

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

**KORRELATION DER PATELLAREN KINEMATIK MIT DEM KLINISCHEN  
OUTCOME NACH KNIETOTALENDOPROTHETIK**

Inaugural - Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrads  
der Medizin

der  
Fakultät für Medizin  
der Universität Regensburg

vorgelegt von  
Heiko Wolfram

2019



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

**KORRELATION DER PATELLAREN KINEMATIK MIT DEM KLINISCHEN  
OUTCOME NACH KNIETOTALENDOPROTHETIK**

Inaugural - Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrads  
der Medizin

der  
Fakultät für Medizin  
der Universität Regensburg

vorgelegt von  
Heiko Wolfram

2019

Dekan: Prof. Dr. Dr. Torsten E. Reichert

1. Berichterstatter: Prof. Dr. med. Dr. h.c. Joachim Grifka

2. Berichterstatter: Prof. Dr. med. Martin Fleck

Tag der mündlichen Prüfung: 27.11.2019

# **Gliederung**

1. Einleitung
  - 1.1. Das Kniegelenk
    - 1.1.1. Einführung
    - 1.1.2. Femorotibialgelenk
      - 1.1.2.1. Anatomie
      - 1.1.2.2. Biomechanik
    - 1.1.3. Femoropatellargelenk
      - 1.1.3.1. Anatomie
      - 1.1.3.2. Biomechanik
  - 1.2. Gonarthrose
  - 1.3. Knieendoprothetik
    - 1.3.1. Epidemiologie
    - 1.3.2. Prothesentyp
  - 1.4. Navigation in der Knieendoprothetik
  - 1.5. Vorderer Knieschmerz nach Knieendoprothetik
    - 1.5.1. Einführung
    - 1.5.2. Funktionelle Ursachen
    - 1.5.3. Mechanische Ursachen
    - 1.5.4. Aseptische und septische Lockerung
    - 1.5.5. Tendinosen
  - 1.6. Patellare Kinematik
    - 1.6.1. Einführung
    - 1.6.2. Kinematik beim gesunden Kniegelenk
    - 1.6.3. Kinematik nach Knieprothesenimplantation
  - 1.7. Fragestellung

## 2. Material und Methodik

- 2.1. Studienkollektiv
- 2.2. Implantierte Knie totalendoprothesen
- 2.3. Genutztes Navigationssystem
- 2.4. Operationsablauf
- 2.5. Studienablauf
- 2.6. Radiologische Untersuchung
- 2.7. Scores
  - 2.7.1. Knee Society Score
  - 2.7.2. WOMAC Score
  - 2.7.3. Visuelle Analogskala
  - 2.7.4. Feller Score
  - 2.7.5. Kujala Score
- 2.8. Statistische Auswertung
- 2.9. Software

## 3. Ergebnisse

- 3.1. Patientengut und klinische Ergebnisse
  - 3.1.1. Patientengut
  - 3.1.2. Postoperative Beweglichkeit
  - 3.1.3. Postoperative Bandstabilität
  - 3.1.4. Prä- vs. postoperative Beinachse
- 3.2. Patellare Kinematik
  - 3.2.1. Intraoperative Messungen
    - 3.2.1.1. Patellare Kinematik vor Prothesenimplantation
    - 3.2.1.2. Patellare Kinematik nach Prothesenimplantation
  - 3.2.2. Radiologische Messungen
    - 3.2.2.1. Tilt
    - 3.2.2.2. Shift
  - 3.2.3. Vergleich beider Messmethoden

- 3.3. Scores und Korrelationen
  - 3.3.1. Knee Society Score
  - 3.3.2. WOMAC Score
  - 3.3.3. Feller Score
  - 3.3.4. Kujala Score
  - 3.3.5. Visuelle Analogskala
  - 3.3.6. Vergleich der Kinematik der fünf klinisch schlechtesten Patienten
- 4. Diskussion
  - 4.1. Einführung
  - 4.2. Ursachen für ein patellares Maltracking
  - 4.3. Epidemiologie
  - 4.4. Bewegungsumfang
  - 4.5. Bewertung der Scores
  - 4.6. Präoperative patellare Kinematik
  - 4.7. Postoperative patellare Kinematik
  - 4.8. Radiologische Messungen und Vergleich der Messmethoden
  - 4.9. Zusammenhang zwischen der Kinematik und dem klinischen Ergebnis
  - 4.10. Schwächen der Studie
  - 4.11. Retropatellarer Druck und Knorpeldicke
- 5. Zusammenfassung
- 6. Literaturverzeichnis
- 7. Anhang
- 8. Danksagung

## **Abkürzungsverzeichnis**

Diff. - Differenz

Dist. - Distanz

Epi. - Epikondylär

KSFS - Knee Society Function Score

KSKS - Knee Society Knee Score

KSS - Knee Society Score

mm - Millimeter

MW - Mittelwert

Rad. – Radiologisch

TEP - Totalendoprothese

VAS - Visuelle Analogskala

WOMAC - Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index

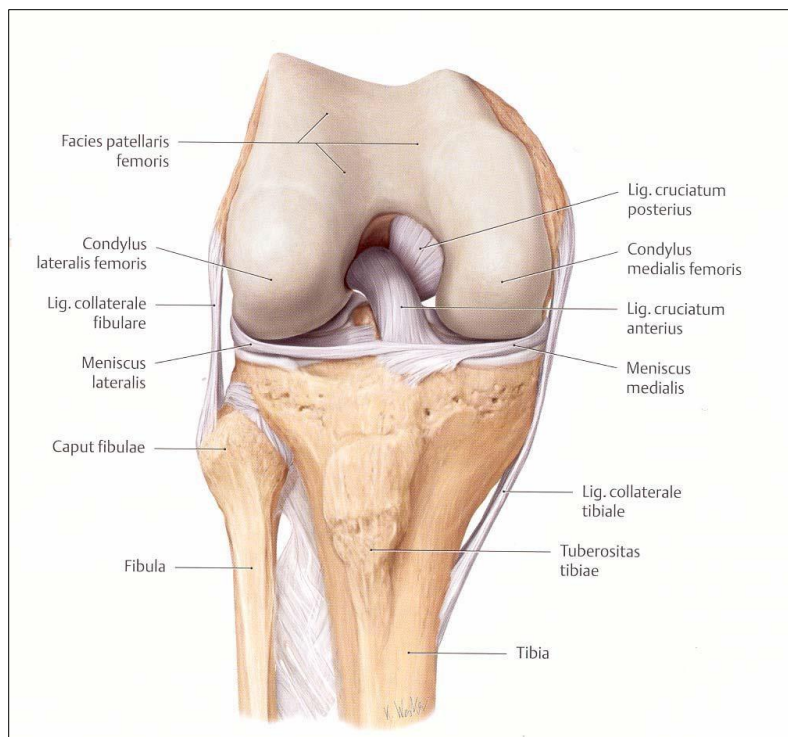


# 1. Einleitung

## 1.1. Das Kniegelenk

### 1.1.1. Einführung

Das Kniegelenk ist das größte Gelenk des menschlichen Körpers. Als Teil der unteren Extremität ist es an den aufrechten Gang des Menschen angepasst und hat sowohl eine Fortbewegungs- als auch eine Stützfunktion. [1] Seine komplexe Anatomie vereint daher Beweglichkeit und Stabilität und ermöglicht für den Alltag zentrale Bewegungen wie Laufen, Sitzen und Treppensteigen. [1, 2] Funktionell betrachtet ist das Knie ein Trochoginglymus, ein Drehscharniergelenk, welches sowohl eine Scharnierbewegung in der Sagittalebene als auch eine Rotation in der Transversalebene zulässt. [3] Ein gesundes Knie lässt sich vollständig strecken, teilweise 5 - 10° überstrecken. Aktiv wird eine Beugung von ca. 140° erreicht, passiv von ca. 160°. [2] Nur bei Flexion sind zusätzlich ca. 30 - 40° Außenrotation sowie ca. 10° Innenrotation möglich. Das Knie ist eine „Articulatio composita“, ein zusammengesetztes Gelenk, welches aus einer Articulatio femorotibialis sowie einer Articulatio femoropatellaris besteht. [3]



**Abbildung 1: Darstellung der knöchernen Anatomie des Femorotibialgelenks einschließlich der ligamentären Strukturen; Aus Schünke, Schulte et al. [4]**

## 1.1.2. Femorotibialgelenk

### 1.1.2.1. Anatomie

Das, was gemeinhin als Kniegelenk bezeichnet wird, ist das Femorotibialgelenk. Hier artikulieren die beiden distalen rollenförmigen Gelenkfortsätze des Femurs, der mediale und der laterale Kondylus, mit den wenig konkaven Gelenkfacetten des Tibiaplateaus. Die mangelnde Kongruenz wird durch die hyaline Knorpelschicht beider Gelenkpartner und den medialen und lateralen Meniskus, zwei halbkreisförmige Scheiben aus Faserknorpel, die bis zu 70 % der Oberfläche des Tibiaplateaus bedecken, ausgeglichen. [1, 4] Die Menisken vergrößern die Gelenkfläche und haben eine Stoßdämpferfunktion inne.

Zwischen den beiden Facetten der Tibia befinden sich von ventral nach dorsal die Area intercondylaris anterior, die Eminentia intercondylaris, sowie die Areae intercondylaris posterior. Die Eminentia fungiert als knöcherner Stabilisator und verzahnt sich bei Extension in der mittig gelegenen Fossa intercondylaris des Femurs. So verhindert sie in Streckung eine Rotation und Seitverschiebung der Gelenkpartner gegeneinander. [3]

In der Fossa intercondylaris befinden sich auch die Kreuzbänder, die zentral für die Stabilisierung des Gelenks in der Sagittal- und Frontalebene sind. [1] Während das vordere Kreuzband der wichtigste Stabilisator in der Sagittalebene ist, verhindert das hintere vornehmlich eine Verschiebung der Tibia nach posterior. Das vordere Kreuzband verläuft vom hinteren medialen Bereich des lateralen Femurkondylus kommend schräg nach vorne medial zur Area intercondylaris anterior der Tibia. Das hintere Kreuzband zieht von der lateralen Seite des medialen Femurkondylus schräg nach hinten lateral zur Area intercondylaris posterior, dorsal der Eminentia intercondylaris.

Die Seitenbänder stabilisieren das Kniegelenk in der Frontalebene und erlauben nur eine begrenzte mediale und laterale Aufklappbarkeit. Mit zunehmender Flexion jedoch sinkt ihre Anspannung. Das komplexe mediale Seitenband zieht breitflächig vom Epicondylus medialis femoris zur medialen Tibiaseite, etwa 7 - 8 cm unterhalb des Tibiaplateaus. [1] Es lässt sich in einen vorderen und hinteren Abschnitt unterteilen, wobei beim hinteren noch ein oberflächlicher und ein tiefer Teil unterschieden werden. Während der vordere Abschnitt des medialen Seitenbandes weder mit der Gelenk-

kapsel noch mit dem Meniskus in Verbindung steht, sind die Fasern des tiefen Teils des hinteren Abschnitts mit der Kapsel verbunden und ziehen zum medialen Meniskus. [1] Das rundliche, wesentlich kürzere laterale Kollateralband entspringt am lateralen Femurepikondylus und inseriert am Fibulaköpfchen. Es hat weder Kontakt mit dem Meniskus noch mit der Gelenkkapsel.

### 1.1.2.2. Biomechanik

Während der Flexion kommt es zu einer kombinierten Roll-/Gleitbewegung. Zu Beginn der Beugung rollen die Femurkondylen nach posterior, ab einem bestimmten Punkt spannt sich das vordere Kreuzband an und verhindert so ein weiteres Zurückrollen. Die Kondylen gleiten daraufhin auf dem Tibiaplateau nach vorne. Auf diese Weise bleiben die größeren Femurkondylen stets in Kontakt mit dem kleineren Tibiaplateau. Gegen Ende der Extension rotiert die Tibia nach außen. Dies wird als Schlussrotation (englisch „screw home mechanism“) bezeichnet und sorgt durch eine Anspannung der Kapsel und der Kreuzbänder für eine maximale Stabilität in Extension. [5]

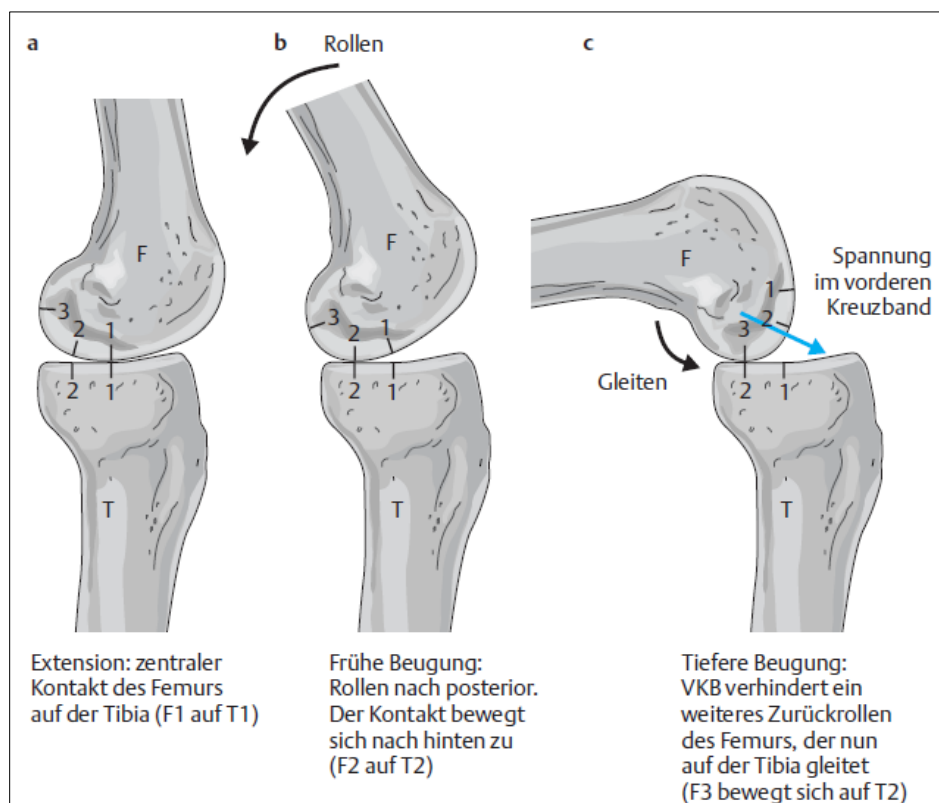


Abbildung 2: Roll-/Gleitmechanismus des Femorotibialgelenks [5]

### 1.1.3. Femoropatellargelenk

#### 1.1.3.1. Anatomie

Im Femoropatellargelenk artikulieren die anatomisch sehr variabel ausgebildeten Gelenkflächen von Patella und Femur. Die Facies patellaris femoris bildet ein sattelförmiges Gleitlager für die Patella, wobei zumeist die laterale Kondylenwange der Trochlea breiter und höher ist und so vor einer Lateralisierung der Patella schützt. [1] Die Patella ist das größte Sesambein des menschlichen Körpers und in die Sehne des Musculus quadrizeps femoris eingelagert. Sie ist dreiecksförmig mit einer kaudalen Spitze (Apex) und einer kranialen Basis. An der Gelenkfläche lassen sich im Wesentlichen eine mediale und laterale Facette unterscheiden, die durch einen vertikalen First getrennt werden. Der sogenannte „Patellaöffnungswinkel“ zwischen beiden beträgt meist 120 - 140°. In der Mehrzahl der Fälle ist die laterale Facette größer, wohingegen die mediale stets dicker ist. [1] Häufig findet sich zusätzlich eine sagittal ausgerichtete „Odd-Facette“ am medialen Rand. [3] Die Dicke des Knorpels an der Patellarückfläche beträgt gemäß Wagner und Schabus etwa 5,4 mm – 6,4 mm. [6, 2]

#### 1.1.3.2. Biomechanik

Die Funktion der Patella besteht darin, den Hebelarm des M. quadrizeps femoris zu verlängern. Da hierbei durch die Quadrizepssehne einerseits und durch das Ligamentum patellae andererseits große Kräfte auf ein kleines und instabiles Gelenk wirken, ist hier der Gelenkknorpel dicker als an jeder anderen Stelle des menschlichen Körpers. [5] Beide Kräfte addieren sich nämlich in der Sagittalebene zu einer nach posterior gerichteten Gelenkkompressionskraft, die bei zunehmender Beugung durch den kleiner werdenden Winkel zunimmt. (Abbildung 3) Dies ist die Ursache für Beschwerden bei längerem Sitzen mit gebeugtem Kniegelenk. [3] In der Frontalebene summieren sich die Zugkraft von Quadrizeps- und Patellarsehne zum sogenannten Q-Winkel. Dieser beträgt physiologischerweise beim Mann 12 - 15° und bei der Frau 15-18° nach lateral. [5] Dieser Tendenz zur Lateralisierung wirken sowohl die Trochleafurche als auch die aktiven und passiven Stabilisatoren der Patella entgegen. Die Furche gibt Stabilität und führt die Bewegung der Patella während Beugung und Streckung. Als passive Stabilisatoren bezeichnet man die lateralen und medialen Retinacula longitudinale und transversale. Die aktive Stabilisation erfolgt durch die

Quadrizepsmuskulatur. Während M. rectus femoris und M. vastus intermedius entlang des Femurschafts ziehen, verschieben und verkippen die Mm. vasti lateralis et medialis die Patella nach lateral bzw. medial. In Extension befindet sich die Kniescheibe oberhalb der Trochlea und ist daher leicht verschieblich, während sie bei zunehmender Flexion von den Kondylenwangen der Facies patellaris des Femurs geführt wird. Bei leichter Beugung artikulieren zunächst die distalen Anteile der patellaren Rückfläche mit der proximalen Femurtrochlea, bei weiterer Beugung bis 90° artikulieren zunehmend die proximalen Anteile der patellaren Rückfläche mit den weiter distal gelegenen Anteilen der Femurtrochlea. Danach haben die seitlichen Gelenkflächenareale der Patella Kontakt zum Patellagleitlager. Ab 120° erfolgt der Kontakt nicht mehr zur Facies patellaris femoris sondern zu den Gelenkflächen der Femurkondylen. [1]

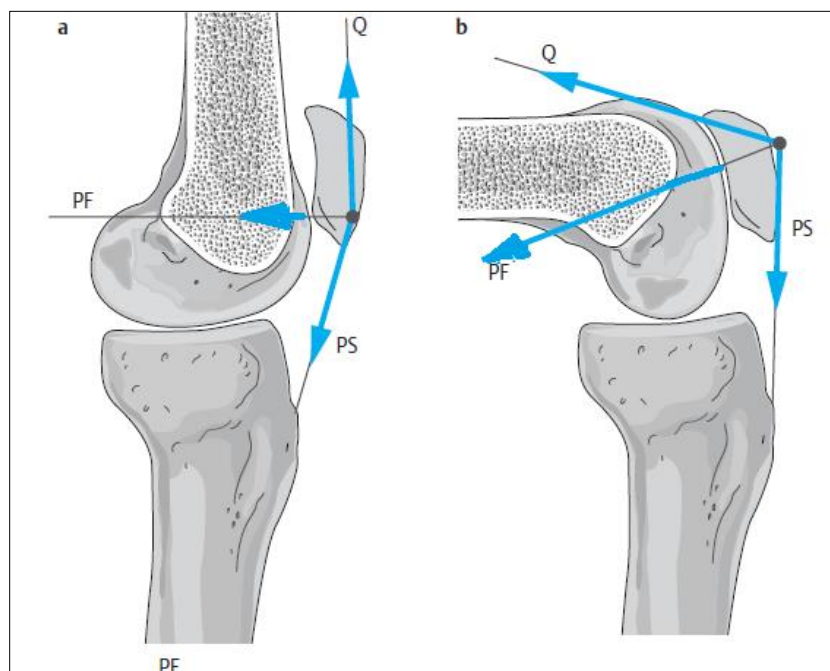


Abbildung 3: Biomechanik am Patellofemoralgelenk; abgewandelt aus [5]

Patellofemorale Gelenkkraft (PF) (a) bei Streckung und (b) bei 90° Beugung Q= Zugkraft des Quadrizeps  
PS= Zugkraft der Patellarsehne

## 1.2. Gonarthrose



Abbildung 4: Röntgenbild einer lateralen Gonarthrose [7]

Die Gonarthrose ist die Arthrose des Kniegelenks. Eine von der „American Academy of Orthopedic Surgeons“ (AAOS) unterstützte Definition beschreibt die Arthrose folgendermaßen: *„Osteoarthrose ist eine Gruppe von überlappenden, voneinander verschiedenen Erkrankungen, die unterschiedliche Ätiologien haben können, aber gleichartige biologische, morphologische und klinische Manifestationen zeigen. Die Krankheitsprozesse befallen nicht nur den Gelenkknorpel, sondern betreffen das gesamte Gelenk, einschließlich des subchondralen Knochens, der Bänder, der Kapsel, der Synovialmembran und der periartikulären Muskeln. Letztendlich degeneriert der Gelenkknorpel in Form von Fibrillationen, Fissuren, Ulzerationen und vollständigem Dickenverlust der Gelenkoberfläche.“* [3, 8] Arthrose ist also eine Gruppe verschiedener Erkrankungen, die zu gleichartigen krankhaften Prozessen am Gelenkknorpel sowie an anderen Strukturen des betroffenen Gelenks führen. Am Kniegelenk unterscheidet man je nach Befall verschiedener Kniegelenksanteile (Kompartimente), die unikompartimentelle patellofemorale Arthrose, die unikompartimentelle femorotibiale Arthrose, die bikompartimentelle femorotibiale Arthrose, sowie die trikompartimentelle, patellofemorotibiale Arthrose (Pangonarthrose). [3]

Häufig liegt der Gonarthrose eine Varusfehlstellung zugrunde. Hierbei verläuft die Belastungsachse zu weit medial, wodurch es zu einer verstärkten Abnutzung des medialen Kompartiments kommt. Bei einer Valgusfehlstellung hingegen ist das laterale Kompartiment betroffen. Auch Verletzungen wie Meniskusläsionen, Kreuzbandrupturen oder Tibiakopffrakturen können im Laufe von Jahren oder Jahrzehnten zur Entwicklung einer sekundären Arthrose führen. Ein weiterer Grund für den übermäßigen Verschleiß von Knorpel ist eine Überbeanspruchung durch Übergewicht oder starke berufliche bzw. sportlicher Beanspruchung. Andere Ursachen können endokrinologischer oder metabolischer Natur sein, wie beispielsweise die Hämochromatose oder Kristallopathien. Die Prävalenz der Gonarthrose nimmt mit steigendem Lebensalter zu. Ursache hierfür ist, dass der überwiegende Bestandteil des Knorpels, die Interzellulärsubstanz, nach Abschluss des Wachstums nur noch in geringem Maße von den Chondrozyten gebildet wird und die Haltbarkeit somit begrenzt ist. [9] Ein mittlerer zweistelliger Prozentsatz der erwachsenen Bevölkerung zeigt radiologische Zeichen einer Gonarthrose. Sie wird jedoch lediglich bei 15 % mit radiologisch gesicherter Gonarthrose klinisch relevant, also bei 6 - 10 % der Erwachsenen. [10] Typischerweise klagen die Patienten über belastungsabhängige Schmerzen sowie über Anlaufschmerzen nach längerem Ruhen oder Sitzen. Charakteristisch ist ein Wechsel zwischen schmerzarmen und im Laufe der Erkrankung immer häufiger auftretenden schmerzhaften Intervallen, der sogenannten aktivierten Arthrose. Häufig zeigt sich palpatorisch ein intraartikulärer Erguss sowie eine Weichteilschwellung. Über dem betroffenen Kompartiment besteht ein Druckschmerz. [9] Bei fortgeschrittener Erkrankung kommt es zu Gelenkdeformitäten und Achsabweichungen. Im Röntgenbild imponieren nach Kellgren und Lawrence die typischen Arthrosezeichen Gelenkspaltverschmälerung, subchondrale Sklerosierung, osteophytäre Anbauten, Geröllzysten und Gelenkdeformität. [11] Die Bildgebung allein hat keine Aussagekraft, wegweisend für die Therapie ist die klinische Symptomatik. In der Behandlung sollten zunächst konservative Maßnahmen angewendet werden. So kann eine Varusgonarthrose mittels Schuhaußenranderrhöhungen und gedämpften Schuhsohlen gelindert werden oder eine Gewichtsreduktion die Belastung des Kniegelenks vermindern. Krankengymnastik beugt Verkürzungen, Bewegungseinschränkungen und einer Muskelatrophie vor. Physikalische Maßnahmen wie Kälteanwendungen können akute Entzündungsreaktionen vermindern. Medikamentös helfen nichtsteroidale Antiphlogistika. Cortison- und Hyaluronsäureinjektionen können

bei einem Teil der Patienten eine vorübergehende Linderung bringen. Operativ können mittels einer Arthroskopie Knorpel- und Meniskusfragmente entfernt und der Knorpel geglättet werden. Umstellungsosteotomien korrigieren Achsfehlstellungen und entlasten das arthrotisch veränderte mediale oder laterale Gelenkkompartiment. Alternativ kann eine unikondyläre Schlittenprothese bei isolierter Arthrose eines Gelenkkompartiments implantiert werden. Sind mehrere Kompartimente betroffen kommt als operative Maßnahme nur der bikondyläre Oberflächenersatz, die Knie totalendoprothese infrage. [9]

## 1.3. Knieendoprothetik

### 1.3.1. Epidemiologie

Laut Statistischem Bundesamt wurden in Deutschland 2016 ca. 187.000 Knieprothesen implantiert. [12] In einem gemeinsamen Themenreport der Deutschen Gesellschaft für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie (DGOOC) und der AOK wurde ein Anstieg der endoprothetischen Versorgung des Kniegelenks zwischen 2005 und 2011 um 12 % festgestellt, welcher sich größtenteils mit dem demographischen Wandel, genauer der Zunahme der Gruppe der über 65-Jährigen, deckt. Eine massive Zunahme, wie oft behauptet, erfolgte in diesem Zeitraum also nicht. Dennoch spielt Deutschland im internationalen Vergleich mit 150 Eingriffen pro 100.000 Versicherten eine führende Rolle. [13]

Da es heutzutage mehr Knieprothesenträger als je zuvor gibt, nimmt aktuell die Anzahl der Revisionseingriffe stark zu. Wie Lützner et al. in ihrer Metaanalyse zeigten, waren die häufigsten Gründe für eine Revision die aseptische Lockerung einer oder mehrerer Komponenten (31 %), Infektionen (23 %) Polyethylenabrieb (16 %) und Patella-probleme (14 %). [14] Insgesamt fanden sie in ihrer Metaanalyse nach 11 Jahren eine Revisionsrate von 4,4 % (95 % Konfidenzintervall 4,1 - 4,6), welche jedoch altersabhängig war. So hatten Patienten, die zum Zeitpunkt der Implantation jünger als 60 Jahre alt waren, eine Meta-Revisionsrate von 7 % [14], was sie durch die größere Aktivität jüngerer Patienten und somit die stärkere Belastung der Endoprothese erklärten. Rheumatiker wiesen ebenfalls eine erhöhte Revisionsrate auf. Insgesamt gehört die Knieendoprothetik zu den erfolgreichsten Behandlungsmethoden in der Orthopädie und liefert Zufriedenheitsraten zwischen 75 - 89 %. [15, 16]



### 1.3.2. Prothesentyp

Nach der Entscheidung zur Implantation eines Gelenkersatzes stehen dem Operateur verschiedene Prothesentypen zur Verfügung. Es gibt ungekoppelte, teilgekoppelte und gekoppelte Prothesen. Wegen der bei steigendem Kopplungsgrad zunehmenden Intensität der Zwangskräfte und dem damit einhergehenden Risiko für erhöhten Abrieb sollte man den Kopplungsgrad so niedrig wie möglich aber so hoch wie nötig wählen. [17]

So ist bei intakten Kollateralbändern und ohne schwerwiegende Achsdeformität ein ungekoppeltes Implantat die erste Wahl. Vorteile sind die sparsame Knochenresektion, der Erhalt des Kapsel-Band-Apparats und eine Vielzahl an Revisionsmöglichkeiten. Man unterscheidet, je nachdem ob das hintere Kreuzband erhalten wird oder nicht, kreuzbandersetzende („posterior stabilized“/„cruciate substituting“) und kreuzbanderhaltende („cruciate retaining“) Modelle, welche im deutschsprachigen Raum primär eingesetzt werden. Beim „posterior stabilized“ Design sorgt ein zentraler Zapfen anstelle des entfernten hinteren Kreuzbands für Stabilität in der Sagittalebene. Vorteile liefert es hinsichtlich eines größeren Bewegungsumfangs, der einfacheren Operationstechnik und dem leichterem Weichteilbalancing. [17, 18] Für das kreuzbanderhaltende Design sprechen geringere patellare Komplikationen und leichte Vorteile im Langzeit-Follow-Up nach ca. 10 Jahren bezüglich der Revisionsrate, wie Lützner et al. in ihrer Metaanalyse berichteten. [14, 17] Luo et al. konnten in ihrer Metaanalyse keine statistisch signifikanten Unterschiede bei kurzer bis mittlerer Standzeit der Prothese hinsichtlich Scores, im radiologischen Outcome und bezüglich der Komplikationen finden. Lediglich ein größerer Bewegungsumfang beim Posterior-Stabilized-Design wurde nachgewiesen. [17, 19]



**Abbildung 5: Zementierte bikondyläre Oberflächenersatzprothesen mit fixierter Plattform; a: kreuzbanderhaltendes Design, b: kreuzbandsstituierendes Design; aus Lenze, Pohlig et al. 2012 [17]**

Unklar ist die Datenlage bezüglich der Bevorzugung von Modellen mit fixierter („fixed-bearing“) oder rotierender Plattform des Polyethylen-Inlays („mobile-bearing“). Letztere erlauben axiale Rotations- und Gleitbewegungen des Polyethylen-Inlays und sollen somit Zwangskräfte und Abrieb reduzieren. Bislang konnte aber in Studien keine klinische Relevanz in Form einer verlängerten Lebensdauer, eines besseren funktionellen Outcomes oder einer gesteigerten Lebensqualität bestätigt werden. [17] Vorteil einer fixierten Plattform ist der leichte Inlay-Wechsel, ein Nachteil könnten erhöhte Zwangskräfte sein. Für die rotierende Plattform spricht die leichtere intraoperative Umsetzung, gegen sie sprechen die erhöhten Implantatkosten und das Risiko des Herausdrehens des Inserts. [17] Die meisten Studien zeigen eine bessere Haltbarkeit bei der zementierten Verankerung von Knieprothesen gegenüber der nicht-zementierten Implantation. So fand sich in einem 15 Studien umfassenden Review von Gandhi et al. eine statistisch signifikant längere Standzeit für zementierte Knieendothprothesen im Follow-up-Zeitraum von 2 bis 11 Jahren. [20] Wenn ausschließlich randomisierte Studien in ihrem Review betrachtet wurden, war die Standzeit jedoch gleich.

Als einen möglichen Grund für die schlechteren Standzeiten der zementfreien Knieprothesen vermuten Gandhi et al. die Anwendung der zementfreien Implantate bei jüngeren Patienten. Hinsichtlich der Kosten sind zementfreie Implantate teurer und die Operation ist technisch anspruchsvoller. Keine Klarheit und Übereinstimmung herrscht bezüglich eines standardmäßigen Rückflächenersatzes der Patella. Befürworter argumentieren mit einer geringeren Inzidenz des postoperativen Knieschmerzes, Gegner begründen ihre Ablehnung mit möglichen intra- und postoperativen Komplikationen wie Patellafrakturen, Nekrosen, Lockerung oder Bruch des Implantats sowie Abrieb und Dislokation. In Studien mit verblindetem Design werden zumeist gleiche Ergebnisse erzielt. [17]

#### 1.4. Navigation in der Knieendoprothetik

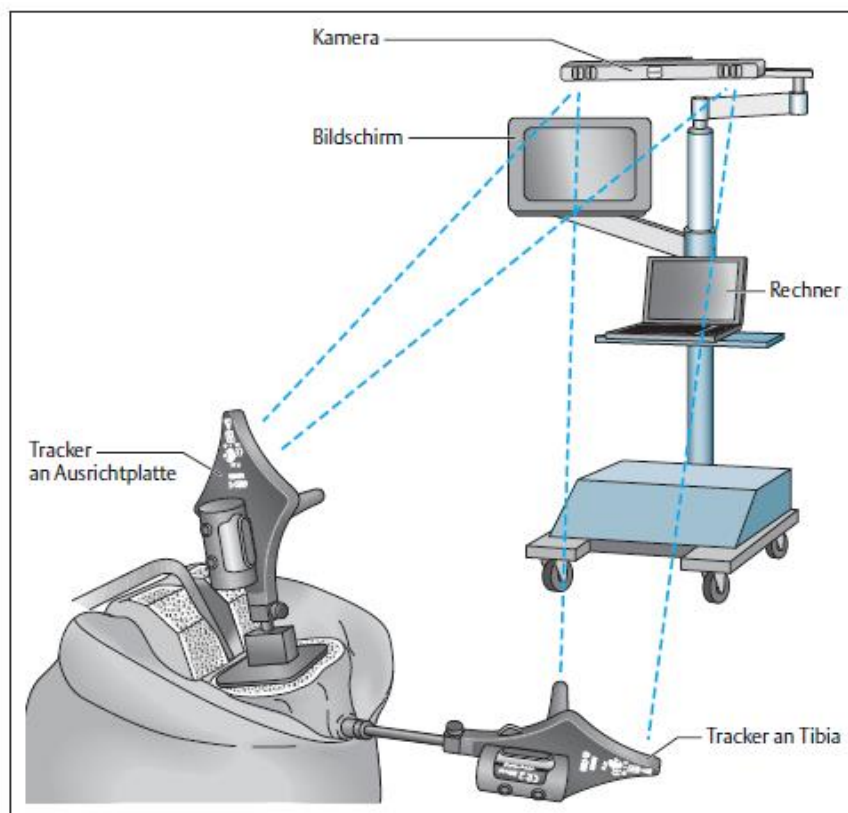


Abbildung 6: Darstellung einer navigierten Knie-TEP Implantation [21]

Nicht nur die Implantate, sondern auch die OP-Techniken und das verwendete Instrumentarium unterscheiden sich. Eine vielversprechende Neuerung war 1999 die Einführung der Navigation in der Knieendoprothetik durch Krackow et al. [22].

Ein Navigationssystem besteht aus einem Taster zum Abgreifen bestimmter anatomischer Landmarken, den sog. „Trackern“ oder „Referenz-Basen“, die an den zu ortenden anatomischen Strukturen und Instrumenten angebracht werden, einer optischen Kamera zur räumlichen Ortung der Basen und Landmarken sowie einer Computereinheit, die die Lagebeziehung der Tracker zueinander verrechnet. [1] Zunächst kamen bildbasierte Navigationssysteme auf den Markt. Bei diesen wurde präoperativ eine dreidimensionale Computertomographie des Kniegelenks angefertigt, anhand derer die Implantation der Prothesenkomponenten bereits vor der Operation genau geplant werden konnten. Intraoperativ wurde mittels „Matching“, also dem Abgreifen bestimmter Landmarken mittels Taster, noch einmal die tatsächliche Anatomie mit der Aufnahme und Planung verglichen. Mittlerweile werden meist kinematische Systeme verwendet, welche keine präoperative Bildgebung mehr benötigen. Die intraoperativ abgegriffenen Punkte werden mit einer CT-Datenbank verglichen und das Zentrum der Hüfte kinematisch ermittelt. Hieraus kann ebenfalls ein Gelenkmodell errechnet werden. [23] Letzteres Verfahren hat sich durchgesetzt, da es einen niedrigeren Ressourcenaufwand benötigt und der Patient keiner Strahlenbelastung ausgesetzt ist. Beide Techniken liefern sehr gute Ergebnisse hinsichtlich der Implantationsgenauigkeit. [24] Die Navigation ist mittlerweile ein etabliertes Verfahren in der Knieendoprothetik. Einer deutschlandweiten Umfrage an Krankenhäusern zufolge wurden im Jahre 2008 29 % der primären Knie-TEP navigiert implantiert. 65 % der Befragten erachteten die Navigation als sinnvoll, 77 % sahen eine höhere Präzision als erwiesen an. [25] Diese höhere Präzision hinsichtlich der Implantatpositionierung konnte in einigen Studien und Reviews bestätigt werden. [26–29] Vor allem lässt sich durch die Navigation eine bessere Rekonstruktion der mechanischen Beinachse und eine verringerte sagittale Achsabweichung der Femur- und der Tibiakomponente erzielen. [30] Hinsichtlich der Rotation beider Komponenten ist die Studienlage uneinheitlich und zeigt keine eindeutige Überlegenheit der Navigation. [30] Negativ anzumerken sind die erhöhten Kosten, die durch eine Verlängerung der Operationszeit sowie die Anschaffung des Navigationsgeräts bedingt sind. Diese liegen bei ca. 100 Operationen/Jahr, Abschreibung der Investitionskosten über 10 Jahre sowie einer Verlängerung der OP-Zeit um 14 Minuten bei ca. 300 – 395 € pro Operation. [31] In den aktuellen Studien zum klinischen Patienten-Outcome, der Revisionsrate und der Standzeit sind die Ergebnisse nicht besser als mit der konventionellen Technik. [32]

Insgesamt gibt es zu dieser Thematik kaum Studienergebnisse, da die Standzeit bei vielen Patienten momentan noch zu kurz für die Erhebung von Langzeitergebnissen ist. Daher sind weitere Studien vonnöten, die in Zukunft diese Operationsmethode und deren Langzeitergebnisse evaluieren. Eine neuere Errungenschaft ist das "Pin-freie" Navigationsverfahren, bei dem auf die intraossäre Befestigung von Steinmann-Nägeln oder Pins an Ober- und Unterschenkel verzichtet wird. Dies hilft den zeitlichen Mehraufwand auf nur noch ca. zwei Minuten im Vergleich zur Freihandtechnik zu reduzieren und Komplikationen durch die intraossäre Befestigung der Steinmann-Nägel bzw. Pins wie Stressfrakturen vorzubeugen. Ferner besteht nun die Möglichkeit während der Operation die tibio- und patellofemorale Kinematik in Echtzeit zu messen. Dies kann zu einer natürlicheren postoperativen Kinematik verhelfen, da noch intraoperativ Korrekturen vorgenommen werden können. [30]

## 1.5. Vorderer Knieschmerz nach Knie-TEP

### 1.5.1. Einführung

Als vorderen Knieschmerz bezeichnet man Schmerzen hinter, unter oder neben der Kniescheibe. Typischerweise treten die Beschwerden beim Treppensteigen – insbesondere beim Hinabgehen –, beim Knien, längerem Sitzen mit gebeugtem Kniegelenk, in tiefer Hocke sowie beim Aufstehen aus der Hockstellung auf. Das Auftreten nach Knie-TEP ist häufig. In einer 2009 an 506 orthopädisch-unfallchirurgischen Häusern in Deutschland durchgeführten Umfrage hielten 54,7 % der 194 Befragten den patellofemorale Schmerz gar für die häufigste Komplikation nach Knie-TEP. [25] In der Literatur finden sich Häufigkeitsangaben von 5 – 49 %. [33] Der vordere Knieschmerz wird durch eine Reihe von Ursachen ausgelöst, die meist zu einer Veränderung der patellaren Kinematik, also zu einer Veränderung des Laufs der Kniescheibe in der Femurochlea führen.

Die Diagnosestellung erfordert eine genaue Anamnese, klinische Untersuchung und radiologische Bildgebung. Systematische Erkrankungen sowie Hüft- und Wirbelsäulenleiden sollten differentialdiagnostisch als Ursache der Beschwerden ausgeschlossen werden. Bei der Inspektion ist auf die Beinachse, Schwellungen und Quadrizepsatrophie im Seitvergleich zu achten.

