

Orthopädische Klinik und Poliklinik, Universitätsmedizin Rostock
(Direktor: Prof. Dr. med. Wolfram Mittelmeier)

**Klinisches und funktionelles Outcome nach primärer
Knieendoprothesenimplantation in Abhängigkeit
von der Patellaführung**

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Medizin (Dr. med.)

der Universitätsmedizin Rostock

vorgelegt von

Sebastian Alexander Dahlmann
geb. am 06.05.1993 in Wismar

Rostock, November 2019

Dekan: Prof. Dr. med. habil. E. C. Reisinger

1. Gutachter: PD Dr. med. Philipp Bergschmidt, Klinikum Südstadt Rostock, Klinik für
Unfallchirurgie, Orthopädie und Handchirurgie

2. Gutachter: Prof. Dr. Björn Spittau, Universitätsmedizin Rostock, Institut für Anatomie

3. Gutachter: PD Dr. med. Viktor Janz, Universitätsmedizin Greifwald, Klinik und Poliklinik
für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie

Jahr der Einreichung: 2019

Jahr der Verteidigung: 2021

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis I

Tabellenverzeichnis..... III

Symbol- und Abkürzungsverzeichnis..... V

1. Einleitung	1
1.1. Aktueller wissenschaftlicher Stand in der Knieendoprothetik	1
1.2. Geschichte der Knieendoprothetik.....	2
1.3. Anatomie und Biomechanik des Kniegelenks	6
1.4. Bedeutung des femoropatellaren Gelenks in der Knieendoprothetik	9
1.5. Zielstellung der Arbeit.....	13
2. Material und Methoden	14
2.1. Patientenkollektiv.....	14
2.2. Knieendoprothesensysteme	15
2.2.1. Genia® Knie.....	15
2.2.2. Multigen Plus Knie (Metall).....	16
2.2.3. Multigen Plus Knie (BIOLOX® Keramik).....	17
2.3. Operationstechnik.....	18
2.4. Radiologische Evaluation	20
2.4.1. Sagittales Patellaalignment	20
2.4.1.1. Insall-Salvati-Index.....	20
2.4.1.2. Blackburne-Peel-Index.....	22
2.4.1.3. Caton-Deschamps-Index	23
2.4.2. Patella-Shift	24
2.4.2.1. Patella-Shift nach Metsna	24
2.4.2.2. Neu entwickelte Methode zur Bestimmung des Patella-Shift....	25
2.4.3. Patella-Tilt	26
2.4.3.1. Patella-Tilt nach Gomes.....	26
2.4.3.2. Neu entwickelte Methode zur Bestimmung des Patella-Tilt.....	27
2.4.4. Facettenwinkel	28
2.4.5. Lateraler knöcherner Überhang.....	29

2.5. Klinische Evaluation	30
2.5.1. HSS-Score	30
2.5.2. WOMAC-Arthroseindex	31
2.5.3. SF-36-Score	31
2.5.4. Bewegungsausmaß (Range of Motion).....	32
2.6. Statistische Auswertung	32
3. Ergebnisse	34
3.1. Auswertung der radiologischen Messdaten.....	34
3.1.1. Prüfung der Intra-Klassen-Korrelation.....	35
3.2. Auswertung der demographischen Daten	37
3.2.1. Sagittales Patellaalignment	37
3.2.1.1. Insall-Salvati-Index.....	37
3.2.1.2. Blackburne-Peel-Index.....	38
3.2.1.3. Caton-Deschamps-Index	39
3.2.2. Patella-Shift	40
3.2.2.1. Patella-Shift nach Metsna	40
3.2.2.2. Trochleaweite	40
3.2.2.3. Patella Shift Index	41
3.2.2.4. Neu entwickelte Methode zur Bestimmung des Patella-Shift	42
3.2.3. Patella-Tilt	42
3.2.3.1. Patella-Tilt nach Gomes.....	42
3.2.3.2. Neu entwickelte Methode zur Bestimmung des Patella-Tilt.....	43
3.2.4. Facettenwinkel	44
3.2.5. Lateraler knöcherner Überhang.....	44
3.3. Auswertung der klinischen Scores	45
3.4. Ergebnisse der vergleichenden Analyse zwischen den Patientengruppen I-III	48
3.4.1. Sagittales Patellaalignment	48
3.4.1.1. Insall-Salvati-Index.....	48
3.4.1.2. Blackburne-Peel-Index.....	48
3.4.1.3. Caton-Deschamps-Index	48
3.4.2. Patella-Shift	49
3.4.2.1. Patella-Shift nach Metsna	49

3.4.2.2. Trochleaweite	49
3.4.2.3. Patella Shift Index	49
3.4.2.4. Neu entwickelte Methode zur Bestimmung des Patella-Shift	49
3.4.3. Patella-Tilt	50
3.4.3.1. Patella-Tilt nach Gomes.....	50
3.4.3.2. Neu entwickelte Methode zur Bestimmung des Patella-Tilt.....	51
3.4.4. Facettenwinkel	52
3.4.5. Lateraler knöcherner Überhang.....	52
4. Diskussion	53
4.1. Motivation zur Durchführung der retrospektiven Studie	53
4.2. Limitationen und Fehlerquellen	54
4.3. Beurteilung der Ergebnisse	57
4.4. Beurteilung der neu eingeführten Messmethoden	61
4.5. Ausblick für die Zukunft	62
5. Zusammenfassung.....	64
6. Thesen	66
7. Literaturverzeichnis	68
8. Eidesstattliche Erklärung	77
9. Danksagung	78
10. Lebenslauf.....	79
11. Anhang	A-N

Abbildungsverzeichnis

- Abbildung 1:** Entwicklung der Anzahl implantierter Knieendoprothesen in Deutschland zwischen 2005 und 2017 [1]
- Abbildung 2:** Themistocles Glucks Entwurf einer Scharnierendoprothese aus Elfenbein in situ (links) sowie Darstellung der einzelnen modularen Bestandteile (rechts) (aus [2])
- Abbildung 3:** Schematische Darstellung der sechs Freiheitsgrade im Kniegelenk (nach [3])
- Abbildung 4:** Darstellung einer isolierten Roll- bzw. Gleitbewegung und der physiologischen Bewegungskombination mit Verschiebung der Kontaktpunkte nach dorsal (aus [4])
- Abbildung 5:** Genia® Knie mit rotierendem Polyethyleninlay aus UHMW-PE (Orthodynamics GmbH, Lübeck, Deutschland) (aus [5])
- Abbildung 6:** Multigen Plus Knieendoprothese mit asymmetrischer metallischer Femurkomponente und „fixed bearing“-Inlay aus UHMW-Polyethylen (Lima Corporate, Villanova di San Daniele, Udine, Italien) (aus [5])
- Abbildung 7:** Multigen Plus Knieendoprothese mit symmetrisch gestalteter keramischer Femurkomponente und „fixed bearing“-Inlay aus UHMW-Polyethylen (Lima Corporate, Villanova di San Daniele, Udine, Italien) (aus [5])
- Abbildung 8:** Eröffnung des Kniegelenks über den medialen parapatellaren Zugang nach Payr (aus [6])
- Abbildung 9:** Bestimmung des Insall-Salvati-Index (Quotient LP/LT). (modifiziert nach [7])
- Abbildung 10:** Bestimmung des Blackburne-Peel-Index (Quotient B/A). (modifiziert nach [7])
- Abbildung 11:** Bestimmung des Caton-Deschamps-Index (Quotient B/A). (modifiziert nach [7])
- Abbildung 12:** Bestimmung des Patella-Shifts nach Metsna [8].
- Abbildung 13:** Bestimmung des Patella-Shifts nach neu entwickelter Methode.

Abbildung 14: Bestimmung des Patella-Tilts nach Gomes [9].

Abbildung 15: Bestimmung des Patella-Tilts nach neu entwickelter Methode.

Abbildung 16: Bestimmung des Facettenwinkels nach Christiani [10].

Abbildung 17: Klassifikation des lateralen knöchernen Überhangs anhand eines Vier-Quadranten-Modells.

Abbildung 18: Longitudinale Entwicklung der Ergebnisse im WOMAC- und HSS-Score des gesamten Patientenkollektivs sowie in Abhängigkeit des initialen Scorewerts drei Monate postoperativ.

Abbildung 19: Longitudinale Entwicklung der Ergebnisse im SF-36-Score und der Range of Motion des gesamten Patientenkollektivs sowie in Abhängigkeit des initialen Resultats drei Monate postoperativ.

Abbildung 20: Aufgrund von Überlagerung nicht eindeutig definierbare anatomische Landmarken bei a) zu starker Flexion im Kniegelenk b) deutlich rotierter Aufnahme c) Mehrfachkonturen der patellaren Gelenkfacetten, am ehesten bei nicht streng axialer Aufnahme

Abbildung 21: Vortäuschen eines lateralen Patellashifts in der Shiftmessung nach Metsna aufgrund einer asymmetrischen Patellamorphologie mit osteophytären Anbauten. Die qualitative optische Analyse lässt eher einen minimalen medialen Shift vermuten.

Tabellenverzeichnis

- Tabelle 1:** Medianwerte sowie Minimal- und Maximalwerte der gemessenen Indices/Werte in den Gruppen I-III.
- Tabelle 2:** Gewichtete Mittelwerte der berechneten Intra-Klassen-Korrelation der Indices/Messwerte postoperativ über den zeitlichen Verlauf.
- Tabelle 3:** Demographische Daten des gesamten Patientenkollektivs. Die Darstellung erfolgt in Median und Range.
- Tabelle 4:** Demographische Daten der drei Patientengruppen unter Berücksichtigung der Ergebnisse des Insall-Salvati-Index. Die Darstellung erfolgt in Mittelwert und Standardabweichung.
- Tabelle 5:** Demographische Daten der drei Patientengruppen unter Berücksichtigung der Ergebnisse des Blackburne-Peel-Index. Die Darstellung erfolgt in Mittelwert und Standardabweichung.
- Tabelle 6:** Demographische Daten der drei Patientengruppen unter Berücksichtigung der Ergebnisse des Caton-Deschamps-Index. Die Darstellung erfolgt in Median und Range.
- Tabelle 7:** Demographische Daten der drei Patientengruppen unter Berücksichtigung des Patella-Shifts nach Metsna. Die Darstellung erfolgt in Median und Range.
- Tabelle 8:** Demographische Daten der drei Patientengruppen unter Berücksichtigung der Messungen der Trochleaweite. Die Darstellung erfolgt in Mittelwert und Standardabweichung.
- Tabelle 9:** Demographische Daten der drei Patientengruppen unter Berücksichtigung des errechneten Patella Shift Index. Die Darstellung erfolgt in Median und Range.
- Tabelle 10:** Demographische Daten der drei Patientengruppen unter Berücksichtigung des Patella-Shifts nach neu entwickelter Methode. Die Darstellung erfolgt in Median und Range.
- Tabelle 11:** Demographische Daten der drei Patientengruppen unter Berücksichtigung des Patella-Tilts nach Gomes. Die Darstellung erfolgt in Median und Range.

- Tabelle 12:** Demographische Daten der drei Patientengruppen unter Berücksichtigung des Patella-Tilts nach neu entwickelter Methode. Die Darstellung erfolgt in Median und Range.
- Tabelle 13:** Demographische Daten der drei Patientengruppen unter Berücksichtigung des gemessenen Facettenwinkels. Die Darstellung erfolgt in Median und Range.
- Tabelle 14:** Demographische Daten der drei Patientengruppen unter Berücksichtigung des lateralen knöchernen Überhangs. Die Darstellung erfolgt in Median und Range.
- Tabelle 15:** Unterschiede zwischen den Gruppen in den klinischen Scores unter Berücksichtigung des Patella-Shifts nach neu entwickelter Methode. Zusätzlich zum Signifikanzwert p erfolgt die Angabe des adjustierten Signifikanzniveaus nach Benjamini-Hochberg-Korrektur.
- Tabelle 16:** Unterschiede zwischen den Gruppen in den klinischen Scores und der ROM unter Berücksichtigung des Patella-Tilt nach Gomes. Zusätzlich zum Signifikanzwert p erfolgt die Angabe des adjustierten Signifikanzniveaus nach Benjamini-Hochberg-Korrektur.
- Tabelle 17:** Unterschiede zwischen den Gruppen in den klinischen Scores unter Berücksichtigung des Facettenwinkels. Zusätzlich zum Signifikanzwert p erfolgt die Angabe des adjustierten Signifikanzniveaus nach Benjamini-Hochberg-Korrektur.

Symbol- und Abkürzungsverzeichnis

°	Grad
%	Prozent
α	Signifikanzniveau
ANOVA	Varianzanalyse
a.p.	anterior-posterior
cm	Zentimeter
CT	Computertomographie
engl.	Englisch
HSS-Score	Hospital for Special Surgery Score
ICC	Intra-Klassen-Korrelationskoeffizient
IQOLA	International Quality of Life Assessment Project
KOOS	Knee Osteoarthritis Outcome Score
KSS	Knee Society Score
lat.	Latein
Lig.	Ligamentum (lat.: Band)
M.	Musculus (lat.: Muskel)
m	Monate
mm	Millimeter
mmHg	Millimeter Hydragryum
MRT	Magnetresonanztomographie
n	Anzahl
NRS	Numerischer Ratingskala
OP	Operation
p	Signifikanzwert
PMMA	Polymethylmethacrylat
PRFE	Patellarückflächenersatz
ROM	Range of Motion (engl.: Bewegungsumfang)
SD	Standardabweichung
SF-36	short-form-36
TEP	Totalendoprothese
UHMW	ultra high molecular weight
WOMAC	Western Ontario and McMaster Universities

1. Einleitung

1.1 Aktueller wissenschaftlicher Stand in der Knieendoprothetik

Die Implantation einer Knieendoprothese zählt zu den am häufigsten durchgeführten operativen Eingriffen in Deutschland mit weiterhin stark steigenden Fallzahlen [11]. Allein zwischen 2013 und 2017 stiegen die OP-Zahlen um 18,5 % auf 191.272 [12] – im Vergleich zu 2005 bedeutet dies einen Anstieg um 48,3 % (2005: 128.932) [1]. Dieses ist zum einen dem demographischen Wandel geschuldet [13], zum anderen aber auch einem Fallzahlanstieg in der Personengruppe < 60 Jahre, welcher zwischen 2005 und 2017 123,6 % betrug (37.666 (2017) vs. 16.845 (2005), siehe Abbildung 1) [1]. Auch im internationalen Vergleich stand Deutschland 2012 mit 206 Eingriffen pro 100.000 Einwohnern auf Platz 3 hinter den USA (226) und Österreich (217), während im EU-Vergleich lediglich 113 Implantationen pro 100.000 Einwohner stattfanden [11].

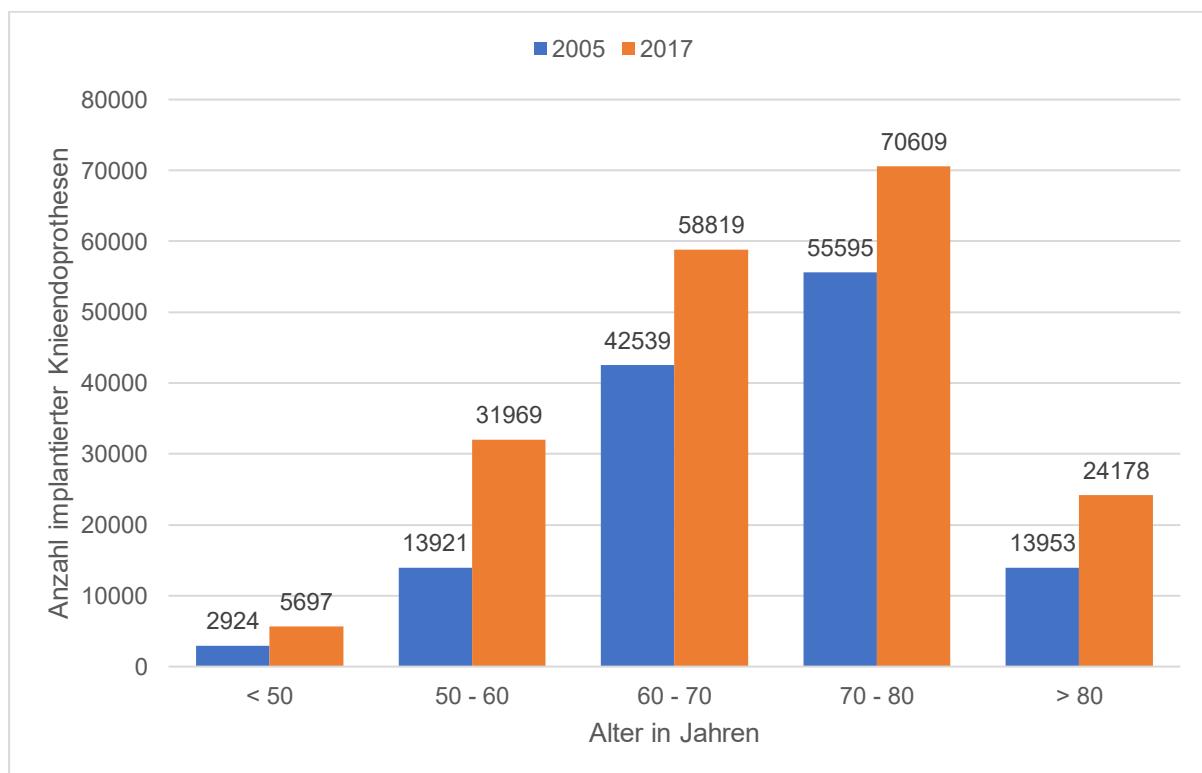


Abb. 1. Entwicklung der Anzahl implantierter Knieendoprothesen in Deutschland zwischen 2005 und 2017 [1]

Häufigste Indikation (96 %) zur Implantation einer primären Knieendoprothese ist eine weit fortgeschrittene, nicht mehr konservativ beherrschbare Arthrose [11]. Diese Volkserkrankung hat in der Gruppe der > 60-Jährigen eine röntgenbildmorphologische

Prävalenz von 20-40 %, von denen ca. 1/3 symptomatisch ist. Weitere, seltene Ursachen sind Arthritiden, Fehlstellungen, Frakturen oder maligne Erkrankungen [12]. Bei einer symptomatischen Gonarthrose sollten in der Regel mindestens 6-12 Monate konservative Maßnahmen (Schmerzmittel, Entlastung, Krankengymnastik, physikalische Therapie) ausgeschöpft werden und eine OP-Indikation erst bei nicht mehr konservativ beherrschbarem und das Leben beeinträchtigendem Leidensdruck gestellt werden. [11,14].

Zur Sicherung der Patientenzufriedenheit und Erzielung langfristig guter klinischer Ergebnisse sind eine Vielzahl unterschiedlicher, modular anpassbarer Prothesensysteme entwickelt worden, die je nach Patientensituation angewendet werden können. Neben dem Einsatz verschiedener Werkstoffe (z. B. Cobalt-Chrom, Titan, Keramik) kann der Operateur unter anderem zwischen gekoppelten und ungekoppelten oder zementierten und nicht zementierten Prothesensystemen wählen [11]. Experimentell werden zur Maximierung der Individualisierung einzelne Prothesenbestandteile bereits auf Basis dünnenschichtiger CT/MRT-Aufnahmen in 3D-Druckern hergestellt [13].

Die Standzeit moderner Prothesensysteme liegt im 5-Jahresverlauf bei bis zu 97 % sowie bei 78 % nach 15 Jahren [15,16]. Häufigste Ursachen für Prothesenrevision oder -ausbau sind Lockerung, Verschleiß, Infektionen, Fehlpositionierung einzelner Prothesenbestandteile, Gelenkinstabilität oder Patellakomplikationen [11,13].

1.2 Geschichte der Knieendoprothetik

Der endoprothetische Gelenkersatz stellt eines der am besten erforschten Gebiete der orthopädischen Chirurgie dar, welches vor allem in den letzten Jahrzehnten durch bedeutende Entwicklungen, etwa im Bereich Prothesendesign oder Materialeinsatz, erhebliche Fortschritte verzeichnen konnte [17,18]. Die Bestrebungen, erkrankte Kniegelenke mittels chirurgischer Techniken zu therapieren, lassen sich mindestens bis in das 18. Jahrhundert zurückverfolgen. Frühzeitig versuchte man, Gelenke mit Bewegungseinschränkungen bis hin zur totalen Versteifung durch operative Maßnahmen zu mobilisieren, um eine Verbesserung der Bewegung und Belastung zu erreichen. Dies erfolgte zunächst mittels Gelenkresektion oder -exzision, etwa bei offenen Verletzungen oder langandauernden Infektionen [17]. 1762 und 1768 publizierte *Filkin* Fälle von durch Tuberkulose zerstörten Kniegelenken, die er mittels

Resektion der Patella sowie der artikulierenden Anteile von Femur und Tibia zu behandeln versuchte [19]. Diese Methode - und insbesondere auch die der Exzision – hatte allerdings entscheidende Nachteile. Durch eine insuffiziente Gelenkstabilität war vor allem an der unteren Extremität die Belastbarkeit weiterhin deutlich eingeschränkt. Aufgrund dessen wandte man sich in der ersten Hälfte des 19. Jahrhunderts zunehmend von dieser Methode ab und legte den Fokus auf die gelenknahe Umstellungsosteotomie, die vor allem zur Therapie von Ankylosen angewandt wurde. Ein Pionier auf diesem Gebiet im deutschen Sprachraum war *Joseph Anton Mayer* (1798-1860). Die Vorteile der Osteotomien lagen im geringeren Substanzverlust bei gleichzeitiger Gewährleistung einer adäquaten Führung des osteotomierten Knochens durch den weitgehenden Erhalt von Muskulatur und Bändern [17].

Einen ähnlichen Ansatz wie Mayer verfolgte *Verneuil* 1860 [20]. Seine Idee einer Interpositionsarthroplastik umfasste die sparsame Resektion von Gelenkanteilen mittels Hammer und Meißel und die Umgestaltung artikulierender Knochenflächen zur Ausbildung neuer kongruenter Gelenkflächen. Um eine knöcherne Überbrückung zwischen den Artikulationsflächen und damit einhergehende Bewegungseinschränkungen zu verhindern, plazierte man flächenhafte Interponate unterschiedlichen Gewebeursprungs innerhalb des Gelenkspalts. Dabei handelte es sich um autologe Gewebe wie Kutis, Faszien, Muskulatur und Fett oder homologe Gewebe wie die Dura. Aber auch alloplastische Materialien wie Holz, Zelloidin, Metallfolien und Metallteile fanden Verwendung. Während die Interpositionsarthroplastik bei sparsamer Resektion der Gelenkflächen eine gute Möglichkeit darbot, war sie insbesondere bei umfangreichen Exzisionen bzw. Exstirpationen stark geschädigter Gelenke schwierig in der Anwendung, da hier große Substanzverluste aufgefüllt werden mussten. Dies betraf insbesondere das Kniegelenk aufgrund der herausragenden Stellung als größtes Gelenk im menschlichen Körper [14,17,21].

Doch so gut manche Operationsmethoden auch zunächst schienen, so begrenzt war ihr langfristiger Erfolg. Dies war auch den dazumal katastrophalen Zuständen hinsichtlich Hygiene und Schmerzausschaltung geschuldet. Jede Operation war mit hohen Risiken verbunden und Komplikationen waren gefürchtet. Das 1846 von *William Thomas Green Morton* (USA) erstmals angewandte Verfahren der Allgemeinnarkose stellt hier einen ersten Meilenstein dar, welches den Patienten den Schmerz nahm und zur Verkürzung der OP-Zeiten führte [17,22]. Die hohen Raten an Infektionen, die nicht

selten in Amputationen oder dem Tod endeten, waren unter anderem *Joseph Lister* ein Dorn im Auge. Seine 1867 propagierte Antisepsis sorgte für eine Verbesserung der OP-Bedingungen mit deutlicher Senkung der Infektionsraten [17,23,24].

Schlussendlich waren auch die diagnostischen Möglichkeiten zur damaligen Zeit begrenzt. Abhilfe schaffte hier die 1895 von *Wilhelm Conrad Röntgen* entdeckte und nach ihm benannte Röntgenstrahlung, die gerade in der Orthopädie völlig neue diagnostische Wege eröffnete [17,25].

Ein weiterer Meilenstein auf dem Weg zum prosthetischen Gelenkersatz gelang dem deutschen Chirurgen *Themistocles Gluck* bereits ein Jahrzehnt zuvor. Hier präsentierte er 1885 vor der „Berliner medicinischen Gesellschaft“ seine Idee eines Gelenkersatzes mittels aus Leichnamen gewonnenen oder aus Elfenbein hergestellten Gelenken [14,17,26,27]. In der klinischen Anwendung war das Resultat zwiespältig – zum einen stellte er eine sehr gute Komponentenverbindung zwischen körpereigenem Knochen und Elfenbein fest, zum anderen musste ein Großteil der Gelenke nach unterschiedlicher Zeit wieder exstirpiert werden, dies jedoch vermutlich auch zu großen Teilen der ursprünglichen OP-Indikation geschuldet, der Gelenktuberkulose. Zudem entwarf Gluck den Prototyp des Knochenzements, indem er die aus Elfenbein gefertigten Gelenke mit einem erhitzten Gemisch aus Kolophonum und Bimsstein oder Gips am Knochen befestigte [17].

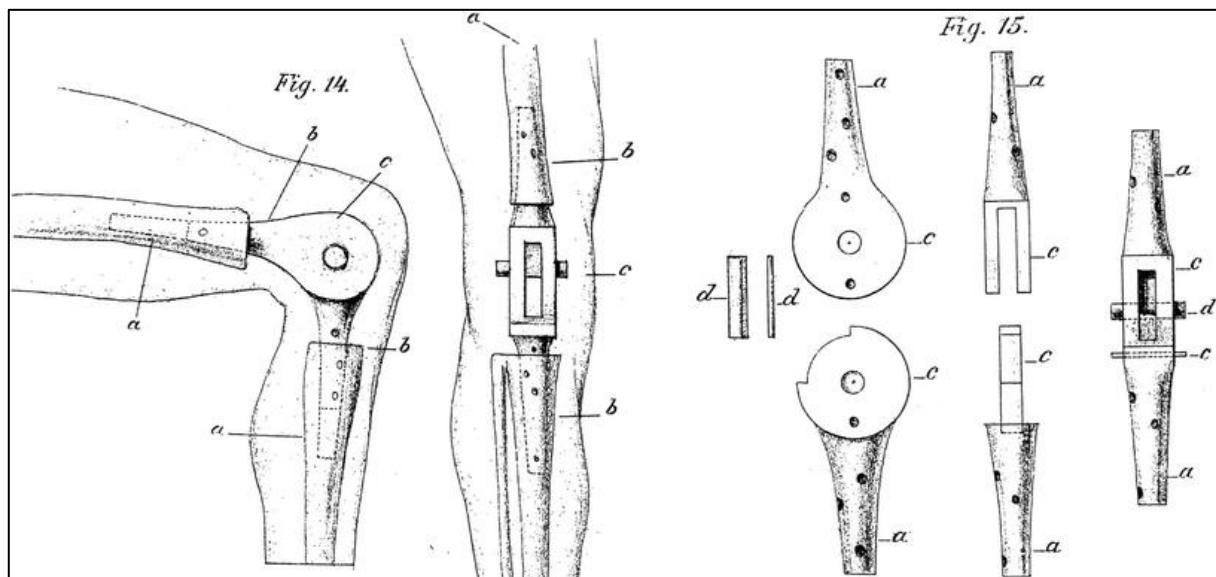


Abb. 2. Themistocles Glucks Entwurf einer Scharnierendoprothese aus Elfenbein *in situ* (links) sowie Darstellung der einzelnen modularen Bestandteile (rechts) (aus [2])

Die moderne Ära der Knieendoprothetik begann schließlich in der Mitte des 20. Jahrhundert mit der Entwicklung der starr achsgekoppelten Scharnierendoprothese durch *Walldius* (1951) [28] und *Shiers* (1954) [29]. Diese langstielig intramedullär verankerten Prothesen waren einfach zu implantieren, da aufgrund der eigenen mechanischen und strukturellen Stabilität der Prothese die Ligamente und Weichteile ausgedehnt entfernt werden konnten. In den 50er und 60er Jahren war dies die erste Prothese, die längerfristig zufriedenstellende Ergebnisse ermöglichte. Negative Auswirkungen auf das Outcome hatten zum einen der hohe implantationsbedingte Knochenverlust, zum anderen die fehlende Reproduktion der komplexen Biomechanik des Kniegelenks durch die Scharnierkopplung, welche nur eine uniaxiale Bewegungsführung ermöglichte. Darüber hinaus kam es häufig zu Implantatversagen durch frühzeitige Lockerung und eine hohe Infektionsrate [21,30]. Einen anderen Ansatz verfolgten *MacIntosh* 1958 [31] und *McKeever* 1960 [32]. In Anlehnung an die Hüftendoprothetik entwickelten sie einen reinen Oberflächenersatz, zunächst der tibialen Gelenkfläche mittels metallischer Scheiben. Da dieser jedoch der Gelenkstabilität nicht zuträglich war und häufig Lockerungen resultierten, war kein langfristiger Erfolg beschieden [30,33]. Ein Meilenstein war schließlich die Entwicklung der ersten zementierten teilgekoppelten Knieendoprothese durch *Gunston* 1968 [34] mit Ersatz sowohl der tibialen als auch femoralen Gelenkfläche unter Erhalt der Kreuz- und Kollateralbänder [21,30]. Seit Mitte der 70er Jahre kam es zunehmend zur Verwendung bikondylärer Knieendoprothesen, welche ungekoppelt und somit achsfrei eine multidirektionale Bewegungsführung im Kniegelenk ermöglichen. Diese wurden im Verlauf der Jahrzehnte vom ursprünglichen Prototyp zunehmend verfeinert und dennoch herrscht kein eindeutiger Konsens über die korrekte Art und Weise der Implantation, etwa hinsichtlich Verankerung (zementiert, nicht zementiert, hybrid), Erhalt oder Resektion des hinteren Kreuzbandes, Art des Inlays (mobil oder fixiert) oder Schraubenfixierung des tibialen Plateaus [33,35]. Eine weitere Kontroverse herrscht bezüglich des Patellarückflächenersatzes, welcher seit 1955 zunächst mit metallischen Komponenten praktiziert wurde, die später aufgrund struktureller Probleme (etwa Lösung des Polyethylendoms von der metallischen Platte und anschließendem metallischen Abrieb) vollständig zugunsten Polyethylen ersetzt wurden [21,36]. Während in Norwegen lediglich 2 % der Patienten während der primären Endoprothesenimplantation einen Patellarückflächenersatz erhalten, sind es in den USA über 90 % [37].

Bis heute entwickeln eine Vielzahl von Herstellern ein Arsenal an unterschiedlichen Endoprothesensystemen, aus denen der jeweilige Operateur unter Berücksichtigung der individuellen Patientensituation mit dem Ziel des bestmöglichen Outcomes wählen kann.

1.3 Anatomie und Biomechanik des Kniegelenks

Das Kniegelenk ist das größte Gelenk im menschlichen Körper, gebildet aus einer Vielzahl anatomischer Strukturen, die miteinander einzelne Funktionseinheiten bilden [38].

Als Articulatio composita setzt es sich zusammen aus dem medialen und lateralen Femorotibialgelenk, in dem die beiden Femurkondylen mit dem Tibiplateau artikulieren und dem Femoropatellargelenk, gebildet aus der rückseitigen Facies articularis der Patella und der sattelförmigen Facies patellaris des Femurs. Die Patella ist das größte Sesambein des Menschen, eingelagert in die Sehne des M. quadriceps femoris, um als Hypomochlion die Wirksamkeit der Quadrizepssehne zu steigern und die Gelenkbelastung zu verringern [14].

Die Gelenkflächen sind mit hyalinem Knorpel überzogen, welcher im Zusammenspiel mit den fibrokartilaginären medialen und lateralen Menisci Inkongruenzen ausgleicht und zu einer gleichmäßigen Lastverteilung führt um so einen reibungsfreien Bewegungsablauf zu ermöglichen und die Belastungsstabilität zu erhöhen [39–41].

Der Vollständigkeit halber muss auch das proximale Tibiofibulargelenk dem Kniegelenk anatomisch zugeordnet werden, spielt als Amphiarthrose jedoch nur eine untergeordnete Rolle in der Bewegungsführung [42].

