

**Universitätsklinik Ulm
Klinik für Unfall-, Hand-, Plastische- und
Wiederherstellungschirurgie
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. med. Florian Gebhard**

**10- bis 12- Jahres-Langzeitergebnisse der
LCS-Knieendoprothese**

**Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin
der Medizinischen Fakultät der Universität Ulm**

**Christian Josephs
geboren in Essen**

2015

Amtierender Dekan: Prof. Dr. rer. nat. Thomas Wirth

1. Berichterstatter: PD Dr. med. Peter Keppler

2. Berichterstatter: PD Dr. med. Thomas Kappe

Tag der Promotion: 15.12.2017

Meiner geliebten Familie

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	III
1. Einleitung	1
1.1. Geschichte, Entwicklung und Typen der Knieendoprothesen	2
1.1.1. Scharniergelenke	2
1.1.2. Erste Oberflächenersatzprothesen	6
1.1.3. Die neue Oberflächenersatz-Generation	8
2. Material und Methodik	17
2.1. Patientenkollektiv	17
2.1.1. Geschlechts- und Altersverteilung der Patienten	17
2.1.2. Gewicht der Patienten	18
2.1.3. Indikation für die Implantation einer LCS-Knieendoprothese	18
2.1.4. Voroperationen	19
2.1.5. Operationsstatistiken	19
2.2. Untersuchungsmethoden	20
3. Ergebnisse	23
3.1. Prä- / postoperativer Vergleich der von Patienten geäußerten Befunde	23
3.1.1. Schmerzsymptomatik	23
3.1.2. Mobilität	24
3.1.3. Treppensteigen	25
3.1.4. Aktivität der Patienten	25
3.2. Prä- / postoperativer Vergleich der Klinischen Befunde	27
3.2.1. Vergleich des Bewegungsumfangs	27
3.2.2. Vergleich der Flexionskontraktur	28
3.2.3. Vergleich des Extensionsdefizits	29
3.2.4. Vergleich der Stabilität	30
3.3. Prä- / postoperativer Vergleich der Beinachse	32
3.4. Prä- / postoperativer Vergleich der Knee- und Function Score-Werte	33
3.4.1. Präoperative Werte des Knee Score	33
3.4.2. Präoperative Werte des Function Score	33
3.4.3. Postoperative Werte des Knee Score	34
3.4.4. Postoperative Werte des Function Score	34
3.5. Postoperative Radiologische Befunde	35
3.6. Zufriedenheit mit dem Operationsresultat	36

4.	Diskussion	37
4.1.	Vergleich der patientendemografischen Daten	37
4.2.	Operationsstatistiken - Prothesenkomponenten und Vergleiche	42
4.3.	Vergleich und Bewertung der von Patienten geäußerten Befunde	50
4.4.	Vergleich und Bewertung der Klinischen Befunde	54
4.5.	Vergleich und Bewertung der Beinachsenstellung	60
4.6.	Vergleich und Bewertung der Knie- und Function Score-Mittelwerte	61
4.7.	Vergleich und Bewertung der postoperativen Radiologischen Befunde	63
4.8.	Subjektive Bewertung des Operationsresultats	64
4.9.	Schlussbetrachtung	65
5.	Zusammenfassung	66
6.	Literaturverzeichnis	68
7.	Anhang	74
7.1.	Bildnachweis	74
7.2.	Knee Society Score	75
7.2.1.	Objektiver Score	75
7.2.2.	Funktioneller Score	76
8.	Danksagung	77
9.	Tabellarischer Lebenslauf	78

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
AP	anteroposteriore Richtung
BMI	Body-Maß-Index
et al.	et alii (und andere)
GSB-Endoprothese	Gschwend-Scheier-Bähler-Endoprothese
LCS-Endoprothese	Low Contact Stress-Endoprothese
PC	Porous Coat
PE	Polyethylen
PMMA	Polymethylmetacrylat
postop.	postoperativ
präop.	präoperativ
UHMWPE	ultrahochmolekulargewichtiges Polyethylen = (ultra-high-molecular-weight polyethylene)

1. Einleitung

Das Knie ist nicht nur das größte Gelenk des menschlichen Körpers, sondern als Drehscharniergelenk zugleich auch das aus anatomisch-biomechanisch-physiologischem Aspekt gesehen komplizierteste Gelenk. Die drei knöchernen Anteile von Femur, Tibia und Patella umgeben von Bandapparat, Menisci und muskulären Weichteilen sind asymmetrisch angelegt und bilden drei Kompartimente: 1. das laterale, 2. das mediale Femorotibialgelenk und 3. das Femoropatellargelenk [19].

Funktionsstörungen der Kniegelenke nehmen mit wachsendem Lebensalter zu und werden in erster Linie durch degenerative Prozesse (primäre Gonarthrose) verursacht. Medikamente, Stoffwechselerkrankungen oder starkes Übergewicht können mitunter zur Entstehung einer Arthrose des Kniegelenks beitragen [40]. Auch posttraumatische Arthrosen sowie entzündlich-rheumatische Prozesse können die Kniefunktion stark einschränken. Die Funktionsstörungen äußern sich durch – teils sehr starke – Schmerzen und Bewegungsbeeinträchtigungen und führen letztendlich zu einer Minderung der Lebensqualität [3].

Auch wenn sich ihre Materialien und Techniken im Laufe der Jahre gravierend verbessert haben, und trotz der Tatsache, dass das Einsetzen eines Knieimplantates heute zu den Standardoperationen zählt, bleibt die Knieendoprothetik aufgrund der Komplexität des Kniegelenks nach wie vor eine große Herausforderung [37]. Denn eine gute und gut eingepasste Knieendoprothese muss die vielfältigen und komplizierten Verhältnisse des natürlichen Kniegelenks nachahmen, um die ursprünglichen Bewegungsfreiheitsgrade des Knies wieder schmerzfrei zu gewährleisten. Die Knieendoprothetik ist häufig nach vergeblichen und vielfach nur eine Operation hinauszögernden konservativen Therapiemaßnahmen wie Physiotherapie und Medikationen zur Linderung der Symptomatik als ultima ratio unausweichlich [40].

Fortschritte innerhalb der Anästhesie, Intensivmedizin und Operationstechnik machten eine Knieendoprothetik im Laufe der Zeit immer risikoärmer, so dass ein Knieersatz mittlerweile auch sehr häufig bei älteren Patienten indiziert wird, um auch dieser Patientengruppe zur Schmerzfreiheit oder zumindest Schmerzlinderung sowie zur freien Beweglichkeit zu ver-

helfen. Dies ist umso wichtiger, weil die Lebenserwartung unserer Bevölkerung immer mehr wächst.

Im Verlauf der Entwicklung der Knieendoprothetik haben sich Oberflächenersatzprothesen immer mehr durchgesetzt und besser bewährt als frühere Konzepte wie beispielsweise die ersten Scharniergelenkmodelle. Denn der Oberflächenersatz bietet deutlich mehr Funktionalität bei gleichzeitiger langjähriger Stabilität, wobei darüber hinaus wesentlich weniger Infektionen und Probleme auftreten.

Zwischen dem 01.01.1995 und dem 31.12.1996 wurde im Ulmer Universitätsklinikum bei 123 Patienten eine Low Contact Stress-Knieendoprothese implantiert. Die **Fragestellung** dieser Langzeitstudie lautet, inwieweit die Implantation einer LCS-Oberflächenersatzprothese die präoperative – und damit operationsrelevante – Knie-Symptomatik verbessern konnte. Zur Feststellung des Verbesserungsgrades werden die präoperativen Befunde und die postoperativen Ergebnisse gegenübergestellt. Als Kriterien werden dabei die von den Patienten geäußerten Befunde, klinische Parameter, radiologische Befunde sowie die mittleren Werte des Knee- und Function Score der *Knee Society* berücksichtigt. Um unsere Befunde und Ergebnisse einordnen zu können, werden sie mit denen der Referenzliteratur verglichen und bewertet.

1.1. Geschichte, Entwicklung und Typen der Knieendoprothesen

1.1.1. Scharniergelenke

Die Kniegelenksendoprothetik kann heute auf eine gut 120jährige Geschichte zurückblicken. Sie begann damit, dass Themistokles GLUCK im Jahr 1890 in Berlin eine Scharniergelenk-Elfenbeinzylinder-Prothese entwickelte, die er erstmals einem 17jährigen Jungen implantierte und mit einem Knochenzement aus Colophonium und Gipspulver fixierte [60]. In den Folgejahren wurden dann diverse Scharniergelenke konzipiert.

Ab 1951 implantierte z.B. WALLDIUS Scharnierprothesen aus Acrylharz [56, 57] – siehe Abb. 2 –, entschied sich dann aber ab 1958 wie MERLE D'AUBIGNÉ [39] – siehe Abb. 1 – fünf Jahre vor ihm für Ganzmetallmodelle, da diese sowohl eine größere Materialhaltbarkeit als auch einen längeren stabilen Sitz versprachen.



Abb. 1: Prothese nach Merle D'Aubigné [39, S. 511]

Die beiden Prothesenstiele verankerte Walldius unter Erhalt der Patella intramedullär in Tibia und Femur und fixierte den zentralen Teil der Prothese fest in den Condylen, deren Oberflächen er zuvor abgetragen hatte. Dadurch sollte wie dann auch bei allen späteren Scharniermodellen eine volle Deckungsgleichheit (Kongruenz) zwischen den Gelenkoberflächen und damit eine Kraftübertragung auf einer großen Kontaktfläche gewährleistet werden.

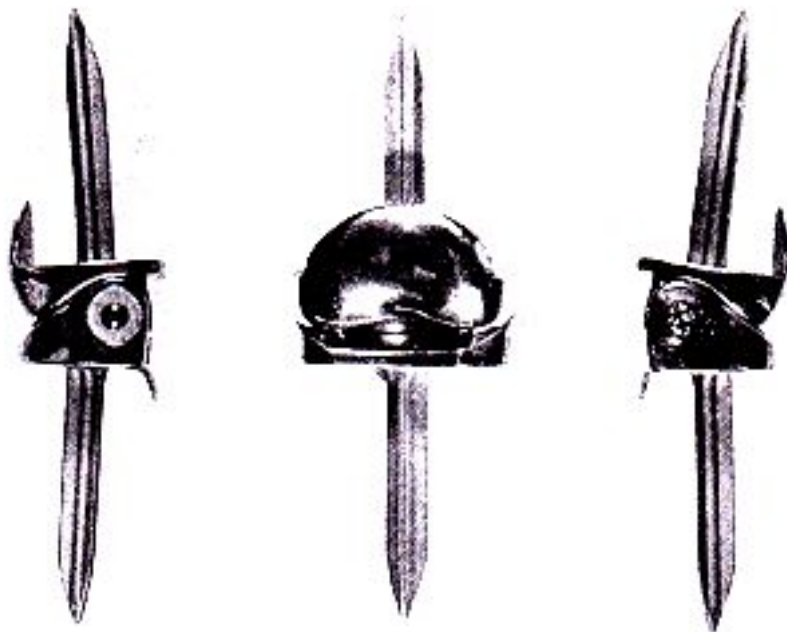


Abb. 2: Prothese nach Walldius [56, S. 142]

SHIERS, der im Jahr 1960 seine Erfahrungen mit seiner 1954 entwickelten Scharnierendo- prothese aus Vitallium (Chrom-Molybdän-Legierung) veröffentlichte [49, 50], befestigte die Prothesenarme mit Knochenzement und nahm Patellaresektionen vor, da seiner Scharnier- gelenkprothese das Patellaschild fehlte (siehe Abb. 3).

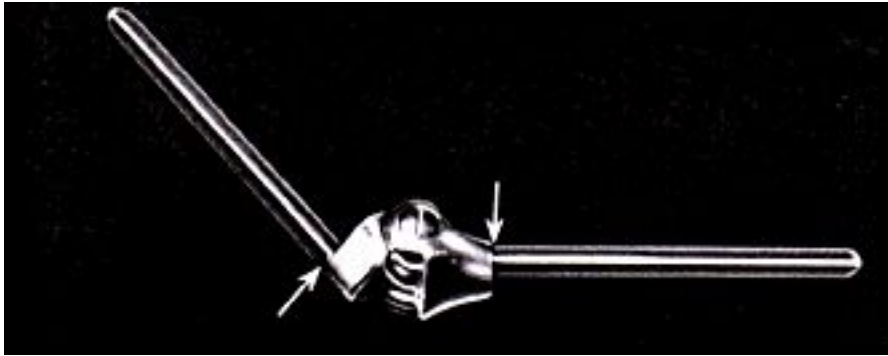


Abb. 3: Prothese nach Shiers [50, S. 34]

Auch YOUNG [62] empfahl ausdrücklich Patellaresektionen, um die Gefahr von Abrieben dieses knöchernen Knieanteils auf der Metallprothese auszuschalten. Im Jahr 1963 stellte er in einer Abhandlung sein modifiziertes Vitallium-Modell vor, bei dem Femurteil und tibiales Gegenstück entsprechend der natürlichen Beinachse ausgerichtet und mittels einer langen Schraube miteinander verbunden wurden. Spikes auf den Oberflächen der beiden zentralen Verbindungsstücke sollten Verdrehungen der Stiele in Femur und Tibia verhindern.

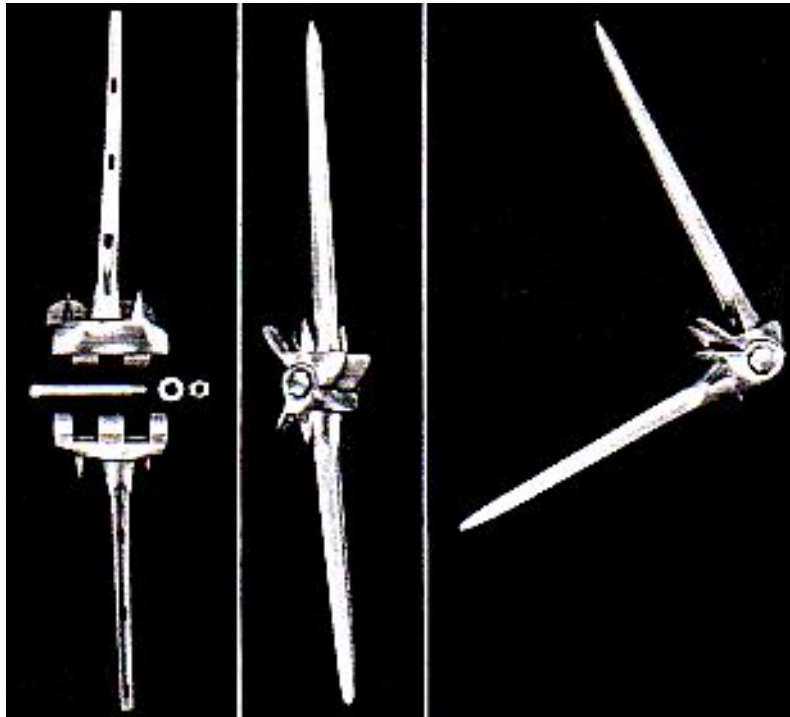


Abb. 4: Prothese nach Young [62, S. 1633]

Alle genannten Scharniergelenkprothesen waren gekoppelt (*constrained*), d.h. sie hatten eine lasttragende *starre* Achse, die nur Extension und Flexion zuließ. Sie wurden zementiert oder zementlos über teils längere, teils verkürzte und kompaktere Stiele intramedullär in Femur

und Tibia verankert. Zwar hatte man mit Young begonnen, bei der Stellung der Teile zueinander die natürlichen Achsenverhältnisse zu berücksichtigen. Eine axiale Tibiarotation und das femorale „rollback“ waren aber noch nicht möglich. Obwohl die Kraftübertragung wegen der kongruent gestalteten Prothesen auf einer großen Kontaktfläche erfolgte, war die Lockerungsrate recht hoch. Als ebenfalls negativ erwiesen sich häufige Infektionen sowie die Tatsache, dass die Prothesen oft starke nekrotische Prozesse, zu hohe Spannungskräfte in Femur und Tibia oder sogar Brüche bewirkten und deshalb frühzeitig entfernt werden mussten. Nicht selten traten auch Ermüdungsbrüche an den Prothesen selbst auf.

Im Jahr 1971 entwarf dann SHEEHAN [48] ein nur teilweise gekoppeltes (*semiconstrained*) Prothesenmodell mit *halbstarrer* Achse. Bei völliger Extension passte sich an der zentralen Verbindungsstelle die Eminentia intercondylaris des aus Polyethylen (PE) bestehenden Tibiaplateaus komplett in den intercondylären Spalt der Ganzmetall-Femurkomponenten ein, so dass eine starre Achse ohne Rotationsmöglichkeit vorlag. Mit zunehmender Flexion wurde dagegen der erhöhte Tibiateil immer mehr freigelegt und dadurch der intercondyläre Femur-Spalt erweitert, wodurch schon Rollgleitbewegungen und Rotationen des Kniegelenks ermöglicht wurden. Allerdings traten auch hier nicht selten als Komplikationen Infektionen und Knochen- oder Prothesenbrüche sowie Patella-Probleme auf.



Abb. 5: Prothese nach Sheehan [48, S. 334]

Überlegungen hinsichtlich der Achse stellten auch GSCHWEND und Mitarbeiter an, die 1973 das Kniegelenk GSB (=Gschwend-Scheier-Bähler) mit einer physiologisch wandernden, nicht tragenden, sondern nur führenden Achse konstruierten [21, 22] – siehe Abb. 6. Bei ihrem Modell blieb zwar die normale Lagebeziehung zwischen Femur und Tibia weitgehend erhalten, eine natürliche Knierotation war aber nicht möglich. Nach nur geringen Knochenresektionen wurden die Prothesenteile in deren Gleitflächen Polyethylen eingelassen war,

und deren Stiele man mit Zement fest in den Knochenschäften verankerte, auf den Femurcondylen und dem nur leicht abgetragenen Tibiaplateau breit abgestützt, wodurch ein hoher Kongruenzgrad entstand. Nach Gschwend traten Infektionen und Lockerungen zumindest in den ersten zwei Jahren nicht auf [21].

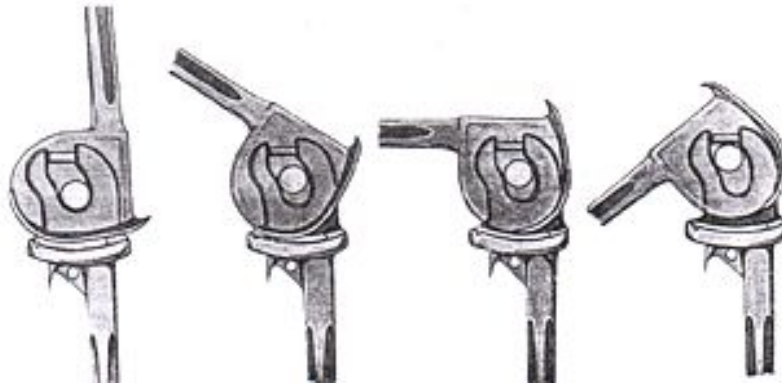


Abb. 6: GSB-Prothese mit wandernder Achse nach Gschwend [21, S. 537]

1.1.2. Erste Oberflächenersatzprothesen

Diese Knieprothesen-Generation war vor allem gekennzeichnet durch: 1. das Fehlen einer Achse, 2. die Entwicklung der ersten Schlittenprothesenmodelle, 3. eine sich der Anatomie der Kniegelenkoberfläche immer mehr angleichende Prothetik, wobei die einzelnen Prothesenkomponenten aber zunächst noch überwiegend untereinander verblockt, also starr verbunden waren. Darüber hinaus boten die ersten Oberflächenersatzmodelle schon größere physiologische Bewegungsmöglichkeiten des Knies. Allerdings wurden die angreifenden Kräfte wegen des inkongruenten Designs der Prothesen punktuell, linear oder auf nur sehr kleinen Flächen übertragen, wodurch ein hoher Kontaktstress entstand. Die Knieersatzkonzepte, bei denen die Komponenten meist über kurze Stifte mittels Acrylzement verankert wurden, basierten, wie bereits die von Sheehan und Gschwend entworfenen Prothesen, auf dem *low-friction*-Prinzip, das für WELCH und CHARNLEY [59] und COVENTRY [16] ursprünglich innerhalb ihrer Total-Hüftarthroplastiken maßgebend war: Durch den Gebrauch zwei verschiedener Materialien, nämlich Metall und Polyethylen, sollte eine Reibung der Prothesenkomponenten unterbunden oder zumindest stark minimiert werden. Im Falle der Kniearthroplastik bestand immer der Femurteil aus Metall, der Tibiateil aus Polyethylen. Dem *self-curing* Acrylzement [14] wurde aufgrund des sehr engen Zement-Knochen-Kontaktes

eine stabilisierende Wirkung zugesprochen, wodurch Prothesenlockerungen verhindert und durch Gewicht und Bewegung erzeugte Stresskräfte verteilt werden könnten [14, 16].

Bereits im Jahre 1958 berichtete MACINTOSH [38] über seine Hemiarthroplastik, einen bei Varus- und Valgusdeformitäten indizierten Tibiaplateau-Teileinsatz aus Acrylharz, den er so exakt den Osteotomie-Oberflächen anpasste, dass er ihn nicht weiter fixieren musste.

In der zweiten Hälfte der 60er Jahre entwickelte GUNSTON [23] sein polyzentrisches Kniemodell, mit dem er die physiologischen Bewegungen des Knies und die dabei ständig wechselnden Kraft- bzw. Bewegungszentren zu simulieren versuchte. Es handelte sich dabei um eine als Oberflächenersatz konstruierte Prothese, bestehend aus einem halbkreisförmigen Stahl-Femurschlitten und einem Polyethylen-Tibiaplateau mit Führungs- bzw. Gleitrillen. Diese Prothese konnte sowohl unicondylär als auch bicondylär verwendet werden und ließ beschränkte Rotationsbewegungen des Kniegelenks zu.

Mit dem *St. Georg*-Prothesendesign versuchte das Team um ENGELBRECHT [17] Ende der 60er und Anfang der 70er Jahre die Knierotation durch breitere Schlittenkufen zu verbessern. Die Implantation der Prothese die ein oder zwei Kompartimente versorgen konnte erforderte nur minimale Knochenresektionen, und Infektionen traten eher selten auf. Die Indikation beschränkte sich aber auf nur leichte bis mittelschwere Oberflächenschäden und setzte einen stabilen Bandapparat voraus.

FREEMAN und SWANSON [20] implantierten 1972 bicondyläre Schlittenprothesen, die so konstruiert waren, dass Rollgleit- und eingeschränkte Rotationsbewegungen möglich waren, und die Schlitten gleichzeitig durch einen Autostabilisierungsmechanismus eine Hyperextension verhinderten. An Komplikationen wurden unter anderem angeführt: verzögerte Wundheilung, Infektionen, supracondyläre Femurfrakturen, Nekrosen, permanenter Schmerz und Tibia-Lockerungen.



Abb. 7: Prothese nach Freeman et al. [20, S. 156]

Im Jahr 1974 entwickelten INSALL und Mitarbeiter [27] mit ihrer Total-Condylär-Knieprothese als Kompromiss einen *semiconstrained* Oberflächenersatz, der gleichzeitig große Mobilität und hohe Stabilität gewährleisten sollte. Die Polyethylen-Tibiakomponente besaß eine dem interkondylären Spalt des Metall-Femurteils exakt entsprechende Eminentia, wodurch beide Prothesenteile gut eingepasst bzw. condylär angepasst wurden. Bei akzeptablen Lockerungs-, Subluxations- und Infektionsraten spiegelten die postoperativen Ergebnisse, die innerhalb einer 11-Jahres-Studie festgehalten wurden durch RANAWAT und BOACHIE-ADJEI [44], passable Grade an Stabilität, Mobilität und Materialhaltbarkeit wider.

Im Anschluss an dieses *semiconstrained* Knieersatzmodell wurde die starre Verbindung der Prothesenteile untereinander immer mehr aufgegeben. Es sollten Oberflächenprothesen entstehen, die nicht unbedingt einen stabilen Bandapparat voraussetzten, deren Tibiakomponente dauerhafter war, die mehr natürliche Bewegungsgrade, also mehr Mobilität boten und bei denen durch Gestaltung kongruenter Flächen ihrer Komponenten die Rotations- und Scherkräfte besser verteilt oder sogar minimiert wurden und dadurch wesentlich weniger Kontaktstress auftrat. Denn durch diesen Stress wurde bei den bisherigen Oberflächendesigns vor allem das schwächste Prothesenglied, das Polyethylen des Tibiaplateaus, durch Abriebe und daraus resultierende Einrisse und Aufbrüche stark geschädigt. [3, 19]

Grundsätzlich galt es also, sich mit neueren Modellen noch mehr den anatomischen, physiologischen und mechanisch-kinematischen Gegebenheiten des natürlichen Knies zu nähern.