Der mediale und laterale Gelenkspalt, der Pes anserinus und der Sehnenansatz des Tractus iliotibialis sowie die Facetten der Patella sollten palpirt werden. Ferner sollte eine Prüfung auf Überwärmung, Zohlen-Zeichen sowie der Verschieblichkeit der Patella erfolgen. Wichtig ist die Prüfung der sagittalen und medio-lateralen Stabilität sowie des aktiven und passiven Bewegungsumfangs des Kniegelenks und des Patellalaufs. Als radiologische Basisdiagnostik empfehlenswert sind eine seitliche Aufnahme, eine anterior-posterior Aufnahme beider Kniegelenke, eine Ganzbeinstandaufnahme sowie eine Patella-tangential Aufnahme. [34]

### 1.5.2. Funktionelle Ursachen

Oft ist der vordere Knieschmerz lediglich von milder bis mäßiger Intensität und funktionell bedingt. [35] Funktionelle Störungen betreffen die inter- und intramuskuläre Koordination und entwickeln sich häufig im Rahmen einer Arthrose. Neben der Oberschenkelmuskulatur kann auch eine Imbalance der Hüft- und Oberkörpermuskulatur bei Hüft- und Wirbelsäulenleiden für patellares Maltracking verantwortlich sein. [35] Eine arthrosebedingte Schwäche der Quadrizepsmuskulatur, welche durch eine OP zusätzlich verstärkt wird, kann zu einer muskulären Imbalance mit einer Schwäche des M. vastus medialis sowie einer verstärkten Aktivität des M. vastus lateralis führen und ein laterales Maltracking der Patella verursachen. [35–37] Auch eine Schwäche der Hüftabduktoren und Hüftaußenrotatoren bedingt über eine verstärkte Innenrotation des Femurs und den daraus resultierenden dynamischen Valgus ein laterales Patella-Maltracking. [35] Eine Abnahme der Lumballordose führt über eine verstärkte Kippung des Beckens und eine kompensatorisch stärkere Kniebeugung zu einem erhöhten Druck im Femoropatellargelenk. [35, 38] Liegen dem vorderen Knieschmerz funktionelle Ursachen zugrunde, ist die krankengymnastische Beübung Mittel der Wahl. Hierbei sollten auch die Hüft- und Rumpfmuskulatur miteinbezogen werden, da dies signifikant bessere Ergebnisse liefert. [35, 39] Auch Taping und Kniebandagen verringern nachweislich den vorderen Knieschmerz. Die Kombination aus beidem führt zu einem synergistischen Effekt. [35, 40]

### 1.5.3. Mechanische Ursachen

Darüber hinaus gibt es eine Reihe von mechanischen Ursachen, die patellofemorale Schmerzen verursachen. So kann es durch die Operation zu einer Veränderung der Gelenklinie und somit zu einem Hoch- bzw. Tiefstand der Patella, also zu einer „Patella alta“ bzw. „baja“ kommen. Bei einer „Patella alta“ kommt es durch die mangelnde knöcherne Führung bei geringgradiger Flexion zu einer Patellainstabilität, die Beschwerden verursacht. Sie ist mit konservativer Therapie in der Regel gut behandelbar. [34] Beim „Overstuffing“ liegt eine Verengung des Patellofemoralgelenks mit resultierendem vergrößertem Anpressdruck vor. Schuld daran ist die Implantation einer Femurkomponente, welche relativ zu groß, zu weit ventral oder distal implantiert ist, oder ein zu dick aufragender Retropatellarersatz bei geringer Patellaresektion. [34] In verschiedenen Studien wurden eine innenrotierte Femur- oder Tibiakomponente oder eine gemeinsame Innenrotation beider Komponenten als Ursachen für Patellamaltracking und den vorderen Knieschmerz ausfindig gemacht. [35, 41] Insbesondere eine Innenrotation der Femurkomponente scheint mehreren Studien zufolge eine negative Auswirkung auf die postoperativen Ergebnisse zu haben, wobei bereits 3°– 7° reichen, um chronische Probleme zu verursachen. [35] Keshmiri et al. fanden jedoch im Gegensatz zur Mehrzahl der Studien keinen Zusammenhang zwischen einem femoralen oder tibialen Malalignment und einer signifikant veränderten patellaren Kinematik. Signifikante Einflussfaktoren waren hingegen der posteriore tibiale Slope und die Flexion der Femurkomponente in der Sagittalebene. Grund hierfür kann auch die höhere Implantationsgenauigkeit der Komponenten durch die Nutzung eines Navigationssystem sein bzw. die bessere Verträglichkeit einer Fehlrotation durch das Ligament-Balancing. [42] Bei Verdacht auf eine Fehlrotation sollte auf die klinische Untersuchung und die Röntgenbildgebung eine Rotationsanalyse mittels Computertomographie folgen. [35]

Weitere mechanische Ursachen können u. a. eine Arthrofibrose, also eine narbige Bindegewebsvermehrung im Gelenk mit Bewegungseinschränkung, ein Fortschreiten der Retropatellararthrose, Patellafrakturen und –nekrosen, synoviale Hyperplasie, tibiofemorale Instabilität oder Bandinsuffizienzen sein. [35] Bei mechanischen Ursachen kann bei starken Beschwerden oder bei einer großen Funktionseinschränkung eine operative Behandlung indiziert sein. Die Indikation sollte gerade im ersten postoperativen Jahr allerdings mit Vorsicht gestellt werden.

Bei leichtem Schmerz oder leichter Funktionseinschränkung sollte in erster Linie ein konservativer Therapieversuch unternommen werden. Viele Patienten haben nämlich eine Kombination aus mechanischen und funktionellen Ursachen, die dem vorderen Knieschmerz zugrunde liegt. [35]

Operative Therapiemöglichkeiten umfassen einen Komponentenwechsel, den sekundären Patellarückflächenersatz und Nichtrevisionschirurgie wie zum Beispiel die Spaltung des lateralen Retinaculums, eine Synoviektomie oder eine partielle laterale Facettektomie. [35]

#### 1.5.4. Aseptische und septische Lockerung

Auch aseptische und septische Lockerungen können einen vorderen Knieschmerz verursachen. Die aseptische Lockerung ist langfristig der häufigste Grund für das Versagen einer Knieprothese. In 90 % der Fälle ist das Tibiaplateau betroffen. [3] Meist sind es Abriebpartikel des Gelenkersatzes, die eine chronische Entzündungsreaktion auslösen und so Osteolysen verursachen, welche wiederum eine Lockerung hervorrufen. Bei der septischen Lockerung unterscheidet man exogene von hämatogenen Protheseninfektionen. Exogene Infektionen treten durch die peri- oder postoperative Einschleppung von Bakterien in das Operationsgebiet entweder bereits nach ein paar Tagen oder als „low-grade-Infektion“ Monate bis zu zwei Jahre nach der OP auf. Bei hämatogenen Infektionen liegt der Fokus nicht im Operationsgebiet. Sie können jederzeit auftreten. Innerhalb der ersten zwei Jahre ist die Mehrzahl der Infektionen exogen, nach 2 Jahren haben septische Lockerungen fast ausschließlich hämatogene Ursachen. [3]

#### 1.5.5. Tendinosen

Nach Implantation einer Knie-TEP treten gelegentlich Insertionstendinopathien auf. Typische druckschmerzhaft lokalisierte Stellen sind der Pes anserinus, das Tuberculum gerdii sowie in seltenen Fällen die Patellaspitze. Zur weiteren Diagnostik erfolgt eine lokale Infiltration mit Lokalanästhetika. Wird hierdurch Schmerzfreiheit oder eine deutliche Verbesserung der Beschwerden erzielt, gilt die Diagnose als gesichert. Das Spektrum konservativer Maßnahmen umfasst u. a. Physiotherapie, Wärme- und Kälteanwendungen, Elektrostimulation, vereinzelte therapeutische Infiltrationen mit Kortisonzusatz sowie die Gabe nichtsteroidaler Antirheumatika. [34]



## 1.6. Patellare Kinematik

### 1.6.1. Einführung

Die patellare Kinematik beschreibt den Lauf der Patella im femoralen Gleitlager während der Beugung des Kniegelenks. Einen nicht ordnungsgemäßen Lauf bis hin zur Subluxation der Kniescheibe aus der Femurtrochlea bezeichnet man als Maltracking. Dies wird in einigen Studien als Hauptgrund für den vorderen Knieschmerz nach Knie-TEP Implantation angesehen. [43] Die patellare Kinematik wird in dieser Arbeit anhand der Parameter „Shift“, „Tilt“, „Rotation“ und „epikondyläre Distanz“ festgemacht. Der Shift bezeichnet eine medio-laterale Verschiebung der Patella in der Frontalebene. Der Tilt ist als eine Rotation nach medial oder lateral um eine axiale Längsachse definiert. Die epikondyläre Distanz ist die Entfernung zwischen einem Punkt in der Mitte des patellaren Gelenkfirsts und der transepikondylären Linie, die durch die Registrierung der femoralen Epikondylen mittels Navigationssystem gebildet werden kann. [42] Die Rotation erfolgt um eine sagittale Achse in der Frontalebene. Weitere kinematische Parameter sind die Patellaflexion, welche eine Rotation der Patella um die Transversalachse darstellt sowie die proximo-distale Translation oder Patellahöhe. Insgesamt hat die Patella also 6 Freiheitsgrade: Es sind drei Rotation und drei Translationen möglich.

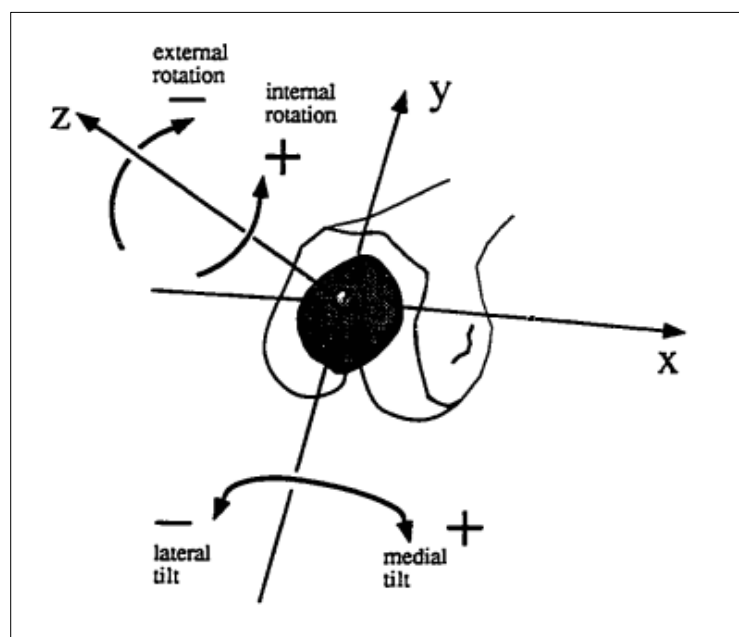


Abbildung 7: Darstellung der kinematischen Parameter Shift, Tilt und Rotation; Der Shift entspricht einer medio-lateralen Verschiebung entlang der x-Achse, der Tilt einer Rotation um die y-Achse und die Rotation einer Drehung um die sagittale z-Achse; bearbeitet aus [44]

### 1.6.2. Patellare Kinematik beim gesunden Kniegelenk

Die patellare Kinematik wurde bereits in vielen Studien unter unterschiedlichen experimentellen Bedingungen und mit verschiedenen Messbereichen und Messtechniken untersucht. Bei der Literaturrecherche finden sich in vivo und in vitro Studien, Messungen mittels Videoanalyse, CT, MRT oder Computernavigation sowie unterschiedliche Versuchsaufbauten. So erfolgt die Kniebeugung in einigen Studien aktiv, in anderen passiv. All dies sorgt für eine schlechte Vergleichbarkeit und folglich konnte bisher noch nicht definiert werden, was als eine normale Kinematik zu betrachten ist. [45] In ihrem Review fanden Katchburian et al. lediglich eine große Übereinstimmung der Studien hinsichtlich des patellaren Shifts. Die Kniescheibe verschiebt sich gemäß der zu Grunde liegenden Quellen in frühen Beugegraden zunächst nach medial ( $15^{\circ}$ –  $40^{\circ}$ ), anschließend jedoch nach lateral. Was den Tilt angeht, zeigen die eingeschlossenen Studien weniger Übereinstimmung. Viele in vitro Studien zeigen zwar in niedrigen Beugegraden (bis ca.  $30^{\circ}$ ) einen medialen und in höheren einen lateralen Tilt, bei den in vivo Studien hingegen halten sich Studien, die eine Zunahme des Tilts nach lateral oder medial sehen, die Waage. Auch hinsichtlich der Rotation variieren die Studien so stark, dass keine Tendenz abgeleitet werden kann. Die epikondyläre Distanz fand keinen Eingang als Parameter in die Studie. [45]

### 1.6.3. Veränderung der Kinematik nach Knieprothesenimplantation

Die Veränderung der Kinematik nach der Implantation einer Knieprothese hängt von mehreren Einflussfaktoren wie dem Prothesendesign, der Behandlung der Patella im Zuge der Knie-TEP-Implantation und der Ausrichtung der Implantate ab. [35, 41, 46] In einer Studie untersuchten Keshmiri et al., mit welcher Implantatausrichtung die präoperative Kinematik am ehesten wiederhergestellt werden kann. Die besten Ergebnisse wurde mittels bandspannungsadaptierter Ausrichtung der Femurkomponente (Ligament Balancing) erzielt. Hierbei waren das Shift- und Tilt-Verhalten sowie die epikondyläre Distanz am ähnlichsten im Vergleich zur präoperativen Kinematik. Nichtsdestotrotz verhielt sich der Tilt postoperativ gegenläufig und wurde bei zunehmender Beugung medialer. [43]

In einer weiteren Studie bezüglich verschiedener Interventionen an der Patella und ihrer Auswirkung auf die patellare Kinematik konnten Keshmiri et al. keine Empfehlung für ein bestimmtes Verfahren geben. Die natürliche Kinematik konnte in keinem Fall wiederhergestellt werden. Insgesamt tat sich kein Verfahren hinsichtlich aller vier Parameter besonders positiv oder negativ hervor. [46]

## 1.7. Zielsetzung dieser Arbeit

Die Prävalenz der Gonarthrose nimmt mit fortschreitender demographischer Alterung in Deutschland zu. Damit einhergehend steigt auch die Zahl der Endoprothesenimplantationen. [13] So wurden im Jahr 2016 ca. 187.000 Knie-TEP implantiert. [12] Die Operation liefert Zufriedenheitsraten von 75 – 89 %. [15, 16, 34] Die häufigste Komplikation des Eingriffs ist der patellofemorale Schmerz. [25] Als ursächlich gilt vorrangig eine veränderte, unphysiologische patellare Kinematik, das sogenannte patellare Maltracking. [43, 47, 48] Insgesamt gibt es sehr wenige Studien, die die patellare Kinematik umfassend untersucht und deren Einfluss auf das mittel- oder langfristige operative Ergebnis überprüft haben. Uneinheitliche Messmethoden schmälern zudem die Vergleichbarkeit. [45] So bleibt nach wie vor unklar, mit welchen Veränderungen der vordere Knieschmerz einhergeht und ob die Wiederherstellung einer möglichst natürlichen patellaren Kinematik nötig ist, um das Auftreten des vorderen Knieschmerzes zu vermeiden. Ziel dieser Arbeit ist es daher, die Veränderungen der patellaren Kinematik nach Implantation einer Knie-TEP in eine Beziehung zu setzen mit dem Auftreten von vorderem Knieschmerz sowie dem klinischen Ergebnis 1 – 2 Jahre postoperativ. Dazu wurden im Rahmen einer Nachuntersuchung der Knee Society Score, WOMAC Score, Feller Score und Kujala Score sowie die Visuelle Analogskala für Schmerzen erhoben und mit den kinematischen Parametern Tilt, Shift, Rotation und epikondyläre Distanz statistisch korreliert. Diese waren vor und nach dem Eingriff mittels Navigationssoftware sowie anhand von Röntgenbildern bestimmt worden.

## **2. Material und Methodik**

### **2.1. Studienkollektiv**

Im Zeitraum vom 14.11.2012 bis zum 25.10.2013 unterzogen sich am Asklepios Klinikum Bad Abbach insgesamt 40 Patienten im Rahmen einer Studie einer navigationsgestützten Implantation einer Knie totalendoprothese. Dabei wurde ein zusätzlicher Navigationsstern an der Patella angebracht, mithilfe dessen intraoperativ vor und nach der Knieprothesenimplantation Tilt, Shift, Rotation und die epikondyläre Distanz gemessen werden konnten. Aus diesem Kollektiv konnten 36 Patienten an unserer Folgestudie teilnehmen. Die Kontaktaufnahme erfolgt telefonisch und auf dem Postweg. Ausschlusskriterien der Vorstudie waren eine präoperative Varus- oder Valgusfehlstellung von mehr als 15°, eine sagittale oder medio-laterale Instabilität von mehr als 5mm (Grad 1), ein Extensionsdefizit, ein insuffizientes oder fehlendes hinteres Kreuzband sowie Knochenverlust an Tibia oder Femur. Ebenso wurden Patienten mit vorher stattgefundenener Patelladislokation sowie Voroperationen am relevanten Knie aus der Kohorte ausgeschlossen. Die Nachuntersuchungen für unsere Folgestudie fanden durchschnittlich 22 Monate nach der Operation, im Zeitraum vom 09.03.2015 bis zum 04.05.2015, statt. Dabei wurden die Scores und die Patientenanamnese mittels Fragebogen erhoben, zudem erfolgte eine klinische Untersuchung und eine Röntgenkontrolle der Materiallage. Von den ursprünglich 40 operierten Patienten konnten bei der Nachuntersuchung vier nicht berücksichtigt werden. Bei drei Patienten war inzwischen ein Revisionseingriff erfolgt, ein weiterer Patient sah sich gesundheitlich nicht in der Lage zur Nachuntersuchung zu erscheinen. Somit umfasst das Studienkollektiv insgesamt 36 Patienten.

## 2.2. Implantierte Knie totalendoprothesen

Allen Patienten wurden Knie totalendoprothesen aus dem PFC-Sigma-Knieprothesensystem (DePuy Synthes, Warsaw, Indiana) implantiert. Dieses kam 1984 auf den Markt und wurde kontinuierlich weiterentwickelt. Es eröffnet dem Operateur viele Möglichkeiten hinsichtlich Verankerung, Plattform und Design. [49]

In dieser Studie wurde eine zementierte, das hintere Kreuzband (HKB) erhaltende Standardprothese mit fester Plattform verwendet. Die intraoperative Navigation erfolgte mittels Software von BrainLab, Feldkirchen, Deutschland.

## 2.3. Genutztes Navigationssystem

Bei der Operation wurde das bildfreie, optoelektronische Navigationssystem „VectorVision“ der Firma BrainLab (Feldkirchen, Deutschland) verwendet. Dieses besteht aus einer Computereinheit mit Infrarotkamera und Touchscreen, speziellen Pointern zur Erfassung vorgegebener anatomischer Strukturen und passiven Referenzbasen an Femur und Tibia, welche das Infrarotlicht reflektieren. Auf diese Weise generiert das Navigationssystem ein 3D-Oberflächenmodell des Kniegelenks und kann Bandspannung und Bewegungsumfang erfassen. [24] Für die Studie wurde zusätzlich ein patellarer Referenzstern und die Patellatracking Software Applikation „Patellar Tracking“ der Firma BrainLab genutzt, um die patellare Kinematik aufzuzeichnen.

## 2.4. Operationsablauf

Nach korrekter Lagerung, Hautdesinfektion und Abdecken des OP-Gebiets erfolgte ein medianer Hautschnitt und ein medialer parapatellarer Zugang zum Kniegelenk. Die Kapsel wurde drei Zentimeter proximal der Patella sowie proximal, mittig und distal an der medialen Patellakante markiert, um später eine anatomische Rekonstruktion zu ermöglichen. Zwei passive optische Referenzbasen wurden am distalen medialen Femur bzw. an der proximalen medialen Tibia angebracht. Zur Befestigung der femoralen Referenzbasis war ein zusätzlicher ca. 1 cm langer Hautschnitt nötig, um eine Anspannung der Weichteile während der Messung der patellaren Kinematik zu

vermeiden. Das Hüftkopfbereich wurde kinematisch, durch Bewegung des Hüftgelenks in allen Freiheitsgraden, anhand eines Pivot-Algorithmus ermittelt. Die weiteren zur Errechnung eines 3D-Oberflächenmodells des Kniegelenks benötigten anatomischen Strukturen (die Femurepikondylen, das femorale Kniezentrum, die Malleoli medialis et lateralis, die Höhe des Tibiaplateaus und die anteriore Kortikalis der Tibia) wurden mittels eines Tastsensors erfasst. Als tibiale a.-p. Achse wurde eine gedachte Linie zwischen der Mitte des hinteren Kreuzbands und dem medialen Patellarsehnenansatzes nach Akagi et al. gewählt. [50] Die patellare Referenzbasis wurde mittels kleiner Schrauben befestigt. Wie vom Hersteller empfohlen, wurden die Mittelpunkte der Oberkante, Unterkante, mittleren Seitenkante und der patellaren Gelenkfläche erfasst, um aus diesen Koordinaten ein virtuelles Modell der Patella zu generieren.

Nach anatomischem Verschluss der Gelenkkapsel wurde die präoperative patellare Kinematik zwischen 30° und 90° während einer passiven Beugung aufgezeichnet. Mithilfe der patellaren Referenzbasis gelang es die Position der Patella in Bezug auf die Femurkoordinaten zu erfassen. Sowohl die absoluten als auch relativen Werte für Shilt, Tilt, Innen- und Außenrotation sowie die epikondyläre Distanz wurden während des Beugevorgangs registriert.

Im Anschluss erfolgte die Entfernung von Kapselanteilen, Synovia und eine subtotale Resektion des Hoffa'schen Fettkörpers. Ebenfalls reseziert wurden die Menisken und das vordere Kreuzband. Die Operation erfolgte nach der „Tibia first“ Methode und unter primärer Festlegung des Streckspalts. Nach Entfernung der Osteophyten am lateralen und medialen Kompartiment wurden zuerst der proximale Tibiaschnitt und ein provisorischer distaler Femurschnitt durchgeführt. In der Frontalebene wurde ein Winkel von 0° zwischen den mechanischen Achsen von Femur und Tibia angestrebt. Um eine isometrische Bandspannung zu erzielen wurde ein doppeltes Tensiometer mit einer Distraktionskraft von 90 N bei 0° und bei 90° Beugung eingeführt. Die Rotation der Femurkomponente wurde anhand der Weichteile und der Bandspannung in Beugung festgelegt. Die Ausrichtung der Tibiakomponente erfolgte entlang des mittleren Drittel des Tuberculum tibiae. Beim Patientenkollektiv war kein Release der Seitenbänder nötig. Der Beugespalt wurde durch von der Navigationssoftware vorgeschlagene Knochenschnitte angepasst und auf den Streckspalt übertragen. Schließlich konnten der endgültige distale und die weiteren Femurschnitte mittels

Schnittblock durchgeführt werden. Nach Reinigung der Resektionsflächen konnten die Femur- und Tibiakomponente einzementiert werden. [2, 51]

Nun wurde die patellare Kinematik erneut aufgezeichnet. Hierzu hob der Operateur das operierte Bein zweimal am distalen Femur in die Höhe, ohne die Tibia zu berühren. Aufgrund des fehlenden Muskeltonus und schlaffer Patella wurden hierbei die Werte zwischen 0° und 30° Beugung nicht verwertet. Nach Entfernung der Referenzbasen, Patelloplastie und Einbringung einer Redon-Drainage erfolgte die Naht von Gelenkkapsel, Subkutis und Haut. [42, 43]

## 2.5. Studienablauf

Bei der Anmeldung wurde den Patienten zunächst ein Fragebogen zur Erhebung der Scores ausgehändigt, der dann während der Wartezeit auf die Röntgenuntersuchung ausgefüllt wurde. Bei der anschließenden Nachuntersuchung wurde zunächst die Zufriedenheit mit dem operativen Ergebnis, die Funktion des Gelenks im Alltag und der Schmerz im Verlauf erfragt. Zudem wurden die für den vorderen Knieschmerz typischen Probleme beim Treppensteigen oder beim längeren Sitzen mit gebeugtem Kniegelenk erfasst. Die klinische Untersuchung begann mit der Inspektion. Hierbei wurden zunächst das Gangbild des Patienten und seine Beinachse begutachtet. Hierzu wurden der Abstand zwischen den medialen Femurkondylen am Kniegelenk sowie der Abstand zwischen den medialen Malleolen am Sprunggelenk herangezogen. Ferner wurde auf das Vorhandensein von Rötung, Überwärmung und Schwellung des Kniegelenks sowie auf Unterschiede hinsichtlich des Oberschenkelumfangs und der Beinlänge geachtet. Zur Funktionstestung wurden im Seitvergleich die Rotation im gebeugten Kniegelenk und die aktive und passive Flexion/Extension mittels Winkelmesser gemessen. Auch die Streckung des Beines gegen Widerstand wurde zur Prüfung der Quadrizepsstärke im Seitvergleich getestet. Die Patella wurde beidseits palpiert, ihre Verschieblichkeit und das Zohlen-Zeichen wurden überprüft. Auch der Gelenkspalt und der Pes anserinus wurden auf Druckschmerzhaftigkeit getestet. Schließlich erfolgte mittels Lachmann- und Schubladentest eine Prüfung der Kreuzbandstabilität sowie mittels Valgus- und Varusstress eine Prüfung der Seitenbänder auf eine medio-laterale Aufklappbarkeit.

Zudem wurden den Patienten die Befunde der Röntgenaufnahmen erläutert, Fragen beantwortet und offen gebliebene Lücken im Fragebogen gemeinsam ergänzt.

## 2.6. Radiologische Untersuchung

Von jedem Patienten wurde von dem operierten Kniegelenk eine Röntgenaufnahme im medio-lateralen Strahlengang, eine Aufnahme im anterior-posterioren Strahlengang, eine Ganzbeinstand- und eine Patella-axial-Aufnahme angefertigt. Mittels Software wurden anhand der Röntgenbilder der patellare Tilt und Shift sowie die mechanische Beinachse ermittelt.

Der radiologische Tilt wurde anhand einer axialen Patella-Aufnahme als Winkel zwischen einer Gerade vom medialen zum lateralen Pol der Patella und einer Geraden zwischen den höchsten Punkten der Femurotrochlea festgelegt.

Die Vermessung des Shifts erfolgte via „Patellar Shift Index“ nach Metsna et al. [52]. Hierzu werden auf einer Patella-axial-Aufnahme sechs Linien eingezeichnet. Zwei davon verlaufen tangential zur Trochlea femoris und flankieren diese innenseitig. Eine dritte Gerade verbindet die Spitzen der anterioren Femurkondylen. Linie vier reicht vom medialen zum lateralen Pol der Patella. Die fünfte Linie geht lotrecht durch den Mittelpunkt von Linie drei. Sie markiert das Zentrum der Trochlea. Das Zentrum der Patella wird durch eine in der Abbildung nicht eingezeichnete Gerade, die im 90°-Winkel die Verbindungsgerade der horizontalen Patellapole (Linie 4) halbiert, ermittelt. Durch dieses Zentrum wird rechtwinklig zu Linie drei Linie sechs gezogen. Der Abstand zwischen den Linien fünf und sechs ergibt den mediolateralen Shift der Patella.

Die Beinachse wurde auf der Ganzbeinstandaufnahme anhand des Winkels zwischen der mechanischen Femurachse, die sich vom Hüftkopfbereich zum Mittelpunkt der Femurkondylen erstreckt und der mechanischen Tibiaachse, einer Verbindungslinie vom Mittelpunkt des Tibiaplateaus zum Taluszentrum, gebildet.



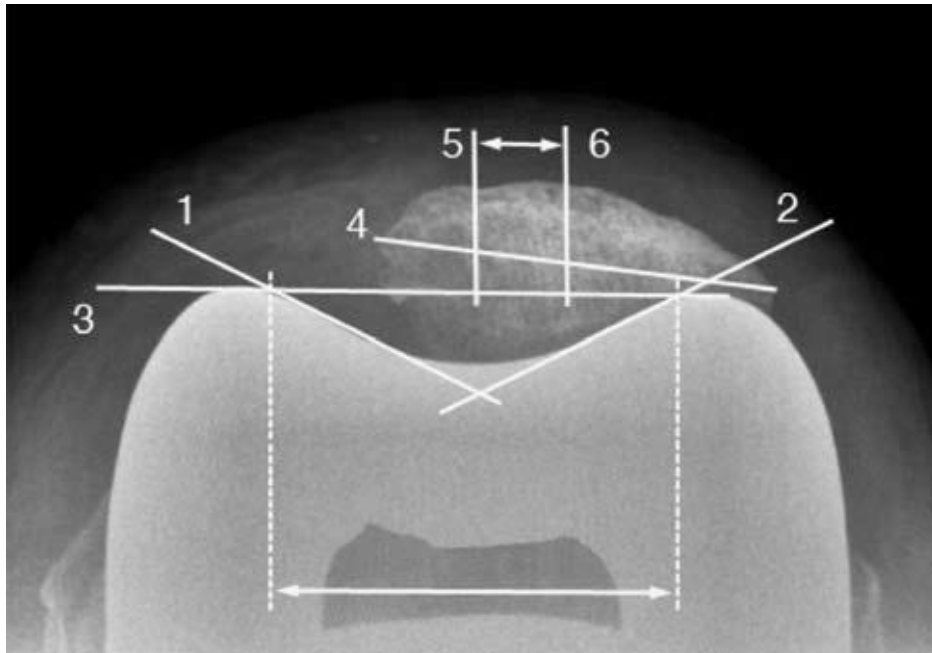


Abbildung 8: Patellar Shift Index nach Metsna, Sarap et al. [52]

## 2.7. Scores

Zur Korrelation der patellaren Kinematik mit dem klinischen Outcome erfolgte die Erhebung verschiedener Scores. Während Feller Score und Kujala Score spezifisch zur Erfassung patellofemorale Beschwerden dienen, sind WOMAC Score und Knee Society Score geläufige Scores bei Kniegelenksarthrose und der Verlaufskontrolle nach Kniegelenksendoprothetik. [53] Mittels einer visuellen Analogskala wurde das aktuelle Schmerzniveau abgefragt und mit dem Niveau vor der Operation verglichen.

### 2.7.1. Knee Society Score

Der Knee Society Score wurde 1989 von Insall et al. entwickelt und gehört mittlerweile zu den geläufigsten Scores für die Beurteilung des Behandlungserfolgs nach Kniegelenksendoprothetik. [54] Hierzu wurde er in 58,7 % aller Studien eines Reviews von Theodoulou et al., der 438 englischsprachigen Publikationen aus dem Jahre 2013 einschloss, verwendet. Mit steigendem Impact Factor des Journals sinkt die Zahl der ihn nutzenden Publikationen. [53] Einige Limitierungen und Schwächen, wie zum Beispiel das Fehlen einer Validierung und die Entwicklung auf Basis von Expertenmeinungen, sind bekannt. [55]

Der Knee Society Score ist ein klinischer Score, der von medizinischem Fachpersonal erhoben wird. Er ist in einen vom restlichen Gesundheitszustand unabhängigen „Knee Score“, und in einen davon abhängigen „Function Score“ unterteilt. Die Ergebnisse beider Subscores werden zu einem Gesamtscore addiert. Der Maximalwert des „Knee Score“ beträgt 100 Punkte. Diese werden für die Kriterien Knieschmerz (max. 50 Punkte), Beweglichkeit (max. 25 Punkte) und Stabilität (max. 25 Punkte) vergeben. Abzüge werden für Flexionskontraktur und Extensionsdefizit (beide max. -15 Punkte), sowie für ein nicht korrektes Alignment (max. -20 Punkte) verteilt. Beim „Function Score“ können ebenfalls maximal 100 Punkte erzielt werden. Positiv bewertet werden die Parameter Gehen (max. 50 Punkte) und Treppengehen (max. 50 Punkte), Abzüge gibt es für den Gebrauch von Gehhilfen (max. -20) [54]

Beide Subscores zeigen bei der Itemanalyse eine schwache Korrelation der einzelnen Items, was die Aussagekraft des Ergebnisses einschränkt. Ist beispielsweise die Beinachse physiologisch und das Kniegelenk stabil, erreichen sowohl ein schmerzfreier Patient, der das Kniegelenk nur 25° beugen kann, als auch ein Patient, der das Kniegelenk 130° beugen kann, aber gelegentliche oder milde Schmerzen beim Gehen oder Treppensteigen aufweist, 80 Punkte. Beide Ergebnisse sind jedoch höchst unterschiedlich. [56] Außerdem unterliegt der Knee Society Score einem sogenannten „Ceiling-Effect“. Das bedeutet, dass er nicht ausreichend zwischen einem guten und einem sehr guten Ergebnis unterscheiden kann. So wird beim „Function Score“ eine volle Punktzahl vergeben, wenn ein Patient mit seiner Knieprothese ohne Gehhilfen unbegrenzt gehen und normal Treppensteigen kann. Für eine volle Punktzahl im „Knee Score“ muss das Kniegelenk schmerzfrei, die Beugung bis 125° möglich und die Beinachse und Bandstabilität physiologisch sein. Ferner darf keine Beugekontraktur oder kein Extensionsdefizit vorliegen. Diesen Anforderungen kommt mittlerweile ein Großteil der Patienten nahe. Daher werden in beiden Subscores zu jedem Nachuntersuchungszeitpunkt von der Mehrzahl der Patienten Punktwerte von 80 oder höher erreicht. [55]

### 2.7.2. WOMAC Score

Der 1982 von Nicholas Bellamy entwickelte „Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index“, kurz WOMAC Score, dient der Erfassung des Gesundheitszustandes von Patienten mit Knie- oder Hüftgelenksarthrose. Er ist mittlerweile in über 80 Sprachen erhältlich. [57] Einem systematischen Review von Theodoulou et al. zufolge wird der WOMAC Score von 23,7 % der Studien zur Evaluation der Knieendoprothetik verwendet. Noch häufiger wird nur der Knee Society Score genutzt. Im Gegensatz zu diesem ist der WOMAC Score erfolgreich einer umfangreichen psychometrischen Validierung unterzogen worden und wird tendenziell aber nicht signifikant häufiger in Journals mit hohem Impact Factor verwendet. [53] Beim WOMAC Score handelt es sich um ein sogenanntes „patient-reported outcome measure“, also ein Instrument zur Messung des subjektiven Ergebnisses des Patienten. Im Unterschied zum Knee Society Score fließen daher keine klinischen Parameter wie Bandstabilität oder Alignment in die Bewertung ein, sondern der Patient beantwortet den Fragebogen komplett selbständig. [56] Der Score setzt sich aus den drei Subscores „Funktionalität“, „Schmerz“ und „Steifheit“ mit insgesamt 24 Items zusammen. Zur Auswertung gibt es mehrere Versionen, in dieser Arbeit wird eine 5-stufige Likert-Skala (0 – 4 Punkte) verwendet. Auf „Funktionalität“ entfallen 17 Fragen (max. 68 Punkte), auf „Schmerz“ 5 Fragen (max. 20 Punkte) und auf „Steifheit“ 2 Fragen (max. 8 Punkte). Maximal werden 96 Punkte vergeben, minimal 0 Punkte. Je niedriger die Punktzahl, desto besser das Abschneiden.

### 2.7.3. Visuelle Analogskala zur Schmerzerfassung

Das präoperative und das aktuelle Schmerzniveau zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung wurde anhand der Visuellen Analogskala erfasst. Auf einer 100 Millimeter langen Linie sollten die Patienten markieren, an welcher Stelle zwischen den beiden Endpunkten „Kein Schmerz“ (0 mm) und „Stärkster vorstellbarer Schmerz“ (100 mm) sich ihr gegenwärtiger Schmerz befindet. Pro Millimeter wurde ein Prozentpunkt vergeben. Die Visuelle Analogskala wird am vierthäufigsten in Studien zur Evaluation der Knieendoprothetik verwendet und hat sich als valide und änderungssensitiv erwiesen. [53, 58] Wie Serlin et al. in einer Studie über die Einteilung von Tumorschmerzen in verschiedene Schweregrade herausfanden, lässt sich an einer numerischen Rating-Skala von 0 – 10 eine Einteilung in drei Stufen vornehmen. Schmerzen von 1 – 4 fallen unter die Kategorie leicht, 5 – 6 gelten als mäßig und

Beschwerden von 7 - 10 gelten als schwer. [59] Auf die in dieser Studie verwendete visuelle Analogskala übertragen, entsprechen die Bereiche 1 – 49 mm, 50 – 69 mm und 70 – 100 mm diesen drei Kategorien.

#### 2.7.4. Feller Score

Der Feller Score wurde 1995 von Julian Feller vorgestellt und soll spezifisch patellare Beschwerden erfassen. Dazu werden die vier Kriterien „vorderer Knieschmerz“ (max. 15 Punkte), „Quadrizepsstärke“, „Fähigkeit sich von einem Stuhl zu erheben“ und „Treppensteigen“ (max. je 5 Punkte) abgefragt. Insgesamt werden 30 Punkte vergeben. Der Feller Score wurde bei seiner Einführung keiner Validierung unterzogen und nicht auf seine psychometrischen Eigenschaften untersucht. [60, p. 226] Zudem unterliegt er einem deutlichen „Ceiling Effect“. Na et al. berichten in ihrer Studie mit 165 Patienten, die den Score 1 - 2 Jahre nach Implantation einer Knieprothese ausfüllten, von einem Mittelwert von 27,6 Punkten. [55] Daher haben Lee et al. 2013 in einer Studie, die 123 Patienten mit vorderem Knieschmerz, 28 Patienten mit anderweitigen Kniebeschwerden und 28 gesunde Freiwillige ohne Kniebeschwerden einschloss, einen neuen Score für die Evaluation patellofemorale Beschwerden entwickelt und ihn umfangreich psychometrisch validiert. Er besteht aus einem Schmerzteil mit 8 und einem Funktionsteil mit 9 Fragen. Der SMC-Score genannte Test zeigte in der Studie eine bessere Fähigkeit zwischen den einzelnen Testgruppen zu unterscheiden und unterlag dabei auch einem deutlich geringeren Ceiling-Effekt als der Feller Score. [61] Er stellt eine interessante Option für zukünftige Studien dar.

#### 2.7.5. Kujala Score

Urho M. Kujala führte 1993 den „Anterior Knee Pain Scale“ oder „Kujala Score“ gezielt zur Erfassung patellofemorale Beschwerden ein. Bei der Auswahl der Fragen wurde darauf geachtet, vor allem Aktivitäten, die von den Patienten täglich ausgeführt werden und die patellofemorale Beschwerden verursachen können, abzufragen und den Schmerz nicht zu stark zu gewichten. Insgesamt sind bei 13 Fragen maximal 100 Punkte zu erzielen. Der Score kann vom Patienten selbständig ausgefüllt werden und hat sich als valide, reliabel und einigermaßen änderungssensitiv erwiesen. [58, 62, 63] Ein Nachteil des Scores ist, dass er sich an junge Patienten mit patellofemorale Beschwerden richtet und die psychometrische Testung und Überprüfung an einem durchschnittlich unter 30-jährigen Patienten Klientel erfolgte. [62] Das durchschnittliche

Patientenklientel in der Knieendoprothetik ist allerdings über 60 Jahre alt. [16, 64–68] In diesem Alter werden Aktivitäten wie Rennen und Jogging, Springen sowie tiefe Hocke und Kniebeuge seltener durchgeführt. Zudem können sie auch durch andere Erkrankungen eingeschränkt sein, sodass sie möglicherweise ab einem gewissen Alter nicht mehr so gut zur Erfassung spezifisch patellofemoraler Beschwerden dienen.

