orthopaedic Surgeons (AAOS) und der Osteoarthritis Research Society International (OARSI) werden häufig als Standard herangezogen [1, 70, 91].

Wesentlich sind neben einer Modifizierung alltäglicher Verhaltensweisen die physiotherapeutische, physikalische und medikamentöse Therapie. Diese Optionen sollen v.a. in Frühstadien einer Arthrose dazu beitragen, die Progredienz der Erkrankung zu verzögern.

Übergewicht gilt bei der Entstehung einer Kniegelenksarthrose inzwischen als gesicherter Risikofaktor. Von essentieller Bedeutung ist folglich eine Reduktion des Körpergewichtes bei Adipositas, mit nachweislich positiven Effekten [89, 164, 165]. Weitere konservative Konzepte beinhalten Techniken, die eine Wiederherstellung von Funktion und Beweglichkeit, Entzündungshemmung oder auch Schmerzlinderung bezwecken. Therapieformen aus der physikalischen Medizin, wie z.B. lokale Thermo-therapie (Wärme-, Kälteapplikation), Elektrotherapie, Ultraschall sowie vielfältige physiotherapeutische Behandlungsformen werden angewandt. Hierzu zählen u.a. detonisierende Verfahren bei muskulären Dysbalancen, Kontrakturprophylaxe, Schulung von Koordination/Gleichgewicht und manualtherapeutische Maßnahmen zur Initiierung einer verbesserten Gelenkfunktion und Analgesie. Durch gezieltes muskuläres Aufbautraining präoperativ besteht ein günstiger Einfluss auf die postoperative Rekonvaleszenz. Das Anleiten zu einem physiologischen, ökonomisierten Bewegungsverhalten und regelmäßigen sportlichen Tätigkeiten bei geringer Belastung des erkrankten Gelenkes ist eine weitere Zielsetzung physiotherapeutischen Handelns [18, 35, 40, 104, 144, 147, 162].

Die Verordnung von orthopädischen Hilfsmitteln ergänzt das nichtoperative therapeutische Angebot [69, 103].

Die Pharmakotherapie, mit dem vordergründigen Ziel der Schmerzlinderung und Entzündungshemmung, besitzt ebenso einen hohen Stellenwert in der konservativen Behandlung der Kniegelenksarthrose. Im klinischen Alltag finden verschiedene Substanzklassen wie antipyretische Analgetika, NSAR (unselektive Cox-I/II- und selektive Cox-II-Inhibitoren) und Opioiden Anwendung. Zudem peroral verabreicht werden SYSADOA (symptomatic slow acting drugs in osteoarthritis). Hierzu zählen Wirkstoffe wie Hyaluronsäure, Chondroitinsulfat, Glucosaminsulfat, Diacerein oder ASU (Avocado-Soja-Ölextrakt) [23, 24, 30, 53, 105, 118]. Eine strenge Indikationsstellung sollte bei der intraartikulären Injektion von Glucocorticoiden, Hyaluronsäure oder autologem PRP (Platelet-Rich Plasma) erfolgen [41, 80].

2.2.5 Operative Therapie

Einer der in der Orthopädie am häufigsten durchgeführten invasiven Eingriffe ist der künstliche Kniegelenkersatz. Laut AQUA-Institut für angewandte Qualitätsförderung und Forschung im Gesundheitswesen GmbH wurden 2014 an deutschen Kliniken 130.802 Knie-TEP-Erstimplantationen durchgeführt [8]. Ein Qualitätsbericht für das Erfassungsjahr 2013 belegte 127.051 Ersteingriffe [7].

Eine OP-Indikation wird in aller Regel nach Ausschöpfung konservativer Maßnahmen und bei Vorliegen einer erheblichen körperlichen Beeinträchtigung gestellt. Gelenkerhaltende und gelenkersetzende Operationen gelten im fortgeschrittenen Stadium einer Gonarthrose als „Goldstandard“.

Eine ausführliche Anamnese, klinische Untersuchung und umfassende Aufklärung des Patienten, die Abwägung von positiven Effekten, möglichen Risiken und Konsequenzen ist obligat, um eine optimale Therapie einzuleiten. Die Ausprägung der arthrotischen Gelenkdestruktion und individuelle Aspekte des Patienten sind maßgeblich für die Favorisierung einer bestimmten Vorgehensweise. Funktionalität, Mobilität und Lebensqualität von Patienten mit degenerativer Gelenkserkrankung sollen bestmöglich gewährleistet werden.

In Frühstadien einer Gonarthrose können arthroskopische Interventionen indiziert sein. Diese umfassen Verfahren wie z.B. das Gelenkdébridement, Pridie-Bohrungen,

Mikrofrakturierungen oder eine Abrasionschondroplastik. Liegen präarthrotische Zustände vor, stehen zudem Therapieansätze wie die autologe Chondrozyten-Transplantation (ACT) oder osteochondrale autologe Transplantationstechniken (OATS) zur Verfügung [48]. Zu den gelenkerhaltenden Maßnahmen sind auch gelenknahe Umstellungsosteotomien zu zählen, inzwischen jedoch mit rückläufiger Tendenz [14]. Die gelenkersetzenden Therapien schließen ungekoppelte unikondyläre Knieprothesen, ungekoppelte bikondyläre Oberflächenersatzprothesen mit und ohne Patellarückflächenersatz, teilgekoppelte und gekoppelte Implantate ein [47].

Die endoprothetische Kniegelenksversorgung führt inzwischen weltweit Dank technischer Neuerungen und optimierter operativer Erfahrung zu guten bis sehr guten Ergebnissen [36, 83, 117].

2.3 Navigation in der Knieendoprothetik

2.3.1 CT-basierte und CT-freie Operationsmethoden

Im Januar 1997 gelang dem Ärzteteam um Prof. Saragaglia in Grenoble die erste computergestützte Kniegelenksimplantation mittels bildfreiem Navigationssystem OrthoPilot® (B. Braun Aesculap, Tuttlingen, Germany) [121]. Die navigiert assistierte Operationsmethode erlangt in den vergangenen Jahren eine immer größere Relevanz und hat sich inzwischen neben den konventionellen Techniken als routiniertes und sicheres Verfahren etabliert.

Gemäß einer 2011 veröffentlichten Umfrage zum aktuellen Stellenwert der Navigation an deutschen unfallchirurgisch-orthopädisch orientierten Zentren wurden 29% der primären Kniegelenksimplantationen, 4% der Schlittenprothesen und 7% der Wechseloperationen navigiert durchgeführt [114].

Die computerassistierte Chirurgie, CAS (computer assisted surgery), lässt sich nach Picard et al. wie folgt gliedern in:

- aktive/semiaktive/passive Robotersysteme
- passive Systeme, bildunterstützt (präoperative CT, MRT, Fluoroskopie) oder bildfrei [109]

Im klinischen Alltag sind für die Kniegelenksendoprothetik in erster Linie Navigationssysteme mit und ohne Bildunterstützung von Bedeutung.

Bei der bildunterstützten Variante wird in aller Regel präoperativ eine CT-Bildgebung von Hüft-, Knie- und Sprunggelenk angefertigt. Es besteht die Möglichkeit der exakten virtuellen dreidimensionalen Rekonstruktion des Knochenmodells mit Planung der Ausrichtung der Komponenten und der Bestimmung der Größe der Prothese.

Die bildfreie Navigation bedient sich intraoperativ erhobener patientenanatomischer Daten, ohne die Notwendigkeit einer zusätzlichen Strahlenbelastung. Im Asklepios Klinikum Bad Abbach wird seit Februar 2002 das CT-freie BrainLAB VectorVision-Navigations-System (Feldkirchen, Germany) eingesetzt, ein passives optoelektronisches Verfahren. Rechner und ein spezielles Kamerasystem sind in einem Gerät integriert, die Bedienung erfolgt über einen Touchscreen-Monitor. Objekt und Messgerät stehen in Kontakt über aktive lichtemittierende Dioden und passive Infrarotlicht reflektierende Referenzbasen [12].

2.3.2 Gegenüberstellung - konventionelle und navigierte Operationstechnik

In zahlreichen Untersuchungen wurde bereits ein Vergleich von konventioneller und navigierter Technik angestellt.

Eine Reduktion des intraoperativen Blutverlustes wird in der Literatur mehrheitlich zu Gunsten der navigierten Methode beschrieben. Zahlreiche Autoren sprechen von einer signifikanten Verminderung v.a. aufgrund der fehlenden intramedullären Markraumeröffnung [27, 72, 92, 94, 127].

Auch eine Metaanalyse von 47 wissenschaftlichen Arbeiten, 2014 veröffentlicht, dokumentierte einen reduzierten perioperativen Blutverlust [97]. Der Nachweis dieses Effektes konnte hingegen in zwei kürzlichen Studien nicht erbracht werden [96, 134].

Die Beurteilung der intraoperativen Thrombemboliebildung ist nicht durchwegs einheitlich. Jedoch scheinen sich tendentiell bessere Ergebnisse bei navigierter Verfahrensweise zu bestätigen [31, 71, 81, 88].

Im Jahre 2009 wurde von König et al. eine Kosten-Nutzen-Analyse zur navigierten OP-Technik veröffentlicht. Dabei belief sich der finanzielle Mehraufwand an ihrer orthopädischen Klinik auf 442€ pro durchgeführter navigierter Operation [82].

Cerha et al. konnten Zusatzkosten bei Abschreibung der Anschaffungskosten über 5 bzw. 10 Jahre in Höhe von durchschnittlich 217,37€ bzw. 195,78€ (500 Operationen/Jahr) und 1369,76€ bzw. 937,99€ (25 Operationen/Jahr) bestätigen [26]. Eine mögliche Kosteneffizienz durch eine akkuratere Positionierung der Implantate und eine geringere Anzahl an erforderlichen Revisionen ist dabei zu berücksichtigen [101].

Der zeitliche intraoperative Mehraufwand beträgt bei Navigationserfahrenen durchschnittlich 7-15 Minuten [22, 26, 27, 56, 155]. In einer Metaanalyse von 21 randomisiert kontrollierten Studien wiesen Xie et al. eine signifikante Zunahme von annähernd 15 Minuten nach [158]. Es wurde eine Korrelation von niedrigem Ausbildungsniveau des Arztes und verlängerter Operationszeit erkannt [66, 128, 136]. In einer vergleichsweisen kurzen Phase des Einübens der Technik kann auch von zunächst unerfahrenen Operateuren ein gutes Ergebnis, bezogen auf eine korrekte Implantation und Zeitersparnis, erzielt werden. Nach einer Lernphase von nur 16 Eingriffen ließ sich laut Confalonieri et al. kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen einem Experten und einem Assistenten in Weiterbildung identifizieren [33].

Als besondere Effekte der navigierten Methode gelten eine optimierte Rekonstruktion des physiologischen Alignments der Extremität durch eine exaktere Implantatpositionierung und in der Folge verbesserte Langzeitergebnisse bzgl. der Überlebenszeiten von künstlichen Kniegelenken.

2.3.3 Navigation in Bezug auf die mechanische Beinachse

Die mechanische Belastungsachse, die sog. Mikulicz-Linie, eine Verbindung von Hüftkopfbereich und dem Mittelpunkt des Sprunggelenkes, verläuft 4 ± 2 mm medial des Kniegelenkzentrums. Eine mehr als 10mm lateral von der Kniegelenksmitte sich erstreckende Mikulicz-Linie führt zu einer Fehlstellung in Valgusposition. Eine Deviation um mehr als 15mm medial des Zentrums resultiert in einem Genu varum [129].

Navigierte Implantationen erzielen inzwischen in über 90% eine Achsgenauigkeit der Endoprothese. Dies wird u.a. zurückgeführt auf die exaktere Lokalisation von anatomischen Referenzpunkten und die präzisere knöcherne Resektion. Zudem reduzieren gut balancierte Weichteil- und Bandverhältnisse eine Abweichung von der physiologischen mechanischen Achse [16, 61, 84, 141].

