

**Vergleich der Migration einer zementfreien  
Knieendoprothese bei Rheuma- und Arthrosepatienten**



Aus der  
Klinik und Poliklinik für Orthopädie  
des Universitätsklinikums Hamburg – Eppendorf  
Direktor: Prof. Dr. med. Wolfgang Rüter

**Vergleich der Migration einer zementfreien Knieendoprothese bei Rheuma-  
und Arthrosepatienten**

Dissertation  
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin  
der Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg vorgelegt von

**Kai Kunstreich**  
aus Pinneberg

Hamburg, 2008

Angenommen von der Medizinischen Fakultät  
der Universität Hamburg am:

08.10.2008

Veröffentlicht mit Genehmigung der Medizinischen  
Fakultät der Universität Hamburg

Prüfungsausschuss, der/die Vorsitzende:

Prof. Dr. Wolfgang Rüther

Prüfungsausschuss: 2. Gutachter/in:

Prof. Dr. Christoph Lohmann

Prüfungsausschuss: 3. Gutachter/in:

PD Dr. Uwe Rehder

## INHALTSÜBERSICHT

<b>1</b>	<b>FRAGESTELLUNG</b>	<b>6</b>
<b>2</b>	<b>EINLEITUNG</b>	<b>7</b>
2.1	Historischer Überblick	7
2.2	Knieendoprothesen	10
2.2.1	Allgemeiner Überblick	10
2.2.2	LCS-Knieendoprothesenmodell	13
2.2.3	Verankerungsmöglichkeiten der Prothese	15
2.2.4	Prothesenmigration	17
<b>3</b>	<b>MATERIAL UND METHODEN</b>	<b>18</b>
3.1	Studiendurchführung	18
3.1.1	Studienumfang	18
3.1.2	Diagnosen	23
3.1.3	Röntgenanalyse	28
3.1.4	Nachuntersuchungsmethoden	46
3.1.5	Die Patientenbefragung	48
<b>4</b>	<b>ERGEBNISSE</b>	<b>49</b>
4.1	Ergebnisse der Anruf- und Fragebogenaktion	49
4.2	Auswertung der Fragebögen	50
4.3	Postoperative Röntgenbildauswertung	51
4.3.1	Direkt Postoperativ	51
4.3.2	Nach 2,5 Jahren	52

4.3.3	Nach 5 Jahren	52
<b>4.4</b>	<b>Statistiken dieser Arbeit</b>	<b>53</b>
4.4.1	Statistische Auswertung	54
<b>4.5</b>	<b>Unterschiede in der Kniegeometrie nach Einbau der Prothese</b>	<b>56</b>
4.5.1	Operationsbedingte Veränderungen	56
4.5.2	Röntgenmorphometrie bei Rheuma- und Arthrosepatienten direkt postoperativ	56
<b>4.6</b>	<b>Prothesenmigration</b>	<b>60</b>
4.6.1	Allgemeine Migration	60
4.6.2	Krankheitsspezifisches Migrationsverhalten	68
<b>4.7</b>	<b>Überlebensraten</b>	<b>78</b>
<b>4.8</b>	<b>Zusammenfassung der Ergebnisse</b>	<b>80</b>
<b>5</b>	<b>DISKUSSION</b>	<b>82</b>
5.1	Untersuchungsmethode	82
5.2	Untersuchungsergebnisse	84
<b>6</b>	<b>ZUSAMMENFASSUNG</b>	<b>90</b>
<b>7</b>	<b>ABBILDUNGSVERZEICHNIS</b>	<b>91</b>
<b>8</b>	<b>TABELLENVERZEICHNIS</b>	<b>92</b>
<b>9</b>	<b>LITERATURVERZEICHNIS</b>	<b>93</b>
<b>10</b>	<b>ANHANG</b>	<b>102</b>

# 1 Fragestellung

Wenn sich aus einer Erkrankung des Gelenkapparates die Notwendigkeit der Implantation einer Prothese ergibt, stellt sich immer auch die Frage nach der Standzeit des Implantates. Besonders bei jüngeren Patienten muss von Wechseloperationen ausgegangen werden, die sich zum einen durch Lockerung und zum anderen durch Prothesenverschleiß ergeben.

Eine Implantation ist im Wesentlichen bei zwei Patientengruppen notwendig. Zum einen bei Rheumapatienten und zum anderen bei der Gruppe der Arthrosepatienten mit degenerativem Verschleiß. Da insbesondere Patienten, deren Gelenkdestruktion auf einer rheumatischen Erkrankung beruht, jünger sind als solche, die an Arthrose leiden, muss von einer oder mehrerer Wechseloperationen bis zum Lebensende ausgegangen werden.

Hieraus erwächst der Wunsch die Prothese möglichst knochensparend und dabei fest zu verankern. In dieser Arbeit wird untersucht, ob eine knochensubstanzsparende zementfreie Implantation die Kriterien einer sicheren Verankerung erfüllt. Da die Migration einer Prothese im Knochen einen Hinweis auf mögliches Versagen durch Lockerung darstellt, wird diese als Parameter gewählt.

Im Folgenden wird die Migration von LCS-Kniegelenksoberflächenersatzprothesen bei Rheuma- und Arthrosepatienten verglichen, die in der Rheumaklinik Bad Bramstedt von 1991 bis 1996 implantiert und nachuntersucht wurden. Insgesamt wurden 137 Implantationen bei 123 Patienten in die Studie aufgenommen, die sich auf 69 linke und 68 rechte Kniegelenke aufteilen. In 48 Fällen, bei 47 Patienten, war die Implantation einer Knieendoprothese bei Arthrose notwendig geworden. In 89 Fällen bei 76 Patienten lag eine Form des Rheumatismus der Operation zugrunde.

Im Verlauf dieser Ausarbeitung sollen die folgenden Fragen geklärt werden:

- Besteht eine signifikante Migration der zementfrei eingebrachten Komponenten?
- Unterscheidet sich die Migration der einzelnen Grunderkrankungskollektive?
- Ist ein Patientenkollektiv aufgrund der Diagnose überlegen?

## **2 Einleitung**

### ***2.1 Historischer Überblick***

Der künstliche Gelenkersatz zählt zu den erfolgreichsten chirurgischen Interventionen der Medizingeschichte. In Deutschland werden jedes Jahr mehr als 40.000 gelenkerhaltende endoprothetische Eingriffe am Kniegelenk durchgeführt [38]. Die Entwicklung, luxierte oder eingesteifte Gelenke wieder gebrauchsfähig zu machen, besteht schon mehrere Jahrhunderte. Der Durchbruch ist aber noch keine 50 Jahre alt [99].

Vor 300 Jahren wurde versucht, mit Quengelapparaten Hüftgelenke durch langsamen Zug und passive Bewegung zu mobilisieren, z.B. von dem Ulmer Feldarzt Scultetus (1662). Gelenkresektionen wurden bereits aus dem 16. Jahrhundert überliefert als Ambroise Paré (1510 – 1590) eine Resektion eines Ellengelenkes durchführte. Weitere Gelenkresektionen sind von Filkin und von Charles White beschrieben. Filkin führte 1762 die Resektion eines Kniegelenkes bei Tuberkulose durch und White die eines Humeruskopfes bei Osteomyelitis. Die erste Resektion eines „kariösen Hüftkopfes“ führte Anthony White 1821 durch. Nach Einführung der Narkose 1846 durch W.T.D. Morton ergaben sich daraus auch grundlegende Veränderungen für chirurgische Therapiemöglichkeiten. Weitere Exzisionen von Gelenken, insbesondere der unteren Extremitäten, ergaben aber Probleme durch Stabilitätsverlust, so dass zu Operationsverfahren übergegangen wurde, die durch Osteotomien eine Arthrodesse herbeiriefen [81].

Die Erkenntnis von Paré, dass Fremdkörper wie Geschossanteile reizlos in den Knochen einheilen können, nahm der Berliner Arzt Themistocles Gluck (1853 – 1942) zum Anstoß, 1885 eine einfache Scharnierknieendoprothese aus Elfenbein zu implantieren, die mit Kolophonium verankert wurde. Dieses Vorhaben scheiterte jedoch an nicht zu beherrschenden Infektionen und der noch ungeklärten Möglichkeit eines Infektionsschutzes, bevor Materialprobleme auftreten konnten [35]. Denn später, im Jahr 1946, scheiterten die Gebrüder Judet mit einer Plexiglasprothese an vorzeitiger Materialermüdung. Prothesen aus Metall, die 1954 von Thomsen implantiert wurden, boten das Problem der raschen Lockerung im

Grenzgebiet zwischen Metall und Knochen. Diese Probleme ergaben sich auch bei McKeeves (1952) und McIntosh (1958), die mit Gelenkflächenersatz aus Metall für das Tibiaplateau experimentierten. Auch zeigten sich Lockerungen bei Versuchen von Walldius (1951), Scharniergelenke aus Metall zu implantieren. Erst die Fixation mit Knochenzement, der aus der Zahnheilkunde übernommen wurde, erbrachte den Durchbruch bei der Implantation von Gelenkprothesen. Dieser 1960 von Sir J. Charnley in der Hüftendoprothetik eingeführte Ansatz wurde 1968 von Gunston auf das Knie übertragen [81,26].

Jedoch entstanden auch dabei nach 10 bis 15 Jahren Probleme der Auslockerungen und zunehmender Knochenresorption, so dass Versuche unternommen wurden, den Gelenkersatz knochensubstanzsparend, zementfrei zu implantieren.

Die Entwicklung entfernte sich nicht zuletzt aufgrund der aseptischen Lockerungen der reinen Scharnierprothesen hin zu Kunstgelenken, die sowohl Rotations- wie auch Gleitbewegungen in geringem Ausmaß zulassen. Zu den ersten Modellen gehörten halbgekoppelte Systeme, wie die GSB-Prothese oder das Endo-Modell, die die Kraft über femorale Kufen auf ein tibiales Gleitlager übertragen.

Der erste Prothesentyp, der sich an dem anatomisch vorgegebenen Bandapparat des Kniegelenkes orientierte, war eine Doppelschlittenprothese nach Goodfellow. Diese ersetzte beide Kompartimente des Femorotibialgelenkes und war zur Erhaltung der Stabilität auf intakte Bandstrukturen angewiesen.

Im weiteren Verlauf der Entwicklung konnte durch die Verwendung von Knochenzement auf modulare Systeme übergegangen werden, die dem Grad der Destruktion und der Größe des Kniegelenkes individuell angepasst werden konnten. Hierbei kam insbesondere unikondylären Schlittenprothesen eine Sonderrolle zu. Es war möglich, isoliert das mediale oder seltener das laterale Kompartiment zu ersetzen. Nachdem man vorübergehend diesen Therapieweg verlassen hatte, nimmt er derzeit erneut eine hervorgehobene Stellung ein. Die gekoppelten Prothesenmodelle spielen momentan eine Nischenrolle, da sie überwiegend in der Revisionschirurgie Verwendung finden.

Im Bereich des Hüftgelenkes zeigen sich neue Ansätze mit neuen Materialien wie Titan, die dem menschlichen Knochen im Elastizitätsmodul näher kommen als die



bisher verwendeten Metalle. Zudem wird stärker mit mechanischer Verkeilung gearbeitet. Es kamen auch neue Beschichtungen wie Hydroxylapatit hinzu, die eine Osteointegration ermöglichen. Im Bereich der Kniegelenke wird mit porösen Oberflächen gearbeitet, die ein Einwachsen des Knochens in die Metallstruktur ermöglichen [20,25,26,37,43].

## **2.2 Knieendoprothesen**

### **2.2.1 Allgemeiner Überblick**

Im Gegensatz zu der Hüftendoprothetik, bei der sich durch die physiologisch weniger komplexen und anatomisch einfacheren Strukturen schon länger bestimmte Prothesenformen und Implantationsweisen etabliert haben, besteht im Bereich der Knieendoprothetik noch stärkerer Entwicklungsbedarf.

Es werden von verschiedenen Herstellern unterschiedliche Prothesen angeboten. Man kann derzeit drei Systemgruppen unterscheiden.

#### **2.2.1.1 Unikondyläre Schlittenprothese**



**Abbildung 1: Unikondyläre Schlittenprothese (Orthopedics®)**

Bei unikondylären Schlittenprothesen handelt es sich um eine isolierte Prothese für das laterale oder weitaus häufiger für das mediale Kompartiment. Voraussetzung für die Anwendung eines solchen Prothesentyps ist die nur isoliert auf eine Kondyle beschränkte Knorpeldestruktion. Eine der häufigsten Indikationen für die Anwendung einer Prothese dieses Typs ist die mediale Gonarthrose. Zusätzlich findet sie bei dem Morbus Ahlbäck Anwendung, bei dem eine örtlich auf die mediale Femurkondyle begrenzte idiopathische Osteonekrose auftritt.

### 2.2.1.2 Bikondylärer Oberflächenersatz



Abbildung 2: Bikondyläre Oberflächenersatzprothese (LCS ®)

Die nicht-gekoppelten Doppelschlittenprothesen, bikompartimentellen oder bikondylären Knieendoprothesen ersetzen beide femoralen Gelenkflächen durch einen Metalldoppelschlitten. Das Tibiaplateau wird ebenfalls in Gänze durch ein Implantat ersetzt. Als Gleitlager dient ein Polyethylenanteil, der nicht mit dem Femuranteil verbunden ist. Die Stabilität resultiert daher nur aus der vorgegebenen Bandverbindung. Unterschiedliche Modelle erlauben den Erhalt des hinteren Kreuzbandes oder erfordern zur Implantation dessen Resektion [40, 57].

Ein entscheidender Vorteil ist der reduzierte Abrieb bei der Implantation von Modellen mit rotierender Plattform, die eine Resektion beider Kreuzbänder erfordern. Hierbei ist der Polyethylenanteil auf dem Tibiaplateau rotierend gelagert, was eine höhere Konformität in der sagitalen und koronaren Ebene ermöglicht [13]. In diese Gruppe fällt auch die hier behandelte LCS-Knieendoprothese. Die Indikation für die Verwendung dieses Prothesentyps besteht in einer Pan-Gonarthrose, die eine Verwendung von unikondylären Modellen nicht zulässt.