1.1.3. Die neue Oberflächenersatz-Generation

Die *unconstrained* Modelle, die nun entstanden, sollten den scheinbar ausweglosen Konflikt lösen, der zwischen guter Mobilität auf der einen Seite und akzeptablem Kontaktstress auf der anderen Seite bestand: Bisher war Mobilität, die über eine Extension und Flexion hinausging, ja nur bei Inkongruenz mit sehr geringen Kontaktflächen möglich, woraus großer Stress resultierte. Eine ausreichende Verteilung der angreifenden Kräfte, also ein geringer Kontaktstress, war dagegen bislang nur bei Kongruenz zu erreichen. Mitte der 70er Jahre gelang durch die Entwicklung der ersten mobilen Interponate die erforderliche Synthese und damit der entscheidende Durchbruch innerhalb der Knieendoprothetik. [4, 5, 19] – siehe auch Abb. 8.

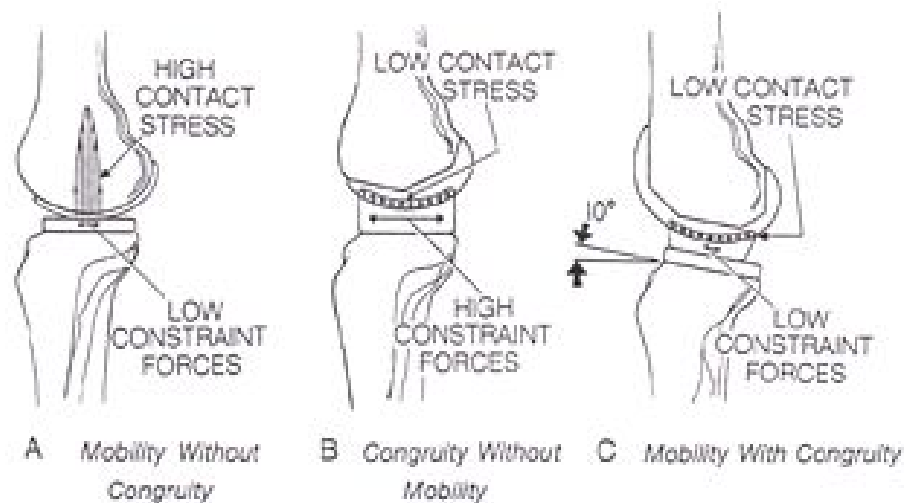


Abb. 8: Darstellung des im Text beschriebenen Dilemmas zwischen Mobilität und Kongruenz bei den bis dahin implantierten Prothesen (A, B) sowie der ebenfalls beschriebenen Lösung dieser Problematik durch die Entwicklung der Low Contact Stress-Knieendoprothese (C) [4, S. 54; 5, S. 148]

Im Jahr 1977 stellten BUECHEL und PAPPAS [4, 5] das von ihnen entwickelte *New Jersey Low Contact Stress Knee Replacement System* vor, im deutschsprachigen Raum kurz LCS-Knieendoprothese genannt.

LCS-Knieendoprothesen

Mithilfe des umfassenden modularen LCS-Komponentensystems können unicondyläre und bicondyläre Oberflächenersatzprothesen implantiert werden. Darüber hinaus bestehen aufgrund spezieller Prothesenkomponenten sehr gute Revisionsmöglichkeiten. Indem etwa 98% aller Knie deformitäten einschließlich der Revisionen abgedeckt werden und alle drei Kompartimente versorgt werden können, ist die Indikationsbreite der LCS-Prothesen enorm groß [3, 19].

Gesamtsystem: Sowohl die mobilen Interponate als auch die Metallprothesenkomponenten für Femur, Tibia und Patella sind in verschiedenen Größen und Ausführungen verfügbar, die sich nach Knochengröße, Oberflächenschaden, Bandapparat oder Stellungswinkeln der knöchernen Knieanteile richten [4, 5]. Alle Metallkomponenten können mit Polymethylmetacrylat (PMMA) einzementiert oder im Press-fit-Verfahren zementfrei implantiert werden. Im letzteren Fall erfolgt die weitere Fixation über ein dreidimensionales Titan- oder

Chrom-Kobalt-Porous-Coat, mit dem die knochenseitigen Oberflächen beschichtet sind. Dieses Porous Coating (PC) mit einer durchschnittlichen Porengröße von 250 μm ermöglicht die biologische Knochenintegration und bewirkt somit eine frühzeitige Sekundärstabilität.[4, 5, 19]

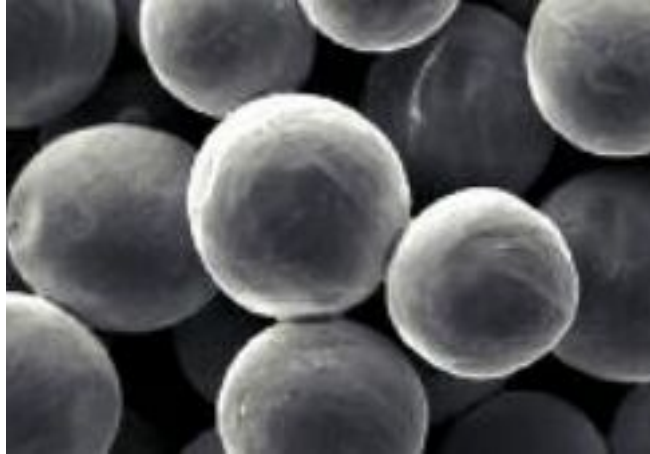


Abb. 9: Dreidimensionales Porous Coat des Low Contact Stress-Kniesystems der Fa. DePuy
(Abb. mit freundlicher Genehmigung der Firma DePuy)

Die mobilen Interponate, bei denen es sich um Meniscallager und Rotationsgleitlager handelt, bestehen ausnahmslos aus ultrahochmolekulargewichtigem Polyethylen (UHMWPE). Da diese Lager durch geometrisch gestaltete Flächen femorotibial und femoropatellar exakt eingepasst sind, werden sowohl die Bewegungsfreiheitsgrade des natürlichen Kniegelenks als auch durch den hohen Grad an Kongruenz eine großflächige Kraftübertragung gewährleistet. Dies wiederum führt zu einer geringen *intrinsic stability* bzw. Kraftschlüssigkeit, wobei die Beanspruchung der Verankerung im Knochen minimiert und die biologische Integration beschleunigt wird. Auch die Belastung des Polyethylens früher immer schwächstes Glied innerhalb einer Knieendoprothese wird so auf den von den Herstellern angegebenen Kontaktstress-Toleranzbereich gesenkt, so dass Verschleißprozesse auf den Polyethylenoberflächen langfristig verzögert werden.[3, 4, 5, 8, 9, 19, 52]

Das System umfasst folgende Bestandteile: unikompartimentale (laterale und mediale) Femurkomponenten in Rechts- und Links-Ausführung; unikompartimentale Tibiakomponenten; trikompartimentale Primär- und Revisionsfemurkomponenten; Patellarotationslager und Patella-Metallverankerungsplatten; Primär- und Revisionstibiakomponenten; Tibiarotationsplattform und -lager; Meniscallager. [4, 5]

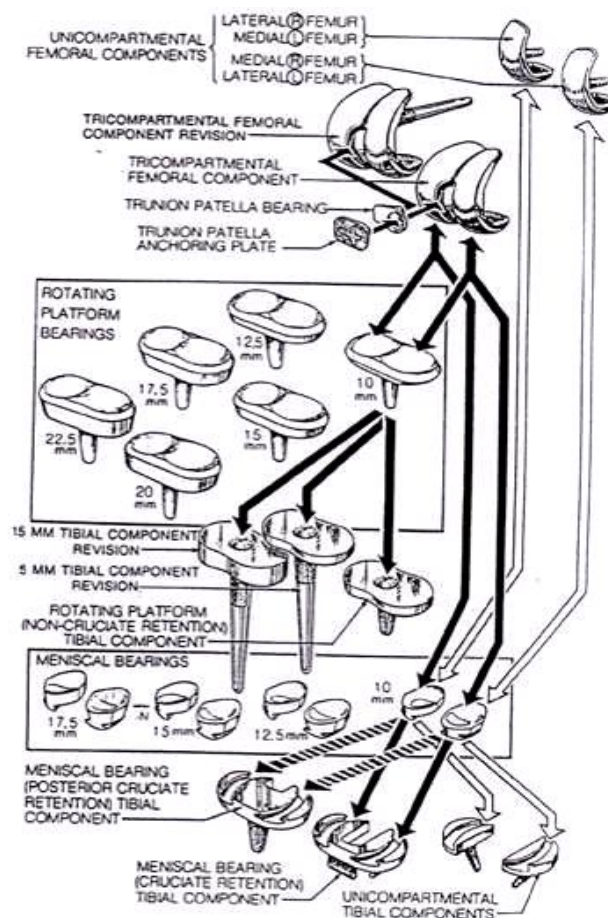


Abb. 10: Gesamtsystem der Low Contact Stress-Knieendoprothese mit allen im Text beschriebenen verfügbaren einzelnen Prothesenkomponenten [5, S. 153]

Femurkomponenten: Die unikompartimentalen und trikompartimentalen Komponenten werden in jeweils vier Größen angeboten [5]. Die Revisionskomponenten, die in zwei Größen vorliegen, unterscheiden sich von den mit zwei kurzen Verankerungszapfen ausgerüsteten Primärkomponenten dadurch, dass sie einen erheblich verlängerten zentralen konischen Stiel zur tiefen stabilen Verankerung aufweisen.

Alle Femurkomponenten sind in ihrer Condylenform naturgerecht geometrisch nachgestaltet und können in vier Bewegungs- bzw. Artikulationssegmente eingeteilt werden (siehe Abb. 11)

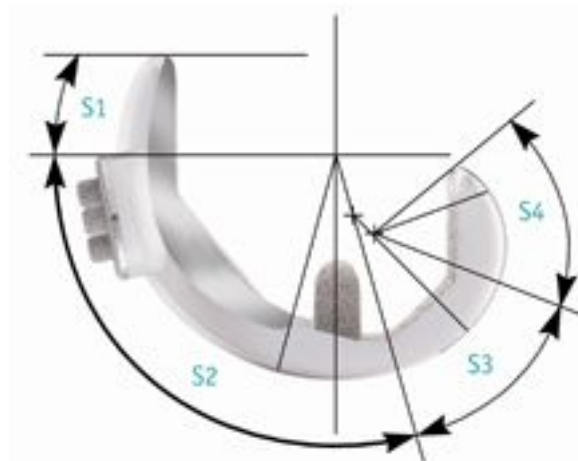


Abb. 11: Seitliche Sicht der Oberflächen-Geometrie der Femurkomponenten der Low Contact Stress-Knieprothese der Fa. DePuy (Abb. mit freundlicher Genehmigung der Firma DePuy)

Das zweite und größte Bewegungssegment S2 mit seinem konstanten Radius ist der Hauptbereich sowohl der femorotibialen als auch der femoropatellaren Artikulation. In beiden Artikulationen herrscht mittels der genau eingepassten mobilen Meniscallager bzw. Tibiarotationslager einerseits und mittels des rotierenden, der Femurgleitrinne exakt angeglichenen Patellalagers andererseits auch bei sehr großer Extension (S1) und Flexion (S4) Kongruenz durch einen sphärischen Flächenkontakt bei gleichzeitig minimalem Kontaktstress [5, 8, 19]. Über diesen großen Extensions- und Flexionsgrad hinaus einschließlich des nun ermöglichten femoralen "rollbacks" werden dadurch auch natürliche axiale Rotationen gewährleistet sowie Varus- und Valgusbelastungen stark abgeschwächt.

Patellakomponenten: Die im LCS-System verwendete *metal-backed*-Rotationspatella besteht aus einem in vier Größen vorliegenden Polyethylenlager und einer in zwei Größen verfügbaren sehr dünnen Metallplatte [5]. Diese trägt zwei kreuzförmig angeordnete Verdickungsstege, durch die sie auf dem Rest des Patellaknochens verankert wird. Polyethylen- und Metallkomponente sind so miteinander verbunden, dass eine ausreichende Rotation ermöglicht wird [6] – siehe Abb. 12.

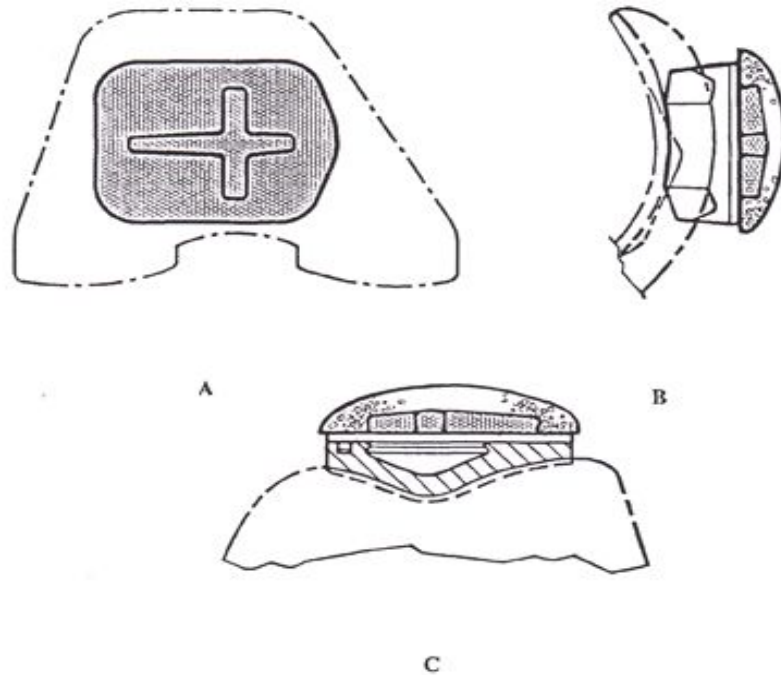


Abb. 12: Anteroposteriore, laterale und Querschnitt-Perspektive der *metal-backed*-Rotationspatella der Low Contact Stress-Knieendoprothese [6, S. 38]

Das formgerecht in die Femurrinne eingepasste Rotationslager liefert den bereits genannten sphärischen Flächenkontakt und bewirkt mit Unterstützung der weiterleitenden Metallplatte eine gleichmäßige Kräfteverteilung zwischen Patella und Femur bei weitestgehender Ausschaltung der Scherkräfte [5, 6, 8]. Nur bei extremer Flexion in Hockstellung repräsentiert im oberen Bereich des vierten Segments herrscht lediglich noch ein linearer patellafemoraler Kontakt mit relativ hohem Kontaktstress, der aber akzeptabel ist, wenn diese extreme Flexionsbewegung nicht häufig erfolgt [6, 8].

Tibiakomponenten: Die Wahl der Tibiakomponenten wird vor allem durch die entweder noch bestehende oder bereits fehlende Funktionsfähigkeit der Kreuzbänder determiniert. Hier wird zwischen drei Varianten differenziert: 1. beide Kreuzbänder erhaltendes Tibiaplateau (*bicruciate retaining*), 2. hinteres Kreuzband erhaltendes Tibiaplateau (*posterior cruciate retaining*), 3. beide Kreuzbänder opfernde Tibiarotationsplattform (*bicruciate sacrificing*). Alle drei Varianten liegen in vier Größen vor. Darüber hinaus ist eine Revisionsrotationsplattform in zwei Größen und jeweils vier Plateau-Dickegraden verfügbar.[5, 7]

Auf der Oberfläche der beide Kreuzbänder erhaltenden Plateau-Varianten verlaufen zwei bogenförmige, konvexe Gleitrinnen, in welche die analogen, also in der jeweiligen Größe passenden Meniscalgleitlager mit einer Höhenvarianz von 10 mm bis 17,5 mm eingeschoben werden. Diese Lager ahmen die Funktion der natürlichen Menisci nach, indem sie wie diese

die Inkongruenz der femorotibialen Gelenkflächen ausgleichen.[5] Bei diesem Tibiaplateau mit einer großen, beiden Bändern Platz bietenden Aussparung befinden sich an der Unterfläche drei Finnen, die so angeordnet sind, dass eine die Eminentia intercondylaris umgreifende Verankerung erfolgen kann [5].



Abb. 13: Frontansicht (A) und Aufsicht (B) auf das *bicruciate-retaining*-Tibiaplateau mit Gleitrinnen und Verankerungsfinnen von DePuy (Abb. mit freundlicher Genehmigung der Fa.DePuy)

Die das hintere Kreuzband erhaltende Tibiakomponente mit einer kleineren Aussparung wird dagegen über einen kurzen zentralen Zapfen fixiert, was nur geringe Resektionen des Tibiakopfes erfordert [5].



Abb. 14: Low Contact Stress-Knieendoprothese der Fa. DePuy mit einem das hintere Kreuzband erhaltenden Tibiaplateau (Abb. mit freundlicher Genehmigung der Firma DePuy)

Auch die ebenfalls über einen Zentralzapfen fixierten Tibiarotationsplattformen benötigen nur geringfügige Resektionen, wodurch diese Variante wie auch der Erhalt des hinteren Kreuzbandes operationstechnische Vorteile bieten [5, 19]. Dagegen sind die Revisions-

rotationsplattformen mit langen Verankerungsstielen ausgerüstet. Die Oberseiten aller Rotationsplateaus weisen zentrale Aushöhlungen auf, in welche die zentralen konischen Stiele der in der Größe analogen und in sechs Dickegraden von 10 mm bis 22,5 mm verfügbaren Polyethylen-Rotationslager eingesetzt werden [5].

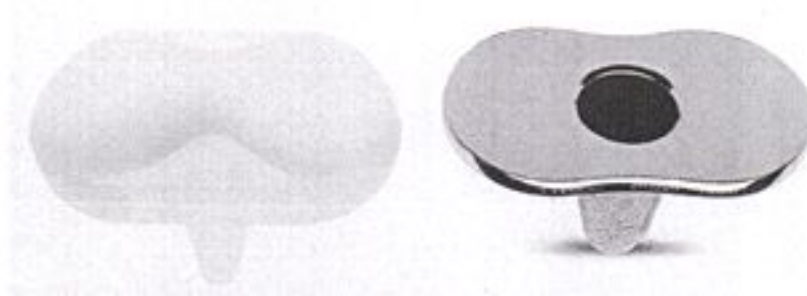


Abb. 15: Tibiarotationsplattform und Polyethylen-Rotationslager [5, S. 152]

Wie im Falle der Meniscallager wird auch hier bei großer Kongruenz und Stabilität ein gleichzeitig hoher Mobilitätsgrad mit freier Knierotation ermöglicht.

Indem man alle drei Varianten der Tibiakomponenten in einem ca. 10° Neigungswinkel nach posterior implantiert, werden anteroposteriore Scherkräfte stark minimiert [5].

Die Implantation von LCS-Prothesen wird nach der „Tibia first“-Operationstechnik durchgeführt [5, 55]: Bei dieser tibialen Achsenmethode erfolgt die Tibiaresektion vor der femoralen Resektion, indem zunächst ein proximaler Tibiaschnitt im Winkel von 90° zur anatomischen Tibiaachse vorgenommen wird. Nach dem Einbringen eines Distanzhalters (Rotationsspacer) für den Flexionsspalt, der eine gute Rotation der Femurkomponente gewährleisten soll, folgt dann die distale Femurresektion.

Vorteile des LCS-Systems: Zusammenfassend werden im LCS-System folgende Vorteile gesehen: Der Indikationsbereich ist sehr weit. Zur Primärimplantation sind meist nur geringfügige Knochenresektionen erforderlich. Mit dem LCS-Modell werden Kongruenz und Mobilität in Einklang gebracht. Der Ersatz liefert bei hoher Stabilität eine äußerst günstige Kinematik und ermöglicht alle Bewegungsfreiheitsgrade des natürlichen Kniegelenks. Es treten nur minimale Torsions- und Scherkräfte auf, und die Abnutzung der Polyethylen-Komponenten liegt in dem von den Herstellern angegebenen Toleranzbereich. Beim LCS-System bestehen gute Revisionsmöglichkeiten nach Fehlschlag. [3, 5, 7, 8, 9, 19, 52]

Nach OEHME [42] sind vor allem moderne modulare Prothesensysteme im Verbund mit der Technik des Knochen aufbauenden Porous Coating unerlässlich für eine einwandfreie Revisionsversorgung, welche vergleichbar gute Resultate wie eine Prothesen-Primärversorgung bieten kann.

2. Material und Methodik

2.1. Patientenkollektiv

Der vorliegenden Studie über Langzeitergebnisse implantierter LCS-Knieendoprothesen liegt ein Patientenkollektiv zugrunde, das zwischen dem 01.01.1995 und dem 31.12.1996 im Universitätsklinikum Ulm, Klinik für Unfallchirurgie, Hand-, Plastische- und Wiederherstellungschirurgie, mit einer LCS-Knieprothese versorgt wurde. Innerhalb dieses Zeitraumes erhielten insgesamt 123 Patienten in dieser Klinik ein LCS-Knie-Implantat.

Von diesen 123 Implantat-Trägern waren zwischenzeitlich 23 verstorben und sechs lost to follow up. Zur Nachuntersuchung kamen 37 Patienten, und über weitere 43 Patienten konnten Informationen speziell bezüglich ihrer Zufriedenheit mit der Endoprothese gewonnen werden, indem diese Patienten entweder direkt telefonisch befragt wurden oder diesbezügliche Auskünfte über ihren Hausarzt eingeholt wurden.

Die durchschnittliche Zeitspanne bis zu der von uns durchgeführten Nachuntersuchung betrug 10,5 Jahre. Nicht eingeladen und nicht befragt wurden 14 Patienten, bei denen aus diversen Gründen die Prothese ausgewechselt werden musste.

2.1.1. Geschlechts- und Altersverteilung der Patienten

Das 123 Patienten umfassende Kollektiv, welches zwischen dem 01.01.1995 und dem 31.12.1996 in der Ulmer Klinik für Unfallchirurgie, Hand-, Plastische- und Wiederherstellungschirurgie mit einer LCS-Knieendoprothese versorgt wurde, verteilte sich auf 38 Männer (30,9%) und 85 Frauen (69,1%). Zum Zeitpunkt der Operation war der jüngste Patient (männlich) 40,8 Jahre, der älteste (weiblich) 88,2 Jahre alt. Das Durchschnittsalter aller Patienten betrug 68,9 Jahre, wobei die Männer einen Mittelwert von 66,7 Jahren, die Frauen einen solchen von 69,9 Jahren aufwiesen, was mit einem das statistische Streuungsmaß wiedergebenden P-Wert von 0,1046 keinen signifikanten Unterschied darstellt.

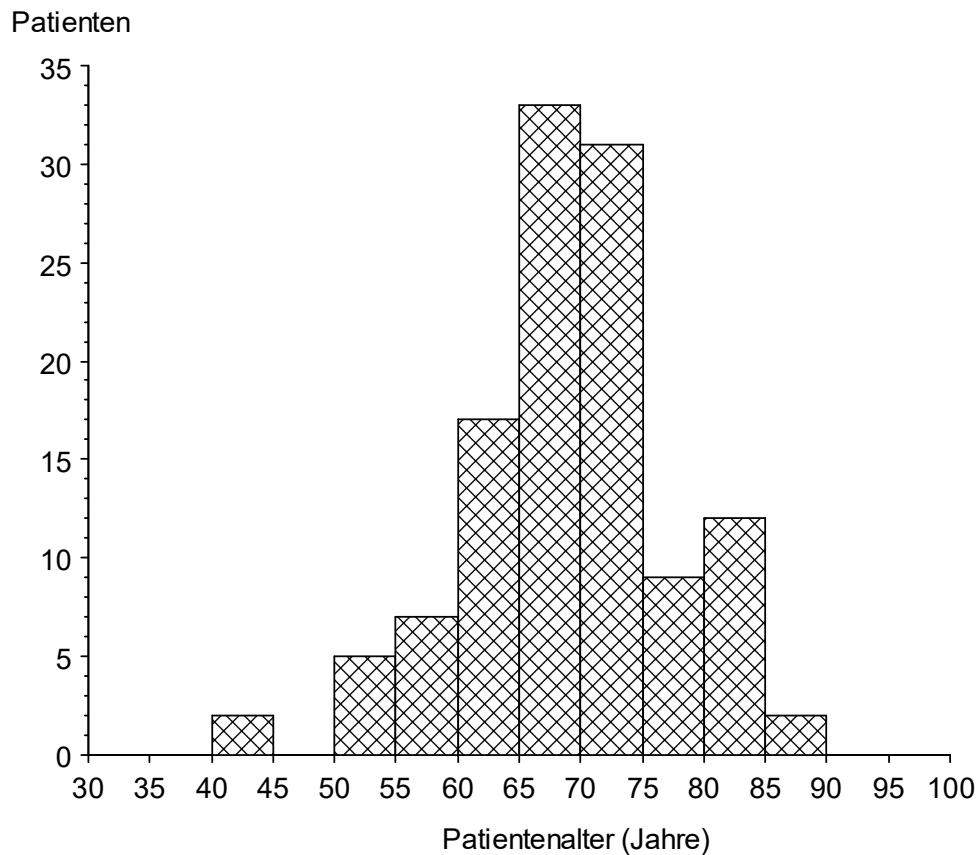


Abb. 16: Histogramm der Verteilung des Alters der 123 Patienten, bei denen zwischen dem 01.01.1995 und 31.12.1996 eine LCS-Knieprothese in der Chirurgischen Universitätsklinik Ulm implantiert wurde.

