

Aus der Klinik für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie,
Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg/Saar
Direktor: Prof. Dr. med. D. Kohn

Postoperative Kniegelenkbeweglichkeit nach Endoprothesenimplantation

Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
der Medizinischen Fakultät
der UNIVERSITÄT DES SAARLANDES
2015

vorgelegt von: Yvonne Linicus
geboren am : 14. März 1987 in Merzig

Für Moritz und meine Familie

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	3
Abkürzungsverzeichnis	5
Abbildungsverzeichnis	6
1. Zusammenfassung	7
2. Einleitung	9
2.1 Die Anatomie des Kniegelenkes.....	9
2.2 Die Gonarthrose	11
2.3 Therapieoptionen bei Gonarthrose.....	13
2.3.1 Konservative Behandlung	13
2.3.2 Operative Behandlung von Knorpeldefekten.....	14
2.4 Kniegelenkendoprothetik	16
2.4.1 Die Geschichte der Endoprothetik.....	16
2.4.2 Einteilung der Kniegelenkendoprothesen.....	18
2.4.3 Die Indikation zum endoprothetischen Kniegelenkersatz.....	19
3. Fragestellung	21
4. Material und Methoden	22
4.1 Studiendesign	22
4.2 Vorarbeiten	22
4.3 Ein- und Ausschlusskriterien	23
4.4 Patientenkollektiv	23
4.5 Erhebung klinischer Parameter	24
4.6 Erhebung radiologischer Parameter.....	24
4.6.1 Beinachsen-Fehlstellung	24
4.6.2 Posteriorer kondylärer Versatz (<i>posterior condylar offset</i>)	26
4.6.3 Tiefe des femoropatellaren Gleitlagers	27
4.6.4 Hoch- oder Tiefstand der Patella.....	27
4.6.5 Neigung des Tibiaplateaus (<i>tibial slope</i>)	28
4.6.6 Patelladezentrierung	29
4.6.7 Patellaverkipfung	30
4.7 Statistische Auswertung	31
5. Ergebnisse	32
5.1 Klinische Parameter	32
5.1.1 Klinische Parameter: Deskriptive Ergebnisse	32

5.1.2 Klinische Parameter: Vergleich zwischen den Gruppen	35
5.2 Radiologische Parameter	37
5.2.1 Radiologische Parameter: Deskriptive Ergebnisse	37
5.2.2 Radiologische Parameter: Vergleich zwischen den Gruppen	41
5.3 Vergleich zwischen präoperativ und postoperativ	44
5.3.1 Klinische Parameter	44
5.3.2 Radiologische Parameter	45
5.4 Beeinflussung der postoperativen Flexionsfähigkeit	46
6. Diskussion	48
6.1 Diskussion der klinischen Parameter	48
6.2 Diskussion der radiologischen Parameter	50
6.3 Beeinflussung der postoperativen Beweglichkeit	54
6.4 Vergleich <i>single-</i> versus <i>multi-radius design</i> der Endoprothesen.....	55
6.5 Einschränkungen der vorliegenden Arbeit.....	55
6. 6 Beantwortung der Fragestellung	56
6.7 Ausblick	56
7. Literaturverzeichnis	57
8. Danksagung	68
9. Lebenslauf.....	Fehler! Textmarke nicht definiert.

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
a.p.	antero-posterior
Art.	Articulatio
ca.	Circa
cm	Zentimeter
cm ²	Quadratzentimeter
ITX	Interax (bikondyläre Prothese)
lat.	Lateral
Lig.	Ligamentum
M.	Musculus
MGG	Miller Goldberg Galante (monokondyläre Prothese)
MRD	<i>multi radius design</i>
mm	Millimeter
NSAR	nichtsteroidale Antirheumatika
OP	Operation
ROM	<i>range of motion</i>
SRD	<i>single radius design</i>
TEP	Totalendoprothese
TRI	Triathlon (bikondyläre Prothese)
z.B.	zum Beispiel
%	Prozent
>	größer
<	kleiner

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Kniegelenk von dorsal mit Kapsel-Band-Apparat und Kondylen	10
Abbildung 2: Menisken mit Ansätzen der Kreuzbänder	11
Abbildung 3: Historisches Bild der ersten Knie-TEP aus Elfenbein	17
Abbildung 4: Ganzbeinstandaufnahme a.p., Achsenbestimmung Beinefehlstellung	25
Abbildung 5: laterale Projektion Knie, posteriorer kondylärer Versatz.....	26
Abbildung 6: Patella tangential präoperativ, Tiefe femoropatellares Gleitlager.....	27
Abbildung 7: laterale Projektion Knie präoperativ , Patellahöhe.....	28
Abbildung 8: laterale Projektion Knie präoperativ, Neigung des Tibiaplateau.....	29
Abbildung 9: Patella tangential, Patelladezentrierung.....	30
Abbildung 10: Patella tangential, Patellaverkipfung.....	30
Abbildung 11: Geschlechtsverteilung in der Gruppe TRI.....	32
Abbildung 12: Geschlechtsverteilung in der Gruppe ITX.....	33
Abbildung 13: Geschlechtsverteilung in der Gruppe MGG.....	34
Abbildung 14: Patelladezentrierung- und Verkipfung im Zeitverlauf.....	39
Abbildung 15: Korrelation posteriorer kondylärer Versatz und postoperativer Flexion.....	43/44
Abbildung 16: Vergleich prä-und postoperative Flexion in allen drei Gruppen.....	45

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Klinischer Verlauf der Gonarthrose (modifiziert nach Mohing 1979).....	12
Tabelle 2: Radiologische Klassifikation der Gonarthrose nach Kellgren und Lawrence.....	13
Tabelle 3: Zusammenfassung klinischer Parameter allen drei Gruppen.....	35
Tabelle 4: Zusammenfassung radiologischer Parameter aus allen drei Gruppen.....	40

1. Zusammenfassung

Die vorliegende Arbeit ist eine Untersuchung zur Bestimmung des Einflusses verschiedener Endoprothesen-Modelle sowie prä- und postoperativer klinischer und radiologischer Parameter auf die postoperative Kniegelenkbeweglichkeit. Insbesondere untersuchten wir, welche dieser Parameter das Bewegungsausmaß signifikant beeinflussen.

Aus einem Kollektiv von Patienten mit endoprothetisch versorgter Gonarthrose (n = 300) wurden drei Gruppen definiert. Patienten erhielten entweder eine bikondyläre Oberflächenendoprothese des Modells Interax (Stryker Howmedica; n = 100; *multi radius design*) oder Triathlon (Stryker Howmedica; n = 100; *single radius design*) oder eine unikondyläre Oberflächenprothese des Modells Miller-Goldberg-Galante (Zimmer; n = 100). Die klinischen Parameter Kniegelenkflexion und -extension unmittelbar präoperativ, sechs Wochen, sowie drei, sechs und zwölf Monate postoperativ, sowie die OP-Dauer wurden retrospektiv ermittelt. Die nativradiologische Auswertung zu diesen Zeitpunkten erfolgte hinsichtlich Varus-/Valgus- Fehlstellung, posteriorer kondylärer Versatz, Tiefe des femoropatellaren Gleitlagers, Patellahoch bzw. -tiefstand, Dorsalneigung der Tibia, Patelladezentrierung und -verkipfung. Der Einfluss dieser Parameter und des Prothesenmodells auf die postoperative Kniegelenkbeweglichkeit wurde statistisch analysiert. Die Ergebnisse zeigen, dass der Prothesentyp die postoperative Flexionsfähigkeit signifikant beeinflusst mit bester postoperativer Kniegelenkbeweglichkeit nach monokondylärer Prothesenimplantation. Die präoperative Beweglichkeit nimmt als klinischer Parameter signifikanten Einfluss auf den postoperativen Bewegungsumfang. Als nativradiologische Parameter des prothesenversorgten Knies beeinflussen die Tiefe des femoropatellaren Gleitlagers, die Dorsalneigung der Tibia, die Patelladezentrierung und die Patellaverkipfung signifikant die Flexionsfähigkeit. Die Höhe des posterioren kondylären Versatzes beeinflusst diese in der vorliegenden Arbeit nicht.

Folgestudien werden die klinische Relevanz der einzelnen Parameter weiter evaluieren und Maßnahmen zur Optimierung der postoperativen Beweglichkeit am Kniegelenk entwickeln müssen.

Abstract

The present study is an investigation on the effect of different total and partial knee arthroplasty systems and various pre- and postoperative clinical and radiological parameters on the postoperative range of motion. Specifically, we here investigated which parameters significantly affect the postoperative knee flexion.

From a cohort of patients with endoprosthetic replacement of the knee joint (n = 300) three different groups were identified. Patients received either implantation of the bicondylar total knee prostheses Interax (Stryker Howmedica; n = 100; multi radius design) or Triathlon (Stryker Howmedica; n = 100; single radius design), or the unicondylar prosthesis Miller-Goldberg-Galante (Zimmer; n = 100). The clinical parameters of knee flexion and extension immediately preoperatively, six weeks, and three, six, and twelve months postoperatively as well as duration of surgery were determined in a retrospective fashion. Radiological analysis was performed on X-rays at identical time points regarding varus and valgus malalignment, posterior condylar offset, depth of the trochlear groove, patella alta or baja, tibial slope and patellar shift and tilt. The effect of these parameters and implant model on the postoperative range of motion of the knee joint was statistically analyzed.

The results indicate that the implant model itself significantly affects the postoperative flexion of the joint; best results were yielded by the unicondylar Miller-Goldberg-Galante replacement system. The patient's preoperative ability of joint flexion had a significant impact on the postoperative range of motion. The radiological parameters of depth of the trochlear groove, tibial slope, and patellar shift and tilt showed a significant influence on knee joint motion, while this outcome parameter remained unaffected by the degree of posterior condylar offset in the present work.

Future studies will have to shed further light on the definite clinical relevance of the parameters investigated here. Besides, it remains to be evaluated whether certain clinical parameters may be improved already preoperatively in order to gain optimized joint function after surgery.

2. Einleitung

2.1 Die Anatomie des Kniegelenkes

Das Kniegelenk (*articulatio genus*) setzt sich aus den 3 artikulierenden Knochen Femur, Tibia und Patella sowie den Menisken zusammen. Femur und Tibia bilden das Femorotibialgelenk (*articulatio femorotibialis*), Femur und Patella das Femoropatellargelenk (*articulatio femoropatellaris*). Beide Gelenke liegen in einer gemeinsamen Gelenkhöhle und sind von einer Gelenkkapsel umschlossen (*Schünke M et al., 2012*). Im Femorotibialgelenk artikulieren die *condyli medialis* und *lateralis ossi femoris* und die tibiale und femorale Gelenkfacette der *facies articularis superior tibiae*. Aufgrund der konvexen *condyli medialis* und *lateralis* wird das Kniegelenk als Kondylengelenk (*articulatio bicondylaris*) bezeichnet. Die Inkongruenz zwischen Femurkondylen und Tibiaplateau wird durch den medialen und lateralen Meniskus ausgeglichen. Das Kniegelenk ermöglicht somit Abrollbewegungen, Translationsbewegungen und Drehbewegungen (*Kohn D, 2000*).

Die Patella (Kniescheibe) ist ein Sesambein. Sie ist in die Sehnen des *musculus quadriceps femoris* eingebettet. Ihre Funktion besteht darin, den Hebelarm des *musculus quadriceps femoris* zu verlängern und somit eine Kraftersparnis zu bewirken.

Das Kniegelenk ist von einem straffen Kapsel-Band-Apparat umgeben. Der ventrale Anteil dient vor allem der Positionierung der Patella. Er wird vom *ligamentum patellae*, das vom kaudalen Pol der Patella zur *tuberositas tibiae* zieht, sowie von den Ansatzsehnen des *musculus rectus femoris*, der *musculi vasti medialis* und *lateralis* und dem *retinaculum patellae longitudinale* und *transversale* gebildet (*Schünke M et al., 2012*). Des Weiteren wird das Kniegelenk durch die Kollateralbänder und Kreuzbänder stabilisiert. Die Kollateralbänder dienen der Gelenkkapsel auf der medialen und lateralen Seite als Verstärkung in der Frontalebene. Sie können das Kniegelenk so in Streckstellung vor Varus- oder Valgusverkipfung sichern. Das *ligamentum collaterale mediale (tibiale)* erstreckt sich vom *epicondylus femoris medialis* bis zur *facies medialis tibiae*. Das *ligamentum collaterale laterale (fibulare)* verläuft vom *epicondylus lateralis* nach distal zum *caput fibulae* (*Kapapandjii IA et al., 2009*).

In der Sagittalebene wird das Kniegelenk durch die beiden Kreuzbänder stabilisiert. Das vordere Kreuzband (*ligamentum cruciatum anterius*) erstreckt sich von der medialen Fläche des lateralen Femurkondylus bis zur *area intercondylaris anterior*. Das hintere Kreuzband (*ligamentum cruciatum posterius*) ist das kräftigste Band des Kniegelenks. Es entspringt der

Innenfläche des medialen Femurkondylus und inseriert an der *area intercondylaris posterior* (Kohn D, 2000).

Die Menisken kompensieren die Inkongruenz von Femur und Tibia und dienen dem Druckausgleich und der Druckverteilung auf die Gelenkfläche. Ihre Form gleicht einem Halbmond, wobei der Außenmeniskus (*meniscus lateralis*) einen eher geschlossenen Ring darstellt und der Innenmeniskus (*meniscus medialis*) die Form einer Sichel hat. Der Innenmeniskus ist weniger beweglich als der Außenmeniskus, da der Abstand zwischen vorderer und hinterer tibialer Insertion im Vergleich zum *meniscus lateralis* größer ist und er zusätzlich mit dem *ligamentum collaterale tibiale* verwachsen ist (Kapapandjii IA et al., 2009).

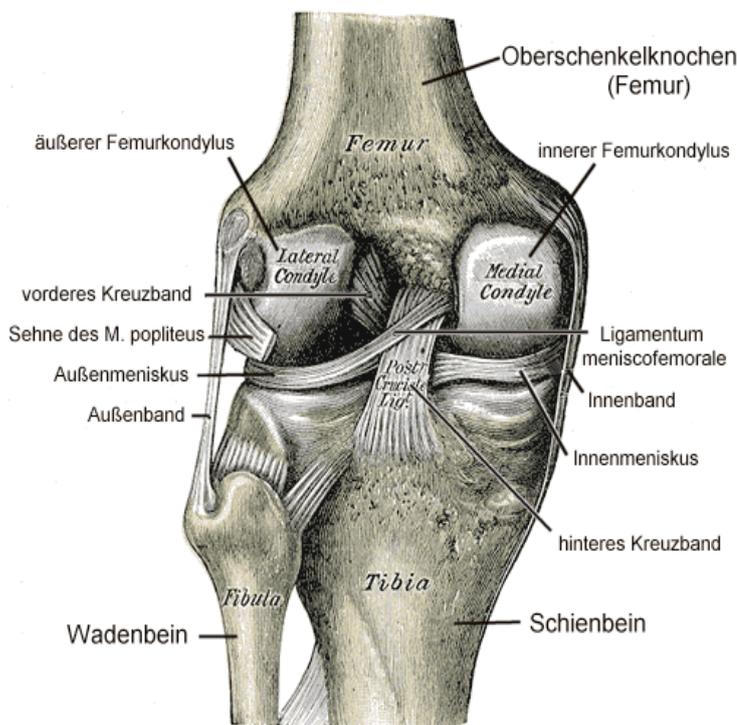


Abbildung 1: Kniegelenk in der Ansicht von dorsal mit Kapsel-Band-Apparat und Kondylen (Gray H et al., 2000).

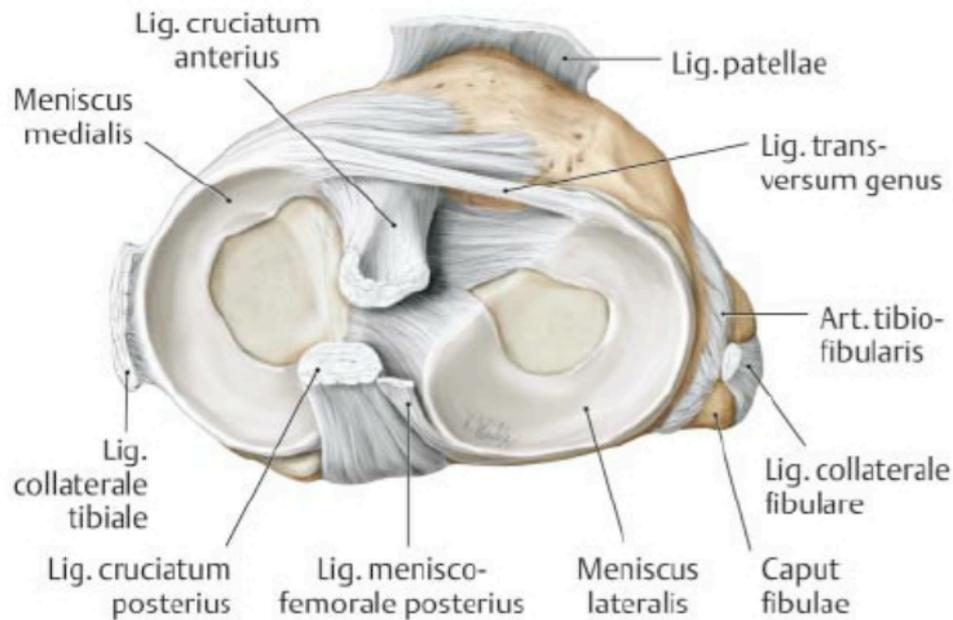


Abbildung 2: Menisken mit Ansätzen der Kreuzbänder (Schünke M et al., 2012).

2.2 Die Gonarthrose

Die Gonarthrose (Kniegelenkarthrose) ist definiert als eine degenerative, primär nicht entzündliche Veränderung des Kniegelenks (Kohn D, 2000). Je nach Befall verschiedener Kniegelenkanteile kann man die Gonarthrose in unikompartimentell, bikompartimentell und trikompartimentell unterteilen. Unikompartimentell bedeutet den ausschließlichen Befall nur eines Kniegelenkanteils (patellofemoral oder femorotibial), bikompartimentelle Gonarthrose bedeutet den Befall zweier Kniegelenkanteile (femorotibial) und von trikompartimenteller Gonarthrose (Pangonarthrose) spricht man bei einer patellofemorotibialen Arthrose.

Die Arthrose zählt zu den häufigsten Gelenkerkrankungen des Menschen. Das Kniegelenk gilt dabei als das am häufigsten betroffene Gelenk. Etwa 33% der Erwachsenen zeigen radiologische Zeichen einer Arthrose, davon haben mit 6 % der Gesamtbevölkerung die meisten Patienten eine Gonarthrose (Felson DT et al., 2004; Andrianakos AA et al., 2006).

Der wichtigste Risikofaktor für die Entwicklung einer Gonarthrose ist das Alter (Prieto-Alhambra D et al., 2013). Die Prävalenz der Arthrose ist bei Frauen ab einem Alter von 55 Jahren signifikant höher als bei Männern (Peyron JG et al., 1986; D'Ambrosia RD et al., 2005). Die primäre Gonarthrose, die durch das Zusammenwirken von hormonellen, genetischen oder altersabhängigen Faktoren entsteht, ist von der sekundären Gonarthrose zu unterscheiden, welche durch mechanische, primär entzündliche oder auch metabolische

Ursachen entsteht und das Kniegelenk vorzeitig degenerativ schädigen kann (Kohn D, 2000). Zu den Risikofaktoren einer sekundären Gonarthrose gehören eine vorausgegangene Verletzungen, bakterielle Infekte, Gicht sowie Gelenkerkrankungen aus dem rheumatischen Formenkreis (Orth P et al., 2013).

Das klinische Bild der Gonarthrose ist abhängig von der Ursache und verläuft in Stadien (Tabelle 1). Die sekundäre Arthrose schreitet meist sehr schnell voran, wohingegen die primäre Gonarthrose durch einen langsamen, schubweise verlaufenden Prozess gekennzeichnet ist.