### 2.2.1.3 Scharnierprothesen



**Abbildung 3: Rotationsknieendoprothese (Link ®)**

Im Fall einer Gonarthrose mit einer Achsabweichung über  $20^\circ$  oder einer Beugekontraktur von  $25^\circ$  und mehr wird die Implantation einer gekoppelten Knieendoprothese empfohlen. Notwendig wird die Verwendung eines solchen Prothesentyps bei hochgradig instabilen Kniegelenken [13]. Obwohl die Zehnjahresüberlebensraten bei 92% liegen wird dieser Prothesentyp nur noch selten verwendet. Dies liegt an der im Vergleich zu den vorher beschriebenen Prothesen unphysiologischen Kinematik dieser Prothesentypen. Die im Bewegungsablauf auftretenden hohen Kräfte auf die Prothesenverankerung erfordern eine entsprechend ausgedehnte Fixierung mit langen Prothesenschäften. Hieraus resultiert ein hoher operationsbedingter ossärer Substanzverlust, der im Hinblick auf möglicherweise notwendige Wechseloperationen so gering wie möglich gehalten werden sollte.

## 2.2.2 LCS-Knieendoprothesenmodell

### LCS-Oberflächenersatz (Die zementfreie LCS-Knieendoprothese)

Die LCS-Knieendoprothese (low contact stress) ist ein bikondylärer Oberflächenersatz für die mediale und laterale Femurkondyle sowie für das Tibiaplateau. Ein Polyethylenanteil stellt einen flächigen Kontakt her. Dabei ist der tibiale Anteil plan und der femorale Teil konkav gearbeitet. Stabilität wird der Prothese durch einen zentralen konischen Zapfen des Polyethylens verliehen, der in einer Aussparung im Tibiaanteil rotierend gelagert ist (PCS-Tibiaplateau). So ist einerseits eine Rotation, andererseits ein geringgradiger ventraler und dorsaler Schub gewährleistet. Außerdem wird der Prothese Stabilität durch einen erhaltenden Bandapparat der Collateralbänder und der Kapsel sowie durch den Muskelapparat verliehen.

Das Modell kann durch eine poröse Oberflächenbeschaffenheit zementfrei verwendet werden. Hierbei findet eine Osteointegration in die makroskopischen Hohlräume statt. Diese werden durch eine Beschichtung der jeweiligen knochenanliegenden Metallbestandteile mit Mikropellets erreicht.

Wahlweise ist auch eine mit Knochenzement durchgeführte Implantation möglich und zulässig. Bei dem Knochenzement handelt es sich um ein Methylmetacrylat, meist mit Gentamycin-Beimischung, der durch Polymerisation aushärtet.

Die LCS-Knieendoprothese wurde 1977 von DePuy in Zusammenarbeit mit Dr. F.F. Buechel und Dr. M. Pappas entwickelt. Seit 1985 liegt eine Zulassung zur Implantation vor. Sie besteht aus einer Kobaltchrommolybdän-Legierung mit geringem Nickelanteil. Die Kunststoffkomponente ist aus ultrahochmolekularem Polyethylen gefertigt. Dieses Material ist besonders abriebfest bei guter Gleitwirkung.

Es wurden verschiedene Modelle der LCS-Knieendoprothese entwickelt. Dabei wird zwischen Kreuzbanderhaltenden und solchen unterschieden, bei denen intraoperativ das vordere und das hintere Kreuzband reseziert werden. Des Weiteren stehen Patellakomponenten zur Auswahl, die mit und ohne Metallträger der

Polyethylenoberfläche implantiert werden können. Es stehen zahlreiche unterschiedliche Ausstattungen und Größen zur Verfügung.

In der vorliegenden Studie wurden nur Modelle berücksichtigt, die eine Resektion der Kreuzbänder vorsehen. Diese Prothesenform nennt man „Rotierende Plattform ohne Kreuzbänder“ [12].

In der Rheumaklinik Bad Bramstedt wurden in der Zeit von 1991 bis 1996 vornehmlich diese Modelle implantiert. Hierfür stehen vom Hersteller sechs Größen für das Tibiaplateau zur Verfügung, wobei nicht zwischen rechtem und linkem Knie unterschieden wird. Für den bikondylären Ersatz der zementfrei zu implantierenden Femuroberfläche kann ebenfalls zwischen sechs Größen gewählt werden, wobei jedoch zusätzlich zwischen links und rechts unterschieden wird. Als Lager stehen entsprechend des Tibiaplateaus sechs Größen zur Verfügung. Zusätzlich kann die Spannung der Collateralbänder und damit die Stabilität des Kniegelenkes über fünf unterschiedliche Stärken des Meniskuslagers angepasst werden. Diese betragen 10 bis 20 mm und werden in Schritten von 2,5 mm angeboten. Zudem kann man bei unterschiedlichen Größen des Femuranteils zum Tibiaplateau Überbrückungslager verwenden, die den Größenunterschied ausgleichen.

Für die Patellarückfläche stehen ebenfalls sechs Größen von metal-backed Komponenten zur Auswahl. Diese gewährleisten eine zementfreie Verankerung.

### **2.2.3 Verankerungsmöglichkeiten der Prothese**

Eine dauerhafte Verankerung der Prothesenteile mit der tragenden Knochenstruktur ist für die Haltbarkeit und Funktion der Prothese von größter Bedeutung. Nach der Übernahme des aus der Zahnheilkunde bekannten Knochenzementes war eine gute Fixierung gewährleistet. Es zeigte sich jedoch, dass auch hier in der Grenzschicht zwischen Knochenzement und Knochensubstanz Umbauvorgänge auftraten, die eine aseptische Lockerung der Prothesenteile zur Folge hatten. Die Häufigkeit der aseptischen Lockerung ist für die Beurteilung der Haltbarkeit ausschlaggebend [17,22,26,39,52].

Für die Dauerhaftigkeit oder das Versagen in der aseptischen Lockerung ist die biomechanische und biologische Reaktion von besonderer Wichtigkeit. Zusätzlich spielen die in der Prothese verwendeten Materialien und Beschichtungen eine übergeordnete Rolle. Nicht zuletzt sind auch die Belastungsbedingungen von Folgen [8,26,73].

Eine Verankerung ist zementfrei oder mit Knochenzement möglich. Bei der Verankerung ohne Zement wird durch eine spezielle Oberflächenbeschaffenheit eine Osteointegration angestrebt. Diese ist mit einer Beschichtung durch Hydroxylapatit möglich oder, wie im Fall der LCS-Prothese, durch eine mikroporöse Oberfläche durch Beschichtung mit Mikropellets. Zusätzlich wird die Prothese in eine im Verhältnis zu kleine Aussparung mit Zapfen eingebracht, was eine primäre Stabilität ermöglicht.



**Abbildung 4: Mikroporöse Oberfläche der LCS-Prothese (porous coated)**

Eine Verankerung mit Knochenzement aus Polymethylmetacrylat, einem Polymerisat, der ein primäres Verkleben der Prothesenoberfläche und der Knochensubstanz ermöglicht, ist bei der Knieendoprothetik die präferierte Methode [51,52]. Zur Unterbindung immer wieder aufgetretener Infekte wird zu der intraoperativen systemischen Antibiotikaprophylaxe der verwendete Knochenzement mit Antibiotika versetzt. Der mit dem Antibiotikum Gentamycin geladene Knochenzement, der seit 1960 verwendet wird, vermindert die Ausbildung eines bakteriellen Biofilms und somit die septische Lockerung [11,53,94,97].

Implantationsbedingte Falschausrichtung von Prothesenkomponenten ist ein entscheidender Grund für das Versagen einer Knieendoprothese [2,22,30,33,56,57,60]. Verschiedene Autoren halten eine Abweichung von  $3^\circ$  des Valgus- oder Varuswinkels für akzeptabel. Als Hauptfaktor für das Versagen einer im Knie implantierten Prothese konnte eine Abweichung dieser Winkel über  $5^\circ$  aufgezeigt werden [8,26].



## 2.2.4 Prothesenmigration

Der Erfolg eines künstlichen Gelenkflächenersatzes leitet sich aus einer dauerhaften Schmerzreduktion, guter Funktion und Stabilität ab [101]. Der Verschleiß und die Lockerung der Prothese hingegen stellen limitierende Faktoren dar [73]. Die Lockerung einer Prothese ist maßgeblich von der Migration und dem „loosening-Phänomen“ abhängig. Dieser Zusammenhang wurde von verschiedenen Autoren und Studien beschrieben [33,44,87,89].

In einer Studie von Fehring et al. wurden 64% der operativen Reinterventionen innerhalb der ersten 5 Jahre nach der Implantation notwendig [29]. Die Gründe einer operativen Reintervention lagen bei dieser Studie mit zementfreien Modellen lockerungsbedingt bei 16%. Hierbei handelt es sich jedoch nur um 3% aseptische Lockerungen. Bei 13% konnte eine mangelnde Osteointegration nachgewiesen werden. Der größte Anteil der Revisionsoperationen war bei 38% aufgrund einer Infektion notwendig. Die Autoren propagierten schließlich eine zementierte Implantation, mit der ihrer Meinung nach die gesamte Anzahl der Revisionen um 25% gesenkt werden könnte.

Die Migration, das Einsinken einer Prothesenkomponente in den Knochen, ist zwar bei zementfreien Implantaten stärker ausgeprägt als bei zementierten Modellen. Diese Entwicklung stagniert jedoch im Laufe der Zeit [1]. Einen Unterschied zwischen zementierten und nicht-zementierten, mit Hydroxylapatit beschichtet eingebrachten Prothesenkomponenten sahen Nilsson et al. nicht. In ihrer Studie wurden im mittleren Verlauf nach 5 Jahren 57 Knieprothesen nachuntersucht, wovon 29 mit Hydroxylapatit beschichtet waren und 28 mit Knochenzement fixiert wurden [65].

### 3 Material und Methoden

#### 3.1 Studiendurchführung

##### 3.1.1 Studienumfang

In dieser retrospektiven Studie wurden 137 Implantationen der LCS-Prothese erfasst, die zwischen 1990 und 1996 in der Rheumaklinik Bad Bramstedt vorgenommen wurden. Dabei wurden 123 Patienten operiert, bei 14 von ihnen (10,21%) wurden beidseits LCS-Prothesen implantiert.

In dem genannten Zeitraum wurden 482 Implantationen des LCS Prothesenmodells vorgenommen. Aus diesem Gesamtkollektiv wurden 137 der implantierten Prothesen auch weiterhin regelmäßig in der Rheumaklinik Bad Bramstedt nachuntersucht und konnten somit in diese Studie aufgenommen werden. Die übrigen Patienten wurden im ambulanten Bereich weiter betreut, so dass sie dieser Studie nicht zur Verfügung standen. Die 482 Implantationen sind an 379 (78,63%) weiblichen Knien und 103 (21,37%) männlichen Knien durchgeführt worden. Die Operationen sind bei 339 Frauen und bei 89 Männern durchgeführt worden. Von diesen sind bei 41 Frauen und 13 Männern beide Knie operiert worden. Zum Operationszeitpunkt waren die Patienten im Durchschnitt 60,12 Jahre alt (22 – 81).

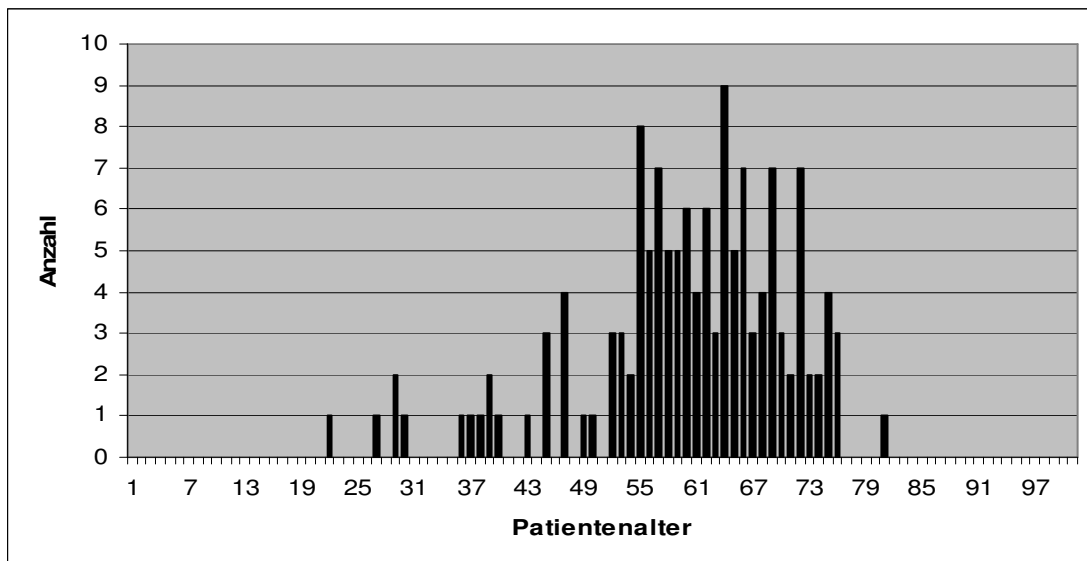


Abbildung 5: Alterszusammensetzung der Patienten

Die Patienten wurden schriftlich kontaktiert und anhand eines Fragebogens nach Komplikationen und Standzeiten sowie nach möglichen Wechseloperationen und deren Ursachen befragt. Patienten, die schriftlich nicht erreicht werden konnten, wurden telefonisch kontaktiert. Da die Patienten nicht klinisch nachuntersucht wurden, basiert die Studie ausschließlich auf einer Auswertung der Röntgenbilder.

Präoperativ wurden in 482 Fällen folgende Diagnosen erhoben, die zu einer Kniegelenksknorpeldestruktion geführt hatten:

<b>265</b>	<b>Prothesen bei rheumatoider Arthritis bei 231 Patienten</b>
207	Polyarthritis
48	Rheuma (allgemein)
7	Juvenile Arthritis
1	Morbus Bechterew
2	Psoriasis
<b>213</b>	<b>Prothesen bei Arthrose bei 202 Patienten</b>
<b>4</b>	<b>Prothesen nach Infektion bei 3 Patienten</b>

**Tabelle 1: Diagnoseverteilung der Prothesenanzahl bei Implantation**

Bei 19 Implantationen der LCS-Prothese waren die betreffenden Kniegelenke bereits voroperiert. In diesen Fällen war eine unikondyläre Schlittenprothese implantiert worden.