2.1.2. Gewicht der Patienten

Zur Beurteilung des Körpergewichtes wurde vor der Operation der BMI (Body-Maß-Index) ermittelt. Zwischen dem Gewichtsminimum (BMI 21,2; Frau) und dem Gewichtsmaximum (BMI 39,6; Frau) betrug der Gesamtdurchschnitts-BMI der 123 Patienten 28,4 und lag damit klar über dem Normalgewicht, dem bei Männern ein BMI von 20 bis 25, bei Frauen ein BMI von 18 bis 24 entspricht. Zum Zeitpunkt der Operation waren also etliche Patienten des Kollektivs deutlich übergewichtig. Mit einem durchschnittlichen BMI von 27 waren die männlichen Patienten dabei weniger übergewichtig als die weiblichen, die im Durchschnitt einen BMI von 29 hatten.

2.1.3. Indikation für die Implantation einer LCS-Knieendoprothese

Bei den 123 Patienten des damaligen Kollektivs lag in 109 Fällen (88,6%) eine primäre Gonarthrose vor, die eine endoprothetische Versorgung des betroffenen Knies erforderte. In

zehn Fällen (8,1%) war eine posttraumatische Gonarthrose die Ursache für die Implantation. Vier Patienten (3,3%) litten unter einer rheumatoiden Arthritis.

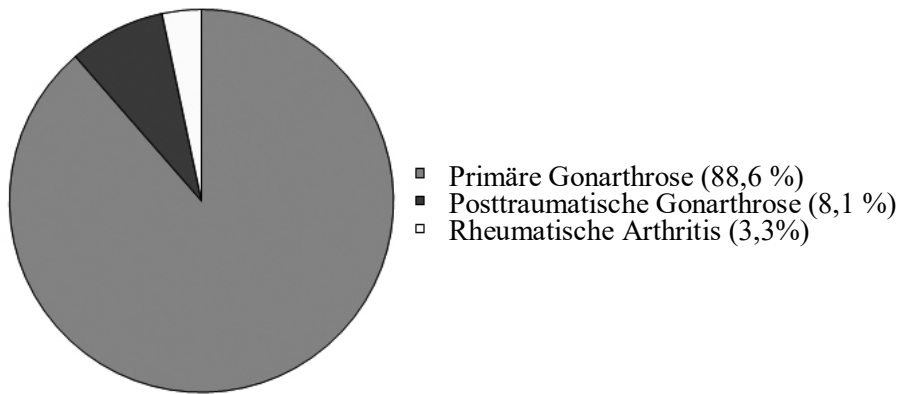


Abb.: 17 Tortendiagramm der Verteilung der Operationsindikationen der zwischen dem 01.01.1995 und 31.12.1996 in der Chirurgischen Universitätsklinik Ulm implantierten 123 LCS-Knieprothesen.

Die mit diesen objektiven Kniegelenkerkrankungen verbundene subjektive Schmerzsymptomatik war häufig der ausschlaggebende Grund dafür, dass die Patienten einen eindeutigen Operationswunsch äußerten.

2.1.4. Voroperationen

Aus dem gesamten Kollektiv waren insgesamt 45 Patienten (36,6%) bereits an einem Kniegelenk voroperiert. Davon entfielen 15 Operationen (12,2%) auf Umstellungsosteotomien der Tibia und weitere 30 Operationen (24,4%) auf Arthroskopien.

2.1.5. Operationsstatistiken

Seitenverteilung

Bei den 123 Patienten wurde in 51 Fällen (41,5%) das linke Knie, in 72 Fällen (58,5%) das rechte Knie mit einer LCS-Prothese versorgt. Beidseitige Operationen sind hierbei nicht berücksichtigt, da bei der späteren Nachuntersuchung nur das ältere, d.h. früher operierte Knie befundet wurde.

Laterales Release

Während der Implantationen wurde nur 5-mal (4%) die operative Technik des *lateralen Release* durchgeführt, um eine Lateralisation der Patella auszugleichen.

Femurkomponente

In allen 123 Fällen wurde bei der Femurkomponente die Variante *Standard* verwendet, die 64-mal (52%) zementfrei und 59-mal (48%) zementiert implantiert wurde.

Tibiakomponenten

Die Fixation der Tibiakomponenten erfolgte in 12 Fällen (9,8%) zementfrei und in 111 Fällen (90,2%) mittels Zement. Bei keiner Implantation konnten beide Kreuzbänder erhalten werden. Dagegen wurde 104-mal (84,5%) ein das hintere Kreuzband erhaltendes Tibiaplateau eingesetzt, während in 19 Fällen (15,5%) eine die beiden Kreuzbänder opfernde Tibiarotationsplattform verwendet wurde.

Patellakomponente

Einen Patellarückflächenersatz erhielten 62 der 123 Patienten. Dieser wurde in 27 Fällen zementfrei und in 35 Fällen zementiert eingesetzt.

Prothesenwechsel

Von den 123 implantierten LCS-Prothesen mussten 14 bis zur Nachuntersuchung gewechselt werden. Der mittlere Zeitraum bis zum Prothesenwechsel betrug 5,6 Jahre. Als Grund lag in acht Fällen eine aseptische Lockerung und in drei Fällen eine septische Lockerung vor. Bei weiteren zwei Patienten war das Versagen eines Meniscallagers die Ursache des Wechsels. Eine Prothese musste nach einem schweren Sturz einer Patientin ausgetauscht werden.

2.2. Untersuchungsmethoden

Zur Nachuntersuchung wurden die präoperativen Befunde und Werte herangezogen und mit den dann ermittelten Nachuntersuchungsergebnissen verglichen. Dabei wurde nach folgenden Kriterien differenziert:

1. die von Patienten geäußerten Befunde bezüglich ihrer Schmerzsymptomatik, Mobilität, hinsichtlich des Treppensteigens und der Aktivität; 2. die klinischen Parameter Bewegungsumfang, Flexionskontraktur, Extensionsdefizit und Bandstabilität; 3. die radiologischen Befunde, insbesondere die Stellung der Beinachse; 4. die mittleren Punktwerte des Knie- und Function Score der *Knee Society*.

Besonders die klinische Untersuchung respektive Beurteilung der Bandstabilität der Kniegelenke erwies sich bei vielen Patienten durch die beiden folgenden Aspekte als recht schwierig: Zum einen war die präoperative Befunderhebung oft durch die dabei aufgetretenen starken Schmerzen der Patienten deutlich eingeschränkt. Zum anderen waren die postoperativen Untersuchungsergebnisse der anteroposterioren Stabilität durch die damals erfolgten Kreuzbandresektionen oft schwer zu interpretieren. Die Stabilitätsprüfung erfolgte vor der Implantation und bei der Nachuntersuchung sowohl in medial-lateraler als auch in anteroposteriorer (AP) Richtung: Durch Abduktion und Adduktion wurden die Seitenbänder nach ihrer medialen respektive lateralen Aufklappbarkeit befundet. Die Beurteilung des Zustandes der Kreuzbänder erfolgte mittels des *Lachman-Tests*. Dabei wird festgestellt, ob die Kreuzbänder stabil sind, ob möglicherweise Läsionen aufgetreten sind oder ob sogar eine Ruptur des vorderen oder hinteren Kreuzbandes vorliegt. Bei einer 20°-Beugstellung des Kniegelenks gilt ein Verschieben der Tibia bis 5mm als physiologisch. In derselben Beugstellung lässt sich die Tibia dagegen bei Schädigungen im Falle des vorderen Kreuzbandes schubladenartig ventral (vordere Schublade), im Falle des hinteren Kreuzbandes dorsal schieben (hintere Schublade).

Durch ein medial, lateral, kranial und kaudal gerichtetes Verschieben der Patella wurde deren Motilitätsgrad ermittelt, der auf eventuelle Entzündungs- oder Degenerationsprozesse sowie auf eine vorliegende Verletzung der seitlichen Haltebänder hindeuten kann.

Im Rahmen der radiologischen Befundungen wurden die damals prä-, intra und direkt post operationem angefertigten konventionellen Röntgenaufnahmen der 37 von uns einbestellten Patienten mit den während der Nachuntersuchung gemachten Bildern verglichen. Bei der Nachuntersuchung wurden bei diesen Patienten die folgenden konventionellen Röntgenaufnahmen angefertigt: Kniegelenk im anteroposterioren und im seitlichen Strahlengang, Unterschenkel seitlich und Ganzbeinaufnahmen. Dabei wurde der Blick vor allem auf die Stellung der Beinachse, aber auch auf die Position der Tibia- und Femurkomponenten, auf die Patel-

lastellung sowie auf periartikuläre Verkalkungen und ein möglicherweise erfolgtes Einsinken der Femur- bzw. Tibiakomponenten fokussiert.

Bei der in Ganzbeinaufnahme beurteilten mechanischen Beinachse „ist die parallele Ausrichtung der Femurcondylen zur Frontalebene entscheidend. Dies wird durch front (ales Ausrichten der Patellae bei voller Streckung des Unterschenkels weitgehend erreicht“[32, S. 1145].

Die präoperativen Befunde und postoperativen Untersuchungsergebnisse wurden — mit Ausnahme der im Score nicht angeführten Aktivität — mithilfe des Scores der *Knee Society*, der von INSALL et al. [28] methodisch entwickelt wurde, bepunktet. Dieser Score setzt sich aus zwei Teilen zusammen: Im ersten Teil (Knee Score) werden die Aspekte Schmerzen, Bewegungsumfang und Stabilität berücksichtigt und bepunktet. Flexionskontrakturen, Extensionsdefizite sowie nicht physiologische Stellungen der Beinachse werden mit Punkteabzügen versehen. Im zweiten Teil (Function Score) sind Gehstrecken-Länge und das Treppensteigen mit oder ohne Geländer zu werten. Durch dabei benutzte Gehhilfen erfolgen ebenfalls Punkteabzüge. Sowohl im Knee Score als auch im Function Score sind maximal 100 Punkte zu erreichen. Punktzahlen zwischen 85 und 100 Punkten werden als sehr gut, zwischen 70 und 84 Punkten als gut, zwischen 60 und 69 Punkten als befriedigend und weniger als 60 Punkte als schlecht beurteilt.

Die statistische Verteilung sowohl der präoperativen als auch der postoperativen Score Werte wurde in Box-Whisker-Plots mit den entsprechenden Kennwerten dargestellt: dem Median, den zwei Quantilen (10% und 90%) sowie den beiden Extremwerten.

3. Ergebnisse

3.1. Prä- / postoperativer Vergleich der von Patienten geäußerten Befunde

3.1.1. Schmerzsymptomatik

Präoperativ war keiner der 123 Patienten schmerzfrei, und es gab auch kein Patient an, geringe Schmerzen oder geringe Schmerzen nur beim Treppensteigen zu haben. Dagegen litten 58 Patienten unter dauernd mäßigen Schmerzen und 56 Patienten unter starken Schmerzen.

Tabelle 1: Präoperative Schmerzangaben der 123 zwischen dem 01.01.1995 und dem 31.12.1996 an der Universitätsklinik Ulm mit einer Low Contact Stress-Knieendoprothese versorgten Patienten (n=123) und postoperative Schmerzangaben der nach zehn bis zwölf Jahren nachuntersuchten 37 Patienten (n=37).

Schmerzen	Patientenanzahl		Patientenanteil in %	
	präop.	postop.	präop.	postop.
keine Schmerzen	0	15	0	40,5
Geringe Schmerzen	0	9	0	24,3
Geringe Schmerzen nur beim Treppensteigen	0	2	0	5,4
Geringe Schmerzen beim Gehen u. Treppensteigen	3	1	2,4	2,7
Gelegentlich mäßige Schmerzen	6	7	4,9	19,0
Dauernd mäßige Schmerzen	58	2	47,2	5,4
Starke Schmerzen	56	1	45,5	2,7

Postoperativ war eine deutliche Verbesserung der Schmerzsituation zu verzeichnen: Von den 37 Nachuntersuchten bezeichneten sich 15 Patienten (ca. 40%) als schmerzfrei. Weitere 12 Patienten (ca. 32%) wiesen geringe und weitere sieben Patienten (ca. 20%) gelegentlich mäßige Schmerzen auf. Lediglich drei Patienten (8%) hatten noch dauernd mäßige bzw. starke Schmerzen.

3.1.2. Mobilität

Entsprechend der im Function Score der *Knee Society* vorgegebenen Einteilung wurde die Mobilität der Patienten in sechs Gehleistungsgruppen differenziert, wobei die prä- und postoperativen Gehstrecken miteinander verglichen wurden.

Von den 123 Patienten, die damals auf ihre LCS-Implantation warteten, bezeichnete sich keiner als völlig gehunfähig. Demgegenüber war aber auch keiner der Patienten in der Lage, unbegrenzt oder über eine Distanz von mehr als 2000 Meter zu laufen. Bei 58 Patienten lag die maximale Gehstrecke unter 1000 Meter, und 64 Patienten konnten sich nur noch im Haus bewegen.

Tabelle 2: Präoperative Gehleistung der 123 zwischen dem 01.01.1995 und dem 31.12.1996 an der Universitätsklinik Ulm mit einer Low Contact Stress-Knieendoprothese versorgten Patienten (n=123) und postoperative Gehleistung der nach zehn bis zwölf Jahren nachuntersuchten 37 Patienten (n=37).

Gehstrecke	Patientenanzahl		Patientenanteil in %	
	präop.	postop.	präop.	postop.
unbegrenzt	0	4	0	10,8
mehr als 2000 m	0	10	0	27,0
1000 bis 2000 m	1	11	0,8	29,7
weniger als 1000 m	58	12	47,2	32,4
nur im Haus	64	0	52,0	0
gehunfähig	0	0	0	0

Wie bei der Schmerzsymptomatik zeigte sich auch im Falle der Gehleistung zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung eine starke Verbesserung. So hatte sich die Gehstrecke bei knapp 11% der 37 untersuchten Patienten bis zur Unbegrenztheit gesteigert, 27% der Patienten konnten mehr als 2000 Meter und knapp 30% zwischen 1000 und 2000 Meter laufen. Während präoperativ der größte Patientenanteil sich nur noch im Haus bewegen konnte, war es postoperativ keiner mehr, der diesen geringen Mobilitätsgrad aufwies.

3.1.3. Treppensteigen

Keiner der 123 präoperativ befragten Patienten war damals noch in der Lage, die Treppe normal hinauf und hinunter zu steigen. Der überwiegende Patientenanteil von gut 72% musste sowohl beim Auf- als auch beim Abstieg das Geländer benutzen.

Postoperativ waren zwar immer noch ca. 57% der 37 Nachuntersuchten auf- und abwärts auf das Geländer angewiesen, aber die beiden unteren Kategorien mit starker und stärkster funktioneller Einschränkung waren nicht mehr vertreten, während umgekehrt ca. 43% der Patienten eine Treppe normal bzw. treppab mit Geländer auf- und absteigen konnten.

Tabelle 3: Präoperatives Treppensteigen der 123 zwischen dem 01.01.1995 und dem 31.12.1996 an der Universitätsklinik Ulm mit einer Low Contact Stress-Knieendoprothese versorgten Patienten (n=123) und postoperatives Treppensteigen der nach zehn bis zwölf Jahren nachuntersuchten 37 Patienten (n=37).

Treppensteigen	Patientenanzahl		Patientenanteil in %	
	präop.	postop.	präop.	postop.
normal treppauf und treppab	0	7	0	18,9
normal treppauf; treppab mit Geländer	6	9	4,9	24,3
treppauf und treppab mit Geländer	89	21	72,4	56,8
treppauf mit Geländer; treppab nicht möglich	21	0	17,0	0
kein Treppensteigen möglich	7	0	5,7	0

3.1.4. Aktivität der Patienten

Wie die Abbildung 18 wiedergibt stellte sich der präoperative Aktivitätsgrad der Patienten, der sich in vier Gruppen einteilen ließ, folgendermaßen dar: Innerhalb des 123 Patienten umfassenden Kollektivs hielten sich knapp 25% der Patienten für aktiv und knapp 2,5% für

sehr aktiv. Demgegenüber bezeichneten sich gut 70% der Patienten als überwiegend sitzend und knapp 2,5% als inaktiv.

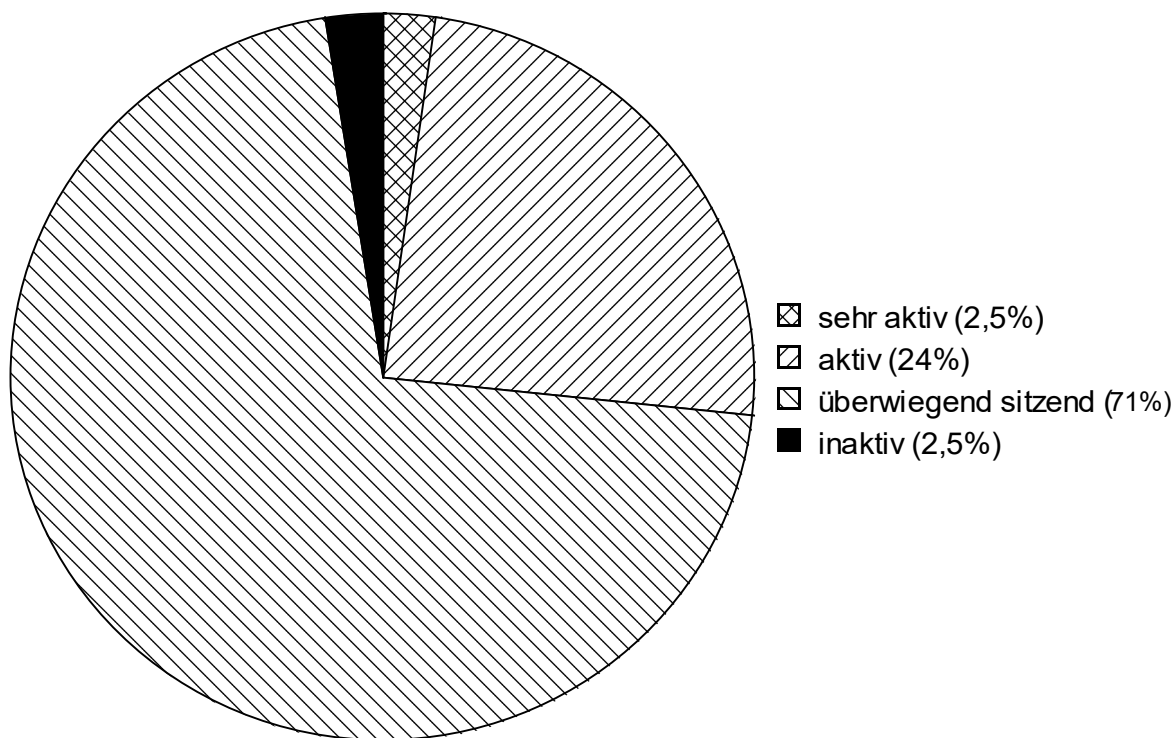


Abb. 18: Präoperative Aktivität der 123 Patienten mit einer LCS-Knieprothese, die zwischen dem 01.01.1995 und 31.12.1996 in der Chirurgischen Universitätsklinik Ulm implantiert wurden.

Von den 37 Nachuntersuchten gab kein Patient mehr an, inaktiv zu sein, und lediglich gut 16% bezeichneten sich als überwiegend sitzend. Knapp 25% der Patienten hielten sich für sehr aktiv und knapp 60% für aktiv.

Tabelle 4: Postoperative Aktivität der 37 nachuntersuchten Patienten (n=37) des 123 Patienten umfassenden Kollektivs, das zwischen dem 01.01.1995 und dem 31.12.1996 an der Universitätsklinik Ulm mit einer Low Contact Stress-Knieendoprothese versorgt wurde

Aktivität	Patientenanzahl	Patientenanteil in %
sehr aktiv	9	24,3
aktiv	22	59,5
überwiegend sitzend	6	16,2

3.2. Prä- / postoperativer Vergleich der Klinischen Befunde

3.2.1. Vergleich des Bewegungsumfangs

Der Bewegungsumfang von der bei den einzelnen Patienten maximal möglichen Extension bis zu der jeweils maximal möglichen Flexion betrug präoperativ im Mittelwert 85,5 Grad. Dabei lag das Minimum des Bewegungsumfangs bei 25 Grad und das Maximum bei 125 Grad.

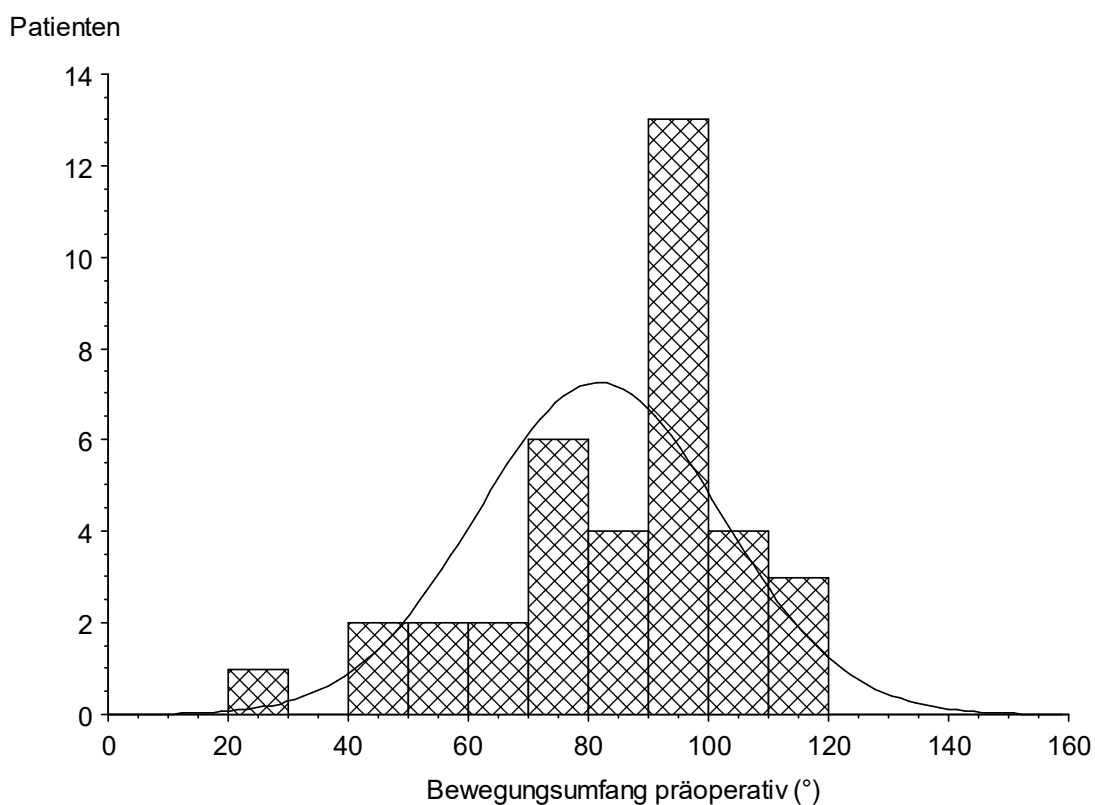


Abb. 19: Histogramm der Verteilung der präoperativen Beweglichkeit des Kniegelenkes der 123 Patienten, bei denen zwischen dem 01.01.1995 und 31.12.1996 eine LCS-Knieprothese in der Chirurgischen Universitätsklinik Ulm implantiert wurde.