Bei konventioneller Ausrichtung ist eine neutrale Rekonstruktion der Beinachse in bis zu 80% der Fälle beschrieben [13, 56, 84, 102]. Verschiedene operationstechnische Komplikationen und das Fehlen von intraoperativen Kontrollmöglichkeiten sind mögliche Ursachen.

Im Jahre 2007 publizierten Mason et al. eine 29 Studien umfassende Metaanalyse, das postoperative Alignment von Knie-TEP-Implantationen betreffend. Sie demonstrierte eine durch die Computernavigation signifikante Verbesserung der Positionierung der Komponenten und der Wiederherstellung von neutralen Beinachsverhältnissen. Eine Abweichung $>3^\circ$ von der mechanischen Achse war bei 9,0% der navigierten und 31,8% der konventionell implantierten Prothesen vorliegend [90]. Wissenschaftliche Untersuchungen der jüngeren Zeit bestätigen diese Tendenzen [22, 29, 42, 61, 62, 132, 155].

Zwischen einer achsgenauen Implantation und der Langlebigkeit von Endoprothesen besteht ein direkter positiver Zusammenhang, was inzwischen durch zahlreiche Publikationen belegt wird.

Eine Follow-up-Studie von Rand et al. erfasste 129 Patienten nach Knie-TEP-Implantation, die 11 Jahre p.o. erneut einbestellt wurden. 83% der Patienten gaben an, gemäßigte oder keine Schmerzen zu haben. Eine Implantation der Komponenten

mit einer Varusabweichung $\geq 3^\circ$ zur mechanischen Achse oder $> 4^\circ$ zur tibialen Achse ging mit einer höheren Lockerungsrate der Prothese einher [113].

Auch Jeffery et al. konnten bei Abweichung von der neutralen Beinachse $> 3^\circ$ Varus/Valgus eine Rate von 24% nach 8 Jahren feststellen. Nach 12 Jahren belief sich diese bei gut positionierten Implantaten hingegen auf 3% [65].

2.4 Der vordere Knieschmerz

Die Zufriedenheit nach endoprothetischen Knieinterventionen liegt je nach Literaturangabe zwischen 75% und 89% [6, 21, 55, 57, 58, 153].

Als Komplikationen sind neben der Infektion eine aseptische Lockerung, Gelenkinstabilität, Achsfehlstellung, Arthrofibrose, periprothetische Fraktur, Polyethylenabrieb oder eine Fehlpositionierung der Komponenten anzuführen [25].

Der vordere Knieschmerz wird von 4-49% der Patienten nach Knie-TEP-Implantation angegeben und gilt als zentrales fortbestehendes Problem. [68, 124, 150, 151].

Eine Forschergruppe aus Regensburg veranlasste 2009 deutschlandweit eine Befragung an 506 orthopädisch-unfallchirurgischen Kliniken bzgl. der Häufigkeit und der Therapie des patellofemorales Schmerzes (PFS). Annähernd 55% der Befragten beschrieben diesen als die meist auftretendste Komplikation nach primärer Knieendoprothetik [114, 138].

Vordere Knieschmerzen nach K-TEP sind multifaktorieller Genese. Es werden funktionelle von mechanischen Ursachen differenziert. Funktionelle Probleme sind häufig auf eine präoperativ vorliegende Gonarthrose zurückzuführen. Diese ist einhergehend mit Fehlregulationen der intra-/intermuskulären Koordination. Eine Schwäche der Oberschenkelmuskulatur (v.a. M. quadrizeps femoris), der hüft- und stammstabilisierenden Muskeln, begünstigt wiederum Valgusfehlstellungen und führt konsekutiv zur Beeinträchtigung des Gleitverhaltens der Patella, einem Maltracking nach lateral. Mechanische Ursachen werden unterteilt in Faktoren, die eine Gelenkinstabilität erhöhen, eine veränderte Druckbelastung des Gelenkes

hervorrufen oder Auswirkungen auf die muskulären Hebelarme zeigen. Hier werden u.a. patellofemorale und tibiofemorale Instabilität, Prothesendesign, Patella baja, Chondrolyse, avaskuläre Nekrose und synoviale Hyperplasie aufgeführt [106].

Springorum et al. veröffentlichten einen Diagnostik- und Behandlungsalgorithmus bzgl. postoperativ vorliegender patellofemoraler Schmerzen. Dieser soll ein effizienteres Vorgehen ermöglichen. Eine Einteilung in die vier übergeordneten Gruppen wurde vorgeschlagen: Tendinosen, intraartikuläre nichtmechanische Komplikationen, neurogene psychische Ursachen und mechanische Komplikationen [138].

Eine inkorrekte Rotation der femoralen und/oder tibialen Endoprothesenkomponente wird von vielen Spezialisten als einer der wichtigsten Gründe für einen postoperativ auftretenden anterioren Knieschmerz gesehen [19, 78]. Eine innenrotierte Femurposition führt zu einer Verlagerung der Trochlearinne nach medial und einer folglich veränderten Stellung der Patella. Auch eine erhöhte Valgusfehlstellung bedingt eine Medialisierung des Sulcus trochleae mit einer im Verhältnis vermehrten Lateralisierung der Kniescheibe [60]. Damit einhergehend sind abnorm gespannte Kapsel-Bandstrukturen [10].

Cooney et al. erklärten erstmalig oder wiederkehrende patellofemorale Probleme zu den Hauptindikationen für 33% der Erstrevisionen. Das Risiko einer erneuten Operation konnte durch Korrektur einer Malrotation der tibialen/femoralen Komponente beträchtlich verringert werden [34].

Berger et al. demonstrierten, dass insbesondere durch eine Kombination von femoraler und tibialer Fehlstellung in Innenrotation ein ungünstiger Einfluss auf die patellofemorale Kinematik vorliegend ist [19].

In einer Studie von Classen et al. wurde anhand röntgenologischer Diagnostik eine hochsignifikante Korrelation zwischen der Außenrotation des femoralen Anteils der Prothese und einem verringerten patellaren Tilt beschrieben [32].

Heesterbeek et al. konnten in einer radiologischen Untersuchungsreihe zwei Jahre nach K-TEP zeigen, dass eine bandgeführte Ausrichtung der femoralen Komponente nicht mit einer postoperativen Fehlstellung der Patella assoziiert ist [59].

Auch in einer experimentellen in-vitro-Untersuchung wurde von Keshmiri et al. eine bestmögliche physiologische Rekonstruktion des Bewegungsablaufes der Patella durch eine „ligament-balanced“-Technik bestätigt [77].

2.5 Zielsetzung der Arbeit und Fragestellung

Bei der Wiederherstellung der patellofemorale Gelenkfunktion sind biomechanische Aspekte zu berücksichtigen. Das MPFL wird als eine bedeutende, stabilisierende Struktur der Patella angesehen. Die korrekte und spannungsfreie Rekonstruktion dieses Bandes ist viel diskutiert und spielt bei Patienten mit einer patellaren Instabilität eine wichtige Rolle. Eine insuffiziente Rekonstruktion des MPFL kann als Dehiszenz der medialen Gelenkkapsel in Erscheinung treten. Die Patella wird in ihrem Gleitmechanismus beeinträchtigt, was wiederum zu biomechanischen Veränderungen führt. Eine erhöhte patellare Verkippung (Tilt) und eine vermehrte patellare Translation (Shift) können resultieren und es entsteht der typische vordere Knieschmerz. Die Dehiszenz der Gelenkkapsel, verursacht durch die Durchtrennung des MPFL im Rahmen eines medial parapatellaren Zugangsweges bei Kniegelenksimplantation, wurde bisher noch nicht näher untersucht und soll Gegenstand der vorliegenden Arbeit sein.

Verglichen wird eine standardisierte Knie-TEP-Implantation der femoralen Komponente in 3° Außenrotation zur posterioren Kondylenlinie und eine bandspannungsadaptierte Ausrichtung, navigiert eingesetzt. Gegenübergestellt werden zwei Patientengruppen hinsichtlich der postoperativen radiologischen, klinischen und subjektiven Ergebnisse.

Fragestellungen:

1. Ist die Durchtrennung des MPFL und eine damit verbundene Dehiszenz der medialen Kniegelenkkapsel mit einem unbefriedigenden klinischen Ergebnis einhergehend?
2. Ist ein signifikant höheres Auftreten der patellaren Translation (Shift) bzw. der patellaren Verkippung (Tilt) in einer der beiden Studiengruppen nachzuweisen?
3. Ist eine unterschiedliche Kapseldehiszenz zwischen bandspannungsgeführter und konventioneller Implantation bestehend?

3 Material und Methoden

3.1 Patientenauswahl

Zur Beurteilung ethischer und rechtlicher Fragen wurde die Studie der Ethikkommission des Klinikums der Universität Regensburg vorgelegt. Die Rekrutierung der Probanden geschah in der Zeit von Februar 2013 bis Februar 2014 im Asklepios Klinikum Bad Abbach, der Orthopädischen Klinik der Universität Regensburg. Die Patientenaufklärung und Einholung der schriftlichen Einverständniserklärung nahm ein dazu befugter Prüfarzt vor. Eine klinische und bildgebende Diagnostik diente als Grundlage für die Befunderhebung (siehe Anhang). Die Datenauswertung wurde von einem orthopädischen Untersucher durchgeführt. Präoperativ erfolgte nach Los die randomisierte Zuteilung zur Fallgruppe, mit konventioneller Implantation der Endoprothese in 3° Außenrotation zur posterioren Kondylenlinie bzw. zur Kontrollgruppe, mit bandspannungsadaptierter Ausrichtung der Femurkomponente. Die Implantationen führte ein erfahrener Operateur durch. Zum standardisierten Nachbehandlungsprogramm zählten die Mobilisation ab dem ersten postoperativen Tag, tägliches Training und eine passive Bewegung mittels Motorschiene. Für 5-6 Wochen wurde zunächst der Gebrauch von Unterarmgehstützen bei einer Teilbelastung (20 Kilogramm) und schließlich eine zunehmende Vollbelastung des Kniegelenkes angeordnet. Dem stationären Aufenthalt schloss sich eine drei- bzw. vierwöchige Rehabilitationsphase an.

3.2 Einschlusskriterien

In die Studie eingeschlossen waren 31 männliche und 39 weibliche Patienten zwischen 45 und 85 Jahren mit primärer Kniegelenksarthrose (Kellgren/Lawrence Score III°-IV°). Das Durchschnittsalter lag bei 67 Jahren.

3.3 **Ausschlusskriterien**

Als Ausschlusskriterien für die Studie galten:

Alter >85 Jahre, schwere sekundäre Arthrosen, Varus-/Valgusfehlstellungen >15°, sagittale oder medio-laterale Instabilitäten >5 mm (1+), Tumoren, BMI >40, Patienten mit kontraktem, insuffizientem oder fehlendem hinteren Kreuzband, tibialen oder femoralem Knochenverlust, vorausgehende Patelladislokation oder operative Intervention am betroffenen Kniegelenk und die Ablehnung durch den Patienten.

3.4 **Art der Studie**

Bei der vorliegenden Studie handelt es sich um eine prospektive Kohortenstudie.

3.5 **Untersuchungszeiträume**

Die Probanden wurden präoperativ, nach drei Tagen und nach zwölf Wochen klinisch und radiologisch untersucht.

3.6 **Operationsablauf**

Das präoperative Prozedere umfasste sowohl eine klinische Untersuchung, als auch eine röntgenologische Diagnostik und computerassistierte operative Planung des zu operierenden Kniegelenkes. Es wurden ein Röntgen der Patella tangential, des Knies streng seitlich, beider Kniegelenke a.p. und eine Ganzbeinstandaufnahme angefertigt. In unserer Studie wurde das Endoprothesenmodell „PFC-Sigma Knee System“ (DePuy, Warsaw, Indiana) implantiert.

3.6.1 Konventionelle Methode

Nach der korrekten Lagerung des Patienten, der sterilen Hautdesinfektion und dem Abdecken des Operationsgebietes wurde eine mediane Hautinzision durchgeführt. Es besteht die Möglichkeit verschiedener Zugangswege zur Arthrotomie des Kniegelenkes. Neben dem am häufigsten medial parapatellaren Zugang können ein medialer Midvastus-Zugang, ein Subvastus-Zugang, ein „Quad-sparing“-Zugang oder ein lateraler parapatellarer Zugang gewählt werden [67].