7	Arthrose mit Schlittenprothese
7	Polyarthritis mit Schlittenprothese
3	Rheuma mit Schlittenprothese
1	Juvenile Arthritis mit Schlittenprothese
1	Infektion mit Schlittenprothese

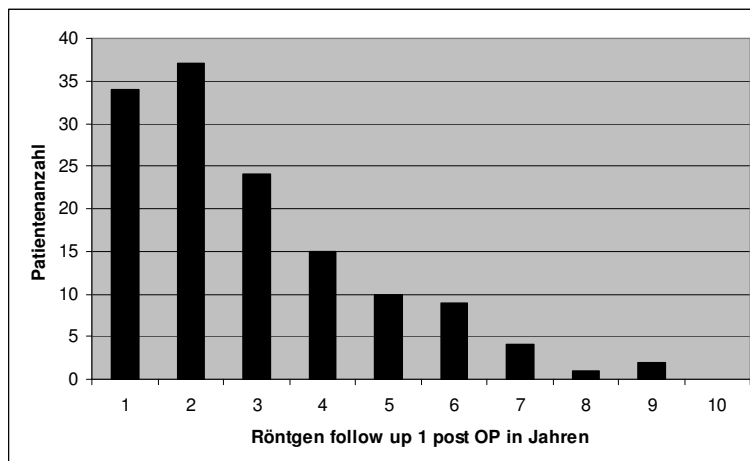
**Tabelle 2: Diagnoseverteilung bei voroperierten Patienten**

Die Messwerte der operierten Patienten sind anhand von Archivunterlagen aus der Rheumaklinik Bad Bramstedt erstellt worden.

Es wurde jeweils ein präoperatives anterior-posterior (a.p.)- und ein seitliches Bild des zu therapierenden Knies angefertigt. Diese Bilder entstanden im Schnitt 33,88 Tage vor der durchgeführten Implantation der LCS-Prothese. Bei allen Patienten wurde im Mittel nach 0,18 Tagen (in der Regel noch am Tag der Operation) eine postoperative Kontrolle der operierten Knie mit a.p.- und seitlichen Bildern angefertigt.

Ein Großteil der Patienten wurde im Rahmen einer Nachuntersuchung in der Rheumaklinik Bad Bramstedt radiologisch kontrolliert. Dieser Anteil nimmt erwartungsgemäß im weiteren Verlauf ab. Hieraus wurden zwei Gruppen gebildet. Die erste Gruppe umfasst die Patienten mit einem Follow-up nach 2,5 Jahren. Bei der zweiten Gruppe konnte zusätzlich ein Follow-up nach 5 Jahren ausgewertet werden.

Die erste enthält Patienten, bei denen lediglich eine radiologische Nachuntersuchung zusätzlich zu der direkt postoperativ durchgeführten Kontrolle erfolgte. Diese Bilder wurden im Mittel nach 822,25 Tagen (2,4 Jahren) angefertigt, wobei die Gruppe der Rheumakranken nach durchschnittlich 2,7 Jahren und die der Arthrosepatienten nach 2,1 Jahren kontrolliert wurde.



**Abbildung 6: Röntgen-Follow-up 1**

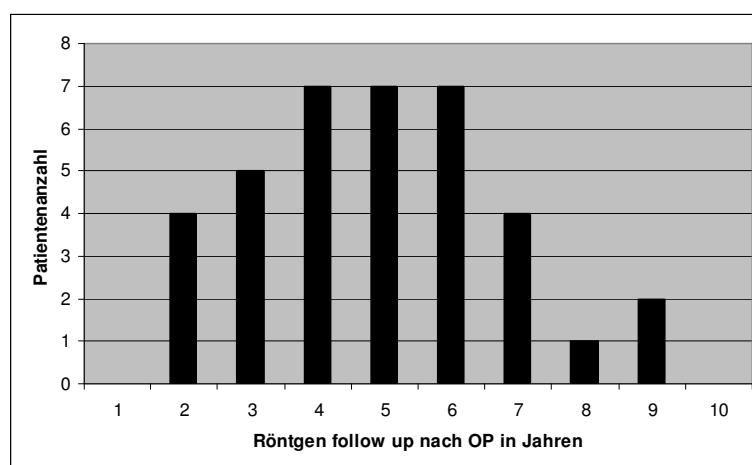
In der Gruppe der an rheumatoider Arthritis Betroffenen befanden sich 76 Patienten mit 89 Eingriffen. Der Anteil der weiblichen Patienten lag bei 61 (80,26%) mit 73 Implantationen, der der männlichen bei 15 (19,74%) mit 16 Implantationen.

Die Gruppe der an Arthrose erkrankten Patienten enthielt 47 Patienten mit 48 Eingriffen. Der Anteil der weiblichen Patienten lag bei 35 (74,47%) mit 36 Implantationen, der der männlichen bei 12 (25,53%) mit 12 Implantationen.

<b>89</b>	<b>Prothesen bei rheumatoider Arthritis bei 76 Patienten</b>
74	Polyarthritits
12	Rheuma (allgemein)
2	Juvenile Arthritis
1	Psoriasis
<b>47</b>	<b>Prothesen bei Arthrose bei 46 Patienten</b>
<b>1</b>	<b>Prothesen nach Infektion bei 1 Patienten</b>

**Tabelle 3: Diagnoseverteilung der Prothesenanzahl der nachuntersuchten Prothesen**

Innerhalb beider Gruppen befanden sich 33 Patienten mit 37 implantierten Kniegelenkendoprothesen, die zusätzlich im Mittel nach 1747 Tagen (4,79 Jahren) ein weiteres mal radiologisch kontrolliert wurden, wobei dies bei der Gruppe der Rheumakranken nach durchschnittlich 5,14 Jahren und bei der der Arthrosepatienten nach 4,44 Jahren durchgeführt wurde.



**Abbildung 7: Röntgen-Follow-up 2**

In der Gruppe der Rheumakranken, für die ein drittes postoperatives Röntgenbild erstellt wurde, befinden sich 20 Patienten, 4 männliche und 16 weibliche (drei Frauen waren an beiden Knien operiert worden). Die Gruppe der Arthrosepatienten setzt sich aus 13 Versorgten zusammen, aus 3 Männern und 10 Frauen (eine Frau war an beiden Knien operiert worden). Insgesamt konnten somit 33 Patienten mit 37 operierten Knien in dieser Gruppe aufgenommen werden.

Für den ersten Kontrollzeitpunkt (direkt postoperativ) konnten von 482 operierten Knien 317 Röntgenuntersuchungen, entsprechend 65,8% der postoperativen Bilder, gesichtet werden. Davon entfallen auf die Gruppe der Arthrosepatienten 147 (45,7%), und auf die Gruppe der Rheumakranken 167 (54,3%). Für die zweite Nachuntersuchung in einem Zeitraum von 0 bis 2,5 Jahren nach der Operation finden sich Röntgenbilder von 137 Prothesen. Dies entspricht einem Anteil von 28,4% des Gesamtkollektivs, 43,2 % der postoperativ kontrollierten Prothesen. In der Gruppe der aufgrund von Arthrose implantierten Prothesen befinden sich 48 (35,0%), 89 Prothesen (64,9%) wurden bei Rheumatismus implantiert. In der dritten Nachuntersuchung, die einen Zeitraum von 2,5 bis 5 Jahren nach der Operation umfasst, wurden 37 Röntgenbilder von implantierten Prothesen vermessen. Dies entspricht einem Anteil von 7,7% des Gesamtkollektivs oder 11,7 % der postoperativ kontrollierten Prothesen.

In der Gruppe der aufgrund von Arthrose implantierten Prothesen befinden sich 14 (37,8%), 23 Prothesen (62,2%) wurden bei Rheumatismus implantiert. Die folgende Tabelle veranschaulicht zusammenfassend die Größen der in diese Studie aufgenommenen Kollektivgrößen.

<b>Zeitpunkt der Röntgenaufnahme</b>	<b>Gesamt-Kollektiv</b>	<b>Arthrose-Kollektiv</b>	<b>Rheuma-Kollektiv</b>
Präoperativ	<i>314</i>	<i>147</i>	<i>167</i>
Postoperativ	<i>314</i>	<i>147</i>	<i>167</i>
Nach 2,5 Jahren	<i>137</i>	<i>48</i>	<i>89</i>
Nach 5 Jahren	<i>37</i>	<i>14</i>	<i>23</i>

**Tabelle 4: Kollektivgrößen**

### 3.1.2 Diagnosen

Die Gonarthrose und deren Behandlung haben mit einer Prävalenz von über 30% der Bevölkerung mit einem Alter von über 60 Jahren eine große sozialmedizinische Bedeutung [93]. Im Vordergrund stehen hierbei die Behandlungsmöglichkeiten und deren Erfolge sowie die daraus resultierenden Kosten [78]. Aufgrund des Anstiegs der Bevölkerung und der Prävalenz der Osteoarthrosen spielt die Gonarthrose die führende Rolle in den Behinderungen der unteren Extremität, an deren therapeutischem Ende die Implantation einer Prothese steht. Es zeigt sich jedoch nur bei einem Teil der Patienten mit radiologisch nachgewiesener Osteoarthrose eine klinische Symptomatik. Bei der Bevölkerungsgruppe mit einem Alter von über 60 Jahren klagen nur 10% bis 15% an den meisten Tagen über Beschwerden [30]. Hierbei müssen jedoch von einer Arthrose Knieschmerzen anderer Ätiologie abgegrenzt werden, die mit 25% bei Patienten im Lebensalter von über 55 Jahren häufig auftreten. Zudem bestehen noch immer Schwierigkeiten in der klaren Abgrenzung einer Osteoarthrose in der radiologischen Beurteilung [70,99].

Allein in Deutschland werden jährlich bis zu 50 000 primäre Implantationen von Knieendoprothesen vorgenommen. Andere Quellen gehen sogar von bis zu 100 000 primären Implantationen aus. Die jährliche Zuwachsrate wird für Deutschland mit 8% angegeben [48,50].

Unter der Gonarthrose sind alle degenerativen Erkrankungen des Kniegelenkes zusammengefasst, die durch eine progressive Destruktion auf den femero-tibialen und femero-patellaren Gelenkknorpel wirken. Hierbei sind weitere Gelenkstrukturen beteiligt wie Knochen, die synoviale und fibröse Gelenkkapsel und die periartikuläre Muskulatur.

Die unterschiedlichen Ausprägungen der Gonarthrose werden nach den Kompartimenten unterteilt, in die das Kniegelenk eingeteilt wird. Die anatomische Aufteilung umfasst das mediale und das laterale femero-tibiale Kompartiment. Das femero-patellare Gelenk spielt in der Endoprothetik eine untergeordnete Rolle. Dieser Zusammenhang wird aber gegenwärtig noch kontrovers diskutiert [98,97].

Durch den bei einer Gonarthrose auftretenden femero-tibialen Substanzverlust kommt es zu einer vornehmlich im Stehen auftretenden Achsabweichung. Bei der

häufiger vorkommenden medialen Gonarthrose mit Substanzverlust des medialen Kompartimentes führt dies zu einer Varusstellung des betreffenden Gelenkes mit entsprechender Verlagerung der Beinachse. Bei lateralseitigem Abbau findet in gleicher Weise die Ausbildung einer Valgusstellung statt.

Bei der Varusgonarthrose bildet die anteromediale Variante mit noch erhaltenem vorderen Kreuzband und bestehendem knorpeligen lateralen Überzug eine Sonderrolle [2,102,101].



**Abbildung 8: Destruierende Gonarthrose**



Die Arthrose ist nach radiologischer und klinisch-explorativer Beurteilung in Grade eingeteilt. Die Klinik der Arthrose ist maßgebend für die Schweregrade nach Outerbridge [68].

Grad I	Knorpelerweichung und Knorpelschwellung (intakte Oberfläche)
Grad II	Fissuren und Fragmentierung kleiner 2,5 cm <sup>2</sup>
Grad III	Fissuren und Fragmentierung größer 2,5 cm <sup>2</sup>
Grad IV	Knorpelschaden bis auf den Knochen

Im angelsächsischen Raum wird für die Einteilung der radiologisch nachgewiesenen Arthrose die Klassifikation von Kellgren und Lawrence aus dem Jahr 1957 verwendet. Eine Arthrose gilt im Grad II und höher als gesichert [47].

Grad 0	keine Anzeichen
Grad 1	zweifelhaft, kleinste Osteophyten, zweifelhafte Signifikanz
Grad 2	minimal, deutliche Osteophyten, nicht beeinträchtigter Gelenkraum
Grad 3	moderate, Verschmälerung des Gelenkraumes
Grad 4	stark, Gelenkraum weitestgehend zerstört, subchondrale Sklerosierung

In Nordeuropa wird dagegen weitestgehend die Einteilung nach Ahlbäck verwendet, die besonders die Aspekte der Gelenkspaltverschmälerung und den Knochenabrieb berücksichtigt [4].

Typ I	Gelenkspaltverschmälerung
Typ III	Verschluss des Gelenkspaltes
Typ III	Leichter Knochenabrieb
Typ IV	Mittlerer Knochenabrieb
Typ V	Starker Knochenabrieb, Subluxation, laterale Arthrose

### **3.1.2.1 Ätiologie und Pathogenese**

Zurzeit werden als Ursache der Arthrose Veränderungen der Chondrozyten sowie deren Aktivierung und Differenzierung diskutiert. Hiernach bilden die Chondrozyten minderwertiges Kollagen. Zusätzlich wird eine matrixdegradierende Proteinase aktiviert, welche eine Instabilität der Knorpelgrundsubstanz nach sich zieht [30].

Bei den verschiedenen Grundursachen und Diagnosen kommt es zu einem Knorpelsubstanzverlust. Dieser bewirkt unter anderem eine verminderte Bindungsmöglichkeit von Synovialflüssigkeit, aus der sich eine Verschlechterung der Gleiteigenschaften der kommunizierenden Gelenkflächen erklärt. Aus dem hieraus bedingten höheren Abrieb bei Gleitbewegungen des Gelenkes erklärt sich eine kaum aufzuhaltende Progredienz der Erkrankung. Nach weiterem Fortschreiten der Erkrankung folgt eine vollständige Zerstörung des Knorpelüberzuges. Im Weiteren zieht dies eine Sklerosierung des subchondralen Kochens nach sich. Da der Knochen bei einer erhöhten Belastung mit Ausbildung einer Oberflächenvergrößerung reagiert, bilden sich an den betroffenen Gelenken Osteophyten aus. Hieraus bedingt sich eine weitere Deformität des Gelenkes, die einen physiologischen Bewegungsablauf nicht mehr zulässt. Hinzukommend werden durch verschiedene Abbau- und Abriebprodukte entzündliche Prozesse der Synovialschleimhaut unterhalten, die für den Patienten zusammengenommen durch Schmerzen und Bewegungseinschränkung die Lebensqualität beeinträchtigen [103].