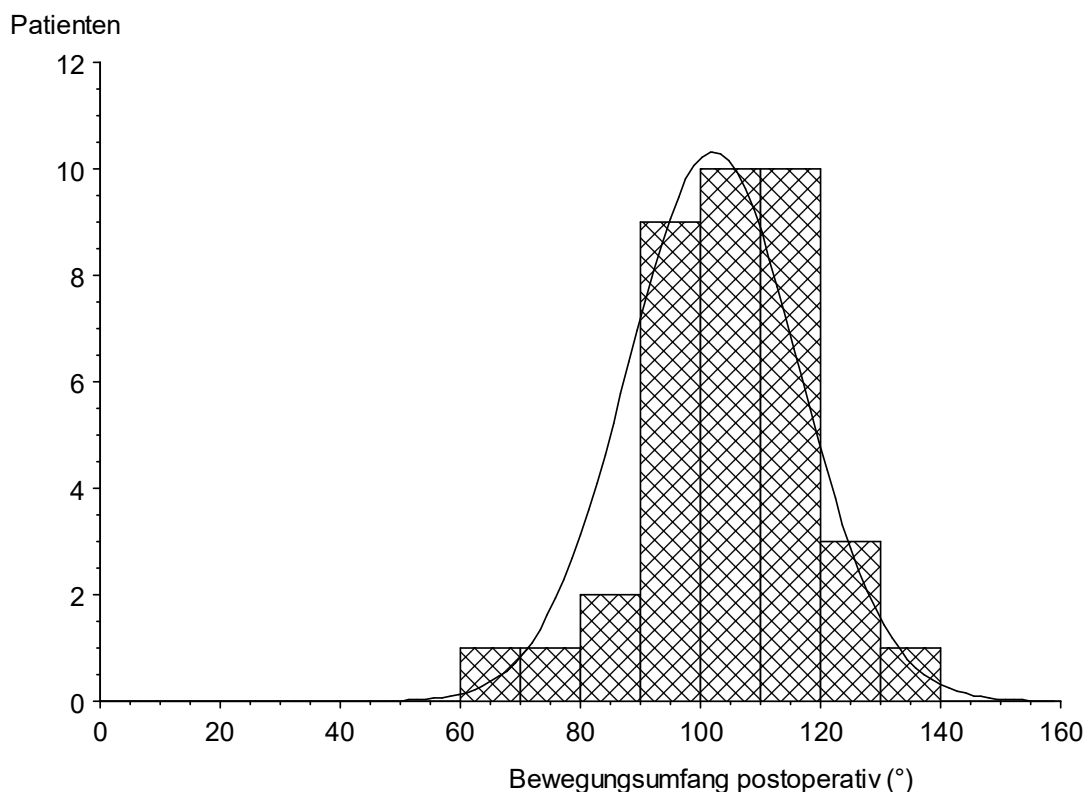


Abb. 20: Histogramm der Verteilung der postoperativen Beweglichkeit des Kniegelenkes der 37 Patienten nach einem Follow up von 10,5 Jahren, bei denen zwischen dem 01.01.1995 und 31.12.1996 eine LCS-Knieprothese in der Chirurgischen Universitätsklinik Ulm implantiert wurde.

Die Abbildung 20 lässt erkennen, dass sich der Gesamtbewegungsumfang postoperativ eindeutig verbessern konnte. Dabei erhöhte sich das Minimum des Bewegungsumfangs auf 65 Grad und das Maximum auf 135 Grad. Die 37 nachuntersuchten Patienten wiesen einen durchschnittlichen Bewegungsumfang von 102,2 Grad auf. Der sich aus der Differenz zwischen den präoperativen und den postoperativen Mittelwerten ergebende Gewinn des Bewegungsumfangs lag somit knapp unter 17 Grad.

3.2.2. Vergleich der Flexionskontraktur

Aus dem gesamten Kollektiv von 123 Patienten zeigten 116 Fälle präoperativ keine Beugekontraktur, also einen Wert unter fünf Grad. Bei insgesamt sieben Patienten konnten Kontrakturen nachgewiesen werden, die in einem Fall einen Wert zwischen 16 und 20 Grad und in einem weiteren Fall einen Wert über 20 Grad erreichten. (siehe Tabelle 5)

Tabelle 5: Präoperative Flexionskontraktur bei den 123 zwischen dem 01.01.1995 und dem 31.12.1996 an der Universitätsklinik Ulm mit einer Low Contact Stress-Knieendoprothese versorgten Patienten (n=123) und postoperative Flexionskontraktur bei den nach zehn bis zwölf Jahren nachuntersuchten 37 Patienten (n=37).

Flexionskontraktur	Patientenanzahl		Patientenanteil in %	
	präop.	postop.	präop.	postop.
Keine (<5°)	116	36	94,3	97,3
5° bis 9°	5	1	4,1	2,7
10° bis 15°	0	0	0	0
16° bis 20°	1	0	0,8	0
>20°	1	0	0,8	0

Der sowieso schon erhebliche präoperative Patientenanteil von 94,3% ohne Flexionskontraktur steigerte sich postoperativ noch etwas auf einen Anteil von 97,3%. Von den 37 nachuntersuchten Patienten wies nur noch ein Patient (2,7%) eine leichte Beugekontraktur auf, die in dem Bereich zwischen fünf und neun Grad lag. Extremere Kontrakturwerte wie die beiden oben angeführten Bereiche bis 20 und über 20 Grad traten also nicht mehr auf.

3.2.3. Vergleich des Extensionsdefizits

Vor der Operation konnte bei 41 der 123 Patienten (33,3%) kein Streckdefizit diagnostiziert werden. Ein geringeres Defizit im Bereich unter zehn Grad wurde bei 44 Kniegelenken (35,8%) nachgewiesen, während in 33 Fällen (26,8%) ein deutliches (bis 20 Grad) und in fünf Fällen (4,1%) ein starkes (über 20 Grad) zu extrem ungünstigen Gelenkbelastungen führendes Extensionsdefizit vorlag. (siehe Tabelle 6)

Tabelle 6: Präoperatives Streckdefizit bei den 123 zwischen dem 01.01.1995 und dem 31.12.1996 an der Universitätsklinik Ulm mit einer Low Contact Stress-Knieendoprothese versorgten Patienten (n=123) und postoperatives Streckdefizit bei den nach zehn bis zwölf Jahren nachuntersuchen 37 Patienten (n=37).

Streckdefizit	Patientenanzahl		Patientenanteil in %	
	präop.	postop.	präop.	postop.
Kein Defizit (0°)	41	35	33,3	94,6
< 10°	44	1	35,8	2,7
10° bis 20°	33	0	26,8	0
>20°	5	1	4,1	2,7

Bei der Nachuntersuchung der 37 einbestellten Patienten zeigte sich, dass durch die LCS-Implantationen die meisten der präoperativen Extensionsdefizite behoben respektive minimiert werden konnten. Dabei steigerte sich der prozentuale Anteil der Patienten ohne Streckdefizit von ursprünglich 33,3% auf 94,6%.

3.2.4. Vergleich der Stabilität

Anteroposteriore Stabilitätsprüfung: Präoperativ lag bei 25 der 123 Patienten (20,3%) eine physiologische Stabilität (< 5mm) vor, während bei 82 Patienten (66,7%) eine mäßige (5-10mm) Verschiebbarkeit und bei 16 Patienten (13%) eine deutliche (>10mm) Schublade nachgewiesen wurde. (siehe Tabelle 7)

Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung war der Patientenanteil mit physiologischer Stabilität deutlich um 31,1% auf 51,4% gestiegen. Von den 37 Kniegelenken wies nur noch eines eine deutliche Verschiebbarkeit und damit Instabilität auf. Der ursprüngliche Prozentsatz von 13% mit deutlicher Instabilität war postoperativ also auf 2,7% gesunken. Aber auch der Patientenanteil mit mäßiger Verschiebbarkeit hatte sich um gut 20% verringert. (siehe Tabelle 7)

Tabelle 7: Präoperative anteroposteriore Stabilität bei den 123 zwischen dem 01.01.1995 und dem 31.12.1996 an der Universitätsklinik Ulm mit einer Low Contact Stress-Knieendoprothese versorgten Patienten (n=123) und postoperative anteroposteriore Stabilität bei den nach zehn bis zwölf Jahren nachuntersuchen 37 Patienten (n=37).

Anteroposteriore Stabilität	Patientenanzahl		Patientenanteil in %	
	präop.	postop.	präop.	postop.
< 5mm	25	19	20,3	51,4
5-10mm	82	17	66,7	45,9
>10mm	16	1	13,0	2,7

Medial-laterale Stabilitätsprüfung: Neben 32 Patienten (26%) mit physiologischer Stabilität ($\leq 5^\circ$) zeigten präoperativ 62 Patienten (gut 50%) eine moderate Aufklappbarkeit von 6 bis 9 Grad, 26 Patienten (gut 21%) eine deutliche Aufklappbarkeit von 10 bis 14 Grad und drei Fälle (2,5%) eine sehr ausgeprägte Aufklappbarkeit von größer/gleich 15 Grad.

Tabelle 8: Präoperative medial-laterale Stabilität bei den 123 zwischen dem 01.01.1995 und dem 31.12.1996 an der Universitätsklinik Ulm mit einer Low Contact Stress-Knieendoprothese versorgten Patienten (n=123) und postoperative medial-laterale Stabilität bei den nach zehn bis zwölf Jahren nachuntersuchen 37 Patienten (n=37).

Medial-laterale Stabilität	Patientenanzahl		Patientenanteil in %	
	präop.	postop.	präop.	postop.
$\leq 5^\circ$	32	14	26,0	37,8
6-9°	62	21	50,4	56,8
10-14°	26	2	21,1	5,4
$\geq 15^\circ$	3	0	2,5	0

Postoperativ war der Patientenanteil mit normaler Stabilität lediglich um knapp 12% erhöht. Der Anteil mit moderater Aufklappbarkeit steigerte sich noch um 6,4%. Eine deutlichere Stabilitätsverbesserung zeigte sich in den beiden unteren Bereichen der Tabelle: Kein Patient wies eine Aufklappbarkeit von größer/gleich 15 Grad auf, und der Anteil von gut 21% mit einer Aufklappbarkeit von 10 bis 14 Grad hatte sich auf gut 5 % verringert. (siehe Tabelle 8)

3.3. Prä- / postoperativer Vergleich der Beinachse

Bei der Messung der Beinachse zeigte von den 123 präoperativ untersuchten Patienten ein Anteil von 48,8% eine physiologische Stellung der Beinachse (177-183°). Bei 28 Patienten (22,8%) konnte eine deutliche Valgusstellung und bei 18 Patienten (14,6%) eine deutliche Varusstellung diagnostiziert werden.

Die vor der Operation ermittelten Achsenverhältnisse (in Gradeinteilungen) stellen sich wie folgt dar:

Tabelle 9: Präoperative Stellung der Beinachse und Häufigkeitsverteilung bei den 123 zwischen dem 01.01.1995 und dem 31.12.1996 an der Universitätsklinik Ulm mit einer Low Contact Stress-Knieendoprothese versorgten Patienten (n=123)

Grad	Patientenanzahl	Patientenanteil in %
172° – 176°	17	13,8
177° – 183°	60	48,8
<172°	28	22,8
>188°	18	14,6

Lediglich ein Patient (2,7%) der 37 Nachuntersuchten wies noch eine deutliche Varusstellung größer als 188 Grad auf. Eine signifikante Steigerung war bei dem Patientenanteil mit physiologischer Stellung der Beinachse zu verzeichnen. Hier erhöhte sich der Prozentsatz von ursprünglich 48,8% auf 78,4%. (siehe Tabelle 10)

Tabelle 10: Postoperative Stellung der Beinachse und Häufigkeitsverteilung bei den 37 nachuntersuchten Patienten (n=37) des 123 Patienten umfassenden Kollektivs, das zwischen dem 01.01.1995 und dem 31.12.1996 an der Universitätsklinik Ulm mit einer Low Contact Stress-Knieendoprothese versorgt wurde

Grad	Patientenanzahl	Patientenanteil in %
172° -176°	6	16,2
177-183°	29	78,4
186°	1	2,7
> 188°	1	2,7

3.4. Prä- / postoperativer Vergleich der Knee- und Function Score-Werte

3.4.1. Präoperative Werte des Knee Score

Bei den 123 präoperativ untersuchten Patienten betrug der Mittelwert des objektiven Score lediglich 25,7 Punkte. Er lag also weit unter 60 Punkten und damit im absolut schlechten Bereich. Dabei wies der minimal erreichte Wert null Punkte, der maximal erreichte Wert 79 Punkte auf. (siehe Abb. 21)

3.4.2. Präoperative Werte des Function Score

Noch etwas ungünstiger stellte sich die präoperative Bepunktung des funktionellen Score dar, dessen Mittelwert zwischen dem Minimum von Null und dem Maximum von 50 Punkten bei knapp 25 Punkten lag. (siehe Abb. 21)

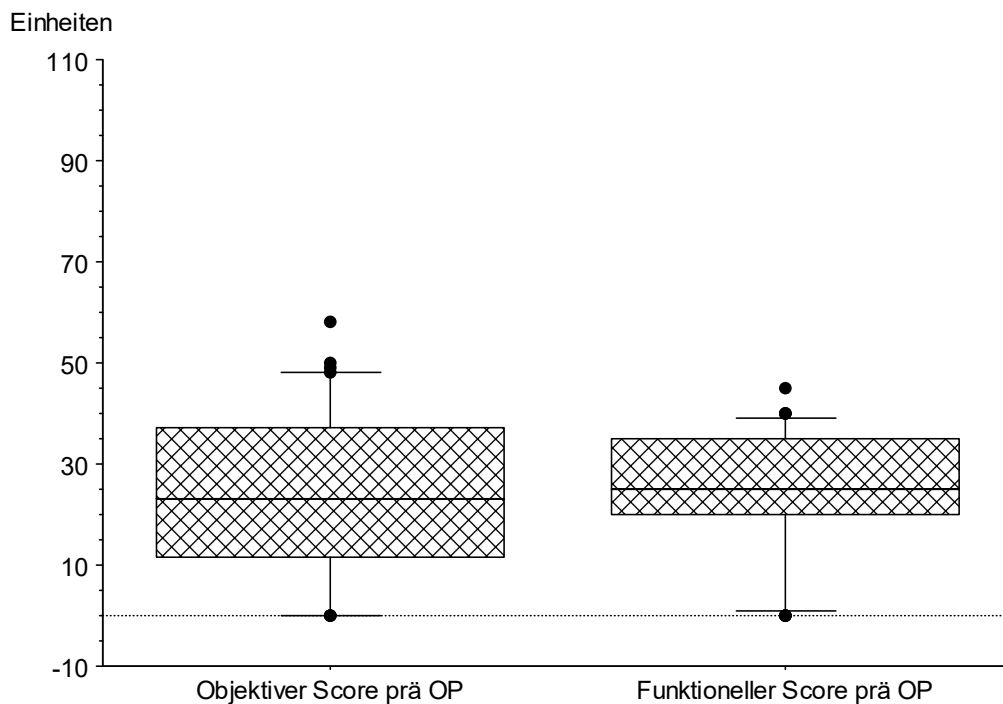


Abb. 21: Box-and-Whisker-Plots des präoperativen objektiven Score und des funktionellen Score des Knee Society Score der 123 Patienten, welchen zwischen dem 01.01.1995 und 31.12.1996 in der Chirurgischen Universitätsklinik Ulm eine LCS-Knieprothese implantiert wurde. Die Whiskers kennzeichnen das 10%- bzw. 90% -Quantil, der Median wird durch die horizontale Linie dargestellt.

3.4.3. Postoperative Werte des Knee Score

Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung erreichte der objektive Score einen Mittelwert von 75 Punkten, wobei die minimale Punktzahl bei 14 und die maximale bei 100 Punkten lag. (siehe Abb. 22)

3.4.4. Postoperative Werte des Function Score

Innerhalb des Intervalls von minimal 20 und maximal 100 Punkten gehörte der postoperative Mittelwert trotz deutlicher Steigerung um knapp 33 auf 57,8 Punkte immer noch der Gruppe "schlecht" an. (siehe Abb. 22)

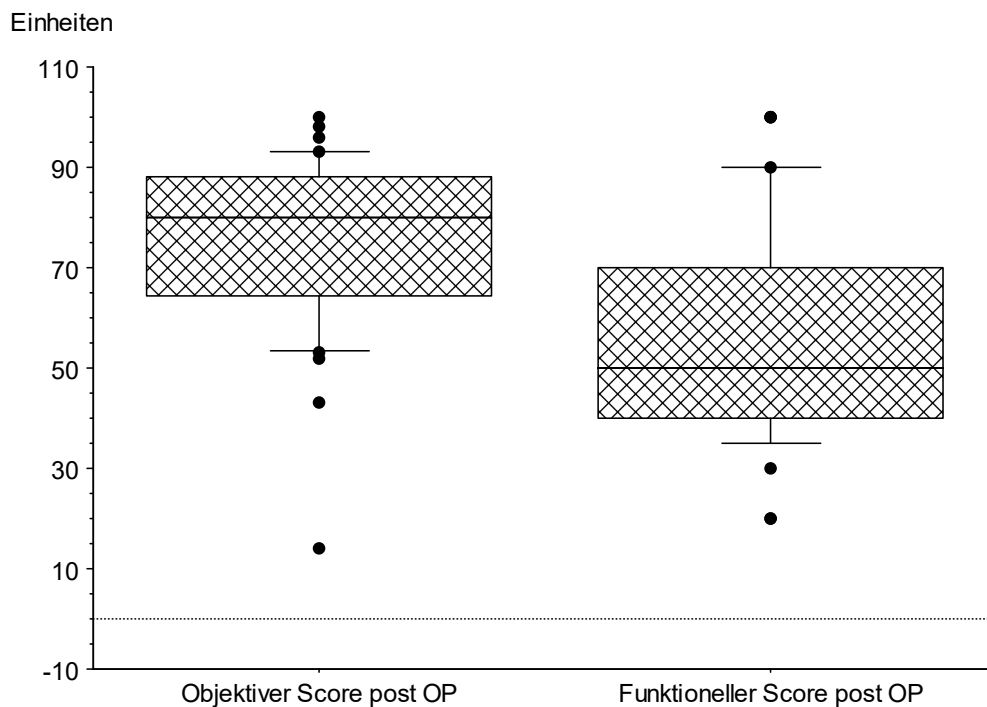


Abb. 22: Box-and-Whisker-Plots des postoperativen objektiven Score und des funktionellen Score des Knee Society Score der 37 Patienten nach einem Follow up von 10,5 Jahren, welchen zwischen dem 01.01.1995 und 31.12.1996 in der Chirurgischen Universitätsklinik Ulm eine LCS-Knieprothese implantiert wurde. Die Whiskers kennzeichnen das 10%- bzw. 90% -Quantil, der Median wird durch die horizontale Linie dargestellt.

3.5. Postoperative Radiologische Befunde

Auf den postoperativen Röntgenaufnahmen aller 37 Patienten waren weder die Femur- noch die Tibiakomponenten eingesunken oder verkippt. Darüber hinaus konnte in keinem Fall eine periartikuläre Verkalkung festgestellt werden. Bei 34 nachuntersuchten Patienten war ein normaler Patellastand zu verzeichnen. Drei Patienten wiesen eine Patella baja auf. Patellalockerungen oder -frakturen konnten nicht nachgewiesen werden.

3.6. Zufriedenheit mit dem Operationsresultat

Wegen immer noch bestehender Schmerzen, die in einem Fall stark und in zwei Fällen dauernd mäßig waren, gaben drei unserer nachuntersuchten Patienten an, mit dem Operationsergebnis unzufrieden zu sein. Demgegenüber waren 18 Patienten zufrieden und zehn sogar sehr zufrieden mit dem Resultat der Implantation.

Tabelle 11: Postoperativer Zufriedenheitsgrad bei den 37 nachuntersuchten Patienten (n=37) und bei den 43 Patienten, über die telefonische Auskünfte eingeholt wurden (n=43) des 123 Patienten umfassenden Kollektivs, das zwischen dem 01.01.1995 und dem 31.12.1996 an der Universitätsklinik Ulm mit einer Low Contact Stress-Knieendoprothese versorgt wurde

Zufriedenheitsgrad	Patientenanzahl		Patientenanteil in %	
	Nachunters.	Telefonauskunft	Nachunters.	Telefonauskunft
sehr zufrieden	10	7	27	16,3
zufrieden	18	22	48,7	51,2
geht so	6	9	16,2	20,9
unzufrieden	3	5	8,1	11,6

Von den 43 Patienten, die entweder persönlich am Telefon hinsichtlich ihres Zufriedenheitsgrades befragt oder über die mittels des jeweiligen Hausarztes telefonisch diesbezügliche Auskünfte eingeholt wurden, waren 22 mit ihrer implantierten LCS-Prothese zufrieden und sieben Patienten sehr zufrieden. Fünf Patienten waren aufgrund einer sehr schlechten Mobilität unzufrieden. Darüber hinaus klagten zwei dieser fünf Patienten über zeitweise immer wieder auftretende starke Schmerzen.

4. Diskussion

Die von uns ermittelten Daten und Ergebnisse wurden mit denen der sich ebenfalls mit dieser Thematik befassenden Referenzliteratur verglichen und bewertet. Bei unseren präoperativen Daten und Ergebnissen wurde selbstverständlich das Gesamtkollektiv von 123 Patienten zugrunde gelegt. Abgesehen von den 43 Patienten, über die lediglich bezüglich ihrer Zufriedenheit mit der Low Contact Stress-Knieendoprothese telefonische Auskünfte eingeholt wurden, beziehen sich alle unsere postoperativen Ergebnisse und Werte auf die 37 von uns nachuntersuchten Patienten.

4.1. Vergleich der patientendemografischen Daten

Aus dem präoperativen Patientenkollektiv waren nach der mittleren follow-up-Periode von 10,5 Jahren bis zu der von uns durchgeführten Nachuntersuchung 23 Patienten (18,7%) **verstorben** und sechs Patienten (4,9%) **lost to follow-up**. Dies ist in etwa vergleichbar mit den Angaben von HUANG et al. [26], die in ihrer Arbeit über Langzeitergebnisse der LCS-Prothese nach einem mittleren follow-up von 12 Jahren einen Anteil von 13,4% verstorbener und einen Anteil von 5,8% unauffindbarer Patienten verzeichnen. Dagegen lebten bei den von CALLAGHAN et al. [13] durchgeführten Nachuntersuchungen, die mindestens 15 Jahre nach den LCS-Implantationen erfolgten, nur noch 43% des ursprünglichen Patientenguts ohne einen lost to follow-up-Fall.

Wie dargelegt wurden von uns **Patienten mit Prothesenwechsel** (11,4%) nicht zur Nachuntersuchung eingeladen, was durchaus nicht unüblich ist. So schlossen beispielsweise STERN und INSALL [54] Patienten mit Revisionsprothesen sowie darüber hinaus Patienten mit einer metal-backed-Patellakomponenten aus ihrer Untersuchungsstudie aus. Letzteren Ausschluss begründeten sie mit den ihrer Ansicht nach bekannten Komplikationen, die mit dieser Prothesenkomponente verbunden seien.

In der Literatur variieren die **Geschlechtsverteilungen** im jeweiligen präoperativen Patientengut wie folgt: Fast identisch mit der von uns ermittelten Rate von 69,1% Frauen und 30,9% Männern sind die von STERN und INSALL [54] angeführten Anteile weiblicher (69,8%) und männlicher (30,2%) Patienten. Einen höheren Männeranteil geben CALLAGHAN et al. [12] mit 39,5% und SORRELLS et al. [53] mit 38% an. Bei RANAWAT und BOACHIE-

ADJEI [44] ist das Verhältnis von Frauen (79,3%) zu Männern ca. 4 : 1. Ähnlich überwiegt der Frauenanteil (83,3%) in der von HUANG et al. [26] gelieferten Studie. Nach einem follow-up von mindestens zehn Jahren konnten KASTNER et al. [30] allerdings keine signifikanten Unterschiede der LCS-Implantatergebnisse bei Männern und Frauen feststellen.

Das **Durchschnittsalter** unseres präoperativen Patientenkollektivs betrug 68,9 Jahre. Bei den im Folgenden angeführten Autoren liegen die Alterswerte zwischen 60 und 70 Jahren bei CALLAGHAN et al. [12, 13] bei genau 70 Jahren; RANAWAT und BOACHIE-ADJEI [44] geben 65 Jahre, STERN und INSALL [54] sowie SORRELLS et al. [53] 69 Jahre an; bei HUANG et al. [26] sind es 62 Jahre. Bestimmt man den Durchschnittswert dieser Autorenangaben, liegt das mittlere Alter bei 67 Jahren. Dies entspricht in etwa dem präoperativen Durchschnittsalter dieser Studie.

In unserem präoperativen Kollektiv von 123 Patienten war der jüngste Patient 40,8 Jahre, der älteste Patient 88,2 Jahre alt. In den bei den Autoren vermerkten Altersspektren variiert das Alter des jüngsten präoperativen Patienten zwischen 29 Jahren [26], 31 Jahren [44] und 37 Jahren [12, 13, 54]. Als Höchstalter der Patienten werden 74 Jahre [26], 79 Jahre [44], 88 Jahre [12, 13] und sogar 93 Jahre [54] angegeben. Nach diesen Zahlen liegt der arithmetische Durchschnittswert des Jüngstalters bei 33,5 Jahren, derjenige des Höchstalters bei 83,5 Jahren. Im Vergleich dazu erweist sich der jüngste Patient unseres präoperativen Kollektivs um etwa sieben, der älteste um etwa fünf Jahre älter. Insgesamt betrachtet belegen diese Höchstalterszahlen, dass Implantationen von Knieprothesen vor einigen Jahren und auch heute nicht altersbeschränkt sind, sondern auch im hohen Alter noch erfolgreich durchgeführt werden können.