Für unsere Untersuchungsreihe erfolgte eine medial parapatellare Zugangsweise. Die Kniegelenkkapsel wurde an definierten Punkten mit einem Stift markiert, um den folgenden, anatomisch exakten Verschluss zu gewährleisten. Zunächst wurde eine Ablösung der proximal medialen Weichteile und der anterolateralen Kapsel vorgenommen. Eine Synovialektomie und subtotale Entfernung des Hoffa'schen Fettkörpers, die mediale und laterale Meniskektomie sowie die Resektion von Resten des vorderen Kreuzbandes schlossen sich an. Nach Abtragung osteophytärer Strukturen der Patella wurde die Kniescheibe nach lateral evertiert. Eine Patella-Resektionsarthroplastik (RAP) der knorpeligen Patellarrückfläche nahm man bei allen Studienpatienten vor.

Entsprechend der Optionen „Femur-first“ oder „Tibia-first“ ist die Präparation am Femur oder alternativ am korrespondierenden Gelenkpartner zu beginnen. Bei unseren konventionell operierten Patienten wurde die „Femur-first“-Technik („measured-resection“-Technik) angewandt.

Mit Hilfe von fixierten Sägelehren wurde die Resektion der Knochenenden vorgenommen. Schnittblöcke dienten als Auflagefläche und Schnittführungsschiene. Die Positionierung der Sägelehren erfolgte durch einen intramedullär im Femur eingebrachten Stab und einen externen Führungsstab, parallel zur Achse der Tibia verlaufend.

Die femorale Komponente lässt sich an verschiedenen intraartikulären Landmarken ausrichten: der posterioren Kondylenlinie (PCL), der Whiteside-Linie (anterior-posteriore Femurachse) oder auch der transepikondylären Achse (TEA) [67].

Bei unseren Studienpatienten wurde die Femurkomponente in 3° Außenrotation zur PCL implantiert. Die Rotation der Tibiakomponente orientierte sich am medialen Drittel der Tuberositas tibiae. Diese Ausrichtung der tibialen Rotation ist am weitesten verbreitet und am gebräuchlichsten.

Mit Hilfe von Probeimplantaten konnten Beinachse und Bandstabilität des Kniegelenkes in Streckung und 90° Beugung sowie in „Midflexion“ kontrolliert und durch Nachresektion bzw. Release-Techniken korrigiert werden. Extensions- und Flexionsspalt mussten auf gleiche Weite und Symmetrie überprüft werden. Es war auf einen optimalen Bewegungsumfang, eine stabile ligamentäre Situation und ein physiologisches Gleiten der Patella zu achten. Nach der Reinigung der Resektionsflächen erfolgte das Einzementieren der Implantate und der anatomische Verschluss der Kniegelenkkapsel. Es wurden zwei Titanclips (CEATEC, Wurmlingen, Germany) beidseitig im Bereich der Kapselnaht eingebracht. Eine Subkutan- und Hautnaht sowie das Einsetzen einer Redon-Drainage beendeten den operativen Eingriff.

3.6.2 Navigierte Methode

Die Zugangsweise erfolgte analog zum konventionellen Vorgehen. Mittels bikortikaler Schrauben (Steinman Pins) wurden zwei Referenzsterne, sog. DRB's (dynamic reference bases) anteromedial am distalen Femur und anteromedial im mittleren Schaftbereich der proximalen Tibia fixiert.

Durch eine entsprechende Analyse (Pivotingalgorithmus) wurde für die Festlegung der mechanischen Achse das kinematische Hüftzentrum bzw. das Zentrum des Hüftkopfes bestimmt, indem das zu operierende Bein in langsamen und schnellen Extensions-, Flexions-, Abduktions-, Adduktions-, Innenrotations- und Außenrotationsbewegungen geführt wurde. Mit Hilfe von Navigationspointern konnten weitere spezifische anatomische Landmarken aufgenommen werden. Darauf basierend wurde ein virtuelles dreidimensionales Modell des Kniegelenkes generiert und eine mögliche Komponentenpositionierung vorgeschlagen.

Die navigierte Technik ermöglicht eine entsprechende Ausrichtung der Schnittblöcke und Festlegung der Knochenschnittebenen. Die vom Operateur präferierte Methode war die „Tibia-first“-Technik. Nach Abtragung von Osteophyten am medialen und lateralen Kniegelenkskompartiment, wurden der proximale tibiale Schnitt und ein provisorischer distaler Femurschnitt durchgeführt. Es schloss sich das „Ligament-balancing“ des Streckspaltes an. Es wurde hierzu ein Tensiometer mit einer Zugkraft von 90N zur Messung der Bandspannung in 0° Extension eingefügt. Zwischen femoraler und tibialer mechanischer Achse wurde ein Winkel von 0° in der Frontalebene angestrebt. In 90° Flexion erfolgte das Aufspannen des Beugespaltes. Die femorale Rotation war anhand der Bandspannung in Beugung zu bestimmen. Die Tibiakomponente wurde auch hier auf das mediale Drittel der Tuberositas tibiae zentriert. Bei einer Achsabweichung nahm man navigationsgestützt stufenweise ein Release vor. Schließlich konnte der posteriore Femurschnitt durchgeführt und der endgültige Beugespalt determiniert werden. Der Beugespalt wurde auf den Streckspalt übertragen, ein endgültiger distaler Femurschnitt und zusätzliche femorale Schnitte schlossen sich an. Alle weiteren OP-Schritte erfolgten entsprechend der konventionellen Verfahrensweise.

3.7 Untersuchungsmethoden

3.7.1 Klinische Untersuchung

Die orthopädische Untersuchung unserer Studienpatienten umfasste eine ausführliche Anamnese, die Inspektion, Palpation und Funktionsprüfung beider Kniegelenke. Bei der visuellen Beurteilung wurde v.a. auf die Hautbeschaffenheit, das Muskelrelief, die Gelenkkonturen, die Beinachse in der Frontal-/Sagittalebene und das Gangbild geachtet. Es folgten die Palpation verschiedener anatomischer Strukturen, eine aktive/passive Bewegungsprüfung und vielfältige Funktionstests. Dabei wurden in unserer Untersuchungsreihe die medial-laterale Aufklappbarkeit des Kapsel-Band-Apparates und die Bestimmung der sagittalen Stabilität mittels Lachmann- und Schubladen-Test dokumentiert. Des Weiteren war eine Muskelfunktionstestung des M. quadrizeps femoris vorzunehmen und der

Bewegungsumfang des Kniegelenkes nach der Neutral-Null-Methode zu ermitteln. Die Ergebnisse wurden in entsprechenden Dokumentationsbögen festgehalten, sodass sich Feller Score und Knee Society Score bestimmen ließen.

3.7.2 Klinische Scores

Die Kriterien des Feller Scores beinhalten die Beurteilung des Auftretens vorderer Knieschmerzen (max. 15 Punkte), der Quadrizepsstärke (max. 5 Punkte), der Fähigkeiten, sich von einem Stuhl zu erheben (max. 5 Punkte) und die Bewertung des Treppensteigens (max. 5 Punkte).

Der Knee Society Score (KSS) findet häufig Verwendung in der postoperativen Bewertung der Kniefunktion. Dieser Test wurde 1989 von Insall et al. zur Nachuntersuchung von Patienten mit künstlichem Kniegelenkersatz entwickelt [64]. Er setzt sich zusammen aus einem klinischen Score und einem funktionellen Score, mit einer Maximalpunktzahl von jeweils 100 Punkten. Durch die Addition der beiden Einzelscores errechnet sich der Total Knee Score (TKS).

Der erste Teil des Tests (Kniescore) erfasst die drei Komponenten Schmerzen, ROM (range of motion) und Stabilität. Der Schmerzscore erstreckt sich von: keine Schmerzen (mit einem maximalen Punktwert von 50), geringe oder nur gelegentliche Schmerzen, geringe Schmerzen beim Treppensteigen, geringe Schmerzen beim Gehen und Treppensteigen, gelegentlich mäßige, bis hin zu immer vorhandenen starken Schmerzen. Der Bewegungsumfang wird mit maximal 25 Punkten bewertet, wobei 5° Beweglichkeit mit einem Punkt honoriert werden. Die Stabilität wird unterteilt in eine anteroposteriore Stabilität, es sind bei <5mm Vorschub maximal 10 Punkte zu erreichen, und eine mediolaterale Stabilität, mit 15 zu zählenden Punkten bei <5° Aufklappbarkeit. Beugedefizit, Streckhemmung und Achsfehlstellung führen zu einem Abzug von maximal 50 Punkten.

Die Fähigkeiten „Gehen und Treppensteigen“ werden im zweiten Teil des Testverfahrens (Funktional Score) beurteilt. Eine unbegrenzte Gehstrecke und uneingeschränktes Treppauf- und Treppabgehen werden mit jeweils 50 Punkten bewertet. Für den Einsatz von Gehstock, Gehstütze oder Rollator sind maximal 20 Minuspunkte zu verzeichnen.

3.7.3 Radiologische Untersuchung

Die radiologische Vermessung wurde mit Hilfe des Programmes mediCAD® Classic vorgenommen. Als Referenzgröße für die weitere Bestimmung der Größenverhältnisse diente die gleichzeitige Projektion einer Kalibrierungskugel mit einem Durchmesser von 25mm. Patella Tilt, Shift und die Dehiszenz der zwei applizierten Titanclips konnten anhand von Patellatangentiaufnahmen ermittelt werden. Diese Clips sind zur operativen Blutstillung von Gefäßen routinemäßig in Gebrauch und fanden bereits in zahlreichen radiologischen Untersuchungen zur postoperativen Distanzmessung Anwendung. Ziel war es, Schmerzen und/oder Funktion mit einem Grad der Dehiszenz der Clips in Zusammenhang zu bringen [139, 143]. Eine Zunahme der Distanz von 5mm und mehr ließ auf eine insuffiziente Kapselnaht mit einem klinisch signifikanten Shift der Patella schließen.

Bei einem Shift der Patella handelt es sich um die Bestimmung der patellofemorale Relation in der Transversalebene [126]. Er ist definiert als Abstand eines Lotes, das zwischen der transversalen Achse durch Patella und Patellafirst und dem Mittelpunkt der Verbindungslinie der beiden höchsten Punkte des medialen und lateralen Femurkondylus gefällt wird. Liegt eine laterale Abweichung der Patella vor, so ist der Shift als negativ zu bewerten. Im Falle einer medialen Abweichung wird von einem positiven Shift gesprochen.

Der patellare Tilt ist eine abnorme Verkippung in der Horizontalebene. Er ist definiert als Winkel zwischen der transversalen Achse durch die Patella und einer Linie, die von den beiden höchsten Erhebungen der Femurepikondylen gebildet wird (anteriore

Interkondylarlinie). Ein nach medial offener Winkel ist als positiv zu bezeichnen, ein nach lateral geöffneter Winkel ist als negativer Tilt beschrieben [68].