## 2.8. Statistische Auswertung

Zur deskriptiven statistischen Analyse wurden je nach Verteilung der Daten der Median oder Mittelwert und Standardabweichung genutzt. Zum Vergleich der Mittelwerte zweier normalverteilter abhängiger Stichproben wurde der gepaarte T-Test verwendet. Das Signifikanzniveau wurde auf 5 % festgelegt. Um die Abhängigkeit der Größen Knee Society Score, WOMAC Score, Visuelle Analogskala für Schmerzen, Feller Score und Kujala Score von den klinischen Parametern Shift, Tilt, Rotation und Epikondyläre Distanz zu bestimmen, wurden lineare Regressionsmodelle in Zusammenarbeit mit dem Zentrum für klinische Studien des Universitätsklinikums Regensburg berechnet.

Dabei wird jeweils der Korrelationskoeffizient  $r$  nach Pearson, das Bestimmtheitsmaß  $R^2$  und der  $p$ -Wert angegeben. Der Korrelationskoeffizient  $r$  nach Pearson ist ein Maß für die Stärke und Richtung eines linearen Zusammenhangs zwischen zwei quantitativen Größen. Er kann Werte zwischen  $-1$  und  $1$  annehmen. Bei einem Wert kleiner Null besteht ein negativer linearer Zusammenhang, bei einem positiven Wert ein positiver linearer Zusammenhang und bei einem Wert von Null kein Zusammenhang. Je größer der Absolutwert, desto stärker die Beziehung zwischen den Variablen. Zur Bestimmung der Größe des gefundenen Zusammenhangs, kann man sich an der Einteilung von Cohen (1992) orientieren. Danach entspricht  $r = 0,10$  einem schwachen,  $r = 0,30$  einem mittleren und  $r = 0,50$  einem starken Effekt. Bei Korrelationen hat jedoch auch die Größe der Stichprobe einen Einfluss auf die Größe des Korrelationskoeffizienten. Eine höhere Korrelation ist leichter in kleinen Stichproben zu erreichen. Diese ist dann jedoch nicht unbedingt signifikant. Beispielsweise entfallen bei einer Stichprobengröße von 25 80 % der Korrelationen in das Intervall  $-0,26$  bis  $0,26$ , wenn die Korrelation der Grundgesamtheit  $0$  ist. Bei einer Stichprobengröße von 200 hingegen ist das Intervall zwischen  $-0,09$  und  $0,09$ . In größeren Stichproben sind

wiederum auch geringere Korrelationen signifikant, auch wenn sie praktisch kaum relevant sind. [69] Ferner bedeutet eine Korrelation nicht unbedingt einen kausalen Zusammenhang. Dafür müssen mehrere Kriterien (z. B. Bradford-Hill-Kriterien) herangezogen werden, anhand derer der Sachverhalt überprüft wird. [69, 70] Das Bestimmtheitsmaß  $R^2$  (auch Determinationskoeffizient) entspricht bei der univariablen Regressionsanalyse dem Quadrat des Korrelationskoeffizienten nach Pearson. Es gibt an, in welchem Maße sich die Variation der abhängigen Variablen auf die unabhängige Variable zurückführen lässt. Bei einem  $r$  von 0.7 lassen sich beispielsweise 49 % der Varianz der abhängigen Variablen auf die unabhängige Variable zurückführen. Die restlichen 51 % sind auf andere Einflussgrößen zurückzuführen. Das Bestimmtheitsmaß bewertet also, wie gut das Regressionsmodell die Daten beschreibt. [71]

Zur besseren graphischen Darstellung der Beziehung zwischen Testergebnis und Kinematik wurden Streudiagramme angefertigt. Auf diesen Diagrammen gibt das Bestimmtheitsmaß  $R^2$  an, wie sehr sich die Streuung der  $y$ -Werte im Koordinatensystem durch die Regression erklären lässt. [72] Der  $p$ -Wert ist die Wahrscheinlichkeit, so ein Stichprobenergebnis oder ein noch extremeres zu erhalten, wenn die Nullhypothese wahr ist. [73]

## 2.9. Software

Die vorliegende Arbeit wurde mittels Microsoft Word 2010 und 2016 verfasst. Die tabellarische Erfassung der Daten und ihre deskriptive Analyse erfolgten mit Microsoft Excel 2010 und 2016. Als Literaturverwaltungsprogramm wurde Citavi 5 genutzt. Zur statistischen Auswertung wurde die Software SPSS 24.0 verwendet.

## **3. Ergebnisse**

### **3.1. Patientengut und klinische Ergebnisse**

#### **3.1.1. Patientengut**

Das Kollektiv dieser Studie umfasst insgesamt 36 Patienten. Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung (durchschnittlich 22 Monate nach der Operation) lag der Median für das Patientenalter bei den Frauen bei 65 Jahren, bei den Männern bei 69 Jahren und insgesamt bei 66 Jahren (53 – 91 Jahre). 47,0 % der untersuchten Patienten waren weiblich, 53,0 % männlich. Bei den Patientinnen lag der Median für Größe, Gewicht und BMI bei 1,62 m, 88,0 kg und 31,1 kg/m<sup>2</sup>, bei den männlichen Patienten bei 1,75 m, 85,0 kg und 29,0 kg/m<sup>2</sup>. 17 % der Patienten waren normalgewichtig, 33 % präadipös, 28 % wiesen eine Adipositas Grad 1 auf, 17 % eine Adipositas Grad 2 und 5 % eine Adipositas Grad 3. 53,0 % der Patienten hatten eine rechte und 47,0 % eine linke Knieprothese bekommen.

	<b>Weiblich</b>	<b>Männlich</b>	<b>Gesamt</b>
<b>Patienten (n)</b>	17	19	36
<b>Alter (Jahre)</b>	64,5 (53 - 78)	69,0 (54 - 91)	66,0 (53 - 91)
<b>Gewicht (kg)</b>	88,0 (58 - 105)	85,0 (73 - 136)	86,5 (58 - 136)
<b>Größe (cm)</b>	162 (157 - 170)	175 (160 - 188)	168 (157 - 188)
<b>Body Mass Index (kg/m<sup>2</sup>)</b>	31,1 (23,5 - 41,0)	29,0 (23,4 - 48,2)	30,5 (23,4 - 48,2)
<b>Operierte Seite</b>	Rechts: 5 Links: 12	Rechts: 14 Links: 5	Rechts: 19, Links: 17

Tabelle 1: Patientendaten (Median mit Range)

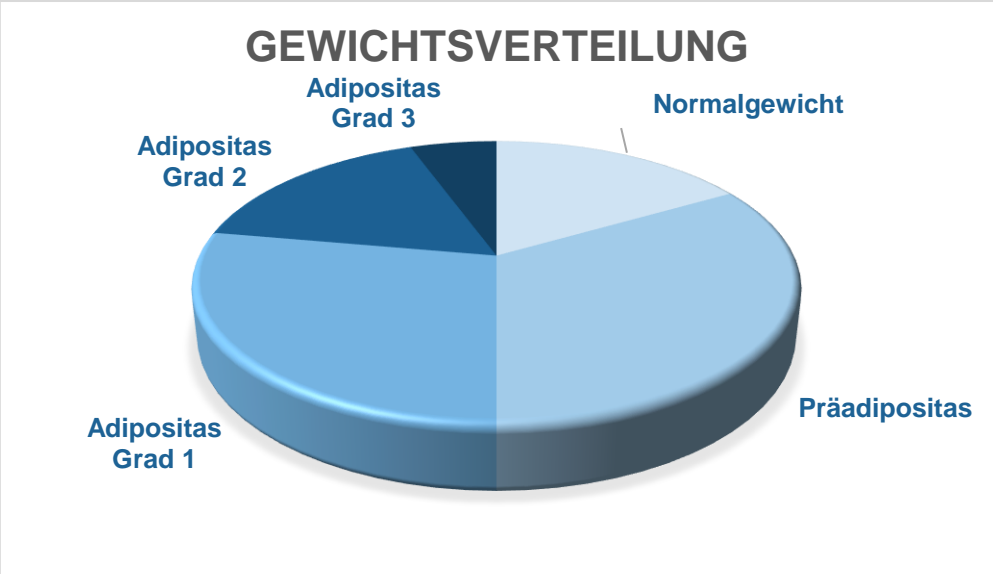


Abbildung 9: Gewichtsverteilung

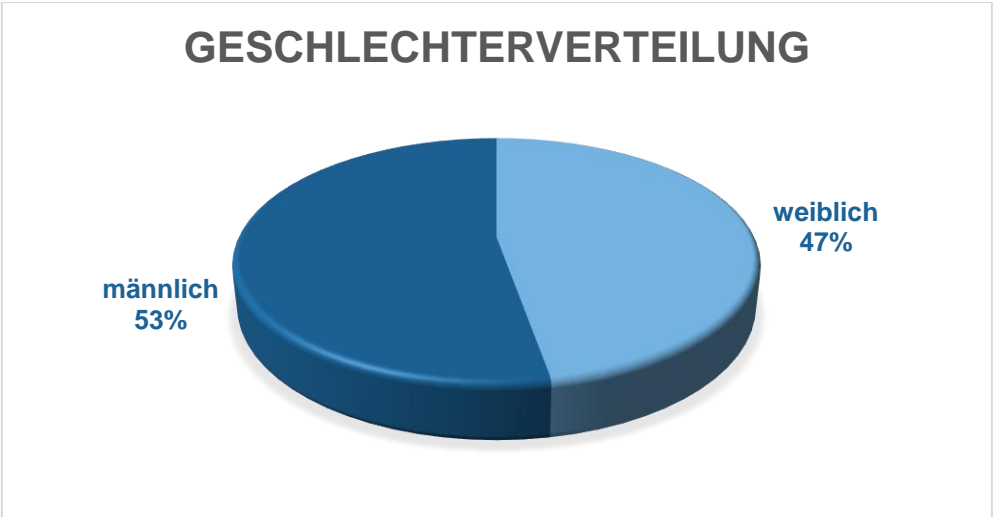


Abbildung 10: Geschlechterverteilung



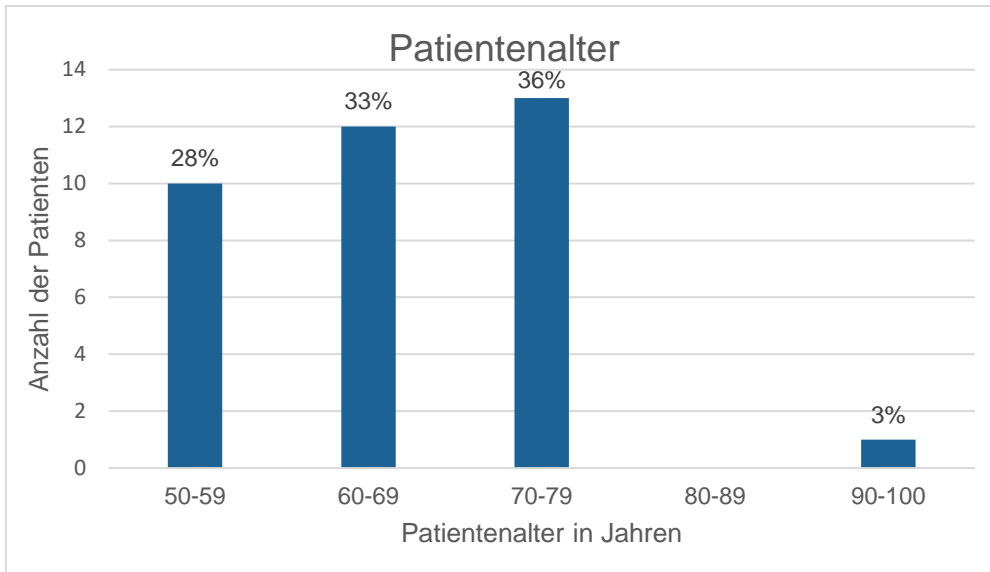


Abbildung 11: Altersverteilung im Patientenkollektiv

### 3.1.2. Postoperative Beweglichkeit

Die Studienteilnehmer erreichten zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung im Schnitt eine maximale Flexion von  $112,2^\circ$  (Standardabweichung  $12,0^\circ$ ) im Kniegelenk. Das schlechteste Ergebnis unter den 36 Patienten war eine maximale Kniebeugung von  $90^\circ$ , das beste von  $135^\circ$ .

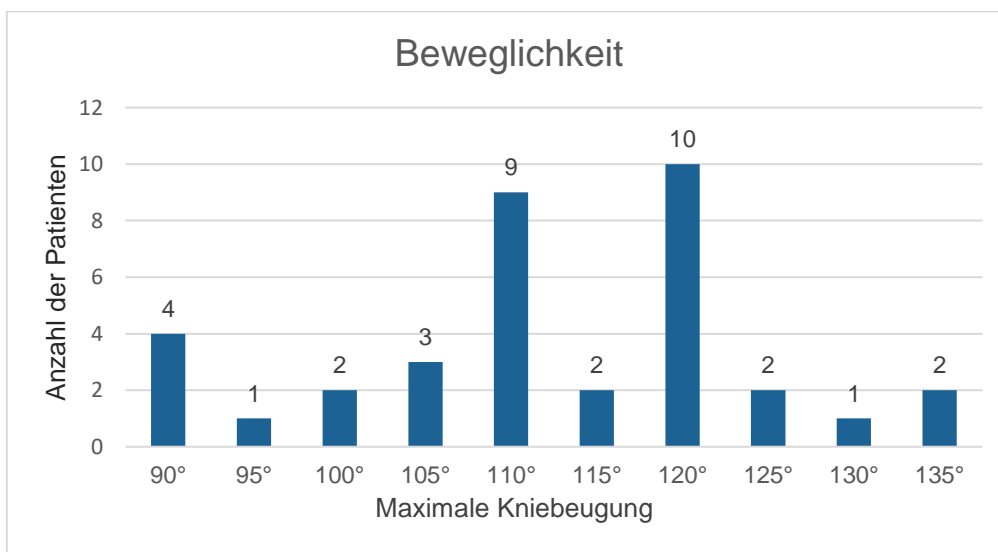


Abbildung 12: Beweglichkeit im Kniegelenk

### 3.1.3. Postoperative Bandstabilität

Bei 34 von 36 Patienten ließen sich postoperativ die Seitenbänder medio-lateral maximal erstgradig ( $\leq 5$  mm) aufklappen. Bei zwei Patientinnen war die Aufklappbarkeit zweitgradig ( $\geq 5$  mm). Eine dieser Patientinnen mit zweitgradiger medio-lateraler Aufklappbarkeit wies zusätzlich noch eine zweitgradige anterior-posteriore Verschieblichkeit auf, wobei die Bänder auf der nicht operierten Gegenseite im gleichen Maß locker waren. Alle anderen untersuchten Kniegelenke waren anterior-posterior erstgradig mobilisierbar.

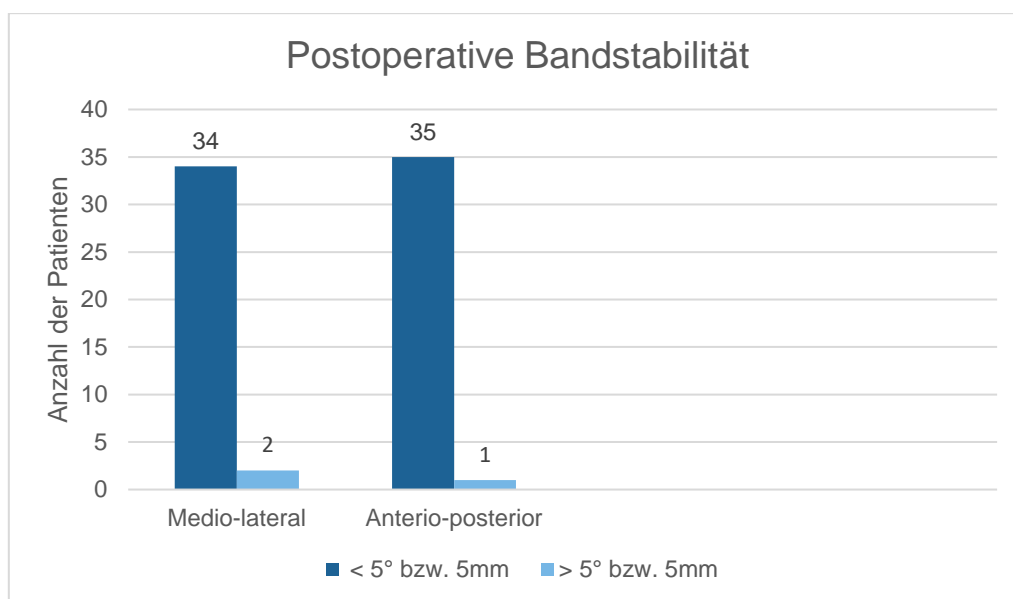


Abbildung 13: Postoperative Bandstabilität

### 3.1.4. Prä- und postoperative Beinachse

Präoperativ wiesen 32 von 36 Patienten (88,9 %) eine Beinachse mit mehr als  $3,0^\circ$  Abweichung auf. Der Mittelwert betrug  $5,6^\circ$  Varus mit einer Standardabweichung von  $6,0^\circ$ . Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung befanden sich 32 von 36 Beinachsen (88,9 %) im Idealbereich bis maximal  $3,0^\circ$  Abweichung, bei den übrigen 4 Studienteilnehmern lag die Achsabweichung bei circa  $4^\circ$ . Der Mittelwert betrug  $0,7^\circ$  Varus mit einer Standardabweichung von  $2,1^\circ$ . Der Unterschied war hoch signifikant mit einem p-Wert von  $<0,001$ .

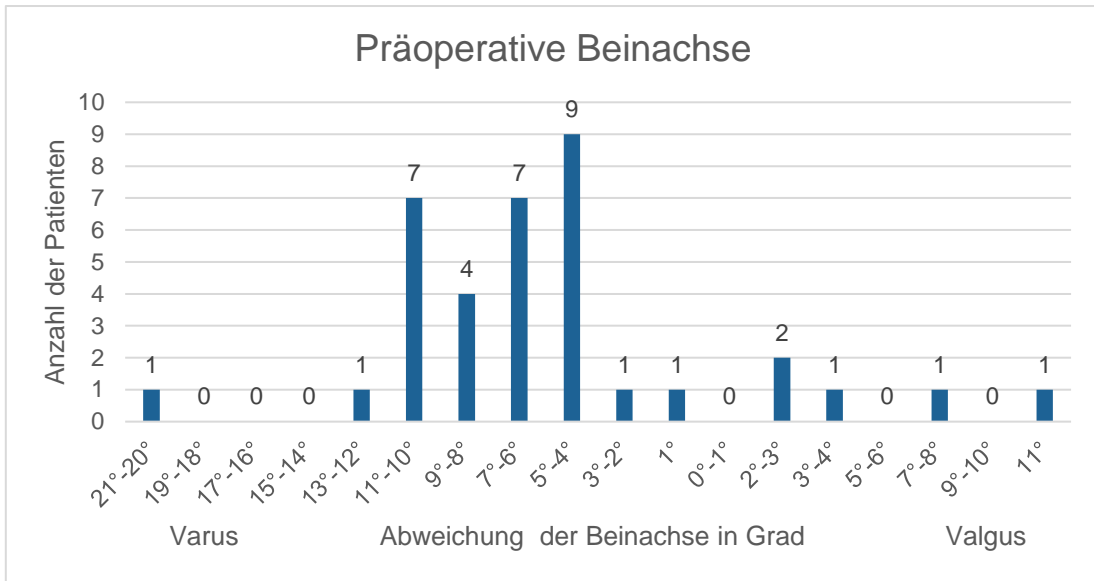


Abbildung 14: Präoperative Beinachse

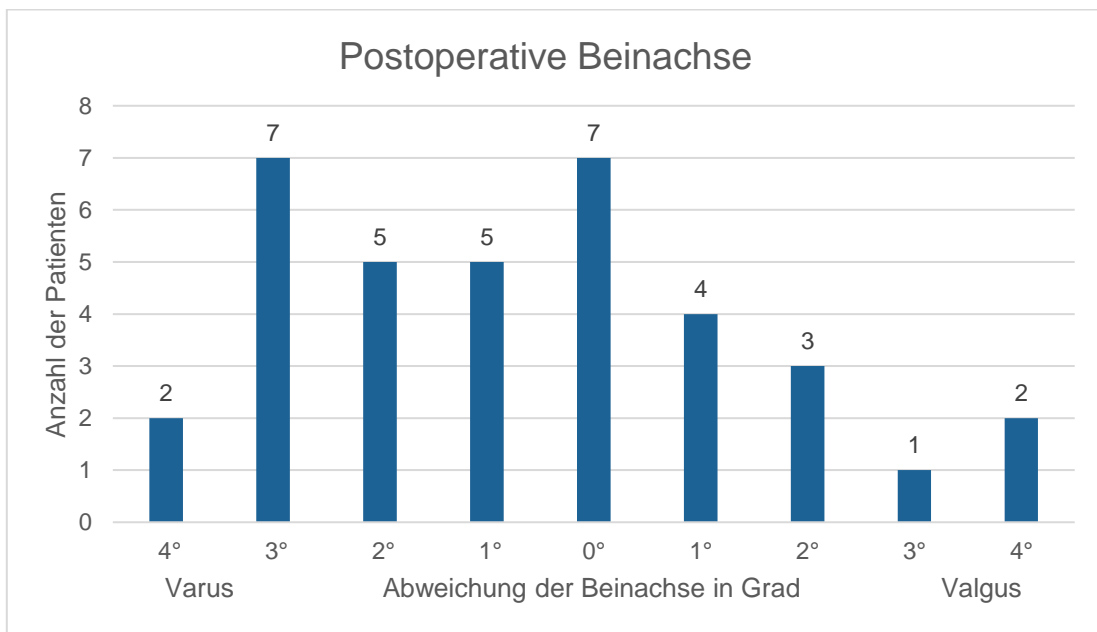


Abbildung 15: Postoperative Beinachse

## 3.2. Patellare Kinematik

### 3.2.1. Intraoperative Messungen

Im Folgenden werden die intraoperativ mittels Navigation gemessenen Werte vorgestellt, welche auch für die Korrelationen verwendet wurden. Aus methodischen Gründen wurden nur Werte zwischen 30° und 90° Beugung erfasst.

#### 3.2.1.1. Patellare Kinematik vor Prothesenimplantation

Während der Flexion blieb die Patella stets nach lateral verschoben. Sie rückte aber mit zunehmender Beugung kontinuierlich nach medial. Während der Shift in 30° Beugung im Schnitt 3,8 mm betrug, waren es bei 90° 2,2 mm. Insgesamt lag der Mittelwert für den Shifts bei 3,1 mm lateral (SD gesamt: 4,9 mm). Der Tilt nahm geringfügig von durchschnittlich 21,9° lateral (30° Flexion) auf 20,5° lateral (90° Flexion) ab. Der Mittelwert lag bei 21,4° lateral (SD gesamt: 11,6°). Die Patella blieb während der Beugung stets lateral rotiert und schwankte zwischen 7,4° bei 30° und 9,6° bei 90°. Im Mittel betrug die Rotation 7,9° lateral (SD gesamt: 12,0°). Die epikondyläre Distanz nahm kontinuierlich von 32,5 mm (30° Flexion) auf 22,3 mm (90° Flexion) ab. Durchschnittlich waren es 27,4 mm (SD gesamt: 5,5 mm).

#### 3.2.1.2. Patellare Kinematik nach Prothesenimplantation

Auch nach der Knieprothesenimplantation blieb die Patella durchgängig nach lateral verschoben und rückte mit zunehmender Beugung nach medial. So betrug der laterale Shift bei 30° durchschnittlich 5,3 mm und bei 90° Flexion 2,9 mm. Damit befanden sich die Kniescheiben postoperativ stets lateraler als präoperativ. Der Unterschied war allerdings nur beim Gesamtwert (hoch) signifikant. Im Schnitt befanden sich die Kniescheiben postoperativ 4,3 mm lateral (SD gesamt: 5,9 mm), präoperativ waren es nur 3,1 mm (SD gesamt: 4,9 mm). Der Tilt nach lateral wurde während der Flexion ebenfalls weniger und nahm von 23,3° bei 30° Beugung auf 17,2° bei 90° Beugung ab. Eine deutliche Abnahme erfolgte ab 45°. Damit waren die Kniescheiben postoperativ im Schnitt bei 30° bis 60° noch lateraler und bei 75° und 90° bereits medialer verkippt als präoperativ. Nur bei 90° war der Unterschied signifikant. Insgesamt betrug der Mittelwert 21,2° (SD gesamt: 11,9°) Die Rotation nach lateral nahm durchgängig von 5,6° bei 30° auf 8,8° bei 90° zu, während präoperativ keine klare Tendenz bestanden hatte. Die Unterschiede waren nicht signifikant. Insgesamt lag der Mittelwert bei 7,5°

lateral (SD gesamt: 12,2°). Die epikondyläre Distanz verringerte sich mit zunehmender Flexion von 31,0 mm auf 21,1 mm und war somit stets signifikant geringer als zuvor. Der Mittelwert betrug postoperativ 25,7 mm (SD gesamt: 6,5 mm) und war hochsignifikant geringer als präoperativ ( $p < 0,01$ ).

	30°	45°	60°	75°	90°	Gesamt
<b>Shift (mm)</b>						
<b>prä</b>	-3,79 (SD 5,21)	-3,69 (SD 5,00)	-3,16 (SD 4,70)	-2,77 (SD 4,78)	-2,17 (SD 4,68)	-3,12 (SD 4,86)
<b>post</b>	-5,26 (SD 6,50)	-5,10 (SD 6,06)	-4,40 (SD 5,91)	-3,79 (SD 5,66)	-2,93 (SD 5,54)	-4,30 (SD 5,94)
<b>p-Wert</b>	0,053	0,052	0,088	0,153	0,266	<b>&lt;0,001</b>
<b>Tilt (°)</b>						
<b>prä</b>	21,89 (SD 11,59)	22,05 (SD 11,53)	21,52 (SD 11,77)	21,05 (SD 11,83)	20,49 (SD 11,94)	21,40 (SD 11,62)
<b>post</b>	23,28 (SD 11,54)	23,63 (SD 11,49)	22,02 (SD 11,85)	19,78 (SD 12,06)	17,16 (SD 12,18)	21,17 (SD 11,94)
<b>p-Wert</b>	0,191	0,103	0,561	0,133	<b>&lt;0,001</b>	0,59
<b>Rot. (°)</b>						
<b>prä</b>	-7,37 (SD 10,90)	-6,85 (SD 12,22)	-8,36 (SD 12,21)	-7,09 (SD 13,30)	-9,64 (SD 11,57)	-7,86 (SD 11,97)
<b>post</b>	-5,57 (SD 12,29)	-6,73 (SD 12,37)	-7,76 (SD 12,43)	-8,38 (SD 12,28)	-8,80 (SD 11,89)	-7,45 (SD 12,17)
<b>p-Wert</b>	0,172	0,850	0,374	0,529	0,206	0,44

Ep. Dist (mm)						
<b>prä</b>	32,51 (SD 5,01)	30,12 (SD 4,25)	27,30 (SD 3,70)	24,79 (SD 3,63)	22,30 (SD 3,75)	27,40 (SD 5,46)
<b>post</b>	30,95 (SD 5,98)	28,14 (SD 5,21)	25,27 (SD 5,24)	22,98 (SD 5,14)	21,06 (SD 5,68)	25,68 (SD 6,46)
<b>p-Wert</b>	<b>0,045</b>	<b>0,003</b>	<b>0,002</b>	<b>0,005</b>	<b>0,049</b>	<b>&lt;0,001</b>

Tabelle 2: Patellare Kinematik (Mittelwerte); Shift: (-) = lateral; Tilt: (-) = medial; Rotation: (-) = lateral; Rot.= Rotation, Ep.Dist = epikondyläre Distanz

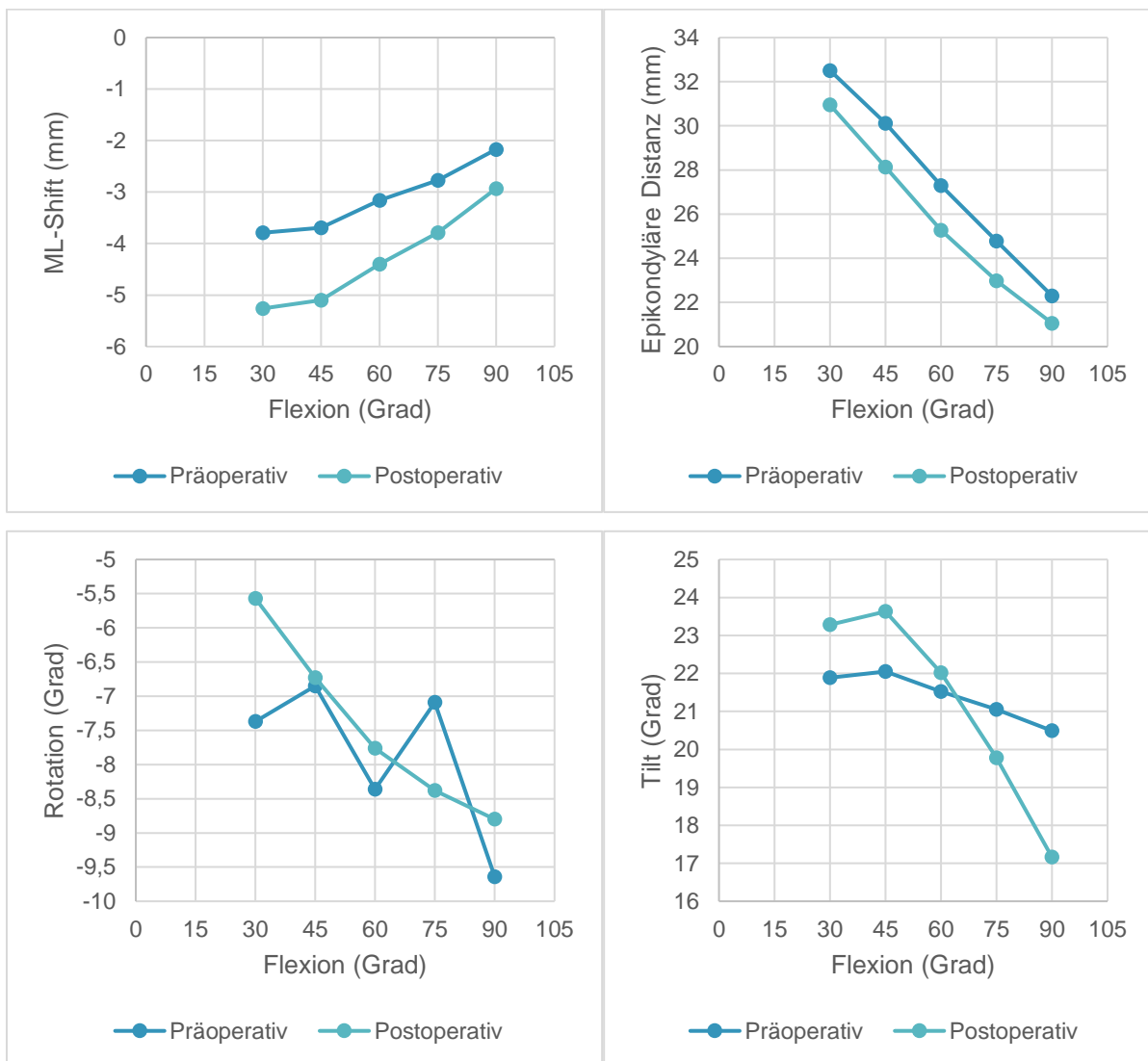


Abbildung 16: Prä- und postoperative patellare Kinematik (Shift: + = medial, - = lateral; Epikondyläre Distanz (mm); Rotation: + = medial, - = lateral; Tilt + = lateral, - = medial)

## 3.2.2. Radiologische Messungen

### 3.2.2.1. Tilt

Auf der axialen Patella-Aufnahme wurde präoperativ durchschnittlich eine Verkippung von  $3,3^\circ$  nach lateral gemessen (Standardabweichung  $5,4^\circ$ ). Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung war die Patella etwas medialer gekippt, im Schnitt  $1,4^\circ$  nach lateral (Standardabweichung  $4,5^\circ$ ). Dieser Unterschied ist signifikant mit einem p-Wert von 0,039. Präoperativ betragen die Maximalwerte  $16,6^\circ$  nach lateral und  $4,9^\circ$  nach medial, postoperativ  $21,7^\circ$  nach lateral und  $4,5^\circ$  nach medial.

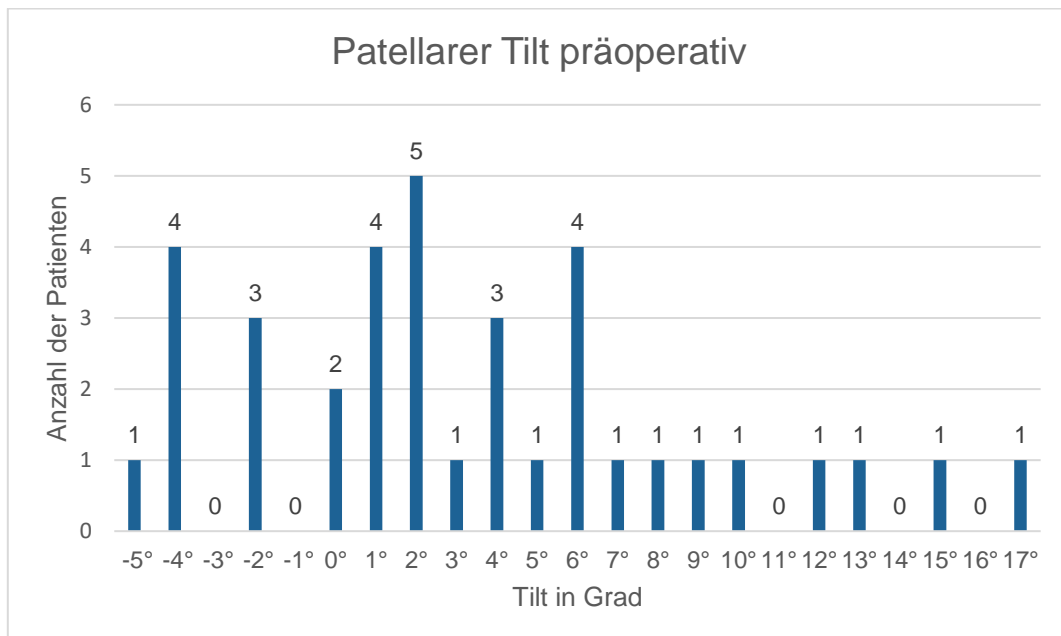


Abbildung 17: Patellarer Tilt präoperativ (-) = medial, (+) = lateral; n=36

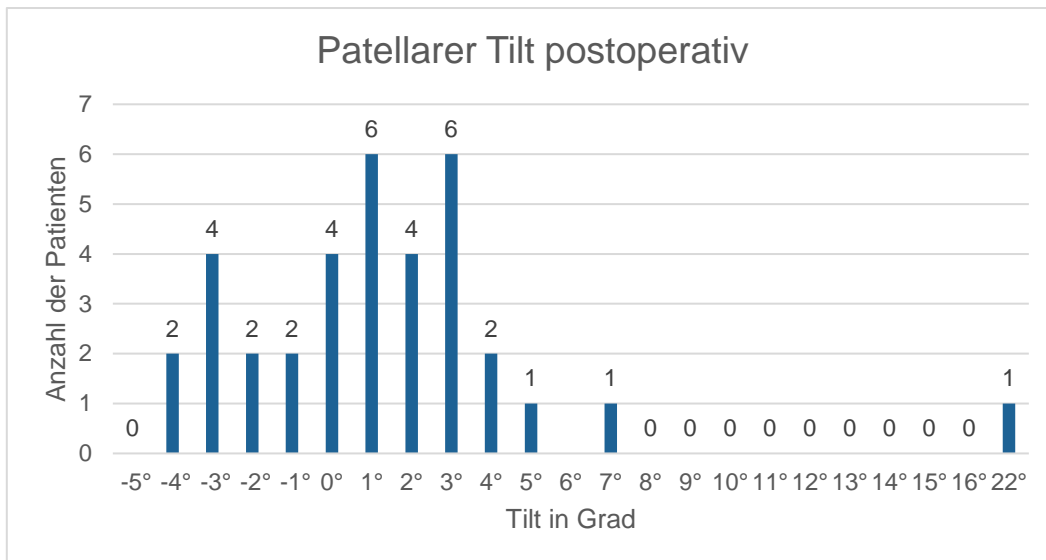


Abbildung 18: Patellarer Tilt postoperativ (-) = medial, (+) = lateral; n=35

### 3.2.2.2. Shift

Präoperativ waren die Kniescheiben im Mittel 4,0 mm nach lateral verschoben (Standardabweichung 4,0 mm), postoperativ waren sie geringfügig lateraler positioniert mit einem Mittelwert von 4,5 mm (Standardabweichung 2,9 mm). Der Unterschied ist nicht signifikant (p-Wert = 0,46). Während präoperativ die Verschiebung nach lateral maximal 14,4 mm und nach medial maximal 3,9 mm betrug, waren es postoperativ maximal 10,9 mm nach lateral und 0,7 mm nach medial.

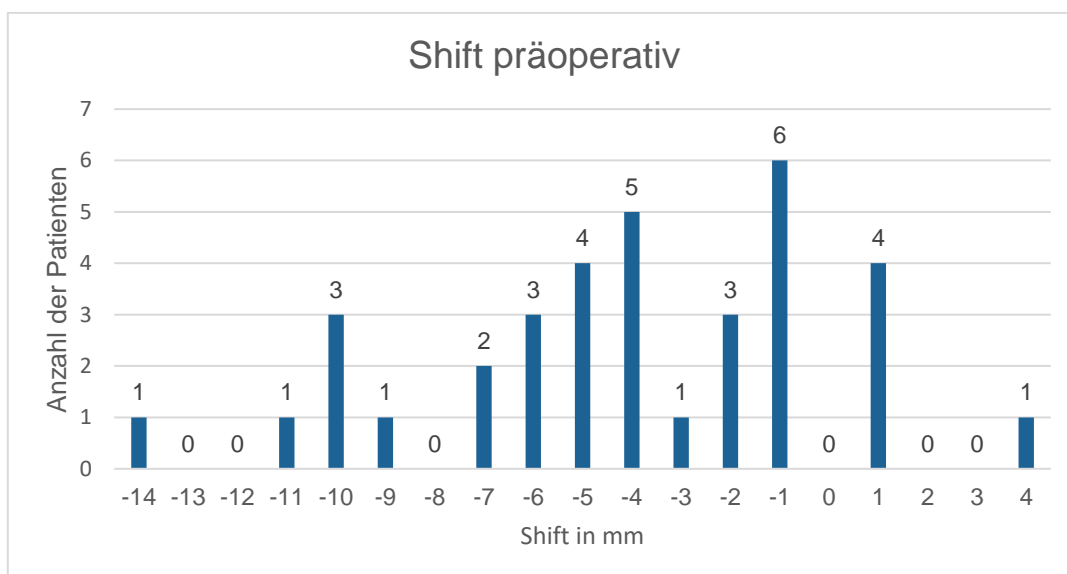


Abbildung 19 Shift präoperativ (-) = lateral, (+) = medial; n=35



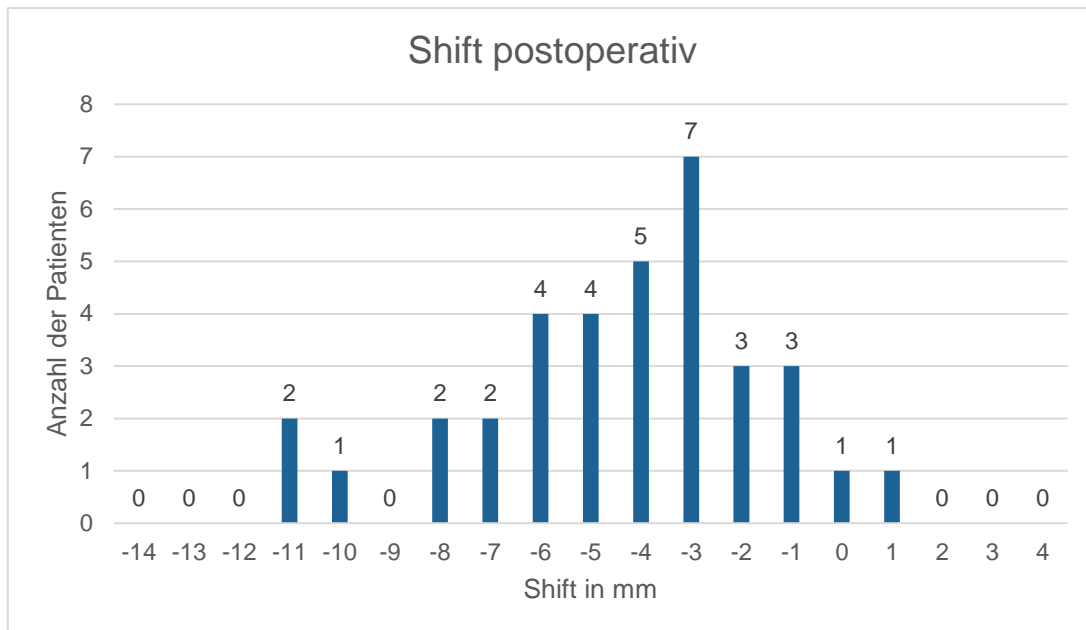


Abbildung 20 Shift postoperativ (-) = lateral, (+) = medial; n=35

### 3.2.3. Vergleich beider Messmethoden

Da die Patella-tangential-Aufnahme bei ca. 45° Beugung erfolgte, werden zum Vergleich die bei 45° mittels Navigation gemessenen Werte herangezogen. Bei allen angegebenen Werten handelt es sich um Mittelwerte. Während sich die Messwerte und die Tendenz beim Shift ähneln, divergieren sie beim Tilt stark.