Als Drehscharniergelenk besitzt das menschliche Knie insgesamt sechs Freiheitsgrade, davon drei Verschiebungs- (Translation) und drei Drehbewegungsfreiheitsgrade [40,43,44]:

- Translation zwischen Femur und Tibia in sagittaler Richtung
- Translation zwischen Femur und Tibia in transversaler Richtung
- Rotation um die transversale Achse (Extension/Flexion)
- Rotation um die longitudinale Achse (Rotation der Tibia gegen Femur)
- Rotation um die sagittale Achse (Varus-/Valguskippung)
- Distraktion und Kompression des Kniegelenks in longitudinaler Richtung

Das physiologische Bewegungsausmaß (Range of Motion) beträgt [40,45]:

- $5^\circ/0^\circ/125-150^\circ$ (Extension/Flexion (aktiv-passiv))
- $7^\circ/0^\circ/8^\circ$ (Abduktion/Adduktion)
- $8^\circ/0^\circ/3^\circ$ (Außenrotation/Innenrotation in Streckung)
- $25^\circ/0^\circ/10^\circ$ (Außenrotation/Innenrotation in 90° Beugung)

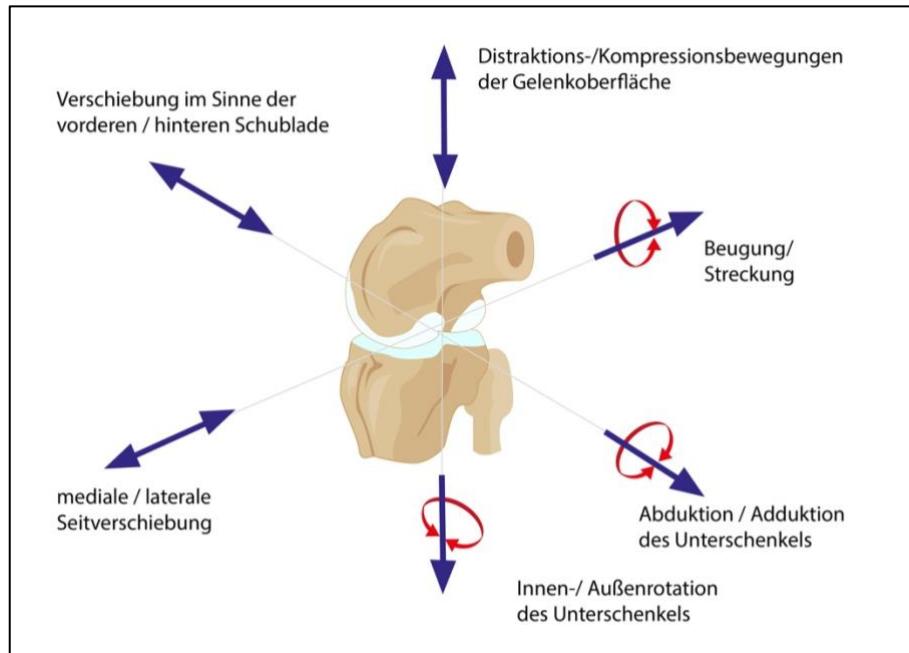


Abb. 3. Schematische Darstellung der sechs Freiheitsgrade im Kniegelenk (nach [3])

Das Kniegelenk wird bei weitgehend fehlender Knochenführung durch einen aufwändigen Kapsel-Band-Apparat stabilisiert, welcher zusätzlich eine wichtige Rolle in der Steuerung der Bewegungsabläufe hat [41]. Die Gelenkkapsel umschließt das gesamte Kniegelenk und ist seitlich mit den Meniskusbasisen fest verwachsen [14]. Die ligamentären Strukturen lassen sich in einen oberflächlichen und tiefen Bandkomplex unterteilen. Die tief intraartikulär innerhalb der Gelenkkapsel gelegenen Kreuzbänder (Ligg. cruciatum anterius et posterius) sorgen für eine ventrodorsale und Rotationsstabilität [41,46]. Das vordere Kreuzband verhindert hierbei eine zu starke Translation des Unterschenkels nach ventral, das dorsale Kreuzband vice versa. Die oberflächlich liegenden Kollateralbänder stabilisieren das Kniegelenk in der Frontalebene und verhindern ein seitliches Aufklappen. Das mediale Kollateralband ist teils mit Gelenkkapsel und medialem Meniskus verwachsen, das laterale Kollateralband zieht über das Gelenk hinweg [41,47]. Neben der Bewegungsausführung ist die auf das Kniegelenk einwirkende Muskulatur an der

aktiven Stabilisierung des Gelenkes beteiligt. Hauptverantwortlich sind hierfür der M. vastus medialis obliquus, die Adduktoren via Lamina vastoadductoria sowie die Pes anserinus-Gruppe. Zusätzliche Rotationsstabilität in Flexion ist durch das Lig. patellae gegeben, welches eine Rotation der Tuberrositas tibiae gegenüber dem femoropatellaren Gleitlager verhindert [14,41].

Die Flexions-/Extensionsbewegung im Kniegelenk ist von *Fick* 1904 als Roll- und Gleitbewegung der femoralen Kondyle auf der tibialen Gelenkfläche beschrieben worden [48]. Während der anfänglichen Beugung findet ein reines Rollen statt; erst ab einem Beugungswinkel von 20-30° gleiten die Gelenkflächen aufeinander und die Gelenkkontakte, insbesondere am lateralen Tibiaplateau, wandern nach posterior (negatives Rollback), um so den Hebelarm des M. quadriceps femoris zu optimieren. So kommt es in der Transversalebene während der Flexion von 0° auf 120° zu einer Verschiebung des lateralen Kontaktpunktes um ca. 2 cm nach dorsal, während der mediale etwa unverändert bleibt. Im Gegenzug wird bei endgradiger Streckung durch die Konvexität der lateralen Tibiagelenkfläche automatisch eine Schlussrotation der Tibia um ca. 10° nach außen durchgeführt, welche zu einer Vergrößerung der femorotibialen Kontaktfläche in voller Streckung führt [4,14].

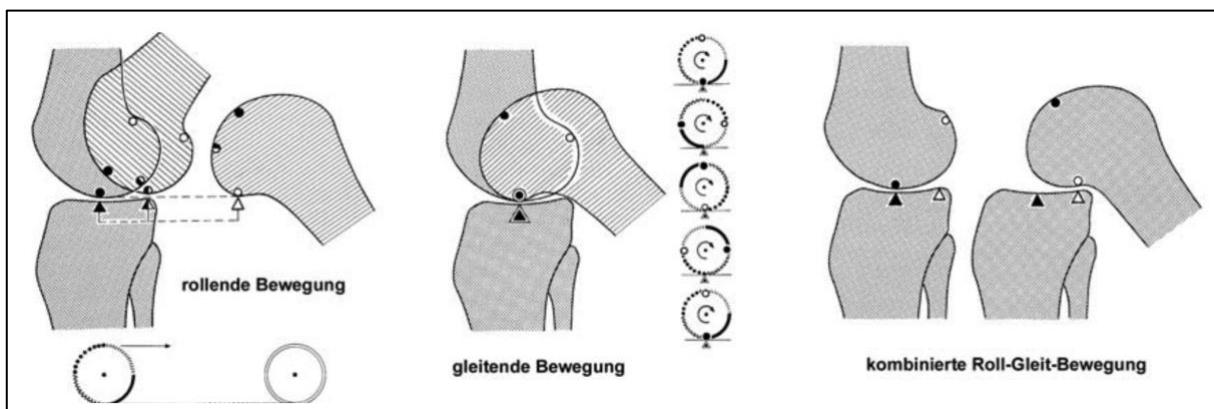


Abb. 4. Darstellung einer isolierten Roll- bzw. Gleitbewegung und der physiologischen Bewegungskombination mit Verschiebung der Kontaktstellen nach dorsal. (aus [4])

Die physiologische Kinematik des Kniegelenks, insbesondere das Zusammenspiel der knöchernen Strukturen mit den Menisci und dem Kapsel-Band-Apparat, ist hochkomplex und es ist auch noch gegenwärtig Herausforderung der Endoprothetik, diese bestmöglich nachzubilden [18].

1.4 Bedeutung des femoropatellaren Gelenks in der Knieendoprothetik

Ein regelrechtes postoperatives patellofemorales Alignment stellt heutzutage ein essentielles Ziel in der Knieendoprothetik dar [8,14,49].

Frühe Endoprothesendesigns setzten noch den Fokus auf die Wiederherstellung einer regelrechten Artikulation im medialen und lateralnen Kompartiment ohne Berücksichtigung des Patellofemoralgelenks [50]. Ein hoher Anteil postoperativ schmerzgeplagter Patienten (40–58 %) ließ *Insall* 1976 vermuten, dass dieser Schmerz am ehesten dem vergessenen patellaren Kompartiment geschuldet ist [51]. Erste Maßnahmen wie die Patellektomie oder das Weichteilrealignment senkten die Schmerzraten nur unzureichend, sodass erst im Anschluss Methoden zum Resurfacing der Patella sowie signifikante Änderungen im Prothesendesign das Outcome verbesserten [52]. Dennoch bleibt der postoperative anteriore Knieschmerz eine häufige Ursache für ein reduziertes Ergebnis. Je nach Literatur wird hierfür eine Inzidenz von 5-10% mit einer Range von 0,4-50% angegeben [8,50,52–54]. Des Weiteren sind patellofemorale Symptomatiken für die Hälfte der Revisionsoperationen nach Primärimplantationen verantwortlich [53].

Die Häufung femoropatellarer Schmerzen ist dabei der komplexen anatomischen Situation der Patella geschuldet. Als größtes Sesambein, eingelagert in den muskulären Streckapparat, unterliegt sie in frühen Phasen der Flexion von 0°-20/30° der Stabilisierung durch die medialen und lateralnen Bandstrukturen, um im Anschluss in das femorale Gleitlager, die Trochlea bzw. deren prosthetischen Ersatz, einzutreten und durch dieses stabilisiert zu werden. Zusätzlich wird ihr Gleitverhalten durch ihre Rolle als Hebelarm des Streckapparats durch die einzelnen Anteile des M. quadriceps femoris beeinflusst [55]. Das Femoropatellargelenk selbst unterliegt im Alltag erheblichen mechanischen Belastungen und muss etwa während des Treppensteigens in Spitzen das Dreifache des Körpergewichts tragen [14]. Dies stellt enorme Herausforderungen an Design und Materialauswahl moderner Endoprothetiksysteme. Neben der Berücksichtigung der Patellamorphologie zielt der prosthetische Ersatz vorrangig auf den Erhalt der Stabilität der Patella im patellofemoralen Gleitlager. Die Inzidenz der postoperativen patellofemoralen Instabilität liegt zwischen 1-12 % [49]. Bereits ein geringgradiges Maltracking kann mit anteriorem Knieschmerz assoziiert sein, auch wenn der Zusammenhang zwischen patellarem Alignment und klinischem Outcome nicht abschließend geklärt ist [49]. In einer retrospektiven Studie von *Bindelglass* mit 234 Patienten waren sowohl

Schmerzen als auch ROM unabhängig von patellarem Shift und Tilt [56]. *Dhollander* fand in einer Untersuchung von 106 primär endoprothetisch versorgten Patienten ebenfalls keinen Zusammenhang zwischen Patellatilt und ROM [57]. Dagegen zeigte *Pookarnjanamorakot* an einer MRT-Studie mit 128 Patienten eine positive Korrelation zwischen Patellatilt und Symptomen von anteriorem Knieschmerz und vermutet ein straffes laterales Retinaculum als Ursache [58]. Neue retrospektive Untersuchungen von *Narkbunnam* zeigten einen Zusammenhang zwischen mangelhaftem patellofemoralen Alignment und niedrigem klinischem Outcome (Odds-Ratio 3.4-6.4) [49].

Die Gründe für eine femoropatellare Instabilität und hierdurch bedingte Schmerzen lassen sich in funktionelle und mechanische Ursachen einteilen. Im Rahmen der meist vorausgehenden, über einen langen Zeitraum fortschreitenden Arthrose mit entsprechender Bewegungseinschränkung entwickeln viele Patienten Schwächen bzw. Dysbalancen der Quadrizepsmuskulatur [59]. Dabei geht die typische Schwäche des Vastus medialis häufig mit einer vermehrten Aktivierung des Vastus lateralis einher, welche ein laterales Maltracking der Patella bewirken kann [60]. Weiterhin ursächlich für eine Patellalateralisation können Störungen der hüftstabilisierenden Muskulatur sein. Bei entsprechender Insuffizienz der Außenrotatoren kommt es zur Valgusfehlstellung im Kniegelenk, die folglich die Artikulation im Femoropatellargelenk beeinflusst [61]. Diese funktionellen Ursprünge eines Maltrackings lassen sich in der Regel konservativ mittels passiv rezentrierender Maßnahmen (Tapes, Orthesen) und ergänzender Physiotherapie (Stärkung des Vastus medialis) adressieren [55]. Dies gilt nicht für mechanische Ursachen einer dezentrierten Patella. Etwa 1 % der implantierten Knieendoprothesen wird aufgrund von Schmerzen und signifikanter Funktionseinschränkungen infolge einer mechanisch bedingten patellofemoralen Instabilität revidiert (Gesamtrevisionsrate 2,8 %) [55]. Ursächlich ist zumeist eine unzureichende intraoperative Weichteilbalancierung, sprich die insuffiziente Einstellung der medialen und lateralnen Kapsel-/Bandspannung sowie Patellazentrierung im femoralen Gleitlager [62]. Hier besteht nach Implantation die Möglichkeit des arthroskopischen lateral release, gegebenenfalls mit Arthrolise einschließlich Entfernung peripatellärer Briden und Adhäsionen, die eine Patellazentrierung verhindern [55].

In den letzten Jahren geriet zudem zunehmend die fehlerhafte Rotation der femoralen und tibialen Prothesenkomponente in den Fokus (Inzidenz 9,4-11,8 %) [49,53,55].

Akagi zeigte, dass bereits eine Innenrotation der femoralen Komponente um 3-7° zu chronischen Problemen führen kann [63]. Ebenso konnten sowohl *Bell* als auch *Nicoll* und *Rowley* in ihren Studien nachweisen, dass die Innenrotation dieser Komponenten mit Schmerzen nach Knie-TEP einhergeht [64,65]. Im Gegensatz hierzu stellte *Young* in einer Vergleichsstudie keinen Unterschied hinsichtlich der Prävalenz innenrotierter Prothesenkomponenten zwischen einer Gruppe mit anteriorem Knieschmerz und einer Kontrollgruppe mit nicht schmerzhafter Knie-TEP fest [66]. Dass eine fehlerhafte Innenrotation der Prothesenkomponenten einen Patellashift bzw. -tilt bedingen kann, beschrieben *Akagi* und *Bhattee* [63,67]. Im Umkehrschluss konnte *Bédard* zeigen, dass nach Revisionsoperationen mit Verbesserung des Rotationsalignments ein besseres Patellatracking erreicht werden konnte und sich das klinische Outcome verbesserte [68]. Zu diesbezüglich zwiespältigen Ergebnissen kam *Barrack*, dessen Studie einen Zusammenhang zwischen Komponentenmalrotation und anteriorem Knieschmerz zeigte, jedoch keine signifikanten Unterschiede im Patellatracking zwischen den Gruppen fand [69]. Konsens besteht bisher nur über den geringen bis fehlenden negativen Einfluss einer Außenrotation der Komponenten. Tatsächlich verbessert eine Außenrotation der Femurkomponente in Relation zur posterioren Femurkondyle die Patellazentrierung aufgrund der besseren Nachbildung der natürlichen Gelenkverhältnisse [49,54].

Eine weitere mechanische Ursache für patellofemorale Schmerzen ist das Overstuffing, bei dem es durch eine zu weit ventrale oder dorsale Implantation von in Relation zu großen Femurkomponenten zu einer Verengung im femoropatellaren Gelenkspalt und zu einem erhöhten Anpressdruck kommt [53]. Als vorteilhaft erwiesen zur Vermeidung von Instabilitäten und zur besseren Zentrierung der Patella im femoropatellaren Gelenk haben sich Trochleadesigns mit größerer Tiefe und Länge sowie lateraler Platzierung, da diese der natürlichen Anatomie besser nachempfunden sind und die Patella im Bewegungsablauf früher „einfangen“ und stabilisieren, um so einen reibungsloseren Bewegungsablauf mit erhöhtem maximalen Flexionsgrad zu ermöglichen [54].

Neben dem axialen Patellatracking muss auch die Patellaposition in der Sagittalebene im prä- und postoperativen Verlauf berücksichtigt werden. Selten kann es postoperativ durch Kontrakturen des Lig. patellae oder Vernarbungen oberhalb der Tuberossitas tibiae zu einem Absinken der Patella, zur sogenannten Patella baja kommen [53,55]. Häufiger hingegen ist die Pseudo-Patella baja, die durch eine elezierte Gelenklinie

infolge einer Überresektion des femoralen oder tibialen Gelenkanteils oder Einlage eines überhöhten Inlays entsteht [14,55]. Während diese häufiger operativ mittels Tuberositasproximalisierung oder Patellarsehnenverlängerung angegangen werden muss [53,55], lässt sich eine postoperative Patella alta, sofern nicht mit Rupturen des Lig. patellae assoziiert, in der Regel konservativ therapieren, da diese sich nur durch Instabilität in früher Flexion manifestiert [53].

Das in Bezug auf die Patella in der Wissenschaft meistdiskutierte Thema ist der Patellarückflächenersatz (PRFE). Einst aufgrund der trotz geänderter Prothesendesigns persistierenden anterioren Schmerzproblematik eingeführt, herrscht kein Konsens über das Nutzen-Risiko-Verhältnis dieser Maßnahme [14,35,50,55]. *Berti* zeigte in einer klinischen Studie mit 47 Patienten ein besseres klinisches und funktionelles Outcome sowie eine verringerte Prävalenz von anteriorem Knieschmerz in der Patientengruppe mit PRFE. Trotz ähnlicher Bewegungsmuster sei der aktive und passive Bewegungsumfang, insbesondere in der Flexionsbewegung erhöht gewesen [70]. Andererseits konnten unter anderem *Keblish*, *Kajino* und *Agarwala* keinen Unterschied im klinischen, funktionellen und radiologischen Outcome feststellen [50,71,72]. In einer Metaanalyse von *Pakos*, in der 1223 Knieendoprothesen untersucht wurden, zeigte sich zwar eine Reduktion des anterioren Knieschmerzes um 14 % nach PRFE [73], vier weitere Metaanalysen konnten dies jedoch nicht bestätigen, obschon das Risiko für eine operative Revision reduziert war [74–77]. Konträr hierzu zeigte *Bourne* gar, dass bei nativ belassener patellarer Gelenkfläche Patienten seltener Schmerzen hatten und insgesamt bessere „Knee Scores“ aufwiesen [78]. Mögliche zusätzliche Komplikationen eines PRFE wie Implantatlockerung, Patellafraktur, Nekrosen oder Materialabrieb lassen den Nutzen fragwürdig erscheinen [35,50]. *Stukenborg-Coulsen* zeigte zudem unerwünschte hohe Druckbelastungen an der Patellarückfläche nach PRFE [79]. Weitgehender Konsens besteht einzig über die Sinnhaftigkeit der Entfernung osteophytärer Anbauten der Patella, die insbesondere lateralseitig für eine Fixierung eines Maltrackings sorgen können. [55]

Zusammengefasst ist aufgrund der komplexen anatomischen Situation und Kinematik die Berücksichtigung des patellofemoralen Kompartiments in der Knieendoprothetik essentiell für ein erfolgreiches postoperatives Outcome und ist nach wie vor Gegenstand der Weiterentwicklung moderner Prothesensysteme.

1.5 Zielstellung der Arbeit

Die Implantation einer totalen Kniegelenkendoprothese ist einer der am häufigsten durchgeführten chirurgischen Eingriffe und gewinnt dennoch weiter an gesellschaftlicher Relevanz. Umso wichtiger ist es, dass sowohl aus Patienten- als auch aus wirtschaftlicher Sicht das klinische und funktionelle Outcome zufriedenstellend ist und Revisionsoperationen vermieden werden [11,13].

Femoropatellare Schmerzen sind ein häufiges Symptom nach Knie-TEP-Implantation und betreffen bis zu 50 % der Patienten [8,50,52–54]. Eine Vielzahl von Studien beschäftigte sich bereits mit den Ursachen des anterioren Knieschmerzes und generell eines unzufriedenstellenden Outcomes [14,49,53,55–57].

Eine unklare Datenlage herrscht weiterhin bezüglich des Einflusses eines patellaren Maltrackings oder von Abweichungen der Patella in der Sagittalebene auf das klinische und funktionelle Outcome [56,80,81].

In der vorliegenden Studie soll ein für zwei ehemals prospektiv angelegte Studien akquiriertes Patientenkollektiv retrospektiv ausgewertet werden. Dabei erfolgt die radiologische Evaluation der Patellaposition zu definierten follow-up-Zeitpunkten sowie die Erfassung des klinischen und funktionellen Outcomes anhand von arthrose- bzw. kniegelenkspezifischen sowie lebensqualitätsbezogenen Fragebögen.

Es soll untersucht werden, ob es signifikante Unterschiede im klinischen und funktionellen Outcome zwischen hieraus abgeleiteten Patientengruppen mit unterschiedlichem Ausmaß eines pathologischen Trackings gibt.

Ziel soll es sein, bei Vorliegen signifikanter Zusammenhänge einen Score zu entwickeln, der die Ergebnisse der radiologischen Messungen miteinbezieht und prädiktiv für das klinische und funktionelle Outcome eingesetzt werden kann.

2. Material und Methoden

2.1 Patientenkollektiv

Das Patientenkollektiv setzt sich auf Grundlage der Zustimmung der lokalen Ethikkommission aus Patienten zweier bereits durchgeföhrter prospektiver Studien zu unten genannten Knieendoprothesen zusammen (Reg.-Nr. A13/2006 und A2008-63). Diese Studien wurden über einen Beobachtungszeitraum von fünf Jahren durchgeföhr. Die schriftliche Einwilligung der Patienten zur Teilnahme an der Studie liegt vor. Das Patientenkollektiv der nun retrospektiven Studie umfasst 59 Patienten, die zwischen 2006 und 2008 an der Orthopädischen Klinik und Poliklinik der Universitätsmedizin Rostock einen endoprothetischen Kniegelenkersatz (Oberflächenersatz) erhalten haben. Da drei Patienten bilateral mit Knieendoprothesen versorgt wurden, können insgesamt 62 Knieendoprothesen in die Studie eingeschlossen werden. Einschlusskriterien waren die Indikation zum endoprothetischen Kniegelenkersatz bei Kniegelenksarthrose primärer und sekundärer Genese. Als Ausschlusskriterien definiert wurden neben Infektionen eine manifeste Osteoporose, eine bestehende Tumorerkrankung und eine Bandinstabilität sowie vorhandene Deformitäten, die einen Gelenkersatz mittels der verfügbaren Prothesensysteme nicht ermöglichten.

2.2 Knieendoprothesensysteme

2.2.1 Genia® Knie

Das zementierte posterior stabilisierte bikondyläre Oberflächenersatzsystem Genia® (ESKA Implants GmbH, Lübeck, Deutschland) mit ultrakongruentem, rotierendem Inlay aus UHMW-Polyethylen dient im Falle eines partiellen oder totalen Verlustes des hinteren Kreuzbandes dem totalen Kniegelenkersatz. Sowohl die femorale als auch die tibiale Komponente bestehen aus einer Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierung (Co₂₈Cr₆Mo). Die Zementierung erfolgt mittels PMMA Zement (Refobacin Bone Cement, Biomet Deutschland GmbH, Berlin, Deutschland).



Abb. 5. Genia® Knie mit rotierendem Polyethyleninlay aus UHMW-PE (Orthodynamics GmbH, Lübeck, Deutschland) (aus [5])

2.2.2 Multigen Plus Knie (Metall)

Bei der seit 1997 in metallischer Ausführung erhältlichen Multigen Plus Knieendoprothese (Lima Lto, Villanova di San Daniele, Udine, Italien) handelt es sich um ein zementierbares bikondyläres Oberflächenersatzsystem, deren Komponenten mittels Knochenzement verankert werden. Dazu gehören die ventral asymmetrische Femurkomponente aus einer Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierung ($Co_{28}Cr_6Mo$), die einen kreuzbanderhaltenden Gelenkersatz ermöglicht, sowie die metallische Tibiakomponente aus Titan (Ti_6Al_4V) [82]. Das verwendete „fixed-bearing“ Inlay aus UHMW-Polyethylen steht in 5 unterschiedlichen Höhen zwischen 10 und 20 mm zur Verfügung.



Abb. 6. Multigen Plus Knieendoprothese mit asymmetrischer metallischer Femurkomponente und „fixed bearing“-Inlay aus UHMW-Polyethylen (Lima Corporate, Villanova di San Daniele, Udine, Italien) (aus [5])

2.2.3 Multigen Plus Knie (BIOLOX® Keramik)

Das bikondyläre Oberflächenersatzsystem Multigen Plus mit keramischer Femurkomponente (Lima Lto, Villanova di San Daniele, Udine, Italien) entspricht geometrisch in großen Teilen der metallenen Ausführung. Im Unterschied zu letzterer ist hierbei die kreuzbanderhaltende Femurkomponente symmetrisch und aus BIOLOX® Delta Keramik (CeramTec GmbH, Plochingen, Deutschland). Dabei handelt es sich um eine Mischkeramik aus 82 Vol.-% Aluminiumoxid (Al_2O_3), 17 Vol.-% Zirkonoxid (ZrO_2) sowie geringen Mengen Strontiumoxid (SrO) und Chromoxid (Cr_2O_3). Durch den Verzicht auf die Cobalt-Chrom-Molybdän-Legierung wird das Risiko von Hypersensitivitätsreaktionen gegenüber Metallionen minimiert und der Abrieb des ebenfalls eingesetzten „fixed-bearing“ Inlay aus UHMW-Polyethylen reduziert [82–86]. Die tibiale Komponente aus Titan (Ti_6Al_4V) wird wie die femorale Komponente mittels Knochenzement verankert. Die nahezu identische Ausführung der beiden Varianten des Multigen Plus-Systems ermöglicht den Einsatz des gleichen Operationsinstrumentariums.



Abb. 7. Multigen Plus Knieendoprothese mit symmetrisch gestalteter keramischer Femurkomponente und „fixed bearing“-Inlay aus UHMW-Polyethylen (Lima Corporate, Villanova di San Daniele, Udine, Italien) (aus [5])

2.3 Operationstechnik

Alle in dieser Studie durchgeführten Knieendoprothesenimplantationen wurden von zwei erfahrenen Operateuren durchgeführt, welche bereits zuvor genügend Erfahrung mit der Implantation des Genia® und Multigen Plus Knies gesammelt hatten. Hierdurch konnte die Lernkurve reduziert werden.

Zur präoperativen Planung erfolgte die standardisierte radiologische Diagnostik, bestehend aus Aufnahmen des Kniegelenks in zwei Ebenen im Stehen (Abbildungsmaßstab 115 %), der Patella tangential sowie Ganzbeinaufnahmen im Stehen a.p. (anterior-posterior) zur Bestimmung der einzusetzenden Prothesengröße, des Valgitätswinkels des Femurs sowie der anatomischen Beinachse.

Nach „Single-shot“-Antibiose mittels intravenöser Applikation von 1,5 g Cefuroxim erfolgt die Herstellung einer Blutsperre der zu operierenden Extremität durch Anlage einer auf 300 mmHg inflatierten Oberschenkeldruckmanschette. Die Eröffnung des OP-Situs beginnt bei allen verwendeten Prothesensystemen unter Anwendung des medialen parapatellaren Zugangs nach Payr. Hierbei wird ein bogenförmig am medialen Patellarand verlaufender Hautschnitt von ca. 5 cm suprapatellar bis zur distal gelegenen Tuberrositas tibiae durchgeführt.

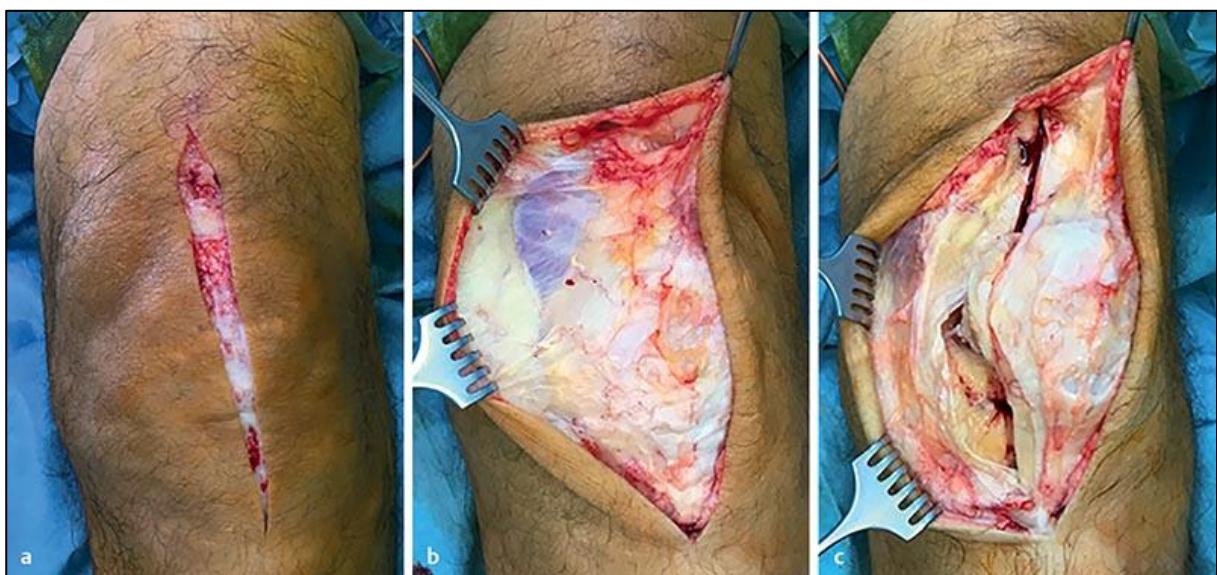


Abb. 8. Eröffnung des Kniegelenks über den medialen parapatellaren Zugang nach Payr (aus [6])

Im Anschluss werden das mediale Retinaculum patellae sowie die Gelenkkapsel präpariert und die Quadrizepssehne im medialen Drittel und lateral des inserierenden Musculus vastus medialis gespalten. Um eine übersichtlichere Darstellung des

Kniebinnenraumes und des Tibiplateaus zu erreichen, wird nach Eröffnung der Gelenkkapsel die Patella nach lateral evertiert und das Kniegelenk um 90° flektiert. Unter Nutzung des jeweiligen Implantationsinstrumentariums erfolgt nun die stückweise Präparation des ossären Implantatlagers. Dabei wird unter Berücksichtigung des präoperativ bestimmten Femurvalguswinkels die femorale intramedulläre Führung der Femurausrichtlehre entsprechend zwischen 4° und 8° eingestellt. Unterschiede zwischen den Systemen bestehen nun hinsichtlich des Einsatzes der tibialen Resektionslehre. Während für das Genia® Knie hier standardisiert ein 5° Slope verwendet wird, nutzt man bei dem Multigen Plus System aufgrund des implantatintegrierten Slopes von 7° eine Resektionslehre mit 0° Slope. Nach suffizienter Weichteilbalancierung, der Abtragung osteophytärer Anbauten, Glättung der lateralen Pattelafacetten sowie patellarer Denervierung werden der Bewegungsumfang in Flexion/Extension, die Gelenkstabilität und Schlussrotation sowie das patellofemorale Alignment im Bewegungslauf unter Einsatz der Probeprothesen geprüft. Nach Auswahl der Prothesengröße mit korrektem Sitz wird die entsprechende definitive Prothese mittels PMMA-Zement (Refobacin Plus Bone Cement, Biomet Deutschland GmbH, Berlin, Deutschland) implantiert. Schlussendlich erfolgt im Anschluss an die finale Funktionsprüfung die Einlage der Redondrainagen, der Wundverschluss sowie die radiologische Kontrolle der Implantatlage mittels C-Bogen.

2.4 Radiologische Evaluation

Zur Durchführung eines endoprothetischen Eingriffes am Kniegelenk gehört die Anfertigung prä- und postoperativer Röntgenaufnahmen. Dies umfasst unter anderem das Röntgen in a.p. und lateraler Projektion sowie tangentiale Aufnahmen der Patella (Merchant view) [87]. Im Rahmen der in zeitlich definierten Abständen durchgeführten postoperativen Kontrolluntersuchungen gehörte ebenso die Anfertigung der oben genannten Röntgenaufnahmen. Anhand der Röntgenaufnahmen konnten definierte Werte (siehe unten) bestimmt werden, um das Patellatracking zu quantifizieren. Die Aufnahmen in lateraler Projektion dienten dabei der Untersuchung auf vertikale Positionsabweichungen der Patella nach kranial (Patella alta) bzw. kaudal (Patella baja) mittels dreier etablierter Indices – Insall-Salvati, Blackburne-Peel sowie Caton-Deschamps. Abweichungen der Patella in der Horizontalebene wurden anhand der Patella tangential-Aufnahme vermessen. Dazu gehört die axiale lineare Patellaverschiebung nach medial bzw. lateral mittels einer von uns modifizierten Variante der Methode von Gomes [9] sowie eines alternativen Verfahrens, welches Metsna 2013 publizierte [8]. Verkippungen der Patella (Tilt) in dieser Ebene wurden anhand einer eigens entwickelten Methode sowie mit Hilfe des Verfahrens von Grelsamer [88] in leicht modifizierter Form erfasst. Darüber hinaus erfolgten Untersuchungen hinsichtlich der Patellamorphologie. Dies umfasste die Bestimmung des Patella-Gelenkflächenwinkels (Facettenwinkel) sowie des lateralnen knöchernen Überhangs.