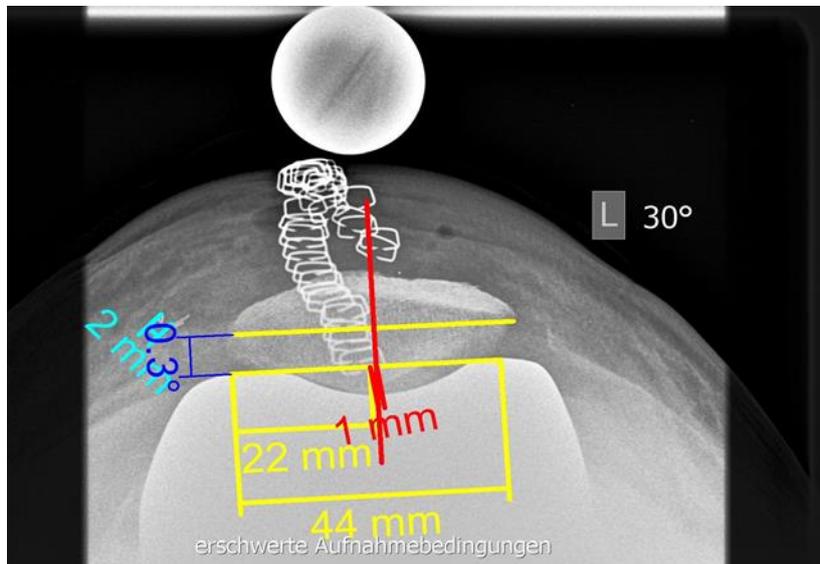


Abbildung 1:

Radiologische Auswertung mit mediCAD® 3 Tage p.o.;
Röntgen Patella tangential linkes Kniegelenk;
Asklepios Klinikum Bad Abbach

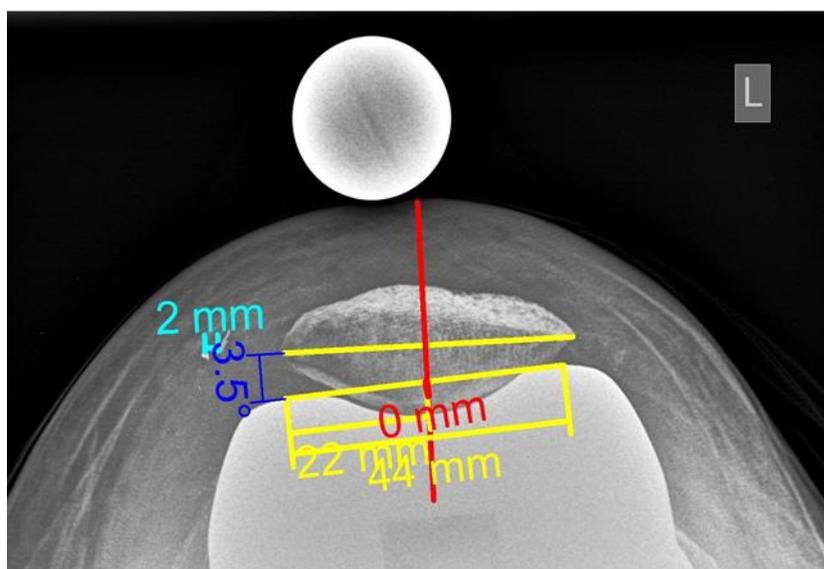


Abbildung 2:

Radiologische Auswertung mit mediCAD® 12 Wochen p.o.;
Röntgen Patella tangential linkes Kniegelenk;
Asklepios Klinikum Bad Abbach

3.7.4 Statistik

Bei den folgenden Daten handelt es sich um die Angabe von Mittelwerten (Standardabweichung, Minimum-Maximum). Veränderungen des Knee Society Scores und Feller Scores wurden durch den Welch's t-test, die Dehiszenz der Titanclips, Patella Tilt und Patella Shift durch den Wilcoxon-Mann-Whitney-Test ermittelt. Das Signifikanzniveau wurde auf $p=0,05$ festgelegt. Die Analyse der Daten wurde unter Verwendung von R 3.2.1 ausgeführt.

4 Ergebnisse

4.1 Kapseldehiszenz

4.1.1 Klinische Ergebnisse

Patienten mit einer Kapseldehiszenz von $>4\text{mm}$ wiesen nach drei Monaten p.o. eine signifikant geringere Verbesserung des Feller Scores auf (Mittelwert 4,4 (Standardabweichung 4,6; Variationsweite 0–12)) als Patienten mit einer Dehiszenz von $\leq 4\text{mm}$ (Mittelwert 11,2 (SD 5,8; -2–23); $p=0,025$) (Abb. 3).

Bezüglich des KSS war in keiner Gruppe eine statistisch signifikante Verbesserung festzustellen: Mittelwert 61,7 (SD 23,9; 7-119) vs. Mittelwert 64,2 (SD 20,4; 36-9) ($p=0,81$) (Abb. 4).

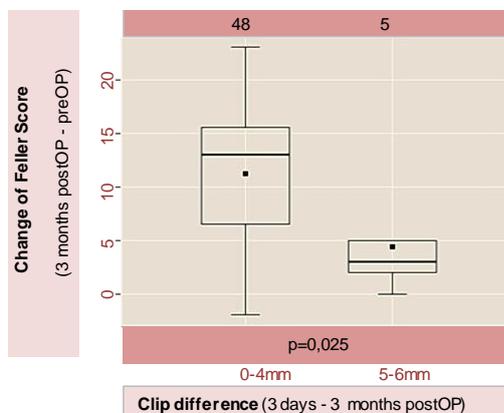


Abbildung 3:

Veränderung des Feller Scores
in Abhängigkeit zur Kapseldehiszenz

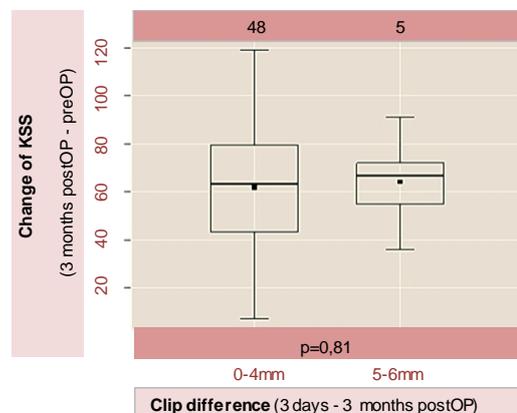


Abbildung 4:

Veränderung des KSS
in Abhängigkeit zur Kapseldehiszenz

4.1.2 Radiologische Ergebnisse

6 Patienten mussten aufgrund einer unzureichenden Darstellung der Titanclips ausgeschlossen werden. Bei 3 Patienten lag eine Dislokation der Clips vor und weiteren 8 Patienten war es nicht möglich, für eine Nachuntersuchung in das Klinikum zu gelangen. Somit wurden insgesamt 17 Patienten vom Studienprotokoll ausgeschlossen.

Zusammenfassend zeigten 48 Patienten in der Zeit von drei Tagen und drei Monaten p.o. eine Zunahme der Kapseldehiszenz von 0 bis 4mm, bei 5 Patienten betrug sie mehr als 4mm.

4.2 Measured-resection vs. ligament-balanced

4.2.1 Klinische Ergebnisse

Zwischen beiden Gruppen ließ sich kein statistisch signifikanter Unterschied des klinischen Ergebnisses (Feller Score, KSS) feststellen.

4.2.2 Radiologische Ergebnisse

4.2.2.1 Kapseldehiszenz

Die „ligament-balanced“-Gruppe zeigte in einem Zeitraum zwischen drei Tagen und drei Monaten p.o. eine mittlere Dehiszenzzunahme der beiden Clips von 1mm (SD 1,6mm; 0–6mm), wohingegen die konventionelle Gruppe einen Mittelwert von 1,7mm aufwies (SD 1,9mm; 0–6mm). Dies resultierte in einer Tendenz der geringeren Dehiszenz in der „ligament-balanced“-Gruppe ($p=0,086$), ohne statistisch signifikantem Unterschied (Abb. 5).

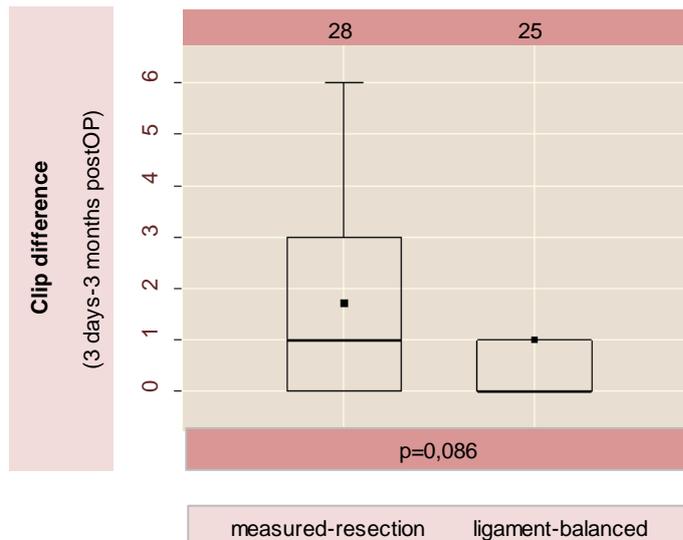


Abbildung 5:

Clipdehiszenz in Abhängigkeit vom operativen Verfahren:
measured-resection vs. ligament-balanced

4.2.2.2 Patella Shift

Für den Patella Shift wurde ein Mittelwert von 1,8mm in der navigierten Gruppe (SD 1,6; 0–6mm) und ein Mittelwert von 2,2mm (SD 2,1; 0–8mm) in der konventionellen Gruppe ermittelt.

Bei Vergleich dieser Werte ergab sich kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen beiden Patientenkollektiven ($p=0,58$).

4.2.2.3 Patella Tilt

In der navigierten Gruppe betrug in einem Zeitraum zwischen drei Tagen und drei Monaten p.o. der Mittelwert des Patella Tilts $4,5^\circ$ (SD $3,2^\circ$; $0,2-13,2^\circ$), verglichen mit einem mittleren Tilt von $3,9^\circ$ (SD $3,9^\circ$; $0-18,3^\circ$) in der konventionellen Gruppe.

Zwischen beiden Gruppen war folglich in dieser Zeitspanne kein statistisch signifikanter Unterschied des patellaren Tilts nachzuweisen ($p=0,30$).

5 Diskussion

Das mediale patellofemorale Band spielt bei Kniegelenksoperationen hinsichtlich der Stabilisierung von Patella und medialer Kniegelenkkapsel eine bedeutende Rolle. Bisher wurde der Einfluss eines durchtrennten MPFL auf Kapselstabilität und Kinematik der Patella bei totaler Kniegelenksarthroplastik in medial parapatellarer Zugangsweise noch nicht näher untersucht.

Die Rotation der femoralen Komponente zeigt unabhängig von der Durchführung eines „measured-resection“- oder „ligament-balanced“-Verfahrens eine große individuelle Variabilität [2, 20, 28, 32, 110, 116, 122, 146, 152].

In einer kürzlichen Studie an humanen Präparaten konnte mittels „ligament-balanced“-Navigation die bestmögliche Wiederherstellung des Gleitmechanismus der Patella nach K-TEP demonstriert werden. Diese Technik wurde mit einer „measured-resection“-Vorgehensweise verglichen, bei der unterschiedliche Rotationseinstellungen der femoralen und tibialen Komponente zur Anwendung kamen [77].

Eine unphysiologische femorale Rotation könnte eine Überlastung von MPFL und medialem Retinakulum bedingen [51].

Wir stellten die Hypothese auf, dass die Durchtrennung des MPFL und eine damit einhergehende Dehiszenz der medialen Kniegelenkkapsel zu einem unbefriedigenden klinischen Ergebnis nach Implantation einer Knie totalendoprothese führt. Wir gingen zudem davon aus, dass zwischen bandspannungsgeführter und konventioneller Implantation ein Unterschied der Kapseldehiszenz vorliegt. Des Weiteren wurde angenommen, dass in einer der beiden Studiengruppen ein höheres Auftreten der patellaren Translation (Shift) bzw. der patellaren Verkippung (Tilt) besteht.

In unserer Untersuchungsreihe ließ sich drei Monate p.o., unabhängig vom operativen Verfahren, bei ca. 10% der Patienten ein statistisch signifikant niedrigerer

Feller Score nachweisen. Hier war die Kapseldehiszenz 5mm oder darüber hinausgehend.

Meftah et al. gaben das Neuauftreten von typisch vorderen Knieschmerzen auch in 10% aller Fälle an [93].

Nikolaides et al. konnten in einer CT-kontrollierten Studie bei Vergleich einer „measured-resection“- und einer „ligament-balanced“-Gruppe keinen signifikanten Unterschied der Rotationsstellung der femoralen Komponente feststellen [98].