Der bei 45° navigiert gemessene Tilt lag präoperativ bei 22,1° und postoperativ bei 23,6° lateral. Auf der Patella-tangential Aufnahme wurden vor der Operation 3,3°, nach dem Eingriff 1,4° lateral gemessen. Postoperativ wurde somit während der Flexion mittels Navigation eine Verkippung nach lateral festgestellt, radiologisch hingegen nach medial. Die starke Divergenz der Tilt-Absolutwerte erklärt sich durch die unterschiedliche Referenzierung. Diese erfolgt bei der Navigation anhand der epikondylären Linie, auf den Röntgenaufnahmen hingegen anhand der Femurtrochlea. Der Shift nach lateral nahm postoperativ bei beiden Messmethoden zu. Auf den Röntgenbildern von 4,0 mm auf 4,5 mm und navigiert gemessen von 3,7 mm auf 5,1 mm.

	<b>Präoperativ</b>	<b>Postoperativ</b>	<b>Tendenz</b>
<b>Tilt Navigation 45° (°)</b>	22,05 lateral SD 11,53	23,63 lateral SD 11,49	wird lateraler p = 0,1
<b>Tilt Röntgen (°)</b>	3,28 lateral SD 5,43	1,36 lateral SD 4,54	wird medialer p = 0,04
<b>Shift Navigation 45° (mm)</b>	3,69 lateral SD 5,00	5,10 lateral SD 6,06	wird lateraler p = 0,052
<b>Shift Röntgen (mm)</b>	3,99 lateral SD 3,99	4,50 lateral SD 2,86	wird lateraler p = 0,46

**Tabelle 3: Vergleich beider Messmethoden hinsichtlich der Parameter Shift und Tilt**

### 3.3. Scores und Korrelationen

Die fünf Scores Knee Society Score, WOMAC Score, Feller Score, Kujala Score und Visuelle Analogskala für Schmerzen wurden durchschnittlich 22 Monate postoperativ erhoben. Jeder Score wurde mit den vier kinematischen Parametern Tilt, Shift, Rotation und Epikondyläre Distanz korreliert. Jeder Parameter war zuvor mittels Navigationssystem in fünf Beugegraden (30°, 45°, 60°, 75° und 90°) gemessen worden. In diesen Beugegraden wurden nicht nur die postoperativen Werte, sondern auch die Differenz zwischen prä- und postoperativ für die Korrelationen berücksichtigt. Zudem wurden bei jedem Parameter die Mittelwerte (MW) pro Patienten und alle Messwerte bzw. Differenzen unabhängig vom Flexionsgrad mit den Scores korreliert. Somit erfolgten pro Score 56 Korrelation anhand der Messung mittels Navigationssystem. (siehe Abbildung 21) Dazu kamen noch die sechs Korrelationen der radiologischen Messungen von prä- und postoperativer Tilt und Shift und deren Differenzwerten mit den Scores. Zur Bestimmung der linearen Regression wurden der Korrelationskoeffizient  $r$  nach Pearson, der  $p$ -Wert und das Bestimmtheitsmaß  $R^2$  verwendet.

Zur besseren graphischen Darstellung wurden Streudiagramme angefertigt. Bei beiden Messmethoden pro kinematische Parameter je eines für die postoperativen

Werte und eines für die Differenzwerte. Da radiologisch nur Tilt und Shift gemessen wurden, wurden 12 Streudiagramme pro Score erstellt. Das Bestimmtheitsmaß  $R^2$  in diesen Diagrammen bezieht sich stets auf die gesamte Punktwolke.

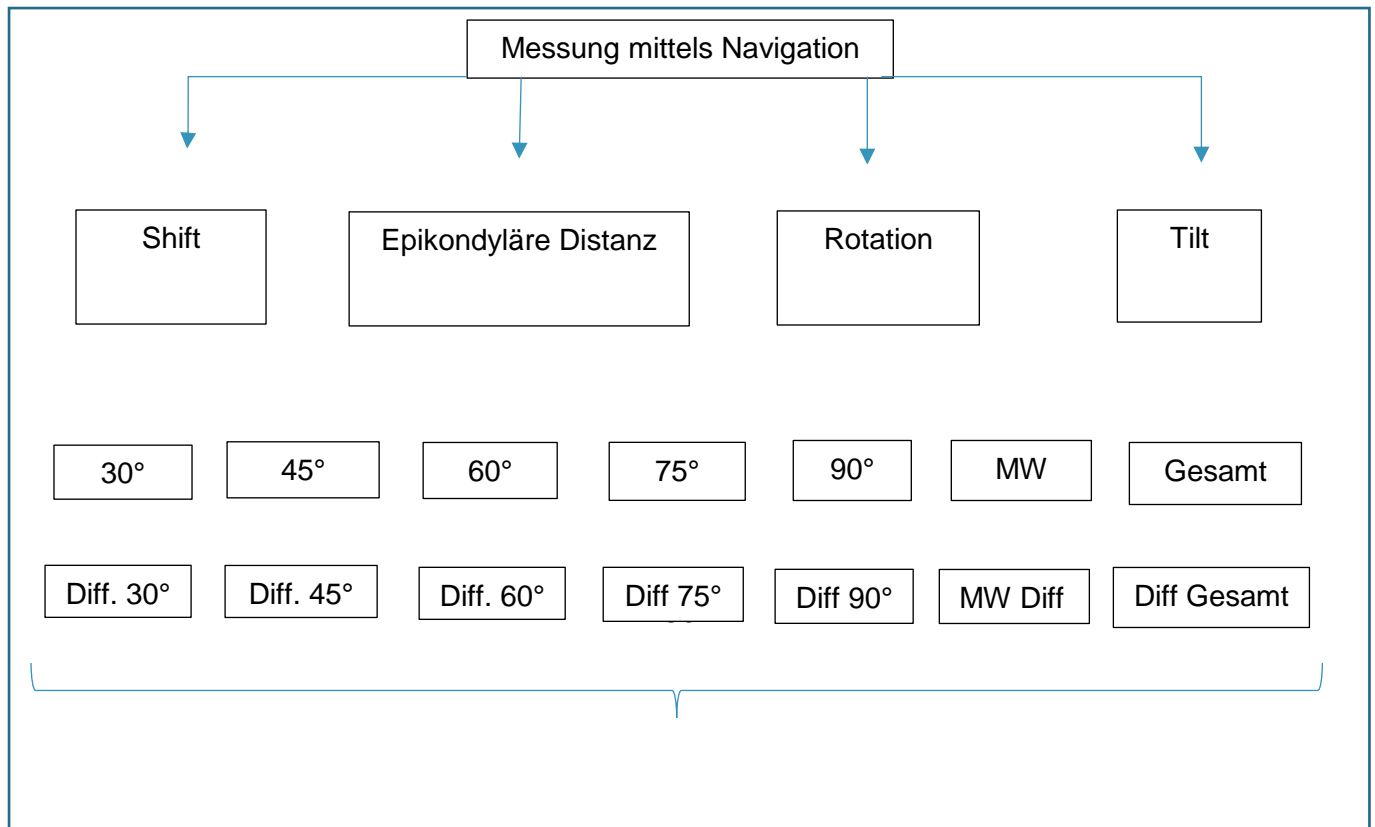


Abbildung 21: Darstellung der mittels Navigation gemessenen und zur Korrelation verwendeten Werte

### 3.3.1. Knee Society Score

Im Knee Society Score erreichten die Patienten im Mittel 165,0 von 200 Punkten (Standardabweichung 27,5 Punkte). Das sind 82,5 % der Maximalpunktzahl. Das schlechteste Gesamtergebnis betrug 105 Punkte, das beste 199 Punkte. Dabei erzielten die Patienten im vom übrigen Gesundheitszustand des Patienten unabhängigen Knee Society Knee Score im Schnitt 84,3 von 100 Punkten (Standardabweichung 15,6 Punkte) und im Knee Society Function Score, dem zweiten Bestandteil des Gesamtscores, 81,1 von 100 Punkten (Standardabweichung 17,0 Punkte).

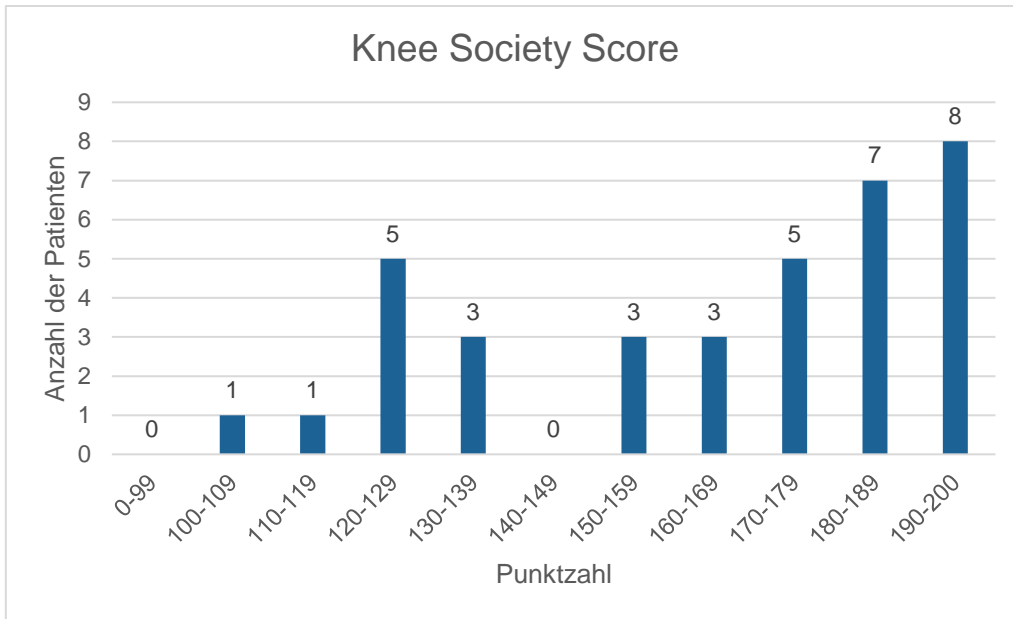


Abbildung 22: Knee Society Score

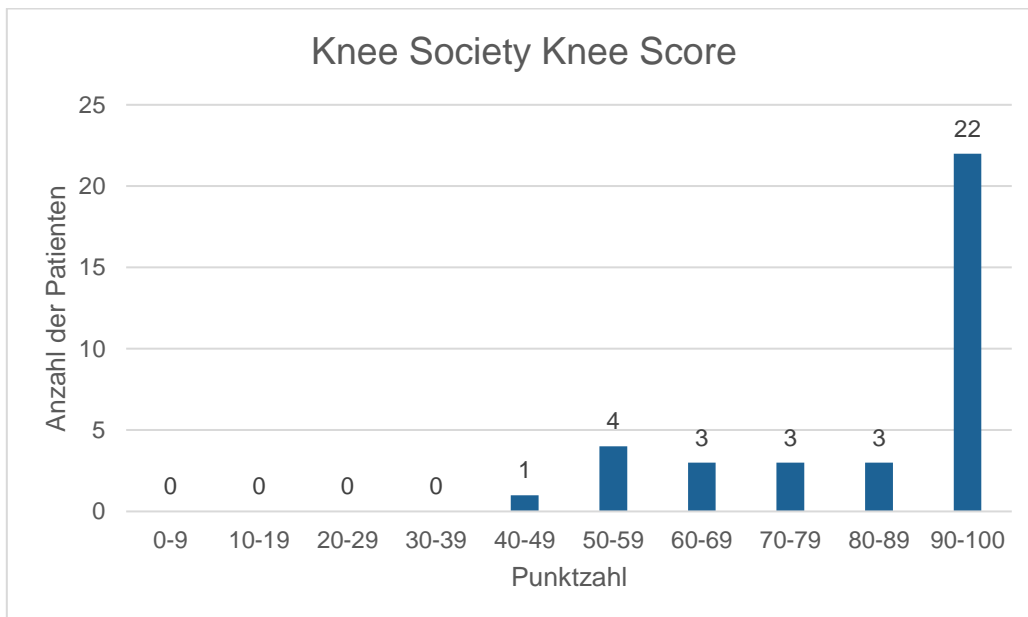


Abbildung 23: Knee Society Knee Score

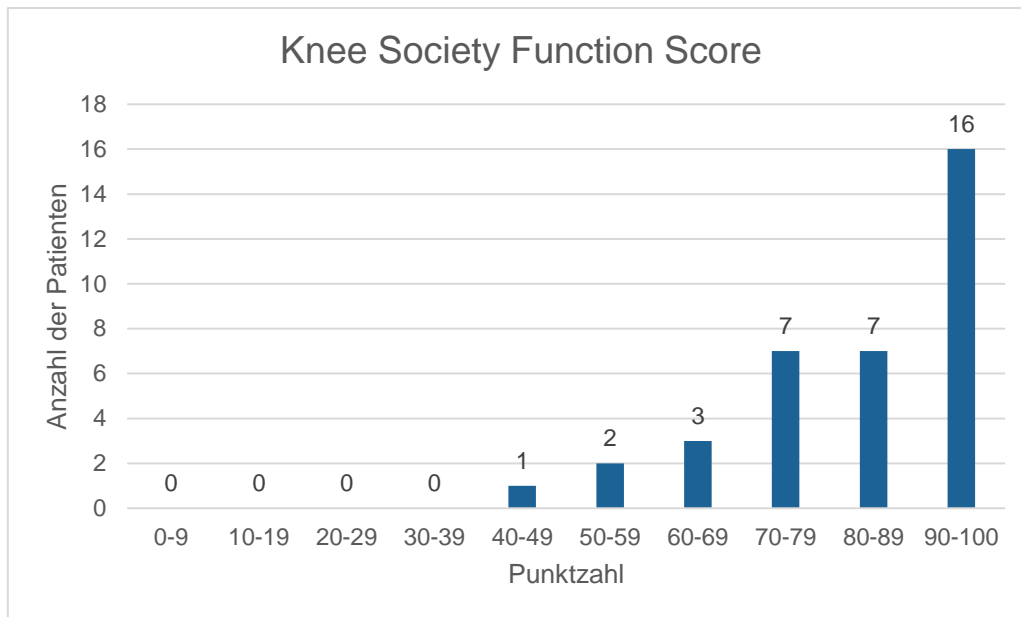


Abbildung 24: Knee Society Function Score

In der linearen Regressionsanalyse zeigten sich 4 von 62 Korrelationen zwischen dem Knee Society Score und den kinematischen Parametern statistisch signifikant. Ein stärkerer Shift nach medial war postoperativ bei beiden Messmethoden mit etwas besseren Ergebnissen verknüpft. So brachte die Korrelation aller postoperativen Shift-Werte, die mittels Navigation gemessen worden waren, mit dem KSS einen Korrelationskoeffizient nach Pearson  $r = 0,234$  und ein Bestimmtheitsmaß  $R^2 = 0,055$  bei einem p-Wert von 0,002 hervor. Der Zusammenhang ist somit hoch signifikant aber gering. Für die radiologisch gemessenen postoperativen Shift-Werte ergab sich ein  $r = 0,41$ , ein  $R^2 = 0,17$  und ein p-Wert von 0,014. Dieser Zusammenhang ist signifikant und als mittelgradig anzusehen. Des Weiteren korreliert insgesamt eine medialere Rotation in geringem Maße mit besseren Score-Ergebnissen postoperativ ( $r = 0,169$ ,  $R^2 = 0,029$ , p-Wert = 0,023). Ebenso zeigt eine im Vergleich zu präoperativ geringere epikondyläre Distanz eine geringfügig positive Korrelation mit besseren KSS Ergebnissen. ( $r = 0,147$ ,  $R^2 = 0,022$ , p-Wert = 0,049)

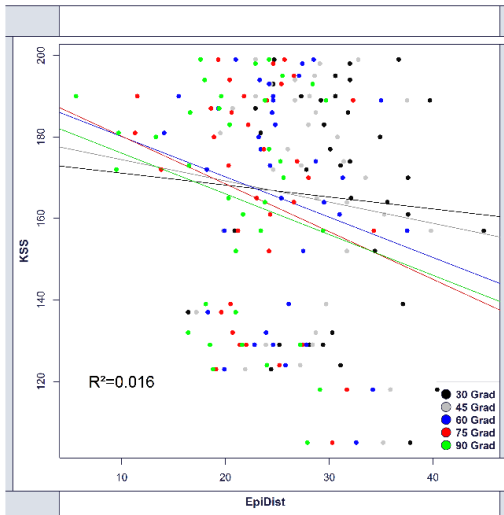


Abbildung 25: KSS Epi. Dist. postoperativ

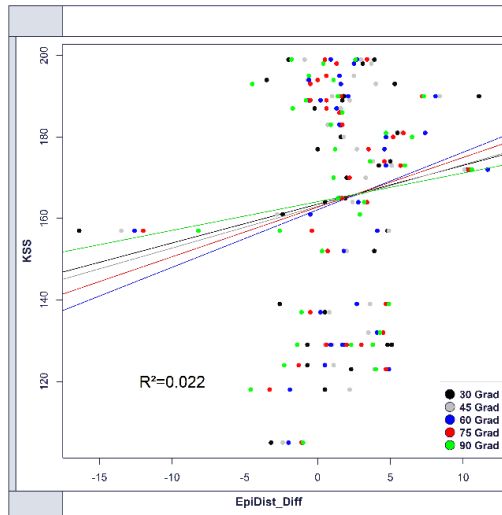


Abbildung 26: KSS Epi. Dist. Diff. (+ = Abnahme d. Distanz)

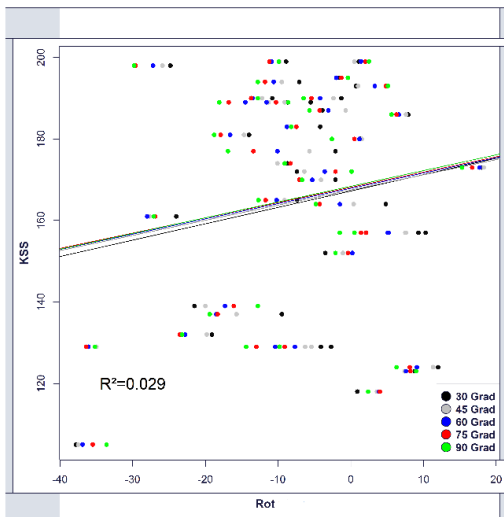


Abbildung 27: KSS Rotation postoperativ (+ = medial)

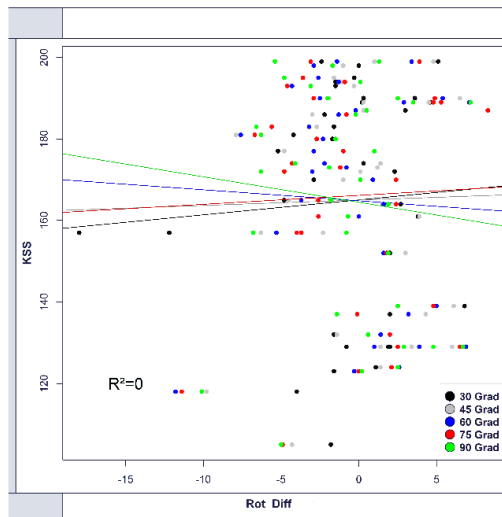


Abbildung 28: KSS Rotation Diff. (+ = Zunahme nach lateral)

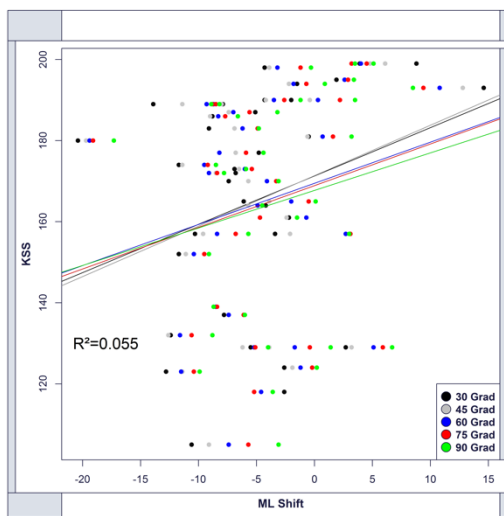


Abbildung 29: KSS Shift postoperativ (+ = medial)

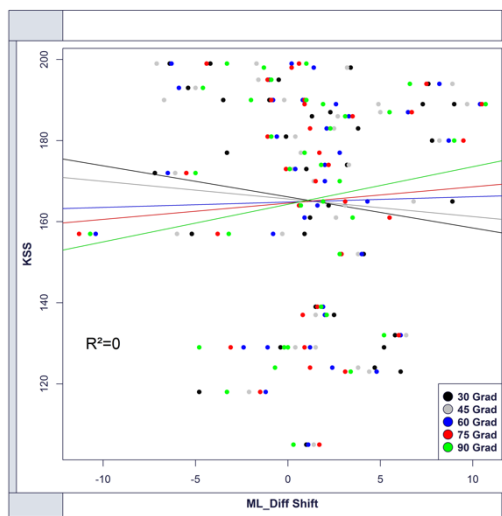


Abbildung 30: KSS Shift Diff. (+ = Zunahme nach lateral)

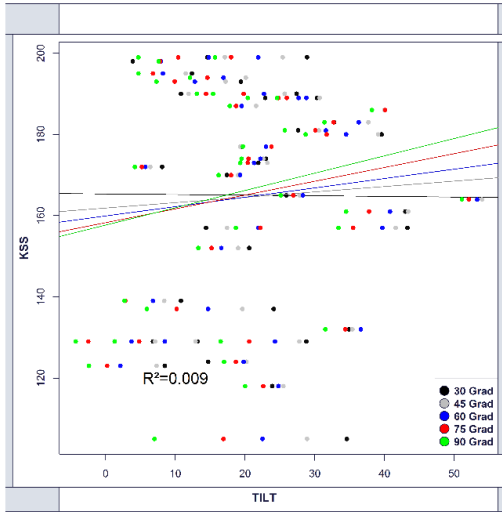


Abbildung 31: KSS Tilt postoperativ (+ = lateral)

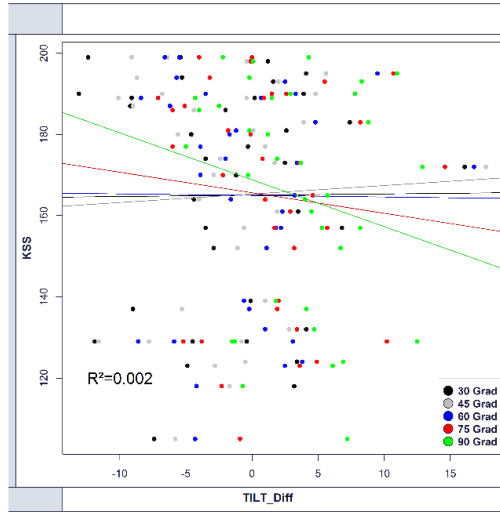


Abbildung 32: KSS Tilt Diff. (+ = Zunahme nach medial)

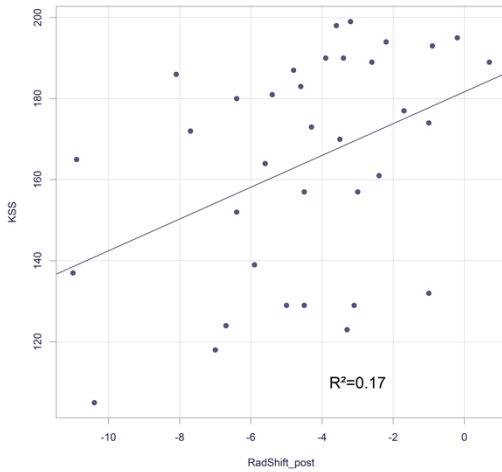


Abbildung 33: KSS Rad. Shift postoperativ (+ = medial)

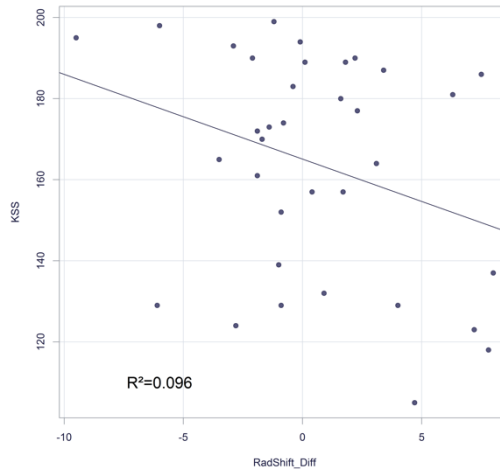


Abbildung 34: KSS Rad. Shift Diff. (+ = Zunahme nach medial)

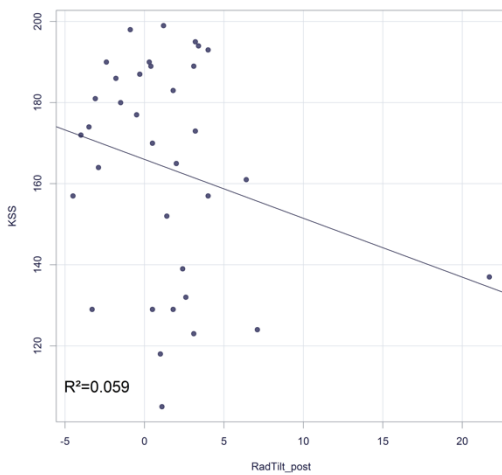


Abbildung 35: KSS Rad. Tilt postoperativ (+ = lateral)

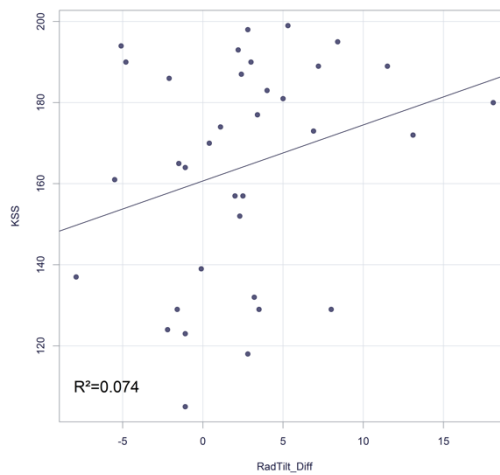


Abbildung 36: KSS Rad. Tilt Diff. (+ = Zunahme nach medial)

## Wertetabelle Navigation Knee Society Score

	Shift			Epikond. Distanz			Rotation			Tilt		
	Korrelation nach Pearson	p-Wert	n	Korrelation nach Pearson	p-Wert	n	Korrelation nach Pearson	p-Wert	N	Korrelation nach Pearson	p-Wert	n
30°	0,282	0,096	36	-0,064	0,712	36	0,180	0,294	36	-0,006	0,971	36
45°	0,274	0,105	36	-0,099	0,566	36	0,167	0,329	36	0,055	0,749	36
60°	0,218	0,201	36	-0,189	0,270	36	0,169	0,323	36	0,099	0,564	36
75°	0,212	0,215	36	-0,219	0,200	36	0,167	0,330	36	0,149	0,386	36
90°	0,187	0,276	36	-0,207	0,227	36	0,167	0,331	36	0,189	0,270	36
MW Patient	0,241	0,156	36	-0,170	0,322	36	0,172	0,315	36	0,101	0,557	36
Gesamt	<b>0,234**</b>	<b>0,002</b>	180	-0,128	0,087	180	<b>0,169*</b>	<b>0,023</b>	180	0,097	0,196	180
Diff 30°	-0,123	0,476	36	0,156	0,364	36	-0,004	0,981	36	0,007	0,966	36
Diff 45°	-0,066	0,700	36	0,137	0,424	36	0,019	0,914	36	0,043	0,802	36
Diff 60°	0,020	0,907	36	0,191	0,264	36	-0,039	0,819	36	-0,007	0,967	36
Diff 75°	0,062	0,721	36	0,160	0,351	36	-0,199	0,244	36	-0,091	0,598	36
Diff 90°	0,137	0,427	36	0,094	0,586	36	-0,089	0,605	36	-0,196	0,252	36
MW Diff Patient	0,004	0,982	36	0,161	0,349	36	-0,123	0,476	36	-0,046	0,788	36
Diff Gesamt	0,004	0,960	180	<b>0,147*</b>	<b>0,049</b>	180	-0,001	0,992	178	-0,039	0,602	180

Tabelle 4: Korrelation nach Pearson des Knee Society Scores mit den mittels Navigation gemessenen Werten. Diff=Differenz, MW= Mittelwert; \*. Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig) signifikant; \*\*. Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

## Wertetabelle Radiologie

	Korrelation nach Pearson	p-Wert	N
Tilt präoperativ	0,021	0,903	36
Tilt postoperativ	-0,242	0,161	35
Tilt Differenz	0,272	0,115	35
Shift präoperativ	-0,019	0,916	35
Shift postoperativ	<b>0,412*</b>	<b>0,014</b>	35
Shift Differenz	-0,310	0,070	35

Tabelle 5: Korrelation nach Pearson des Knee Society Scores mit den radiologisch ermittelten Werten



### 3.3.2. WOMAC Score

Im WOMAC Score erzielte das Studienkollektiv im Schnitt 17,3 Punkte (Standardabweichung 18,5). Der Median lag bei 9 Punkten. In diesem Score bedeuten 0 Punkte das bestmögliche und 96 Punkte das schlechtestmögliche Abschneiden, wenn die 5-stufige Likert-Skala (0 – 4) für die 24 Fragen verwendet wird.

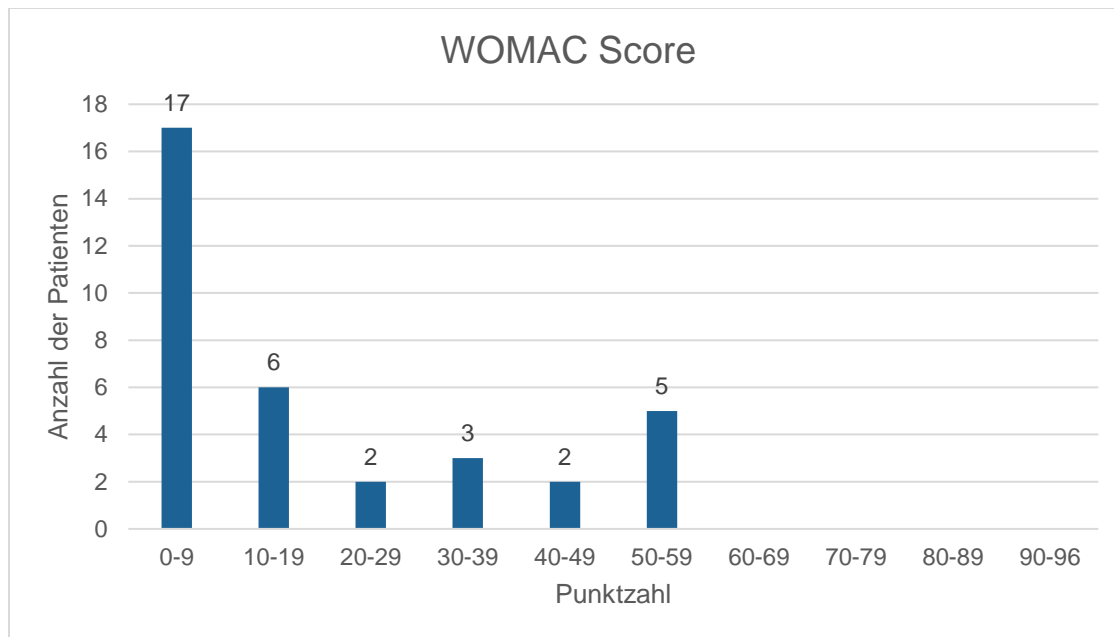


Abbildung 37: WOMAC Score

Von den 62 Korrelation wiesen drei einen statistisch signifikanten Zusammenhang auf. Die Korrelation aller navigiert gemessenen postoperativen Shift-Werte mit dem WOMAC Score ergab einen Korrelationskoeffizienten nach Pearson  $r = -0,269$ , ein Bestimmtheitsmaß  $R^2 = 0,072$  und einen hoch signifikanten p-Wert von  $< 0,001$ . Das bedeutet, dass ein medialerer postoperativer Shift in geringem Maße mit niedrigeren Punktwerten im WOMAC Score und somit einem besseren Abschneiden korreliert. Ferner hing eine größere epikondyläre Distanz statistisch hoch signifikant ( $p = 0,001$ ) mit einem schlechteren Abschneiden im WOMAC Score zusammen. Der Korrelationskoeffizient nach Pearson lag dabei bei einem niedrigen Wert von  $r = 0,248$  und das Bestimmtheitsmaß bei  $R^2 = 0,062$ . Eine im Vergleich zu präoperativ abnehmende epikondyläre Distanz korrelierte insgesamt statistisch hoch signifikant (p-Wert =  $0,006$ ) mit einem guten Abschneiden im WOMAC Score. Der Korrelationskoeffizient betrug allerdings lediglich  $r = -0,206$  und das Bestimmtheitsmaß  $R^2 = 0,042$ .