2.4.1 Sagittales Patellaalignment

2.4.1.1 *Insall-Salvati-Index*

Die standardisierte vertikale Positionsbestimmung der Patella in lateralen Röntgenaufnahmen war schon vor Jahrzehnten Bestandteil klinischer Forschung. Störungen der patellofemoralen Funktion wie Chondromalazie oder patellare Subluxationen waren mit Höhenabweichungen der Patella, etwa nach kranial (Patella alta), in Zusammenhang gebracht worden. *Insall* und *Salvati* stellten 1971 fest, dass die bisherigen Methoden von *Boon-Itt* und *Blumensaat* zu ungenau und für den praktischen täglichen Gebrauch zu kompliziert seien. Des Weiteren seien spezifische Röntgeneinstellungskriterien hinsichtlich des Flexionsgrad festgelegt worden (30° nach Blumensaat), die nicht immer problemlos erfüllt werden konnten [89].

Aufgrund dessen versuchten sie ein Verfahren zu entwickeln mit dem Ziel, diese Nachteile auszumerzen. Diese Methode ist weitgehend unabhängig von der Gelenkstellung, daher können laterale Routineaufnahmen mit Flexionsstellungen zwischen 20° und 70° verwendet werden. Es wird dann die maximale diagonale Längenausdehnung der Patella, ausgehend von der kraniodorsalen Spitze (LP), sowie die Länge des Ligamentum patellae vom kaudalen Patellapol bis zum Ansatz an der Tuberositas tibiae (LT) bestimmt (siehe Abbildung 9). Der Quotient LT/LP entspricht dem Insall-Salvati-Index. In der Norm befinden sich Werte zwischen 0,8 und 1,2. Ergebnisse > 1,2 weisen auf eine Patella alta hin, Werte < 0,8 auf eine Patella baja [7].

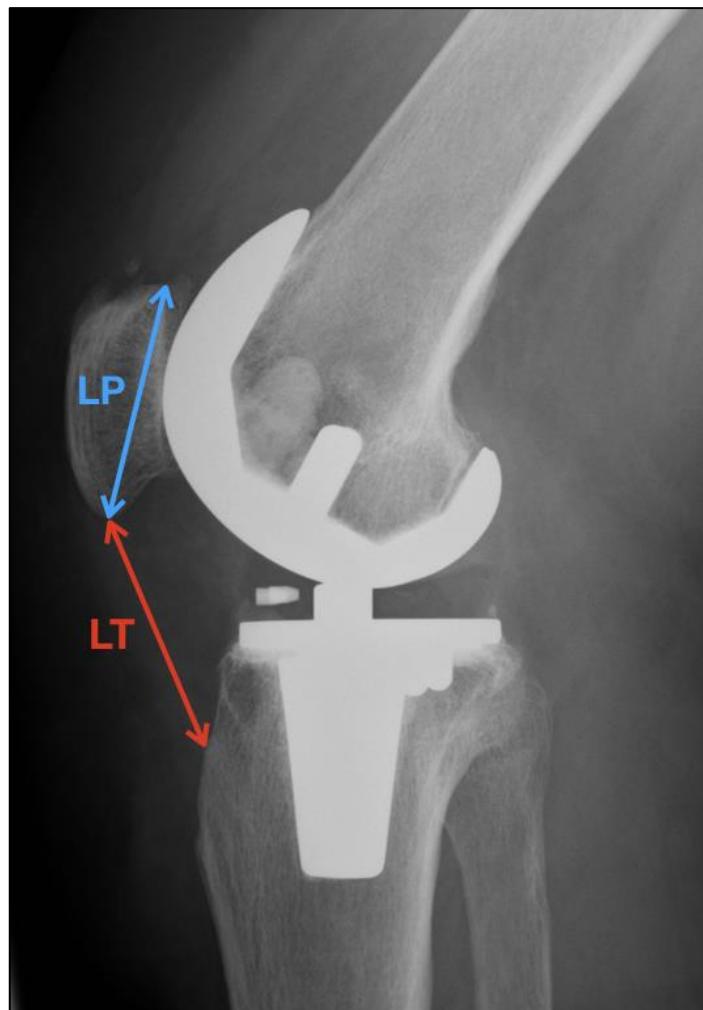


Abb. 9: Bestimmung des Insall Salvati-Index (Quotient LT/LP). (modifiziert nach [7])

2.4.1.2 Blackburne-Peel-Index

Die durch Insall-Salvati eingeführte Methode zur Höhenbestimmung der Patella bringt einige Schwierigkeiten mit sich. Unter anderem kann sich die Messung der Länge der Patellarsehne als schwierig erweisen, wenn die Tuberrositas tibiae als Leitstruktur in der Röntgenaufnahme nicht gut dargestellt ist. *J. Blackburne* und *T. Peel* publizierten 1977 eine eigene Methode, um diese Schwierigkeit zu umgehen und zusätzlich die eigentlich artikulierende Fläche der Patella zu berücksichtigen. Dabei wird in einer lateralen Röntgenaufnahme des 30° gebeugten Kniegelenks eine Hilfslinie entlang des Tibiaplateaus gezogen. Anschließend misst man die Strecke vom kaudalen Pol der Artikulationsfläche der Patella in einer Senkrechten zur gezogenen Hilfslinie (Strecke B). Zur Ermittlung der Strecke A wird die Länge der artikulierenden Patellafläche gemessen. Das Verhältnis von Strecke B zu Strecke A beschreibt mögliche Höhenabweichungen der Patella (siehe Abbildung 10). [7,90] Als normwertig gelten Ratios (B/A) zwischen 0,6 und 0,9. Werte über 1,0 weisen auf eine Patella alta hin, Werte unter 0,5 auf eine Patella baja [38].

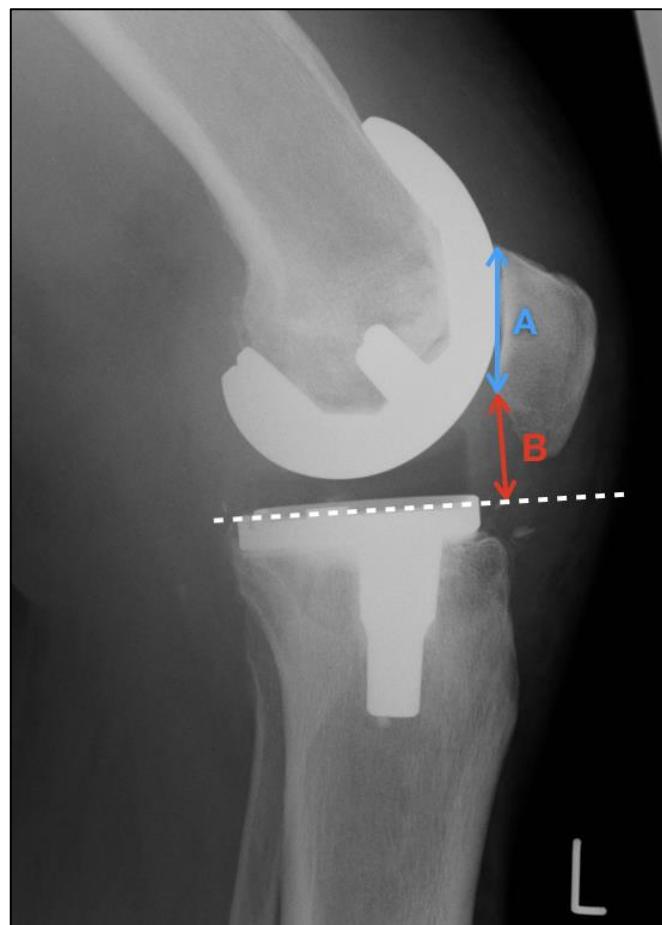


Abb. 10: Bestimmung des Blackburne-Peel-Index (Quotient B/A). (modifiziert nach [7])

2.4.1.3 Caton-Deschamps-Index

Der Caton-Deschamps-Index, 1982 erstmals durch *Caton* publiziert, lässt sich ebenfalls zur Messung patellarer Höhenabweichungen heranziehen [91]. In einer lateralen Röntgenaufnahme des zwischen 10° und 80° gebeugten Kniegelenks werden, analog zu vorherigen Methoden, zwei Strecken ausgemessen und deren Ratio bestimmt (siehe Abbildung 11). Zur Bestimmung von Strecke A wird die patellare Gelenkfläche vermessen. Strecke B läuft vom Kaudalpol der Artikulationsfläche der Patella zur ventrokranialen Grenzkante der Tibia. Somit berücksichtigt auch diese Methode die eigentlich artikulierende Fläche der Patella. Werte der Ratio B/A zwischen 0,6 (bzw. 0,8) und 1,2 befinden sich in der Norm. Von einer Patella alta spricht man bei Werten >1,2; eine Patella baja liegt bei einer Ratio <0,6 vor [7]. Allerdings finden sich je nach Publikation auch abweichende Normwerte von 0,7-1,1 [38].



Abb. 11: Bestimmung des Caton-Deschamps-Index (Quotient B/A). (modifiziert nach [7])

2.4.2 Patella-Shift

2.4.2.1 Patella-Shift nach Metsna

Die Messung der axialen linearen Patellaverschiebung kann sich nach Implantation totaler Knieendoprothesen als schwierig erweisen, vor allem bedingt durch den Verlust der klassischen, zur Vermessung der patellofemoralen Kongruenz benötigten knöchernen Landmarken. *Metsna* publizierte 2013 mit dem „Patellar Shift Index“ eine neue Methode, mit deren Hilfe eine Messung des patellaren mediolateralen Alignments in Relation zur Trochleagrube nach Knie-TEP-Implantation besser möglich ist (siehe Abbildung 12). Dabei werden in einer axialen Aufnahme zwei Parallelen zu den Trochleafacetten (Linie 1 und Linie 2) und eine Verbindungsline (Linie 3) zwischen den Apices der anterioren Femurkondylen gebildet. Die Strecke zwischen den Schnittpunkten S1 und S2 entspricht der Trochleaweite. Anschließend wird die maximale mediolaterale Ausdehnung der Patella bestimmt (Linie 4) und die Mittelsenkrechte der Linie 3 konstruiert (Linie 5). Linie 4 wird ebenfalls halbiert und von jenem Punkt aus ein Lot auf Linie 3 gefällt (Linie 6). Der Abstand zwischen Linie 5 und Linie 6 entspricht dem patellaren Shift (siehe Abbildung 12). Zum Zwecke der besseren Vergleichbarkeit und der Unabhängigkeit von etwaigen Vergrößerungseffekten im Zuge der radiologischen Aufnahme bestimmt man zuletzt den „Patella Shift Index“ (PSI = Patella Shift/Trochleaweite). Gerundet wird dieser auf zwei Dezimalstellen; negative Vorzeichen stehen für eine mediale, positive für eine laterale Verschiebung [8]. Zur detaillierten Analyse wurden neben dem PSI auch die zur Berechnung erhobenen Parameter Patella Shift und Trochleaweite separat ausgewertet.

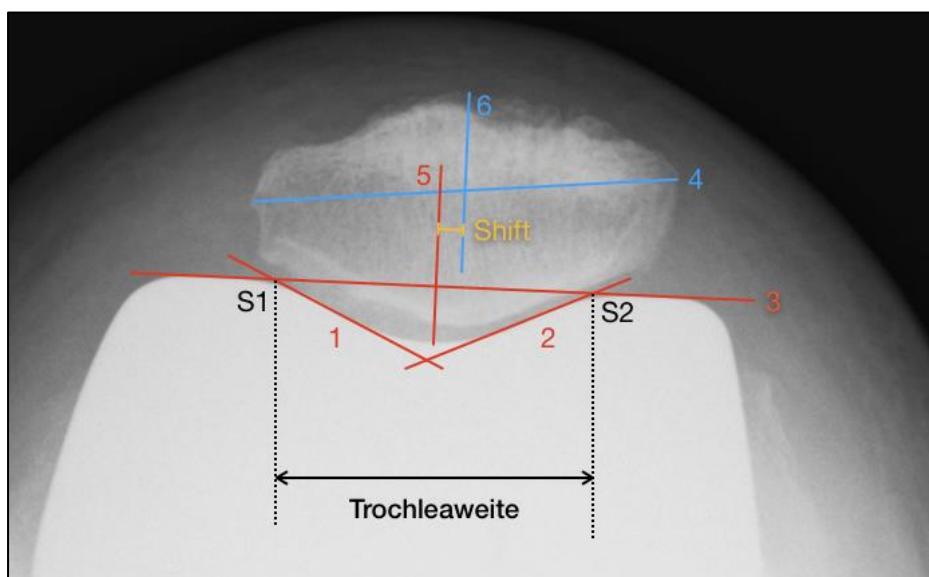


Abb. 12: Bestimmung des Patella-Shifts nach Metsna [8].

2.4.2.2 Neu entwickelte Methode zur Bestimmung des Patella-Shift

Zur standardisierten Messung von Positionsabweichungen der Patella in der Horizontalebene wurde eine Methode entwickelt, die unabhängig von Überlagerungen wichtiger Landmarken im axialen Röntgenbild durch die liegende Knieendoprothese oder Modifikation dieser Landmarken infolge von Gelenkfacettenresektionen oder eines stressinduzierten Remodellings eine objektive Erfassung des sogenannten „Patella Shifts“ ermöglicht (siehe Abbildung 13). Hierbei wird im Unterschied zu Metsna die eigentliche patellare artikulierende Fläche berücksichtigt. Durch eine überlagernde Knieendoprothese kann sich etwa die einfache Bestimmung des Patellafirsts schwierig gestalten. Als Hilfsmittel wird, angelehnt an die Methode des „Patellar Displacement“ (axiale lineare Patellaverschiebung) von Gomes [9], jeweils eine Parallelle zur lateralen und medialen Trochleafacette gebildet (Linie 1 und Linie 2). Zusätzlich wird eine Verbindungsline zwischen den Apices der Femurkondylen konstruiert (Linie 3). Vom Schnittpunkt der Linien 1 und 2 wird eine Senkrechte auf Linie 3 gebildet (Linie 4). Der Ort, an dem Linie 4 die Trochleagrube schneidet, stellt den tiefsten Punkt ebenjener dar. Zur Bestimmung des tiefsten Punktes des Patellafirsts konstruiert man Tangenten jeweils zur lateralen (Linie 5) und medialen (Linie 6) retropatellaren Facette und ermittelt deren Schnittpunkt. Von diesem Punkt aus bildet man eine Parallelle zu Linie 4 (Linie 7). Der Abstand zwischen Linie 4 und Linie 7 entspricht dem Patella Shift. Werte lateraler Abweichungen werden mit positivem, medialer mit negativem Vorzeichen angegeben. Als normal gelten Abweichungen zwischen -5 und +5 mm [92].

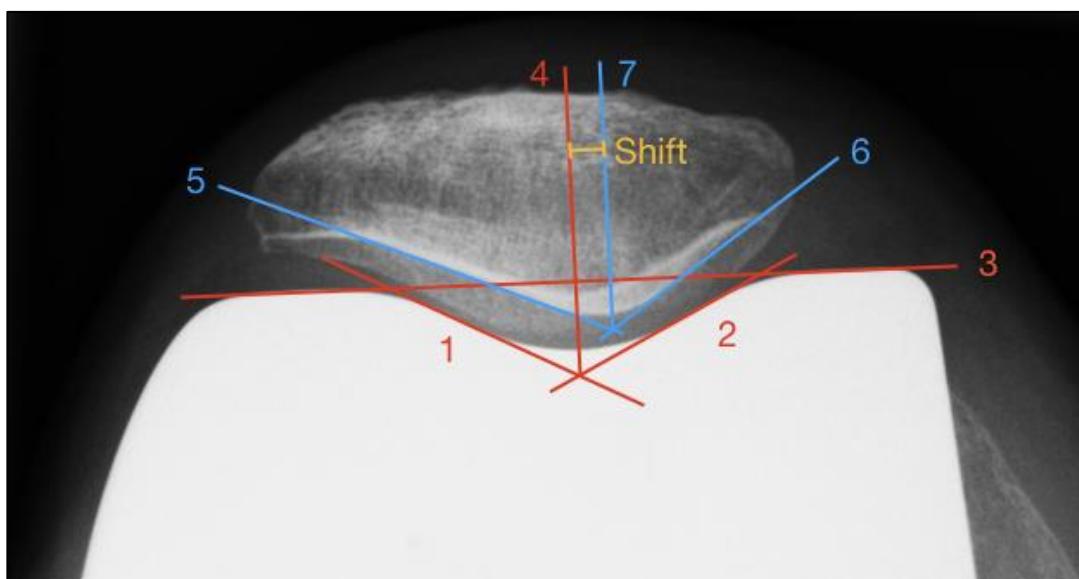


Abb. 13: Bestimmung des Patella-Shifts nach neu entwickelter Methode.

2.4.3 Patella-Tilt

2.4.3.1 Patella-Tilt nach Gomes

Die Verkippung der Patella entlang ihrer Längsachse, der sogenannte Patella Tilt, soll ebenfalls an der Entwicklung des anterioren Kniestromers beteiligt sein [58]. Eine Methode zur standardisierten Messung veröffentlichte Grelsamer 1992 [88]. Dabei werden in einer axialen Aufnahme medialer und lateraler Patellapol mittels einer Linie verbunden und der Winkel zwischen dieser Linie und der Horizontalen bestimmt. Allerdings ist diese Methode wenig robust gegenüber variierenden Beinrotationen in den einzelnen Aufnahmen. Aus diesem Grund wurde die Bestimmung des patellaren Tilts nach Gomes [9] angewandt. Sie entspricht größtenteils der Methode von Grelsamer, jedoch wird als femorale Bezugslinie statt der Horizontalen die Verbindungsline zwischen den Apices der Femurkondylen herangezogen (siehe Abbildung 14). Es gilt, dass eine Öffnung des Winkels nach lateral mit positivem, eine Öffnung nach medial mit negativem Vorzeichen versehen wird. Werte bis $\pm 5^\circ$ gelten als normwertig [49].

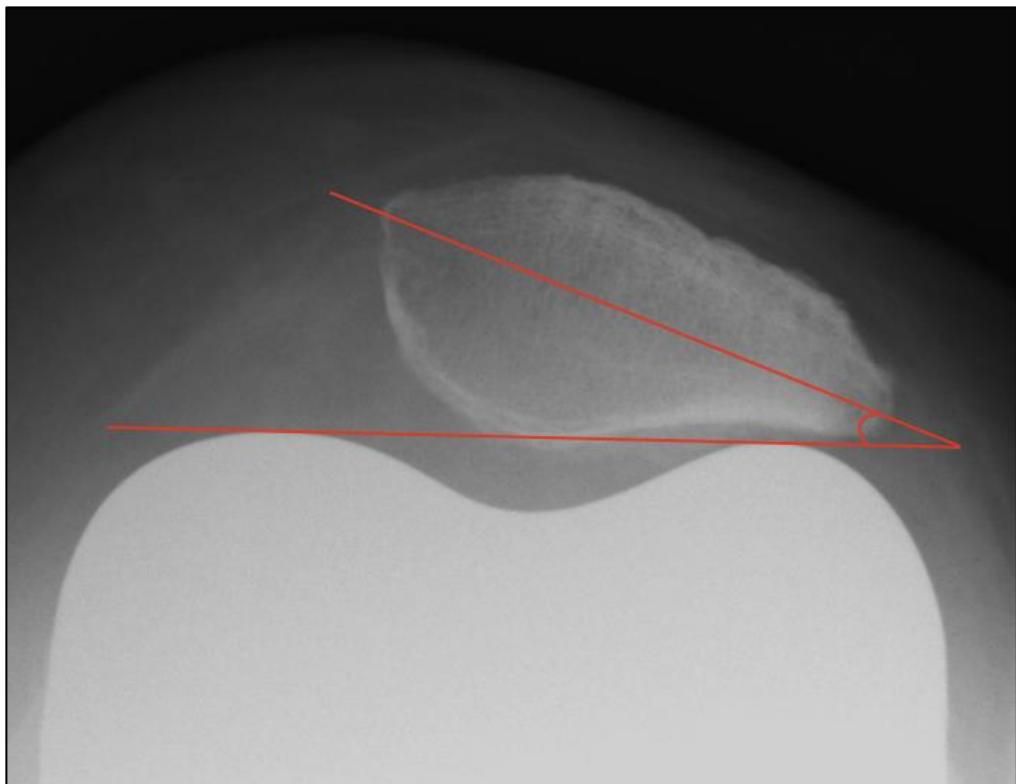


Abb. 14: Bestimmung des Patella-Tilts nach Gomes [9].

2.4.3.2 Neu entwickelte Methode zur Bestimmung des Patella-Tilt

Da es aufgrund osteophytärer Anbauten und anatomischer Besonderheiten mitunter schwierig sein kann, die mediolaterale patellare Achse anhand der Pole zu bestimmen, wurde ein neues standardisiertes Messverfahren zur Bestimmung des patellaren Tilts entwickelt (siehe Abbildung 15).

Zu Beginn wird mittels Anlegens zweier Tangenten an den retropatellaren Facetten der tiefste Punkt des Patellafirsts bestimmt. Davon ausgehend wird jeweils 10 mm medial und lateral eine vertikale Strecke konstruiert (Linie 1 und Linie 2), beginnend am posterioren Patellarand und endend an der anterioren Begrenzung. Die Mittelpunkte beider Strecken werden bestimmt (S1/S2) und miteinander verbunden (Linie 3). Zuletzt wird eine Verbindungslinie zwischen den Apices der Femurkondylen gebildet (Linie 4). Der patellare Tilt entspricht dem Winkel zwischen Linie 3 und Linie 4.

Diese Methode setzt voraus, dass die anterior-posterioren Randbegrenzungen der Patella zweifelsfrei identifizierbar sind. Da es posterior mitunter zu Überlagerungen durch Prothesenanteile kommen kann, ist dies nicht in allen Fällen möglich.

Auch für diese Methode wurden die Grenzwerte auf $\pm 5^\circ$ festgelegt.

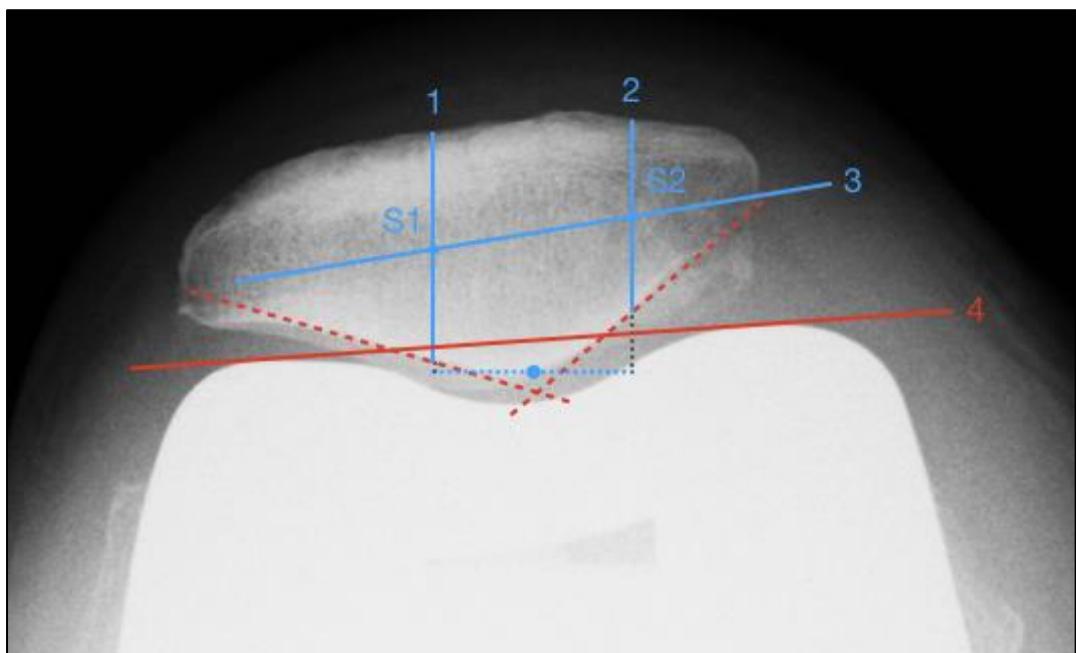


Abb. 15: Bestimmung des Patella-Tilts nach neu entwickelter Methode.

2.4.4 Facettenwinkel

Die Beschreibung der Patellaform in axialen Röntgenbildern ist ebenfalls bereits Bestandteil wissenschaftlicher Untersuchungen gewesen. Mehrere Versuche einer Einteilung der patellaren Geometrie wurden publiziert und modifiziert. Die aktuell gängige und bewährte Einteilung zur Abgrenzung einer Patellaeuplasie von dysplastischen Varianten beruht auf den Beobachtungen von *Wiberg* (1941) [93] und *Baumgartl* (1969) [94]. Neben Länge und Formgebung der medialen Gelenkfläche wird auch der 1962 durch *Christiani* beschriebene Patella-Gelenkflächen-Winkel (Facettenwinkel) zur Bestimmung des Formentyps herangezogen [10]. Diesen bildet der knöcherne Patellafirst mit der medialen und lateralen Gelenkfacette [95] (siehe Abbildung 16). Bei axialen Röntgenaufnahmen in 60° Flexion im Kniegelenk sollte dieser Winkel zwischen 120° und 139° betragen. Als dysplastisch gelten Werte < 115° und $\geq 145^\circ$ [45].

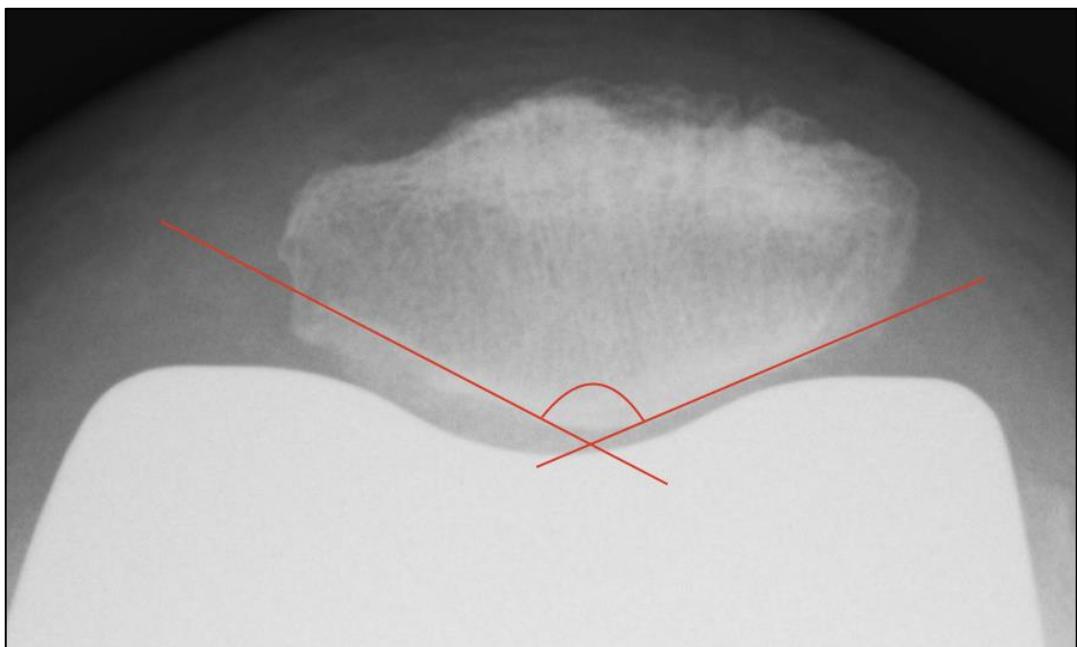


Abb. 16: Bestimmung des Facettenwinkels nach *Christiani* [10].

2.4.5 Lateraler knöcherner Überhang

Bei der periartikulären Osteophytenbildung handelt es sich um eines der grundlegenden radiographischen Zeichen in der Arthrosediagnostik [96]. Während des operativen Gelenkersatzes werden osteophytäre Anbauten im Regelfalle entfernt. Unter Umständen können bei unvollständiger Entfernung Residuen zurückbleiben oder sich neue Osteophyten bilden. Dies ist insbesondere dahingehend problematisch, dass solche lateralen Überhänge ein vorhandenes Maltracking der Patella fixieren können. Dies resultiert in einer patellofemoralen Zwangsführung, die häufige Ursache für funktionelle Einschränkungen und postoperative Schmerzen im Femoropatellargelenk sind [55]. Die Klassifizierung des lateralen knöchernen Übergangs erfolgte anhand eines Quadrantenmodells (siehe Abbildung 17). Dabei erfolgt die horizontale Teilung auf Höhe der Apices der Femurkondylen. Die vertikale Teilungslinie verläuft durch den Mittelpunkt der lateralen Femurkondyle.

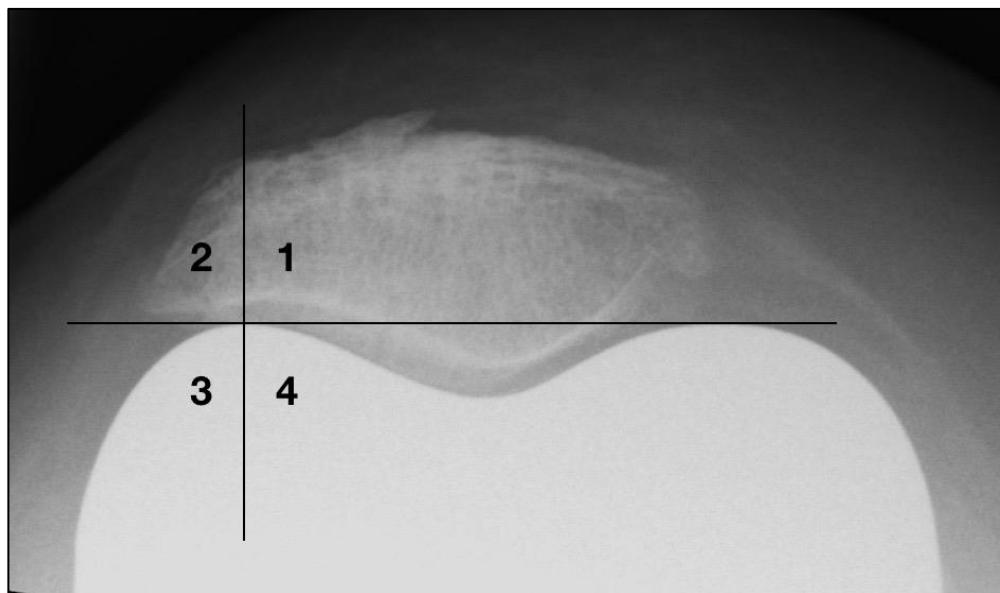


Abb. 17: Klassifikation des lateralen knöchernen Überhangs anhand eines Vier-Quadranten-Modells.

2.5 Klinische Evaluation

Das Patientenkollektiv wurde standardisiert präoperativ sowie in definierten Abständen postoperativ klinisch und radiologisch evaluiert. Die postoperative Evaluierung erfolgte nach 3, 12, 24 und 60 Monaten. Dabei sollten sowohl funktionelle Kriterien als auch physische und psychische Aspekte beurteilt werden. Aus diesem Grund wurden zum einen Scores ausgewählt, die fokussiert krankheitsspezifische subjektive funktionelle sowie objektive Befunde erfassen. Dazu gehören der krankheitsspezifische Hospital of Special Surgery Score (HSS-Score) und der Western Ontario and McMaster Universities-Arthroseindex (WOMAC-Arthroseindex). Zum anderen wurde mit dem Short-Form-36-Score (SF-36-Score) ein Score ausgewählt, der krankheitsunspezifisch der Einschätzung des Gesundheitszustandes und der Lebensqualität dient.