Der **Durchschnitts-BMI** unseres präoperativen Gesamtpatientenkollektivs betrug 28,4. Dieser Wert deckt sich nahezu mit dem bei SORRELLS et al. [53] angegebenen mittleren BMI von 28,2. Als Durchschnittswert der Körpergewichte gibt BUECHEL [9] 77,4 kg an. Nach Geschlecht differenziert ermitteln STERN und INSALL [54] bei männlichen Patienten ein Durchschnittsgewicht von 83 kg, bei weiblichen ein solches von 72 kg.

Wie in der hier vorliegenden Arbeit erwiesen sich auch in obiger Literatur etliche der analysierten Patienten der präoperativen Kollektive als übergewichtig.

Folgende Studien befassen sich mit der Korrelation von Übergewicht und auftretenden Komplikationen, dies allerdings in allen Fällen bei nachuntersuchten Patienten. Während

ROBINSON et al. [45] in ihrer Analyse von 17 katastrophalen Osteolysefällen im Übergewicht ein erhöhtes Risiko für Komplikationen und Versagen des Implantats sehen, und HEALY et al. [24] bei übergewichtigen Patienten vermehrt Patellaprobleme konstatieren, untersuchen STERN und INSALL [54] in ihrer Studie, ob überhaupt und dann inwiefern sich Fettleibigkeit auf die Haltbarkeit von Knieendoprothesen und auf Komplikationen mit diesen Prothesen auswirkt. Bei einem follow-up bis zu sechs Jahren erkennen sie keine wesentlichen Unterschiede der Knee-Scores in den Patientengruppen mit Unter- und Durchschnittsgewicht oder bei den leicht, mittel und stark übergewichtigen Patienten. Allerdings stellen auch diese beiden Autoren bei Übergewicht vermehrt Patellabeschwerden fest, und zwar mit einer Häufigkeit von 30%, wenn man die Gruppen mit mittlerem und starkem Übergewicht zusammenfasst. Obwohl die Autoren in diesen zusammengefassten Gruppen ein erhöhtes Auftreten von Patellafrakturen und -lockerungen (7%) vermerken, und obwohl auch sie davon überzeugt sind, dass zunehmendes Körpergewicht zunehmend Stressfaktoren auf das Knie-Implantat erzeugt, kommen sie aufgrund ihrer Ansicht nach insgesamt zu geringen Komplikationsrate zu dem Schluss, dass die beschriebenen Probleme nicht zwangsläufig kausal mit Fettleibigkeit zusammenhängen müssen.

Bei unseren 37 nachuntersuchten Patienten waren jedenfalls keine Patellalockerungen oder Patellafrakturen festzustellen. Wie später noch einmal aufgegriffen wird, könnte aber möglicherweise der deutlich erhöhte BMI-Mittelwert unseres präoperativen Kollektivs von 123 Patienten unter anderem mitverantwortlich für die, im Verhältnis zur Referenzliteratur, recht hohe Prothesenwechselrate gewesen sein.

Bezüglich der **Operationsindikation** wurden im präoperativen Patientengut dieser Studie neben posttraumatischen Gonarthrosen (8,1%) und rheumatoiden Arthritis-Fällen (3,3%) zu 88,6% primäre Gonarthrosen diagnostiziert. Letztere stellen auch in der Referenzliteratur die Hauptindikation für die Implantation einer LCS-Knieendoprothese dar. Bei CALLAGHAN et al. [12] liegen die Anteile einer idiopathischen Arthrosis deformans bei 88,2%, SORRELLS et al. [53] geben 85,2% an, HUANG et al. [26] beschreiben 91,5% primäre Gonarthrosen, und BUECHEL et al. [10] sowie BUECHEL [11] führen 92,8% primäre Arthrosen bei präoperativen Patienten an, denen dann zementlose LCS-Prothesen implantiert wurden. Im Falle der posttraumatischen Arthrosen werden die folgenden Prozentzahlen genannt: 1,7% [12], 6,3% [53], 0,6% [26] und 1,2% [10, 11]. Eine rheumatoide Arthritis trat in folgenden Prozentanteilen auf: 10,1% [12], 8,5% [53], 7,7% [26] und 6,0% [10, 11].

Die in der Referenzliteratur angeführten prozentualen Indikationsanteile stimmen im Bereich der primären Gonarthrosen recht gut, in den Bereichen der posttraumatischen Gonarthrosen sowie der rheumatoiden Arthritis kaum mit den von uns herangezogenen Prozentzahlen überein.

Patienten mit einer rheumatischen Arthritis weisen nach BHAN et al. [2] signifikant niedrigere Function-Scores und Bewegungsumfänge auf als Osteoarthrose-Patienten. Dies erklären die Autoren mit dem häufigen Aufflackern der Krankheit, mit den oft ausgedehnten langwierigen immunsuppressiven Corticosteroid-Therapien sowie mit einer meist bestehenden Synovialitis, bei der die weiche Gelenkinnenhaut vernarbt und Knorpel und Knochen zerstört werden.

Nach LASKIN [35] liegen hier auch die Hauptgründe für die – im Verhältnis zu anderen Operationsindikationen – recht häufigen Revisionen bei rheumatoider Arthritis.

Angesichts dieser beiden Statements hätte der in Relation zu den Literaturangaben geringe Anteil an rheumatoider Arthritis in unserem präoperativen Patientenkollektiv eigentlich – zumindest theoretisch – relativ höhere Score-Ausgangswerte und einen relativ niedrigeren Prozentsatz der späteren Prothesenwechsel bedingen können. Dies war jedoch jeweils nicht der Fall, wie obige Score-Mittelwerte bei den Ergebnissen und die noch zu erörternde Rate der Prothesenwechsel belegen.

Wie bereits dargelegt und aus der präoperativen Spalte der Tabelle 1 hervorgeht, und wie vielfach in der Literatur angeführt wird – beispielsweise bei BONTEMPS [3] –, waren auch die von den Patienten vor ihrer Operation geäußerten und teils unerträglichen Schmerzen ein gravierender Grund, sich für ein LCS-Implantat zu entscheiden.

Aus unserem präoperativen Patientengut waren 45 Patienten (36,6%) am Knie voroperiert, wobei 15 (12,2%) eine Umstellungsosteotomie der Tibia und 30 (24,4%) eine Arthroskopie hinter sich hatten. In nur zwei Fällen werden in der hier verwendeten Referenzliteratur die **Voroperationen** weiter differenziert. So geben CALLAGHAN et al. [12] an, dass von 119 Knien, die zwischen 1985 und 1988 mit einer LCS-Prothese versorgt wurden, neun Kniegelenke (7,6%) voroperiert waren. Diese Voroperationen bestanden aus drei Valgus-Tibia-

Osteotomien, zwei Meniskektomien, einer Arthrotomie, einer Arthroskopie, einer distalen Femur-Osteotomie sowie einer Sequestrotomie. Weniger genau sind die Angaben bei SORRELLS et al. [53], die bei ihren voroperierten Patienten (11%) lediglich die Fälle von Meniskektomien (2,1%), Osteotomien (1,5%) und Synovektomien (0,2%) nennen.

In der folgenden Literatur werden die Patienten lediglich in die Kategorien mit oder ohne Voroperationen eingeteilt. Bei BUECHEL und PAPPAS [5] sind 17,5% der Kniegelenke mit zementierten und 29,3% der Knie mit zementlosen LCS-Implantaten voroperiert. BUECHEL [9] gibt 30,4% Patienten mit Voroperationen an, die dann eine zementlos implantierte Prothese erhielten. BUECHEL [11] sowie BUECHEL et al. [10] konstatieren folgende Prozentzahlen Voroperierter: 25% in der Gruppe mit zementierten und 43,2% in der zementlosen Gruppe mit Tibia-Rotationsplattformen sowie 28,6% in der Gruppe mit zementfreien, das hintere Kreuzband erhaltenden Tibiakomponenten.

Wie obige Zahlen widerspiegeln variieren bereits innerhalb der Buechel-Literatur die Patienten-Prozentquoten mit vorherigen Eingriffen ganz erheblich. Noch deutlichere Differenzen zeigen sich beim Vergleich dieser Quoten – wie auch beim Vergleich der Voroperationsrate unseres präoperativen Patientenkollektivs – mit den oben bei Callaghan und Sorrells genannten Zahlen, welche sich im Verhältnis dazu als sehr gering erweisen. Um nur annähernd einen Vergleich zu erbringen, wurde wegen der Verwendung derselben Tibia-Typen der Mittelwert nur bei BUECHEL[11] bzw. BUECHEL et al. [10] berechnet, der mit 32,3% immer noch niedriger liegt als der Prozentsatz von 36,6% mit Voroperationen in dieser Studie.

In der Literatur [5, 9] belegen Zahlen, dass Haltbarkeitsdauer und Ergebnisse von LCS-Prothesen bei Primäroperierten günstiger sind als bei Voroperierten. Der verhältnismäßig hohe Anteil an Voroperierten in unserem präoperativen Kollektiv von 123 Patienten könnte ein Mitfaktor für die im Vergleich zur Referenzliteratur relativ hohe Quote an Prothesenwechseln nach einem relativ kurzen Zeitraum gewesen sein. Dadurch könnte auch der oben genannte relativ geringe Anteil an rheumatoider Arthritis, der sich günstig hätte auswirken können, nicht zum Tragen gekommen sein.

Der Vergleich der demografischen Daten erweist sich mitunter als recht schwierig. Gründe dafür sind die teils sehr voneinander abweichenden Daten und Prozentsätze, die in der Referenzliteratur angegeben werden. Aus ihnen wurde durch Ermittlung ihres arithmetischen

Durchschnitts versucht, eine Vergleichsgröße zu finden. Als weitere Erschwernis kommen auch die zum Teil sehr ungenauen Angaben in den verschiedenen Studien hinzu, wie etwa im Falle der Voroperationen.

4.2. Operationsstatistiken Prothesenkomponenten und Vergleiche

Während der Operationen war nur in fünf von 123 Fällen (4%) ein *laterales Release* nötig. Bei Lateralisation der Patella soll durch diesen Eingriff an den Führungsbändern der Patella – oder in seltenen Fällen am knöchernen Ansatz der Kniescheibensehne – die Patella im Gleitlager des Oberflächenersatzes optimal eingestellt werden. Genauer als SORRELLS et al. [53], die nur kurz erwähnen, bei den Operationen diese Technik durchgeführt zu haben, geben BHAN et al. [2] an, dass sie innerhalb ihres Patientenkollektivs bei acht von 64 Knien (12,5%) erforderlich war.

Die **Femurkomponenten** wurden in unserem Patientenkollektiv zu 52% zementfrei und zu 48% mithilfe von Zement implantiert. Dagegen geben BHAN et al. [2] an, dass von 64 Femurkomponenten 62 zementiert wurden (97%) und zwei bei einer Hybridfixation zementlos blieben, während ausnahmslos alle Tibiakomponenten zementiert verankert wurden.

Von den drei für LCS-Prothesen verfügbaren **Tibiakomponenten**-Typen wurden bei den 123 Patienten des damaligen Kollektivs in 84,5% der Fälle ein das hintere Kreuzband erhaltendes Tibiaplateau und zu 15,5% eine beide Kreuzbänder opfernde Tibiarotationsplattform implantiert. Dabei wurde zu 9,8% zementfrei und zu 90,2% mittels Zement fixiert.

Bei HUANG et al. [26] wurden im Patientengut Femurkomponenten zu 86% und Tibiakomponenten zu 92% zementiert eingesetzt. Letztgenannte Prozentangabe deckt sich fast mit dem in dieser Studie ermittelten Anteil zementierter Tibiakomponenten. Wie in diesem Fall sind auch in der Literatur [52] die Prozentsätze der zementierten Tibia-Implantate höher als die der zementierten Femur-Implantate.

Tibiavarianten: Vorteile, Nachteile, Überlebenszeiten: Eine von BUECHEL und PAPPAS [7] durchgeführte Analyse der Überlebenszeiten von LCS-Prothesen mit den drei verschiedenen Tibiakomponenten-Typen ergab folgende prozentuale Haltbarkeitsraten mit dem nach Kaplan und Meier festgelegten Endpunkt der Revision, der auch in den Analysen der im Fol-

genden genannten Autoren gilt: 1. Implantate mit dem beide Kreuzbänder erhaltenden Tibiaplateau zeigten zementiert nach 12 Jahren zu 90,9% und zementlos nach 6 Jahren zu 100% keine Mängel; 2. Prothesen mit dem das hintere Kreuzband erhaltenden Tibiaplateau waren zementlos nach 6 Jahren zu 97,9% intakt; 3. Implantate mit Tibiarotationsplattform waren zementiert nach 10 Jahren zu 97,5% und zementlos nach 6 Jahren zu 98,1% erhalten.

Aufgrund ihrer Erfahrungen sprechen WEAVER et al. [58] der beide Kreuzbänder erhaltenden Tibiavariante keine hohe Dauerhaftigkeit zu. Nach einem mittleren Zeitraum von fünf Jahren wiesen bei den von ihnen untersuchten 16 zementlosen Prothesen mit dieser Tibiaversion vier Implantate (25%) Lagerbrüche auf. Dagegen zeigten BUECHEL und PAPPAS [5] in ihrer 10-Jahres-Auswertung, dass bei 140 Meniscallager-Implantaten nur ein einziges Lager einen Defekt in Form einer Dislokation aufwies.

In seiner 4-Jahresstudie führt BONTEMPS [3] bei 96 zementlos implantierten LCS-Prothesen mit Erhalt beider Kreuzbänder (1), mit Erhalt des hinteren Kreuzbandes (81) und mit Rotationsplattformen (14) nur zwei Fälle mit operationstechnisch bedingten Meniscallager-Defekten sowie einen Fall mit Luxation eines lateralen Lagers an.

Wie eine weitere Analyse von BUECHEL [11] wiedergibt, waren die zementlosen Implantate mit dem das hintere Kreuzband erhaltenden Tibiaplateau nach zehn Jahren zu 97,4% und nach 16 Jahren zu 83% noch absolut intakt. Die ebenfalls zementlosen Prothesen mit einer Rotationsplattform wiesen nach zehn und 18 Jahren zu 98,3% keine Mängel auf.

HUANG et al. [26] stellten nach einem mittleren follow-up von 12 Jahren fest, dass die Überlebensrate des Prothesen-Designs mit Erhalt des hinteren Kreuzbandes bei ihrer Ansicht nach unzureichenden 83% und die Rate des Designs mit Rotationsplattform bei zufriedenstellenden 92,1% lag. Die Autoren kommen zu dem Schluss, dass der Gebrauch von LCS-Prothesen mit Meniscallagern nicht gerechtfertigt zu sein scheint.

Sowohl in ihrer 9-12-Jahre-follow-up-Studie als auch in ihrer mindestens 15 Jahre post operationem durchgeführten Untersuchung bescheinigen CALLAGHAN et al. [12, 13] Prothesen mit zementierten Tibiarotationsplattformen nicht nur gute klinische Resultate sondern auch eine lange Dauerhaftigkeit.

Nach SORRELLS et al. [53] liefern Implantate mit zementlosen Rotationsplattformen zu 99,7% gute bis exzellente klinische Ergebnisse bei einer Haltbarkeitsrate von 89,5% nach einem 5-12-Jahresintervall. Die Autoren konstatieren, dass Prothesen mit mobilen Lagern

aufgrund dieser Resultate durchaus vergleichbar sind mit lagerfixierten Designs, dabei aber hinsichtlich des Bewegungsumfangs keine Vorteile bieten.

Wie BHAN et al. [2] wiedergeben wurde bei Patienten mit bilateraler Arthrose und mit auf beiden Seiten ähnlichen Deformitäten und Bewegungsumfängen im Rahmen einer randomisierten Knie-Auswahl die eine Seite mit der LCS-Rotationsplattform-Prothese und die andere Seite mit der posterior stabilisierten „fixed-bearing“ *Insall Burstein-II*-Knieendoprothese implantiert. Bei dem nach einem minimalen follow-up von viereinhalb Jahren durchgeführten Vergleich der beiden Prothesen-Designs stellten die Autoren auf der Grundlage des *Knee Society* Knee Scores für beide Prothesen-Typen in 88% der Fälle gute bis exzellente klinische Resultate fest. Allerdings lag die Überlebensrate des Rotationsplattform-Implantats nach sechs Jahren mit 94% unter derjenigen der „fixed-bearing“ *Insall Burstein-II*-Prothese, die einen Wert von 100% aufwies. Damit sehen Bhan et al. in LCS-Prothesen mit mobilen Lagern keinerlei Vorteile.

SCHUH und HÖNLE [46] legen in Form von zwei Fallbeispielen dar, dass die „mobile-bearing“-Knieendoprothesen im Vergleich zum „fixed-bearing“-Design zwar einen größeren Bewegungsradius boten, dafür aber jeweils eine gravierende Schädigung und anschließende Dislokation des Polyethylenlagers aufwiesen.

Ausgehend von Beiträgen, dass „mobile-bearing“-Knieendoprothesen keine besseren klinischen Ergebnisse liefern als „fixed-bearing“-Prothesen, belegen KELLY et al. [31] in ihrer Analyse, dass auch bezüglich der Polyethylen-Verschleißschäden keinerlei Überlegenheit der Mobil-Lager-Implantate gegenüber „fixed-bearing“-Designs bestand.

Auch KIM et al. [34] konstatieren in ihrer Gegenüberstellung von „mobile-bearing“- und „fixed-bearing“-Prothesen bei jüngeren Patienten, dass in beiden Gruppen sowohl die postoperativen *Knee Society* Knee und Function Scores als auch die Osteolyse-, Revisions- und Überlebensraten ähnlich waren.

LU et al. [36] stellten bei der Analyse von 73 nach Versagen ausgetauschten Knie-Implantaten mit „fixed-bearing“-Design und LCS Rotationsplattform unterschiedliche Abriebs- und Schädigungsmuster fest. Bei der Rotationsplattform-Gruppe lagen im Vergleich zur „fixed-bearing“-Gruppe höhergradige Metallkratzer und Polyethylenschäden nur auf der unteren Oberfläche vor. Dagegen zeigten die oberen Oberflächen geringere Schäden als diejenigen der „fixed-bearing“-Gruppe.

SIEBEL und KÄFER [51] führen an, dass bei primären, das hintere Kreuzband erhaltenden und resezierenden Knieprothesen-Designs die klinischen Ergebnisse keine nennenswerten Unterschiede aufweisen. Angesichts der in der Literatur von Befürwortern und Gegnern des Kreuzbanderhalts kontrovers diskutierten Statements, dass das hintere Kreuzband einerseits eine positive Wirkung auf den Kniestreckapparat und damit auf die Kniegelenksfunktion und andererseits durch sein irreguläres Spannungsmuster eine negative Wirkung auf den Streckapparat und die Beweglichkeit ausüben sollte, untersuchten die Autoren in einer in-vitro- (biomechanischen Kadaver-) Analyse die Spannungsverhältnisse der hinteren Kreuzbänder mit und ohne Belastung bei einem fixen Design und bei dem mobilen LCS-Design. Unter Berücksichtigung des tibialen Slope konstatieren die Autoren, dass nur im Falle des fixen Designs ein fast unverändertes und somit reguläres Spannungsmuster des hinteren Kreuzbandes ermöglicht werde.

Trotz all dieser Gesichts- und Kritikpunkte scheint sich in der Literatur bei den Tibiakomponenten vor allem die das hintere Kreuzband erhaltende Variante durchgesetzt zu haben, was auch die in dieser Studie ermittelte Verteilung der Tibia-Typen bestätigt. Insgesamt ist sicherlich auch davon auszugehen, dass neben Kriterien wie Patientenalter, Voroperation, vorliegende Gelenksituation und Knochenbeschaffenheit die Operationskunst und Philosophie des jeweiligen Operators mitentscheidend sind, warum er die eine oder andere Tibia-Variante favorisiert.

Während der Operation erhielt die Hälfte der 123 Patienten einen **Patellarrückflächenersatz**, der in 44% der Fälle zementfrei und zu 56% zementiert implantiert wurde. Wie bei den Femurkomponenten ist auch hier die Fixationsverteilung in etwa ausgeglichen.

In der Referenzliteratur der letzten Jahre wird immer häufiger diskutiert, ob ein Rückflächenersatz der Patella zementiert oder zementlos implantiert werden sollte, und ob bei Implantaten ein Patella-Ersatz überhaupt nötig ist. Außerdem werden Alternativen zur *metal-backed* Patellaprothese angeführt, die nach Meinung mancher Autoren weniger problem- und risikobehaftet sind.

BUECHEL et al. [6] geben in ihrer Analyse von LCS-*metal-backed* Rotations-Patellaprothesen nur vier Komplikationsfälle an. Bei 141 zementierten und 190 zementlosen Implantaten stellten sie nach einem mittleren follow-up von 7,8 (zementiert) bzw. 4,5 Jahren (zementlos) drei Patellafrakturen und eine Dislokation fest. Sie fanden keine Lockerung der Patellakom-

ponenten, keinen Bruch des Polyethylen-Rotationslagers und kein Versagen der Metall-Verankerungsplatte.

Ähnliches berichten BUECHEL et al. [10], die in ihrer Untersuchung von 373 LCS-Prothesen nach mindestens zehn Jahren weder bei den zementierten noch bei den zementlosen Primär-implantaten ein zu Prothesenwechsel oder Revision führendes Versagen der Patellakomponenten diagnostizierten.

BONTEMPS [3] nennt nach vier Jahren bei 96 zementlosen LCS-Implantaten nur eine Patellafraktur, die ohne weitere Maßnahmen wieder abheilte. Nach BUECHEL und PAPPAS [7] liegt die Haltbarkeitsrate der *metal-backed*-Patella sowohl zementiert als auch zementlos nach 6 und 12 Jahren bei 100%. Bei 371 ausschließlich zementlos eingesetzten Prothesen mit Rotationsplattform und *metal-backed* Patellakomponente fanden SORRELLS et al. [53] nach einem follow-up von 5-12-Jahren keine Patellafraktur oder -lockerung.

Dagegen beobachteten KIM et al. [33] nach einem follow-up von sieben Jahren bei 60 zementlos implantierten Prothesen mit Patellarückflächenersatz sehr viele Osteolysen nur an den Tibia- und Patellakomponenten. Sie erklärten diese Osteolysen mit einer bei zementloser Fixierung stark erhöhten Migration von Osteolyse bewirkenden Polyethylen-Abriebpartikeln in die Grenzschicht der Knochenlager.

HEALY et al. [24] stellten bei zementlosen und bei *metal-backed* Patellakomponenten vermehrt Komplikationen fest. Die Autoren empfehlen zementierte kuppelförmige Ganz-Polyethylen-Patellakomponenten. In ihrem Beitrag zur Knieendoprothetik sprechen JEROSCH et al. [29] wiederholte Probleme bei Patella-Implantaten an.

HUANG et al. [26] fanden nach einem Mittel von 12 Jahren bei 33 (6,7%) von 495 postoperativ verfügbaren Knien mit Rückflächenersatz Patella-Polyethylenschäden vor, die sie auf eine unzureichende Polyethylen-Dicke, eine schlechte Kontaktfläche und eine Abblockung der Rotationsbeweglichkeit zurückführten. In ihrer Analyse konstatieren die Autoren, dass bei LCS-Patellakomponenten mit flachem Metallknopf eine höhere Polyethylen-Dicke ermöglicht wird, und dass kuppelartig geformte Polyethylenkomponenten Kontaktstress-Spitzen noch besser reduzieren können.

Nach mindestens 15 Jahren post operationem konnten CALLAGHAN et al. [13] bei 39 noch verfügbaren Kniegelenken, denen man zwischen 1985 und 1988 LCS-Prothesen mit kuppel-

artigen *Townley*-Ganz-Polyethylen-Patellakomponenten zementiert eingesetzt hatte, keinen Fall von Revision, keine aseptischen Lockerungen der patellaren, femoralen oder tibialen Komponenten und auch keine Verlagerung eines Prothesenteils feststellen.

ARNOLD et al. [1] halten den Ersatz der Patellarückfläche für völlig unnötig, weil er ihrer Meinung nach zu stark problembehaftet ist. Folgerichtig setzten sie seit 1990 in über 700 Kniegelenke nur LCS-Prothesen ohne Patellarückflächenersatz ein. Sie berichten, dass keine Revision aufgrund sekundärer femoropatellarer Probleme erfolgte, und dass sich die Patella im Laufe der Zeit durch ossäre Regenerationsprozesse in die Prothese einpasst.

Auch bei BHAN et al. [2] wurde keines der 64 Kniegelenke mit einem Patellarückflächenersatz versorgt. Angesichts der von den Autoren formulierten Tatsache, dass die Patienten in Indien von Natur aus kleine Patellae besitzen und dort wesentlich häufiger bei Operationen ein *laterales Release* durchgeführt wird, erkennen sie im Rückflächenersatz ein erhöhtes Risiko für Patellafrakturen.