Stadium	Leitsymptome	Klinische Befunde
I Beginnende Arthrose	„Eingerostetsein“, Anlaufschmerz, Schmerzen eher gering, gelegentlich Wetterfühligkeit	Unergiebig, Bewegungsreiben im Gelenk, nicht nur retropatellar
II Beginnende Kontraktur	Zunehmender Belastungsschmerz, Patient ist beeinträchtigt, Schmerzen bei Berg- und Treppensteigen	Stärkere Bewegungsgeräusche, beginnende Flexionskontraktur, endgradiger Beuge- und Streckschmerz, periartikulär druckschmerzhafte Insertionstendopathien
III Voll ausgeprägte Kontraktur	Erhebliche Schmerzen, auch in Ruhe und nachts, deutlich verminderte Belastbarkeit, konservative Therapie nahezu wirkungslos	Deformiertes Gelenk mit erheblicher Flexionskontraktur, deutliche Abnahme des Gesamtbewegungsumfangs, derbe Gelenkkapsel und höckrige Gelenkränder tastbar, Insuffizienz des Bandapparates

Tabelle 1: Klinischer Verlauf der Gonarthrose (modifiziert nach Mohing 1979).

Röntgenologisch kann man die Gonarthrose ebenfalls in verschiedene Stadien einteilen (Tabelle 2), diese korrelieren jedoch häufig nicht mit dem klinischen Bild der Patienten.

Grad	Klassifikation	Beschreibung
0	Keine Arthrose	Ohne Befund
1	Fragliche Arthrose	Geringe subchondrale Sklerosierung, keine Osteophyten, keine Gelenkspaltverschmälerung
2	Geringe Arthrose	Geringe Gelenkspaltverschmälerung, leichte Osteophytenbildung
3	Mäßige Arthrose	Gelenkspaltverschmälerung, deutliche Osteophytenbildung, ausgedehnte subchondrale Sklerosierung
4	Schwere Arthrose	Ausgeprägte Gelenkspaltverschmälerung, ausgeprägte Osteophyten, ausgeprägte subchondrale Sklerosierung, Deformität der knöchernen Konturen

Tabelle 2: Radiologische Klassifikation der Gonarthrose nach Kellgren und Lawrence (*Kellgren JH et al., 1957*).

2.3 Therapieoptionen bei Gonarthrose

Es gibt bisher in der Medizin keine spezifische Therapie, die eine Gonarthrose heilen kann (*Hochberg MC et al., 1995*). Man kann bei der Therapie einer Gonarthrose zwischen konservativen und operativen Maßnahmen unterscheiden.

2.3.1 Konservative Behandlung

2.3.1.1 Nichtpharmakologische Therapie

Die nichtpharmakologische Therapie umfasst zunächst Maßnahmen zur Prävention der Arthrose wie beispielsweise Gewichtsreduktion, Vermeidung mechanischer Überbeanspruchung, Vermeidung von Zwangshaltungen (z.B. Knien, Hocken, langes Stehen) und Präventivsport (z.B. Radfahren, Schwimmen, etc.). Weiterhin kann mittels Physiotherapie und speziellem Muskelaufbautraining die Beweglichkeit und Kräftigung der Gelenke verbessert werden, um somit die Arthrose in ihrer Entstehung zu verzögern und Schmerzen zu reduzieren. Orthopädiotechnische Ansätze umfassen beispielsweise Schuhrenderhöhungen zum Ausgleich von Varus- oder Valgusfehlstellungen.

2.3.1.2 Pharmakologische Therapie

Für die medikamentöse Behandlung der Gonarthrose eignen sich folgende Substanzklassen, die entweder oral, intraartikulär oder intramuskulär appliziert werden können:

- Antiphlogistika (Diclofenac, Ibuprofen, Cortison)
- Analgetika (Ibuprofen, Metamizol, Opioide)
- Myotonolytika (Tetrazepam, Diazepam)
- Externa und andere (Glucosamin, Hyaluronsäure).

Nichtsteroidale Antirheumatika (NSAR) wirken antiphlogistisch, analgetisch und antipyretisch, haben jedoch kardiale und gastrointestinale Nebenwirkungen, weshalb sie zurückhaltend eingesetzt werden sollten. Analgetika kommen zum Einsatz wenn die Schmerzbekämpfung vordergründlich ist. Myotonolytika bewirken eine Entspannung der Muskeln durch Hemmung polysynaptischer Reflexe. Diese Wirkstoffklasse ist limitiert durch die sedierende Wirkung, weshalb diese Präparate nur begrenzt einsetzbar sind.

2.3.2 Operative Behandlung von Knorpeldefekten

Für die operative Behandlung einer femorotibialen bzw. patellofemorotibialen Gonarthrose existieren verschiedene Möglichkeiten. Es wird zwischen gelenkerhaltenden und nicht-gelenkerhaltenden Maßnahmen unterschieden. Die gelenkerhaltenden Ansätze können oftmals arthroskopisch durchgeführt werden. Sie umfassen das Débridement, die markraumeröffnenden Verfahren und die offene Umstellungsosteotomie. Die Vorteile arthroskopischer Verfahren sind eine frühere Rehabilitation sowie eine geringere Infektionsgefahr. Nicht-gelenkerhaltende Maßnahmen umfassen die Arthrodeese und die Alloarthroplastik.

2.3.2.1 Gelenkerhaltende Maßnahmen

Débridement

Beim Débridement werden meist in arthroskopischer Technik oberflächliche und mechanische Störfaktoren des Gelenkes entfernt um eine Schmerzreduktion und Funktionsverbesserung zu erzielen.

Markraumeröffnende Verfahren

Markraumeröffnende Verfahren (MEV) zielen auf die Schaffung von Verbindungen zwischen dem subchondralen Knochenmarkraum und einem Knorpeldefekt und werden meist in arthroskopischer Technik durchgeführt. Hierdurch wird pluripotenten Stammzellen aus dem Markraum das Einwandern in die Defektregion und konsekutiv die Beteiligung an einem qualitativ höherwertigen Reparatur-Faserknorpel ermöglicht (Gomoll AH et al., 2010). Je nach verwendetem Instrument und Art dieser Verbindungskanäle unterscheidet man die subchondrale Anbohrung (Pridie K et al., 1959), die Mikrofrakturierung (Steadman JR et al., 1986) und die Abrasionsarthroplastik (Johnson LL et al., 2001). Markraumeröffnende Verfahren kommen zur Anwendung bei teil- oder vollschichtigen Knorpeldefekten bis circa 3 cm² Ausdehnung (Gomoll AH et al., 2010).

Pridie hat 1959 erstmals durch offene subchondrale Anbohrung von Knorpeldefekten eine Kommunikation zwischen Knorpelläsionen und Knochenmarkraum hergestellt. Durch die subchondrale Anbohrung lässt sich eine Schmerzreduktion und eine histologisch verbesserte Knorpelreparatur erzielen (Pridie K et al., 1959).

Ein weiteres markraumeröffnendes Verfahren stellt die Mikrofrakturierung dar, wobei der subchondrale Knochen mit einer Ahle penetriert wird (Steadman JR et al., 2001). Die klinischen Ergebnisse zeigen eine Schmerzreduktion und Beweglichkeitsverbesserung vor allem in den ersten 6-24 Monaten postoperativ (Kreuz PC et al., 2006).

Bei der Abrasionsarthroplastik wird die subchondrale Knochenlamelle unterhalb des defekten Gelenkknorpels bis zu einer Tiefe von 1-2 mm abgefräst (Johnson LL et al., 1986). Hierbei werden Blutgefäße innerhalb der subchondralen Knochenlamelle eröffnet, die das Einwandern von Stammzellen aus dem subchondralen Knochen in den Knorpeldefekt ermöglichen.

Umstellungsosteotomie

Ein weiteres operatives gelenkerhaltendes Therapiekonzept ist die offene Umstellungsosteotomie. Diese wird hauptsächlich bei einer unikompartimentellen Gonarthrose eingesetzt (Jackson JP et al., 1958). Hierbei verlagert man die Traglinie der betroffenen Extremität in Richtung des gesunden Gelenkbereichs, um die Arthroseschmerzen zu reduzieren und die Funktion des Kniegelenkes zu verbessern. Am häufigsten wird die femorotibiale Achse auf Grund von Varus- bzw. Valgusfehlstellungen korrigiert. Die

Ergebnisse dieses Verfahrens zeigen, dass nach einer gelenkerhaltenden Umstellungsosteotomie sportliche Aktivitäten rasch wieder aufgenommen werden können (Kunz M et al., 1996).

2.3.2.2 Nicht-gelenkerhaltende Maßnahmen

Arthrodesese

Die Arthrodesese wird heute nur noch in Ausnahmefällen eingesetzt. Bei Patienten, für die ein endoprothetischer Ersatz nicht mehr in Frage kommt, beispielsweise aufgrund vorausgegangener Gelenks- oder Protheseninfekte, kann die Indikation zur Arthrodesese diskutiert werden.

Alloarthroplastik

Das am häufigsten verwendete operative Verfahren zur Therapie der Kniegelenksarthrose ist die Alloarthroplastik. Darunter versteht man den künstlichen (endoprothetischen) Ersatz von Anteilen einer Kniegelenkfläche bzw. den kompletten Ersatz einer Gelenkfläche durch Metall oder Kunststoff. In Deutschland werden im Durchschnitt 106 Kniegelenk-Totalendo-Prothesen (TEP) je 100.000 Einwohner implantiert (Vielgut I et al., 2013). Diese Zahl steigt unter anderem aufgrund der demographischen Entwicklung weiter an.

2.4 Kniegelenkendoprothetik

2.4.1 Die Geschichte der Endoprothetik

Bereits 1890 ersetzte der Berliner Chirurg Themistocles Gluck erstmals bei Patienten mit Gelenkstuberkulose das Kniegelenk durch ein Scharnierimplantat aus Elfenbein. Die Fixierung dieser Implantate in den Markhöhlen erfolgte mittels Keilmaterialien wie Kolophonium mit Bimsstein- oder Gipszusatz, dem ersten Knochenzement (Gluck T, 1891).

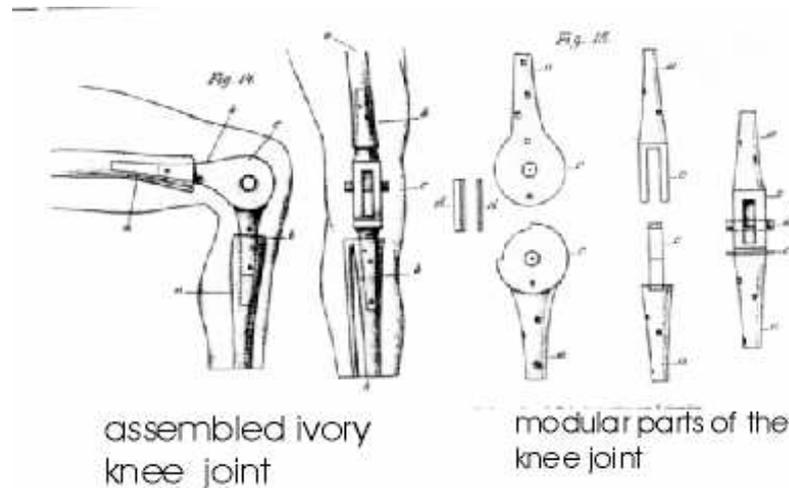


Abbildung 3: Historisches Bild der ersten Knie-TEP aus Elfenbein (*Gluck T, 1891*).

Das Konzept scheiterte aber wegen häufiger Infekte und Lockerung der Implantate früh. 1947 wurde durch die Gebrüder Judet die erste Scharnierprothese aus Acryl entwickelt, es folgten weitere Prothesenentwicklungen aus dem gleichen Material 1949 von Magnoni (*Magnoni d'Intignono JM et al., 1950*), 1957 von Wallidus (*Wallidus B, 1957*) und 1954 von Shiers (*Shiers LG et al., 1954*). 1957 verwendete Wallidus erstmals eine Metalllegierung aus Chrom, Kobalt und Molybdän zur Herstellung einer Endoprothese (*Wallidus B, 1957*). Da es sich auch bei diesem Verfahren um eine reine Scharnierprothese handelte und somit bei der Implantation der gesamte Kapsel-Band-Apparat entfernt werden musste, kam es häufig zu Lockerungen und Infektionen des Kniegelenks, weshalb sich auch dieses Verfahren nicht durchsetzte. In den 1970er- Jahren wurde als Alternative die monokondyläre Schlittenprothese entwickelt. Diese ermöglichte mit geringerer Knochenresektion einen endoprothetischen Ersatz nur eines Gelenkkompartiments (*Marmor L, 1973; Engelbrecht E et al., 1973*). Die Weiterentwicklung zum bikompartimentellen Oberflächenersatz folgte 1972 von Freeman und Swanson (*Freeman MAR et al., 1972*) durch eine verbundene Doppelschlittenprothese, die walzenartig mit dem Tibiaplateau artikuliert. Durch Resektion beider Kreuzbänder war hierbei jedoch die Stabilität des Gelenks eingeschränkt. 1976 wurde von Insall *et al.* die *Total Condylar Prothesis* entwickelt. Diese ermöglichte zusätzlich auch den retropatellaren Ersatz und gilt als Prototyp des heutigen Oberflächenersatzes (*Insall JN et al., 1976*). Im weiteren Verlauf wurden durch besseres Verständnis der Kniegelenkskinematik diverse Prothesenmodelle entwickelt, die bis heute durch neue Materialien und Implantationstechniken weiter optimiert werden.

2.4.2 Einteilung der Kniegelenk-Endoprothesen

Es werden nach ISO 7207-1 (*Blömer W, 2000*) folgende Knieendoprothesentypen unterschieden:

- Unikompartimenteller Oberflächenersatz (ungekoppelt)
- Bi-/Trikompartimenteller Oberflächenersatz (ungekoppelt)
- Gleitachsengelenke mit mehreren Freiheitsgraden (teilgekoppelt)
- Achsgeführte Gelenkimplantate/Scharniergelenke (gekoppelt)

Die Schlittenprothese ist eine unikompartimentelle Endoprothese. Sie ersetzt bei geringer Knochenresektion nur ein Gelenkkompartiment (*Engelbrecht E et al., 1973*). Nach der Entwicklung bikompartimenteller Endoprothesen mit Ersatz von zwei Gelenkkompartimenten rückte der unikompartimentelle Ersatz in den Hintergrund und die Indikationsstellung wurde eingegrenzt (*Berger RA et al., 2010*). Dennoch wird auch heute noch der unikompartimentelle Ersatz bei Gonarthrose nur eines femorotibialen Gelenkkompartiments ohne nennenswerte Beteiligung der anderen Kompartimente mit guten Langzeitergebnissen durchgeführt (*Wessinghage D et al., 1996*).

Ungekoppelte Oberflächenersatzprothesen ersetzen lediglich die artikulierenden Gelenkflächen, wobei das hintere Kreuzband erhalten bleibt. Man kann „*round-in-round*“-Systeme und „*flat-on-flat*“-Systeme unterscheiden. Die „*round-in-round*“-Systeme haben ein erhöhtes Tibiaplateau mit einem zentralen Steg, was eine bessere Stabilität und Führung des Gelenks bewirken soll (*Kohn D, 2000*). Das „*flat-in-flat*“-System ermöglicht durch ein weniger angeglichenes Tibiaplateau bessere Bewegungsabläufe. Es werden aktuell beide Systeme je nach individuellem Bedarf angewendet. Die Indikation zu einem ungekoppelten Oberflächenersatz ist bei einer bi-/trikompartimentellen Gonarthrose mit stabilem Bandapparat und vor allem intaktem hinteren Kreuzband gegeben.

Des Weiteren existieren teilgekoppelte Gleitachsengelenke. Hierbei wird zwischen posterior stabilisierten Prothesen, bei denen ein Verlust oder eine Insuffizienz des hinteren Kreuzbandes vorliegt, und interkondylär stabilisierten Prothesen, bei denen zusätzlich die mediale und/oder laterale Bandführung instabil ist, unterschieden (*Kohn D, 2000*). Für diese Art der Prothesensysteme ist Voraussetzung, dass sich die Bandstrukturen zur Gelenkführung wieder herstellen lassen. Ist dies nicht möglich, muss auf achsgeführte gekoppelte Oberflächenersatzsysteme zurückgegriffen werden.

Achsgeführte Totalendoprothesen wurden früher ausschließlich durch die sogenannten

Scharnierprothesen repräsentiert. Diese zeichneten sich durch nur einen Freiheitsgrad und eine eingeschränkte starre Achse aus (*Wallidus B, 1960*). Die heutigen achsgeführten Totalendoprothesen sind gekennzeichnet durch flexiblere Achsen und bessere mechanische Belastbarkeit. Sie ermöglichen auch Patienten mit insuffizientem und nicht rekonstruierbarem Bandapparat einen endoprothetischen Kniegelenkersatz.

2.4.3 Die Indikation zum endoprothetischen Kniegelenkersatz

Die Indikation zu einem endoprothetischen Kniegelenkersatz sollte grundsätzlich aufgrund der Schmerzsymptomatik des Patienten, des körperlichen Untersuchungsbefundes sowie des radiologischen Untersuchungsbefundes gestellt werden (*Bochner R, 1991*).

2.4.3.1 Die Indikation zum monokondylären Kniegelenkersatz

Die Indikation zum monokondylären Kniegelenkersatz besteht bei mittelgradiger Arthrose mit Beteiligung nur eines femorotibialen Kompartimentes (*Josten C et al., 2003*). Hierbei sollten die anderen Kompartimente klinisch und radiologisch, bei Unklarheit auch arthroskopisch, weitestgehend arthrosefrei sein. Zur präoperativen Einschätzung der Arthrose werden verschiedene Standardröntgenaufnahmen des Kniegelenks (anterior-posterior, lateral, Patella-Tangentialaufnahme, Varus-/Valgusstressaufnahme und 45° Belastungsaufnahme), sowie eine Ganzbeinaufnahme zur Beurteilung der Beinachse gefordert (*Kohn D, 2000*).

Weiterhin sollte das präoperative Streckdefizit $< 10^\circ$ sein, eine Varus- bzw. Valgusachsenfehlstellung sollte maximal 10° betragen und der Kapsel-Band-Apparat funktionell intakt sein. Über die Operationsindikation wird individuell nach Allgemeinzustand, Gewicht, Begleiterkrankungen und körperlicher Aktivität des Patienten entschieden (*Deschamps G et al., 2011*).

2.4.3.2 Die Indikation zum bikondylären Kniegelenkersatz

Wie oben beschrieben wird zwischen ungekoppelten und gekoppelten Oberflächenendoprothesen unterschieden:

Die Indikation für eine ungekoppelte Oberflächenendoprothese besteht bei einer ausgeprägten bi- bzw. trikompartimentellen Gonarthrose. Hier sollte der Kapsel-Band-Apparat noch stabil bzw. operativ stabilisierbar sein. Die Achsenfehlstellung sollte nicht mehr als 25° in Varus- und nicht mehr als 20° in Valgusrichtung abweichen und die Flexionskontraktur maximal 20°

betragen. Für die achsgeführte, gekoppelte Totalendoprothese besteht eine Indikation bei schwerer Gonarthrose mit insuffizientem Kapsel-Band-Apparat, der auch operativ nicht mehr stabilisierbar ist. Hier findet man häufig Achsenfehlstellungen von mehr als 35° in Varusrichtung und mehr als 25° in valgischer Abweichung. Für Patienten unter 50 Jahren sollte eine sehr strenge Indikationsstellung für dieses Ersatzverfahren erfolgen (*Minter JE et al., 1995*). Nach 10 Jahren müssen ca. 4% der bikondylären Oberflächenprothesen gewechselt werden (*Knutson K et al., 2010*).

3. Fragestellung

In der vorliegenden Arbeit untersuchten wir die folgenden Fragestellungen:

1. Wie unterscheidet sich die postoperative Kniegelenkbeweglichkeit nach Implantation von bikondylären Prothesenmodellen mit multi- (Interax) und single-radius (Trithlon) design sowie monokondylären Endoprothesen?
2. Welche klinischen Parameter (Alter, Geschlecht, Operationsdauer, ROM präoperativ) beeinflussen signifikant die postoperative Kniegelenkbeweglichkeit?
3. Welche radiologischen Parameter, (posteriorer kondylärer Versatz, Tiefe femoro-patellares Gleitlager, Neigung des Tibiaplateaus, Patella Hoch-/Tiefstand, Patelladezentrierung und – Verkippung) korrelieren mit der postoperativen Kniegelenkbeweglichkeit?

