

Aus dem Zentrum für Orthopädie und Unfallchirurgie

Geschäftsführender Direktor:

Prof. Dr. med. Steffen Ruchholtz

Medizinische Direktorin:

Prof. Dr. med. Susanne Fuchs-Winkelmann

**Mittelfristige Ergebnisse der Knie totalendoprothese Typ
Foundation**

Inaugural-Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der
gesamten Humanmedizin

dem Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg

vorgelegt von:

Carola Jänig, geb. Molenbeek aus Eindhoven (NL)

Marburg 2018

Angenommen vom Fachbereich Medizin der Philipps-Universität
Marburg am: 23.02.2018

Gedruckt mit der Genehmigung des Fachbereichs.

Dekan: Prof. Dr. Helmut Schäfer

Referent: Prof. Dr. med. Heino Kienapfel

1. Korreferent: Prof. Dr. med. Markus Rickert

Inhaltsverzeichnis

<u>1</u>	<u>EINLEITUNG</u>	<u>10</u>
1.1	ANATOMIE UND BIOMECHANIK DES KNIEGELENKES	10
1.2	GESCHICHTE DER KNIEENDOPROTHETIK	14
1.3	FIXIERUNGSTECHNIKEN	19
1.4	BIOMECHANIK	20
1.4.1	GEKOPPELTE PROTHESEN	21
1.4.2	UNGEKOPPELTE PROTHESEN	22
1.5	VERSCHLEIß	24
<u>2</u>	<u>PROBLEMSTELLUNG</u>	<u>27</u>
<u>3</u>	<u>MATERIAL UND METHODEN</u>	<u>29</u>
3.1	PATIENTENGUT	29
3.2	PROTHESENBESCHREIBUNG	31
3.3	KLINISCHE ANALYSE	33
3.3.1	KNEE-SCORES ALLGEMEIN	33
3.3.2	HSS-SCORE	34
3.3.3	KS-SCORE	35
3.4	RADIOLOGISCHE ANALYSE	37
3.4.1	PRÄOPERATIVE RADIOLOGISCHE BEURTEILUNG	37
3.4.2	POSTOPERATIVE RADIOLOGISCHE BEURTEILUNG	37
<u>4</u>	<u>ERGEBNISSE</u>	<u>39</u>
4.1	KLINISCHE ERGEBNISSE	39
4.1.1	PRÄOPERATIVE ANAMNESTISCHE DATEN	39

4.1.2	PRÄOPERATIVE SCHMERZANALYSE	40
4.1.3	PRÄOPERATIVE FUNKTIONELLE ERGEBNISSE	41
4.1.4	OPERATIVE UND PERIOPERATIVE DATEN	49
4.1.5	KOMPLIKATIONEN	50
4.1.6	POSTOPERATIVE SCHMERZANALYSE	52
4.1.7	POSTOPERATIVE FUNKTIONELLE ERGEBNISSE	54
4.1.8	POSTOPERATIVER BEWEGUNGSUMFANG UND STABILITÄT DES KNIEGELENKES	56
4.1.9	DIFFERENZIERTE BETRACHTUNG DER ERGEBNISSE DER EINZELNEN UNTERGRUPPEN	59
4.2	RADIOLOGISCHE ERGEBNISSE	62
4.2.1	PRÄOPERATIVE RADIOLOGISCHE BEURTEILUNG DER BEINACHSE	62
4.2.2	POSTOPERATIVE RADIOLOGISCHE BEURTEILUNG DER BEINACHSE	62
4.2.3	POSTOPERATIVE RADIOLOGISCHE BEURTEILUNG DES PROTHESENSITZES	64
4.3	GESAMTERGEBNISSE	67
5	DISKUSSION	71
5.1	DISKUSSION DES PATIENTENGUTES UND DEREN INDIKATIONSSTELLUNG	71
5.2	DISKUSSION DER IMPLANTATIONSTECHNIK	72
5.3	DISKUSSION DER SCHMERZANALYSE	73
5.4	DISKUSSION DER FUNKTIONELLEN ERGEBNISSE	74
5.4.1	ALLGEMEINE MOBILITÄT	75
5.4.2	NACHBEHANDLUNG UND BEWEGUNGSMAß	75
5.4.3	GEHSTRECKE	76
5.4.4	STABILITÄT	77
5.4.5	MUSKELKRAFT	78
5.5	DISKUSSION DER SCORE-ERGEBNISSE IM VERGLEICH	79
5.6	DISKUSSION DER KOMPLIKATIONEN	81

5.7	DISKUSSION DER PATELLABEZOGENEN ERGEBNISSE	82
5.8	RETROPATELLARERSATZ – PRO- UND CONTRA	84
5.9	DISKUSSION DER RADIOLOGISCHEN ERGEBNISSE	86
5.10	IMPLANTATNACHUNTERSUCHUNGSERGEBNISSE	87
5.11	SCHLUßFOLGERUNG UND AUSBLICK	89
<u>6</u>	<u>ZUSAMMENFASSUNG</u>	<u>92</u>
<u>7</u>	<u>LITERATURVERZEICHNIS</u>	<u>94</u>
<u>8</u>	<u>ANHANG</u>	<u>107</u>
8.1	UNTERSUCHUNGSBOGEN KNIETOTALENDOPROTHESE TYP FOUNDATION	107
8.2	RADIOLOGISCHE ANALYSE	112
8.3	ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	114
8.4	AKADEMISCHE LEHRER	116
8.5	DANKSAGUNG	116

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Erreichbarkeit der verbliebenen Patienten.....	29
Tabelle 2: Präoperative Benutzung von Gehhilfen.....	43
Tabelle 3: Präoperative Fähigkeit des Treppensteigens	43
Tabelle 4: Präoperative Fähigkeit des Aufstehens aus dem Sitzen	43
Tabelle 5: Präoperative Instabilität des Kniegelenkes	44
Tabelle 6: Präoperative Beurteilung der Quadricepskraft	44
Tabelle 7: Streckdefizit präoperativ.....	46
Tabelle 8: Beugekontraktur präoperativ	47
Tabelle 9: Prothesenspezifische Komplikationen.....	51
Tabelle 10: Internistische Komplikationen.....	52
Tabelle 11: Postoperative Benutzung von Gehhilfen	55
Tabelle 12: Postoperative Fähigkeit des Treppensteigens.....	56
Tabelle 13: Postoperative Fähigkeit des Aufstehens aus dem Sitzen.....	56
Tabelle 14: Postoperative Stabilität des Kniegelenkes	57
Tabelle 15: Postoperative Beurteilung der Quadricepskraft.....	57
Tabelle 16: Streckdefizit postoperativ	59
Tabelle 17: Beugekontraktur postoperativ.....	59
Tabelle 18: Radiologische Beinachse der Patienten mit zusätzlicher Tuberositasosteotomie	61
Tabelle 19: Beugekontraktur präoperativ / postoperativ	61
Tabelle 20: Präoperative Beinachse.....	62
Tabelle 21: Postoperative Beinachse	63
Tabelle 22: Häufigkeitsverteilung der Osteolysesäume von weniger als 1mm bei zementfreien Prothesen.....	65

Tabelle 23: Häufigkeitsverteilung der Osteolysesäume von weniger als 1mm bei zementierten Prothesen 65

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Biomechanik des Kniegelenkes (Niethard & Pfeil, 1992)	13
Abbildung 2: Kniescharnierapparat nach Gluck (Wessinghage D, 1991).....	14
Abbildung 3: Entferntes Glucksches Kniegelenk (Wessinghage D, 1991).....	15
Abbildung 4: Altersverteilung GA und Rheumatiker et al.	30
Abbildung 5: Knie totalendoprothese Typ Foundation TM (Fa. Encore Orthopedics)	31
Abbildung 6: Präoperative Schmerzanalyse (KS-Score).....	40
Abbildung 7: Präoperative Schmerzanalyse (HSS-Score).....	41
Abbildung 8: Präoperative Gehstrecke (KS-Score).....	42
Abbildung 9: Präoperative Gehstrecke (HSS-Score).....	42
Abbildung 10: Präoperativer Bewegungsumfang (KS-Score).....	45
Abbildung 11: Präoperativer Bewegungsumfang (HSS-Score)	46
Abbildung 12: Präoperatives Gesamtergebnis KS-Knee-Score	47
Abbildung 13: Präoperatives Gesamtergebnis KS-Function-Score.....	48
Abbildung 14: Präoperatives Gesamtergebnis KS-Score	48
Abbildung 15: Präoperatives Gesamtergebnis HSS-Score	49
Abbildung 16: Postoperative Schmerzanalyse (KS-Score)	53
Abbildung 17: Postoperative Schmerzanalyse (HSS-Score).....	53
Abbildung 18: Postoperative Gehstrecke (KS-Score)	54
Abbildung 19: Postoperative Gehstrecke (HSS-Score).....	55
Abbildung 20: Postoperativer Bewegungsumfang (KS-Score)	58
Abbildung 21: Postoperativer Bewegungsumfang (HSS-Score).....	58
Abbildung 22: Prä- und postoperative Beinachse der Patienten mit primärer GA....	63
Abbildung 23: Prä- und postoperative Beinachse der Patienten mit RA et. al.	64
Abbildung 23: Häufigkeitsverteilung der Osteolysesäume	66

Abbildung 24: Postoperatives Gesamtergebnis KS-Knee-Score.....	67
Abbildung 25: Postoperatives Gesamtergebnis KS-Function-Score	68
Abbildung 26: Postoperatives Gesamtergebnis KS-Knee- und Function-Score	69
Abbildung 27: Postoperatives Gesamtergebnis HSS-Score	70
Abbildung 28: Femurkomponente, seitliche Aufnahme.....	112
Abbildung 29: Tibiaplateau ap-Aufnahme (Ansicht von dorsal)	112
Abbildung 30: Tibiaplateau, seitliche Aufnahme	113
Abbildung 31: Patella seitlich.....	113
Abbildung 32: Tibiaplateau zementiert, ap-Aufnahme	113
Abbildung 33: Tibiaplateau zementiert, seitliche Aufnahme	114

1 Einleitung

1.1 Anatomie und Biomechanik des Kniegelenkes

Das Kniegelenk ist das größte Gelenk des Körpers. Die Bewegungsebene des Kniegelenkes kann als polyzentrisch beschrieben werden. Diese Ebene teilt sich auf in sechs Freiheitsgrade: Anterior/posterior, medial/lateral und superior/inferior, Flexion/Extension, Innenrotation/Außenrotation und Abduktion/Adduktion. Begrenzt werden diese im Wesentlichen durch die Anwesenheit der zwei Kreuz- und Kollateralbänder, sowie der Gelenkfläche des Femurs und der Tibia.

Die Gelenkfläche der Tibiakondyle ist medial bikonkav und lateral konkav in der Frontal- sowie konvex in der Sagittalebene geformt. Die Femurkondylen sind in beiden Ebenen konkav geformt. Betrachtet man die Kniegelenksebene bezogen auf die Horizontalebene, so ist die tibiale Gelenkfläche um ca. 3° nach medial und im Mittel ca. 7° nach posterior geneigt. Die laterale Femurkondyle weist außerdem nach posterior einen größeren Durchmesser auf. Diese anatomischen Verhältnisse haben zur Folge, dass bei Flexion und Extension des Kniegelenkes Roll- und Gleitbewegungen durchgeführt werden. Die ersten $15\text{-}20^\circ$ Flexion legt die laterale Femurkondyle eine größere Strecke zurück als die mediale. Erst ab ca. 20° findet eine gleichmäßige Gleitbewegung auf beiden Kondylen statt. Bei Beugung des Kniegelenkes von $0\text{-}120^\circ$ rollt die Femurkondyle um ca. 8mm zurück und wird von einer Innenrotation der Tibia um etwa 15° begleitet.

Die beiden Menisci mit ihrem keilförmigen Querschnitt und der halbmondförmigen Form tragen wesentlich zur Gleitfunktion und Stabilität des Kniegelenkes bei. Der laterale Meniscus ist mit seiner runderen Form besser verschieblich als der mediale Meniscus, der mit dem breiten medialen Seitenband verbunden und damit in seiner Beweglichkeit deutlich gehemmt ist. Beide Menisci sind mit der Gelenkkapsel verwachsen. Zusätzlich haben sie bei Belastung eine wichtige Funktion bezüglich der Kraftverteilung auf die Femurkondylen und das Tibiaplateau. Das heißt, dass zum Beispiel bei einem fehlenden Meniscus die gesamte Kraft auf den Knorpel übertragen wird und dieser in der Regel dadurch frühzeitig geschädigt wird.

Die beiden Kollateralbänder haben gegenläufige Funktionen. Das mediale Kollateralband besteht aus einem oberflächlichem und einem tiefen Anteil. Beide weisen vertikal und schräg verlaufende Faseranteile auf. Die oberflächlichen Fasern entspringen an der medialen Femurkondyle und inserieren direkt posterior des Pes anserinus. Bei Flexion des Kniegelenkes sind diese straff gespannt, während die schrägen Fasern entspannt sind. Die tiefen Anteile entspringen ebenfalls an der Femurkondyle und ziehen zum mittleren Abschnitt des Meniskusrandes und der Tibia. Im anterioren Bereich verlaufen die oberflächlichen von den tiefen Fasern durch eine Bursa getrennt. Posterior verschmelzen sie im Bereich des Ansatzes an der Tibia. Die Hauptfunktion des medialen Kollateralbandes ist die Einschränkung der Rotation in Valgusrichtung. Das laterale Kollateralband entspringt anterior des Ansatzes der Gastrocnemiusmuskulatur, verläuft unterhalb des lateralen Retinaculum und inseriert am Fibulaköpfchen. In diesem Bereich verschmelzen die Fasern mit den Sehnenfasern des Musculus biceps femoris an dessen Insertionsstelle. Die Hauptfunktion besteht in der Rotationseinschränkung bei Varusstress und Einschränkung der Innenrotation des Kniegelenkes. Aufgrund der Tatsache, dass das laterale Kollateralband bei flektiertem Kniegelenk relaxiert ist, läßt es ein größeres Ausmaß an Rotation zu, als das mediale.

Die Kreuzbänder stabilisieren das Kniegelenk in der anterioren/posterioren Ebene. Das vordere Kreuzband hat seinen Ursprung fächerförmig am medialen Anteil der lateralen Femurkondyle und inseriert breitflächig antero-lateral der Eminentia intercondylaris. Hauptfunktion ist die Stabilisierung des flektierten Gelenkes in anteriorer Richtung. Bei 90° flektiertem Kniegelenk stabilisiert das vordere Kreuzband zu 85% das Kniegelenk in anteriorer Richtung. Zusätzlich stabilisiert es das Gelenk bei Valgisierung oder Varisierung der Tibia in Abwesenheit der Kollateralbänder. Eingeschränkt wird diese Funktion ab ca. 30° Flexion, da hier das vordere Kreuzband erschlafft ist und die Kapselstrukturen die Funktion der Rotationsstabilität übernehmen. Das hintere Kreuzband entspringt am lateralen Anteil des medialen Femurs und inseriert weit posterior der Interkondylarregion der Tibia. Hauptfunktion ist die Einschränkung der Translationsbewegung der Tibia nach posterior in Beziehung zum Femur. Weiterhin reduziert es die beim Laufen und Treppensteigen auftretenden Scherkräfte auf die Tibia.

Die Patella bildet mit dem Femur ein weiteres ‚Gelenk‘, wobei sich hier die beiden Gelenkflächen nicht exakt einander anpassen. Diesem Gelenk werden mehrere biomechanische Funktionen zugeschrieben: Es steigert den Hebelarm des Quadriceps, vermittelt eine funktionelle Stabilität unter Belastung mittels Kraftübertragung auf die Gelenkfläche der Trochlea, überträgt die Muskelkraft des Quadriceps auf die Tibia und bildet u.a. ein Schutzschild für die Trochlea und die Kondylen bei Flexion des Kniegelenkes. Weiterhin ist es zusammen mit der Muskulatur und den Ligamenten für die Extension im Kniegelenk zuständig. In Extension verlagert sich die Kraft zum distalen Anteil der Patella und nimmt bei zunehmender Flexion nach proximal zu. Zwischen 60°-90° Flexion erreicht die Kraftübertragung auf das Patellofemoralgelenk ihr Maximum.

Das aktive und passive Bewegungsausmaß des Kniegelenkes ist weiterhin auch von der Stellung des Hüftgelenkes abhängig. Befindet sich das Hüftgelenk in Extensionsstellung verliert die ischiocrurale Muskulatur ihre Funktion als Hüftbeuger. Bei flektiertem Hüftgelenk kann das Kniegelenk aktiv 120°-140° und passiv bis 160° gebeugt werden (Callaghan JJ, Dennis DA, Paprosky WG, & Rosenberg AG, 2000) (Renstrom P & Johnson RJ, 1990) (Scott RD, The Knee. Vol. 1, 1994).

Eine wichtige Rolle für die Biomechanik des Kniegelenkes spielen die angrenzenden Gelenke, wie das Hüftgelenk und das obere Sprunggelenk. Die Beurteilung der Stellung der Gelenke zueinander, d.h. die Bestimmung der Traglinie (TL) oder auch Mikulicz-Linie mit Hilfe von Röntgenaufnahmen (Ganzbein a.p., Kniegelenk in zwei Ebenen, Patella axial-Aufnahmen) gehören zu einer exakten präoperativen Planung. (s. Abb. 1). Normalerweise verläuft diese Linie von der Hüftkopfmittle zur Sprunggelenksmitte und schneidet dabei die Mitte des Kniegelenkes. Besteht ein Genu varum verlagert sich die TL zum medialen und bei einem Genu valgum zum lateralen Gelenkspalt hin. Die anatomische Femurachse (AF) steht in einer physiologischen Valgusstellung gegenüber der Vertikalen (V) bzw. mit einem Winkel von 81° gegenüber der Kniebasislinie (KBL). Hieraus ergibt sich in der Horizontalebene des Kniegelenkes eine Neigung des Tibiaplateaus nach medial um 3°. Bestehende Achsenfehler, d.h. eine bestehende Längendifferenz der Beine, Torsionsfehler des Femurs oder der Tibia, Achsenfehlstellungen in der Sagittalebene (Genu recurvatum/Genu flexum) oder auch

in der Frontalebene (Genu varum/Genu valgum) sollten somit intraoperativ weitestgehend korrigiert werden können. Intraoperativ müssen auch die Neigung des Tibiaplateaus nach dorsal (im Mittel um 7° , dem sog. „slope“) und die Asymmetrie der Femurkondylen bei der Knochenresektion miteinbezogen werden. Fehler können sich in einem zu engen Gelenkspalt, Imbalance des Bandapparates oder auch einer Fehlpositionierung des Patellalaufes resultieren. Der Q-Winkel wird bei letzterem als Meßpunkt verwendet. Ein vergrößerter Winkel kann auf eine Luxationstendenz der Patella hinweisen (Malzer U & Schuler P, 1998).

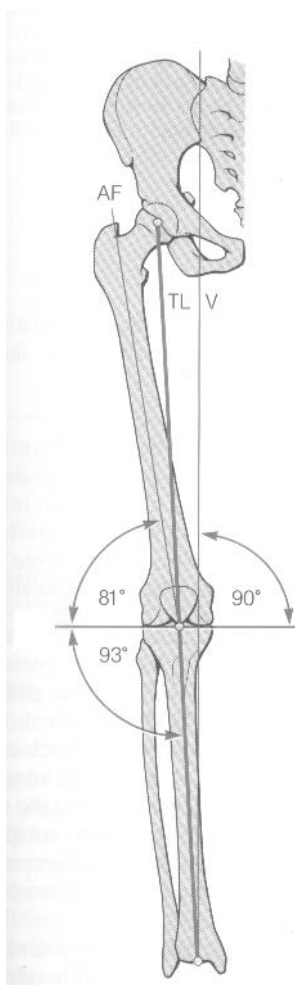


Abbildung 1: Biomechanik des Kniegelenkes (Niethard & Pfeil, 1992)

Alle diese anatomischen Feinheiten des normalen Kniegelenkes müssen sowohl bei der Entwicklung, als auch bei der OP-Planung und Implantation einer Kniegelenkprothese mitberücksichtigt werden.

1.2 Geschichte der Knieendoprothetik

Die ersten Konzepte, ein durch Knorpelschädigung stark eingeschränktes Gelenk mittels Einlage eines Weichteillappens zu therapieren wurden 1860 von Verneuil (Verneuil AS, 1860) (Verneuil AS, 1863), zunächst am Temporomandibulargelenk durchgeführt. Diese Technik wurde anschließend 1863 unter Verwendung von Anteilen der Gelenkkapsel am Knie praktiziert. Ollier (Ollier L, 1886) brachte 1886 eine Einlage aus Muskelgewebe zur Verhinderung einer Ankylose in das Kniegelenk ein. Diese Methode beschrieb Helferich (Helferich, 1894) wiederum 1894 erfolgreich für das Temporomandibulargelenk.

Als „Vater der Endoprothetik“ kann jedoch Themistocles Gluck (Gluck, 1891) bezeichnet werden. Er führte als Erster einen Gelenkersatz mit Elfenbeinimplantaten bei einem tuberkulös geschädigten Kniegelenk durch und wies 1885 auf die Möglichkeit der Osteosynthese durch Platten und Schrauben aus Metall hin. Er entwarf für das Kniegelenk ein „zwischen geschaltetes Scharnier“ sowie Modelle für die übrigen Gelenke. Er ging dabei zweizeitig vor, um anschließend eine maßgeschneiderte Prothese implantieren zu können. Zusätzlich experimentierte er mit verschiedenen Werkstoffen zur verbesserten Fixation. Der entwickelte Knochenzement ließ sich sowohl als Kittmaterial, als auch als Füllmaterial verwenden. Die Idee war das Implantat mit der Form eines Hohlzylinders aseptisch und reizfrei in einem Hohlraum wie die Markhöhle zu verankern (Wessinghage D, 1991).

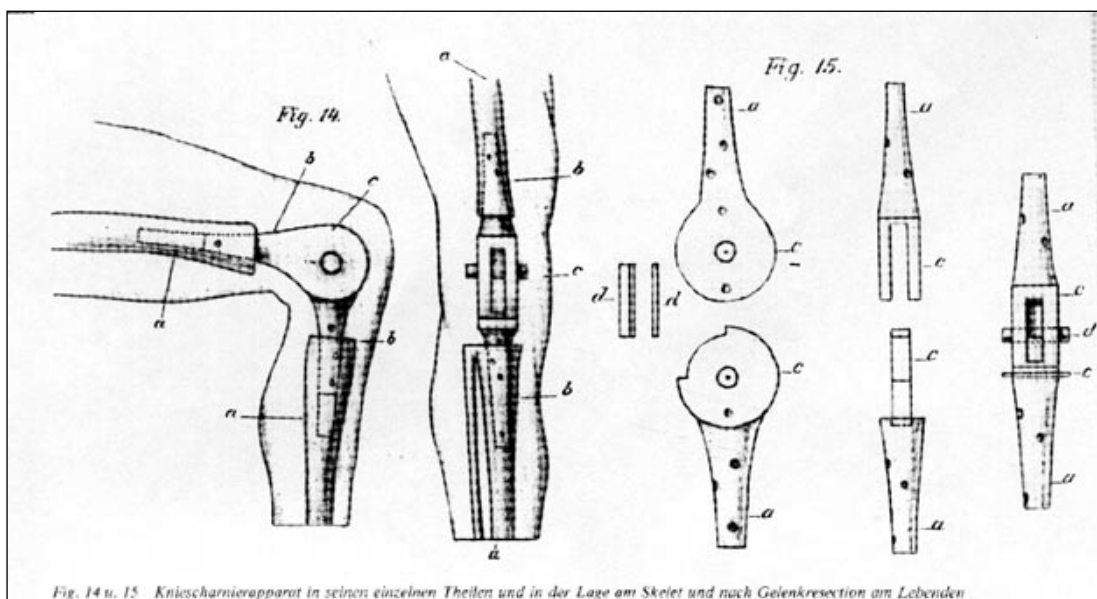


Abbildung 2: Kniescharnierapparat nach Gluck (Wessinghage D, 1991)



Abbildung 3: Entferntes Glucksches Kniegelenk (Wessinghage D, 1991)

Im Laufe der Jahre erfolgten viele Versuche mit anderen Weichteilinterponaten, wie z.B. Fett und Faszie und verchromter Schweinsblase. Henderson (Henderson MS, 1918) verglich diese mit Arthroplastien von anderen Krankenhäusern und kam zu dem Ergebnis, dass nur ein sehr geringer Anteil dieser Ergebnisse als erfolgreich zu bewerten war. Auch Campbell (Campbell WC, Arthroplasty of the knee: Report of cases, 1921), der die verchromte Schweinsblase und freie Fascia lata verwandte, kam 1921 zu ähnlichen Ergebnissen. Erst nach dem Zweiten Weltkrieg wurde der Gedanke eine abgenutzte Gelenkoberfläche mittels Weichteilinterponaten zu rekonstruieren wieder aufgenommen. Miller und Friedman (Miller A & Friedman B, 1952) führten diese Methode zwischen 1917 und 1947 bei 37 ankylosierten Kniegelenken durch. Sie bewerteten bereits eine geringfügige Zunahme der Mobilität in einigen ausgewählten Fällen als Erfolg. Ende der 40er Jahre berichteten Speed und Trout (Speed JS & Trout PC, 1949) über gute Ergebnisse in 65% ihrer nachuntersuchten Fälle. In diesem Zeitraum wurden ebenfalls weitere Versuche u.a. mit Cellophan oder Nyloneinlagen zwischen Femur und Tibia durchgeführt.

Judet und seine Mitarbeiter (Judet J et al., 1947) waren 1947 die ersten, die eine Acrylprothese mit einem Femur- und einem Tibiateil implantierten. Aufgrund von Frühkomplikationen mußte diese frühzeitig wieder ausgebaut werden. 1950 implantierte Majnoni d'Intignano (Majnoni d'Intignano JM, 1950) eine andere Acrylprothese mit gutem Ein-Jahresergebnis, jedoch späterem Implantatversagen. Parallel dazu entwickelte Walldius (Walldius B, 1957) eine Scharnierprothese aus Acryl, die es ihm erlaubte Deformitäten zu korrigieren und die Stabilität des Gelenkes wiederherzustellen.

Nachteil dieser Prothese war, dass sie nur eine Beugung bis maximal 90° zuließ. Während diese Kunststoffprothese versagte, implantierte er in den folgenden Jahren bis 1968 erste Metallendoprothesen, zunächst aus rostfreiem Stahl, später aus Cobalt-Chrom-Legierungen in großer Zahl. Zementiert wurde sie nur in Fällen mit ausgeprägten Deformitäten (Walldius B, *Prosthetic replacement of the knee joint*, 1968).

Die Materialien, die in dieser Zeit auch bei anderen Prothesen verwendet wurden, waren rostfreier Stahl, Vitallium und später Molybdän. Shiers (Shiers LG, 1954), MacAusland (MacAusland WR, 1956) und Young (Young HH, 1963) erzielten aufgrund des verbesserten Prothesenentwurfs im Laufe der Jahre deutlich bessere Überlebensraten. Die noch bestehenden Mängel inspirierten ca. 1970 einige Chirurgen in Paris die GUEPAR-Knieprothese mit deutlich optimierten biomechanischen Eigenschaften zu entwickeln. Zusammen mit der weiter entwickelten GUEPAR II-Prothese mit kürzeren Stielen wurde jedoch die Indikation zur Implantation auf schwerste Deformitäten beschränkt (Mazas FB & GUEPAR, 1973).

Die Entwicklung der Interpositions-Knieprothesen wurden parallel und unabhängig voneinander in den 60er Jahren von MacIntosh (MacIntosh DL, 1967) und McKeever (McKeever DC, *Patellar prosthesis*, 1955) eingeführt. MacIntosh verwandte zunächst ein Acrylimplantat und später ein Implantat aus Cobalt-Chrom. Dieses wurde ohne eine Fixierung zwischen Femur und Tibia eingebracht und wies ähnlich wie bei McKeever eine gitterartige Struktur an der Unterfläche des Implantates auf. McKeever vertrat die Ansicht, dass eine Fixierung des Implantates nicht durchführbar sei und eine Endoprothese sich aufgrund der normal im Kniegelenk befindlichen Kräfte selbst stabilisieren müsste. Die Indikation betraf zunächst nur stark rheumatoid veränderte Kniegelenke, bei denen sich gute Ergebnisse zeigten. Später wiesen die präoperativ weniger deformierten und besser beweglichen Kniegelenke sogar noch bessere Resultate auf.

Die ersten geformten Vitallium-überzogenen Implantate, die nur die Femurkondylen bedeckten, wurden 1940 von (Campbell WC, *Femoral mold arthroplasty*, 1940) mit allerdings schlechten Ergebnissen implantiert. Aufranc (Aufranc OE & Jones WN, 1958) berichtete 1958 über ein ähnliches Implantat, welches Smith-Petersen 1942 eingeführt hatte. Dieser entwarf drei verschiedene Formen, die sich dem Femur immer

mehr anpassten. Nach enttäuschenden Ergebnissen mit diesen Prothesen entwickelte Jones zusammen mit Aufranc (Jones WN, Aufranc OE, & Kermond WL, 1967) eine Prothese mit anatomisch geformter Oberfläche und intramedullärem Stab für das Femur. Dieser Prothesentyp wurde bekannt als MGH (Massachusetts General Hospital) -Knieendoprothese.

Turner et al. (Turner RA & et al, 1972) führten bis 1972 Nachuntersuchungen bei Patienten mit der femoralen Oberflächen- oder der McKeever-Prothese durch. Es zeigten sich Komplikationsraten von mehr als 50%. Alles in allem verzeichneten weder die zuletzt erwähnten Prothesenmodelle noch der künstliche Kondylenüberzug von Platt (Platt G, 1960) zufriedenstellende Ergebnisse.

Ein weiterer Pionier in der Knieendoprothetik war Charles Townley. Bereits Anfang der 40iger Jahre entwarf er ein Modell einer Metall-Prothese. Nach Entwicklung einer tibialen Platte als Hemiarthroplastik 1951 benötigte er mehr als 20 Jahre weiterer Forschung, um die erste von ihm entwickelte anatomisch geformte Knieendoprothese (1972) auf den Markt zu bringen (Townley CO, 1973). Beide Kreuz- und Kollateralbänder bis hin zur patellofemorale Gelenkfläche, konnten bei diesem kompletten Oberflächenersatz erhalten bleiben. Von 1972 bis 1985 implantierte er mehr als 700 dieser Prothesen, davon 89 mit einer inzwischen porös beschichteten Rückfläche. Townley (Townley CO, 1988). Gunston (Gunston FH, 1971) entwickelten zur selben Zeit ein Konzept, mit dem die normale Kniegelenksbeweglichkeit nachgeahmt werden sollte. Bei seiner Doppelschlittenprothese (Polycentric Knee Prosthesis, 1969) blieben, um den Bewegungsstress zu reduzieren, die Kollateral- und Kreuzbänder erhalten. Ein weiterer Vorteil war eine geringe Menge an Prothesenmaterial, die eine Arthrolyse bei Prothesenversagen ermöglichte. Die unzureichende Fixierungsmöglichkeit und der Prothesenverschleiß führten frühzeitig zu einem Versagen der Prothese.

Die ersten bicondylären Prothesen bestanden aus einer Femurkomponente, die beide Kondylen bedeckte und einem Tibiaplateau, welches flach auf der Tibia verankert wurde. Diese versagten zunächst, da die Kinematik der Kreuzbänder nicht berücksichtigt wurde. Nachfolgemodelle waren die Geometric-, die Freeman-Swanson und die

UCI-Prothesen. Für die Implantation war bei allen die Resektion der Kreuzbänder notwendig. Mängel zeigten sich anschließend in einer Instabilität des operierten Kniegelenkes und gehäuft auftretenden patellofemorale Beschwerden.

Die ersten Versuche eines Patellarrückflächenersatzes wurden zunächst unabhängig von einer zusätzlich implantierten Totalendoprothese durchgeführt (McKeever DC, 1955) (McKeever DC, 1960) (Aglietti & et al., 1975). Es zeigte sich jedoch rasch, dass das patellofemorale Gleitlager weiterhin ein Problem darstellte.

Zusammenfassend waren die 70iger Jahre eine Periode der experimentellen Entwicklung in der Knieendoprothetik. In den 80igern wurde die Implantationstechnik verbessert, z.B. durch minimale Knochenresektion, der Reduzierung des Grenzflächenstresses durch veränderte Verankerungsmethoden und den Einsatz von ungekoppelten Oberflächenersatz-Prothesen (Insall JN, 1995). Der Trend ging auch zum Erhalt des hinteren Kreuzbandes. Neuentwicklungen waren charakterisiert durch eine geringere Prothesendicke, sowie dünnen Polyethyleneinsätzen zur zementlosen Implantation. Die zementlose Implantationstechnik war jedoch nicht so erfolgreich wie zunächst erhofft. Überraschend waren die ersten vorliegenden Langzeitergebnisse der zementierten Implantate aus den 70iger Jahren, die nach 10 Jahren eine unerwartet geringe Implantatversagerrate zwischen 2-3% (Ritter MA, Campbell E, Faris PM, & Keating EM, 1989) und 5% (Rand JA & Ilstrup DM, 1991) aufwiesen.

Die 90iger Jahre brachten ferner die Erkenntnis, dass der Erhalt des hinteren Kreuzbandes um jeden Preis nicht immer von Vorteil war. Die Entwicklung der 'posterior-stabilized' Prothesen, die sich durch Stabilität bei Varus- oder Valgusstress unabhängig vom Flexionsgrad des Kniegelenkes auszeichneten, sahen manche als echte Alternative zu den hinteres-kreuzbanderhaltenden Oberflächenersatzprothesen an.

Die Hauptprobleme in der modernen Knieendoprothetik konzentrieren sich heutzutage auf

- Fixierung,
- Biomechanik und
- Verschleiß der Prothese.

Korrespondierend dazu bestehen folgende Probleme, die bei der Entwicklung einer Prothese berücksichtigt werden müssen:

- Der Erhalt der proximalen Tibia,

- Die Rekonstruktion der physiologischen Beinachse und
- die Verwendung eines möglichst dünnen Polyethyleninsertes (Vince KG, 1994) (Vince KG, 1996).