Nach SCHUH und HÖNLE [47] waren alle 13 Revisionen, die infolge eines anterioren Kniegelenkschmerzes vorgenommen werden mussten, auf eine Lateralisation der Patella zurückzuführen. Die Autoren empfehlen, durch *laterales Release* ein exaktes Gleiten der Patella zu gewährleisten. Im Falle einer hypertrophen lateralen Patellafacette sollte nach Meinung der Autoren grundsätzlich deren Teilresektion erfolgen.

Insgesamt betrachtet und wie obige Literatur erkennen lässt, scheinen trotz aller Diskussionen die Verteilungsraten der zementierten und zementlosen Patella-Fixation mehr oder weniger ausgewogen zu bleiben und der Anteil der Prothesen mit Patellarückflächenersatz nicht signifikant zurückzugehen. Die Prozentzahlen dieser Studie belegen jedenfalls ein recht hohes Maß an Ausgewogenheit sowohl hinsichtlich der Fixation als auch bezüglich der Prothesenanteile mit und ohne Patella-Ersatz. Darüber hinaus zeigen unsere postoperativen Patellabefunde, dass — bis auf drei Fälle einer Patella baja — bei 92% unserer 37 Nachuntersuchten ein normaler Patellastand zu verzeichnen war und keine Komplikationen wie etwa Patellalockerungen oder -frakturen diagnostiziert wurden.

Bei 11,4% unseres präoperativen Kollektivs von 123 Patienten erfolgte nach einem mittleren Zeitraum von etwa fünfeneinhalb Jahren ein **Prothesenwechsel**, der zu 57,1% durch aseptische Lockerungen bedingt war.

HUANG et al. [26] führen zwar fast denselben Prozentsatz (11%) eines Implantatversagens an, dies allerdings nach einem mittleren follow-up von 12 Jahren. Bei CALLAGHAN et al. [12] war keine der 119, zwischen 1985 und 1988 zementiert eingesetzten Prothesen revisionsbedürftig, weder die der mittlerweile verstorbenen Patienten, noch die der nach einem Zeitraum von neun bis 12 Jahren post operationem Untersuchten. Es gab keinen Fall von Implantatlockerung, Osteolyse, Dislokation oder Polyethylen-Verschleiß.

Die Prothesen-Austauschrate scheint bei den 123 damals Operierten relativ hoch zu sein bei einer im Vergleich zur Literatur verhältnismäßig kurzen mittleren Prothesen-Überlebensdauer von fünfeinhalb Jahren. Dies könnte auf operationstechnische Fehler zurückzuführen sein aber auch, wie schon zuvor erwähnt, mit dem relativ hohen Anteil an voroperierten Patienten sowie mit dem deutlich erhöhten BMI-Mittelwert in unserem präoperativen Kollektiv zusammenhängen.

Wie die Literatur zeigt und schon oben umrissen wurde, sind für aseptische Lockerungen und Prothesenwechsel in erster Linie die Tibiakomponenten verantwortlich. Kann durch Zementierung der Tibiakomponenten das Risiko einer Prothesenlockerung minimiert werden? Zementlos oder zementiert implantieren? Nicht selten wird in der einschlägigen Literatur vor allem bei zementlosen Implantaten über aseptische Lockerungen als Folge eines vermehrten Aufkommens von Osteolysen berichtet [18, 33, 43]. Dies führen die für zementierte Verankerung plädierenden Autoren überwiegend auf die Migration von Polyethylen-Abriebpartikeln in die Knochen-Implantat-Grenzschicht zurück, die im Falle einer zementlosen Fixierung uneingeschränkt erfolgen kann und im Falle einer Zementierung verhindert oder zumindest erschwert wird. Bei PETERS et al. [43] wiesen ca. 16% der 174 zementlosen Implantate nach einem mittleren Zeitraum von knapp drei Jahren überwiegend an den Tibiakomponenten starke Osteolysen auf. ENGH et al. [18] beschreiben 25 Fälle von zementlosen Knieprothesen, bei denen Revisionen aufgrund starker Osteolysen der Tibiaplateaus erfolgten.

Aber auch zementierte Knieendoprothesen weisen nach MUMME et al. [41] das Problem der aseptischen Lockerungen auf. Um die Verbundfestigkeit zwischen Metall und Knochenzement zu stabilisieren und damit die aseptische Lockerungsrate zu reduzieren schlagen die Autoren eine Oberflächenbeschichtung der Tibiakomponenten mittels Silikatisierung / Silanisierung vor.

Vor allem in den ersten Beiträgen nach Entwicklung der LCS-Knieendoprothese aber auch in weiteren Analysen der Folgezeit wird die zementfreie Implantation favorisiert wegen der im Vergleich zur Zementierung als günstiger erachteten biomechanischen Verhältnisse und Kräfteübertragungen. Darüber hinaus werden nach Meinung einiger Autoren sowohl eine ossäre Integration als auch ein Selbstheilungsprozess des Knochens nach etwaiger vorheriger Prothesenlockerung nur bei zementloser Implantation ermöglicht [3, 9, 19]

Trotz aller Pro- und Kontra-Statements wurden vielfach keine signifikanten Haltbarkeitsunterschiede zwischen Implantaten mit und ohne Zement beobachtet [6, 7, 10, 15]. Dass entgegen der Ansicht mancher Autoren zementlos eingesetzte Prothesen nicht eher versagen müssen, belegen beispielsweise BUECHEL und PAPPAS [5], bei denen die Gruppe der 208 zementlosen LCS-Prothesen im Vergleich zur Gruppe der 149 zementierten Implantate etwas weniger Lockerungen, Frakturen und Dislokationen aufwies.

Darüber hinaus zeigt eine von BUECHEL [9] durchgeführte Langzeitanalyse, dass die Überlebenszeiten der zementlosen LCS-Prothesen durchaus überzeugend sein können. Nach einem postoperativen Intervall von 12 Jahren waren bei den Primärfällen 96,3%, bei den Mehrfachoperierten 93,8% und bei den Revisionen 86,7% der Prothesen in einem guten bis exzellenten Zustand, woraus insgesamt die mittlere Überlebensrate von 95,1% resultierte.

Auch der Vergleich der postoperativen klinischen Analysen und Patientenbefunde ergibt bei den beiden Fixationsarten, wie z.B. auch CHOY et al. [15] belegen, keine gravierenden Unterschiede. Neben den von BONTEMPS [3] gelieferten guten 4-Jahresergebnissen, die sich ausnahmslos auf zementlos implantierte LCS-Prothesen beziehen, sind auch die von BUECHEL und PAPPAS [5] in postoperativen mittelfristigen und Langzeituntersuchungen gewonnenen Resultate gut bis hervorragend. Dabei wurden Schmerzaufkommen, Funktion, Bewegungsgrad, Deformitäten und Stabilität nach dem *New Jersey Orthopaedic Hospital Knee Score* bewertet. Während eines Beobachtungszeitraums von zwei bis zehn Jahren (7,6 Jahre im Durchschnitt) erwiesen sich 85,2% der zementierten Fälle als gut bis exzellent, wobei Primärimplantationen, Mehrfachoperierte und Revisionen zusammengefasst wurden. Bei den Primärimplantaten lag die Quote bei 95,1%. In der zementlosen Gruppe, die zwei bis sieben Jahre (4,4 Jahre im Mittel) beobachtet wurde, lag das gute bis exzellente Gesamtergebnis bei 91,8%.

Im Referenzschriftgut halten sich die Argumente für oder gegen eine Zementierung also in etwa die Waage. Insgesamt scheinen aber Zementierungen mit zunehmendem Alter der Patienten häufiger vorgenommen zu werden [4, 5, 10, 13].

Auch wenn man davon ausginge, dass zementierte Implantate weniger anfällig für Osteolyse und aseptische Lockerungen sind, so konnte doch die deutlich überwiegende zementierte Verankerung (zu 90,2%) der Tibiakomponenten, die bei den 123 damaligen Operationen dieser Studie vorgenommen wurde, die relativ hohe Prothesenaustauschrate und auch den relativ frühzeitig erfolgten Prothesenwechsel nicht verhindern. In jedem Fall ist eine vom Operateur optimal eingepasste LCS-Prothese die beste Voraussetzung dafür, dass Komplikationen wie aseptische Lockerungen erst gar nicht auftreten.

4.3. Vergleich und Bewertung der von Patienten geäußerten Befunde

Von den 123 Patienten des präoperativen Kollektivs dieser Studie litten 92,7% an dauernd mäßigen bzw. starken **Schmerzen**, und es gab keinen Fall von Schmerzlosigkeit. Postoperativ empfanden gut 40% der 37 untersuchten Patienten keine und gut 32% nur geringe Schmerzen, während nur ein Patient (2,7%) starke Schmerzen aufwies.

Im Verhältnis zu den anderen Parametern des Knee Score hatte der Aspekt Schmerzen mit seinen maximal 50 zu erreichenden Punkten den mit Abstand höchsten prä- / postoperativen Punktezugewinn. Mittels Tabelle 1 lassen sich folgende Schmerz-Score-Punktezahlen errechnen: Ausgehend von gerade mal durchschnittlich 6,4 Punkten pro Patient des präoperativen Kollektivs hatte sich bei den von uns Nachuntersuchten die mittlere Punktezahl pro Patient um 31,1 Punkte auf 38,5 Punkte gesteigert.

In der Literatur werden prä- und postoperative Vergleichswerte der Schmerzsymptomatik nirgendwo explizit angeführt und lassen sich aus den dortigen mittleren Score-Gesamtpunkten auch nicht herausfiltern. Die wenigen Angaben im Schriftgut beziehen sich lediglich auf die postoperative Schmerzsymptomatik.

Wie BONTEMPS [3] in seiner 4-Jahres-Studie wiedergibt, konnten Schmerzen durch die Operation zu 93% weitgehend oder vollständig beseitigt werden, was maßgeblich zu den 91% guten und exzellenten Ergebnissen beitrug.

In der prospektiven Analyse von CALLAGHAN et al. [12] waren nach einem postoperativen Zeitraum von neun bis 12 Jahren 45 der insgesamt 66 Kniegelenke schmerzfrei (68,2%), während 15 Knie (22,7%) geringe, fünf Gelenke (7,6%) mäßige und ein Knie (1,5%) starke Schmerzen aufwiesen. Dieses gute Ergebnis mit 90,9% schmerzfremen und nur gering schmerzhaften Kniegelenken schlug sich deutlich in dem von den Autoren verwendeten Knee Score der *Knee Society* nieder, dessen mittlere Punktezah präoperativ bei 30 und postoperativ bei 90 Punkten lag. Nach einem Intervall von mindestens 15 Jahren stellten CALLAGHAN et al. [13] fest, dass von 39 Knien, die aus dem ersten postoperativen Patientengut noch verfügbar waren, 37 Kniegelenke schmerzfrei oder nur geringfügig schmerzhaft waren. Zwar erweist sich dieses Ergebnis mit 94,9% schmerzlosen und gering schmerzhaften Gelenken als noch günstiger, was aus dem postoperativen Knee Score mit der mittleren Punktezah von 85 aber nicht so deutlich ersichtlich ist.

Bei den 37 Nachuntersuchten dieser Studie ist die Quote der schmerzfremen Patienten mit gut 40% im Verhältnis zu obigen Ergebnissen relativ klein. Dennoch können sich die Resultate der von uns postoperativ untersuchten Patienten mit einem Anteil von knapp 73% ohne und mit nur geringfügigen Schmerzen durchaus sehen lassen vor allem angesichts der damals bei den 123 Patienten befundeten äußerst ungünstigen präoperativen Ausgangslage von 92,7% Patienten mit dauernd mäßigen bzw. starken Schmerzen, was auch der sehr schlechte präoperative Mittelwert des Knee Score mit 25,7 Punkten absolut bestätigt.

Prinzipiell bestehen nur unzureichende Vergleichsmöglichkeiten wegen der fehlenden präoperativen Schmerzparameter in der Literatur. Dennoch lassen obige Analysen durchblicken, wie hoch auch dort der Stellenwert der Schmerzsymptomatik ist, und dass durch Schmerzfremheit bzw. Schmerzlinderung weitere — Punkte bringende — Kniefunktionen ermöglicht werden, die unter Schmerzen noch nicht in dem Maße möglich waren.

Von unseren postoperativ untersuchten und hinsichtlich der **Mobilität** befragten 37 Patienten konnten knapp 11% unbegrenzt, 27% mehr als 2000 Meter und knapp 30% bis 2000 Meter laufen. Dieser Patientenanteil von insgesamt ca.68% spiegelt die deutliche Verbesserung der Gehleistung im Vergleich zu den präoperativen Werten wider, nach denen 99,2% der Patienten sich nur im Haus bewegen oder weniger als 1000 Meter laufen konnten.

Nur in drei Fällen wird in der hier benutzten Referenzliteratur explizit der Mobilitätsgrad der Patienten angeführt, allerdings auch hier wieder nur in Form einer postoperativen Auskunft.

So gibt BONTEMPS [3] an, dass sich die Gehleistung bei 80% der Patienten nach der Operation auf 30 Minuten und länger gesteigert hatte. Nach BHAN et al. [2] waren postoperativ 90,6% der Patienten in der Lage, unbegrenzt zu laufen was in dortiger Analyse aber nicht in die Score-Bewertung einfluss. Bei CALLAGHAN et al. [12] konnten von 45 postoperativ verfügbaren Patienten (66 Kniegelenke) nach einem follow-up von mindestens neun Jahren 57,8% unbegrenzt, 17,8% zwischen 30 und 60 Minuten, 11,1% bis 30 Minuten und 13,3% weniger als zehn Minuten laufen. Dabei benötigten 57,8% der Patienten keine, 22,2% eine zeitweise und 20% eine ständige Gehhilfe.

Abgesehen von dem Patientenanteil mit unbegrenzter Gehfähigkeit der bei Bhan et al. und Callaghan et al. eindeutig höher liegt als bei den von uns postoperativ untersuchten 37 Patienten S, ist ein Vergleich der obigen Ergebnisse mit unseren Resultaten wohl kaum möglich, da Gehstrecken nicht mit Gehzeiten zu vergleichen sind, ohne das Lauftempo zu kennen. Hinzu kommt, dass ein prä-/postoperativer Verbesserungsvergleich auch hier nicht gegeben ist, da die Autoren keine präoperativen Angaben bezüglich der Gehleistung liefern.

Unsere 37 Nachuntersuchten vermerkten auch bezüglich des **Treppensteigens** eine deutliche Verbesserung durch das Prothesenimplantat. Einem präoperativen Patientenanteil von knapp 5%, die eine Treppe normal hinauf und treppab mit Geländer gehen konnten, standen postoperativ immerhin 43% Patienten gegenüber, die eine Treppe normal auf und ab bzw. treppab mit Geländer gehen konnten, und es gab keinen Fall mehr, dass ein Treppensteigen oder das Gehen treppab nicht möglich war.

Trotz der hohen Score-Gewichtung wird nirgendwo in den hier verfügbaren Analysen beschrieben, bei wie viel Patientenanteilen vor und/oder nach der Operation ein Treppensteigen möglich oder nicht möglich war, und ob oder inwieweit die Patienten auf der Treppe das Geländer benutzen mussten. Diesbezügliche Vergleiche mit unseren Ergebnissen können also überhaupt nicht angestellt werden.

Ohne Berücksichtigung von Punkte-Abzügen infolge des Gebrauchs von Gehhilfen läge bei der Gehleistung dieser Studie der mittels Tabelle 2 errechenbare rein theoretische mittlere Punktezugewinn bei 16,7 Punkten (von präoperativ 14,9 auf postoperativ 31,6 Punkte). Dagegen läge der mittels Tabelle 3 errechenbare theoretische mittlere Punktezugewinn beim

Treppensteigen bei 10 Punkten (von präoperativ 26,2 auf postoperativ 36,2 Punkte). Für den funktionellen Punktezugewinn wäre die Steigerung der Gehleistung also in höherem Maße als die Leistungssteigerung beim Treppensteigen verantwortlich.

Diese theoretischen Punktezugewinne von insgesamt 26,7 Punkten liegen unter dem Gesamtpunktezugewinn des Function Score, da die darin durch Gehhilfen erfolgten Abzüge präoperativ deutlich mehr ins Gewicht fallen als postoperativ. Die mittleren Gesamtwerte des Function Score dieser Studie lagen nach Punkte-Abzug präoperativ bei knapp 25 Punkten und postoperativ bei 57,8 Punkten. Das ergab einen Gesamtpunktezugewinn von 32,8 Punkten.

Im Referenzschriftgut lassen sich Verbesserungen des Gehvermögens und Treppensteigens nur zusammen aus dem Vergleich der mittleren prä- und postoperativen Function Score-punktzahlen (s. S. 61 f.) ableiten. Eine Differenzierung der Parameter Laufen und Treppensteigen, die mit jeweils maximal 50 Punkten gleich hoch gewichtet sind, ist dabei nicht möglich.

BHAN et al. [2] bewerten in ihrer Arbeit über „mobile-bearing“ versus „fixed-bearing“ Totalprothesen ihre Ergebnisse nur nach dem Knee Score. Den Function Score lehnen sie aus dem Grund ab, weil es ihrer Meinung nach schwierig ist, einen aussagekräftigen Vergleich zu ziehen, wenn der Patient selbst die Kontrollinstanz darstellt.

Auch wenn die Patientenaussagen hinsichtlich des Treppensteigens und Gehvermögens sicherlich auch subjektiv gefärbt sind, ist die von Bhan et al. vorgebrachte Argumentation nicht unbedingt nachvollziehbar. Denn im Knee Score werden Schmerzen, die ebenfalls subjektiv geprägt sind, zur Hälfte in der Score-Bepunktung gewichtet. Beschreibungen des Schmerzaufkommens und Schmerzmaßes sind schon deswegen nicht objektivierbar, weil die Schmerzschwelle bei den verschiedenen Patienten sicherlich recht unterschiedlich ist.

Nach ihrer **Aktivität** befragt bezeichneten sich von den 123 Patienten unseres präoperativen Kollektivs knapp 2,5% als sehr aktiv, ebenfalls knapp 2,5% als inaktiv und ein knappes Viertel als aktiv. Gut 70% gaben an, überwiegend zu sitzen. Bei den 37 postoperativ untersuchten Patienten hielten sich ein knappes Viertel für sehr aktiv und knapp 60% für aktiv. Keiner gab an, inaktiv zu sein und gut 16% äußerten, vorwiegend zu sitzen.

Über den prä- und postoperativen Aktivitätsgrad der Patientenkollektive gibt die hier in dieser Studie aufgelistete Literatur keinerlei Auskunft. Bei CALLAGHAN et al. [12] wurden Patienten nach kleinen alltäglichen Aktivitäten wie das Aufstehen vom Stuhl oder das Einsteigen ins Auto lediglich im Zusammenhang mit postoperativer Schmerzsymptomatik befragt. Ein Vergleich mit anderen Aktivitätsergebnissen ist also nicht möglich. Aber auch ohne Vergleichsmöglichkeit stellen sich unsere bei den 37 Patienten postoperativ gewonnenen Ergebnisse sehr überzeugend dar.

Obwohl das Kriterium Aktivität nirgendwo im Score der *Knee Society* auftaucht und infolgedessen auch nicht bepunktet wird, hat es doch eine sehr hohe und deutliche Aussagekraft. Als ein Quasi-Überbegriff, der Mobilität und Treppensteigen durchaus mit einschließt, spiegelt Aktivität bzw. der Aktivitätsgrad eine nicht mehr vorhandene oder wieder gewonnene Lebensqualität wider, die sich auch im Kleinen vollziehen kann.

Grundsätzlich muss festgestellt werden, dass sowohl hinsichtlich der Mobilität als auch bezüglich des Treppensteigens und der Aktivität Vergleiche mit der Literatur äußerst eingeschränkt oder gar nicht möglich sind. Alle drei Parameter werden zudem erheblich durch die subjektive Schmerzsymptomatik mitdeterminiert, so dass Schmerzfreiheit / -linderung meist mit einer Verbesserung der Gehleistung und des Treppensteigens und somit auch mit einer Steigerung der Aktivität einhergehen. Andererseits können — trotz Schmerzfreiheit oder Schmerzlinderung — ein hohes Patientenalter, Begleiterkrankungen oder ein (mittlerweile) reduzierter Allgemeinzustand prä- und postoperativ die Leistungen beim Laufen und Treppensteigen sowie das Ausüben größerer oder kleiner Aktivitäten oft stark beeinträchtigen.

4.4. Vergleich und Bewertung der Klinischen Befunde

Zum Zeitpunkt unserer Nachuntersuchung wies der **Bewegungsumfang**, der präoperativ im Mittel bei 85,5 Grad gelegen hatte, den durchschnittlichen Wert von 102,2 Grad auf. Damit konnte ein Gewinn des Umfangs von knapp 17 Grad verzeichnet werden. Dabei hatten sich der Minimalwert um 40 Grad (von 25 auf 65) und der Maximalwert um 10 Grad (von 125 auf 135) gesteigert.

Im Knee Score brachte der Bewegungsumfang präoperativ im Mittel 17,1 Punkte und postoperativ im Mittel 20,4 Punkte. Damit lag ein prä- / postoperativer Zugewinn von 3,3 Punkten vor.

Von allen klinischen Parametern wird der mittlere Gesamtbewegungsumfang in der hier benutzten Literatur am häufigsten angeführt. So geben BUECHEL und PAPPAS [5] nach einem durchschnittlichen follow-up von knapp viereinhalb Jahren bei nicht Voroperierten mit zementierter Prothese einen Bewegungsumfang von 124 Grad (präoperativ 95 Grad) und im zementlosen Fall einen Wert von 112 Grad (präoperativ 102 Grad) an. In der 7-12-Jahresanalyse von BUECHEL [9] steigerte sich der Umfang bei nicht Voroperierten mit ausnahmslos zementlosen LCS-Implantaten von präoperativ 102 auf postoperativ 118 Grad.

Nach einem mittleren Zeitintervall von 12 Jahren ermittelten HUANG et al. [26] einen durchschnittlichen postoperativen Bewegungsumfang von 110 Grad als Gesamtwert bei Patienten mit Tibiarotationsplattform und Kreuzband erhaltendem Tibiaplateau – allerdings ohne Angaben von präoperativen Vergleichsdaten.

SORRELLS et al. [53] liefern mit dem mittleren Bewegungsumfang von 111 Grad nur den nach neun Jahren gemessenen postoperativen Wert bei zementlosen Prothesen mit Tibiarotationsplattformen.

Genauer beschreiben BUECHEL et al. [10] bei zementierten Implantaten mit Rotationsplattform einen Umfanggewinn um 19 Grad von präoperativ 91 auf postoperativ 110 Grad sowie bei den zementlosen Prothesen mit dieser Tibiakomponenten einen Zuwachs um 14 Grad von präoperativ 93 auf postoperativ 107 Grad. Den letztgenannten prä- / postoperativen Umfangvergleich bei zementlosen Rotationsplattform-Implantaten führt auch BUECHEL [11] in seiner 10-20-Jahresstudie an. Er stellt die präoperativen Werte und postoperativen Ergebnisse dieses Designs denen der ebenfalls zementlosen, das hintere Kreuzband erhaltenden Tibiavarianten gegenüber. Abgesehen von den bei Erstoperierten in beiden Tibia-Gruppen identischen klinischen Resultaten (97,9% gut bis exzellent) stellt Buechel bei Prothesen mit Kreuzbanderhalt den um 10 Grad höheren postoperativen Umfang von 117 Grad fest. Er erklärt dieses Faktum auch mit dem bereits präoperativ höheren Bewegungsumfang von 106 Grad. Im Vergleich dazu lag bei den präoperativen Patienten, denen dann zementlos Rotationsplattformen implantiert wurden, der Umfang ja bei lediglich 93 Grad.

Beim Vergleich von LCS-Rotationsplattform-Prothesen mit posterior stabilisierten Insall Burstein-II-Prothesen stellten BHAN et al. [2] keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich des mittleren Bewegungsumfangs fest. Nach einem minimalen follow-up von viereinhalb Jahren ermöglichte das LCS-Implantat einen Umfang von $106,9 \pm 7,8$ Grad, während die

Insall Burstein-II-Prothese einen Wert von $105,6 \pm 7,7$ Grad lieferte.