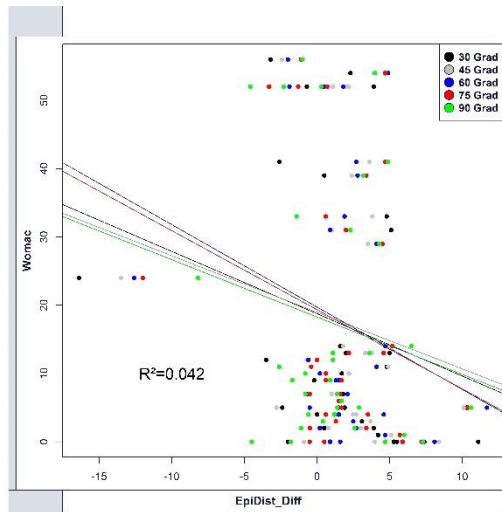
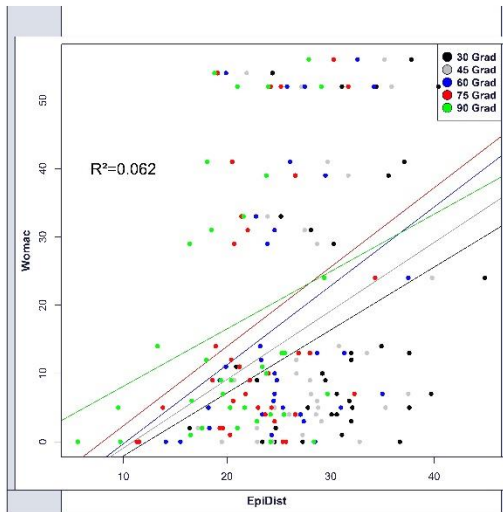


Abbildung 38: WOMAC Epi. Dist. postoperativ (in mm)    Abbildung 39: WOMAC Epi.Dist. Diff. (+= Abnahme der Epi. Dist)

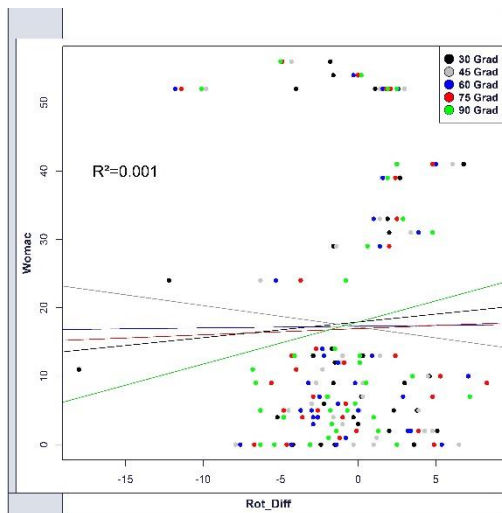
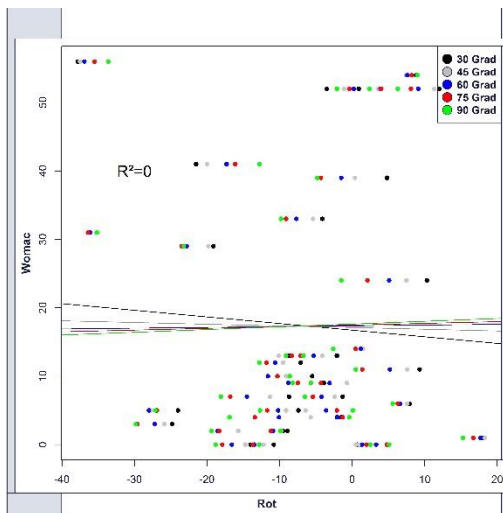


Abbildung 40: WOMAC Rotation (+= medial)    Abbildung 41: WOMAC Rotation Diff. (+= Zunahme nach lateral)

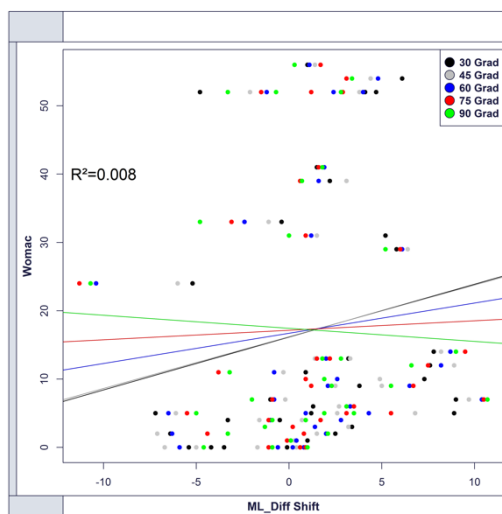
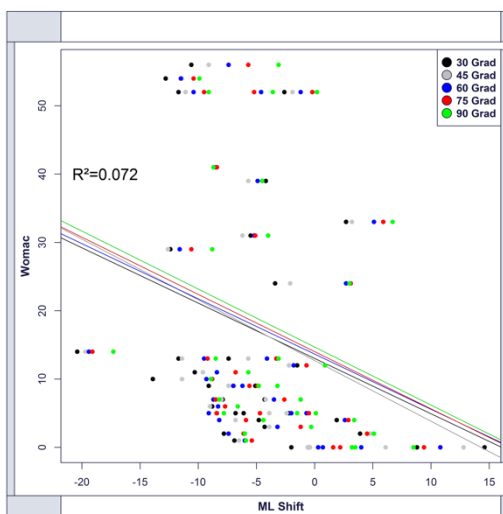


Abbildung 42: WOMAC Shift postoperativ (+= medial)    Abbildung 43: WOMAC Shift Diff. (+= Zunahme nach lateral)

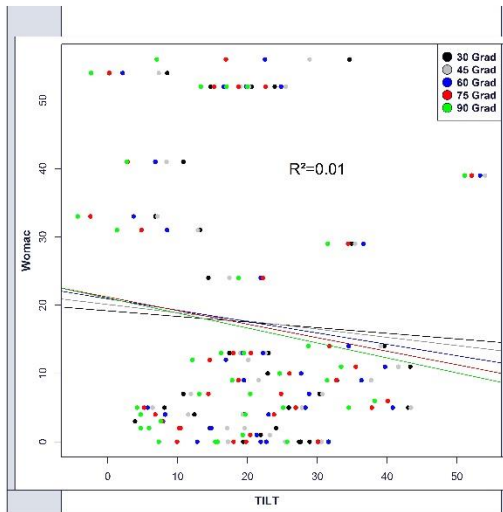


Abbildung 44: WOMAC Tilt postoperativ (+=lateral)

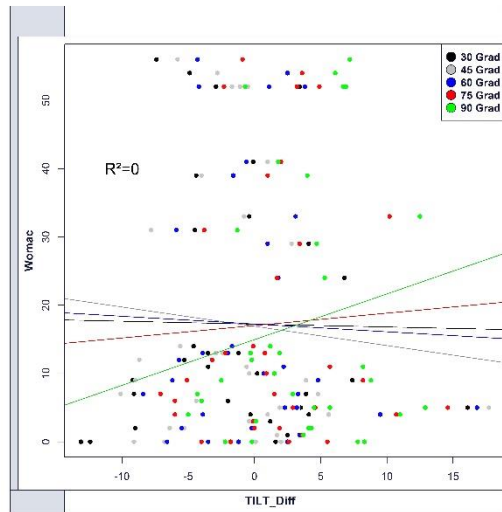


Abbildung 45: WOMAC Tilt Differenz (+=Zunahme nach medial)

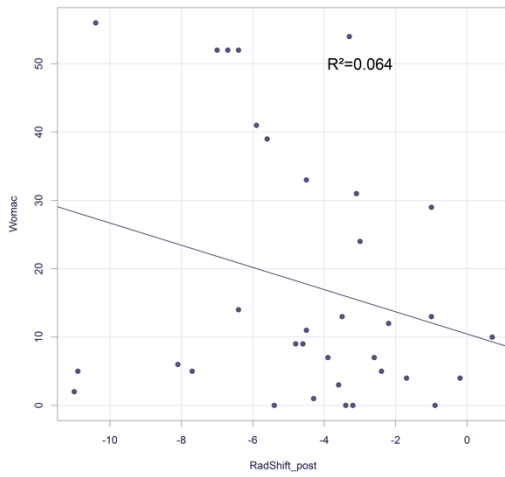


Abbildung 46: Rad. Shift postoperativ (+=medial)

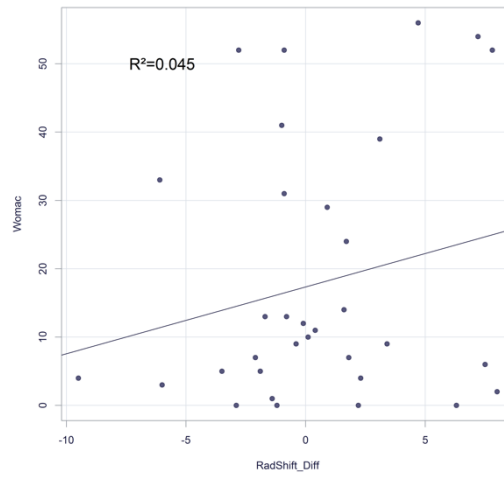


Abbildung 47: Rad. Shift Differenz (+=Zunahme nach medial)

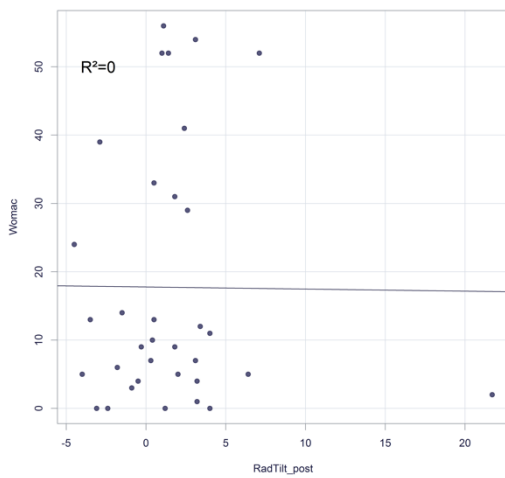


Abbildung 48: Rad. Tilt postoperativ (+=lateral)

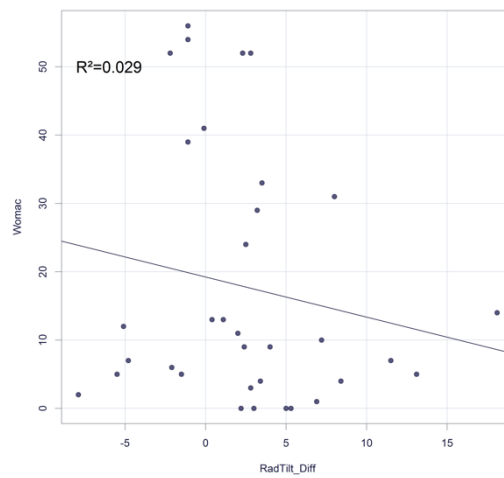


Abbildung 49: Rad. Tilt Diff. (+=Zunahme nach medial)

	Shift			Epikond. Distanz			Rotation			Tilt		
	Korrelation nach Pearson	p-Wert	n	Korrelation nach Pearson	p- Wert	n	Korrelation nach Pearson	p- Wert	n	Korrelation nach Pearson	p- Wert	n
<b>30°</b>	-0,288	0,093	35	0,301	0,079	35	-0,065	0,710	35	-0,052	0,767	35
<b>45°</b>	-0,294	0,086	35	0,286	0,096	35	-0,017	0,925	35	-0,076	0,666	35
<b>60°</b>	-0,261	0,131	35	0,330	0,053	35	0,008	0,964	35	-0,108	0,537	35
<b>75°</b>	-0,258	0,135	35	0,323	0,058	35	0,016	0,926	35	-0,131	0,454	35
<b>90°</b>	-0,255	0,139	35	0,257	0,137	35	0,026	0,882	35	-0,146	0,403	35
<b>MW Patient</b>	-0,277	0,107	35	0,330	0,053	35	-0,007	0,970	35	-0,106	0,546	35
<b>Gesamt</b>	<b>0,269**</b>	<b>&lt; 0,001</b>	175	<b>0,248**</b>	<b>0,001</b>	175	-0,007	0,932	175	-0,101	0,182	175
<b>Diff 30°</b>	0,186	0,285	35	-0,224	0,196	35	0,157	0,368	35	-0,014	0,937	35
<b>Diff 45°</b>	0,174	0,316	35	-0,167	0,337	35	-0,064	0,717	35	-0,083	0,633	35
<b>Diff 60°</b>	0,102	0,559	35	-0,246	0,155	35	0,005	0,976	35	-0,031	0,861	35
<b>Diff 75°</b>	0,032	0,855	35	-0,229	0,187	35	0,128	0,464	35	0,048	0,785	35
<b>Diff 90°</b>	-0,042	0,809	35	-0,167	0,336	35	0,125	0,475	35	0,168	0,334	35
<b>MW Diff Patient</b>	0,098	0,577	35	-0,224	0,195	35	0,130	0,456	35	0,014	0,937	35
<b>Diff Gesamt</b>	0,092	0,225	175	<b>0,206**</b>	<b>0,006</b>	175	0,030	0,697	173	0,012	0,879	175

Tabelle 6: Korrelation nach Pearson des WOMAC Scores mit den mittels Navigation gemessenen Werten.

	Korrelation nach Pearson	p-Wert	N
<b>Tilt präoperativ</b>	-0,086	0,623	35
<b>Tilt postoperativ</b>	-0,008	0,966	34
<b>Tilt Differenz</b>	-0,170	0,337	34
<b>Shift präoperativ</b>	0,032	0,857	34
<b>Shift postoperativ</b>	-0,253	0,148	34
<b>Shift Differenz</b>	0,213	0,226	34

Tabelle 7: Korrelation nach Pearson des WOMAC Scores mit den radiologisch ermittelten Werten

### 3.3.3. Feller Score

Im Mittel erreichten die Studienteilnehmer 22,8 Punkte (Standardabweichung 7,5 Punkte) von maximal 30 Punkten im Feller Score. Je höher die Punktzahl, desto besser das Ergebnis. Das beste Ergebnis betrug 30 Punkte, das schlechteste 5. Die Hälfte der Patienten erzielte 26 Punkte oder mehr.

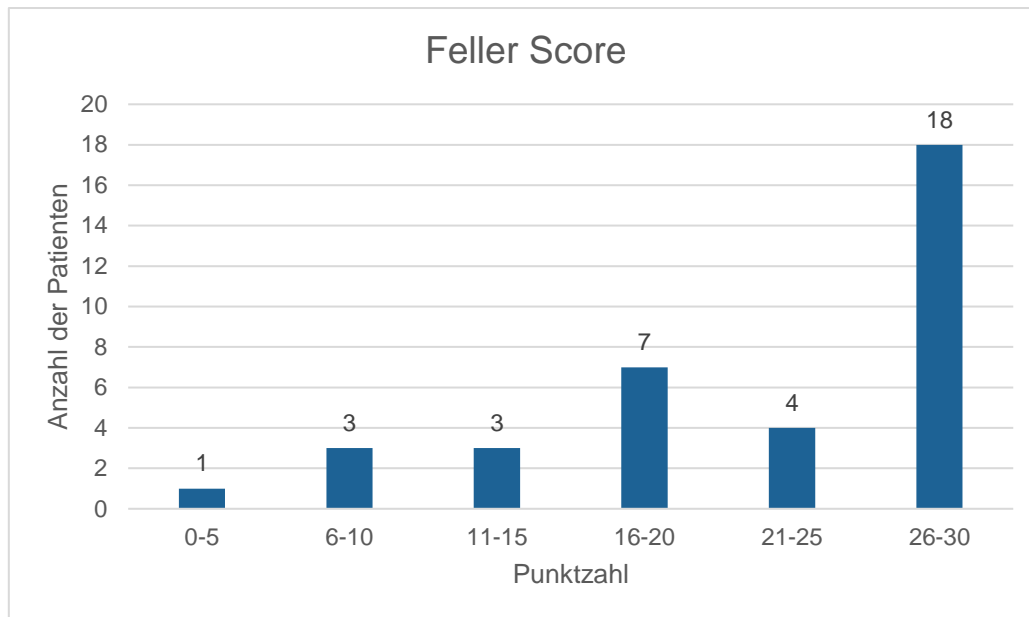


Abbildung 50: Feller Score

Vier Korrelationen zwischen Feller Score und kinematischen Parametern waren statistisch signifikant. Zwischen allen Shift-Werten und dem Score ergab sich ein niedriger Korrelationskoeffizient nach Pearson von  $r = 0,257$  und ein Bestimmtheitsmaß  $R^2$  von  $0,066$  bei einem hoch signifikanten  $p$ -Wert  $< 0,001$ . Das heißt ein medialerer Shift geht in geringem Maße mit höheren Werten im Feller Score einher. Eine größere epikondyläre Distanz hingegen korreliert bei Betrachtung aller Werte hoch signifikant ( $p = 0,004$ ) mit einem etwas schlechteren Abschneiden im Feller Score ( $r = -0,213$ ;  $R^2 = 0,045$ ). Ebenso korreliert insgesamt betrachtet eine Abnahme der epikondylären Distanz im Vergleich zwischen prä- und postoperativ hoch signifikant ( $p = 0,007$ ) mit besseren Ergebnissen als eine Zunahme ( $r = 0,201$ ,  $R^2 = 0,04$ ). Auch eine Korrelation aller Rotationswerte mit dem Feller Score zeigte signifikant ( $p = 0,03$ ) bessere Ergebnisse bei einer medialeren Rotation ( $r = 0,162$ ;  $R^2 = 0,026$ ).

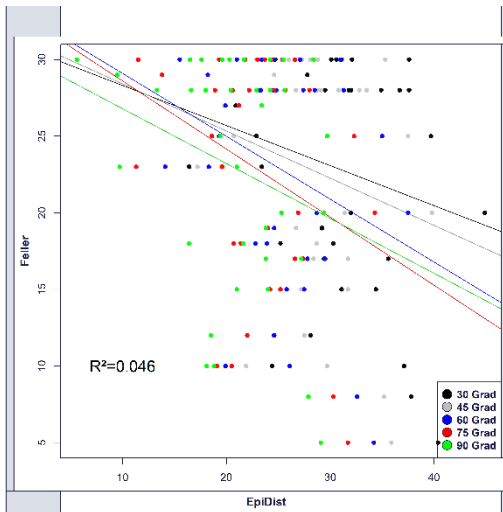


Abbildung 51: Feller Epi. Dist. postoperativ (in mm)

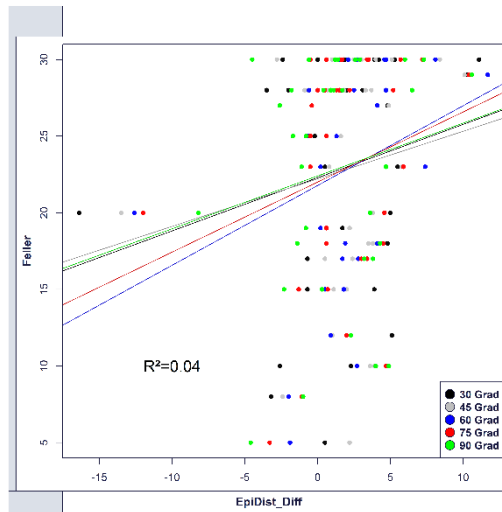


Abbildung 52: Feller Epi.Dist. Diff. (+= Abnahme der Epi. Dist)

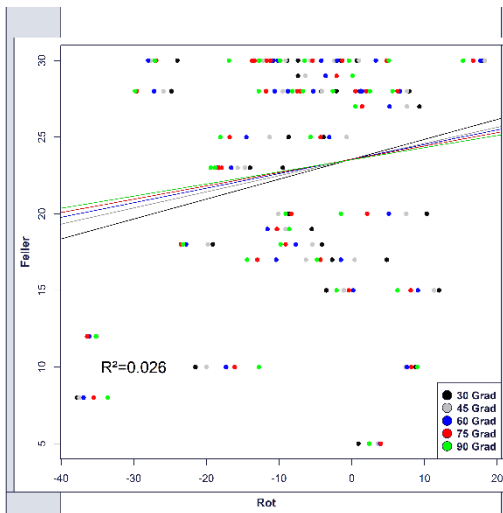


Abbildung 53: Feller Rot. (+= medial)

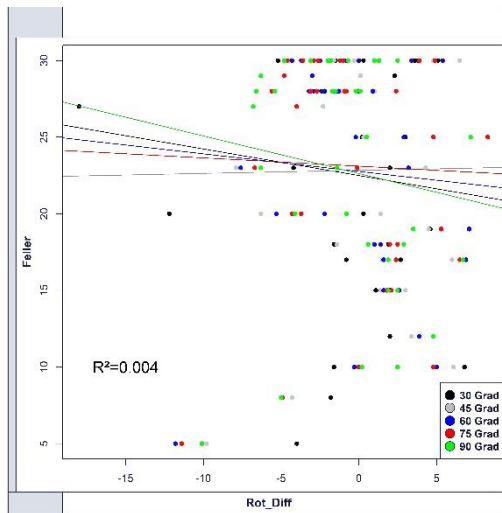


Abbildung 54: Feller Rot. Diff. (+= Zunahme nach lateral)

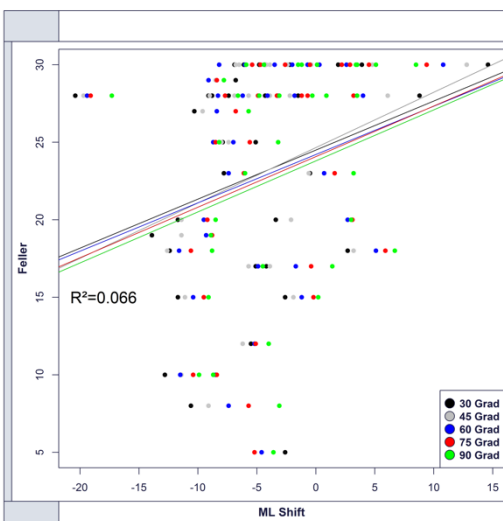


Abbildung 55: Feller Shift postoperativ (+= medial)

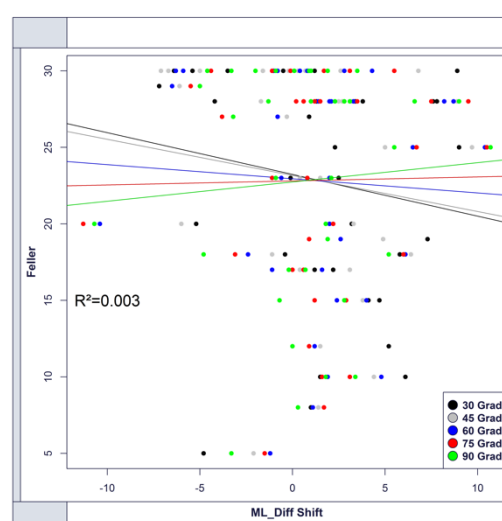


Abbildung 56: Feller Shift Diff. (+= Zunahme nach lateral)

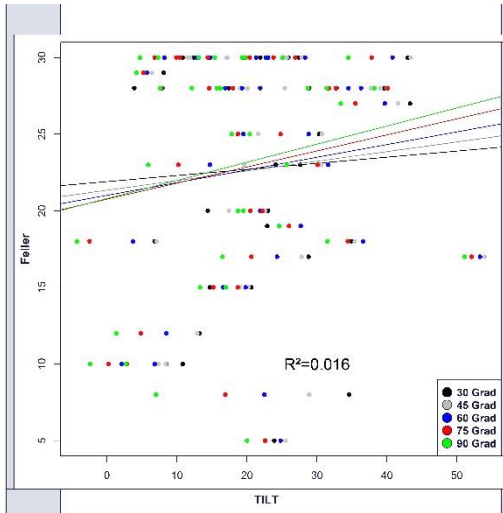


Abbildung 57: Feller Tilt postoperativ (+=lateral)

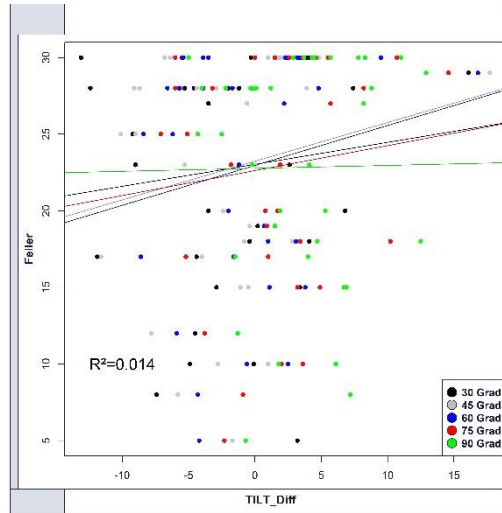


Abbildung 58: Feller Tilt Differenz (+=Zunahme nach medial)

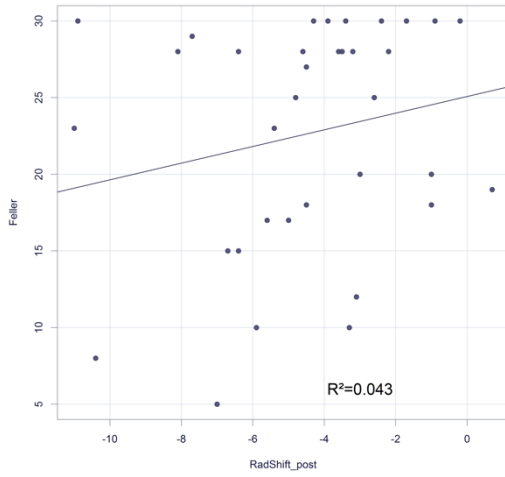


Abbildung 59: Feller Rad. Shift postoperativ (+=medial)

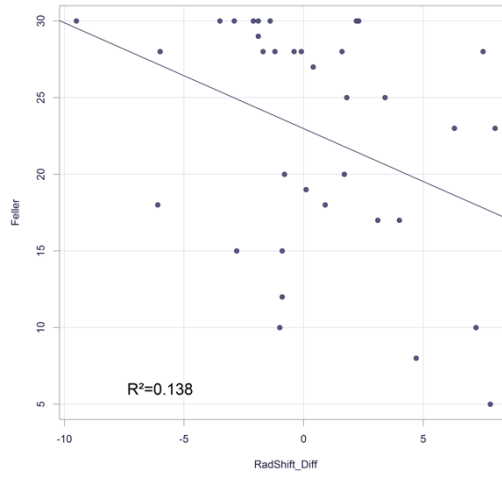


Abbildung 60: Feller Rad. Shift Diff. (+=Zunahme nach medial)

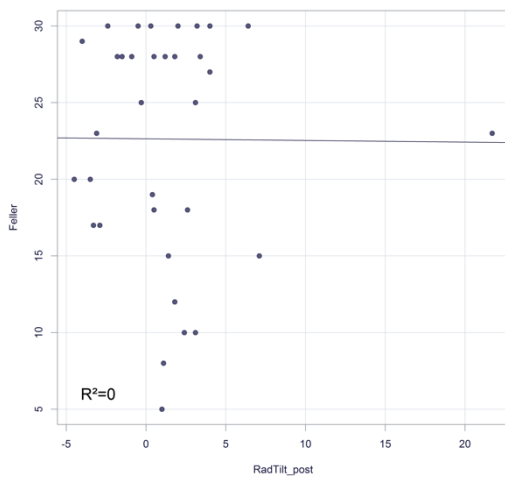


Abbildung 61: Feller Rad. Tilt postoperativ (+=lateral)

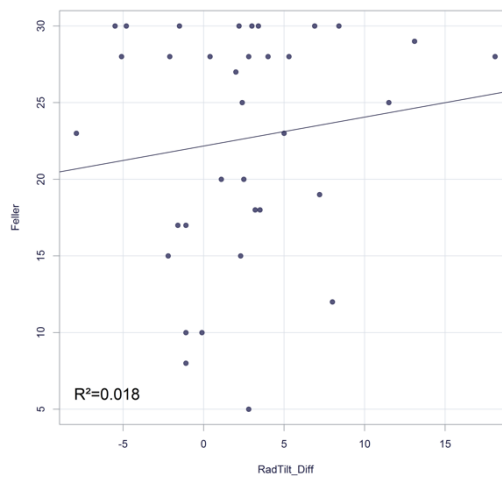


Abbildung 62: Feller Rad. Tilt Diff. (+=Zunahme nach medial)

	Shift			Epikond. Distanz			Rotation			Tilt		
	Korrelation nach Pearson	p-Wert	n	Korrelation nach Pearson	p-Wert	n	Korrelation nach Pearson	p-Wert	n	Korrelation nach Pearson	p-Wert	n
30°	0,274	0,106		-0,208	0,222		0,213	0,212		0,061	0,723	
45°	0,288	0,088		-0,214	0,210		0,174	0,311		0,096	0,576	
60°	0,246	0,148		-0,287	0,090		0,157	0,359		0,131	0,447	
75°	0,246	0,148		-0,305	0,071		0,142	0,408		0,169	0,326	
90°	0,243	0,152		-0,272	0,109		0,125	0,466		0,192	0,262	
MW Patient	0,265	0,118		-0,283	0,094		0,165	0,337		0,134	0,436	
<b>Gesamt</b>	<b>0,257**</b>	<b>0,000</b>	180	<b>0,213**</b>	<b>0,004</b>	180	<b>0,162*</b>	<b>0,030</b>	180	0,128	0,087	180
Diff 30°	-0,160	0,352		0,209	0,222		-0,195	0,255		0,119	0,488	
Diff 45°	-0,133	0,440		0,153	0,373		0,010	0,952		0,192	0,263	
Diff 60°	-0,052	0,762		0,258	0,128		-0,062	0,721		0,178	0,298	
Diff 75°	0,015	0,932		0,220	0,196		-0,243	0,153		0,108	0,533	
Diff 90°	0,068	0,693		0,169	0,325		-0,128	0,456		0,012	0,944	
MW Diff Patient	-0,057	0,740		0,219	0,199		-0,219	0,199		0,139	0,418	
Diff Gesamt	-0,054	0,471	180	<b>0,201**</b>	<b>0,007</b>	180	-0,064	0,393	178	0,117	0,116	180

Tabelle 8: Korrelation nach Pearson des Feller Scores mit den mittels Navigation gemessenen Werten.

### 3.3.4. Kujala Score

Die im Rahmen der Studie untersuchten Patienten erreichten durchschnittlich 69,3 Punkte (Standardabweichung 19,0 Punkte) von maximal 100 Punkten im Kujala Score, wobei das beste Ergebnis 100 und das schlechteste Ergebnis 26 Punkte betrug. Mehr als ein Drittel der Patienten erreichte eine Punktzahl zwischen 70 und 79 Punkten.

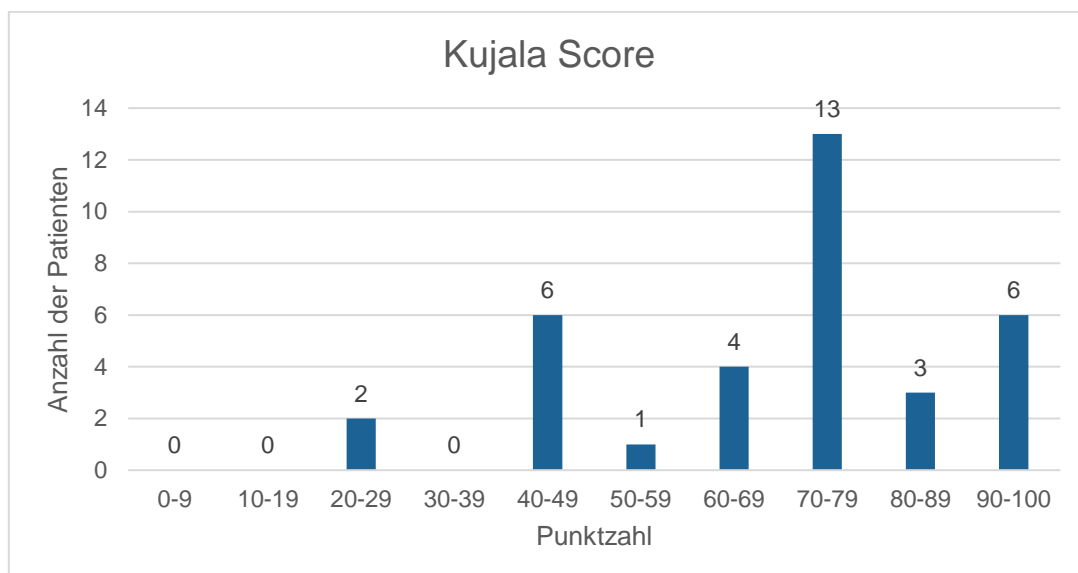


Abbildung 63: Kujala Score



Auch beim Kujala Score waren lediglich die Korrelationen aller postoperativen Werte der Parameter Shift, Epikondyläre Distanz und Tilt mit dem Score signifikant. Ein medialerer Shift korrelierte in geringem Maße hoch signifikant mit einem besseren Ergebnis ( $r = 0,193$ ;  $R^2 = 0,037$ ;  $p = 0,01$ ), ebenso ein lateralerer Tilt ( $r = 0,218$ ;  $R^2 = 0,048$ ;  $p = 0,004$ ). Eine größere epikondyläre Distanz hingegen war in geringem Maße signifikant mit einem schlechteren Abschneiden verknüpft ( $r = 0,164$ ;  $R^2 = 0,027$ ;  $p = 0,030$ )

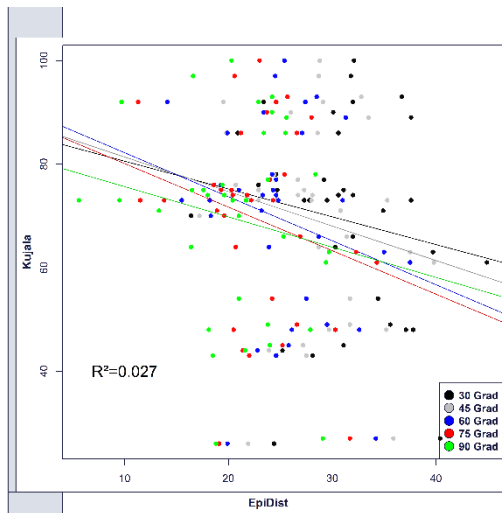


Abbildung 64: Kujala Epi. Dist. postoperativ (in mm)

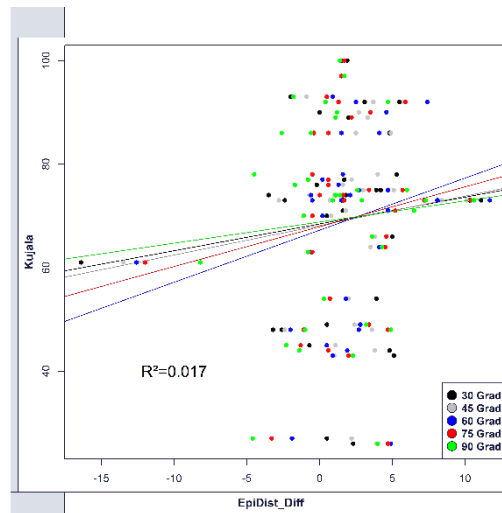


Abbildung 65: Kujala Epi.Dist. Diff. (+ = Abnahme der Epi. Dist)

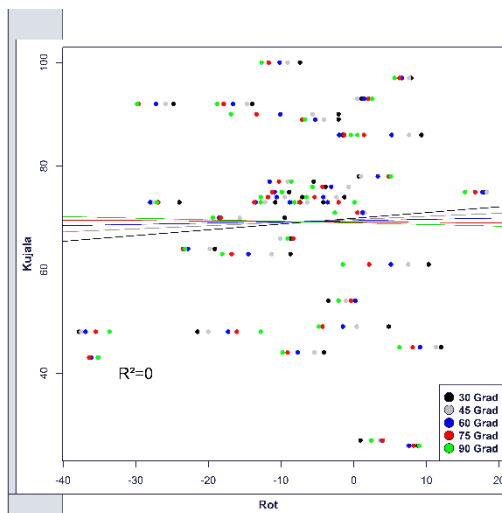


Abbildung 66: Kujala Rot. (+ = medial)

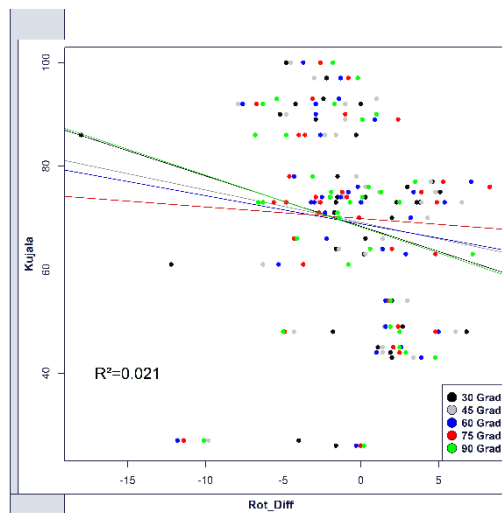


Abbildung 67: Kujala Rot. Diff. (+ = Zunahme nach lateral)

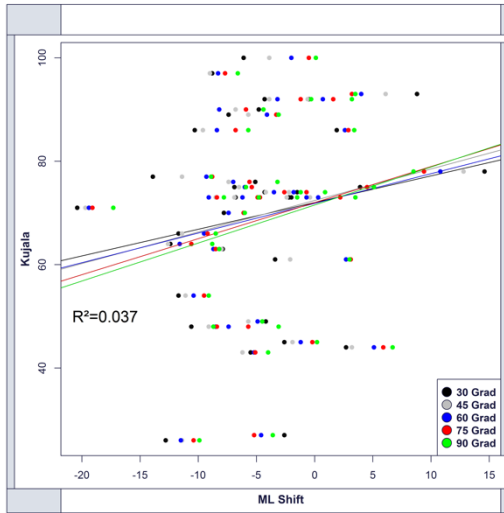


Abbildung 68: Kujala Shift postoperativ (+=medial)

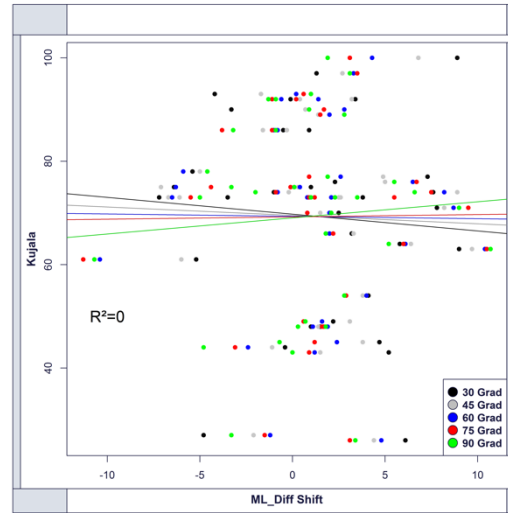


Abbildung 69: Kujala Shift Diff. (+=Zunahme nach lateral)

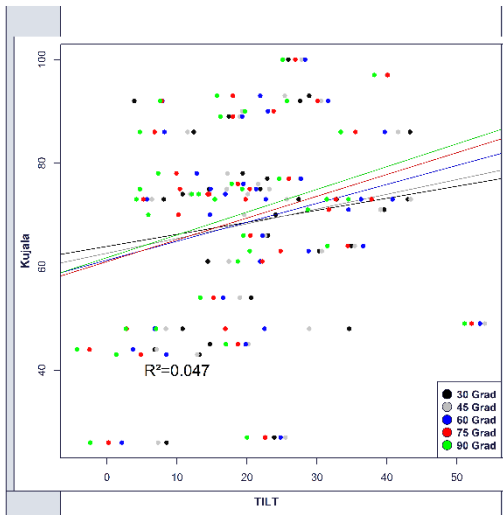


Abbildung 70: Kujala Tilt postoperativ (+=lateral)

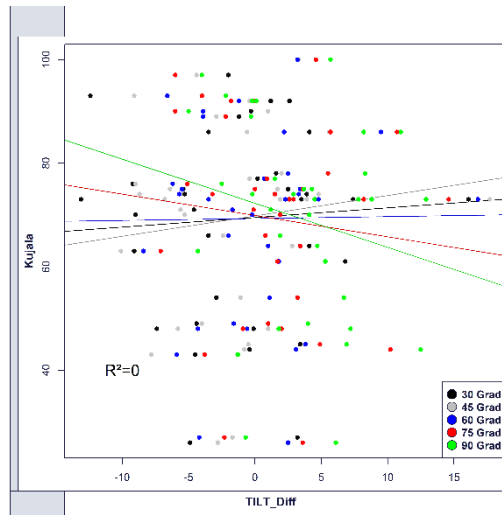


Abbildung 71: Kujala Tilt Differenz (+=Zunahme nach medial)

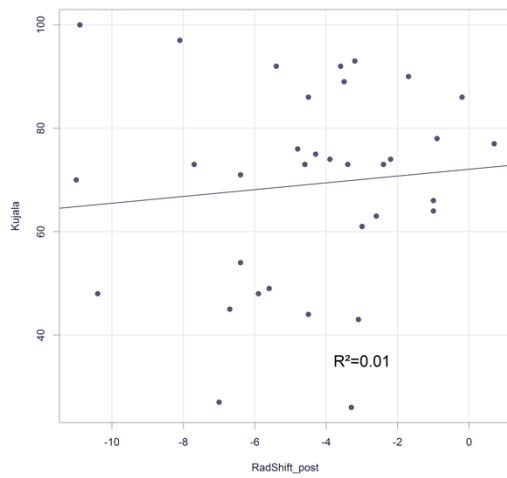


Abbildung 72: Kujala Rad. Shift postoperativ (+=medial)

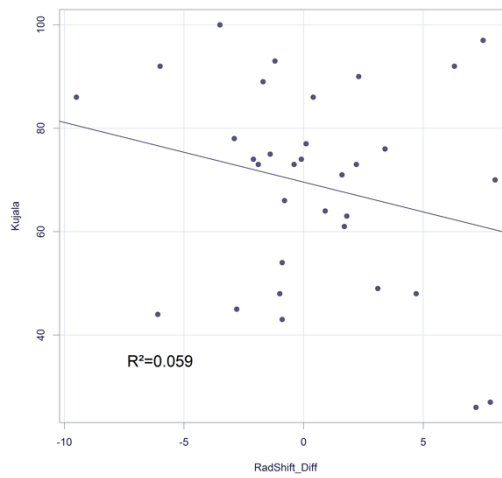


Abbildung 73: Kujala Rad. Shift Diff. (+=Zunahme nach medial)

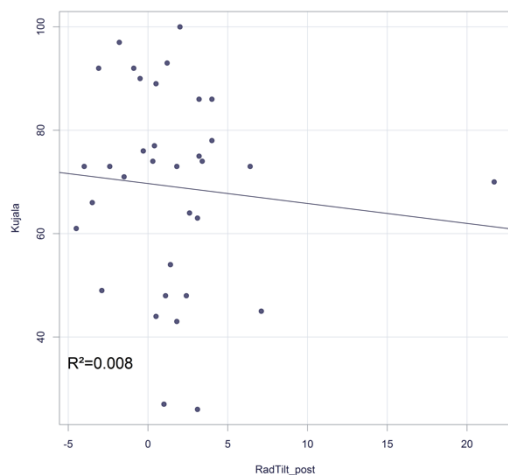


Abbildung 74: Kujala Rad. Tilt post. (+=lateral)

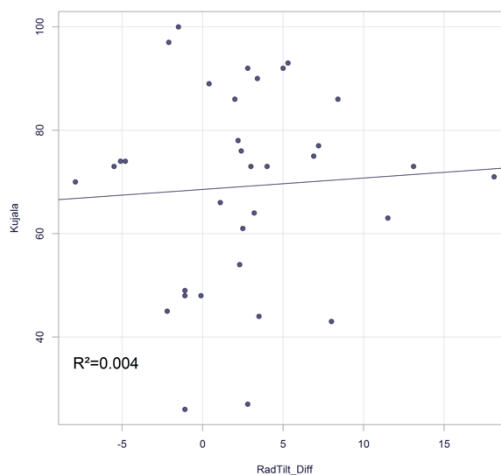


Abbildung 75: Kujala Rad. Tilt Diff. (+=Zunahme nach medial)