1.3 Fixierungstechniken

Für den Erfolg einer Knie totalendoprothese ist zunächst das Vorhandensein einiger Konstruktionsmerkmale wichtig.

- Erstens müssen die einzelnen Prothesenkomponenten dafür sorgen, dass eine kontrollierte Kinematik im Kniegelenk möglich und ein ausreichendes Bewegungsausmaß gegeben ist.
- Zweitens müssen die Komponenten die auftretenden Kräfte im Gelenk, gleichmäßig auf den Knochen übertragen.
- Und schließlich muss die Prothese eine lange Haltbarkeit vorweisen (Callaghan JJ, Dennis DA, Paprosky WG, & Rosenberg AG, 2000).

Wird beispielsweise zu wenig Knochen im Bereich der Tibia reseziert, kann es durch den vorhandenen ‚Slope‘ des Tibiaplateaus, zu einer relativen Enge im Gelenkspalt kommen. Das hat zur Folge, dass ein Beugedefizit auftritt, welches durch Krankengymnastik nicht wesentlich zu beeinflussen ist. Bei großzügiger Resektion der Tibia besteht im Gegensatz dazu die Gefahr, dass es zu einer Instabilität bei Flexion durch ein vermehrtes ‚Rollback‘ der femoralen Komponente kommt. Das ist kombiniert mit der Gefahr des beschleunigten Prothesenverschleißes durch Überlastung des posterioren Tibiainserts (Malzer U & Schuler P, 1998).

Die Fixierung einer Knie totalendoprothese stellt nach wie vor eine große Herausforderung in der Entwicklung von Prothesen dar. Hierbei spielt die Fixierung der Tibiakomponente und die eingeschränkte Belastbarkeit des Polyethylens in Bezug auf Kaltflußverschleiß eine wichtige Rolle. Aufgrund der exzentrischen Belastung der Tibia kommt es hier deutlich häufiger zu einem Prothesenversagen. Zusätzlich beeinflusst die Resektionshöhe der Tibia die Stabilität des verbleibenden Knochens. Bestehen präoperativ in diesem Bereich größere Defektzonen kann eine ausgedehntere Resek-

tion der Tibia notwendig werden, als ursprünglich geplant. Die Fixierung der Femurkomponente macht durch eine größere Kontaktfläche zwischen dem Knochen und dem Implantat seltener Probleme.

Derzeitige Verankerungstechnologien können in zementierte und unzementierte unterteilt werden. Für die zementierte Verankerung einer Prothese wird heutzutage standardmäßig PMMA (Polymethylmethacrylate) verwandt. Es herrschen jedoch unterschiedliche Meinungen bezüglich der optimalen Beschaffenheit der Prothesenrückfläche. Manche der Operateure plädieren für eine raue Rückfläche, um eine bessere Haftung zwischen dem Implantat und dem Zement zu erhalten. Andere wiederum befürworten eine glatt polierte um den Zementabrieb zu minimieren.

Die Implantation als Hybrid-Prothese (femoral unzementiert/tibial zementiert) soll den Risiken einer Implantatlockerung tibial entgegenwirken.

Bei den zementfreien Technologien spielen die Beschaffenheit der Prothesenrückfläche und ein entsprechend stabiler Knochen eine entscheidende Rolle. Ein maximales Einwachsen einer Komponente kann nur stattfinden, je näher sich diese an der Kortikalis befindet (Bauer TW & Schils, 1999). Eine Beschichtung der Prothesenrückfläche mit bioaktiven Stoffen, wie z.B. mit Hydroxyapatit (HA) soll die Bindung an den Knochen beschleunigen. Zusätzliche Verankerungsmöglichkeiten wie Schrauben oder ‚Pegs‘ am Tibiaplateau dienen der besseren Stabilisierung der Prothese. Wichtig ist hier ebenfalls der exakte Sägeschnitt unter Verwendung des entsprechenden Instrumentariums. Auch sollte postoperativ eine zu große Aktivität des Patienten vermieden werden, damit ein Einwachsen der Komponente gewährleistet ist.

1.4 Biomechanik

Im Laufe der letzten Jahrzehnte wurden viele verschiedene Knieendoprothesenmodelle entwickelt und implantiert. Einige Modelle zeigten schlechte biomechanische Eigenschaften, so dass entweder die Indikationsstellung oder das Prothesendesign überdacht werden musste. Andere wiesen zunächst sehr gute Ergebnisse auf und führten erst später zu einem Prothesenversagen.

Unikompartmenteller Gelenkersatz kann patellofemoral oder femorotibial erfolgen. Die Indikation für diese Prothesentypen wird heutzutage sehr eng gestellt. Beide Kreuzbänder bleiben hierbei erhalten. Ein bikompartmenteller oder auch trikompartmenteller Oberflächenersatz kann in folgende Kategorien eingeteilt werden:

1.4.1 Gekoppelte Prothesen

- Scharniergelenke
- Rotationsgelenke

Charakteristisch für diese Prothesentypen sind eine Verriegelung, Verschraubung oder anderweitige Fixierung der femoralen mit der tibialen Komponente, d.h. beide Kreuzbänder werden reseziert. Weiterhin erfolgt die Fixierung im Knochen intramedullär mit einem Stiel. Die ersten Scharnierprothesen (z.B. Walldius-, GUEPAR-Prothese, St. Georg Knee) ließen nur Extension- und Flexionsbewegungen zu und wurden Patienten alternativ zu einer Kniegelenksarthrodese implantiert. Viele verschiedene Faktoren, wie Materialverschleiß oder mangelnde Festigkeit der Prothese führten jedoch zu einem gehäuften Prothesenversagen. Die ersten Rotationsprothesen (z.B. Herbert-Prothese oder Spherocentric-Knieprothese) sollten dem bei den Scharnierprothesen auftretenden Stress auf Knochen und/oder Implantat entgegenwirken. Auch bei diesen Modellen kam es u.a. zu einem frühzeitigen Materialverschleiß. Nachteilig war bei beiden gekoppelten Modellen die Tatsache, dass für die Implantation femoral sehr viel Knochen reseziert werden mußte und damit eine Arthrodese nach einem Prothesenversagen nur sehr schwierig durchgeführt werden konnte (Laskin RS, Denham RA, & Apley AG, 1984) (Vince KG, Evolution of total knee arthroplasty, 1994). Heutzutage ist die Hauptindikation für die Implantation einer Rotationsprothese ein Kniegelenk mit großer Varus- oder Valgusfehlstellung, insuffizientem Seitenbandapparat oder größeren Knochendefekten, z.B. nach einem Prothesenwechsel. Vorteile der heutigen Modelle (z.B. Knieendoprothese RT Solution, Fa Endoplus) sind eine deutlich sparsamere Knochenresektion für die Implantation vor allem femoral und die Möglichkeit intraoperativ von einer ungekoppelten Prothese auf ein gekoppeltes Modell umzusteuern.

1.4.2 Ungekoppelte Prothesen

Definitionsgemäß bestehen ungekoppelte Prothesen aus einer femoralen und tibialen Komponente, die nicht miteinander verbunden sind. Sie sind prinzipiell davon abhängig, dass ein intakter Bandapparat vorhanden ist, der die Prothese stabilisieren kann. Unterschieden werden sie in folgende Gruppen:

- non-constrained, d.h. nicht geführte Prothesen
- semi-constrained, d.h. partiell geführte Prothesen
- constrained, d.h. geführte Prothesen

Zu der Gruppe der non-constrained-Prothesen werden Oberflächenprothesen gezählt, bei denen das hintere Kreuzband erhalten bleibt. Diese besitzen eine geringe Formschlüssigkeit und benötigen einen stabilen Bandapparat. Diese biomechanischen Vorteile, d.h. abfangen der Scherkräfte in ap-Richtung bedingen ein stabileres Kniegelenk (Scott RD & Volatile TB, 1986). Charakteristisch bei den frühen Modellen (z.B. Polycentric Total Knee) war ein relativ flaches Tibiaplateau mit korrespondierender polyzentrischer Femurkomponente. Einige Modelle, die zwischen 1971 und 1976 implantiert wurden, wiesen sogar zwei separate Femur und/oder zwei Tibiakomponenten auf. Heutzutage besitzen Oberflächenprothesen wie die Knie totalendoprothese Typ Foundation die Fähigkeit auch bestehende mäßige Bandinstabilitäten auszugleichen, in dem verschiedene Implantatgrößen und -dicken kombiniert werden können. Ähnliche Prothesentypen sind die AGC (Anatomically Graduated Components, Zimmer), die Genesis-Prothese (Richards, Memphis TN) oder auch die PFC-Prothese (Press Fit Condylar, Johnson&Johnson).

Mobile-bearing-Systeme wurden entwickelt, um mechanische Lockerungen oder Verschleiß der Prothese zu minimieren bzw. zu verhindern. Dies sollte durch Erniedrigung der Flächenlast, Optimierung der Kongruenz der Femurkomponente und das Gleiten der Meniskallager erreicht werden. Sie gestatten zum Teil das Belassen der Kreuzbänder. Erste Systeme wurden 1977 in den USA (LCS-Knie der Fa. DePuy) entwickelt. In Europa wurden die ersten bicondylären Prothesen erst 1984 implantiert (Buechel & Frederick F., 1994). Unterschieden werden müssen Systeme, die eine reine Rotation (z.B. LCS-KEP mit Rotationsplattform), Rotation mit anteriorer-posteriorer Kraftübertragung (z.B. LCS-meniscal-bearing KEP) und ungeführte Bewegungen in der ap-

Ebene zulassen (z.B. Oxford unicompartmental-Prothese, Fa. Howmedica). Nachteile der Mobile-bearing-Systeme können ein Weichteilimpingement, Dislokation des Meniskallagers oder die nicht optimale Implantationstechnik, z.B. durch unerfahrene Operateure sein. Eine radiologische Studie (Hartford, James M, Banit D, Hall K, & Kaufer H, 2001) zeigte ein vermindertes Rollgleiten des Femurs bei einem Großteil der untersuchten Patienten und vermutet, dass ein insuffizientes hinteres Kreuzband ursächlich dafür ist. Dieses zeigte sich im KS-Function-Score mit einer verminderten Beugefähigkeit. Langzeitstudien zeigen keinen wesentlichen Vorteil gegenüber den fixed-bearing-Prothesen, die Überlebensraten sind vergleichbar. Einzig die durchschnittliche Beugefähigkeit der untersuchten LCS-Prothese ist mit 105° geringer als die durchschnittlichen Werte (110-120°) der fixed-bearing-Prothesen (Callaghan JJ, et al., July 2000).

Zu der Gruppe der partiell geführten (semi-constrained) Prothesen werden posterior-stabilized-Prothesen und Conforming-condylar-Prothesen gezählt. Beim erstgenannten Prothesentyp erfolgt immer die Resektion beider Kreuzbänder und Stabilisierung durch einen Nocken-Zapfen-Mechanismus. Die verschiedenen Prothesendesigns (z.B. Kinemax von Howmedica oder Genesis I / II von Smith&Nephew Richards) unterscheiden sich u.a. in der Position oder auch der Geometrie des Zapfens. Posterior-stabilized-Prothesen lassen in der Regel ein ausreichendes Maß an Beweglichkeit und stabile Gelenkverhältnisse zu. Ein Nachteil dieser Systeme ist die Notwendigkeit einer vermehrten Knochenresektion in der intercondylären Femur-notch. Die Conforming-condylar-Prothesen, wie z.B. die Total Condylar Prothese (Johnson&Johnson) stabilisieren das Kniegelenk in der Sagittalebene durch die Konformität der Femur- mit der Tibiakomponente, sind jedoch abhängig von einem stabilen Bandapparat. Dieses Prothesenmodell wurde u.a. aufgrund mangelnder Beugefähigkeit des Kniegelenkes und damit auch erschwerten Treppensteigen modifiziert. Das nachfolgend entwickelte System, die Insall-Burstein-Posterior-Stabilized-Prothese, konnte diesen Problemen entgegenwirken (Lombardi AV Jr, Mallory TH, & Eberle RW, 1994).

Die geführten Modelle (Constrained-condylar-Prothesen), wie z.B. die Total Condylar III (Johnson&Johnson) oder Insall-Burstein Posterior Stabilized Constrained (Zimmer) weisen einen von der Tibiakomponente ausgehenden Stab auf, der intracondylär in der Femurkomponente verankert wird. Zusätzlich wird durch ein Zapfen femoral

eine vermehrte Beweglichkeit in ap-Ebene verhindert. Im Gegensatz zu den gekoppelten Prothesen lassen diese jedoch geringfügige Bewegungsgrade in Varus/Valgus-Ebene, Rotation und ap-Ebene zu. Die Hauptindikation besteht bei Patienten mit ausgeprägter Valgusdeformität und bestehender Beugekontraktur des Kniegelenkes (Krackow KA, 1990).

1.5 Verschleiß

Bei der Entwicklung von Implantaten muss zunächst generell damit gerechnet werden, dass der menschliche Körper auf diese Biomaterialien reagiert. Werden Partikel freigesetzt, reagiert der Körper u.a. mit einer Veränderung der Ionenkonzentration und des pH-Wertes z.B. in der Gelenkflüssigkeit. Eine Folge hiervon kann eine chronisch entzündliche Reaktion sein, die letztendlich zu einem Implantatversagen führt.

Biomaterialien werden unterschieden in biotolerante, bioinerte und bioaktive Stoffe. In der Knieendoprothetik werden vorwiegend biotolerante Stoffe, wie rostfreier Stahl oder PMMA (Polymethylmethacrylat) und bioinerte Stoffe, wie Cobalt-Legierungen, Titan oder Aluminiumoxid (Ti6Al4V) verwendet. Vorteile der zuletzt genannten Materialien sind das Einwachsen in den Knochen bei direktem Knochenkontakt aufgrund fehlender chemischer Reaktionen des umgebenden Gewebes und der Gelenkflüssigkeit. Wichtig ist es mit einem Implantat eine physiologische Belastbarkeit zu erreichen. Jede Fehlbelastung kann Drucknekrosen oder Resorptionszonen am umgebenden Knochen hervorrufen. UHMWPE (ultrahigh molecular weight polyethylen) kann mit seinem niedrigen Reibungsfaktor zusammen mit einer Metallkomponente als Gelenkfläche eingesetzt werden.

Bioaktive Stoffe, wie Calciumphosphat-Keramik haben die Eigenschaft sich durch eine direkte chemische Reaktion an den Knochen zu binden. Sie besitzen eine hohe Widerstandskraft gegenüber Verschleiß, sind jedoch sehr brüchig und anfällig zu bersten. Für die Beschichtung von Prothesen wird heutzutage eher das Hydroxyapatit (HA) verwendet. Weiterhin können hiermit metaphysäre Knochendefekte aufgefüllt werden, die bei Brüchen des Tibiaplateaus auftreten.

Da Metalle in physiologischer Umgebung korrodieren, werden z.B. rostfreiem Stahl oder auch Cobalt-Legierungen zusätzlich Chrom und Molybdän beigefügt. Titan und Titanlegierungen gelten durch ihre niedrige Dichte und ihre hohe Korrosionsbeständigkeit als ideale Implantate. Problematisch sind auftretende Scherkräfte, die dieses Material als nicht geeignet für artikulierende Oberflächenimplantate erscheinen lassen. Studien von Pappas et al. (Pappas MJ, Makris G, & Buechel FF, 1993) haben das Verschleißverhalten von Ti-Ni-Keramik- und Co-Cr-Mo beschichteten Mobile-bearing-Prothesen in Verbindung mit dem UHMW-Polyethylen untersucht. Sie kamen zu dem Schluss, dass nach zwei Jahren keine wesentlichen Unterschiede im Verschleißverhalten nachzuweisen waren. Trotz allem ist die Verwendung in der Knieendoprothetik zunächst noch auf die Beschichtung poröser Rückflächen limitiert.

Polyethylen wird in der Knieendoprothetik vorwiegend für das Tibiainlay oder das Patella-implantat eingesetzt. Der Verschleiß dieses Materials hängt stark von der Form, der Dicke und der Metallimplantate bzw. deren korrespondierenden Gelenkflächen ab. Ein fest mit dem Tibiaplateau verbundenes Polyethyleninlay kann Druck-, Scher- oder auch Rotationskräfte so lange tolerieren, sofern sich diese im physiologischen Bereich bewegen. Verschleißerscheinungen können in diesem Bereich an zwei verschiedenen Stellen auftreten. Zum einen können die Gelenkfläche und zum anderen die Unterfläche, d.h. zwischen Tibiainlay und Tibiaplateau, betroffen sein.

Eine Materialermüdung tritt häufiger bei Knieendoprothesen, als bei der Hüftendoprothesen auf. Das ist auf die größere Kontaktfläche und damit vermehrte Belastung des Inlays zurückzuführen.

Um die erhöhte Rate für aseptische Lockerungen durch UHMWPE zu reduzieren, wurde das crosslinked Polyethylen (XLPE) entwickelt (Utzschneider S, Harrasser N, & et al., 2011).

Bei der neuen Generation der posterior-stabilized-Prothesen weisen aktuellere Untersuchungen bei einigen Prothesen, die revidiert wurden, rasterelektronenmikroskopisch Ermüdungsbrüche im Fußbereich des zapfenförmigen Führungselementes nach. Ursächlich vermutet werden hier Materialüberlastungen durch Scherkräfte, die zusammen mit dem Phänomen des „Cold-flow“ zu einem Implantatversagen geführt haben. Das „Cold-flow-Phänomen“ ist eine polyethylenspezifische Problemeigenschaft des

Materials. Zur Vermeidung dieses Problems sollten Polyethylenelemente, die unter Belastung stehen, eine tragfähige Begrenzung aufweisen. Eine kritische Materialstärke des Polyethylentibiaplateaus unter definierten Bedingungen von 6 – 8 mm wurde nachgewiesen. Bei Unterschreitung des Wertes zeigte sich ein deutlich erhöhtes Verschleißrisiko (Plitz W, 2000). Auch (Bartel D, Bicknell VL, & Wright TM, 1986) kamen bereits 1986 zu dem Schluss, dass Polyethyleninlays eine Mindeststärke von 8 mm haben sollten. Sogenannte Mobile-Bearing-Kniesysteme sollen dieser Problematik durch Gleiten des Meniskallagers entgegenwirken können. Die damit auftretende ständige Kraftverlagerung zwischen Femur und Tibia hat eine Reduzierung des Grenzflächenstress, einhergehend mit einem reduzierten Polyethylenverschleiß, und vermehrte Stabilisierung der Weichteile zum Ziel.

Ein weiterer Faktor, der das Auftreten von Verschleiß bei Polyethylen beeinflussen kann, ist die Sterilisationsmethode der Komponente. Eine in der Industrie häufig angewandte Methode der Strahlensterilisation (Gamma-Strahlung) in Luftatmosphäre kann die Bildung von freien Radikalen begünstigen. Diese wiederum führen durch Oxidation zu einer Reduktion der Dehnungseigenschaften und Festigkeit des Polyethylens. Collier (Collier JP, et al., 1996) und auch Streicher (Streicher & Robert M, 1998) beschrieben in einem Simulatortest eine Verbesserung der tribologischen Eigenschaften durch die Sterilisation mit ionisierender Strahlung unter Vakuum und Inertgasatmosphäre (N₂Vac).

Ein Materialversagen bei der Femurkomponente tritt wesentlich seltener auf als bei einer Tibiakomponente. Femurkomponenten können Abrieberscheinungen beim Polyethyleninlay hervorrufen, wenn sie eine zu raue (mikroskopisch nachweisbare) Oberfläche haben. Aus diesem Grund ist diese Komponente hochglanzpoliert und sollte mit absolut sauberer Oberfläche implantiert werden.

Lockerungen von Prothesenteilen sind häufig durch Knochendefekte bedingt, die dazu führen, dass der Knochen die jeweilige Komponente nicht mehr stabilisieren kann. Auch hier ist die Tibia wesentlich häufiger betroffen als das Femur.

2 Problemstellung

Im Jahre 1992 erfolgte die Markteinführung der neuentwickelten Knie totalendoprothese Typ Foundation der Firma Encore orthopaedics™ (Tibial-femorale Geometrie des Foundation Total Knie Systems, 1994). Eine 1993 durchgeführte Laboruntersuchung von Steubben et al. (Steubben CM & Postak PD, February, 1993) verglich die funktionalen Merkmale eines normalen Kniegelenkes mit denen der Knie totalendoprothese Typ Foundation. Es konnten sehr gute Ergebnisse hinsichtlich der untersuchten tibio-femoralen Gelenkgeometrie der Prothese nachgewiesen werden. Vor allem bei der Prüfung der Stabilität in medio-lateraler Ebene übertrafen die Ergebnisse der Knie totalendoprothese Typ Foundation, die an ein normales Kniegelenk gestellten Anforderungen. Parallel erfolgte ein Vergleich der Stabilitätskriterien mit sechs anderen Prothesensystemen (Oberflächenersatzprothesen, u.a. der Natural Knee Prothese), bei der die Knie totalendoprothese Typ Foundation die höchste posteriore Stabilität aufwies.

Im Zeitraum von Mai 1993 bis Dezember 1995 wurden in der Orthopädischen Abteilung der St. Vincentius-Krankenhäuser in Karlsruhe 263 Oberflächenersatzprothesen Typ Foundation bei 246 Patienten implantiert.

Für die Dokumentation der prä- und postoperativen sowie klinischen und radiologischen Daten der Patienten wurde ein Fragebogen erstellt. Dokumentiert und bewertet werden die Daten unter Verwendung der zwei gebräuchlichsten Knie-Scores. Zum einen dem „Hospital for Special Surgery Score“ (HSS-Score) nach Ranawat und Shine (Ranawat CS & Shine JJ, 1973) und zum anderen dem „Knee Society Score“ (KS-Score) mit seinem Knee- und Function-Score nach Insall (Insall JN, Dorr LD, Scott RD, & Scott WN, 1989). (siehe 7.1. im Anhang)

Ziele der vorliegenden retrospektiv angelegten Studie mit der seit Mai 1993 in der Orthopädischen Klinik der St. Vincentius-Krankenhäuser zementfrei implantierten, das hintere Kreuzband erhaltenden Oberflächenersatzendoprothese Typ Foundation (Encore orthopaedics®) sind:

- Stützung der bisher nachgewiesenen positiven Eigenschaften der Prothese durch entsprechende klinische Ergebnisse.
- Prüfung der implantierten Prothesen auf ihre Implantateigenschaften und mittelfristige Überlebensdauer.

- Ermittlung der Funktionstüchtigkeit des Knies im prä- zu postoperativen Vergleich unter Verwendung der zwei Knie-Scores (HSS- und KS-Score)
- Vergleich der an der Knie totalendoprothese Typ Foundation erhobenen Daten mit Daten anderer Studien, die an ähnlichen Prothesenmodellen erhoben worden sind.

3 Material und Methoden

3.1 Patientengut

In der Zeit von Mai 1993 bis Dezember 1995 wurden in der Orthopädischen Abteilung der St.Vincentius-Krankenhäuser in Karlsruhe 262 Prothesen bei 246 Patienten implantiert. Im Zeitraum von Ende Oktober '96 bis Dezember '98 konnten 129 Patienten mit 143 Prothesen telefonisch erreicht und im Verlauf klinisch und radiologisch nachuntersucht werden.

Von den verbliebenen 119 Patienten waren in der Zwischenzeit 4 Patienten, deren Angehörige telefonisch erreicht wurden, aufgrund anderer Vorerkrankungen und Operationen verstorben. 11 Patienten, die telefonisch erreicht wurden, berichteten über eine gute „Funktion“ ihres operierten Kniegelenkes und waren subjektiv sehr zufrieden, wollten jedoch nicht an einer Nachuntersuchung teilnehmen. Aufgrund der Verschlechterung ihres Allgemeinzustandes (Altersdemenz, fortgeschrittene Multiple Sklerose und apoplektische Insulte) konnten 7 Patienten nicht nachuntersucht werden. Telefonisch und schriftlich nicht mehr erreichbar bzw. unbekannt verzogen waren insgesamt 97 Patienten.

Verbliebene 119 Patienten	Erreichbarkeit
97	telefonisch und schriftlich nicht erreichbar
11	telefonisch erreicht, jedoch nicht bereit zu den Nachuntersuchungen zu erscheinen, waren jedoch subjektiv sehr zufrieden
7	telefonisch erreicht, zu krank um zu erscheinen (Demenz, MS, Z.n. Apoplex, AZ-Verschlechterung)
4	Angehörige telefonisch erreicht – Patient verstorben

Tabelle 1: Erreichbarkeit der verbliebenen Patienten

Die präoperativen Daten wurden aus den alten Krankenblättern und den vorliegenden präoperativen Röntgenbildern (Kniegelenk in 2 Ebenen, Patella-Spezialaufnahme und Ganzbein a.p.) erhoben. Die Dokumentation der Daten erfolgte mit einem zuvor angefertigten Fragebogen, der den Fragenkatalog des HSS- und KS-Score enthielt (siehe 7.1. im Anhang). Die Fragen wurden vom untersuchenden Arzt bzw. Ärztin gestellt und in den Fragebogen eingetragen. Voroperationen oder auch Vorerkrankungen, die

Einfluss auf das Operationsergebnis haben könnten, wurden ebenfalls erfragt und vermerkt. Die klinische Untersuchung, des mit einer Knie totalendoprothese Typ Foundation versorgten Kniegelenkes, sowie die radiologische Kontrolle erfolgten im Anschluss daran.

Der mittlere Nachuntersuchungszeitraum betrug 41 Monate, mindestens 33,5 Monate und längstens 58 Monate. Die gesamte Gruppe der 129 Patienten mit 143 implantierten Knie totalendoprothesen bestand aus 100 Frauen und 43 Männern mit einem Durchschnittsalter von 70,5 (GA: 70,7; RA: 69,1) Jahren. Der jüngste Patient war 53 Jahre (GA: 53,2; RA: 59,3) und der Älteste 86 Jahre alt (GA:86; RA: 77,2) - (siehe Abbildung 4: Altersverteilung Gesamtgruppe). Das rechte Kniegelenk wurde in 80 Fällen (GA: 70; RA: 10) und das linke Kniegelenk in 63 Fällen (GA: 56; RA: 7) endoprothetisch versorgt. Beidseits operiert waren 14 Patienten (GA: 13; RA: 1), davon 9 Frauen (GA: 8; RA: 1) und 5 Männer (GA: 5; RA: 0). Beide Kniegelenke wurden bei diesen Patienten zeitlich unabhängig voneinander operiert. Eine primär zementierte Implantation erfolgte bei 2 Patientinnen und bei einer Patientin im Rahmen eines Prothesenwechsels einer auswärtig implantierten Prothese. Bei drei Patienten mit primärer Gonarthrose (1 Mann und 2 Frauen) wurde die Patella intraoperativ nicht ersetzt.

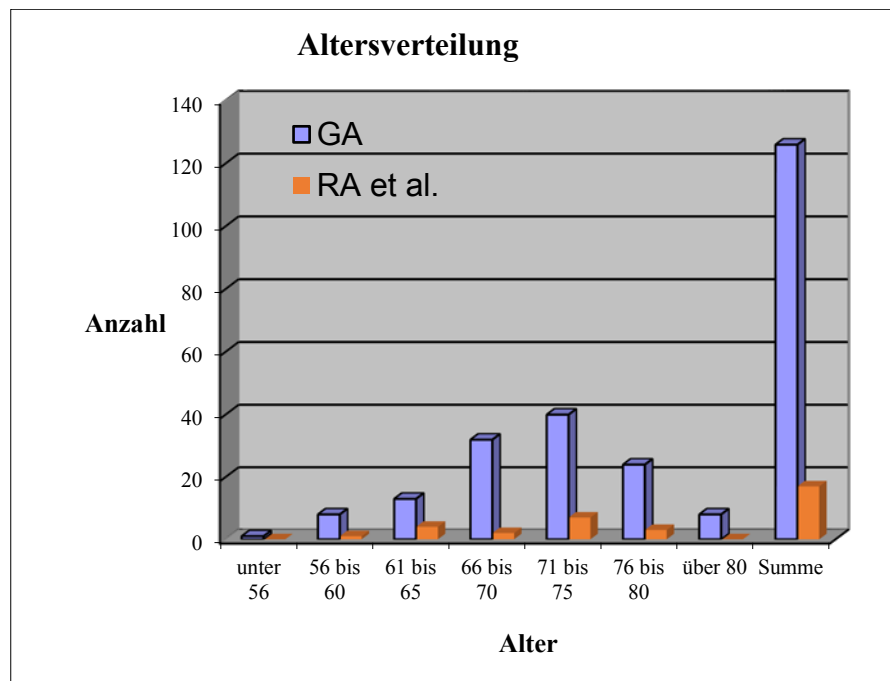


Abbildung 4: Altersverteilung GA und Rheumatiker et al.

3.2 Prothesenbeschreibung

Das „Foundation™ Total Knee System“ von der Firma Encore Orthopedics™ wurde im November 1992 auf dem deutschen Markt eingeführt. Es handelt sich um eine das hintere Kreuzband erhaltende Oberflächenersatzprothese. Die ersten Prothesen wurden in der Orthopädischen Klinik der St. Vincentius-Krankenhäuser Karlsruhe ab Mai 1993 implantiert.

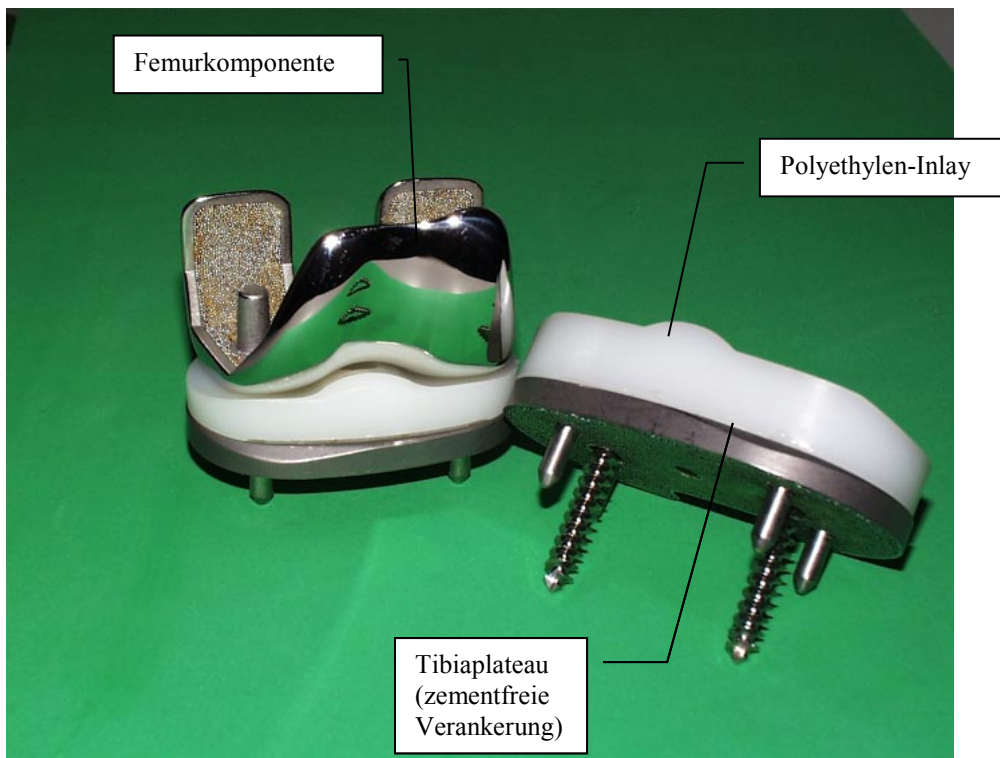


Abbildung 5: Knie totalendoprothese Typ Foundation™ (Fa. Encore Orthopedics)

Die femorale Komponente besteht aus einer Cobalt-Chrom-Legierung, die wahlweise mit einer porösen oder nicht-porösen Rückfläche erhältlich ist und distal eine Dicke von 9 mm aufweist. Die Porengröße beträgt bei der porösen Rückfläche 300 μ .

Die Prothese weist für die Patella eine Ausmoldung in Form eines anatomiegerechten Gleitlagers auf, die zu einer besseren Kongruenz bei 90° flektiertem Kniegelenk führt und zusätzlich einer Verkürzung des Kniestreckapparates entgegenwirkt. Ebenso findet sich ein schräg nach ventral-proximal verlaufendes Femurrückschild, welches die Gefahr eines „Notching“ (Einkerbung der ventralen Kortikalis) verringern soll. Die nach lateral um 3° geneigten Kondylen verbessern das Rotations- und Kippverhalten

der Prothese und senken das Risiko eines erhöhten Polyethylenabriebs durch Reduktion von Punktbelastungen. Konstruiert wurde sie mit einer zentralen Erhöhung am Tibiaplateau. Diese lässt eine Drehung der Femurkomponente von etwa 15°, unabhängig von der verwendeten Größe des Tibiaplateaus zu.

Die anatomische femorale Komponente ist in sechs Größen mit einer Rechts–Links-Version verfügbar. Jede der Größen kann mit jeder tibialen und patellaren Komponente untereinander kombiniert werden. Die Fixierung erfolgt über zwei Zapfen und kann zementiert oder nicht-zementiert implantiert werden.

Die tibiale Komponente existiert in drei verschiedenen Versionen:

- Eine die Tibiaoberfläche bedeckende „Platte“, die mit vier Zapfen und zwei zusätzlichen Knochenschrauben (\varnothing 6,5 mm) zementfrei implantiert wird.
- Eine Tibiakomponente, die zementiert implantiert wird und einen Stiel zur besseren Gewichtsverteilung und Rotationsstabilität nach Verankerung im Knochen aufweist. Auch hier kann eine zusätzliche Fixierung durch vier 6,5 mm dicke Knochenschrauben erfolgen.
- Die dritte Version ist ein Polyethylen-Tibiaplateau, das Zementrillen an der Unterfläche und einen abgestuften Stiel zur besseren Verankerung zusammen mit dem Knochenzement besitzt. Dieses ist in verschiedenen Dicken von 9 bis 15 mm erhältlich. Ein zusätzliches Tibia-Inlay ist nicht erforderlich.