4. Material und Methoden

4.1 Studiendesign

Bei der vorliegenden Arbeit handelt es sich um eine retrospektive Studie zur Bestimmung des Einflusses verschiedener Endoprothesen-Modelle sowie prä- und postoperativer klinischer und radiologischer Parameter auf die postoperative Kniegelenkbeweglichkeit. An der Klinik für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie des Universitätsklinikums des Saarlandes (Homburg/Saar) wurde ein Patientenkollektiv (n = 300) nach Implantation verschiedener Kniegelenk-Endoprothesen bei Gonarthrose definiert. Es wurden drei Gruppen unterschieden: Gruppe ITX (n = 100) erhielt zwischen 01.01.2004 und 31.12.2005 die bikondyläre Oberflächenendoprothese Interax (Stryker Howmedica, Duisburg, Deutschland) mit *multi radius design* (MRD). Patienten der Gruppe TRI (n = 100) wurde zwischen 01.01.2006 und 31.12.2009 eine bikondyläre Endoprothese Typ Triathlon (Stryker Howmedica) mit *single radius design* (SRD) implantiert. Die Gruppe MGG umfasste Patienten (n = 100) nach Versorgung einer unilateralen Gonarthrose mit einer unikondylären Oberflächenprothese des Typs Miller-Goldberg-Galante (Zimmer, Freiburg, Deutschland). Anhand der Patientenakten wurden als klinische Parameter die Kniegelenkflexion und -Extension unmittelbar präoperativ, sechs Wochen, drei, sechs und zwölf Monate postoperativ, sowie die OP-Dauer ermittelt. Die Auswertung der Röntgenbilder zu diesen Zeitpunkten erfolgte hinsichtlich Varus/-Valgus- Fehlstellung, posteriorem kondylärem Versatz, Tiefe des femoropatellaren Gleitlagers, Patellahoch- bzw. Tiefstand, Dorsalneigung der Tibia und Patelladezentrierung. Der Einfluss dieser klinischen und radiologischen Merkmale sowie des Prothesenmodells (ITX, TRI, MGG) und -designs (MRD, SRD) auf die postoperative Kniegelenkbeweglichkeit wurde verglichen.

4.2 Vorarbeiten

Vor Einsicht in die Patientenakten wurde eine Erklärung zur Schweigepflicht und zu einem vertrauenswürdigen Umgang mit den erhobenen Daten unterzeichnet. Hiernach erfolgte die Einarbeitung in die klinikinterne Dokumentations-Software (SAP IS-H/i.s.h.med, Walldorf, Deutschland). Vor Beginn der Datenerhebung führten wir zudem eine auf PubMed (National Center of Biotechnology Informations, NCBI, Bethesda, Maryland, USA) basierte Literaturrecherche mit den Suchbegriffen Interax, Triathlon, *total knee arthroplasty*,

unicompartmental knee arthroplasty, range of motion, radiological knee measurement, outcomes after total knee arthroplasty alleine und in Kombination durch. Es wurden insgesamt 85 englischsprachige und deutschsprachige Originalarbeiten und Übersichtsartikel eingeschlossen.

4.3 Ein- und Ausschlusskriterien

Die Bestimmung des Patientenkollektivs erforderte die Definition von Ein- und Ausschlusskriterien. Einschlusskriterien in der vorliegenden Arbeit waren durchgeführte Operationen zur primären Implantation einer Kniegelenkendoprothese der o.g. Modelle im angegebenen Zeitraum an der Klinik für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie des Universitätsklinikums des Saarlandes. Darüber hinaus waren das Vorliegen von klinischen Daten über die präoperative- und postoperative Kniegelenksbeweglichkeit sowie folgender Röntgenbilder im Archiv der Klinik erforderlich:

- antero-posteriore Ganzbeinaufnahme präoperativ
- laterale Projektion des Kniegelenks präoperativ und direkt postoperativ
- Patella Tangentialaufnahme in 45° Flexion präoperativ, direkt postoperativ, sowie nach 6 und 12 Monaten postoperativ
- axiale Projektion der Patella präoperativ und direkt postoperativ.

Es lag das komplette Bildmaterial für insgesamt 300 Patienten vor (jeweils 100 Patienten aus jeder Gruppe).

Als Ausschlusskriterien wurden unvollständige Angaben in den Krankenakten über die oben genannten klinischen Parameter, Prothesen-Wechseloperationen, notwendige Revisionsoperationen, unvollständige nativradiologische Dokumentation oder das Auftreten eines Protheseninfektes definiert

4.4 Patientenkollektiv

Das Klinikinformationssystem SAP IS-H/i.s.h.med diente der Identifikation von Patienten für die vorliegende Untersuchung.

Es erfolgten sowohl eine digitale Volltextrecherche mit den Schlagworten Interax, Triathlon und monocondyläre Schlittenprothese als auch eine analoge Durchsicht der schriftlichen Operationsberichte zur Identifikation von Endoprothesen-Implantationen am Kniegelenk zwischen dem 01.01.2004 und dem 31.12.2009. In diesem Zeitraum wurden an der Klinik für

Orthopädie und Orthopädische Chirurgie des Universitätsklinikums des Saarlandes insgesamt 202 Patienten eine bikondyläre Oberflächenendoprothese des Typs Interax (Gruppe ITX) implantiert, 216 Patienten erhielten eine bikondyläre Prothese Typ Triathlon (Gruppe TRI) und bei 136 Patienten wurde eine unilaterale Gonarthrose durch Implantation einer unikondylären Miller-Goldberg-Galante Oberflächenhemiprothese (Gruppe MGG) behandelt. Somit wurden in diesem Zeitraum insgesamt 652 Kniegelenkendoprothesen implantiert. Anhand der Ein- und Ausschlusskriterien (vgl. 4.4) wurde das Patientenkollektiv auf 100 Patienten pro Gruppe beschränkt. Somit werden insgesamt 300 Patienten in die vorliegende Untersuchung eingeschlossen. Anhand dieses Patientenkollektivs erfolgte im Anschluss die weitere Auswertung.

4.5 Erhebung klinischer Parameter

Nach Identifikation des Patientenkollektivs von 100 Patienten pro Gruppe wurden in den jeweiligen Patientenakten die folgenden klinischen Parameter erhoben (Archiv der Klinik für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie des Universitätsklinikums des Saarlandes):

Name, Alter, Geschlecht, OP-Datum, präoperative Diagnose, OP-Dauer, Operateur, Kniegelenkbeweglichkeit präoperativ und direkt postoperativ. Die ermittelten Daten wurden zur weiteren Verarbeitung digital gespeichert (Excel Mac Office 2008, Redmond, Washington, USA).

4.6 Erhebung radiologischer Parameter

Im Anschluss erfolgte die Auswertung der gesammelten Röntgenbilder im Röntgenarchiv der Klinik für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie des Universitätsklinikums des Saarlandes. Nach Einweisung und Schulung durch einen fachärztlichen Mitarbeiter der Klinik wurden mithilfe eines orthopädischen Goniometers mit einer Kantenlänge von 17 cm und einer Messgenauigkeit von 1° die nachfolgend genannten Parameter präoperativ, direkt postoperativ bzw. 6- und 12 Monate postoperativ erhoben. Die ermittelten Daten wurden ebenfalls digital gespeichert (Excel Mac Office 2008, Redmond, Washington, USA).

4.6.1 Beinachsen-Fehlstellung

Anhand der präoperativen Ganzbeinstandaufnahmen in anterior-posteriorer Aufnahmetechnik wurde das Vorliegen einer Fehlstellung der mechanischen Beinachse im Sinne eines Genu varum oder Genu valgum geprüft. Die mechanische Achse des Femurs ist definiert als die

Verbindungsline zwischen Hüftkopfbzentrum und Kniegelenkzentrum (Mittelpunkt zwischen beiden Kreuzbandhöckern) verbindet. Zur Definition der mechanischen Tibiaachse wurde die Verbindungsline zwischen Kniegelenkzentrum und dem Zentrum des oberen Sprunggelenkes (Mittelpunkt des Talus in der Horizontalebene) bestimmt. Die Beurteilung der mechanischen Beinachse erfolgt schließlich anhand des Winkels zwischen Femurachse und Tibiaachse (*Pape D et al., 2004*). Unter physiologischen Bedingungen beträgt dieser Winkel (mechanische Beinachse) zwischen 0° und $2,3^\circ$ Valgus. (*Kapandji I A et al., 1970; Paley D et al., 1992; Hungerford D et al., 1995; Chao EY et al., 1994; Pape D et al., 2004*).

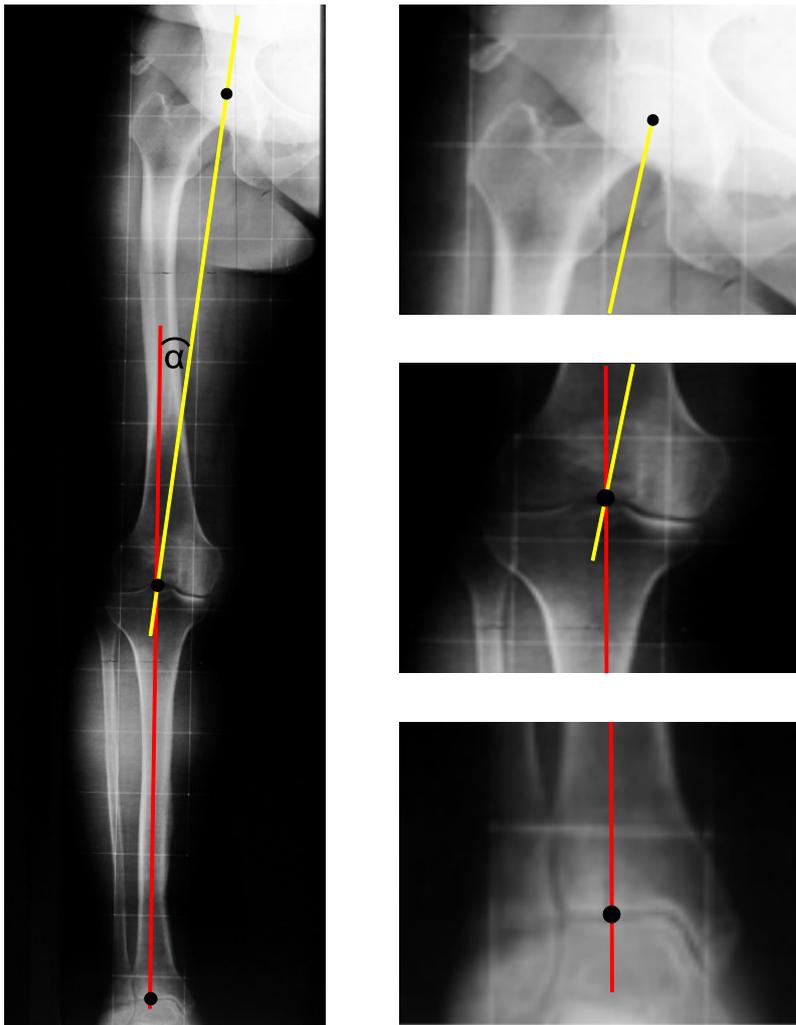


Abbildung 4: Ganzbeinstandaufnahme a.p. Die gelbe Linie beschreibt die mechanische Femurachse als Verbindungsline zwischen Hüftkopfbzentrum und Kniegelenkzentrum, die rote Linie zeigt die mechanische Tibiaachse als Verbindungsline zwischen Kniegelenkzentrum und Zentrum des oberen Sprunggelenkes. Der resultierende Winkel α beschreibt die mechanische Beinachse als Winkel zwischen mechanischer Femurachse und mechanischer Tibiaachse. Im hier gezeigten Beispiel varische Abweichung der mechanischen Beinachse vom physiologischen Normalwert von $0^\circ \pm 2,3^\circ$ Valgus.

4.6.2 Posteriorer kondylärer Versatz (*posterior condylar offset*)

Die Messung des posterioren kondylären Versatzes (*posterior condylar offset*) erfolgte anhand der präoperativen lateralen Projektion des Kniegelenks. Per Definition nach Massin *et al.* (Massin P *et al.*, 2006; Bellemans J, 2005) wird der posteriore kondyläre Versatz bestimmt durch Anlegen einer Tangente entlang der dorsalen Femurkortikalis und Messung der maximalen Distanz zur dorsalen Begrenzung der Femurkondyle (rechtwinklig zur Femurtangente).

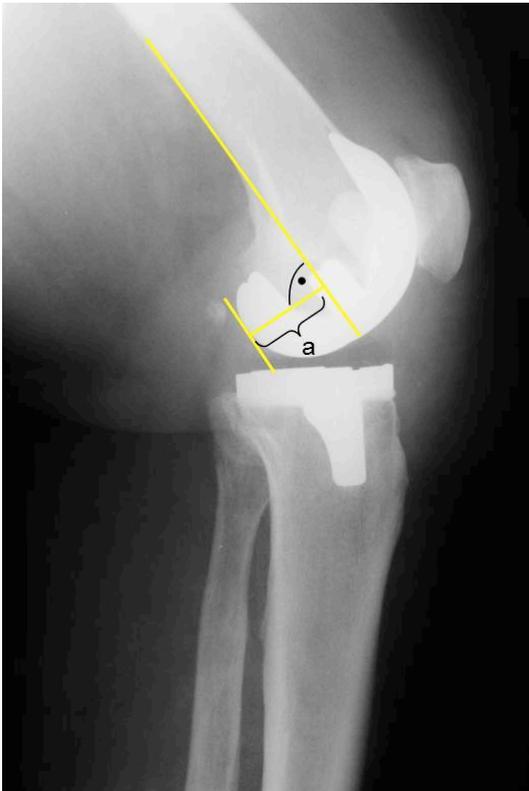


Abbildung 5: Laterale Projektion des Kniegelenks zur Bestimmung des posterioreren kondylären Versatzes. **a** definiert die Strecke zwischen der dorsalen Femurkortikalis und der posterioren Begrenzung der Femurkondyle.

4.6.3 Tiefe des femoropatellaren Gleitlagers

Mit Hilfe der prä- und postoperativ angefertigten Patella Tangentialaufnahmen wurde die Tiefe des femoropatellaren Gleitlagers bestimmt. Diese wurde als maximale Tiefe der Fossa intercondylaris rechtwinklig zu einer Tangente an beiden Kondylen definiert.

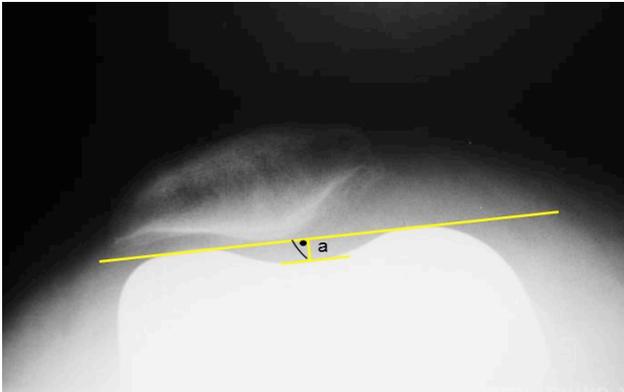


Abbildung 6: Tangentiale Projektion der Patella (präoperativ) zur Bestimmung der Tiefe des femoropatellaren Gleitlagers in 45° Flexion. Die Strecke **a** beschreibt die maximale Tiefe der Fossa intercondylaris rechtwinklig zur Tangente der beiden Femurkondylen.

4.6.4 Hoch- oder Tiefstand der Patella

Die Bestimmung der Patellahöhe in kranio-kaudaler Ausrichtung erfolgte anhand der präoperativen lateralen Projektion des Kniegelenks in einer Flexion von 20°. Es sind verschiedene Methoden zur Bestimmung der Patellahöhe beschrieben (*Insall J Salvati, 1971; Caton J et al., 1982; Laurin CA et al., 1979*). In der vorliegenden Arbeit wählten wir den Insall-Salvati Index (*Insall J Salvati, 1971*). Dieser berechnet sich aus dem größten proximo-distalen Durchmesser der Patella in Relation zur Länge der Patellarsehne (*Insall J Salvati, 1971*). Eine Patella *norma* liegt bei einem Index von 1,0 vor, Patella *alta* ist definiert als Wert > 1,2 und eine Patella *baja* ab einem Wert < 0,8 (*Laurin CA et al., 1979*).

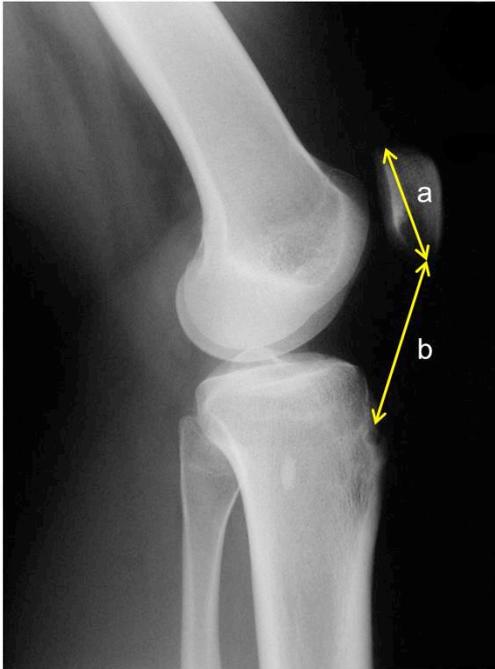


Abbildung 7: Laterale Projektion des Kniegelenks (präoperativ) zur Bestimmung eines Hoch- oder Tiefstandes der Patella. **a** definiert den maximalen diagonalen Patelladurchmesser, **b** beschreibt die Länge der Patellasehne von der Patellaspitze zur Tuberositas tibiae. Der Quotient aus a/b ergibt den Insall-Salvati Index, welcher physiologisch zwischen 0,8 und 1,2 liegt.

4.6.5 Neigung des Tibiaplateaus (*tibial slope*)

Zur Messung der Neigung des Tibiaplateaus wurden die präoperative und postoperative laterale Röntgenprojektion des Kniegelenks verwendet. In der Literatur sind verschiedene Referenzlinien zur Bestimmung der tibialen Längsachse beschrieben. In dieser Studie verwendeten wir den PCOX (dorsale tibiale Kortikalis) (Yoo JH et al., 2008). Diese Hilfslinie verläuft tangential an der dorsalen tibialen Kortikalis. Der Winkel zwischen einer Tangente am medialen Tibiaplateau und einer senkrechten Hilfslinie zur dorsalen tibialen Kortikalis definiert die Neigung des Tibiaplateaus (Genin P et al., 1993). Als Normwert wird eine Dorsalneigung nach kaudal von $4-7^\circ$ angesehen (Matsuda S et al., 1999; Lobenhoffer P, 2014)

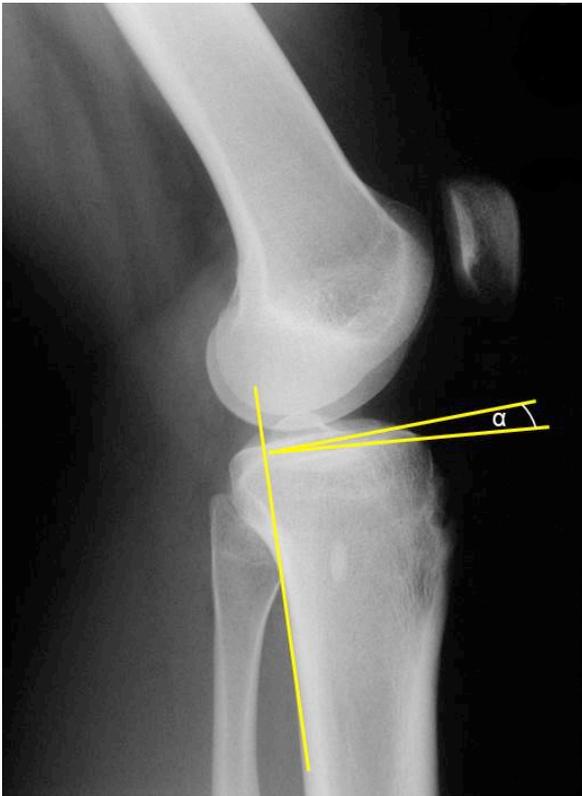


Abbildung 8: Laterale Projektion des Kniegelenks (präoperativ) zur Bestimmung der Neigung des Tibiaplateaus. Der Winkel α beschreibt die Neigung des Tibiaplateaus und wird bestimmt zwischen einer Tangente am medialen Tibiaplateau und einer senkrechten Hilfslinie zur dorsalen tibialen Kortikalis.