Eine sekundäre Gonarthrose ist von der primären Gonarthrose zu unterscheiden. Bei der sekundären Gonarthrose lässt sich eine Ursache für die Entstehung der Arthrose in der Vorgeschichte und den Vorerkrankungen des Patienten finden. Drei große Untergruppen sind hier aufgeführt:

#### **Posttraumatisch**

Hierbei liegen frühere Verletzungen des Kniegelenkes, insbesondere mit chondraler Beteiligung, als Ursache für die Ausbildung einer Arthrose vor. Beispielhaft sind Osteochondrosis dissecans, Kreuzband- und Meniskusläsionen, die typischerweise als Folge von Sportunfällen junger Menschen auftreten [89]. Zusätzlich müssen noch chronische Bandinstabilitäten genannt werden. Unzureichend geheilte

Knorpelschäden oder Achsabweichungen nach Abschluss der Heilung beschleunigen den Prozess der Knorpeldestruktion zusätzlich. Weitere Einflussfaktoren sind Übergewicht, Fehlbelastung und endokrine Faktoren.

### **Destruierende Erkrankungen**

Die rheumatoide Arthritis ist eine der häufigsten Erkrankungen, die zu einer so starken Zerstörung des Gelenkes führt, dass nur eine Prothese als Therapieoption bleibt. Die Ätiologie dieser Allgemeinerkrankung des mesenchymalen Gewebes ist weiterhin ungeklärt. Man geht davon aus, dass es sich um eine Autoimmunerkrankung handelt. Die häufigste Manifestation der Erkrankung liegt in der Synovia, deren Entzündungsreaktion eine Ausschüttung verschiedener matrixdegradierender Proteinase zur Folge hat. Diese wiederum führen zu einer kontinuierlichen Destruktion der Knorpelgrundsubstanz.

Weitere entzündliche Erkrankungen, die als letzte Mittel der Therapie die Implantation einer Prothese nach sich ziehen, können Osteonekrosen wie der Morbus Ahlbäck sein. Aber auch bakterielle infektiöse Prozesse können nach deren vollständiger Ausheilung eine prothetische Versorgung notwendig machen.

### **Angeborene Deformitäten**

Vorbestehende Dysplasien wie eine habituelle Patellaluxation können nach vorangegangenen frustranen Therapieversuchen nach Untergang des Gelenkknorpels die Versorgung mit einer Prothese notwendig werden lassen.

### **3.1.3 Röntgenanalyse**

#### **3.1.3.1 Konventionelle Auswertung von Röntgenbildern**

Die Grundlage zur Nachuntersuchung von Implantaten und deren Migration ist in den meisten Verfahren eine konventionelle Röntgenbildserie. Insbesondere in der Beurteilung von Hüftgelenksendoprothesen kann man anhand von anatomischen Bezugspunkten eine Errechnung der Migration durchführen. Bei der manuellen Auswertung kann so eine Messgenauigkeit von bis zu 2 mm erreicht werden [66]. Durch die Verwendung von digitalen Bildverarbeitungstechniken und Berechnungen kann man die Genauigkeit auf 0,7 bis 1,3 mm steigern. Weitere Verbesserung erfährt die Auswertung durch die Verwendung von kontrastverstärkenden Filtern und Möglichkeiten. Zusätzlich ist es möglich, Vergrößerungsfaktoren einfließen zu lassen, damit die Prothesen in gleicher Größe abgebildet werden. So ist es möglich mit der Einzel-Bild-Röntgen-Analyse (EBRA) nach Russe eine Messgenauigkeit von 0,7 bis 1,0 mm zu erreichen [20,41,52,82].

#### **3.1.3.2 Radiostereometrie**

Die sensitivste Untersuchungsmethode mit einer Messgenauigkeit von 0,1 bis 0,8 mm ist die Radiostereometrie. Hierbei können in einem speziellen Untersuchungsaufbau durch die gleichzeitige Verwendung zweier Röntgenröhren zwei Röntgenbilder von demselben Objekt zur gleichen Zeit angefertigt werden. Für die eindeutige Lageidentifizierung eines Objektes im dreidimensionalen Raum sind mindestens drei Punkte notwendig. Da dies für Knochen und die Prothesenteile nicht möglich ist, werden intraoperativ Tantalumkügelchen als Marker verwendet. Dieses Material zeichnet sich durch seine hohe Ordnungszahl und dadurch bedingte gute Resorption von Röntgenstrahlen aus. Im Fall einer Knieendoprothese müssen idealerweise 15 Tantalummarker mit einer Positionierungshilfe eingebracht werden. Zur besseren Identifizierung werden unterschiedliche Größen verwendet. Diese variieren zwischen 0,8 und 1,0 mm. Für die Anfertigung und Auswertung nach diesem Verfahren sind zusätzliche Gerätschaften notwendig [44,73,89].

### 3.1.3.3 Röntgenanalyse dieser Studie

Von allen in dieser Studie aufgenommenen Patienten wurden Röntgenverlaufsaufnahmen angefertigt. Begonnen wurde mit präoperativen Aufnahmen, die das Kniegelenk im a.p.-Strahlengang und lateral zeigen. Es wurden ausschließlich analog angefertigte Bilder berücksichtigt, die mit einer 40x20 cm Röntgenkassette angefertigt wurden. Das hohe Längen-Breiten-Verhältnis erlaubt eine zufrieden stellende Beurteilung der Beinachsen. Zusätzlich wurden Röntgenaufnahmen der Patella axial ausgewertet.

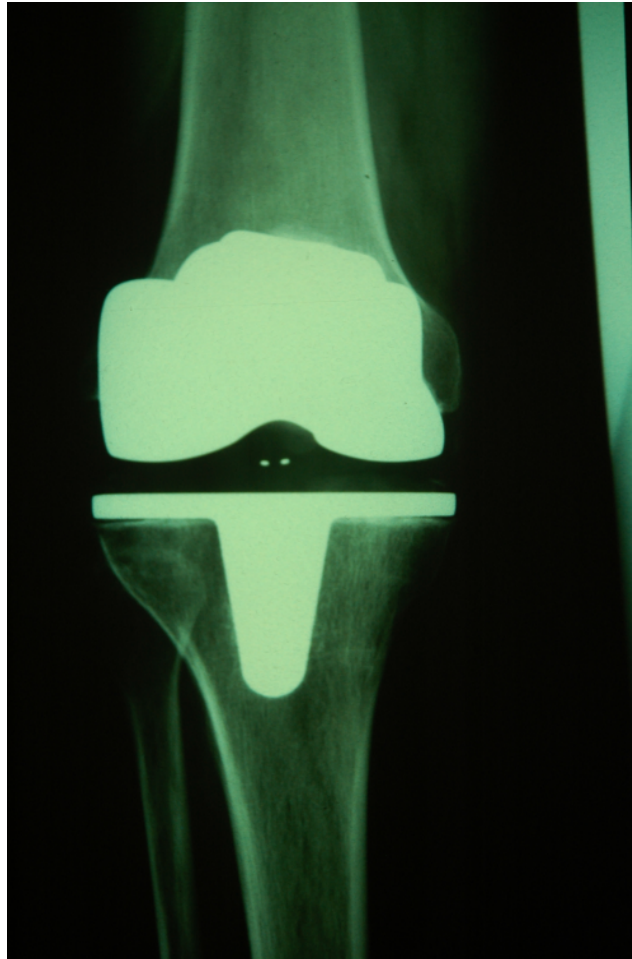


Abbildung 9: LCS-Knieendoprothese im a.p- Röntgenbild

Hierbei konnten insgesamt 15 Messwerte erhoben werden, 8 Winkel und 7 Abstände. Diese Werte spiegeln entsprechend die in der Radiostereometrie gewonnenen Werte der x-, y- und z-Achse wider [44].

Zusätzlich zu den Messwerten wurden Röntgensäume der Grenzschicht zwischen knochenanliegender Prothesenoberfläche und der Knochensubstanz beurteilt. Dies ist neben dem klinischen Beschwerdebild eine der gängigsten Methoden zur Beurteilung der Prothesenlockerung. Die Szintigraphie hingegen spielt in der Diagnostik der Prothesenlockerung eine untergeordnete Rolle [56].

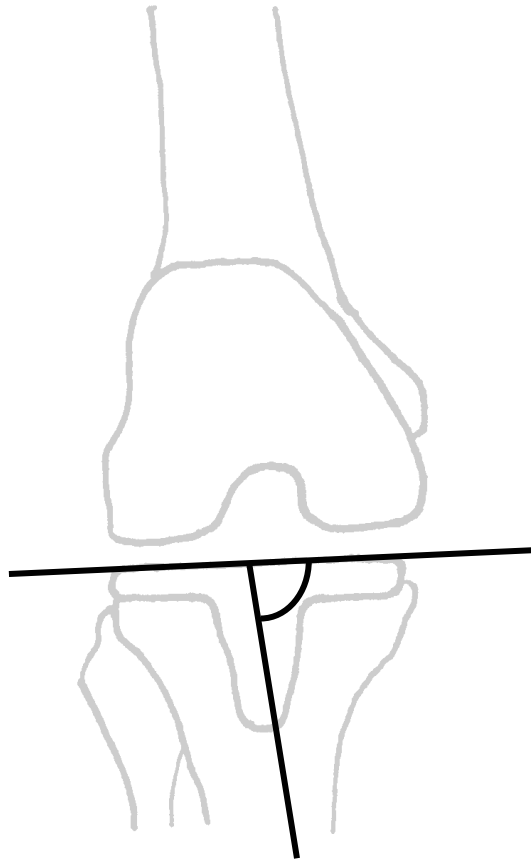
Die präoperativen Aufnahmen wurden im Mittel 37,1 Tage vor der Operation durchgeführt. Hierbei unterscheiden sich das Rheuma- und Arthrosekollektiv deutlich. So wurden bei den Rheumapatienten die Aufnahmen durchschnittlich 54,9 Tage vor dem geplanten Eingriff und bei Patienten mit Arthrose im Mittel 19,4 Tage präoperativ angefertigt. Postoperativ wurden direkt und im Follow-up weitere Röntgenbilder angefertigt. Die direkt postoperativen Aufnahmen entstanden üblicherweise noch am Operationstag. Weitere Verwendung fanden zudem Bilder, die nach durchschnittlich 2,5 Jahren und nach 5 Jahren angefertigt wurden.

#### **3.1.3.4 Messwerte mit Prothese**

Im Folgenden werden nun die einzelnen 15 Messwerte vorgestellt. Sie sind nach Winkelbestimmungen in Grad und Abstandsmessungen in Millimeter unterteilt. Die Nomenklatur richtet sich nach dem jeweiligen Messwert und der Bildebene. Zudem wird angegeben, ob es sich um ein prä- oder postoperatives Röntgenbild handelt. Die ersten Buchstaben lassen einen Rückschluss auf den Messwert zu, wogegen die an das Ende gestellte Buchstabenkombination darstellt, ob es sich um ein a.p.- oder seitliches Bild handelt. So beschreiben die letzten Buchstaben, wie das Bild angefertigt worden ist. LP verweist auf ein laterales Bild mit Prothese. AP dagegen stellt einen Messwert im a.p.- Röntgenbild mit Prothese dar.

## *Winkel in Grad*

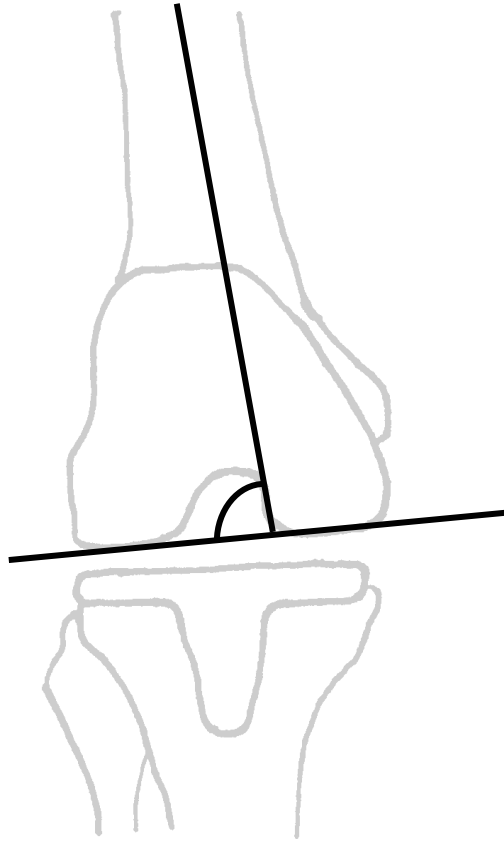
**aAP** (Rotation z-Achse)



**Abbildung 10: Graphische Darstellung des aAP**

aAP gibt den Winkel zwischen dem Tibiaschaft und dem Tibiaplateau in der a.p.-Aufnahme an. Gemessen wurde die Abweichung des rechten Winkels der beiden Geraden voneinander, wobei ein negativer Wert eine Valgisierung und ein positiver Wert die Ausbildung eines Varus in der Achse bedeutet.

### **$\beta$ AP (Rotation z-Achse)**

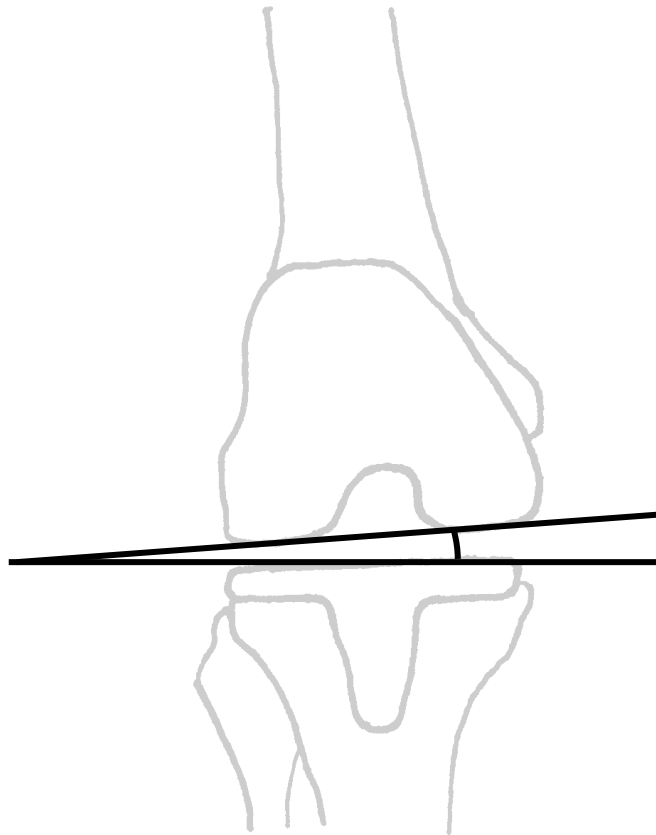


**Abbildung 11: Graphische Darstellung des  $\beta$ AP**

$\beta$ AP gibt den Winkel zwischen dem Femurschaft und der Oberfläche der Femur-Prothesen-Kondylen in der a.p.- Aufnahme wieder. Hierbei wird die Abweichung zum  $90^\circ$  Winkel angegeben. Positive Werte geben eine Varisierung und negative eine Valgisierung an.