Im Verhältnis zu allen oben genannten präoperativen Bewegungsumfängen, die im arithmetischen Durchschnitt bei 98,2 Grad liegen, war die Ausgangslage im präoperativen Patientengut dieser Studie mit einem mittleren Wert von 85,5 Grad eindeutig schlechter. Dieser niedrigere Ausgangswert bewirkte wohl — entsprechend der oben angeführten (Mit-)Begründung Buechels —, dass der postoperative mittlere Umfang der von uns Untersuchten mit 102,2 Grad auch niedriger war, als die in der benutzten Literatur genannten Werte, die im arithmetischen Durchschnitt bei 112,9 Grad liegen. Der von uns postoperativ ermittelte Umfanggewinn von 16,7 Grad deckt sich aber absolut mit dem arithmetischen Durchschnittswert von 16,5 Grad aus allen sechs hier angeführten Umfangzuwächsen.

Verglichen mit dem ausdifferenzierten Parameter Schmerzen mit seinen maximal 50 Score-Punkten — wobei ständig mäßige Schmerzen immer noch 10 Punkte bekommen — liefert der Bewegungsumfang im Bestfall nur 25 Punkte, also nur ein Viertel der maximalen Knee Score-Gesamtpunktzahl von 100. Infolgedessen weisen selbst respektable Umfangzugewinne relativ geringe Punkterhöhungen auf, im Fall dieser Studie 3,3 Score-Punkte von präoperativ 17,1 Punkten auf postoperativ 20,4 Punkte.

Nach der hier benutzten Literatur scheint die Wahl des Tibia-Designs den postoperativen Bewegungsumfang unwesentlich zu beeinflussen.

Mitbestimmend für den postoperativen Umfangwert sind wohl die präoperativen Ausgangswerte — die ihrerseits schon negativ mitbestimmt werden können z.B. durch hohe Quoten an Voroperationen —, das mittlerweile erreichte Alter der Nachuntersuchten sowie etwaige, noch hinzu erworbene Begleiterkrankungen. Für die Höhe des Umfangzugewinns ist selbstverständlich das exakte Einpassen der Prothese durch den Operateur von ganz entscheidender Bedeutung.

Trotz der relativ häufigen Nennung der Bewegungsumfänge bieten sich in obiger Literatur meist nur unzureichende Vergleichsmöglichkeiten. So werden zum Teil keine prä / postoperativen Vergleiche angeführt, wodurch die Ermittlung von Umfangzuwächsen dann nicht ermöglicht wird. In einigen Analysen werden Voroperierte bei der Nachuntersuchung ausgeschlossen, und die Nachuntersuchungszeiträume der einzelnen Studien variieren zwischen viereinhalb Jahren und 10 — 20 Jahren, so dass selbstverständlich auch unterschiedliche Altersschnitte der postoperativen Patientenkollektive vorliegen.

Der Patientenanteil ohne **Flexionskontraktur**, der im präoperativen Kollektiv dieser Studie schon bei beachtlichen 94,3% lag, wies bei unseren 37 nachuntersuchten Patienten noch eine Steigerung um 3% auf 97,3% auf. Bei lediglich einem Patienten (2,7%) wurde postoperativ noch eine leichte Kontraktur im Bereich von fünf bis neun Grad diagnostiziert. Präoperativ festgestellte höhere Werte bis 20 und über 20 Grad wurden nicht mehr nachgewiesen.

Im präoperativen Kollektiv wurden infolge der dort schon geringen Rate an Flexionskontrakturen insgesamt lediglich 35 Knee Score-Punkte abgezogen. Rein rechnerisch entfiel auf jeden der 123 Patienten somit ein Abzug von nur knapp 0,3 Punkten. Postoperativ erfolgte bei den 37 Nachuntersuchten der nicht mehr nennenswerte Abzug von insgesamt nur noch zwei Punkten.

Wie BONTEMPS [3] nur kurz anführt, konnte die präoperative Beugekontraktur durch die LCS-Implantate fast komplett beseitigt werden. BHAN et al. [2] berichten in ihrer Analyse von 64 Kniegelenken, dass die präoperative Flexionskontraktur mit einem mittleren Wert von 15 Grad durch die Implantation bis auf sechs Fälle aufgehoben wurde. Bei diesen sechs Knien (9,4%), von denen vor der Operation vier den Extremwert von 40 Grad und zwei den auch sehr hohen Wert von 35 Grad aufgewiesen hatten, bestand auch postoperativ noch eine Kontraktur, wobei vier dieser sechs Gelenke bei der letzten Nachuntersuchung einen mittleren Wert von fünf Grad zeigten, und bei zwei postoperativ zunächst kontrakturfreien Knien eine Beugekontraktur wieder aufgetreten war, die ebenfalls bei fünf Grad lag.

Zwar liegen diese sechs präoperativen Extremwerte eindeutig höher als die beiden Kontrakturwerte bis 20 und über 20 Grad dieser Studie. Und auch insgesamt gesehen waren die Kontrakturwerte des präoperativen Kollektivs dieser Studie günstiger als diejenigen bei Bhan et al. Denn ausgehend von dem bei Bhan et al. angeführten mittleren Kontrakturwert von 15 Grad muss dort der präoperative mittlere Punkte-Abzug pro Patient im Knee Score der *Knee Society* bei 5 Punkten gelegen haben. Im Vergleich dazu erfolgte beim präoperativen Kollektiv dieser Studie ein mittlerer Punkte-Abzug von knapp 0,3 Punkten pro Patient. Dennoch lässt sich als gemeinsames Moment festhalten, dass sowohl bei Bhan et al. als auch in dieser Studie die hohen präoperativen Kontrakturwerte postoperativ sehr überzeugend minimiert waren. Die obigen guten bis sehr guten Ergebnisse sind also in etwa vergleichbar mit unseren Resultaten, wobei in beiden Studien nicht alle, aber wie bei Bontemps fast alle Kontrakturfälle korrigiert werden konnten.

In dem 123 Patienten umfassenden präoperativen Kollektiv dieser Studie wurde in 82 Fällen (66,7%) ein **Extensionsdefizit** diagnostiziert, das zu 35,8% im moderaten Bereich unter zehn Grad lag, zu 26,8% deutlich erhöhte Werte bis 20 Grad zeigte und zu 4,1% als extremes Defizit mit mehr als 20 Grad auftrat. Postoperativ war der Patientenanteil ohne Streckdefizit ganz enorm von präoperativ 33,3% auf 94,6% angestiegen, während sich die letzten 5,4% auf ein noch bestehendes Defizit im Bereich unter zehn Grad und auf einen Fall im Bereich über 20 Grad verteilten.

Der Knee Score-Punkteabzug betrug im präoperativen Kollektiv insgesamt 625 Punkte, umgerechnet auf jeden der 123 Patienten lag er also im Mittel bei knapp 5,1 Punkten. Postoperativ war bei den 37 einbestellten Patienten nur noch ein Abzug von insgesamt 20 Punkten zu errechnen, pro Patient waren es im Mittel also lediglich gut 0,5 Punkte.

In der Analyse von BONTEMPS [3] hatte sich bei den 96 nachuntersuchten Kniegelenken der mittlere Wert des Extensionsdefizits von 12 Grad prä- auf zwei Grad postoperativ verbessert. Eine Punktezuordnung bzw. ein Punkteabzug-Vergleich mit unserer Studie ist hier nicht möglich, weil Bontemps alle seine Ergebnisse nach dem *New Jersey Orthopaedic Hospital* Score-System bewertet.

Unsere Resultate sprechen aber auch gut für sich selbst, denn bei unseren postoperativ untersuchten Patienten war das Streckdefizit bis auf zwei Fälle behoben, womit sich die Patientenquote ohne Streckdefizit um weitere 61,3% sehr überzeugend erhöht hatte.

Im Gegensatz zur Beugekontraktur, die schon präoperativ einen nur verschwindend geringen Punkteabzug bewirkte, verursachte das Extensionsdefizit mit einem Mittelwert von knapp 5,1 Minuspunkten pro Patient präoperativ einen recht hohen Knee Score-Punkteabzug, der dementsprechend zu dem schlechten präoperativen Knee Score-Gesamtmittelwert beigetragen hat. Bei der Nachuntersuchung war der mittlere Abzugswert von gut 0,5 Punkten pro Patient für den postoperativen Gesamtmittelwert des Knee Score bedeutungslos.

Bei der **anteroposterioren Stabilitätsprüfung** wiesen gut 51% unserer 37 nachuntersuchten Patienten eine normale Verschiebbarkeit unter fünf Millimeter auf. Durch die Implantation war der Prozentsatz der Kniegelenke mit physiologischen Stabilitätsverhältnissen um 31% gestiegen. Umgekehrt hatte sich der prozentuale Anteil im Bereich der mäßigen Verschiebbarkeit um gut 20% und im Bereich der deutlichen Verschiebbarkeit um gut 10% verringert.

Bei nur noch einem Fall von ausgeprägter Instabilität zeigten aber immer noch 46% der Patienten eine mäßige Verschiebbarkeit zwischen fünf und zehn Millimeter.

Präoperativ lag bei den 123 Patienten die mittels Tabelle 7 errechnete mittlere Punktezahl pro Patient bei 5,4 Knee Score-Punkten. Postoperativ ergab die anteroposteriore Stabilitätsprüfung bei den 37 Patienten eine mittlere Punktezahl von 7,4 Punkten pro Patient. Damit konnte ein mittlerer Zugewinn von zwei Punkten pro Patient verzeichnet werden.

In der Referenzliteratur lassen sich keine Vergleichsdaten bezüglich der anteroposterioren Stabilität finden. Es wird lediglich von WHITESIDE [61] dargelegt, dass bei Kniegelenken mit einer präoperativen Valgusstellung von mehr als 25 Grad nach der Implantation häufiger eine posteriore Instabilität zu beobachten ist.

Die deutliche Valgusfehlstellung, die in unserem präoperativen Kollektiv bei gut 22% der Patienten vorlag, könnte postoperativ – wenn auch nur in geringem Maß – eine posteriore Instabilität bewirkt haben. Wie die postoperative mittlere Punktezahl und auch der mittlere Punktezugewinn pro Patient widerspiegeln, kann das Ergebnis der anteroposterioren Stabilitätsprüfung bei den von uns Nachuntersuchten aber durchaus als zufriedenstellend bewertet werden.

Grundsätzlich ist nicht auszuschließen, dass durch wenige nur schwer zu interpretierende Befunde das ein oder andere prä- oder postoperative anteroposteriore Stabilitätsresultat möglicherweise geringfügig vom tatsächlichen Wert abweichen könnte. Wie schon im Unterkapitel „Untersuchungsmethoden“ erläutert, entstanden diese Beurteilungsschwierigkeiten präoperativ durch die mitunter bei der Stabilitätsprüfung aufgetretenen großen Schmerzen und postoperativ durch die damals erfolgten Kreuzbandresektionen. Nach den Erfahrungen von HIRSCH et al. [25] üben Kreuzbandresektionen zwar keinen signifikanten Einfluss auf die Verschiebbarkeit aus, aber nur unter der Voraussetzung einer guten Seitenbandstabilität.

Die postoperative **medial-laterale Stabilitätsprüfung** ergab, dass die damals im präoperativen Kollektiv ermittelten prozentualen Patientenanteile mit deutlicher (21,1%) und sehr ausgeprägter (2,5%) Aufklappbarkeit durch die Operation auf 5,4% bzw. auf Null reduziert wurden. Aber der Anteil der Patienten mit physiologischen Verhältnissen hatte sich nur um knapp 12% erhöht, während sich die Quote mit moderater Aufklappbarkeit postoperativ noch um 6,4% steigerte.

Bei der medial-lateralen Stabilität lag die mittlere Knee Score-Punktezahl pro Patient präoperativ bei 10 Punkten und postoperativ bei 11,6 Punkten.

FITZEK und BARDEN [19], die — auch extrem ausgeprägte — Beinachsen-Fehlstellungen korrigierten und dabei Release-Techniken anwandten, stellten postoperativ unter starker Kniebelastung in nur wenigen Fällen eine geringfügige Aufklappbarkeit fest, welche die Autoren aber nicht in Grad angeben.

Bezüglich der medial-lateralen Stabilität ließen sich keinerlei Vergleichsgradwerte in der hier verwendeten Referenzliteratur finden.

Wie im Fall des Bewegungsumfanges liefern auch beide Stabilitäten zusammen nur maximal 25 Knee Score-Punkte, wobei die anteroposteriore Stabilität maximal 10 Punkte und die medial-laterale Stabilität maximal 15 Punkte erbringen kann. Infolge dieser — im Vergleich zum Parameter Schmerzen — nur geringen maximalen Punktezahlen können auch die Punktezugewinne nur gering sein. Bei der anteroposterioren Stabilität war der präoperative mittlere Ausgangswert von nur 5,4 Punkten pro Patient ungünstiger als bei der medial-lateralen Stabilität, die präoperativ bei 10 Punkten pro Patient lag. Postoperativ war aber im Fall der anteroposterioren Stabilität ein — auch in Relation — größerer Punktezugewinn zu verzeichnen. Mit dem nur geringen Zugewinn von 1,6 Punkten erreichten die postoperativen Ergebnisse der medial-lateralen Stabilitätsprüfung dieser Studie allenfalls das Mittelmaß.

Auch bei der präoperativen medial-lateralen Stabilitätsprüfung waren grundsätzlich Schwierigkeiten bei der Befundbeurteilung nicht gänzlich auszuschließen wegen der bei der Untersuchung aufgetretenen, teils sehr großen Schmerzen der Patienten.

4.5. Vergleich und Bewertung der Beinachsenstellung

Die präoperative Messung der **mechanischen Beinachse** ergab bei 37,4% der 123 Patienten eine deutliche Abweichung von über fünf Grad, die valgisch bei 22,8% und varisch bei 14,6% der Patienten vorlag. Im Verhältnis dazu wies bei unseren 37 nachuntersuchten Patienten nur noch ein Knie (2,7%) eine deutliche Varusstellung auf, während sich der Patientenanteil mit exakt physiologischer Achsausrichtung von präoperativ 48,8% auf postoperativ 78,4% steigern konnte und der Rest nur geringfügige Valgus-Varus-Abweichungen zeigte.

Auch ohne direkte Vergleichsmöglichkeiten, welche die Referenzliteratur nicht liefert, können diese postoperativen Resultate als gut bewertet werden. Die im Schrifttum angeführten Bewertungen von Implantat-Ergebnissen können allerdings eine nur indirekte Auskunft geben, wobei in den Fällen, die zu einem hohen Prozentsatz als exzellent bis gut bewertet sind [2, 3, 4, 5, 53] von erfolgreichen Achsenkorrekturen auszugehen ist.

Dass die korrekte Ausrichtung der Beinachse von entscheidender Bedeutung für die Funktionstüchtigkeit und Haltbarkeit einer Knieendoprothese ist, betonen auch FITZEK und BARDEN [19], die bei ihren Implantationen Achsenabweichungen von 30° Varus und 45° Valgus korrigierten. Denn Fehlstellungen der Beinachse führen zu hohem Belastungsstress an allen Prothesenteilen und bewirken vor allem bei den Polyethylenlagern einen schnellen Verschleiß. Des Weiteren haben Beinachsen-Fehlstellungen Einfluss auf die ligamentären Strukturen des Kniegelenks und können somit große negative Auswirkungen auf die Stabilität des Knies oder auch auf den Sitz der Patella haben. So spielen auch beim exakten Ausrichten der Beinachse das Können und die Erfahrung des Operateurs eine ganz entscheidende Rolle.

4.6. Vergleich und Bewertung der Knee-und Function Score-Mittelwerte

Im 123 Patienten umfassenden präoperativen Kollektiv dieser Studie lag der Mittelwert des **objektiven Score** der *Knee Society* mit 25,7 Punkten im absolut desolaten Bereich. Durch die LCS-Implantate hatte sich bei den 37 von uns nachuntersuchten Patienten der durchschnittliche Wert auf 75 Punkte gesteigert. Mit diesem respektablen Zugewinn von knapp 50 Punkten konnte die Auswertung der Befunde nunmehr dem Bereich "gut" zugeordnet werden.

Ausgehend von dem noch miserableren Mittelwert von knapp 25 Punkten, der bei den 123 Patienten präoperativ vorgelegen hatte, zeigte der mittlere Wert des **funktionellen Score** bei den 37 Nachuntersuchten zwar auch einen beachtlichen Zuwachs von fast 33 Punkten, der aber nicht verhindern konnte, dass die Gesamtbewertung mit 57,8 Punkten immer noch dem Bereich "schlecht" angehörte.

Ohne Angabe präoperativer und postoperativer Punktezahlen bewerten die nun angeführten Autoren die Resultate der LCS-Prothesen nach dem *New Jersey Orthopaedic Hospital Knee Score* wie folgt: In der Gruppe ohne Voroperationen geben BUECHEL und PAPPAS [4] nach

einem Intervall von zwei bis fünf Jahren bei zementierten Implantaten zu 98,8% und bei zementlosen Prothesen zu 100% gute bis exzellente Ergebnisse an. In einer weiteren Studie von BUECHEL und PAPPAS [5] weisen nach einem durchschnittlichen follow-up von knapp viereinhalb Jahren in der Primärgruppe zementiert implantierte Kniegelenke zu 95,1% und zementfreie zu 98,2% gute bis exzellente Resultate auf, während BONTEMPS [3] nach einem Zeitraum von vier Jahren ohne Aufschlüsselung nach Gruppen bei zementlosen Prothesen in 91% der Fälle dieselben Ergebnisse ermittelte.

Autoren, die prä- und postoperative mittlere Score-Punktezahlen nach dem New Jersey System angeben, werden hier nicht berücksichtigt, weil dieses System anders bepunktet, als dasjenige der *Knee Society*.

Im Vergleichsschrifttum, in dem wie in dieser Analyse die Autoren ihre Befunde nach dem objektiven (Knee Score) und funktionellen Score der *Knee Society* beurteilten, werden folgende Punktzahlen angeführt: HUANG et al. [26] geben nur die postoperativen Mittelwerte im Knee Score mit 87 und im Function Score mit 75 Punkten an. Bei CALLAGHAN et al. [12] lag der objektive Score-Mittelwert präoperativ bei 30 Punkten und nach Implantation zementierter Rotationsplattform-Prothesen bei 90 Punkten (Zugewinn: 60 Punkte). Der funktionelle Score-Mittelwert verbesserte sich dort von präoperativ 44 auf postoperativ 75 Punkte (Zugewinn: 31 Punkte). Nach BHAN et al. [2], die nur die Knee Scores verglichen, lag im Falle der LCS-Rotationsplattform-Prothesen der präoperative Mittelwert bei 35 Punkten und der postoperative Wert bei 90 Punkten (Zugewinn: 55 Punkte). Die Autoren stuften die Implantat-Ergebnisse zu 88% als gut bis exzellent ein.

In den oben angeführten Analysen waren die präoperativen Score-Mittelwerte nach der *Knee Society* höher als bei den 123 Patienten dieser Studie. Die obigen Mittelwerte des Knee Score ergeben den arithmetischen Durchschnittswert von 32,5 Punkten (6,8 Punkte mehr als in dieser Studie). Der Mittelwert des Function Score lag bei Callaghan et al. mit 44 Punkten um 19 Punkte höher als bei unseren präoperativen Patienten.

Ebenso lagen alle in obiger Literatur ermittelten postoperativen Mittelwerte der *Knee Society*-Scores über denen unserer 37 Nachuntersuchten. Im arithmetischen Gesamtdurchschnitt ergeben die obigen Knee Score-Werte 89 Punkte und die funktionellen Score-Werte 75 Punkte (14 bzw. 17,2 Punkte mehr als bei unseren nachuntersuchten Patienten).

Bei der Berechnung der mittleren Punktezugewinne im objektiven Score der *Knee Society* zeigte sich allerdings, dass der Zugewinn bei unseren 37 Patienten mit knapp 50 Punkten nur wenige Punkte unter dem arithmetischen Gesamtdurchschnitt von 57,5 Punkten lag, der sich aus den in obigem Schriftgut angegebenen mittleren Zuwächsen ergibt. Im Function Score hatte der mittlere Zugewinn unserer nachuntersuchten Patienten mit fast 33 Punkten sogar einen höheren Wert als der bei Callaghan et al. zu errechnende Zugewinn von 31 Punkten.

Dass die präoperativen mittleren Score-Ausgangswerte die Höhe der postoperativen Score-Mittelwerte mitbestimmen, lässt auch obige Referenzliteratur vermuten. Neben der oft isoliert betrachteten postoperativen Score-Bepunktung ist somit auch der prä- / postoperative Punktezugewinn ein wichtiges Kriterium für den Erfolg einer Implantation.

Im Vergleich zu den *Knee Society* Score-Ergebnissen der benutzten Referenzliteratur sind die präoperativen und postoperativen mittleren Score-Punktzahlen dieser Studie also deutlich niedriger. Dennoch sind die Implantat-Ergebnisse bei den von uns nachuntersuchten 37 Patienten hinsichtlich des beachtlich verbesserten Knee Score als gut zu bezeichnen. Die Punktezugewinne sind absolut überzeugend. Trotzdem hatten die Ergebnisse des Function Score selbst bei guter Zugewinnquote von knapp 33 Punkten keine Chance, aus dem schlechten Bereich herauszukommen.

Es bleibt noch am Rande zu bemerken, dass manche Autoren, die das New Jersey System benutzen, dieses etwas diffus und undifferenziert darstellen, indem sie ohne weitere Auskünfte nur Prozentsätze der exzellenten oder guten Ergebnisse liefern, bei denen sie außerdem teilweise Patientengruppen wie Voroperierte ausschließen. Dagegen wird das Score-System der *Knee Society* in der Literatur differenzierter dargestellt und aufgeschlüsselt, wodurch mehr Übersicht entsteht und sich bessere Vergleichsmöglichkeiten bieten.

4.7. Vergleich und Bewertung der postoperativen Radiologischen Befunde

Bei unserer radiologischen Befundung zeigte keines der 37 nachuntersuchten Kniegelenke **periartikuläre Verkalkungen**. Auch hinsichtlich eines **Einsinkens oder Verkippens** der Femur- und Tibiakomponenten gab es keinerlei Hinweise. Bis auf drei Fälle einer Patella baja, hervorgerufen durch eine Verkürzung des Ligamentum patellae, waren alle anderen Patellae in einem einwandfreien Zustand. Dies ist insgesamt gesehen auch schon vor Sichtung der Literaturangaben ein ausgesprochen gutes Ergebnis.

In keiner der hier herangezogenen Vergleichsanalysen sind die radiologischen Untersuchungen auf periartikuläre Verkalkungen fokussiert. Es kann also nicht ermittelt werden, ob oder in wie vielen Fällen derartige, um das operierte Kniegelenk entstehende Verkalkungen des Weichteilgewebes im dortigen Patientengut diagnostiziert wurden.

Bezüglich der Verlagerung von Prothesenkomponenten als Anzeichen für Lockerungsprozesse berichtet die Literatur vereinzelt über Migrationen von Prothesenkomponenten. Während bei CALLAGHAN et al. [13] ein solcher Fall explizit nicht auftrat, stellten BUECHEL [11] und BHAN et al. [2] jeweils bei einem Patienten eine Migration der Tibiakomponenten fest.

Abgesehen von den in der Literatur angeführten und schon oben (S. 45 f.) dargelegten Patellakomplikationen wird im Schrifttum [13] bei den radiologischen Analysen nur ein Fall einer wie auch bei BONTEMPS [3] beschrieben bereits abgeheilten Patellafraktur ohne Dislokation genannt.

4.8. Subjektive Bewertung des Operationsresultats

Bei der subjektiven Bewertung des Operationsergebnisses äußerten drei der 37 nachuntersuchten Patienten, wegen starker bzw. dauernd mäßiger Schmerzen unzufrieden zu sein, während 28 Patienten zufrieden bzw. sehr zufrieden waren. Von den 43 Patienten, über die telefonisch Statements speziell bezüglich ihrer Zufriedenheit eingeholt wurden, waren 29 zufrieden bzw. sehr zufrieden und fünf unzufrieden wegen schlechter Mobilität und teilweise starker Schmerzen.

In der Referenzliteratur sind auch hinsichtlich dieses Kriteriums die Angaben äußerst spärlich. Lediglich CALLAGHAN et al. [12] berichten, dass von 66 Kniegelenken 65 in einem guten Zustand waren, so dass deren Träger mit dem Operationsergebnis zufrieden waren. Nur ein Patient zeigte sich aufgrund eines sehr eingeschränkten Beugungsvermögens unzufrieden.

In Relation zu diesem Ergebnis fallen die Bewertungsergebnisse in dieser Studie schlechter aus. Dennoch kann die von uns ermittelte Zufriedenheitsrate als durchaus respektabel gewertet werden.

Ausschlaggebend für die überwiegend positive Bewertung unserer insgesamt 80 postoperativ befragten Patienten war vor allem die Schmerzfreiheit bzw. Schmerzlinderung. Aber auch

das Kriterium einer wieder gewonnenen Mobilität hatte bei der Resultatsbewertung einen sehr hohen Stellenwert.