4.6.6 Patelladezentrierung

Anhand der Patella Tangentialaufnahme in 45° Flexion wurde die Strecke der Patelladezentrierung direkt postoperativ, 6 Monate postoperativ und 12 Monate postoperativ bestimmt. Hierzu wurde der Abstand zwischen einer Linie durch den Scheitelpunkt der medialen Femurkondyle und einer Parallelen hierzu am medialen Rand der Patella gemessen (Dezentrierungsabstand). Alle Messungen nach lateral der Referenzlinie durch den Scheitelpunkt der medialen Kondyle wurden als positive Werte notiert und alle nach medial dazu wurden als negative Werte wiedergegeben (*Hepp WR, 1983*).

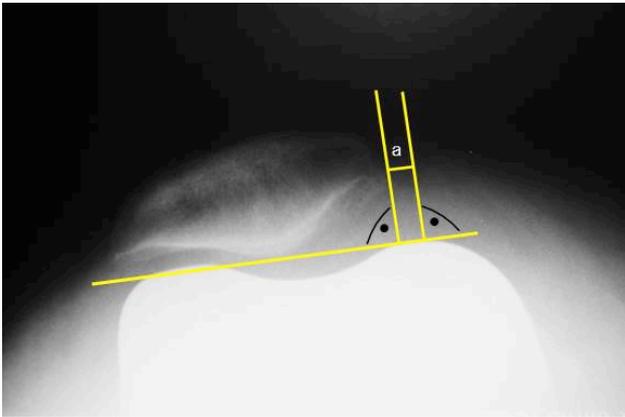


Abbildung 9: Tangentiale Projektion der Patella zur Bestimmung der Patelladezentrierung in 45° Flexion. **a** beschreibt den Denezentrierungsabstand zwischen einer Linie durch den Scheitelpunkt der medialen Femurkondyle und einer Parallelen hierzu am medialen Rand der Patella, jeweils rechtswinklig zur Tangente der beiden Femurkondylen.

4.6.7 Patellaverkippung

Auch die Messung des *tilts* der Patella erfolgte anhand der unmittelbar postoperativ angefertigten Röntgenbilder sowie anhand der 6 und 12 Monaten postoperativ gemachten Aufnahmen in 45° Flexion. Der Winkel der Patellaverkippung wurde zwischen der Verbindungslinie der beiden Scheitelpunkte der Kondylen und des maximalen medio-lateralen Durchmessers der Patella gemessen. Der Normbereich liegt bei $2 \pm 2^\circ$; als pathologische Verkippung werden Werte $> 5^\circ$ angesehen (*Grelsamer RP e al., 1993*).

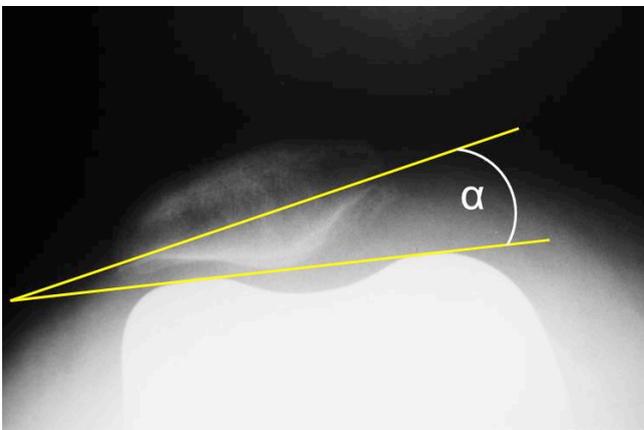


Abbildung 10: Tangentiale Projektion der Patella zur Bestimmung der Patellaverkippung in 45° Flexion. Der Winkel α beschreibt die Patellaverkippung gemessen zwischen einer Tangente der beiden Femurkondylen und des maximalen medio-lateralen Durchmessers der Patella

4.7 Statistische Auswertung

Bei dieser Arbeit handelt es sich um eine retrospektive statistische Studie. Da die zu untersuchenden Parameter gemäß Analyse mittels Kolmogorov – Smirnov – Test nicht normalverteilt sind, wurden nicht parametrische Tests zur Auswertung angewendet. Mit Hilfe des IBM SPSS Statistics System wurden alle Daten statistisch analysiert.

Nach der Fragestellung dieser Arbeit wurde zunächst mit Hilfe des Kruskal-Wallis Rangsummentests untersucht, ob sich die drei Gruppen hinsichtlich der postoperativen Flexionsfähigkeit unterscheiden.

Dann wurde die signifikante Übereinstimmung zweier Gruppen in Bezug auf die postoperative Flexion überprüft. Dies erfolgte mit Hilfe des Mann-Whitney U-Tests. Anschließend wurden diese Tests mit allen radiologischen Parametern (Flexion, Extension, Tiefe femoropatellares Gleitlager, Dorsalneigung der Tibia, Patella-Lateralisation und Neigung, OP- Dauer) wiederholt und verglichen.

Mit Hilfe des Wilcoxon Tests wurden die klinischen und radiologischen Parameter in jeder Gruppe auf signifikante Unterschiede hin untersucht. Die Patella-Lateralisation und die Patella- Neigung wurden jedoch gesondert untersucht. Bezüglich Patella-Lateralisation und – Neigung zu den Zeitpunkten präoperativ, 6 Monate postoperativ und 12 Monate postoperativ wurde zunächst ein Friedmann-Test angewendet und erst hiernach mittels Wilcoxon-Test signifikante Unterschiede zwischen den 3 Gruppen evaluiert. Anschließend wurde der Determinationskoeffizient Eta-Quadrat ermittelt um zu messen, welcher der klinischen oder radiologischen Parameter die Unterschiede zwischen den drei Gruppen bezüglich der Zielvariablen (postoperative Flexion) maßgeblich und signifikant bedingt.

Beim Vergleich von 2 Gruppen gilt in dieser Arbeit ein p Wert $\leq 0,05$ als signifikant. Beim Kruskal-Wallis -und Kolmogorov-Smirnov Test wurden 3 Gruppen verglichen hier gilt ein Wert von $p \leq 0,02$ als signifikant.

Alle Werte werden als Mittelwerte \pm Standardabweichung angegeben.

5. Ergebnisse

5.1 Klinische Parameter

5.1.1 Klinische Parameter: Deskriptive Ergebnisse

5.1.1.1 Gesamtes Patientenkollektiv

Insgesamt wurden 300 Patienten in die Untersuchung eingeschlossen. Das Durchschnittsalter aller Patienten betrug $67,01 \text{ Jahre} \pm 9,20 \text{ Jahre}$. Insgesamt wurden 182 Frauen und 119 Männer in die Untersuchung eingeschlossen. Die präoperative maximale Flexionsfähigkeit betrug im Mittel $103,74^\circ \pm 15,85^\circ$, die präoperative maximale Extension lag bei $4,40^\circ \pm 6,61^\circ$. Für die postoperative maximale Flexion wurde ein Mittelwert von $93,09^\circ \pm 7,51^\circ$ ermittelt und für die postoperative maximale Extension von $0,30^\circ \pm 1,38^\circ$. Die OP-Dauer betrug in allen Gruppen übergreifend $130 \text{ min} \pm 1,80 \text{ min}$, wobei die kürzeste Operation 58 min dauerte und die längste OP 299 min.

5.1.1.2 Triathlon Gruppe

Es wurden 100 Patienten in die Gruppe TRI eingeschlossen.

Das Durchschnittsalter der Patienten von Gruppe TRI betrug $67,01 \text{ Jahre} \pm 9,70 \text{ Jahre}$. Das Geschlechterverhältnis betrug in dieser Gruppe 54 Frauen gegenüber 46 Männern.

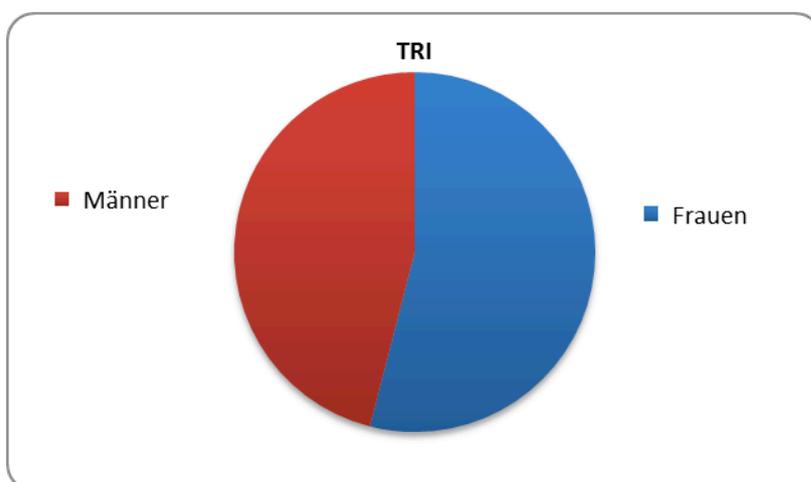


Abbildung 11: Geschlechtsverteilung in der Gruppe TRI.

Bei den klinischen Parametern ergab sich für die maximale präoperative Flexion ein Mittelwert von $106,35^\circ \pm 16,14^\circ$, mit einem Minimum von $45,0^\circ$ und einem Maximum von $140,0^\circ$. Für die maximale präoperative Extension ergab sich ein Mittelwert von $3,30^\circ \pm 5,18^\circ$. Für die postoperative maximale Flexion ergab sich einen Mittelwert von $90,55^\circ \pm 6,23^\circ$ mit einem Minimalwert von $70,0^\circ$ und einem Maximalwert von $110,0^\circ$. Das maximale postoperative Extensionsdefizit in der TRI Gruppe betrug $0,40^\circ \pm 1,69^\circ$ mit Minimum von 0° und Maximum von $10,0^\circ$.

Die OP- Dauer betrug in der TRI Gruppe $133 \text{ min} \pm 38 \text{ min}$.

5.1.1.3 Interax Gruppe

Es wurden 100 Patienten in die Gruppe ITX aufgenommen.

Patienten der Gruppe ITX hatten ein Durchschnittsalter von $70,50 \text{ Jahre} \pm 8,40 \text{ Jahre}$. Das Verhältnis von Frauen zu Männern betrug in der Gruppe ITX 69 zu 31.

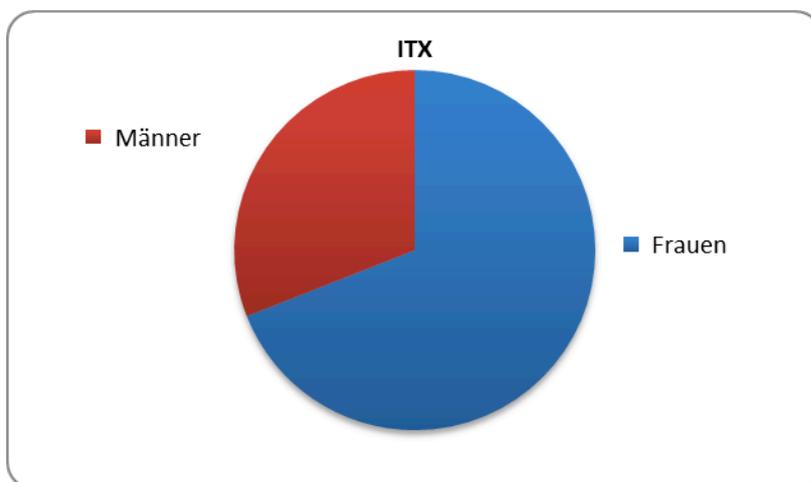


Abbildung 12: Geschlechtsverteilung in der Gruppe ITX.

Es ergab sich für die präoperative maximale Flexion im Mittel ein Wert von $98,91^\circ \pm 15,27^\circ$ das Minimum lag bei $70,00^\circ$ und das Maximum bei $140,00^\circ$. Das präoperative maximale Extensionsdefizit lag im Mittel bei $6,17^\circ \pm 6,79^\circ$. Das maximale postoperative Extensionsdefizit betrug $0,15^\circ \pm 0,85^\circ$ mit 0° als Minimalwert und $5,00^\circ$ als Maximalwert. Der Mittelwert für die maximale postoperative Flexion lag bei $92,13 \pm 6,61^\circ$ (Min. $70,0^\circ$, Max $120,0^\circ$).

Die OP-Dauer lag in dieser Gruppe im Mittel bei $144 \text{ min} \pm 40 \text{ min}$ (Minimalwert 60 min , Maximalwert 289 min).

5.1.1.4 Monocondyläre Schlittenprothese Gruppe

In dieser Gruppe wurden ebenfalls 100 Patienten eingeschlossen.

In der Gruppe MGG lag das mittlere Patientenalter bei 64,50 Jahre \pm 8,40 Jahren. Gruppe MGG hatte eine Geschlechterverteilung von 58 Frauen zu 42 Männern.

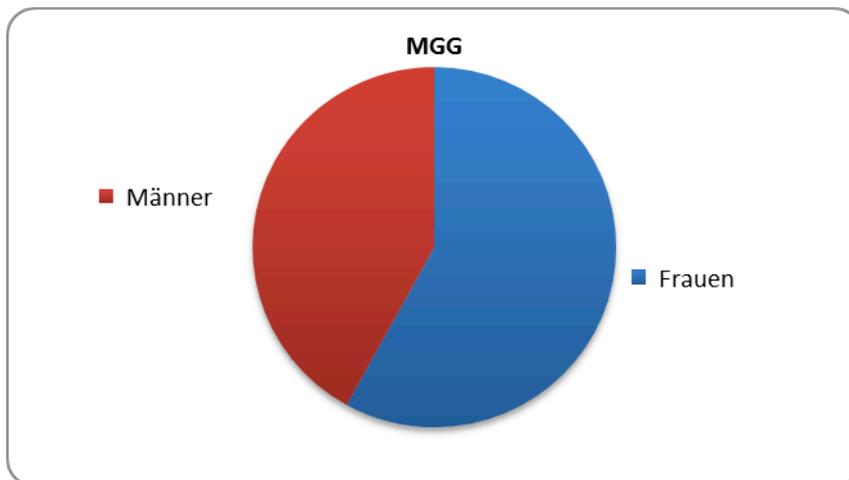


Abbildung 13: Geschlechtsverteilung in der Gruppe MGG.

Die maximale präoperative Flexion lag in dieser Gruppe bei $106,00^\circ \pm 15,14^\circ$ wobei der minimale Wert $70,00^\circ$ betrug und der maximale Wert $140,00^\circ$. Der Mittelwert für das maximale präoperative Extensionsdefizit betrug $3,70^\circ \pm 4,12^\circ$. Die postoperative Flexion lag im Mittel bei $96,60^\circ \pm 8,25^\circ$. Hier ergaben sich als Minimalwert $90,0^\circ$ und als Maximalwert $120,0^\circ$. Für die maximale postoperative Extension erhielt man im Mittel $0,35^\circ \pm 1,46^\circ$ mit einem Minimum von 0° und einem Maximum von $10,0^\circ$.

Die Dauer der Implantation einer MGG Prothese betrug im Mittel 111 min \pm 27 min (Minimum 58 min, Maximum 233 min).

	TRI (n = 100)	ITX (n = 100)	MGG (n = 100)	Gesamtkollektiv (n = 300)	p-Wert (TRI, ITX, MGG)
Präoperative Flexion [Winkelgrad]	106,35 ± 16,14 [45;140]	98,91 ± 15,27 [70;140]	106,00 ± 15,14 [70;140]	107,74 ± 15,85 [45;140]	< 0,01
Postoperative Flexion [Winkelgrad]	90,55 ± 6,23 [70;110]	92,13 ± 6,61 [70;120]	96,60 ± 8,25 [90;120]	93,09 ± 7,58 [70;120]	< 0,01
Präoperative Extension [Winkelgrad]	3,30 ± 5,18 [0;30]	6,17 ± 6,79 [0;25]	3,70 ± 4,12 [0;15]	4,40 ± 5,61 [0;30]	< 0,01
Postoperative Extension [Winkelgrad]	0,40 ± 1,69 [0;10]	0,15 ± 0,85 [0;5]	0,35 ± 1,47 [0;10]	0,30 ± 1,38 [0;10]	0,51
OP- Dauer [min]	133 ± 38 [25;278]	144 ± 40 [60;299]	111 ± 27 [58;233]	130 ± 1,80 [58;299]	< 0,01

Tabelle 3: Zusammenfassung klinischer Parameter aus allen drei Gruppen (alle Werte sind als Mittelwerte ± Standardabweichung angegeben [Minimum; Maximum]).

5.1.2 Klinische Parameter: Vergleich zwischen den Gruppen

5.1.2.1 Vergleich zwischen allen drei Gruppen

Mittels Kruskal-Wallis Tests wurde untersucht ob zwischen den 3 Gruppen (TRI, ITX, MGG) signifikante Unterschiede bezüglich der genannten klinischen Parameter vorlagen.

Bezüglich der präoperativen Flexion fanden sich im Mittel die höchsten Werte in der TRI Gruppe (106,35°) gefolgt von der MGG Gruppe (106,0°) und der ITX Gruppe (98,91°). Hierbei war die präoperative Flexion in der TRI Gruppe signifikant erhöht gegenüber der MGG Gruppe ($p < 0,01$) und der ITX Gruppe ($p = 0,10$) (Tabelle 3).

Bei dem präoperativen Extensionsdefizit wurden die höchsten Werte in der ITX Gruppe mit 6,17 ° gemessen, es folgte die MGG Gruppe mit 3,70° und die TRI Gruppe mit 3,30°. Somit ergaben sich signifikante Unterschiede zwischen TRI und ITX ($p < 0,01$) und zwischen ITX und MGG ($p = 0,03$).

Hinsichtlich der postoperativen Flexion fand sich im Mittel der höchste Wert in der MGG Gruppe (96,60°) gefolgt von der ITX Gruppe (92,13°) und der TRI Gruppe (90,55°). Es ergaben sich somit signifikante Unterschiede zwischen der TRI und MGG Gruppe und zwischen der ITX und MGG Gruppe ($p < 0,01$). Beim Vergleich der postoperativen Extension fand sich kein signifikanter Unterschied zwischen den 3 Gruppen. Die OP-Dauer war in der MGG Gruppe (111 min) am kürzesten. Somit ergaben sich signifikante Unterschiede im Vergleich der MGG Gruppe mit der TRI Gruppe (133 min), sowie der MGG Gruppe mit der ITX Gruppe (144 min, jeweils $p < 0,01$) (Tabelle 3).

5.1.2.2 Vergleich zwischen TRI und ITX Gruppe

Mithilfe des Mann-Whitney U Tests wurde die maximale präoperative Flexion der TRI Prothese und der ITX Prothese verglichen. Das maximale präoperative Extensionsdefizit war signifikant höher in der ITX Gruppe ($p < 0,01$). Beim Vergleich der maximalen postoperativen Flexion bestand kein Unterschied zwischen den Gruppen ($p = 0,12$) (Tabelle 3). Das maximale postoperative Extensionsdefizit unterschied sich ebenfalls nicht signifikant zwischen beiden Gruppen ($p = 0,51$). Die OP-Dauer war in der ITX Gruppe signifikant länger ($p = 0,02$) als in der TRI Gruppe (Tabelle 3).

5.1.2.3 Vergleich zwischen TRI und MGG Gruppe

Beim Vergleich dieser beiden Prothesentypen ergab sich bezüglich der maximalen präoperativen Flexion kein signifikanter Unterschied ($p = 0,68$). Auch die maximale präoperative Extension unterschied sich in beiden Gruppen nicht signifikant ($p = 0,17$). Bezüglich der maximalen postoperativen Flexion erreichten Patienten aus der MGG Gruppe eine bessere Beweglichkeit postoperativ als Patienten aus der TRI Gruppe (MGG 96,9° und TRI 90,5°; $p < 0,01$). Bezüglich der postoperativen Extension gab es keinen signifikanten Unterschied im Vergleich beider Gruppen. Die OP-Dauer hingegen unterschied sich in der MGG Gruppe mit 111 min von der TRI Gruppe mit 133 min signifikant ($p < 0,01$).