2.5.1 HSS-Score (Hospital for Special Surgery Score)

Der HSS-Score, 1973 durch *Ranawat* und *Shine* erstmals publiziert, ist zur Evaluation des klinischen Verlaufs nach endoprothetischem Ersatz des Kniegelenks geeignet und gilt als einer der meistgenutzten Scores auf diesem Gebiet [14,97,98]. Neben subjektiven funktionellen Kriterien (62 %) fließen auch objektive Befunde (38 %) in den Gesamtscore ein. Dieser umfasst die Kategorien Schmerz (30 Punkte), Funktion (22 Punkte), Bewegungsumfang (ROM, 18 Punkte), Muskelkraft (10 Punkte), Fehlstellung (10 Punkte) sowie Instabilität (10 Punkte). Somit sind maximal 100 Punkte erreichbar. Dabei werden die Nutzung von Gehhilfen, ein vorhandenes Streckdefizit oder Varus-/Valgusdeformitäten durch Abzüge von der Gesamtpunktzahl berücksichtigt. Analog zu möglichen Punktabzügen wurden in dieser Studie modifizierend Zusatzpunkte für einen erhöhten Bewegungsumfang über 144° erteilt. Gemäß dem regulären Scoring entsprechend 1 Punkt pro zusätzlichen 8°, sodass in der Unterkategorie „Bewegungsumfang“ abweichend mehr als 18 Punkte möglich sind. Anhand der erreichten Gesamtpunktzahl wird das Ergebnis kategorisiert als „schlecht“ (< 60 Punkte), „befriedigend“ (60-69 Punkte), „gut“ (70-84 Punkte) oder „exzellent“ (85-100 Punkte). [97,98]

2.5.2 WOMAC-Arthroseindex (Western Ontario and McMaster University Osteoarthritis Index)

Bei dem 1988 von *Bellamy* veröffentlichten WOMAC-Arthroseindex handelt es sich um den weitverbreitetsten Fragebogen zur patientenzentrierten Erfassung spezifischer Krankheitsauswirkungen von Hüft- und Kniegelenksarthrosen, sowie deren klinisch relevanten Änderungen nach Endoprothesenimplantation [14,99]. Er wurde 1996 von *Stucki* für die deutsche Sprache übersetzt und validiert [100]. Der Index setzt sich aus drei Subskalen zusammen: Schmerz (5 Fragen), Steifigkeit (2 Fragen) und physische Funktion (17 Fragen). Die Ergebnisse der Likert-skalierten Items (Werte von 0 bis 4) werden addiert und prozentual in Relation zur maximal erreichbaren Punktzahl (96) gesetzt. Hohe Werte gehen dabei mit einem besseren Outcome einher.

2.5.3 SF-36-Score (Short-Form-36-Score)

Der in der Medical Outcome Study entwickelte und 1992 von *Ware* und *Sherbourne* publizierte SF-36-Score dient der „krankheitsübergreifenden Erfassung der gesundheitsbezogenen Lebensqualität“ [101,102]. Im Rahmen des International Quality of Life Assessment Project (IQOLA) Anfang der 1990er Jahre erfolgte die Normierung, psychometrische Testung und Übersetzung in die deutsche Sprache. Die Beantwortung des selbstadministrativen Fragebogens ist innerhalb von 5-10 Minuten möglich. Eine Alternative stellt die persönliche oder telefonische Befragung durch einen trainierten Interviewer dar. Die insgesamt 36 Items verteilen sich auf acht Subskalen: körperliche Funktionen (10 Fragen), Rollenfunktionen in körperlicher (4 Fragen) und emotionaler Hinsicht (3 Fragen), soziale Funktionsfähigkeit (2 Fragen), Schmerz (2 Fragen), psychisches Wohlbefinden (5 Fragen), Vitalität (4 Fragen) und allgemeine Gesundheitswahrnehmung (5 Fragen). Eine weitere Frage dient der Erfassung von Änderungen des Gesundheitszustandes über das vergangene Jahr. Diese wird zwar nicht in den Score der acht anderen Skalen miteinbezogen, jedoch lassen sich hiermit über die Skalen hinweg Befindlichkeitsänderungen einschätzen [101,103]. Die Ergebnisse der einzelnen Subskalen werden gewichtet zu zwei übergeordneten Parametern zusammengefasst: „Physische Gesundheit“ und „Psychische Gesundheit“, deren Werte anschließend gemittelt werden (Skala von 0-100, höhere Werte entsprechen einem besseren Gesundheits- bzw. Funktionszustand).

2.5.4 Bewegungsausmaß (Range of Motion)

Für das funktionelle Outcome nach endoprothetischem Kniegelenkersatz ist eine suffiziente Gelenkskinematik entscheidend [14]. Diese findet unter anderem Ausdruck im Bewegungsumfang des Gelenks, der Range of Motion. Beurteilt wird diese international anhand der Neutral-Null-Methode [104]. Dabei liegt der Fokus auf Bewegungen in der Sagittalebene, Extension und Flexion. Die Rotationsmöglichkeiten der Tibia sind demgegenüber im klinischen Alltag irrelevant. Bei gesunden Erwachsenen ohne Gelenkersatz beträgt das Bewegungsausmaß Extension/Flexion 5-10°/0/120-150°. Nach endoprothetischem Ersatz des Kniegelenks sollte eine Flexion von mindestens 100°-120° angestrebt werden, da dies für Alltagsaktivitäten wie Treppensteigen und Körperhygiene erforderlich ist [14,44].

2.6 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung wurde mittels SPSS 24.0 (SPSS Inc. Chicago, Illinois, USA) durchgeführt.

Die demographischen Daten wurden zunächst mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test auf ihre Normalverteilung überprüft. Sofern diese vorlag, erfolgte die Berechnung von Mittelwert und Standardabweichung, andernfalls wurde der Median und die Range mit Minimal- und Maximalwerten bestimmt. Die Darstellung erfolgt in der Form Mittelwert \pm Standardabweichung bzw. Median (Minimum-Maximum).

Die Prüfung auf etwaige Unterschiede zwischen den Gruppen hinsichtlich Alter, Geschlecht und OP-Seite wurde mittels Chi-Quadrat- bzw. Kruskal-Wallis-Test vorgenommen. Falls es bei der Testung über alle Gruppen hinweg Hinweise auf signifikante Unterschiede in Bezug auf das Alter gab, wurde ergänzend ein paarweiser Vergleich mit Hilfe des Mann-Whitney-U-Tests durchgeführt.

Zum Vergleich des klinischen Outcomes in Abhängigkeit vom Patellatracking wurden anhand der radiologischen Messdaten je Index/Wert drei Gruppen gebildet. Hierfür wurden die radiologischen Messrohdaten über die Beobachtungszeiträume 5 Tage, 3 Monate, 12 Monate, 24 Monate und 60 Monate post-OP zum Ausgleich etwaiger Intraobserver-Variabilitäten gemittelt. Voraussetzung war, dass für mindestens drei der fünf Messzeitpunkte suffizient verwertbare Röntgenbilder vorlagen. Des Weiteren ist die Reliabilität der Daten mittels Bestimmung der Intra-Klassen-Korrelation nach dem SPSS-Modell „two-way mixed single measure“ überprüft worden. Eine zunächst

vorgenommene Einteilung der Gruppen anhand der in der Literatur angegebenen Referenzwerte führte infolge größtenteils pathologischer Messwerte zu sehr heterogenen Gruppengrößen, so dass als äquivalent objektivierbarer cut-off jeweils alle Werte im Bereich Mittelwert \pm 0,5 Standardabweichung als mittlere Gruppe (Gruppe II) definiert wurden. Werte $< -0,5$ SD wurden der Gruppe I zugeordnet, Werte $> +0,5$ SD der Gruppe III. Eine Ausnahme stellt hier der Überstand der, der bereits primär je nach Lokalisation eine Gruppeneinteilung erfahren hat.

Den anhand der radiologischen Werte ermittelten Gruppen wurden im Anschluss die entsprechenden klinischen Scoreergebnisse (einschließlich Subskalen) zugeordnet, je für den Zeitraum 3 Monate, 12 Monate und 24 Monate post-OP. Auf eine Auswertung des Zeitpunkts 60 Monate post-OP wurde aufgrund der großen Menge fehlender klinischer Scorewerte verzichtet.

Eine zunächst vorgenommene ANOVA mit Messwiederholung zur Berechnung von Unterschieden der Gruppen im klinischen Outcome pro Index/Wert war aufgrund fehlender Normalverteilung der Residuen nicht verwertbar, sodass sekundär eine Berechnung mittels nicht parametrischer Tests zum Vergleich unabhängiger Stichproben vorgenommen wurde.

Hierzu diente der Kruskal-Wallis-Test zur Messung signifikanter Unterschiede über die drei Gruppen hinweg und der Mann-Whitney-U-Test zum paarweisen Vergleich der Gruppen untereinander.

Zusätzlich wurde bei großer Menge paarweiser Vergleiche pro Index/Wert (n=135) das Signifikanzniveau mit Hilfe des Benjamini-Hochberg-Verfahrens angepasst [105].

3. Ergebnisse

3.1 Auswertung der radiologischen Messdaten

Die Messungen der zuvor festgelegten Indices/Werte zur Evaluation des Patellatrackings wurden an standardisierten Röntgenaufnahmen des Kniegelenks bzw. der Patella vorgenommen. Sofern an mindestens drei der fünf postoperativen Kontrollzeitpunkte auswertbare Bilder vorlagen, wurden die gemessenen (Index)Werte je Patient gemittelt und anschließend drei Gruppen gebildet. Hierbei umfasste die mittlere Gruppe (Gruppe II) jeweils alle Werte im Bereich Mittelwert $\pm 0,5$ SD. Werte oberhalb des cut-offs wurden der Gruppe III zugeordnet, Werte unterhalb der Gruppe I. Da innerhalb der Gruppen keine Normalverteilung vorliegt, zeigt Tabelle 1 die Messergebnisse der einzelnen Gruppen je Index/Wert in der Form Median (Minimum-Maximum).

Tabelle 1: Medianwerte sowie Minimal- und Maximalwerte der gemessenen Indices/Werte in den Gruppen I-III

Index/Messwert	I	II	III
Insall-Salvati-Index	0,834 (0,748-0,897)	0,973 (0,910-1,036)	1,146 (1,056-1,570)
Blackburne-Peel-Index	0,674 (0,559-0,724)	0,788 (0,733-0,834)	0,898 (0,845-1,07)
Caton-Deschamps-Index	0,74 (0,597-0,77)	0,826 (0,774-0,88)	0,963 (0,894-1,165)
Patella-Shift nach Metsna (mm)	0,633 (-1,35-1,48)	2,65 (1,65-3,9)	5,875 (4,45-8,125)
Trochleaweite (mm)	33,1 (30,4-34,5)	35,76 (34,667-37,25)	40,125 (37,667-42,6)
Patella Shift Index	0,017 (-0,033-0,037)	0,075 (0,052-0,107)	0,165 (0,11-0,222)
Patella-Shift (neu entwickelte Methode, mm)	-3,15 (-5,275- -2,267)	-0,75 (-1,933- -0,025)	1,1 (0,15-4,667)
Patella-Tilt nach Gomes (°)	-13,28 (-39,57- -9,1)	-4,01 (-7,4- -0,8)	1,28 (-0,65-5,7)
Patella-Tilt (neu entwickelte Methode, °)	-5,335 (-15,3- -4,35)	-1,95 (-3,675- -0,64)	1,567 (-0,025-5,233)
Facettenwinkel (°)	139,25 (131,25-142,0)	144,5 (142,75-146,667)	148,775 (147,8-158,75)
Lateraler knöcherner Überhang	1	2	3

3.1.1 Prüfung der Intra-Klassen-Korrelation

Die radiologischen Messdaten wurden für die Zeiträume 5 Tage, 3 Monate, 12 Monate, 24 Monate und 60 Monate postoperativ ermittelt. Um eine Gruppeneinteilung anhand dieser Messwerte zu ermöglichen wurde festgelegt, dass bei mindestens drei vorliegenden und suffizient verwertbaren radiologischen follow-up-Aufnahmen die Ergebnisse gemittelt werden und anhand dieser Mittelwerte je Index/Wert die Patienten den entsprechenden Gruppen zugeordnet werden. Dies hatte zusätzlich zum Ziel, mögliche Messvarianzen zu reduzieren, zum einen bedingt durch eine differierende Qualität der radiologischen Aufnahmen im follow-up (beispielsweise

durch nicht optimal gewinkelte Axialaufnahmen oder nicht korrekt orthogonal angefertigte Lateralaufnahmen), zum anderen durch die Intraobservervariabilität bei nur einem Untersucher. Zur Bestätigung der Reliabilität der Daten im Verlauf, welche es erlaubt, diese im langfristigen Beobachtungszeitraum zu mitteln, wurde eine Prüfung mittels Intra-Klassen-Korrelation für jeden Index vorgenommen. Über alle Indices/Werte hinweg fand sich eine gute bis sehr gute Intra-Klassen-Korrelation mit Koeffizienten zwischen 0,813 und 0,964. Eine Übersicht der Ergebnisse findet sich in Tabelle 2.

Tabelle 2: Gewichtete Mittelwerte der berechneten Intra-Klassen-Korrelation der Indices/Messwerte postoperativ über den zeitlichen Verlauf

Index/Messwert	ICC
Insall-Salvati-Index	0,964
Blackburne-Peel-Index	0,872
Caton-Deschamps-Index	0,898
Patella-Shift nach Metsna	0,840
Trochleaweite	0,958
Patella Shift Index	0,813
Patella-Shift (neu entwickelte Methode)	0,814
Tilt nach Gomes	0,941
Tilt (neu entwickelte Methode)	0,882
Facettenwinkel	0,862

3.2 Auswertung der demographischen Daten

Die demographischen Daten des gesamten Patientenkollektivs sind in Tabelle 3 dargestellt.

Tabelle 3: Demographische Daten des gesamten Patientenkollektivs. Die Darstellung erfolgt in Median und Range.

n		62
Alter		67,94 (37,06 – 81,6)
Geschlecht	männlich	26 (41,9 %)
	weiblich	36 (58,1 %)
OP-Seite	rechts	40 (64,5 %)
	links	22 (35,5 %)

3.2.1 Sagittales Patellalignment

3.2.1.1 *Insall-Salvati-Index*

Die demographischen Daten der Gruppen I – III nach Einteilung anhand des Insall-Salvati-Index finden sich in Tabelle 4. Kein Nachweis signifikanter Unterschiede zwischen den Gruppen.

Tabelle 4: Demographische Daten der drei Patientengruppen unter Berücksichtigung der Ergebnisse des Insall-Salvati-Index. Die Darstellung erfolgt in Mittelwert und Standardabweichung.

		I	II	III	p
n		19	26	15	
Indexwert		0,834	0,973	1,146	
Alter		66,29 (SD 9,15)	68,34 (SD 11,29)	64,82 (SD 7,69)	0,155
Geschlecht	männlich	7	11	7	0,843
	weiblich	12	15	8	
OP-Seite	rechts	10	18	10	0,497
	links	9	8	5	

3.2.1.2 Blackburne-Peel-Index

Die demographischen Daten der Gruppen I – III nach Einteilung anhand des Blackburne-Peel-Index sind in Tabelle 5 abgebildet.

Aufgrund der signifikanten Unterschiede in Bezug auf das Alter wurden einzelne Gruppenvergleiche durchgeführt. Hier zeigen sich signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen I und III ($p=0,05$) sowie II und III ($p=0,02$). Es bestehen keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen I und II ($p=0,729$).

Tabelle 5: Demographische Daten der drei Patientengruppen unter Berücksichtigung der Ergebnisse des Blackburne-Peel-Index. Die Darstellung erfolgt in Mittelwert und Standardabweichung.

		I	II	III	p
n		19	27	14	
Indexwert		0,674	0,788	0,898	
Alter		65,60 (SD 10,06)	65,28 (SD 10,05)	72,36 (SD 6,52)	0,052
Geschlecht	männlich	7	13	5	0,653
	weiblich	12	14	9	
OP-Seite	rechts	11	20	8	0,411
	links	8	7	6	

3.2.1.3 Caton-Deschamps-Index

Die demographischen Daten der Gruppen I – III nach Einteilung anhand des Caton-Deschamps-Index werden in Tabelle 6 gezeigt.

Aufgrund der schwach signifikanten Unterschiede in Bezug auf das Alter wurden einzelne Gruppenvergleiche durchgeführt. Hier zeigten sich signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen II und III ($p=0,032$) sowie zwischen den Gruppen I und III ($p=0,051$). Es bestehen keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen I und II ($p=0,897$).

Tabelle 6: Demographische Daten der drei Patientengruppen unter Berücksichtigung der Ergebnisse des Caton-Deschamps-Index. Die Darstellung erfolgt in Median und Range.

		I	II	III	p
n		21	23	16	
Indexwert		0,74	0,826	0,963	
Alter		67,63 (37,06-77,43)	67,36 (37,31-78,60)	72,88 (59,55-81,60)	0,067
Geschlecht	männlich	8	12	5	0,393
	weiblich	13	11	11	
OP-Seite	rechts	12	18	9	0,236
	links	9	5	7	

3.2.2 Patella-Shift

3.2.2.1 Patella-Shift nach Metsna

Die demographischen Daten der Gruppen I – III nach Einteilung anhand des Patella-Shifts nach Metsna sind in Tabelle 7 dargestellt.

Aufgrund der signifikanten Unterschiede in Bezug auf das Alter wurden einzelne Gruppenvergleiche durchgeführt. Hier zeigen sich signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen I und II ($p=0,055$) sowie II und III ($p=0,056$). Es besteht kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen I und III ($p=0,902$).

Tabelle 7: Demographische Daten der drei Patientengruppen unter Berücksichtigung des Patella-Shifts nach Metsna. Die Darstellung erfolgt in Median und Range.

		I	II	III	p
n		17	27	13	
Indexwert		0,633	2,65	5,875	
Alter		68,6 (52,79-81,60)	66,40 (38,11-80,81)	72,29 (37,06-78,6)	0,065
Geschlecht	männlich	5	11	7	0,400
	weiblich	12	16	6	
OP-Seite	rechts	12	16	9	0,696
	links	5	11	4	

3.2.2.2 Trochleaweite

Die demographischen Daten der Gruppen I – III nach Einteilung anhand der Trochleaweite werden in Tabelle 8 gezeigt. Es bestehen signifikante Unterschiede in der Geschlechtszugehörigkeit zwischen den Gruppen ($p=0,028$).

Tabelle 8: Demographische Daten der drei Patientengruppen unter Berücksichtigung der Messungen der Trochleaweite. Die Darstellung erfolgt in Mittelwert und Standardabweichung.

		I	II	III	p
n		19	23	16	
Indexwert		33,1	35,76	40,125	
Alter		69,69 (SD 7,37)	63,97 (SD 10,51)	68,08 (SD 10,29)	0,155
Geschlecht	männlich	7	14	3	0,028
	weiblich	12	9	13	
OP-Seite	rechts	12	15	11	0,941
	links	7	8	5	

3.2.2.3 Patella Shift Index

Die demographischen Daten der Gruppen I – III nach Einteilung anhand des Patella Shift Index sind in Tabelle 9 abgebildet. Es finden sich keine signifikanten Unterschiede bei dem Vergleich der Gruppen.

Tabelle 9: Demographische Daten der drei Patientengruppen unter Berücksichtigung des errechneten Patella Shift Index. Die Darstellung erfolgt in Median und Range.

		I	II	III	p
n		17	25	15	
Indexwert		0,017	0,75	0,165	
Alter		68,6 (52,79-81,60)	66,89 (38,11-80,81)	71,82 (37,06-78,6)	0,154
Geschlecht	männlich	5	10	8	0,387
	weiblich	12	15	7	
OP-Seite	rechts	12	14	11	0,454
	links	5	11	4	

3.2.2.4 Neu entwickelte Methode zur Bestimmung des Patella-Shift

Die demographischen Daten der Gruppen I – III nach Einteilung anhand des Patella-Shifts nach neu entwickelter Methode finden sich in Tabelle 10. Es ergeben sich keine signifikanten Unterschiede im Vergleich der Gruppen.

Tabelle 10: Demographische Daten der drei Patientengruppen unter Berücksichtigung des Patella-Shifts nach neu entwickelter Methode. Die Darstellung erfolgt in Median und Range.

		I	II	III	p
n		11	19	13	
Indexwert		-3,15	-0,75	1,1	
Alter		60,33 (51,79-75,58)	67,92 (52,79-77,87)	67,59 (37,06-73,80)	0,171
Geschlecht	männlich	6	8	7	0,734
	weiblich	5	11	6	
OP-Seite	rechts	8	11	5	0,235
	links	3	8	8	

3.2.3 Patella-Tilt

3.2.3.1 Patella-Tilt nach Gomes

Die demographischen Daten der Gruppen I – III nach Einteilung anhand des Patella-Tilts nach Gomes werden in Tabelle 11 dargestellt. Aufgrund der signifikanten Unterschiede in Bezug auf das Alter wurden einzelne Gruppenvergleiche durchgeführt. Hier zeigten sich signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen I und II ($p<0,001$) sowie zwischen den Gruppen I und III ($p=0,003$). Es bestehen keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen II und III ($p=0,140$).

Tabelle 11: Demographische Daten der drei Patientengruppen unter Berücksichtigung des Patella-Tilts nach Gomes. Die Darstellung erfolgt in Median und Range.

		I	II	III	p
n		10	28	17	
Indexwert		-13,28	-4,01	1,28	
Alter		75,26 (68,88-81,60)	65,80 (37,31-76,92)	70,5 (37,06-77,87)	< 0,001
Geschlecht	männlich	4	13	7	0,912
	weiblich	6	15	10	
OP-Seite	rechts	9	17	10	0,195
	links	1	11	7	

3.2.3.2 Neu entwickelte Methode zur Bestimmung des Patella-Tilt

Die demographischen Daten der Gruppen I – III nach Einteilung anhand des Patella-Tilts nach neu entwickelter Methode sind in Tabelle 12 abgebildet. Es finden sich keine signifikanten Unterschiede im Vergleich der Gruppen.

Tabelle 12: Demographische Daten der drei Patientengruppen unter Berücksichtigung des Patella-Tilts nach neu entwickelter Methode. Die Darstellung erfolgt in Median und Range.

		I	II	III	p
n		14	12	13	
Indexwert		-5,335	-1,95	1,567	
Alter		67,16 (37,31-76,92)	66,43 (52,79-77,87)	70,50 (58,99-73,80)	0,581
Geschlecht	männlich	5	7	5	0,460
	weiblich	9	5	8	
OP-Seite	rechts	8	8	7	0,797
	links	6	4	6	

3.2.4 Facettenwinkel

Die demographischen Daten der Gruppen I – III nach Einteilung anhand des Facettenwinkels finden sich in Tabelle 13. Aufgrund der signifikanten Unterschiede in Bezug auf das Alter wurden einzelne Gruppenvergleiche durchgeführt. Hier zeigten sich signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen I und III ($p=0,003$). Es bestehen keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen I und II ($p=0,235$) sowie II und III ($p=0,158$).

Tabelle 13: Demographische Daten der drei Patientengruppen unter Berücksichtigung des gemessenen Facettenwinkels. Die Darstellung erfolgt in Median und Range.

		I	II	III	p
n		13	15	14	
Indexwert		139,25	144,5	148,775	
Alter		68,6 (55,80-77,87)	68,40 (37,31-76,92)	65,59 (37,06-72,92)	0,021
Geschlecht	männlich	4	9	8	0,246
	weiblich	9	6	6	
OP-Seite	rechts	5	8	10	0,226
	links	8	7	4	

3.2.5 Lateraler knöcherner Überhang

Die demographischen Daten der Gruppen I – III nach Einteilung anhand des lateralnen knöchernen Überhangs werden in Tabelle 14 gezeigt. Es bestehen signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen unter Berücksichtigung des Geschlechts.

Tabelle 14: Demographische Daten der drei Patientengruppen unter Berücksichtigung des lateralen knöchernen Überhangs. Die Darstellung erfolgt in Median und Range.

		I	II	III	p
n		8	47	7	
Alter		69,45 (61,38-74,93)	68,55 (37,06-81,60)	62,77 (51,79-72,57)	0,104
Geschlecht	männlich	0	21	5	0,015
	weiblich	8	26	2	
OP-Seite	rechts	6	30	4	0,756
	links	2	17	3	

3.3 Auswertung der klinischen Scores

Die Erhebung der klinischen Scores erfolgte zu den zuvor definierten follow-up-Zeitpunkten 3 Monate, 12 Monate und 24 Monate nach OP gleichzeitig mit den bereits oben besprochenen radiologischen Aufnahmen. Da zum späten follow-up 60 Monate postoperativ in 17 von 62 Fällen (27,4 %) keine Erhebung der klinischen Scores stattfand, wurde aufgrund des hieraus folgenden hohen Drop-outs in der gesamten Studie dieser Zeitpunkt in der Auswertung nicht berücksichtigt.

Dass im Anschluss an die Knieendoprothesenimplantation, unabhängig vom Implantat, postoperativ im Durchschnitt eine Verbesserung in klinischen und funktionellen Scores erzielt wird, konnte durch Schwemmer bei gleichem Patientenkollektiv bereits gezeigt werden [5]. In den Abbildungen 18 und 19 werden die Ergebnisse des gesamten Patientenkollektivs in den erhobenen klinischen Scores sowie der ROM über den zeitlichen Verlauf präsentiert. Zusätzlich erfolgt jeweils eine Darstellung der Entwicklung der Gesamtscores in Abhängigkeit vom initialen Ergebnis 3 Monate postoperativ.

Der Übersicht halber findet sich eine tabellarische Übersicht über die gruppenseparierten Ergebnisse der Patienten in den einzelnen arthrose- bzw. kniegelenkspezifischen und lebensqualitätsbezogenen Scores einschließlich Subscores sowie der Prüfung der Range of Motion im Anhang A - K. Die Darstellung erfolgt aufgrund der fehlenden Normalverteilung in Median und Range.



Abb. 18. Longitudinale Entwicklung der Ergebnisse im WOMAC- und HSS-Score des gesamten Patientenkollektivs sowie in Abhängigkeit des initialen Scorewerts drei Monate postoperativ.

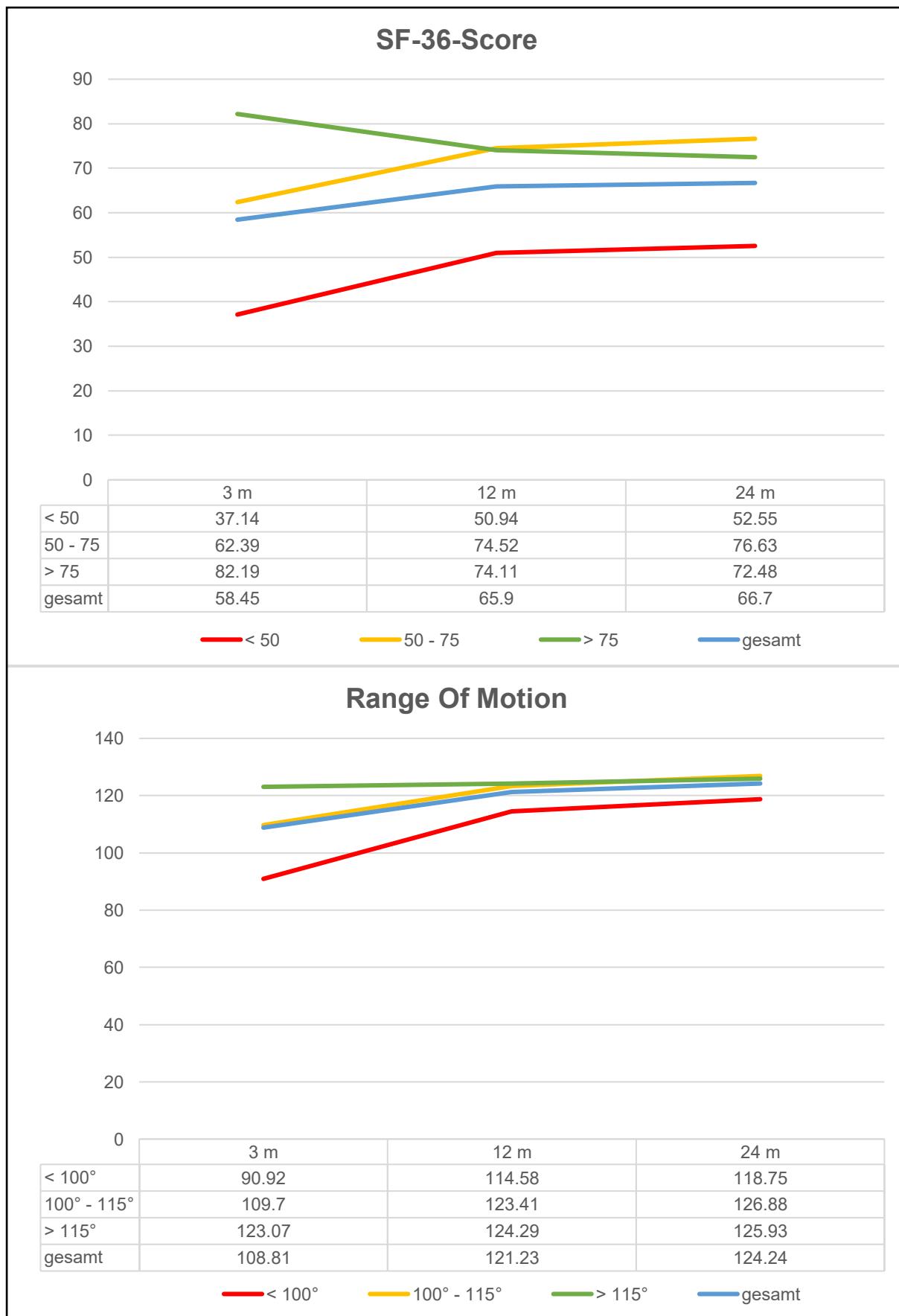


Abb. 19. Longitudinale Entwicklung der Ergebnisse im SF-36-Score und der Range of Motion des gesamten Patientenkollektivs sowie in Abhängigkeit des initialen Resultats drei Monate postoperativ.

3.4 Ergebnisse der vergleichenden Analyse zwischen den Patientengruppen I-III

Im Folgenden sollen die Zusammenhänge zwischen den erhobenen klinischen und funktionellen Scores und den radiologischen Messdaten dargestellt werden. Hierzu werden die Scoreergebnisse zwischen den in 3.2 eingeteilten Gruppen verglichen. In den Tabellenansichten wird dabei die Gruppe mit dem höheren und somit besseren Scoreergebnis fett markiert.

3.4.1 Sagittales Patellaalignment

3.4.1.1 *Insall-Salvati-Index*

Im Vergleich der Gruppen in Bezug auf alle ermittelten klinischen Scores ergeben sich im gesamten Beobachtungszeitraum sowohl hinsichtlich der Gesamtscores als auch der einzelnen Subscores keine signifikanten Unterschiede ($p \geq 0,073$).

3.4.1.2 *Blackburne-Peel-Index*

Im Vergleich der Ergebnisse im HSS-Score zeigen sich vermeintlich signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen I und II drei Monate postoperativ in der Subskala „Funktion“ ($p = 0,046$) und 12 Monate postoperativ in der Subskala „Stabilität“ ($p = 0,038$), zwischen den Gruppen II und III 24 Monate postoperativ im Gesamtscore ($p = 0,017$) und der Subskala Funktion ($p = 0,019$) sowie singulär im SF-36-Score 12 Monate postoperativ in der Subskala „Physical Health“ ($p = 0,03$).

Nach Adjustierung des Signifikanzniveaus mittels Benjamini-Hochberg-Korrektur erweisen sich diese Unterschiede als nicht signifikant.

3.4.1.3 *Caton-Deschamps-Index*

Ähnlich zum Blackburne-Peel ergeben sich auch hinsichtlich des Caton-Deschamps-Index einzelne vermeintlich signifikante Unterschiede, etwa zwischen den Gruppen II und III sowohl in Bezug auf den SF36-Score 12 Monate postoperativ im Gesamtscore ($p = 0,044$) und in der Subskala „Physical Health“ ($p = 0,021$) als auch im HSS-Score 24 Monate postoperativ im Gesamtscore ($p = 0,039$) und in der Subskala „Schmerzen“ ($p = 0,042$). Jedoch erweisen sich auch diese nach Adjustierung des Signifikanzniveaus als nicht signifikant.

