

Aus der Klinik für Orthopädie und Rheumatologie
Geschäftsführende Direktorin: Prof. Fuchs-Winkelmann
des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg
in Zusammenarbeit mit dem Universitätsklinikum Gießen und Marburg
GmbH, Standort Marburg

**„Klinische, funktionelle und radiologische Ergebnisse
nach zementierten und zementfreien
unicondylären Kniegelenksendoprothesen“**

Inaugural- Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades
der gesamten Medizin

dem Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg

vorgelegt von

Frank Fischer aus Münster
Marburg, 2008

Angenommen vom Fachbereich Humanmedizin der Philipps-Universität
Marburg am 22 Juli 2008, gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs

Dekan: Univ.-Prof. Dr. med. Rothmund

Referent: Priv.-Doz. Dr. med. C. O. Tibesku

Koreferent: Prof. Dr. med. G. Schuler

Aus dem Universitätsklinikum Giessen und Marburg
Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg
Klinik für Orthopädie und Rheumatologie
– Direktorin: Univ.-Prof. Dr. med. S. Fuchs-Winkelmann –

Referent: Priv.-Doz. Dr. med. C. O. Tibesku

Koreferent: Prof. Dr. med. G. Schuler

ZUSAMMENFASSUNG

„Klinische, funktionelle und radiologische Ergebnisse nach zementierten und zementfreien unicondylären Kniegelenksendoprothesen“

Fischer Frank

Einleitung: Die Verwendung von unikompartimentellen Kniegelenksendoprothesen hat in den letzten Jahren unter anderem durch die Einführung der minimal-invasiven Operationsverfahren deutlich an Bedeutung gewonnen. Im Gegensatz zur Totalprothetik, bei der mittlerweile die zementierte Verankerung der tibialen Komponenten der zementfreien Verankerung als überlegen erwiesen ist, ist die Frage der Prothesenverankerung in der unicondylären Prothetik noch nicht eindeutig beschieden. Das Ziel der vorliegenden Studie war die klinische, funktionelle und radiologische Analyse von Patienten mit zementierten oder zementfreien unicondylären Kniegelenksendoprothesen.

Method: In einer retrospektiven Studie wurden alle Patienten, die im Zeitraum 1985 bis 1995 in einem peripheren Belegkrankenhaus eine unicondyläre Kniegelenksendoprothese erhalten hatten, nachuntersucht. Insgesamt konnten 106 von ursprünglich 113 Patienten in die Studie eingeschlossen werden. Hiervon hatten 42 Patienten eine zementierte und 64 Patienten eine zementfreie Kniegelenksendoprothese erhalten. 7 Patienten konnten nicht mehr erreicht werden oder waren zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung bereits verstorben. Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung wurden etablierte klinische Scores (VAS, HSS, KSS), ein Aktivitätsscore (UCLA) und Lebensqualitätsfragebogen (SF-36, WOMAC) angewendet, um beide Patientengruppen zu vergleichen. Daneben wurde eine radiologische Analyse zur Evaluation von Lysesäumen durchgeführt.

Ergebnisse: Die klinischen und funktionellen Ergebnisse zeigten eine Überlegenheit der zementfreien Gruppe, welche allerdings auch im Schnitt 8 Jahre älter war als die zementierte Gruppe. Die radiologische Ergebnisse unterschieden sich nicht zwischen den Gruppen, allerdings zeigten in beiden Gruppen ca. 7,7 % der Patienten Lysesäume, die größer als 1mm waren.

Schlussfolgerung: Die Ergebnisse der vorliegenden Studie können keinen Nachteil der zementfreien Verankerung belegen. Die besseren klinischen und funktionellen Ergebnisse der zementfreien Gruppe müssen in erster Linie dem unterschiedlichen Altersspektrum und der zum Zeitpunkt der Indikationsstellung vorherrschenden Lehrmeinung über Verankerungen zugeschrieben werden. Für die Zukunft muss eine prospektive und randomisierte Studie zur endgültigen Klärung der Verankerungstechnik gefordert werden.

Meinen Eltern, Anne und Rolf, in Liebe und Dankbarkeit gewidmet.

Medium-term comparison of clinical and radiological medial unicompartmental knee arthroplasty between cemented and cementless prostheses

Introduction: The cementation of tibial implants during total knee arthroplasty is a gold-standard ensuring proper joint flexibility. In contrast, due to its limited use, only sparse data exists to date regarding unicompartmental knee arthroplasty. In this study we compare cemented with cementless unicompartmental knee arthroplasty and aim to define both clinical and radiological differences in treatment outcome.

Materials and Methods: 106 patients were included in this retrospective study who had received a medial unicompartmental prostheses from one surgeon. Of these, 7 patients had died 42 patients (median age 81 ± 7 years) who received a cemented and 64 (median age 73 ± 7 years) a cementless knee arthroplasty using similar surgical techniques. Well-established clinical (VAS, HSS, KSS, UCLA, WOMAC) and life quality (SF-36) criteria were used to evaluate treatment outcome and radiographic results. Ewald's criteria of periprosthetic loosening zones were used to evaluate the x-rays.

Results: The cementless patient group presented with better clinical scores (HSS, KSS, UCLA, WOMAC) except in the Pain Analogue Scale. Also life quality was significantly better in the cementless group. Only with regard to physical function and social role did the cementless group approximate to the normal collective. Moreover, radiographic analysis revealed more and larger periprosthetic loosening zones in tibial zone 2 in the a.p. x-ray in the group of cementless implants.

Conclusion: The inferior clinical results characterising the cemented arm were probably due to the higher average age of patients in this group. Regarding the radiological loosening zones, we did not detect any differences in the techniques of arthroplasty, although physical activity and mechanical mobility were higher in the cementless group.

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis.....	10
Tabellenverzeichnis.....	11
Abkürzungsverzeichnis.....	13
1 Einleitung.....	14
1.1 Indikation der Knieendoprothetik.....	14
1.1.2 Arthrosis deformans.....	16
1.1.3 Epidemiologie und sozioökonomische Bedeutung.....	16
1.1.4 Ätiologie.....	17
1.1.5 Pathogenese.....	18
1.1.6. Klinisches Bild der Gonarthrose.....	19
1.2 Geschichte der Knieprothetik.....	20
1.3 Derzeitiger Kenntnisstand.....	24
1.3.1 Abrieb, Standfestigkeit und Biokompatibilität von Knieendoprothesen.....	24
1.3.2 Bekannte Design- und Werkstoffprobleme der Tibiakomponente.....	26
1.3.3 Typische Probleme des Polyethylen in Knieendopro- thesen.....	26
1.3.4 Standzeiten beeinflussende Faktoren.....	27
1.4 Derzeitige Designkonzepte.....	29
1.4.1 Das Design des Femurimplantates.....	29
1.4.2 Das Design des Tibiaimplantates.....	29
1.4.3 Femorale und Tibiale Verankerungstechniken.....	31
1.5 Fragestellung.....	31
2 Material und Methode.....	33
2.1 Patientenkollektiv.....	33
2.2 Klinische Scores.....	34
2.2.1 Visuelle Analogskala (VAS).....	34

2.2.2	Hospital for Special Surgery (HSS) Score.....	34
2.2.3	Knee Society Score (KSS).....	35
2.3	Untersuchung der Aktivität.....	35
2.3.1	UCLA- Aktivitätsscore.....	35
2.4	Psychometrische Testverfahren.....	36
2.4.1	Western Ontario and McMaster Universities Arthroseindex (WOMAC).....	36
2.4.2	Short-Form-36-Gesundheitsfragebogen (SF- 36).....	37
2.5	Radiologische Auswertung.....	39
2.6	Statistische Auswertung.....	40
3	Ergebnisse.....	41
3.1	Klinische Scores.....	41
3.1.1	Visuelle Analogskala für Schmerz (VAS).....	41
3.1.2	Hospital for Special Surgery (HSS) Score.....	41
3.1.3	Knee Society Score (KSS).....	42
3.2	Untersuchung der Aktivität.....	43
3.2.1	UCLA- Aktivitätsscore.....	43
3.3	Psychometrische Testverfahren.....	43
3.3.1	Western Ontario and McMaster Universities Arthroseindex (WOMAC).....	43
3.3.2	Short-Form-36-Gesundheitsfragebogen (SF- 36).....	44
3.4	Radiologische Auswertung.....	46
4	Diskussion.....	54
4.1	Diskussion der Methodik.....	54
4.2	Diskussion der klinischen Ergebnisse.....	56
4.3	Diskussion der Aktivität.....	59
4.4	Diskussion der Lebensqualität.....	60
4.5	Diskussion der radiologischen Ergebnisse.....	61
4.6	Zusammenfassung und Schlussfolgerung.....	66

5	Literaturverzeichnis.....	68
6	Danksagung.....	77
7	Verzeichnis der akademischen Lehrer.....	78
8	Anhang.....	I
	8.1 VISUELLE ANALOGSKALA.....	I
	8.2 HOSPITAL FOR SPECIAL SURGERY SCORE (HSS).....	II
	8.3 KNEE SOCIETY SCORE (KSS).....	III
	8.4 UCLA- AKTIVITÄTSSCORE.....	IV
	8.5 WOMAC.....	V
	8.6 SF-36.....	XII

Abbildungsverzeichnis

Abb. 2.1:	Radiologische Lysesäume.....	34
Abb. 3.1:	Vergleich der postoperativen Werte des SF-36 zwischen Der „zementierten“ und der „zementfreien“- Gruppe.....	39

Tabellenverzeichnis

Tab. 2.1:	Gesundheitskonzepte, Unterpunktzahl- und Stufen sowie Inhalt der acht SF-36 Skalen und des Unterpunkts zur Veränderung Gesundheit.....	32
Tab. 2.2:	Standardwerte des SF-36-Gesundheitsfragebogens für beide Geschlechter in Westdeutschland in der Altersgruppe von 61 bis 70 Jahren.....	33
Tab. 3.1:	Statistischer Vergleich der postoperativen klinischen Ergebnisse zwischen der „zementierten“ und „zementfreien“ Gruppe	35
Tab. 3.2:	Statistischer Vergleich der postoperativen klinischen Ergebnisse des HSS- Scores zwischen der „zementierten“ und „zementfreien“ Gruppe	36
Tab. 3.3:	Statistischer Vergleich der postoperativen klinischen Ergebnisse des Knee Society Scores zwischen der „zementierten“ und „zementfreien“ Gruppe.....	37
Tab. 3.4:	Statistischer Vergleich der postoperativen klinischen Ergebnisse des WOMAC zwischen der „zementierten“ und „zementfreien“ Gruppe.....	38
Tab. 3.5:	Vergleich der postoperativen Werte des SF-36 zwischen der „zementierten“ und der „zementfreien“- Gruppe.....	39
Tab. 3.6:	Radiologische Lysesäume am Femur, lateraler Strahlengang, Zone 1.....	41
Tab. 3.7:	Radiologische Lysesäume am Femur, lateraler Strahlengang, Zone 2.....	41
Tab. 3.8:	Radiologische Lysesäume am Femur, lateraler Strahlengang, Zone 3.....	42
Tab. 3.9:	Radiologische Lysesäume am Femur, lateraler Strahlengang, Zone 4.....	42

Tab. 3.10: Radiologische Lysesäume am Femur, lateraler Strahlengang, Zone 5.....	43
Tab. 3.11: Radiologische Lysesäume am Femur, lateraler Strahlengang, Zone 6.....	43
Tab. 3.12: Radiologische Lysesäume an der Tibia, lateraler Strahlengang, Zone 1.....	44
Tab. 3.13: Radiologische Lysesäume an der Tibia, lateraler Strahlengang, Zone 2.....	44
Tab. 3.14: Radiologische Lysesäume an der Tibia, lateraler Strahlengang, Zone 3.....	45
Tab. 3.15: Radiologische Lysesäume an der Tibia, a.-p. Strahlengang, Zone 1.....	45
Tab. 3.16: Radiologische Lysesäume an der Tibia, a.-p. Strahlengang, Zone 2.....	46
Tab. 3.17: Radiologische Lysesäume an der Tibia, a.-p. Strahlengang, Zone 3.....	46
Tab. 3.18: Radiologische Lysesäume an der Tibia, a.-p. Strahlengang, Zone 4.....	47

Abkürzungsverzeichnis

AG	Allgemeine Gesundheit (Unterpunkt des SF-36)
ap	anterio-posterior
BMI	Body Mass Index
ER	Emotionale Rollenfunktion (Unterpunkt des SF-36)
HSS	Hospital for Special Surgery
KF	Körperliche Funktionsfähigkeit (Unterpunkt des SF-36)
KR	Körperliche Rollenfunktion (Unterpunkt des SF-36)
KS	Körperliche Schmerzen (Unterpunkt des SF-36)
KSS	Knee Society Score
KTEP	Knietotalendoprothese
MAX	Maximum
MIN	Minimum
MW	Mittelwert
ns	nicht signifikant
PE	Polyethylen
PW	Psychisches Wohlbefinden (Unterpunkt des SF-36)
SA	Standardabweichung
SF	Soziale Funktionsfähigkeit (Unterpunkt des SF-36)
SF-36	Short-form-36 Gesundheitsfragebogen
SW	Spitzenwert
UCLA	University of California Los Angeles
UHMWPE	ultra high molecular weight polyethylene
VAS	visuelle Analogskala
Vit.	Vitalität (Unterpunkt des SF-36)
WOMAC	Western Ontario and McMaster Universities Arthroseindex

1 Einleitung

1.1 Indikation der Knieendoprothetik

Die Hauptindikation zur Implantation einer Kniegelenksendoprothese stellt die fortgeschrittene Knorpeldestruktion beim älteren Menschen meist infolge einer Arthrosis deformans (Synonyme: Arthritis deformans (Pommer 1913)), Arthropathia deformans (F. von Müller 1913) oder einer rheumatischen Erkrankung dar.

Bei zunehmender Beugekontraktur oder zunehmender Varus-Valgusinstabilität sollte der endoprothetische Ersatz eher früh durchgeführt werden, da hier beim Zuwarten die Rekonstruktion des Kniegelenkes schwieriger wird. Voraussetzung für die Implantation einer unikondylären Knieprothese ist eine Knorpeldestruktion die auf das mediale oder laterale Kompartiment begrenzt ist. Eine wesentliche Retropatellararthrose darf nicht bestehen. Die Kollateralligamente müssen intakt sein. Das Streckdefizit darf nicht größer als 20° sein. Varus- bzw. Valgusdeformitäten müssen ebenfalls kleiner als 15° Grad sein (83).

Als Kontraindikationen gilt die floride bakterielle Gelenkinfektion, eine Insuffizienz des Streckapparates, vorausgesetzt eine Muskel-Sehnen-Ersatzoperation kann nicht durchgeführt werden (40). Des Weiteren gelten als Kontraindikationen eine überkorrigierte hohe Tibiaumstellungsosteotomie, die rheumatoide Arthritis sowie komplette Insuffizienzen des vorderen oder hinteren Kreuzbandes (53).

Die klassische Indikation zur unikondylären Arthroplastik (UKA) ist die isolierte Degeneration des medialen Kniegelenkskompartiments z.B. bei Morbus Ahlbäck (45).

Bei unter 60-jährigen Patienten besteht eine hohe Wahrscheinlichkeit, dass im Laufe der zu erwartenden langen Lebensspanne eine Panarthrose auftritt. Daher stellen diese Patienten nur in Ausnahmefällen eine geeignete Indikation dar. In diesen Fällen ist die UKA als temporäre Lösung mit

geringerer Operationsmortalität und guten Rückzugsmöglichkeiten zu sehen (54).

Ein Beispiel hierfür wären Patienten mit einer geringen Beinachsenfehlstellung, bei denen eine hohe tibiale Umstellungsosteotomie (HTO) als Alternative nicht in Frage kommt. Hierbei ist zu berücksichtigen, dass die postoperative Remobilisation nach UKA deutlich schneller möglich ist und die klinischen Frühergebnisse der UKA jenen der Umstellungsosteotomie überlegen sind (44).

Mehrere neue Studien zeigen zudem auf, dass die Langzeitergebnisse der UKA denen der HTO überlegen sind (9, 93).

Nach der 12- bis 17-jährigen Kontrolluntersuchung hatten 80% der mit einer UKA versorgten Patienten gar keine oder nur leichte Schmerzen, während diese Ergebnisse nur bei 43% der HTO-Gruppe zu finden war. Die HTO-Patienten hatten höhere Nachoperationsraten als die UKA-Gruppe (35% vs. 12%). Zudem fand sich eine höhere Komplikationsrate bei der HTO-Gruppe mit Wundheilungsstörungen, neurovaskulären Problemen und Tiefen Venenthrombosen (9).

Eine später unter Umständen erforderliche Reoperation mit Implantation einer Knie totalendoprothese bietet sowohl nach implantierter UKA, speziell durch Knochendefekte, als auch nach einer Umstellungsosteotomie, hervorgerufen durch Sklerosezonen und Rotationsfehlern, erschwerte Bedingungen. In der Gesamtsicht hat hier aber die UKA eher Vorteile gegenüber der Reoperation nach tibialer Umstellungsosteotomie (57).

Für das Langzeitergebnis von medialen UKA sind intakte vordere und hintere Kreuzbänder essentiell (18, 35, 69, 70, 87).

Eine geringe mediale Seitenbandlaxizität kann durch das Implantat ausgeglichen werden. Größere mediale Bandlaxizitäten würden bei dem Versuch der Korrektur in die Valgusfehlstellung zu vermehrtem Druck auf das laterale Kompartiment und damit an dieser Stelle zu einer vermehrten mechanischen Belastung führen (54).

In diesen Fällen sollte ebenso wie bei medialer und lateraler Seitenbandinstabilität der totalen Knieendoprothese der Vorzug gegeben werden (18, 87).

Mediale UKA sollten ausschließlich bei medialer monokondylärer Arthrose zum Einsatz kommen. Eine Arthrose des kontralateralen Kompartiments sowie eine systemische, entzündliche Erkrankung etwa aus dem rheumatischen Formenkreis stellen eine absolute Kontraindikation dar (51).

1.1.2 Arthrosis deformans

Als Arthrosis deformans (A.d.) bezeichnet man eine nicht entzündliche, degenerative Erkrankung der Gelenke. Man unterscheidet primäre und sekundäre Arthrosen auf dem Boden einer präarthrotischen Deformität (38). Die A.d. ist eine primär degenerative Erkrankung des Gelenkknorpels, die in der Regel mit Umbauprozessen am Knochen und reaktiven Veränderungen am Gelenkkapselgewebe einhergeht. Sie führt also nicht nur zum Abbau und letztendlich zum Verlust des Gelenkknorpels, sondern zusätzlich zu pathologischen Veränderungen am subchondralen Knochen, zur Bildung von Osteophyten und zu entzündlichen Veränderungen der Synovialmembran. Auch der Kapsel- und Bandapparat und die periartikuläre Muskulatur sind beteiligt (26).

1.1.3 Epidemiologie und sozioökonomische Bedeutung

Die Arthrose ist die häufigste Erkrankung des Bewegungsapparates, wobei vornehmlich das Kniegelenk, das Hüftgelenk, die Wirbelsäule und das Schultergelenk betroffen sind. Mit steigender Lebenserwartung in den Zivilisationsländern, aber auch durch Veränderung des Freizeitverhaltens der Bevölkerung erlangt dieses Krankheitsbild zunehmend medizinische Relevanz. Gemäß Schätzungen leben in Deutschland 8-10 Millionen Menschen mit einer Arthrose. Von ihnen sind wiederum etwa 25 % symptomatisch und 5 % befinden sich dauerhaft in ärztlicher Behandlung. Die volkswirtschaftlichen Kosten sind enorm: 37 Millionen Krankheitstage

und circa 4,5 Milliarden Euro Kosten jährlich sind durch diese Erkrankung bedingt (24).