5.1.2.4 Vergleich zwischen ITX und MGG Gruppe

Im Vergleich dieser beiden Gruppen hatten Patienten der MGG Gruppe eine bessere präoperative Flexion als Patienten der ITX Gruppe (MGG 106,0° und ITX: 98,8°, $p < 0,01$). Ebenso hatten die Patienten der MGG Gruppe postoperativ eine bessere Flexion als die

Vergleichsgruppe ITX (MGG 96,60°; ITX 92,13°; $p < 0,01$). Hinsichtlich der präoperativen Extension zeigte die ITX Gruppe im Mittel höhere Werte als die MGG Gruppe (ITX 6,17°; MGG: 3,70°; $p = 0,03$). Die postoperative Extension unterschied sich in diesen beiden Gruppen nicht signifikant. Die OP- Dauer betrug in der MGG Gruppe 111 min und in der ITX Gruppe 144 min ($p < 0,01$).

5.2 Radiologische Parameter

5.2.1 Radiologische Parameter: Deskriptive Ergebnisse

5.2.2.1 Gesamtes Patientenkollektiv

Zunächst wurden die radiologischen Daten für das gesamte Patientenkollektiv von 300 Patienten ausgewertet.

Nach Aufteilung der präoperativen Kniegelenksfehlstellungen in Varus und Valgus durch Auswertung der a.p. Aufnahmen fanden sich 238 Patienten mit Varus- und 62 Patienten mit Valgusfehlstellungen. Der Mittelwert der Abweichung der berechneten mechanischen Beinachse der Patienten von der physiologischen Beinachse ($0 \pm 2,3^\circ$ Valgus) mit Varusfehlstellung betrug $6,93^\circ \pm 1,91^\circ$, mit einem Maximum von $22,0^\circ$ und einem Minimum von $2,0^\circ$. Bei den Patienten mit einer valgischen Achsenabweichung betrug der Mittelwert der valgischen Abweichung von der physiologischen mechanischen Beinachse $7,37^\circ \pm 2,96^\circ$, wobei der maximale Wert bei $25,0^\circ$ und der minimale Wert bei $4,0^\circ$ lag. Für den posterioren kondylären Versatz ergab sich ein Mittelwert von $2,95 \text{ cm} \pm 0,50 \text{ cm}$. Die Tiefe des femoropatellaren Gleitlagers betrug präoperativ $1,04 \text{ cm} \pm 0,23 \text{ cm}$ und postoperativ $0,78 \text{ cm} \pm 0,22 \text{ cm}$. Bei der Messung der präoperativen Patellahöhe nach Salvati (Insall J, Salvati, 1971) ergab sich im Mittel ein Index von $0,84 \pm 0,13$. Die Dorsalneigung des Tibiaplateaus betrug präoperativ $4,12^\circ \pm 2,51^\circ$ und postoperativ $4,35^\circ \pm 2,31^\circ$. Die Patelladezentrierung wurde präoperativ mit $0,29 \text{ cm} \pm 0,41 \text{ cm}$ gemessen, 6 Monate postoperativ lag sie bei $0,49 \text{ cm} \pm 0,46 \text{ cm}$, und nach 12 Monaten bei $0,64 \text{ cm} \pm 0,82 \text{ cm}$. Für die Patellaverkipfung ergab sich präoperativ ein Mittelwert von $10,88^\circ \pm 4,88^\circ$ aus allen Gruppen, nach 6 Monaten postoperativ ein Mittelwert von $12,45^\circ \pm 4,75^\circ$, und nach 12 Monaten ein Mittelwert von $13,23^\circ \pm 5,18^\circ$.

5.2.1.2 TRI Gruppe

Diese Gruppe setzte sich aus 81 Personen mit Varus- (mittlere varische Abweichung von der physiologischen mechanischen Beinachse: $6,57^\circ \pm 1,49^\circ$) und 19 Personen mit Valgusfehlstellungen (mittlere valgische Abweichung von der physiologischen mechanischen Beinachse: $6,84^\circ \pm 1,12^\circ$) zusammen. Es ergab sich für den posterioren kondylären Versatz ein Mittelwert von $2,95 \text{ cm} \pm 0,40 \text{ cm}$. Die Tiefe des femoropatellaren Gleitlagers lag präoperativ bei $1,07 \text{ cm} \pm 0,25 \text{ cm}$ und postoperativ bei $0,61 \text{ cm} \pm 0,11 \text{ cm}$. Für die Patellahöhe ergab sich ein mittlerer Index von $0,85 \pm 0,18$. Die Dorsalneigung der Tibia lag präoperativ bei $5,43^\circ \pm 2,32^\circ$ und postoperativ bei $3,87^\circ \pm 2,23^\circ$. Die Patelladezentrierung betrug präoperativ $0,47 \text{ cm} \pm 0,46 \text{ cm}$, 6 Monate postoperativ $0,86 \text{ cm} \pm 0,46 \text{ cm}$, und 12 Monate postoperativ $0,83 \text{ cm} \pm 1,00 \text{ cm}$. Ebenso änderte sich die Patellaverkipfung von präoperativ $10,34^\circ \pm 4,87^\circ$ zu $13,15^\circ \pm 5,16^\circ$ 6 Monate postoperativ und $13,75^\circ \pm 5,71^\circ$ 12 Monate postoperativ.

5.2.1.3 ITX Gruppe

Für die ITX Gruppe ($n = 100$) fanden sich 68 Varusfehlstellungen mit einer mittleren varischen Abweichung der Beinachse von der physiologischen Stellung um $7,60^\circ \pm 2,61^\circ$ und 32 Patienten mit einer valgischen Abweichung der mechanischen Beinachse um $8,00^\circ \pm 3,86^\circ$ vom Normalwert. Der posteriore kondyläre Versatz wurde mit $3,03 \text{ cm} \pm 0,61 \text{ cm}$ gemessen. Die Tiefe des femoropatellaren Gleitlagers lag präoperativ bei $1,15 \text{ cm} \pm 0,21 \text{ cm}$ und postoperativ bei $0,76 \text{ cm} \pm 0,13 \text{ cm}$. Bei der Messung der Patellahöhe ergab sich ein mittlerer Index von $0,85 \pm 0,12$. Die Dorsalneigung der Tibia betrug präoperativ im Mittel $3,74 \text{ cm} \pm 2,51 \text{ cm}$ und postoperativ $4,03 \text{ cm} \pm 2,20 \text{ cm}$. Die Patelladezentrierung wurde präoperativ mit $0,28 \text{ cm} \pm 0,37 \text{ cm}$ gemessen, 6 Monate postoperativ mit $0,59 \text{ cm} \pm 0,39 \text{ cm}$ und 12 Monate postoperativ mit $0,78 \text{ cm} \pm 0,83 \text{ cm}$. Die Patellaneigung nahm von präoperativ ($9,40^\circ \pm 4,57^\circ$) zu 6 Monaten postoperativ ($11,02^\circ \pm 4,37^\circ$) und 12 Monaten postoperativ ($11,92^\circ \pm 4,38^\circ$) zu.

5.2.1.4 MGG Gruppe

In die Gruppe der Patienten mit monocondylärer Schlittenprothese entfielen 90 Patienten mit *genu varum* und 10 Patienten mit *genu valgum*. Die Varusfehlstellung betrug in dieser Gruppe im Mittel $6,76^\circ \pm 1,45^\circ$ Abweichung vom physiologischen Wert, die Valgusfehlstellung $6,30^\circ \pm 1,95^\circ$ Abweichung von der physiologischen mechanischen Beinachse. Der posteriore kondyläre Versatz lag bei $2,88 \text{ cm} \pm 0,44 \text{ cm}$, die Tiefe des femoropatellaren Gleitlagers bei

0,99 cm ± 0,21 cm präoperativ und bei 0,98 cm ± 0,21 cm postoperativ. Für die Patellahöhe ergab sich ein Mittelwert von 0,82 cm ± 0,88. Für die Dorsalneigung der Tibia ergaben sich präoperativ und postoperativ Werte von 3,20° ± 2,16° bzw. 5,14° ± 2,25°. Die Patelladezentrierung betrug präoperativ 0,12 cm ± 0,34 cm, 6 Monate postoperativ 0,20 cm ± 0,37 cm, und 12 Monate postoperativ 0,31 cm ± 0,40 cm. Die Patellaverkippung lag präoperativ bei 12,93° ± 4,51° nach 6 Monaten bei 13,20° ± 4,37°, und nach 12 Monaten bei 14,02° ± 5,17°.

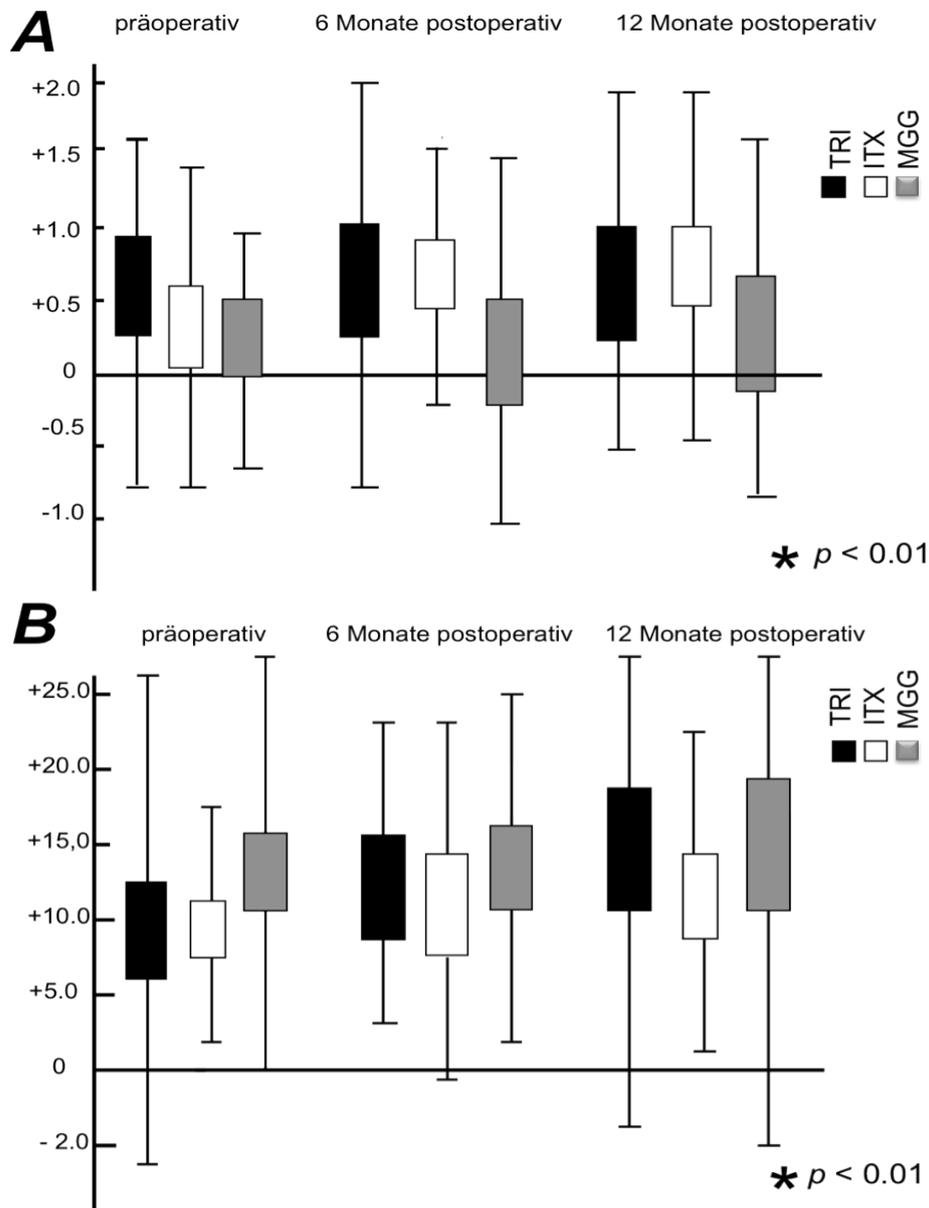


Abbildung 14: Patelladezentrierung und -verkippung im Zeitverlauf. A: Zeitverlauf der Patelladezentrierung in allen 3 Gruppen [cm] (positive Werte: Patellalateralisation; negative Werte: Patellamedialisierung), B: Zeitverlauf der Patellaverkippung in allen 3 Gruppen [Winkelgrad] (positive Werte: laterale Verkippung, negative Werte: mediale Verkippung).

	TRI (n=100)	ITX (n= 100)	MGG (n=100)	p-Wert
Varische Abweichung der Beinachse [Winkelgrad]	6,57 ± 1,49 [3,0;13,0]	7,60 ± 2,61 [4,0;2,0]	6,76 ± 1,45 [3,0;12,0]	0,11
Valgische Abweichung der Beinachse [Winkelgrad]	6,84 ± 1,12 [4,0;8,0]	8,00 ± 3,86 [5,0;25,0]	6,30 ± 1,95 [6,0;9,0]	0,11
Posteriorer kondylärer Versatz [cm]	2,96 ± 0,40 [2,0;4,0]	3,02 ± 0,63 [2,0; 5,1]	2,89 ± 0,44 [2,0;4,1]	0,46
Tiefe femoropatellares Gleitlager präoperativ [cm]	1,06 ± 0,25 [0,6; 1,6]	1,05 ± 0,21 [0,5; 1,5]	1,00 ± 0,21 [0,5; 1,5]	0,08
Tiefe femoropatellares Gleitlager postoperativ [cm]	0,61 ± 0,11 [0,4; 1,0]	0,76 ± 0,13 [0,5; 1,1]	0,98 ± 0,21 [0,5; 1,5]	< 0,01
Differenz der Tiefe des femoropatellaren Gleitlagers prä- und postoperativ [cm]	0,45 ± 0,27 [-0,3; 1,0]	0,28 ± 0,24 [-0,7; 0,8]	0,01 ± 0,07 [-0,3; 0,4]	< 0,01
Patellahöhe [cm]	0,85 ± 0,18 [0,6; 2,0]	0,85 ± 0,12 [0,61; 1,27]	0,82 ± 0,10 [0,66; 1,04]	0,15
Dorsalneigung Tibia präoperativ [Winkelgrad]	3,87 ± 2,30 [0; 11]	4,03 ± 2,20 [0; 11]	3,20 ± 2,20 [0; 10]	< 0,01
Dorsalneigung der Tibia postoperativ [Winkelgrad]	0,47 ± 0,46 [-0,8; 1,8]	0,28 ± 0,37 [-0,7; 1,5]	0,12 ± 0,34 [-0,7; 0,8]	< 0,01
Patelladezentrierung präoperativ [cm]	0,47 ± 0,46 [-0,8; 1,8]	0,28 ± 0,37 [-0,7; 1,5]	0,12 ± 0,34 [-0,7; 0,8]	< 0,01
Patelladezentrierung 6 Monate postoperativ [cm]	0,68 ± 0,47 [0; 2]	0,59 ± 0,40 [0; 2]	0,20 ± 0,37 [-1; 1]	< 0,01
Patelladezentrierung 12 Monate postoperativ [cm]	0,83 ± 1,00 [-0,6; 8,0]	0,78 ± 0,83 [-0,1, 8,0]	0,31 ± 0,40 [-0,7; 1,5]	< 0,01
Patellaverkipfung präoperativ [Winkelgrad]	10,34 ± 4,88 [1; 28]	9,420 ± 4,57 [1; 29]	12,93 ± 4,51 [4; 23]	< 0,01
Patellaverkipfung 6 Monate postoperativ [Winkelgrad]	13,15 ± 5,16 [5; 26]	11,02 ± 4,37 [0; 23]	13,20 ± 4,37 [5; 23]	< 0,01
Patellaverkipfung 12 Monate postoperativ [Winkelgrad]	13,75 ± 5,71 [2; 30]	11,92 ± 4,38 [0; 25]	14,02 ± 5,17 [5; 25]	< 0,01

Tabelle 4: Zusammenfassung radiologischer Parameter aus allen drei Gruppen (alle Werte sind als Mittelwerte ± Standartabweichung angegeben [Minimum; Maximum]).

5.2.2 Radiologische Parameter: Vergleich zwischen den Gruppen

5.2.2.1 Vergleich zwischen allen drei Gruppen

Mit Hilfe des Kruskal-Wallis-Tests wurden die drei Gruppen TRI, ITX und MGG auf signifikante Unterschiede bezüglich der radiologischen Parameter untersucht. Hierbei ergaben sich für den postoperativen posterioren kondylären Versatz ein Mittelwert in der MGG Gruppe von 2,88 cm, in der TRI Gruppe von 2,95 cm und in der ITX Gruppe von 3,03 cm ($p = 0,46$). Die mittlere Tiefe des femoropatellaren Gleitlagers war präoperativ zwischen den drei Gruppen vergleichbar ($p = 0,08$). Postoperativ ergaben sich für die TRI Gruppe und die ITX Gruppe ebenfalls ähnliche Werte ($p < 0,01$) lediglich die MGG Gruppe wies einen höheren Wert auf (1,5 cm; $p < 0,01$). Die Patellahöhe war in der MGG Gruppe mit einem mittleren Insall-Salvati-Index (Insall J Salvati, 1971) von 0,82 anatomisch korrekt, in der ITX Gruppe und der TRI Gruppe lag der mittlere Insall-Salvati-Index bei 0,85 ($p = 0,15$). Die Dorsalneigung der Tibia ergab präoperativ in der MGG Gruppe ein Mittelwert von $3,20^\circ$ in der TRI Gruppe von $5,43^\circ$ und in der ITX Gruppe von $3,74^\circ$ ($p < 0,01$). Postoperativ fand sich kein Unterschied in der Dorsalneigung der Tibia zwischen den 3 Gruppen vor ($p < 0,01$). Bei der Patelladezentrierung lag präoperativ der Mittelwert der MGG Gruppe bei 0,12 cm, in der TRI Gruppe bei 0,47 cm und in der ITX Gruppe bei 0,28 cm ($p < 0,01$). 6 Monate postoperativ lag der Mittelwert in der MGG Gruppe bei 0,20 cm, in der TRI Gruppe bei 0,68 cm und in der ITX Gruppe bei 0,59 cm. 12 Monate postoperativ betrug dieser Wert in der MGG Gruppe 0,31 cm, in der TRI Gruppe 0,83 cm und in der ITX Gruppe 0,78 cm ($p < 0,01$). Bezüglich der Patellaverkipfung präoperativ wies die MGG Gruppe einen Mittelwert von $12,93^\circ$ auf, die TRI Gruppe von $10,34^\circ$ und die ITX Gruppe von $9,40^\circ$ ($p < 0,01$). 6 Monate postoperativ lagen die Mittelwerte der MGG Gruppe bei $13,20^\circ$, in der TRI Gruppe bei $11,02^\circ$ und in der ITX Gruppe bei $9,40^\circ$. Nach 12 Monaten betrug die Patellaverkipfung in der MGG Gruppe $14,02^\circ$, in der TRI Gruppe $13,75^\circ$ und in der ITX Gruppe $11,92^\circ$ ($p < 0,01$).

5.2.2.2 Vergleich zwischen TRI und ITX Gruppe

Präoperativ hatte die TRI Gruppe eine stärkere Dorsalneigung der Tibia als die ITX Gruppe (TRI $5,43^\circ$ und ITX $3,74^\circ$; $p < 0,01$). Postoperativ hingegen zeigten sich keine signifikanten Unterschiede in der Dorsalneigung des Tibiaplateaus (TRI $3,87^\circ$ und ITX $4,03^\circ$, $p = 0,46$). Die Patelladezentrierung war präoperativ in der TRI Gruppe größer als in der ITX Gruppe

(TRI 0,47 cm und ITX 0,28 cm; $p < 0,01$). Im Zeitverlauf fanden sich für die Patelladezentrierung (6 Monate postoperativ, 12 Monate postoperativ) keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen (Tabelle 5). Auch die Patellaverkipfung präoperativ ergab im Vergleich TRI versus ITX Gruppe keinen signifikanten Unterschied. Nach 6 Monaten postoperativ bestand in der TRI Gruppe jedoch eine stärkere Patellaverkipfung ($13,15^\circ$) als in der ITX Gruppe ($11,02^\circ$; $p < 0,01$). Auch nach 12 Monaten postoperativ zeigte die TRI Gruppe eine größere Patellaverkipfung als die ITX Gruppe (TRI $13,75^\circ$ und ITX $11,92^\circ$; $p = 0,02$). Für den posterioren kondylären Versatz, die Tiefe des femoropatellaren Gleitlagers präoperativ, sowie den Patellahochstand fanden sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Gruppen.