3.4.2 Patella-Shift

3.4.2.1 *Patella-Shift nach Metsna*

Im Vergleich der klinischen Scoreergebnisse bestehen nach Adjustierung des Signifikanzniveaus signifikante Unterschiede im arthrosespezifischen WOMAC-Score zwischen den Gruppen I und III sowohl im Gesamtscore 12 Monate postoperativ ($p = 0,007$, $\alpha = 0,007$) als auch in der Subskala Steifigkeit 12 Monate ($p = 0,001$, $\alpha = 0,001$) und 24 Monate postoperativ ($p = 0,001$, $\alpha = 0,003$). Des Weiteren bestehen 3 Monate postoperativ signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen I und II im kniegelenkspezifischen WOMAC-Score in der Subskala „Körperliche Tätigkeit“ ($p = 0,003$, $\alpha = 0,004$) und im Subscore „Physical Health“ des SF-36-Fragebogens ($p = 0,006$, $\alpha = 0,006$). Die übrigen vermeintlich signifikanten Unterschiede lassen sich bei adjustiertem Signifikanzniveau nicht bestätigen.

3.4.2.2 *Trochleaweite*

Bezüglich der Trochleaweite sind über alle klinischen Scores und den gesamten Beobachtungszeitraum hinweg nach Adjustierung des Signifikanzniveaus keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen festzustellen. ($p \geq 0,004$, $\alpha \geq 0,0015$)

3.4.2.3 *Patella Shift Index*

In Bezug auf den Patella Shift Index, der als Quotient aus Shift (e) und Trochleaweite (f) berechnet wird, zeigt sich analog zur Trochleaweite über alle klinischen Scores und den gesamten Beobachtungszeitraum hinweg kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen nach Adjustierung des Signifikanzniveaus. ($p \geq 0,002$, $\alpha \geq 0,0015$)

3.4.2.4 *Neu entwickelte Methode zur Bestimmung des Patella-Shift*

Die in Tabelle 15 dargestellten vermeintlich signifikanten Unterschiede in den klinischen Scores erweisen sich nach Adjustierung des Signifikanzniveaus als nicht signifikant.

Tabelle 15: Unterschiede zwischen den Gruppen in den klinischen Scores unter Berücksichtigung des Patella-Shifts nach neu entwickelter Methode. Zusätzlich zum Signifikanzwert p erfolgt die Angabe des adjustierten Signifikanzniveaus nach Benjamini-Hochberg-Korrektur.

Score	Subskala	Zeitraum post-OP	Verglichene Gruppen	p	Adjustiertes Signifikanzniveau
WOMAC	Score	3 m	I - II	0,045	0,013
	Score	3 m	II - III	0,035	0,010
	Schmerzen	3 m	I - II	0,019	0,006
	Steifigkeit	3 m	II - III	0,048	0,015
	Körp. Tät.	3 m	II - III	0,027	0,007
	Score	12 m	II - III	0,016	0,003
	Steifigkeit	12 m	II - III	0,003	0,001
	Körp. Tät.	12 m	II - III	0,028	0,009
HSS	Score	12 m	II - III	0,049	0,016
	Bewegungs-ausmaß	12 m	II - III	0,018	0,004
SF-36	Phys. Health	12 m	I - III	0,037	0,012

3.4.3 Patella-Tilt

3.4.3.1 Patella-Tilt nach Gomes

Vergleicht man die klinischen Scoreergebnisse nach Gruppeneinteilung des nach Gomes bestimmten Patellatilts, bestehen mehrere signifikante Unterschiede zwischen den Patientengruppen I und II sowohl im HSS- als auch WOMAC-Score (einschließlich Subscores) 24 Monate postoperativ ($p \leq 0,007$ bzw. $p \leq 0,012$) sowie vereinzelt 12 Monate postoperativ ($p \leq 0,012$ bzw. $p \leq 0,016$), hier auch singulär der Range of Motion ($p = 0,016$). Die einzelnen Ergebnisse werden in Tabelle 16 aufgeführt.

Tabelle 16: Unterschiede zwischen den Gruppen in den klinischen Scores und der ROM unter Berücksichtigung des Patella-Tilt nach Gomes. Zusätzlich zum Signifikanzwert p erfolgt die Angabe des adjustierten Signifikanzniveaus nach Benjamini-Hochberg-Korrektur.

	Score	Zeitraum post-OP	Verglichene Gruppen	p	Adjustiertes Signifikanzniveau
WOMAC	Score	12 m	I - II	0,016	0,018
	Körperliche Tätigkeit	12 m	I - II	0,009	0,013
	Score	24 m	I - II	0,004	0,006
	Schmerzen	24 m	I - II	0,012	0,015
	Steifigkeit	24 m	I - II	0,006	0,007
	Körperliche Tätigkeit	24 m	I - II	0,003	0,004
HSS	Funktion	12 m	I - II	0,008	0,010
	Bewegungsausmaß	12 m	I - II	0,012	0,016
	Score	24 m	I - II	0,001	0,001
	Schmerzen	24 m	I - II	0,007	0,009
	Funktion	24 m	I - II	0,001	0,003
	Fehlstellung	24 m	II - III	0,008	0,012
ROM		12 m	I - II	0,016	0,019

3.4.3.2 Neu entwickelte Methode zur Bestimmung des Patella-Tilt

Unter Berücksichtigung der selbst entwickelten Methode zur Messung des patellaren Tilts lassen sich im Gegensatz zur Methode nach Gomes (i) unabhängig von der Adjustierung der Signifikanzniveaus über alle Scoreergebnisse und den gesamten Beobachtungszeitraum hinweg keine signifikanten Unterschiede zwischen den Patientengruppen nachweisen ($p \geq 0,05$, $\alpha \geq 0,0015$).

3.4.4 Facettenwinkel

Sowohl im arthrosespezifischen HSS-Score als auch im kniegelenkspezifischen WOMAC-Score ergeben sich im späten postoperativen Verlauf nach 24 Monaten signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen I und II ($p \leq 0,011$) bzw. I und III ($p \leq 0,004$) sowie einzeln frühpostoperativ nach 3 Monaten ($p = 0,001$).

Die Ergebnisse im Einzelnen sind in Tabelle 17 dargestellt.

Tabelle 17: Unterschiede zwischen den Gruppen in den klinischen Scores unter Berücksichtigung des Facettenwinkels. Zusätzlich zum Signifikanzwert p erfolgt die Angabe des adjustierten Signifikanzniveaus nach Benjamini-Hochberg-Korrektur.

	Score	Zeitraum post-OP	Verglichene Gruppen	p	Adjustiertes Signifikanzniveau
WOMAC	Score	24 m	I - II	0,011	0,012
	Schmerzen	24 m	I - II	0,001	0,001
	Schmerzen	24 m	I - III	0,004	0,007
	Körperliche Tätigkeit	24 m	I - II	0,009	0,01
HSS	Funktion	3 m	I - III	0,001	0,003
	Score	24 m	I - II	0,007	0,009
	Funktion	24 m	I - II	0,001	0,004
	Funktion	24 m	I - III	0,003	0,006

3.4.5 Lateraler knöcherner Überhang

In Bezug auf den lateralen osteophytären Überhang finden sich über den gesamten Beobachtungszeitraum nach Adjustierung des Signifikanzniveaus keine signifikanten Unterschiede zwischen den Patientengruppen in allen klinischen Scores. ($p \geq 0,003$, $\alpha \geq 0,0015$)

4. Diskussion

4.1 Motivation zur Durchführung der retrospektiven Studie

Die Osteoarrose ist die weltweit häufigste Gelenkerkrankung des erwachsenen Menschen und mit direkten Krankheitskosten in Höhe von über 7 Milliarden Euro in Deutschland (2002) von enormer sozialmedizinischer Relevanz. Neben dem Hüftgelenk zählt das Kniegelenk zu den am häufigsten betroffenen Regionen [106,107]. Ca. 20-40 % der über 60-Jährigen zeigen hier röntgenologisch degenerative Veränderungen, von denen etwa 1/3 über spezifische Krankheitssymptome klagt [12]. Als ultima ratio in der Versorgung der Gonarthrose nach Ausschöpfung konservativer Behandlungsmethoden gilt der totale endoprothetische Gelenkersatz [13]. Obschon durch Änderungen des Prothesendesigns und die Einführung neuer Werkstoffe deutliche Verbesserungen im klinischen Outcome nach Primärimplantation erzielt werden konnten, bleibt ein Teil der Patienten weiterhin hinter den Erwartungen zurück [6]. Nach Gelenkinfektionen (40 %) gehören Instabilität (20 %) und Schmerzen (19 %) zu den häufigsten Gründen für eine Revisions-OP nach Knie-TEP [108]. Ursächlich sind hierfür häufig Probleme im femoropatellaren Kompartiment, die mit einem Maltracking der Patella assoziiert sein können [53,55]. Dabei ist der direkte Zusammenhang zwischen einem patellaren Maltracking und einem minderen klinischen und funktionellen Outcome weiterhin nicht eindeutig geklärt [49,56–58].

Die durchgeführte retrospektive Studie soll aufzeigen, welche Faktoren eines patellaren Malalignments bzw. Unterschiede in der Patellamorphologie Einfluss auf das klinische und funktionelle Outcome nach Knieendoprothesenimplantation haben. Bisherige Studien beleuchteten in der Regel nur jeweils einzeln Abweichungen in der Axialebene oder in der Sagittalebene bzw. der Patellamorphologie. Die Studie umfasst ein größeres Spektrum radiologisch evaluierbarer Parameter der Patella und ihrer Position im Kniegelenk. Dabei wird neben langjährig etablierten Messverfahren auch auf in jüngerer Zeit publizierte und eigens entwickelte Messmethoden zurückgegriffen. In Abhängigkeit von Patellatracking und -morphologie könnte bei Vorliegen signifikanter Unterschiede in den erhobenen arthrose- bzw. kniegelenkspezifischen sowie lebensqualitätszentrierten Fragebögen und Ergebnissen der ROM-Messung ein Score entwickelt werden, welcher die Ergebnisse der betreffenden radiologischen Indices umfasst und als Prädiktor für den weiteren postoperativen Verlauf angewendet werden kann.

4.2 Limitationen und Fehlerquellen

Im Rahmen der Datenerhebung für die vorliegende retrospektive Studie ergeben sich in Bezug auf das Patientenkollektiv, die radiologischen Messdaten und die klinischen Scoreergebnisse mögliche Limitationen.

Das Patientenkollektiv umfasst 59 Personen, welche mit drei verschiedenen Prothesensystemen versorgt wurden. Insgesamt schließt die Studie 62 Knieendoprothesen ein. Aufgrund der eher kleinen Größe des Patientenkollektivs war keine separate Betrachtung der einzelnen Prothesensysteme möglich. Allerdings hat Schwemmer 2014 bei dem gleichen Patientenkollektiv gezeigt, dass keine signifikanten Unterschiede im Outcome zwischen den Prothesentypen bestehen [5], sodass in erster Linie keine relevante Beeinflussung der Scoreergebnisse dadurch zu vermuten ist und eine gemischte Betrachtung im Rahmen unserer Studie zulässig erscheint.

Das vorliegende röntgenologische Bildmaterial muss als einschränkender Faktor gewertet werden. So lagen nicht bei allen Patienten zu jedem follow-up-Termin Röntgenbilder vor, dies unter anderem bedingt durch zwischenzeitliche TEP-Revision bei Infekt, akute hochgradige Pflegebedürftigkeit oder Todesfall sowie Nichterscheinen zu Kontrollterminen. Insgesamt waren bei 25 Patienten (40,3 %) zu allen Terminen radiologische Aufnahmen hinterlegt, allerdings bestand auch hier mitunter die Problematik, dass diese teils nicht suffizient auswertbar waren aufgrund einer mangelhaften Bildqualität, fehlerhafter Einstelltechnik oder Überlagerung der für die Messung wichtigen anatomischen Landmarken, etwa durch Prothesenmaterial. Daher wurde festgelegt, dass ausreichend auswertbares Bildmaterial an mindestens drei postoperativen Zeitpunkten vorliegen muss, um die Messungen im Anschluss statistisch auszuwerten. Lagen weniger auswertbare Aufnahmen vor, wurde der entsprechende Patient in der Auswertung nicht berücksichtigt.

Die Methoden zur Messung der ausgewählten Indices wurden durch ihre Erstbeschreiber definiert. Durch eine gewisse Variabilität der radiographischen Projektionen, insbesondere unter erschwerten Aufnahmebedingungen im Rahmen eines eingeschränkten Bewegungsumfangs mancher Patienten im Knie-TEP-versorgten Bein, lassen sich überlagerungsbedingt nicht in allen Fällen die anatomischen Landmarken zweifelsfrei definieren, um eine robuste Messung zu garantieren. So entstehen in der Lateralaufnahme bei nicht streng orthogonaler Projektion Doppelkonturen des Tibiaplateaus, die die Messungen der

Patellahöhenindices verfälschen könnten. Dies trifft ebenso auf die Axialaufnahmen der Patella zu, welche bei inkorrekt Winkelung der Projektion Doppelkonturen der anterioren und posterioren Randbegrenzungen der Patella zeigen, was insbesondere die Messung des Tilts nach der eigens entwickelten Methode erschwert (siehe Abbildung 20).

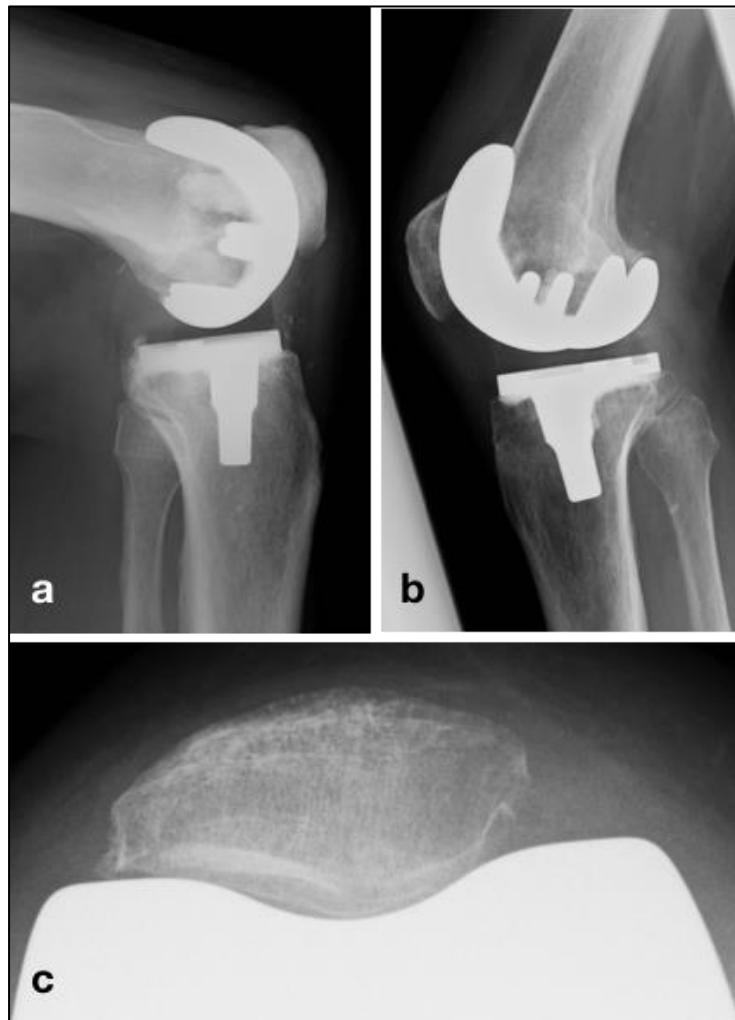


Abb. 20: Aufgrund von Überlagerung nicht eindeutig definierbare anatomische Landmarken bei
a) zu starker Flexion im Kniegelenk b) deutlich rotierter Aufnahme c) Mehrfachkonturen der
patellaren Gelenkfacetten, am ehesten bei nicht streng axialer Aufnahme

Des Weiteren ist in der Literatur beschrieben worden, dass eine zunehmende Flexion im Kniegelenk zu einem veränderten Patellatracking führt, insbesondere in Bezug auf Shift und Tilt. So ergab eine Metaanalyse, dass es wohl bei initial medialem Patellashift mit zunehmender Flexion zu einer progredienten Verschiebung nach lateral kommt, jedoch ist die Datenlage diesbezüglich unsicher. Dasselbe gilt für den Patellatilt, welcher in einzelnen Studien in früher Flexion medial ausgerichtet ist und mit

zunehmender Beugung nach lateral kippt, während andere Untersuchungen gegensätzlich eine Umkehr eines bestehenden lateralen Tilts mit zunehmender Kniegelenksflexion zeigten [109]. Somit ist es essentiell, dass die Axialaufnahme der Patella stets streng im 45°-Winkel angefertigt wurde. Da dies in der retrospektiven Analyse der Bilder nicht überprüft werden kann, ist es umso wichtiger, dass die radiologischen Messdaten über den gesamten postoperativen Zeitraum gemittelt werden, um etwaige Messfehler in Bezug auf eine inkorrekte Winkelung zu minimieren. Da *Bindelglass* gezeigt hat, dass sich das initiale postoperative Patellatracking im weiteren Verlauf nicht grundsätzlich ändert, stellt dies keinen einschränkenden Faktor für eine Mittelung im zeitlichen Verlauf dar [56].

Neben aufnahmebedingten Einschränkungen der Auswertbarkeit des Bildmaterials limitiert auch die patientenspezifische Patellamorphologie in Einzelfällen die Ausmessung der vordefinierten Indices. Operativ belassene patellare Osteophyten beeinflussen deutlich die Shiftmessung nach Metsna, da diese die mediale und laterale Kante als Messpunkte definiert und somit Osteophyten in die Messung miteinbezieht (siehe Abbildung 21). Dies kann eine zu starke (in der Regel laterale) Verschiebung vortäuschen.

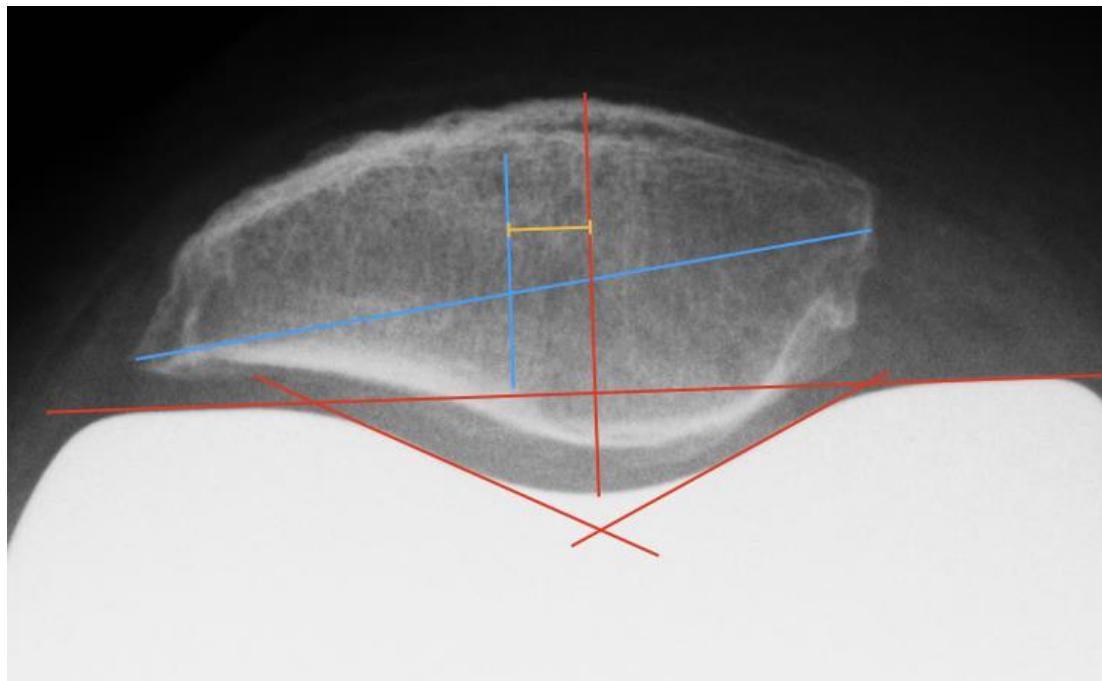


Abb. 21: Vortäuschen eines lateralen Patellashifts in der Shiftmessung nach Metsna aufgrund einer asymmetrischen Patellamorphologie mit osteophytären Anbauten. Die qualitative optische Analyse lässt eher einen minimalen medialen Shift vermuten.

Des Weiteren erschwert eine stark dysplastische Patella die Bestimmung des Tilts nach eigens entwickelter Methode, sodass als Kontrollverfahren die von Gomes angepasste Methode nach Grelsamer ebenfalls zur Bestimmung des Patellatilts herangezogen wurde. Im Gegensatz zur von Grelsamer ursprünglich beschriebenen Methode verzichtet Gomes auf eine horizontale Bezugslinie und nutzt stattdessen eine Verbindungsline der Femurkondylen. Hierdurch wird die Tiltmessung deutlich robuster in Bezug auf eine variierende Beinrotation in den einzelnen Aufnahmen, zeigt sich jedoch anfälliger gegenüber Kondylendysplasien, wobei dies in der Evaluation von bereits endoprothetisch versorgten Kniegelenken von untergeordneter Bedeutung ist. [9,88]

Zuletzt besteht auch eine Limitation in der Erhebung der klinischen Scores. So werden nicht gelenkspezifische Scores wie der SF-36-Score im Ergebnis möglicherweise von zu Beginn an bestehenden oder im Verlauf neu aufgetretenen Komorbiditäten beeinflusst, die unabhängig von der untersuchten Kniegelenkerkrankung sind, zum Beispiel Coxarthrose, Spinalkanalstenosen oder internistische Grunderkrankungen. Allerdings besteht auch die Möglichkeit der negativen Beeinflussung der gelenkspezifischen Scores abseits eines normabweichenden Patellatrackings, im vorliegenden Patientenkollektiv etwa durch einen zwischenzeitlichen Knie-TEP-Wechsel mit Bizepssehnentransfer auf das Lig. patellae, tibiale Lysen, rezidivierende Gelenkergüsse, Revisionsoperationen mit Synovektomie bei Kobaltallergie oder bei einem Patienten im Zustand nach Knie-TEP mit Arthrotfibrose bei Nickelallergie mit arthroskopischer Arthrollyse und Wechsel auf ein Keramik/Titan-Knie, welches dann im Rahmen der Studie untersucht wurde.

4.3 Beurteilung der Ergebnisse

Bei der Auswertung der Ergebnisse zeigt sich kein signifikanter Unterschied im Outcome der Gruppen in Abhängigkeit der sagittalen Patellaposition, unabhängig davon, ob diese mittels Insall-Salvati-, Blackburne-Peel- oder Caton-Deschamps-Index bestimmt wurde. Dies deckt sich mit den Resultaten von *van Houten*, der in einem 10-Jahres-follow-up von 63 Knieendoprothesen keine Unterschiede in der Prävalenz anterioren Knieschmerzes in Bezug auf die Patellaposition in der Sagittalebene feststellen konnte (quantifiziert mittels Knee Society Score (KSS), Knee Osteoarthritis Outcome Score (KOOS) sowie Numerischer Ratingskala (NRS) für Schmerz und Zufriedenheit) [110]. Analog fand auch *Meneghini* in einer größer

angelegten Studie mit 1055 TKA keinen Einfluss der Resultate im Insall-Salvati-Index auf das klinische und funktionelle Outcome (ROM, KSS und Schmerzscores) [111]. In einer Studie mit 83 Patienten mit unikompartimentellem Knieersatz konnte *Naal* ebenfalls keine konsistente Korrelation zwischen Höhenabweichungen der Patella (gemessen mittels Insall-Salvati- und Blackburne-Peel-Index) und klinischem Outcome feststellen [112]. Untersuchungen von *Neogi* und *Meneghini* zeigten zwar, dass eine postoperative Patella *baja* (Insall-Salvati < 0,8) mit erniedrigten Funktionsscores (insbesondere hinsichtlich des Treppensteigens) einhergeht [111,113], allerdings umfasst das Patientenkollektiv der hier vorliegenden Studie lediglich fünf Personen mit einer postoperativen Patella *baja*, deren Werte mit minimal 0,748 nur gering von der Norm (> 0,8) abweichen.

Die bisherigen Ergebnisse hinsichtlich des Einflusses eines axialen Maltrackings der Patella auf das klinische Outcome sind kontrovers. *Bindelglass* fand in einer Untersuchung von 234 Patienten keinen Einfluss eines postoperativen Patellashifts oder -tilts auf Schmerzen und ROM [56]. Bestätigt wurde dies durch *van Houten*, der ebenfalls keine Abhängigkeit eines anterioren Kniestichmerzes von Patellashift und -tilt feststellte [110]. *Narkbunnam* hingegen zeigte in einer retrospektiven Studie von 138 Patienten, dass ein solches Maltracking mit einem signifikant schlechteren klinischen Outcome einhergeht (gemessen mittels KSS, KOOS und WOMAC-Score) [49]. Im untersuchten Patientenkollektiv dieser Studie ergaben sich in Bezug auf den Patellashift, gemessen mittels eigens entwickelter Methode sowie unter Berechnung des PSI ebenfalls keine signifikanten Unterschiede zwischen den Patientengruppen. Einzig der in die Berechnung des PSI eingehende und mittels mehrerer Hilfslinien konstruierte Patella-Shift nach *Metsna* [8] zeigte signifikante Unterschiede im WOMAC- sowie singulär im SF-36-Score zwischen den Gruppen I und II sowie I und III, wobei angesichts der in Kapitel 4.2 besprochenen Limitation insbesondere dieser Messung und der fehlenden Signifikanz in Bezug auf den final berechneten PSI dieses Ergebnis von untergeordneter Relevanz ist.

Einschränkend muss gesagt werden, dass die Werte im Shift nach selbst entwickelter Methode mit einer Range von -5,28 – 4,67 mm nahezu vollständig in dem im Allgemeinen als Norm akzeptierten Bereich +/5 mm [49] lagen, sodass signifikante Unterschiede ebenfalls nicht zu erwarten waren.

Ein inhomogenes Bild zeichnet sich bei Betrachtung des Patella-Tilts ab. Die Ergebnisse der Messung mittels eigens entwickelter Methode und der Methode nach

Gomes müssen getrennt betrachtet werden. Bei ersterer zeigen sich unabhängig von der Korrektur nach Benjamini-Hochberg keine Unterschiede zwischen den Gruppen, obwohl die Werte der Gruppe I mit einer Range von $-15,3^\circ$ - $-4,35^\circ$ außerhalb der Normuntergrenze von -5° [49] liegen, während sich die Resultate der Gruppen II und III in der Norm befinden. Anders sieht es bei der Methode nach Gomes [9] aus. Hier zeigen sich signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen I und II im mittelfristigen Verlauf nach 12 und 24 Monaten sowohl im WOMAC- als auch im HSS-Score sowie der ROM nach 12 Monaten. Diese Ergebnisdiskrepanz zwischen den Methoden ist jedoch vermutlich dem Umstand geschuldet, dass insbesondere hochgradig verkippte und offenbar symptomatische Patellae mit der eigenentwickelten Methode nicht vermessen werden konnten, da die für die Messung notwendigen anatomischen Landmarken überlagerungsbedingt nicht korrekt zu identifizieren waren (siehe Abbildung 20). Die Anzahl vermessbarer Knieendoprothesen betrug deshalb nur n=40 bei der eigenentwickelten Methode und n=56 mit der Methode nach Gomes. Dies erklärt die hohe Abweichung der Medianwerte in Gruppe I nach der jeweiligen Methode. Während dieser bei der Methode nach Gomes $-13,28^\circ$ beträgt, sind es nach eigenentwickelter Methode lediglich $-5,34^\circ$. Bereits in Gruppe II fallen die Unterschiede mit $-4,01^\circ$ zu $-1,95^\circ$ deutlich geringer aus. Nebenbei waren auch die Ergebnisse im lebensqualitätsorientierten Fragebogen SF-36 in Gruppe II nach 24 Monaten insbesondere in Bezug auf die Physical Health im Vergleich zur Gruppe I besser, jedoch ohne eine nachweisbare Signifikanz ($p=0,136$). Im Gegensatz zu den Ergebnissen anderer Studien [55,58] war in dem hier untersuchten Patientenkollektiv ungewöhnlicherweise verstärkt ein mediales Patellatilting zu beobachten, dessen Gründe sich nicht eindeutig eruieren lassen. Der maximale laterale Tilt betrug $5,7^\circ$ respektive $5,23$ und lag somit nur knapp oberhalb der Normgrenze von 5° , was das gute klinische Outcome in Gruppe III erklären dürfte.

Ein bisher wenig untersuchter Umstand ist der Einfluss des Facettenwinkels auf das Outcome nach endoprothetischem Kniegelenkersatz. Im untersuchten Patientenkollektiv ergaben sich im follow-up nach 24 Monaten signifikante Gruppenunterschiede im HSS- und WOMAC-Score sowohl in Bezug auf die Summenscores als auch auf Funktions- und Schmerzsubskalen. Hierbei fielen die Ergebnisse in Gruppe I grundsätzlich schlechter aus als in den beiden anderen Gruppen, was sich mit den Ergebnissen von *Takahashi* deckt, der in einer Untersuchung von 157 endoprothetisch versorgten Kniegelenken ohne

Patellarrückflächenersatz einen Zusammenhang zwischen der Patellamorphologie und einem veränderten femoropatellaren Kontaktstress fand. Niedrigere Facettenwinkel erhöhten die Vergleichsspannung und führten im mittelfristigen Verlauf vermehrt zu Osteosklerose [114]. Zu ähnlichen Erkenntnissen kam *Inoue* in einer Untersuchung von 76 Knie-TEPs. Neben einer Erhöhung des patellaren Tilts und einer zunehmenden Prävalenz des anterioren Kniestromers zeigte sich auch hier eine vermehrte patellare Osteosklerose bei niedrigeren Facettenwinkel (< 126°) im follow-up > 3 Jahre. Er gibt zu bedenken, dass in diesen Fällen ein patellares Resurfacing in Betracht gezogen werden müsse, da niedrigere Facettenwinkel möglicherweise mit dem erhöhten Auftreten von anterioren Kniestromern im längerfristigen Verlauf vergesellschaftet sind, was angesichts der hiesigen Ergebnisse nach 24 Monaten bestätigt werden kann [115].

Laterale osteophytäre Anbauten der Patella sind angesichts der Pathogenese der Arthrose häufig vorzufinden [107]. Im vorliegenden Patientenkollektiv wurden sie in 17 Fällen radiographisch nachweisbar intraoperativ reduziert. Dennoch fanden sich an allen vermessenen Röntgenbildern Osteophyten an der Patella, welche teils im Verlauf an Größe zunahmen. Am häufigsten waren solche lateralnen knöchernen Überhängen im oberen äußeren Quadranten lokalisiert (entspricht Gruppe II), wuchsen aber im Verlauf teilweise in den unteren äußeren Quadranten vor (entspricht Gruppe III). Es ist naheliegend, dass gerade hier, mechanisch bedingt, ein Maltracking fixiert werden und sich das Outcome verschlechtern könnte [55]. Dennoch ergaben sich im gesamten Verlauf keine signifikanten Unterschiede im Gruppenvergleich.

In der Gesamtschau kristallisieren sich zwei Faktoren heraus, die einen signifikanten Einfluss auf das klinische und funktionelle postoperative Outcome haben. Dies ist zum einen der Patellatilt und zum andere der patellare Facettenwinkel. Verkipplungen der Patella > 4° (in diesem Patientenkollektiv nur nach medial) führten sowohl im HSS- als auch WOMAC-Score zu nachweisbar schlechteren Resultaten, was sich mit den Ergebnissen einzelner bisher veröffentlichter Studien deckt [49,58]. Noch deutlicher waren die Ergebnisse bei Betrachtung des Facettenwinkels. Hier zeigten sich im Verlauf nach 24 Monaten signifikante Unterschiede in Schmerz-, Funktions- sowie Gesamtscore von HSS und WOMAC bei erniedrigtem Facettenwinkel. Ursächlich sind hier möglicherweise vorbeschriebene progrediente osteosklerotische Veränderungen der Patella infolge eines erhöhten Kontaktstresses bei entsprechender Patellamorphologie [114,115]

4.4 Beurteilung der neu eingeführten Messmethoden

Insgesamt hat sich die neu entwickelte Methode zur Bestimmung des Patellashifts im Studiensemsetting bewährt. Sie ermöglichte trotz häufig überlagerungsbedingt nicht definierbarer, jedoch nötiger Landmarken, wie etwa dem tiefsten Punkt der Trochleagrube oder des Patellafirsts, in vielen Fällen durch die angelegten Hilfslinien eine extrapolierte Bestimmung des Patellashifts. Dies macht sie auch in der Verlaufsbeurteilung robuster im Vergleich zur ursprünglich beschriebenen Methode von Gomes, da die Bestimmung entsprechender Messpunkte so reproduzierbarer und vermutlich weniger untersucherabhängig gestaltet ist, wobei hierfür weitere Untersuchungen nötig sind. Im Gegensatz zur Methode nach Metsna ist die Messung zusätzlich unabhängig von osteophytären Anbauten. Das jedoch wichtigste, wenn auch nicht objektivierbare Argument für die neu entwickelte Methode ist die Übereinstimmung der subjektiven qualitativen Bewertung des femoropatellaren Alignments mit der quantitativen Messung – konträr hierzu konnte bei der Methode nach Metsna stellenweise eine große Diskrepanz beobachtet werden.