	Shift			Epikond. Distanz			Rotation			Tilt		
	Korrelation nach Pearson	p-Wert	n	Korrelation nach Pearson	p-Wert	n	Korrelation nach Pearson	p-Wert	n	Korrelation nach Pearson	p-Wert	n
30°	0,179	0,304	35	-0,171	0,326	35	0,073	0,678	35	0,142	0,415	35
45°	0,197	0,257	35	-0,185	0,287	35	0,040	0,821	35	0,174	0,318	35
60°	0,180	0,300	35	-0,237	0,171	35	0,016	0,926	35	0,231	0,182	35
75°	0,209	0,227	35	-0,228	0,188	35	-0,006	0,972	35	0,271	0,116	35
90°	0,216	0,214	35	-0,174	0,318	35	-0,020	0,911	35	0,285	0,097	35
MW Patient	0,199	0,251	35	-0,218	0,208	35	0,021	0,904	35	0,227	0,190	35
Gesamt	<b>.193*</b>	<b>0,010</b>	175	<b>-.164*</b>	<b>0,030</b>	175	0,021	0,785	175	<b>.218**</b>	<b>0,004</b>	175
Diff 30°	-0,076	0,664	35	0,124	0,479	35	-0,183	0,293	35	0,059	0,735	35
Diff 45°	-0,036	0,835	35	0,112	0,523	35	-0,124	0,477	35	0,114	0,516	35
Diff 60°	-0,010	0,954	35	0,200	0,251	35	-0,111	0,527	35	0,010	0,956	35
Diff 75°	0,010	0,955	35	0,148	0,396	35	-0,243	0,160	35	-0,106	0,545	35
Diff 90°	0,067	0,701	35	0,079	0,651	35	-0,198	0,255	35	-0,209	0,229	35
MW Diff Patient	-0,011	0,951	35	0,143	0,412	35	-0,258	0,134	35	-0,020	0,911	35
Diff Gesamt	-0,010	0,893	175	0,131	0,083	175	-0,146	0,055	173	-0,016	0,829	175

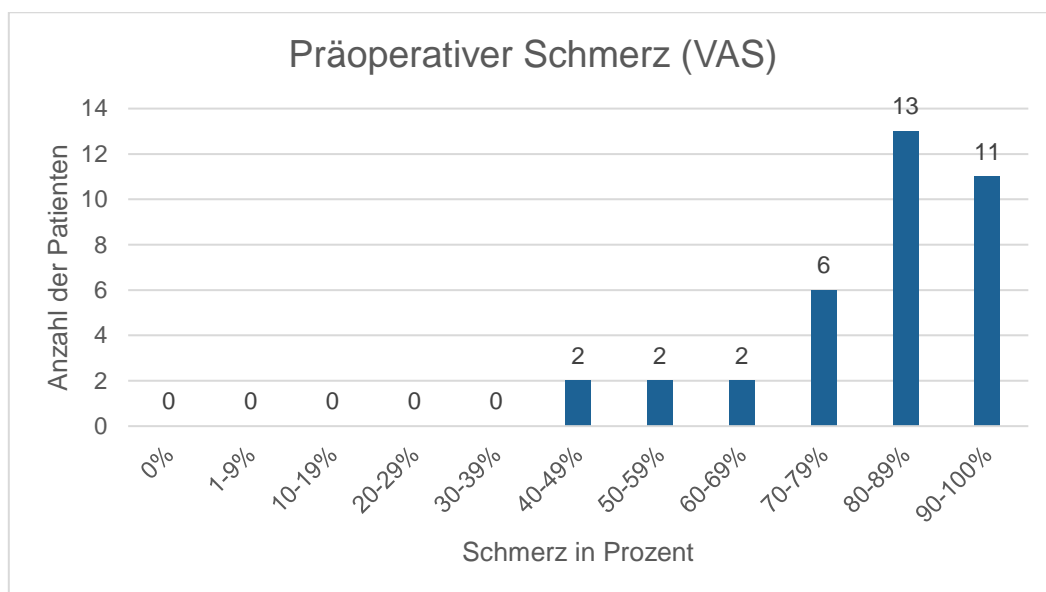
Tabelle 9: Korrelation nach Pearson des Kujala Scores mit den mittels Navigation gemessenen Werten

	Korrelation nach Pearson	p-Wert	N
Tilt präoperativ	-0,044	0,801	35
Tilt postoperativ	-0,091	0,610	34
Tilt Differenz	0,062	0,729	34
Shift präoperativ	-0,174	0,326	34
Shift postoperativ	0,099	0,578	34
Shift Differenz	-0,243	0,167	34

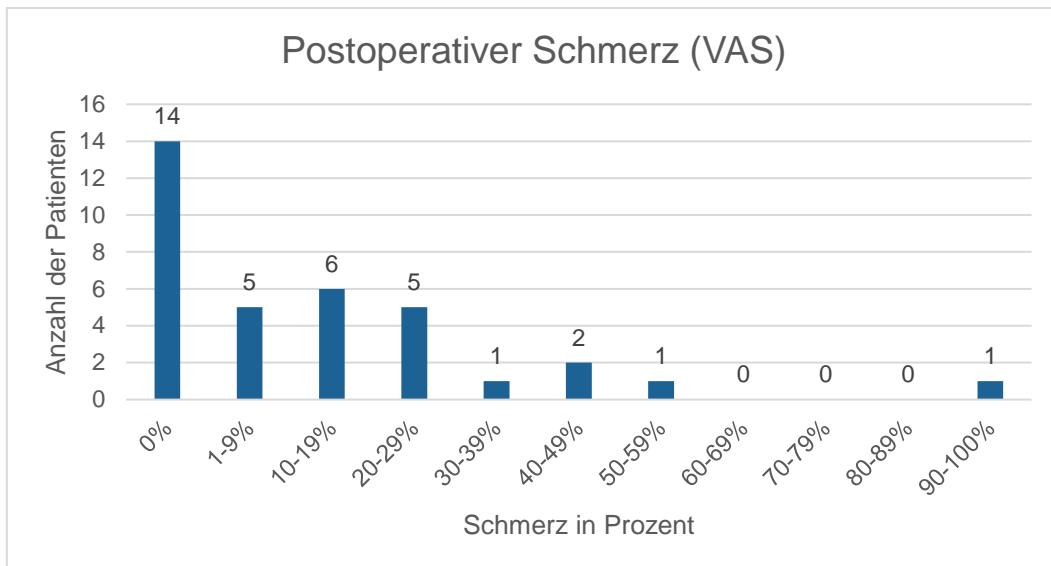
Tabelle 10: Korrelation nach Pearson des Kujala Scores mit den radiologisch ermittelten Werten

### 3.3.5. Visuelle Analogskala für Schmerzen

Bezüglich Beschwerden im Kniegelenk waren bei den Studienteilnehmern große Unterschiede vor und nach der OP zu verzeichnen. Präoperativ fielen nur zwei Patienten unter die Kategorie leichte Beschwerden (1 - 49 %), vier unter die Kategorie mittlere Beschwerden (30 - 69 %) und 30 unter die Kategorie starke Beschwerden (70 - 100 %). Der Mittelwert der visuellen Analogskala betrug 81 %, die Standardabweichung 15 %. Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung, durchschnittlich 22 Monate nach der Implantation der Kniegelenksprothese, gaben 14 Patienten überhaupt keine Beschwerden mehr an, 19 weitere leichte Schmerzen. Im Gegensatz zur präoperativen Befragung gaben nur 2 von 35 Patienten mittlere oder starke Beschwerden an. Der Mittelwert lag bei 14 % (Standardabweichung 20 %). Der ermittelte Unterschied zwischen den präoperativen und postoperativen Schmerzen ist dabei hoch signifikant ( $p$ -Wert  $< 0,001$ ).



**Abbildung 76: Präoperativer Schmerz**



**Abbildung 77: Postoperativer Schmerz**

Zwischen der visuellen Analogskala und den kinematischen Parametern gab es zwei signifikante Korrelationen. Ein medialerer Shift ging in geringem Maße aber hochsignifikant ( $p = 0,002$ ) mit niedrigeren postoperativen Schmerzen einher ( $r = -0,233$ ;  $R^2 = 0,054$ ). Eine größere epikondyläre Distanz korrelierte ebenfalls hoch signifikant ( $p = 0,009$ ) aber nur in geringem Maße mit einem höheren Schmerzniveau ( $r = 0,198$ ;  $R^2 = 0,039$ )

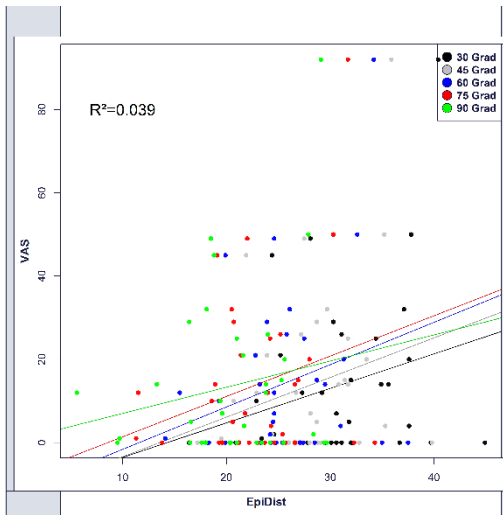


Abbildung 78: VAS Epi. Dist. postoperativ (in mm)

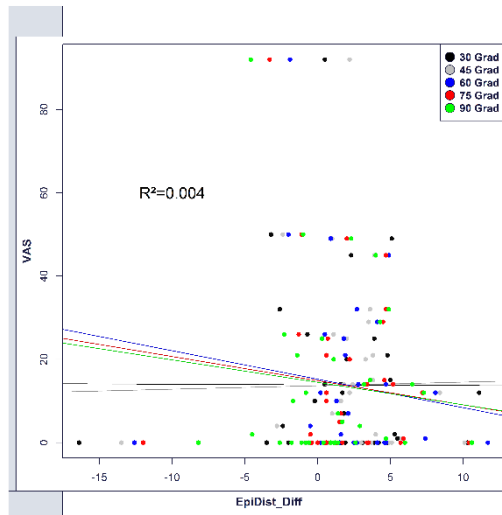


Abbildung 79: VAS Epi.Dist. Diff. (+= Abnahme der Epi. Dist)

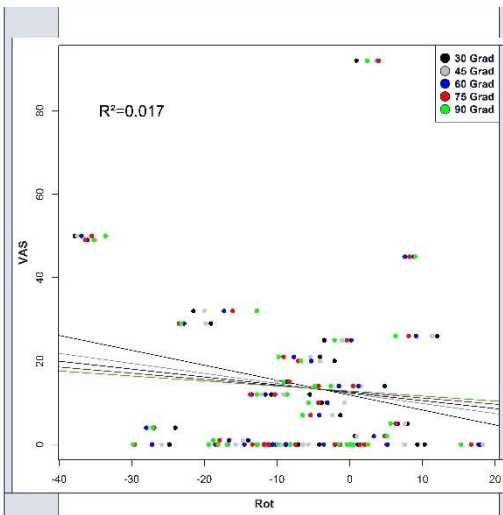


Abbildung 80: VAS Rot. (+= medial)

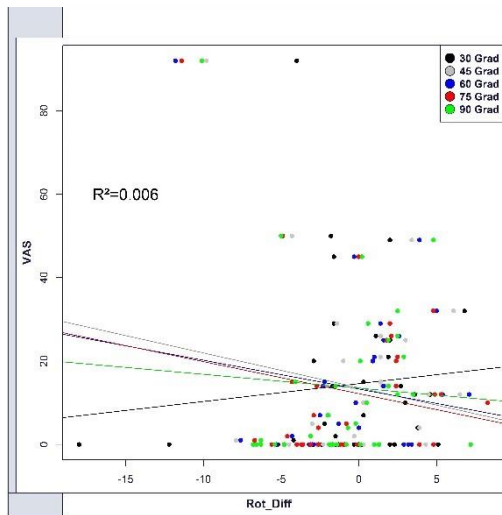


Abbildung 81: VAS Rot. Diff. (+= Zunahme nach lateral)

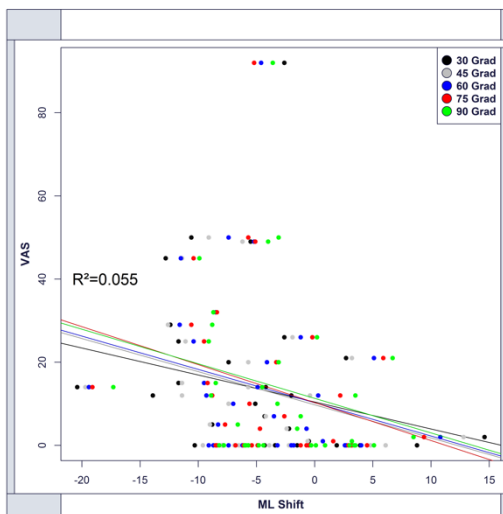


Abbildung 82: VAS Shift postoperativ (+= medial)

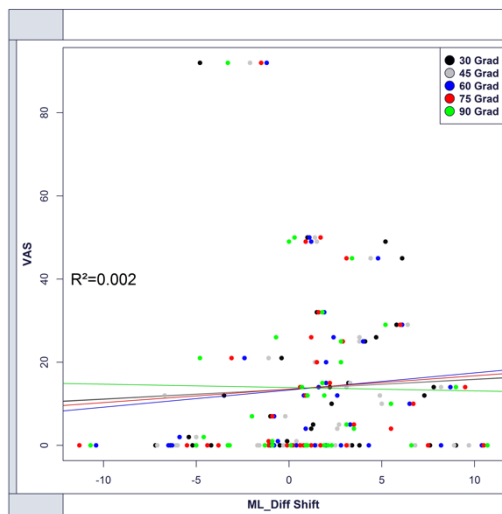


Abbildung 83: VAS Shift Diff. (+= Zunahme nach lateral)

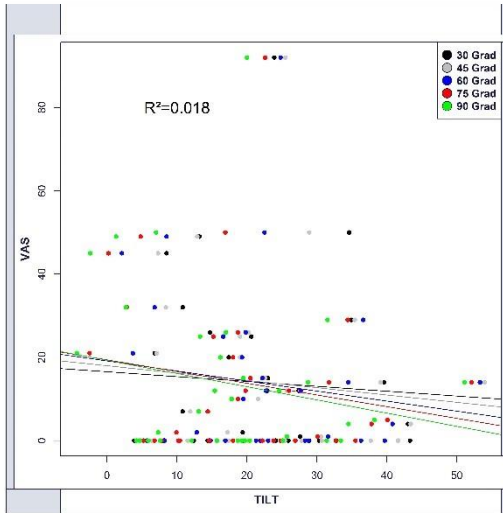


Abbildung 84: VAS Tilt postoperativ (+=lateral)

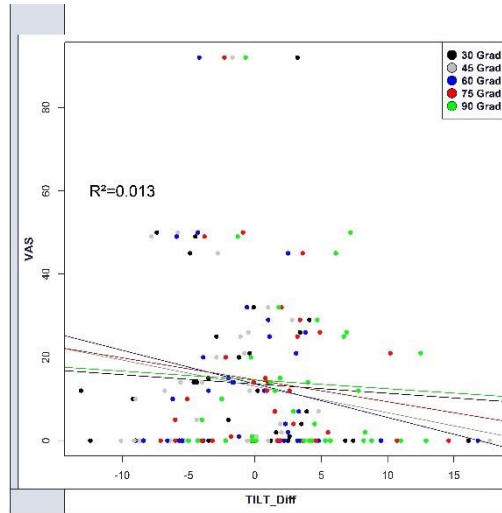


Abbildung 85: VAS Tilt Differenz (+=Zunahme nach medial)

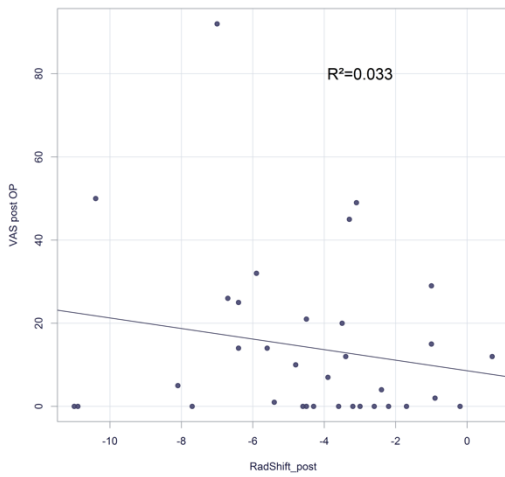


Abbildung 86: VAS Rad. Shift postoperativ (+=medial)

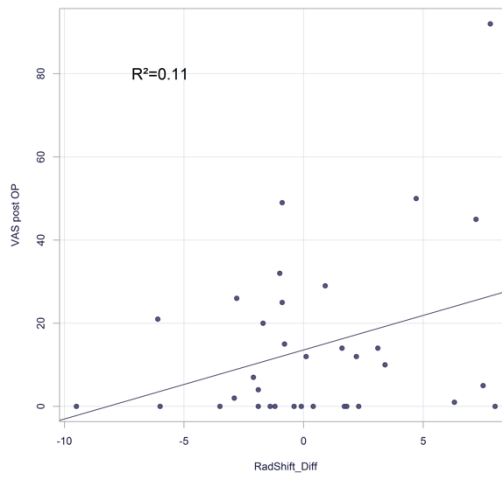


Abbildung 87: VAS Rad. Shift Diff. (+=Zunahme nach medial)

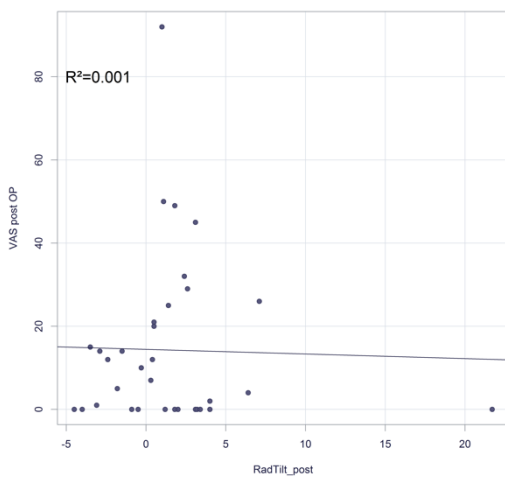


Abbildung 88: VAS Rad. Tilt postoperativ (+=lateral)

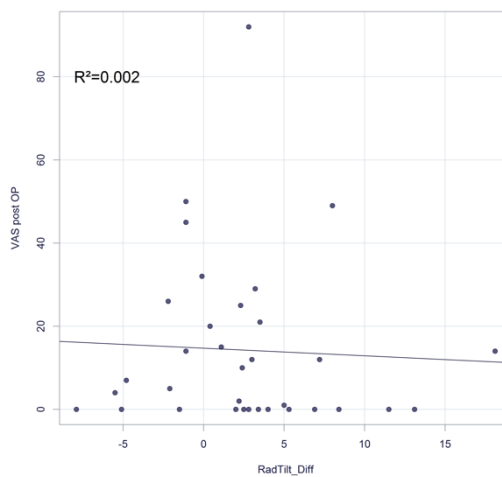


Abbildung 89: VAS Rad. Tilt Diff. (+=Zunahme nach medial)

	Shift			Epikond. Distanz			Rotation			Tilt		
	Korrelation nach Pearson	p-Wert	n	Korrelation nach Pearson	p-Wert	n	Korrelation nach Pearson	p-Wert	n	Korrelation nach Pearson	p-Wert	n
<b>30°</b>	-0,213	0,220	35	0,250	0,148	35	-0,221	0,201	35	-0,068	0,700	35
<b>45°</b>	-0,243	0,159	35	0,250	0,147	35	-0,150	0,390	35	-0,102	0,562	35
<b>60°</b>	-0,238	0,168	35	0,268	0,120	35	-0,118	0,498	35	-0,144	0,410	35
<b>75°</b>	-0,259	0,133	35	0,248	0,150	35	-0,092	0,601	35	-0,171	0,326	35
<b>90°</b>	-0,230	0,183	35	0,177	0,309	35	-0,072	0,683	35	-0,195	0,262	35
<b>MW Patient</b>	-0,241	0,164	35	0,263	0,128	35	-0,133	0,447	35	-0,140	0,422	35
<b>Gesamt</b>	<b>0,233**</b>	<b>0,002</b>	175	<b>0,198**</b>	<b>0,009</b>	175	-0,131	0,085	175	-0,134	0,077	175
<b>Diff 30°</b>	0,053	0,763	35	-0,003	0,984	35	0,155	0,374	35	-0,067	0,701	35
<b>Diff 45°</b>	0,049	0,781	35	0,016	0,929	35	-0,156	0,372	35	-0,173	0,322	35
<b>Diff 60°</b>	0,088	0,617	35	-0,128	0,463	35	-0,132	0,448	35	-0,201	0,247	35
<b>Diff 75°</b>	0,068	0,697	35	-0,105	0,546	35	0,235	0,175	35	-0,128	0,463	35
<b>Diff 90°</b>	-0,016	0,926	35	-0,099	0,572	35	-0,062	0,725	35	-0,049	0,780	35
<b>MW Diff Patient</b>	0,052	0,769	35	-0,066	0,705	35	0,119	0,498	35	-0,138	0,429	35
<b>Diff Gesamt</b>	0,049	0,523	175	-0,061	0,423	175	-0,075	0,326	173	-0,116	0,127	175

Tabelle 11: Korrelation nach Pearson der postoperativen visuellen Analogskala mit den mittels Navigation gemessenen Werten.

	Korrelation nach Pearson	p-Wert	N
<b>Tilt präoperativ</b>	0,001	0,995	35
<b>Tilt postoperativ</b>	-0,025	0,889	34
<b>Tilt Differenz</b>	-0,048	0,786	34
<b>Shift präoperativ</b>	0,204	0,247	34
<b>Shift postoperativ</b>	-0,182	0,303	34
<b>Shift Differenz</b>	0,332	0,055	34

Tabelle 12: Korrelation nach Pearson der postoperativen visuellen Analogskala mit den radiologisch ermittelten Werten

### 3.3.6. Vergleich der Kinematik der fünf klinisch schlechtesten Patienten

Unter Betrachtung aller fünf Scores schnitten die Patienten 5, 25, 32, 33 und 34 insgesamt am schlechtesten ab. Die Patienten 32 und 34 gehörten in allen Scores zu den fünf schlechtesten Patienten, die Patienten 5 und 25 in vier von fünf Scores und Patient 33 in drei von fünf Scores.

Patient 5: Die 59-jährige Patientin berichtet über seit zwei Jahren bestehende Schmerzen am lateralen Tibiaplateau, die direkt im Anschluss an die postoperative Rehabilitation aufgetreten seien. Sie habe deshalb bereits mehrere lokale Infiltrationen erhalten. Auf der Visuellen Analogskala für Schmerzen gibt die Patientin aktuell 5/10 an. Sie nehme einmal täglich Ibuprofen 400 mg ein und fühle sich im Alltag einge-



schränkt. Die Patientin benötigt keine Gehhilfe und kann das Kniegelenk ca. 120° beugen.

Patient 25: Der 91-jährige Patient ist kardiopulmonal und muskuloskelettal mehrfach vorerkrankt. Seine Mobilität ist daher deutlich reduziert. Der Patient gibt starke, seit der Operation persistierende Schmerzen im Kniegelenk an, die vor allem beim längeren Sitzen mit gebeugtem Kniegelenk sowie beim Treppensteigen auftraten. Aktuell lägen die Beschwerden bei 5/10 auf der visuellen Analogskala. Die regelmäßige Einnahme von Schmerzmedikamenten wird abgelehnt und verneint. Der Patient benötigt einen Gehstock. Die maximale Beugung im Kniegelenk beträgt 100°.

Patient 32: Der 59-jährige Patient klagt über seit der Operation persistierende Schmerzen, die aktuell bei 9/10 auf der VAS lägen. Er kann das Knie nicht stärker als 90° beugen und fühlt sich deutlich im Alltag eingeschränkt. Die Schmerzen träten insbesondere beim Treppensteigen auf. Zusätzlich beklagt der Patient ein Maltracking der Patella nach lateral. Bei dem Patienten liegt zusätzlich eine Spinalkanalstenose in der Lendenwirbelsäule vor.

Patient 33: Die 65-jährige Patientin gibt aktuell Schmerzen von 3/10 auf der Visuellen Analogskala im Kniegelenk an. Die Gehstrecke sei schmerzbedingt eingeschränkt. Sie nähme daher gelegentlich Ibuprofen ein. Bisweilen verspüre sie eine schmerzhafte Bewegung der Kniescheibe. Sie habe auch Probleme beim Treppensteigen. Das Knie lässt sich nur maximal 95° beugen. Die Patientin benötigt keine Gehhilfe.

Patient 34: Die 66-jährige Patientin hatte wegen postoperativer Knieschmerzen bereits drei Reha-Aufenthalte. Diese hätten eine dezente Besserung erbracht. Sie nähme aktuell zweimal täglich Ibuprofen 600 mg ein und gibt den Knieschmerz aktuell mit 5/10 auf der VAS an. Die Patientin benötigt bei mittlerer Strecke Gehstöcke. Das Knie lässt sich nur maximal 90° beugen.

Die Werte der fünf Patientinnen und Patienten liegen bei allen Parametern relativ deutlich auseinander. Die Veränderungen im Laufe der Beugung entsprechen jedoch in den meisten Fällen richtungs- und betragsmäßig denen der Mittelwerte. Auch befinden sich die Werte zumeist im Bereich einer Standardabweichung um den Mittelwert. Am stärksten wich die Rotation bei den Patienten 5 und 25 ab. Sie betrug die doppelte Standardabweichung. Bei 4 der 5 Patienten ist die maximale Beugung deutlich eingeschränkt.

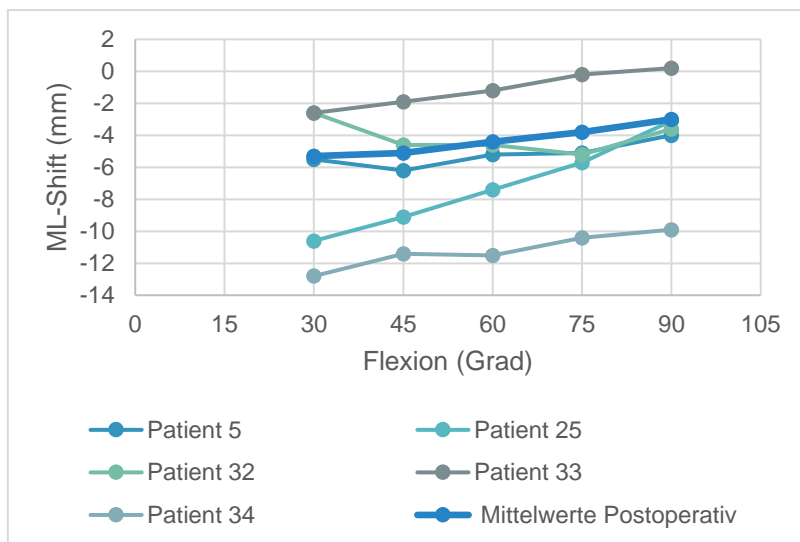


Abbildung 90: Durchschnittlicher postoperativer Shift und Shift der fünf Patienten mit dem schlechtesten Abschneiden in den Scores (Shift: + = medial, - = lateral)

	30°	45°	60°	75°	90°
Mittelwerte	-5,26	-5,10	-4,40	-3,79	-2,93
Standardabweichung	6,50	6,06	5,91	5,66	5,54

Tabelle 13: ML Shift

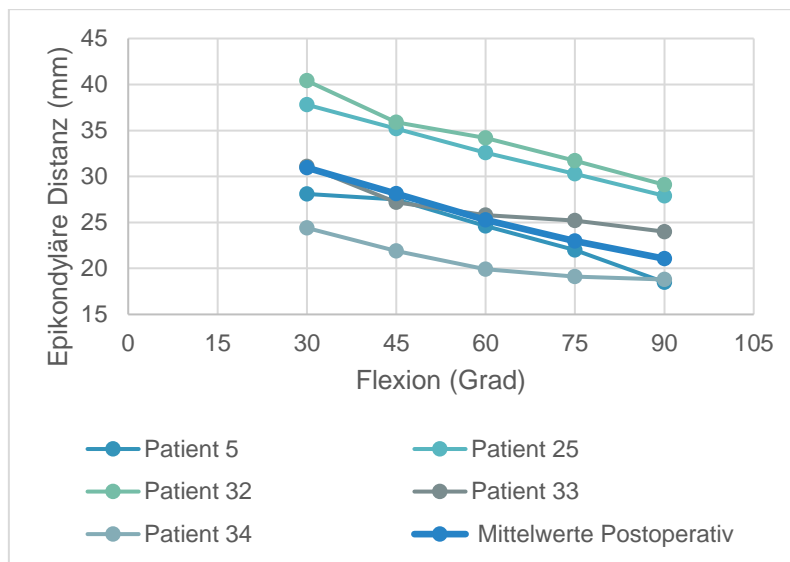


Abbildung 91: Durchschnittliche postoperative epikondyläre Distanz und die der fünf Patienten mit dem schlechtesten Abschneiden in den Scores (in mm)

	30°	45°	60°	75°	90°
Mittelwerte	30,95	28,14	25,27	22,98	21,06
Standardabweichung	5,98	5,21	5,24	5,14	5,68

Tabelle 14: Epikondyläre Distanz

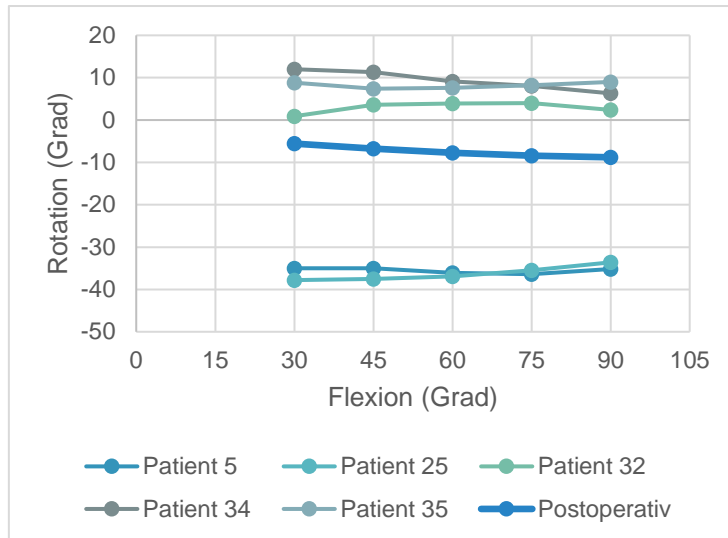


Abbildung 92: Durchschnittliche postoperative Rotation und die der fünf Patienten mit dem schlechtesten Abschneiden in den Scores (Rotation: + = medial, - = lateral)

	30°	45°	60°	75°	90°
Mittelwerte	-5,57	-6,73	-7,76	-8,38	-8,80
Standardabweichung	12,29	12,37	12,43	12,28	11,89

Tabelle 15: Rotation

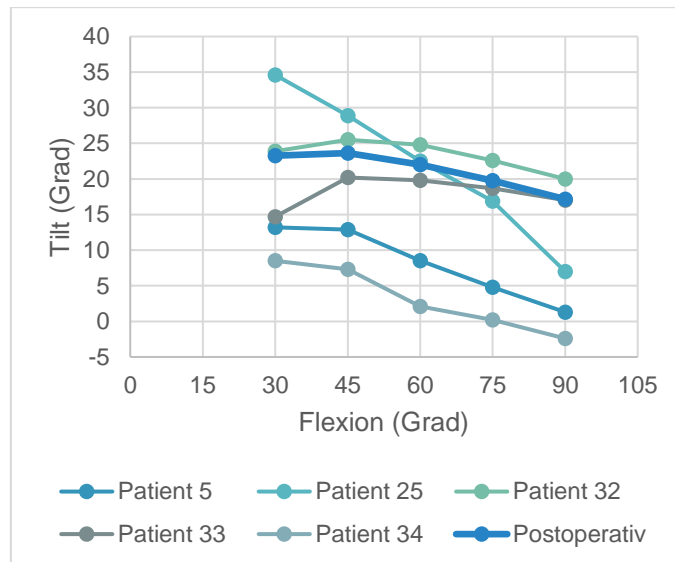


Abbildung 93: Durchschnittlicher postoperativer Tilt und der fünf Patienten mit dem schlechtesten Abschneiden in den Scores (Tilt: + = lateral, - = medial)

	30°	45°	60°	75°	90°
Mittelwerte	23,28	23,63	22,02	19,78	17,16
Standardabweichung	11,54	11,49	11,85	12,06	12,18

Tabelle 16: Tilt

## **4. Diskussion**

### **4.1. Einführung**

Der vordere Knieschmerz ist eine häufige Komplikation in der Knieendoprothetik. Als eine der wesentlichen Ursachen gilt eine pathologische Veränderung der patellaren Kinematik. In den meisten bisherigen Studien wurden jedoch lediglich Veränderungen von Tilt, Shift oder Patellahöhe anhand von Röntgenaufnahmen untersucht. In wenigen Studien erfolgte zusätzlich ein Vergleich mit dem klinischen Ergebnis. Eine Studie, in der exakte Messungen mittels Navigationssystem durchgeführt und mit validierten Scores korreliert wurden, ist uns nicht bekannt. Aus diesem Grund erfolgte in unserer Studie eine Korrelation von vier kinematischen Parametern, die zwischen 30° und 90° mittels Navigationssystem aufgezeichnet wurden, mit mehreren bewährten klinischen Scores. Ziel war es zu erkennen, welche Veränderungen zu einem besseren und welche zu einem schlechteren Ergebnis führen.

### **4.2. Ursachen für ein patellares Maltracking**

Wie bereits in der Einleitung beschrieben, ist der vordere Knieschmerz eine Entität, der eine Vielzahl von Ursachen zugrunde liegen. So können u. a. Tendinopathien, eine Patella alta oder baja, Fehlrotationen der Komponenten mit erhöhtem retropatellarem Anpressdruck, Bandinsuffizienzen mit konsekutiver Instabilität, ein Overstuffing, ein retropatellarer Knorpelschaden, eine septische oder aseptische Lockerung, Arthrofibrose, Weichteilimpingement, Neurome, ein CRPS (Complex Regional Pain Syndrome), somatoforme Störungen oder Muskelimbancen verantwortlich sein. [34, 41] Die unterschiedlichen Ursachen führen auch zu unterschiedlichen Veränderungen der Kinematik. Ein zu straffes laterales Retinaculum sorgt für andere kinematische Veränderungen als eine Bandinsuffizienz, eine Patella alta oder baja oder ein Overstuffing. Verschiedene Muskelgruppen können ebenfalls ursächlich sein und die Kinematik beeinflussen. Gründe sind beispielsweise ein Kraftdefizit der Hüftabduktoren, Imbalancen des Musculus quadrizeps oder eine verminderte Dehnbarkeit des Tractus iliotibialis und der ischiokruralen Muskulatur. [74] Der postoperative Patellalauf ist zusätzlich noch von weiteren Variablen wie dem Prothesendesign, der Behandlung der Patella im Zuge der Prothesenimplantation und der Ausrichtung der Implantate

abhängig. In einigen Studien wurden eine innenrotierte Femur- oder Tibiakomponente oder eine gemeinsame Innenrotation beider Komponenten als Ursache für patellares Maltracking und den vorderen Knieschmerz ausfindig gemacht. [35, 41] Insbesondere eine Innenrotation der Femurkomponente scheint mehreren Studien zufolge eine negative Auswirkung auf das postoperative Ergebnis zu haben. Hierbei reichen bereits  $3^{\circ}$  -  $7^{\circ}$ , um chronische Probleme zu verursachen. [35] Wird die Femurkomponente jedoch anhand der Bandspannung ausgerichtet („Ligament Balancing“), wird eine femorale oder tibiale Fehlrotation besser vertragen. Bei dieser Form der Ausrichtung fanden Keshmiri et al. keinen signifikanten Zusammenhang zwischen einer Fehlrotation und einer veränderten patellaren Kinematik. Allerdings waren die posteriore tibiale Slope und die Flexion der Femurkomponente in der Sagittalebene signifikante Einflussfaktoren. [42] Heesterbeek et al. bestätigen diese Ergebnisse. Die Autoren untersuchten ebenfalls den Zusammenhang zwischen der Rotation der Femurkomponente und der postoperativen Patellaposition bei einer Implantatausrichtung anhand der Bandspannung. Es zeigte sich kein signifikanter Unterschied. Ein signifikanter Einflussfaktor hingegen war die präoperative Patellaposition [75] Das „Ligament Balancing“ erwies sich in einer weiteren Studie von Keshmiri et al. unter verschiedenen Arten der Komponentenausrichtung als am besten zur Wiederherstellung der präoperativen Kinematik geeignet. [43] Keshmiri et al. konnten darüber hinaus keine Empfehlung für oder gegen verschiedene Interventionen an der Patella bei Implantation einer Knieprothese geben, da die natürliche Kinematik in keinem Fall wiederhergestellt werden konnte und sich insgesamt kein Verfahren hinsichtlich aller vier Parameter besonders positiv oder negativ hervortat. [46]

### 4.3. Epidemiologie

An der Studie konnten insgesamt 36 der 40 ursprünglich operierten Patienten teilnehmen. Eine Patientin konnte wegen anderweitiger gesundheitlicher Probleme nicht erscheinen, drei Patienten mussten wegen eines Revisionseingriffs ausgeschlossen werden. Somit lag die Revisionsrate bei 7,5 %. Das ist vergleichsweise hoch. In der Literatur liegt die Meta-Revisionsrate nach 11 Jahren bei 4,4 %. [14] Bei einer Interpretation der Zahlen ist jedoch die niedrige Teilnehmerzahl unserer Studie zu bedenken, die lediglich 40 Patienten umfasste. Das Durchschnittsalter (66,6 Jahre) und der durchschnittliche Body Mass Index (BMI) (31,7) unseres Kollektivs

entsprachen dem Großteil der im Bereich Knieendoprothetik publizierten Studien (69,0 Jahre; BMI 31,0). Im Vergleich war jedoch der Frauenanteil in unserer Studie mit 47 % niedriger als im Durchschnitt (62 %) [16, 64–68].

#### 4.4. Bewegungsumfang

Die durchschnittliche maximale Flexion unserer Studienteilnehmer betrug zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung 112,2° (SD 12,0°). Im schlechtesten Fall wurden 90°, im besten Fall 135° Beugung erzielt. Das von Rowe et al. ermittelte Ziel von mindestens 110° Beugung postoperativ erreichten 26 der insgesamt 36 Patienten. In ihrer Studie hatten die Autoren mit Hilfe eines Elektrogoniometer bei 20 älteren Patienten aufgezeichnet, wieviel Grad Beugung im Kniegelenk im Alltag unter anderem beim Gehen, Treppensteigen oder Aufstehen aus einem Stuhl nötig sind. Die Autoren kamen zu dem Schluss, 110° seien ein geeignetes Ziel zur Rehabilitation der Kniefunktion. [76] Auch Laubenthal et al. kamen zu einem ähnlichen Ergebnis. Sie maßen unter anderem für das Erheben von einem Stuhl 93° und für das Binden von Schnürsenkeln 106° Beugung. [77, 78] Patienten aus anderen Kulturkreisen benötigen jedoch 111° - 165° für Knien, Hocken oder Sitzen mit überkreuzten Beinen. [79] Das Design sogenannter „High-flexion Prothesen“ soll diesen Patienten helfen, eine höhere Flexion zu erzielen. Noch ist die Studienlage unklar und Vorteile dieser Modelle bezüglich des Bewegungsausmaßes und des Abschneidens in klinischen Scores sind nicht eindeutig nachgewiesen. [78] In unserer Studie konnten vier der fünf klinisch schlechtesten Patienten das Kniegelenk nur 100° oder weniger beugen. Eine eingeschränkte Beweglichkeit ist sowohl Ursache für eine geringere Zufriedenheit als auch Symptom einer Pathologie im operierten Kniegelenk.