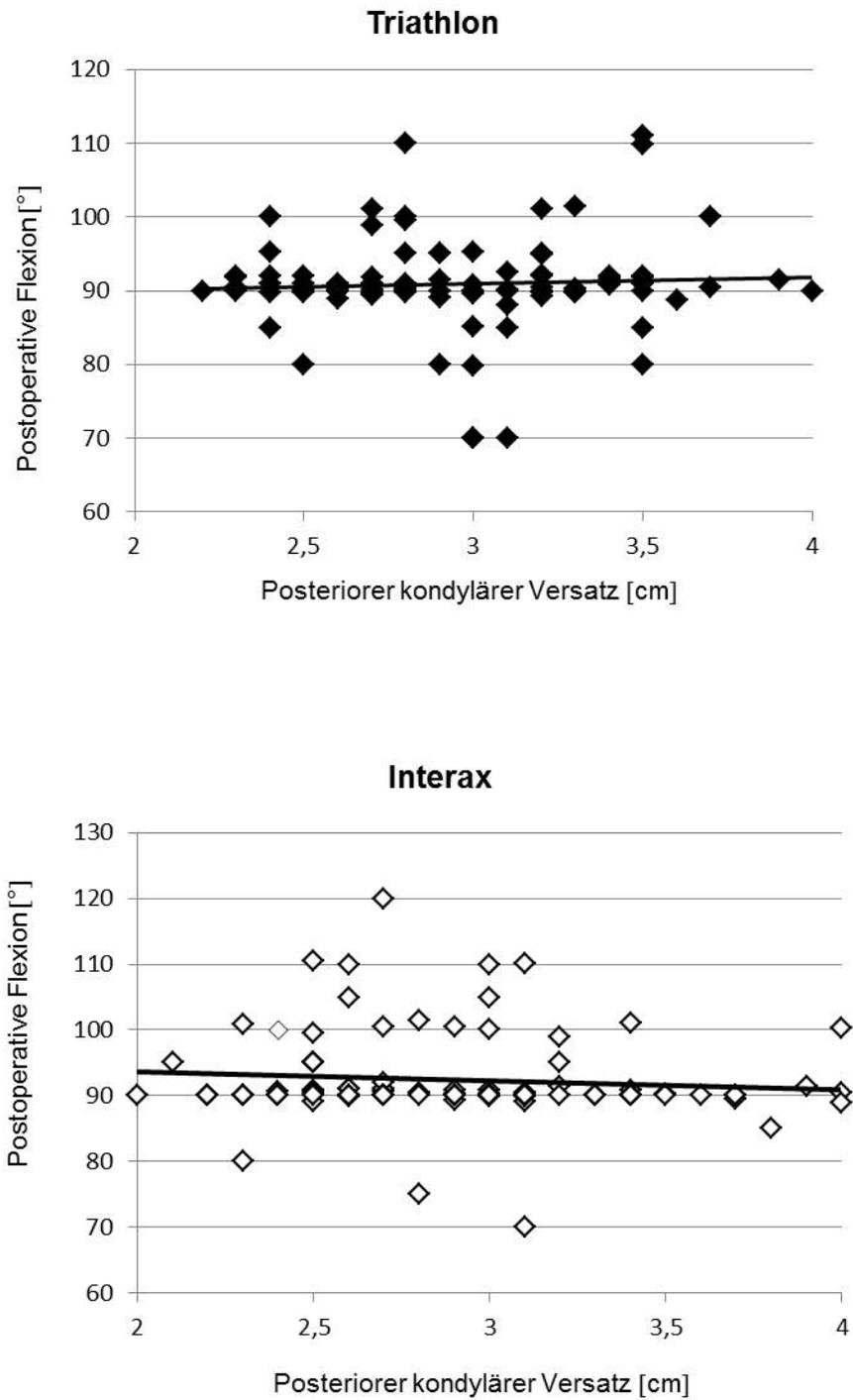
5.2.2.3 Vergleich zwischen TRI und MGG Gruppe

Das femoropatellare Gleitlager war postoperativ in der MGG Gruppe tiefer (0,98 cm) als in der TRI Gruppe (0,61 cm; $p < 0,01$). Die Dorsalneigung der Tibia betrug präoperativ in der MGG Gruppe $3,20^\circ$ und in der TRI Gruppe $5,43^\circ$ ($p < 0,01$). Postoperativ hingegen war die Dorsalneigung des Tibiaplateaus in der TRI Gruppe ($3,87^\circ$) weniger ausgeprägt als in der MGG Gruppe ($5,14^\circ$; $p < 0,01$). Die Patelladezentrierung war präoperativ (TRI = 0,47 cm, MGG = 0,12 cm; $p < 0,01$), 6 Monate postoperativ (TRI = 0,68 cm, MGG = 0,20 cm; $p < 0,01$) und 12 Monate postoperativ (TRI = 0,83 cm, MGG = 0,31 cm; $p < 0,01$) in der MGG Gruppe jeweils weniger ausgeprägt. Bei der Patellaverkipfung 6 Monate und 12 Monate postoperativ bestanden keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Gruppen (6 Monate postoperativ $p = 0,78$, 12 Monate postoperativ $p = 0,69$).

5.2.2.4 Vergleich zwischen ITX und MGG Gruppe

Der posteriore kondyläre Versatz war in der MGG Gruppe mit 2,88 cm kleiner als in der ITX Gruppe (3,03 cm; $p < 0,01$). Die Tiefe des femoropatellaren Gleitlagers präoperativ ergab für die MGG Gruppe kleinere Werte als für die ITX Gruppe (MGG 0,98 cm und ITX 1,01 cm; $p < 0,01$), postoperativ kehrte sich diese Tendenz um (ITX 0,75 cm, MGG 0,98 cm; $p < 0,01$). Die Dorsalneigung der Tibia war postoperativ in der ITX Gruppe weniger ausgeprägt ($4,03^\circ$) als in der MGG Gruppe ($5,14^\circ$; $p < 0,01$). Die Patella- Dezentrierungsabstände waren zu allen 3 Zeitpunkten (präoperativ, 6 Monate und 12 Monate postoperativ) in der MGG Gruppe geringer (alle $p < 0,01$). Hingegen war die Patellaverkipfung zu allen 3 Zeitpunkten

(präoperativ, 6 Monate und 12 Monate postoperativ) in der ITX Gruppe weniger ausgeprägt (alle $p < 0,01$).



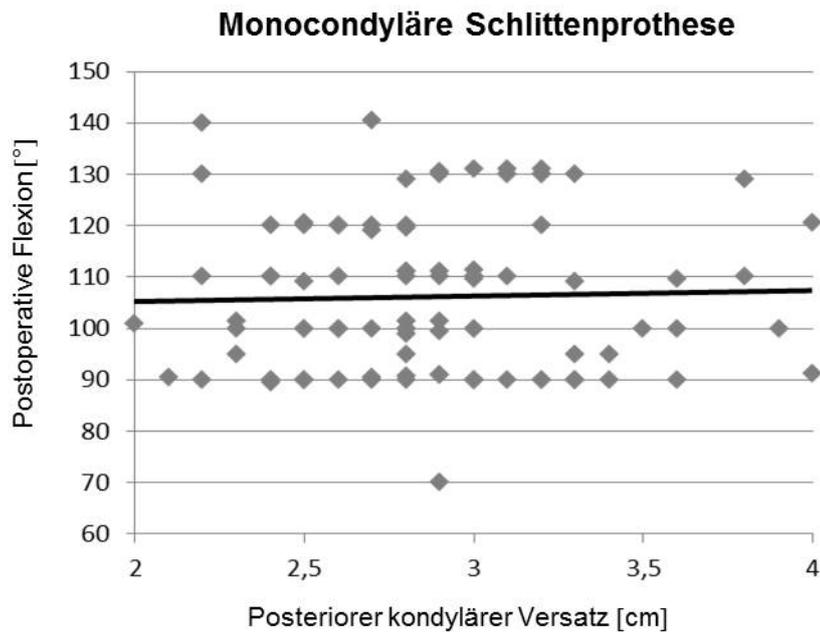


Abbildung 15: Korrelation zwischen posteriorem kondylären Versatz [cm] und postoperativer Flexionsfähigkeit des endoprothetisch versorgten Kniegelenks [Winkelgrad] in allen drei Gruppen. Es fand sich keine statistisch signifikante Korrelation beider Parameter in den drei Gruppen.

5.3 Vergleich zwischen präoperativ und postoperativ

5.3.1 Klinische Parameter

In der Gruppe der ITX Prothese verschlechterte sich durch die Operation die maximale Flexionsfähigkeit, sie sank von präoperativ $98,91^\circ \pm 15,27^\circ$ auf postoperativ $92,13^\circ \pm 6,61^\circ$ ($p < 0,01$). Die maximale Extensionsfähigkeit fiel von präoperativ $6,17^\circ \pm 6,79^\circ$ auf postoperativ $0,15^\circ \pm 0,85^\circ$ ($p < 0,01$).

Die maximale Flexion war in der TRI Gruppe von präoperativ $106,35^\circ \pm 16,14^\circ$ auf postoperativ $90,55^\circ \pm 6,23^\circ$ ($p < 0,01$) reduziert und die maximale Extension sank im Mittel von präoperativ $3,30^\circ \pm 5,18^\circ$ auf postoperativ $0,40^\circ \pm 1,69^\circ$ ($p < 0,01$).

Diese Veränderungen von prä- zu postoperativ bestanden auch in der MGG Gruppe: Sowohl die maximale Flexionsfähigkeit ($106,00^\circ \pm 15,14^\circ$ präoperativ; $96,60^\circ \pm 8,25^\circ$ postoperativ; $p < 0,01$) als auch die maximale Extensionsfähigkeit ($3,70^\circ \pm 4,12^\circ$ präoperativ; $0,35^\circ \pm 1,46^\circ$ postoperativ; $p < 0,01$) waren postoperativ signifikant reduziert.

Zusammenfassend waren somit sowohl die Flexionsfähigkeit als auch die Extensionsfähigkeit postoperativ in allen drei Gruppen signifikant schlechter als präoperativ, jedoch mit der geringsten Veränderung in der ITX Gruppe.

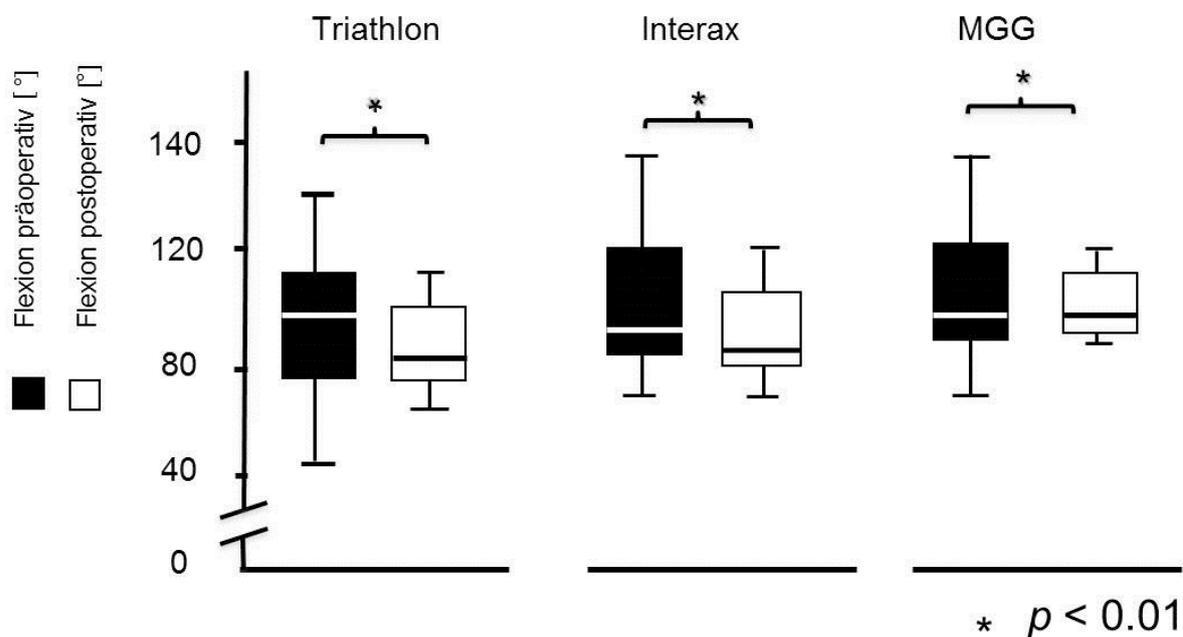


Abbildung 16: Vergleich zwischen prä- und postoperativer Flexionsfähigkeit des endoprothetisch versorgten Kniegelenk [Winkelgrad] in allen drei Gruppen.

5.3.2 Radiologische Parameter

Für den Vergleich der Tiefe des femoropatellaren Gleitlagers von prä- zu postoperativ ergaben sich in den Gruppen ITX und TRI signifikante Unterschiede (ITX präoperativ 1,05 cm ± 0,21 cm; ITX postoperativ 0,76 cm ± 0,13 cm; $p < 0,01$ und TRI präoperativ 1,06 cm ± 0,25 cm; TRI postoperativ 0,61 cm ± 0,10 cm; $p < 0,01$). Für die Gruppe MGG bestand für diesen Parameter kein signifikanter Unterschied zwischen prä- und postoperativ ($p = 0,24$). Die Dorsalneigung der Tibia zeigte im Vergleich von prä- zu postoperativ signifikante Unterschiede in den Gruppen TRI und MGG (TRI präoperativ 5,43 cm ± 2,30 cm; TRI postoperativ 3,87 cm ± 2,30 cm; $p < 0,01$ und MGG präoperativ 3,20 cm ± 2,16 cm; MGG postoperativ 5,14 cm ± 2,25 cm; $p < 0,01$). Die Gruppe ITX wies hierbei keinen signifikanten Unterschied auf ($p = 0,10$).

Die Patelladezentrierung nahm in allen drei Gruppen zwischen präoperativ, 6 Monaten postoperativ und 12 Monaten postoperativ zu: In der TRI Gruppe änderte sich die Lateralisationsstrecke von präoperativ 0,47 cm ± 0,46 cm auf 0,68 cm ± 0,46 cm 6 Monate

postoperativ ($p < 0,01$) und auf $0,83 \text{ cm} \pm 1,00 \text{ cm}$ nach 12 Monaten postoperativ ($p < 0,01$). In der ITX Gruppe änderte sich die Lateralisationsstrecke von präoperativ $0,28 \text{ cm} \pm 0,36 \text{ cm}$ auf $0,59 \text{ cm} \pm 0,40 \text{ cm}$ 6 Monate postoperativ ($p < 0,01$) und auf $0,78 \text{ cm} \pm 0,83 \text{ cm}$ nach 12 Monaten postoperativ ($p < 0,01$). In der MGG Gruppe änderte sich die Patellalateralisation von präoperativ $0,12 \text{ cm} \pm 0,34 \text{ cm}$ auf $0,20 \text{ cm} \pm 0,37 \text{ cm}$ 6 Monate postoperativ ($p = 0,02$) und auf $0,31 \text{ cm} \pm 0,40 \text{ cm}$ nach 12 Monaten postoperativ ($p < 0,01$).

Für die Patellaverkipfung fand sich in der ITX Gruppe sowohl 6 als auch 12 Monate postoperativ eine signifikante Zunahme gegenüber präoperativ (präoperativ: $9,40^\circ \pm 4,57^\circ$; 6 Monate postoperativ: $11,02^\circ \pm 4,37^\circ$; 12 Monate postoperativ: $11,22^\circ \pm 4,38^\circ$; jeweils $p < 0,01$). In der TRI Gruppe ergab sich im Vergleich von präoperativ zu 6 Monaten postoperativ ($10,34^\circ \pm 4,87$ versus $13,15^\circ \pm 5,16^\circ$; $p < 0,01$) und von präoperativ zu 12 Monaten postoperativ ($13,75^\circ \pm 5,71^\circ$; $p < 0,01$) ebenfalls eine signifikante Zunahme der Verkipfung. In der MGG Gruppe bestand lediglich zwischen präoperativ und 12 Monaten postoperativ ($12,93^\circ \pm 4,51^\circ$ versus $14,02^\circ \pm 5,17^\circ$; $p < 0,01$) eine signifikante Zunahme der Patellaverkipfung.

5.4 Beeinflussung der postoperativen Flexionsfähigkeit

Die maximale postoperative Flexion betrug im Mittel in allen Gruppen übergreifend $93,09^\circ \pm 7,51^\circ$. Die Mittelwerte betragen für Gruppe ITX $92,13^\circ \pm 6,61^\circ$, für Gruppe TRI $90,55^\circ \pm 6,23^\circ$, und für Gruppe MGG $96,60^\circ \pm 8,25^\circ$. Diese Werte unterschieden sich hoch signifikant ($p < 0,01$), so dass die Wahl des Prothesentyps entscheidenden Einfluss auf die postoperative Flexionsfähigkeit hat. Die beste postoperative Beweglichkeit erreichte demnach die monocondyläre Prothese (MGG), die schlechteste Beweglichkeit hatte die bikondyläre Prothese mit *single radius design* (TRI).

Ferner wurde untersucht, welche Parameter die postoperative Flexion signifikant beeinflussen. In der ITX Gruppe korrelierte lediglich die Patelladezentrierung 12 Monate postoperativ signifikant ($p < 0,01$) mit der postoperativen Flexion. In der TRI Gruppe beeinflussten die Tiefe des femoropatellaren Gleitlagers präoperativ ($p = 0,01$) sowie die Patellahöhe präoperativ die postoperative Flexionsfähigkeit. In der MGG Gruppe korrelierten die Patellaverkipfung präoperativ und die Patellaverkipfung 12 Monate postoperativ signifikant mit der postoperativen Flexionsfähigkeit ($p < 0,01$).

Abschließend wurde geprüft welcher Parameter unabhängig vom Prothesentyp die postoperative Flexionsfähigkeit signifikant beeinflusst. Hierbei zeigten sich die präoperative Flexion ($p = 0,05$), die präoperative Patellahöhe ($p = 0,04$) und die Patellaverkipfung 6

Monate- sowie 12 Monate postoperativ ($p < 0,01$) als signifikante Einflussfaktoren der postoperativen Flexionsfähigkeit nach endoprothetischem Kniegelenksersatz. Das *posterior condylar offset* zeigte unabhängig vom Prothesentyp keine signifikanten Unterschiede bezüglich der postoperativen Flexionsfähigkeit.

6. Diskussion

In der vorliegenden Arbeit untersuchten wir retrospektiv die postoperative Kniegelenksbeweglichkeit nach Implantation einer Endoprothese. Hierzu verglichen wir die bikondylären Prothesenmodelle Interax (ITX; Stryker Howmedica) und Triathlon (TRI; Stryker Howmedica) mit *multi-* bzw. *single radius design* sowie eine monokondyläre Prothese (MGG; Zimmer) hinsichtlich diverser klinischer und radiologischer Parameter. Im Speziellen untersuchten wir welche prä- und postoperativen klinischen und radiologischen Parameter die postoperative Kniegelenksflexionsfähigkeit beeinflussen.

Die postoperative Kniegelenksbeweglichkeit wurde 1972 von Laubenthal *et al.* (Laubenthal *et al.*, 1972) als messbarer Surrogatparameter für das klinische Befinden der Patienten nach endoprothetischem Gelenkersatz eingeführt. So sollte das Knie mindestens 90° gebeugt werden können um normale tägliche Aktivitäten (Treppensteigen, Knien, Aufstehen vom Stuhl etc.) durchführen zu können.

Wir evaluierten 300 Patienten, bei denen eine Endoprothesenimplantation durchgeführt wurde und konnten jeweils 100 Patienten für jede Prothesen-Gruppe einschließen.