Ein anderes Bild zeigt sich bei Analyse der neu eingeführten Methode zur Messung des Patellatilts. Trotz der guten Reproduzierbarkeit dieser Methode aufgrund der eindeutig festgelegten Messpunkte muss dieses Instrument für den Einsatz in der klinischen Routine kritisch betrachtet werden, da der Aufwand durch die Vielzahl der zwingend anzulegenden Hilfslinien im Vergleich zur Methode nach Gomes ungleich höher ist und die Messung zusätzlich stärker von der eindeutigen Definition ossärer Landmarken abhängig ist, was insbesondere im postoperativen Setting etwa durch Überlagerungen erschwert ist. Im Gegensatz hierzu stellt die durch Gomes modifizierte Methode nach Grelsamer ein einfaches und schnelles Werkzeug zur Bestimmung des Patellatilts dar. *Heesterbeek* zeigte eine gute Reproduzierbarkeit dieser Messung in Bezug auf die Intra- und Interobservervariabilität, jedoch erst bei Verkippungen von mehr als 10° [92].

Weitere Untersuchungen mit größeren Patientengruppen könnten die Vorteile der neu entwickelten Messmethoden und die klinische Relevanz bestätigen.

4.5 Ausblick für die Zukunft

Der endoprothetische Kniegelenkersatz ist bereits heutzutage einer der am häufigsten durchgeführten operativen Eingriffe und hat sich in der klinischen Routine erfolgreich bewährt. Die steigenden OP-Zahlen, vor allem vor dem Hintergrund des demographischen Wandels, aber auch die zunehmende Versorgung jüngerer Patienten mit hohem funktionellen Anspruch an den künstlichen Gelenkersatz stellen die moderne Knieendoprothetik weiterhin vor Herausforderungen [11,13]. Die reibungslose Artikulation der einzelnen Prothesenkomponenten, aber auch die Integration einer nicht endoprothetisch versorgten Patella in das femorotibiale Prothesensystem sind essentiell für ein zufriedenstellendes klinisches und funktionelles Outcome [49].

Um postoperative Abweichungen der Beinachse zu minimieren und das Alignment der Prothesenbestandteile zu erhöhen, entwickelten sich bereits Ende der 1990er-Jahre erste Knienavigationssysteme auf Basis dreidimensionaler CT-Rekonstruktionen mit dem Ziel, sowohl Standzeit als auch klinische Ergebnisse mittels roboterassistierter Chirurgie zu verbessern. Während diese Verfahren tatsächlich eine exaktere Positionierung der Prothesenkomponenten ermöglichen, konnte eine Verbesserung des klinischen Outcomes sowie eine Verlängerung der Standzeit nicht nachgewiesen werden. Stattdessen widmete man sich zunehmend dem Einsatz patientenindividueller Instrumente auf Basis von CT- bzw. MRT-Aufnahmen, entweder in Form von Einmalschnittschablonen oder patientenindividuellen Formteilen zur Fixierung von Serieninstrumenten, gegebenenfalls kombiniert mit individuell hergestellten Prothesenkomponenten, teils mittels 3D-Druckern produziert. Gemein hatten frühere Systeme, dass sie keine Unterstützung beim intraoperativen Weichteilbalancing leisten konnten [116,117]. Da dieses jedoch essentiell für ein korrektes Prothesenalignment ist [53,55], blieben weiterhin viele Patienten unzufrieden zurück. Dieses Problem wird durch jüngste Neuentwicklungen adressiert: seit 2016 gibt es neue roboterassistierte Systeme, welche wieder auf Basis dreidimensionaler CT-Rekonstruktionen arbeiten. Zusätzlich erfassen sie jedoch videogestützt intraoperativ die Bandspannung in verschiedenen, definierten Bewegungsmustern. Dies unterstützt den Chirurgen bei der Herstellung der optimalen Weichteilbalancierung und soll Releases unnötig machen. Damit soll auch das Alignment im patellofemoralen Gelenk als essentielles Ziel für eine erfolgreiche endoprothetische Versorgung verbessert werden [118]. Erste Publikationen zeigen

vielversprechende Ergebnisse im kurzfristigen Verlauf mit Verbesserungen des Outcomes in nahezu allen Punkten des Knee Society Scores im Vergleich zu manuell operierten Patienten [119].

Weiterentwicklungen dieser Systeme und der zunehmende Einsatz patientenindividueller Prothesensysteme werden die Zukunft der Knieendoprothetik trotz des erhöhten prä- und intraoperativen Aufwandes prägen, sofern neue Studien auch ein mittel- und langfristiges überlegenes Outcome von roboterassistiert eingebrachten Knieendoprothesen zeigen. Darüber hinaus gilt es in künftigen Studien herauszufinden, welchen Einfluss das durch das individualisierte operative Vorgehen verbesserte femoropatellare Alignment auf das Outcome hat, da auch nach zahlreichen Untersuchungen weiterhin kein Konsens über den Einfluss des patellaren Maltrackings auf das klinische und funktionelle Outcome herrscht [49,56–58,110–113].

5. Zusammenfassung

Die Gonarthrose ist eine Volkserkrankung und von großer sozialmedizinischer Relevanz. Die Gesamtprävalenz in Deutschland beträgt 23,8 % (2012) [87]. Trotz umfangreicher konservativer Behandlungsmaßnahmen bleibt als letzte Therapiemöglichkeit häufig nur der endoprothetische Gelenkersatz [13]. Versuche, Kniegelenke mittels chirurgischer Techniken zu heilen reichen zurück bis in das 18. Jahrhunderts [17], Prototypen der modernen Prothesensysteme entwickelten sich jedoch erst Mitte des 20. Jahrhunderts [21,30]. Der anschließende kontinuierliche Fortschritt im Prothesendesign sorgte für einen optimierten Implantatsitz und ein verbessertes klinisches Outcome, der Einsatz neuer Materialien für längere Standzeiten. Dennoch bleiben persistierend symptomatische Patienten bis in die heutige Zeit bestehen. Führend ist hier der anteriore Knieschmerz, vornehmlich verursacht durch das in den Anfangszeiten der Knieendoprothetik kaum beachtete Femoropatellargelenk [50]. Erst Jahrzehnte später geriet das Patellatracking immer mehr in den Fokus, sodass heute ein exaktes patellofemorales Alignment als eines der obersten Ziele in der Knieendoprothetik gilt [49]. Die Gründe für patellofemoral bedingte Schmerzen sind vielfältig und teilen sich in funktionelle Ursachen wie Muskeldysbalancen und mechanische Ursachen wie Rotationsfehler oder Overstuffing der Prothesenkomponenten. Häufig münden all diese Probleme in einer patellofemoralen Instabilität im Sinne eines Maltrackings [53,55]. Der Einfluss einer Malpositionierung der Patella wird seit den 1990er Jahren zunehmend untersucht und dennoch herrscht kein Konsens über die Bedeutung für das klinische Outcome [49,56–58,110]. Ziel dieser retrospektiven Studie war es, anhand röntgenologisch bestimmbarer Indices und Messungen auf lateralnen und axialen Röntgenaufnahmen des Kniegelenks die Patellaposition zu bestimmen und zu überprüfen, inwiefern sich diese auf das klinische und funktionelle Outcome auswirkt, gemessen mittels arthrose- bzw. gelenkspezifischer (HSS, WOMAC) und lebensqualitätsorientierter Scores (SF-36) sowie dem Bewegungsumfang in Extensions-/Flexionsbewegung (Range of Motion). Hierfür wurden auf Basis der radiologischen Messungen drei Patientengruppen gebildet und die entsprechenden Ergebnisse in den klinischen und funktionellen Scores miteinander verglichen. Aufgrund der hohen Anzahl an Vergleichen musste das Signifikanzniveau mittels Benjamini-Hochberg-Korrektur angepasst werden [105].

In der vergleichenden Analyse stellte sich heraus, dass höhergradige Verkipplungen > 4° (Tilt) zu einem signifikant schlechteren Outcome im HSS- und WOMAC-Score nach 12 und 24 Monaten follow-up führten. Ähnliche Ergebnisse haben auch einzelne vorherige Untersuchungen gezeigt, wobei der Tilt dort in der Regel lateral ausgerichtet war, während in dieser Studie vorrangig eine mediale Verkippung vorlag [49].

Darüber hinaus konnte analog zu bisherigen Arbeiten gezeigt werden, dass ein kleinerer Facettenwinkel langfristig mit einem schlechteren klinischen Outcome im HSS- und WOMAC-Score, hier insbesondere in Schmerz- und Funktionssubskalen, vergesellschaftet ist. Ursächlich ist hier möglicherweise eine progrediente Osteosklerose der Patella aufgrund erhöhter Kontaktdrücke [114,115]. Die übrigen vermessenen Parameter, wie Höhenabweichungen der Patella auf Lateralalaufnahmen (bestimmt mittels Insall-Salvati-, Blackburne-Peel- und Caton-Deschamps-Index), eine mediolaterale Translation (quantifiziert nach eigener Methode sowie mittels Patella Shift Index nach Metsna) sowie der laterale knöcherne Überhang zeigten keinen signifikanten Einfluss auf das klinische Outcome, was mit bisherigen Ergebnissen anderer Untersuchungen vereinbar ist [56,110–112,120].

Die neu entwickelte Methode zur Bestimmung des Patellashifts hat sich als gutes Instrument zur Messung einer mediolateralen Translation der Patella erwiesen, insbesondere im postoperativen Setting mit teils nicht oder nur erschwert definierbaren Messpunkten. Hier sind weitere Untersuchungen hinsichtlich Reliabilität/Validität sowie Intra- und Interobservervariabilität nötig.

Die Entwicklung eines prädiktiven Scores ist aus den hier vorgelegten Ergebnissen nicht abbildungbar. Stattdessen sollte intraoperativ bereits intensiv auf eine korrekte Weichteilbalancierung zur Minimierung eines postoperativen patellaren Maltrackings geachtet werden und bei Vorliegen eines niedrigen patellaren Facettenwinkels ein Resurfacing der Patellarückfläche diskutiert werden.

Da bisherige Studien (einschließlich der hier vorliegenden) über das patellofemorale Alignment häufig nur mit einem relativ kleinen Patientenkollektiv (< 300 Patienten) arbeiten, ist es schwierig entsprechende Zusammenhänge zwischen Patellatracking und klinischem und funktionellen Outcome reproduzierbar zu detektieren. Ziel muss es daher sein, in größer angelegten Studien die Problematik weiter zu erforschen, um das Outcome und die Patientenzufriedenheit weiter zu verbessern.

6. Thesen

1. Die Gonarthrose ist eine Volkserkrankung und insbesondere im Zuge des demographischen Wandels von immer größerer sozialmedizinischer und ökonomischer Relevanz.
2. Die operative Versorgung einer symptomatischen Gonarthrose erfolgt erst nach Ausschöpfung aller konservativen Behandlungsmaßnahmen. Tritt keine signifikante Besserung ein und herrscht ein lebensbeeinträchtigender Leidensdruck, wird die Indikation zum endoprothetischen Gelenkersatz gestellt.
3. Trotz insgesamt guter bis sehr guter klinischer Resultate bleibt das Operationsergebnis bei einem Teil der Patienten hinter den Erwartungen zurück. Ursächlich ist häufig ein anteriorer Kniestrom, welcher unter anderem durch Pathologien im Femoropatellargelenk bedingt sein kann.
4. In den letzten Jahrzehnten geriet ein korrektes Patellatracking zunehmend in den Fokus, sodass ein exaktes patellofemorales Alignment in der modernen Knieendoprothetik eine hohe Bedeutung besitzt.
5. Die bisherigen Untersuchungen zum Einfluss eines patellaren Maltrackings in Sagittal- und Horizontalebene zeichnen ein ambivalentes Bild bezüglich der Bedeutsamkeit für das klinische Outcome.
6. Analog zu bisherigen Ergebnissen konnte in der vorliegenden Untersuchung gezeigt werden, dass ein höhergradiger Patella-Tilt sowie ein kleinerer patellarer Facettenwinkel mit einem signifikant schlechteren klinischen Outcome vergesellschaftet ist.
7. In Bezug auf die übrigen gemessenen Parameter zeigten sich keine Unterschiede im klinischen und funktionellen Outcome, was ebenfalls mit den meisten der bisherigen Studien vereinbar ist.

8. Die Ableitung eines prädiktiven Scores, der anhand von auf projektionsradiographischen Kniegelenksaufnahmen erhobenen Indices und Messparametern der Patellaposition und -form das klinische und funktionelle Outcome vorhersagt, erscheint aufgrund der insgesamt nur geringen Zusammenhänge nicht zielführend.
9. Es sollte intensiv auf eine korrekte intraoperative Weichteilbalancierung geachtet werden, um ein patellares Maltracking und den damit assoziierten anterioren Knieschmerz zu reduzieren. Bei Vorliegen niedriger Facettenwinkel sollte ein in Deutschland sonst nicht standardmäßig durchgeführtes Resurfacing der Patella diskutiert werden.
10. Die neu entwickelte Methode zur Bestimmung des patellaren Shifts stellt ein gutes Instrument zur Messung der mediolateralen Translation der Patella dar, welches in weiteren, größer angelegten Studien auf Reliabilität/Validität sowie Intra- und Interobservervariabilität untersucht werden sollte.

7. Literaturverzeichnis

1. Bundesamt S. Operationen und Prozeduren der vollstationären Patientinnen und Patienten in Krankenhäusern. 2018.
2. Brand R, Mont M, Manring M. Biographical Sketch: Themistocles Gluck (1853–1942). Vol. 469, Clinical orthopaedics and related research. 2011. 1525–1527 p.
3. Rüter, Trentz, Wagner. Unfallchirurgie. München, Wien, Baltimore: Urban & Schwarzenberg; 1995. 728 p.
4. Müller W, Morscher E, Muspach R. Das Knie: Form, Funktion und ligamentäre Wiederherstellungschirurgie. Springer Berlin Heidelberg; 1982.
5. Schwemmer B. Prospektive vergleichende klinische Verlaufsbeobachtung einer Knieendoprothese mit keramischer Femurkomponente. 2014;
6. Matziolis G, Röhner E. Prä-und postoperatives Vorgehen bei der primären Endoprothetik am Kniegelenk. manuelletherapie. 2019;23(01):14–9.
7. Waldt S, Eiber M, Wörtler K. Messverfahren und Klassifikationen in der muskuloskelettalen Radiologie. Thieme; 2017.
8. Metsna V, Sarap P, Vorobjov S, Tootsi K, Märtsom A. The patellar shift index: A reliable and valid measure for patellofemoral congruence following total knee arthroplasty with unresurfaced patella. Acta Orthop Traumatol Turc. 2013;47(5):323–9.
9. Gomes LS, Bechtold JE, Gustilo RB. Patellar prosthesis positioning in total knee arthroplasty. A roentgenographic study. Clin Orthop Relat Res. 1988;(236):72–81.
10. Christiani K. Röntgenanatomische Untersuchungen des Femoro-Patellargelenkes. Kiel; 1962.
11. Bleß H-H, Kip M. Weißbuch Gelenkersatz: Versorgungssituation endoprothetischer Hüft- und Knieoperationen in Deutschland. 2014. 150 p.
12. Hemschemeier M, Bittkowski M, Stollorz V. Knieprothesen – starker Anstieg und große regionale Unterschiede. Bertelsmann-Stiftung. 2018.
13. Fath R. Knie-Totalendoprothesen: Ein anspruchsvoller Gelenkersatz. Dtsch Arztbl Int. 2018 Feb 23;115(8):A-332.
14. Wirtz DC. AE-Manual der Endoprothetik: Knie. Springer Berlin Heidelberg; 2010. (AE-Manual der Endoprothetik).
15. Julin J, Jamsen E, Puolakka T, Konttinen YT, Moilanen T. Younger age increases the risk of early prosthesis failure following primary total knee replacement for osteoarthritis. A follow-up study of 32,019 total knee replacements in the Finnish Arthroplasty Register. Acta Orthop. 2010 Aug;81(4):413–9.
16. Koskinen E, Eskelinen A, Paavolainen P, Pulkkinen P, Remes V. Comparison of

- survival and cost-effectiveness between unicondylar arthroplasty and total knee arthroplasty in patients with primary osteoarthritis: a follow-up study of 50,493 knee replacements from the Finnish Arthroplasty Register. *Acta Orthop.* 2008 Aug;79(4):499–507.
17. Wessinghage D. Historische Aspekte des Gelenkersatzes. *Orthopäde.* 2000;29:1067–71.
 18. Blömer W. Knieendoprothetik–Herstellerische Probleme und technologische Entwicklungen. *Orthopäde.* 2000;29(8):688–96.
 19. Barlow GH, Babington JP. Guy's hospital reports Vol. I. London; 1836. (Guy's hospital reports).
 20. Verneuil A. De la création d'une fausse articulation par section ou résection partielle de l'os maxillaire inférieur, comme moyen de rémedier a l'ankylose vraie ou fausse de la machoire inférieure. Rignoux; 1860.
 21. Song E-K, Seon J-K, Moon J-Y, Ji- Y. The Evolution of Modern Total Knee Prostheses. In: *Arthroplasty - Update.* 2013.
 22. Goerig M, Wulf H. Ether Day - no laughing matter - Die Geburtsstunde der modernen Anästhesie. *Anesthesiol Intensivmed Notfallmed Schmerztherapie.* 2013;48(10):648–51.
 23. Lister J. On the Antiseptic Principle in the Practice of Surgery. *Br Med J.* 1867 Sep;2(351):246–8.
 24. Pitt D, Aubin J-M. Joseph Lister: father of modern surgery. *Can J Surg.* 2012 Oct;55(5):E8–9.
 25. Röntgen WC. On a New Kind of Rays. *Science* (80-). 1896;3(59):227–31.
 26. Gluck T. Die Invaginationsmethode der Osteo-und Arthroplastik. *Berl Klin Wschr.* 1890;19(732):303.
 27. Hawk A. Recreating the knee: the history of knee arthroplasty. *Caduceus.* 1993;9:175–94.
 28. Walldius B. Arthroplasty of the knee using an endoprosthesis. *Acta Orthop Scand.* 1957;28(sup24):1–112.
 29. Shiers LGP. Arthroplasty of the knee: preliminary report of a new method. *J Bone Joint Surg Br.* 1954;36(4):553–60.
 30. R. S, AB. G, JN. I. Knee prostheses. *Semin Roentgenol.* 1986;21(1 PG-29–46):29–46.
 31. MacIntosh DL. Hemiarthroplasty of the knee using space occupying prosthesis for painful varus and valgus deformities. *J Bone Jt Surg.* 1958;40:1431.
 32. McKeever DC. Tibial plateau prosthesis. *Clin Orthop Relat Res.* 1960;18:86–95.
 33. Markatos K, Tsoucalas G, Sgantzos M. Hallmarks in the history of orthopaedic implants for trauma and joint replacement. *Acta Med Hist Adriat.* 2016;14(1):161–76.

34. Gunston FH. Polycentric knee arthroplasty: prosthetic simulation of normal knee movement. *J Bone Joint Surg Br.* 1971;53(2):272–7.
35. Stukenborg-Colsman C, Wirth CJ. Knieendoprothetik - Klinische aspekte. *Orthopade.* 2000;29(8):732–8.
36. Stulberg SD, Hamati YI, Tsao A, Stulberg B. Failure Mechanisms of Metal-Backed Patellar Components. *Am J Sports Med.* 1989;17(5):720.
37. Emmanuel K. Patellarrückflächenersatz – ein Muss oder Luxus ? *JATROS Orthopädie & Traumatologie.* 2016;10–2.
38. Kohn D. Knie: Expertise Orthopädie und Unfallchirurgie. Thieme; 2015.
39. Wirth CJ, Kohn D, Abdolvahab F, Mutschler WE, Pohlemann T. Praxis der Orthopädie und Unfallchirurgie. Thieme; 2013.
40. Wagner M, Schabus R. Funktionelle Anatomie des Kniegelenks. Berlin Heidelberg New York: Springer; 1982. (Kliniktaschenbücher).
41. Krischak G. Traumatologie für Physiotherapeuten. Thieme; 2005. (Physiolehrbuch Krankheitslehre).
42. Braus H, Elze C. Anatomie des Menschen: Ein Lehrbuch für Studierende und Ärzte (Band 1): Bewegungsapparat. Berlin, Heidelberg: J. Springer; 1921. (Anatomie des menschen: Ein lehrbuch für studierende und ärzte).
43. Morrison JB. The mechanics of the knee joint in relation to normal walking. *J Biomech.* 1970;
44. Kohn D, Adam F. Orthopädie und orthopädische Chirurgie: Knie : 67 Tabellen / hrsg. von Dieter Kohn. Mit Beitr. von F. Adam. Thieme; 2005. (Orthopädie und orthopädische Chirurgie).
45. Hepp WR, Locher HA, Graf R, Plattner F. Orthopädisches Diagnostikum. Thieme; 2014.
46. Zantop T, Petersen W. Anatomische Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes. *Arthroskopie.* 2007;20(2):94–104.
47. Paulsen F, Waschke J. Sobotta, Atlas der Anatomie des Menschen Band 1: Allgemeine Anatomie und Bewegungsapparat. Elsevier Health Sciences Germany; 2011.
48. Fick RA. Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke unter Berücksichtigung der bewegenden Muskeln. Fischer; 1904. (Handbuch der Anatomie des Menschen).
49. Narkbunnam R, Electricwala AJ, Huddleston JI, Maloney WJ, Goodman SB, Amanatullah DF. Suboptimal patellofemoral alignment is associated with poor clinical outcome scores after primary total knee arthroplasty. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2019;139(2):249–54.
50. Agarwala S, Shetty V, Karumuri L, Vijayvargiya M. Patellar resurfacing versus

- nonresurfacing with patellaplasty in total knee arthroplasty. Indian J Orthop. 2018 Jul 1;52(4):393–8.
51. Insall JN, Ranawat CS, Aglietti P, SHiNE J. A comparison of four models of total knee-replacement prostheses. J Bone Joint Surg Am. 1976;58(6):754–65.
 52. Breugem SJM. Anterior knee pain after a total knee arthroplasty: What can cause this pain? World J Orthop. 2014;5(3):163.
 53. Springorum HR, Keshmiri A, Heers G, Renkawitz T, Grifka J, Baier C. Radiologische Diagnostik, Beurteilung und Behandlung des patellofemoralen Schmerzes nach primärer Knieendoprothetik. Radiologe. 2012;52(11):987–93.
 54. Shervin D. Anterior knee pain following primary total knee arthroplasty. World J Orthop. 2015;6(10):795.
 55. Petersen W, Rembitzki I V, Brüggemann GP, Ellermann A, Best R, Gösele-Koppenburg A, et al. Ursachen und Therapie des vorderen Kniestichschmerzes nach Implantation einer Kniestendoprothese (K-TEP). Orthopädische und Unfallchirurgische Prax. 2013;11:500–9.
 56. Bindelglass DF, Cohen JL, Dorr LD. Patellar tilt and subluxation in total knee arthroplasty. Relationship to pain, fixation, and design. Clin Orthop Relat Res. 1993;(286):103–9.
 57. Dhollander AAM, Bassens D, Victor J, Verdonk P. Patellar tilt and thickness do not influence postoperative flexion in a high-flex design total knee arthroplasty. Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc. 2013;21(12):2817–22.
 58. Pookarnjanamorakot C, Jaovisidha S, Apiyasawat P. The patellar tilt angle: Correlation of MRI evaluation with anterior knee pain. J Med Assoc Thail. 1998;81(12):957–63.
 59. Saleh KJ, Lee LW, Gandhi R, Ingersoll CD, Mahomed NN, Sheibani-Rad S, et al. Quadriceps strength in relation to total knee arthroplasty outcomes. Instr Course Lect. 2010;59:119–30.
 60. Chester R, Smith TO, Sweeting D, Dixon J, Wood S, Song F. The relative timing of VMO and VL in the aetiology of anterior knee pain: a systematic review and meta-analysis. BMC Musculoskelet Disord. 2008;9(1):64.
 61. Petersen W, Ellermann A, Liebau C, Brüggemann GP, Best R, Gösele-Koppenburg A, et al. Das patellofemorale Schmerzsyndrom. Orthopädische Praxis. 2010 Aug;401–8.
 62. Kohn D, Rupp S. Knieendoprothetik—Operationstechnische Aspekte. Orthopade. 2000;29(8):697–707.
 63. Akagi M, Matsusue Y, Mata T, Asada Y, Horiguchi M, Iida H, et al. Effect of rotational alignment on patellar tracking in total knee arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. 1999;366:155–63.

64. Bell SW, Young P, Drury C, Smith J, Anthony I, Jones B, et al. Component rotational alignment in unexplained painful primary total knee arthroplasty. *Knee*. 2014;21(1):272–7.
65. Nicoll D, Rowley DI. Internal rotational error of the tibial component is a major cause of pain after total knee replacement. *J Bone Joint Surg Br*. 2010;92(9):1238–44.
66. Young SW, Saffi M, Spangehl MJ, Clarke HD. Unexplained pain following total knee arthroplasty: Is rotational malalignment the problem? *Knee*. 2018;25(2):329–34.
67. Bhattee G, Moonot P, Govindaswamy R, Pope A, Fiddian N, Harvey A. Does malrotation of components correlate with patient dissatisfaction following secondary patellar resurfacing? *Knee*. 2014;21(1):247–51.
68. Bédard M, Vince KG, Redfern J, Collen SR. Internal rotation of the tibial component is frequent in stiff total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2011;469(8):2346–55.
69. Barrack RL, Schrader T, Bertot AJ, Wolfe MW, Myers L. Component rotation and anterior knee pain after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2001;392:46–55.
70. Berti L, Benedetti MG, Ensini A, Catani F, Giannini S. Clinical and biomechanical assessment of patella resurfacing in total knee arthroplasty. *Clin Biomech*. 2006;21(6):610–6.
71. Keblish PA, Varma AK, Greenwald AS. Patellar resurfacing or retention in total knee arthroplasty. A prospective study of patients with bilateral replacements. *J Bone Joint Surg Br*. 1994;76(6):930–7.
72. Kajino A, Yoshino S, Kameyama S, Kohda M, Nagashima S. Comparison of the results of bilateral total knee arthroplasty with and without patellar replacement for rheumatoid arthritis: a follow-up note. *JBJS*. 1997;79(4):570–4.
73. Pakos EE, Ntzani EE, Trikalinos TA. Patellar resurfacing in total knee arthroplasty: a meta-analysis. *JBJS*. 2005;87(7):1438–45.
74. Fu Y, Wang G, Fu Q. Patellar resurfacing in total knee arthroplasty for osteoarthritis: a meta-analysis. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc*. 2011;19(9):1460–6.
75. He J-Y, Jiang L-S, Dai L-Y. Is patellar resurfacing superior than nonresurfacing in total knee arthroplasty? A meta-analysis of randomized trials. *Knee*. 2011;18(3):137–44.
76. Pavlou G, Meyer C, Leonidou A, As-Sultany M, West R, Tsiridis E. Patellar resurfacing in total knee arthroplasty: does design matter?: a meta-analysis of 7075 cases. *JBJS*. 2011;93(14):1301–9.
77. Chen K, Li G, Fu D, Yuan C, Zhang Q, Cai Z. Patellar resurfacing versus nonresurfacing in total knee arthroplasty: a meta-analysis of randomised controlled trials. *Int Orthop*. 2013;37(6):1075–83.
78. Bourne MH, Rand JA, Ilstrup DM. Posterior cruciate condylar total knee arthroplasty.

- Five-year results. *Clin Orthop Relat Res.* 1988;(234):129–36.
79. Stukenborg-Colsman C, Ostermeier S, Burmester O, Wirth CJ. Dynamic in vitro measurement of retropatellar pressure after knee arthroplasty. *Orthopade.* 2003;32(4):319–22.
80. Bindelglass DF, Vince KG. Patellar tilt and subluxation following subvastus and parapatellar approach in total knee arthroplasty: implication for surgical technique. *J Arthroplasty.* 1996;11(5):507–11.
81. Pongcharoen B, Yakampor T, Charoencholvanish K. Patellar tracking and anterior knee pain are similar after medial parapatellar and midvastus approaches in minimally invasive TKA. *Clin Orthop Relat Res.* 2013;471(5):1654–60.
82. Bergschmidt P, Bader R, Kluess D, Zietz C, Mittelmeier W. The all-ceramic knee endoprosthesis-the gap between expectation and experience with ceramic implants. *Semin Arthroplasty.* 2012;23(4):262–7.
83. Bergschmidt P, Bader R, Mittelmeier W. Metal hypersensitivity in total knee arthroplasty: Revision surgery using a ceramic femoral component - A case report. *Knee.* 2012;19(2):144–7.
84. Zietz C, Fritsche A, Lindner T, Lange R, Mittelmeier W, Bader R. In-vitro wear measurement of total knee replacement using tibial polyethylene inserts in combination with ceramic and metallic femoral components under abrasive three body wear conditions. *Bone.* 2011;(1143):2011–2011.
85. Oonishi H, Ueno M, Kim SC, Oonishi H, Iwamoto M, Kyomoto M. Ceramic Versus Cobalt-Chrome Femoral Components; Wear of Polyethylene Insert in Total Knee Prosthesis. *J Arthroplasty.* 2009;24(3):374–82.
86. Kaddick C, Streicher R. Ceramic Total Knee Replacements: Do They Produce Less Wear? In: *Orthopaedic Proceedings.* The British Editorial Society of Bone & Joint Surgery; 2013. p. 94.
87. Stöve J. S2k-Leitlinie Gonarthrose. 2018;
88. Grelsamer RP, Bazos AN, Proctor CS. Radiographic analysis of patellar tilt. *J Bone Joint Surg Br.* 1993;75(5):822–4.
89. Insall J, Salvati E. Patella position in the normal knee joint. *Radiology.* 1971;101(1):101–4.
90. Blackburne JS, Peel TE. A new method of measuring patellar height. *J Bone Joint Surg Br.* 1977;59(2):241–2.
91. Caton J, Deschamps G, Chambat P, Lerat JL, Dejour H. Patella infera. A propos of 128 cases. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 1982;68(5):317–25.
92. Heesterbeek PJC, Beumers MPC, Jacobs WCH, Havinga ME, Wymenga AB. A comparison of reproducibility of measurement techniques for patella position on axial

- radiographs after total knee arthroplasty. *Knee*. 2007;14(5):411–6.
93. Wiberg G. Roentgenographs and anatomic studies on the femoropatellar joint: with special reference to chondromalacia patellae. *Acta Orthop Scand*. 1941;12(1–4):319–410.
 94. Baumgartl F. *Das Kniegelenk: Erkrankungen, Verletzungen und ihre Behandlung mit Hinweisen für die Begutachtung*. Springer Berlin Heidelberg; 1964.
 95. Ludolph E, Schröter F, Krumbiegel A, Hempfling H. Patellaluxation (Kniescheibenverrenkung). 2014;212–33.
 96. Räuchle M, Cemerka M, Eibenberger B, Breitenseher M. Arthrose - Update 2012. *Radiologe*. 2012;52(2):149–55.
 97. Ranawat CS, Shine JJ. Duo-condylar total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 1973;94:185–95.
 98. Drake BG, Callahan CM, Dittus RS, Wright JG. Global rating systems used in assessing knee arthroplasty outcomes. *J Arthroplasty*. 1994;9(4):409–17.
 99. Bellamy N, Buchanan WW, Goldsmith CH, Campbell J, Stitt LW. Validation study of WOMAC: a health status instrument for measuring clinically important patient relevant outcomes to antirheumatic drug therapy in patients with osteoarthritis of the hip or knee. *J Rheumatol*. 1988;15(12):1833–40.
 100. Stucki G, Meier D, Stucki S, Michel BA, Tyndall AG, Dick W, et al. [Evaluation of a German version of WOMAC (Western Ontario and McMaster Universities) Arthritis Index]. *Z Rheumatol*. 1996;55(1):40–9.
 101. Bullinger M, Kirchberger I, Ware J. Der deutsche SF-36 Health Survey Übersetzung und psychometrische Testung eines krankheitsübergreifenden Instruments zur Erfassung der gesundheitsbezogenen Lebensqualität. *Z Gesundh Wiss*. 1995;3(1):21–36.
 102. Instrument Ware Jr J, Sherbourne CD. The MOS 36-item short-form health survey (SF-36): I. Conceptual framework and item selection. *Med Care*. 1992;30(6):473–83.
 103. McDowell I. *Measuring health: a guide to rating scales and questionnaires*. Oxford University Press, USA; 2006.
 104. Debrunner HU. Gelenkmessung:(Neutral-O-Methode), Längenmessung, Umfangmessung. Schweizerische Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen; 1971.
 105. Benjamini Y, Hochberg Y. Controlling the false discovery rate: a practical and powerful approach to multiple testing. *J R Stat Soc Ser B*. 1995;57(1):289–300.
 106. Merx H, Dreinhöfer KE, Günther KP. Sozialmedizinische bedeutung der arthrose in Deutschland. *Z Orthop Unfall*. 2007;145(4):421–9.
 107. Rabenberg M. *Gesundheitsberichterstattung des Bundes*.