In Übereinstimmung damit ließ sich auch in unserer Studie in keiner der beiden Gruppen ein signifikanter Unterschied der Kapseldehiszenz, des patellaren Tilts, des patellaren Shifts oder des klinischen Ergebnisses ermitteln.

Es bestehen unterschiedliche Optionen zur Determinierung der femoralen Rotationskomponente wie z.B. die Orientierung an der Whiteside-Linie oder, wie von Piriou et al. beschrieben, die intraoperative Navigation der Trochlea femoris [110]. Weitere Untersuchungen müssen klären, welches der Verfahren zu einer geringeren Kapseldehiszenz führen könnte.

Es konnte gezeigt werden, dass das mediale patellofemorale Ligament 60% der erforderlichen Kraft aufbringt, um einer Lateralisation der Patella entgegenzuwirken. Die Verletzung dieses Bandkomplexes hat eine annähernd 50%ige Reduktion der Kraft zu Folge, die notwendig ist, um die Patella in gestreckter Position des Kniegelenkes zu lateralisieren [161].

Auch die Ergebnisse der vorliegenden Studie akzentuieren die Bedeutung des MPFL für die mediale Stabilität der Kniegelenkkapsel. Bei unseren operativen Eingriffen wurden im Bereich der Kapselnaht zwei Titanclips zur radiologischen Bestimmung der Dehiszenz eingebracht. Sich voneinander entfernende Marker verifizierten eine Insuffizienz von MPFL und medialer Gelenkkapsel.

Aufgrund der großen Variabilität der femoralen Rotationskomponente bei K-TEP-Operationen könnte es von Bedeutung sein, eine Augmentationsplastik des MPFL zur Verstärkung der lateralen Rückhaltekräfte in Betracht zu ziehen. Nach der Durchtrennung des MPFL bei medial parapatellarer Zugangsweise sollten sich

Operateure stets einer dadurch bedingten möglichen sekundären Kapseldehiszenz bewusst sein.

Bei der Beurteilung unserer Studie sind verschiedene Limitationen zu berücksichtigen. Die verwendete Technik wurde nicht auf Reproduzierbarkeit überprüft. Die Untersuchungen wurden von einer Person verblindet durchgeführt. Aus diesem Grund könnten Messabweichungen als eine denkbare Störgröße auftreten. Eine unzureichende Darstellung, die schlechte Sichtbarkeit und Dislokation der eingebrachten Titanclips führte zum Studienausschluss einiger Patienten. Zur Gewährleistung einer präzisen Abstandsmessung war auf die Platzierung der Kalibrierungskugel in der identischen Bildebene der beiden Titanclips zu achten. Folglich könnte eine Messungenauigkeit als Verzerrung des Ergebnisses resultieren. Eine klinisch relevante Zunahme der Distanz wurde willkürlich bei 4mm angesetzt. Zudem ist nach aktuellem Stand nicht zu klären, ob die Dehiszenz der Clips auf ein Nahtproblem oder ein Problem der Femurrotation zurückzuführen ist.

Bei einer Gruppenstärke von 35 Probanden ließ sich kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen der Fall- bzw. Kontrollgruppe bzgl. des klinischen Ergebnisses oder der radiologischen Messung ermitteln. Zur Überprüfung dieser Erkenntnisse wäre ein umfangreicheres Patientenkollektiv in weiteren Untersuchungen wünschenswert.

Um die möglichen Vorteile einer MPFL-Rekonstruktion oder Augmentation bei Anwendung einer „measured-resection“- oder „ligament-balanced“-Technik zu bewerten, scheinen zukünftige klinische Studien mit einer größeren Patientenkohorte nötig zu sein.

6 Zusammenfassung

Eine erfolgreiche Rekonstruktion des MPFL/ der Kapselnaht könnte eine bedeutsame Rolle spielen, um das Auftreten von postoperativ vorderem Knieschmerz zu verhindern.

Bei der Anwendung eines medial parapatellaren Zugangsweges sollten Operateure unabhängig vom verwendeten Operationsverfahren die Kapselspannung adressieren, um ein Maltracking der Patella zu vermeiden.

Zur Evaluation einer Rekonstruktion oder Augmentation des MPFL bei K-TEP-Implantation sind weitere klinische Untersuchungen notwendig.

7 Anhang

7.1 Abkürzungsverzeichnis

AAOS	Academy of Orthopaedic Surgeons
Abb.	Abbildung
ACT	Autologe Chondrozytentransplantation
a.p.	anterior-posterior
APT	Anteroposterior axis of the tibia
Art. (Artt.)	Articulatio (Articulationes)
ASU	Avocado-Soja-Ölextrakt
CAS	Computer assisted surgery
CT	Computertomografie
DRB	Dynamic reference base
EULAR	European League against Rheumatism
ISB	Inferior-straight bundle
KSS	Knee Society Score
K-TEP	Knietotalendoprothese
Lig. (Ligg.)	Ligamentum (Ligamenta)
MPFL	Mediales patellofemorales Ligament
M. (Mm.)	Musculus (Musculi)
NSAR	Nichtsteroidale Antirheumatika
OARSI	Osteoarthritis Research Society International
OATS	Osteochondrales Autologes Transplantationssystem
p.a.	posterior-anterior
PCL	Posteriore Kondylenlinie
PFS	Patellofemoraler Schmerz
p.o.	postoperativ
PRP	Platelet-Rich Plasma
RAP	Patella-Resektionsarthroplastik
ROM	Range of Motion
SOB	Superior-oblique bundle

TEA	Transepikondyläre Achse
TEP	Totalendoprothese
TKS	Total Knee Score
WHO	Weltgesundheitsorganisation

7.2 **Abbildungsverzeichnis**

Abbildung 1:	Radiologische Auswertung mit mediCAD® 3 Tage p.o.;	
	Röntgen Patella tangential linkes Kniegelenk;	
	Asklepios Klinikum Bad Abbach	32
Abbildung 2:	Radiologische Auswertung mit mediCAD® 12 Wochen p.o.;	
	Röntgen Patella tangential linkes Kniegelenk;	
	Asklepios Klinikum Bad Abbach	32
Abbildung 3:	Veränderung des Feller Scores in Abhängigkeit zur	
	Kapseldehiszenz	34
Abbildung 4:	Veränderung des KSS in Abhängigkeit zur Kapseldehiszenz	34
Abbildung 5:	Clipdehiszenz in Abhängigkeit vom operativen Verfahren:	
	measured-resection vs. ligament-balanced	36

7.3 Datenerfassung

7.3.1 Feller Score

I. Vordere Knieschmerzen

- | | | |
|---------|--------------------------|----|
| keine | <input type="checkbox"/> | 15 |
| leichte | <input type="checkbox"/> | 10 |
| mäßige | <input type="checkbox"/> | 5 |
| starke | <input type="checkbox"/> | 0 |

II. Quadrizepsstärke

- | | | |
|-------------|--------------------------|---|
| gut | <input type="checkbox"/> | 5 |
| ausreichend | <input type="checkbox"/> | 3 |
| schwach | <input type="checkbox"/> | 1 |

III. Fähigkeit, sich von einem Stuhl zu erheben

- | | | |
|-------------------------------|--------------------------|---|
| leicht, ohne Armunterstützung | <input type="checkbox"/> | 5 |
| leicht, mit Armunterstützung | <input type="checkbox"/> | 3 |
| mit Unterstützung | <input type="checkbox"/> | 1 |
| unfähig | <input type="checkbox"/> | 0 |

IV. Treppensteigen

- | | | |
|--|--------------------------|---|
| ein Fuß pro Stufe (ohne Unterstützung) | <input type="checkbox"/> | 5 |
| ein Fuß pro Stufe (mit Unterstützung) | <input type="checkbox"/> | 4 |
| zwei Füße pro Stufe (ohne Unterstützung) | <input type="checkbox"/> | 3 |
| zwei Füße pro Stufe (mit Unterstützung) | <input type="checkbox"/> | 2 |

Summe: _____

7.3.2 Knee Society Score

A. Kniescore (max. 100 Punkte)

I. Schmerzen:

kein Schmerz	<input type="checkbox"/>	50
geringer oder gelegentlicher Schmerz	<input type="checkbox"/>	45
geringer Schmerz beim Treppensteigen	<input type="checkbox"/>	40
geringer Schmerz beim Gehen und Treppensteigen	<input type="checkbox"/>	30
mäßiger gelegentlicher Schmerz	<input type="checkbox"/>	20
ständig vorhandener Schmerz	<input type="checkbox"/>	10
starker Schmerz	<input type="checkbox"/>	0

II. ROM: Extension/Flexion: _____/_____/_____

1 Punkt pro 5°, 125° max. bzw. max. 25 Punkte _____

III. Stabilität:

anterior-posterior	< 5 mm	<input type="checkbox"/>	10
	5 - 10 mm	<input type="checkbox"/>	5
	> 10 mm	<input type="checkbox"/>	0
medio-lateral	< 5°	<input type="checkbox"/>	15
	6° - 9°	<input type="checkbox"/>	10
	10° - 14°	<input type="checkbox"/>	5
	> 15°	<input type="checkbox"/>	0

IV. Abzüge:

Flexionskontraktur: (p.a.)	0°	<input type="checkbox"/>	0
	5° - 10°	<input type="checkbox"/>	-2
	10° - 15°	<input type="checkbox"/>	-5
	16° - 20°	<input type="checkbox"/>	-10
	> 20°	<input type="checkbox"/>	-15
Streckdefizit: (akt.)	0°	<input type="checkbox"/>	0
	< 10°	<input type="checkbox"/>	-5
	10° - 20°	<input type="checkbox"/>	-10
	> 20°	<input type="checkbox"/>	-15

Malalignment (Valguseinstellung):

- | | |
|--------------|--------------------------------------|
| 5° - 10° | <input type="checkbox"/> 0 |
| 0° - 4° | <input type="checkbox"/> -3 Punkte/° |
| 11° - 15° | <input type="checkbox"/> -3 Punkte/° |
| < 0° - 15° < | <input type="checkbox"/> -20 |

Gesamtpunktzahl A: _____

B. Funktionsscore

I. Gehstrecke:

- | | |
|-------------------|-----------------------------|
| unbegrenzt | <input type="checkbox"/> 50 |
| über 1000 m | <input type="checkbox"/> 40 |
| 500 - 1000 m | <input type="checkbox"/> 30 |
| weniger als 500 m | <input type="checkbox"/> 20 |
| hausgebunden | <input type="checkbox"/> 10 |
| gehunfähig | <input type="checkbox"/> 0 |

II. Treppensteigen:

- | | |
|--|-----------------------------|
| normal treppauf und treppab | <input type="checkbox"/> 50 |
| normal treppauf, treppab mit Geländer | <input type="checkbox"/> 40 |
| treppauf und treppab mit Geländer | <input type="checkbox"/> 30 |
| treppauf mit Geländer, treppab unmöglich | <input type="checkbox"/> 20 |
| unmöglich | <input type="checkbox"/> 10 |

III. Abzüge:

- | | |
|---------------------------------------|------------------------------|
| 1 Gehstock /-stütze | <input type="checkbox"/> -5 |
| 2 Gehstöcke /-stützen | <input type="checkbox"/> -10 |
| Gehbank, Rollator, Achselstützen etc. | <input type="checkbox"/> -20 |

Gesamtpunktzahl B: _____

7.4 **Lebenslauf**

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version der Arbeit nicht veröffentlicht.

7.5 Danksagung

Sehr herzlich möchte ich mich bei allen bedanken, die mich bei der Erstellung dieser Arbeit begleitet haben.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Dr. J. Grifka für die Möglichkeit, diese Promotionsarbeit an seiner Klinik durchführen zu dürfen.

Ein großer Dank Herrn PD Dr. E. Sendtner für die freundliche Empfehlung und Überlassung des Themas und die sehr gute Zusammenarbeit.

Sehr herzlich bedanke ich mich bei Herrn PD Dr. A. Keshimiri für die umfassende Einarbeitung und fachlich kompetente Betreuung während dieser drei Jahre. Er stand mir stets helfend zur Seite und hat wesentlich zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen.