## 4.5. Bewertung der Scores

Das postoperative Ergebnis wurde anhand des Knee Society Scores, WOMAC Scores, Feller Scores und Kujala Scores sowie anhand der Visuellen Analogskala für Schmerzen beurteilt. Die Patienten nahmen im Schnitt 22 Monate nach der Operation an der Nachuntersuchung teil. In allen Scores waren die Ergebnisse vergleichbar mit denen anderer Studien aus dem Gebiet der Knieendoprothetik. [16, 55, 80, 81]

Unsere Studienteilnehmer erzielten im Schnitt 84,3 Punkte (SD 15,6) im Knee Society Knee Score und 81,1 Punkte (SD 17,0) im Knee Society Function Score. Im Knee Society Knee Score und im Knee Society Function Score werden in mehreren Studien und zu jedem Nachuntersuchungszeitpunkt mehrheitlich Punktwerte von 80 oder höher erreicht. [55] Der Knee Society Score unterliegt somit einem „Ceiling-Effect“ und kann nicht ausreichend zwischen einem guten und einem sehr guten Ergebnis unterscheiden. Er ist der am meisten genutzte Score im Bereich der Knieendoprothetik und wird dort in 60 % aller Studien verwendet. Mit steigendem Impact Factor des Journals sinkt die Zahl der ihn nutzenden Publikationen. [53] Der Knee Society Score wurde nicht validiert und seine Entwicklung erfolgte 1989 lediglich auf Basis von Expertenmeinungen. [55]

Der WOMAC Score ist der am zweithäufigsten verwendete Score in der Knieendoprothetik. Er kommt tendenziell aber nicht signifikant häufiger in Journals mit einem hohem Impact Factor zur Anwendung. [53] Der WOMAC Score wurde umfassend psychometrisch validiert und ist ein gutes Instrument zur Beurteilung des postoperativen Ergebnisses nach Knieendoprothetik [56]. Je niedriger die Punktzahl, desto besser das Abschneiden. Im Schnitt erzielten unsere Patienten 17,3 von 96 Punkten (SD 18,6). Na et al. berichten in ihrer Studie von einem Mittelwert von 17,4 Punkten ein bis zwei Jahre postoperativ. [55] Bei Giesinger et al. lag der Mittelwert 12 Monate nach der Implantation bei 13,6 Punkten (SD 16,5). [80] Die Ergebnisse sind also vergleichbar.

Die Visuelle Analogskala für Schmerzen wird am vierthäufigsten in Studien zur Evaluation der Knieendoprothetik verwendet und hat sich als valide und änderungssensitiv erwiesen. [53, 58] Bei unserem Patientenkollektiv lagen die aktuellen Beschwerden bei durchschnittlich 13,8 % (SD 20,1 %). Präoperativ waren es 80,6 % (SD 15,5 %). Bourne et al. berichten in ihrer Studie 5 Jahre nach einer Knie-

TEP-Implantation von durchschnittlich 12 % (SD 18%). [16] In der Dissertation von Simone Löwe betrug der Schmerz 24 Monate postoperativ 14,4 % beziehungsweise 17,9 %. [81] Das Abschneiden unserer Patienten ist also vergleichbar mit anderen Studien aus dem Bereich der Knieendoprothetik.

Der Anterior Knee Pain Scale oder Kujala Score dient der Erfassung patellofemoraler Beschwerden. Er hat sich als valide, reliabel und einigermaßen änderungssensitiv bei der Erfassung des vorderen Knieschmerzes erwiesen. [58, 62, 63] Ein Nachteil des Scores ist, dass er für junge Patienten mit patellofemorale Beschwerden entwickelt wurde und die psychometrische Testung und Überprüfung an einem durchschnittlich unter 30-jährigen Patientenkollektiv erfolgte. [62] Das durchschnittliche Patientenkollektiv in der Knieendoprothetik ist allerdings über 60 Jahre alt. [16, 64–68] In diesem Alter werden die Aktivitäten Rennen/Jogging, Springen und tiefe Hocke/Kniebeuge, welche im Score abgefragt werden, seltener durchgeführt und können auch durch andere Erkrankungen eingeschränkt sein. Daher dienen sie möglicherweise ab einem gewissen Alter nicht mehr so gut zur Erfassung spezifisch patellofemorale Beschwerden. Auch lässt sich daher erklären, warum unsere Patienten durchschnittlich schlechter als in den anderen Scores abschnitten. Der Mittelwert lag bei 69,3 (SD 19,0) von maximal 100 Punkten.

Der Feller Score wurde ebenfalls zur Erfassung des vorderen Knieschmerzes entwickelt. Der Score wurde nicht validiert und unterliegt einem deutlichen „Ceiling Effect“. So erreichten die Patienten in unserer Studie im Schnitt 22,8 von maximal 30 Punkten (SD 7,5), 50 % der Studienteilnehmer erreichten Werten von 26 oder mehr. Na et al. berichten in ihrer Studie ein bis zwei Jahre nach Implantation einer Knieprothese sogar von einem Mittelwert von 27,6 Punkten. [55] Aufgrund der nicht stattgefundenen psychometrischen Validation und dem deutlichen Ceiling-Effekt scheint der Feller Score kein gut geeignetes Instrument zur Beurteilung des vorderen Knieschmerzes. Eine bessere Alternative könnte der 2013 von Lee et al. vorgestellte SMC-Score sein. Dieser unterliegt einem deutlich geringeren Ceiling-Effekt und kann besser zwischen Patienten mit vorderem Knieschmerz, Patienten mit anderweitigen Kniebeschwerden und gesunden Freiwilligen ohne Kniebeschwerden unterscheiden. Zudem wurde er psychometrisch validiert. Der Score besteht aus einem Schmerzteil mit 8 und einem Funktionsteil mit 9 Fragen. [61]



Scores	KSKS	KSFS	KSS	WOMAC Score	Feller Score	Kuajala Score	VAS
<b>Ergebnis (in Punkten)</b>	84,3/100 (SD 15,6)	81,1/100 (SD 17,0)	165,0/200 (SD 27,5)	17,3/96 (SD 18,6)	22,8/30 (SD 7,5)	69,3/100 (SD 19,0)	13,8/100 (SD 20,1)

Tabelle 17: Übersicht über das Abschneiden in den Scores

## 4.6. Präoperative Kinematik

Der Shift nach lateral nahm in unserer Studie mit zunehmender Beugung ab. Keshmiri et al. berichten ebenfalls über eine Abnahme des Shifts nach lateral bis 80°, bei 90° allerdings wieder über eine Zunahme. [46] Anglin et al., die die patellare Kinematik ebenfalls intraoperativ mittels Navigation aufzeichneten, berichten hingegen von einer geringfügigen Verschiebung der Patella nach lateral (2-3 mm) im Laufe der Beugung (15°-120°). [82] Die Mehrheit der Studien kommt allerdings zu einem anderen Ergebnis. In einem Review von Katchburian et al. herrscht Konsens unter den eingeschlossenen Studien, dass sich die Kniescheibe in niedrigen Beugegraden zunächst nach medial (15°- 40°) und anschließend nach lateral verschiebt. [45] Zu diesem Ergebnis kommen auch Nha et al. in ihrer in vivo Studie. Dort wurde der Shift zunächst bis 30° medialer, dann bis 90° lateraler und danach wieder geringfügig medialer. [83] Auch Belvedere et al. kommen in ihrer in vitro Studie, die mittels Navigation durchgeführt wurde, zu einem ähnlichen Ergebnis. In der Studie wurde der Shift ebenfalls zunächst (bis 20°) medialer, dann bei mittlerer Beugung (bis 70°) lateraler um dann wieder geringfügig medialer (bis 140°) zu werden. [84] Zusammenfassend wird in der Literatur vornehmlich von einer Verschiebung der Patella nach medial zu Beginn der Beugung berichtet, auf welche eine Verschiebung nach lateral folgt. In starker Beugung rückt die Patella tendenziell wieder zurück nach medial.

Der laterale Tilt blieb von 30° bis 45° Beugung annähernd konstant und wurde dann bis 90° um ca. 1,5° medialer. Die in Katchburians Review eingeschlossenen Studien zeigten hinsichtlich des Tilts keine klare Übereinstimmung. Zwar berichteten 10 von 12 in vitro Studien über eine Zunahme der Verkippung nach medial in niedrigen Beugegraden (bis ca. 30°), auf die eine Zunahme der Verkippung nach lateral folgt, bei den bedeutsameren in vivo Studien jedoch hielten sich die Studien die Waage, die

über eine zunehmende Verkippung nach medial bzw. lateral berichteten. Bei Keshmiri et al. wurde der Tilt in vitro nur um wenige Grad lateraler. [46] Bei Anglin veränderte sich der Tilt während der Flexion in vivo ebenfalls kaum. [82] Bei Belvedere et al. wurde der Tilt bis 30° etwas medialer, später gab es kaum noch Veränderungen. [84] Nha et al. maßen in vivo bis 75° einen Tilt nach lateral, ab 75° nach medial. Auch hier betrug der Unterschied maximal 3,6 Grad. [83] Der aktuellen Studienlage zufolge verändert sich der Tilt während der Beugung kaum. Einige Studien berichten über eine geringe Zunahme nach medial, andere über eine geringe Zunahme nach lateral.

Die Rotation der Patella wurde insgesamt betrachtet lateraler. Jedoch erfolgte die Abnahme nicht kontinuierlich. Bei 45° und 75° rotierte die Patella zwischenzeitlich wieder nach medial. Dies kann durch die große Streubreite der Werte bedingt sein. Bei Nha, Anglin, Belvedere und Keshmiri et al. nahm die Rotation nach lateral mit zunehmender Beugung ebenfalls zu. [46, 83, 84, 82] Katchburian et al. konnten aus den in ihren Review eingeschlossenen Studien keine Tendenz ableiten, zu unterschiedlich waren die Ergebnisse. [45] Zusammenfassend stimmt die Mehrzahl der gefundenen Studien bezüglich der Rotation überein: Es wird von einer zunehmenden Rotation nach lateral bei zunehmender Beugung berichtet.

Der Begriff der epikondylären Distanz wurde von Keshmiri et al. eingeführt und bezeichnet die Entfernung zwischen einem Punkt in der Mitte des posterioren patellaren Gelenkfirsts und der virtuellen transepikondylären Linie. [42] Die epikondyläre Distanz nahm während der Flexion in unserer Studie kontinuierlich ab. Vergleichbar hierzu ist der Parameter „anterio-posteriore Translation“ in anderen Studien. Auch bei Anglin, Belvedere und Keshmiri bewegten sich die Kniescheiben im Laufe der Beugung nach posterior. [46, 84, 82] Bei Katchburian et al. und Nha et al. wurde der Parameter nicht aufgezeichnet. Bezüglich der antero-posterioren Translation bzw. der epikondylären Distanz ist die Studienlage eindeutig. Übereinstimmend wird berichtet, dass die Kniescheibe mit zunehmender Beugung nach posterior wandert. [46, 64, 84, 82]

	<b>Vorliegende Studie</b> (30°-90°)	<b>Keshmiri et al.</b> (30°- 90°) [46]	<b>Belvedere et al.</b> (0°- 140°) [64, 84]	<b>Anglin et al.</b> (15°-120°) [82]	<b>Nha et al.</b> (0°- 145°) [83]	<b>Katchburian et al.</b> (Review) [45]
<b>Shift</b>	Medialer	Medialer bis 80° Lateraler bei 90°	Medialer bis 20° Lateraler 20°- 70° Geringfügig medialer 70°- 140°	Lateraler	Medialer bis 30° Lateraler 30°- 90° Geringfügig medialer 90° - 145°	Medialer bis 40° Lateraler >40°
<b>Tilt</b>	Kaum Veränderung: Medialer ab 60°	Kaum Veränderung: Lateraler 30°-90°	Medialer bis 30° Kaum Veränderung 30°- 110° Medialer 110°- 140°	Kaum Veränderung	Lateraler bis 75° Medialer 75°- 145°	Keine Tendenz in vivo; In vitro Medialer 0°-30° Lateraler >30°
<b>Rotation</b>	Lateraler	Lateraler	Lateraler (v.a. 0°-20°)	Lateraler	Lateraler	Keine Tendenz
<b>Anterior-posteriore Translation</b>	Posteriorer	Posteriorer	Posteriorer (v.a. ab 30°)	Posteriorer	-	-

**Tabelle 18: Studienübersicht zur Veränderung der kinematischen Parameter während der Beugung.**

#### 4.7. Postoperative Kinematik

Nach dem Eingriff war die Patella während der gesamten Beugung stärker nach lateral verschoben und rückte - wie präoperativ - mit zunehmender Beugung nach medial. Signifikante Unterschiede zwischen prä- und postoperativ gab es keine, wenn auch bei 30° und 45° nur sehr knapp. Die epikondyläre Distanz war postoperativ bei allen Messungen signifikant geringer und nahm mit zunehmender Beugung in gleichem Maße ab wie präoperativ. Der Tilt nach lateral nahm postoperativ während der Flexion deutlicher ab als präoperativ, weshalb die Patella bei 30° und 60° im Schnitt noch lateraler, bei 75° und 90° aber schon medialer verkippt war, als präoperativ. Der Unterschied war nur bei 90° signifikant. Die Rotation war bei 30°, 45°, 60° und 90° medialer und bei 75° lateraler als zuvor. Sie wurde anders als vor dem Eingriff fortlaufend medialer. Bei allen Werten jedoch waren die Unterschiede ohne Signifikanz. Zur Flexion/Extension der Patella sowie zur proximo-distalen Translation wurden keine Messungen vorgenommen.

Neben unserer Studie fanden sich bei der Literaturrecherche zwei Studien, die die Unterschiede zwischen prä- und postoperativer patellarer Kinematik mittels Navigation untersuchten, sowie eine, die hierzu die Computertomographie und Fluoroskopie nutzte. Anglin et al. zeichneten ebenfalls intraoperativ mit einem Navigationssystem die Werte vor und nach der Implantation der Prothese bei 15°, 45°, 90° und 120° auf. Es wurden alle sechs Freiheitsgrade der Patella erfasst (die antero-posteriore, proximo-distale und medio-laterale Translation sowie Flexion, Rotation und Tilt). Die Autoren maßen sowohl die Richtung als auch den Betrag der Veränderung. [82] Postoperativ konnten folgende signifikante Veränderungen ausgemacht werden: Eine etwas stärkere Flexion der Kniescheiben bei leichter Beugung, eine Proximalisierung bei mittlerer bis starker Beugung sowie eine kontinuierliche Verschiebung nach posterior. Von allen sechs Freiheitsgraden wichen Shift, Tilt und Rotation am stärksten von den präoperativen Werten ab. Die nach medial und lateral abweichenden Werte waren jedoch beinahe gleich verteilt, sodass keine Tendenz erkennbar oder statistisch signifikant war. [82] Belvedere et al. untersuchten die Veränderungen während der Implantation einer Knie totalendoprothese in einer Studie an 10 Patienten. Sie beschrieben dabei ebenfalls alle sechs Freiheitsgrade. Die Messungen von 0° bis 140° erfolgten vor der Prothesenimplantation, beim Probeimplantat und nach Implantation der Prothese einschließlich Resurfacing der Patella. Die Ergebnisse dieser Studie lassen sich schwer mit unserer Studie vergleichen, da hierbei die durchschnittliche Differenz zwischen den Maximalwerten der einzelnen kinematischen Parameter während der Flexion angegeben wird. Signifikante Unterschiede gab es bei der proximo-distalen Translation und Flexion/Extension der Patella. Die Autoren konnten insbesondere hinsichtlich Shift, Tilt und Rotation keine signifikanten Unterschiede feststellen und werten das als Erfolg für die Operationstechnik und die intraoperative Messung der patellaren Kinematik. [64] Akbari Shandiz et al. untersuchten ebenfalls die Unterschiede zwischen der prä- und postoperativen patellaren Kinematik und verglichen beide mit der Kinematik gesunder Kniegelenke. Hierzu setzten sie CT-Bildgebung und Fluoroskopie ein. In der Studie wies die postoperative Kinematik mehr Gemeinsamkeiten mit der Kinematik gesunder Kniegelenke auf, als die präoperative. Die Kniescheibe war postoperativ ab 30° signifikant posteriorer und in mittlerer Flexion signifikant inferiorer als präoperativ. Zusätzlich war der Tilt in mittlerer Flexion lateraler. Sonst gab es keine signifikanten Unterschiede. Allerdings waren die individuellen Unterschiede größer als im Durchschnitt. Da die Veränderungen jedoch nicht

gleichgerichtet waren, kam es insgesamt zu weniger signifikanten Veränderungen und Unterschieden. [85]

Zusammenfassend beschreiben sowohl Anglin als auch Belvedere postoperativ signifikant abweichende Werte der Patellaflexion. Über eine Verschiebung auf der proximo-distalen Achse berichten alle drei Vergleichsstudien übereinstimmend. [64, 82, 85] In unserer Studie wurden beide Parameter leider nicht aufgezeichnet. Sowohl bei Anglin et al., Akbari Shandiz et al. als auch in unserer Studie war der Abstand der Patella zum Femur signifikant geringer als präoperativ. Die Veränderungen auf der antero-posterioren und proximo-distalen Achse lassen sich laut Akbari Shandiz durch die Verschiebung der Gelenklinie bei der Knieprothesenimplantation erklären. [86] Während Belvedere et al. keine Unterschiede hinsichtlich Shift, Tilt und Rotation fanden, berichten Anglin et al. über stark nach medial und lateral abweichende Werte, die aber so gleichmäßig verteilt waren, dass sich keine signifikanten Unterschiede zwischen prä- und postoperativ ergaben. [64, 82] Auch Akbari Shandiz et al. stellten fest, dass die individuellen Unterschiede größer als im Schnitt waren, sich aber so ausglich, dass lediglich bei mittlerer Beugung ein verstärkter Tilt nach lateral festgestellt werden konnte. [85] Dies ist auch in unserer Studie der Fall. Bei zwei Drittel der Patienten war der Shift postoperativ lateraler, bei einem Drittel medialer als zuvor. Der Tilt war je in der Hälfte der Fälle lateraler bzw. medialer als zuvor. Bei 15 Patienten war die Patella postoperativ lateraler, bei 21 Patienten medialer rotiert. Durch das unterschiedliche Verhalten glichen sich die Veränderungen im Schnitt aus. Lediglich bei 90° wurde postoperativ ein signifikant medialerer Tilt gemessen.

#### 4.8. Radiologische Messungen und Vergleich der Messtechniken

Auf den Röntgenbildern, die bei ca. 45° Beugung aufgenommen worden waren, war der patellare Tilt postoperativ signifikant medialer als zuvor (Präoperativ: 3,3° lateral SD 5,4°; Postoperativ 1,4° lateral SD 4,5°;  $p = 0,039$ ). Der Shift war zwar ebenfalls lateraler als zuvor, jedoch nur um ca. 0,5 mm und somit nicht signifikant (Präoperativ: 4,0 mm lateral SD 4,0 mm; Postoperativ 4,5 mm lateral SD 2,9mm;  $p = 0,46$ ). Während sich somit beim Shift sowohl die Messwerte als auch die Tendenz bei beiden Methoden ähnelten, wick beim Tilt beides stark voneinander ab (siehe Tabelle). Die starke Divergenz der Tilt-Absolutwerte erklärt sich durch die unterschiedliche Referenzierung.

Diese erfolgt bei der Navigation anhand der epikondylären Linie, auf den Röntgenaufnahmen hingegen anhand der Femurtrochlea. Die radiologische Messmethode für den Tilt wurde nicht validiert, wohingegen der von Metsna et al. entwickelte „Patellar Shift Index“ auf die Testgütekriterien überprüft wurde und sich als ein reliables und valides Messinstrument erwiesen hat. [52] Insgesamt ist die Aussagekraft von nur zwei kinematischen Parametern, die nur statisch und bei einem Beugegrad gemessen wurden, begrenzt im Vergleich zur Messung mittels Navigation. Zudem können auf dem Röntgenbild nur die knöchernen Strukturen des patellofemorales Gelenks dargestellt werden. Diese Konfiguration stimmt aber in der Mehrzahl der Fälle nicht mit der knorpeligen Ausformung überein, sodass es zu Fehlinterpretationen hinsichtlich des Patellalaufs kommen kann. [74] Da in unserer Studie am selben Patientenklientel sehr unterschiedliche Werte auf dem Röntgenbild und mittels Navigation gemessen wurden, ist dies ein Beleg für die schlechte Vergleichbarkeit verschiedener Verfahren zur Erfassung der patellaren Kinematik.

	<b>Präoperativ</b>	<b>Postoperativ</b>	<b>Tendenz</b>
<b>Tilt Navigation 45° (°)</b>	22,05 lateral SD 11,53	23,63 lateral SD 11,49	wird lateraler p = 0,1
<b>Tilt Röntgen (°)</b>	3,28 lateral SD 5,43	1,36 lateral SD 4,54	wird medialer p = 0,04
<b>Shift Navigation 45° (mm)</b>	3,69 lateral SD 5,00	5,10 lateral SD 6,06	wird lateraler p = 0,052
<b>Shift Röntgen (mm)</b>	3,99 lateral SD 3,99	4,50 lateral SD 2,86	wird lateraler p = 0,46

**Tabelle 19: Vergleich beider Messmethoden hinsichtlich der Parameter Shift und Tilt**

## 4.9. Zusammenhang zwischen der Kinematik und dem klinischen Ergebnis

Ziel dieser Studie war es zu untersuchen, ob es einen Zusammenhang zwischen einer veränderten patellaren Kinematik und dem klinischen Ergebnis bzw. dem vorderen Knieschmerz nach Implantation einer Knie-Totalendoprothese gibt. Hierzu gibt es bislang wenig Studien. Uns ist keine Studie bekannt, in der die Kinematik hierzu ähnlich umfassend gemessen wurde. Andere Studien verglichen lediglich Patella-Höhe, Shift und Tilt anhand von Röntgenbildern. Aufgrund der übersichtlichen Studienlage wurden auch Studien für die Diskussion herangezogen, die die Kinematik junger Patienten mit vorderem Knieschmerz der Kinematik von beschwerdefreien Kontrollpersonen gegenüberstellten.

Beispielsweise verglichen MacIntyre et al. die Kinematik von drei verschiedenen Gruppen mit je 20 Teilnehmern mittels MRT. Eine Gruppe bestand aus Patienten mit patellofemorale Beschwerden und klinischem Nachweis eines Malalignments, eine zweite aus Patienten mit patellofemorale Beschwerden ohne klinischen Nachweis eines Malalignments und eine dritte aus Kontrollpersonen. Es wurden alle sechs Freiheitsgrade der Patella zwischen  $-4^\circ$  und  $60^\circ$  in 4 bis 6 Positionen gemessen. Dabei zeigte sich lediglich bei  $19^\circ$  Beugung ein noch signifikanter Unterschied ( $p = 0,049$ ) hinsichtlich des Patella-Shifts. Die Autoren kamen somit zu dem Schluss, dass zwischen Patienten mit und ohne patellofemorale Beschwerden nicht anhand von kinematischen Parametern unterschieden werden kann. Darüber hinaus äußerten sie Zweifel, ob überhaupt definiert werden kann, was als normal bzw. abnormal zu betrachten ist, da die Werte stark variierten. Am größten war die Varianz bei Tilt und Rotation [87]

Esfandiarpour et al. hingegen berichten über eine signifikant verschiedene Kinematik bei Personen mit vorderem Knieschmerz. Die Auswahl der Patienten mit vorderem Knieschmerz erfolgte anhand der Anamnese, der VAS für Schmerzen und dem Kujala Score. Zur Erfassung der Kinematik wurden eine CT-Aufnahme im Liegen und eine Fluoroskopie während einer Kniebeuge im Einbeinstand angefertigt und kombiniert. Die Werte wurden zwischen  $0^\circ$  und  $75^\circ$  aufgezeichnet. Die Patellae waren bei den Patienten mit vorderem Knieschmerz in Extension signifikant lateraler verkippt und proximaler und bei  $30^\circ$  signifikant proximaler als bei den Kontrollen. Bei  $45^\circ$ ,  $60^\circ$  und

75° war der patellare Tilt der Personen mit vorderem Knieschmerz signifikant medialer. Bei Shift und Rotation gab es keine signifikanten Unterschiede. Die Autoren sehen die aktiven und passiven Stabilisatoren der Patella (den Musculus quadrizeps femoris, die Retinacula und die Gelenkmorphologie) als ursächlich für das patellare Maltracking in Extension an und fordern weitere dahingehende Studien. [88]

Erak et al. fanden in einer Studie mit 204 Patienten und 242 Knieprothesen mit Patellarrückflächenersatz keine Unterschiede bezüglich radiologischer Parameter, Demographie oder OP-Technik zwischen Patienten mit und ohne vorderen Knieschmerz. Sie achteten dabei auf Lockerungszeichen und maßen unter anderem den Tilt sowie den Insall-Salvati- und den Blackburne-Peel-Index zur Bestimmung der Patellahöhe. Die Unterscheidung zwischen Patienten mit und ohne vordere Knieschmerzen erfolgte anhand des Knee Society Scores, der Visuellen Analogskala und der Anamnese. [68]

Van Jonbergen et al. zitierten in ihrem systematischen Review mehrere Studien, die ebenfalls radiologisch keinen Zusammenhang zwischen patellarem Tilt, Subluxation der Patella, Patellahöhe oder Patelladicke und vorderem Knieschmerz nach Kniegelenksendoprothetik zeigten. [41]

Van Houten et al. erforschten in einer Follow-Up-Studie 10 Jahre nach Knieprothesenimplantation mit 55 Patienten Inzidenz und ausschlaggebende Faktoren für den vorderen Knieschmerz. Dieser trat insgesamt bei 16 Patienten (26 %) auf. Die Betroffenen wurden den Patienten ohne Beschwerden gegenübergestellt. Hierzu wurden einerseits Tilt, Subluxation und Höhe der Patella anhand von Röntgen-Aufnahmen zwischen beiden Gruppen verglichen, andererseits auch das Abschneiden u.a. im Knee Society Score. Die Autoren konnten lediglich hinsichtlich Scores und Zufriedenheit ein signifikant schlechteres Abschneiden der Patienten mit vorderem Knieschmerz feststellen, die Unterschiede hinsichtlich der radiologisch gemessenen kinematischen Parameter waren nicht signifikant. [33]

Wir fanden – wie die Mehrheit der Studien – keinen Anhalt für einen Zusammenhang zwischen der patellaren Kinematik und dem klinischen Ergebnis. Signifikante Korrelationen gab es – mit einer Ausnahme – lediglich bei den kinematischen Gesamtwerten, also bei der Korrelation aller gemessenen Werte eines Parameters zwischen 30° und 90° mit einem Score. Da bei den Gesamtwerten jeweils 180 statt 36 Messwerte mit einem Score korreliert wurden, sind bereits geringfügige Zusammenhänge signifikant,



auch wenn sie praktisch nicht relevant sind. [69] Bei der stärksten signifikanten Korrelation eines Gesamtwerts, der des Shift-Gesamtwerts mit dem WOMAC Score, betrug der Korrelationskoeffizient  $r = 0,269$ . Der Einteilung nach Cohen folgend handelt es sich hierbei um eine geringe Korrelation. [89] Das zugehörige Bestimmtheitsmaß  $R^2$  betrug 7,3. Nur 7,3 % der Streuung im WOMAC Score ließen sich also auf die Variation der Shift-Werte zurückführen. Bei allen anderen Gesamtwerten waren der Korrelationskoeffizienten und das zugehörige Bestimmtheitsmaß noch geringer. Die insgesamt stärkste signifikante Korrelation zeigte sich zwischen dem postoperativen Shift auf den Röntgenaufnahmen und dem Knee Society Score. Hier betrug der Korrelationskoeffizient  $r = 0,41$ . Ein stärkerer Shift nach medial war also mit etwas besseren Ergebnissen verknüpft. Da hierbei nur 35 Aufnahmen mit dem Score korreliert wurden, wird leichter eine höhere Korrelation erzielt, als bei größeren Gruppen. Beispielsweise entfallen bei einer Stichprobengröße von 25 80 % der Korrelationen in das Intervall  $r = -0,26$  bis  $r = 0,26$ , wenn die Korrelation der Grundgesamtheit 0 ist. Bei einer Stichprobe von 200 hingegen ist das Intervall deutlich kleiner von  $r = -0,09$  bis  $r = 0,09$ . [69] Zudem ist eine einzelne signifikante Korrelation im Kontext vieler nicht signifikanter Korrelation als zufällig zu werten.

Ein Grund für den fehlenden Zusammenhang zwischen der Kinematik und dem Abschneiden in den Scores sind die großen Unterschiede unter den Patienten. Insbesondere bei Tilt und Rotation variierten die Werte sehr stark. Die Standardabweichung betrug vor und nach der Operation ca.  $12^\circ$ . Doch auch beim Shift und bei der epikondylären Distanz lag sie vor der Operation bei ungefähr 5 mm und nach der Operation bei ungefähr 6 mm. Auch die individuellen Veränderungen waren sehr unterschiedlich. Bei zwei Drittel der Patienten war der Shift postoperativ lateraler, bei einem Drittel medialer als zuvor. Der Tilt war in der Hälfte der Fälle lateraler bzw. medialer als zuvor. Bei 15 Patienten war die Patella postoperativ lateraler, bei 21 Patienten medialer rotiert. Lediglich bei der epikondylären Distanz war das Abschneiden eindeutig: Bei 28 Patienten kam es nach der Operation zu einer Abnahme. Auch bei den Veränderungen nach der Operation gab es keinen Zusammenhang zwischen Veränderungen und dem Abschneiden in den Scores. Die explizite Betrachtung und der Vergleich der Kinematik der fünf Patienten mit dem schlechtesten Abschneiden in den Scores brachte ebenfalls keine Erkenntnis.

Die Patienten zeigten keine gleichgerichteten Auffälligkeiten bei der Kinematik und fielen auch nicht durch extreme Werte auf. Die auffallendste Gemeinsamkeit war eine eingeschränkte maximale Beugung von unter  $100^\circ$  bei vier von fünf Patienten. Allgemeingültige Definitionen, welche Kinematik als normal anzusehen ist und welche nicht, erscheinen nicht realisierbar. Andere Studien kommen ebenfalls zu diesem Schluss. [87]

#### 4.10. Schwächen der Studie

Ein Grund für die fehlenden Zusammenhänge könnten auch methodische Schwächen der Studie sein. Die postoperative Kinematik wurde nach der Prothesenimplantation, aber vor der Patelloplastie aufgezeichnet. Die Behandlung der Patella beeinflusst aber bekanntermaßen die patellare Kinematik. [46] Nach der Operation kann es zudem zu einem Muskelabbau kommen, der zu einer Muskelimbalance führt, welche wiederum die Kinematik beeinflusst. [35] Auch der Muskelaufbau in der Rehabilitation kann die Kinematik beeinflussen. Auf den tangentialen Patella-Aufnahmen, die sowohl direkt nach der Operation als auch zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung angefertigt wurden, waren bei einem Teil der Patienten Unterschiede beim Tilt zu sehen. Zusätzlich zeigten sich neue osteophytäre Anbauten an der Patella. Ferner wurden die Messungen beim relaxierten Patienten, also passiv und ohne Gewichtsbelastung durchgeführt. Diese Einflussfaktoren wurden bereits in anderen Studien diskutiert und konnten aus methodischen Gründen nicht umgangen werden. [87, 90] Zudem wurden in der Studie nicht alle 6 Freiheitsgrade aufgezeichnet. Es fehlt die Erfassung der Patellahöhe und der Patellaflexion. Beide Parameter zeigten in anderen Studien signifikante Veränderungen nach der Operation. [64, 82] Dazu kommt, dass die Werte zwischen  $0^\circ$  und  $30^\circ$  nicht gemessen wurden. In der Studie von Esfandiarpour et al. gab es in voller Extension signifikante Unterschiede hinsichtlich des patellaren Tilts zwischen Personen mit und ohne vordere Knieschmerzen. Bei den Patienten mit patellofemorale Beschwerden war die Patella lateraler gekippt, sowie unter Gewichtsbelastung auch weiter nach proximal verschoben. [88] Eine höhere Teilnehmerzahl hätte zudem die Aussagekraft der Ergebnisse steigern können.

In einer Studie, in der verschiedene Scores überprüft wurden, die zur Evaluation nach Kniegelenksendoprothetik dienen, zeigten der Feller und der Knee Society Score einen deutlichen Ceiling-Effekt. Sie sind also nicht geeignet, um zwischen guten und besseren Ergebnissen zu differenzieren. Auch dies könnte ein Grund für die fehlende Korrelation - zumindest bei diesen Scores - sein. Der WOMAC Score hingegen zeigte keinen Ceiling-Effekt. [55] Darüber hinaus erwiesen sich der Anterior Knee Pain Scale (Kujala Score) und die visuelle Analogskala für Schmerzen in einer weiteren Studie als für die Erfassung des vorderen Knieschmerzes geeignet. [58] Des Weiteren ist es möglich, dass sich Veränderungen der Kinematik erst nach einem längeren Zeitraum in Form von Beschwerden bemerkbar machen.

#### 4.11. Retropatellarer Druck und Knorpeldicke

Für den vorderen Knieschmerz können aber auch andere Ursachen als ein patellares Maltracking verantwortlich sein. Nach dem Gelenkersatz steigt sowohl bei kreuzbanderhaltenden als auch bei posterior stabilisierten Prothesen der patellofemorale Druck. [91]

Van Jonbergen et al. konstatierten in ihrem systematischen Review, dass einige Ursachen, die eine abnorme Druckbelastung im patellofemorale Gelenk verursachen, mit dem Auftreten von vorderem Knieschmerz einhergehen. Diese Ursachen sind das Gangbild, eine anteriore Position des Rotationszentrums der Femurkomponente sowie eine suboptimale Komponentenausrichtung hinsichtlich Höhe und Rotation. Die Autoren empfahlen die Verwendung von Femurkomponenten mit einem posteriorem Rotationszentrum, die Entfernung des Hoffa'schen Fettkörpers, die Elektrokauterisation am Patellarand und die Vermeidung einer kombinierten Innenrotation von Femur- und Tibiakomponente. [41] Zur genauen Bestimmung des retropatellaren Drucks eignet sich die Berechnung mittels der Finite-Elemente-Methode. Hierdurch lassen sich beispielsweise Veränderungen der retropatellaren Druckverteilungen im normalen und im endoprothetisch versorgten Kniegelenk errechnen. [92] Weitere Studien zur Auswirkung auf das klinische Ergebnis erscheinen für die Erforschung des vorderen Knieschmerzes erstrebenswert.

Senioris et al. hingegen fanden keinen Zusammenhang zwischen patellofemorale Inkongruenz, die ebenfalls mit einem erhöhten Druck im Patellofemoralgelenk einhergeht und klinischen Ergebnissen. Sie sehen wiederum den Zustand und die Dicke des Gelenkknorpels als mögliche Ursache für den vorderen Knieschmerzen an.  
[93]

## **5. Zusammenfassung**

Durch den demographischen Wandel nimmt die Prävalenz der Gonarthrose in Deutschland zu. Ist die Erkrankung fortgeschritten und sind konservative Therapieoptionen ausgeschöpft, besteht bei entsprechendem Leidensdruck die Möglichkeit zur Implantation einer Knie totalendoprothese. Im Jahre 2016 wurden ca. 187.000 Knie totalendoprothesen implantiert. Der Eingriff ist damit unter den Top 20 der häufigsten Operationen in Deutschland. Als häufigste Komplikation des Eingriffs gilt der vordere Knieschmerz. In der Literatur schwanken die Angaben für das Auftreten zwischen 1 % und 50 %. Der vordere Knieschmerz kann viele verschiedene funktionelle oder mechanische Ursachen haben. Als ein wichtiger Grund gilt das patellare Maltracking. Doch Studien, die die patellare Kinematik in einen Zusammenhang mit dem klinischen Ergebnis setzen, sind selten. In den existierenden Studien wurde die Kinematik bislang ausschließlich anhand von Röntgenaufnahmen beurteilt. Uns ist keine Studie bekannt, in der hierzu ein Navigationssystem verwendet wurde. Diese Lücke soll durch diese Arbeit geschlossen werden. Unsere Studie umfasst 40 Patienten, bei denen im Zuge einer navigationsgestützten Knieprothesenimplantation eine zusätzliche Referenzbasis an der Patella angebracht wurde. Dadurch konnten die Parameter Tilt, Shift, Rotation und epikondyläre Distanz während des Beugevorgangs aufgezeichnet werden. Die Messungen erfolgten vor und nach der Implantation der Prothese. Im Schnitt 22 Monate später erfolgte die Erhebung des Knee Society Scores, WOMAC Scores, Feller Scores, Kujala Scores und der Visuellen Analogskala für Schmerzen. Zudem wurden u. a. Patella-tangential- Aufnahmen angefertigt, anhand derer Tilt und Shift zusätzlich radiologisch bestimmt wurden. Mittels linearer Regressionsanalyse wurde der Korrelationskoeffizient nach Pearson bestimmt und das Abschneiden in den Scores mit der Kinematik korreliert. Jeder Score wurde mit jedem Parameter korreliert. Hierzu wurden nicht nur die postoperativen Werte, sondern auch die Veränderungen zwischen den prä- und postoperativen Werten verwendet. Die Messungen erfolgten mittels Navigation bei 30°, 45°, 60°, 75° und 90° und anhand von Röntgenbildern bei ca. 45° Beugung. Insgesamt gab es pro Score 56 Korrelationen. Es zeigten sich keine relevanten, statistisch signifikanten Zusammenhänge. Auch andere postoperative Studien, in denen allerdings lediglich eine Röntgenbildgebung erfolgte, kommen zu diesem Ergebnis. Detaillierte Studien zur Kinematik von jungen, sportlichen Patienten mit vorderen Knieschmerzen bestätigen ebenfalls unsere

Ergebnisse: Die patellare Kinematik ist individuell verschieden. Eine Verallgemeinerung, welche Kinematik als normal und welche als pathologisch anzusehen ist, ist nicht möglich.

Für eine abschließende Beurteilung ist die Studienlage jedoch noch zu dürftig. Weitere Studien sollten möglichst alle Freiheitsgrade der Patella erfassen und mit präzisen Messinstrumenten durchgeführt werden. Ebenfalls von Bedeutung ist die Frage, inwiefern der retropatellare Druck und die Dicke des Gelenkknorpels Prädiktoren für das Auftreten von vorderem Knieschmerz sind. Um das Auftreten von patellofemorale Beschwerden zu verringern, sollten laut aktuellem Stand der Forschung Femurkomponenten mit einem posterioren Rotationszentrum verwendet werden. Empfohlen werden zudem die Entfernung des Hoffa'schen Fettkörpers, eine Elektrokauterisation am Patellarand und die Vermeidung einer kombinierten Innenrotation von Femur- und Tibiakomponente. Zur weiteren Reduktion der Inzidenz nach Knieendoprothetik bedarf es verschiedener Ansätze. Hier ist beispielsweise die Weiterentwicklung des Implantatdesigns zu nennen. So soll eine Abflachung der Kante des Polyethylen-Inlays zu einer geringeren Reizung der Patellarsehne führen soll. Auch die Operationstechnik, zum Beispiel die Implantation mittels Navigation und der Einsatz von patientenspezifischen Implantaten, müssen hinsichtlich ihrer langfristigen Ergebnisse geprüft werden. Die genannten Ansätze dienen der Behebung der mechanischen Ursachen des vorderen Knieschmerzes. Krankengymnastische und rehabilitative Konzepte sollten ebenfalls überprüft werden, um auch den funktionellen Ursachen des vorderen Knieschmerzes zu begegnen. Bei der Diagnosestellung bedarf es aufgrund der Komplexität des Krankheitsbilds einer gründlichen Abklärung. Hierzu kann man sich an existierenden Algorithmen orientieren. Zusammenfassend ist die patellare Kinematik individuell sehr verschieden, durch viele Faktoren beeinflussbar und die Beurteilung somit komplex. Es bedarf weiterer qualitativ hochwertiger Studien. Der Fokus zukünftiger Studien sollte sich zudem verstärkt auf den Zustand des retropatellaren Knorpels, den retropatellaren Druck und auf den Einfluss der Weichteile (Muskeln, Bänder, Sehnen und Narbengewebe) richten.