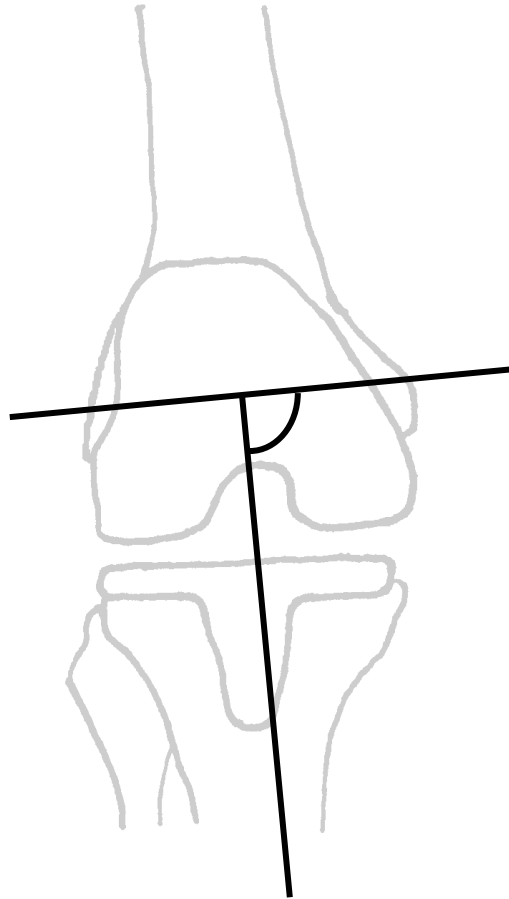
**gAP** (Rotation z-Achse)



**Abbildung 12. Graphische Darstellung des gAP**

gAP zeigt den Winkel zwischen Tibiaplateau und scheinbarem Femurplateau in der a.p.- Aufnahme. Negative Werte der eigentlich parallel verlaufenden Geraden zeigen eine Varisierung und positive die Ausbildung eines Valgus.

**ae-atAP** (Rotation z-Achse)



**Abbildung 13: Graphische Darstellung des ae-atAP**

ae-atAP bezeichnet den Winkel zwischen der Verbindungsgeraden zwischen den Epikondylen des Femurs und der Schaftachse der Tibia in der a.p.- Aufnahme. Gemessen wurden die Abweichungen zum rechten Winkel ( $90^\circ$ ). Positive Werte geben einen Varus an, negative einen Valgus.

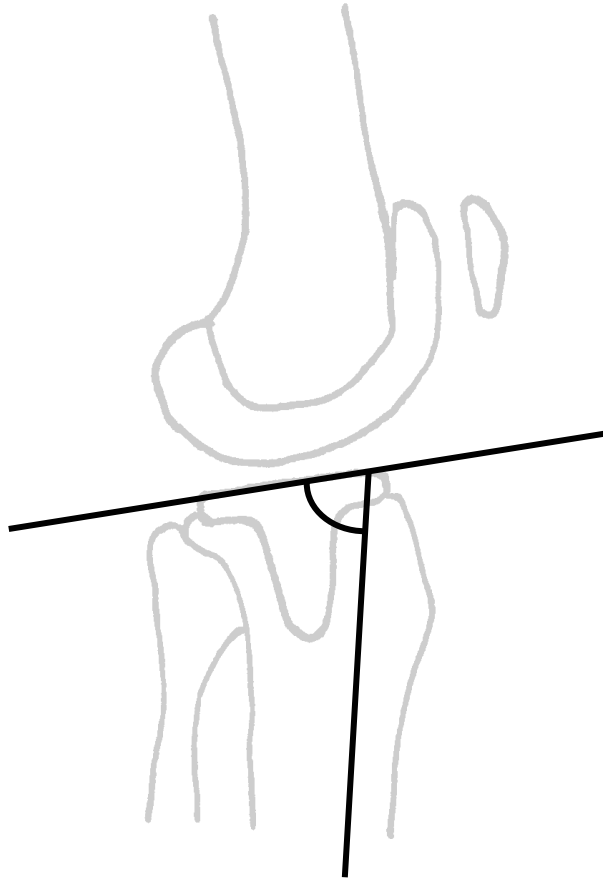
**$\beta$ LP** (Rotation x-Achse)



**Abbildung 14: Graphische Darstellung des  $\beta$ LP**

$\beta$ LP benennt den Winkel zwischen der Prothesenrückfläche des Femuranteils und dem Femurschaft im lateralen Bild.

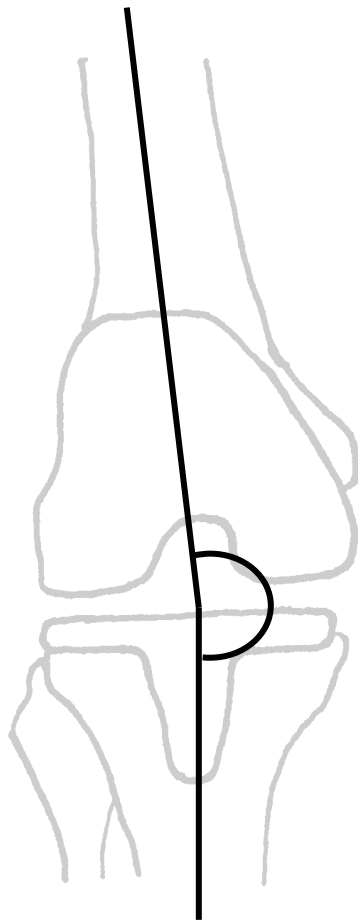
**aLP** (Rotation x-Achse)



**Abbildung 15: Graphische Darstellung des aLP**

aLP bezeichnet den Winkel zwischen Tibiaplateau und dem Tibiaschaft in der lateralen Aufnahme. Negative Werte geben ein dorsales Absinken an (slope).

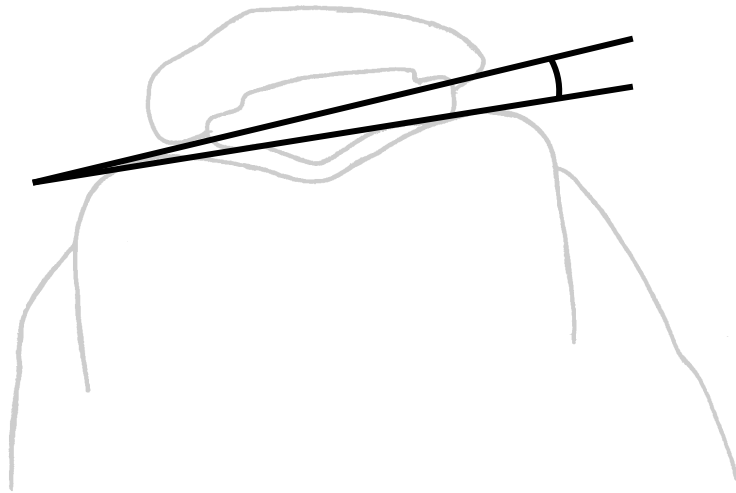
**aftAP** (Rotation z-Achse)



**Abbildung 16: Graphische Darstellung des aftAP**

aftAP bezeichnet den Winkel zwischen Femurachse und Tibiaachse in der a.p.-Aufnahme. Negative Werte geben einen Valgus an.

## Tilt

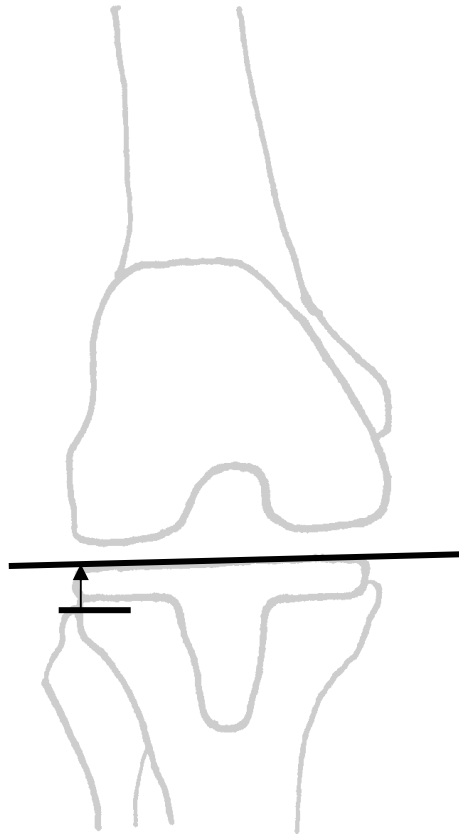


**Abbildung 17: Graphische Darstellung des Tilt**

Tilt benennt den Winkel zwischen Kondylen und Patella in der axialen Aufnahme der Patella. Negative Werte geben ein mediales Absinken der Patella an.

*Abstände in mm (Vergrößerung bzw. Verkleinerung herausgerechnet )*

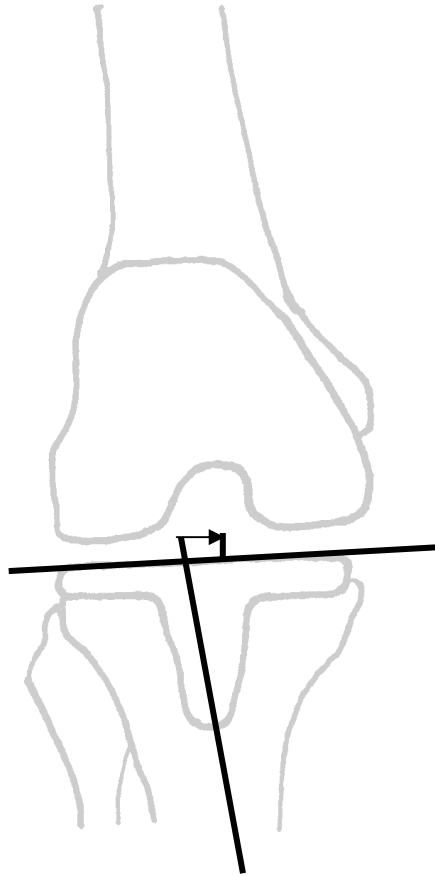
**hptAP** (y-Achse)



**Abbildung 18: Graphische Darstellung des hptAP**

hptAP zeigt die Höhe in Millimetern von der proximalen Spitze des Fibulaköpfchens bis zum Tibiaplateau der Prothese. Hierbei wurde die röntgendichte Metalloberkante gewählt.

### dmptAP (x-Achse)

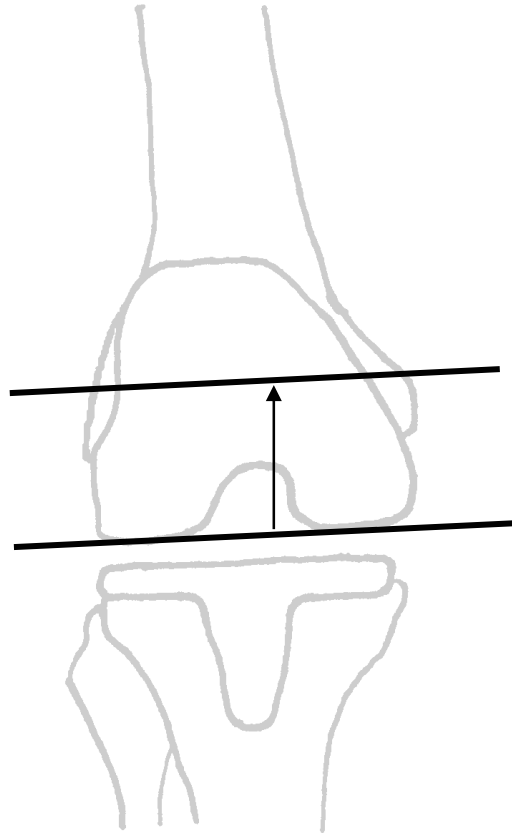


**Abbildung 19: Graphische Darstellung des dmptAP**

dmptAP gibt die Abweichung des Mittelpunktes des Tibiaprothesenteils in der a.p.- Aufnahme von der Achse des Tibiaschaftes an. Negative Werte zeigen eine Verschiebung des Mittelpunktes nach medial, positive nach lateral.



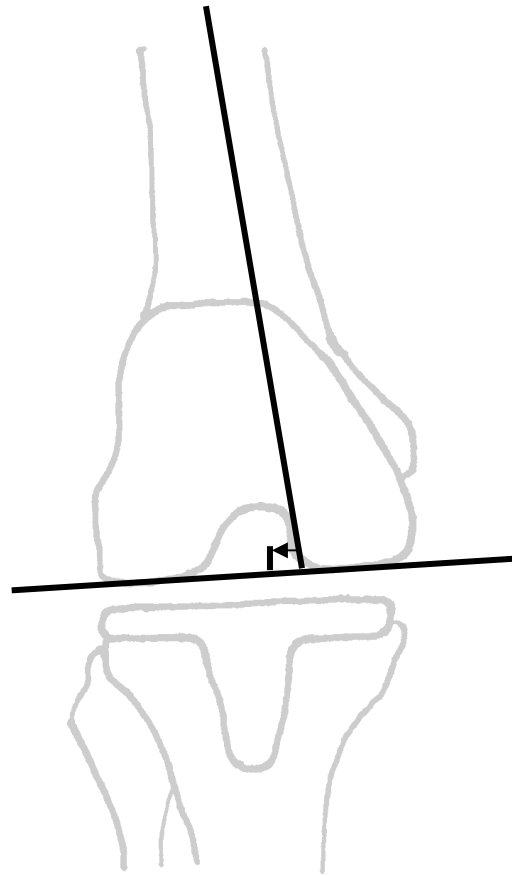
### hpfAP (y-Achse)



**Abbildung 20: Graphische Darstellung des hpfAP**

hpfAP gibt Abstand zwischen scheinbarem Femurplateau und der Geraden zwischen den Kondylen an.