1.1.4 Ätiologie

Die Arthrosis deformans als degenerative Erkrankung wurde von Burckhard 1932 als Verbrauchs – und Verschleißerscheinung aufgefasst, die auf ein über längere Zeit bestehendes Missverhältnis der Leistungsfähigkeit des Knorpels und der subchondralen Knochenschichten sowie deren Beanspruchung bei Gelenkbewegungen zurückzuführen ist.

Die Arthrosis deformans als Ausdruck des Verschleißes hängt neben der Beanspruchung des Gelenkes und der Art und Qualität des Knorpels vor allem von der Form der Gelenkkörper ab. Bei der Analyse der Entstehung der Arthrosis deformans müssen statisch-mechanische und weitere biologische Faktoren eine Rolle spielen (73).

Der Grund der primären, auch idiopathischen Arthrose ist auch heute noch bei Berücksichtigung von zellulären und molekularen Befunden nicht endgültig geklärt. Es ist jedoch zu erwarten, dass Fortschritte von biochemischen und molekularbiologischen Techniken neue Erkenntnisse bringen (37).

Sekundäre Arthrosen werden entscheidend durch eine Inkongruenz der Gelenkkörper beeinflusst. Gelenkkörperdeformierungen (präarthrotische Deformität nach Hackenbroch) beobachtet man am häufigsten bei der Dysplasie der Gelenke und bei Aufbaustörungen der Gelenkkörper während des Wachstums (avaskuläre Nekrosen). Daneben entsteht eine Arthrosis deformans nach traumatischen Gelenkkörperschäden mit ausgedehnten Knorpelläsionen als posttraumatische Arthrose. Eine bakterielle Entzündung eines Gelenkes kann zur Knorpelschädigung und nachfolgend zur postarthritischen Arthrose führen. Eine postarthritische Arthrose sehen wir auch im Spätstadium einer chronischen Polyarthrititis (40).

Diese Einteilung in primäre und sekundäre Arthrosen wird jedoch zunehmend von Autoren in Frage gestellt, die die ätiologischen Faktoren in

vielen Fällen für zu komplex und vielfältig halten, um eine so klare Unterteilung zu rechtfertigen. Zudem ist auch die Ätiologie der sekundären Arthrose nicht vollständig verstanden. Unabhängig von der Ätiologie führt jede Form der Arthrose im Endstadium zum gleichen klinischen und pathologischen Bild, das zu einem strukturellen und funktionellen Versagen des synovialen Gelenkes führt (26).

1.1.5 Pathogenese

Die Degeneration des Knorpels wird mit einer qualitativen und quantitativen Insuffizienz des Gewebestoffwechsels, im Sinne einer nicht entsprechenden Syntheseleistung der Zellen, in Verbindung gebracht. In einem Gelenk, welches von einer A.d. befallen ist, können irreparable Zell- und Strukturschäden, wenn überhaupt, nur durch regenerative Erneuerungen ersetzt werden. Die fehlende Gefäßversorgung des Gelenkknorpels und eine altersparallele Verminderung biologisch potenter Chondrozyten begrenzen jedoch die Regenerationsfähigkeit (95).

Reicht der Effekt über die Basalschicht hinaus und besteht eine Verbindung zur Markhöhle kann ein Gefäßbindegewebe den Defekt ausfüllen und zu einer metaplastischen Knorpelbildung führen. Nahezu analoge Bedingungen liegen bei einem randständigen Defekt vor, vorausgesetzt das Gefäßnetz der synovialen Umschlagfalte kann als trophische Basis für ein einsprossendes pluripotentes Bindegewebe dienen (40).

Pathogenetisch steht bei der A.d. eine Gleichgewichtsstörung zwischen anabolen und katabolen Kräften im Vordergrund. Davon abhängig ist der Verlust von Knorpelgewebe (vermehrter Abbau von Typ-2-Kollagen und der Proteoglykane) sowie eine proteolytische Destruktion anderer Moleküle (62). Daneben scheinen metabolische Faktoren für einen erhöhten Gehalt von proteolytischen Enzymen, welche von den Chondrozyten produziert werden, verantwortlich zu sein. Diese führen insbesondere zur fortschreitenden Zerstörung des Gelenkknorpels. Fragmente des Kollagens, der Proteoglykane und Matrixbestandteile geraten so in die Gelenkflüssigkeit. Hier entstehen entzündliche Reaktionen, die darauf zu einer vermehrten

Bildung von Interleukin-1 führen. Folge hiervon ist die zunehmende Reduktion von Kollagen und Proteoglykanen (62).

1.1.6 Klinisches Bild der Gonarthrose

Der klinische Verlauf der Gonarthrose (GA) hängt stark von der Pathogenese ab. Insbesondere der Verlauf einer sekundären GA kann sich stark progredient darstellen. Im Gegensatz hierzu steht der Verlauf einer primären GA mit einer zumeist langsamen Progredienz und zuweilen latentem Verlauf. Eine Heilung im Sinne einer Restitutio ad integrum ist nicht möglich.

Klinisch stehen zunächst kurzzeitige Schmerz- und Schwellungszustände, teilweise auch mit einer Ergußbildung im Vordergrund. Charakteristisch für diese ersten Symptome ist, dass diese zumeist nach ungewohnten Überlastungen des Kniegelenkes auftreten. Die Überladung der Synovialmembran mit Detrituspartikeln und degenerativen Enzymen führt hierbei nicht selten zur flüchtigen Reizsynovialitis (19, 75).

Im weiteren Verlauf kann ein solches Gelenk unter Alltagsbelastungen sowohl subjektiv als auch objektiv völlig unauffällig sein. Später jedoch kommt es bei immer geringeren Belastungen zu Bewegungsbeschwerden. Pathognomonisch ist das Auftreten einer typischen Flexionseinschränkung, welches auch als Kapselmuster bezeichnet wird (39).

Aufgrund entzündlicher Veränderungen des periartikulären Gewebes und venöser Stase des gelenknahen Knochens treten im folgendem Ruhe- und Nachtschmerzen auf. Während eine Einschränkung der Flexion von unter 90° noch im tolerablen Ausmaß bleibt, behindert eine Streckhemmung von 10-20° bereits erheblich. Hierdurch kommt es zu einer Verlegung des Bewegungsspielraumes in eine unphysiologische Ebene, wodurch eine Progredienz der Erkrankung begünstigt wird. Deformierungen der Gelenkskörper führen zu Achsenfehlstellungen und weiteren Einengungen der Bewegungsexkursion. Durch Ausrisse von knorpeligen oder knöchernen Anteilen aus den Randwülsten entstehen Corpora libera, die

Blockierungsphänomene auslösen können. Der mangelnde Gebrauch der Extremitäten hat eine Inaktivitätsatrophie des M. quadriceps femoris (insbesondere des M. vastus medialis) zur Folge, wodurch die Ernährungssituation des Knorpels weiter verschlechtert wird (52). Reizzustände können in jedem Stadium der GA auftreten, welche alle die Symptome einer Kniegelenkentzündung aufweisen: Bewegungs- und Ruheschmerzen, Gelenkschwellung, Überwärmung, Ergussbildung, hochgradige Bewegungseinschränkung. Zugrunde liegt diesem Zustand, der als „aktivierte Arthrose“ bezeichnet wird, eine akute reaktive Synovialitis (72).

1.2 Geschichte der Knieprothetik

Die Geschichte des Teilersatzes des Kniegelenkes ist eingebettet in die Geschichte der Arthroplastik, mit der Chirurgen und Orthopäden seit über 100 Jahren versuchen, auch in scheinbar hoffnungslosen Fällen Schmerzen zu lindern und die Funktion zu verbessern. Die Entwicklung kann weder unabhängig von den gelenknahen achsenkorrigierenden Eingriffen noch vom vollständigen Endoprothetischen Ersatz des Kniegelenkes gesehen werden. Die UKA ist in gewisser Weise ein Nebenprodukt dieser Operationsverfahren. Die heute gültigen Indikationen bildeten sich erst im Laufe zunehmender Erfahrungen heraus.

Von einer eigenständigen Entwicklung der Knochen- und Gelenkchirurgie, von zielgerichteten und geplanten Eingriffen kann man erst nach Einführung der Anti- und Asepsis in den 70er Jahren des 19. Jahrhunderts sprechen. Der Bau moderner Krankenhäuser, in denen den chirurgischen Kliniken eine herausragende Bedeutung zukam, die Einführung der Unfall- und Krankenversicherung (1883,1884) waren weitere Voraussetzungen für die Entwicklung der orthopädischen Chirurgie.

Das größte Problem stellte zunächst die Suche nach dem passenden Material dar. Der Berliner Chirurg Themistocles Gluck entwarf Elfenbeinprothesen zum Ersatz defekter Kniegelenke und setzte sie

mehreren Patienten mit tuberkulöser Gonitis ein. Die Fremdmaterialien infizierten sich und mussten bei allen Patienten wieder entfernt werden (32). Auch die Chirurgen V. Chlumsky und A. Hoffa mussten ähnliche Erfahrungen beim Einbau von Magnesiumplatten in versteifte Gelenke machen. Das reaktionsfreudige Material schädigte das Gewebe und konnte nicht belassen werden (94).

Die Misserfolge bei der Verwendung von Fremdmaterialien veranlassten die orthopädischen Chirurgen in den folgenden Jahrzehnten, vor allem körpereigenes Gewebe zu verwenden. J. Murphy überzog die Gelenkflächen versteifter Kniegelenke mit Faszie und Fettgewebe. E. Payer systematisierte und sah in den 30er Jahren keine Indikation mehr für den Einsatz von körperfremden Stoffen (94).

Außerhalb Deutschlands stand man der Interposition von körperfremden Geweben nicht so abgeneigt gegenüber. M. N. Smith-Peterson setzte bereits 1923 kappenförmige Interponate, anfangs aus Glas oder Bakelit, später aus Vitallium in versteifte oder arthritisch zerstörte Hüftgelenke ein. Vitallium, eine Legierung aus Chrom (30%), Molybdän (5%) und Kobalt (35%) bewährte sich besonders (94).

Der als Verfasser eines Standardlehrbuches bekannte Orthopäde W.C. Campbell übertrug dieses Verfahren mit seinem Mitarbeiter H.B. Boyd auf das Kniegelenk, zunächst zeigte dieses Verfahren nur wenig Erfolg (14). Erst durch C.O. Townley, der sich zunächst auf einen metallenen, verschraubten Überzug des Tibiaplateaus beschränkte, konnten deutliche Fortschritte erreicht werden. Im Gegensatz zu Campbell behandelte er nicht die postinfektiöse Gelenkeinstellung durch dieses Verfahren, sondern beschränkte sich auf diejenigen Patienten, bei denen alle konservativen Behandlungen versagten. Als Indikation sah er gravierende Störungen der Gelenkmechanik und fortgeschrittene Stadien der arthritischen Destruktion mit begleitender Instabilität und Schmerzen an. Die Langzeitergebnisse nach einer Standzeit von 20 Jahren bei insgesamt 170 Operationen bewertete er

als ausgezeichnet, nur 15% aller Implantate mussten entfernt werden (88). Die frühen Experimente der 40er und 50er Jahre zeigten, dass es möglich war, Fremdkörper in Gelenke zu implantieren und hierdurch die Gleitfähigkeit zu verbessern. Die ersten Implantate dienten immer der Versorgung beider Kompartimente des Kniegelenkes, der operative Ersatz nur eines Gelenkkompartimentes stand zu diesem Zeitpunkt nicht zur Diskussion.

Der amerikanische Orthopäde McKeever favorisierte zunächst ebenso wie Campbell den Überzug der Femurkondylen mit einer Vitalliumlegierung. Aufgrund der schwierigen anatomischen Verhältnisse und der wechselnden biomechanischen Belastungen hielt er eine feste Verankerung für ausgeschlossen. Seiner Meinung nach konnte dieses nur am Tibiakopf verwirklicht werden. Als Ergebnis dieser Überlegungen baute er eine dem Tibiakopf nachempfundene halbrunde Metallprothese, deren T-förmiger Kiel in der Spongiosa Halt fand. Nach intraoperativem Befund erfolgte die Implantation beliebig im medialen oder lateralem Kompartiment, bzw. bikondylär. Aufgrund der vielen Misserfolge seiner Vorgänger veröffentlichte McKeever erst fünf Jahre später eine größere Studie von 40 Patienten, bei denen er 76 Plateaus eingebaut hatte und in der die besten Ergebnisse aufgezeigt werden konnten (5).

Einen weiteren Meilenstein in der Entwicklung der UKA setzte D. L. Macintosh. 1954 operierte er eine 74 Jahre alte Frau aufgrund einer ausgeprägten Valgusdeformität, mit dem Plan das Gelenk zu versteifen. Intraoperativ stellte er jedoch fest, dass die Bänder bei gestreckten Bein stabil waren und kam auf den Gedanken, eine zufällig im Operationssaal befindliche, aus Schweden stammende Knieprothese zu halbieren und in das abgesunkene laterale Plateau zu implantieren. Das Ergebnis war exzellent. Die Patientin überlebte den Eingriff um zwölf Jahre und konnte schmerzfrei laufen. Von 1959 bis 1969 operierte MacIntosh weitere 122 Patienten, jedoch traten immer wieder Dislokationen des nicht verankerten Tibiaplateaus auf (94).

Von Gunston wurde 1968 eine Weiterentwicklung, das „Polycentric Knee“, präsentiert (36). Erstmals wurde eine UKA aus Komponenten, Metall und

Kunststoff, präsentiert die nach dem Low-friction-Prinzip funktionierte. Eine halbkreisförmige Metallscheibe wurde auf einer Femurkondyle implantiert, welche über einen konkaven tibialen Polyäthylenblock gleitet. Die Implantation erfolgte erstmals bei diesem Prothesendesign mittels Knochenzement, welcher bereits seit 1960 durch John Charnley in der Hüftendoprothetik erfolgreich eingesetzt wurde (16).

1969 entwickelte Engelbrecht den St.-Georg-Schlitten. Er verließ das Prinzip der Schienenführung und konstruierte einen Metallschlitten der im Bereich der Femurkondyle implantiert wurde. Durch das nur punktuelle Aufsetzen des Metallschlittens kam es erstmals zur physiologischen Nachahmung der Kniebewegungen einschließlich der Schlußrotation. Ein deutlicher Nachteil dieses ersten Modells war, dass die tibiale Komponente nur in einer Größe zur Verfügung stand und es somit, aufgrund ausgedehnter Knochenresektionen der Tibia, oft zu Stressfrakturen kam (22).

In den USA entwickelte Marmor die St-Georg-Prothese konsequent weiter. 1971 stellte er ein Modell mit verschiedenen Plateaustärken vor. Unter dem Namen Marmor Modular Knee wurde es von der Firma Smith+Nephew Richards Medizintechnik GmbH vertrieben. Die Femurkomponente zeigte ein echtes polyzentrisches Design, welches der physiologischen Krümmung der Femurkondyle nachempfunden war. Das Design, die Verarbeitungstechnik und die verwendeten Materialien waren noch nicht endgültig ausgereift. Durch die femorale Komponente traten immer wieder patellare Impingements auf. Die dünneren tibialen Implantate mit einer Stärke von 6 mm zeigten aufgrund ihrer mangelnden Elastizität oft Brüche (63). Beide Prothesenmodelle wurden konsequent weiterentwickelt und stellen somit die Urform aller heutigen UKA`s dar.

Ein weiterer Meilenstein war die Entwicklung des sogenannten „mobile-bearing“. Die Idee, die Polyäthylenkomponente nicht fixiert auf dem Tibiaplateau zu verankern, sondern sie unfixiert als Gleitpartner zwischem metallischer Femur- und Tibiakomponente zu lagern, geht auf J.W.

Goodfellow (35) zurück. Mittlerweile zeigt dieser Prothesentyp gute Langzeitergebnisse auf. Murray et al. (71) berichteten, bei insgesamt 144 mobile bearing Schlittenprothesen vom Typ „Oxford knee“, von einer Überlebensrate von 98% nach 10 Jahren. Nahezu deckungsgleich konnten 2001 Svärd et al. von einer Überlebensrate von 95% nach 10 Jahren bei 124 Fällen und dem gleichen Prothesentyp berichten (85).

Hiermit liegen die Ergebnisse dieser mobilen Gleitpaarung über denen der fixierten. Durch die mobile Lagerung der Polyethylenkomponente wird sowohl die anterior-posteriore Beweglichkeit als auch die Rotation zwischen Femur und Tibia physiologischer umgesetzt, was signifikante Reduktion des Polyäthylenabriebs bedeutet (12, 46). Allerdings muss nach wie vor bei diesem Prothesentyp kritisch angemerkt werden, dass bei mobiler Polyäthylenlagerung das Dislokationsrisiko steigt (56).

1.3 Derzeitiger Kenntnisstand

1.3.1 Abrieb, Standfestigkeit und Biokompatibilität von Knie-Endoprothesen

Wie bei allen Prothesen gelten auch bei den Knieendoprothesen die gleichen Materialanforderungen. Die Materialien sollten einen möglichst geringen Abrieb sowie eine ausgeprägte Haltbarkeit zeigen, um eine hohe Standzeit des Implantates zu gewährleisten (50, 74). Zudem besteht die Notwendigkeit einer ähnlichen Reibungseigenschaft wie ein natürliches Knie, damit die einzelnen Gelenkbewegungen mit einem geringen Reibungswiderstand ablaufen können. Hierdurch wird zum einen die Prothesenverankerung eindeutig weniger belastet, zum anderen der Materialabrieb minimiert. Eine hohe Biokompatibilität ist immer eine herausragende Materialanforderung um entzündliche und allergische Reaktionen zu vermeiden.

Die aktuell üblichen Prothesenwerkstoffe sind hochglanzpolierte Metalllegierungen wie Kobalt-Chrom-Molybdän (Co-Cr-Mo) sowie Titanium-

Legierungen wie Ti-6Al-4, des Weiteren verschleißfeste Kunststoffe wie ultrahochmolekulares Polyäthylen (UHMWPE). Sämtliche der aktuell gebräuchlichen Implantate haben eine Komponente mit einer Metalloberfläche sowie eine Komponente mit einer Kunststoffoberfläche. Wie bei einem natürlichen Kniegelenk dient auch bei einer Knieendoprothese die Synovialflüssigkeit weiterhin als Schmierflüssigkeit (64, 74)

Durch ein dem Knochen ähnliches Elastizitätsmodul des verwendeten Kunststoffs entsteht ein Dämpfungseffekt bei Stoßbelastungen des Systems. Unter dauerhafter Druckbelastung sowie zu geringer Materialdicke neigt UHMWPE zum Phänomen des „cold creeping“, des Kaltflusses. Daher wird aus biomechanischer Sicht eine Kunststoffhöhe von mindestens 8mm gefordert (41, 50).

Für den Kunststoffverschleiß bei Knieendoprothesen zeigen sich unterschiedliche Mechanismen verantwortlich. Den größten Einfluss zeigen jedoch exzessive Belastungen durch Scherkräfte (50).