## 6. Literaturverzeichnis

### Quellen

- [1] B.Tillmann und W. Petersen, "Funktionelle Anatomie," *Knie*, edited by D. Kohn, Thieme, Stuttgart, 2005.
- [2] Jerosch, J., Heisel, J., and Tibesku, C. O., *Knieendoprothetik. Indikationen, Operationstechnik, Nachbehandlung, Begutachtung*, 2nd edn., Springer Berlin Heidelberg, Berlin Heidelberg, 2015.
- [3] Wirtz, D. C., *AE-Manual der Endoprothetik. Knie*, Arbeitsgemeinschaft Endoprothetik, Berlin, Heidelberg, 2011.
- [4] Schünke, M., Schulte, E., Schumacher, U., Voll, M., and Wesker, K., *Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. 182 Tabellen*, 3rd edn., Thieme, Stuttgart, 2011.
- [5] A.M.J. Bull & A.A. Amis, "Biomechanik," *Knie*, edited by D. Kohn, Thieme, Stuttgart, 2005.
- [6] Wagner, M., and Schabus, R., *Funktionelle Anatomie des Kniegelenks*, Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, 1982.
- [7] J. Lengerke, "Roe-Gonarthrose," <https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Roe-Gonarthrose.jpg>, [retrieved 4 October 2016].
- [8] Klaus E Kuettner, Victor M Goldberg, American Academy of Orthopaedic Surgeons., and American Academy of Orthopaedic Surgeons. Symposium., eds., *Osteoarthritic disorders*, The Academy, Rosemont, IL, 1994.
- [9] Wülker, N., and Kluba, T., eds., *Taschenlehrbuch Orthopädie und Unfallchirurgie*, 2nd edn., Thieme, Stuttgart, 2010.
- [10] Michael, J. W.-P., Schlüter-Brust, K. U., and Eysel, P., "The epidemiology, etiology, diagnosis, and treatment of osteoarthritis of the knee," *Deutsches Ärzteblatt international*; Vol. 107, No. 9, 2010, pp. 152–162. doi: 10.3238/arztebl.2010.0152.
- [11] Kellgren, J. H., and Lawrence, J. S., "Radiological assessment of osteo-arthrosis," *Annals of the rheumatic diseases*; Vol. 16, No. 4, 1957, pp. 494–502.
- [12] Statistisches Bundesamt, "Fallpauschalenbezogene Krankenhausstatistik (DRG-Statistik) Diagnosen, Prozeduren, Fallpauschalen und Case Mix der vollstationären Patientinnen und Patienten in Krankenhäusern 2016," [https://www.destatis.de/DE/Publikationen/Thematisch/Gesundheit/Krankenhaeuser/FallpauschalenKrankenhaus2120640167004.pdf?\\_\\_blob=publicationFile](https://www.destatis.de/DE/Publikationen/Thematisch/Gesundheit/Krankenhaeuser/FallpauschalenKrankenhaus2120640167004.pdf?__blob=publicationFile).
- [13] Niethard, F., "Themenreport Knieendoprothetik," *Orthopädie und Unfallchirurgie - Mitteilungen und Nachrichten*; Vol. 2, No. 02, 2013, pp. 200–201. doi: 10.1055/s-0033-1345577.

- [14] Lützner, J., Hübel, U., Kirschner, S., Günther, K.-P., and Krummenauer, F., "Langzeitergebnisse in der Knieendoprothetik: Metaanalyse zu Revisionsrate und funktionellem Ergebnis," *Der Chirurg; Zeitschrift für alle Gebiete der operativen Medizen*; Vol. 82, No. 7, 2011, pp. 618–624. doi: 10.1007/s00104-010-2001-8.
- [15] Bonnin, M. P., Basiglioni, L., and Archbold, H. A. P., "What are the factors of residual pain after uncomplicated TKA?," *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*; Vol. 19, No. 9, 2011, pp. 1411–1417. doi: 10.1007/s00167-011-1549-2.
- [16] Bourne, R. B., Chesworth, B. M., Davis, A. M., Mahomed, N. N., and Charron, K. D. J., "Patient satisfaction after total knee arthroplasty: who is satisfied and who is not?," *Clinical orthopaedics and related research*; Vol. 468, No. 1, 2010, pp. 57–63. doi: 10.1007/s11999-009-1119-9.
- [17] Lenze, U., Pohlig, F., Schauwecker, J., Toepfer, A., Rechl, H., Gollwitzer, H., and Eisenhart-Rothe, R. von, "Die Knieendoprothese," *Arthroscopie*; Vol. 25, No. 3, 2012, pp. 215–222. doi: 10.1007/s00142-012-0700-5.
- [18] Jacobs, W. C. H., Clement, D. J., and Wymenga, A. B., "Retention versus removal of the posterior cruciate ligament in total knee replacement: a systematic literature review within the Cochrane framework," *Acta orthopaedica*; Vol. 76, No. 6, 2005, pp. 757–768. doi: 10.1080/17453670510045345.
- [19] Luo, S.-x., Zhao, J. M., Su, W., Li, X.-f., and Dong, G.-f., "Posterior cruciate substituting versus posterior cruciate retaining total knee arthroplasty prostheses: a meta-analysis," *The Knee*; Vol. 19, No. 4, 2012, pp. 246–252. doi: 10.1016/j.knee.2011.12.005.
- [20] Gandhi, R., Tsvetkov, D., Davey, J. R., and Mahomed, N. N., "Survival and clinical function of cemented and uncemented prostheses in total knee replacement A META-ANALYSIS," *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume* [online], 91-B, No. 7, 2009, pp. 889–895
- [21] J. Duchow, "Bildgebende Diagnostik: Navigation," *Knie*, edited by D. Kohn, Thieme, Stuttgart, 2005.
- [22] Krackow, K. A., Bayers-Thering, M., Phillips, M. J., and Mihalko, W. M., "A new technique for determining proper mechanical axis alignment during total knee arthroplasty: progress toward computer-assisted TKA," *Orthopedics*; Vol. 22, No. 7, 1999, pp. 698–702.
- [23] Haaker, R., "Entwicklung der Knieendoprothetik. Von der Robotik über die Navigation zu den patientenspezifischen Instrumenten," *Der Orthopäde*; Vol. 45, No. 4, 2016, pp. 280–285. doi: 10.1007/s00132-016-3238-9.



- [24] Bathis, H., Perlick, L., Luring, C., Kalteis, T., and Grifka, J., "CT-based and CT-free navigation in knee prosthesis implantation. Results of a prospective study," *Der Unfallchirurg*; Vol. 106, No. 11, 2003, pp. 935–940. doi: 10.1007/s00113-003-0685-7.
- [25] Rath, B., Springorum, H.-R., Beckmann, J., Schaumburger, J., Tingart, M., Grifka, J., and Luring, C., "Importance of computer-assisted navigation in total knee arthroplasty - results of a nationwide survey in Germany," *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie*; Vol. 149, No. 2, 2011, pp. 173–177. doi: 10.1055/s-0030-1250469.
- [26] Chauhan, S. K., Scott, R. G., Bredahl, W., and Beaver, R. J., "Computer-assisted knee arthroplasty versus a conventional jig-based technique," *The Journal of Bone and Joint Surgery*; Vol. 86, No. 3, 2004, pp. 372–377. doi: 10.1302/0301-620X.86B3.14643.
- [27] Haaker, R. G., Stockheim, M., Kamp, M., Proff, G., Breitenfelder, J., and Ottersbach, A., "Computer-assisted navigation increases precision of component placement in total knee arthroplasty," *Clinical orthopaedics and related research*, No. 433, 2005, pp. 152–159.
- [28] Cheng, T., Zhao, S., Peng, X., and Zhang, X., "Does computer-assisted surgery improve postoperative leg alignment and implant positioning following total knee arthroplasty? A meta-analysis of randomized controlled trials?," *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* [online], Vol. 20, No. 7, pp. 1307–1322,
- [29] Fu, Y., Wang, M., Liu, Y., and Fu, Q., "Alignment outcomes in navigated total knee arthroplasty: a meta-analysis," *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*; Vol. 20, No. 6, 2012, pp. 1075–1082. doi: 10.1007/s00167-011-1695-6.
- [30] Renkawitz, T., Winkler, S., Weber, M., Kunow, F. von, Grifka, J., and Baier, C., "Update on navigation in total knee arthroplasty. Where are we today and what lies in the future?," *Der Orthopäde*; Vol. 43, No. 5, 2014, pp. 448–454. doi: 10.1007/s00132-013-2193-y.
- [31] Cerha, O., Kirschner, S., Günther, K.-P., and Lützner, J., "Kostenanalyse zur Navigation in der Knieendoprothetik," *Der Orthopäde*; Vol. 38, No. 12, 2009, pp. 1235–1240. doi: 10.1007/s00132-009-1473-z.
- [32] Calliess, T., Ettinger, M., and Windhagen, H., "Computerassistenzsysteme in der Knieendoprothetik: Der Orthopäde," *Orthopäde*; Vol. 43, No. 6, 2014, pp. 529–533. doi: 10.1007/s00132-014-2298-y.
- [33] van Houten, A. H., Heesterbeek, P. J. C., and Wymenga, A. B., "Patella position is not a determinant for anterior knee pain 10 years after balanced gap total knee arthroplasty," *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*; Vol. 24, No. 8, 2016, pp. 2656–2662. doi: 10.1007/s00167-015-3930-z.

- [34] Springorum, H.-R., Rath, B., Baier, C., Lechler, P., Lüring, C., and Grifka, J., "Patellofemoraler Schmerz nach primärer Knieendoprothetik: Der Orthopäde," *Orthopäde*; Vol. 40, No. 10, 2011, pp. 907–916. doi: 10.1007/s00132-011-1779-5.
- [35] Petersen, W., Rembitzki, I. V., Brüggemann, G.-P., Ellermann, A., Best, R., Koppenburg, A. G., and Liebau, C., "Anterior knee pain after total knee arthroplasty: a narrative review," *International orthopaedics*; Vol. 38, No. 2, 2014, pp. 319–328. doi: 10.1007/s00264-013-2081-4.
- [36] Chester, R., Smith, T. O., Sweeting, D., Dixon, J., Wood, S., and Song, F., "The relative timing of VMO and VL in the aetiology of anterior knee pain: a systematic review and meta-analysis," *BMC musculoskeletal disorders*; Vol. 9, 2008, p. 64. doi: 10.1186/1471-2474-9-64.
- [37] Kohl, S., Evangelopoulos, D. S., Hartel, M., Kohlhof, H., Roeder, C., and Eggli, S., "Anterior knee pain after total knee arthroplasty: does it correlate with patellar blood flow?," *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*; Vol. 19, No. 9, 2011, pp. 1453–1459. doi: 10.1007/s00167-011-1418-z.
- [38] Tsuji, T., Matsuyama, Y., Goto, M., Yimin, Y., Sato, K., Hasegawa, Y., and Ishiguro, N., "Knee-spine syndrome: correlation between sacral inclination and patellofemoral joint pain," *Journal of orthopaedic science : official journal of the Japanese Orthopaedic Association*; Vol. 7, No. 5, 2002, pp. 519–523. doi: 10.1007/s007760200092.
- [39] Nakagawa, T. H., Muniz, T. B., Baldon, R. d. M., Maciel, C. D., Reiff, Rodrigo Bezerra de Menezes, and Serrão, F. V., "The effect of additional strengthening of hip abductor and lateral rotator muscles in patellofemoral pain syndrome: a randomized controlled pilot study," *Clinical Rehabilitation* [online], Vol. 22, No. 12, 2008, pp. 1051–1060, <http://cre.sagepub.com/content/22/12/1051.full.pdf>.
- [40] Harvie, D., O'Leary, T., and Kumar, S., "A systematic review of randomized controlled trials on exercise parameters in the treatment of patellofemoral pain: what works?," *Journal of multidisciplinary healthcare*; Vol. 4, 2011, pp. 383–392. doi: 10.2147/JMDH.S24595.
- [41] van Jonbergen, H.-P. W., Reuver, J. M., Mutsaerts, E. L., and Poolman, R. W., "Determinants of anterior knee pain following total knee replacement: a systematic review," *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*; Vol. 22, No. 3, 2014, pp. 478–499. doi: 10.1007/s00167-012-2294-x.
- [42] Keshmiri, A., Maderbacher, G., Baier, C., Sendtner, E., Schaumburger, J., Zeman, F., Grifka, J., and Springorum, H. R., "The influence of component alignment on patellar kinematics in total knee arthroplasty," *Acta orthopaedica*; Vol. 86, No. 4, 2015, pp. 444–450. doi: 10.3109/17453674.2015.1005907.

- [43] Keshmiri, A., Springorum, H., Baier, C., Zeman, F., Grifka, J., and Maderbacher, G., "Is it possible to re-establish pre-operative patellar kinematics using a ligament-balanced technique in total knee arthroplasty?: A cadaveric investigation," *International Orthopaedics*; Vol. 39, No. 3, 2015, pp. 441–448. doi: 10.1007/s00264-014-2507-7.
- [44] Heegaard, J., Leyvraz, P. F., van Kampen, A., Rakotomanana, L., Rubin, P. J., and Blankevoort, L., "Influence of soft structures on patellar three-dimensional tracking," *Clinical orthopaedics and related research*, No. 299, 1994, pp. 235–243.
- [45] Katchburian, M. V., Bull, A. M. J., Shih, Y.-F., Heatley, F. W., and Amis, A. A., "Measurement of patellar tracking: assessment and analysis of the literature," *Clinical orthopaedics and related research*, No. 412, 2003, pp. 241–259. doi: 10.1097/01.blo.0000068767.86536.9a.
- [46] Keshmiri, A., Maderbacher, G., Baier, C., Müller, W., Grifka, J., and Springorum, H. R., "Do surgical patellar interventions restore patellar kinematics in fixed-bearing, cruciate-retaining total knee arthroplasty?: An in vitro study," *The Journal of arthroplasty*, Vol. 29, No. 11, 2014, pp. 2197–2201. doi: 10.1016/j.arth.2014.07.008.
- [47] Kienapfel, H., Springorum, H.-P., Ziegler, A., Klose, K.-J., Georg, C., and Griss, P., "Der Einfluss der Femur- und Tibiakomponentenrotation auf das patellofemorale Versagen beim künstlichen Kniegelenkersatz," *Der Orthopäde* [online], Vol. 32, No. 4, pp. 312–318,
- [48] Miller, M. C., Berger, R. A., Petrella, A. J., Karmas, A., and Rubash, H. E., "Optimizing femoral component rotation in total knee arthroplasty," *Clinical orthopaedics and related research*, No. 392, 2001, pp. 38–45.
- [49] DePuy Synthes, "SIGMA® Total Knee System," <https://www.depuysynthes.com/hcp/knee/products/qs/SIGMA-Total-Knee-System>, [retrieved 15 April 2018].
- [50] Akagi, M., Oh, M., Nonaka, T., Tsujimoto, H., Asano, T., and Hamanishi, C., "An anteroposterior axis of the tibia for total knee arthroplasty," *Clinical orthopaedics and related research*, No. 420, 2004, pp. 213–219.
- [51] Vollath, V., *Kapseldehiszenz, Patella Shift und Tilt nach Knie totalendoprothese. Measured-resection vs. Ligament-balanced. Klinische und radiologische Ergebnisse.*, Regensburg, 2016.
- [52] Metsna, V., Sarap, P., Vorobjov, S., Tootsi, K., and Martson, A., "The patellar shift index: a reliable and valid measure for patellofemoral congruence following total knee arthroplasty with unresurfaced patella," *Acta orthopaedica et traumatologica turcica*; Vol. 47, No. 5, 2013, pp. 323–329.

- [53] Theodoulou, A., Bramwell, D. C., Spiteri, A. C., Kim, S. W., and Krishnan, J., "The Use of Scoring Systems in Knee Arthroplasty: A Systematic Review of the Literature," *The Journal of arthroplasty*; Vol. 31, No. 10, 2016, 2364-2370.e8. doi: 10.1016/j.arth.2016.05.055.
- [54] Insall, J. N., Dorr, L. D., Scott, R. D., and Scott, W. N., "Rationale of the Knee Society clinical rating system," *Clinical orthopaedics and related research*, No. 248, 1989, pp. 13–14.
- [55] Na, S.-E., Ha, C.-W., and Lee, C.-H., "A new high-flexion knee scoring system to eliminate the ceiling effect," *Clinical orthopaedics and related research*; Vol. 470, No. 2, 2012, pp. 584–593. doi: 10.1007/s11999-011-2203-5.
- [56] Lingard, E. A., Katz, J. N., Wright, R. J., Wright, E. A., and Sledge, C. B., "Validity and responsiveness of the Knee Society Clinical Rating System in comparison with the SF-36 and WOMAC," *The Journal of bone and joint surgery. American volume*; 83-A, No. 12, 2001, pp. 1856–1864.
- [57] Collins, N. J., Misra, D., Felson, D. T., Crossley, K. M., and Roos, E. M., "Measures of knee function: International Knee Documentation Committee (IKDC) Subjective Knee Evaluation Form, Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS), Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score Physical Function Short Form (KOOS-PS), Knee Outcome Survey Activities of Daily Living Scale (KOS-ADL), Lysholm Knee Scoring Scale, Oxford Knee Score (OKS), Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC), Activity Rating Scale (ARS), and Tegner Activity Score (TAS)," *Arthritis care & research*; Vol. 63, 2011. doi: 10.1002/acr.20632.
- [58] Crossley, K. M., Bennell, K. L., Cowan, S. M., and Green, S., "Analysis of outcome measures for persons with patellofemoral pain: Which are reliable and valid?," *Archives of physical medicine and rehabilitation*; Vol. 85, No. 5, 2004, pp. 815–822.
- [59] Serlin, R. C., Mendoza, T. R., Nakamura, Y., Edwards, K. R., and Cleeland, C. S., "When is cancer pain mild, moderate or severe? Grading pain severity by its interference with function," *Pain*; Vol. 61, No. 2, 1995, pp. 277–284.
- [60] Feller, J. A., Bartlett, R. J., and Lang, D. M., "Patellar resurfacing versus retention in total knee arthroplasty," *The Journal of bone and joint surgery. British volume*; Vol. 78, No. 2, 1996, pp. 226–228.
- [61] Lee, C.-H., Ha, C.-W., Kim, S., Kim, M., and Song, Y.-J., "A novel patellofemoral scoring system for patellofemoral joint status," *The Journal of bone and joint surgery. American volume*; Vol. 95, No. 7, 2013, pp. 620–626. doi: 10.2106/JBJS.K.01606.

- [62] Kujala, U. M., Jaakkola, L. H., Koskinen, S. K., Taimela, S., Hurme, M., and Nelimarkka, O., "Scoring of patellofemoral disorders," *Arthroscopy : the journal of arthroscopic & related surgery : official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*; Vol. 9, No. 2, 1993, pp. 159–163.
- [63] Watson, C. J., Propps, M., Ratner, J., Zeigler, D. L., Horton, P., and Smith, S. S., "Reliability and responsiveness of the lower extremity functional scale and the anterior knee pain scale in patients with anterior knee pain," *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, Vol. 35, No. 3, 2005, pp. 136–146. doi: 10.2519/jospt.2005.35.3.136.
- [64] Belvedere, C., Ensini, A., Leardini, A., Dedda, V., Feliciangeli, A., Cenni, F., Timoncini, A., Barbadoro, P., and Giannini, S., "Tibio-femoral and patello-femoral joint kinematics during navigated total knee arthroplasty with patellar resurfacing," *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*; Vol. 22, No. 8, 2014, pp. 1719–1727. doi: 10.1007/s00167-013-2825-0.
- [65] Bullens, P. H., van Loon, C. J., Waal Malefijt, M. C. de, Laan, R. F., and Veth, R. P., "Patient satisfaction after total knee arthroplasty: a comparison between subjective and objective outcome assessments," *The Journal of arthroplasty*; Vol. 16, No. 6, 2001, pp. 740–747. doi: 10.1054/arth.2001.23922.
- [66] Bâthis, H., Perlick, L., Tingart, M., Lüring, C., Zurakowski, D., and Grifka, J., "Alignment in total knee arthroplasty," *The Journal of Bone and Joint Surgery*; Vol. 86, No. 5, 2004, pp. 682–687. doi: 10.1302/0301-620X.86B5.14927.
- [67] Lutzner, J., Krummenauer, F., Wolf, C., Gunther, K.-P., and Kirschner, S., "Computer-assisted and conventional total knee replacement: a comparative, prospective, randomised study with radiological and CT evaluation," *The Journal of bone and joint surgery. British volume*; Vol. 90, No. 8, 2008, pp. 1039–1044. doi: 10.1302/0301-620X.90B8.20553.
- [68] Erak, S., Rajgopal, V., Macdonald, S. J., McCalden, R. W., and Bourne, R. B., "Ten-year results of an inset biconvex patella prosthesis in primary knee arthroplasty," *Clinical orthopaedics and related research*; Vol. 467, No. 7, 2009, pp. 1781–1792. doi: 10.1007/s11999-009-0816-8.
- [69] Wanja Hemmerich, "Korrelation, Korrelationskoeffizient," <https://matheguru.com/stochastik/korrelation-korrelationskoeffizient.html>, [retrieved 31 October 2018].
- [70] Ulrike von Hehn, "Korrelationskoeffizient nach Pearson," <https://www.medistat.de/glossar/korrelation-assoziation/korrelationskoeffizient-nach-pearson/#>, [retrieved 17 September 2018].

- [71] Astrid Schneider, Gerhard Hommel, Maria Blettner, "Lineare Regressionsanalyse: Teil 14 der Serie zur Bewertung wissenschaftlicher Publikationen," *Deutsches Ärzteblatt*, Vol. 107, No. 44, 2010, pp. 776–782.
- [72] Ellen Boldt, "Regression und Korrelation," <http://jumbo.uni-muenster.de/index.php?id=30>, [retrieved 12 November 2016].
- [73] Du Prel, J.-B., Hommel, G., Röhrig, B., and Blettner, M., "Confidence interval or p-value?: Part 4 of a series on evaluation of scientific publications," *Deutsches Ärzteblatt international*; Vol. 106, No. 19, 2009, pp. 335–339. doi: 10.3238/arztebl.2009.0335.
- [74] C. Becher, S. Ostermeier, P. Schöttle, "Das vordere Knieschmerzsyndrom – Teil 1: Grundlagen, Anamnese, klinische und bildgebende Untersuchung," *Orthopädie und Unfallchirurgie up2date*; Vol. 8, No. 01, 2013.
- [75] Heesterbeek, P. J. C., Keijsers, N. L. W., and Wymenga, A. B., "Femoral component rotation after balanced gap total knee replacement is not a predictor for postoperative patella position," *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*; Vol. 19, No. 7, 2011, pp. 1131–1136. doi: 10.1007/s00167-011-1409-0.
- [76] Rowe, P. J., Myles, C. M., Walker, C., and Nutton, R., "Knee joint kinematics in gait and other functional activities measured using flexible electrogoniometry: how much knee motion is sufficient for normal daily life?," *Gait & posture*; Vol. 12, No. 2, 2000, pp. 143–155.
- [77] Laubenthal, K. N., Smidt, G. L., and Kettelkamp, D. B., "A quantitative analysis of knee motion during activities of daily living," *Physical therapy*; Vol. 52, No. 1, 1972, pp. 34–43.
- [78] Springorum, H. R., Maderbacher, G., Craiovan, B., Luring, C., Baier, C., Grifka, J., and Keshmiri, A., "No difference between standard and high flexion cruciate retaining total knee arthroplasty: a prospective randomised controlled study," *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*; Vol. 23, No. 6, 2015, pp. 1591–1597. doi: 10.1007/s00167-014-3082-6.
- [79] Mulholland, S. J., and Wyss, U. P., "Activities of daily living in non-Western cultures: range of motion requirements for hip and knee joint implants," *International journal of rehabilitation research. Internationale Zeitschrift für Rehabilitationsforschung. Revue internationale de recherches de readaptation*; Vol. 24, No. 3, 2001, pp. 191–198.
- [80] Giesinger, J. M., Hamilton, D. F., Jost, B., Behrend, H., and Giesinger, K., "WOMAC, EQ-5D and Knee Society Score Thresholds for Treatment Success After Total Knee Arthroplasty," *The Journal of arthroplasty*; Vol. 30, No. 12, 2015, pp. 2154–2158. doi: 10.1016/j.arth.2015.06.012.

- [81] Simone Löwe, *Prospektiv randomisierte klinische Studie zum Vergleich des fixierten Polyethylengleitlagers mit der rotierenden Plattform bei primärer Knieendoprothetik (Typ P.F.C. SIGMA)*, Bochum, 2009.
- [82] Anglin, C., Ho, K. C., Briard, J.-L., Lambilly, C. de, Plaskos, C., Nodwell, E., and Stindel, E., "In vivo patellar kinematics during total knee arthroplasty," *Computer Aided Surgery*; Vol. 13, No. 6, 2008, pp. 377–391. doi: 10.3109/10929080802594563.
- [83] Nha, K. W., Papannagari, R., Gill, T. J., van de Velde, S. K., Freiberg, A. A., Rubash, H. E., and Li, G., "In vivo patellar tracking: clinical motions and patellofemoral indices," *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*; Vol. 26, No. 8, 2008, pp. 1067–1074. doi: 10.1002/jor.20554.
- [84] Belvedere, C., Leardini, A., Ensini, A., Bianchi, L., Catani, F., and Giannini, S., "Three-dimensional patellar motion at the natural knee during passive flexion/extension. An in vitro study," *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*; Vol. 27, No. 11, 2009, pp. 1426–1431. doi: 10.1002/jor.20919.
- [85] Akbari Shandiz, M., Boulos, P., Saevarsson, S. K., Yoo, S., Miller, S., and Anglin, C., "Changes in knee kinematics following total knee arthroplasty," *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*; Vol. 230, No. 4, 2016, pp. 265–278. doi: 10.1177/0954411916632491.
- [86] Akbari Shandiz, M., *Component Placement in Hip and Knee Replacement Surgery: Device Development, Imaging and Biomechanics*, Calgary, 2015.
- [87] MacIntyre, N. J., Hill, N. A., Fellows, R. A., Ellis, R. E., and Wilson, D. R., "Patellofemoral joint kinematics in individuals with and without patellofemoral pain syndrome," *The Journal of bone and joint surgery. American volume*; Vol. 88, No. 12, 2006, pp. 2596–2605. doi: 10.2106/JBJS.E.00674.
- [88] Esfandiarpour, F., Lebrun, C. M., Dhillon, S., and Boulanger, P., "In-vivo patellar tracking in individuals with patellofemoral pain and healthy individuals," *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*, 2018. doi: 10.1002/jor.23887.
- [89] Cohen, J., "Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences," [online], <http://www.utstat.toronto.edu/~brunner/oldclass/378f16/readings/CohenPower.pdf>, [retrieved 2 November 2018].
- [90] Draper, C. E., Besier, T. F., Fredericson, M., Santos, J. M., Beaupre, G. S., Delp, S. L., and Gold, G. E., "Differences in patellofemoral kinematics between weight-bearing and non-weight-bearing conditions in patients with patellofemoral pain," *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*; Vol. 29, No. 3, 2011, pp. 312–317. doi: 10.1002/jor.21253.

- [91] Tanikawa, H., Tada, M., Harato, K., Okuma, K., and Nagura, T., "Influence of Total Knee Arthroplasty on Patellar Kinematics and Patellofemoral Pressure," *The Journal of arthroplasty*; Vol. 32, No. 1, 2017, pp. 280–285. doi: 10.1016/j.arth.2016.06.044.
- [92] Steinbruck, A., Milz, S., Woiczinski, M., Schroder, C., Utzschneider, S., Jansson, V., and Fottner, A., "Anatomie und Biomechanik des Patellofemoralgelenks: Physiologische Gegebenheiten und Veränderungen nach Implantation einer Knie totalendoprothese," *Der Orthopade*; Vol. 40, No. 10, 2011, 848, 850-2, 854. doi: 10.1007/s00132-011-1773-y.
- [93] Senioris, A., Saffarini, M., Rahali, S., Malekpour, L., Dujardin, F., and Courage, O., "Does patellofemoral congruence following total knee arthroplasty correlate with pain or function?: Intraoperative arthroscopic assessment of 30 cases," *Annals of Translational Medicine*; Vol. 4, No. 15, 2016, p. 279. doi: 10.21037/atm.2016.07.21.



## 7. Anhang

### 1.Knee Society Score

Bitte kreuzen Sie das am ehesten zutreffende Feld an. Die Abschnitte Beweglichkeit, Stabilität, Flexionskontraktur, Extensionsdefizit und Alignment sowie die Auswertung übernimmt der Untersucher.

#### A: Knee Score

<b>Schmerz</b>	Keiner		50
	Leicht oder gelegentlich		45
	Nur beim Treppensteigen		40
	Bei Gehen oder Treppensteigen		30
	Mittelmäßig: gelegentlich		20
	Ständig		10
	Starke Schmerzen		0
<b>Beweglichkeit</b>	(5° = 1 Punkt) -> max. 25 Punkte für 125°		25
<b>Stabilität</b> (Max. Bewegung in jeder Position)  <u>Untersucher</u>	Anterior-posterior	< 5 mm	10
		5-10 mm	5
		> 10 mm	0
	Medio-lateral	< 5°	15
		6-9°	10
		10-14°	5
		> 15°	0

<b>Flexionskontraktur</b> <u>Untersucher</u>		5° - 10°		- 2
		10° - 15°		- 5
		16° - 20°		- 10
		>20°		- 15
<b>Extensionsdefizit</b> <u>Untersucher</u>		<10°		- 5
		10° - 20°		- 10
		>20°		- 15
<b>Alignment</b> <u>Untersucher</u>	Physiologische Beinsachse (Varus-/ Valgusfehlstellung)	0° - 4°		0
		5° - 10°		- 6
		11° - 15°		- 13
		>15°		- 20
<b>Gesamt Knee Score</b>				

### **B. Function Score**

<b>Gehen</b>	Unbegrenzt		50
	> 1000 Meter		40
	500 – 1000 Meter		30
	<500 Meter		20
	Nur im Haus		10
	Überhaupt nicht		0

<b>Treppengehen</b>	Normal rauf und runter		50
	Normal rauf, runter mit Geländer		40
	Rauf und runter mit Geländer		30
	Rauf mit Geländer, runter nicht möglich		15
	Überhaupt nicht		0
<b>Gehhilfen</b>	1 Gehstock		- 5
	2 Gehstöcke		- 10
	Krücken oder Gehgestell		- 20
<b>Gesamt Function Score</b>			

## **2. WOMAC Score**

### **A. Fragen zu Beschwerden und Schmerzen des betroffenen Knies**

**1.) Wie viel Schmerzen spüren Sie beim Gehen auf einer ebenen Fläche?**

	Keine	Geringe	Mäßige	Starke	Sehr starke
Betroffenes Knie					

**2.) Wie viel Schmerzen bereitet es Ihnen, Treppen hinunterzugehen?**

	Keine	Geringe	Mäßige	Starke	Sehr starke
Betroffenes Knie					

**3.) Wie viel Schmerzen spüren Sie nachts im Bett?**

	Keine	Geringe	Mäßige	Starke	Sehr starke
Betroffenes Knie					

**4.) Wie viel Schmerzen spüren Sie beim Sitzen oder Liegen?**

	Keine	Geringe	Mäßige	Starke	Sehr starke
Betroffenes Knie					

**5.) Wie viel Schmerzen spüren Sie beim aufrechten Stehen?**

	Keine	Geringe	Mäßige	Starke	Sehr starke
Betroffenes Knie					

**6.) Wie oft haben Sie während der vergangenen vier Wochen Schmerzmedikamente für Ihre erkranktes Knie einnehmen müssen?**

	Nie	<1x/ Woche	1- 3x/Woche	4-6x / Woche	Täglich
Betroffenes Knie					

B. Fragen zum Steifheitsgrad des betroffenen Knies

Die folgenden Fragen beziehen sich auf den **Steifheitsgrad** (nicht Schmerzen), den Sie in Ihrem operierten Knie während der vergangenen vier Wochen empfunden haben. (Steifheit wird als Bewegungseinschränkung und Bewegungsverlangsamung des Gelenks definiert.)

**Wie schwerwiegend ist Ihre Steifheit nach:**

**6.) dem ersten Aufwachen am Morgen?**

Keine	Gering	Mäßig	Steif	Sehr Steif

**7.) dem Sitzen, Liegen oder Ruhen später am Tag?**

Keine	Gering	Mäßig	Steif	Sehr Steif

C. Fragen zur Funktionalität des betroffenen Knies:

Die folgenden Fragen beziehen sich auf Ihre **körperliche Funktionsfähigkeit** (Ihre Fähigkeit, umher zu gehen und sich selbst zu versorgen).

Geben Sie bitte für jede Aktivität die Schwierigkeiten an, die Sie **wegen Ihres operierten Knies** während der vergangenen vier Wochen empfunden haben.

Welche <b>Schwierigkeiten</b> haben Sie:	Keine	Geringe	Mäßige	Schwer	Sehr schwer
Beim Treppen Hinuntergehen					
beim Treppensteigen					
beim Aufstehen vom Sitzen					
beim Stehen					
beim Bücken zum Fußboden					
beim Gehen auf einer ebenen Fläche					
beim Ein- und Aussteigen aus dem Auto					
beim Einkaufen					
beim Socken Anziehen					
beim Aufstehen aus dem Bett					
beim Socken Ausziehen					
beim Liegen im Bett					
beim Ein- und Aussteigen in die und aus der Badewanne					
beim Sitzen					
beim Aufstehen von der Toilette					
bei schwerer Hausarbeit					
bei leichter Hausarbeit					

**Welche der folgenden Antworten beschreiben am besten Ihr Aktivitätsniveau während der vergangenen vier Wochen?**

- Bettlägerig oder im Rollstuhl
- Minimale Beweglichkeit im Haus
- Büroarbeit, sitzende Arbeit oder leichte Hausarbeit
- Schwere Hausarbeit wie Staubsaugen oder Fußböden reinigen, Gartenarbeit, Fließbandarbeit oder leichte Fitnessübungen wie Spazieren gehen
- Bis zu 25 kg gehoben oder mäßig fordernde Sportarten wie mehr als 5 km Gehen oder Radfahren ausgeübt
- Oft mehr als 25 kg gehoben oder dynamische Sportarten wie Tennis oder Joggen ausgeübt



### **3. Feller Score**

#### **I. Vordere Knieschmerzen**

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

#### **II. Quadrizepsstärke (Beinstrecker)**

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

#### **III. Fähigkeit, sich von einem Stuhl zu erheben**

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

#### **IV. Treppensteigen**

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

Summe: \_\_\_\_\_

## 4. Kujala Score

Bitte wählen Sie bei folgenden Fragen ihre zutreffende Beschwerde aus (immer nur ein Kreuz).

- 1.) Humpeln/hinken beim Gehen?
  - nie (5)
  - etwas oder periodisch (3)
  - konstant /dauerhaft (0)
- 2.) Gewichtsbelastung des Kniegelenks
  - volle Unterstützung ohne Schmerz (5)
  - ist schmerzhaft (3)
  - ist unmöglich (0)
- 3.) Normales Gehen im Alltag
  - unbegrenzt ohne Schmerz (5)
  - mehr als 2 km möglich (3)
  - 1-2 km möglich (2)
  - ist unmöglich (0)
- 4.) Treppen steigen
  - keine Schwierigkeit (10)
  - leichter Schmerz beim treppab gehen (8)
  - Schmerz bei treppab und -auf gehen (5)
  - nicht mehr möglich (0)
- 5.) Hocke/tiefe Kniebeuge
  - keine Schwierigkeit (5)
  - Schmerz bei wiederholter Bewegung (4)
  - Schmerz bei jeder Bewegung (3)
  - ist möglich unter Teilbelastung des betroffenen Kniegelenks (2)
  - nicht mehr möglich (0)
- 6.) Rennen/Joggen
  - keine Schwierigkeit (10)
  - Schmerz bei mehr als 2 km (8)
  - bei Beginn ein leichter Schmerz (6)
  - bei Beginn starke Schmerzen (3)
  - nicht mehr möglich (0)
- 7.) Springen
  - keine Probleme (10)
  - geringe Schwierigkeit (7)
  - konstanter Schmerz (2)
  - nicht mehr möglich (0)
- 8.) Längeres Sitzen mit gebeugtem Kniegelenk
  - keine Schwierigkeit (10)
  - Schmerz nach Übungen (8)
  - konstanter Schmerz (6)
  - wegen Schmerz muss das Kniegelenk zeitnah gestreckt werden (4)
  - nicht mehr möglich (0)
- 9.) Schmerz
  - kein Schmerz (10)
  - leicht und gelegentlich (8)
  - stört den Schlaf (6)
  - gelegentlich starker Schmerz (3)
  - konstant starker Schmerz (0)
- 10.) Schwellung
  - keine Schwellung (10)
  - nach schweren Anstrengungen (8)
  - nach Alltagsaktivitäten (6)
  - jeden Abend (4)
  - konstant/dauerhaft (0)
- 11.) Abnormale schmerzhafte Bewegung der Kniescheibe
  - niemals (10)
  - gelegentlich bei sportlicher Aktivität (6)
  - gelegentlich bei Alltagsaktivitäten (4)
  - mindestens eine dokumentierte Dislokation der Kniescheibe (2)
  - mehr als 2 Dislokationen (0)
- 12.) Muskelabnahme des Oberschenkels
  - keine Muskelabnahme (5)
  - leichte Abnahme (3)
  - starke Abnahme (0)
- 13.) Defizite bei Kniebeugung
  - keine Defizite (5)
  - leichte Defizite (3)
  - starke Defizite (0)

## 5. Visuelle Analogskala zur Schmerzerfassung

Bitte kreuzen Sie die Stärke Ihrer Schmerzen **zum Zeitpunkt der OP** auf der Linie an:

Kein Schmerz————— stärkster  
vorstellbarer  
Schmerz

Bitte kreuzen Sie die Stärke Ihrer Schmerzen zum **jetzigen Zeitpunkt** auf der Linie an:

Kein Schmerz————— stärkster  
vorstellbarer  
Schmerz

## **8. Danksagung**

Ich möchte allen danken, die mir beim Erstellen der Dissertation geholfen haben und allen, die mich auf meinem bisherigen Lebensweg unterstützt und begleitet haben.

Ich danke Herrn Prof. Dr. Dr. Grifka dafür, dass ich die Doktorarbeit an seinem Lehrstuhl schreiben durfte.

Besonders bedanken möchte ich mich bei meinem Betreuer Herrn PD Dr. Keshmiri für die geduldige, kompetente und angenehme Begleitung während des gesamten Projekts. Wie wichtig es ist, einen Betreuer zu haben, der stets ansprechbar ist, einem auf Augenhöhe begegnet und sich aufrichtig für das Projekt einbringt, konnte ich mehrfach im eigenen Umfeld erleben und weiß es daher umso mehr zu schätzen.

Einen Dank aussprechen möchte ich Herrn Zeman für die große Hilfe bei der statistischen Auswertung der Daten.

Ein herzlicher Dank gebührt allen Mitarbeitern des Asklepios Klinikums Bad Abbach, die mir gegenüber sehr aufgeschlossen waren und mich freundlich und tatkräftig bei der Durchführung der Nachuntersuchungen unterstützt haben.

Ich danke allen Patientinnen und Patienten für die Bereitschaft an einer wissenschaftlichen Studie teilzunehmen und so wissenschaftlichen Fortschritt für künftige Generationen zu ermöglichen. Ich wünsche ihnen alles Gute für die Zukunft.

Herzlich bedanken möchte ich mich bei meiner Familie & Freundin, die mich vom ersten Tag an absolut vorbildlich unterstützt haben. Dass ein intaktes Umfeld nicht selbstverständlich, sondern ein großes Glück ist, war mir in meiner Kindheit und Jugend nicht bewusst.