Zusätzlich besteht die Option die beiden erstgenannten Komponenten mit einer Ti6Al4V-beschichteten Rückfläche zu erhalten. Die Fläche des Tibiaplateaus ist bei allen drei Versionen asymmetrisch geformt, um eine möglichst optimale Anpassung an die anatomische Form der Tibia und damit eine bessere Kraftverteilung zu erreichen. Die tibialen Komponenten sind ebenfalls in sechs Größen mit Rechts-Links-Versionen verfügbar.

Das Tibia-Inlay ist in fünf verschiedenen Größen und vier unterschiedlichen Dicken von 9 mm bis 15 mm, einem modularen Schnappmechanismus und einer Sicherheitschraube erhältlich. Alle Größen des Inlays können mit sämtlichen Größen der femoralen Komponente kombiniert werden.

Die patellare Komponente gibt es als „metal-backed“-Ti6Al4V-Implantat mit poröser Rückfläche und 3 Zapfen für die zementfreie oder als Polyethylenimplantat, mit einer geformten Oberfläche und Zementtrillen an der Rückfläche, zur zementierten Implantation in kombinierter Onlay-Insert-Technik. Ziel der partiellen Versenkung und Fixierung der drei `Verankerungsfüßchen` des Polyethylenimplantates mit Zement ist es, die Scherkräfte und Belastung an der knöchernen Patella zu reduzieren. Hier existieren vier Größen von 29 mm bis 38 mm.

Die Implantation der Knie totalendoprothese Typ Foundation kann somit zementfrei, als Hybrid d.h. teilzementiert oder vollzementiert durchgeführt werden.

Im Rahmen der zementierten Implantation der Komponenten wurde in dieser Studie Refobacin-Palacos® verwendet.

3.3 Klinische Analyse

3.3.1 Knee-Scores allgemein

Knee-Scores stellen heutzutage ein wichtiges Mittel dar, um vergleichbare Ergebnisse innerhalb eines Patientenkollektivs oder auch zwischen unterschiedlichen Knie totalendoprothesentypen zu erhalten. Man kann sie in „allgemein“ und „speziell“ anwendbare Scores einteilen. Einige der allgemeinen Scores können aufgrund ihrer breit gehaltenen Bewertungskriterien für mehrere Gelenke angewendet werden. In dieser Studie werden der HSS-Score nach Ranawat und Shine (Ranawat CS & Shine JJ, 1973) und der Score der „Knee Society“ (KS-Score) von Insall (Insall JN, Dorr LD, Scott RD, & Scott WN, 1989) angewendet. Beide Scores (HSS/KS) weisen eine hohe Korrelation bezüglich des Gesamtscores, als auch der einzelnen Subkategorien auf (Kessler S, Günther H-P, & Puhl W, 1997). Sie gelten als spezielle, auf Nachuntersuchungen nach Knie totalendoprothesenimplantation anwendbare Scores (Krämer KL & Maichl FP, 1993). Zudem zeigen sie gleichartige Resultate mit (HSS-Score und KS-Score) bei Patientenuntersuchungen vor Knie-TEP-Implantationen.

3.3.2 HSS-Score

Der HSS-Score, von Ranawat et al. 1973 (Ranawat CS & Shine JJ, 1973) eingeführt, war einer der ersten gebräuchlichen Bewertungssysteme, mit der Daten nach Knie totalendoprothesenimplantation ausgewertet wurden. Im Laufe der Jahre und der Weiterentwicklungen in der Knieendoprothetik, zeigte sich ein Nachteil des Scores. Mit zunehmendem Alter der Patienten wiesen diese, trotz eines unveränderten Befundes am operierten Kniegelenk, schlechtere Gesamtergebnisse auf. Als beeinflussender Faktor zeigte sich die häufig zunehmende Multimorbidität der Patienten.

Der HSS-Score vergibt eine Gesamtpunktzahl von 100 Punkten, was einem exzellenten Ergebnis entspricht. Ein schmerzfreies, gut bewegliches stabiles Kniegelenk mit guter Funktion, d.h. uneingeschränkter Gehstrecke, problemloses Treppensteigen sowie Aufstehen aus einem Stuhl ohne Hilfen würde somit die maximale Punktzahl erreichen. Die Verwendung von Stöcken oder Gehhilfen, ein bestehendes Streckdefizit und eine Achsabweichung des Kniegelenkes (Varus/Valgus) von mehr als 5° resultieren mit Punktabzügen. Die Kriteriengewichtung unterteilt sich in subjektive (62 %) und objektive (38 %) Parameter.

Subjektive Parameter sind:

- Schmerz (30%)
- Gehstrecke (12%)
- Treppensteigen (5%)
- Mobilität im öffentlichen Leben, Aufstehen aus einem Stuhl (5%)
- Muskelkraft (10%)

Objektive Parameter sind:

- Bewegungsausmaß (18%)
- Beugehemmung (10%)
- Instabilität (10%)

<u>HSS-Score-Bewertungsmaßstab:</u>	85 - 100	exzellent
	70 - 84	gut
	60-69	befriedigend
	< 60	schlecht

3.3.3 KS-Score

Der Score der „Knee Society“ (KS-Score) wurde von Insall (Insall JN, Dorr LD, Scott RD, & Scott WN, 1989) erstmalig 1989 veröffentlicht. Ziel war es ein differenzierteres Bewertungsschema zu schaffen. Dazu erfolgte eine Aufteilung in einen „Knee-Score“, bei dem nur das Kniegelenk beurteilt wird. Die Fähigkeit des Patienten zu laufen und Treppen zu steigen wurde in einem „Function-Score“ zusammengefasst.

Bewertet werden beide mit jeweils 100 erreichbaren Punkten. Beim Knee-Score würde die Maximalpunktzahl von 100 Punkten bedeuten, dass ein schmerzfreies, ein gut bewegliches Kniegelenk mit einer Beugefähigkeit von 125° und vernachlässigbarer Instabilität in antero-posteriorer, als auch in medio-lateraler Richtung vorliegt. Der Function-Score mit einem Ergebnis von maximal 100 Punkten würde einen Patienten bewerten, der eine uneingeschränkte Gehstrecke hat und Treppen ohne Zuhilfenahme eines Geländers hinauf und hinabsteigen kann. Punktabzüge vergibt der Function-Score bei der Verwendung von Stöcken oder Gehhilfen. Der Knee-Score hat als Abzugskriterien eine bestehende Beugekontraktur, eine Streckhemmung und eine Achsabweichung des Kniegelenkes, die außerhalb der physiologischen Beinachse von 5 - 10° liegt.

Dieses duale Bewertungssystem minimiert das bereits oben beschriebene Problem der Abwertung eines Kniescores in Verbindung mit einem schlechten Allgemeinzustand des Patienten. Der KS-Score teilt die Patienten zusätzlich in verschiedene Kategorien (A - C) ein. Die Kategorie A enthält unilateral oder bilateral (anderes Kniegelenk erfolgreich ersetzt) operierte Patienten, Kategorie B unilateral operierte jedoch mit symptomatischem kontralateralem Kniegelenk und Kategorie C Patienten mit polytypem Gelenkbefall. Im Rahmen der hier durchgeführten Nachuntersuchungen wurde von einer Einteilung in diese Kategorien abgesehen. Die Vorerkrankungen bezüglich

des Kniegelenkes incl. der Voroperationen sind separat auf dem Erhebungsbogen dokumentiert worden.

Die Unterscheidung der subjektiven von den objektiven Bewertungskriterien ist in einem Verhältnis von 75 % zu 25 % (insgesamt 200 Punkte) aufgeteilt.

Subjektive Parameter sind:

- Schmerz (25%)
- Gehstrecke (25%)
- Treppensteigen (25%)

Objektive Parameter sind:

- Bewegungsausmaß (12,5%)
- Stabilität (12,5%)

Die Knee-Society definiert nicht exakt, ob Knee- und Function-Score nur separat betrachtet werden dürfen. Um eine bessere prozentuale Vergleichbarkeit der Endergebnisse mit dem HSS-Score zu erhalten, werden die Gesamtpunktzahlen der beiden „Unter“-Scores zusammengefasst und nachfolgender Einteilung beurteilt:

<u>KS-Score-Bewertungsmaßstab:</u>	170 - 200	exzellent
	140 - 169	gut
	120 - 139	befriedigend
	< 120	schlecht

Anhand des erstellten Fragebogens (siehe Anhang 8.1) erfolgen die einzeln aufgeführten Analysen. Die präoperative Schmerzanalyse wurde anhand der alten Krankenblätter und mittels Befragung retrospektiv erhoben. Bei Patienten, die beidseits operiert worden waren (n = 17), wurden die Daten für jedes Kniegelenk separat erhoben.

Punktabzüge gibt es ebenfalls bei beiden Scores für Abweichungen von der physiologischen bzw. geraden Beinachse, im Sinne von Varus- oder Valgusdeformitäten. Hier ist jedoch zu beachten, dass der KS-Score die physiologische Beinachse in die Bewertung miteinbezieht, das heißt eine Beinachse von 5 - 10° Valgus hier nicht zu einem

Punktabzug führt. Im Gegensatz dazu geht der HSS-Score von einer geraden Beinachse aus und vergibt ab 5° Varus- oder Valgusfehlstellung Punktabzüge.

3.4 Radiologische Analyse

3.4.1 Präoperative radiologische Beurteilung

Für die präoperative Bestimmung der Beinachse wurde bei allen Patienten außer den konventionellen Röntgenaufnahmen des Kniegelenkes in zwei Ebenen und der Patella axial-Aufnahme auch eine Ganzbeinaufnahme im Stehen in a.-p.-Projektion durchgeführt. Diese dienten im Rahmen einer sorgfältigen Operationsplanung zur Indikationsprüfung für die Oberflächenersatzprothese Typ Foundation. Ausgewertet wurden das Ausmaß (Gradzahl) und die Art der Fehlstellung (Varus/Valgus) im Kniegelenk.

3.4.2 Postoperative radiologische Beurteilung

Die postoperative radiologische Auswertung der Kniegelenke erfolgte angelehnt an den radiologischen Score der Knee Society nach Ewald (Ewald FC (im Namen der Knee Society), 1989). Hiermit sollte eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse untereinander als auch mit anderen Prothesenmodellen ermöglicht werden. Die Hauptkriterien für die Beurteilung sind der Prothesensitz, die Grenzflächenveränderungen bzw. Knochenumbauvorgänge und die Ausrichtung der Beinachse. Hierzu erfolgte die Begutachtung und Auswertung des Tibiaimplantates in ap- und seitlicher Ebene, die femorale Komponente in seitlicher Position und die Patella in axialer Ausrichtung. Die Einteilung der Zonen erfolgte modifiziert in Anlehnung an den radiologischen Score der Knee Society (siehe Abb. 28-33 im Anhang). Jede der drei Prothesenkomponenten wurde auf bestehende Aufhellungssäume am Knochen-Implantat-Übergang geprüft. Gemessen und dokumentiert wurden diese in mm. Prothesen, die primär bzw. im Rahmen eines Prothesenwechsels zementiert implantiert worden waren, wurden gesondert betrachtet.

Insgesamt zeigte sich die Beurteilung des Polyethylen-Patellaimplantates als schwierig, da die drei Verankerungsfüßchen nicht exakt darzustellen waren. Lockerungs-

säume konnten nicht oder nur bei einigen wenigen Prothesen gemessen werden. Auffallend war hier die Auflockerung der Knochenstruktur der Patella im postoperativen Verlauf, sowie auch im Vergleich mit den Patellae ohne Rückflächenersatz.

Die Auswertung erfolgte durch Addition der Werte für alle Komponenten mit folgender Beurteilung:

- 4 mm oder $<$ und ohne Progreienz: keine Signifikanz
- 5-9 mm: engmaschige radiologischen Kontrollen empfehlenswert
- 10 mm oder $>$: mögliches oder drohendes Implantatversagen ungeachtet der Symptome.

4 Ergebnisse

Die folgenden prä- und postoperativen Ergebnisse werden in der auf dem Fragebogen befindlichen Reihenfolge abgehandelt. Hierbei werden jeweils die Resultate beider Scores, zum Teil der drei Scores zusammen dargestellt, um einen direkten Vergleich durchführen zu können. Die radiologischen Ergebnisse werden gesondert aufgeführt.

Um die Untersuchungsergebnisse exakter auswerten zu können, wurden die Patienten in zwei Populationen unterteilt. Zum einen in die Gruppe der primären Gonarthrosen (N=126) und zum anderen in eine Gruppe, die die Rheumatiker, Patienten mit posttraumatischer Gonarthrose und die mit einem Prothesenwechsel (RA et al.; N=17) zusammenfasst. Diese werden gemeinsam in einem Diagramm abgebildet.

Zusätzlich erfolgte ein gesonderter Vergleich der vollzementierten mit den nicht zementierten Prothesen. Keine der Prothesen war teilzementiert implantiert worden.

4.1 Klinische Ergebnisse

4.1.1 Präoperative anamnestische Daten

4.1.1.1 Voroperationen

Voroperiert waren insgesamt 47 Kniegelenke, davon 3 mehrfach. Am häufigsten handelte es sich um Kniegelenksspiegelungen bzw. zu früheren Zeitpunkten um offene Meniskusteilresektionen, die zusammengefasst beurteilt wurden. Weitere Voroperationen beinhalteten Umstellungsosteotomien, osteosynthetisch versorgte Tibiakopffrakturen, und bei 5 Patienten auswärtig implantierte Schlitten- oder Totalendoprothesen am betroffenen Kniegelenk.

4.1.1.2 Diagnosen

Die Indikation für eine Oberflächenersatzprothese Typ Foundation war bei 126 Patienten eine fortgeschrittene medial-, lateralbetonte oder Pangonarthrose. Bei 5 Patienten fand sich eine posttraumatische Gonarthrose nach Tibiakopffraktur. Weitere Indikationen waren bei 6 Patienten bzw. 7 Kniegelenken eine Rheumatoide Arthritis mit polytopem Gelenkbefall, wobei bei einer Patientin beidseits die Indikation zum Gelenkersatz gegeben war. In 5 Fällen war ein Prothesenwechsel notwendig. Davon

mußte bei drei Patientinnen bei fortgeschrittener Arthrose des lateralen Kniegelenkskompartimentes eine mediale Kufenprothese gegen eine Knie totalendoprothese ausgetauscht werden. Die restlichen zwei Fälle betrafen Prothesenlockerungen bei einer auswärtig implantierten Kufen- und einer Knie totalendoprothese.

4.1.2 Präoperative Schmerzanalyse

Im Rahmen der präoperativen Schmerzanalyse zeigte sich, dass nahezu die Hälfte der Patienten in beiden Gruppe (50,8% / 47,1%) über einen Dauerschmerz oder sehr starke Schmerzen klagten. (siehe Abbildung 6: Präoperative Schmerzanalyse (KS-Score)). In beiden Gruppen konnte keiner der befragten Patienten vor der Operation schmerzfrei laufen. Ähnliche Ergebnisse weist der HSS-Score auf, bei dem Ruhe- und Belastungsschmerz separat befragt, jedoch zusammengefasst bewertet werden (siehe Abbildung 7: Präoperative Schmerzanalyse (HSS-Score)).

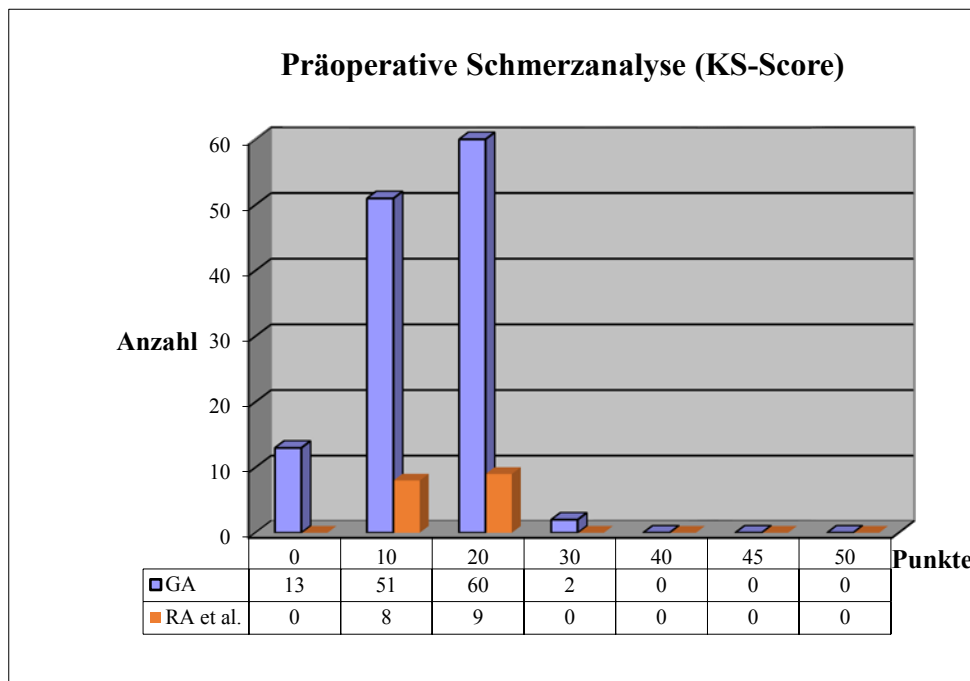


Abbildung 6: Präoperative Schmerzanalyse (KS-Score)

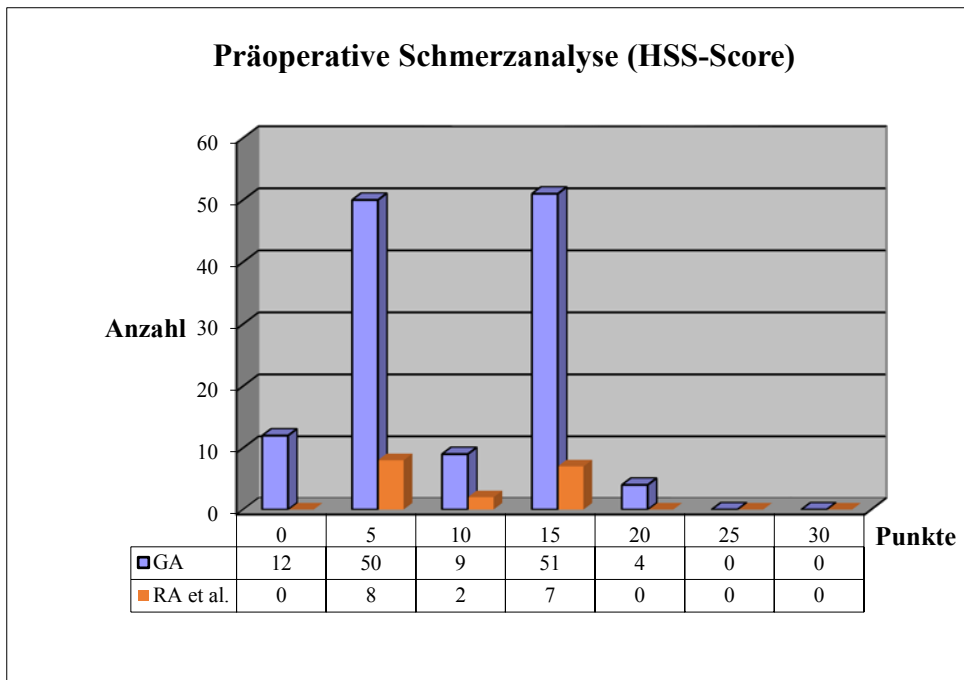


Abbildung 7: Präoperative Schmerzanalyse (HSS-Score)

4.1.3 Präoperative funktionelle Ergebnisse

Unbegrenzt Laufen und Stehen konnten vor der Operation nur 2 Patienten trotz mäßiger bis starker Schmerzen. Der Großteil der Patienten wies eine maximale Gehstrecke auf, die weit unter 500 m lag und zumeist noch ohne Gehhilfen bewältigt werden konnte (siehe Abbildung 8: Präoperative Gehstrecke (KS-Score), Abbildung 9: Präoperative Gehstrecke (HSS-Score) und Tabelle 2: Präoperative Benutzung von Gehhilfen).

Betrachtet man die beiden Patientengruppen fällt auf, dass bei den RA et al. die Gehstrecke geringer war, d.h. max. 1km betrug. In beiden Gruppen war kein Patient präoperativ gehunfähig.

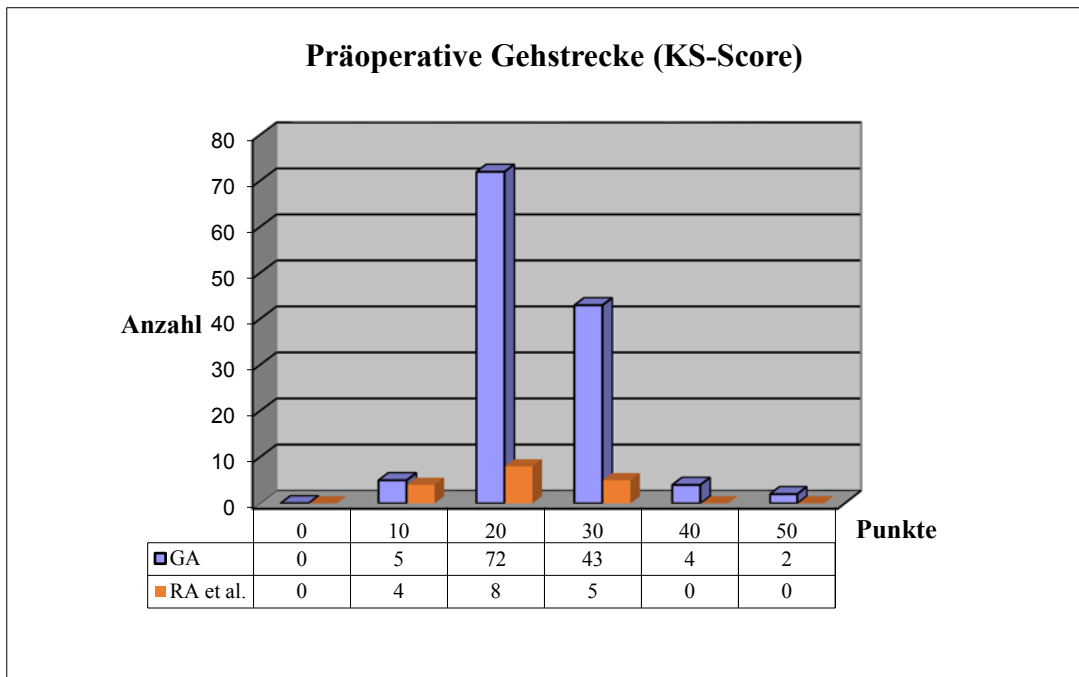


Abbildung 8: Präoperative Gehstrecke (KS-Score)

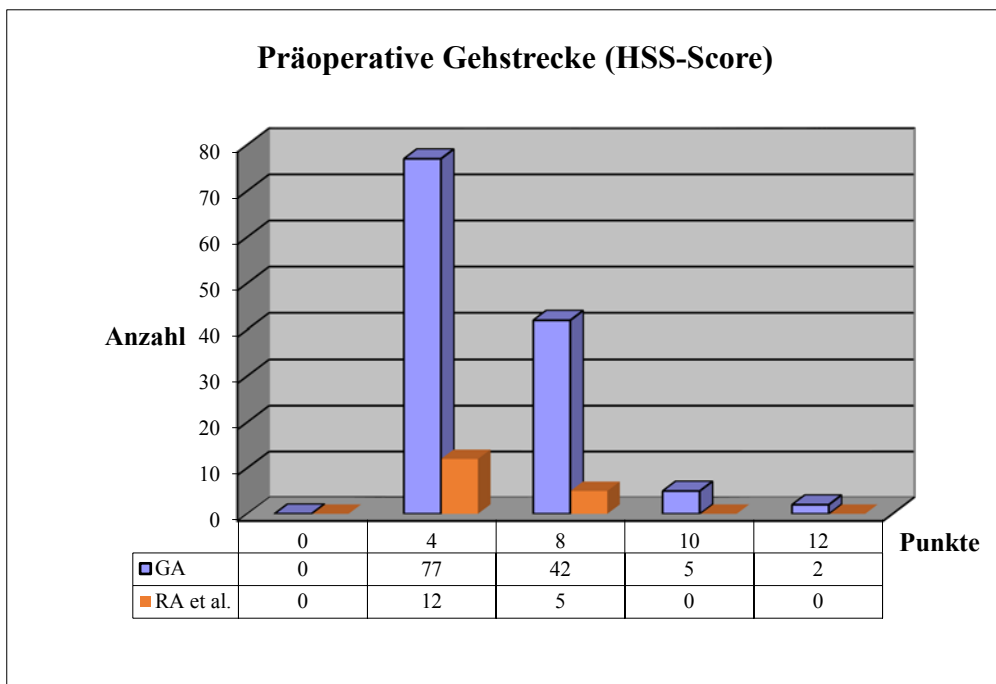


Abbildung 9: Präoperative Gehstrecke (HSS-Score)

KS-Function-Score (n = 126 / 17)			HSS-Score		
Punkte (minus)	Anzahl Patienten	In %	Punkte (minus)	Anzahl Patienten	In %
0	83 / 14	66 / 82	0	83 / 14	66 / 82
5	36 / 2	29 / 12	1	31 / 2	23 / 12
10	4 / 0	3 / 0	2	5 / 0	3 / 0
20	3 / 1	2 / 6	3	7 / 1	6 / 6

Tabelle 2: Präoperative Benutzung von Gehhilfen

Das Treppensteigen war bei den meisten Patienten nur durch die Zuhilfenahme eines Geländers möglich. Gänzlich unmöglich war dies nur bei 3 Patienten (siehe Tabelle 3: Präoperative Fähigkeit des Treppensteigens). Davon war eine Patientin mit RA betroffen, die durch eine Voroperation an der Hüfte der gleichen Seite (Hüft-TEP auswärtig ein Jahr zuvor) eine N. femoralis-Läsion aufwies.

KS-Function-Score (n = 126 / 17)			HSS-Score		
Punkte	Anzahl Patienten	In %	Punkte	Anzahl Patienten	In %
50	0 / 0	0 / 0	5	0 / 0	0 / 0
40	0 / 0	0 / 0	2	124 / 16	98 / 94
30	121 / 16	96 / 94	0	2 / 1	2 / 6
15	3 / 0	2 / 0			
0	2 / 1	2 / 6			

Tabelle 3: Präoperative Fähigkeit des Treppensteigens

Eine zusätzliche Bewertung der Mobilisation, im Sinne vom Aufstehen aus einem Stuhl wurde nur bei dem HSS-Score erfragt. Hier zeigte sich, dass alle Patienten aus eigener Kraft, jedoch größtenteils unter Zuhilfenahme der Arme bzw. Stuhllehnen aufstehen konnten (siehe Tabelle 4: Präoperative Fähigkeit des Aufstehens aus dem Sitzen).

HSS-Score (n= 126 / 17)		
Punkte	Anzahl Patienten	In %
5	22 / 1	17 / 6
2	104 / 16	83 / 94
0	0 / 0	0 / 0

Tabelle 4: Präoperative Fähigkeit des Aufstehens aus dem Sitzen

4.1.3.1 Präoperativer Bewegungsumfang und Stabilität des Kniegelenkes

Bei allen Patienten wurden diese Daten retrospektiv aus den Aufnahmeunterlagen erhoben.

Präoperativ konnte bei mehr als der Hälfte der Patienten eine I - II° Instabilität des Bandapparates sowohl medio-lateral, als auch antero-posterior (siehe Tabelle 5: Präoperative Instabilität des Kniegelenkes) nachgewiesen werden. Die Quadricepskraft zeigte sich ebenfalls reduziert. Nur bei 14 Patienten konnte die Kraft nicht gebrochen werden, was einem Anteil von nur 11 % entsprach (siehe Tabelle 6: Präoperative Beurteilung der Quadricepskraft).

KS-Score (n = 126 / 17)				HSS-Score-Gesamtinstabilität		
Instabilität	Punkte	Anzahl Patienten	In %	Punkte	Anzahl Patienten	In % ¹
med. - lat.	15	23 / 1	18 / 6	10	15 / 2	12 / 12
	10	51 / 6	4 / 35	8	13 / 0	10 / 0
	5	49 / 8	39 / 47	5	95 / 13	75 / 76
	0	3 / 2	2 / 12	0	3 / 2	2 / 12
ant. - post.	10	38 / 5	30 / 29			
	5	70 / 9	56 / 53			
	0	18 / 3	14 / 18			

Tabelle 5: Präoperative Instabilität des Kniegelenkes

HSS-Score (n = 126 / 17)		
Punkte	Anzahl Patienten	In %
10	14 / 0	11 / 0
8	53 / 6	42 / 35
4	57 / 10	4 / 59
0	2 / 1	2 / 6

Tabelle 6: Präoperative Beurteilung der Quadricepskraft

Der Bewegungsumfang bezüglich der Flexion im Kniegelenk, einer bestehenden Beugekontraktur oder eines vorhandenen Streckdefizites, welches bei mehr als 75 % der Patienten bestand, ließ keinen sicheren Rückschluss auf die Intensität der Beschwerden zu.

¹ Werte gerundet

Die Beweglichkeit zeigte sich präoperativ bei ca. einem Drittel der Patienten hinsichtlich der Beugung bei weniger als 90° (siehe Abbildung 10: Präoperativer Bewegungsumfang (KS-Score) und Abbildung 11: Präoperativer Bewegungsumfang (HSS-Score)). Betrachtet man die Beweglichkeit ohne auf die bestehenden Streck- und Beugedefizite miteinzugehen, sind die Ergebnisse als durchschnittlich bis gut zu bewerten.

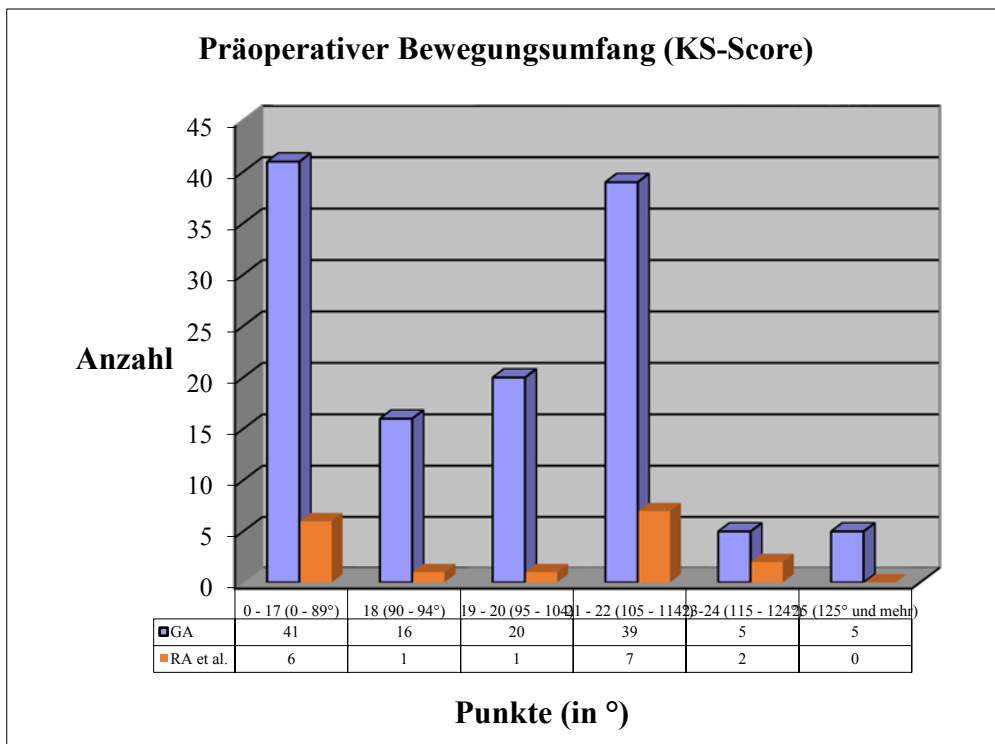


Abbildung 10: Präoperativer Bewegungsumfang (KS-Score)

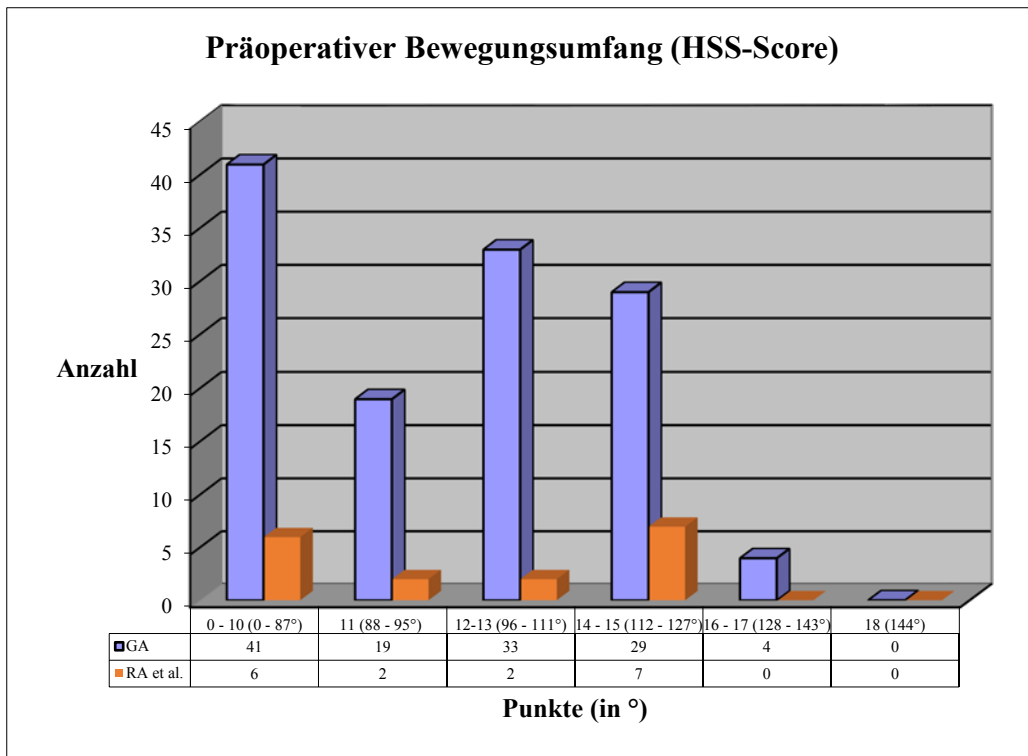


Abbildung 11: Präoperativer Bewegungsumfang (HSS-Score)

Nur ca. 20 % der Patienten wiesen präoperativ kein Streckdefizit auf. Ein doch erhebliches Streckdefizit von mehr als 10° zeigte sich bei 59 (52 / 7) (= 41 %) der 143 (126 / 17) Patienten (siehe Tabelle 7: Streckdefizit präoperativ). Prozentual gab es keine Differenz zwischen beiden Gruppen.