4.9. Schlussbetrachtung

In etwa den von den Autoren dargelegten Ergebnissen der Low Contact Stress-Knieendoprothese entsprechend erwiesen sich auch unsere postoperativen klinischen, radiologischen und durch Patientenbefragung ermittelten Resultate sowie die postoperativ verbesserten mittleren Score-Werte und erzielten Punktezugewinne im Gesamtblick gesehen als gut. Vor allem die präoperativ starken Bewegungsbeeinträchtigungen und teilweise unerträglichen Schmerzen, die zu einer äußerst geminderten Lebensqualität geführt haben mussten, konnten durch die Low Contact Stress-Implantate in hohem Maße beseitigt oder erheblich verbessert werden.

So richtete sich denn auch die subjektive Bewertung des Implantaterfolges bei unseren 37 nachuntersuchten Patienten — wie auch bei den 43 Patienten, über die wir telefonisch Auskünfte speziell bezüglich ihres Zufriedenheitsgrades einholten — in erster Linie an den Kriterien der Schmerzfreiheit/-linderung und Bewegungs-/Gehfähigkeit aus, die letztendlich eine gesteigerte Lebensqualität bewirkten.

Die Vergleiche mit der Literatur erwiesen sich zum Teil als äußerst schwierig. Dies hat folgende Gründe: In der hier benutzten Referenzliteratur werden teilweise gar keine vergleichbaren Angaben, nur ungenaue Angaben wie etwa bei den Voroperationen sowie vielfach nur Angaben der postoperativen Werte gemacht. Bei den dortigen Untersuchungen erfolgt nicht selten der Ausschluss voroperierter Patienten. Daneben werden unterschiedliche Score-Systeme benutzt mit unterschiedlicher Bepunktung bei denselben Untersuchungen. Das Alter der Patienten zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung variiert zum Teil erheblich. Dies ist natürlich abhängig von den follow-up-Perioden, die in den herangezogenen Studien in folgender Variationsbreite auftreten: follow-up-Perioden von zwei Jahren, knapp drei Jahren, vier Jahren, viereinhalb Jahren, zwei bis fünf Jahren, sechs Jahren, sieben Jahren, zwei bis zehn Jahren, 10 bis 12 Jahren (wie in dieser Studie), 12 Jahren, 15 Jahren, 16 Jahren, 18 Jahren. All dies lässt eine teilweise nur recht eingeschränkte Vergleichbarkeit der Werte und Ergebnisse sowohl der einzelnen Studien untereinander, als auch mit den Werten und Ergebnissen der hier vorliegenden Studie zu.

5. Zusammenfassung

Die Knieendoprothetik bleibt nach wie vor eine große Herausforderung an die Operateure aufgrund der komplexen anatomischen, biomechanischen und physiologischen Verhältnisse des menschlichen Kniegelenks. Durch das moderne Low Contact Stress-Oberflächenersatz-System, dessen Komponenten und Varianten hier im Einzelnen beschrieben werden, gelang der entscheidende Durchbruch, Kongruenz und Mobilität in Einklang zu bringen. In der Klinik für Unfall-, Hand-, Plastische und Wiederherstellungschirurgie der Universität Ulm wurde die Low Contact Stress-Prothese zwischen Januar 1995 und Dezember 1996 bei 123 Patienten eingesetzt. Mit der vorliegenden Studie sollten die Langzeitergebnisse dieses Oberflächenersatzes nach einem durchschnittlichen follow-up von 10,5 Jahren ermittelt und mit den präoperativen Daten und Befunden verglichen werden. Anschließend erfolgte der Vergleich mit den Ergebnissen der Referenzliteratur.

Zur Nachuntersuchung wurden 37 Patienten einbestellt, und über 43 Patienten wurden telefonisch Informationen speziell zu ihrer Zufriedenheit mit der Prothese eingeholt. 14 Patienten mit Prothesenwechsel wurden von uns nicht befragt und auch nicht untersucht. Zunächst wurden die personendemografischen Daten des präoperativen Patientenkollektivs sowie Operationsstatistiken dargelegt. Bei den Implantationen erfolgte zu 4% ein *laterales Release*. Die Femur- und Tibiakomponenten wurden zu 48% bzw. zu 90% zementiert eingesetzt, wobei ein das hintere Kreuzband erhaltendes Tibiaplateau in 85% und die beide Kreuzbänder opfernde Rotationsplattform in 15% der Fälle verwendet wurde. Einen Patellarrückflächenersatz erhielten 50% der Patienten, der zu 56% zementiert implantiert wurde.

Bei der Nachuntersuchung wurden die Parameter Schmerzen, Mobilität, Bewegungsumfang, Flexionskontraktur, Extensionsdefizit und Stabilität besonders fokussiert. Radiologisch wurde die Beinachsenstellung gemessen und auf periartikuläre Verkalkungen, Patellastellung und eventuell eingesunkene Tibia- und Femurkomponenten geachtet. Die Resultatsbewertungen erfolgten mithilfe des Knee und Function Score der *Knee Society*.

Ohne einen Fall von Schmerzlosigkeit lag der Patientenanteil mit starken bzw. dauernd mäßigen Schmerzen präoperativ bei 92,7%. Postoperativ zeigte sich eine enorme Verbesserung, wobei knapp 73% keine oder nur geringe Schmerzen aufwiesen. Entsprechend überzeugend waren die Ergebnisse der Gehleistung. Dem präoperativen Patientenanteil von

99%, der sich nur im Haus bewegen oder weniger als 1000 Meter laufen konnte, standen postoperativ ca. 68% der Patienten gegenüber, die unbegrenzt, mehr als 2000 oder bis 2000 Meter gehen konnten. Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung waren präoperative Flexionskontrakturen und Extensionsdefizite aufgehoben oder in den wenigen verbliebenen Fällen stark reduziert, und der mittlere Gesamtbewegungsumfang hatte sich von 85,5 Grad mit einem Gewinn von knapp 17 Grad auf 102,2 Grad gesteigert. Die postoperativen Stabilitätsergebnisse waren zufriedenstellend. Während der Patientenanteil mit normaler anteroposteriorer Verschiebbarkeit um 31% auf 51% gestiegen war, wiesen noch 46% eine mäßige Instabilität auf. Bei der medial-lateralen Stabilität erhöhte sich der Anteil mit physiologischen Verhältnissen um knapp 12%, und extreme und hohe Werte waren auf Null bzw. 5,4% reduziert. Aber die Quote mit mäßiger Aufklappbarkeit war nicht gesunken. Ausgehend von einem desolaten präoperativen Mittelwert von nur 25,7 Punkten zeigte der Knee Score den respektablen Zugewinn von 50 Punkten im Mittel, womit die Ergebnisse dem guten Bereich angehörten. Der Function-Score mit einem noch schlimmeren mittleren Ausgangswert von knapp 25 Punkten wies zwar auch einen deutlichen Zuwachs von 33 Punkten im Mittel auf, die Bewertung verpasste damit aber knapp den Bereich „befriedigend“. Radiologisch ergab die Messung der Beinachse bei nur noch einem Fall einer deutlichen Varusstellung und einem um 30% gesteigerten Patientenanteil mit exakt physiologischer Achsausrichtung gute Resultate. Auf den Röntgenaufnahmen fanden sich bis auf drei Fälle einer Patella baja keine negativen Veränderungen, Lockerungen oder Verlagerungen der Implantate. Die subjektive gute Beurteilung des Operationsresultates erfolgte vor allem nach den Kriterien der gewonnenen Schmerzfreiheit/-linderung und Gehfähigkeit.

Nach Vergleich unserer patientendemografischen Daten, Operationsstatistiken und Prothesenkomponenten mit denen der Literatur wurden Autorenangaben zu Haltbarkeitsraten der Tibiavarianten, des Patellarückflächenersatzes sowie der zementierten und zementlosen Prothesen gegenübergestellt. Danach wurden die eigenen klinischen und durch Patientenbefragung gewonnenen Ergebnisse mit denen des Schrifttums verglichen und bewertet. Im Falle dort fehlender Vergleichsparameter wurde versucht, über die Anzahl der dortigen Score-Punktzahlen in etwa Vergleichseinordnungen zu finden. Es zeigte sich, dass sich unsere im Gesamtblick guten Resultate durchaus mit den in der Literatur angegebenen messen lassen. Die Low Contact Stress-Endoprothese vereinbart hohe Stabilität mit großer Mobilität. Sie liefert gute bis sehr gute Langzeitergebnisse bei den klinischen, radiologischen und durch Befragung ermittelten Befunden und gibt den zuvor leidgeprüften Patienten viel Lebensqualität zurück.

6. Literaturverzeichnis

1. Arnold M.P., Friederich N.F., Widmer H., Müller W.: Is patellar replacement necessary in total knee endoprostheses? *Orthopäde* 27: 637-641 (1998)
2. Bhan S., Malhotra R., Krishna Kiran E., Shukla S., Bijjawara M.: A comparison of fixed-bearing and mobile-bearing total knee arthroplasty at a minimum follow-up of 4,5 years. *J Bone Joint Surg Am* 87: 2290-2296 (2005)
3. Bontemps G.: 4-jährige Erfahrungen mit der zementfreien Anwendung der LCS-Knieendoprothese. *Orthop Praxis* 28: 369-372 (1992)
4. Buechel F.F., Pappas M.J.: The New Jersey LCS knee replacement system: biomechanical rationale and comparison of cemented and noncemented results (a two- to five-year follow-up). *Contemp Orthop* 14: 52-60 (1987)
5. Buechel F.F., Pappas M.J.: New Jersey low contact stress knee replacement system. Ten-year evaluation of meniscal bearings. *Orthop Clin North Am* 20: 147-177 (1989)
6. Buechel F.F., Rosa R.A., Pappas M.J.: A metal-backed, rotating-bearing patellar prosthesis to lower contact stress. An 11-year clinical study. *Clin Orthop Relat Res* 248: 34-49 (1989)
7. Buechel F.F., Pappas M.J.: Long-term survivorship analysis of cruciate-sparing versus cruciate-sacrificing knee prostheses using meniscal bearings. *Clin Orthop Relat Res* 260: 162-169 (1990)
8. Buechel F.F., Pappas M.J., Makris G.: Evaluation of contact stress in metal-backed patellar replacements. A predictor of survivorship. *Clin Orthop Relat Res* 273: 190-197 (1991)
9. Buechel F.F.: Cementless meniscal bearing knee arthroplasty: 7- to 12-year outcome analysis. *Orthopedics* 17: 833-836 (1994)
10. Buechel F.F. Sr., Buechel F.F. Jr., Pappas M.J., D'Alessio J.: Twenty-year evaluation of meniscal bearing and rotating platform knee replacements. *Clin Orthop Relat Res* 388: 41-50 (2001)

11. Buechel F.F. Sr.: Long-term follow-up after mobile-bearing total knee replacement. *Clin Orthop Relat Res* 404: 40-50 (2002)
12. Callaghan J.J., Squire M.W., Goetz D.D., Sullivan P.M., Johnston R.C.: Cemented rotating-platform total knee replacement. A nine to twelve-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am* 82: 705-711 (2000)
13. Callaghan J.J., O'Rourke M.R., Iossi M.F., Liu S.S., Goetz D.D., Vittetoe D.A., Sullivan P.M., Johnston R.C.: Cemented rotating-platform total knee replacement. A concise follow-up, at a minimum of fifteen years, of a previous report. *J Bone Joint Surg Am* 87: 1995-1998 (2005)
14. Charnley J.: The reaction of bone to self-curing acrylic cement. A long-term histological study in man. *J Bone Joint Surg Br* 52: 340-353 (1970)
15. Choy W.S., Yang D.S., Lee K.W., Lee S.K., Kim K.J., Chang S.H.: Cemented versus cementless fixation of a tibial component in LCS mobile-bearing total knee arthroplasty performed by a single surgeon. *J Arthroplasty* 29: 2397-2401 (2014)
16. Coventry M.B.: Probable place of total hip arthroplasty in rheumatoid arthritis involving the hip. *Orthop Clin North Am* 2: 697-704 (1971)
17. Engelbrecht E., Siegel A., Röttger J., Buchholz H.W.: Statistics of total knee replacement: partial and total knee replacement, design St. Georg. A review of a 4-year observation. *Clin Orthop Relat Res* 120: 54-64 (1976)
18. Engh G.A. / Parks N.L. / Ammeen D.J.: Tibial osteolysis in cementless total knee arthroplasty. A review of 25 cases treated with and without tibial component revision. *Clin Orthop Relat Res* 309: 33-43 (1994)
19. Fitzek J.G., Barden B.: Funktionsprinzip und Indikationsbreite des Kniegelenkoberflächenersatzes Typ LCS. In: Holfelder G. (Hrsg.): *Praktische Orthopädie, Band 27: Rheumatologie und Endoprothetik*. Georg Thieme, Stuttgart, New York, S. 223-237 (1997)
20. Freeman M.A.R., Swanson S.A.V., Todd R.C.: Total replacement of the knee using the Freeman-Swanson knee prosthesis. *Clin Orthop Relat Res* 94: 153-170 (1973)
21. Gschwend N.: Die GSB-Kniearthroplastik. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 113: 537-539 (1975)

22. Gschwend N.: GSB knee joint. A further possibility, principle, results. *Clin Orthop Relat Res* 132: 170-176 (1978)
23. Gunston F.H.: Polycentric knee arthroplasty. Prosthetic simulation of normal knee movement. *J Bone Joint Surg Br* 53: 272-277 (1971)
24. Healy W.L., Wasilewski S.A., Takei R., Oberlander M.: Patellofemoral complications following total knee arthroplasty. Correlation with implant design and patient risk factors. *J Arthroplasty* 10: 197-201 (1995)
25. Hirsch H.S., Lotke P.A., Morrison L.D.: The posterior cruciate ligament in total knee surgery. *Clin Orthop Relat Res* 309: 64-68 (1994)
26. Huang C.-H., Ma H.-M., Lee Y.-M., Ho F.-Y.: Long-term results of low contact stress mobile-bearing total knee replacements. *Clin Orthop Relat Res* 416: 265-270 (2003)
27. Insall J.N., Scott W.N., Ranawat C.S.: The total condylar knee prosthesis. A report of two hundred and twenty cases. *J Bone Joint Surg Am* 61: 173-180 (1979)
28. Insall J.N., Dorr L.D., Scott R.D., Scott W. N.: Rationale of the knee society clinical rating system. *Clin Orthop Relat Res* 248: 13-14 (1989)
29. Jerosch J., Fuchs S., Heisel J.: Knieendoprothetik — eine Standortbestimmung. *Dtsch Ärztebl* 94: 449-455 (1997)
30. Kastner N., Aigner B.A., Meikl T., Friesenbichler J., Wolf M., Glehr M., Gruber G., Leithner A., Sadoghi P.: Gender-specific outcome after implantation of low-contact-stress mobile-bearing total knee arthroplasty with a minimum follow-up of ten years. *Int Orthop* 38: 2489-2493 (2014)
31. Kelly N.H., Fu R.H., Wright T.M., Padgett D.E.: Wear damage in mobile-bearing TKA is as severe as that in fixed-bearing TKA. *Clin Orthop Relat Res* 469: 123-130 (2011)
32. Keppler P., Strecker W., Kinzl L.: Analyse der Beingeometrie — Standardtechniken und Normwerte. *Chirurg* 69: 1141-1152 (1998)
33. Kim Y.H., Oh J.H., Oh S.H.: Osteolysis around cementless porous-coated anatomic knee prostheses. *J Bone Joint Surg Am* 77: 236-241 (1995)
34. Kim Y.H., Choi Y., Kim J.S.: Osteolysis in well-functioning fixed- and mobile-bearing TKAs in younger patients. *Clin Orthop Relat Res* 468: 3084-3093 (2010)

35. Laskin R.S.: The classic. Total condylar knee replacement in patients who have rheumatoid arthritis. A ten-year follow-up study. *Clin Orthop Relat Res* 466: 2589-2596 (2008)
36. Lu Y.C., Huang C.H., Chang T.K., Ho F.Y., Cheng C.K., Huang C.H.: Wear-pattern analysis in retrieved tibial inserts of mobile-bearing and fixed-bearing total knee prostheses. *J Bone Joint Surg Br* 92: 500-507 (2010)
37. Lüring H.C., Bähris H., Grifka J.: Bikondyläre Knieendoprothetik — Indikation, Technik, Ergebnisse und neue Entwicklungen. *OP-Journal* 22: 184-189 (2006)
38. MacIntosh D.L.: Hemiarthroplasty of the knee using a space occupying prosthesis for painful varus and valgus deformities. *J Bone Joint Surg Am* 40: 1431 (1958)
39. [Merle D'Aubigné R.]: von Merle D'Aubigné durchgeführte Kniegelenksoperationen sowie seine Techniken und sein Ganzmetall-Prothesenmodell sind beschrieben und mit Abbildungen und Resultat-Tabellen belegt bei: Lacheretz M.: Traitement des ankyloses. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 39: 495-529 (1953)
40. Moorahrend U.: Konservative Behandlung und physikalische Therapie des arthrotischen Knies. *OP-Journal* 22: 148-151 (2006)
41. Mumme T., Marx R., Andereya S., Weber M., Müller-Rath R., Wirtz D.C.: Zementierte Knieendoprothetik. Verbesserung der Verbundfestigkeit zwischen Knochenzement und Metall. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 144: 281-288 (2006)
42. Oehme S.: Revisionen in der Kniegelenksendoprothetik. *OP-Journal* 26: 28-31 (2010)
43. Peters P.C. Jr., Engh G.A., Dwyer K.A., Vinh T.N.: Osteolysis after total knee arthroplasty without cement. *J Bone Joint Surg Am* 74: 864-876 (1992)
44. Ranawat C.S., Boachie-Adjei O.: Survivorship analysis and results of total condylar knee arthroplasty. Eight- to 11-year follow-up period. *Clin Orthop Relat Res* 226: 6-13 (1988)
45. Robinson E.J., Mulliken B.D., Bourne R.B., Rorabeck C.H., Alvarez C.: Catastrophic osteolysis in total knee replacement. A report of 17 cases. *Clin Orthop Relat Res* 321: 98-105 (1995)
46. Schuh A., Hönle W.: Atraumatische Dislokation von Knieendoprothesen mit mobile-bearing — 2 Falldarstellungen. *Zentralbl Chir* 132: 460-464 (2007)

47. Schuh A., Höhle W.: Ursachen und Therapie des vorderen Knieschmerzes nach Knieendoprothetik. *Z Orthop Unfall* 146: 352-356 (2008)
48. Sheehan J.M.: Arthroplasty of the knee. *J Bone Joint Surg Br* 60: 333-338 (1978)
49. Shiers L.G.P.: Arthroplasty of the knee. Preliminary report of a new method. *J Bone Joint Surg Br* 36: 553 (1954)
50. Shiers L.G.P.: Arthroplasty of the knee. Interim report of a new method. *J Bone Joint Surg Br* 42: 31-39 (1960)
51. Siebel T., Käfer W.: In-vitro-Untersuchung der Spannung des hinteren Kreuzbandes nach primärer Knieendoprothetik. Vergleich fixes versus mobiles Design. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 144: 164-171 (2006)
52. Solarino G., Spinarelli A., Carrozzo M., Piazzolla A., Vicenti G., Moretti B.: Long-term outcome of low contact stress total knee arthroplasty with different mobile bearing designs. *Joints* 2: 109-114 (2014)
53. Sorrells R.B., Voorhorst P.E., Murphy J.A., Bauschka M.P., Greenwald A.S.: Uncemented rotating-platform total knee replacement. A five to twelve-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am* 86: 2156-2162 (2004)
54. Stern S.H., Insall J.N.: Total knee arthroplasty in obese patients. *J Bone Joint Surg Am* 72: 1400-1404 (1990)
55. Versteegen W.: Die Wertigkeit der Rotation der Femurkomponente in der Knieendoprothetik unter besonderer Berücksichtigung der tibialen Achsenmethode. Dissertation der Universität Duisburg-Essen (2006)
56. Walldius B.: Arthroplasty of the knee using an endoprosthesis. 8 years' experience. *Acta Orthop Scand* 30: 137-148 (1961)
57. Walldius B.: Arthroplasty of the knee using a hinged vitallium prosthesis. *Acta Orthop Belg* 39: 245-251 (1973)
58. Weaver J.K., Derkash R.S., Greenwald A.S.: Difficulties with bearing dislocation and breakage using a movable bearing total knee replacement system. *Clin Orthop Relat Res* 290: 244-252 (1993)

59. Welch R.B., Charnley J.: Low-friction arthroplasty of the hip in rheumatoid arthritis and ankylosing spondylitis. *Clin Orthop Relat Res* 72: 22-32 (1970)
60. Wessinghage D.: Themistocles Gluck: Von der Organexstirpation zum Gelenkersatz. *Dtsch Ärztebl* 92: 2180-2184 (1995)
61. Whiteside L.A.: Correction of ligament and bone defects in total arthroplasty of the severely valgus knee. *Clin Orthop Relat Res* 288: 234-245 (1993)
62. Young H.H.: Use of a hinged vitallium prosthesis for arthroplasty of the knee. A preliminary report. *J Bone Joint Surg Am* 45: 1627-1642 (1963)

7. Anhang

7.1. Bildnachweis

Abbildung 9: DePuy Orthopaedics Inc. USA, 2008

Abbildung 11: DePuy Orthopädie GmbH, 2002; Katalog-Nr.: GB 0405 K LCS COMP

Abbildung 13: DePuy Orthopädie GmbH, 2007; Katalog-Nr.: 1207 v1 K LCS Röntgenatlas

Abbildung 14: DePuy Orthopädie GmbH, 2007; Katalog-Nr.: 1207 v1 K LCS Röntgenatlas

(alle vier Abbildungen mit freundlicher Genehmigung der Firma DePuy)

7.2. Knee Society Score

7.2.1. Objektiver Score

Schmerzen	keine leicht oder gelegentlich nur beim Treppensteigen beim Laufen und Treppensteigen mäßig gelegentlich mäßig ständig stark	Punkte 50 45 40 30 20 10 0
Bewegungs- umfang	5° = 1 Punkt	Punkte 25 max.
Stabilität (max.Beweglichkeit in jeglicher Positi- on)	anteroposterior < 5mm 5-10 mm > 10 mm mediolateral <= 5° 6°-9° 10°-14° >= 15°	Punkte 10 5 0 15 10 5 0
Total		Punkte 100 max.

Punkte-Abzüge:

Flexionskontraktur:	5°-9°	-2
	10°-15°	-5
	16°-20°	-10
	>20°	-15
Extensionsdefizit:	<10°	-5
	10°-20°	-10
	>20°	-15
Alignment:	5°-10°	0
	0°-4°	-3 Punkte pro Grad
	11°-15°	-3 Punkte pro Grad
	>15°	-20 Punkte

7.2.2. Funktioneller Score

Laufen	unbegrenzt	50
	mehr als 2000 Meter	40
	1000-2000 Meter	30
	weniger als 1000 Meter	20
	nur im Haus gehunfähig	10 0
Treppensteigen	normal auf und ab	50
	normal auf; treppab mit Geländer	40
	auf und ab mit Geländer	30
	auf mit Geländer; treppab nicht möglich	15
	kein Treppensteigen möglich	0
Total		Punkte 100 max.

Punkte-Abzüge

Gehstock -5

zwei Gehstöcke -10

Unterarmgehstütze (Krücke) oder 4-Bein-Gehhilfen ohne und mit Rädern (Rollatoren) -20

8. Danksagung

Meinem Doktorvater, Herrn PD Dr. med. Peter Keppler, danke ich für die Überlassung des Promotionsthemas und die Unterstützung bei dieser Dissertation.

Zudem gilt mein Dank Herrn Prof. Dr. Gebhard, dem Leiter der Klinik für Unfall-, Hand-, Plastische- und Wiederherstellungschirurgie.

Mein innigster Dank gilt meiner Familie für die bedingungslose Unterstützung und Liebe in jeder Lebenslage.

9. Tabellarischer Lebenslauf

Name: Christian Josephs

Geburtsdatum/-Ort: 10. August 1980, Essen

Schulbildung:

1987- 1991: Fischlaker Grundschule in Essen

1991- 2000: Gymnasium Essen- Werden

August 1997-Februar 1998: Central Catholic Highschool Allentown, Pennsylvania, USA

2000: Abitur

Hochschulbildung:

2002-2004: Semmelweis Universität Budapest, Studiengang Humanmedizin

2004: Erster Abschnitt der ärztlichen Prüfung

2004-2008: Universität Ulm, Studiengang Humanmedizin

2008: Staatsexamen und Approbation als Arzt

Beruflicher Werdegang:

2009: Klinik für Allgemein- und Unfallchirurgie der Kliniken Essen –Süd

2010: Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie am Bergmannsheil Buer in Gelsenkirchen

Seit 2011: Klinik für Plastische Chirurgie am St. Josef Krankenhaus in Essen Kupferdreh

Seit März 2015: Facharzt für Plastische und Ästhetische Chirurgie