Die einzelnen Gruppen unterschieden sich hinsichtlich der postoperativen Flexion signifikant, mit den besten Ergebnissen nach monocondylärer Prothesenimplantation. Darüber hinaus identifizierten wir diverse klinische und radiologische Parameter, die die postoperative Kniegelenksbeweglichkeit signifikant beeinflussen, bzw. mit dieser korrelieren.

6.1 Diskussion der klinischen Parameter

Bezüglich der präoperativen Flexion, der präoperativen Extension, sowie der postoperativen Flexion und der OP-Dauer gab es signifikante Unterschiede zwischen den Prothesenmodellen. Eine Beeinflussung der postoperativen Kniegelenksbeweglichkeit fanden wir jedoch nur für die klinischen Parameter präoperative Flexion und Prothesentyp.

Präoperative Flexion

Beim Vergleich zwischen den Prothesentypen bezüglich der präoperativen Flexion ergaben sich signifikante Unterschiede. Die TRI Gruppe und die MGG Gruppe hatten präoperativ nahezu ähnliche Flexionswerte, gefolgt von der ITX Gruppe, welche die niedrigste präoperative Flexionsfähigkeit aufwies. In der MGG Gruppe beeinflusst die präoperative Flexion signifikant die postoperative Flexion. Die Ergebnisse dieser Arbeit stimmen in Bezug

auf die präoperative Flexion mit den Ergebnissen anderer Arbeiten überein (*Farahini H et al., 2012; Kawamura H et al., 2001; Harvey A et al., 1993*). Ritter *et al.* fanden ebenfalls durch eine retrospektive statistische Untersuchung an über 3000 Patienten, dass der einzige prädiktive Parameter für die postoperative Kniegelenksbeweglichkeit die präoperative Flexion ist (*Ritter MA et al., 2003*).

Postoperative Flexion

Auch die postoperative Flexion wies signifikante Unterschiede innerhalb der drei Gruppen auf. In Übereinstimmung mit anderen Arbeiten (*Von Keudell A et al., 2014; Berger RA et al., 2005*) war die postoperative Flexionsfähigkeit in der unicondylären MGG Gruppe im Gegensatz zu den bikondylären Prothesen am größten.

Amin *et al.* (*Amin AK et al., 2006*) fand bei seinem Vergleich zwischen unicondylären und bikondylären Knieendoprothesen ebenfalls eine bessere postoperative Kniegelenksbeweglichkeit für unicondyläre Modelle. Allerdings war jene Patientenkohorte mit 54 Patienten pro Gruppe weitaus kleiner als die Anzahl der Patienten in der hier vorliegenden Arbeit mit 100 Patienten für jede Prothesengruppe. Interessanterweise zeigen die vorliegenden Ergebnisse jedoch, dass die Flexionsfähigkeit des betroffenen Kniegelenks durch die TEP-Implantation nicht verbessert wurde. Dennoch erreichten im Mittel alle Patienten eine postoperative Flexionsfähigkeit des Kniegelenks von $> 90^\circ$ und somit eine gute Alltagstauglichkeit (*Laubenthal et al., 1972*).

Präoperatives Extensionsdefizit

Das präoperative Extensionsdefizit zeigte im Vergleich zwischen den Prothesengruppen signifikante Unterschiede. Die ausgeprägteste präoperative Flexionskontraktur fand sich in der ITX Gruppe.

Ritter *et al.* stellten bereits 2007 an über 5000 Patienten fest, dass eine eingeschränkte präoperative Extension die postoperative Beweglichkeit negativ beeinflusst (*Ritter MA et al., 2007*). In dieser Studie wurden als Endpunkte jedoch ausschließlich klinische Parameter wie Schmerzqualität, Fähigkeit zum Treppensteigen, Gelenkstabilität, Gehstrecke oder postoperative Flexionskontraktur gemessen. Derartige Resultate können wir durch unsere Ergebnisse nicht bestätigen; wir fanden keinen signifikanten Einfluss des präoperativen Extensionsdefizits auf die postoperative Flexionsfähigkeit.

Prothesentyp

Es zeigte sich, dass die Wahl des Prothesentyps signifikante Unterschiede bezüglich der klinischen und radiologischen Parameter bedingt. Insbesondere konnten unsere Daten zeigen, dass der Prothesentyp einen signifikanten Einfluss auf die postoperative Beweglichkeit des endoprothetisch versorgten Gelenkes hat. Die größte postoperative Beweglichkeit zeigte sich in der monokondylären MGG Gruppe, gefolgt von der *multi-radius* ITX-Gruppe und der *single-radius* TRI-Gruppe.

Mögliche Gründe hierfür sind der kürzere Klinikaufenthalt, der geringere perioperative Blutverlust und ein geringeres Infektionsrisiko (*Bolognesi MP et al, 2013*). Ebenso wird bei der Implantation einer unikondylären Schlittenprothese lediglich eine Kondyle künstlich ersetzt. Dies beeinträchtigt die Biomechanik des Kniegelenks weniger als die Implantation einer bikondylären Totalendoprothese (*Kohn D, 2000*). Somit bleiben dem Kniegelenk die ursprünglichen anatomischen Verhältnisse weitestgehend erhalten. Jedoch sollte bei der Implantation einer unikondylären Prothese die kürzere Halbwertszeit und die höheren Revisionsraten beachtet werden, was langfristig anderweitige Komplikationen und eine schlechtere Beweglichkeit induzieren kann (*Niinimäki T et al., 2014*). Ein potentieller Einfluss des bikondylären Prothesendesigns auf die postoperative Flexionsfähigkeit (*single-versus multi-radius design*) ist weiter unten diskutiert (vgl. 6.5).

OP-Dauer

Die OP-Dauer zeigte beim Vergleich zwischen den Prothesenmodellen signifikante Unterschiede. Ein bekannter Vorteil unikondylärer Prothesen ist die kürzere OP-Dauer (*Bolognesi MP et al., 2013*). Auch in unserer Studie fand sich in der MGG Gruppe die kürzeste Operationszeit, diese war signifikant kürzer als bei der Implantation der beiden bikondylären Prothesen Interax oder Triathlon. Wir konnten jedoch in unserer Studie nicht bestätigen, dass die kürzere OP-Dauer einen positiven Einfluss auf die postoperative Beweglichkeit hat; in der vorliegenden Arbeit fand sich kein signifikanter Einfluss der OP-Dauer auf die postoperative Beweglichkeit des Kniegelenks.

6.2 Diskussion der radiologischen Parameter

Es zeigten sich in der Tiefe des femoropatellaren Gleitlagers präoperativ, in der Dorsalneigung der Patella prä- und postoperativ, sowie bei der Patelladezentrierung prä-, 6 Monate- und 12 Monate postoperativ und der Patellaverkipfung prä-, 6 Monate und 12 Monate postoperativ signifikante Unterschiede zwischen der Prothesengruppen. Als

radiologische Parameter mit signifikantem Einfluss auf die postoperative Beweglichkeit (unabhängig vom Prothesentyp) fanden sich jedoch nur die präoperative Patellahöhe und die Patellaverkipfung 6 Monate und 12 Monate postoperativ.

Posteriorer kondylärer Versatz

Auch den Einfluss des posterioren kondylären Versatzes (*posterior condylar offset*) auf die postoperative Beweglichkeit untersuchten wir nach Endoprothesenimplantation in allen drei Gruppen. In unserer Arbeit fanden wir jedoch keine signifikante Korrelation dieses Parameters mit der postoperativen Flexionsfähigkeit. Dieses Resultat bestätigten auch Ishii *et al.* in ihrer Studie an 170 Patienten: Sowohl in der Gruppe „HKB“-erhaltender Prothesen, als auch bei HKB-opfernden Prothesenmodellen bestand kein signifikanter Einfluss des posterioren kondylären Versatzes auf die postoperative Kniegelenksbeweglichkeit. Diese Evaluation erfolgte basierend auf dreidimensionalen CT-Untersuchungen (Ishii Y *et al.*, 2013).

Malviya *et al.* (Malviya A *et al.*, 2009) und Bellemanns *et al.* (Bellemanns J *et al.*, 2002) allerdings kommen in ihren Arbeiten zu dem Ergebnis, dass die Höhe des posterioren kondylären Versatzes signifikant mit der postoperativen Flexionsfähigkeit korreliert. Die Untersuchung von Malviya *et al.* (Malviya A *et al.*, 2009) schloss jedoch nur 101 Patienten ein. Außerdem handelte sich hierbei um eine Sekundäranalyse einer prospektiven randomisierten Studie zum Vergleich von Prothesentypen mit fixiertem versus mobilem Gleitlager. In der Arbeit von Bellemanns *et al.* wurde an 150 Probanden gezeigt, dass es bereits ab einer Reduktion des posterioren kondylären Versatzes von 3 mm zu einem postoperativen Flexionsverlust von bis zu 29° kommen kann (Bellemanns J *et al.*, 2002). Die Limitationen dieser Studie sind jedoch zum einen das geringe Patientenkollektiv mit 150 Patienten, zum anderen handelt es sich bei dieser Studie analog zu der vorliegenden Arbeit um eine retrospektive Analyse ohne klinische Nachuntersuchungen der Patienten.

Tiefe des femoropatellaren Gleitlagers

Hinsichtlich der Tiefe des femoropatellaren Gleitlagers fanden wir postoperativ signifikante Unterschiede zwischen den drei Gruppen sowie in der Differenz von prä- zu postoperativ. Postoperativ ergaben sich die höchsten Werte in der unikondylären MGG Gruppe, dem operativen Prinzip geschuldet ohne signifikanten Unterschied zu präoperativ. Unabhängig vom Prothesenmodell konnten wir allerdings keine signifikante Korrelation zwischen der postoperativen Tiefe des femoropatellaren Gleitlagers und der postoperativen Beweglichkeit finden.

In der TRI Gruppe bestand jedoch ein signifikanter Einfluss der präoperativen Tiefe des femoropatellaren Gleitlagers auf die postoperative Beweglichkeit des endoprothetisch versorgten Gelenks. In der Literatur finden sich zu diesem Ansatz bisher keine Angaben. Damit stellt die präoperative Bestimmung der Tiefe des femoropatellaren Gleitlagers einen neuen Ansatz dar, um die zu erwartende postoperative Kniegelenksbeweglichkeit -zumindest bei diesem bikondylären Prothesentyp- mit *single-radius design* besser abschätzen zu können.

Patellahöhe

Die präoperative Patellahöhe zeigte beim Vergleich zwischen den Prothesenmodellen keinen signifikanten Unterschied. Wir konnten aber unabhängig vom Prothesenmodell einen signifikanten Einfluss der präoperativen Patellahöhe auf die postoperative Beweglichkeit darlegen. Anagnostakos *et al.* hingegen konnten in ihrer Studie keinen sicheren Einfluss der Patellaposition auf die postoperative Beweglichkeit nach unikompartimentellem Kniegelenksersatz feststellen (*Anagnostalos K et al., 2014*).

Dorsalneigung der Tibia

Die Dorsalneigung der Tibia zeigte präoperativ und postoperativ signifikante Unterschiede zwischen den drei Prothesengruppen. Präoperativ hatte die TRI Gruppe die höchste Dorsalneigung der Tibia, postoperativ hingegen erreichte die MGG Gruppe die höchsten Werte. Wir konnten allerdings keinen Einfluss der Dorsalneigung der Tibia auf die postoperative Kniegelenksbeweglichkeit in allen drei Prothesengruppen feststellen.

In Übereinstimmung mit unseren Daten zeigten Kansara und Markel in ihrer Studie, dass bei Knieendoprothesen ohne Erhalt des „HKB“ kein Einfluss der Dorsalneigung der Tibia (zwischen 0° und 5°) auf die postoperative Kniegelenksbeweglichkeit existiert (*Kansara D et al., 2006*). Ebenso konnten Kastner *et al.* keinen signifikanten Einfluss der Dorsalneigung der Tibia nach Implantation einer Kniegelenksendoprothese mit beweglicher Polyethylenkomponente (*mobile bearing*) bezüglich der postoperativen Kniegelenksbeweglichkeit finden. In dieser Studie wurden 80 Patienten eingeschlossen und über einen Zeitraum von 10 Jahren nachuntersucht (*Kastner N et al., 2014*).

Hingegen zeigte die Studie von Bellemans *et al.* (*Bellemans J et al., 2005*) an 21 Patienten, dass bei der Implantation von Prothesen mit Erhalt des hinteren Kreuzbandes eine Zunahme der Dorsalneigung der Tibia um 1° die maximale postoperative Flexion um 1,7° steigert. Auch Kim *et al.* bestätigten in einer Studie an 35 Patienten nach Implantation HKB-opfernder Prothesen, dass die Dorsalneigung der Tibia einen signifikanten Einfluss auf die postoperative Flexion hat (*Kim JH, 2013*). Kritisch zu bewerten sind in beiden Arbeiten jedoch die kleinen

Patientenkohorten und die Analyse jeweils nur eines einzelnen Prothesenmodells (im Gegensatz zu unserer Untersuchung an 300 Patienten mit drei verschiedenen Endoprothesenmodellen).

Patelladezentrierung

Wir verglichen die Patelladezentrierung präoperativ, 6 Monate postoperativ und 12 Monate postoperativ. Hierbei ergaben sich signifikante Unterschiede beim Vergleich der drei Prothesengruppen untereinander: In der TRI Gruppe war die Patellalateralisation präoperativ, sowie 6 Monate und 12 Monate postoperativ am ausgeprägtesten. Wir verzeichneten eine signifikante Zunahme der Patelladezentrierung in allen drei Gruppen im Verlauf von prä- zu postoperativ. Interessanterweise korrelierte in der ITX Gruppe die Patelladezentrierung 12 Monate postoperativ signifikant mit der postoperativen Flexionsfähigkeit. Die vorgestellten Ergebnisse zeigen jedoch, dass die präoperative Patelladezentrierung bei allen drei Prothesenmodellen keinen signifikanten Einfluss auf die postoperative Beweglichkeit hat.

Nichtsdestotrotz ist in anderen Studien belegt, dass die Patellalateralisation zu einer der häufigsten Komplikationen nach Endoprothesenimplantation zählt (*Hoffmann GO et al., 1987*). Um diese potentielle Komplikation zu vermeiden, empfehlen *Kutschera et al.* eine sorgfältige präoperative Bestimmung der Patellaposition, um intraoperativ die Endoprothesenimplantation um ein laterales Release oder eine mediale Kapselraffung zu erweitern (*Kutschera HP et al., 1998*).

Patellaverkipfung

Ebenso untersuchten wir die Patellaverkipfung präoperativ, 6 Monate und 12 Monate postoperativ hinsichtlich eines Einflusses auf die postoperative Flexionsfähigkeit des Kniegelenks. Auch hier ergaben sich zu allen drei Zeitpunkten signifikante Unterschiede beim Vergleich der drei Prothesengruppen: Die am wenigsten ausgeprägte Verkipfung bestand für die ITX Gruppe, die auch postoperativ die geringste Patellaverkipfung aufwies. Wir konnten eine Zunahme der Patellaverkipfung von prä- zu postoperativ in allen drei Gruppen nachweisen. *Kawano et al.* (*Kawano T et al., 2002*) und *Youm et al.* (*Youm YS et al., 2010*) hingegen fanden keine Veränderung zwischen präoperativer und postoperativer Patellaverkipfung. Demgegenüber konnten *Chan et al.* (*Chan KC et al., 1999*), *Bindelglass et al.* (*Bindelglass DF et al., 1993*) und wir zeigen, dass eine stärker ausgeprägte präoperative Patellaverkipfung auch eine größere postoperative Patellaverkipfung bedingt. *Dhollander et al.* belegten in ihrer Studie an 106 Patienten, dass bei der Implantation einer Endoprothese mit erhöhter Beugefähigkeit (sog. *high flex* Modelle) die Patellaverkipfung keinen Einfluss auf

die postoperative Flexionsfähigkeit nimmt (*Dhollander AA et al., 2013*). Dies stimmt mit den Ergebnissen unserer Studie überein. Unabhängig vom Prothesentyp fanden auch wir keinen signifikanten Einfluss der Patellaverkippung auf die postoperative Beweglichkeit.

6.3 Beeinflussung der postoperativen Beweglichkeit

Es wurde untersucht, welche klinischen oder radiologischen Parameter entweder unabhängig vom Prothesenmodell Einfluss auf die postoperative Beweglichkeit nehmen oder spezifisch nur bei einem bestimmten Modell als prädiktive Parameter für die postoperative Flexionsfähigkeit gelten können.

Wie zu erwarten zeigte sich bei den klinischen Parametern (unabhängig vom Prothesentyp), dass die präoperative Flexion signifikant mit der postoperativen Beweglichkeit korreliert. Dies konnte auch in anderen Studien nachgewiesen werden (*Farahini H et al., 2012; Li PH et al., 2007*): Je größer die präoperative Beweglichkeit desto besser die postoperative Flexionsfähigkeit, unabhängig vom implantierten Prothesentyp. Darüber hinaus zeigen die hier vorliegenden Ergebnisse dass die Wahl des Implantatmodells die Flexionsfähigkeit nach dem Eingriff signifikant beeinflusst. Die unikondyläre Schlittenprothese zeigte hierbei postoperativ die größte Flexionsfähigkeit. Dies lässt sich unter anderem darauf zurückführen, dass lediglich ein Gelenkanteil ersetzt wird und somit ein Großteil des ursprünglichen Gelenks erhalten bleibt. Dies erleichtert den Wiederaufbau der postoperativen Kniegelenksfunktion mit Erreichen annähernd präoperativer Zustände.

Bei den radiologischen Parametern erwies sich unabhängig vom Prothesentyp die präoperative Patellahöhe als prädiktiver Parameter für die postoperative Flexionsfähigkeit. Beim Vergleich der Prothesen untereinander korrelierte die präoperative Tiefe des femoropatellaren Gleitlagers in der TRI Gruppe signifikant mit der späteren Kniegelenksbeweglichkeit. Da hierzu bisher keine Studienergebnisse vorliegen, stellt dies einen neuen Ansatz dar, um die postoperative Kniegelenksbeweglichkeit durch eine bereits präoperative Patella Tangentialaufnahme abschätzen zu können. Weiterhin stellten wir in der ITX Gruppe eine signifikante Korrelation zwischen postoperativer Kniegelenksbeweglichkeit und Patellalateralisation 12 Monate postoperativ fest. In der MGG Gruppe beeinflusste die präoperative Patellaverkippung signifikant die postoperative Flexionsfähigkeit. Somit ergibt sich in jeder der drei Gruppe jeweils ein radiologischer Parameter mit Korrelation zur postoperativen Beweglichkeit.

6.4 Vergleich *single-* versus *multi-radius design* der Endoprothesen

Die beiden bikondylären Prothesenmodelle Interax und Triathlon unterscheiden sich maßgeblich hinsichtlich des Prothesendesigns: Das ältere Interax Modell repräsentiert ein sog. *multi-radius design*, wohingegen der Prothesentyp Triathlon auf das neuere Konzept des *single-radius design* zurückgreift. Konzeptionell wird hierbei angestrebt, durch Zentrieren der transepikondylären Achse eine natürliche Kniekinematik mit identischer Bandspannung in Extension und Flexion zu erreichen. Das Ziel dieses Prothesendesigns ist die Wiederherstellung der physiologischen Roll-Gleitbewegung, unter anderem zur Bewegungsverbesserung vor allem in tiefer Flexion (sog. *high flex* Prothesenmodelle).

Die Arbeit von Huang und Kollegen (*Huang HT et al., 2005*) zeigte signifikante Unterschiede bei der postoperativen Flexionsfähigkeit von 138° in der *high flex* Gruppe zu 126° in der Kontrollgruppe nach Versorgung mit einer Standard-Endoprothese. Auch Gupta *et al.* (*Gupta SK et al., 2006*) bestätigten das gute postoperative Ergebnis der *high flex* Prothesen und berichteten über eine signifikant verbesserte Flexionsfähigkeit von 125° gegenüber 116° nach Implantation von Standard-Endoprothesen. Diese Ergebnisse sehen wir jedoch in der vorliegenden Arbeit nicht bestätigt, denn die Triathlon Prothese mit *single-radius design* als Vertreter der *high flex* Prothesen als auch das Standardmodell der Interax Prothese erreichten postoperativ nahezu identische Werte in der Flexionsfähigkeit. In guter Übereinstimmung hierzu zeigten Murphy *et al.* (*Murphy M et al., 2009*), dass es keine Überlegenheit in der postoperativen Beweglichkeit und in der Funktion des Kniegelenks nach Implantation einer *high flex* Endoprothese gibt. Eine Metaanalyse von Gandhi *et al.* (*Gandhi R et al., 2009*) belegte, dass die *high flex* Prothesen zwar postoperativ an Flexionsfähigkeit gewinnen, dies jedoch auf die Gelenkfunktion und damit das tägliche Alltagsleben keinen Einfluss hat. Es bedarf daher weiter führender randomisierter, kontrollierter klinischer Studien, um eine genauere Aussage über den Vorteil neuerer *high flex* Prothesenmodelle treffen zu können.