KS-Score (n = 126 / 17)			HSS-Score		
Punkte (minus)	Anzahl Patienten	In °	Punkte (minus)	Anzahl Patienten	In °
0	29 / 1	0	0	30 / 1	0
5	45 / 9	1 - 9	2	44 / 9	5
10	30 / 4	10 - 20	3	23 / 4	10
15	22 / 3	> 20	5	29 / 3	15

Tabelle 7: Streckdefizit präoperativ

Eine Beugekontraktur des betroffenen Kniegelenkes, die mehr als 10° betrug, konnte nur bei 19 (GA:16 / RA: 3) Patienten nachgewiesen werden. Bis auf 13 % wiesen alle übrigen geringfügigere Defizite auf (siehe Tabelle 8: Beugekontraktur präoperativ).

KS-Score (n = 126 / 17)			HSS-Score		
Punkte (minus)	Anzahl Patienten	In °	Punkte (minus)	Anzahl Patienten	In °
0	69 / 10	0 - 4	10	33 / 1	0
2	41 / 4	5 - 10	8	37 / 9	1 - 4
5	0 / 0	11 - 15	5	40 / 4	5 - 10
10	7 / 1	16 - 20	0	16 / 3	> 10
15	9 / 2	> 20			

Tabelle 8: Beugekontraktur präoperativ

Betrachtet man die präoperativen Gesamtergebnisse in beiden Scores, wiesen mehr als 90 % der Patienten schlechte Ergebnisse auf. Auffallend waren die deutlich besseren Ergebnisse des Function-Score im Vergleich zum klinischen KS-Score. Das subjektive Schmerzempfinden trug hierbei einen Großteil zur Verschlechterung des KS-Scores bei (siehe Abbildung 12: Präoperatives Gesamtergebnis KS-Knee-Score und Abbildung 13: Präoperatives Gesamtergebnis KS-Function-Score).

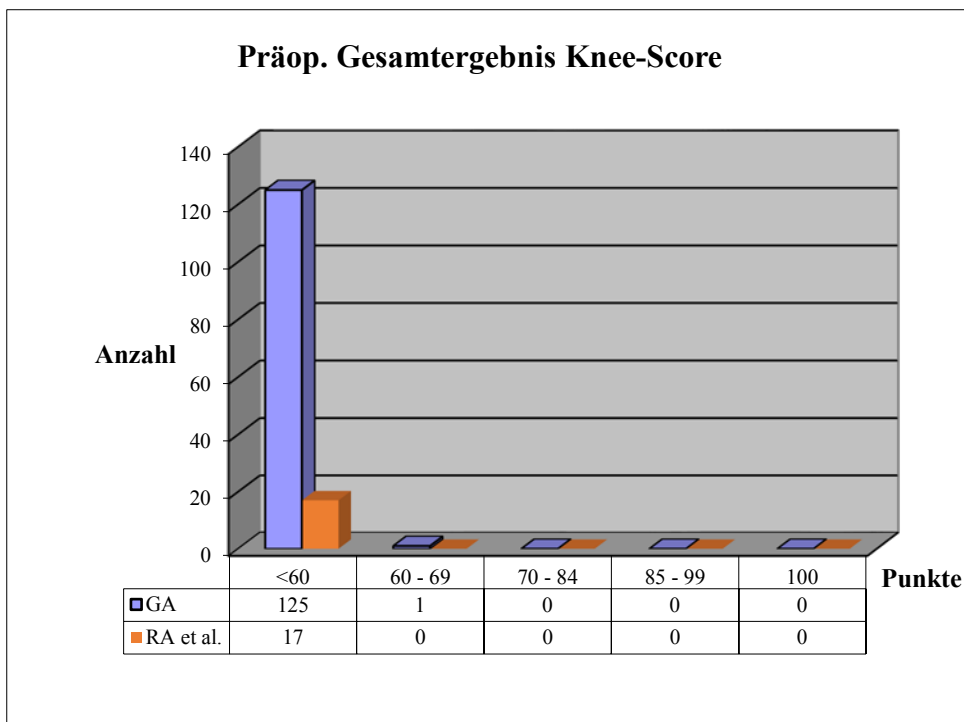


Abbildung 12: Präoperatives Gesamtergebnis KS-Knee-Score

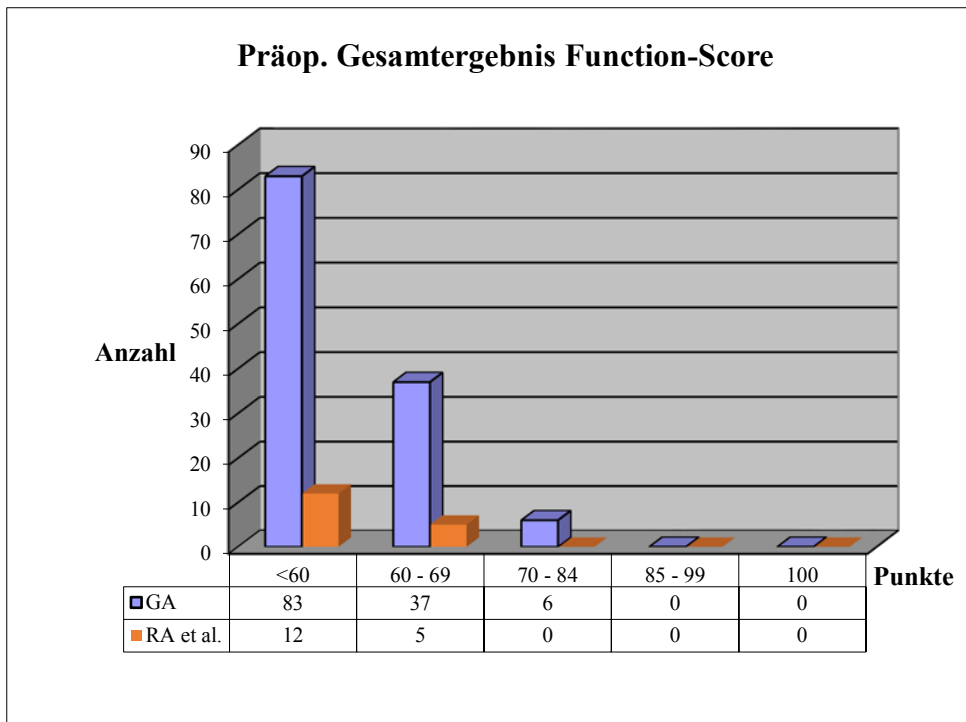


Abbildung 13: Präoperatives Gesamtergebnis KS-Function-Score

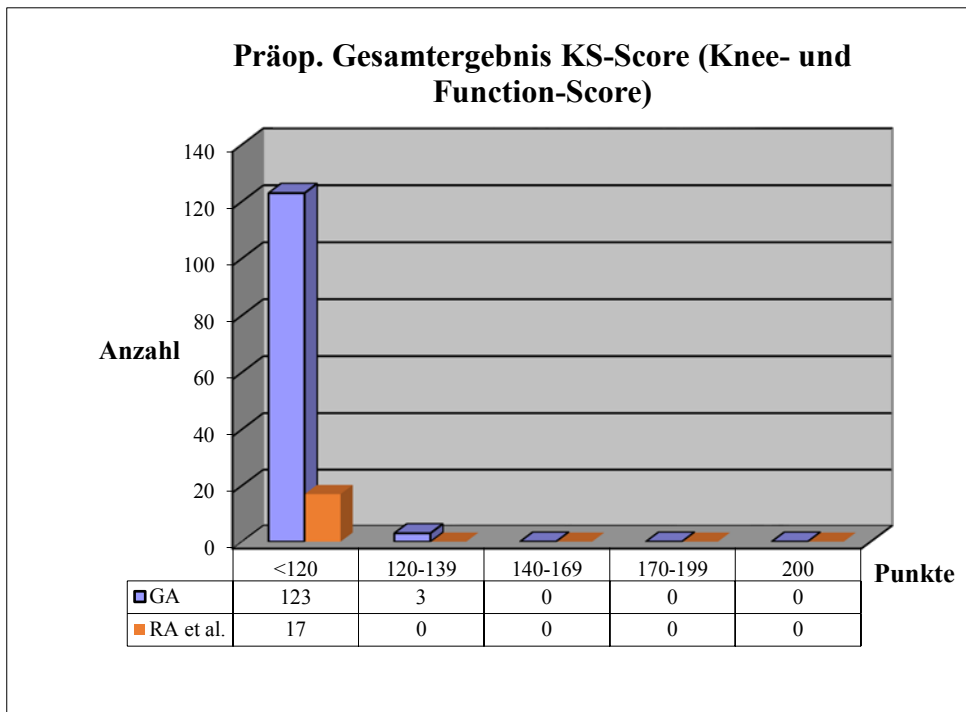


Abbildung 14: Präoperatives Gesamtergebnis KS-Score

Auch beim HSS-Score zeigten präoperativ mehr als 90 % der Patienten ein schlechtes Gesamtergebnis. Die restliche Patientenzahl ($n = 11$) wies nur eine befriedigende Gesamtpunktzahl auf (siehe Abbildung 15: Präoperatives Gesamtergebnis HSS-Score). Ein signifikanter Unterschied zwischen beiden Gruppen konnte nicht festgestellt werden.

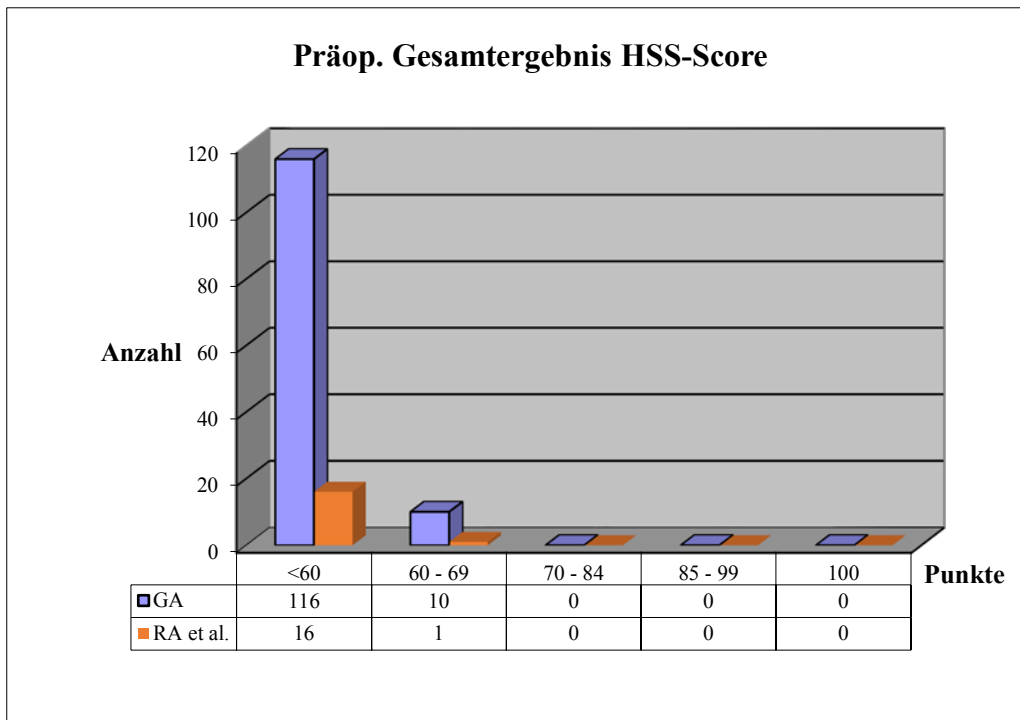


Abbildung 15: Präoperatives Gesamtergebnis HSS-Score

4.1.4 Operative und perioperative Daten

Dem überwiegenden Anteil der Patienten wurde primär eine unzementierte femorale und tibiale Komponente implantiert. Die tibiale Komponente wurde mit zwei Zapfen und vier Schrauben verankert, während die femorale Komponente nur aufgesteckt wurde. Der zementierte Patellarückflächenersatz erfolgte bei 139 von 143 Kniegelenken. Bei einer Patientin wurde im Rahmen eines Prothesenwechsels aufgrund der Lockerung einer auswärtig implantierten Prothese das alte Patellaimplantat belassen. Die 3 Patientinnen, bei denen die Patella belassen wurden wiesen eine primäre Gonarthrose auf. Die Implantation der Patella erfolgte in einer kombinierten Onlay-Insert-Technik. Bei 4 Kniegelenken erfolgte, aufgrund einer bestehenden Varusfehlstellung von durchschnittlich 15° , zusätzlich eine Tuberositasosteotomie.

Primär vollzementiert wurden 3 Knie totalendoprothesen. Dieses erfolgte bei einer Patientin im Rahmen eines (2.) Knieendoprothesenwechsels nach aseptischer Prothesenlockerung (Freeman-Samuelsen-Prothese). Hier war zwischenzeitlich ein Palacos-Spacer zum Ausschluß einer infektbedingten Lockerung eingesetzt worden.

Alle Patienten erhielten intraoperativ die prophylaktische Gabe eines Breitbandantibiotikums. Der Eingriff erfolgte bei den Patienten in Blutleere. Die intraoperativ eingelegten zwei Redondrainagen wurden im Durchschnitt am zweiten postoperativen Tag entfernt.

Zur postoperativen Thromboseprophylaxe wurde während Klinikaufenthaltes bei allen Patienten die subkutane Heparinisierung, PTT-gesteuert, mit 3 x 5000 oder 7500 IE durchgeführt. Das Tragen von Kompressionsstrümpfen an beiden Beinen war Standard, ersatzweise erfolgte die elastische Wickelung. Die Mobilisation erfolgte postoperativ unter Teilbelastung des operierten Beines mit 20 kg für insgesamt 6 Wochen. Zusätzlich begann frühzeitig eine intensive krankengymnastische Therapie sowie balneophysikalischen Maßnahmen nach Abschluß der Wundheilung. Die Dauer des stationären Aufenthaltes betrug im Durchschnitt 3 Wochen. Allen Patienten wurde eine Anschlußheilbehandlung zur weiteren Mobilisation des Kniegelenkes für weitere 3 - 4 Wochen nahegelegt. Abgelehnt wurde dies nur vereinzelt aufgrund familiärer Probleme und/oder mangelnder Compliance der Patienten.

4.1.5 Komplikationen

Eine Patientin, die nicht in die weiteren Nachuntersuchungen miteinbezogen wurde, entwickelte 2 Wochen postoperativ eine zunächst relativ harmlos erscheinende symptomatische Cholecystitis mit Aerobili. Im Anschluss an die offene Cholezystektomie zeigte sie deutliche Infektzeichen am operierten Kniegelenk und als weitere Komplikation eine Spondylodiszitis Th12 / L1. Es erfolgte daraufhin zuerst der Knieprothesenausbau und die Einlage eines Palacosspacers. Im Anschluß daran eine ventrale intracorporelle Spondylodese Th12 / L1. Ein halbes Jahr später wurde eine gekoppelte Knie totalendoprothese Typ Solution RT™ (Encore Orthopedics) implantiert.

Weitere prothesenspezifische Komplikationen sind in der untenstehenden Tabelle aufgeführt.

Komplikationen	Anzahl der Patienten (n=29)
Kniegelenkskontraktur (>11°)	19
Kniegelenksinstabilität	1
Wundheilungsstörung	4
Protheseninfekt (>als 4 Monate postoperativ)	4
Atraumatische Patellafraktur	1

Tabelle 9: Prothesenspezifische Komplikationen

Zwei Patientinnen wiesen direkt nach Prothesenimplantation eine Kniegelenkskontraktur auf. Die daraufhin durchgeführte Arthroskopie der Kniegelenke mit Adhäsio-lyse und Narkosemobilisation konnte in einem Fall die Mobilität nur wenig verbessern. Dieser 73-jährigen Patientin war nach zweimaligem Knieprothesen-Wechsel auswärts, aufgrund einer Implantatlockerung, eine zementierte Knie totalendoprothese Typ Foundation implantiert worden. Durch mangelnde Compliance postoperativ, das Ablehnen einer AHB und familiären Problemen konnte nur eine geringfügig verbesserte Beschwerdesymptomatik und Beweglichkeit erreicht werden. Die andere Patientin konnte von der Narkosemobilisation 3 Wochen postoperativ deutlich profitieren und zeigte bei der letzten Nachuntersuchung eine sehr gute Beweglichkeit des Kniegelenkes.

Ein Patient, der bereits präoperativ aufgrund eines Instabilitätsgefühls eine Don-Joy-Orthese am betroffenen Kniegelenk getragen hatte, kam mit dieser auch zur Nachuntersuchung. Obwohl insgesamt eine deutliche Verbesserung der Beweglichkeit, bei Schmerzfreiheit und freier Gehstrecke bestand, gab dieser weiterhin ein Instabilitätsgefühl an. Klinisch und radiologisch konnten diese Angaben nicht bestätigt werden.

Wundheilungsstörungen und Weichteilinfekte traten bei insgesamt 7 Patientinnen, davon bei einer Patientin mit einer RA auf. Wundrevisionen mussten bei drei Kniegelenken durchgeführt werden. Zwei erfolgten 4 bzw. 5 Monate postoperativ nach vergeblichen konservativen Therapieversuchen. Eine bestehende Adipositas per magna war hier sicherlich ein begünstigender Faktor.

Auftretende Prothesenspätfekte manifestierten sich bei vier Patienten im Durchschnitt nach 235 Tagen. Bei allen Patienten (zwei Frauen und zwei Männer) erfolgte ein Prothesenausbau, das Einbringen eines Palacos-Spacers mit Spül-Saug-Drainage für 4-8 Wochen, in einer Sitzung. Die Re-Implantation der Knie totalendoprothese

Typ Foundation erfolgte bei allen nach negativem Wundabstrich und reizfreien Wundverhältnissen vollzementiert.

Im Rahmen der Nachuntersuchungen fiel bei einem 70-jährigen Patienten bei der Röntgenkontrolle eine Patellafraktur bei einliegendem Patellarückflächenersatz auf. Ein Trauma war nicht erinnerlich. Aufgrund der fehlenden klinischen Symptomatik und einer sehr guten Beweglichkeit des Kniegelenkes mit intaktem Streckapparat wurde hier zunächst nur eine engmaschige klinische und röntgenologische Kontrolle empfohlen.

Eine tiefe Beinvenenthrombose konnte klinisch und mittels Phlebographie bei 7 Patienten, davon 6 Frauen und 1 Mann, am operierten Bein nachgewiesen werden. Eine Patientin entwickelte diese nach der Entlassung, weil der Hausarzt eine weitere Heparinisierung versäumt hatte. Als Komplikation einer tiefen Beinvenenthrombose trat bei einer Patientin eine Lungenembolie auf. (siehe Tabelle 10: Internistische Komplikationen).

Komplikation	Anzahl der Patienten (n=9)
Tiefe Beinvenenthrombose, davon	7
Lungenembolie	1
Pneumonie	1
Dekompensierte Herzinsuffizienz	1

Tabelle 10: Internistische Komplikationen

4.1.6 Postoperative Schmerzanalyse

Im Rahmen der Nachuntersuchungen berichteten in beiden Gruppen 75 bzw. 77% der Patienten über komplette Schmerzfreiheit. Nur vereinzelte Patienten klagten noch über anhaltend bestehende mäßige Belastungs- und/oder Ruheschmerzen. Beide Scores nebeneinander betrachtet weisen ähnliche und somit gut vergleichbare Ergebnisse auf (siehe die folgenden 2 Abbildungen).

Betrachtet man die Patientengruppen gesondert, weisen ebenfalls beide Gruppen vergleichbare Ergebnisse auf.

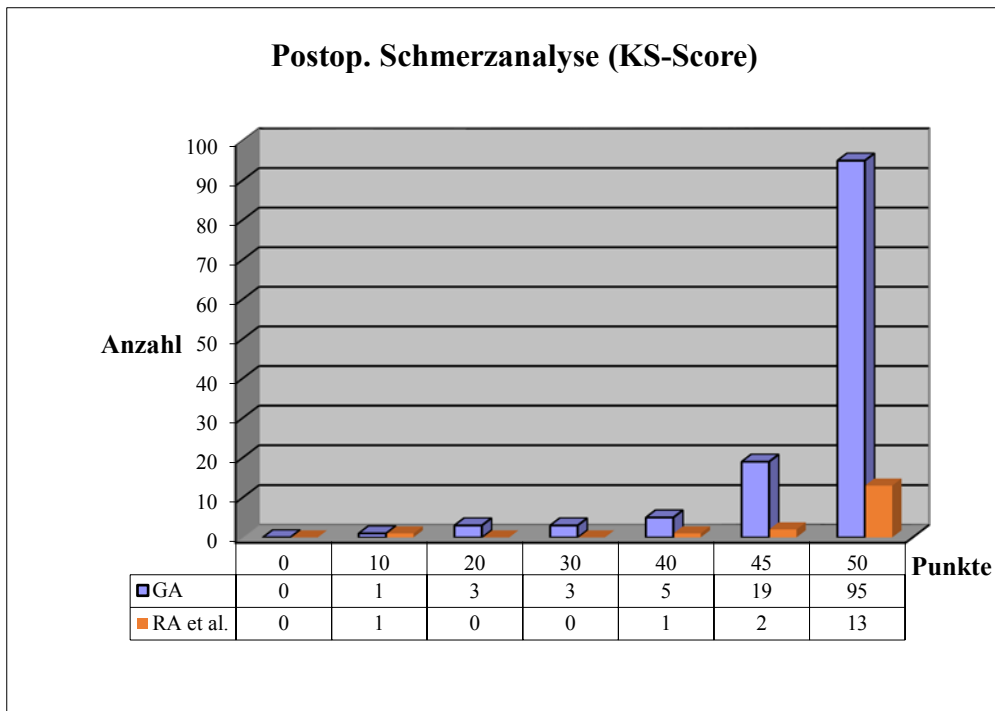


Abbildung 16: Postoperative Schmerzanalyse (KS-Score)

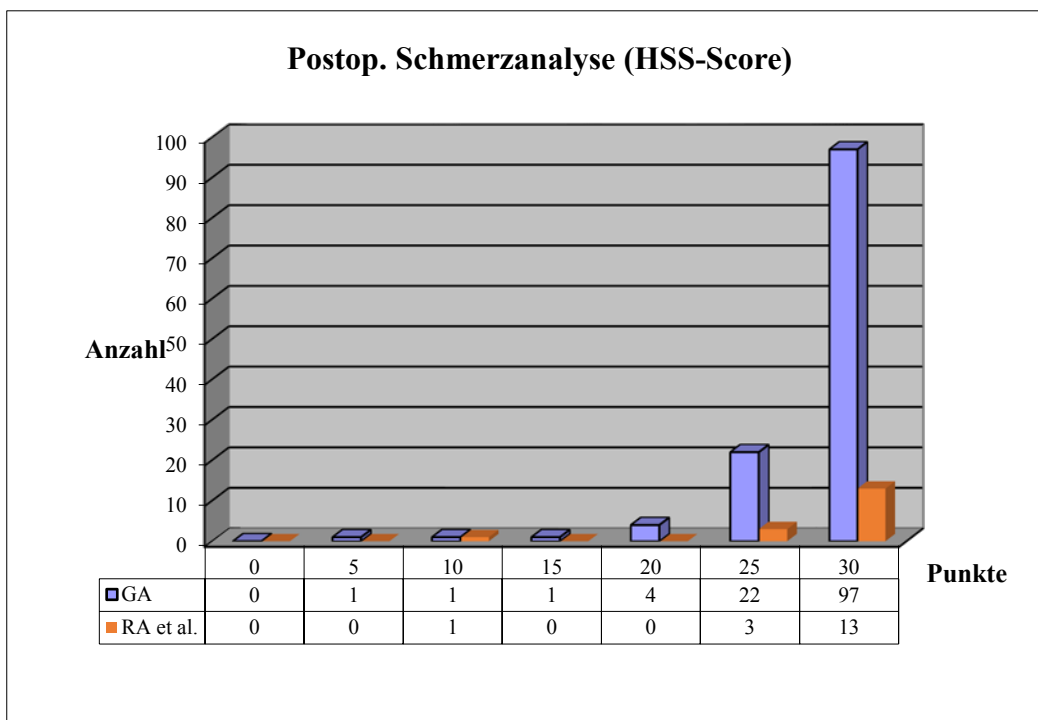


Abbildung 17: Postoperative Schmerzanalyse (HSS-Score)

4.1.7 Postoperative funktionelle Ergebnisse

Die Gehstrecke zeigte sich bei 42 % der operierten Kniegelenke unbegrenzt. Nur eine Patientin war in Ihrer Mobilität stark eingeschränkt und konnte sich weiterhin ausschließlich zu Hause fortbewegen (siehe Abbildung 18: Postoperative Gehstrecke (KS-Score) und Abbildung 19: Postoperative Gehstrecke (HSS-Score)).

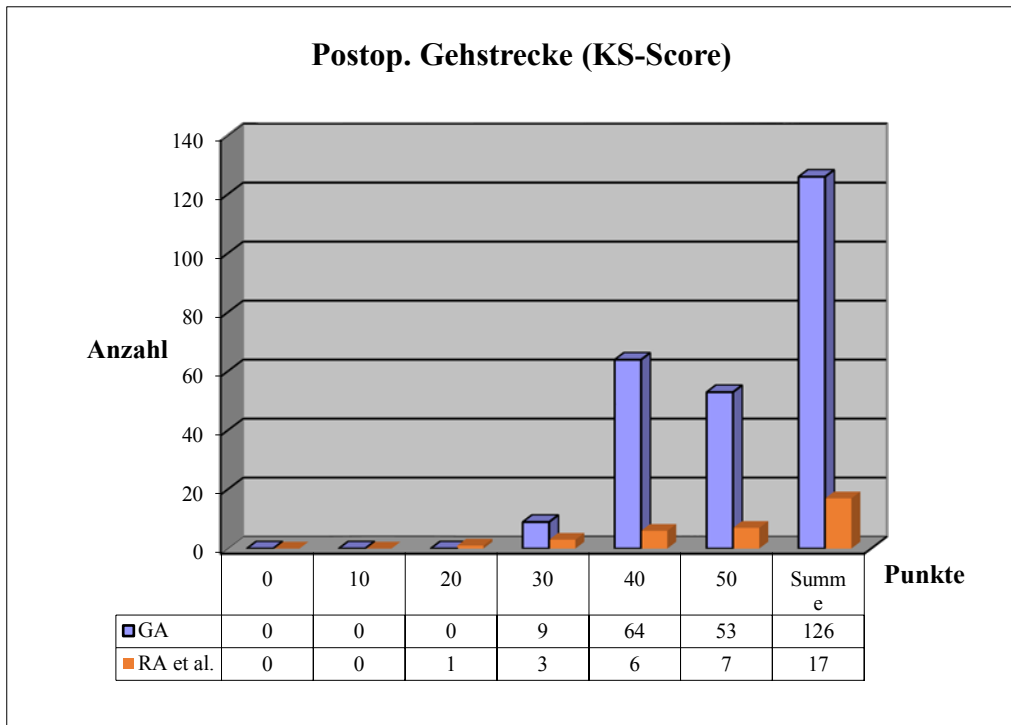


Abbildung 18: Postoperative Gehstrecke (KS-Score)

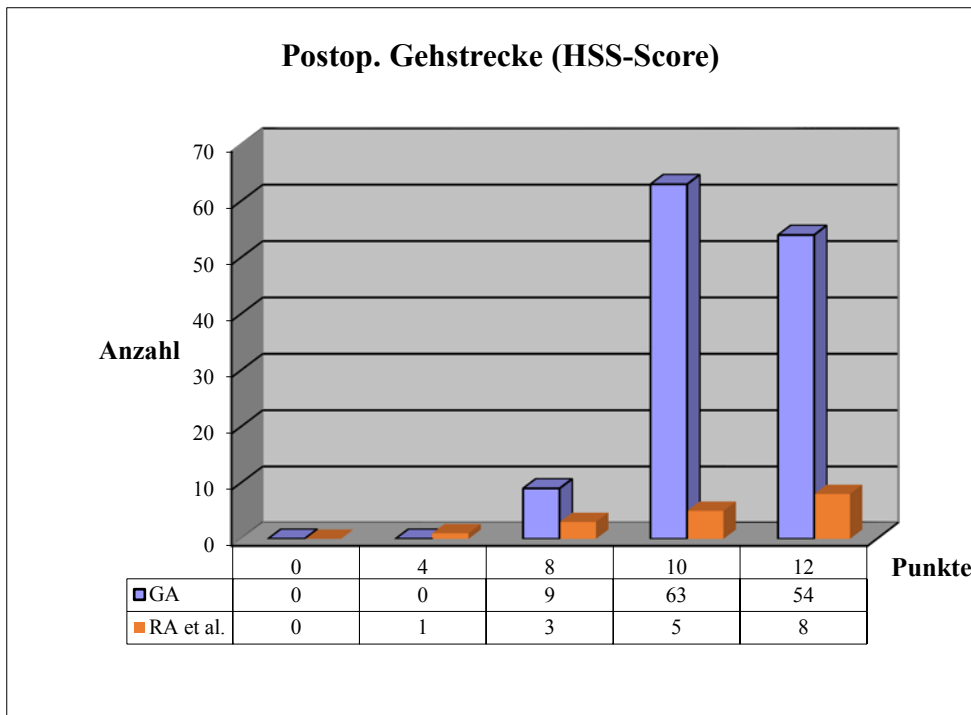


Abbildung 19: Postoperative Gehstrecke (HSS-Score)

Gehhilfen benötigten 91 % bzw. 82% (RA et.al.) der Patienten nach der Operation nicht mehr (siehe Tabelle 11: Postoperative Benutzung von Gehhilfen).

KS-Function-Score (n = 126 / 17)			HSS-Score		
Punkte (minus)	Anzahl Patienten	In %	Punkte (minus)	Anzahl Patienten	In %
0	115 / 14	91 / 82	0	115 / 14	91 / 82
5	10 / 2	8 / 12	1	9 / 2	7 / 12
10	1 / 0	1 / 0	2	1 / 1	1 / 6
20	0 / 1	0 / 6	3	1 / 0	1 / 0

Tabelle 11: Postoperative Benutzung von Gehhilfen

Das Treppensteigen war für etwa 80 % der Patienten ohne Zuhilfenahme eines Treppengeländers möglich. Es gab keinen Patienten, der postoperativ nicht Treppen steigen konnte (siehe Tabelle 12: Postoperative Fähigkeit des Treppensteigens).

KS-Function-Score (n = 126 / 17)			HSS-Score		
Punkte	Anzahl Patienten	In %	Punkte	Anzahl Patienten	In %
50	101 / 14	80 / 82	5	101 / 14	80 / 82
40	11 / 0	8 / 0	2	25 / 3	20 / 18
30	14 / 3	11 / 18	0	0 / 0	0 / 0
15	0 / 0	0 / 0			
0	0 / 0	0 / 0			

Tabelle 12: Postoperative Fähigkeit des Treppensteigens

Der KS-Function-Score, zusammengefasst aus Gehstrecke, Treppensteigen und Verwendung von Gehhilfen, zeigt mit einem Mittelwert von 90 der 100 erreichbaren Punkte exzellente Ergebnisse (siehe Abbildung 26: Postoperatives Gesamtergebnis KS-Function-Score).

Das Aufstehen von einem Stuhl war nur bei 9 % bzw. 12% der operierten Patienten unter Zuhilfenahme der Arme möglich. Alle übrigen Patienten konnten sich problemlos erheben.

HSS-Score (n = 126 / 17)		
Punkte	Anzahl Patienten	In %
5	115 / 15	91 / 88
2	11 / 2	9 / 12
0	0	0

Tabelle 13: Postoperative Fähigkeit des Aufstehens aus dem Sitzen

4.1.8 Postoperativer Bewegungsumfang und Stabilität des Kniegelenkes

Eine medio-laterale Instabilität von mehr als 6° wiesen postoperativ, je nach Score, zwischen 33 und 36 Patienten auf. Bei genauerer Betrachtung bestand jedoch nur bei 3 Patienten eine Instabilität von mehr als 10°.

Die Untersuchungsergebnisse bezüglich der anterioren-posterioren Stabilität nach Implantation der Knie totalendoprothese, unter Erhalt des hinteren Kreuzbandes, zeigten bei ca. 97 % der operierten Patienten ein stabiles Kniegelenk (siehe Tabelle 14: Postoperative Stabilität des Kniegelenkes).

KS-Score (n = 126 / 17)				HSS-Score-Gesamtstabilität		
Stabilität	Punkte	Anzahl Patienten	In %	Punkte	Anzahl Patienten	In %
med.-lat.	15	96 / 11	76 / 65	10	81 / 9	64 / 53
	10	28 / 5	22 / 29	8	18 / 2	14 / 12
	5	2 / 1	2 / 6	5	27 / 6	21 / 35
	0	0 / 0	0 / 0	0	0 / 0	0 / 0
ant.-post.	10	122 / 17	97 / 100			
	5	4 / 0	3 / 0			
	0	0 / 0	0 / 0			

Tabelle 14: Postoperative Stabilität des Kniegelenkes

Die für die Gesamtmobilität wichtige Kraft des M. quadriceps zeigte bei 116 Patienten mit primärer GA und 16 Patienten mit RA et. al., somit zusammengefasst bei 93 % keine Einschränkung, d.h. sie war nicht gegen den Widerstand des Patienten nicht zu überwinden.