Der grundsätzliche Abrieb steigt mit dem erhöhten Kompressionsdruck. Zudem steht die Verschleißfestigkeit des UHMWPE-Kunststoffes in umgekehrt proportionalem Verhältnis zu seiner Auflagefläche. Scuderi und Insall zeigten, dass sich durch Artikulationsflächen mit großer Flächenkontinuität in mediolateraler Richtung die Gefahr einer Oberflächenzerstörung verringern lässt (20).

Eine ungenaue Ausrichtung der Komponenten verstärkt den Polyäthylenabrieb und führt somit zu einem frühzeitigen Verschleiß (1).

Langzeitkomplikationen wie Lockerungen und tiefe Infektionen sind nach Auffassung vieler Autoren das Ergebnis der biologischen Antwort auf im umliegendem Gewebe abgelagerte Kunststoffpartikel (67). Ähnliche physiologische Reaktionen verursachen Abriebpartikel aus CoCr-Komponenten (4).

Aus diesem Grund versucht man ständig verschleißfestere gehärtete Materialien zu entwickeln, wie z.B. Keramiken und Karbonfiber-Komposite, welche jedoch aktuell noch nicht die in ihnen erwarteten Anforderungen erfüllen.

1.3.2 Bekannte Design- und Werkstoffprobleme der Tibiakomponente

Die letzten Jahre wurde immer wieder die Frage aufgeworfen, ob die Tibiakomponente ganz aus Polyethylen oder „metal-back“ gefertigt werden sollte. In zwei großen Studien konnte dargelegt werden, dass zum einen die einteiligen „metal-backed“ Tibiakomponenten die geringsten Verformungen zeigten, während zweiteilige tibiale Anlagen die größten Oberflächenveränderungen zeigten. Im allgemeinen zeigten die „metal-backed“ Komponenten geringere Verformungen als die lediglich aus Kunststoff bestehenden Komponenten (90). Zum anderen konnte in einer weiteren Studie aufgezeigt werden, dass Tibiakomponenten mit einem Metallträger in Vergleich zu reinen Kunststoffkomponenten aufgrund der geringeren Zement- und Knochenbelastung im Vorteil sind (55).

Einteilige „metal-backed“ Tibiakomponenten zeigten sich in beiden Studien deutlich überlegen, während die zweiteiligen tibialen Komponenten die größten Oberflächenveränderungen zeigten und hierdurch deutlich öfter versagten.

1.3.3 Typische Probleme des Polyethylen in Knieendoprothesen

Weiterhin stellt der Kunststoff UHMWPE eine unverzichtbare Komponente in der Endoprothetik dar. Die alternativen Materialien wie Keramik oder Metall sind zum einen deutlich kostspieliger zum anderen können sie nicht überall als Gleitflächen verwendet werden.

Der Abrieb des UHMWPE hängt von verschiedenen Faktoren ab. Im Vordergrund stehen hier die Sterilisationstechnik, die Qualität des ursprünglich verwendeten Polyethylengranulats als auch die oxidative Degradation durch den Luftsauerstoff. Hier hinzu treten Faktoren wie die Materialdicke, die Kongruenz der verwendeten Gleitpartner sowie der Einsatz eines „Metall-Backing“ (4).

Studien in Hinblick auf den klinisch auswertbaren Kunststoffverschleiß wiesen einen linearen Abrieb von 0,07 mm bis 0,21 mm pro Jahr auf (60).

Nur wenige Studien stellen eine Korrelation zwischen Abriebrate und dem verwendeten Polyethylenmaterial her. In einer vergleichenden Untersuchung konnten Bankston et al. eine deutliche höhere Abriebrate bei maschinell hergestelltem gegenüber gegossenem Polyethylen aufzeigen (3).

Neben den Unterschieden in der Fertigungstechnik hat auch die Sterilisationsart entscheidenden Einfluss auf die Abriebrate des Polyethylens. Insbesondere stellt eine Gamma-Sterilisation von ram-extrudiertem UHMWPE unter Luft einen nicht mehr akzeptablen Stand der Sterilisation dar. Eine Gammasterilisation sollte immer unter Einsatz eines Schutzgases erfolgen oder durch eine Äthylenoxid-Sterilisation ersetzt werden (3).

1.3.4 Standzeiten beeinflussende Faktoren

Die Standzeit einer Knieendoprothese wird maßgeblich von den auf sie einwirkenden Kompressions- und Scherkräften beeinflusst. Die Kompressionsbelastung der Tibiakomponente wird bereits durch eine geringe Reduzierung der Gelenkflächenkonformität maßgeblich erhöht. Ausschlaggebend hierfür ist eine deutliche Belastungszunahme pro Flächeneinheit, welche frühzeitig die Belastungsgrenze des Polyethylens überschreiten können (81).

Als Folge dieser höheren punktuellen Belastungen entstehen Ermüdungsriss im Kunststoff mit konsekutiver Oberflächenfragmentierung womit es zu einer verfrühten Zerstörung der tibialen Artikulationsfläche kommt (4, 10). Die durch diesen Verschleiß vermehrt auftretenden Mikropartikel führen zu Osteolysen und können somit eine verfrühte Komponentenlockerung verursachen (97).

Die ideale Knieprothese verteilt die auftretenden Kompressions- und Scherkräfte möglichst gleichmäßig auf die Tibiakomponente ohne die Belastungsgrenze des Kunststoffes zu überschreiten. Die Belastungsaufteilung durch den Kunststoff auf den Knochen ist von der Größe der Kontaktfläche abhängig.

Eine gleichförmigere Kraftverteilung wird durch eine dickere Tibiakomponente erreicht. Zudem sind Kunststoffkomponenten unter 6mm deutlich schneller verformbar. Bei einer zu dicken tibialen Auflage wird jedoch der auf die Prothesen-Knochengrenze wirkende Hebelarm deutlich größer. Durch diese erhöhte Beanspruchung des tibialen Prothesen-Knochen-Verbundes steigt deutlich die Gefahr einer frühzeitigen Komponentenlockerung, da mit zunehmender Dicke des Kunststoffinlays auch die auf die Prothesen-Knochen-Grenze einwirkenden Scherkräfte ansteigen. Der Langzeiterfolg ist von einer optimalen Kraftverteilung abhängig. Belastungen durch ständige Mikrobewegungen der Implantate, welche die Widerstandskraft der Prothesen-Knochen-Grenze übersteigen, bahnen den Weg in eine frühzeitige Komponentenlockerung. Hervorgehoben wird diese Problematik durch die klinische Beobachtung, dass Lockerungen besonders häufig an der tibialen Auflage entstehen (65).

In mehreren Studien wurde ein Vergleich von zementierten Prothesen und Alloplastiken, die durch einwachsen des Knochens in eine poröse Oberfläche fixiert werden, dargestellt. Ergebnis dieser Studien war, dass bei den zementierten Tibiakomponenten eine deutlich homogenere Kraftverteilung besteht als bei den Alloplastiken. Der Knochen integrierte sich bei den Alloplastiken ungleichmäßig. Hierdurch entstanden Teilbereiche mit geringer neben solchen mit sehr großer Belastung (4).

Von Bartel et al. wurden die Notwendigkeit einer „metal-backed“ Tibiakomponente zur gleichmäßigen Belastungsverteilung aufgezeigt (4). Eine Metallbasis unter dem Polyethylen verteilt die einwirkenden Kräfte deutlich homogener auf die darunterliegenden Strukturen

1.4 Derzeitige Designkonzepte

1.4.1 Das Design des Femurimplantates

Laterale und mediale femorale Prothesenkomponenten sind verschieden symmetrisch konzipiert. Grund hierfür ist die verschiedenartige Konfiguration der medialen und lateralen Femurkondyle in der Frontalebene. Benefit dieser unterschiedlichen Konzeption ist eine höhere Kongruenz der femoralen Komponente zum Tibiaimplantat. Hierdurch können Verkantungen innerhalb der Flexion zwischen dem femoralen und tibialen Anteil mit zum Teil hohen punktuellen Belastungen vermieden werden.

Desgleichen führt die unterschiedliche Anatomie der beiden Femurkondylen in der Sagittalebene zu einem unterschiedlichem Design der lateralen und medialen Femurprothesenkomponente. Der Radius der Femurkondylen nimmt von distal nach dorsal stetig ab. Während distal die geringe Krümmung die Flächenpressung in der Hauptbelastungszone reduziert, verhindert der kleinere dorsale Radius einen ungünstigen Kantenlauf bei gegebenenfalls geneigter Implantation. Wird die Femurkomponente, so wie es häufig erforderlich scheint, leicht geneigt implantiert wird durch die größere posteriore Krümmung ein ungünstiger Kantenlauf auf dem PE vermieden (31).

1.4.2 Das Design des Tibiaimplantates

Binnen der Flexion des Kniegelenkes ist eine deutliche Verlagerung des tibiofemorales Kontaktpunktes nach dorsal erkennbar. Sowohl die Femurkondyle als auch das Tibiaplateau zeigen bedingt durch die Roll-Gleit-Kinematik des Kniegelenkes eine inkongruente Anatomie. Eine Kongruenz erfährt dieses System durch die Mitwirkung der beiden Menisken, wodurch in der posterioren Region eine leichte Erhöhung der dorsalen Tibiakante entsteht. Hier heraus resultiert eine größere Kongruenz und somit bessere Lastverteilung. Die Konstruktion einer UKS welche diese anatomischen Verhältnisse simuliert scheint bis heute nicht möglich zu sein. Lediglich durch

eine leichte Exkavation des Polyethylens kann die femurotibiale Kontaktfläche maximiert werden. Hierbei kommt es jedoch bei zunehmender Beugung und somit Abwanderung des tibiofemorales Kontaktpunktes nach dorsal zu deutlichen exzentrischen Belastungen. Eine exakte Simulation der Roll-Gleit-Kinematik ist bei starr implantierten Tibiaimplantaten nicht möglich (17).

Die oftmals diskutierte Erhöhung der dorsalen Tibiakante scheint dieses Problem ebenfalls nicht zu lösen. Zudem birgt dieses Verfahren die Gefahr der Verkleinerung des Gelenkspaltes und somit zunehmender Stressbelastung in sich. Vielmehr scheint ein tibialer slope von 5° des Tibiaimplantates gegenüber dem anatomischen dorsalen Neigungswinkel von ca. 10° die meniskale Lastverteilung annähernd zu simulieren (17).

Mobile Tibiaimplantate können in vielen Bereichen die natürliche Roll-Gleit-Kinematik des Kniegelenkes simulieren. Mit Hilfe dieses Designs erhält das Onlay die Möglichkeit nach dorsal zu wandern wodurch gleichzeitig die Kontaktfläche zwischen Femur und Tibia vergrößert wird (33, 34).

Diese sogenannten "mobile bearings" zeigten jedoch in der klinischen Anwendung eine hohe Komplikationsrate, insbesondere von Dislokationen des Onlays (85).

Problematisch bleibt zudem die richtige Positionierung des Implantates in der Frontalebene. Die erwünschte Unterkorrektur führt regelmäßig zu PE-Dislokationen bei forcierter Flexion, andererseits führt eine Überkorrektur zu einem vorzeitigen Verschleiß des kontralateralen Kompartiments (85).

Anhand des „Swedish Knee Arthroplasty Register“ wurde eine Nachuntersuchung von „mobile-bearing“-Implantaten aus den Jahren 1983 bis 1992 durchgeführt, in welcher die Autoren eine kumulative Überlebensrate nach 6 Jahren von nur 89% aufzeigten. Die meisten Revisionen erfolgten aufgrund von Dislokationen des Meniskusimplantates bereits in den ersten zwei Jahren (79).

1.4.3 Femorale und Tibiale Verankerungstechniken

Bei fast allen Autoren herrscht Einigkeit über die tibiale Verankerungstechnik. Fast alle sehen die dringende Notwendigkeit einer Verankerung mittels eines „Stem“. In einer aufwendigen Studie konnte die Unterlegenheit von stemfreien metal-backed-Prothesen gegenüber solchen mit Stem dokumentiert werden (76).

Ebenso steht die Fixation des Tibiaimplantates mittels einer Schraube bei einigen Autoren im Vordergrund, welche vom Resultat durchaus mit dem Ergebnissen der Stem-Implantate verglichen werden kann (89). Einig sind sich mehrere Autoren, dass bei dieser Technik eine Höhe von 8mm des Onlays bei dieser Technik nicht unterschritten werden sollte (23).

Bezüglich des femoralen Implantates halten viele Autoren den Einsatz von Verankerungszapfen zur Stabilisierung des Implantates für unumgänglich, während ein tibialer Zapfen bei manchen Modellen nur optional zur Verfügung steht (15, 63). Wiederum andere Designer verzichten vollständig auf den tibialen Verankerungszapfen bei den Voll-PE-Implantaten.

Bei der Verwendung von Knochenzement existieren weiterhin unterschiedliche Ansichten. Einige Autoren vertreten die Meinung, dass femoral zementfrei implantiert werden darf, wenn ein biokompatibles Coating des Implantat-Knochen-Interfaces z.B. mit Hydroxylapatit verwendet wird. Goldstandard ist heutzutage jedoch die zementierte femorale Verankerung und findet bei den meisten Operateuren Anwendung, welches sich auch auf die Verankerungstechnik der Tibia übertragen läßt.

1.5 Fragestellung

Die Frage der Fixation einer unikondylären Prothese ist auch weiterhin umstritten. In der Literatur finden sich vor allem Belege für eine Zementierung sowohl der femoralen als auch tibialen Komponente. Insbesondere die skandinavischen Prothesenregister zeigen nach

anfänglichen Schwierigkeiten der zementfreien Fixation in den neueren Ausgaben einen fast ausschließlichen Gebrauch der Zementierung. Dennoch finden sich immer wieder, vor allem auf Kongressen, Berichte über die erfolgreiche Anwendung der zementfreien Fixation.

Die folgende Studie wurde unternommen, um anhand eines vorhandenen Patientenkollektivs mit sowohl zementierten als auch zementfreien Implantaten, die Frage nach der Fixation zu beantworten. In einer retrospektiven Studie sollten sowohl die Unterschiede zwischen den Patientengruppen als auch mögliche Unterschiede in der radiologischen Auswertung zwischen der zementierten und der zementfreien Gruppe aufgezeigt werden. Die zugrunde liegende Studienhypothese lautete: Zementfreie, unicondyläre Schlittenprothesen zeigen im Vergleich mit zementierten eine höhere Lockerungsrate, schlechtere klinische Ergebnisse und häufigerer radiologische Lysesäume.

2 Material und Methoden

2.1 Patientenkollektiv

Die untersuchten Patienten wurden im Rahmen einer retrospektiven Studie am St. Elisabeth-Krankenhaus Beckum rekrutiert.

Die Einschlusskriterien umfassten eine isolierte Degeneration des medialen Gelenkkompartimentes, intakte Kolateralbänder, ein Extensionsdefizit kleiner 20 Grad sowie einer Varusfehlstellung geringer als 15 Grad, eine floride bakterielle Gelenkentzündung, Insuffizienzen des Streckapparates, komplette Insuffizienzen des vorderen oder hinteren Kreuzbandes und eine fortgeschrittene laterale Gonarthrose, stellten die Ausschlusskriterien dar.

Aus der Gruppe der ursprünglich 113 Patienten waren 7 zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung nicht mehr erreichbar oder verstorben. Untersucht wurden 42 zementierte und 64 zementfreie Prothesenmodelle. Die Gruppe der zementierten wurde komplett mit dem „Endomodel“ der Waldemar Link GmbH&CoKG abgedeckt. Bezüglich der Gruppe der unzementierten Prothesen lässt sich feststellen, dass 27 Patienten mit dem „SGH-BeMa“-Schlitten der Firma Endoplast, 35 mit dem „Natural-Knee-Joint“ der Firma Intermedic sowie weitere 2 mit dem „Unikondylären-Schlitten“ der Firma Ohst versorgt wurden.

Die Operationstechnik war für alle Prothesentypen identisch. Nach einem medianen ca. 15 cm langen Hautschnitt erfolgte eine medial parapatellare Arthrotomie. Bei allen Operationen wurde sowohl das hintere als auch das vordere Kreuzband erhalten.

Die 42 Patienten in der Gruppe mit einer zementierten Prothese waren im Durchschnitt 81 Jahre alt (St.-abw. 7 Jahre, Spanne 65-97 Jahre). Die Gruppe umfasste 4 Männer und 38 Frauen. Der durchschnittliche Body Mass Index (BMI) betrug $28,41\text{kg/cm}^2$. Der durchschnittliche Nachuntersuchungszeitraum betrug 8 Jahre.

Die 64 Patienten in der Gruppe der zementfreien Prothesen waren im Durchschnitt 73 Jahre alt (St.-abw. 7 Jahre, Spanne 60-97 Jahre). Die Gruppe umfasste 50 Frauen und 14 Männer. Der durchschnittliche Body Mass Index (BMI) betrug 28,4 kg/cm². Der durchschnittliche Nachuntersuchungszeitraum betrug 7,6 Jahre.

Die demographischen Daten der Patientengruppe unterschieden sich nicht in der statistischen Testung.

2.2 Klinische Scores

Die Patienten wurden am Tag der Nachuntersuchung klinisch untersucht. Zur Erfassung sowohl der klinischen Messwerte, als auch der Aktivität und gesundheitsbezogenen Lebensqualität wurden in der Literatur etablierte Scores verwendet.

2.2.1 Visuelle Analogskala (VAS)

Diese Skala ermöglicht eine subjektive Beurteilung des Schmerzes durch den Patienten (42). Dabei werden die Patienten angehalten, nach genauer Erklärung, den empfundenen Ruheschmerz auf einer 100 mm langen Strecke einzuordnen. Die 0-mm-Marke entspricht dem Zustand absoluter Schmerzfreiheit, die 100-mm-Marke einem als unerträglich empfunden Schmerz (Anhang).

2.2.2 Hospital for Special Surgery (HSS) Score

Um die Ergebnisse der klinischen Untersuchungen miteinander vergleichen zu können, fand der klinische Score nach Ranawat und Shine (77), Hospital for Special Surgery Score (HSS), Verwendung (Anhang). Dieser Score wurde speziell für die Erhebung von Kniegelenksendoprothesen entwickelt, erlaubt aber auch eine allgemeine Anwendung. Seine Gewichtung ist zu 62% subjektiv und zu 38% objektiv. Es werden maximal 100 Punkte vergeben, deren Verteilung sich wie folgt darstellt: Schmerz 30 Punkte, Gehstrecke 12 Punkte, Treppensteigen 5 Punkte, Öffentliche Verkehrsmittel 5 Punkte,

Bewegungsausmaß 18 Punkte, Muskelkraft 10 Punkte, Flexionsdeformität 10 Punkte und Instabilität 10 Punkte. Ein Ergebnis von 85 Punkten und mehr wird als „sehr gut“ bewertet. Ergebnisse von 70 bis 84 Punkten werden als „gut“ und Punktzahlen von 60 bis 69 als „zufriedenstellend“ bewertet. Erfolge mit geringerer Punktzahl als 60 werden als „unbefriedigend“ bewertet.

2.2.3 Knee Society Score (KSS)

Dieser Score wurde 1989 von der American Knee Society eingeführt (43). Der Knee-Society-Score ist unterteilt in einen Kniescore, welcher ausschließlich den Zustand des Kniegelenks beurteilt, und einen Funktionsscore, der die Beeinträchtigung des Patienten im Alltag abschätzt (Anhang). Für jeden Bereich werden maximal 100 Punkte vergeben, so dass eine Höchstpunktzahl von insgesamt 200 Punkten erreicht werden kann. 100 Punkte im Kniescore werden für ein absolut schmerzfreies Kniegelenk mit einem Bewegungsausmaß von mindestens 125° und uneingeschränkter antero-posteriorer und medio-lateraler Stabilität vergeben. Kontrakturen, Schmerzen oder Instabilitäten, welche auf Läsionen der Kollateral- bzw. Kreuzbänder hinweisen, führen zu Punktabzügen.