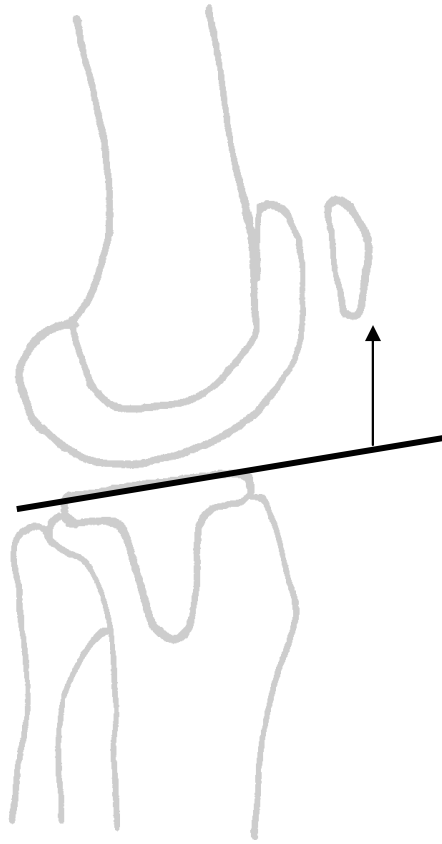
### **dmpfAP (x-Achse)**



**Abbildung 21: Graphische Darstellung des dmpfAP**

dmpfAP zeigt die Abweichung des Schnittpunktes des scheinbaren Femurplateaus und der Femurachse vom Mittelpunkt des scheinbaren Femurplateaus in der a.p.-Aufnahme. Positive Werte geben eine Abweichung des Schnittpunktes vom Mittelpunkt nach medial an.

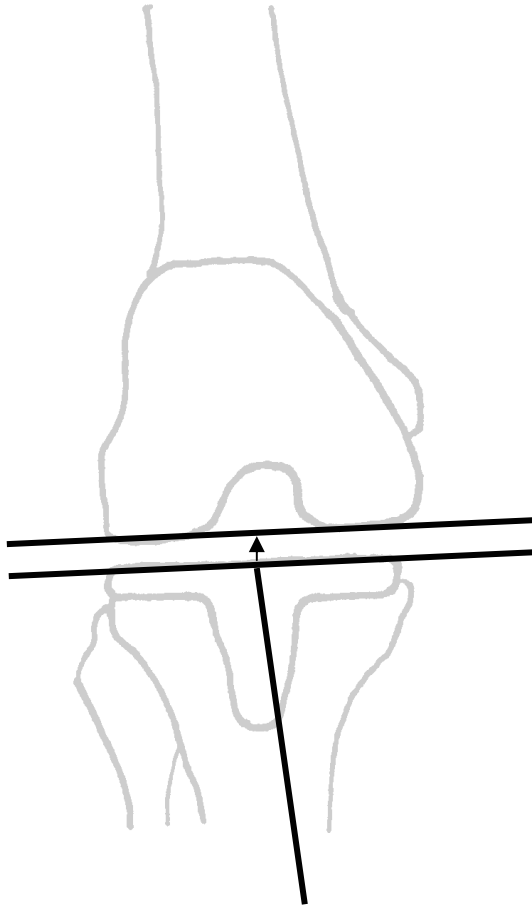
**phLP (y-Achse)**



**Abbildung 22: Graphische Darstellung des phLP**

phLP gibt die Höhe des distalen Patellapols zum Tibiaplateau in der lateralen Aufnahme an.

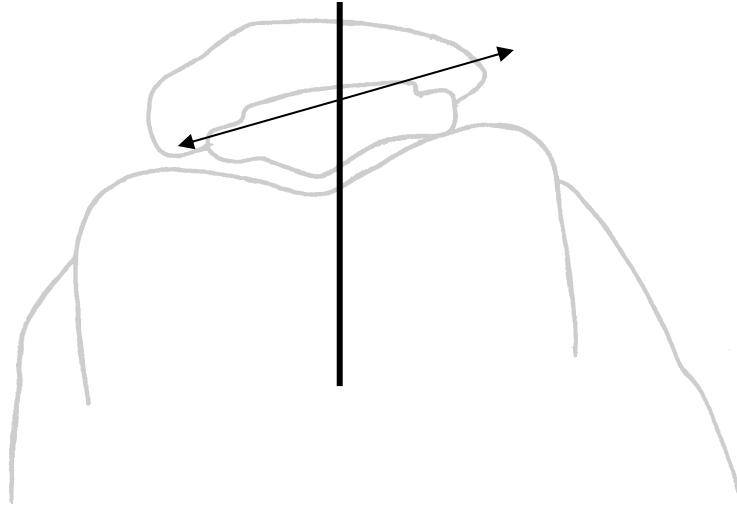
### **Knorpel/Polyethylen (y-Achse)**



**Abbildung 23: Graphische Darstellung der Knorpel/Polyethylen-Stärke**

Knorpel/Polyethylen lässt den Rückschluss auf die Höhe des Polyethylens in der Mittellinie der Tibiaachse in der a.p.- Aufnahme zu.

## Shift



**Abbildung 24: Graphische Darstellung des Shift**

Der Shift der Patella gibt bei negativen Werten eine Verschiebung nach medial an, positive Werte entsprechen einer Verschiebung nach lateral.

### **3.1.4 Nachuntersuchungsmethoden**

In der Zeit von Juni 2000 bis Dezember 2002 wurden anhand von Operationslisten Patienten erfasst, die in der Zeit von 1991 bis 1996 in der Rheumaklinik Bad Bramstedt mit einer LCS-Knieendoprothese versorgt worden sind. Dabei konnten insgesamt 428 Patienten ermittelt werden, bei denen 482 Kniegelenke operiert wurden.

Im Archiv der Klinik wurden die entsprechenden Röntgenunterlagen und OP-Berichte gesichtet. Da bei vielen der behandelten Patienten auch postoperativ in der Klinik im Rahmen von Nachuntersuchungen Röntgenaufnahmen angefertigt wurden, konnten ausreichende Follow-up-Serien erstellt werden. Insgesamt wurden 1622 Röntgenbilder gesichtet und vermessen.

Alle Röntgenbilder wurden von nur einem Untersucher mit einem handelsüblichen orthopädischen Winkelmesser vermessen, um mögliche Fehler (Inter-Observer-Error) zu reduzieren. Es wurde nach einem standardisierten Verfahren vorgegangen, dessen einzelne Messpunkte unter (3.1.3.4) dargelegt sind.

Bei der Studienplanung fielen besonders die unterschiedlichen Größen der abgebildeten Knochenanteile auf, die sich durch variierende Abstände der betreffenden Kniegelenke zur Röntgenplatte erklären. Um die gemessenen Abstände in Millimeter vergleichen zu können, musste ein Normwert gefunden werden, der als Ausgangswert gesetzt wurde. Hierzu wurde der Abstand der Epikondylen gewählt. Diese Landmarken sind auf jeder der angefertigten a.p.- Aufnahmen vorhanden und auch noch nach der Implantation der Knieendoprothese gut abzugrenzen. Zudem bleibt diese Struktur bei der Operation vollständig erhalten. Körpereigene Umbaureaktionen, die den Abstand im Follow-up beeinflussen können, wurden bislang nicht beschrieben.

Der maximale Abstand der Epikondylen variiert bei den gemessenen a.p.- Aufnahmen der Knie zwischen 73 und 132 mm. Der Mittelwert beträgt 92,62 mm. Zur Vereinfachung wurde dieser Wert auf 100 mm gesetzt und die übrigen gemessenen Abstände mit dem nötigen Faktor multipliziert. Bei Vergleichen der entsprechenden a.p.- Aufnahmen mit den seitlichen Aufnahmen ergab sich ein nahezu gleiches Größenverhältnis der seitlichen Aufnahmen zu den a.p.-

Aufnahmen, so dass auf einen spezifischen Faktor verzichtet werden konnte und der Faktor der a.p.- Aufnahmen für die seitlichen Werte übernommen wurde.

In die nachfolgenden Berechnungen sind nur die angepassten Werte eingeflossen. Eine Anpassung der bei Winkelmessungen gewonnenen Werte war nicht erforderlich, da sich diese maßstabsgerecht darstellen.

### **3.1.5 Die Patientenbefragung**

Parallel zu der Auswertung der Röntgenbilder erfolgte eine Patientenbefragung. Hierzu wurde ein Fragebogen an alle im Untersuchungszeitraum behandelten Patienten versendet. Der Fragebogen findet sich in Kopie im Anhang.

Anhand des Fragebogens wurden aufgetretene Probleme erfasst, die von den Patienten bewusst wahrgenommen worden waren.

Aufgetretene Probleme wurden untergliedert in:

Lockerung des tibialen Prothesenteils

Lockerung des femoralen Prothesenteils

Kniescheibenproblematik

Infektion

Kniesteife

Zusätzlich wurden notwendige Operationen sowie deren Datum und Art erfragt. Zur Vereinfachung beim Ausfüllen des Fragebogens konnten nahezu alle Fragen durch Ankreuzen beantwortet werden.

Zusätzlich wurden die Patienten über Röntgenverlaufsaufnahmen befragt, die nicht in der Rheumaklinik Bad Bramstedt angefertigt wurden, um diese ggf. auszuwerten.

Diejenigen Patienten, die sich auf den schriftlichen Fragebogen nicht zurück meldeten, wurden telefonisch kontaktiert. Der Fragebogen wurde in diesen Fällen im Interview ausgefüllt.



## **4 Ergebnisse**

### ***4.1 Ergebnisse der Anruf- und Fragebogenaktion***

361 der 428 Patienten, die sich im Gesamtkollektiv befanden, wurden Anschreiben und Fragebogen zugesendet (siehe Anhang). Für 67 Patienten konnte keine aktuelle Adresse ermittelt werden. Von denen, die nicht angeschrieben werden konnten, waren in 5 Fällen beide Knie operiert worden.

Von den 361 angeschriebenen Patienten antworteten insgesamt 177, was einer Rücklaufquote von 49,03% entspricht. Darunter fielen 26 Patienten mit beidseitigem Kniegelenksersatz.

Von den 184 Patienten, die sich nicht zurückmeldeten, waren 57 unbekannt verzogen und 4 verstorben, wobei in keinem Fall eine Ursächlichkeit des Ablebens in der prothetischen Versorgung lag. Bei den Verstorbenen waren zudem bis zum Ableben keine Probleme mit der LCS-Knieendoprothese aufgetreten oder bekannt geworden.

Die 157 Patienten, die nicht schriftlich erreicht werden konnten oder den vorbereiteten Fragebogen nicht zurücksandten, sollten telefonisch kontaktiert werden. Es lagen jedoch nur für 87 Personen Telefonnummern vor, von denen 24 erreicht werden konnten. Die übrigen Patienten entgingen der Befragung.

Insgesamt gaben 201 Patienten (46,9 %) Auskunft.

Von den 123 Patienten mit zusammengefasst 137 operierten Kniegelenken, deren erhobene Daten in dieser Studie Berücksichtigung finden, sendeten 75 (54,7%) einen ausgefüllten Fragebogen zurück. Zusätzlich konnten vier telefonisch erreicht werden (2,9%). Dies ergibt eine Rücklaufquote von zusammen 79 (57,7%).

## **4.2 Auswertung der Fragebögen**

Bei der Auswertung der Fragebögen und der Anrufaktion konnten die im Folgenden aufgelisteten Ergebnisse gesammelt werden.

Von 201 implantierten Prothesen bei 201 Patienten waren bei 16 implantierten Prothesen (7,96%) Revisionen nötig geworden.

Davon hatten sich bei 11 Patienten (5,5%) Anteile der Prothese gelockert. In einem Fall lag der Revision eine Lockerung der Patellarrückfläche zugrunde. Bei einem weiteren Fall wurde eine Wechseloperation bei distaler Femurfraktur notwendig. In 4 Fällen lag eine gleichzeitige Lockerung der Femur- und Tibiaanteile vor. In den übrigen 5 Fällen hatte sich nur das Tibiaplateau gelockert. Eine isolierte Lockerung des femoralen Anteils wurde nicht beobachtet. In allen Fällen wurden bei der Revision die neuen Prothesenanteile zementiert. Von diesen ist bei 3 Fällen ein Systemwechsel auf teilgekoppelte Modelle bekannt.

Bei einer Prothese kam es zu einem Materialbruch des Polyethylenanteils, so dass eine Revision, jedoch ohne Prothesenwechsel, nötig wurde.

Folgende Besonderheiten traten auf:

Es traten zudem 4 revisionsbedürftige Spätinfektionen auf, die jedoch keiner Wechseloperation bedurften.

In der Befragung gaben 9 Patienten anhaltende, seit der Operation bestehende Schmerzen im operierten Knie an.

Bei 4 Patienten war es zu einer ligamentär bedingten Instabilität gekommen, die jeweils mittels Orthese behandelt wurde.

Bei 2 Patienten war es zu einer postoperativen höhergradigen Bewegungseinschränkung gekommen, die lediglich eine Bewegung von unter 10° zuließ. Bei diesen beiden und weiteren 2 Fällen war eine Narkosemobilisation nötig.

Ein Patient berichtete von therapierefraktären Gelenkergüssen. Bei einem weiteren bestanden dauerhafte Schwellungszustände der Weichteile.

### **4.3 Postoperative Röntgenbildauswertung**

#### **4.3.1 Direkt Postoperativ**

Von allen 482 im Untersuchungszeitraum operierten Kniegelenken wurden 314 postoperative Bilder ausgewertet (65%). Die nicht erfassten Aufnahmen konnten teilweise nicht aufgefunden werden oder waren durch Rotation oder schlechte Abbildungsqualität nicht korrekt auszuwerten. Sie entgingen somit der Auswertung.

Neben den Messwerten der zu bestimmenden Bezugspunkte wurde zusätzlich auf allgemeine Veränderungen geachtet. Besondere Beachtung fand hierbei die Grenzschicht zwischen Prothesenoberfläche und Knochensubstanz. Von den 314 bewerteten Prothesen entfielen 167 (53,2%) auf Patienten mit rheumatischen Erkrankungen und 147 (46,8%) auf Patienten, die an Arthrose erkrankt waren.

In der Gruppe der Rheumapatienten war schon direkt postoperativ in 10 Fällen (6,0%) ein Randsaum bis zu 1 mm zu beobachten. Ein Randsaum über diesen Wert hinaus fand sich in einem Fall (0,6%). Bei 2 Prothesen (1,2%) wurde ein Spalt unter dem dorsalen Anteil des tibialen Anteils beobachtet. In einem Fall (0,6%) ist es intraoperativ zu einer deutlichen Verdichtung der Spongiosa in der proximalen Tibia gekommen. Bei 2 Patienten (1,2%) musste bereits intraoperativ bei mangelnder Stabilität ein anderer Prothesentyp implantiert werden.