HSS-Score (n= 126 / 17)		
Punkte	Anzahl Patienten	In % ²
10	116 / 16	92 / 94
8	9 / 0	6 / 0
4	1 / 1	1 / 6
0	0 / 0	0 / 0

Tabelle 15: Postoperative Beurteilung der Quadricepskraft

Im Rahmen der Nachuntersuchungen konnten nur 3 Patienten das operierte Kniegelenk weniger als 90° beugen. Die übrigen nachuntersuchten Kniegelenke zeigten eine gute Beugefähigkeit (siehe Abbildung 20: Postoperativer Bewegungsumfang (KS-Score) und Abbildung 21: Postoperativer Bewegungsumfang (HSS-Score)).

² Werte in % gerundet

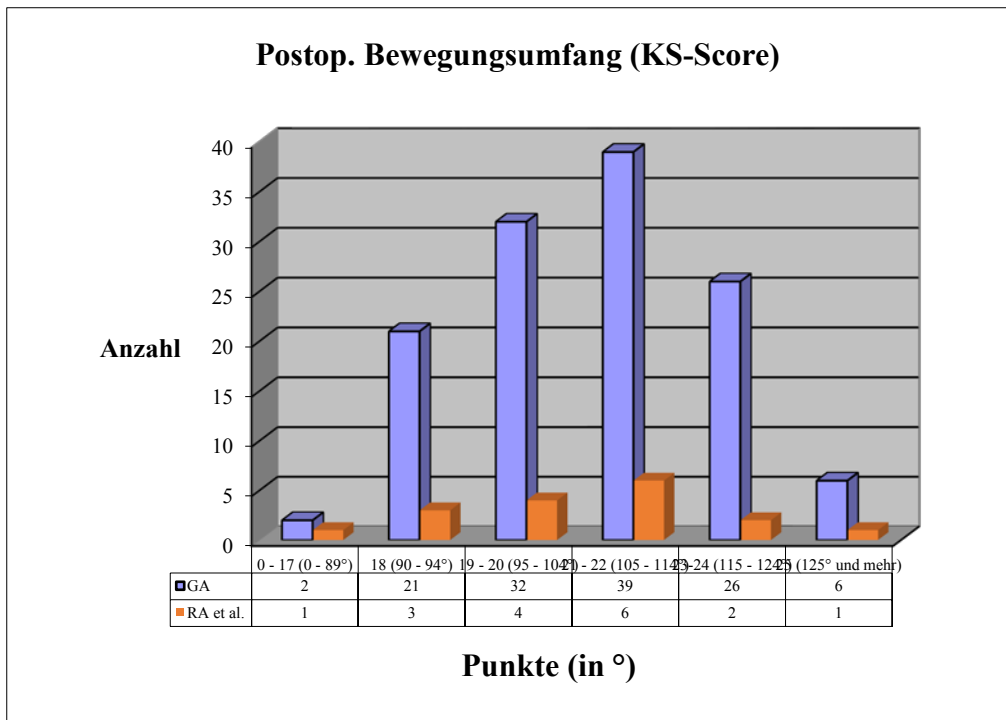


Abbildung 20: Postoperativer Bewegungsumfang (KS-Score)

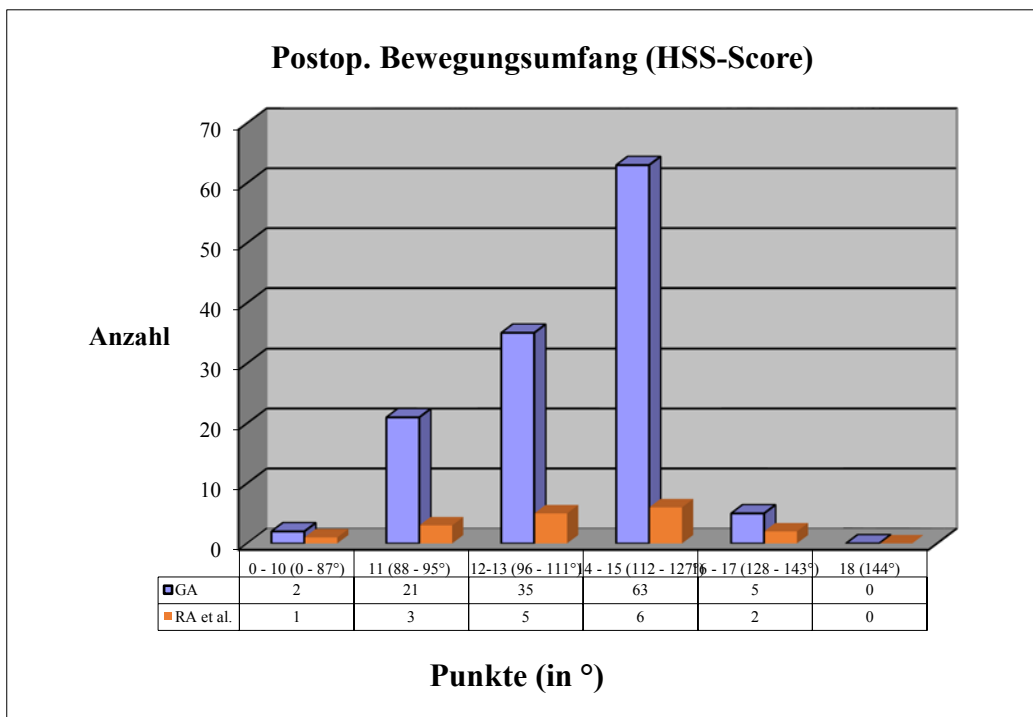


Abbildung 21: Postoperativer Bewegungsumfang (HSS-Score)

Eine volle Streckung im Kniegelenk war (in beiden Scores) bei insgesamt 115 Patienten (100/15) möglich. Lag ein Streckdefizit vor, betrug dieses in den meisten Fällen weniger als 5°.

KS-Score (n = 126 / 17)			HSS-Score		
Punkte (minus)	Anzahl Patienten	In °	Punkte (minus)	Anzahl Patienten	In °
0	100 / 15	0	0	100 / 15	0
5	18 / 1	1 - 9	2	18 / 1	5
10	8 / 1	10 - 20	3	6 / 1	10
15	0 / 0	> 20	5	2 / 0	15

Tabelle 16: Streckdefizit postoperativ

Bei beiden Scores ergab die Auswertung, dass postoperativ 87 - 93 % (HSS/KS-Score) der operierten Kniegelenke ohne Einschränkung bewegen konnten. Beide Patientengruppen getrennt betrachtet, zeigen sich bei 79% der Patienten mit GA und 88% der mit RA etc. eine freie Beweglichkeit. Eine Beugekontraktur von mehr als 5° wiesen 11 Patienten auf, wobei keiner mehr als 20° aufwies.

KS-Score (n = 126 / 17)			HSS-Score		
Punkte (minus)	Anzahl Patienten	In °	Punkte (minus)	Anzahl Patienten	In °
0	117 / 15	0 - 4	10	109 / 15	0
2	7 / 1	5 - 10	8	8 / 0	1 - 4
5	1 / 0	11 - 15	5	7 / 1	5 - 10
10	1 / 1	16 - 20	0	2 / 1	> 10
15	0 / 0	> 20			

Tabelle 17: Beugekontraktur postoperativ

4.1.9 Differenzierte Betrachtung der Ergebnisse der einzelnen Untergruppen

4.1.9.1 Ergebnisse der Patienten mit postoperativen prothesenspezifischen Komplikationen (n=29)

Oberflächliche Wundheilungsstörungen traten bei 4 Patientinnen auf. Eine Patientin mit RA hatte eine Cortisondauertherapie und zwei begünstigend eine Adipositas per magna. Bei einer der zuletzt genannten Frauen erfolgte 5 Monate später bei anhaltender Wundheilungsstörung die Wundrevision. Im Rahmen der Nachuntersuchungen

wiesen alle o.g. Patientinnen eine ausgezeichnete Funktion und Schmerzfreiheit des operierten Kniegelenkes auf.

4.1.9.2 Ergebnisse der Patienten mit postoperativen allgemeinen Komplikationen (n=9)

Ein Patient musste postoperativ mit einer dekompensierten Herzinsuffizienz in die Innere Abteilung der Klinik verlegt werden. Bei den Nachuntersuchungen zeigten sich sehr gute Ergebnisse im KS- (197 von 200) und HSS-Score (96 von 100). Eine von 7 Patienten mit einer postoperativen Thrombose am operierten Bein wies bei den Nachuntersuchungen im KS-Score schlechtere postoperative (postop. 82/ präop. 93 von 200 Punkten) und gleichbleibend schlechte Ergebnisse im HSS-Score (postop. 44 / präop. 44 von 100) auf. Aufgrund der fehlenden Mobilisation entwickelte diese Patientin eine anhaltende Kniegelenkskontraktur. Auch eine Arthroskopie des Kniegelenkes 1 Jahr postoperativ konnte die Funktion und den Dauerschmerz nicht verbessern.

4.1.9.3 Ergebnisse der Patientinnen mit zementierten Prothesen (n=3)

Bei 2 Patientinnen erfolgte die Implantation primär zementiert. Eine Patientin war präoperativ nur noch in der Wohnung mobil, klagte über Dauerschmerzen im betroffenen voroperierten Knie (ASK und Umstellungsosteotomie) und wies präoperativ eine schlechte Beweglichkeit auf. Die andere Patientin berichtete ebenfalls über eine geringe Gehstrecke und einen Dauerschmerz. Bei beiden zeigte sich intraoperativ eine osteoporotische Knochensubstanz, so dass die Prothese primär zementiert wurde. Die postoperativen Ergebnisse waren gut bis sehr gut. Schmerzfrei waren beide, das Treppensteigen war beiden gut möglich, wobei die ältere Patientin (78 J.) das Geländer zu Hilfe nehmen musste. Die Funktion des operierten Kniegelenkes hatte sich bei beiden deutlich verbessert, insgesamt jedoch bei der jüngeren Patientin noch deutlicher (KS-Score präoperativ/postoperativ – 82/185; HSS-Score 40/92).

Der dritten Patientin wurde beim zweiten Knie-TEP-Wechsel, nach Lockerung einer zementfreien Oberflächenersatzprothese (Freeman-Samuelson) mit Patellarückflächenersatz und Ausbau mit Spacereinlage nach Infektausschluss die Knie totalendoprothese Typ Foundation zementiert implantiert. Das Patellaimplantat war belassen

worden. Die Funktion des operierten Kniegelenkes war im Verlauf schlecht. Der Bewegungsumfang präoperativ seitens Extension/Flexion (0/20/40°) konnte durch die Operation nur wenig verbessert werden (0/10/50°), der Dauerschmerz bestand weiterhin. Hier kamen mehrere ungünstige Faktoren zusammen. Einerseits lehnte diese Patientin postoperativ eine AHB und weitere Physiotherapie ab, u.a. weil sie Ihren kranken Mann pflegen ‚musste‘. Andererseits zeigte sich die Patella radiologisch lateralisiert laufend, so dass ein Teil der Beschwerden möglicherweise auch hieraus resultieren.

4.1.9.4 Ergebnisse der Patienten mit zusätzlicher Tuberositasosteotomie (n=4)

Alle Patienten (3 Männer und 1 Frau) mit zusätzlich durchgeführter Tuberositasosteotomie wiesen präoperativ eine primäre Varusgonarthrose von bis zu 21° auf, ein Patient hatte einige Jahre zuvor bereits eine Tibiakopfumstellung und eine Patientin eine Arthroskopie am betroffenen Bein erhalten. Bei einer Patientin erfolgte zusätzlich ein Patellarückflächenersatz.

Radiologische Beinachse			
präoperativ		postoperativ	
Varus	Valgus	Varus	Valgus
20°		8°	
13°		4°	
21°			5°
7°			4°

Tabelle 18: Radiologische Beinachse der Patienten mit zusätzlicher Tuberositasosteotomie

Bei 3 Patienten bestand eine Bewegungseinschränkung im Sinne einer Beugekontraktur (s. Tabelle 19: Beugekontraktur präoperativ / postoperativ) und auch Streckhemmung von durchschnittlich 10°.

KS-Score (max. 200 P.)	KS-Knee-Score (max. 100 P.)	KS-Function-Score (max. 100 P.)	HSS-Score
präoperativ / postoperativ			
46 / 154	11 / 69	35 / 85	32 / 80
63 / 183	13 / 83	50 / 100	29 / 85
92 / 197	32 / 97	60 / 100	51 / 96
73 / 143	33 / 88	40 / 55	33 / 72

Tabelle 19: Beugekontraktur präoperativ / postoperativ

Insgesamt waren die Schmerzen bei allen 4 Patienten deutlich gebessert. 2 Patienten waren schmerzfrei, die übrigen hatten nur gelegentlich noch Beschwerden. Die zwei

Patienten, die präoperativ Gehhilfen benötigten, verwendeten diese auch noch postoperativ. Präoperativ konnten alle Patienten mit Hilfe eines Geländers Treppen steigen. Trotz zum Teil noch schlechter Funktion des operierten Kniegelenkes konnten 3 von 4 Patienten postoperativ die Treppen ohne Geländer bewältigen. Die Beweglichkeit verbesserte sich bei allen 4 Patienten, jedoch war diese insgesamt im Vergleich zur Gesamtpopulation deutlich unter dem Durchschnitt. Zusätzliche Komplikationen traten bei keinem der Patienten auf.

4.1.9.5 Ergebnisse der Patienten ohne Patellarrückflächenersatz (n=3)

Die Ergebnisse unterschieden sich nicht von denen der übrigen Patienten und wiesen insgesamt eine deutliche Verbesserung der Funktion und der allgemeinen Mobilität auf.

4.2 Radiologische Ergebnisse

4.2.1 Präoperative radiologische Beurteilung der Beinachse

Im Rahmen der präoperativ durchgeführten Röntgenaufnahmen wiesen 98 Patienten eine Varusdeformität und 14 eine Valgusdeformität des betroffenen Kniegelenkes auf. Unterscheiden muß man im KS- und HSS-Score die verschiedenen Definitionen einer physiologischen bzw. geraden Beinachse, die zu einer differierenden Bewertung führen (siehe Tabelle 20: Präoperative Beinachse und Abbildung 22: Prä- und postoperative Beinachse).

KS-Score (n = 126 / 17)			HSS-Score		
Punkte (minus)	Anzahl Patienten	In °	Punkte (minus)	Anzahl Patienten	In °
0	62 / 14	5 - 10	0	17 / 0	0 - 4
1 - 4	4 / 0	0 - 4	1	48 / 5	5 - 9
5 - 9	19 / 3	11 - 15	2	31 / 7	10 - 14
10 - 19	14 / 0	> 15	3	23 / 5	15 - 19
20	27 / 0		4	7 / 0	> = 20

Tabelle 20: Präoperative Beinachse

4.2.2 Postoperative radiologische Beurteilung der Beinachse

Betrachtet man die Ergebnisse der beiden Scores (siehe Tabelle 21: Postoperative Beinachse), zeigt sich hierbei deutlich der unterschiedliche Bewertungsmaßstab. Eine physiologische Beinachse, nach Definition der Knee Society, kann bei 119 (105/14)

der 143 operierten Patienten nachgewiesen werden. Beim HSS-Score liegen nur 47 bzw. 8 Patienten (= 37% bzw. 47%) im „Normalbereich“.

KS-Score (n = 126 / 17)			HSS-Score		
Punkte (minus)	Anzahl Patienten	In °	Punkte (minus)	Anzahl Patienten	In °
0	105 / 14	5 - 10	0	47 / 8	0 - 4
1 - 4	1 / 0	0 - 4	1	78 / 7	5 - 9
5 - 9	18 / 3	11 - 15	2	1 / 0	10 - 14
10 - 19	2 / 0	> 15	3	0 / 0	15 - 19
20	0 / 0		4	0 / 0	> = 20

Tabelle 21: Postoperative Beinachse

Die nachfolgende Graphik (siehe Abbildung 22: Prä- und postoperative Beinachse der Patienten mit primärer GA) vergleicht die prä- mit den postoperativen Werte jedes einzelnen Patienten. Postoperativ konnten bei der Mehrzahl der Patienten Werte im Bereich von 0 - 7° Valgus, d.h. eine annähernd physiologische Beinachse erreicht werden. Dies bestätigte sich ebenfalls bei der Gruppe der RA et al (s. Abb. 23).

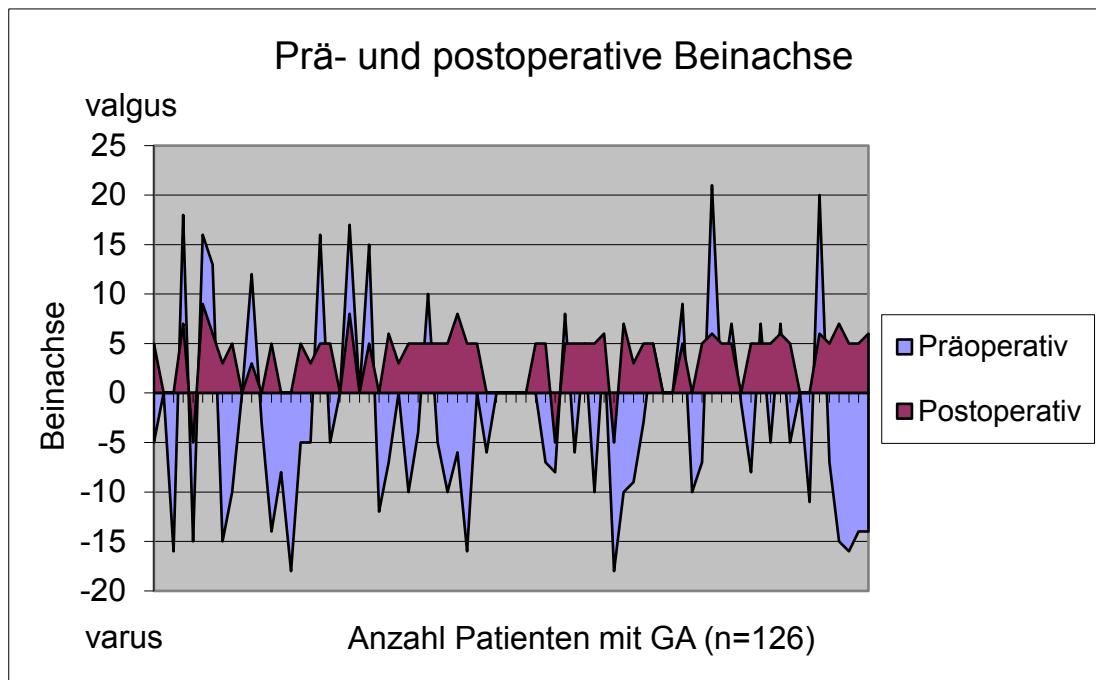


Abbildung 22: Prä- und postoperative Beinachse der Patienten mit primärer GA

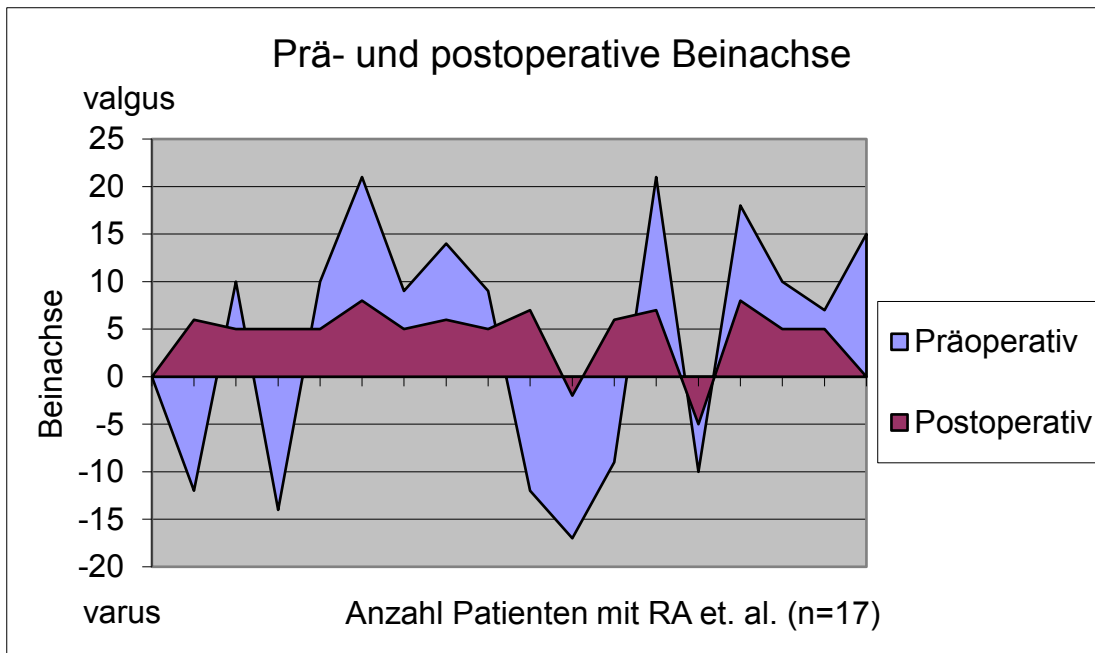


Abbildung 23: Prä- und postoperative Beinachse der Patienten mit RA et. al.

4.2.3 Postoperative radiologische Beurteilung des Prothesensitzes

Für die Begutachtung der Röntgenbilder auf bestehende Osteolysesäume hin wurde die Prothesen-Knochen-Grenzfläche, anlehnend an die Empfehlung der Knee Society (Ewald FC (im Namen der Knee Society), 1989), in Zonen eingeteilt. Eine Modifikation der Zoneneinteilung an der Tibiakomponente wurde notwendig, da die Knee Society von einer zementierten Implantation mit Stiel ausgeht. Die Mehrzahl der hier implantierten Tibiaplateaus erfolgte jedoch zementfrei mit Fixierung durch vier Schrauben und zwei Zapfen. Für eine exakte Beurteilung der zementfrei implantierten Knie totalendoprothese Typ Foundation wurde das Tibiaplateau (in beiden Ebenen) in 9 Zonen (siehe Abbildung 30: Tibiaplateau ap-Aufnahme und Abbildung 31: Tibiaplateau, seitliche Aufnahme), die Femurkomponente in 7 Zonen (siehe Abbildung 29: Femurkomponente, seitliche Aufnahme) und die Patella in 5 Zonen (siehe Abbildung 32: Patella seitlich) aufgeteilt. Insgesamt konnte bei 136 Patienten eine zementfrei implantierte Knie totalendoprothese Typ Foundation nachuntersucht werden. Davon konnte bei einer Patientin das Tibiaplateau radiologisch nicht beurteilt werden, da die Röntgenaufnahme keine exakte Einstellung aufwies und die Patientin eine Wiederholung der Aufnahmen ablehnte. Eine primär zementierte Prothesenimplantation war bei

zwei Patientinnen erfolgt, 5 weitere Patienten hatten diese im Rahmen eines Prothesenwechsels erhalten (eine aseptische Lockerung einer Fremdprothese und vier septische Lockerungen nach primär zementfrei implantierter Foundation-Prothese). Für diese Fälle wurde eine andere Zoneneinteilung am Tibiaplateau notwendig (siehe Abbildung 33: Tibiaplateau zementiert, ap-Aufnahme und Abbildung 34: Tibiaplateau zementiert, seitliche Aufnahme), die übrigen Einteilungen konnten beibehalten werden.

Zonen- einteil- lung	Häufigkeitsverteilung der Osteolysesäume von weniger als 1mm			
	zementfrei			
	Femur seitlich	Tibia M/L	Tibia A/P	Patella
1	26	28	37	6
2	15	10	3	2
3	13	12	10	2
4	7	25	8	0
5	14	25	9	3
6	24	7	6	
7	29	10	11	
8		12	4	
9		46	34	

Tabelle 22: Häufigkeitsverteilung der Osteolysesäume von weniger als 1mm bei zementfreien Prothesen

Zonen- einteil- lung	Häufigkeitsverteilung der Osteolysesäume von weniger als 1mm			
	Zementierte Prothesen (1 primär, 6 sekundär)			
	Femur seitlich	Tibia M/L	Tibia A/P	Patella
1	4	2	2	0
2	2	0	0	0
3	0	0	0	0
4	0	0	0	0
5	1	1	0	0
6	1	0	0	
7	2	0	0	

Tabelle 23: Häufigkeitsverteilung der Osteolysesäume von weniger als 1mm bei zementierten Prothesen

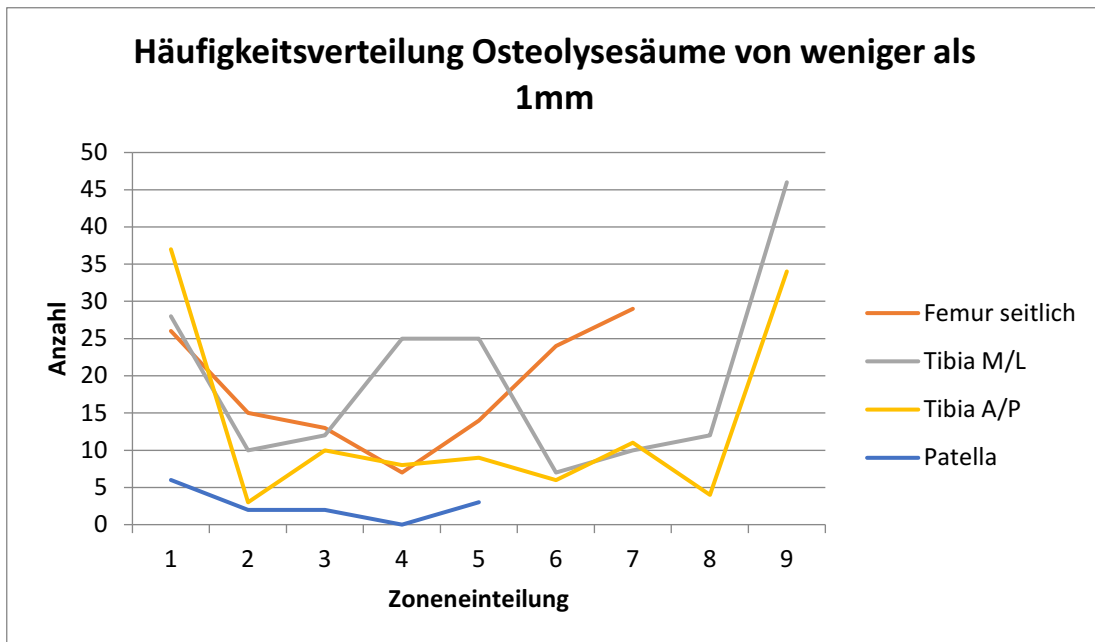


Abbildung 24: Häufigkeitsverteilung der Osteolysesäume

Sichere Lockerungszeichen im Sinne von durchgehenden Osteolysesäumen von mehr als 1 mm konnten bei keiner Prothesenkomponente nachgewiesen werden. Es traten bei einigen Patienten mit zementfrei implantierter Prothese vorwiegend im Randbereich der Tibia medial und/oder lateral kleinere Säume von < 1 mm auf. In wenigen Fällen stellte sich im Bereich des proximalen Anteils des Femurschildes ein deutlicher Spalt von mehr als 2 mm dar. Hierbei handelte es sich aber nicht um Lockerungszeichen, sondern um ein implantationsbedingtes bereits direkt postoperativ abstehendes Femurschild ohne Progredienz. Diese Säume beschränkten sich in der Regel auch nur auf Zone 1 und 2, d.h. waren nicht durchgehend erkennbar.

Bei den zementierten Prothesen (n=6) zeigten sich bei 4 Patienten kleine Säume am proximalen Femurschild, die möglicherweise durch den zwischenzeitlichen Protheseninfekt mit Ausbau und Spacerimplantation zurückzuführen sind.

Die Beurteilung des Patellarückflächenersatzes stellte sich als schwierig heraus, da die Knochen-Implantatgrenzen hier nicht gut abgrenzbar waren. Auffallend war die deutlich aufgehellte Knochenstruktur der Patellae mit Implantat im Vergleich zu denen ohne Patellarückflächenersatz. Eine radiologisch nachweisbare Patellafraktur wies in den zuvor durchgeführten Verlaufsaufnahmen keine Osteolysesäume auf.

4.3 Gesamtergebnisse

Betrachtet man die Ergebnisse des postoperativen KS-Scores aller Patienten, weisen 112 der 143 operierten Kniegelenke beim Knee-Score und 115 (80%) beim Function-Score exzellente Ergebnisse auf (siehe Abbildung 25: Postoperatives Gesamtergebnis KS-Knee-Score und Abbildung 26: Postoperatives Gesamtergebnis KS-Function-Score).

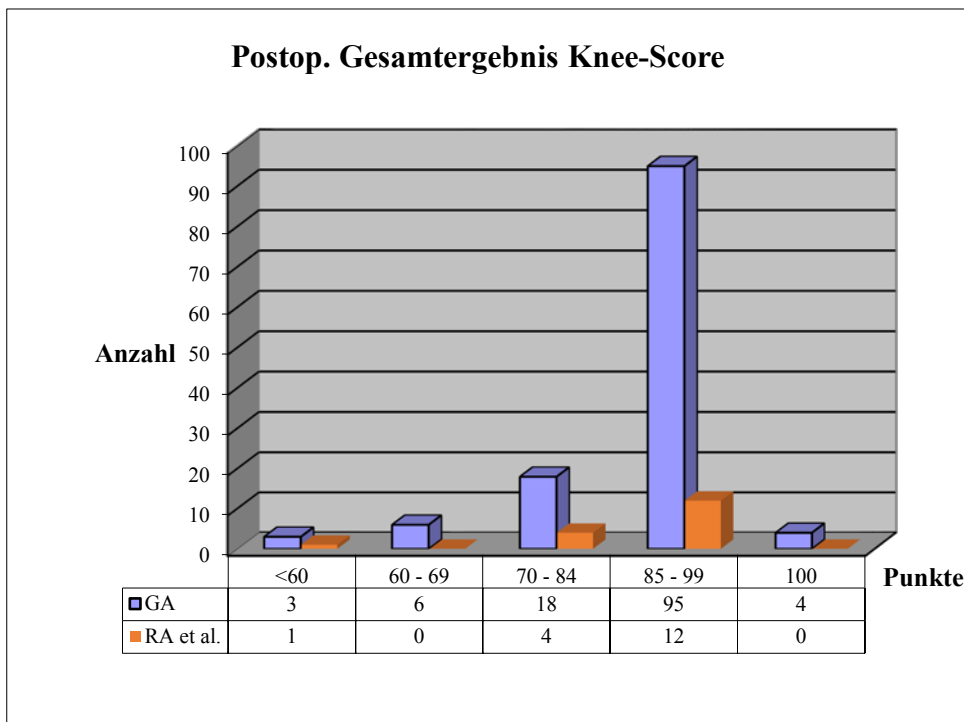


Abbildung 25: Postoperatives Gesamtergebnis KS-Knee-Score

Unterscheidet man die beiden Subpopulationen, zeigt es sich, dass beim KS-Knee-Score 75% der Patienten, sowohl mit primärer GA und als auch bei der anderen Gruppe, gute bis sehr gute Ergebnisse aufweisen. Im Function-Score haben jeweils 3 Patienten weniger als 60 Punkte, d.h. ein schlechtes Ergebnis. Die Mehrzahl erreicht in ähnlicher Verteilung Ergebnisse von mehr als 85 Punkten und sogar 38% / 41% die Höchstpunktzahl.

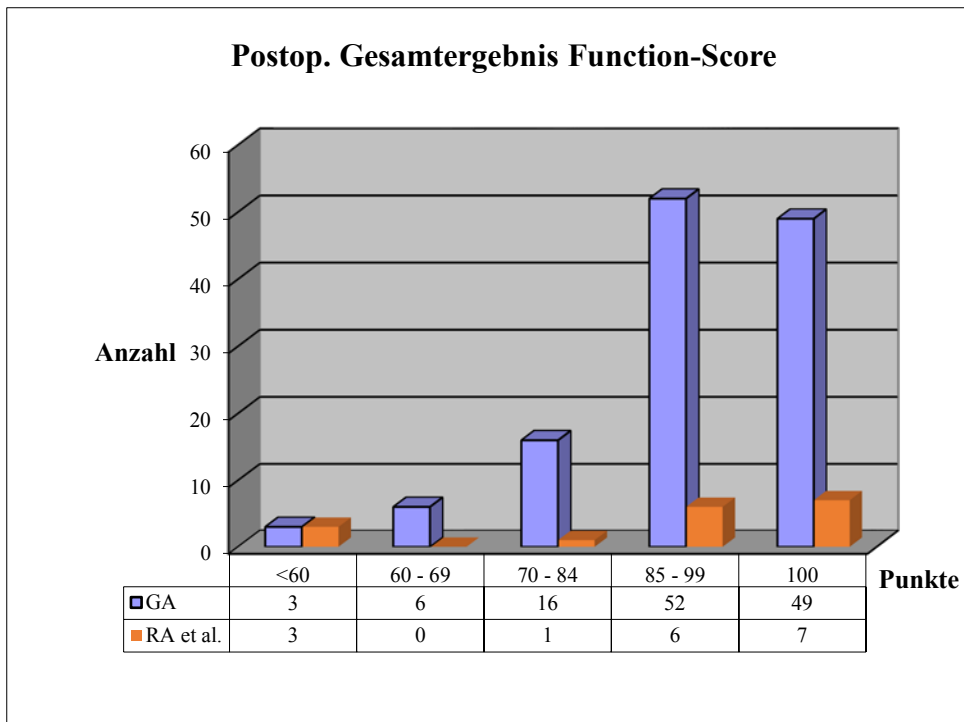


Abbildung 26: Postoperatives Gesamtergebnis KS-Function-Score

Betrachtet man die Patienten mit weniger als 69 Punkten im Function-Score genauer, findet sich bei 2 Patienten (1 (GA) / 1 (RA et.al.) eine Verschlechterung von präoperativen zu postoperativen Werten. Eine der Patientinnen hatte einen Prothesenwechsel (Kufenausbau), die andere hatte postoperativ eine TBVT mit anschließend notwendiger ASK des Kniegelenkes und Narkosemobilisation. Die übrigen Patienten wiesen eine Zunahme der Punkte von mindestens 10 Punkten (10-65 Punkte) auf. Ein TBVT hatten 3 weitere von den 9 Patienten, eine Patientin eine zusätzlich Tuberositasosteotomie. Schwierig war es bei einer Rheumatikerin die Werte zu deuten, da diese in der Zwischenzeit eine Hüft-Prothese am nachuntersuchten Bein erhalten hatte. Die dabei postoperativ aufgetretene Peroneusparese beeinflusste sicherlich die funktionellen Ergebnisse der Knieprothese.