Im zweiten Teil, dem Funktionsscore, werden als Hauptparameter die maximale Laufstrecke des Patienten und das Treppensteigen herangezogen. Die maximale Punktzahl im Funktionsscore wird bei unbegrenzter Laufstrecke und problemlosen Auf- und Absteigen von Treppen erzielt. Nimmt der Patient beim Gehen Hilfsmittel, wie z.B. einen Gehstock bzw. eine Unterarmgehstütze, in Anspruch oder braucht er ein Geländer beim Treppensteigen, werden Punkte abgezogen.

2.3 Untersuchung der Aktivität

2.3.1 UCLA- Aktivitätsscore

Da der Tegner-Aktivitätsscore primär für die Erfassung der körperlichen Aktivität von sehr sportlichen Patienten entwickelt wurde, bilden sich die Patienten in der untersuchten Altersgruppe nur in den unteren Kategorien ab.

Daher ist oftmals eine statistische Korrelation der gemessenen Aktivität mit weiteren klinischen Parametern nicht feststellbar. Daher wurde zur Erfassung des individuellen Aktivitätsniveaus zusätzlich das 10-Punkte Activity-Level Rating der University of California Los Angeles (UCLA) verwendet (Anhang, 80, 98). Die Patienten werden danach eingeteilt, welche Anstrengungen im Alltag bzw. welche sportlichen Aktivitäten den Patienten möglich sind. Der Score zeigt zehn verschiedene Aktivitätsstufen, denen sich der Patient selbst zuordnet. Die Abstufung reicht von absolut inaktiv bzw. bettlägerig (Stufe 1) über moderate Aktivitäten wie regelmäßige Teilnahme an Arbeiten im Haus und Garten und gelegentlichem Freizeitsport (Stufe 5-6) bis zu regelmäßiger Teilnahme an gelenkbelastenden Sportarten oder Leistungssport (Stufe 10). Je niedriger die Aktivitätsstufe ist, umso niedriger ist der erzielte Punktwert.

2.4 Psychometrische Testverfahren

Psychometrische Testverfahren erfassen subjektiv empfundene Krankheitsauswirkungen auf die Aktivitäten des täglichen Lebens. Um eine standardisierte und vergleichbare Aussage zu erhalten wurden zwei international etablierte psychometrische Testverfahren eingesetzt, der Western Ontario and McMasters Universities (WOMAC) Arthroseindex als krankheitsspezifisches Testverfahren für Arthrosepatienten der Kniegelenke (84), sowie der Short-Form-36 Gesundheitsfragebogen, der ein krankheitsunabhängiges Testverfahren darstellt (11, 48).

2.4.1 Western Ontario and McMaster Universities Arthroseindex (WOMAC)

Der Western Ontario and McMaster Universities Arthroseindex ist ein krankheitsspezifisches Messinstrument in Form eines Fragebogens zur Erfassung von Symptomen und physischen Funktionseinschränkungen im Alltag von Arthrosepatienten (Anhang 8, 84). Er erfasst klinisch wichtige Aspekte wie z.B. Schmerz, Steifigkeit und körperliche Funktionsfähigkeit bei Patienten mit Arthrosen des Hüft- und des Kniegelenkes. In seiner

Gesamtheit besteht er aus 24 Fragen, die in die Unterpunkte „Schmerz“ (5 Fragen), „Steifigkeit“ (2 Fragen) und „körperliche Funktionsfähigkeit“ (17 Fragen) aufgeteilt sind und mit einem geringen Zeitaufwand selbständig vom Patienten ausgefüllt werden können. Der WOMAC-Score eignet sich somit auch in der täglichen Routine zur Erfassung klinisch relevanter Veränderungen nach pharmakologischer, physiotherapeutischer und chirurgischer Intervention.

Es wurde eine für den deutschen Sprachraum adaptierte Version verwendet (84). Die im Original verwendete visuelle Analogskala zur Schmerzerfassung wurde dabei durch eine numerische Gradierungsskala mit einem Wertebereich von 0-10 ersetzt.

2.4.2 Short-Form-36-Gesundheitsfragebogen (SF-36)

Der Short-Form-36 Fragebogen wurde im Rahmen der Medical Outcome Study (MOS) entwickelt (48). Als psychometrisches Testverfahren erfasst er allgemeine „Gesundheitskonzepte“, die für Menschen unterschiedlicher Alters-, Krankheits- oder Behandlungsgruppen von Bedeutung sind. Indem standardisierte Antworten zu standardisierten Fragen ausgewertet werden, ermöglicht er die Erfassung des Gesundheitszustands in einer umfassenden, psychometrisch zufrieden stellenden und effizienten Weise. Der SF-36 ist für Patienten ab dem vierzehnten Lebensjahr geeignet und erlaubt das Ausfüllen durch den Patienten selbst, oder durch einen Interviewer im direkten Gespräch oder per Telefon.

Der SF-36 beinhaltet acht der wichtigsten „Gesundheitskonzepte“ aus der Medical Outcome Study, die in acht Skalen zusammengefasst sind und jeweils aus zwei bis zehn Unterpunkten bestehen. Ein weiterer Einzelpunkt, der die Veränderung der Gesundheit betrifft ist kein Bestandteil der anderen acht Skalen (Tabelle 2.1).

Der SF-36 wurde ursprünglich für die Verwendung in den Vereinigten Staaten entwickelt. Im Rahmen dieser Studie fand eine in die deutsche Sprache übersetzte Version Verwendung, die anhand einer repräsentativen Stichprobe der ost- und westdeutschen Bevölkerung

normiert wurde (11). Tabelle 2.2 zeigt exemplarisch die geschlechts- und altersspezifischen Standardwerte des SF-36 Gesundheitsfragebogens in Westdeutschland in der Altersgruppe von 61 bis 70 Jahren. Es existieren Standardwerte getrennt für Männer und Frauen, jeweils in einer Altersdekade zusammengefasst.

Konzepte	Unterpunktanzahl	Anzahl der Stufen	Inhalt
Körperliche Funktionsfähigkeit (KF)	10	21	Ausmaß, in dem der Gesundheitszustand körperliche Aktivitäten wie Selbstversorgung, Gehen, Treppen steigen, bücken, heben und mittelschwere oder anstrengende Tätigkeiten einschränkt
Körperliche Rollenfunktion (KR)	4	5	Ausmaß, in dem der körperliche Gesundheitszustand die Arbeit oder andere tägliche Aktivitäten beeinträchtigt, z.B. weniger schaffen als gewöhnlich, Einschränkungen in der Art der Aktivität oder Schwierigkeiten bestimmte Aktivitäten auszuführen
Körperliche Schmerzen (KS)	2	11	Ausmaß an Schmerzen und Einfluss auf die normale Arbeit, sowohl im als auch außerhalb des Hauses
Allgemeine Gesundheit (AG)	5	21	Persönliche Beurteilung der Gesundheit, einschließlich aktuellem Gesundheitszustand, zukünftiger Erwartungen und Widerstandsfähigkeit gegenüber Erkrankungen
Vitalität (Vit.)	4	21	Sich energiegeladen und voller Schwung fühlen versus Müdigkeit und Erschöpfung
Soziale Funktionsfähigkeit (SF)	2	9	Ausmaß, in dem die körperliche Gesundheit oder emotionale Probleme normale soziale Aktivitäten beeinträchtigen
Emotionale Rollenfunktion (ER)	3	4	Ausmaß, in dem emotionale Probleme die Arbeit oder andere tägliche Aktivitäten, beeinträchtigen; u. a. weniger Zeit aufbringen, weniger schaffen und nicht so sorgfältig wie früher arbeiten
Psychisches Wohlbefinden (PW)	5	26	Allgemeine psychische Gesundheit, einschließlich Depression, Angst, emotionale und verhaltensbezogene Kontrolle, allgemeine positive Gemüthsstimmung
Veränderung der Gesundheit	1	5	Beurteilung des aktuellen Gesundheitszustandes im Vergleich zum vergangenen Jahr

Tab. 2.1: Gesundheitskonzepte, Unterpunktanzahl- und Stufen sowie Inhalt der acht SF-36 Skalen und des Unterpunkts zur Veränderung der Gesundheit

Konzepte	Mittelwerte ± Standardabweichung
Körperliche Funktionsfähigkeit (KF)	77,36 ± 23,17
Körperliche Rollenfunktion (KR)	74,39 ± 35,32
Körperliche Schmerzen (KS)	72,15 ± 27,81
Allgemeine Gesundheitswahrnehmung (AG)	59,45 ± 18,70
Vitalität (Vit.)	61,58 ± 18,76
Soziale Funktionsfähigkeit (SF)	86,57 ± 19,61
Emotionale Rollenfunktion (ER)	90,60 ± 24,93
Psychisches Wohlbefinden (PW)	76,14 ± 17,06

Tab. 2.2: Standardwerte des SF-36-Gesundheitsfragebogens für beide Geschlechter in Westdeutschland in der Altersgruppe von 61 bis 70 Jahren

2.5 Radiologische Auswertung

Die radiologische Auswertung erfolgte anhand der im Rahmen der klinischen Nachuntersuchungen angefertigten Röntgenbilder, die ausschließlich je eine Aufnahme im lateralen Strahlengang und eine Aufnahme im antero-posterioren Strahlengang beinhaltete. Es erfolgte keine Aufnahme im Stehen oder eine manuelle Ausrichtung der Röntgenaufnahmen per Durchleuchtung, um eine tangentielle Ansicht der Übergangszone zwischen Knochen und Implantat zu erzielen.

Die Auswertung erfolgte anhand der radiologischen Kriterien der American Knee Society nach Ewald et al. (25).

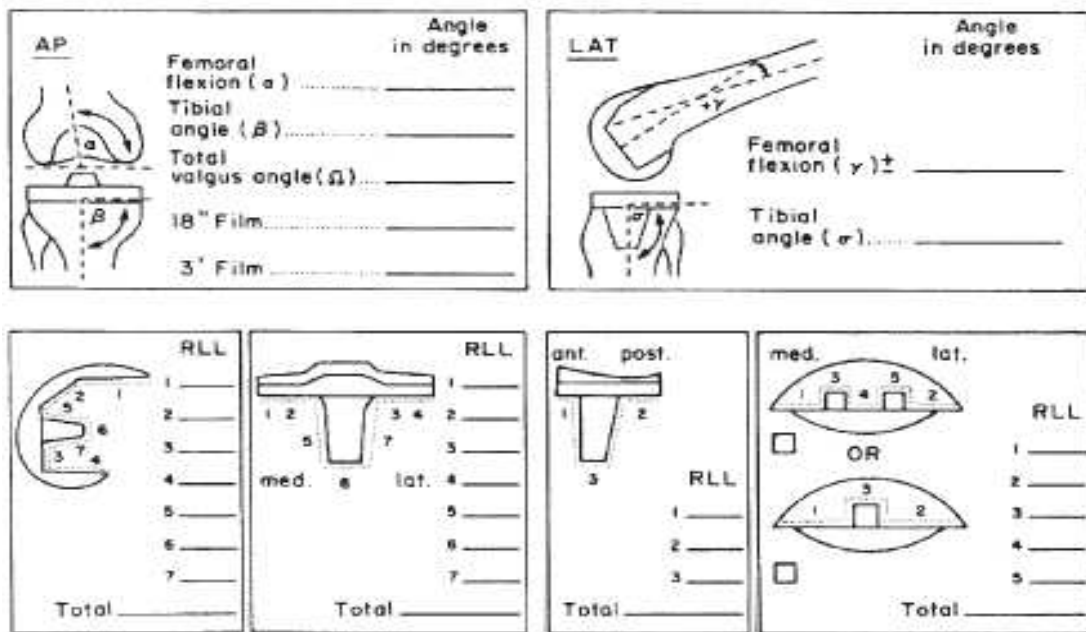


Abb. 2.1: Radiologische Lysesäume, ap=anteroposterior, RLL=radiographic lucent lines

2.6 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte auf einem handelsüblichen Personalcomputer mit den Programmen „SPSS für Windows“, Release 11.0.0.1, der Firma SPSS Inc. (München, Deutschland) und Microsoft „Excel“, Version 2002, der Firma Microsoft Corporation (Seattle, U.S.A.).

Die Testung auf statistische Korrelation erfolgte mit der Hilfe des Korrelationskoeffizienten nach Pearson und einem zweiseitigen Test auf Signifikanz.

Bei Normalverteilung der Messwerte und Varianzgleichheit kamen bei verbundenen Stichproben der t-Test und bei unverbundenen Stichproben (z.B. „zementierte“ versus „unzementierte“-Gruppe) der Zweistichproben-t-Test als parametrische Testverfahren zur Anwendung.

Bei fehlender Normalverteilung kamen bei verbundenen Stichproben der Mann-Whitney U-Test und bei unverbundenen Stichproben der Wilcoxon-Test als nichtparametrische Testverfahren zur Anwendung.

Das Signifikanzniveau wurde für alle Tests auf $p < 0.05$ festgelegt.

3 Ergebnisse

3.1 Klinische Scores

3.1.1 Visuelle Analogskala für Schmerz (VAS)

Die Patienten der zementierten Gruppe zeigten zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung einen Wert von durchschnittlich 1,44 (SA 1,17, Spanne 0-8) in der VAS (Tabelle 3.1).

Die Patienten der zementfreien Gruppe zeigten zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung einen Wert von durchschnittlich 0,80 (SA 1,00, Spanne 0-3) in der VAS (Tabelle 3.1).

Diese werten unterschieden sich nicht statistisch signifikant ($p > 0,05$, Tabelle 3.1).

Score (Maximum)	zementiert (MW \pm SA)	zementfrei (MW \pm SA)	p
VAS (10)	1,44 \pm 1,71	0,80 \pm 1,00	0,170 (ns)
HSS (100)	73,49 \pm 20,17	84,63 \pm 11,85	0,001
KSS (200)	156,98 \pm 39,68	185,93 \pm 19,86	0,000
UCLA (10)	4,29 \pm 1,39	5,42 \pm 1,70	0,000
WOMAC (11)	8,24 \pm 1,58	9,18 \pm 0,84	0,001

Tab. 3.1: Statistischer Vergleich der postoperativen klinischen Ergebnisse zwischen der „zementierten“ und „zementfreien“ Gruppe

3.1.2 Hospital for Special Surgery (HSS) Score

Die Patienten der zementierten Gruppe zeigten zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung einen Wert von durchschnittlich 73,49 (SA 20,17, Spanne 13-97) im Hospital for Special Surgery Score (Tabelle 3.1).

Die Patienten der zementfreien Gruppe zeigten zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung einen Wert von durchschnittlich 84,63 (SA 11,85, Spanne 56-98) im Hospital for Special Surgery Score (Tabelle 3.1).

Diese werten unterschieden sich statistisch signifikant ($p=0,001$, Tabelle 3.1).

Die Auswertung der Einzelskalen des HSS-Scores (Tabelle 3.2) zeigt ebenfalls in allen Subskalen eine statistische Überlegenheit der zementfreien Gruppe.

Score (Maximum)	zementiert (MW \pm SA)	zementfrei (MW \pm SA)	p
HSS Schmerz (30)	21,78 \pm 8,27	25,68 \pm 5,53	0,027
HSS Funktion (22)	17,89 \pm 4,58	20,63 \pm 2,99	0,001
HSS Bew.-umf. (18)	13,16 \pm 1,98	14,12 \pm 1,54	0,009
HSS (100)	73,49 \pm 20,17	84,63 \pm 11,85	0,001

Tab. 3.2: Statistischer Vergleich der postoperativen klinischen Ergebnisse des HSS-Scores zwischen der „zementierten“ und „zementfreien“ Gruppe

3.1.3 Knee Society Score (KSS)

Die Patienten der zementierten Gruppe zeigten zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung einen Wert von durchschnittlich 156,98 (SA 39,68, Spanne 43-200) im Knee Society Score (Tabelle 3.1).

Die Patienten der zementfreien Gruppe zeigten zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung einen Wert von durchschnittlich 185,93 (SA 19,86, Spanne 107-200) im Knee Society Score (Tabelle 3.1).

Diese werten unterschieden sich statistisch signifikant ($p=0,000$, Tabelle 3.1).

Die Auswertung der Einzelskalen des Knee Society Scores (Tabelle 3.3) zeigt ebenfalls in allen Subskalen eine statistische Überlegenheit der zementfreien Gruppe.

Score (Maximum)	zementiert (MW ± SA)	zementfrei (MW ± SA)	p
KSS Schmerz (50)	35,22 ± 14,42	45,25 ± 7,79	0,000
KSS Bew.-umf. (25)	21,44 ± 3,03	23,29 ± 1,23	0,000
KSS Gehstr. (50)	40,44 ± 11,27	47,46 ± 6,59	0,000
KSS Treppe (50)	42,22 ± 8,76	46,78 ± 6,00	0,002
KSS Knie (100)	73,42 ± 24,70	90,93 ± 11,55	0,000
KSS Funktion (100)	83,56 ± 17,92	95,00 ± 9,78	0,000
KSS (200)	156,98 ± 39,68	185,93 ± 19,86	0,000

Tab. 3.3: Statistischer Vergleich der postoperativen klinischen Ergebnisse des Knee Society Scores zwischen der „zementierten“ und „zementfreien“ Gruppe

3.2 Untersuchung der Aktivität

3.2.1 UCLA- Aktivitätsscore

Die Patienten der zementierten Gruppe zeigten zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung einen Wert von durchschnittlich 4,29 (SA 1,39, Spanne 2-7) im UCLA-Score (Tabelle 3.1).

Die Patienten der zementfreien Gruppe zeigten zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung einen Wert von durchschnittlich 5,42 (SA 1,70, Spanne 2-10) im UCLA-Score (Tabelle 3.1).

Diese werten unterschieden sich statistisch signifikant (p=0,000, Tabelle 3.1).

3.3 Psychometrische Testverfahren

3.3.1 Western Ontario and McMaster Universities Arthroseindex (WOMAC)

Die Patienten der zementierten Gruppe zeigten zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung einen Wert von durchschnittlich 8,24 (SA 1,58, Spanne 3-10) im WOMAC Score (Tabelle 3.1).

Die Patienten der zementfreien Gruppe zeigten zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung einen Wert von durchschnittlich 9,18 (SA 0,84, Spanne 7-10) im WOMAC Score (Tabelle 3.1).

Diese werten unterschieden sich statistisch signifikant ($p=0,001$, Tabelle 3.1). Die Auswertung der Einzelskalen des WOMAC (Tabelle 3.4) zeigt ebenfalls in allen Subskalen eine statistische Überlegenheit der zementfreien Gruppe.