Vielen Dank an Herrn Florian Zeman für die Unterstützung bei der statistischen Auswertung der Daten.

Des Weiteren danke ich allen Mitarbeiterinnen und Mitarbeitern der orthopädischen Abteilung des Asklepios Klinikums Bad Abbach für die freundschaftliche Zusammenarbeit, Kooperation und Koordination bei den Untersuchungen der Patienten.

Ein herzliches „Vergelt’s Gott“ all meinen Patientinnen und Patienten für die Bereitschaft, an dieser Studie teilzunehmen, verbunden mit den besten Wünschen für die Zukunft.

Abschließend bedanke ich mich von Herzen bei meiner Familie für die liebevolle Begleitung und Unterstützung auf meinem bisherigen Weg.

8 Literaturverzeichnis

1. AAOS (2014) Treatment of Osteoarthritis of the Knee. EVIDENCE-BASED GUIDELINE 2ND EDITION.
<http://www.aaos.org/research/guidelines/TreatmentofOsteoarthritisoftheKneeGuideline.pdf>. Zugegriffen am 26. Januar 2016.
2. Abadie P, Galaud B, Michaut M, Fallet L, Boisrenoult P, Beaufils P (2009) Distal femur rotational alignment and patellar subluxation: a CT scan in vivo assessment. *Orthop Traumatol Surg Res* 95(4):267–271.
3. Amis AA (2007) Current concepts on anatomy and biomechanics of patellar stability. *Sports Med Arthrosc* 15(2):48–56.
4. Amis AA, Firer P, Mountney J, Senavongse W, Thomas NP (2003) Anatomy and biomechanics of the medial patellofemoral ligament. *Knee* 10(3):215–220.
5. Amis AA, Senavongse W, Bull AMJ (2006) Patellofemoral kinematics during knee flexion-extension: an in vitro study. *J Orthop Res* 24(12):2201–2211.
6. Anderson JG, Wixson RL, Tsai D, Stulberg SD, Chang RW (1996) Functional outcome and patient satisfaction in total knee patients over the age of 75. *J Arthroplasty* 11(7):831–840.
7. AQUA-Institut AQUA-Institut für angewandte Qualitätsförderung und Forschung im Gesundheitswesen GmbH. Bundesauswertung 2013 Knie-Totalendoprothesen-Erstimplantation.
https://www.sqg.de/downloads/Bundesauswertungen/2013/bu_Gesamt_17N5-KNIE-TEP_2013.pdf. Zugegriffen am 25. Januar 2016.
8. AQUA-Institut AQUA-Institut für angewandte Qualitätsförderung und Forschung im Gesundheitswesen GmbH. Bundesauswertung 2014 Knie-Totalendoprothesen-Erstimplantation.
https://www.sqg.de/downloads/Bundesauswertungen/2014/bu_Gesamt_17N5-KNIE-TEP_2014.pdf. Zugegriffen am 25. Januar 2016.
9. Arendt EA, Fithian DC, Cohen E (2002) Current concepts of lateral patella dislocation. *Clin Sports Med* 21(3):499–519.
10. Armstrong AD, Brien HJ, Heather JC et al (2003) Patellar position after total knee arthroplasty: influence of femoral component malposition. *J Arthroplasty* 18(4):458–465.
11. Baier C, Springorum HR, Beckmann J, Grifka J, Matussek J (2011) Therapie der patellaren Instabilität bei Kindern und Jugendlichen. *Orthopäde* 40(10):868–876.

12. Bächis H, Perlick L, Lüring C, Kalteis T, Grifka J (2003) CT-basierte und CT-freie Navigation in der Knieendoprothetik. *Unfallchirurg* 106(11):935–940.
13. Bächis H, Perlick L, Tingart M, Luring C, Grifka J (2004) CT-free computer-assisted total knee arthroplasty versus the conventional technique: radiographic results of 100 cases. *Orthopedics* 27(5):476–480.
14. Bächis H, Tingart M, Perlick L, Lüring C, Anders S, Grifka J (2005) Stellenwert von Endoprothetik und Umstellungsosteotomie bei Gonarthrose - Ergebnisse einer Umfrage an Unfallchirurgischen und Orthopädischen Kliniken. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 143(01):19–24.
15. Bedson J, Croft PR (2008) The discordance between clinical and radiographic knee osteoarthritis: a systematic search and summary of the literature. *BMC Musculoskeletal Disord* 9(116):1–11.
16. Bejek Z, Sólyom L, Szendrői M (2007) Experiences with computer navigated total knee arthroplasty. *Int Orthop* 31(5):617–622.
17. Benninghoff A, Drenckhahn D (Hrsg) (2008) Anatomie. Makroskopische Anatomie, Histologie, Embryologie, Zellbiologie, Band 1, 17. durchges. Aufl. Urban & Schwarzenberg, München [u.a.].
18. Benson TB, Copp EP (1974) The effects of therapeutic forms of heat and ice on the pain threshold of the normal shoulder. *Rheumatol Rehabil* 13(2):101–104.
19. Berger RA, Crossett LS, Jacobs JJ, Rubash HE (1998) Malrotation causing patellofemoral complications after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*(356):144–153.
20. Boisrenoult P, Scemama P, Fallet L, Beaufile P (2001) La torsion épiphysaire distale du fémur dans le genou arthrosique. Etude tomodynamométrique de 75 genoux avec arthrose médiale. *Rev Chir Orthop Réparatrice Appar Mot* 87(5):469–476.
21. Bourne RB, Chesworth BM, Davis AM, Mahomed NN, Charron, Kory D. J. (2010) Patient Satisfaction after Total Knee Arthroplasty: Who is Satisfied and Who is Not? *Clin Orthop Relat Res* 468(1):57–63.
22. Brin YS, Nikolaou VS, Joseph L, Zukor DJ, Antoniou J (2011) Imageless computer assisted versus conventional total knee replacement. A Bayesian meta-analysis of 23 comparative studies. *Int Orthop* 35(3):331–339.
23. Bruyère O, Altman RD, Reginster J (2016) Efficacy and safety of glucosamine sulfate in the management of osteoarthritis: Evidence from real-life setting trials and surveys. *Semin Arthritis Rheum* 45(4):12–17.
24. Bruyère O, Cooper C, Pelletier J et al (2015) A consensus statement on the European Society for Clinical and Economic Aspects of Osteoporosis and Osteoarthritis (ESCEO) algorithm for the management of knee

- osteoarthritis—From evidence-based medicine to the real-life setting. *Semin Arthritis Rheum* 45(4):3-11.
25. Callaghan JJ, O'rourke MR, Saleh KJ (2004) Why knees fail: lessons learned. *J Arthroplasty* 19(4 Suppl 1):31–34.
26. Cerha O, Kirschner S, Günther K, Lützner J (2009) Kostenanalyse zur Navigation in der Knieendoprothetik. *Orthopäde* 38(12):1235–1240.
27. Chauhan SK, Scott RG, Breidahl W, Beaver RJ (2004) Computer-assisted knee arthroplasty versus a conventional jig-based technique. A randomised, prospective trial. *J Bone Joint Surg Br* 86(3):372–377.
28. Cheng T, Zhang G, Zhang X (2011) Imageless navigation system does not improve component rotational alignment in total knee arthroplasty. *J Surg Res* 171(2):590–600.
29. Cheng T, Zhao S, Peng X, Zhang X (2012) Does computer-assisted surgery improve postoperative leg alignment and implant positioning following total knee arthroplasty? A meta-analysis of randomized controlled trials? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 20(7):1307–1322.
30. Christiansen BA, Bhatti S, Goudarzi R, Emami S (2015) Management of Osteoarthritis with Avocado/Soybean Unsaponifiables. *Cartilage* 6(1):30–44.
31. Church JS, Scadden JE, Gupta RR, Cokis C, Williams KA, Janes GC (2007) Embolic phenomena during computer-assisted and conventional total knee replacement. *J Bone Joint Surg Br* 89(4):481–485.
32. Classen T, Wegner A, Muller R, Knoch M von (2010) Femoral component rotation and Laurin angle after total knee arthroplasty. *Acta Orthop Belg* 76(1):69–73.
33. Confalonieri N, Chemello C, Cerveri P, Manzotti A (2012) Is computer-assisted total knee replacement for beginners or experts? Prospective study among three groups of patients treated by surgeons with different levels of experience. *J Orthopaed Traumatol* 13(4):203–210.
34. Cooney, WP 4th, Sierra RJ, Trousdale RT, Pagnano MW (2005) Revision total knees done for extensor problems frequently require reoperation. *Clin Orthop Relat Res* 440:117–121.
35. Courtney CA, Steffen AD, Fernández-de-Las-Peñas C, Kim J, Chmell SJ (2016) Joint Mobilization Enhances Mechanisms of Conditioned Pain Modulation in Individuals With Osteoarthritis of the Knee. *J Orthop Sports Phys Ther* 46(3):168–176.
36. Dailiana ZH, Papakostidou I, Varitimidis S et al (2015) Patient-reported quality of life after primary major joint arthroplasty: a prospective comparison of hip and knee arthroplasty. *BMC Musculoskelet Disord* 16(366).

37. Davis DK, Fithian DC (2002) Techniques of medial retinacular repair and reconstruction. *Clin Orthop Relat Res*(402):38–52.
38. Deie M, Ochi M, Sumen Y, Yasumoto M, Kobayashi K, Kimura H (2003) Reconstruction of the medial patellofemoral ligament for the treatment of habitual or recurrent dislocation of the patella in children. *J Bone Joint Surg Br* 85(6):887–890.
39. Dejour H, Walch G, Nove-Josserand L, Guier C (1994) Factors of patellar instability: an anatomic radiographic study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2(1):19–26.
40. Deyle GD, Henderson NE, Matekel RL, Ryder MG, Garber MB, Allison SC (2000) Effectiveness of manual physical therapy and exercise in osteoarthritis of the knee. A randomized, controlled trial. *Ann Intern Med* 132(3):173–181.
41. Diehl P, Gerdesmeyer L, Schauwecker J, Kreuz PC, Gollwitzer H, Tischer T (2013) Konservative Therapie der Gonarthrose. *Orthopäde* 42(2):125–139.
42. Dyrhovden GS, Gøthesen O, Lygre SH et al (2013) Is the use of computer navigation in total knee arthroplasty improving implant positioning and function? A comparative study of 198 knees operated at a Norwegian district hospital. *BMC Musculoskelet Disord* 14(1):321.
43. Elias DA, White LM, Fithian DC (2002) Acute Lateral Patellar Dislocation at MR Imaging: Injury Patterns of Medial Patellar Soft-Tissue Restraints and Osteochondral Injuries of the Inferomedial Patellafa. *Radiology* 225(3):736–743.
44. Farahmand F, Naghi Tahmasbi M, Amis A (2004) The contribution of the medial retinaculum and quadriceps muscles to patellar lateral stability-an in-vitro study. *Knee* 11(2):89–94.
45. Felson DT, Lawrence RC, Dieppe PA et al (2000) Osteoarthritis: new insights. Part 1: the disease and its risk factors. *Ann Intern Med* 133(8):635–646.
46. Fick R, Bardeleben, K.H. v. (1911) *Anatomie und Mechanik der Gelenke unter Berücksichtigung der bewegenden Muskeln ; 3. Spezielle Gelenk- und Muskelmechanik. Handbuch der Anatomie des Menschen Bänder, Gelenke und Muskeln.* Fischer-Verlag, Jena.
47. Flören M, Reichel H (2011) Implantate. In: Wirtz DC (Hrsg) *AE-Manual der Endoprothetik. Knie.* Springer, Heidelberg, S 56–71.
48. Fraitzl CR, Flören M, Reichel H (2008) Kniegelenk – Arthrose und Arthritis. *Orthopädie und Unfallchirurgie up2date* 3(03):155–176.
49. Frosch K, Akoto R, Heitmann M, Preiss A (2015) Patellofemorale Instabilität. *Arthroskopie* 28(3):194–201.