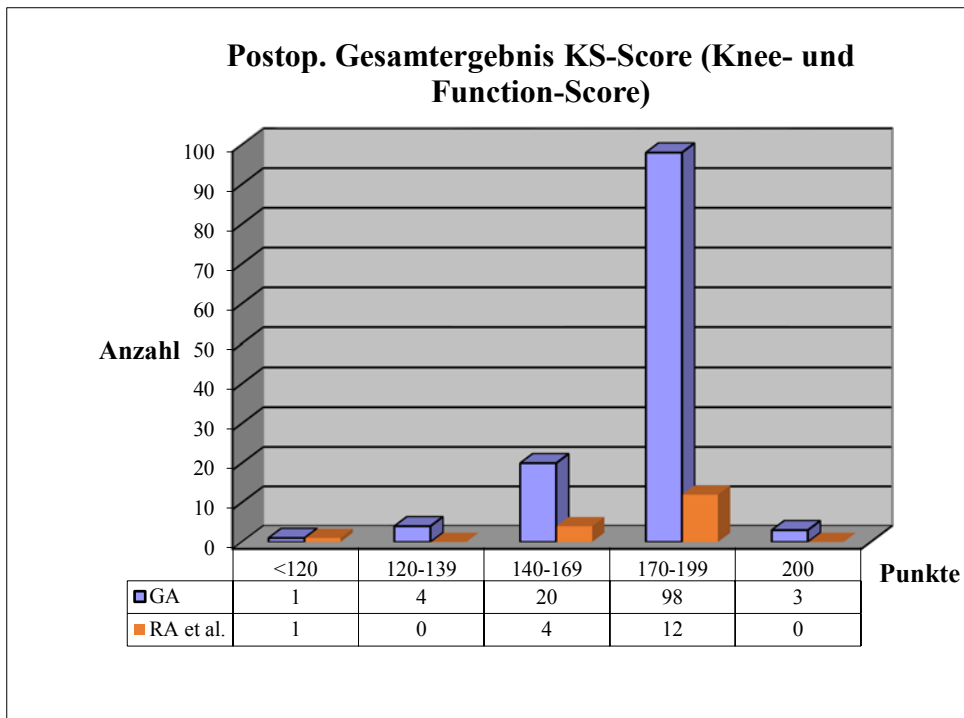


Abbildung 27: Postoperatives Gesamtergebnis KS-Knee- und Function-Score

Der HSS-Score weist bei 109 (97/12) der 143 operierten Kniegelenke exzellente Ergebnisse auf. Zusammenfassend können hier bei 139 Patienten (97%) mindestens gute bis exzellente Ergebnisse dokumentiert werden (siehe Abbildung 28: Postoperatives Gesamtergebnis HSS-Score).

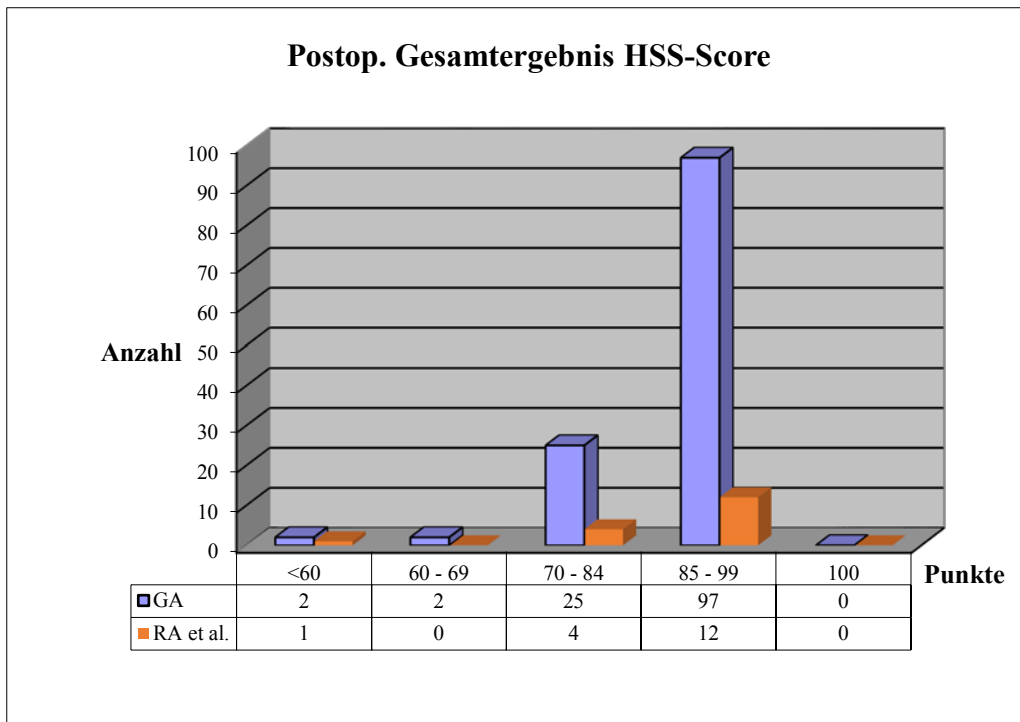


Abbildung 28: Postoperatives Gesamtergebnis HSS-Score

Insgesamt sind die Ergebnisse in beiden Scores bei mehr als 90 % der Patienten als gut bis sehr gut zu bewerten und zeigen eine deutliche Verbesserung im Vergleich zum präoperativen Zustand.

5 Diskussion

Die Knie totalendoprothese Typ Foundation, als tricompartmentaler Gelenkersatz, wurde Ende 1992 in den Markt eingeführt. Die ersten Ergebnisse eines Teiles (n = 79) der bis 1995 nachuntersuchten Patienten mit der Knie totalendoprothese Typ Foundation wurden mit einem durchschnittlichen Nachuntersuchungszeitraum von 15 Monaten publiziert. Bereits hier zeigte sich anhand des verwendeten HSS-Scores eine deutliche Verbesserung der prä- zu den postoperativen Ergebnissen (Malzer U & Schuler P, 1998). Auch weitere 1995 publizierte Studien mit der Knie totalendoprothese Typ Foundation, mit durchschnittlichen Untersuchungszeiträumen von 9-12 Monaten, konnten deutliche Verbesserungen der Funktion und der Lebensqualität der Patienten feststellen (Büttner-Janzen K, Kuhlee U, & Hommel H., 1995), (Ringeisen M, Matzen KA, & Schmitt-Bosslett J, 1995).

Im folgenden Abschnitt werden die in dieser Arbeit erhobenen Ergebnisse der Knie totalendoprothese Typ Foundation mit Studien gleicher oder ähnlicher Prothesen verglichen und diskutiert.

5.1 Diskussion des Patientengutes und deren Indikationsstellung

Nachuntersucht wurden 129 Patienten mit 143 Implantaten, davon waren 100 Frauen und 43 Männer. Zweizeitig beidseits operiert waren 9 Frauen und 5 Männer.

Die Hauptindikation für die Prothesenimplantation war bei 126 Patienten eine primäre, bei 5 Patienten eine posttraumatische Gonarthrose nach Tibiakopffraktur, bei 6 Patienten eine Rheumatoide Arthritis und bei 5 Patienten fand ein Knie-TEP-Wechsel statt. Um die Ergebnisse differenzierter auswerten zu können, wurden die Patienten mit einer primären Gonarthrose (n=126) gesondert von den übrigen Patienten (n=17) betrachtet.

Die Implantation eines Oberflächenersatzes ist damals wie heute bei Patienten mit fortgeschrittener Gonarthrose, als auch mit rheumatoider Arthritis, die Methode der Wahl. Der Altersdurchschnitt aller Patienten betrug 70,5 Jahre. In dieser Studie wiesen die 6 Patientinnen mit 7 Knie totalendoprothesen mit RA einen Altersdurchschnitt von 68,4

Jahren auf. Hiermit liegt der Altersdurchschnitt bis zu 10 Jahren über dem in der Literatur beschriebenen Durchschnitt. (Lee & Choi, 2012). Ursächlich wird das schnellere Fortschreiten der Arthrose, das Auftreten größerer Knochendefekte und ligamentären Instabilitäten beschrieben. Eine große Altersdifferenz bestand in unserem Patientengut nicht. Allerdings war die Gruppe der Patienten (RA) klein und statistisch damit nicht aussagekräftig. Das Alter des Patienten ist heute kein limitierender Faktor mehr. Die jüngeren, meist noch sportlich aktiveren Patienten müssen über verkürzte Standzeiten der Prothese durch die vermehrte Belastung aufgeklärt werden. Außerdem scheint es bei der Erstimplantation auch einen nicht unerheblichen Einfluss auf die Ergebnisse zu haben. Knutson et al. (Knutson K, Lewold S, Robertsson O, & Lidgren L, 1994) (Knutson K, Lindstrand A, & Lidgren L, 1986). Bei beiden Studien waren die Ergebnisse deutlich besser, wenn die Patienten älter als 60 Jahre alt waren.

Sehr adipöse Patienten sollten präoperativ darauf hingewiesen werden, dass ein frühzeitiges Prothesenversagen durch vermehrten Abrieb und meist zunehmende Instabilität bei dieser Prothesenform auftreten könnte. Eine Zunahme des BMI, sowie der Nebenerkrankungen schlägt sich in den letzten Jahren nicht in den postoperativen Ergebnissen nieder. (Singh J & Lewallen DG, 2014).

Der tricompartmentelle Kniegelenksersatz wird als zuverlässigste Lösung bei Patienten mit rheumatoider Arthritis beschrieben. (Knutson K, Lindstrand A, & Lidgren L, 1986). Die Zahl der Patienten mit RA, die eine endoprothetische Versorgung benötigen hat in den letzten Jahren jedoch eher abgenommen. Dies ist sicherlich auf die verbesserte und frühzeitig eingesetzte medikamentöse Therapie zurückzuführen.

5.2 Diskussion der Implantationstechnik

Die Verankerungstechniken der Prothesen wurden zum Zeitpunkt der Implantation kontrovers gesehen. In unserer Klinik wurden die Knie totalendoprothesen zementfrei implantiert, soweit es die Knochensubstanz und die Gelenkstellung zu ließen. Der Vorteil einer zementfreien Verankerung, einen geringeren Knochensubstanzverlust im Rahmen einer Wechseloperation zu haben (Whiteside, 1994), sowie der fehlende Nachweis von Prothesenlockerungen, bestätigten das Vorgehen.

Rabenseifner et al. (Rabenseifner L & Stutz W, 1996), die in ihrer Klinik die vergleichbare PFC-Prothese implantierten, waren hingegen der Meinung, dass am Tibiaplateau eine feste Verankerung zwischen Metall und Knochen nur in der Zementtechnik möglich sei. Im Bereich der femoralen Komponente erschien ihnen die zementfreie Implantation berechtigt. Vergleichende Studien (zementfreie versus zementierten Implantation) konnten nach 5 Jahren keine klinischen Unterschiede finden. Die radiologischen Aufhellungslinien bei den zementierten Prothesen zeigten kein klinisches Korrelat. Der Kostenfaktor der deutlich teureren zementfreien Implantate könnte ein Entscheidungskriterium sein. (McCaskie AW, Deehan DJ, Green TP, Lock KR, & et al, 1998)

Bei 2 Patientinnen in unserem Patientengut, war die primär zementierte Implantation bevorzugt worden. Im Rahmen der Nachuntersuchungen zeigten sich im Vergleich zu präoperativ eine deutliche Verbesserung beider Gesamtscores um fast 50%. Es fanden sich keine radiologischen Aufhellungslinien an Tibia, Femur und im Bereich des Patellarückflächenersatzes. Ein kritischer dezidierter Vergleich der unterschiedlichen Implantationstechniken in dieser Studie, ist bei dieser geringen Fallzahl nicht sinnvoll. Im Vergleich zu den zementfrei implantierten Prothesen zeigte sich bei keiner ein lateraler oder medialer Saum von <1mm am Tibiaplateau.

5.3 Diskussion der Schmerzanalyse

Die präoperative Schmerzanalyse zeigte, dass alle der 143 Patienten Schmerzen beim Laufen angaben. Mehr als die Hälfte klagte zusätzlich über mäßige bis stärkste Schmerzen in Ruhe. Hoffnung oder Ziel einer Prothesenimplantation war für diese Patienten wieder schmerzfrei laufen zu können. Postoperativ berichteten nun 108 (76%, HSS-Score) bzw. 110 (77%, KS-Score) der 143 Patienten über komplette Beschwerdefreiheit, sowohl beim Gehen oder Treppensteigen als auch in Ruhe. Andere Autoren (Ranawat S, Leussenhop CP, & Rodriguez JA, 1997) berichteten über eine ähnliche Anzahl (79%) schmerzfreier Patienten. Insgesamt wiesen fast 90% (129 Patienten) gute bis sehr gute Ergebnisse auf. Im Vergleich zu präoperativ, wo mehr als 90 % der Patienten über mäßige bis stärkste Schmerzen klagten, zeigte sich eine signifikante Verbesserung. Bei 1 % der Patienten, die postoperativ noch über andauernde

Schmerzzustände klagten, ließen sich klinisch und radiologisch keine Ursachen nachweisen. Zwei Patientinnen stachen hervor. Eine Patientin aus der Gruppe der Patienten mit GA mit postoperativer TBVT am operierten Bein, musste sich anschließend einer ASK mit Arthrolyse unterziehen, die die Schmerzen und die Funktion langfristig nicht verbesserten. Zusätzlich hatte sie Schmerzen an beiden (10J. zuvor) endoprothetisch versorgten Hüftgelenken. Die andere Patientin aus der Gruppe der RA et al., mit anhaltenden starken Schmerzen, hatte bereits mehrfach frustrane Prothesenwechsel hinter sich, sowie ein schlechtes soziales Umfeld mit mangelnder Compliance.

Betrachtet man beide Gruppen gesondert, zeigen sich keine signifikanten Unterschiede in den Ergebnissen. Schmerzen, als subjektiver Parameter, haben einen größeren Einfluss auf die Zufriedenheit der Patienten, als die Funktion des operierten Kniegelenkes. Hier stimmen die Erwartungen der Chirurgen und Patienten, besonders in Bezug auf diese beiden Parameter, nicht immer überein. Wichtig ist auch die Veränderungen der Schmerzen und der Funktion prä- zu postoperativ zu berücksichtigen. Vorerkrankungen wie Depressionen haben einen signifikanten Einfluss auf das Schmerzempfinden oder die Zufriedenheit im Allgemeinen. Patienten mit starken Schmerzen präoperativ und einer Depression oder Angstzuständen, geben postoperativ mehr Schmerzen an. (Rakel BA, et al., 2012) (Singh J & Lewallen DG, 2014). Auch benötigen sie häufig eine intensivere und längere Therapie im Anschluss (Brander VA, et al., 2003). Zusätzlich verstärkt ein anhaltender Schmerz postoperativ die Unzufriedenheit der Patienten.

Vergleicht man die Ergebnisse mit Studien kreuzbanderhaltender zementierter Knieprothesen mit einer Rate postoperativer Schmerzfreiheit von 68% (Laskin RS, 1997), sind die Ergebnisse hier signifikant besser.

5.4 Diskussion der funktionellen Ergebnisse

Die funktionellen Ergebnisse bestätigen die guten Resultate nach Implantation der Knie totalendoprothese Typ Foundation unter Erhalt des vorderen Kreuzbandes.

5.4.1 Allgemeine Mobilität

Die allgemeine Mobilität wies insgesamt eine bedeutsame Zunahme auf. Gehhilfen wurden von 90% der Nachuntersuchten nicht mehr benötigt. Betrachtet man die zwei Patientengruppen getrennt, benötigten noch 10 Patienten aus der Gruppe der GA und 2 aus der Gruppe der RA et. al eine Gehhilfe (7,9%/5,9%) und nur jeweils eine Patientin 2 Gehhilfen bzw. einen Rollator.

5.4.2 Nachbehandlung und Bewegungsausmaß

Die postoperative Nachbehandlung ist mit der in anderen Studien bzw. Kliniken gut vergleichbar. Die Mobilisation erfolgte unter physiotherapeutischer Anleitung ab dem 1. postoperativen Tag mit Mobilisation an die Bettkante und in den Stand, nach Redonzug zusätzlich die Gangschulung mit 20 kg Teilbelastung für insgesamt 6 Wochen postoperativ. Parallel mussten die Patienten mehrmals täglich die CPM-Schiene anwenden. (Ranawat CS, 1986).

Der Bewegungsumfang bezogen auf die Beugefähigkeit verbesserte sich bei 82% der Patienten. Davon wiesen zwei Patienten zwar eine bessere Beugefähigkeit des Kniegelenkes auf, verblieben jedoch bei beiden Scores in der schlechtesten Kategorie. Verschlechterte sich der Score von prä- zu postoperativ, zeigte sich trotzdem bei einem Großteil dieser Patienten eine deutliche Verbesserung in den Gesamtscores (KS- und HSS-Score). Alle Patienten aus der Gruppe RA et al. wiesen eine Verbesserung der Beugefähigkeit auf.

Eine Studie von Stern et al (Stern T, Stay H-E, Schmitz B, Heine J, & Menke W, 1998) mit der vergleichbaren PFC-Prothese beschrieb eine Funktions- bzw. Flexionsverbesserung postoperativ bei nur 75% der Patienten. König et al. (König A, Janßen E, Scheidler M, & Gohlke F, 1997) berichtete bei seinen Patienten, die ebenfalls mit der PFC-Prothese versorgt worden waren, über eine durchschnittliche Verbesserung (Kategorie gut bis sehr gut) des Function-Scores von nur 40%. Vergleichend dazu weisen die Patienten mit der Knie totalendoprothese Typ Foundation eine Verbesserung des Function-Scores von 80% auf.

Eine isoliert vorhandene Bewegungseinschränkung im Sinne einer Beugekontraktur von mehr als 5° (GA – 9 Patienten (7%) und RA et al. – 2 Patienten (6%)) oder einem Streckdefizit von mehr als 10° (GA – 8 Patienten (6%) und RA et al. – 1 Patientin

(6%)) wurde von den betroffenen Patienten in den meisten Fällen nicht wahrgenommen oder nicht als störend empfunden. Bei den Patienten, die postoperativ eine Wundheilungsstörung aufwiesen, unabhängig ob diese revidiert worden war, zeigte sich eine sehr gute Funktion des Kniegelenkes. Bei keinem bestand eine Kontraktur, alle hatten sich in den Gesamtscores deutlich verbessert. Eine relevante Funktionseinschränkung konnte somit nicht in Zusammenhang mit der postoperativen Komplikation gebracht werden. Von den Patienten mit einem Protheseninfekt waren 2 beschwerdefrei, davon hatte 1 Patient exzellente Ergebnisse im Gesamtscore (KS 199; HSS 100). Die andere Patientin hatte sich ebenfalls insgesamt deutlich verbessert, jedoch wies sie insgesamt nur zufriedenstellende Ergebnisse auf. Hier zeigte sich, dass nicht immer eine Bewegungseinschränkung oder Instabilität mit Schmerzen verbunden sein muss.

Eine Ausnahme in der Standardnachbehandlung waren die 4 Patienten mit einer zusätzlichen Tuberositasosteomie. Diese wurden zunächst zurückhalten seitens der Flexion mobilisiert. Das betraf 3 Patienten im Rahmen der Primärimplantation bei kontrakten Valgusknieen zusätzlich zu einem lateral-parapatellaren Zugang und bei einem Patienten nach infektbedingtem Prothesenwechsel. Die Ergebnisse hinsichtlich der postoperativen Beweglichkeit des Kniegelenkes waren nicht deutlich schlechter, als im Vergleich zu den übrigen Patienten in beiden Untergruppen. Ein Patient wies postoperativ weiterhin ein Streckdefizit von 5° auf, war ansonsten schmerzfrei. In den Folgejahren wurde anstelle der Tuberositasosteotomie eine Prothese mit einem höheren Kopplungsgrad implantiert. Die ersten gekoppelten Prothesen (RT-Plus Solution™, Smith&Nephew®, 1996 auf den Markt eingeführt), wurden ab diesem Zeitpunkt ebenfalls in unserer Klinik implantiert.

5.4.3 Gehstrecke

Die Gehstrecken verbesserten sich im Vergleich prä- zu postoperativ deutlich. Zusammengefasst hatten 130 (117/13) der 143 Patienten (91%/76%) bei beiden Scores eine Gehstrecke von >1 km (s. Abb. 17 und 18). Beim KS-Score wiesen 60 (53/7) von 143 (42%/41%) und beim HSS-Score 62 (54/8) von 143 Patienten sogar eine unbegrenzte Gehstrecke auf.

In der Gruppe der RA et. al. wies präoperativ kein Patient eine Gehstrecke von mehr als 1 km auf. Postoperativ konnte hingegen nur eine Patientin weniger als 500m zurücklegen.

5.4.4 Stabilität

Im Rahmen unserer Nachuntersuchungen wiesen 97% (139 der 143) der operierten Patienten keine Instabilität in anteriorer-posteriorer Richtung auf. Eine medio-laterale Instabilität von mehr als 6° zeigte sich bei 23 bzw. 25 % der operierten Kniegelenke (je nach Score). Bei genauerer Betrachtung trat eine Instabilität von mehr als 10° nur bei 3 Patienten auf.

Eine Studie, die kreuzbanderhaltende und -ersetzende Prothesen verglich, beschrieb bei Erhalt des vorderen Kreuzbandes ein leistungsfähigeres Knie. Zurückgeführt wurde es auf die geringere muskuläre Kraft, die benötigt wird das Kniegelenk zu stabilisieren, was wiederum zu geringerer Kraftübertragung auf die Prothese führte. Es zeigte sich jedoch nach 5 Jahren aber kein signifikanter Unterschied bei den klinischen und radiologischen Ergebnissen (Dorr LD, Ochsner JL, Gronley J, & Perry J, 1988). Bei anderen Autoren traten in der Gruppe der Patienten mit kreuzbanderhaltenden Prothesen insgesamt weniger postoperative Komplikationen auf. Unterschiedliche Mortalitäts- oder Revisionsraten ließen sich nicht nachweisen. Ein Argument hierfür war die notwendige größere Resektionsfläche am Femur, um besonders in der interkondylaren Notch Platz für den Mechanismus beim posterior-stabilized Knie zu schaffen (Callaghan JJ, Dennis DA, Paprosky WG, & Rosenberg AG, 2000). Ganganalysen mit 3-dimensionaler Messung zeigten keinen signifikanten Unterschied zwischen erhaltenden Prothesen und ersetzenden (posterior stabilized) Prothesen (Genesis I Total Knee System, Smith&Nephew, USA) (Ishii Y, Terajima T, Koga Y, Takahashi H, & et al., 1998).

Ebenso konnte dieses nicht zwischen den KS-Score-Ergebnissen (Laskin RS, 1997) (Hirsch HS, Lotke PA, & Morrison LD, 1994) und in der Propriozeption nachgewiesen werden (Simmons S, Lephart H Rubash, Borsa P, & Barrack RL, 1996), (Cash RM, Gonzales MH, Garts J, Barmada R, & Stern SH, 1996).

Auch in lang angelegten Studien wird es deshalb schwierig sein die Bedeutung des hinteren Kreuzbandes in der Knieendoprothetik selektiv zu beurteilen.

5.4.5 Muskelkraft

Bei Kraftprüfung des M. quadriceps (HSS-Score) war dieser bei 93% (132 Patienten) nicht gegen den Widerstand des Patienten zu überwinden. Das Treppensteigen war wieder bei allen Patienten in beiden Gruppen möglich. Davon benötigten 80%, d.h. 115 Patienten kein Geländer mehr. Das Aufstehen aus dem Sitzen war für 91% (n = 130) kein Problem mehr. Verglichen mit den präoperativen Daten, bei denen 84% nicht ohne die Zuhilfenahme der Arme bzw. Armlehnen sich erheben konnten, zeigte sich hier ebenfalls eine deutliche Verbesserung der Funktion und damit der Mobilität. Vergleicht man die Patienten in den beiden Gruppen zeigen sich keine signifikanten Unterschiede. Zwei Patienten in der Gruppe der Patienten mit GA, die präoperativ weder Treppensteigen noch ohne Zuhilfenahme der Arme aufstehen konnten, konnten dies postoperativ ohne Hilfsmittel. Eine Patientin mit RA, die präoperativ ebenso nicht Treppensteigen konnte, konnte dies bei der Nachuntersuchung zumindest unter Verwendung eines Geländers. Die postoperative Peroneusparese nach zwischenzeitlicher Hüft-TEP am betroffenen Bein wurde von der Patientin als Hinderungsgrund angegeben. Die isolierte Beurteilung der Quadricepskraft im HS-Score zeigte postoperativ bei insgesamt 6 Patienten von 126 (8%) der GA-Gruppe die Brechbarkeit (8 von 10 Punkten). Bei 3 Patienten war die Funktion prä- zu postoperativ gleich, davon bestand bei 2 Patienten postoperativ eine medio-laterale Instabilität. 2 Patientinnen zeigten eine verbesserte Funktion (von 4 auf 8 Punkten) und eine wies präoperativ ein Streckausfall auf. Nur eine Patientin konnte das Knie aktiv strecken, bei brechbarer Kraft. Hier war das betroffene Kniegelenk 7 Monate nach endoprothetischer Versorgung des anderen Kniegelenkes operiert worden. Das Treppensteigen und Aufstehen aus dem Stuhl war jedoch ohne Hilfsmittel möglich. In der RA-Gruppe zeigte sich nur bei einer Patientin eine verschlechterte Funktion (8 auf 4 Punkte) nach dem 3. Knie-TEP-Wechsel und mangelnder Compliance und Nachbehandlung.

Die Aussage, dass präoperativ bestehende Defizite der Extensoren in der Regel postoperativ persistieren kann mit unseren Ergebnissen nicht bestätigt werden (Fuchs S, Tibesku CO, Flören M, & Thorwesten L, 2000).

5.5 Diskussion der Score-Ergebnisse im Vergleich

Im Rahmen unserer Nachuntersuchungen zeigte sich die Kombination von zwei verschiedenen Scores als sehr vorteilhaft. Schwächen der einzelnen Scores fielen so nicht weiter ins Gewicht.

Die vorliegenden Ergebnisse zeigen nach einem mittleren Nachuntersuchungszeitraum von 41 Monaten keine signifikanten Unterschiede bezüglich der zwei hier verwendeten Scores. In dieser Zeit gab es einige Studien, mit vergleichbaren Oberflächenersatzprothesen, wie die PFC-Prothese (Johnson&Johnson) (Kirschner S, König A, Walther M, Rader CP, & Eulert J, 1999), die Natural-Knee-Prothese (Sulzer) (Nowicki J, 1998) oder auch die Genesis-Prothese (Smith&Nephew) (Laskin RS, 1997) mit ähnlichen Untersuchungszeiträumen.

Betrachtet man die präoperativen Gesamtergebnisse in beiden Scores und in beiden Gruppen, wiesen mehr als 90 % der Patienten beider Gruppen schlechte Ergebnisse auf. Auffallend waren die deutlich besseren Ergebnisse des KS-Function-Score im Vergleich zum klinischen KS-Score. Das subjektive Schmerzempfinden trug hierbei einen Großteil zur Verschlechterung des Gesamt-KS-Scores bei (siehe Abbildung 8: Präoperative Gehstrecke (KS-Score)). Postoperativ zeigte sich diese deutliche Diskrepanz zwischen Knee- und Function-Score in beiden Gruppen nicht mehr.

Gerade bei der Gruppe der Rheumatiker, bei denen häufig andere Gelenke mitbetroffen sind, kam es somit zu einer deutlichen Zunahme der Mobilität und auch Entlastung anderer bis dato überlasteter Gelenke. Andere Studien kommen zu vergleichbaren Ergebnissen unter Verwendung eines (dualen) Knie- und Funktions-Score; rasche Zunahme des Knie-Score um mehr als 50%, langsamer Anstieg des Funktions-Score - nach durchschnittlich 3,4 Jahren ebenfalls insgesamt deutliche Verbesserung von insgesamt >50% nachgewiesen (König A, Janßen E, Scheidler M, & Gohlke F, 1997).

Interessanterweise beschreibt ein Teil der zuvor erwähnten Autoren in einer anderen - prospektiven - Studie, mit einem durchschnittlichen Nachuntersuchungszeitraum von 3,2 Jahren, die unterschiedliche Entwicklung der beiden KS-Scores anhand der PFC-Prothese. Beide Scores steigen bis zu zwei Jahre nach Implantation an. In der darauffolgenden Zeit zeigt sich der Knee-Score stabil, während sich der Function-Score tendenziell verschlechterte. König et al (König A, Scheidler M, Rader C, & Eulert J, 1997)

Eine derartige Tendenz ließ sich im Rahmen unserer Nachuntersuchungen bei der Knie totalendoprothese Typ Foundation bei beiden Gruppen nicht feststellen.

Zusätzlich stieg die Rate der implantierten bi- und tricompartmentalen Oberflächenprothesen Mitte der 80-iger Jahre aufgrund der exzellenten Ergebnisse um ein Vielfaches an. Erstaunlicherweise wiesen die weiblichen Patienten präoperativ schlechtere funktionelle Ergebnisse auf. Postoperativ zeigten sie wiederum bessere Ergebnisse im Vergleich zu denen der männlichen Patienten.

Das ansteigende Alter der Patienten, als auch parallel die allgemeine Überalterung der Bevölkerung sollte berücksichtigt werden. Besonders wenn Implantationsverfahren über eine längere Zeitperiode nachuntersucht werden und damit eine unterschiedliche bzw. eine veränderte Altersstruktur verglichen werden soll. Knutson et al. (Knutson K, Lewold S, Robertsson O, & Lidgren L, 1994) (Knutson K, Lindstrand A, & Lidgren L, 1986) Die „längere“ Zeitperiode soll dann sicherlich mehr als 7 Jahre betragen.

Langzeitliteraturstudien wie die Meta-Analyse von Callahan (Callahan CM, Drake BG, Heck DA, & Dittus RS, 1994) mit anfänglich 1631 Artikeln schlossen zu Beginn ihrer Studien zunächst die aus, die ihre Gesamtergebnisse nicht in einem globalen Knie-Score zusammengefasst hatten und sie bemängelten Studiendesigns, die häufig mit zu geringen Patientenzahlen oder mangelhaften Auswertungskriterien gearbeitet hatten. Letztendlich blieben nur 217 Studien, davon 130 mit tricompartmentalem Gelenkersatz übrig. Der am Häufigsten verwendete Score war hierbei der HSS-Score (56,5 %). Für die weiteren Auswertungen mussten die verschiedenen globalen Knie-Scores und die unterschiedlichen Prothesentypen wiederum berücksichtigt werden. Trotz allem gibt es bei solchen Studien limitierende Faktoren, wie die Tatsache, dass möglicherweise eine Kohorte nach 2, 5 und 10 Jahren in drei verschiedenen Artikeln beschrieben worden ist.

Zusammenfassend berichteten die Autoren für die Gruppe der tricompartmentalen Kniegelenksprothesen über durchschnittlich 89% gute bis exzellente Ergebnisse und weniger Komplikationen im Vergleich zu anderen Designs (Callahan CM, Drake BG, Heck DA, & Dittus RS, 1994). Kießlinger et al. (Kießlinger E, Stucki L, & Wessinghage D, 1998) plädieren sogar dafür, die subjektive Einschätzung der Patienten, im Sinne der allgemeinen Zufriedenheit und der Beurteilung der Lebensqualität mit einer KEP,

in die Bewertung mit einfließen zu lassen. Trotz allem ist die exakte Vergleichbarkeit von Prothesensystemen untereinander schwierig, da in vielen Fällen verschiedene Studientypen (prospektiv, retrospektiv) und verschiedene Implantationstechniken (zementiert, zementfrei oder auch navigiert - bildfrei oder bildbasiert – im Vergleich zu nicht navigiert) gegenübergestellt werden müssen. Ein weiterer wichtiger Faktor ist die Verwendung eines allgemein gültigen Bewertungssystems.

5.6 Diskussion der Komplikationen

Risikofaktoren für Protheseninfekte sind Systemerkrankungen wie eine RA mit Cortison oder Immunsuppressiva-Einnahme, Diabetes mellitus, Immundefizite, ein chronischer Alkoholabusus, Leberzirrhose, kardiale Insuffizienz. Zusätzlich beeinflussen lokale Parameter am Gelenk, wie z.B. Voroperationen mit Narben, eine chronisch venöse Insuffizienz. Adipositas als Risikofaktor konnte bisher nicht eindeutig belegt werden. Wichtig ist es ebenso die psychische Komponente mit zu berücksichtigen. Kommt der Patient/die Patientin mit der neuen Prothese zurecht? Besteht die Bereitschaft und Einsicht die Nachbehandlung konsequent durch zu führen. In diesem Zusammenhang ist die Indikationsstellung zur Prothesenrevision bei einer unserer Patientinnen (Z.n. nach mehrfachen Voroperationen am betroffenen Knie und nun 2. Knie-TEP-Wechsel) rückblickend als sehr kritisch zu sehen. Das soziale Umfeld und die Motivation der Patientin eine konsequente Nachbehandlung durchzuführen waren nicht gegeben.