Score (Maximum)	zementiert (MW \pm SA)	zementfrei (MW \pm SA)	p
Schmerz (11)	8,47 \pm 1,66	9,35 \pm 0,81	0,001
Steifigkeit (11)	8,13 \pm 1,61	9,03 \pm 0,99	0,001
Funktion (11)	8,12 \pm 1,78	9,14 \pm 0,98	0,000
WOMAC (11)	8,24 \pm 1,58	9,18 \pm 0,84	0,001

Tab. 3.4: Statistischer Vergleich der postoperativen klinischen Ergebnisse des WOMAC zwischen der „zementierten“ und „zementfreien“ Gruppe

3.3.2 Short-Form-36-Gesundheitsfragebogen (SF-36)

Der Vergleich der postoperativen Werte des SF-36 zwischen der „zementierten“ und der „zementfreien“ Gruppe zeigt in den Subskalen Körperliche Rollenfunktion, Vitalität und Soziale Funktionsfähigkeit signifikante Unterschiede (Abb. 3.1). Die Abbildung 3.1 zeigt einen eher untypischen Verlauf für ein Patientenkollektiv nach Implantation einer Kniegelenksteilendoprothese. Üblicherweise weichen nur die körperlich betonten Subskalen des SF-36, Körperliche Funktionsfähigkeit, Körperliche

Rollenfunktion und Körperliche Schmerzen von Normalbevölkerung ab. Die Tatsache, dass die Patientengruppen sich auch in zwei emotional betonten Subskalen des SF-36 unterscheiden, muss ggf. durch andere Umstände als die Art der Prothesenfixierung erklärt werden.

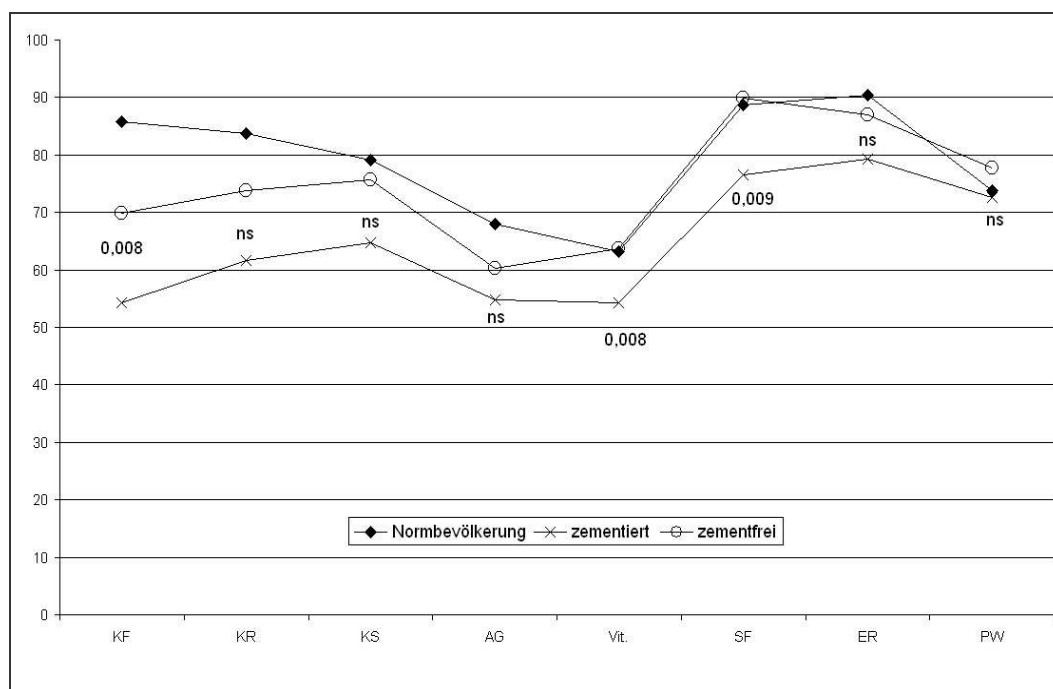


Abb. 3.1: Vergleich der postoperativen Werte des SF-36 zwischen der „zementierten“ und der „zementfreien“- Gruppe

(Legende: KF = Körperliche Funktionsfähigkeit, KR = Körperliche Rollenfunktion, KS = Körperliche Schmerzen, AG = Allgemeine Gesundheit, Vit. = Vitalität, SF = Soziale Funktionsfähigkeit, ER = Emotionale Rollenfunktion, PW = Psychisches Wohlbefinden, ns = nicht signifikant; die Daten einer westdeutschen, altersentsprechenden Normbevölkerung sind zum Vergleich aufgetragen (11))

Score	zementiert (MW ± SA)	zementfrei (MW ± SA)	p
Körperliche Funktionsfähigkeit (KF)	54,22 ± 32,56	69,85 ± 25,91	0,008
Körperliche Rollenfunktion (KR)	61,67 ± 46,95	73,73 ± 41,37	0,168 (ns)
Körperliche Schmerzen (KS)	64,76 ± 30,98	75,75 ± 26,74	0,061 (ns)
Allgemeine Gesundheit (AG)	54,80 ± 22,73	60,19 ± 20,88	0,218 (ns)
Vitalität (Vit.)	54,22 ± 19,33	63,71 ± 15,29	0,008
Soziale Funktionsfähigkeit (SF)	76,47 ± 32,77	89,95 ± 17,87	0,009
Emotionale Rollenfunktion (ER)	79,24 ± 29,63	86,98 ± 26,35	0,170 (ns)
Psychisches Wohlbefinden (PW)	72,62 ± 17,60	77,72 ± 11,59	0,080 (ns)
Körperliche Summenskala (KSK)	39,13 ± 13,98	44,88 ± 11,96	0,030
Psychische Summenskala (PSK)	51,87 ± 8,87	54,50 ± 5,96	0,075 (ns)

Tab. 3.5: Vergleich der postoperativen Werte des SF-36 zwischen der „zementierten“ und der „zementfreien“- Gruppe

(Legende: KF = Körperliche Funktionsfähigkeit, KR = Körperliche Rollenfunktion, KS = Körperliche Schmerzen, AG = Allgemeine Gesundheit, Vit. = Vitalität, SF = Soziale Funktionsfähigkeit, ER = Emotionale Rollenfunktion, PW = Psychisches Wohlbefinden, ns = nicht signifikant)

3.4 Radiologische Auswertung

Die radiologische Analyse der periprothetischen Lysesäume ist in den Tabellen 3.6-3.24 dargestellt. Es zeigte sich mit einer Ausnahme in allen untersuchten subprothetischen Zonen kein Unterschied zwischen den zementierten und den unzementierten Prothesen. Lediglich in Zone 2 des tibialen Implantats auf der antero-posterioren Aufnahme zeigten die zementfreien Implantate signifikant mehr Osteolysen als die zementierten.

Lysesäume, Femur lateral, Zone 1	zementiert		zementfrei	
	n	%	n	%
0 mm	26	68,4	28	58,3
1 mm	4	10,5	11	22,9
2 mm	6	15,8	8	16,7
3 mm	2	5,3	1	2,1
Gesamt	38	100	48	100

Tab. 3.6: Radiologische Lysesäume am Femur, lateraler Strahlengang, Zone 1

Lysesäume, Femur lateral, Zone 2	zementiert		zementfrei	
	n	%	n	%
0 mm	27	71,1	31	64,6
1 mm	2	5,3	10	20,8
2 mm	9	23,7	6	12,5
3 mm	-	-	1	2,1
Gesamt	38	100	48	100

Tab. 3.7: Radiologische Lysesäume am Femur, lateraler Strahlengang, Zone 2

Lysesäume, Femur lateral, Zone 3	zementiert		zementfrei	
	n	%	n	%
0 mm	35	92,1	41	85,4
1 mm	3	7,9	5	10,4
2 mm	-	-	2	4,2
3 mm	-	-	-	-
Gesamt	38	100	48	100

Tab 3.8: Radiologische Lysesäume am Femur, lateraler Strahlengang, Zone 3

Lysesäume, Femur lateral, Zone 4	zementiert		zementfrei	
	N	%	n	%
0 mm	33	86,8	40	83,3
1 mm	-	-	3	6,3
2 mm	5	13,2	4	8,3
3 mm	-	-	1	2,1
Gesamt	38	100	48	100

Tab. 3.9: Radiologische Lysesäume am Femur, lateraler Strahlengang, Zone 4

Lysesäume, Femur lateral, Zone 5	zementiert		zementfrei	
	n	%	n	%
0 mm	36	94,7	45	93,8
1 mm	-	-	2	4,2
2 mm	2	5,3	1	2,1
3 mm	-	-	-	-
Gesamt	38	100	48	100

Tab. 3.10: Radiologische Lysesäume am Femur, lateraler Strahlengang, Zone 5

Lysesäume, Femur lateral, Zone 6	zementiert		zementfrei	
	n	%	n	%
0 mm	31	81,6	42	87,5
1 mm	1	2,6	4	8,3
2 mm	3	7,9	1	2,1
3 mm	3	7,9	1	2,1
Gesamt	38	100	48	100

Tab. 3.11: Radiologische Lysesäume am Femur, lateraler Strahlengang, Zone 6

Lysesäume, Tibia lateral, Zone 1	zementiert		zementfrei	
	n	%	n	%
0 mm	27	71,1	33	68,6
1 mm	3	7,9	8	16,7
2 mm	7	18,4	6	12,5
3 mm	1	2,6	1	2,1
Gesamt	38	100	48	100

Tab. 3.12: Radiologische Lysesäume an der Tibia, lateraler Strahlengang, Zone 1

Lysesäume, Tibia lateral, Zone 2	zementiert		zementfrei	
	n	%	n	%
0 mm	35	92,1	44	91,7
1 mm	2	5,3	2	4,2
2 mm	1	2,6	2	4,2
3 mm	-	-	-	-
Gesamt	38	100	48	100

Tab. 3.13: Radiologische Lysesäume an der Tibia, lateraler Strahlengang, Zone 2

Lysesäume, Tibia lateral, Zone 3	zementiert		zementfrei	
	n	%	n	%
0 mm	33	86,6	44	91,7
1 mm	1	2,6	4	8,3
2 mm	4	10,5	-	-
3 mm	-	-	-	-
Gesamt	38	100	48	100

Tab. 3.14: Radiologische Lysesäume an der Tibia, lateraler Strahlengang, Zone 3

Lysesäume, Tibia a.-p., Zone 1	zementiert		zementfrei	
	n	%	n	%
0 mm	35	92,1	41	85,4
1 mm	1	2,6	4	8,3
2 mm	1	2,6	3	6,3
3 mm	1	2,6	-	-
Gesamt	38	100	48	100

Tab. 3.15: Radiologische Lysesäume an der Tibia, a.-p. Strahlengang, Zone 1

Lysesäume, Tibia a.-p., Zone 2	zementiert		zementfrei	
	n	%	n	%
0 mm	36	94,7	34	79,2
1 mm	-	-	6	12,5
2 mm	2	5,3	4	8,3
3 mm	-	-	-	-
Gesamt	38	100	48	100

Tab. 3.16: Radiologische Lysesäume an der Tibia, a.-p. Strahlengang, Zone 2

Lysesäume, Tibia a.-p., Zone 3	zementiert		zementfrei	
	n	%	n	%
0 mm	29	76,3	38	79,2
1 mm	5	13,2	6	12,5
2 mm	3	7,9	4	8,3
3 mm	1	2,6	-	-
Gesamt	38	100	48	100

Tab. 3.17: Radiologische Lysesäume an der Tibia, a.-p. Strahlengang, Zone 3

Lysesäume, Tibia a.-p., Zone 4	zementiert		zementfrei	
	n	%	n	%
0 mm	31	81,6	46	95,8
1 mm	3	7,9	-	-
2 mm	4	10,5	1	2,1
3 mm	-	-	1	2,1
Gesamt	38	100	48	100

Tab. 3.18: Radiologische Lysesäume an der Tibia, a.-p. Strahlengang, Zone 4

4 Diskussion

Die vorliegende Studie untersuchte mit Hilfe eines retrospektiven Studiendesigns sowohl anhand klinischer als auch radiologischer Daten die Frage, welche Verankerung, zementiert oder zementfrei, die besten mittelfristigen Ergebnisse liefert. Im Ergebnis zeigten sich keine Unterschiede in der radiologischen Auswertung. Weder die zementierte noch die zementfreie Verankerung zeigte signifikant häufiger Lysesäume. Es ließ sich lediglich ein Trend zu häufigeren Lysesäumen in der zementfreien Gruppe zeigen, der eventuell im Langzeitverlauf noch zu statistisch nachweisbaren Unterschieden führen kann.

Die beiden Studiengruppen unterschieden sich allerdings in den erreichten klinischen Scores und in der gemessenen Lebensqualität voneinander. Hier zeigte die zementfrei versorgte Gruppe signifikant bessere Ergebnisse als die zementiert versorgte Gruppe.

4.1 Diskussion der Methodik

Die vorliegende Studie wurde retrospektiv durchgeführt. Diese Tatsache ergibt sich zu einem aus Gründen der zeitlichen Praktikabilität für die Durchführung der Studie und zum anderen aus der Tatsache, dass überhaupt nur sehr wenige Prothesenmodelle auf dem Markt sind, die bei gleichem Design sowohl die zementierte als auch die zementfreie Verankerung erlauben.

Ein prospektiv-randomisiertes Studiendesign könnte die Aussagekraft einer Studie erhöhen, ist aber derzeit nicht praktikabel, da die meisten Operateure entweder die eine oder die andere Verankerungsmethode präferieren. Eine gemischte Anwendung von zementierter und zementfreier Verankerung, wie dem Operateur der vorliegenden Studie findet sich sehr selten.

Die beiden Patientenkollektive unterschieden sich signifikant im

Durchschnittsalter. Auch dies ist durch die Indikationsstellung zu erklären. Ältere, weniger aktive Patienten, denen ein schlechteres Einwachsverhalten der Prothese unterstellt wurde, wurden mit einer zementierten Prothese versorgt und jüngere, aktive Patienten wurden mit einer zementfreien Prothese versorgt. Für dieses Vorgehen gibt es keine evidenzbasierten Grundlagen, aber viele Operateure leiteten diese Differentialindikationen aus den Erfahrungen der Hüfttotalendoprothetik ab. Diese Unterschiede im Alter haben ebenfalls Auswirkungen auf die klinischen Ergebnisse und die Lebensqualität der Patienten, ohne dass diese Effekte der Prothese zugeschrieben werden können.

Eine weitere methodologische Einschränkung findet sich in der radiologischen Messmethode. Hier kam die etablierte Methode der American Knee Society nach Ewald zum Einsatz (25), welche einzelne subprothetische Zonen auf Lysesäume untersucht. Ein Kritikpunkt an der angewandten Technik ist, dass die zugrunde liegenden Röntgenuntersuchungen in standardisierter Technik durchgeführt wurden. Hierdurch kann nicht sichergestellt werden, dass entweder die femorale oder häufiger die tibiale Komponente nicht in Verkippung aufgenommen wurden. Werden die Komponenten in Verkippung aufgenommen, dann kann man speziell das Interface zwischen Zement und Prothese bzw. Knochen und Prothese nur bedingt beurteilen. Einige Autorengruppen fordern daher zwingend die durchleuchtungsgestützte Ausrichtung des Kniegelenks in einer Weise, dass die Röntgenstrahlen parallel zur untersuchten Grenzschicht verlaufen, bevor das endgültige Röntgenbild ausgelöst wird (78, 92).

Diese Einschränkung kann der Grund für den fehlenden Nachweis von röntgenologisch sichtbaren Lysesäumen sein. Allerdings erfordert die vorgenannte Aufnahmetechnik, die derzeit keinen Standard in Deutschland darstellt, eine Mehrbelastung durch Röntgenstrahlung sowohl für den Patienten als auch für den Röntgenassistenten, dass im Rahmen einer prospektiven Studie sicherlich ein Ethikvotum und eine Erlaubnis des Bundesamtes für Strahlenschutz vorliegen müsste. Daher wurde im Rahmen dieser retrospektiven Studie darauf verzichtet.

4.2 Diskussion der klinischen Ergebnisse

In der vorliegenden Studie unterschieden sich die beiden Studiengruppen in den erreichten klinischen Scores und in der gemessenen Lebensqualität voneinander. Hier zeigte die zementfrei versorgte Gruppe signifikant bessere Ergebnisse als die zementiert versorgte Gruppe.

Die guten klinischen Ergebnisse in der vorliegenden Studie decken sich mit anderen Studien (21, 66). Bei der unikompartimentellen Arthrose ist die Implantation eines unikondylären Oberflächenersatzes eine Methode, die eine gute Schmerzlinderung und eine verbesserte Funktion erzielen kann.

Die in der Studie aufgedeckten Unterschiede zwischen den Gruppen lassen sich nur schwer mit den unterschiedlichen Prothesentypen und Verankerungstechniken erklären. Insbesondere vor dem Hintergrund, dass beide Gruppen in der radiologischen Untersuchung keine Unterschiede zeigten, kann die Verankerungstechnik für die klinischen Unterschiede nicht kausal sein. Ebenso konnten auch andere Studien, die sich mit Totalendoprothesen beschäftigten, keine Hinweise liefern, dass verschiedene Prothesentypen auch unterschiedliche klinische Ergebnisse liefern.

In der vorliegenden Studie ist der wahrscheinlichste Grund für die klinische Überlegenheit der zementfreien Gruppe in dem signifikanten Altersunterschied der Patientengruppen zu finden. Es ist aus vorherigen Studien bekannt, dass die üblichen klinische Scores, die zur Überprüfung klinischer Ergebnisse nach Knieoperationen eingesetzt werden, unabhängig von einer Erkrankung des Kniegelenks mit dem zunehmenden Patientenalter abnehmen (29).

Forsythe et al. (28) kamen zu ähnlich guten klinischen Ergebnissen bei zementfreien unikondylären Schlittenprothese. Er untersuchte 51 Patienten welche im Zeitraum von 1989 bis 1997 insgesamt 57 Schlittenprothesen implantiert bekommen hatten. Es zeigte sich, dass die Faktoren Alter, Gewicht, Geschlecht keinen Einfluss auf das Bewegungsausmaß und auf die klinischen Scores (KSS) hatten. Er konnte allerdings zeigen, dass die

Patienten mit einem Lysesaum größer als 1mm schlechtere klinische Scores aufwiesen.

Argenson et al. (2) untersuchte in einer prospektiven Studie 160 Patienten in einem nach einem Zeitraum von 3-10 Jahren. 146 Patienten hatten die Diagnose Gonarthrose des anteromedialen Kompartiments und 14 eine Osteonekrose. Das Durchschnittsalter betrug zum Zeitpunkt der Implantation 66 (35a-88a). Das Durchschnittsgewicht betrug 75 kg (48-140). Implantiert wurden jeweils zementierte Schlitten der Firma Zimmer (Miller Galante, metal-backed). Die klinischen Scores wurden prä- und postoperativ erhoben. Der HSS stieg von präoperativ 59 auf 96 postoperativ. Die 10-Jahres-Überlebensrate nach Kaplan-Meier ergab ein Ergebnis von 94%(± 3%). Es wurde von drei Revisionen berichtet bei denen es zur Ausbildung einer Arthrose des lateralen Kompartiments gekommen ist. Zwei weitere wurden Aufgrund eines Abriebs des Polyethylen-Inlays revidiert. Keine Prothese musste aufgrund einer Lockerung gewechselt werden. Bezüglich der Zufriedenheit gaben 147 ein sehr gutes Ergebnis an, 8 ein gutes, drei ein zufriedenstellendes und zwei waren unzufrieden. Bei der Schmerzevaluation zeigte sich das 141 Patienten völlig Schmerzfrei waren, 12 leichte Schmerzen angaben, 6 empfanden diese als erträglich und einer gab persistierende Beschwerden an.