In der Gruppe der Arthrosepatienten waren 27 (18,4%) der 147 direkt postoperativen Aufnahmen durch Veränderungen aufgefallen. Bei 3 Prothesen (2,0%) wurde ein Randsaum bis 1 mm Stärke gesehen, in einem Fall sogar darüber hinaus. Bei 8 Patienten (5,4%) bestand unter dem dorsalen Anteil der tibialen Prothese ein Spalt. In 13 Fällen (8,8%) konnte eine Verdichtung der Spongiosa der Tibia in unmittelbarer Nähe der Prothese verzeichnet werden. Auch in dieser Gruppe musste bereits intraoperativ die Prothese bei mangelnder Stabilität auf ein anderes Produkt gewechselt werden.

### **4.3.2 Nach 2,5 Jahren**

Nach Ablauf eines Follow-ups von 2,5 Jahren konnten von 137 Prothesen Röntgenverlaufsaufnahmen bewertet werden. Hiervon entfallen 89 auf die Gruppe der Rheumakranken und 48 auf die Gruppe der an Arthrose erkrankten Patienten.

Im Rheuma-Kollektiv war bei 41 Prothesen ein Randsaum bis zu 1 mm Stärke aufgetreten (46,1%). Bei 2 Patienten (2,2%) betrug dieser sogar 2 mm. Bei 2 Prothesen (2,2%) war weiterhin ein Spalt unterhalb des dorsalen Anteils der Prothese sichtbar. Bei 8 (9,0%) Patienten war eine tibiale Verdichtung der Spongiosa vorhanden.

In der Gruppe der Arthrosepatienten war eine Randsaumbildung bis 1 mm Stärke in 25 Fällen (52,1%) zu beobachten. Bei 7 Patienten (14,6%) betrug der Randsaum 2 mm und mehr. In 3 Fällen (3,3%) bestand ein dorsaler Spalt unter dem tibialen Anteil der Prothese. Bei einer Prothese (1,1%) wurde eine Verdichtung der Spongiosa beobachtet.

Eine Wechseloperation war in keiner der Gruppen aufgetreten.

### **4.3.3 Nach 5 Jahren**

In der Kontrolle nach 5 Jahren war es möglich, 37 implantierte Prothesen zu vermessen.

In der Gruppe der 23 Rheumapatienten konnte bei 12 Prothesen (52,2%) die Ausbildung eines Randsaumes bis 1 mm, besonders tibial, beobachtet werden. In einem Fall (4,3%) wurde ein Randsaum von 2 mm gemessen. Bei einer Prothese (4,3%) war weiterhin ein Spalt vorhanden. Eine Prothese (4,3%) wurde aufgrund von Lockerung auf ein anderes Modell gewechselt.

Die Arthrosegruppe bot bei 14 Prothesen in 7 Fällen (50,0%) das Auftreten eines Randsaumes bis 1 mm. Des Weiteren war eine Wechseloperation (7,1%) und in einem Fall (7,1%) ein Randsaum von 2 mm aufgetreten.

#### **4.4 Statistiken dieser Arbeit**

Zur Auswertung der im Rahmen dieser Arbeit erhobenen Daten wurden verschiedene statistische Verfahren verwendet.

Die statistische Analyse und graphische Darstellung wurden mit Hilfe der Computerprogramme Microsoft Excel® auf Basis eines IBM® kompatiblen Personal Computers erstellt. Zusätzlich wurde eine Auswertung über das Programm StatView (SAS Institute Inc. North Carolina, USA) auf einem Macintosh Computer durchgeführt.

Da bei der statistischen Auswertung über StatView keine individuelle Berücksichtigung der Messgenauigkeit erfolgt und sich die errechnete Genauigkeit aus einer Summe von einfließenden Störparametern zusammensetzt, wurde dieser eine weitere vergleichende Berechnung nach Bandermann gegenüber gestellt. Bei der Berechnung des Signifikanzlevels nach Bandermann wurde davon ausgegangen, dass die Messungenauigkeit der manuell erhaltenen Werte mit 2 mm bei Abstandsmessungen und 3° bei Winkelmessungen beträgt. Aus diesem Grund konnte auf die Berechnung der Messungenauigkeit verzichtet werden. Unter Berücksichtigung dieser somit fixen Größe konnten zusätzliche Messdaten im Vergleich der Diagnosegruppen als signifikant ausgearbeitet werden.

Das Signifikanzlevel wurde bei  $p < 0,05$  festgelegt, entsprechend dazu nach Bandermann ein t-Wert  $> 1,98$  bei  $N=137$  und  $t > 2,04$  bei  $N=37$  [6,10].

Die Überlebensraten wurden nach Kaplan Meier (1958) aus den erhobenen Daten berechnet und mittels Log-Rank-Test miteinander verglichen. Als Ereignis wurde ausschließlich die operative Revision mit Ausbau und gegebenenfalls Wechsel gewertet.

Als Datengrundlage dienen die einzelnen Messwerte, aus denen die Differenzen im Verlauf berechnet wurden. Sie stellen die Bewegungen der Bestandteile der LCS-Knieendoprothese der verschiedenen Achsen im Verlauf dar.

## 4.4.1 Statistische Auswertung

### 4.4.1.1 Formeln

Die Berechnungen der Signifikanzen wurden, wie im vorangegangenen Kapitel dargestellt, mit einer Computersoftware (StatView) ausgearbeitet. Zusätzlich wurden alle Messgrößen mit Formeln nach Bander mann überprüft. Hierbei konnte eine dem p-Wert äquivalente Berechnung (t-Wert) ermittelt werden [6].

In einem ersten Schritt wurde die Varianz der einzelnen Kollektive, in diesem Fall Rheuma und Arthrose, rechnerisch ermittelt. Hierzu musste von den Einzelwerten  $x$  der Mittelwert  $\bar{x}$  subtrahiert werden. Diese Differenz wurde potenziert und durch die Freiheitsgrade dividiert, beispielhaft 88 ( $n=89$ ) für das Rheuma-Kollektiv und 47 ( $n=48$ ) für das Arthrose-Kollektiv. Die Summe über alle Werte bildet hier die Varianz  $S^2$ .

Varianz: 
$$S^2 = \sum_{i=1}^{89} (x_i - \bar{x})^2 / 88$$

Im Weiteren konnte die Standardabweichung der Messwerte rechnerisch überprüft werden. Hierbei wurde die Wurzel aus der Varianz gezogen.

Standardabweichung: 
$$S = \sqrt{\left[ \sum_{i=1}^{89} (x_i - \bar{x})^2 / 88 \right]}$$

Um die Gesamtvarianz über die beiden voneinander unabhängigen Kollektive zu bilden, muss die Summe aus den Produkten der Freiheitsgrade und der jeweiligen Standardabweichung gebildet werden. Diese wird durch die Summe der Freiheitsgrade dividiert. Die Gesamtstandardabweichung erhält man nun durch ziehen der Wurzel aus diesem Ergebnis.

Gesamtvarianz: 
$$S^2_g = \left[ (88 * S_1^2) + (47 * S_2^2) \right] / (88 + 47)$$

Gesamtstandardabweichung: 
$$S_g = \sqrt{\left[ \left[ (88 * S_1^2) + (47 * S_2^2) \right] / (88 + 47) \right]}$$

Die t-Verteilung errechnet sich aus der Differenz der Mittelwerte dividiert durch die Gesamtstandardabweichung.

t- Verteilung:  $t = (\bar{x}_1 - \bar{y}_2) / S_g$

Die Berechnung der Fehlerabschätzung bezieht die Messungenauigkeit in die Rechnung mit ein. Nach Nunn betragen die Messfehler der analogen Röntgenbildauswertung bei Winkelmessungen  $3^\circ$  und bei Abstandsmessungen 2 mm. Bei Werten, die sich darüber hinaus entwickeln, kann von einer sicheren Migration ausgegangen werden [67].

Diesen Zusammenhang voraussetzend wurde in einem weiteren Schritt die Berechnung nach Bander mann mit einer festen Standardabweichung durchgeführt. So wurde für Winkelmessungen von  $3^\circ$  und bei Abstandsmessungen von 2 mm ausgegangen. Alle hier aufgeführten, nach Bander mann berechneten t-Werte wurden auf diese Weise ermittelt.

## **4.5 Unterschiede in der Kniegeometrie nach Einbau der Prothese**

### **4.5.1 Operationsbedingte Veränderungen**

Es ist bekannt, dass bei der konventionellen Implantation einer Knieendoprothese eine Achsenveränderung auftritt. Dies geschieht durch die vorbestehende Laxität der Führungsbänder, welche bei der Implantation bei nicht gekoppelten Knieendoprothesen gestrafft werden müssen, um eine ausreichende Führungsstabilität herzustellen. Mindestens ein Teil der Varisierung bei konventionellen Operationsverfahren lässt sich damit erklären [48,71].

Durch den operativen Eingriff veränderten sich – zumindest minimal - die 13 präoperativ erhobenen Messwerte. Fünf Messreihen stechen durch starke Veränderungen hervor. Diese werden im folgenden Kapitel vorgestellt.

### **4.5.2 Röntgenmorphometrie bei Rheuma- und Arthrosepatienten direkt postoperativ**

Im Vergleich der aus dieser Studie gewonnenen Daten geht für verschiedene Messpunkte eine signifikante Änderung bei den Diagnosekollektiven von prä- zu postoperativ hervor. Die Bezeichnungen der Messwerte entsprechen der Legende von (3.1.3.4). Als signifikant wurden dabei nur solche gewertet, deren t-Wert größer als 1,98 misst oder deren p-Wert unter 0,05 liegt [6]. Als Grundlage dienen die Differenzen der einzelnen Messwerte sowie die daraus resultierenden Mittelwerte der jeweiligen Diagnosegruppen.

<b>Signifikante Werte nach Einbau</b>		
<b>Bezeichnung</b>	<b>t-Wert</b>	<b>p-Wert</b>
aftAP	-9,59358	0,0001
βAP	-2,584	0,0307
gAP	6,703	0,0001
dmpfAP	-11,213	0,0016
Knorpel/Polyethylenstärke	-7,3029	0,0077

**Tabelle 5: Signifikante Veränderungen nach Implantation der LCS-Prothese**



Bei den übrigen 8 der insgesamt 13 erhobenen Messwerte (3.1.3.4) konnte rechnerisch keine eindeutig signifikante Differenz zwischen den einzelnen Diagnosen und der primären Einbaulage nachgewiesen werden. Hier bestehen jedoch bei vier Werten grenzwertig signifikante t-Werte, deren p-Werte jedoch nicht das Signifikanzniveau erreichten.

<b>Grenzwertig signifikante Werte nach Einbau</b>		
<b>Bezeichnung</b>	<b>t-Wert</b>	<b>p-Wert</b>
Tilt	2,0413	0,2164
dmptAP	-2,043	0,2769
phLP	-2,6782	0,6913
aLP	2,9594	0,287

**Tabelle 6: Grenzwertig signifikante Veränderungen nach Implantation der LCS-Prothese**

### **aftAP**

Präoperativ bestand im Mittel in der Gruppe der Arthrosepatienten ein Valgus der Beinachse von 177,6° (n=48) und in der der Rheumapatienten ein Valgus der Beinachse von 173,5° (n=89). Als allgemeingültiger Mittelwert der Beinachse, mit Valgus im Kniegelenk, wird ein Winkel von 174° angenommen [51].

Postoperativ besteht in der Gruppe der Arthrosepatienten ein Valgus der Beinachse von 173,5° (n=48) und in der der Rheumapatienten ein Valgus der Beinachse von 174,6° (n=89).

Hieraus ergibt sich ein signifikanter Unterschied in der primären Achsenkorrektur der unterschiedlichen Diagnosen. Dies entspricht einem t-Wert von 9,59 oder einem p-Wert von <0,0001 (Mann-Whitney-Test).

### **BAP**

Der Winkel zwischen der Kondylenoberflächenachse und dem Femurschaft liegt im Mittel bei 81° im Sinne eines Valgus. Präoperativ bestand im Arthrosekollektiv ein Winkel von 80,4° (n=48) und im Rheumakollektiv ein Winkel von 80,5° (n=89).

Postoperativ zeigte sich eine signifikante Differenz von im Mittel  $0,5^\circ$  der Resektion (p-Wert 0,0307).

Hierbei muss auch noch **aAP** betrachtet werden, der den Winkel zwischen Tibiaplateau und Tibiaachse angibt. Der Winkel liegt im Mittel bei  $93^\circ$  im Sinne eines Varus. Präoperativ bestand im Arthrosekollektiv ein Winkel von  $94,2^\circ$  (n=48) und im Rheumakollektiv ein Winkel von  $93,4^\circ$  (n=89). Postoperativ besteht im Arthrosekollektiv ein Winkel von  $91,2^\circ$  (n=48) und im Rheumakollektiv ein Winkel von  $90,7^\circ$  (n=89) (p-Wert 0,7849).

### **gAP**

Präoperativ lag der Winkel zwischen den Oberflächen des Tibiaplateaus und der Kondylenoberflächenachse im Arthrosekollektiv im Mittel bei  $-3,5^\circ$  (n=48). Dieses entspricht einem Aufklappen nach lateral. Der Mittelwert der Rheumapatienten zeigt hier  $0,2^\circ$  (n=89) mit Öffnung nach medial. Postoperativ besteht im Arthrosekollektiv ein Winkel von  $0,0^\circ$  (n=48) und im Rheumakollektiv ein Winkel von  $0,1^\circ$  (n=89) (p-Wert 0,0001).

### **dmpfAP**

Bei diesem Abstandswert wird die Differenz zum Mittelpunkt des scheinbaren Femurplateaus zur Femurschaftachse angegeben. Negative Werte geben eine Verlagerung des Schnittpunktes nach lateral an.

Im Arthrosekollektiv lag er präoperativ bei  $-4,30$  mm (n=48) und postoperativ bei  $-5,54$  mm (n=48). Beim Rheumakollektiv findet sich dieser Punkt präoperativ bei  $-9,59$  mm (n=89) und postoperativ bei  $-5,58$  mm (n=89). Vergleicht man diese Entwicklung der beiden Diagnosekollektive, besitzt sie ein Signifikanzlevel von p-Wert 0,0016.