50. Gennip S, Schimmel, Janneke J. P., Hellemond GG, Defoort KC, Wymenga AB (2014) Medial patellofemoral ligament reconstruction for patellar maltracking following total knee arthroplasty is effective. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 22(10):2569–2573.
51. Ghosh KM, Merican AM, Iranpour F, Deehan DJ, Amis AA (2010) The effect of femoral component rotation on the extensor retinaculum of the knee. *J Orthop Res* 28(9):1136–1141.
52. Grifka J (2013) *Orthopädie, Unfallchirurgie*, 9. Aufl. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg.
53. Grover AK, Samson SE (2015) Benefits of antioxidant supplements for knee osteoarthritis: rationale and reality. *Nutr J.* 15(1):1.
54. Guerrero P, Li X, Patel K, Brown M, Busconi B (2009) Medial patellofemoral ligament injury patterns and associated pathology in lateral patella dislocation: an MRI study. *Sports Med Arthrosc Rehab Ther Technol* 1(1):17.
55. Hamilton DF, Lane JV, Gaston P et al (2013) What determines patient satisfaction with surgery? A prospective cohort study of 4709 patients following total joint replacement. *BMJ open* 3(4).
56. Haritnian EG, Pimpalnerkar AL (2013) Computer Assisted Total Knee Arthroplasty: Does it Make a Difference? *Maedica (Buchar)* 8(2):176–181.
57. Hawker G, Wright J, Coyte P et al (1998) Health-related quality of life after knee replacement. *J Bone Joint Surg Am* 80(2):163–173.
58. Heck DA, Robinson RL, Partridge CM, Lubitz RM, Freund DA (1998) Patient outcomes after knee replacement. *Clin Orthop Relat Res*(356):93–110.
59. Heesterbeek, PJ, Keijsers, NL, Wymenga AB (2011) Femoral component rotation after balanced gap total knee replacement is not a predictor for postoperative patella position. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 19(7):1131–1136.
60. Hensler D, Schöttle PB (2010) Erweiterte Indikationen für die Rekonstruktion des medialen patellofemorale Ligaments. *Arthroscopie* 23(3):184–190.
61. Hernández-Vaquero D, Suarez-Vazquez A, Sandoval-Garcia MA, Noriega-Fernandez A (2010) Computer Assistance Increases Precision of Component Placement in Total Knee Arthroplasty with Articular Deformity. *Clin Orthop Relat Res* 468(5):1237–1241.
62. Hetaimish BM, Khan MM, Simunovic N, Al-Harbi HH, Bhandari M, Zalzal PK (2012) Meta-analysis of navigation vs conventional total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 27(6):1177–1182.
63. Hunter DJ, Felson DT (2006) Osteoarthritis. *BMJ* 332(7542):639–642.

64. Insall JN, Dorr LD, Scott RD, Scott WN (1989) Rationale of the Knee Society clinical rating system. *Clin Orthop Relat Res*(248):13–14.
65. Jeffery RS, Morris RW, Denham RA (1991) Coronal alignment after total knee replacement. *J Bone Joint Surg Br* 73(5):709–714.
66. Jenny J, Miehle RK, Giurea A (2008) Learning curve in navigated total knee replacement. A multi-centre study comparing experienced and beginner centres. *Knee* 15(2):80–84.
67. Jerosch J, Heisel J, Tibesku CO (2015) *Knieendoprothetik. Indikationen, Operationstechnik, Nachbehandlung, Begutachtung, 2., aktualisierte Auflage.* Springer-Verlag, Berlin.
68. Ji H, Ha Y, Baek J, Ko Y (2015) Advantage of minimal anterior knee pain and long-term survivorship of cemented single radius posterior-stabilized total knee arthroplasty without patella resurfacing. *Clin Orthop Surg* 7(1):54–61.
69. Jones RK, Chapman GJ, Parkes MJ, Forsythe L, Felson DT (2015) The effect of different types of insoles or shoe modifications on medial loading of the knee in persons with medial knee osteoarthritis: a randomised trial. *J Orthop Res* 33(11):1646–1654.
70. Jordan K, Arden N, Doherty M et al (2003) EULAR Recommendations 2003: an evidence based approach to the management of knee osteoarthritis: Report of a Task Force of the Standing Committee for International Clinical Studies Including Therapeutic Trials (ESCISIT). *Ann Rheum Dis* 62(12):1145–1155.
71. Kalairajah Y, Cossey AJ, Verrall GM, Ludbrook G, Spriggins AJ (2006) Are systemic emboli reduced in computer-assisted knee surgery?: A prospective, randomised, clinical trial. *J Bone Joint Surg Br* 88(2):198–202.
72. Kalairajah Y, Simpson D, Cossey AJ, Verrall GM, Spriggins AJ (2005) Blood loss after total knee replacement: effects of computer-assisted surgery. *J Bone Joint Surg Br* 87(11):1480–1482.
73. Kang HJ, Wang F, Chen BC, Su YL, Zhang ZC, Yan CB (2010) Functional bundles of the medial patellofemoral ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 18(11):1511–1516.
74. Kapandji IA (2009) *Funktionelle Anatomie der Gelenke. Schematisierte und kommentierte Zeichnungen zur menschlichen Biomechanik, [einbändige Ausgabe: obere Extremität, untere Extremität, Rumpf und Wirbelsäule], 5. Aufl.* Thieme, Stuttgart [u.a.].
75. KAPLAN EB (1957) Factors responsible for the stability of the knee joint. *Bull Hosp Joint Dis* 18(1):51–59.
76. KELLGREN JH, LAWRENCE JS (1957) Radiological Assessment of Osteo-Arthrosis. *Ann Rheum Dis* 16(4):494–502.

77. Keshmiri A, Springorum H, Baier C, Zeman F, Grifka J, Maderbacher G (2015) Is it possible to re-establish pre-operative patellar kinematics using a ligament-balanced technique in total knee arthroplasty? A cadaveric investigation. *International orthopaedics* 39(3):441–448.
78. Kienapfel H, Springorum H, Ziegler A, Klose K, Georg C, Griss P (2003) Effect of rotation of the femoral and tibial components on patellofemoral malalignment in knee arthroplasty. *Orthopäde* 32(4):312–318.
79. Kikuchi S, Tajima G, Yan J et al (2016) Morphology of insertion sites on patellar side of medial patellofemoral ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*:1–6.
80. Kilincoglu V, Yeter A, Servet E, Kangal M, Yildirim M (2015) Short term results comparison of intraarticular platelet-rich plasma (prp) and hyaluronic acid (ha) applications in early stage of knee osteoarthritis. *Int J Clin Exp Med* 8(10):18807–18812.
81. Kim Y, Kim J, Hong K, Kim Y, Kim J (2008) Prevalence of Fat Embolism After Total Knee Arthroplasty Performed with or without Computer Navigation. *J Bone Joint Surg Am* 90(1):123–128.
82. König DP, Michael JW, Eysel P, Münnich U, Lichtenstein T, Schnurr C (2009) Navigation in der Endoprothetik. Die Kosten-Nutzen-Analyse einer orthopädischen Fachklinik. *Z Orthop Unfall* 147(6):669–674.
83. Laskin RS (2001) The Genesis total knee prosthesis: a 10-year followup study. *Clin Orthop Relat Res*(388):95–102.
84. Li X, Yu J, Gong Y, Ren K, Liu J (2015) Clinical and radiographic outcomes of navigation-assisted versus conventional total knee arthroplasty. *Zhonghua yi xue za zhi* 95(15):1162–1167.
85. Litwic A, Edwards MH, Dennison EM, Cooper C (2013) Epidemiology and burden of osteoarthritis. *Br Med Bull* 105:185–199.
86. Liu Y, Zhang H, Liang N et al (2016) Prevalence and associated factors of knee osteoarthritis in a rural Chinese adult population: an epidemiological survey. *BMC Public Health* 16:94.
87. Loeser RF, Goldring SR, Scanzello CR, Goldring MB (2012) Osteoarthritis: A Disease of the Joint as an Organ. *Arthritis Rheum.* 64(6):1697–1707.
88. Malhotra R, Singla A, Lekha C et al (2015) A prospective randomized study to compare systemic emboli using the computer-assisted and conventional techniques of total knee arthroplasty. *Bone Joint Surg Am* 97(11):889–894.
89. Manek NJ, Hart D, Spector TD, MacGregor AJ (2003) The association of body mass index and osteoarthritis of the knee joint: An examination of genetic and environmental influences. *Arthritis Rheum.* 48(4):1024–1029.

90. Mason JB, Fehring TK, Estok R, Banel D, Fahrbach K (2007) Meta-analysis of alignment outcomes in computer-assisted total knee arthroplasty surgery. *J Arthroplasty* 22(8):1097–1106.
91. McAlindon TE, Bannuru RR, Sullivan MC et al (2014) OARSI guidelines for the non-surgical management of knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage* 22(3):363–388.
92. McConnell J, Dillon J, Kinninmonth A, Sarungi M, Picard F (2012) Blood loss following total knee replacement is reduced when using computer-assisted versus standard methods. *Acta Orthop Belg* 78(1):75–79.
93. Meftah M, Ranawat AS, Ranawat CS (2011) The natural history of anterior knee pain in 2 posterior-stabilized, modular total knee arthroplasty designs. *J Arthroplasty* 26(8):1145–1148.
94. Millar NL, Deakin AH, Millar LL, Kinninmonth, Andrew W G, Picard F (2011) Blood loss following total knee replacement in the morbidly obese: Effects of computer navigation. *Knee* 18(2):108–112.
95. Mochizuki T, Nimura A, Tateishi T, Yamaguchi K, Muneta T, Akita K (2013) Anatomic study of the attachment of the medial patellofemoral ligament and its characteristic relationships to the vastus intermedius. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 21(2):305–310.
96. Mohanlal PK, Sandiford N, Skinner JA, Samsani, SR (2013) Comparison of blood loss between computer assisted and conventional total knee arthroplasty. *Indian J Orthop* 47(1):63–66.
97. Moskal JT, Capps SG, Mann JW, Scanelli JA (2014) Navigated versus conventional total knee arthroplasty. *J Knee Surg* 27(3):235–248.
98. Nikolaidis AP, Kenanidis EI, Papavasiliou KA, Sayegh FE, Tsitouridis I, Kapetanios GA (2014) Measured resection versus gap balancing technique for femoral rotational alignment: a prospective study. *J Orthop Surg (Hong Kong)* 22(2):158–162.
99. Nomura E (1999) Classification of lesions of the medial patello-femoral ligament in patellar dislocation. *Int Orthop* 23(5):260–263.
100. Nomura E, Inoue M, Osada N (2005) Anatomical analysis of the medial patellofemoral ligament of the knee, especially the femoral attachment. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 13(7):510–515.
101. Novak EJ, Silverstein MD, Bozic KJ (2007) The cost-effectiveness of computer-assisted navigation in total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 89(11):2389–2397.
102. Novicoff WM, Saleh KJ, Mihalko WM, Wang X, Knaebel H (2010) Primary total knee arthroplasty: a comparison of computer-assisted and manual techniques. *Instr Course Lect* 59:109–117.