- Gesundheitsberichterstattung des Bundes. 2013;54(Arthrose):40.
- 108. Bhandari M, Smith J, Miller LE, Block JE. Clinical and economic burden of revision knee arthroplasty. *Clin Med Insights Arthritis Musculoskelet Disord.* 2012;5:89–94.
 - 109. Katchburian M V., Bull AMJ, Shih YF, Heatley FW, Amis AA. Measurement of patellar tracking: Assessment and analysis of the literature. *Clin Orthop Relat Res.* 2003;(412):241–59.
 - 110. van Houten AH, Heesterbeek PJC, Wymenga AB. Patella position is not a determinant for anterior knee pain 10 years after balanced gap total knee arthroplasty. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2016;24(8):2656–62.
 - 111. Meneghini RM, Ritter MA, Pierson JL, Meding JB, Berend ME, Faris PM. The Effect of the Insall-Salvati Ratio on Outcome After Total Knee Arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2006;21(6 SUPPL.):116–20.
 - 112. Naal FD, Neuerburg C, Knoch F, Salzmann GM, Kriner M, Munzinger U. Patellar height before and after unicompartmental knee arthroplasty: Association with early clinical outcome? *Arch Orthop Trauma Surg.* 2009;129(4):541–7.
 - 113. Neogi DS, Bae JH, Seok CW, Lim HC. Impact of patellar height on unicompartment knee arthroplasty: Does patella baja lead to an inferior outcome? *J Orthop Traumatol.* 2014;15(1):47–54.
 - 114. Takahashi A, Ohnuma M, Kashiwaba M, Sugita T, Kamimura M, Sano H, et al. Patellar morphology and femoral component geometry influence patellofemoral contact stress in total knee arthroplasty without patellar resurfacing. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2012;20(9):1787–95.
 - 115. Inoue A, Arai Y, Nakagawa S, Inoue H, Yoshihara Y, Yamazoe S, et al. Differences in patellofemoral alignment as a result of patellar shape in cruciate-retaining total knee arthroplasty without patellar resurfacing at a minimum three-year follow-up. *Knee.* 2017;24(6):1448–53.
 - 116. Haaker R. Entwicklung der Knieendoprothetik: Von der Robotik über die Navigation zu den patientenspezifischen Instrumenten. *Orthopade.* 2016;45(4):280–5.
 - 117. Auricchio F, Marconi S. 3D printing: clinical applications in orthopaedics and traumatology. *EFORT Open Rev.* 2016;1(5):121–7.
 - 118. Calliess T, Ettinger M, Savov P, Karkosch R, Windhagen H. Individualized alignment in total knee arthroplasty using image-based robotic assistance: Video article. *Orthopade.* 2018;47(10):871–9.
 - 119. Khlopas A, Sodhi N, Hozack W, Chen A, Mahoney O, Kinsey T, et al. Patient-Reported Functional and Satisfaction Outcomes after Robotic-Arm-Assisted Total Knee Arthroplasty: Early Results of a Prospective Multicenter Investigation. *J Knee Surg.* 2019;1–9.

120. Alos H, Behery OA, Levine BR. Radiographic predictors of patient satisfaction following primary total knee arthroplasty. *Bull NYU Hosp Jt Dis*. 2018;76(2):105–11.

8. Eidesstattliche Erklärung

Erklärung I

Ich erkläre, dass ich die eingereichte Dissertation selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst, keine anderen als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel verwendet und die diesen Werken wörtlich und inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.

Sebastian Dahlmann

Rostock, November 2019

Erklärung II

Hiermit erkläre ich, dass ich mich bisher noch keinem Promotionsverfahren unterzogen oder um eine Zulassung zu solchem beworben habe. Die eingereichte Schrift wurde an keiner anderen Hochschule vorgelegt.

Sebastian Dahlmann

Rostock, November 2019

9. Danksagung

Zuerst möchte ich mich insbesondere bei Herrn Prof. Dr. med. Wolfram Mittelmeier für die Möglichkeit, die Arbeit an der Klinik und Poliklinik für Orthopädie der Universitätsmedizin Rostock durchzuführen, bedanken.

Des Weiteren geht mein großer Dank an Herrn PD Dr. med. Philipp Bergschmidt für die Überlassung des Themas und seine ausgezeichnete Betreuung und hervorragende Unterstützung während des gesamten Arbeitsprozesses.

Danken möchte ich ferner Frau Dr. Susanne Finze und Frau Dr. Anett Mau-Möller, deren hilfreiche Ratschläge mir die statistische Umsetzung erleichterten.

Sehr dankbar bin ich Frau Dr. Katharina Ziegeler, die trotz ihrer knappen verfügbaren Zeit mir mit ihrer steten Hilfsbereitschaft und ihren sinnvollen Ratschlägen eine große Unterstützung beim Verfassen dieser Arbeit war.

Auch an Frau Dr. Elif Can geht mein Dank für ihre wertvollen Anmerkungen und Hinweise, die zur Bereicherung der Arbeit beigetragen haben.

Darüber hinaus danke ich meiner Familie und insbesondere meinen Eltern für die Unterstützung und konstruktive Kritik bei der Fertigstellung des Manuskripts.

10. Lebenslauf

Persönliche Daten

Name: Sebastian Alexander Dahlmann

Anschrift: Krausenstraße 26, 10117 Berlin

Telefon: 01736935798

eMail: sebastian-alexander.dahlmann@charite.de

Geburtsdatum: 06.05.1993

Geburtsort: Wismar

Familienstand: ledig

Ausbildung

Schulabschluss Allgemeine Hochschulreife

08/1999 – 06/2003 Grundschule „Fritz Reuter“ Warin

08/2003 – 06/2011 Gymnasium „Am Sonnenkamp“ Neukloster

Hochschulbildung

10/2011 – 12/2017 Studium der Humanmedizin an der Universität Rostock

Berufserfahrung

01/2018 – heute Arzt in Weiterbildung in der Klinik für Radiologie der Charité
Universitätsmedizin Berlin (Campus Mitte)

Anhang A – Insall-Salvati-Index

HSS			
	I	II	III
Score	3 m 82,5 (58,13 – 96,25)	78,75 (58,88 – 94,25)	79,88 (54,63 – 93,88)
12 m 85,88 (64,63 – 98,25)	88,0 (32 – 98,88)	89,0 (62,5 – 100,75)	
24 m 86,44 (72,75 – 96,25)	88,44 (56,75 – 98,25)	87,75 (75,0 – 97,63)	
Schmerzen	3 m 25,0 (5,0 – 30,0)	20,0 (10,0 – 30,0)	25,0 (10,0 – 30,0)
12 m 25,0 (15,0 – 30,0)	25,0 (0 – 30,0)	30,0 (10,0 – 30,0)	
24 m 25,0 (10,0 – 30,0)	25,0 (10,0 – 30,0)	25,0 (15,0 – 30,0)	
Funktion	3 m 18,0 (6,0 – 22,0)	15,0 (8,0 – 22,0)	18,0 (12,0 – 22,0)
12 m 18,0 (6,0 – 22,0)	18,0 (2,0 – 22,0)	20,0 (11,0 – 22,0)	
24 m 18,0 (6,0 – 22,0)	18,0 (8,0 – 22,0)	19,0 (11,0 – 22,0)	
Muskelkraft	3 m 10,0 (4,0 – 10,0)	10,0 (10,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)
12 m 10,0 (4,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (10,0 – 10,0)	
24 m 10,0 (10,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (10,0 – 10,0)	
Stabilität	3 m 10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)
12 m 10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)	
24 m 10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)	
Fehlstellung	3 m 10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)
12 m 10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (10,0 – 10,0)	
24 m 10,0 (10,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)	
Bewegungsausmaß	3 m 14,13 (10,25 – 16,25)	13,5 (10,0 – 16,25)	12,5 (9,38 – 15,63)
12 m 15,63 (13,13 – 18,13)	15,0 (10,0 – 17,5)	15,0 (11,25 – 18,75)	
24 m 15,0 (12,5 – 16,88)	15,32 (10,63 – 18,75)	15,0 (11,88 – 20,63)	

SF-36			
	I	II	III
Score	3 m 64,44 (11,81- 89,5)	56,62 (33,31- 83,13)	59,65 (30,88- 94,63)
12 m 69,13 (13,31- 85,63)	63,91 (11,69- 94,13)	70,13 (37,38- 95,0)	
24 m 71,98 (27,75- 82,69)	62,31 (32,44- 98,75)	74,63 (39,31- 95,13)	
Physical Health	3 m 56,0 (8,0- 91,75)	44,0 (21,75- 82,75)	46,0 (24,0- 91,5)
12 m 54,0 (10,5- 83,75)	57,88 (6,25- 93,0)	74,0 (25,25- 98,0)	
24 m 60,88 (21,75- 78,0)	54,0 (24,0- 78,0)	63,5 (29,5- 96,75)	
Mental Health	3 m 67,88 (15,63- 93,25)	68,79 (35,38- 93,0)	76,04 (37,75- 98,75)
12 m 80,5 (16,13- 94,0)	72,90 (17,13- 97,5)	75,5 (35,5- 96,25)	
24 m 81,32 (33,75- 96,5)	77,78 (40,88- 100,0)	83,75 (37,63- 94,5)	

ROM

WOMAC			
	I	II	III
Score	3 m 70,83 (25,0 – 88,54)	61,46 (33,33-94,79)	61,46 (41,67-94,79)
12 m 73,96 (29,17-93,75)	72,92 (41,67-93,75)	77,08 (50,0-100,0)	
24 m 72,92 (42,71-86,46)	70,31 (30,21-96,88)	77,08 (52,08-100,0)	
Schmerzen	3 m 16,0 (4,0-20,0)	13,0 (6,0-20,0)	15,0 (6,0-20,0)
12 m 16,0 (8,0-19,0)	15,0 (7,0-20,0)	18,0 (10,0-20,0)	
24 m 16,0 (10,0-18,0)	16,0 (6,0-20,0)	17,0 (11,0-20,0)	
Steifigkeit	3 m 5,0 (2,0-7,0)	5,0 (1,0-8,0)	5,0 (2,0-8,0)
12 m 6,0 (2,0-8,0)	5,0 (2,0-8,0)	6,0 (3,0-8,0)	
24 m 5,5 (2,0-8,0)	6,0 (3,0-8,0)	6,0 (2,0-8,0)	
Körperliche Tätigkeit	3 m 48,0 (14,0-59,0)	61,46 (33,33-94,79)	61,46 (41,67-94,79)
12 m 49,0 (16,0-65,0)	49,0 (27,0-64,0)	53,0 (33,0-68,0)	
24 m 49,0 (29,0-60,0)	47,5 (20,0-66,0)	50,0 (36,0-68,0)	

Anhang B – Blackburne-Peel-Index

HSS

		I	II	III
Score	3 m	84,5 (62,75 – 94,25)	78,75 (54,63 – 93,63)	77,44 (58,88 – 96,25)
	12 m	90,13 (63,0 – 100)	87,75 (32,0 – 98,88)	85,07 (52,75 – 98,25)
	24 m	88,75 (60,0 – 97,63)	89,5 (65,63 – 98,25)	84,57 (56,75 – 93,0)
Schmerzen	3 m	25,0 (15,0 – 30,0)	20,0 (5,0 – 30,0)	22,5 (10,0 – 30,0)
	12 m	27,5 (10,0 – 30,0)	25,0 (0,0 – 30,0)	25,0 (10,0 – 30,0)
	24 m	25,0 (10,0 – 30,0)	27,5 (10,0 – 30,0)	22,5 (10,0 – 30,0)
Funktion	3 m	18,0 (8,0 – 22,0)	16,5 (6,0 – 22,0)	15,0 (8,0 – 20,0)
	12 m	18,5 (11,0 – 22,0)	18,0 (2,0 – 22,0)	18,0 (7,0 – 22,0)
	24 m	18,0 (10,0 – 22,0)	19,0 (6,0 – 22,0)	15,0 (8,0 – 22,0)
Muskelkraft	3 m	10,0 (4,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (10,0 – 10,0)
	12 m	10,0 (10,0 – 10,0)	10,0 (4,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)
Stabilität	3 m	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)
	12 m	10,0 (10,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)
Fehlstellung	3 m	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)
	12 m	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)
Bewegungs- ausmaß	3 m	13,5 (10,88 – 16,25)	13,75 (9,38 – 15,63)	13,63 (11,25 – 16,25)
	12 m	15,0 (11,25 – 18,75)	15,0 (10,0 – 18,13)	14,38 (13,5 – 17,5)
	24 m	15,0 (11,25 – 18,75)	15,63 (10,63 – 20,63)	15,0 (12,5 – 16,88)

WOMAC

		I	II	III
Score	3 m	60,42 (41,67 – 94,79)	62,5 (25,0 – 89,58)	68,75 (33,33 – 94,79)
	12 m	76,04 (47,92 – 91,67)	77,08 (29,17 – 100,0)	70,32 (44,79 – 93,75)
	24 m	76,04 (41,67 – 96,88)	77,09 (41,67 – 100,0)	70,32 (30,21 – 86,46)
Schmerzen	3 m	15,0 (6,0 – 20,0)	14,0 (4,0 – 20,0)	16,0 (6,0 – 20,0)
	12 m	16,0 (9,0 – 19,0)	17,0 (9,0 – 20,0)	15,5 (7,0 – 19,0)
	24 m	16,0 (8,0 – 20,0)	17,0 (9,0 – 20,0)	15,5 (6,0 – 18,0)
Steifigkeit	3 m	5,0 (2,0 – 8,0)	5,0 (1,0 – 7,0)	4,0 (2,0 – 8,0)
	12 m	6,0 (3,0 – 8,0)	6,0 (2,0 – 8,0)	5,5 (2,0 – 6,0)
	24 m	6,0 (2,0 – 8,0)	6,0 (2,0 – 8,0)	5,5 (3,0 – 8,0)
Körperliche Tätigkeit	3 m	40,0 (30,0 – 63,0)	43,0 (14,0 – 61,0)	45,0 (24,0 – 63,0)
	12 m	52,0 (33,0 – 62,0)	51,0 (16,0 – 68,0)	45,5 (31,0 – 65,0)
	24 m	50,0 (29,0 – 66,0)	50,5 (28,0 – 68,0)	46,5 (20,0 – 60,0)

ROM

		I	II	III
Extension- Flexion	3 m	108,0 (87,0 – 130,0)	110,0 (75,0 – 125,0)	109,0 (90,0 – 130,0)
	12 m	120,0 (90,0 – 150,0)	120,0 (80,0 – 145,0)	115,0 (108,0 – 140,0)
	24 m	120,0 (90,0 – 150,0)	125,0 (85,0 – 165,0)	120,0 (100,0 – 135,0)

Anhang C – Caton-Deschamps-Index

HSS

		I	II	III
Score	3 m	84,5 (54,63 – 94,25)	77,82 (58,13 – 93,63)	79,57 (58,88 – 96,25)
	12 m	90,13 (62,5 – 100)	87,0 (32,0 – 98,88)	86,32 (52,75 – 98,25)
	24 m	88,75 (60,0 – 97,63)	89,51 (65,63 – 98,25)	85,01 (56,75 – 93,0)
Schmerzen	3 m	25,0 (10,0 – 30,0)	20,0 (5,0 – 30,0)	22,5 (10,0 – 30,0)
	12 m	27,5 (10,0 – 30,0)	25,0 (0,0 – 30,0)	25,0 (10,0 – 30,0)
	24 m	25,0 (10,0 – 30,0)	30,0 (10,0 – 30,0)	25,0 (10,0 – 30,0)
Funktion	3 m	18,0 (8,0 – 22,0)	16,5 (6,0 – 22,0)	15,0 (8,0 – 20,0)
	12 m	18,5 (11,0 – 22,0)	18,0 (2,0 – 22,0)	18,0 (7,0 – 22,0)
	24 m	19,0 (10,0 – 22,0)	19,0 (6,0 – 22,0)	16,5 (8,0 – 22,0)
Muskelkraft	3 m	10,0 (4,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (10,0 – 10,0)
	12 m	10,0 (10,0 – 10,0)	10,0 (4,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)
	24 m	10,0 (10,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)
Stabilität	3 m	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)
	12 m	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)
	24 m	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)
Fehlstellung	3 m	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)
	12 m	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)
	24 m	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (10,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)
Bewegungs- ausmaß	3 m	13,5 (10,63 – 16,25)	13,75 (9,38 – 15,63)	13,63 (11,25 – 16,25)
	12 m	15,0 (11,25 – 18,75)	15,0 (10,0 – 18,13)	14,69 (13,5 – 17,5)
	24 m	15,0 (11,25 – 18,75)	15,63 (10,63 – 20,63)	15,0 (12,5 – 16,88)

WOMAC

		I	II	III
Score	3 m	59,38 (41,67 – 94,79)	65,63 (25,0 – 89,58)	68,75 (33,33 – 94,79)
	12 m	76,04 (47,92 – 91,67)	77,08 (29,17 – 100,0)	70,32 (44,79 – 93,75)
	24 m	76,04 (41,67 – 96,88)	77,09 (41,67 – 100,0)	71,36 (30,21 – 86,46)
Schmerzen	3 m	14,0 (6,0 – 20,0)	14,0 (4,0 – 20,0)	14,0 (6,0 – 20,0)
	12 m	16,0 (9,0 – 19,0)	17,0 (9,0 – 20,0)	15,5 (7,0 – 19,0)
	24 m	16,0 (8,0 – 20,0)	17,5 (9,0 – 20,0)	15,5 (6,0 – 18,0)
Steifigkeit	3 m	5,0 (2,0 – 8,0)	5,0 (1,0 – 7,0)	4,0 (2,0 – 8,0)
	12 m	5,5 (3,0 – 8,0)	6,0 (2,0 – 8,0)	5,5 (2,0 – 6,0)
	24 m	6,0 (2,0 – 8,0)	6,0 (2,0 – 8,0)	6,0 (3,0 – 8,0)
Körperliche Tätigkeit	3 m	40,0 (30,0 – 63,0)	65,63 (25,0 – 89,58)	68,75 (33,33 – 94,79)
	12 m	52,0 (33,0 – 62,0)	51,0 (16,0 – 68,0)	45,5 (31,0 – 65,0)
	24 m	50,0 (29,0 – 66,0)	50,5 (28,0 – 68,0)	48,5 (20,0 – 60,0)

ROM

	Extension- Flexion	3 m	I	II	III
			108,0 (85,0 – 130,0)	110,0 (75,0 – 125,0)	109,0 (90,0 – 130,0)
		12 m	120,0 (90,0 – 150,0)	120,0 (80,0 – 145,0)	117,5 (108,0 – 140,0)
		24 m	120,0 (90,0 – 150,0)	125,0 (85,0 – 165,0)	120,0 (100,0 – 135,0)

Anhang D – Patella-Shift nach Metsna

HSS

		I	II	III
Score	3 m	85,0 (67,5 – 96,25)	78,75 (58,13 – 93,63)	78,5 (54,63 – 94,25)
	12 m	89,0 (69,5 – 98,25)	85,63 (52,75 – 100,0)	88,38 (62,5 – 96,38)
	24 m	88,75 (63,75 – 97,63)	88,0 (56,75 – 97,63)	88,0 (60,0 – 98,25)
Schmerzen	3 m	25,0 (10,0 – 30,0)	20,0 (5,0 – 30,0)	20,0 (10,0 – 30,0)
	12 m	30,0 (15,0 – 30,0)	25,0 (10,0 – 30,0)	25,0 (10,0 – 30,0)
	24 m	30,0 (10,0 – 30,0)	25,0 (10,0 – 30,0)	25,0 (10,0 – 30,0)
Funktion	3 m	16,0 (12,0 – 22,0)	15,0 (6,0 – 22,0)	18,0 (8,0 – 22,0)
	12 m	19,0 (8,0 – 22,0)	18,0 (6,0 – 22,0)	18,0 (11,0 – 22,0)
	24 m	18,0 (8,0 – 22,0)	19,0 (6,0 – 22,0)	18,0 (10,0 – 22,0)
Muskelkraft	3 m	10,0 (10,0 – 10,0)	10,0 (4,0 – 10,0)	10,0 (10,0 – 10,0)
	12 m	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (4,0 – 10,0)	10,0 (10,0 – 10,0)
	24 m	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (10,0 – 10,0)
Stabilität	3 m	10,0 (10,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)
	12 m	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)
	24 m	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)
Fehlstellung	3 m	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)
	12 m	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)
	24 m	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)
Bewegungsausmaß	3 m	13,5 (9,38 – 16,25)	13,75 (10,25 – 15,63)	13,5 (10,0 – 16,25)
	12 m	15,0 (11,25 – 17,5)	15,32 (11,25 – 18,75)	14,38 (11,0 – 17,5)
	24 m	15,0 (12,25 – 16,88)	15,0 (11,25 – 20,63)	15,88 (10,63 – 18,13)

WOMAC

		I	II	III
Score	3 m	75,0 (45,83 – 94,79)	61,46 (25,0 – 89,58)	55,21 (41,67 – 93,75)
	12 m	81,25 (54,17 – 93,75)	75,52 (29,17 – 100,0)	65,63 (47,92 – 85,42)
	24 m	78,13 (50,0 – 96,88)	76,04 (30,21 – 100,0)	68,75 (41,67 – 87,5)
Schmerzen	3 m	16,0 (7,0 – 20,0)	14,0 (4,0 – 20,0)	11,0 (9,0 – 19,0)
	12 m	17,0 (8,0 – 19,0)	17,0 (7,0 – 20,0)	14,0 (9,0 – 18,0)
	24 m	17,0 (11,0 – 20,0)	16,0 (6,0 – 20,0)	16,0 (8,0 – 18,0)
Steifigkeit	3 m	5,5 (3,0 – 8,0)	5,0 (2,0 – 7,0)	4,0 (1,0 – 8,0)
	12 m	6,0 (2,0 – 8,0)	6,0 (2,0 – 8,0)	4,0 (4,0 – 6,0)
	24 m	6,0 (5,0 – 8,0)	6,0 (2,0 – 8,0)	5,0 (2,0 – 6,0)
Körperliche Tätigkeit	3 m	49,0 (32,0 – 63,0)	39,0 (14,0 – 61,0)	40,0 (26,0 – 63,0)
	12 m	55,0 (38,0 – 65,0)	50,0 (16,0 – 68,0)	44,0 (31,0 – 60,0)
	24 m	52,0 (32,0 – 66,0)	49,0 (20,0 – 68,0)	45,0 (29,0 – 61,0)

ROM

		Extension-Flexion	3 m	I	II	III
				108,0 (75,0 – 130,0)	110,0 (82,0 – 125,0)	108,0 (80,0 – 130,0)
			12 m	120,0 (90,0 – 140,0)	122,5 (90,0 – 150,0)	115,0 (88,0 – 140,0)
			24 m	120,0 (98,0 – 135,0)	120,0 (90,0 – 165,0)	127,0 (85,0 – 145,0)

Anhang E – Trochleweite

HSS

		I	II	III
Score	3 m	83,38 (69,38 – 96,25)	79,88 (54,63 – 94,25)	77,69 (58,13 – 94,0)
	12 m	84,13 (52,75 – 100,0)	88,0 (62,5 – 98,88)	89,5 (64,63 – 98,25)
	24 m	87,25 (56,75 – 93,88)	90,0 (75,0 – 97,63)	86,75 (63,75 – 98,25)
Schmerzen	3 m	25,0 (15,0 – 30,0)	20,0 (5,0 – 30,0)	20,0 (10,0 – 30,0)
	12 m	25,0 (10,0 – 30,0)	25,0 (10,0 – 30,0)	30,0 (15,0 – 30,0)
	24 m	25,0 (10,0 – 30,0)	25,0 (15,0 – 30,0)	25,0 (10,0 – 30,0)
Funktion	3 m	15,0 (8,0 – 22,0)	18,0 (8,0 – 22,0)	15,0 (6,0 – 22,0)
	12 m	18,0 (7,0 – 22,0)	18,0 (11,0 – 22,0)	19,5 (6,0 – 22,0)
	24 m	17,0 (8,0 – 22,0)	19,0 (15,0 – 22,0)	18,5 (6,0 – 22,0)
Muskelkraft	3 m	10,0 (10,0 – 10,0)	10,0 (4,0 – 10,0)	10,0 (10,0 – 10,0)
	12 m	10,0 (10,0 – 10,0)	10,0 (4,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)
	24 m	10,0 (10,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)
Stabilität	3 m	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)
	12 m	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)
	24 m	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)
Fehlstellung	3 m	10,0 (10,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)
	12 m	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)
	24 m	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)
Bewegungs- ausmaß	3 m	13,5 (9,38 – 16,25)	13,75 (10,25 – 16,25)	13,63 (10,0 – 15,63)
	12 m	14,19 (11,25 – 18,75)	15,63 (11,5 – 18,13)	14,69 (11,0 – 17,5)
	24 m	15,0 (11,25 – 16,88)	15,63 (13,75 – 20,63)	15,32 (10,63 – 16,88)

WOMAC

		I	II	III
Score	3 m	68,75 (33,33 – 94,79)	61,46 (25,0 – 93,75)	61,46 (27,08 – 94,79)
	12 m	74,48 (44,79 – 96,88)	71,88 (45,83 – 100,0)	79,17 (29,17 – 93,75)
	24 m	73,96 (30,21 – 96,88)	73,96 (42,71 – 100,0)	80,21 (50,0 – 94,79)
Schmerzen	3 m	15,0 (6,0 – 20,0)	14,0 (4,0 – 19,0)	13,0 (7,0 – 20,0)
	12 m	15,0 (7,0 – 20,0)	17,0 (9,0 – 20,0)	17,0 (8,0 – 20,0)
	24 m	16,0 (6,0 – 20,0)	17,0 (10,0 – 20,0)	16,0 (11,0 – 19,0)
Steifigkeit	3 m	4,0 (2,0 – 8,0)	5,0 (2,0 – 8,0)	5,0 (1,0 – 8,0)
	12 m	5,5 (2,0 – 8,0)	6,0 (4,0 – 8,0)	6,0 (2,0 – 8,0)
	24 m	6,0 (3,0 – 8,0)	6,0 (2,0 – 8,0)	6,0 (2,0 – 8,0)
Körperliche Tätigkeit	3 m	44,0 (24,0 – 63,0)	41,0 (17,0 – 63,0)	41,0 (14,0 – 63,0)
	12 m	47,5 (32,0 – 66,0)	49,0 (30,0 – 68,0)	53,5 (16,0 – 64,0)
	24 m	49,0 (20,0 – 66,0)	49,0 (29,0 – 68,0)	53,0 (32,0 – 66,0)

		I	II	III
Extension- Flexion	3 m	108,0 (75,0 – 130,0)	108,0 (82,0 – 130,0)	110,0 (80,0 – 125,0)
	12 m	113,5 (90,0 – 150,0)	125,0 (92,0 – 145,0)	117,5 (88,0 – 140,0)
	24 m	120,0 (90,0 – 135,0)	130,0 (110,0 – 165,0)	122,5 (85,0 – 135,0)

Anhang F – Patella Shift Index

HSS

		I	II	III
Score	3 m	85,0 (67,5 – 96,25)	78,75 (58,13 – 93,63)	78,5 (54,63 – 94,25)
	12 m	89,0 (69,5 – 98,25)	84,82 (52,75 – 100,0)	88,75 (62,5 – 98,25)
	24 m	88,75 (63,75 – 97,63)	87,75 (56,75 – 96,25)	88,13 (60,0 – 98,25)
Schmerzen	3 m	25,0 (10,0 – 30,0)	20,0 (5,0 – 30,0)	20,0 (10,0 – 30,0)
	12 m	30,0 (15,0 – 30,0)	25,0 (10,0 – 30,0)	25,0 (10,0 – 30,0)
	24 m	30,0 (10,0 – 30,0)	25,0 (10,0 – 30,0)	25,0 (10,0 – 30,0)
Funktion	3 m	16,0 (12,0 – 22,0)	15,0 (6,0 – 20,0)	18,0 (8,0 – 22,0)
	12 m	19,0 (8,0 – 22,0)	18,0 (6,0 – 22,0)	19,0 (11,0 – 22,0)
	24 m	18,0 (8,0 – 22,0)	18,0 (6,0 – 22,0)	18,0 (10,0 – 22,0)
Muskelkraft	3 m	10,0 (10,0 – 10,0)	10,0 (4,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)
	12 m	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (4,0 – 10,0)	10,0 (10,0 – 10,0)
	24 m	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (10,0 – 10,0)
Stabilität	3 m	10,0 (10,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)
	12 m	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)
	24 m	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)
Fehlstellung	3 m	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)
	12 m	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)
	24 m	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)
Bewegungsausmaß	3 m	13,5 (9,38 – 16,25)	13,5 (10,25 – 15,63)	13,75 (10,0 – 16,25)
	12 m	15,0 (11,25 – 17,5)	15,0 (11,25 – 18,75)	14,38 (11,0 – 17,5)
	24 m	15,0 (12,25 – 16,88)	15,0 (11,25 – 18,75)	15,88 (10,63 – 20,63)

		I	II	III
Extension-Flexion	3 m	108,0 (75,0 – 130,0)	108,0 (82,0 – 125,0)	110,0 (80,0 – 130,0)
	12 m	120,0 (90,0 – 140,0)	120,0 (90,0 – 150,0)	115,0 (88,0 – 140,0)
Schmerzen	3 m	14,0 (4,0 – 20,0)	12,0 (9,0 – 19,0)	15,0 (9,0 – 20,0)
	12 m	17,0 (8,0 – 19,0)	17,0 (7,0 – 20,0)	15,0 (9,0 – 20,0)
	24 m	17,0 (11,0 – 20,0)	16,0 (6,0 – 19,0)	16,0 (8,0 – 20,0)
Steifigkeit	3 m	5,5 (3,0 – 8,0)	4,0 (2,0 – 7,0)	4,0 (1,0 – 8,0)
	12 m	6,0 (2,0 – 8,0)	5,5 (2,0 – 8,0)	4,0 (4,0 – 8,0)
	24 m	6,0 (5,0 – 8,0)	6,0 (2,0 – 8,0)	5,0 (2,0 – 8,0)
Körperliche Tätigkeit	3 m	49,0 (32,0 – 63,0)	38,0 (14,0 – 58,0)	40,0 (26,0 – 63,0)
	12 m	55,0 (38,0 – 65,0)	49,5 (16,0 – 64,0)	45,0 (31,0 – 68,0)
	24 m	52,0 (32,0 – 66,0)	49,0 (20,0 – 64,0)	46,0 (29,0 – 68,0)

ROM

		I	II	III
WOMAC				
Score	3 m	75,0 (45,83 – 94,79)	60,42 (25,0 – 83,33)	57,29 (41,67 – 93,75)
	12 m	81,25 (54,17 – 93,75)	75,0 (29,17 – 93,75)	66,67 (47,92 – 100,0)
	24 m	78,13 (50,0 – 96,88)	73,96 (30,21 – 94,79)	69,79 (41,67 – 100,0)
Schmerzen	3 m	16,0 (7,0 – 20,0)	14,0 (4,0 – 20,0)	12,0 (9,0 – 19,0)
	12 m	17,0 (8,0 – 19,0)	17,0 (7,0 – 20,0)	15,0 (9,0 – 20,0)
	24 m	17,0 (11,0 – 20,0)	16,0 (6,0 – 19,0)	16,0 (8,0 – 20,0)
Steifigkeit	3 m	5,5 (3,0 – 8,0)	4,0 (2,0 – 7,0)	4,0 (1,0 – 8,0)
	12 m	6,0 (2,0 – 8,0)	5,5 (2,0 – 8,0)	4,0 (4,0 – 8,0)
	24 m	6,0 (5,0 – 8,0)	6,0 (2,0 – 8,0)	5,0 (2,0 – 8,0)
Körperliche Tätigkeit	3 m	49,0 (32,0 – 63,0)	38,0 (14,0 – 58,0)	40,0 (26,0 – 63,0)
	12 m	55,0 (38,0 – 65,0)	49,5 (16,0 – 64,0)	45,0 (31,0 – 68,0)
	24 m	52,0 (32,0 – 66,0)	49,0 (20,0 – 64,0)	46,0 (29,0 – 68,0)