Es fand sich keine erhöhte Inzidenz an Komplikationen bei den Patienten aus der Gruppe der RA et.al. Hier fand sich nur bei einer Patientin mit RA eine Wundheilungsstörung. Passend zu Archibeck (Archibeck MJ, et al., 2001), der allgemein die wenigsten Komplikationen bei den kreuzbanderhaltenden Prothesen beschrieb, die auch für die Gruppe der Patienten mit RA favorisiert wurde. Bei den übrigen Patienten konnten keine weiteren radiologischen Komplikationen, im Sinne von Patellaluxationen, -subluxationen oder Osteolysen im Bereich der Femur- oder Tibiakomponenten nachgewiesen werden.

Einen Prothesenspätkinfekt hatten 4 Patienten (2,8%) entwickelt. Eine Klassifikation nach Risikogruppen z.B. nach McPherson (McPherson EJ, 1999) war nicht erfolgt.

Die allgemeine Inzidenz von Protheseninfekten wird von 1% bei primären Implantationen bis hin zu 5,8% nach Revisionen beschrieben. (Blom AW, et al., 2004)

Unsere Ergebnisse lagen somit im durchschnittlichen Bereich. Kritisch würden heutzutage die Revisionseingriffe mit einer erneuten ungekoppelten Oberflächenersatzprothese diskutiert werden.

Die allgemeinen bzw. internistischen Komplikationen führten nur bei einer Patientin mit postoperativer TBVT zu einer Einschränkung der Kniegelenksbeweglichkeit - sogar mit Verschlechterung des Gesamtscores prä- zu postoperativ. Alle übrigen Patienten mit einer tiefen Beinvenenthrombose (n=6) wiesen keine wesentliche Funktionseinschränkung im Vergleich mit der übrigen Population auf. Insgesamt war die Inzidenz einer postoperativen Thrombose im operierten Bein mit 4,9% im Vergleich zu anderen Studien mit 11,8%-28,2% eher niedrig. (Larson CM, MacMillan DP, & Lachiewicz PF, 2001). Beachtet werden muss allerdings, dass viele der TBVT klinisch inapparent sind. Komplikationsraten von 28,2% sind durch phlebographischen Nachweis sämtlicher mit Knie-TEP operierter Patienten zustande gekommen. (Stringer MD, et al., 1989). Beide Patientengruppen im Vergleich wiesen auch in unserer Untersuchung kein erhöhtes Risiko für eine TBVT auf.

5.7 Diskussion der patellabezogenen Ergebnisse

Die zentrale Frage des primären Patellarückflächenersatzes wurde trotz großer Fortschritte in der Knieendoprothetik zum Zeitpunkt dieser Studie kontrovers diskutiert.

In der St. Vincentius-Klinik erfolgte der Ersatz der Patellarückfläche mit einem zementierten Polyethylenimplantat bei 139 von 143 nachuntersuchten Kniegelenken. Erst Ende 1995 wurde dazu übergegangen, abhängig von den klinischen, radiologischen und intraoperativen Befunden von einem Ersatz abzusehen. Die Beschwerden des Patienten spielten hierbei eine ebenso große Rolle, wie die präoperative Beurteilung der Röntgenbilder, sowie die intraoperative Begutachtung der Knorpel- bzw. Knochensubstanz durch den Operateur. Nur bei Patienten mit schlechter Zentrierung der Patella, fehlender Kongruenz zur Femurkomponente und rheumatoider Arthritis wurde die Patellarückfläche noch ersetzt.

Diese Ergebnisse konnte eine Studie einer anderen Klinik mit der gleichen Prothese bestätigen, obwohl hier nur bei 37% der Patienten die Patella ersetzt wurde (Büttner-Jan K, Horn R, & Kubacki C, 1998). Eine weitere vergleichende Studie bei Patienten mit und ohne Patellarückflächenersatz, wies nach einem Jahr keine signifikanten Unterschiede nach. Zwei Jahre postoperativ wies jedoch die Gruppe ohne Patellarückflächenersatz signifikant bessere funktionelle Ergebnisse und deutlich weniger Schmerzen auf (Bourne RB, et al., 1995). Nachweislich finden sich bei den Rheumatikern signifikante Unterschiede im KS-Knee- und Function Score. Patienten mit Patellarückflächenersatz wiesen deutlich höhere Punktwerte auf (Liebau CH, Pap G, Nebelung W, Merk H, & Neumann HW, 1998).

Ein reines Implantatversagen im Bereich des patellofemoralen Gelenkes fiel uns nur bei einem Patienten im Rahmen der radiologischen Kontrollen auf. Hier zeigte sich eine Patellaquerfraktur bei einliegendem Patellarückflächenersatz. Insgesamt sind Patellafrakturen eher selten, treten jedoch deutlich häufiger bei Männern im Vergleich zu Frauen auf (Ortiguera CJ & Berry DJ, 2002).

Betrachtet man die Literatur betreffen die häufigsten Gründe für Revisionseingriffe Probleme im patellofemoralen Gelenk. Hier spielen viele Faktoren, wie z. B. die verkleinerte Kontaktfläche retropatellar und der damit erhöhten Druckverteilung durch die Prothesenimplantation eine Rolle. Die Kräfte, die im patellofemoralen Gelenk bei maximaler Beugung auftreten, betragen mehr als das 7,6-fache des Körpergewichtes (Reilly D & Martens M, 1971) (Callaghan JJ, Dennis DA, Paprosky WG, & Rosenberg AG, 2000).

Ein operatives Eingreifen wird von manchen jedoch erst empfohlen, wenn der Streckapparat des Kniegelenkes geschädigt bzw. das Patellaimplantat locker oder disloziert ist (Scott RD, Turoff N, & Ewald FC, 1982) (Rand JA, 1994) (Scott WN & Rubinstein M, 1986). Ein weiterer wichtiger Grund für ein zurückhaltendes Vorgehen betrifft die hohen Komplikationsraten (24 - 33 %) bei Revisionsoperationen im Bereich der Patella (Berry DJ & Rand JA, 1993).

Die vorliegenden Ergebnisse der Knie totalendoprothese Typ Foundation zeigten bei unserem Patientengut keine revisionswürdigen Komplikationen an der Patella im untersuchten Zeitraum. Auch zwischenzeitlich vorliegende 5-Jahresergebnisse mit der

Knie totalendoprothese Typ Foundation, wiesen radiologisch keine Saumbildung an den Patellaimplantaten nach (Reiss, Schneider, Malzer, & Schuler, 2002).

5.8 Retropatellarersatz – Pro- und Contra

Betrachtet man die Vielzahl der Literatur, die inzwischen über das patellofemorale Gelenk in der Knieendoprothetik existiert, kann man in drei große Gruppen einteilen.

- Einmal die Befürworter, die immer einen Ersatz durchführen und auf gute Ergebnisse hinweisen (Brick GW & Scott RD, 1988), (Newman J.H., Ackroyd C.E., Shah N.A., & Karachalios T, 2000).
- Die Gegner, die argumentieren, dass die Reoperationsraten ähnlich und die Ergebnisse ohne Patellaersatz gut vergleichbar sind. Hinweisend auf eine ossäre Remodellierungstendenz der Patella nach Knieprothesenimplantation mit Anpassung an das Prothesendesign (Abraham W, Buchanan JR, Daubert H, Green III RH, & Keefer J, 1988) (Arnold MP, 1998) (Gerber BE & Maenza F, 1998).
- Und die Dritten, die den Ersatz von der Intensität der Beschwerden und des intraoperativen Befundes abhängig machen (Liebau CH, Pap G, Nebelung W, Merk H, & Neumann HW, 1998).

Wie in Kapitel 5.7 bereits beschrieben, wurde in unserer Klinik zunächst der Ersatz bei allen Patienten befürwortet. Im Verlauf wurde jedoch dazu übergegangen, es von den präoperativen klinischen und auch subjektiven Beschwerden der Patienten abhängig zu machen. Bei einer Patientin wurde das vorhandene Implantat belassen, um das Risiko weiterer Komplikationen im Rahmen des Prothesenwechsels zu minimieren. Eine Ausnahme ist der primäre Patellaersatz bei Rheumatikern, dieser wurde in unserer Klinik immer durchgeführt und wird generell befürwortet (Scott RD, 1996).

Vergleichende Studien mit der Knie totalendoprothese Typ Foundation und der Foundation-ähnlichen Natural-Knee Prothese, mit und ohne Patellaersatz, konnten nach zwei Jahren keine signifikanten Unterschiede in den funktionellen Ergebnissen sowohl bei primärer als auch posttraumatischer GA nachweisen (Liebau CH, Pap G, Nebelung W, Merk H, & Neumann HW, 1998), (Melzer C & Gresens M, 2003). Andere Autoren

(Boyd AD, Ewald FC, Thomas WH, Poss R, & Sledge CB, 1993) berichteten im Gegensatz dazu, dass die Gruppe ohne Patellarückflächenersatz signifikant häufiger über chronische Schmerzzustände im Bereich der Patella klagte.

In einer prospektiven Studie zeigte sich nach 5 Jahren, dass die Gruppe ohne Patellaersatz eine deutliche erhöhte Revisionsrate aufwies (Newman J.H., Ackroyd C.E., Shah N.A., & Karachalios T, 2000). Eine weitere vergleichende 5-Jahres-Studie, in denen Patienten bereits präoperativ mit und ohne patellofemoralem Schmerz randomisiert wurden, erbrachte keine eindeutigen Empfehlungen (Khan A & Pradhan N, 2012).

Die größte Versagerrate gab es bis dato übereinstimmend bei der unzementierten Implantation der Patella sowie der Verwendung eines metal-backed Implantates, begünstigt durch eine schlechte Knochenqualität und Übergewicht (Krugluger J, Steinwenter K, & Knahr K, 1998). Der Operationszugang (mediale Arthrotomie) in Verbindung mit einem lateralen Release kann zu einer fast kompletten Unterbrechung der Blutversorgung der Patella führen und eine aseptische Patellanekrose oder knöcherne Absprengungen begünstigen. Hier gehen die Meinungen jedoch auch noch auseinander. Autoren wie Windsor et al. (Windsor RE, Scuderi GR, & Insall JN, 1989) machen die Beeinträchtigung der Durchblutung für ein gehäuftes Auftreten von postoperativen Komplikationen und Patellafrakturen verantwortlich. Andere Studien, z.B. von Ritter oder Rosenberg konnten diese Beobachtungen nicht belegen (Ritter MA, Campbell E, Faris PM, & Keating EM, 1989) (Rosenberg AG, Andriacchi TP, Barden R, & Galante JO, 1988).

Tendenziell schlechtere Ergebnisse wurden bei Frauen und übergewichtigen Patienten, unabhängig davon ob die Patella zementiert oder unzementiert implantiert worden war, gefunden.

Feller (Feller JA, Bartlett RJ, & Lang DM, March 1996) wies schlechtere Ergebnisse in der Gruppe mit Patellaersatz bezüglich des Treppensteigens nach.

Eine retrospektive Untersuchung von Kißlinger et al. (Kißlinger E, Stucki L, & Wessinghage D, 1998) mit einem durchschnittlichem Nachuntersuchungszeitraum von 2 Jahren beschrieb die funktionellen Ergebnisse bei der Implantation von Natural-Knee-Prothesen ohne und mit unzementiertem Patellarückflächenersatz. Hier ließen

sich keine signifikanten Unterschiede, sowohl beim Kniescore, als auch beim Function-Score nachweisen.

Es bleibt insgesamt abzuwarten, wie sich die Langzeitergebnisse darstellen, da viele Autoren einer unzementierten Patella aufgrund vermehrt auftretender Scherkräfte eine höhere Implantatversagerrate nachsagen.

5.9 Diskussion der radiologischen Ergebnisse

Ein Implantatversagen bei einem Patellarückflächenersatz konnte nur bei dem bereits oben erwähnten Patienten im Sinne einer Fraktur nachgewiesen werden. Die gelegentlich radiologisch nachweisbaren ‚Säume‘, die sich vorwiegend im Bereich des Tibiaplateaus zeigten, betrugten in allen Fällen weniger als 1mm.

Bereits Insall (Insall JN, Ranawat CS, Aglietti P, & Shine J, 1976) beschrieb dieses Phänomen 1974 bei mehr als 50% der nachuntersuchten Patienten. Als ein Implantatversagen wurde dies erst gewertet, wenn Schmerzen bei Belastung auftraten. Dieses Phänomen wird nach wie vor beobachtet und als Schwingungsphänomen bezeichnet (McCaskie AW, Deehan DJ, Green TP, Lock KR, & et al, 1998). Größer angelegte Studien, die das Einwachsen von Knieprothesen in den Knochen untersucht haben, beschreiben eine Hauptzone im Bereich des Tibiaplateaus an dem dies vorwiegend nachgewiesen werden konnte. Es fiel auf, dass sich diese Zone auf den Bereich zwischen den und auf die Verankerungszapfen beschränkte. Diese Tatsache könnte das Auftreten der randständigen Säume vorwiegend im Bereich des Tibiaplateaus im Röntgenbild erklären (Kienapfel H, Griss P, Orth J, Roloff K, & Malzer U, 1991) (Kienapfel H, et al., 1990). Auch Ranawat (Ranawat S, Leussenhop CP, & Rodriguez JA, 1997) beobachtete diese nicht progredienten randständigen Säume an der Knochen-Zement-Grenzfläche im Rahmen seiner Nachuntersuchungen bei 39% der zementiert implantierten PFC-Prothesen.

Um im weiteren Verlauf auftretende Osteolysen in einem frühen Stadium dokumentieren zu können, erweisen sich jedoch regelmäßige (jährliche) radiologische Kontrollen als erforderlich. Gerade wenn man bedenkt, dass die meisten Patienten mit Osteolysen im Bereich des Kniegelenkes asymptomatisch sind und die Knochendichte im

Laufe der Jahre eher abnimmt (Callaghan JJ, Dennis DA, Paprosky WG, & Rosenberg AG, 2000). In einer Studie von Levitz (Levitz CL, Lotke PA, & Karp JS, 1995) stellte sich heraus, dass 8 Jahre nach Implantation einer Knie totalendoprothese die Knochendichte im Schnitt um 36,4 % abgenommen hatte. Überraschend war, dass sich kein signifikanter Unterschied bei den Durchschnittswerten der Frauen im Gegensatz zu denen der Männer fand. Die dauerhafte Verankerungsfestigkeit ist hiermit ein entscheidender Faktor für die langfristige Überlebensrate einer Knie totalendoprothese.

Stellt man die prä- und postoperative Verteilung der radiologischen Beinachsen der jeweiligen Scores gegenüber, fällt beim KS-Score präoperativ eine gleichmäßige Verteilung der Ergebnisse auf. Beim HSS-Score hingegen zeigt sich diese eher in Richtung der Fehlstellungen (Varus/Valgus) verschoben. Postoperativ nähern sich die Ergebnisse in beiden Scores deutlich zugunsten einer physiologischen Beinachse an.

Im Rahmen unserer Nachuntersuchungen zeigten sich vereinzelt Fälle, bei denen präoperativ eine Varus- oder Valgusdeformität vorlag, die mehr als 15° betrug. Postoperativ zeigten diese dann bezüglich der Stabilität und der Achse des Beines noch Einschränkungen.

Inzwischen wird bei solchen Patienten, nach entsprechender präoperativer Aufklärung, dazu übergegangen intraoperativ die Indikation für die Implantation einer teilkoppelten oder auch gekoppelten rotationsstabilen Prothese (z.B. Typ Solution, Encore Orthopedics™) zu stellen.

5.10 Implantatnachuntersuchungsergebnisse

Nur ein Patient wies eine mechanische Komplikation an der Patella auf, die zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung zu einer asymptomatischen Fraktur der Patella geführt hatte. Ob die Ursache eine Fehlimplantation oder durch die Knochenstruktur an sich bedingt war, ließ sich rückblickend nicht eruieren.

Bei keinem weiteren der operierten Kniegelenke kam es zu einem mechanischen Implantatversagen. Signifikante Unterschiede bei den Patienten mit und ohne Patelarückflächenersatz bestanden nicht.

Allgemein sollte bei einem Vergleich mit Langzeitstudien berücksichtigt werden, dass die Bevölkerung heutzutage deutlich älter wird als vor 20 Jahren. Diese Tatsache muss bei direkten Vergleichen von Implantatsergebnissen aus verschiedenen Jahrzehnten mit unterschiedlichem Durchschnittsalter berücksichtigt werden. Außerdem hat die Anzahl der implantierten tricompartmentalen Prothesen, gerade bei Rheumatikern, im Vergleich zu den gekoppelten und unikondylären Prothesen im Untersuchungszeitraum signifikant zugenommen. Langzeitstudien, wie die von Knutson et al., Rand et al. oder auch Ranawat et al. weisen auch exzellente Resultate, wenig ernsthafte Komplikationen und eine 10-Jahres-Überlebensrate von über 95% auf (Knutson K, Lewold S, Robertsson O, & Lidgren L, 1994) (Ranawat CS, Flynn WF, Saddler S, Hansraj KK, & Mayna, 1992) (Rand JA, 1994).

Rand et al. (Rand JA & Ilstrup DM, 1991), die im Zeitraum zwischen 1971 und 1987 9200 Knie totalendoprothesen nachuntersucht hatten, legten von vornherein vier unabhängige Variablen fest, die mit einem deutlich niedrigeren Risiko für ein Implantatversagen einhergingen:

- die Erstimplantation einer Prothese,
- die Diagnose einer rheumatoiden Arthritis,
- ein Alter von 60 Jahren und mehr und
- die Verwendung einer kondylären Prothese mit metallbeschichtetem Tibiaimplantat.

Trafen alle vier Variablen zu, betrug die Wahrscheinlichkeit fast 97 %, dass das Implantat nach fünf bzw. nach zehn Jahren noch in situ war. Bei den Oberflächenprothesen (z.B. die PFC-Prothese) konnte eine signifikant höhere Überlebensrate nach Erstimplantation im Gegensatz zur Revisionsimplantation nachgewiesen werden (Schroeder-Boersch H, 1998).

Die Einführung von weltweiten Endoprothesenregistern liefern inzwischen wertvolle Informationen über Standzeiten von Knie- und Hüftprothesen.

Das älteste Register stammt aus Schweden. Hier wurden ab 1975 alle Knieprothesen und ab 1979 auch alle Hüftprothesen erfasst. Es folgten Australien (1998), USA (2001), Großbritannien (2002) und Wales (ab 2013 Nordirland), Kanada, Norwegen.

Erfassungsquoten liegen zwischen 93-100%, teilweise freiwillig oder wie in GB, wo die Teilnahme der NHS-Häuser verpflichtend war.

Auffällige Datensätze bei bestimmten Prothesen oder auch Komponenten führten in der Vergangenheit dazu, dass die Herstellerfirmen gezielt kontaktiert wurden. Beispielsweise fiel im Rahmen einer prospektiven Studie in den USA auf, dass die unikondylären Prothesen eine signifikant verkürzte Standzeit im Vergleich zu den bikondylären Prothesen aufwiesen. Eine Folge davon war eine signifikant geringere Anzahl an Implantationen von unikondylären Prothesen. Ebenso zeigte sich eine erhöhte Revisionsrate für zementfreie Prothesen, was dazu führte, dass mehr zementiert implantiert wurden (Paxton E, et al., 2010).

Mit dem Ziel, die Qualität der Versorgung mit Hüft- und Knie-Prothesen zu verbessern und damit die Zahl an Wechseloperationen zu reduzieren, wurde in Deutschland Anfang 2014 das Endoprothesenregister Deutschland (ERPD) eingeführt. 366 Kliniken (Stand 7/2014) nehmen freiwillig teil. Verpflichtend hierfür ist eine Zertifizierung als EndoProthesenzentrum (endoCert). Die Dokumentation der Daten der registrierten Implantate erfolgt über deren gesamte Lebensdauer. So erfahren Kliniken auch von Revisionen und Wechseloperationen bei Patienten, die dafür ein anderes Krankenhaus aufgesucht haben. Die teilnehmenden Kliniken erhalten einmal jährlich eine Auswertung des ERPD mit Angaben darüber, welche Prothesen in ihrem Haus wie in welcher Zahl eingebaut wurden, wie sich die Zahl der Wechseloperationen entwickelt hat und warum es zu Revisionen gekommen ist (Sternkopf J, Liebs T.R., & Schultz C, 2014).

5.11 Schlußfolgerung und Ausblick

Insgesamt zeigt sich die kreuzbanderhaltende Knie-totalendoprothese Typ Foundation als eine zuverlässige Prothese für Patienten mit normaler körperlicher Aktivität. Sie kann ohne weiteres bezüglich der Protheseneigenschaften mit anderen Oberflächensystemen verglichen werden. Die mittelfristigen Ergebnisse nach zementfreier Implantation eines, das hintere Kreuzband erhaltenden Oberflächengleitersatzes Typ Foundation zeigen, abhängig vom Score, zu 77 - 80% gute bis exzellente Resultate.

Die Knie-totalendoprothese Typ Foundation wurde bis Dezember 1996 in der St. Vincentius-Klinik implantiert. Das Implantat ist für verschiedene Indikationen geeignet.

Bei größeren Achsfehlstellungen kommt es an seine Grenzen, das Kniegelenk ausreichend stabilisieren zu können. Dies wurde an unserer Klinik im Verlauf der Jahre erkannt. Parallel wurden Weiterentwicklungen teil- bzw. gekoppelter Modelle vorangetrieben und auch umgesetzt. Ab Anfang 1997 wurde sie durch das optimierte Modell „TC-Plus™ Solution“ ersetzt. Zusätzlich wurde mehr Augenmerk auf die primäre oder auch sekundäre Implantation von gekoppelten Prothesen gelegt (RT-Solution).

Die Entwicklung einer optimalen Knie totalendoprothese dauert weiterhin an. Aufgrund von Langzeitergebnissen von mehr als 10-15 Jahren kommen immer wieder weiterentwickelte, qualitativ hochwertige Prothesentypen auf den Markt. Die Knie totalendoprothese Typ Foundation existiert weiterhin auf dem Markt unter dem Namen EFK (Fa. Smith&Nephew) und Foundation-Knee (Fa. Speetec) als trikompartimentelle Knieendoprothese. Die EFK-Prothese kann mit Implantatkomponenten der TC-Solution Primary (Fa. Smith&Nephew) kombiniert implantiert werden. Das Foundation-Knee (Fa. Speetec) diente vor mehr 10 Jahren als Basis für das neu entwickelte 3D-Knee (Data Driven Design) als erste „High Flex“ Knieendoprothese.

Im Laufe der letzten Jahrzehnte zeigten sich viele Innovationen hinsichtlich der Implantationstechniken in der Knieendoprothetik.

1994 kamen die ersten Operationsroboter (z.B. Robodoc, Fa. SankyoSeiki) auf den Markt. Hier erhoffte man sich zunächst in der Hüftendoprothetik eine hohe Exaktheit beim Fräsen der 5-achsigen Maschine für die Passgenauigkeit eines zementfreien Schafts. Die Fa. Maquet kam mit einem Konkurrenzprodukt CASPAR (Computer Assisted Surgical Planning And Robotics) auf dem Markt. Ein zusätzliches Gelenk sollte ein noch passgenauerer Arbeiten ermöglichen. Im Rahmen der präoperativen Planung mit dem "Operationsroboter CASPAR" musste routinemäßig ein CT des Kniegelenkes durchgeführt werden. Ziele waren bei der Knieendoprothetik die exaktere Darstellung/Detektion von Rotationsfehlern. Anfänglich führten signifikant längere Hautinzisionen zu vermehrten Wundheilungsstörungen, auch durch die Verwendung von Pins, die am Becken, prox. Femur und prox. Tibia eingebracht werden mussten (bei den frühen Versionen des Stryker Navigation System), in Kombination mit einer längeren OP-Dauer, zu einer erhöhten Komplikationsrate (Schmitt & et al, 2011).

Die Verwendung von Navigationssystemen in der Knieendoprothetik ist heutzutage kein allgemein gültiger Standard. Die bildbasierte Navigation erfordert in der Regel einen erhöhten zeitlichen und logistischen, d.h. auch finanziellen Aufwand. Der zusätzliche Zeitbedarf wird mit durchschnittlich 20 Minuten angegeben (Lüring C, Bähris H, Tingart M, Perlick L, & Grifka J, 2005). Als Vorteile wird die Verbesserung der Implantationsgenauigkeit für die frontale, coronare und sagittale Achse postoperativ angegeben (Kirschner S & Lützner J, 2008). Die Rotationsachse verbesserte sich allerdings nicht wesentlich (Cheng T., Zhang G., & Zhang X., 2011). Patientenindividuelle Kniegelenksimplantate, die präoperativ mittels CT geplant werden müssen, sollen u.a. eine verbesserte Implantatauflage auf den Knochen gewährleisten. Hierzu existieren noch keine Langzeitergebnisse.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass die Zufriedenheit der Patienten nicht immer mit der Funktionalität korreliert.

6 Zusammenfassung

Im Zeitraum von Mai 1993 bis Dezember 1995 wurden in der orthopädischen Abteilung der St. Vincentius-Krankenhäuser in Karlsruhe 263 Prothesen bei 249 Patienten implantiert. Zwischen Ende Oktober 1996 und Ende Dezember 1998 konnten 127 Patienten mit 143 implantierten Prothesen nachuntersucht werden. Die Indikationsstellung betraf bei 126 Patienten eine primäre Gonarthrose und bei 17 Patienten eine Rheumatoide Arthritis, posttraumatische Arthrose oder ein notwendiger Prothesenwechsel.

Die Auswertung der prä- und postoperativen Daten erfolgte mit dem HSS-Score und dem KS-Score, der unterteilt wurde in den klinischen Score und den Function-Score. Hierzu wurde ein eigener Fragebogen entwickelt, der beide Scores beinhaltet. Zusätzlich erfolgte die gesonderte Betrachtung der Patienten mit primärer Gonarthrose von denen der Gruppe mit einer rheumatoiden Arthritis, stattgehabten kniegelenksnahen Frakturen, sowie Patienten mit Prothesenwechseln.

Beim HSS-Score zeigten sich bei insgesamt 109 Patienten bzw. Prothesen (77%) postoperativ sehr gute Gesamtergebnisse. Unterscheidet man beide Gruppen findet sich eine deutliche Differenz (GA 77% - RA et. Al. 70,6%). Bei dem klinischen KS-Score wiesen sogar 118 Patienten (82%) exzellente und weitere 15 (10%) gute Ergebnisse auf.

Mehr als 75 % der Patienten in beiden Gruppen wiesen bezüglich des Kniegelenkes absolute Schmerzfreiheit auf.

Der Function-Score, der ohne den Einfluss von subjektiven Kriterien auskommt, zeigte ebenfalls in beiden Subpopulationen vergleichbar gute bis exzellente Ergebnisse (101 (80%) Patienten aus der Gruppe der GA und 13 (77%) aus der anderen Gruppe). Insgesamt sind die Ergebnisse im Function-Score in beiden Gruppen besser als im Knee-Score. Der Knee-Score zeigte größere Differenzen zwischen beiden Gruppen.

Im Rahmen der radiologischen Nachuntersuchungen fanden sich, bis auf einen Fall von Patellaversagen, bei keinem der Prothesen mögliche oder eindeutige Lockerungszeichen.

Die Bestimmung der Beinachse brachte von den Ergebnissen her die größten Diskrepanzen zwischen den beiden Scores hervor. Hier zeigt sich eine Schwäche des HSS-Scores, der die physiologische Beinachse nicht definiert. Trotzdem ist die Erhebung der Achsenfehlstellung präoperativ eines der wichtigsten Kriterien für die Indikationsstellung zur Implantation einer ungekoppelten Knie totalendoprothese.

Zusammenfassend betrachtet zeigen sich mittelfristig in beiden Gruppen signifikante Verbesserungen in beiden Scores verbunden mit einer deutlichen Zunahme der Lebensqualität.

Die ungekoppelte Knie totalendoprothese Typ Foundation weist sehr gute funktionelle und stabilisierende Eigenschaften auf. Sie kommt somit den Anforderungen, die an die physiologische Biomechanik eines Kniegelenkes gestellt werden sehr nahe. Die knochenparende Implantationstechnik lässt, abhängig vom Patienten und der Indikationsstellung, selbst bei einem später notwendigen Prothesenwechsel noch die erneute Implantation eines Oberflächengleitersatzes, ggf. auch kreuzbandresezierend, zu.

7 Literaturverzeichnis

- Abraham W, Buchanan JR, Daubert H, Green III RH, & Keefer J. (1988). Should the patella be resurfaced in total knee arthroplasty? Efficacy of patellar resurfacing. *Clin Orthop* 236, pp. 128-134.
- Aglietti, P., & et al. (1975). A new patellar prosthesis. In *Clin Orthop* 107 (pp. 175-187).
- Archibeck MJ, Berger RA, Barden RM, Jacobs JJ, Sheinkop MB, Rosenberg AG, & Galante JO. (Aug 2001). Posterior cruciate ligament-retaining total knee arthroplasty in patients with rheumatoid arthritis. *JBJS am*, S. 83-A(8):1231-6.
- Arnold MP. (1998). Patellaersatz bei Knie totalendoprothesen - notwendig? *Der Orthopäde, Vol 27, Issue 9*, S. 637-641.
- Aufranc OE, & Jones WN. (1958). Mold arthroplasty of the knee (abstract). In *J. Bone Joint Surg (Am)* (p. 1431).
- Bartel D, Bicknell VL, & Wright TM. (1986). The effect of conformity, Thickness, and Material stresses in Ultra-High molecular weight components for total joint replacement. In *J Bone Joint Surg (Am)*, 68 (pp. 1041-1051).
- Bauer TW, & Schils, J. (1999). The pathology of total joint arthroplasty. I. Mechanisms of implant fixation. In *Skeletal Radiology, Vol 28, Issue 8* (pp. 423-432).
- Berry DJ, & Rand JA. (1993). Isolated patellar component revision of total knee arthroplasty. 6. In *Clin Orthop*, 28 (pp. 110-115).
- Blom AW, Brown J, Taylor AH, Pattison G, Whitehouse S, & Bannister GC. (July 2004). Infection after total knee arthroplasty. *The Bone and Joint Journal, vol. 86-B no. 5*, S. 688-691.
- Bourne RB, Rorabeck CH, Vaz M, Kramer J, Hardie R, & Robertson D. (1995). Resurfacing versus not resurfacing the patella during total knee replacement. In *Clin Orthop, No. 321* (pp. 156-161).

- Boyd AD, Ewald FC, Thomas WH, Poss R, & Sledge CB. (1993). Long-term complications after total knee arthroplasty with or without resurfacing of the patella. In *J Bone Joint Surg (Am)*, 75 (pp. 674-681).
- Brander VA, Stulberg SD, Adams AD, Harden RN, Bruehl S, Stanos SP, & Houle T. (Stulberg SD, Adams AD, Harden RN, Bruehl S, Stanos SP, Houle T.. Nov 2003). Predicting total knee replacement pain: a prospective, observational study. *Clin Orthop Relat Res.* (416)27-36., S. 27-36.
- Brick GW, & Scott RD. (1988). The patellofemoral component of total knee arthroplasty. 1. *Clin Orthop* 23, pp. 163-178.
- Buechel, & Frederick F. (1994). Meniscal Bearing Knee Replacement: Development, Long-Term Results and Future Technology; Chapter 64. In Scott NW ed, *The Knee* (pp. 1157 - 1177). New York: Mosby.
- Büttner-Janitz K, Horn R, & Kubacki C. (1998). Die Patellaführung in der Knieendoprothetik. In Rabenseifer, *Knieendoprothetik: Komplikationen-Revisionen-Problemlösung* (S. 108-115). Darmstadt: Steinkopferverlag.
- Büttner-Janitz K, Kuhlee U, & Hommel H. (Okt. 1995). Ergebnisse und Erfahrungen mit der neuartigen Foundation-Kniegelenk-Totalendoprothese. *Orthopädische Praxis*, S. 665-667.
- Callaghan JJ, Dennis DA, Paprosky WG, & Rosenberg AG. (2000). A) Materials consideration in total joint replacement. B) Anatomy and biomechanics of the knee. C) Bio-materials and prosthesis design in total knee arthroplasty. D) Long-term results in total knee arthroplasty. In Surgeon, *Orthopaedic Knowledge update Hip and Knee Reconstruction, Chapter 4* (pp. (A): 27-33, 26 (B): 112-117, 31 (C): 263-268 and 38 (D): 303-316). American Academy of Orthopaedic.
- Callaghan JJ, Insall JN, Greenwald AS, Dennis DA, Komistek RD, Murray DW, . . . Dorr LD. (July 2000). Mobile-bearing knee replacement - Concepts and results. In *J Bone Joint Surg (Am)*, Vol. 82, No 7 (pp. 1020-1041).

- Callahan CM, Drake BG, Heck DA, & Dittus RS. (1994, May 4). Patient outcomes following tri-compartmental total knee replacement - A Meta-analysis. *JAMA*, Vol. 271, No.17, pp. 1349-1357.
- Campbell WC. (1921). Arthroplasty of the knee: Report of cases. *American Journal of orthopaedic surgery* 19, 430-434.
- Campbell WC. (1940). Femoral mold arthroplasty. *American journal of surgery* Vol. 47, p. 639.
- Cash RM, Gonzales MH, Garts J, Barmada R, & Stern SH. (1996, Oct.). Proprioception after arthroplasty: role of the posterior cruciate ligament. *Clin Orthop* 331, pp. 172-178.
- Cheng T., Zhang G., & Zhang X. (2011, Dec.). Imageless Navigation System Does Not Improve Component Rotational Alignment in Total Knee Arthroplasty. *JSR, Volume 171, Issue 2*, pp. 590–600.
- Collier JP, Sutula LC, Currier BH, Currier JH, Wooding RE, Williams IR, . . . Major MB. (1996). Overview of polyethylen as a bearing material. Comparison of sterilization methods. In *Clinical Orthopaedics and Related Research*, No. 333 (pp. 76-86).
- Dorr LD, Ochsner JL, Gronley J, & Perry J. (1988, Nov.). Functional comparison of posterior cruciate-retaining versus cruciate-sacrificed total knee arthroplasty. *Clin Orthop*, No. 236, pp. 36-43.
- Encore Orthopedics™. (1994). *Tibial-femorale Geometrie des Foundation Total Knie Systems*.
- Ewald FC (im Namen der Knee Society). (1989, Nov.). The knee society total knee arthroplasty roentgenographic evaluation and scoring system. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, No. 248, pp. 9-12.
- Ewald FC. (1991, April). The second decade. *American journal of knee surgery*, pp. 107-109.