In einer ähnlichen Studie untersuchten Magnussen et al. (61) anhand des HSS und des knee disability assessment sheet score 51 Patienten. Diesen wurden im Zeitraum von Oktober 1985 und Dezember 1986 ein zementfreier unikondylärer Oberflächenersatz vom Typ PCA implantiert. Insgesamt erhielten 9 einen lateralen Oberflächenersatz und 42 einen medialen. Eingeschlossen in die Studie wurden jeweils ältere Patienten mit einer unikondylären Arthrose. Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung betrug das Durchschnittsalter 69 Jahre (50-85a) und es waren mindestens 24 Monate postoperativ vergangen (24-40 Monate). Drei Patienten waren zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung nicht mehr aufzufinden. In der Auswertung der klinischen Scores zeigte sich das die lateral implantierten Endoprothesen zu 100% (9/9) ein gutes Ergebnis hatten. In der medialen Gruppe hatten 88%

(37/42) ein gutes Ergebnis, zwei ein zufriedenstellendes und drei ein schlechtes Ergebnis.

In einer aktuelleren Studie untersuchten Keblish et al. (49) in einer multizentrischen Studie 177 unikondyläre Endoprothesen. An dem Zentrum in den USA nahmen insgesamt 137 Patienten teil, mit einem Nachuntersuchungszeitraum von 7-19 Jahren. Das andere Zentrum in Frankreich rekrutierte 40 Patienten mit einem Nachuntersuchungszeitraum von 5-10 Jahren. Die Einschlusskriterien waren eine unikompartimentelle Arthrose, eine zu korrigierende Fehlstellung in den gehaltenen Röntgenaufnahmen, ein intaktes vorderes Kreuzband, kein Streckdefizit, keine entzündliche Erkrankungen und kooperationswillige Patienten. Die Studie wurde prospektiv ohne Kontrollgruppe durchgeführt. Die Patienten wurde im Rahmen des stationären Aufenthaltes radiologisch und klinisch untersucht sowie 6 Monate und drei Jahre später nachuntersucht. Des Weiteren fand beim Auftreten von Komplikationen eine weitere klinische und radiologische Untersuchung statt. Zur Auswertung dienten speziell angefertigte Röntgen Aufnahmen in gehaltener Weise (Valgus / Varus, Extension / Flexion) und ein modifizierter HSS Score (New Jersey Score). Zu 70% waren Frauen von einer unikondylären Arthrose betroffen und 30% Männer. Das Durchschnittsalter betrug 68 Jahre (52-87 Jahre). Das Gewicht lag im Schnitt bei 179 Pfund (104-271). Bei der Indikation war die Hauptdiagnose eine Arthrose in 158 Fällen, bei vier Patienten zeigte sich postoperativ das sie an einer rheumatoiden Arthritis litten und 15 Patienten an einer Osteonekrose. Insgesamt wurden 158 mediale und 19 laterale unikondyläre Endoprothesen (LCS) implantiert. Bei der Auswertung der klinischen Scores zeigten 82% gute bis sehr gute Ergebnisse und 18% zufrieden stellende bis schlechte Ergebnisse. Des Weiteren kam es zu einem Anstieg des HSS von 60 präoperativ auf 89.6 postoperativ. Das Bewegungsausmaß steigerte sich von 116° auf 123°, weitere Parameter wie die Kraft stiegen von vier auf 7, die Stabilität steigerte sich von fünf auf zehn. An Komplikationen gab es eine tiefe Beinvenenthrombose und zwei Infektionen (keine Indikation zur Revision). Insgesamt kam es zu 32

operativen Revisionen (Inlay Problematik). 17 wurden auf einen trikompartimentellen Oberflächenersatz gewechselt. Die Fehlerrate der medialen UKA's unterschied sich nicht signifikant von den lateralen (16%). Die höchste Fehlerrate(18%) entstand aufgrund von Polyethylen Abrieb.

Zusammenfassend liegen die klinischen Ergebnisse der vorliegenden Studie in einen auch in der Literatur zu findenden Rahmen. Die schlechteren klinischen Ergebnisse der zementierten Gruppe erklären sich mit an Sicherheit grenzender Wahrscheinlichkeit ausschließlich durch die verschiedenen Altersgruppen und sind nicht durch die Fixationsmethode bestimmt.

4.3 Diskussion der Aktivität

In der vorliegenden Studie wurde die körperliche Aktivität mit Hilfe des UCLA-Scores ausschließlich zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung bei relativ hohem durchschnittlichem Patientenalter gemessen. Hier zeigte die zementierte Gruppe mit durchschnittlich 4,29 (SA 1,39, Spanne 2-7) einen signifikant niedrigeren Wert als die zementfreie mit durchschnittlich 5,42 (SA 1,70, Spanne 2-10) im UCLA-Score.

Magnussen et al. (61) untersuchten die sportliche Aktivität ihrer Patienten nur deskriptiv. Diese gaben an, dass sie im Durchschnitt nach 6 Monaten (3-18 Mo.) wieder sportlich aktiv waren (Bowlen, Golf).

Walton et al. verglichen die sportlichen Aktivitäten von Patienten nach unikompartimenteller Prothese mit denen von Patienten nach Totalendoprothese mit Hilfe eigener Evaluationsbögen (91). Sie fanden heraus, dass die Patienten nach Schlittenprothese zwar ein deutlich höheres sportliches Niveau erreichten, aber hierfür den gleichen postoperativen Zeitraum benötigten.

Fuchs und Mitarbeiter (30) untersuchten die Aktivitäten nach unikompartimenteller Prothese mit Hilfe der Ganganalyse und

Elektromyographie. Sie fanden heraus, dass die minimal-invasiv implantierten Prothesen funktionelle Ergebnisse lieferten, die einem altersentsprechendem gesunden Kniegelenk entsprachen.

Nur eine einzige Studie benutzt ebenfalls den UCLA-Score, um die Aktivität nach unikompartimenteller Knieendoprothese zu beschreiben (27). Die untersuchten 66 Patienten waren allerdings mit durchschnittlich 66 Jahren deutlich jünger als die in der vorliegenden Studie untersuchten Patienten. Sie fanden einen durchschnittlichen postoperativen UCLA-Score von 6,5. Präoperativ betrug dieser Wert nur 4,2 im Durchschnitt. Im direkten Vergleich erzielt die zementierte Patientengruppe der vorliegenden Studie also lediglich den präoperativen Wert der jungen Patientengruppe.

Der Erklärungsansatz liegt in Analogie zu den o.g. klinischen Ergebnissen wieder im Alter der Patientengruppen. Auch wenn UCLA Studien zur Altersabhängigkeit noch fehlen, so ist offensichtlich, dass im Schnitt 83-jährige eine niedrigere Aktivität aufweisen als 66-jährige. Ebenso erklären sich die signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Patientengruppen.

4.4 Diskussion der Lebensqualität

Die gesundheitsbezogene Lebensqualität wurde in der vorliegenden Studie mit dem SF-36 gemessen, welcher einen etablierten und validierten Standard darstellt. Hier zeigte sich, dass die Patientengruppe, welche mit zementierten Prothesen versorgt worden war, in den Untereinheiten Körperliche Funktionsfähigkeit, Vitalität, Soziale Funktionsfähigkeit und in der Körperlichen Summenskala signifikant schlechtere Werte aufwies als die zementfreie Gruppe.

Die Abbildung 3.1 liefert bereits einige Erklärungen für dieses Phänomen. Hier ist eine Vergleichsgruppe aus der westdeutschen Gesamtbevölkerung mit eingezeichnet, die im Alter der jüngeren, zementfreien Patientengruppe entspricht. In der qualitativen Kurvenanalyse fällt auf, dass die jüngeren Patienten in den psychischen Subskalen durchaus Werte erreichen, die der

Vergleichsgruppe entspricht. Lediglich in den körperlich betonten Skalen liegen sie unterdurchschnittlich, was durch die Kniegelenkserkrankung erklärt werden kann. Die durchschnittlich 8 Jahre ältere, zementierte Gruppe zeigt im Vergleich zu den jüngeren, zementfreien Patienten, aber auch zur Vergleichsbevölkerung, welche ebenfalls im Schnitt 10 Jahre jünger ist, signifikante Abweichungen.

In der vorliegenden Studie erklärt sich die Überlegenheit der zementfreien Gruppe gegenüber der zementierten in einigen Subskalen des SF-36 daher in Analogie zu den klinischen Ergebnissen und der Aktivität am ehesten durch den Altersunterschied als durch die unterschiedlichen Verankerungsmethoden.

4.5 Diskussion der radiologischen Ergebnisse

Die vorliegende Studie konnte keinen signifikanten Unterschied in den radiologischen Lysesäumen zwischen den zementierten und den zementfreien Prothesen finden. Lediglich in Zone 2 im a.-p. Strahlengang zeigte sich ein Trend zu einem häufigeren Auftreten von radiologischen Lysesäumen in der zementfreien Gruppe. Einschränkend muss man feststellen, dass die angefertigten Röntgenbilder nicht speziell ausgerichtet wurden, um einen zum Tibiaplateau parallelen Strahlengang zu erzeugen, der für eine sichere Beurteilung des Übergangs zwischen Prothese und Knochen nötig ist.

Forsythe (28) untersuchte 51 Patienten welche im Zeitraum von 1989 bis 1997 insgesamt 57 Schlittenprothesen implantiert bekommen hatten. Er konnte in der radiologischen Auswertung zeigen, dass die Patienten mit einem Lysesaum größer als 1mm einen schlechtere klinische Scores aufwiesen.

Im Vergleich zu den zementierten Implantaten, zeigten sich bei den zementfreien femoralen Kompartimenten geringere Lysesäume. Bei den Tibiae hingegen wiesen die zementfreien mehr Lysesäume auf als die

zementierten (50%, Zone 1). Die Revisionsrate lag bei 1.8%.

Argenson et al. (2) untersuchte in einer prospektiven Studie 160 Patienten in einem nach einem Zeitraum von 3-10 Jahren. Implantiert wurden jeweils zementierte Schlitten der Firma Zimmer (Miller Galante, metal-backed). In der radiologischen Auswertung wurden Lysesäume nur bei 22 Kniegelenken und hier nur tibial beobachtet. Eine Korrelation dieser Lysesäume zu den klinischen Ergebnissen fand sich nicht.

In einer ähnlichen Studie untersuchten Magnussen et al. (61) 51 Patienten mit 9 lateralen und 42 medialen Schlittenprothesen. Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung betrug das Durchschnittsalter 69 Jahre (50-85a) und es waren mindestens 24 Monate postoperativ vergangen (24-40 Monate). In der radiologischen Auswertung zeigte sich bei 6 femoralen Implantaten ein Lysesaum >1 mm <2mm. Tibial zeigten sich bei drei Implantaten ein Lysesaum >1mm und <2mm. Hier ist kritisch anzumerken das der Untersuchungszeitraum sehr kurz ist. Auch genaue Angaben der Lysesäume in Bezug auf die Lage des Implantates fehlen (med/lat). Ebenso fehlen Korrelationen bezüglich der Lysesäume und der klinischen Scores .

Die Frage nach der besten Fixation einer unicondylären Schlittenprothese ist aus der Literatur nicht mit endgültiger Sicherheit zu beantworten. Es existieren Studien, die anhand von nicht-randomisierten Patientengruppen ohne Vergleichskohorte oder auch mit Vergleichskohorte sowohl für die zementfreie als auch die zementierte Verankerung gute Verläufe belegen können.

Für die zementfreie Verankerung spricht hier vor allem die Studie von Forsythe et al. (28).

Forsythe et al. (28) untersuchten 51 Patienten welche im Zeitraum von 1989 bis 1997 insgesamt 57 Schlittenprothesen implantiert bekommen hatten. Er konnte in der radiologischen Auswertung zeigen, dass die Patienten mit einem Lysesaum größer als 1mm schlechtere klinische Scores aufwiesen. Im Vergleich zu den zementierten Implantaten, zeigten sich bei den zementfreien femoralen Kompartimenten geringere Lysesäume. Bei den

Tibiae hingegen wiesen die zementfreien mehr Lysesäume auf als die zementierten (50%, Zone 1). Die Revisionsrate lag bei 1.8%. Im Untersuchungszeitraum waren keine vermehrten Lockerungen aufgetreten, daher folgern die Autoren, dass die beiden Fixationstechniken gleichwertig sind, fordern aber eine randomisierte Studie, die einen Vergleich von zementierten, zementfreien und hybridfixierten (Femur zementfrei, Tibia zementiert) Schlittenprothesen vornimmt.

Für die zementierte Verankerung stehen die Studien von Miskovsky et al., Bert et al., Bernasek et al., Magnussen und Bartlett, Therbo et al., Skyrme et al., Lindstrand et al., Keblish und Briard und Cameron und Jung (6, 7, 13, 49, 58, 59, 61, 68, 82, 86).

Eine experimentelle Studie beschäftigte sich mit der Zementiertechnik von unikompartimentellen Prothesen (68). Miskovsky et al. fanden in einer biomechanischen Studie heraus, dass nur eine Zementierung in eine mit mehreren Bohrlöchern und mit gepulster Lavage vorbereitete Spongiosafläche eine dauerhafte Fixation erzielen kann.

Bert untersuchte in einer retrospektiven Studie 100 seiner Schlittenprothesen, die er zwischen 1985 und 1987 implantiert hatte. Von den noch lebenden 95 Patienten hatten 85 eine zementierte Version und 10 eine zementfreie Version eines fixed-bearing Implantats erhalten (7). Er fand in der zementfreien Gruppe 2 gelockerte Komponenten (20%), die in den ersten beiden postoperativen Jahren gewechselt werden mussten. In der zementierten Gruppe gab es keinen einzigen Versager wegen der Fixation, aber 10 Patienten mussten innerhalb des 10-Jahres-Nachuntersuchungszeitraums wegen Arthroseprogression im lateralen Kompartiment zu einer totalen Knieprothese gewechselt werden.

Bernasek et al. (6) untersuchten 29 Patienten, die zwischen 1984 und 1985 33 zementfreie PCA-Schlittenprothese (Howmedica) erhalten hatten. Sie fanden nach nur 3 Jahren eine Lockerung in 11 von 33 Implantaten sowohl auf der tibialen aber auch der femoralen Seite und gaben die Verwendung der zementfreien Fixation zu Gunsten der Zementierung wieder auf.

Magnussen und Bartlett (61) verwendeten die gleiche Prothese (PCA, Howmedica) in zementfreier Technik. Sie untersuchten 54 Prothesen in 50 Patienten, die zwischen 1985 und 1986 implantiert wurden, nach mindestens 2 Jahren nach der Operation. Sie erreichten 51 Patienten, nur 3 Patienten waren nicht mehr erreichbar. Nur eine Prothese musste wegen einer tibialen Lockerung, 2 Prothesen wegen lateralem Arthroseprogress gewechselt werden. Die Autoren nehmen insbesondere zur Studie von Bernasek et al. (8) Stellung und betonen, dass nur eine schlechte Patientenauswahl zu schlechten Ergebnissen führen kann.

Ebenfalls aus den 1980er Jahren stammt eine experimentelle Studie von Kaiser und Whiteside (47). Die Autoren untersuchten die initiale Fixationskraft bei unicondylären Prothesen, die einmal nur mit einem zementfreien PEG, einmal zusätzlich mit Schrauben fixiert wurden. Ihre experimentellen Daten zeigten, dass eine zusätzliche Schraubenfixation bessere Ergebnisse lieferte.

Therbo et al. untersuchten, ob die präoperative Knochendichte Einfluss auf die Revisionsrate nach unicondylären Schlittenprothesen hatte (86). Ohne dass die Autoren prädiktive Faktoren benennen konnten, berichteten sie dennoch über 12 Wechsel bei ursprünglich 21 Prothesen (57%) nach 12 Jahren, die alle auf einer Prothesenlockerung der PCA-Prothese (Howmedica) beruhten. Offensichtlich ist insbesondere dieses Prothesendesign von erheblichen Lockerungsraten bei zementfreier Verwendung betroffen.

Dies bestätigen auch Skyrme et al. (82). Sie untersuchten nach 5-9 Jahren 26 PCA-Prothesen und fanden eine Lockerung bei 42% der Fälle.

Lindstrand et al. untersuchten ebenfalls die Ergebnisse der PCA-Prothese, die zwar ohne Randomisierung, aber zumindest im Vergleich zwischen zementierter und zementfreier Fixation beschrieben wurden (58, 59). In den 4-Jahres-Ergebnissen zeigte sich hier noch kein Unterschied zwischen den Fixationstechniken (58). In den 4-8-Jahres-Ergebnissen zeigten sich jedoch neben der erheblichen Abriebproblematik des fixed-bearing-Designs auch eine signifikant höhere Lockerungsrate bei den zementfreien Implantaten

gegenüber den zementierten (7, 2, 59).

Diese Ergebnisse decken sich mit den verfügbaren Studien über die Verankerungstechniken bei Knieendoprothesen. Es existieren einige Studien aus Zentren, in denen Knieendoprothesen ausschließlich zementfrei implantiert werden, die eine sehr gute Haltbarkeit belegen (96). Die Analyse des schwedischen Knieprothesenregisters aus dem Jahr 2001 (79) zeigt, dass zumindest für die totalen Knieendoprothesen klar bewiesen ist, dass die zementfreien Tibiakomponenten eine signifikant höhere Revisionsrate haben als die zementierten. Für die zementfreien unikompartimentellen Prothese kann hier keine Auskunft gegeben werden, da die Zahlen der zementfreien Prothesen in Schweden sehr gering sind. Als Konsequenz stellten fast alle Kliniken in Schweden auf eine Zementierung um, so dass schon im nächsten 5-Jahres-Zeitraum keine statistische Auswertung aufgrund mangelnder zementfreier Prothesen mehr möglich war. Keblish und Briard berichteten über eine große Anzahl von unikompartimentellen LCS mobile-bearing Prothesen (49). Von 177 Prothesen waren 72% zementfrei und 28% zementiert implantiert worden. Sie fanden heraus, dass der Hauptgrund für eine Revision der Polyethylenverschleiß war. Eine Lockerung der Femurkomponente war nur in einem und eine Lockerung der Tibiakomponente war nur in 5 von 177 Fällen zu beobachten. Alle aseptischen Lockerungen fanden sich aber in der zementfreien Gruppe.

Cameron und Jung berichteten über die ICLH-Prothese, die eine zementfreie Polyethylen-Tibiakomponente verwendet (13). Nach nur 4,5 Jahren Nachuntersuchungszeitraum waren in einem relativ alten Patientenkollektiv (durchschnittlich 73 Jahre bei der Operation) bereits 5 von 18 Prothesen (28%) wegen einer tibialen Lockerung gewechselt. Sie empfahlen die Verwendung nur für Patienten mit einer relativ kurzen Lebenserwartung.

Es überwiegen in der Literatur Studien, die entweder eine signifikant höhere Lockerungsrate oder einen Trend zu vermehrtem Auftreten von radiologischen Lysesäumen sehen. Allerdings muss hierzu auch einschränkend festgestellt werden, dass diese schlechten Ergebnisse für die zementfreie

Schlittenprothetik fasst alle mit einem einzigen, heutzutage veralteten Prothesendesign (PCA) oder mit einer all-poly Tibia (ICLH) erzielt wurden. Bereits die experimentelle Studie von Kaiser und Whiteside zeigte auf, dass durch veränderte Verankerungsmechanismen zumindest eine verbesserte initiale Fixation erzielt werden kann. Es fehlen Studien, die sich mit den modernen zementfreien Implantaten beschäftigen und insbesondere Studien, in denen die in dieser Arbeit verwendeten Implantate untersucht wurden, fehlen bis heute vollständig.