Anhang G – Patella-Shift nach neu entwickelter Methode

HSS

		I	II	III
Score	3 m	75,0 (58,13 – 93,88)	82,5 (54,63 – 93,63)	79,25 (62,75 – 94,25)
	12 m	88,38 (64,63 – 97,5)	92,38 (62,5 – 100,0)	85,57 (63,0 – 96,38)
	24 m	93,88 (72,75 – 97,63)	88,75 (63,75 – 97,0)	85,5 (60,0 – 98,25)
Schmerzen	3 m	15,0 (5,0 – 30,0)	25,0 (10,0 – 30,0)	20,0 (15,0 – 30,0)
	12 m	25,0 (10,0 – 30,0)	30,0 (10,0 – 30,0)	25,0 (10,0 – 30,0)
	24 m	30,0 (20,0 – 30,0)	30,0 (10,0 – 30,0)	25,0 (10,0 – 30,0)
Funktion	3 m	15,0 (6,0 – 22,0)	15,0 (11,0 – 22,0)	18,0 (8,0 – 20,0)
	12 m	19,0 (6,0 – 22,0)	20,0 (11,0 – 22,0)	18,0 (11,0 – 22,0)
	24 m	18,0 (6,0 – 22,0)	19,0 (8,0 – 22,0)	18,0 (10,0 – 22,0)
Muskelkraft	3 m	10,0 (4,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (10,0 – 10,0)
	12 m	10,0 (4,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (10,0 – 10,0)
	24 m	10,0 (10,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (10,0 – 10,0)
Stabilität	3 m	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)
	12 m	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)
	24 m	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)
Fehlstellung	3 m	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)
	12 m	10,0 (10,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)
	24 m	10,0 (10,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)
Bewegungs- ausmaß	3 m	13,75 (10,25 – 15,63)	13,75 (10,38 – 15,63)	13,38 (10,88 – 16,25)
	12 m	15,0 (11,25 – 17,5)	16,25 (11,5 – 18,75)	14,69 (11,25 – 18,13)
	24 m	16,25 (11,88 – 20,63)	15,0 (13,75 – 18,75)	15,0 (11,25 – 18,13)

WOMAC

		I	II	III
Score	3 m	45,83 (25,0 – 87,5)	71,88 (38,54 – 89,58)	55,21 (38,54 – 93,75)
	12 m	75,0 (29,17 – 100,0)	83,33 (50,0 – 96,88)	67,19 (45,83 – 85,42)
	24 m	77,08 (42,71 – 100,0)	83,33 (50,0 – 96,88)	69,79 (41,67 – 87,5)
Schmerzen	3 m	10,0 (4,0 – 18,0)	16,0 (9,0 – 18,0)	12,0 (9,0 – 20,0)
	12 m	17,0 (9,0 – 20,0)	17,0 (8,0 – 20,0)	13,5 (9,0 – 18,0)
	24 m	17,0 (10,0 – 20,0)	17,0 (11,0 – 20,0)	15,0 (8,0 – 18,0)
Steifigkeit	3 m	5,0 (2,0 – 7,0)	5,0 (3,0 – 7,0)	4,0 (1,0 – 8,0)
	12 m	6,0 (2,0 – 8,0)	6,0 (4,0 – 8,0)	4,0 (3,0 – 7,0)
	24 m	6,0 (2,0 – 8,0)	6,0 (2,0 – 8,0)	6,0 (3,0 – 8,0)
Körperliche Tätigkeit	3 m	32,0 (14,0 – 62,0)	46,5 (24,0 – 63,0)	37,0 (24,0 – 63,0)
	12 m	51,0 (16,0 – 68,0)	56,0 (33,0 – 66,0)	46,5 (30,0 – 60,0)
	24 m	50,0 (29,0 – 68,0)	57,0 (32,0 – 66,0)	46,0 (29,0 – 61,0)

ROM

	Extension- Flexion	3 m	I	II	III
		12 m	120,0 (90,0	130,0 (92,0	120,0 (90,0
			-140,0)	-140,0)	-145,0)
		24 m	130,0 (95,0	120,0 (110,0	120,0 (90,0
			-165,0)	-150,0)	-145,0)

Anhang H – Patella-Tilt nach Gomes

HSS

		I	II	III
Score	3 m	79,57 (58,88 – 96,25)	83,19 (58,13 – 94,25)	78,5 (54,63 – 94,0)
	12 m	85,88 (52,75 – 89,0)	88,0 (64,63 – 100,0)	88,0 (62,5 – 98,88)
	24 m	83,13 (56,75 – 88,0)	90,0 (72,75 – 98,25)	88,0 (60,0 – 97,63)
Schmerzen	3 m	20,0 (10,0 – 30,0)	25,0 (10,0 – 30,0)	20,0 (5,0 – 30,0)
	12 m	25,0 (10,0 – 30,0)	25,0 (10,0 – 30,0)	25,0 (10,0 – 30,0)
	24 m	25,0 (10,0 – 25,0)	27,5 (10,0 – 30,0)	25,0 (10,0 – 30,0)
Funktion	3 m	15,5 (8,0 – 20,0)	18,0 (6,0 – 22,0)	15,0 (8,0 – 22,0)
	12 m	16,0 (7,0 – 19,0)	20,0 (6,0 – 22,0)	18,0 (11,0 – 22,0)
	24 m	15,0 (8,0 – 18,0)	19,5 (6,0 – 22,0)	18,0 (8,0 – 22,0)
Muskelkraft	3 m	10,0 (10,0 – 10,0)	10,0 (4,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)
	12 m	10,0 (10,0 – 10,0)	10,0 (10,0 – 10,0)	10,0 (4,0 – 10,0)
	24 m	10,0 (10,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)
Stabilität	3 m	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)
	12 m	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)
	24 m	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)
Fehlstellung	3 m	10,0 (10,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)
	12 m	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)
	24 m	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (10,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)
Bewegungsausmaß	3 m	12,82 (11,25 – 16,25)	13,75 (9,38 – 16,25)	13,75 (10,25 – 15,63)
	12 m	14,07 (13,38 – 15,0)	15,0 (11,25 – 18,75)	15,0 (11,25 – 17,5)
	24 m	15,0 (13,13 – 16,88)	15,0 (11,25 – 18,75)	15,63 (12,5 – 20,63)

WOMAC

		I	II	III
Score	3 m	68,23 (33,33 – 94,79)	61,98 (27,08 – 93,75)	60,42 (25,0 – 89,58)
	12 m	63,02 (44,79 – 87,5)	80,21 (29,17 – 93,75)	78,13 (45,83 – 100,0)
	24 m	63,54 (30,21 – 83,33)	79,69 (50,0 – 96,88)	78,13 (41,67 – 100,0)
Schmerzen	3 m	13,5 (6,0 – 20,0)	14,5 (6,0 – 20,0)	12,0 (4,0 – 18,0)
	12 m	14,0 (7,0 – 18,0)	17,0 (8,0 – 20,0)	17,0 (9,0 – 20,0)
	24 m	14,5 (6,0 – 18,0)	17,0 (11,0 – 20,0)	16,0 (8,0 – 20,0)
Steifigkeit	3 m	4,5 (2,0 – 8,0)	5,0 (1,0 – 8,0)	4,0 (2,0 – 7,0)
	12 m	4,0 (2,0 – 8,0)	6,0 (2,0 – 8,0)	5,0 (3,0 – 8,0)
	24 m	5,0 (3,0 – 6,0)	6,0 (2,0 – 8,0)	6,0 (2,0 – 8,0)
Körperliche Tätigkeit	3 m	46,5 (24,0 – 63,0)	42,5 (14,0 – 63,0)	41,0 (17,0 – 61,0)
	12 m	42,0 (31,0 – 58,0)	54,0 (16,0 – 64,0)	53,0 (30,0 – 68,0)
	24 m	41,5 (20,0 – 56,0)	53,0 (32,0 – 66,0)	51,0 (29,0 – 68,0)

ROM

		I	II	III
Extension-Flexion	3 m	102,5 (90,0 – 130,0)	102,5 (90,0 – 130,0)	108,0 (82,0 – 125,0)
	12 m	112,5 (107,0 – 120,0)	112,5 (107,0 – 120,0)	120,0 (90,0 – 140,0)
	24 m	120,0 (105,0 – 135,0)	120,0 (105,0 – 135,0)	125,0 (100,0 – 165,0)

Anhang I – Patella-Tilt nach neu entwickelter Methode

HSS

		I	II	III
Score	3 m	77,38 (58,88 – 91,63)	83,19 (58,13 – 94,25)	78,5 (54,63 – 92,75)
	12 m	90,0 (69,25 – 100,0)	88,0 (64,63 – 98,25)	88,0 (62,5 – 98,88)
	24 m	90,94 (76,25 – 98,25)	88,07 (63,75 – 97,0)	88,0 (60,0 – 97,63)
Schmerzen	3 m	20,0 (10,0 – 30,0)	22,5 (10,0 – 30,0)	20,0 (5,0 – 30,0)
	12 m	25,0 (10,0 – 30,0)	25,0 (15,0 – 30,0)	25,0 (10,0 – 30,0)
	24 m	27,5 (20,0 – 30,0)	27,5 (10,0 – 30,0)	25,0 (10,0 – 30,0)
Funktion	3 m	16,0 (8,0 – 22,0)	18,0 (6,0 – 22,0)	15,0 (8,0 – 22,0)
	12 m	20,0 (12,0 – 22,0)	18,5 (6,0 – 22,0)	18,0 (11,0 – 22,0)
	24 m	20,0 (15,0 – 22,0)	18,0 (6,0 – 22,0)	18,0 (10,0 – 22,0)
Muskelkraft	3 m	10,0 (4,0 – 10,0)	10,0 (10,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)
	12 m	10,0 (10,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (4,0 – 10,0)
	24 m	10,0 (10,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (10,0 – 10,0)
Stabilität	3 m	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)
	12 m	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)
	24 m	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (10,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)
Fehlstellung	3 m	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)
	12 m	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (10,0 – 10,0)
	24 m	10,0 (10,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)
Bewegungs- ausmaß	3 m	13,5 (10,38 – 15,63)	13,75 (11,88 – 16,25)	12,5 (10,25 – 15,63)
	12 m	15,0 (11,25 – 18,75)	15,94 (13,75 – 18,13)	15,0 (11,25 – 17,5)
	24 m	16,25 (11,25 – 16,88)	15,0 (12,5 – 18,13)	15,63 (12,5 – 20,63)

WOMAC

		I	II	III
Score	3 m	61,46 (41,67 – 87,5)	73,96 (27,08 – 93,75)	61,46 (25,0 – 89,58)
	12 m	83,33 (47,92 – 93,75)	76,56 (29,17 – 89,58)	71,88 (45,83 – 100,0)
	24 m	86,46 (55,21 – 96,88)	69,79 (50,0 – 93,75)	78,13 (41,67 – 100,0)
Schmerzen	3 m	13,0 (6,0 – 20,0)	15,0 (8,0 – 19,0)	13,0 (4,0 – 18,0)
	12 m	17,0 (11,0 – 20,0)	17,0 (8,0 – 18,0)	16,0 (9,0 – 20,0)
	24 m	17,0 (13,0 – 20,0)	15,5 (11,0 – 19,0)	16,0 (8,0 – 20,0)
Steifigkeit	3 m	5,0 (1,0 – 6,0)	5,0 (3,0 – 8,0)	4,0 (2,0 – 7,0)
	12 m	6,0 (4,0 – 8,0)	6,0 (2,0 – 7,0)	5,0 (3,0 – 8,0)
	24 m	6,0 (4,0 – 8,0)	6,0 (2,0 – 8,0)	6,0 (2,0 – 8,0)
Körperliche Tätigkeit	3 m	42,0 (26,0 – 62,0)	48,0 (14,0 – 63,0)	41,0 (17,0 – 61,0)
	12 m	55,0 (31,0 – 64,0)	50,0 (16,0 – 62,0)	48,0 (30,0 – 68,0)
	24 m	60,0 (33,0 – 66,0)	47,0 (32,0 – 64,0)	51,0 (29,0 – 68,0)

		I	II	III
Extension- Flexion	3 m	109,0 (83,0 – 125,0)	110,0 (95,0 – 130,0)	100,0 (82,0 – 125,0)
	12 m	120,0 (90,0 – 150,0)	127,5 (110,0 – 145,0)	120,0 (90,0 – 140,0)
	24 m	128,5 (90,0 – 135,0)	120,0 (100,0 – 145,0)	125,0 (100,0 – 165,0)

Anhang J – Facettenwinkel

HSS

		I	II	III
Score	3 m	81,0 (58,13 – 94,25)	78,25 (54,63 – 93,63)	83,75 (58,25 – 93,88)
	12 m	86,94 (63,0 – 100,0)	88,0 (62,5 – 98,88)	88,38 (75,88 – 98,25)
	24 m	86,88 (60,0 – 93,0)	91,88 (84,25 – 98,25)	90,82 (78,25 – 97,63)
Schmerzen	3 m	25,0 (10,0 – 30,0)	15,0 (10,0 – 30,0)	20,0 (5,0 – 30,0)
	12 m	25,0 (10,0 – 30,0)	25,0 (10,0 – 30,0)	25,0 (15,0 – 30,0)
	24 m	25,0 (10,0 – 30,0)	30,0 (20,0 – 30,0)	30,0 (10,0 – 30,0)
Funktion	3 m	15,0 (6,0 – 20,0)	18,0 (11,0 – 20,0)	18,0 (15,0 – 22,0)
	12 m	18,0 (6,0 – 22,0)	18,0 (11,0 – 22,0)	20,0 (11,0 – 22,0)
	24 m	15,0 (6,0 – 20,0)	20,0 (15,0 – 22,0)	20,0 (15,0 – 22,0)
Muskelkraft	3 m	10,0 (10,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (4,0 – 10,0)
	12 m	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (10,0 – 10,0)	10,0 (4,0 – 10,0)
	24 m	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (10,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)
Stabilität	3 m	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (10,0 – 10,0)
	12 m	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)
	24 m	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)
Fehlstellung	3 m	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)
	12 m	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (10,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)
	24 m	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (10,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)
Bewegungs- ausmaß	3 m	13,5 (10,88 – 16,25)	13,75 (10,63 – 15,63)	13,75 (10,25 – 15,63)
	12 m	15,32 (13,75 – 18,75)	15,0 (11,25 – 18,13)	15,0 (13,75 – 18,13)
	24 m	15,0 (11,25 – 18,13)	16,25 (11,88 – 20,63)	15,63 (13,75 – 18,75)

		I	II	III
Extension- Flexion	3 m	108,0 (87,0 – 110,0)	110,0 (85,0 – 109,0)	109,0 (82,0 – 125,0)
	12 m	122,5 (110,0 – 120,0)	120,0 (90,0 – 145,0)	120,0 (110,0 – 145,0)
	24 m	120,0 (90,0 – 130,0)	130,0 (95,0 – 127,5)	127,5 (110,0 – 150,0)
ROM				

		I	II	III
Score	3 m	64, 59 (27,08 – 93,75)	64, 58 (38,54 – 88,54)	58, 34 (25,0 – 89,58)
	12 m	78, 13 (29,17 – 93,75)	83, 33 (45,83 – 100,0)	76, 56 (50,0 – 96,88)
	24 m	64, 58 (41,67 – 86,46)	83, 33 (54,17 – 100,0)	75, 0 (42,71 – 96,88)
Schmerzen	3 m	16,0 (8,0 – 20,0)	13,0 (6,0 – 18,0)	13,0 (4,0 – 18,0)
	12 m	17,0 (9,0 – 19,0)	17,0 (10,0 – 20,0)	17,5 (8,0 – 20,0)
	24 m	15,0 (8,0 – 16,0)	18,0 (11,0 – 20,0)	17,0 (10,0 – 20,0)
Steifigkeit	3 m	5,0 (3,0 – 8,0)	4,0 (1,0 – 7,0)	5,0 (2,0 – 7,0)
	12 m	6,0 (2,0 – 8,0)	5,0 (3,0 – 8,0)	6,0 (4,0 – 7,0)
	24 m	6,0 (2,0 – 8,0)	6,0 (2,0 – 8,0)	6,0 (2,0 – 8,0)
Körperliche Tätigkeit	3 m	40,5 (14,0 – 63,0)	43,0 (24,0 – 62,0)	38,5 (17,0 – 63,0)
	12 m	51,5 (16,0 – 65,0)	56,0 (30,0 – 68,0)	50,0 (33,0 – 66,0)
	24 m	45,0 (29,0 – 60,0)	57,0 (33,0 – 68,0)	49,5 (29,0 – 65,0)

Anhang K – Lateraler knöcherner Überhang

HSS

		I	II	III
Score	3 m	82,44 (72,38 – 94,0)	80,13 (54,63 – 94,25)	80,25 (75,0 – 96,25)
	12 m	88,32 (79,25 – 96,38)	88,0 (32,0 – 100,0)	86,25 (69,25 – 93,63)
	24 m	86,75 (81,0 – 95,88)	88,13 (56,75 – 98,25)	87,38 (75,0 – 93,88)
Schmerzen	3 m	27,5 (20,0 – 30,0)	20,0 (5,0 – 30,0)	25,0 (15,0 – 30,0)
	12 m	30,0 (20,0 – 30,0)	25,0 (0,0 – 30,0)	25,0 (10,0 – 30,0)
	24 m	25,0 (20,0 – 30,0)	25,0 (10,0 – 30,0)	25,0 (15,0 – 30,0)
Funktion	3 m	15,0 (12,0 – 19,0)	17,0 (6,0 – 22,0)	19,0 (15,0 – 20,0)
	12 m	18,5 (12,0 – 22,0)	18,0 (2,0 – 22,0)	18,0 (15,0 – 22,0)
	24 m	18,5 (11,0 – 20,0)	18,0 (6,0 – 22,0)	17,0 (15,0 – 22,0)
Muskelkraft	3 m	10,0 (10,0 – 10,0)	10,0 (4,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)
	12 m	10,0 (10,0 – 10,0)	10,0 (4,0 – 10,0)	10,0 (10,0 – 10,0)
	24 m	10,0 (10,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (10,0 – 10,0)
Stabilität	3 m	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)
	12 m	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)
	24 m	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (8,0 – 10,0)	10,0 (10,0 – 10,0)
Fehlstellung	3 m	10,0 (10,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (10,0 – 10,0)
	12 m	10,0 (10,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (10,0 – 10,0)
	24 m	10,0 (10,0 – 10,0)	10,0 (5,0 – 10,0)	10,0 (10,0 – 10,0)
Bewegungsausmaß	3 m	13,44 (10,38 – 15,63)	13,63 (10,0 – 16,25)	13,75 (9,38 – 16,25)
	12 m	14,69 (11,25 – 16,88)	15,0 (10,0 – 18,75)	15,0 (11,25 – 16,25)
	24 m	15,0 (12,5 – 16,88)	15,0 (10,63 – 20,63)	15,0 (11,88 – 17,5)

WOMAC

		I	II	III
Score	3 m	75,52 (61,46 – 94,79)	61,46 (25,0 – 94,79)	54,17 (41,67 – 88,54)
	12 m	80,21 (50,0 – 88,54)	75,0 (29,17 – 100,0)	75,0 (62,5 – 77,08)
	24 m	84,38 (72,92 – 93,75)	71,88 (30,21 – 100,0)	71,88 (52,08 – 89,58)
Schmerzen	3 m	15,5 (12,0 – 20,0)	14,0 (4,0 – 20,0)	15,0 (6,0 – 20,0)
	12 m	17,0 (12,0 – 18,0)	16,5 (7,0 – 20,0)	15,0 (12,0 – 18,0)
	24 m	16,0 (16,0 – 19,0)	16,0 (6,0 – 20,0)	16,5 (12,0 – 18,0)
Steifigkeit	3 m	5,5 (3,0 – 8,0)	5,0 (1,0 – 8,0)	4,0 (2,0 – 7,0)
	12 m	6,0 (3,0 – 8,0)	5,5 (2,0 – 8,0)	5,0 (4,0 – 6,0)
	24 m	6,0 (5,0 – 8,0)	6,0 (2,0 – 8,0)	6,0 (2,0 – 8,0)
Körperliche Tätigkeit	3 m	50,0 (41,0 – 63,0)	42,0 (14,0 – 63,0)	32,0 (30,0 – 58,0)
	12 m	54,5 (33,0 – 61,0)	49,0 (16,0 – 68,0)	49,0 (41,0 – 55,0)
	24 m	58,0 (48,0 – 66,0)	49,0 (20,0 – 68,0)	46,5 (36,0 – 62,0)

		I	II	III
Extension-Flexion	3 m	107,5 (83,0	109,0 (80,0	110,0 (75,0
	12 m	–125,0)	–130,0)	–130,0)
	24 m	117,5 (90,0	120,0 (80,0	120,0 (90,0
ROM		–135,0)	–150,0)	–130,0)
	24 m	120,0 (100,0	120,0 (85,0	120,0 (95,0
		–135,0)	–165,0)	–140,0)

Anlage L – WOMAC-Score

Schmerzen					
Wie starke Schmerzen haben Sie beim	keine	leicht	mäßig	stark	extrem
Gehen auf ebenem Boden	0	1	2	3	4
Treppen hinauf- oder hinabsteigen	0	1	2	3	4
Nachts im Bett	0	1	2	3	4
Sitzen oder Liegen	0	1	2	3	4
Aufrecht stehen	0	1	2	3	4
Steifigkeit					
Wie stark ist die Steifigkeit	keine	leicht	mäßig	stark	extrem
Morgens nach dem Erwachen	0	1	2	3	4
Nach Sitzen, Liegen oder Ausruhen im späteren Tagesverlauf	0	1	2	3	4
Körperliche Tätigkeit					
Wie groß sind Ihre Schwierigkeiten beim	keine	leicht	mäßig	stark	extrem
Treppen hinuntersteigen	0	1	2	3	4
Treppen hinaufsteigen	0	1	2	3	4
Aufstehen vom Sitzen	0	1	2	3	4
Stehen	0	1	2	3	4
Bücken zum Boden	0	1	2	3	4
Gehen auf ebenem Boden	0	1	2	3	4
Ein-/Aussteigen ins/aus dem Auto	0	1	2	3	4
Einkaufen gehen	0	1	2	3	4
Socken/Strümpfe anziehen	0	1	2	3	4
Aufstehen vom Bett	0	1	2	3	4
Socken/Strümpfe ausziehen	0	1	2	3	4
Liegen im Bett	0	1	2	3	4
Ins/aus dem Bad steigen	0	1	2	3	4
Sitzen	0	1	2	3	4
Auf Toilette setzen/Aufstehen von Toilette	0	1	2	3	4
Anstrengender Hausarbeit (Möbel bewegen)	0	1	2	3	4
Leichter Hausarbeit (kochen, abstauben)	0	1	2	3	4
Gesamtpunktzahl	/96 Punkten (%)				

Anlage M – HSS-Score

Schmerz (max. 30 Punkte)	
Niemals Schmerzen	30
Schmerzfrei beim Gehen	15
Leichter Schmerz beim Gehen	10
Mäßiger Schmerz beim Gehen	5
Starker Schmerz beim Gehen	0
Kein Ruheschmerz	15
Leichter Ruheschmerz	10
Mäßiger Ruheschmerz	5
Starker Ruheschmerz	0
Funktion (max. 22 Punkte)	
Gehen und Stehen unbegrenzt möglich	12
max. Gehstrecke 5-10 Blocks, Stehen < 30 Minuten möglich	10
max. Gehstrecke 1-5 Blocks, Stehen < 30 Minuten möglich	8
Gehstrecke weniger als 1 Block (100 m)	4
Gehen unmöglich	0
Treppensteigen ungehindert möglich	5
Treppensteigen nur mit Hilfe möglich	2
Auto aus-/einstiegen problemlos	5
Auto aus-/einstiegen nur mit Hilfe	2
Bewegungsausmaß (max. 18 Punkte)	
1 Punkt pro 8° Bewegungsausmaß	
Muskelkraft (max. 10 Punkte)	
Quadrizeps unüberwindbar	10
Quadrizeps überwindbar	8
mäßig	4
schlecht	0

Beugedefizit (max. 10 Punkte)			
Norm von > 120° Beugung	10		
0° – 4°	8		
5° – 10°	5		
11° und mehr	0		
Instabilität (max. 10 Punkte)			
keine	10		
gering (0° – 5°)	8		
mäßig (6° – 15°)	5		
> 16°	0		
Zwischenpunktzahl (max. 100 Punkte)			
Abzüge			
1 Gehstock	1		
1 Unterarmgehstütze	2		
2 Unterarmgehstützen	3		
Streckdefizit < 5°	2		
Streckdefizit < 10°	3		
Streckdefizit < 15°	5		
pro 5° Valgus	1		
pro 5° Varus	1		
Totalabzüge			
Gesamtpunktzahl			
< 60 Punkte = schlecht	60- 69 Punkte: befriedigend	70 – 84 Punkte: gut	85 – 100 Punkte: exzellent

Anlage N – SF-36

1. Wie würden Sie Ihren Gesundheitszustand im Allgemeinen beschreiben?

Ausgezeichnet	Sehr gut	Gut	Weniger gut	Schlecht
1	2	3	4	5

2. Im Vergleich zum vergangenen Jahr, wie würden Sie Ihren derzeitigen Gesundheitszustand beschreiben?

Viel besser	Etwas besser	Etwa ähnlich	Etwas schlechter	Viel Schlechter
1	2	3	4	5

3. Im Folgenden sind einige Tätigkeiten beschrieben, die Sie vielleicht an einem normalen Tag ausüben. Sind Sie durch Ihren derzeitigen Gesundheitszustand bei diesen Tätigkeiten eingeschränkt? Wenn ja, wie stark?

Tätigkeiten	Ja, stark eingeschränkt	Ja, etwas eingeschränkt	Nein, überhaupt nicht eingeschränkt
Anstrengende Tätigkeiten, z. B. schnell laufen, schwere Gegenstände heben, anstrengenden Sport treiben	1	2	3
Mittelschwere Tätigkeiten, z. B. einen Tisch verschieben, Staubsaugen, Kegeln, Golf spielen	1	2	3
Einkaufstaschen heben oder tragen	1	2	3
Mehrere Treppenabsätze steigen	1	2	3
Einen Treppenabsatz steigen	1	2	3
Sich beugen, knien, bücken	1	2	3
Mehr als einen Kilometer zu Fuß gehen	1	2	3
Mehrere Straßenkreuzungen weit zu Fuß gehen	1	2	3
Eine Straßenkreuzung weit zu Fuß gehen	1	2	3
Sich baden oder anziehen	1	2	3

4. Hatten Sie in den vergangenen 4 Wochen aufgrund Ihrer körperlichen Gesundheit irgendwelche Schwierigkeiten bei der Arbeit oder anderen alltäglichen Tätigkeiten im Beruf bzw. zu Hause?

Schwierigkeiten	Ja	Nein
Ich konnte nicht so lange wie üblich tätig sein	1	2
Ich habe weniger geschafft als ich wollte	1	2
Ich konnte nur bestimmte Dinge tun	1	2
Ich hatte Schwierigkeiten bei der Ausführung (z. B. musste ich mich besonders anstrengen)	1	2

5. Hatten Sie in den vergangenen 4 Wochen aufgrund seelischer Probleme irgendwelche Schwierigkeiten bei der Arbeit oder anderen alltäglichen Tätigkeiten im Beruf bzw. zu Hause (z. B. weil Sie sich niedergeschlagen oder ängstlich fühlten)?

Schwierigkeiten	Ja	Nein
Ich konnte nicht so lange wie üblich tätig sein	1	2
Ich habe weniger geschafft als ich wollte	1	2
Ich konnte nicht so sorgfältig wie üblich arbeiten	1	2

6. Wie sehr haben Ihre körperliche Gesundheit oder seelische Probleme in den vergangenen 4 Wochen Ihre normalen Kontakte zu Familienangehörigen, Freunden, Nachbarn oder zum Bekanntenkreis beeinträchtigt?

Überhaupt nicht	Etwas	Mäßig	Ziemlich	Sehr
1	2	3	4	5

7. Wie stark waren Ihre Schmerzen in den vergangenen 4 Wochen?

Ich hatte keine Schmerzen	Sehr leicht	Leicht	Mäßig	Stark	Sehr stark
1	2	3	4	5	6

8. Inwieweit haben die Schmerzen Sie in den vergangenen 4 Wochen bei der Ausübung Ihrer Alltagstätigkeiten zu Hause und im Beruf behindert?

Überhaupt nicht	Ein bisschen	Mäßig	Ziemlich	Sehr
1	2	3	4	5

9. In diesen Fragen geht es darum, wie Sie sich fühlen und wie es Ihnen in den vergangenen 4 Wochen gegangen ist. Wie oft waren Sie in den vergangenen 4 Wochen:

Befinden	Immer	Meistens	Ziemlich oft	Manchmal	Selten	Nie
Voller Schwung	1	2	3	4	5	6
Sehr nervös	1	2	3	4	5	6
So niedergeschlagen, dass Sie nichts aufheiteren konnte?	1	2	3	4	5	6
Ruhig und gelassen	1	2	3	4	5	6
Voller Energie	1	2	3	4	5	6
Entmutigt und traurig	1	2	3	4	5	6
Erschöpft	1	2	3	4	5	6
Glücklich	1	2	3	4	5	6
Müde	1	2	3	4	5	6

10. Wie häufig haben Ihre körperliche Gesundheit oder seelische Probleme in den vergangenen 4 Wochen Ihre Kontakte zu anderen Menschen (Besuche bei Freunden, Verwandten usw.) beeinträchtigt?

Immer	Meistens	Manchmal	Selten	Nie
1	2	3	4	5

11. Inwieweit trifft jede der folgenden Aussagen auf Sie zu?

Aussagen	Trifft ganz zu	Trifft weitgehend zu	Weiß nicht	Trifft weitgehend nicht zu	Trifft überhaupt nicht zu
Ich scheine etwas leichter als andere krank zu werden	1	2	3	4	5
Ich bin genauso gesund wie alle anderen, die ich kenne	1	2	3	4	5
Ich erwarte, dass meine Gesundheit nachlässt	1	2	3	4	5
Ich erfreue mich ausgezeichneter Gesundheit	1	2	3	4	5

12. Wie würden Sie Ihren derzeitigen Gesundheitszustand beschreiben?

Sehr gut Gut Mittelmäßig Schlecht Sehr schlecht

13. Im Folgenden finden Sie eine Reihe von Aussagen. Bitte kreuzen Sie in jeder Reihe an, ob diese für Sie zutrifft oder nicht.

Aussagen	JA	NEIN
Ich bin andauernd müde		
Ich habe nachts Schmerzen		
Ich fühle mich niedergeschlagen		
Ich habe unerträgliche Schmerzen		
Ich nehme Tabletten, um schlafen zu können		
Ich habe vergessen, wie es ist Freude zu empfinden		
Ich fühle mich gereizt		
Ich finde es schmerhaft, meine Körperposition zu verändern		
Ich fühle mich einsam		
Ich kann mich nur innerhalb des Hauses bewegen		
Es fällt mir schwer, mich zu bücken		
Alles strengt mich an		
Ich wache in den frühen Morgenstunden auf		
Ich kann überhaupt nicht gehen		
Es fällt mir schwer, zu anderen Menschen Kontakt aufzunehmen		
Die Tage ziehen sich		
Ich habe Schwierigkeiten, Treppen hinauf- und hinunterzugehen		
Es fällt mir schwer nach Gegenständen zu greifen		
Ich habe Schmerzen beim Gehen		
Mir reißt derzeit oft der Geduldsfaden		
Ich fühle, dass ich niemandem nahestehe		
Ich liege nachts die meiste Zeit wach		
Ich habe das Gefühl, die Kontrolle zu verlieren		
Ich habe Schmerzen, wenn ich stehe		
Es fällt mir schwer, mich selbst anzuziehen		
Meine Energie lässt schnell nach		
Es fällt mir schwer lange zu stehen (z. B. am Spülbecken, an der Haltestelle)		
Ich habe andauernd Schmerzen		
Ich brauche lange zum Einschlafen		
Ich habe das Gefühl, für andere Menschen eine Last zu sein		
Sorgen hält mich nachts wach		
Ich fühle, dass das Leben nicht lebenswert ist		
Ich schlafe nachts schlecht		
Es fällt mir schwer, mit anderen Menschen auszukommen		
Ich brauche Hilfe, wenn ich mich außer Haus bewegen will (Stock oder jemanden, der mich stützt)		
Ich habe Schmerzen, wenn ich Treppen hinauf- oder hinuntergehe		
Ich wache deprimiert auf		
Ich habe Schmerzen, wenn ich sitze		