- Feller JA, Bartlett RJ, & Lang DM. (March 1996). Patellar resurfacing versus retention in total knee arthroplasty. In *British Editorial Society of Bone and Joint Surgery, Vol. 78-B, No. 2* (pp. 226-228).
- Fuchs S, Tibesku CO, Flören M, & Thorwesten L. (2000). Interdependence of clinical and isokinetic results after bicondylar knee prosthesis with special emphasis on quality of life results. *International Orthopaedics (SICOT)*, 24, pp. 268-271.
- Gerber BE, & Maenza F. (1998). Shift und tilt der ossären Patella in der Knie totalendoprothese. *Der Orthopäde, Vol 27 Issue 9*, S. 629-636.
- Gluck, T. (1891). Referat über die. *Arch Klin Chir 4*, (S. 186).
- Gunston FH. (1971). Polycentric knee arthroplasty: Prosthetic simulation of normal knee movement. In *J Bone Joint Surg [Br]* (52) (pp. 272-277).
- Hartford, James M, Banit D, Hall K, & Kaufer H. (2001). Radiographic Analysis of Low Contact Stress Meniscal Bearing Total Knee Replacements. In *J Bone Joint Surg, Vol 83-A, No 2* (pp. 229 – 234).
- Helferich. (1894). *Ein neues Operationsverfahren zur Heilung der knöchernen Kiefergelenksankylose*. *Arch Klin Chir* 48: 864.
- Henderson MS. (1918). What are the real results of arthroplasty? In *Am J Orth Surg* (pp. 30-33).
- Hirsch HS, Lotke PA, & Morrison LD. (1994, Dec.). The posterior cruciate ligament in total knee surgery. Save, sacrifice, or substitute? *Clinical Orthopaedics and Related Research, No 309*, pp. 64-68.
- Insall JN. (1995, Sept.). Knee Arthroplasty: Then, now, and tomorrow. *Orthopaedics, Vol 18, No 9*, pp. 889-892.
- Insall JN, Dorr LD, Scott RD, & Scott WN. (1989). Rationale of the knee society clinical rating system. *Clin Orthop, No 248*, pp. 13-14.
- Insall JN, Ranawat CS, Aglietti P, & Shine J. (1976). A comparison of four models of total knee-replacement prosthesis. In *J Bone Joint Surg [Am]* (58) (pp. 754-765).

- Ishii Y, Terajima T, Koga Y, Takahashi H, & et al. (1998). Gait analysis after total knee arthroplasty: Comparison of posterior cruciate retention and substitution. *Journal of orthopaedic science, Vol 3, Issue 6*, pp. 310-317.
- Johnson N, Kotz S, & Kemp A. (1992). *Univariate discrete distributions. Second Edition*. New York: Wiley.
- Jones WN, Aufranc OE, & Kermond WL. (1967). Mold arthroplasty of the knee joint. *J Bone Joint Surg (49)*, p. 1022.
- Judet J et al. (1947). Essais de protheses osteoarticulaire. *Presse Med (55)*, S. 302.
- Kessler S, Günther H-P, & Puhl W. (1997). Vergleichende Outcome-Messungen am arthrotischen Kniegelenk - die Anwendbarkeit von Kniescores. *Orthop Praxis (33)*, S. 61.
- Khan A, & Pradhan N. (2012). Results of Total Knee Replacement with/without resurfacing of the Patella. *Acta Ortop Bras. (online) 20(5)*, pp. 300-302.
- Kienapfel H, Griss P, Orth J, Roloff K, & Malzer U. (Juni 1991). 2-5 -Year follow-up of cementless implantable knee joint prosthesis of the Miller-Galante Type. *Der Orthopäde 20 (3)*, S. 189-196.
- Kienapfel H, Sumner DR, Jacobs JJ, Turner TM, Urban RM, & Galante JO. (1990). A quantitative topographic evaluation of bone ingrowth in tibial components removed from human patients. In Heimke G, Soltesz U, & Lee AJC (eds), *Clinical Implant Materials-advances in biomaterials, Vol 9*. (pp. 415-420). Amsterdam: Elsevier.
- Kirschner S, & Lützner J. (März 2008). Primäre Endoprothetik am Kniegelenk. *Orthopädie und Unfallchirurgie up2date*, S. 177-191.
- Kirschner S, König A, Walther M, Rader CP, & Eulert J. (Januar 1999). Mittelfristige Ergebnisse nach kreuzbanderhaltendem PFC-Gleitflächenersatz des Kniegelenkes mit zementfrei implantierter Femur- und zementierter Tibia- und Patellakomponente. *Orthopädische Praxis 35*, S. 31-35.

- Kißlinger E, Stucki L, & Wessinghage D. (Mai 1998). Sind Scores geeignet zur Messung funktioneller Ergebnisse nach Kniegelenk-Schlittenprothesen? *Orthopädische Praxis* 34, S. 331-334.
- Knutson K, Lewold S, Robertsson O, & Lidgren L. (1994, March/May). The Swedish knee arthroplasty register - A nation-wide study of 30.003 knees 1976-1992. *Acta Orthop. Scandinavia* 65 (4), pp. 385-396.
- Knutson K, Lindstrand A, & Lidgren L. (1986). Survival of knee arthroplasties. A nation-wide multicentre investigation of 8000 cases. *J Bone Joint Surg (68-B)*, 795-803.
- König A, Janßen E, Scheidler M, & Gohlke F. (1997). Verlaufsbeobachtungen nach bicondylärem Oberflächenersatz bei rheumatischen Kniegelenksdestruktionen. *Zeitschrift für Rheumatologie, Vol 56, Kap.4, S. 200-206.*
- König A, Scheidler M, Rader C, & Eulert J. (1997, Dec.). The need for a dual rating system in total knee arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research, No. 345*, pp. 161-167.
- Krackow KA. (1990). *The technique of total knee arthroplasty, Mosby-Year Book. St.Louis.*
- Krämer KL, & Maichl FP. (1993). *Scores, Bewertungsschemata und Klassifikationen in Orthopädie und Traumatologie.* New York: Thieme Verlag, Stuttgart.
- Krugluger J, Steinwenter K, & Knahr K. (1998). Uncemented Miller-Galante total knee replacement. In *International Orthopaedics, Vol. 22:* (pp. 230-233). Springer-Verlag.
- Larson CM, MacMillan DP, & Lachiewicz PF. (2001). Thromboembolism After Total Knee Arthroplasty: Intermittent Pneumatic Compression and Aspirin Prophylaxis. *Journal of the Southern Orthopaedic Association, Vol 10, No 3,* S. 155-163.
- Laskin RS. (1997). Cemented total knee replacement in patients with osteoarthritis: A five-year follow-up study using a prosthesis allowing both retention and

- resection of the posterior cruciate ligament. In *The Knee, Vol 4, Issue 1* (pp. 1-6). New York: Mosby.
- Laskin RS, Denham RA, & Apley AG. (1984). *Replacement of the knee*. Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo: Springer-Verlag.
- Lee, J. K., & Choi, C.-H. (March 2012). Total knee arthroplasty in rheumatoid arthritis. *Knee Surg Relat Res.*, 24(1), S. 1-6.
- Levitz CL, Lotke PA, & Karp JS. (1995). Long-term changes in bone mineral density following total knee replacement. In *Clinical Orthopaedics and Related Research, No. 321* (pp. 68-72).
- Lewold S, Knutson K, & Lidgren L. (1993). Reduced failure rate in knee prosthetic surgery with improved implantation technique. *Clin Orthop* 287, pp. 94-97.
- Liebau CH, Pap G, Nebelung W, Merk H, & Neumann HW. (1998). Vergleich funktioneller Ergebnisse bei der Implantation von Natural-Knee Knieendoprothesen mit und ohne Patellarückflächenersatz. *Zeitschrift für Orthopädie*. 136, S. 65-69.
- Lombardi AV Jr, Mallory TH, & Eberle RW. (1994). Constrained knee arthroplasty. In Scott RD, *The knee, Vol 2* (pp. 1305-1323). New York: Mosby-Year Book Inc.
- Lüring C, Bähis H, Tingart M, Perlick L, & Grifka J. (2005). Die navigationsgestützte Knieendoprothetik; Eine Standortbestimmung unter evidenzbasierten Kriterien. *Deutsches Ärzteblatt 102: A (Heft 34-35)*, S. 2320-2325.
- MacAusland WR. (1956). Total joint replacement of the knee joint by a prosthesis. In *Surg Gynecol Obstet*, 104 (pp. 579-583).
- MacIntosh DL. (1967). Arthroplasty of the knee in rheumatoid arthritis using the hemiarthroplasty prosthesis. In Chapcal G, editor: Synovectomy and arthroplasty in rheumatoid arthritis. *Second International Symposium Jan 27-29, 1967* (p. 131). Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- Majnoni d'Intignano JM. (1950). Articulations totales en resine acrylique. In *Rev Chir Orthop*, 36 (p. 535). Paris.

- Malzer U, & Schuler P. (März 1998). Die Komponentenausrichtung beim Oberflächenersatz des Kniegelenkes. *Orthopädische Praxis* 34, S. 141-146.
- Mazas FB, & GUEPAR. (1973). GUEPAR total knee prosthesis. *Clin Orthop* 94, pp. 211-221.
- McCaskie AW, Deehan DJ, Green TP, Lock KR, & et al. (1998, Nov.). Randomised, prospective study comparing cemented and cementless total knee replacement – Results of Press-Fit Condylar knee replacement at five years. *J Bone Joint Surg (Br), Vol. 80, No.6*, pp. 971-975.
- McKeever DC. (1955). Patellar prosthesis. *J Bone Joint Surg (Am)* 37, pp. 1074-1084.
- McKeever DC. (1960). Tibial plateau prosthesis. *Clin Orthop* 18, pp. 86-95.
- McPherson EJ. (1999). Outcome of infected total knee utilizing a staging system for prosthetic joint infection. *AmJ Orthop* 28(3), 161-165.
- Melzer C, & Gresens M. (2003). Posttraumatische Knieendoprothetik, Indikation und Implantatoptionen. *Trauma und Berufskrankheit; 5 (Suppl. 2)*, S. 225-229.
- Miller A, & Friedman B. (1952). Fascial arthroplasty of the knee. *J Bone Joint Surg (Am)*, 34, pp. 55-63.
- Newman J.H., Ackroyd C.E., Shah N.A., & Karachalios T. (2000). Should the patella be resurfaced during total knee replacement. In *The Knee* 7 (pp. 17-23). Elsevier.
- Niethard, & Pfeil. (1992). *Orthopädie - Duale Reihe*.
- Nowicki J. (1998). Natural-Knee-Endoprothese bei der Versorgung der Pangoarthrose. *Orthopädische Praxis* 34, S. 119-120.
- Ollier L. (1886). Des resections orthopediques dans le traitement des ankyloses osseuses de la hanche et du genou. *Congres Francaise Chirurgie*.
- Ortiguera CJ, & Berry DJ. (2002, April). *J Bone Joint Surg (84-A, 4)*, pp. 532-540.
- Pappas MJ, Makris G, & Buechel FF. (1993). High cycle wear simulation of TiN coating on UHMWPe, a Thirty-five million cycle test. *19th Annual meeting of the Society for Biomaterials*. Birmingham.

- Paxton E, Namba R.S., Maletis G.b., Khatod M, Yue E, & et al. (2010). A prospective Study of 80,000 Total Joint and 5000 Anterior Cruciate in the United States Ligament Reconstruction. Procedures in a Community-Based Registry. *J Bone Joint Surg Am.* 92, pp. 117-132.
- Platt G. (1960). Arthroplasty of the knee in rheumatoid arthritis. *JBJS* 18, p. 86.
- Plitz W. (August 2000). Knieendoprothetik - Werkstoffauswahl und -anforderungen. *Der Orthopäde* 29, S. 727-731.
- Rabenseifner L, & Stutz W. (1996). Klinische Ergebnisse nach PFC-Oberflächenersatz. In Stuhler T, *Gonarthrosen: Gelenkerhaltende Operationen versus Gelenkersatz* (S. 222-225). Georg Thieme Verlag.
- Rakel BA, Blodgen NP, Zimmermann MB, Logsdon-Sackett N, Clark C, Noiseux N, & Callaghan J. (November 2012). Predictors of Postoperative Movement and Resting Pain following Total Knee Replacement. *Pain, Vol 153 - 11*, S. 2192-2203.
- Ranawat CS. (1986). The patellofemoral joint in total condylar knee arthroplasty: Pros and cons based on five to ten-year follow-up observations. *Clin Orthop* 205, S. 93-99.
- Ranawat CS, & Shine JJ. (1973). Duocondylar total knee arthroplasty. *Clin Orthop, No 94*, pp. 185-195.
- Ranawat CS, Flynn WF, Saddler S, Hansraj KK, & Mayna. (1992). Long-term results of the total condylar knee arthroplasty: A 15-year survivorship study. *Clin Orthop*.
- Ranawat S, Leussenhop CP, & Rodriguez JA. (1997, March). The Press-Fit Condylar Modular Total Knee System. Four-to-six-year results with a posterior-cruciate-substituting design. 3. *J Bone Joint Surg (Am)*, Vol. 79, No. 3, pp. 342-348.
- Rand JA. (1994, April). Current Concepts Review. The patellofemoral joint in total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg (Am)*, Vol. 76, No. 4, pp. 612-620.
- Rand JA, & Ilstrup DM. (1991). Survivorship analysis of total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg (Am)*, Vol. 73, pp. 397-409.

- Reilly D, & Martens M. (1971). Experimental analysis of the quadriceps muscle force for various activities. *Acta Orthop Scand* 43, pp. 126-137.
- Reiss, E., Schneider, U., Malzer, U., & Schuler, P. (7 2002). 5-Jahres-Ergebnisse mit bikondylärem Oberflächengleitersatz des Kniegelenkes. *Orthopädische Praxis*, 38, S. 427-432.
- Renstrom P, & Johnson RJ. (1990, September). Anatomy and biomechanics of the menisci. *Clin Sports Med*, pp. 523-538.
- Ringeisen M, Matzen KA, & Schmitt-Bosslett J. (Oktober 1995). Die zementfreie Foundation-Doppelschlittenprothese - Ein-Jahres-Ergebnisse. *Orthopädische Praxis*, S. 661-664.
- Ritter MA, Campbell E, Faris PM, & Keating EM. (1989). Long-term survival analysis of the posterior cruciate condylar total knee arthroplasty: A 10-year evaluation. In *J Arthroplasty*. 4 (4) (p. 293).
- Rosenberg AG, Andriacchi TP, Barden R, & Galante JO. (1988). Patellar component failure in cementless total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 236, pp. 106-114.
- Schmitt, & et al. (2011). *Navigation of total knee arthroplasty: Rotation of components and clinical results in a prospectively randomized study BMC Musculoskeletal Disorders, Vol. 12, p. 16.*
- Schroeder-Boersch H. (1998). Der Patellarückflächenersatz in der Knie totalendoprothetik - Aktueller Stand der Kontroverse. In *Der Orthopäde* 27 (S. 600-611).
- Schroeder-Boersch H., Scheller G., & Brinkmann L. (5 1998). Jani L. Der Einfluss von Voroperationen auf das Ergebnis einer Knie totalprothesen-Implantation.,. *Orthopädische Praxis* 34, S. 325-330.
- Schuler P, Malzer U, & Brandau K. (1996). Die Foundation-Knie-Endoprothese. In *Aus Endoprothetik: Grundlagen, Qualitätssicherung, Erfahrungen* (S. 209-215).
- Scott RD. (1994). *The Knee. Vol. 1.* Mosby-Year Book, Inc.

- Scott RD. (1996). Patellofemoral problems in TKR. 3, Issue 3. In Scott RD, *The Knee, Vol: 3* (pp. 167-168). New York: Mosby-Year Book, Inc.
- Scott RD, & Volatile TB. (1986, April). Twelve years experience with posterior cruciate-retaining total knee arthroplasty. *Clin Orthop, No. 205*, pp. 100-107.
- Scott RD, Turoff N, & Ewald FC. (1982). Stress fracture of the patella following duopatellar total knee arthroplasty with patellar resurfacing. *Clin Orthop 170*, pp. 147-151.
- Scott WN, & Rubinstein M. (1986). Posterior stabilized knee arthroplasty: Six-year experience. *Clin Orthop 205*, pp. 138-145.
- Scuderi GR, Insall JN, Windsor RE, & Maran MC. (1989). Survivorship of cemented knee replacements. *J Bone Joint Surg (Am) 71-B*, S. 798-803.
- Shiers LG. (1954). Arthroplasty of the knee: Preliminary report of a new method. *J Bone Joint Surg [Br] 36*, p. 553.
- Simmons S, Lephart H Rubash, Borsa P, & Barrack RL. (1996). Proprioception following total knee arthroplasty and without the posterior cruciate ligament. *J Arthroplasty. 11 (7)*. In Pellengahr, Jannson, & Duerr, *Z Orthop 137 (99)* (S. 763-768).
- Singh J, & Lewallen DG. (June 2014). Time Trends in the Characteristics of Patients Undergoing Primary Total Knee Arthroplasty. *Arthritis Care & Research, Vol. 66, No. 6*, S. 897-906.
- Speed JS, & Trout PC. (1949). Arthroplasty of the knee: A follow-up study. *J Bone Joint Surg (Br) 31*, pp. 53-60.
- Stern T, Stay H-E, Schmitz B, Heine J, & Menke W. (Januar 1998). Individuelle Verlaufskontrolle der Kniegelenkfunktion nach Gleitflächenendoprothese im prä- und postoperativen Vergleich. *Orthopädische Praxis 3*, S. 33-36.
- Sternkopf J, Liebs T.R., & Schultz C. (2014). Endoprothesenregister – Große Akzeptanz in Krankenhäusern. *Deutsches Ärzteblatt, 111(43)*, S. 1848-50.
- Steubben CM, & Postak PD. (February, 1993). *Stability characteristics of the Foundation Total Knee System; submitted to Encore Orthopedics, Inc. 3*, by

the Orthopaedic Research Laboratories. Cleveland, Ohio: The Mount Sinai Medical Center.

Streicher, & Robert M. (1998). Möglichkeiten zur Reduktion von verschleißbedingten Problemen bei Knieendoprothesen. In Rabenseifner L., *Knieendoprothetik: Komplikationen - Revision - Problemlösung* (S. 31-43). Darmstadt: Steinkopf-Verlag.

Stringer MD, Steadman CA, Hedges AR, Thomas EM, Morley TR, & Kakkar VV. (May 1989). Deep Vein Thrombosis after Elective Knee Surgery. *JBJS Br. Vol 71-B*, S. 492-497.

Townley CO. (1973). *The anatomic total knee*. Port Huron, Michigan: Ahorn Press.

Townley CO. (1985). The anatomic total knee resurfacing arthroplasty. *Clin Orthop* 192, pp. 82-96.

Townley CO. (1988). Total knee arthroplasty: A personal retrospective and prospective review. *Clin Orthop* 236, pp. 8-22.

Turner RA, & et al. (1972, January). Arthroplasty of the knee with tibial and/or femoral metallic implants. *Arthritis Rheum.*, p. 15.

Turner TM, Urban RM, Sumner DR, Skipor AK, & Galante GO. (1989, July). Bone ingrowth into the tibial component of a canine total condylar knee replacement prosthesis. *J Orthop Res*, pp. 893-901.

Utzschneider S, Harrasser N, & et al. (2011). Wear of Contemporary total knee replacements – A knee simulator study of six current designs (Clinical Biomechanics). In Scott WN, & Insall, *Surgery of the Knee*. Elsevier.

Verneuil AS. (1860). De la creation d'une fausse articulation par section ou resection partielle de l'os maxillaire inferieur, comme moyen de remedier a l'ankylose vraie ou fausse de la machoire inferieure. In *Arch Med* (pp. 174-195).

Verneuil AS. (1863). *Affection articulaire du genou*. Arch Med.

Victor J, Ghijssels S, Tajdar F, & et al. (2014). Total knee arthroplasty at 15–17 years: Does implant design affect outcome? *International Orthopaedics* ; 38(2). doi:10.1007/s00264-013-2231-8, pp. 235-241.

- Vince K, & MacPherson P. (1992). The patella in total knee arthroplasty. *Orthop. Clin. North. Am., Vol 23*, pp. 675-686.
- Vince KG. (1994). Evolution of total knee arthroplasty. In Scott WN, *The Knee, Vol. 2, Kap 58* (pp. 1045-1078). New York: Mosby-Year Book, Inc.
- Vince KG. (July 1996). Primary total knee arthroplasty. *Current opinion in orthopedics (1)*, S. 59-64.
- Walldius B. (1957). Arthroplasty of the knee using an endoprosthesis. Reprinted from *Acta Orthop. Scand.24 (Suppl): 1-112. Clin Orthop No 331*, pp. 4-10.
- Walldius B. (1968). Prosthetic replacement of the knee joint. *J Bone Joint Surg (Br) 58*, p. 221.
- Wessinghage D. (1991). Beitrag zur Geschichte – Themistocles Gluck, 100 Jahre künstlicher Gelenkersatz. In *Zeitschrift für Orthopädie. 129* (S. 383-388). Stuttgart: F. Enke Verlag.
- Whiteside LA, & Nagamine R. (n.d.). Biomechanical aspects of knee replacement designs. In Scott WN, *The Knee, Vol. 2* (pp. 1079-1096).
- Whiteside, L. (Dec 1994). Cementless total knee replacement. Nine- to 11-year results and 10-year survivorship analysis. *Clinical Orthopaedics and Related Research, 309*, S. 185-92.
- Windsor RE, Scuderi GR, & Insall JN. (1989). Patellar fractures in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty 4 (Suppl.)*, pp. 63-67.
- Young HH. (1963, December). Use of a hinged vitallium prosthesis for arthroplasty of the knee. A preliminary report. *J Bone Joint Surg 45-A*, pp. 1627-1642.

Gehstrecke bis 2 km, Stehen > ½ h	10
Gehstrecke 0,5 - 1 km	8
Gehstrecke < 0,5 km	4
Nicht gehfähig	0
• Gehhilfen:	
Keine	0
Eine Gehhilfe	-1
Eine Krücke	-2
Zwei Krücken	-3
• Treppensteigen:	
Normales Treppensteigen	5
Nur mit Geländer	2
Nicht möglich	0
Aufstehen aus dem Sitzen	5
Mit Hilfe der Arme	2
Nicht alleine möglich	0
• Instabilität:	
Keine	10
0 - 5°	8
6 - 15°	5
> 16°	0
• Quadricepskraft:	
Nicht brechbar	10

Brechbar	8
Volle aktive Streckung	4
Aktiver Streckausfall	0

- **Bewegungsumfang (max. 18 Punkte)**

Extension/Flexion - / - / - 1 Punkt pro 8°

- **Beugekontraktur:**

Keine	10
< 5°	8
5 - 10°	5
> 11°	0

- **Streckdefizit:**

Kein	0
5°	-2
10°	-3
15°	-5

- **Varus/Valgus (minus):**

1 Punkt pro 5° Varus oder Valgus

- **Gesamtpunktzahl (maximal 100 Punkte):**

KS-Score (Function-Score ist unterstrichen):• **Schmerz:**

Zu keiner Zeit	50
Wenig und gelegentlich	45
nur Treppensteigen	40
Laufen und Treppe	30
Mäßig, gelegentlich	20
Mäßig, dauernd	10
stark	0

• **Funktion:**

Gehstrecke unbegrenzt	50
Gehstrecke bis > 1 km	40
Gehstrecke 0,5 – 1 km	30
Gehstrecke < 0,5 km	20
Nur zuhause	10
Nicht gehfähig	0

• **Treppensteigen:**

Treppensteigen normal	50
Nur abwärts mit Geländer	40
Auf- und abwärts mit Geländer	30
Aufwärts mit Geländer, abwärts unmöglich	15
Auf- und abwärts unmöglich	0

• **Gehhilfen:**

Keine	0
Ein Stock oder eine Krücke	-5
Zwei Stöcke	-10
Zwei Krücken oder Gehwagen	-20

- **Stabilität (Maximum an Beweglichkeit in jeder Stellung):**

Medio-lateral:

< 5° 15

6 - 9° 10

10 - 14° 5

> 15° 0

Antero-

posterior:

< 5 mm 10

5 - 10 mm 5

> 10 mm 0

- **Bewegungsumfang (max. 25 Punkte):**

1 Punkt pro 5°

- **Streckdefizit:**

Kein 0

< 10° -5

10 - 20° -10

> 20° -15

- **Beugekontraktur:**

5 - 10° -2

10 - 15° -5

16 - 20° -10

> 20° -15

- **Beinachse:**

5 - 10° 0

0 - 4°	-3/°
11 - 15°	-3/°
> 15°	-20

- **Gesamtpunktzahl (max. 200 Punkte):**

8.2 Radiologische Analyse



Abbildung 29: Femurkomponente, seitliche Aufnahme

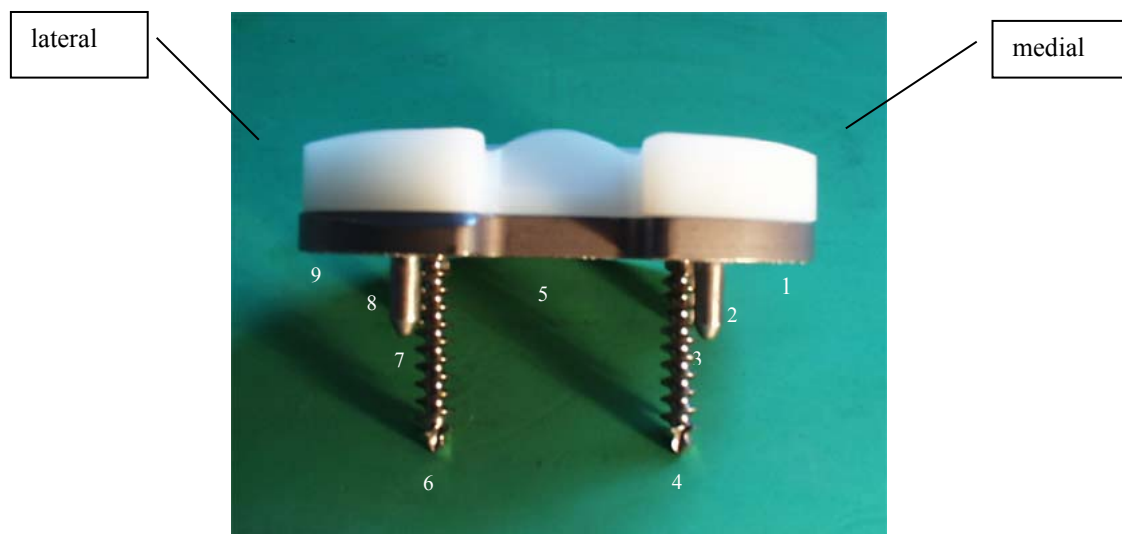


Abbildung 30: Tibiplateau ap-Aufnahme (Ansicht von dorsal)

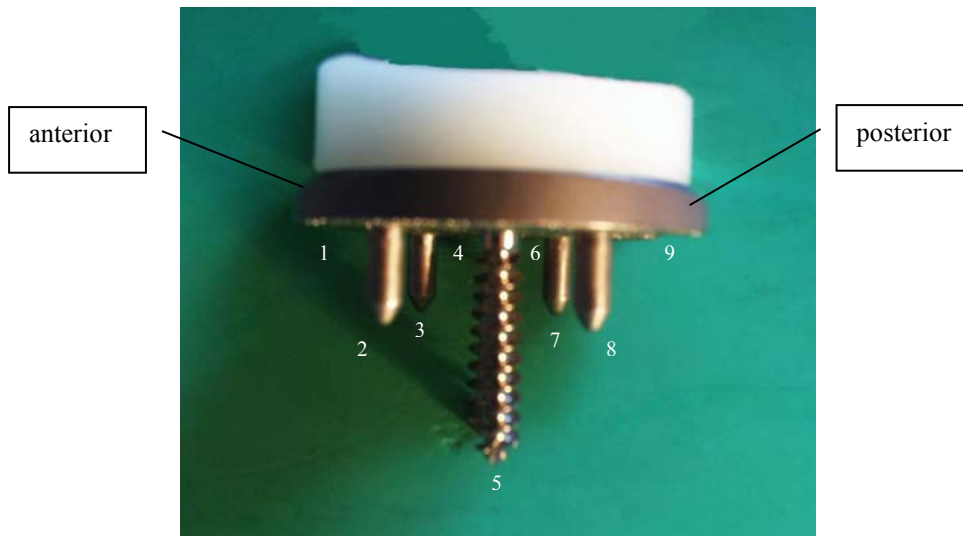


Abbildung 31: Tibiaplateau, seitliche Aufnahme

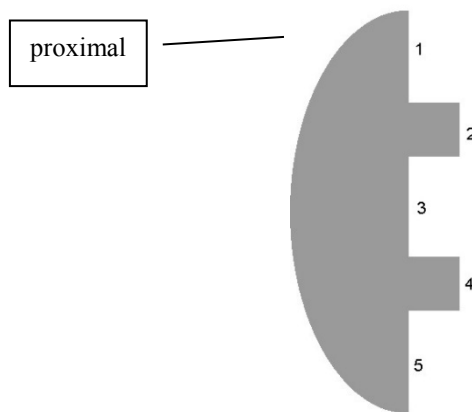


Abbildung 32: Patella seitlich

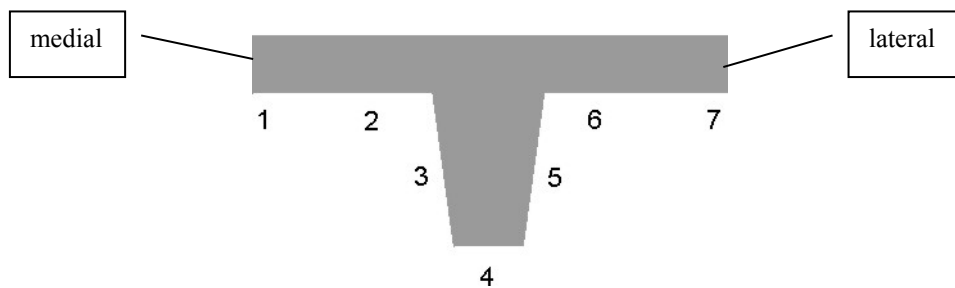


Abbildung 33: Tibiaplateau zementiert, ap-Aufnahme

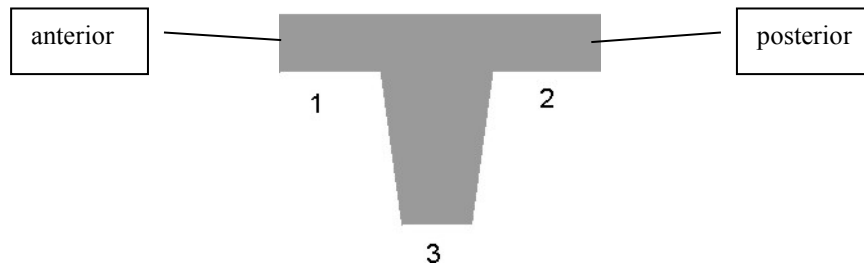


Abbildung 34: Tibiaplateau zementiert, seitliche Aufnahme

8.3 Abkürzungsverzeichnis

AF = anatomische Femurachse

a.p. = anterior-posterior

ASK = Arthroskopie

AZ = Allgemeinzustand

Clin Orthop = Clinical Orthopaedics and Related Research

CPM = continuous passive motion

Cr-Co-Mo = Chrom-Cobalt-Molybdän

Dtsch Ärztebl. = Deutsches Ärzteblatt

Fa. = Firma

GB = Great Britain

HSS-Score = Hospital for Special Surgery Score

J Arthroplasty = Journal of Arthroplasty

J Bone Joint Surg (Am) = Journal of Bone and Joint Surgery (American)

J Bone Joint Surg (Br) = Journal of Bone and Joint Surgery (British)

JSR = Journal of Surgical Research

KBL = Kniebasislinie

KS-Score = Knee Society Score

LCS-Knie = Low Contact Stress-Knie

n = Gesamtzahl der Patienten / Stichprobenumfang

N₂Vac = Nitrogen gas

NHS = National Health Service

NJR = National Joint Registry

PMMA = Polymethylmethacrylat

Q-Winkel = Quadricepswinkel

RA et al = Rheumatiker, Patienten mit posttraumatischer Gonarthrose und Patienten mit Knie-TEP-Wechsel

s. Abb. = siehe Abbildung

Ti-Ni-Keramik = Titanium- Nitride – Keramik

Ti6Al4V = Titanium-Aluminum-Vanadium

TL = Traglinie

u.a. = unter anderem

UCI = University of California at Irvine

UHMWPE = ultrahigh molecular weight polyethylen

V = Vertikalen

Vol. = Volume/Band

XLPE = crosslinked polyethylen

z.T. = zum Teil

8.4 Akademische Lehrer

Damen und Herren der Freien Universität Berlin:

Baumgarten; Blauer; Bogusch; Brumme; Büldt; Eyrich; Fuhrhop; Geilen, Graf;
Grossgebauer; Günther; Guggenmoos-Holzmann; Habermas; Hegel; Helmchen;
Hoppe; Foul; Klapp; Kment; König; Köpf-Meier; Krieg; Merker; Neitzel, Orfanos,
Rosemeier; Rüden; Rune; Samandari; Schauwecker; Seipel; Siegel; Töpfer; Wahn;
Weber; Winau; Wolf.

Universität Freiburg:

St. Vincentius-Krankenhaus Karlsruhe (Akademisches Lehrkrankenhaus):

Gonska; Kiffner; Schuler.

8.5 Danksagung

Ich danke Prof. Dr. P. Schuler für die Bereitstellung des Themas und Herrn

Prof. Dr. H. Kienapfel für die abschließende Betreuung.

Meinem Mann danke ich für seine Hilfe, seine unendliche Geduld und liebevolle Unterstützung während der Fertigstellung.