6.5 Einschränkungen der vorliegenden Arbeit

Die vorliegende Arbeit weist einige Einschränkungen auf. Zum einen ist diese Studie keine randomisierte Evaluation; das Patientengut wurde somit nicht zufällig einem Prothesentyp zugeordnet. Daher kann das bessere Ergebnis für die MGG Gruppe auch aufgrund des jüngeren Alters der Patienten in dieser Gruppe beruhen. Unsere Studie ist zudem eine retrospektive Untersuchung, bei der auf bereits erhobene Daten zurückgegriffen wurde. Es wurden keine klinischen Nachuntersuchungen durchgeführt und keine klinischen Bewertungssysteme angewendet. Die Probanden wurden nicht zu ihren Alltagsaktivitäten

befragt, dies wäre für die Einschätzung und Evaluation der Patienten und die Beurteilung der klinischen Ergebnisse vorteilhaft.

Die Stärke der vorliegenden Arbeit ist hingegen die mit insgesamt 300 Patienten relativ große Fallzahl. Weiterhin wurden in dieser Studie einige der am häufigsten implantierten Prothesenmodelle verglichen weshalb die klinische Relevanz dieser Daten hoch ist. Darüber hinaus existiert bislang keine Studie, die diese drei häufig implantierten Endoprothesen hinsichtlich ihres postoperativen Ergebnisses miteinander verglichen hat.

6. 6 Beantwortung der Fragestellung

Das Ziel unserer Arbeit bestand darin, jene Parameter zu identifizieren, die signifikant die postoperative Beweglichkeit nach Endoprothesenimplantation am Kniegelenk beeinflussen. In Zusammenschau aller Ergebnisse zeigt sich, dass die klinischen Parameter präoperative Flexionsfähigkeit und Prothesentyp die postoperative Beweglichkeit signifikant beeinflussen. Als radiologische Parameter beeinflussen die Tiefe des femoropatellaren Gleitlagers, die Dorsalneigung der Tibia, die Patellaverkipfung und die Patelladezentrierung signifikant die postoperative Beweglichkeit. Die Höhe des posterioren kondylären Versatzes beeinflusst die Flexionsfähigkeit in unserer Arbeit nicht signifikant.

6.7 Ausblick

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass die Knieendoprothetik in den letzten Jahrzehnten große Fortschritte bezüglich der Implantationstechnik und des Designs der jeweiligen Prothesenmodelle gemacht hat. Hierdurch konnte vielen Patienten eine Schmerzreduktion und Wiedererlangung der Mobilisation ermöglicht werden. Folgestudien werden nun klären müssen, inwieweit präoperative klinische Parameter beeinflusst werden können, um eine optimale postoperative Beweglichkeit zu erreichen. Als mögliche Option steht hier beispielsweise eine intensive präoperative physiotherapeutische Beübung zur Verfügung. Darüber hinaus bedarf es weiterer kontrollierter randomisierter Studien, um eine abschließende Aussage über die Relevanz der einzelnen präoperativ zu erhebenden klinischen und radiologischen Parameter sowie die zu erwartende postoperative Beweglichkeit nach Endoprothesenimplantation am Kniegelenk treffen zu können.

7. Literaturverzeichnis

1. Amin AK, Patton JT, Cook RE, Gaston M, Brenkel IJ (2006): Unicompartamental or total knee arthroplasty? Results from a matched study. *Clin Orthop. Relat Res.* 451:101-6
2. Anagnostakos K, Lorbach O, Kohn D, Orth P (2014): Patella position and patellofemoral osteoarthritis after unicompartamental arthroplasty. *Orthopade.* 43(10): 891-7
3. Andrianakos AA1, Kontelis LK, Karamitsos DG, Aslanidis SI, Georgountzos AI, Kaziolas GO, Pantelidou KV, Vafiadou EV, Dantis PC; ESORDIG Study Group (2006): Prevalence of symptomatic knee, hand, and hip osteoarthritis in Greece. The ESORDIG study. *J Rheumatol.* 33(12): 2507-13
4. Bellemans J, Banks S, Victor J, Vandenneucker H, Moemans A (2002): Fluoroscopic analysis of the kinematics of deep flexion in total knee arthroplasty. Influence of posterior condylar offset. *J Bone Joint Surg Br.* 84(1): 50-3
5. Bellemans J, Robijns F, Duerinckx J, Banks S, Vandenneucker H (2005): The influence of tibial slope on maximal flexion after total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 13(3):193-6
6. Berger RA, Meneghini RM, Jacobs JJ, Sheinkop MB, Della Valle CJ, Rosenberg AG, Galante JO (2005): Results of unicompartamental knee arthroplasty at a minimum of ten years of follow-up. *J Bone Joint Surg Am.* 87(5): 999-1006
7. Berger RA, Della Valle CJ (2010): Unicompartamental knee arthroplasty: indications, techniques, and results. *Instr Course Lect.* 59:47-56

8. Bindelglass DF, Cohen JL, Dorr LD (1993): Patellar tilt and subluxation in total knee arthroplasty. Relationship to pain, fixation, and design. *Clin Orthop Relat Res.* (286): 103-9

9. Blömer W (2000): Knee endoprotheses: problems and technological developments from the manufacturer's point of view. *Orthopade.* 29(8): 688-96

10. Bolognesi MP, Greiner MA, Attarian DE, Watters TS, Wellman SS, Curtis LH, Berend KR, Setoguchi S (2013) :Unicompartmental knee arthroplasty and total knee arthroplasty among Medicare beneficiaries, 2000 to 2009. *J Bone Joint Surg Am.* 95(22):e174

11. Bochner R (1991): Indications and alternatives to total knee replacement, Springer, London

12. Caton J, Deschamps G, Chambat P, Lerat JL, Dejour H (1982): Patella infera. Apropos of 128 cases .*Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 68(5): 317-25

13. Chan KC, Gill GS (1999): Postoperative patellar tilt in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 14(3): 300-4

14. Chao EY, Neluheni EV, Hsu RW, Paley D (1994): Biomechanics of malalignment. *Orthop Clin North Am.* 25(3): 379-86

15. D'Ambrosia RD (2005): Epidemiology of osteoarthritis. *Orthopedics.* 28(2 Suppl): s201-5

16. Deschamps G, Chol C. (2011): Fixed-bearing unicompartmental knee arthroplasty. Patients' selection and operative technique. *Orthop Traumatol Surg Res.* 97(6): 648-61

17. Dhollander AA, Bassens D, Victor J, Verdonk P (2013): Patellar tilt and thickness do not influence postoperative flexion in a high-flex design total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 21(12): 2817-22

18. Engelbrecht E, Zippel J (1973): The sledge prosthesis "model St. Georg". *Acta Orthop Belg.* 39(1): 203-9

19. Farahini H, Moghtadaei M, Bagheri A, Akbarian E (2012): Factors influencing range of motion after total knee arthroplasty. *Iran Red Crescent Med J.* 14(7): 417-21

20. Felson DT (2004): Risk factors for osteoarthritis: understanding joint vulnerability. *Clin Orthop Relat Res.* (427 Suppl): S16-21

21. Freeman MA, Swanson SA, Todd RC (2003): Total replacement of the knee using the Freeman-Swanson knee prosthesis. 1973. *Clin Orthop Relat Res.* (416): 4-21

22. Gandhi R1, Tso P, Davey JR, Mahomed NN (2009): High-flexion implants in primary total knee arthroplasty: a meta-analysis. *Knee.* 16(1): 14-7

23. Genin P, Weill G, Julliard R (1993): The tibial slope. Proposal for a measurement method. *J Radiol.* 74(1): 27-33

24. Gluck T (2011): Report on the positive results obtained by the modern surgical experiment regarding the suture and replacement of defects of superior tissue, as well as the utilization of re-absorbable and living tamponade in surgery. 1891. Clin Orthop Relat Res. 469(6): 1528-35
25. Gomoll AH, Farr J, Gillogly SD, Kercher J (2010): Minas T. Surgical management of articular cartilage defects of the knee. J Bone Joint Surg Am. 92(14): 2470-90
26. Grelsamer RP, Bazos AN, Proctor CS (1993): Radiographic analysis of patellar tilt. J Bone Joint Surg Br. 75(5): 822-4
27. Gray H (2000) Anatomy of the Human Body. Bartleby, New York
28. Ranawat AS, Gupta SK, Ranawat CS. (2006): The P.F.C. sigma RP-F total knee arthroplasty: designed for improved performance. hoppedics. 29(9 Suppl): S28-9
29. Harvey, Barry K, Kirby SP, Johnson R, Elloy MA (1993): Factors affecting the range of movement of total knee arthroplasty. J Bone Joint Surg Br. 75(6): 950-5
30. Hepp WR (1983): Radiologie des Femoro-Patellargelenkes. Enke, Stuttgart
31. Hochberg MC, Altman RD, Brandt KD, Clark BM, Dieppe PA, Griffin MR, Moskowitz RW, Schnitzer TJ (1995): Guidelines for the medical management of osteoarthritis. Part II. Osteoarthritis of the knee. American College of Rheumatology. Arthritis Rheum. 38(11): 1541-6

32. Huang HT, Su JY, Wang GJ (2005): The early results of high-flex total knee arthroplasty: a minimum of 2 years of follow-up. *J Arthroplasty*. 20(5): 674-9
33. Hungerford DS (1995): Alignment in total knee replacement. *Instr Course Lect*. 44: 455-68
34. Insall J, Salvati E (1971): Patella position in the normal knee joint. *Radiology*. 101(1): 101-4
35. Insall JN, Ranawat CS, Aglietti P, Shine J (1999): A comparison of four models of total knee-replacement prostheses. 1976. *Clin Orthop Relat Res*. (367): 3-17
36. Ishii Y, Noguchi H, Takeda M, Sato J, Toyabe S (2013): Posterior condylar offset does not correlate with knee flexion after TKA. *Clin Orthop Relat Res*. 471(9): 2995-3001
37. Jackson JP, Waugh W (1982): Tibial osteotomy for osteoarthritis of the knee. *Acta Orthop Belg*. 48(1): 93-6
38. Johnson LL (1986): Arthroscopic abrasion arthroplasty historical and pathologic perspective: present status. *Arthroscopy*. 2(1): 54-69
39. Johnson LL (2001): Arthroscopic abrasion arthroplasty: a review. *Clin Orthop Relat Res*. (391 Suppl): S306-17
40. Josten C, Tiemann AH (2003): Unicondylar knee arthroplasty--indications and outcome. *Zentralbl Chir*. 128(1): 60-3

41. Kansara D, Markel DC (2006): The effect of posterior tibial slope on range of motion after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 21(6): 809-13
42. Kapandji IA (1970) *The Physiology of the Joints*. Edinburgh: Churchill Livingstone
43. Kapandji IA (2009) *Funktionelle Anatomie der Gelenke. Schematisierte und kommentierte Zeichnungen zur menschlichen Biomechanik*. Stuttgart, New York, Thieme
44. Kastner N, Sternbauer S, Friesenbichler J, Vielgut I, Wolf M, Glehr M, Leithner A, Sadoghi P (2014): Impact of the tibial slope on range of motion after low-contact-stress, mobile-bearing, total knee arthroplasty. *Int Orthop*. 38(2): 291-5
45. Kawamura H, Bourne RB (2001): Factors affecting range of flexion after total knee arthroplasty. *J Orthop Sci*. 6(3): 248-52
46. Kawano T, Miura H, Nagamine R, Urabe K, Matsuda S, Mawatari T, Moro-Oka T, Iwamoto Y (2002): Factors affecting patellar tracking after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 17(7): 942-7
47. Kim JH (2013): Effect of posterior femoral condylar offset and posterior tibial slope on maximal flexion angle of the knee in posterior cruciate ligament sacrificing total knee arthroplasty. *Knee Surg Relat Res*. 25(2): 54-9
48. Knutson K, Robertsson O (2010): The Swedish Knee Arthroplasty Register *Acta Orthop*. 81(1): 5-7
49. Kohn D (2000): *Das Knie*. Thieme, Stuttgart

50. Kreuz PC, Steinwachs MR, Erggelet C, Krause SJ, Konrad G, Uhl M, Südkamp N (2006): Results after microfracture of full-thickness chondral defects in different compartments in the knee. *Osteoarthritis Cartilage*. 2006 Nov;14(11):1119-25
51. Kunz M, Hess H, Holtschmit JH (1996): Langzeitergebnisse nach kniegelenksnahen Umstellungsosteotomien. Thieme, Stuttgart
52. Kutschera HP, Lack W, Buchelt M, Preyer L (1998): Position of the patella after knee endoprosthesis. A by radiology and computerized tomography controlled study. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*. 136(2): 162-5
53. Laubenthal KN, Smidt GL, Kettelkamp DB (1972): A quantitative analysis of knee motion during activities of daily living. *Phys Ther*. 52(1): 34-43
54. Li PH, Wong YC, Wai YL (2007): Knee flexion after total knee arthroplasty. *J Orthop Surg (Hong Kong)*. 15(2): 149-53
55. Lobenhoffer P (2014): Importance of osteotomy around to the knee for medial gonarthrosis. Indications, technique and results. *Orthopade*. 43(5): 425-31
56. Laurin CA, Dussault R, Levesque HP (1979): The tangential x-ray investigation of the patellofemoral joint: x-ray technique, diagnostic criteria and their interpretation. *Clin Orthop Relat Res*. (144): 16-26
57. Majnoni d'intignano JM (1950): Total articulations in acrylic resin. *Rev Orthop Chir Appar Mot*. 36(6): 535-7

58. Malviya A, Lingard EA, Weir DJ, Deehan DJ (2009): Predicting range of movement after knee replacement: the importance of posterior condylar offset and tibial slope. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 17(5): 491-8
59. Marmor L (1973): Surgical insertion of the modular knee. *RN.* 36(9): OR1-6
60. Massin P, Gournay A (2006): Optimization of the posterior condylar offset, tibial slope, and condylar roll-back in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 21(6): 889-96
61. Matsuda S, Miura H, Nagamine R, Urabe K, Ikenoue T, Okazaki K, Iwamoto Y (1999): Posterior tibial slope in the normal and varus knee. *Am J Knee Surg.* 12(3): 165-8
62. Merchant AC, Mercer RL, Jacobsen RH, Cool CR (1974): Roentgenographic analysis of patellofemoral congruence. *J Bone Joint Surg Am.* 56(7): 1391-6
63. Minter JE, Dorr LD (1995): Indications for bilateral total knee replacement. *Contemp Orthop.* 31(2): 108-11
64. Mohing W (1979): *Klinik und operative Behandlung der Gonarthrose. Die Kniegelenkarthrose.* Luitpold-Werk, München
65. Murphy M, Journeaux S, Russell T (2009): High-flexion total knee arthroplasty: a systematic review. *Int Orthop.* 33(4): 887-93

66. Niinimäki T, Eskelinen A, Mäkelä K, Ohtonen P, Puhto AP, Remes V (2014): Unicompartmental knee arthroplasty survivorship is lower than TKA survivorship: a 27-year Finnish registry study. *Clin Orthop Relat Res.* 472(5): 1496-501
67. Orth P, Zurakowski D, Alini M, Cucchiarini M, Madry H (2013): Reduction of sample size requirements by bilateral versus unilateral research designs in animal models for cartilage tissue engineering. *Tissue Eng Part C Methods.* 19(11): 885-91
68. Orth P, Anagnostakos K (2013): Coagulation abnormalities in osteonecrosis and bone marrow edema syndrome. *Orthopedics.* 36(4): 290-300
69. Paley D, Tetsworth K (1992): Mechanical axis deviation of the lower limbs. Preoperative planning of multiapical frontal plane angular and bowing deformities of the femur and tibia. *Clin Orthop Relat Res.* (280): 65-71
70. Pape D, Seil R, Adam F, Rupp S, Kohn D, Lobenhoffer P (2004): Imaging and preoperative planning of osteotomy of tibial head osteotomy. *Orthopade.* 33(2): 122-34
71. Peyron JG (1986): Osteoarthritis. The epidemiologic viewpoint. *Clin Orthop Relat Res.* (213): 13-9
72. Pridie KH (1959). A method of resurfacing osteoarthritic knee joints. *J Boint Surg.* 41: 618-625

73. Prieto-Alhambra D, Judge A, Javaid MK, Cooper C, Diez-Perez A, Arden NK (2014): Incidence and risk factors for clinically diagnosed knee, hip and hand osteoarthritis: influences of age, gender and osteoarthritis affecting other joints. *Ann Rheum Dis.* 73(9): 1659-64
74. Ritter MA, Harty LD, Davis KE, Meding JB, Berend ME (2003): Predicting range of motion after total knee arthroplasty. Clustering, log-linear regression, and regression tree analysis. *J Bone Joint Surg Am.* 85-A (7): 1278-85
75. Ritter MA, Lutgring JD, Davis KE, Berend ME, Pierson JL, Meneghini RM (2007): The role of flexion contracture on outcomes in primary total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 22(8): 1092-6
76. Schünke M, Schulte E, Schumacher U (2012): Prometheus Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. Thieme, Stuttgart
77. Shiers LG (1954): Arthroplasty of the knee; preliminary report of new method. *J Bone Joint Surg Br.* 36-B (4): 553-60
78. Steadman JR, Miller BS, Karas SG, Schlegel TF, Briggs KK, Hawkins RJ (2003): The microfracture technique in the treatment of full-thickness chondral lesions of the knee in National Football League players. *J Knee Surg.* 16 (2): 83-6
79. Vielgut I, Kastner N, Pichler K, Holzer L, Glehr M, Gruber G, Leithner A, Labek G, Sadoghi P (2013): Application and surgical technique of total knee arthroplasties: a systematic comparative analysis using worldwide registers. *Int Orthop.* 37 (8): 1465-9

80. Von Keudell A, Sodha S, Collins J, Minas T, Fitz W, Gomoll AH (2014): Patient satisfaction after primary total and unicompartmental knee arthroplasty: an age-dependent analysis. *Knee*. 21(1):180-4
81. Wallidus B (1957): Arthroplasty of the knee with an endoprosthesis. *Acta Chir Scand*. 113(6): 445-6
82. Wallidus B (1960): Arthroplasty of the knee using an endoprosthesis. 8 years' experience. *Acta Orthop Scand*. 30: 137-48
83. Wessinghage D, Kisslinger E, Zenger J (1996): Stabilization of the proximal femur in hip joint replacement using M.E. Müller's acetabular roof socket. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*. 134(1): 29-35
84. Yoo JH, Chang CB, Shin KS, Seong SC, Kim TK (2008): Anatomical references to assess the posterior tibial slope in total knee arthroplasty: a comparison of 5 anatomical axes. *J Arthroplasty*. 23(4): 586-92
85. Youm YS, Cho WS, Woo JH, Kim BK (2010): The effect of patellar thickness changes on patellar tilt in total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 18(7): 923-7

8. Danksagung

Mein herzlicher Dank geht an:

PD Dr. med. P. Orth für die besonders hilfreiche, immer freundschaftliche und sehr geduldige Betreuung meiner Arbeit. Vielen Dank Patrick.

Prof. Dr. med. D. Kohn für die großzügige Unterstützung meiner wissenschaftlichen Arbeit in Ihrer Klinik.

Dr. Mei Fang Ong für die Hilfe der statistischen Auswertung meiner Arbeit.

Dr. med. Moritz Bewarder für die private Unterstützung, den großen Rückhalt und die liebevolle Motivation.

Ganz besonders danke ich meinen Eltern und meiner Schwester für die größte und wichtigste Unterstützung während des gesamten Studiums bis zum Abschluss dieser Arbeit.