103. Ogata K, Yasunaga M, Nomiya H (1997) The effect of wedged insoles on the thrust of osteoarthritic knees. *Int Orthop* 21(5):308–312.
104. O'Reilly SC, Muir KR, Doherty M (1999) Effectiveness of home exercise on pain and disability from osteoarthritis of the knee: a randomised controlled trial. *Ann Rheum Dis* 58(1):15–19.
105. Percoppe de Andrade MA, Campos TV, Abreu-E-Silva GM (2015) Supplementary methods in the nonsurgical treatment of osteoarthritis. *Arthroscopy* 31(4):785–792.
106. Petersen W, Rembitzki IV, Brüggemann G et al (2014) Anterior knee pain after total knee arthroplasty: a narrative review. *Int Orthop* 38(2):319–328.
107. Petri M, Falck C von, Broese M et al (2013) Influence of rupture patterns of the medial patellofemoral ligament (MPFL) on the outcome after operative treatment of traumatic patellar dislocation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 21(3):683–689.
108. Philippot R, Boyer B, Testa R, Farizon F, Moyon B (2012) The role of the medial ligamentous structures on patellar tracking during knee flexion. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 20(2):331–336.
109. Picard F, DiGioia A.M. III, Saragaglia D (2008) Computer-assisted navigation in total knee replacement. In: Bonnin M, Chambat P (Hrsg) *Osteoarthritis of the knee. Surgical treatment*. Springer-Verlag, France, Paris, S 503–528.
110. Piriou P, Peronne E, Ouanezar H (2013) Rotational alignment of the femoral component using trochlear navigation during total knee arthroplasty: a dual-center study of 145 cases. *J Arthroplasty* 28(7):1107–1111.
111. Platzer W, Spitzer G (2009) *Bewegungsapparat. Taschenatlas der Anatomie*, in 3 Bänden ; Bd. 1, 10., überarb. und erg. Aufl. Thieme-Verlag, Stuttgart.
112. Prescher A (2011) Anatomie des Kniegelenks (Articualtio genus). In: Wirtz DC (Hrsg) *AE-Manual der Endoprothetik. Knie*. Springer-Verlag, Heidelberg, S 1–17.
113. Rand JA, Coventry MB (1988) Ten-year evaluation of geometric total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*(232):168–173.
114. Rath B, Springorum H, Beckmann J et al (2011) Aktueller Stellenwert der Navigation in der Knieendoprothetik in orthopädischen und unfallchirurgischen Kliniken in Deutschland. *Z Orthop Unfall* 149(02):173–177.
115. Rehart S, Lehnert H (2008) Aktuelle Aspekte zur Arthrose. *Z. Rheumatol.* 67(4):305–314.

116. Rienmüller A, Guggi T, Gruber G, Preiss S, Drobny T (2012) The effect of femoral component rotation on the five-year outcome of cemented mobile bearing total knee arthroplasty. *Int Orthop* 36(10):2067–2072.
117. Rodriguez JA, Bhende H, Ranawat CS (2001) Total condylar knee replacement: a 20-year followup study. *Clin Orthop Relat Res*(388):10–17.
118. Rovati LC, Girolami F, D'Amato M, Giacobelli G (2016) Effects of glucosamine sulfate on the use of rescue non-steroidal anti-inflammatory drugs in knee osteoarthritis: Results from the Pharmaco-Epidemiology of GonArthroSis (PEGASus) study. *Semin Arthritis Rheum* 45(4):34-41.
119. Sallay PI, Poggi J, Speer KP, Garrett WE (1996) Acute dislocation of the patella. A correlative pathoanatomic study. *Am J Sports Med* 24(1):52–60.
120. Sanders TG, Morrison WB, Singleton BA, Miller MD, Cornum KG (2001) Medial patellofemoral ligament injury following acute transient dislocation of the patella: MR findings with surgical correlation in 14 patients. *J Comput Assist Tomogr* 25(6):957–962.
121. Saragaglia D (2007) Computer-Assisted Implantation of a Total Knee Prosthesis without Pre-Operative Imaging: The Kinematic Model. In: Stiehl JB, DiGioia A, Haaker R, Konermann WH, Haaker RG, DiGioia AM (Hrsg) *Navigation and MIS in Orthopedic Surgery*, 1. Aufl. Springer-Verlag, Heidelberg, Berlin, S 88–94.
122. Saragaglia D, Picard F, Chaussard C, Montbarbon E, Leitner F, Cinquin P (2001) Mise en place des prothèses totales du genou assistée par ordinateur. Comparaison avec la technique conventionnelle. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 87(1):18–28.
123. Sarzi-Puttini P, Cimmino MA, Scarpa R et al (2005) Osteoarthritis: an overview of the disease and its treatment strategies. *Semin Arthritis Rheum* 35(1 Suppl 1):1–10.
124. Schiavone Panni A, Cerciello S, Del Regno C, Felici A, Vasso M (2013) Patellar resurfacing complications in total knee arthroplasty. *Int Orthop* 38(2):313–317.
125. Schiebler TH (2005) *Anatomie. Histologie, Entwicklungsgeschichte, makroskopische und mikroskopische Anatomie, Topographie; unter Berücksichtigung des Gegenstandskatalogs*, 9., vollst. überarb. Aufl. Springer-Verlag, Heidelberg.
126. Schmeling A (2010) Aktuelle Aspekte der patellofemorale Instabilität. *SFA*(23):1–28.
127. Schnurr C, Csécsei G, Eysel P, König DP (2010) The effect of computer navigation on blood loss and transfusion rate in TKA. *Orthopedics* 33(7):474.

128. Schnurr C, Eysel P, König DP (2011) Displays mounted on cutting blocks reduce the learning curve in navigated total knee arthroplasty. *Comput Aided Surg* 16(5):249–256.
129. Schnurr C, König DP (2013) Achsenfehlstellungen Knie. In: Ruchholtz S, Wirtz DC, Berdel P (Hrsg) *Orthopädie und Unfallchirurgie essentials*. 2., vollst. überarb. und erw. Aufl. Thieme-Verlag, Stuttgart [u.a.], S 536–538.
130. Schöttle PB, Hensler D, Imhoff AB (2010) Anatomical double-bundle MPFL reconstruction with an aperture fixation. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy: official journal of the ESSKA* 18(2):147–151.
131. Seitlinger G, Beitzel K, Scheurecker G, Imhoff A, Hofmann S (2011) Das schmerzhafteste Patellofemoralgelenk. *Biomechanik, Diagnostik und Therapie. Orthopäde* 40(4):353–368.
132. Shi J, Wei Y, Wang S et al (2014) Computer navigation and total knee arthroplasty. *Orthopedics* 37(1):e39-43.
133. Silverwood V, Blagojevic-Bucknall M, Jinks C, Jordan JL, Protheroe J, Jordan KP (2015) Current evidence on risk factors for knee osteoarthritis in older adults: a systematic review and meta-analysis. *Osteoarthritis Cartilage* 23(4):507–515.
134. Singla A, Malhotra R, Kumar V, Lekha C, Karthikeyan G, Malik V (2015) A Randomized Controlled Study to Compare the Total and Hidden Blood Loss in Computer-Assisted Surgery and Conventional Surgical Technique of Total Knee Replacement. *Clin Orthop Surg* 7(2):211–216.
135. Smirk C, Morris H (2003) The anatomy and reconstruction of the medial patellofemoral ligament. *Knee* 10(3):221–227.
136. Smith, Benjamin R K, Deakin AH, Baines J, Picard F (2010) Computer navigated total knee arthroplasty: the learning curve. *Comput Aided Surg* 15(1-3):40–48.
137. Spector TD, Dacre JE, Harris PA, Huskisson EC (1992) Radiological progression of osteoarthritis: an 11 year follow up study of the knee. *Ann Rheum Dis* 51(10):1107–1110.
138. Springorum H, Rath B, Baier C, Lechler P, Lüring C, Grifka J (2011) Patellofemorales Schmerz nach primärer Knieendoprothetik. *Orthopäde* 40(10):907–916.
139. Stähelin T, Vienne P, Hersche O (2002) Failure of reinserted short external rotator muscles after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 17(5):604–607.
140. Stalker R (1987) Patellofemoral Joint Disorders. *Can Fam Physician* 33:631–635.

141. Stockl B, Nogler M, Rosiek R, Fischer M, Krismer M, Kessler O (2004) Navigation improves accuracy of rotational alignment in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*(426):180–186.
142. Stoppiello LA, Mapp PI, Wilson D, Hill R, Scammell BE, Walsh DA (2014) Structural Associations of Symptomatic Knee Osteoarthritis. *Arthritis Rheum.* 66(11):3018–3027.
143. Svensson O, Sköld S, Blomgren G (1990) Integrity of the gluteus medius after the transgluteal approach in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 5(1):57–60.
144. Tanaka R, Ozawa J, Kito N, Moriyama H (2015) Does exercise therapy improve the health-related quality of life of people with knee osteoarthritis? A systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *J Phys Ther Sci* 27(10):3309–3314.
145. Tecklenburg K, Dejour D, Hoser C, Fink C (2006) Bony and cartilaginous anatomy of the patellofemoral joint. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 14(3):235–240.
146. Tokuhara Y, Kadoya Y, Nakagawa S, Kobayashi A, Takaoka K (2004) The flexion gap in normal knees. An MRI study. *J Bone Joint Surg Br* 86(8):1133–1136.
147. Tungtrongjit Y, Weingkum P, Saunkool P (2012) The effect of preoperative quadriceps exercise on functional outcome after total knee arthroplasty. *J Med Assoc Thai* (95 Suppl 10):58–66.
148. Tuxøe JI, Teir M, Winge S, Nielsen PL (2002) The medial patellofemoral ligament: a dissection study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 10(3):138–140.
149. Van de Velde, Samuel K, Bingham JT, Gill TJ, Li G (2009) Analysis of tibiofemoral cartilage deformation in the posterior cruciate ligament-deficient knee. *J Bone Joint Surg Am* 91(1):167–175.
150. van Houten AH, Heesterbeek PJ, Wymenga AB (2015) Patella position is not a determinant for anterior knee pain 10 years after balanced gap total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*:1–7.
151. van Jonbergen HP, Reuver JM, Mutsaerts EL, Poolman RW (2014) Determinants of anterior knee pain following total knee replacement: a systematic review. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 22(3):478–499.
152. Victor J (2009) Rotational alignment of the distal femur: a literature review. *Orthop Traumatol Surg Res* 95(5):365–372.
153. Vissers MM, Groot IB de, Reijman M, Bussmann JB, Stam HJ, Verhaar JA (2010) Functional capacity and actual daily activity do not contribute to

- patient satisfaction after total knee arthroplasty. *BMC Musculoskelet Disord* 11(1):1–8.
154. Warren LF, Marshall JL (1979) The supporting structures and layers on the medial side of the knee: an anatomical analysis. *J Bone Joint Surg Am* 61(1):56–62.
155. Weber P, Crispin A, Schmidutz F et al (2013) Improved accuracy in computer-assisted unicondylar knee arthroplasty: a meta-analysis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 21(11):2453–2461.
156. Wick MC, Jaschke W, Klauser AS (2012) Radiologische Bildgebung der Kniegelenkarthrose. *Radiologe* 52(11):994–1002.
157. Woolf AD, Pflieger B (2003) Burden of major musculoskeletal conditions. *Bull World Health Organ.* 81(9):646–656.
158. Xie C, Liu K, Xiao L, Tang R (2012) Clinical Outcomes After Computer-assisted Versus Conventional Total Knee Arthroplasty. *Orthopedics* 35(5):e647-53.
159. Yoshimura N, Muraki S, Oka H et al (2012) Accumulation of metabolic risk factors such as overweight, hypertension, dyslipidaemia, and impaired glucose tolerance raises the risk of occurrence and progression of knee osteoarthritis: a 3-year follow-up of the ROAD study. *Osteoarthritis Cartilage* 20(11):1217–1226.
160. Zacher J, Gursche A (2001) Diagnostik der Arthrose. *Orthopäde* 30(11):841–847.
161. Zaffagnini S, Dejour D, Grassi A et al (2013) Patellofemoral anatomy and biomechanics: current concepts. *Joints* 1(2):15–20.
162. Zhang C, Xie Y, Luo X et al (2015) Effects of therapeutic ultrasound on pain, physical functions and safety outcomes in patients with knee osteoarthritis: A systematic review and meta-analysis. *Clin Rehabil.* [epub ahead of print; pii: 10.1177/0269215515609415]
163. Zhang G, Zheng L, Feng Y et al (2015) Injury patterns of medial patellofemoral ligament and correlation analysis with articular cartilage lesions of the lateral femoral condyle after acute lateral patellar dislocation in adults: An MRI evaluation. *Injury* 46(12):2413–2421.
164. Zheng H, Chen C (2015) Body mass index and risk of knee osteoarthritis: systematic review and meta-analysis of prospective studies. *BMJ open* 5(12):e007568.
165. Zhou Z, Liu Y, Chen H, Liu F (2014) Body mass index and knee osteoarthritis risk: A dose-response meta-analysis. *Obesity* 22(10):2180–2185.