Es existiert bis heute auch keine einzige Studie, die mit Hilfe eines prospektiv-randomisierten Studiendesigns die Frage nach der Verankerung bei unikompartimentellen Knieendoprothesen untersuchte.

4.6 Zusammenfassung und Schlussfolgerung

Die vorliegende Studie untersuchte anhand eines vorhandenen Patientenkollektivs in einem retrospektiven Design, welche Unterschiede zwischen zementierten und zementfreien unikompartimentellen Knieendoprothesen bestehen. Das Augenmerk lag neben den klinischen Ergebnissen auf der Lebensqualität und den radiologischen Lysesäumen auf den letzten erhältlichen Röntgenbildern. Insgesamt wurden 106 Patienten eingeschlossen, von denen 42 eine zementierte und 64 eine zementfreie Prothese erhalten hatten. In der zementfreien Gruppe wurden 3 verschiedene Implantate zusammengefasst.

Es zeigte sich, dass bedingt durch die differentielle Indikationsstellung zum Zeitpunkt der Operation, die zementfreie Gruppe signifikant jünger war als die zementierte. Hieraus folgte, dass die klinischen Ergebnisse und die Lebensqualität in der zementfreien Gruppe ebenfalls signifikant besser waren, ohne dass ein Zusammenhang mit der Fixationsmethode belegt werden konnte. In der radiologischen Auswertung zeigten sich keine signifikanten Unterschiede im Auftreten von Lysesäumen, wenngleich ein Trend zu mehr Lysesäumen in der zementfreien Gruppe zu sehen war. Dies

ist umso bemerkenswerter, als die zementfreie Gruppe eine signifikant höhere Aktivität als die zementierte Gruppe aufweist.

Die vorliegende Studie reiht sich damit in eine Folge von Studien ein, die keinen entscheidenden Vorteil für die Verwendung von zementfreien Implantaten belegen. Die meisten vergleichenden Studien zeigen eine hohe bzw. eine im Vergleich zu zementierten Prothesen erhöhte aseptische Lockerungsrate bei gleichen klinischen Ergebnissen. Einige Studien, die keine erhöhte Lockerung zeigen konnten, da das Nachuntersuchungsintervall relativ kurz war, zeigen wie die vorliegende Studie ein vermehrtes Auftreten von Lysesäumen.

Zusammengefasst können sowohl die Ergebnisse der vorliegenden Studie als auch die bekannten Literaturergebnisse keinen Vorteil der zementfreien Verankerung von unikompartimentellen Knieendoprothesen belegen. Bei guten klinischen Ergebnissen verbleiben Bedenken über eine verfrühte aseptische Lockerung, die eine generelle Verwendung der zementfreien Fixation, ähnlich wie in der Totalendoprothetik, ausschließen.

5 Literaturverzeichnis

1. **Aglietti P**, Windsor RE, Buzzi R, Insall JN. Arthroplasty for the stiff or ankylosed knee. *J Arthroplasty*. 1989;4(1):1-5.
2. **Argenson JN**, Parratte S, Flecher X, Aubaniac JM. Unicompartmental Knee Arthroplasty: Technique Through a Mini-incision. *Clin Orthop Relat Res*. 2007 May 24.
3. **Bankston AB**, Keating EM, Ranawat C, Faris PM, Ritter MA. Comparison of polyethylene wear in machined versus molded polyethylene. *Clin Orthop Relat Res*. 1995 Aug(317):37-43.
4. **Bartel DL**, Bicknell VL, Wright TM. The effect of conformity, thickness, and material on stresses in ultra-high molecular weight components for total joint replacement. *J Bone Joint Surg Am*. 1986 Sep;68(7):1041-51.
5. **Bayne O**, Langer F, Pritzker KP, Houpt J, Gross AE. Osteochondral allografts in the treatment of osteonecrosis of the knee. *Orthop Clin North Am*. 1985 Oct;16(4):727-40.
6. **Bernasek TL**, Rand JA, Bryan RS. Unicompartmental porous coated anatomic total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 1988 Nov(236):52-9.
7. **Bert JM**. 10-year survivorship of metal-backed, unicompartmental arthroplasty. *J Arthroplasty*. 1998 Dec;13(8):901-5.
8. **Bombardier C**, Melfi CA, Paul J, Green R, Hawker G, Wright J, et al. Comparison of a generic and a disease-specific measure of pain and physical function after knee replacement surgery. *Med Care*. 1995;33(4 Suppl):AS131-44.
9. **Broughton NS**, Newman JH, Baily RA. Unicompartmental replacement and high tibial osteotomy for osteoarthritis of the knee. A comparative study after 5-10 years' follow-up. *J Bone Joint Surg Br*. 1986 May;68(3):447-52.
10. **Buechel FF**, Pappas MJ. Long-term survivorship analysis of cruciate-sparing versus cruciate-sacrificing knee prostheses using meniscal bearings. *Clin Orthop Relat Res*. 1990 Nov(260):162-9.
11. **Bullinger M**. German translation and psychometric testing of the SF-36

Health Survey: preliminary results from the IQOLA Project. International Quality of Life Assessment. Soc Sci Med. 1995;41(10):1359-66.

12. Callaghan JJ, Insall JN, Greenwald AS, Dennis DA, Komistek RD, Murray DW, et al. Mobile-bearing knee replacement: concepts and results. Instr Course Lect. 2001;50:431-49.

13. Cameron HU, Jung YB. Clinical results with an uncemented plastic tibial component in unicompartamental knee replacement. Can J Surg. 1988 Jul;31(4):256-8.

14. Campbell WC. Interposition of vitallium plates in arthroplasties of the knee. Preliminary report. By Willis C. Campbell, 1940 [classical article]. Clin Orthop. 1988(226):3-5.

15. Cartier P, Cheaib S. Unicondylar knee arthroplasty. 2-10 years of follow-up evaluation. J Arthroplasty. 1987;2(2):157-62.

16. Charnley J. The long-term results of low-friction arthroplasty of the hip performed as a primary intervention. J Bone Joint Surg Br. 1972 Feb;54(1):61-76.

17. Chatain F, Marin F, Lavaste F, Skalli W, Neyret P. [Influence of the height of the joint space on the three-dimensional kinetics of total knee prostheses and behavior of the lateral ligaments: an in vitro study]. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 2002 Dec;88(8):803-11.

18. Chesnut WJ. Preoperative diagnostic protocol to predict candidates for unicompartamental arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. 1991 Dec(273):146-50.

19. Davis MA. Epidemiology of osteoarthritis. Clin Geriatr Med. 1988 May;4(2):241-55.

20. Diduch DR, Insall JN, Scott WN, Scuderi GR, Font-Rodriguez D. Total knee replacement in young, active patients. Long-term follow-up and functional outcome. J Bone Joint Surg Am. 1997;79(4):575-82.

21. Endres S, Steinheiser E, Wilke A. [Minimally Invasive Stryker-Osteonics unicondylar knee prosthesis with metal-backed tibia component: a 5-year follow-up]. Z Orthop Ihre Grenzgeb. 2005 Sep-Oct;143(5):573-80.

22. Engelbrecht E, Siegel A, Rottger J, Buchholz HW. Statistics of total knee

replacement: partial and total knee replacement, design St. Georg: a review of a 4-year observation. Clin Orthop Relat Res. 1976 Oct(120):54-64.

23. Engh GA, Dwyer KA, Hanes CK. Polyethylene wear of metal-backed tibial components in total and unicompartmental knee prostheses. J Bone Joint Surg Br. 1992 Jan;74(1):9-17.

24. Erggelet C, Steinwachs M. Gelenkknorpeldefekte. Darmstadt: Steinkopfverlag; 2001.

25. Ewald FC. The Knee Society total knee arthroplasty roentgenographic evaluation and scoring system. Clin Orthop Relat Res. 1989 Nov(248):9-12.

26. Fergusson CM. The aetiology of osteoarthritis. Postgrad Med J. 1987 Jun;63(740):439-45.

27. Fisher N, Agarwal M, Reuben SF, Johnson DS, Turner PG. Sporting and physical activity following Oxford medial unicompartmental knee arthroplasty. Knee. 2006 Aug;13(4):296-300.

28. Forsythe ME, Englund RE, Leighton RK. Unicondylar knee arthroplasty: a cementless perspective. Can J Surg. 2000 Dec;43(6):417-24.

29. Fuchs S, Friedrich M. [Effect of patient age on use of the knee joint score]. Z Orthop Ihre Grenzgeb. 1999 Jul-Aug;137(4):322-9.

30. Fuchs S, Strosche H, Tinius W, Gierse H, Gebhardt U. Preliminary remarks on a prospective multicenter study of the Repicci minimally invasive unicondylar knee replacement. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2005 Nov;13(8):670-6.

31. Gacon G, Travers V, Barba L, Lalain JJ, Laurencon M, Ray A. [Reoperation after failure of unicompartmental knee prosthesis. Therapeutic strategy and results based on 40 cases]. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 1993;79(8):635-42.

32. Gluck T. Die Invaginationsmethode der Osteo- und Arthroplastik. Berliner Klinische Wochenschrift. 1890;19:732.

33. Goodfellow J, O'Connor J. The mechanics of the knee and prosthesis design. J Bone Joint Surg Br. 1978 Aug;60-B(3):358-69.

34. Goodfellow J, O'Connor J, Murray DW. The Oxford meniscal unicompartmental knee. J Knee Surg. 2002 Fall;15(4):240-6.

- 35. Goodfellow JW**, Kershaw CJ, Benson MK, O'Connor JJ. The Oxford Knee for unicompartmental osteoarthritis. The first 103 cases. *J Bone Joint Surg Br.* 1988 Nov;70(5):692-701.
- 36. Gunston FH.** Polycentric knee arthroplasty. Prosthetic simulation of normal knee movement. *J Bone Joint Surg Br.* 1971 May;53(2):272-7.
- 37. Gunther KP**, Sturmer T, Sauerland S, Zeissig I, Sun Y, Kessler S, et al. Prevalence of generalised osteoarthritis in patients with advanced hip and knee osteoarthritis: the Ulm Osteoarthritis Study. *Ann Rheum Dis.* 1998 Dec;57(12):717-23.
- 38. Hackenbroch M.** Die Arthrosis deformans der Hüfte. Leipzig: Thieme; 1943.
- 39. Hauselmann HJ**, Muff L, Stucki G. [Gonarthrosis--assessment and conservative therapy]. *Ther Umsch.* 1996 Oct;53(10):732-7.
- 40. Hipp EG**, Plötz W, Thiemel G. Orthopädie und Traumatologie. Stuttgart: Thieme; 2003.
- 41. Hood RW**, Wright TM, Burstein AH. Retrieval analysis of total knee prostheses: a method and its application to 48 total condylar prostheses. *J Biomed Mater Res.* 1983 Sep;17(5):829-42.
- 42. Huskisson EC.** Measurement of pain. *Lancet.* 1974 Nov 9;2(7889):1127-31.
- 43. Insall JN**, Ranawat CS, Aglietti P, Shine J. A comparison of four models of total knee-replacement prostheses. *J Bone Joint Surg [Am].* 1976;58(6):754-65.
- 44. Ivarsson I**, Gillquist J. Rehabilitation after high tibial osteotomy and unicompartmental arthroplasty. A comparative study. *Clin Orthop Relat Res.* 1991 May(266):139-44.
- 45. Jerosch J**, Heisel J. Der unikompartimentale Knieersatz. In: Jerosch J, editor. *Knieendoprothetik.* Berlin-Heidelberg-New York: Springer; 1999. p. 101-6.
- 46. Jones RE**, Barrack RL, Skedros J. Modular, mobile-bearing hinge total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2001 Nov(392):306-14.
- 47. Kaiser AD**, Whiteside LA. The effect of screws and pegs on the initial

fixation stability of an uncemented unicondylar knee replacement. *Clin Orthop Relat Res.* 1990 Oct(259):169-78.

48. Kantz ME, Harris WJ, Levitsky K, Ware JE, Jr., Davies AR. Methods for assessing condition-specific and generic functional status outcomes after total knee replacement. *Med Care.* 1992;30(5 Suppl):MS240-52.

49. Keblish PA, Briard JL. Mobile-bearing unicompartmental knee arthroplasty: a 2-center study with an 11-year (mean) follow-up. *J Arthroplasty.* 2004 Oct;19(7 Suppl 2):87-94.

50. Kim W, Rand JA, Chao EYS. Biomechanics of the knee. In: Rand JA, editor. *Total knee arthroplasty* New York: Raven Press; 1993. p. 9-58.

51. Knutson K, Lewold S, Robertsson O, Lidgren L. The Swedish knee arthroplasty register. A nation-wide study of 30,003 knees 1976-1992. *Acta Orthop Scand.* 1994 Aug;65(4):375-86.

52. Kohn D. *Das Knie.* Stuttgart: Thieme; 2000.

53. Kozinn SC, Scott R. Unicondylar knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 1989 Jan;71(1):145-50.

54. Labek G, Bohler N. [Minimally invasive medial unicompartmental knee replacement]. *Orthopade.* 2003 Jun;32(6):454-60.

55. Lewis JL, Askew MJ, Jaycox DP. A comparative evaluation of tibial component designs of total knee prostheses. *J Bone Joint Surg Am.* 1982 Jan;64(1):129-35.

56. Lewold S, Goodman S, Knutson K, Robertsson O, Lidgren L. Oxford meniscal bearing knee versus the Marmor knee in unicompartmental arthroplasty for arthrosis. A Swedish multicenter survival study. *J Arthroplasty.* 1995 Dec;10(6):722-31.

57. Lewold S, Robertsson O, Knutson K, Lidgren L. Revision of unicompartmental knee arthroplasty: outcome in 1,135 cases from the Swedish Knee Arthroplasty study. *Acta Orthop Scand.* 1998 Oct;69(5):469-74.

58. Lindstrand A, Stenstrom A, Egund N. The PCA unicompartmental knee. A 1-4-year comparison of fixation with or without cement. *Acta Orthop Scand.* 1988 Dec;59(6):695-700.

- 59. Lindstrand A**, Stenstrom A, Lewold S. Multicenter study of unicompartmental knee revision. PCA, Marmor, and St Georg compared in 3,777 cases of arthrosis. *Acta Orthop Scand*. 1992 Jun;63(3):256-9.
- 60. Lombardi AV**, Jr., Engh GA, Volz RG, Albrigo JL, Brainard BJ. Fracture/dissociation of the polyethylene in metal-backed patellar components in total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 1988 Jun;70(5):675-9.
- 61. Magnussen PA**, Bartlett RJ. Cementless PCA unicompartmental joint arthroplasty for osteoarthritis of the knee. A prospective study of 51 cases. *J Arthroplasty*. 1990 Jun;5(2):151-8.
- 62. Mankin HJ**, Brand KD. Pathogenesis of osteoarthritis. *Textbook of rheumatology*. Philadelphia: WB Saunders; 1997.
- 63. Marmor L**. The modular knee. *Clin Orthop Relat Res*. 1973 Jul-Aug(94):242-8.
- 64. Mears D**. Mechanical behaviors of real materials. *Materials in Orthopaedic surgery*. Baltimore: Williams & Wilkins 1979. p. 92-106.
- 65. Mears DC**, Hanley EN, Jr., Rutkowski R, Westcott VC. Ferrographic analysis of wear particles in arthroplastic joints. *J Biomed Mater Res*. 1978 Nov;12(6):867-75.
- 66. Meyer M**, Machner A, Pap G, Neumann HW. [Is unicompartmental knee prosthesis a current possibility in primary management of varus gonarthrosis?--A prospective matched-pair study]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*. 2000 May-Jun;138(3):204-8.
- 67. Mirra JM**, Marder RA, Amstutz HC. The pathology of failed total joint arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 1982 Oct(170):175-83.
- 68. Miskovsky C**, Whiteside LA, White SE. The cemented unicompartmental knee arthroplasty. An in vitro comparison of three cement techniques. *Clin Orthop Relat Res*. 1992 Nov(284):215-20.
- 69. Moller JT**, Weeth RE, Keller JO. Unicompartmental arthroplasty of the knee. Cadaver study of tibial component placement. *Acta Orthop Scand*. 1985 Apr;56(2):115-9.
- 70. Moller JT**, Weeth RE, Keller JO, Nielsen S. Unicompartmental

arthroplasty of the knee. Cadaver study of the importance of the anterior cruciate ligament. *Acta Orthop Scand*. 1985 Apr;56(2):120-3.

71. Murray DW, Goodfellow JW, O'Connor JJ. The Oxford medial unicompartmental arthroplasty: a ten-year survival study. *J Bone Joint Surg Br*. 1998;80(6):983-9.

72. Otte P. [The nature of coxarthrosis and principles of its management]. *Dtsch Med J*. 1969 May 27;20(10):341-6.

73. Pelletier JP, Howell DS. *Etiopathogenesis of osteoarthritis*. Philadelphia: Lea and Febinger; 1993.

74. Pope MH, Fleming BC. *Knee Biomechanics and Materials*. In: Laskin RS, editor. *Total knee replacement*. London Berlin New York: Springer; 1991. p. 25-40.

75. Puhl W, Greiling H, Weber M, Kleesiek K. [Changes in biochemistry and morphology of the synovial fluid and its correlation to prearthrosis (proceedings)]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*. 1978 Aug;116(4):432.

76. Railton GT, Waterfield A, Nunn D, Freeman MA. The effect of a metal-back without a stem upon the fixation of a tibial prosthesis. *J Arthroplasty*. 1990;5 Suppl:S67-71.

77. Ranawat CS, Shine JJ. Duo-condylar total knee arthroplasty. *Clin Orthop*. 1973;94:185-95.

78. Rea P, Short A, Pandit H, Price AJ, Kyberd P, Beard DJ, et al. Radiolucency and migration after Oxford unicompartmental knee arthroplasty. *Orthopedics*. 2007 May;30(5 Suppl):24-7.

79. Robertsson O, Knutson K, Lewold S, Lidgren L. The Swedish Knee Arthroplasty Register 1975-1997: an update with special emphasis on 41,223 knees operated on in 1988-1997. *Acta Orthop Scand*. 2001 Oct;72(5):503-13.

80. Schmalzried TP, Szuszczewicz ES, Northfield MR, Akizuki KH, Frankel RE, Belcher G, et al. Quantitative assessment of walking activity after total hip or knee replacement. *J Bone Joint Surg Am*. 1998 Jan;80(1):54-9.

81. Seedhom BB, Longton EB, Dowson D, Wright V. Biomechanics background in the design of a total replacement knee prosthesis. *Acta Orthop*

Belg. 1973 Jan-Feb;39(1):164-80.

82. Skyrme AD, Mencia MM, Skinner PW. Early failure of the porous-coated anatomic cemented unicompartmental knee arthroplasty: A 5- to 9-year follow-up study. *J Arthroplasty*. 2002 Feb;17(2):201-5.

83. Stern SH, Becker MW, Insall JN. Unicondylar knee arthroplasty. An evaluation of selection criteria. *Clin Orthop Relat Res*. 1993 Jan(286):143-8.

84. Stucki G, Meier D, Stucki S, Michel BA, Tyndall AG, Dick W, et al. [Evaluation of a German version of WOMAC (Western Ontario and McMaster Universities) Arthrosis Index]. *Z Rheumatol*. 1996;55(1):40-9.

85. Svard UC, Price AJ. Oxford medial unicompartmental knee arthroplasty. A survival analysis of an independent series. *J Bone Joint Surg Br*. 2001 Mar;83(2):191-4.

86. Therbo M, Petersen MM, Varmarken JE, Olsen CA, Lund B. Influence of pre-operative bone mineral content of the proximal tibia on revision rate after uncemented knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br*. 2003 Sep;85(7):975-9.

87. Thornhill TS, Scott RD. Unicompartmental total knee arthroplasty. *Orthop Clin North Am*. 1989 Apr;20(2):245-56.

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

89. Volz RG, Nisbet JK, Lee RW, McMurtry MG. The mechanical stability of various noncemented tibial components. *Clin Orthop Relat Res*. 1988 Jan(226):38-42.

90. Walker PS. A biomechanical rationale for a graduated knee prosthesis system [proceedings]. *Bull Hosp Joint Dis*. 1977 Apr;38(1):20.

91. Walton NP, Jahromi I, Lewis PL, Dobson PJ, Angel KR, Campbell DG. Patient-perceived outcomes and return to sport and work: TKA versus mini-incision unicompartmental knee arthroplasty. *J Knee Surg*. 2006 Apr;19(2):112-6.

92. Weale AE, Murray DW, Baines J, Newman JH. Radiological changes five years after unicompartmental knee replacement. *J Bone Joint Surg Br*. 2000 Sep;82(7):996-1000.

93. Weale AE, Newman JH. Unicompartmental arthroplasty and high tibial

osteotomy for osteoarthritis of the knee. A comparative study with a 12- to 17-year follow-up period. *Clin Orthop Relat Res.* 1994 May(302):134-7.

94. Wessinghage D. [Historical aspects of joint prosthesis implantation. A bibliographic study]. *Orthopade.* 2000 Dec;29(12):1067-71.

95. Westacott CI, Sharif M. Cytokines in osteoarthritis: mediators or markers of joint destruction? *Semin Arthritis Rheum.* 1996 Feb;25(4):254-72.

96. Whiteside LA. Long-term followup of the bone-ingrowth Ortholoc knee system without a metal-backed patella. *Clin Orthop Relat Res.* 2001 Jul(388):77-84.

97. Willert HG, Bertram H, Buchhorn GH. Osteolysis in alloarthroplasty of the hip. The role of bone cement fragmentation. *Clin Orthop Relat Res.* 1990 Sep(258):108-21.

98. Zahiri CA, Schmalzried TP, Szuszczewicz ES, Amstutz HC. Assessing activity in joint replacement patients. *J Arthroplasty.* 1998 Dec;13(8):890-5.

6 Danksagung

Für die Unterstützung bei der professionellen Datensammlung danke ich Herrn Wolfgang Roschen.

Für die Betreuung bei der statistischen Auswertung und der Erstellung des Manuskriptes danke ich Herrn Privatdozenten Dr. med. Carsten O. Tibesku.

Ich bedanke mich bei meinen Eltern für ihre Unterstützung in allen Belangen meines bisherigen Werdegangs.

7 Verzeichnis der akademischen Lehrer

Meine akademischen Lehrer an der Westfälischen Wilhelms Universität
Münster waren:

Prof. Dr.med. Hildebrandt
Prof. Dr.med. U. Liljenqvist
Prof. Dr.med. W. Winkelmann,
Prof. Dr.med S. Fuchs-Winkelmann,
Prof. Dr.med. Wittkowski
Dr.med. G. Fischer,
Dr.med. U. Simon,
Dr.med. A. Skuginna,

8 Anhang

8.1 VISUELLE ANALOGSKALA

Name: _____ Vorname: _____ Geb.-Datum:
____.____.19____

Markieren Sie mit einem Strich, wie stark Sie den Schmerz in
Ihrem Kniegelenk zum jetzigen Zeitpunkt empfinden.

0 steht für keinen Schmerz und
10 für den maximal vorstellbaren Schmerz.

0 _____ 10

8.2 HOSPITAL FOR SPECIAL SURGERY SCORE (HSS)

rechts

links

I. Schmerzen: (max. 30 Punkte)			
jederzeit schmerzlos	30		
beim Gehen schmerzlos	15		
leichter Schmerz beim Gehen	10		
mäßiger Schmerz beim Gehen	5		
starker Schmerz beim Gehen	0		
kein Schmerz in Ruhe	15		
leichter Schmerz in Ruhe	10		
mäßiger Schmerz in Ruhe	5		
starker Schmerz in Ruhe	0		_____

II. Funktion: (max. 22 Punkte)			
unbegrenztes Gehen und Stehen	12		
Gehstrecke 500-1000 m und intermittierende Stehfähigkeit (>1/2 h)	10		
Gehstrecke 100-500 m und Stehfähigkeit unter 1/2 h	8		
Gehstrecke geringer als 100 m	4		
völlige Immobilität	0		_____
Treppensteigen	5		
Treppensteigen mit Unterstützung	2		_____
<i>Transfer activity</i>	5		
<i>Transfer activity</i> mit Unterstützung	2		_____

III. Bewegungsumfang: (max. 18 Punkte)			
1 Punkt für alle 8° des Bewegungsumfanges (Maximal 18 Punkte = 144°)		_____°=	_____

IV. Muskelkraft: (max. 10 Punkte)			
sehr gut (Quadrizepskraft kann nicht gebrochen werden)	10		
gut (Quadrizepskraft kann gebrochen werden)	8		
zufriedenstellend (aktive Bewegung d. Bew.-Umfang)	4		
schlecht (keine aktive Bewegung)	0		_____

V. Flexions-Deformität: (max. 10 Punkte)			
keine Deformität	10		
weniger als 5°	8		
5-10°	5		
mehr als 10°	0		_____°= _____

VI. Instabilität: (max. 10 Punkte)			
keine	10		
schwache (0-5°)	8		
mäßige (5-15°)	5		
starke (über 15°)	0		_____°= _____

<u>VII. Abzüge:</u>			
	Ein Gehstock	-1	
	Eine Gehstütze	-2	
	Zwei Gehstützen	-3	- _____
-	_____		
	Streckdefizit von 5°	-2	
	Streckdefizit von 10°	-3	
	Streckdefizit von 15°	-5	_____° = - _____
_____° =	- _____		
	Varus (alle 5°)	-1	
	Valgus (alle 5°)	-1	_____° = - _____
_____° =	- _____		

Gesamt:

8.3 KNEE SOCIETY SCORE (KSS)

A. Kniescore rechts links

I. Schmerzen:

- kein Schmerz 50
 leicht oder gelegentlich..... 45
 nur beim Treppensteigen 40
 beim Gehen und Treppensteigen..... 30
 mäßiger Schmerz
 gelegentlich..... 20
 ständig 10
 starker Schmerz 0

II. Extension/Flexion: _____ / _____ / _____

1 Punkt pro 5°, max. 25 Punkte..... _____

III. Stabilität:

- anterioposterior < 5 mm 10
 5-10 mm 5
 > 10 mm 0

 mediolateral < 5° 15
 6°-9° 10
 10°-14° 5
 > 15° 0

IV. Abzüge:

- Beugekontraktur: unter 5° 0
 5° - 10° -2
 10° - 15° -5
 16° - 20° -10
 über 20° -15

 Streckdefizit: kein..... 0
 unter 10° -5
 10° - 20° -10
 über 20° -15

 Valguseinstellung: 5° - 10° (normal) 0
 4° oder 11° -3
 3° oder 12° -6
 2° oder 13° -9
 1° oder 14° -12
 0° oder 15° -15
 Varus oder >15° -20

B. Funktionsscore

I. Gehstrecke:

- unbegrenzt 50
 über 1000 m 40
 500 - 1000 m 30
 weniger als 500 m 20
 hausgebunden 10
 gehunfähig 0

II. Treppensteigen:

- normal hoch und herunter 50
 normal hoch, herunter mit Geländer..... 40
 hoch und herunter mit Geländer..... 30
 hoch mit Geländer, herunter unmöglich 15
 unmöglich..... 0

III. Abzüge:

- 1 Gehstock -5
 2 Gehstöcke -10
 Gehstützen oder Gehwagen -20

8.4 UCLA- Aktivitätsscore

- 10 **Wettkampf bzw. Leistungssport**
Regelmäßige Teilnahme an Aufprallsportarten („impact“) wie Joggen, Tennis, Skifahren, Turnen, Ballett, starke körperliche Arbeit, Fußball
- 9 **Wettkampfsport**
Gelegentliche Teilnahme an Aufprallsportarten („impact“)
- 8 **Wettkampfsport**
Regelmäßige Teilnahme an sehr aktiven Sportarten wie Bowling, Golf („very active“)
- 7 **Freizeitsport**
Regelmäßige Teilnahme an sportlichen Aktivitäten wie Radfahren („active“)
- 6 **Freizeitsport/Arbeit**
Regelmäßige Teilnahme an gemäßigten Aktivitäten wie Schwimmen und unbegrenzte Haus/-Gartenarbeit („moderate“)
- 5 **Freizeitsport/Arbeit**
Gelegentliche Teilnahme an gemäßigten Aktivitäten („moderate“)
- 4 **Geringere Aktivitäten**
Regelmäßige Teilnahme an leichten Aktivitäten wie Spaziergehen, begrenzter Haus/-Gartenarbeit oder begrenztem Einkaufen („mild“)
- 3 **Geringere Aktivitäten**
Gelegentliche Teilnahme an leichten Aktivitäten („mild“)
- 2 **Größtenteils inaktiv**
Beschränkt auf die minimalen Aktivitäten des täglichen Lebens
- 1 **Absolut inaktiv**
Abhängig von Mitmenschen, bettlägerig oder nicht in der Lage, das Haus zu verlassen

8.5 WOMAC

Name: _____ Vorname: _____ Geb.-
Datum: _____. _____. 19 ____

Fragebogen zu Kniebeschwerden

Sie werden gebeten, nach diesem Muster die Stärke Ihrer Schmerzen, Ihre Steifigkeit oder Behinderung anzugeben. Bitte vergessen Sie nicht, je mehr rechts Sie das „X“ ankreuzen, umso mehr Schmerzen, Steifigkeit oder Behinderung haben Sie.

A Schmerzfragen

Die folgenden Fragen beziehen sich auf die Stärke Ihrer Schmerzen, die Sie im kranken Knie haben. Bitte geben Sie für jede Frage die Stärke der Schmerzen an, die Sie in den letzten 2 Tagen verspürt haben. (Bitte kreuzen Sie die zutreffenden Kästchen an).

Wie starke Schmerzen haben Sie beim

1. Gehen auf ebenem Boden

keine Schmerzen
extreme Schmerzen

2. Treppen hinauf- oder hinuntersteigen

keine Schmerzen
extreme Schmerzen

3. Nachts im Bett

keine Schmerzen
extreme Schmerzen

4. Sitzen oder liegen

keine Schmerzen
extreme Schmerzen

5. Aufrecht stehen

keine Schmerzen

extreme Schmerzen

B Fragen zur Steifigkeit

Die folgenden Fragen beziehen sich auf die Steifigkeit (nicht die Schmerzen) Ihres kranken Knies. Steifigkeit ist ein Gefühl von Einschränkung oder Langsamkeit in der Beweglichkeit, wenn Sie Ihre Gelenke bewegen. Bitte geben Sie für jede Frage die Stärke der Steifigkeit an, die Sie in den letzten 2 Tagen verspürt haben. (Bitte kreuzen Sie die zutreffenden Kästchen an).

1. Wie stark ist die Steifigkeit gerade nach dem Erwachen am Morgen?

keine Steifigkeit Steifigkeit extreme

2. Wie stark ist Ihre Steifigkeit nach Sitzen, Liegen oder Ausruhen im späteren Verlauf des Tages?

keine Steifigkeit Steifigkeit extreme

C Fragen zur körperlichen Tätigkeit

Die folgenden Fragen beziehen sich auf Ihre körperliche Tätigkeit. Damit ist Ihre Fähigkeit gemeint, sich im Alltag zu bewegen und um sich selbst zu kümmern. Bitte geben Sie für jede der folgenden Aktivitäten den Schwierigkeitsgrad an, den Sie in den letzten 2 Tagen wegen Beschwerden in Ihrem kranken Knie gespürt haben. (Bitte kreuzen Sie die zutreffenden Kästchen an).

Wie groß ist Ihre Schwierigkeit beim

1. Treppen hinuntersteigen

keine extreme Schwierigkeiten Schwierigkeiten

2. Treppen hinaufsteigen

keine extreme Schwierigkeiten Schwierigkeiten

3. Aufstehen vom Sitzen

keine extreme Schwierigkeiten Schwierigkeiten

4. Stehen

keine
extreme

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

Schwierigkeiten
Schwierigkeiten

5. Sich zum Boden bücken

keine
extreme

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

Schwierigkeiten
Schwierigkeiten

6. Gehen auf ebenem Boden

keine
extreme

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

Schwierigkeiten
Schwierigkeiten

7. Einsteigen ins Auto/Aussteigen aus dem Auto

keine
extreme

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

Schwierigkeiten
Schwierigkeiten

8. Einkaufen gehen

keine
extreme

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

Schwierigkeiten
Schwierigkeiten

9. Socken/Strümpfe anziehen

keine
extreme

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

Schwierigkeiten
Schwierigkeiten

10. Aufstehen vom Bett

keine
extreme

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

Schwierigkeiten
Schwierigkeiten

11. Socken/Strümpfe ausziehen

keine
extreme

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

Schwierigkeiten
Schwierigkeiten

12. Liegen im Bett

keine
extreme

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

Schwierigkeiten
Schwierigkeiten

13. Ins Bad/aus dem Bad steigen

keine
extreme

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

Schwierigkeiten
Schwierigkeiten

14. Sitzen

keine
extreme

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

Schwierigkeiten
Schwierigkeiten

15. Sich auf die Toilette setzen/Aufstehen von der Toilette

keine
extreme

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

Schwierigkeiten
Schwierigkeiten

16. Anstrengende Hausarbeiten

keine
extreme

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

Schwierigkeiten
Schwierigkeiten

17. Leichte Hausarbeiten

keine
extreme

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

Schwierigkeiten
Schwierigkeiten

8.6 SF-36

Name: _____ Vorname: _____ Geb.-
Datum: _____.____.19____

Fragebogen zum Gesundheitszustand

In diesem Fragebogen geht es um Ihre Beurteilung Ihres Gesundheitszustandes. Der Bogen ermöglicht es, im Zeitverlauf nachzuvollziehen, wie Sie sich fühlen und wie Sie im Alltag zurechtkommen. Bitte beantworten Sie jede der folgenden Fragen, indem Sie bei den Antwortmöglichkeiten die Zahl ankreuzen, die am besten auf Sie zutrifft.

1. Wie würden Sie Ihren Gesundheitszustand im Allgemeinen beschreiben?

(Bitte kreuzen Sie nur eine

Zahl an)

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

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

(Bitte kreuzen Sie nur eine

Zahl an)

- Derzeit etwas besser als vor einem Jahr 1
- Derzeit etwas besser als vor einem Jahr 2
- Etwa so wie vor einem Jahr 3
- Derzeit etwas schlechter als vor einem Jahr 4
- Derzeit viel schlechter als vor einem Jahr 5

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

(Bitte kreuzen Sie in jeder Zeile nur eine

Zahl an)

Tätigkeiten	Ja, stark eingeschränkt	Ja, etwas eingeschränkt	Nein, überhaupt nicht eingeschränkt
a. anstrengende Tätigkeiten, z.B. schnell laufen, schweren Gegenstände heben, anstrengenden Sport treiben	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>
b. mittelschwere Tätigkeiten, z.B. einen Tisch verschieben, staubsaugen, kegeln, Golf spielen	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>
c. Einkaufstaschen heben oder tragen	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>
d. mehrere Treppenabsätze steigen	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>
e. einen Treppenabsatz steigen	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>
f. sich beugen, knien, bücken	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>
g. mehr als 1 Kilometer zu Fuß gehen	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>
h. mehrere Straßenkreuzungen weit zu Fuß gehen	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>
i. eine Straßenkreuzung weit zu Fuß gehen	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>
j. sich baden oder anziehen	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>

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

(Bitte kreuzen Sie in jeder Zeile nur eine

Zahl an)

Schwierigkeiten	JA	NEIN
a. Ich konnte nicht so lange wie üblich tätig sein	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>
b. Ich habe weniger geschafft als ich wollte	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>
c. Ich konnte nur bestimmte Dinge tun	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>
d. Ich hatte Schwierigkeiten bei der Ausführung (z.B. ich mußte mich besonders anstrengen)	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>

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

(Bitte kreuzen Sie in jeder Zeile nur eine Zahl an)

Schwierigkeiten	JA	NEIN
a. Ich konnte nicht so lange wie üblich tätig sein	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>
b. Ich habe weniger geschafft als ich wollte	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>
c. Ich konnte nicht so sorgfältig wie üblich arbeiten	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>

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

(Bitte kreuzen Sie nur eine Zahl an)

- Überhaupt nicht 1
- Etwas 2
- Mäßig 3
- Ziemlich 4
- Sehr 5

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

(Bitte kreuzen Sie nur eine Zahl an)

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

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

(Bitte kreuzen Sie nur eine Zahl an)

- Überhaupt nicht 1
- Ein bißchen 2
- Mäßig 3
- Ziemlich 4
- Sehr 5

9. In diesen Fragen geht es darum, wie Sie sich fühlen und wie es Ihnen in den vergangenen 4 Wochen gegangen ist. (Bitte kreuzen Sie in jeder Zeile die Zahl an, die Ihrem Befinden am ehesten entspricht). Wie oft waren Sie in den vergangenen 4 Wochen

(Bitte kreuzen Sie in jeder Zeile nur eine Zahl an)

BEFINDEN						
	Immer	Meisten s	Ziemlich oft	Manch- mal	Selten	Nie
a. ...voller Schwung?	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>	5 <input type="checkbox"/>	6 <input type="checkbox"/>
b. ...sehr nervös?	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>	5 <input type="checkbox"/>	6 <input type="checkbox"/>
c. ...so niedergeschlagen, daß Sie nichts aufheitern konnte?	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>	5 <input type="checkbox"/>	6 <input type="checkbox"/>
d. ...ruhig und gelassen?	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>	5 <input type="checkbox"/>	6 <input type="checkbox"/>
e. ...voller Energie?	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>	5 <input type="checkbox"/>	6 <input type="checkbox"/>
f. ...entmutigt und traurig?	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>	5 <input type="checkbox"/>	6 <input type="checkbox"/>
g. ...erschöpft?	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>	5 <input type="checkbox"/>	6 <input type="checkbox"/>
h. ...glücklich?	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>	5 <input type="checkbox"/>	6 <input type="checkbox"/>

i. ...müde?	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>	5 <input type="checkbox"/>	6 <input type="checkbox"/>
-------------	----------------------------	----------------------------	----------------------------	----------------------------	----------------------------	----------------------------

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

(Bitte kreuzen Sie nur eine Zahl an)

- Immer 1
- Meistens 2
- Manchmal 3
- Selten 4
- Nie 5

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

(Bitte kreuzen Sie in jeder Zeile nur eine Zahl an)

Aussagen	Trifft ganz zu	Trifft weitgehend zu	Weiß nicht	Trifft weitgehend nicht zu	Trifft überhaupt nicht zu
a. Ich scheine, etwas leichter als andere krank zu werden	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>	5 <input type="checkbox"/>
b. Ich bin genauso gesund wie alle anderen, die ich kenne	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>	5 <input type="checkbox"/>
c. Ich erwarte, daß meine Gesundheit nachläßt	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>	5 <input type="checkbox"/>
d. Ich erfreue mich ausgezeichneter Gesundheit	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>	5 <input type="checkbox"/>