### **Knorpel/ Polyethylenstärke**

Erwartungsgemäß nimmt die Stärke der Knorpel- bzw. Polyethylenschicht operationsbedingt zu. Zusätzlich findet sich ein signifikanter Unterschied der einzelnen Diagnosekollektive. In der Gruppe der Arthrosepatienten bestand präoperativ eine mittlere Schichthöhe von 4,19 mm (n=48) und postoperativ eine Stärke von 6,89 mm (n=48). Bei den Rheumapatienten zeigt sich eine Entwicklung von 3,75 mm (n=89) präoperativ zu 8,34 mm postoperativ (n=89) (p-Wert 0,0077).

## **4.6 Prothesenmigration**

### **4.6.1 Allgemeine Migration**

Bei der Auswertung der Daten wurden die im Weiteren aufgeführten Migrationen unabhängig von der Diagnose gewonnen. In der Gesamtheit befanden sich 137 Prothesen, die im Intervall von im Mittel 2,5 Jahren kontrolliert wurden. Nach durchschnittlich 5 Jahren wurden noch einmal 37 Fälle untersucht. Als Ausgangswert wird jeweils der direkt postoperativ ermittelte Wert gesetzt. Nach L. Ryd ist die Migration in den ersten 12 Monaten nach der Implantation am höchsten und nimmt im weiteren Verlauf zunehmend ab [81,86].

Bei der Annahme eines Messfehlers der analogen Röntgenbilder bei Winkelmessung von  $3^\circ$  und bei Abstandsmessungen von 2 mm kann mit einer sicheren Migration bei darüber hinaus aufgetretenen Differenzen ausgegangen werden [64]. Die entsprechenden Migrationen sind auf der Folgeseite in Tabelle 7: Allgemeine Migration aufgeführt.

Messwerte deren Migration 2mm oder 3° überschreiten:

	nach 2,5 Jahren (N = 137)			nach 5 Jahren (N = 37)		
	Mittelwert Der Veränderung	Anzahl	Prozent	Mittelwert Der Veränderung	Anzahl	Prozent
<b>BAP</b>	<b>0,48°</b>	<b>14</b>	<b>10,22%</b>	<b>0,65°</b>	<b>6</b>	<b>16,22%</b>
Valgus		7	5,11%		4	10,81%
Varus		7	5,11%		2	5,41%
<b>hpfAP</b>	<b>-0,40mm</b>	<b>49</b>	<b>35,77%</b>	<b>-1,67mm</b>	<b>16</b>	<b>43,24%</b>
Abnahme		31	22,63%		13	35,14%
Zunahme		18	13,14%		3	8,11%
<b>aAP</b>	<b>0,14°</b>	<b>18</b>	<b>13,14%</b>	<b>0,49°</b>	<b>4</b>	<b>10,81%</b>
Valgus		8	5,84%		2	5,41%
Varus		10	7,30%		2	5,41%
<b>hptAP</b>	<b>0,24mm</b>	<b>61</b>	<b>44,53%</b>	<b>-1,10mm</b>	<b>12</b>	<b>32,43%</b>
Abnahme		37	27,01%		10	27,03%
Zunahme		24	17,52%		2	5,41%
<b>dmptAP</b>	<b>0,04mm</b>	<b>68</b>	<b>49,64%</b>	<b>-0,12mm</b>	<b>7</b>	<b>18,92%</b>
lateral		45	32,85%		2	5,41%
medial		23	16,79%		5	13,51%
<b>gAP</b>	<b>-0,08°</b>	<b>6</b>	<b>4,38%</b>	<b>-0,24°</b>	<b>4</b>	<b>10,81%</b>
Valgus		4	2,92%		1	2,70%
Varus		2	1,46%		3	8,11%
<b>phLP</b>	<b>6,17mm</b>	<b>96</b>	<b>70,07%</b>	<b>6,79mm</b>	<b>14</b>	<b>37,84%</b>
Abnahme		28	20,44%		7	18,92%
Zunahme		68	49,64%		7	18,92%
<b>aLP</b>	<b>-0,26°</b>	<b>25</b>	<b>18,25%</b>	<b>-0,27°</b>	<b>7</b>	<b>18,92%</b>
Abnahme		12	8,76%		7	18,92%
Zunahme		13	9,49%		0	0,00%
<b>dmpfAP</b>	<b>-0,82mm</b>	<b>74</b>	<b>54,01%</b>	<b>-0,73mm</b>	<b>17</b>	<b>45,95%</b>
lateral		24	17,52%		3	8,11%
medial		50	36,50%		14	37,84%
<b>Polyethylen</b>	<b>-0,49mm</b>	<b>37</b>	<b>27,01%</b>	<b>-0,47mm</b>	<b>11</b>	<b>29,73%</b>
Abnahme		30	21,90%		6	16,22%
Zunahme		7	5,11%		5	13,51%
<b>aftAP</b>	<b>0,92°</b>	<b>37</b>	<b>27,01%</b>	<b>1,51°</b>	<b>8</b>	<b>21,62%</b>
Valgus		14	10,22%		4	10,81%
Varus		23	16,79%		4	10,81%

Tabelle 7: Allgemeine Migration

#### **4.6.1.1 Migration im Follow-up von 2,5 Jahren**

In 137 Fällen wurde eine Kontrolle nach durchschnittlich 2,5 Jahren durchgeführt. Hierbei wurden Migrationen unabhängig von der zugrunde liegenden Diagnose der einzelnen Messwerte betrachtet.

##### **BAP**

Es ist bei 14 Prothesen (10,2%) eine signifikante Lageveränderung in dieser Ebene eingetreten. Bei 7 Prothesen (5,1%) konnte eine zunehmende Valgisierung festgestellt werden, die sich von  $4^\circ$  bis  $6^\circ$  erstreckt. Bei 7 Prothesen (5,1%) ist eine Varisierung feststellbar, die von  $-4^\circ$  bis  $-18^\circ$  reicht. Davon liegen jedoch 5 Werte im Bereich  $-4^\circ$  bis  $-7^\circ$ , was eine höhergradige Varisierung widerspiegelt. Bei zwei Prothesen konnte jeweils ein Wert von  $-13^\circ$  und  $-18^\circ$  ermittelt werden. Im Fall der um  $18^\circ$  abgesunkenen Prothese wurde ein dorsaler Resektionsspalt des tibialen Anteils radiologisch nachgewiesen, der im weiteren Verlauf vollständig rückläufig und nicht mehr nachweisbar war. Bei diesem Patienten kam es später zu einem Versagen des Polyethylens, so dass ein Revisionseingriff notwendig wurde. Bei dem Patienten mit der Abweichung von  $-13^\circ$  kam es nachweislich zu keinen klinischen Beschwerden.

##### **hpfAP**

Die Höhe des scheinbaren Femurplateaus änderte sich im postoperativen Verlauf bei 47 Prothesen (34,3%). Es kam bei 31 Prothesen (22,6%) zu einer Abnahme des scheinbaren Femurplateaus von mehr als 2 mm. Bei 18 Messungen (13,1%) wurde eine Zunahme um mehr als 2 mm beobachtet.

##### **aAP**

Bei 8 Prothesen (5,8%) konnte radiologisch eine Valgisierung des Tibiaplateaus nach Implantation von mehr als  $3^\circ$  gemessen werden. Bei 10 Messungen (7,3%) trat eine Varisierung auf.

### **hptAP**

Bei 37 Prothesen (27,0%) war eine postoperative Abnahme der tibialen Plateauhöhe von mehr als 2 mm messbar. In 24 Fällen (17,5%) nahm die Höhe um mehr als 2 mm zu.

### **dmptAP**

Der Mittelpunkt der tibialen Prothese verschob sich in 45 Fällen (32,8%) im Verhältnis zur Tibiaschaftachse um mehr als 2 mm nach lateral. Eine gegenläufige Verschiebung nach medial war in 23 Fällen (16,8%) messbar.

### **gAP**

Eine Veränderung des parallel zueinander stehenden Tibiaplateaus und des scheinbaren Femurplateaus von mehr als 3° zeigte sich in 6 Fällen (4,4%). Dabei entfallen 4 (2,9%) auf eine Valgisierung im Gelenkspalt und 2 (1,5%) auf die Entwicklung eines Varus. Es ist zu beachten, dass die Polyethylenstärke nur indirekt beurteilt werden kann.

### **phLP**

Eine Zunahme der Patellahöhe im seitlichen Bild im Verhältnis zum Tibiaplateau ist in 68 Fällen (49,6%) gemessen worden. Die Abnahme von mehr als 2 mm konnte bei 28 Prothesen (20,4%) nachgewiesen werden.

### **aLP**

Der im seitlichen Bild gemessene dorsale Abfall des Tibiaplateaus (slope) veränderte sich im postoperativen Verlauf mit einer Zunahme von mehr als 3° bei 13 Messungen (9,5%). Eine Abnahme des dorsalen Abfalls stellte sich in 12 Fällen (8,8%) dar. Die Summe der Veränderung der Zunahme des slope beträgt 84°, die der Abnahme 59°. Dies entspricht einem Mittelwert der Abnahme von 6,5° und einem der Zunahme von 4,9°.

### **dmpfAP**

Bei 50 Messungen (36,5%) konnte eine Abweichung des Schnittpunktes der Achse des Femurs mit der des Plateaus nach medial festgestellt werden. Diese ergaben einen Mittelwert von 5,8 mm. In 24 Fällen (17,5%) konnten negative Werte erhoben werden, die eine Abweichung des Schnittpunktes nach lateral anzeigen. Im Mittel entspricht dies 6,0 mm Abweichung.

### **Knorpel/Polyethylenhöhe**

Über die gesamte Messreihe konnte eine Abnahme von durchschnittlich 0,48 mm beobachtet werden. Eine Veränderung der postoperativ erhobenen Entwicklung der Stärke des Polyethylens war in 37 Fällen (27,0%) aufgetreten. Bei 30 Messungen (21,9%) nahm die Höhe über 2 mm ab. Bei 7 Messungen (5,1%) stellte sich eine scheinbare Zunahme über 2 mm heraus. Durchschnittlich beträgt diese 4,6 mm.

### **aftAP**

Der Winkel zwischen Femurachse und Tibiaachse in der a.p.- Aufnahme änderte sich postoperativ in 23 Fällen (16,8%) zum Varus. In 14 Fällen (10,2%) war eine zunehmende Valgisierung erkennbar. Durchschnittlich ist eine Entwicklung der Varisierung um  $0,91^\circ$  zu beobachten.



#### **4.6.1.2 Migration im Follow-up von 5 Jahren**

In 37 Fällen wurde eine Kontrolle nach durchschnittlich 5 Jahren angefertigt. Hierbei wurden Migrationen unabhängig von der zugrunde liegenden Diagnose der einzelnen Messwerte beobachtet. Auch hier finden nur Messwerte Berücksichtigung, deren Entwicklungen bei Winkelmessungen über 3° und bei Abstandsmessungen über 2 mm betragen.

##### **BAP**

In 4 Fällen (10,8%) trat eine zunehmende Valgisierung ein, die im Durchschnitt 4,25° betrug. Eine Varisierung konnte in 2 Messungen (5,4%) erhoben werden, die durchschnittlich 4,5° betrug.

##### **hpfAP**

Eine Abnahme der Höhe des scheinbaren Femurplateaus wurde bei 13 Prothesen (35,0%) beobachtet. Die durchschnittliche Abnahme betrug hier 3,6 mm. Eine Zunahme wurde in 3 Fällen (8,1%) beobachtet mit einer mittleren Rate von 4 mm.

##### **aAP**

Es traten im Bereich des Tibiaplateaus zur Tibiaachse jeweils bei 2 Messungen (5,4%) Entwicklungen über 3° auf. Bei 2 Messungen bildete sich ein Varus mit im Mittel 8,5° aus. Die beiden Messungen, die eine Valgisierung ergaben, erbrachten jeweils 4°.

##### **hptAP**

In 10 Fällen (27,0%) kam es zu einer Abnahme der Höhe des Tibiaplateaus. Der Mittelwert lag hier bei 7,5 mm. Eine Zunahme konnte in 2 Fällen (5,4%) mit jeweils 7 mm gemessen werden.

### **dmptAP**

Der Schnittpunkt verschob sich in 5 Fällen (13,5%) im Verhältnis zum Mittelpunkt nach medial. Durchschnittlich lag die Differenz bei 4,4 mm. Eine gegenläufige Verschiebung nach lateral war in 2 Fällen (5,4%) mit durchschnittlich 4 mm messbar.

### **gAP**

Eine Veränderung des Winkels der eigentlich parallelen Plateauflächen von Tibia und Femur war in 4 Fällen (10,8%) zu beobachten. Hierbei bildete sich bei 3 Messungen (8,1%) ein mediales Absinken von im Mittel  $4,6^\circ$  heraus. Das laterale Absinken konnte in einem Fall (2,7%) beobachtet werden, hier betrug der Wert  $4^\circ$ .

### **phLP**

Eine Zunahme der Patellahöhe im Verhältnis zum Tibiaplateau wurde in 7 Messungen erhoben (18,9%). Die durchschnittliche Zunahme betrug 5,1 mm. Eine Abnahme war ebenfalls in 7 Fällen (18,9%) aufgetreten mit einem Durchschnittswert von 5,7 mm.

### **aLP**

Der slope, das dorsale Abfallen des Tibiaplateaus, nahm in 7 Fällen (18,9%) zu. Durchschnittlich betrug diese Zunahme  $4,8^\circ$ . Ein Rückgang über  $3^\circ$  hinaus ist nicht aufgetreten.

### **dmpfAP**

Bei 14 Messungen (37,8%) konnte eine Abweichung des Schnittpunktes der Achse des Femur mit der des Plateaus nach medial festgestellt werden. Es ergab sich ein Mittelwert von 4,9 mm. In 3 Fällen (8,1%) konnten negative Werte erhoben werden, die eine Abweichung des Schnittpunktes nach lateral anzeigen. Im Mittel entspricht dies einer Verschiebung im postoperativen Verlauf von 5,6 mm.

### **Knorpel/Polyethylenhöhe**

Eine Abnahme der Polyethylenstärke war in 6 Fällen (16,2%) mit durchschnittlich 6,1 mm aufgetreten. Eine scheinbare Zunahme wurde bei 5 Prothesen (13,5%) mit durchschnittlich 5,2 mm verzeichnet.

### **aftAP**

Der Winkel der Achsen zwischen Femur und Tibia änderte sich bei 8 Prothesen über 3°. Hierbei war bei 4 Messungen (10,8%) eine zunehmende Valgisierung mit durchschnittlich 5,2° aufgetreten. Eine Varisierung trat ebenfalls bei 4 Prothesen auf, jedoch mit einem Durchschnittswert von 9°.

## 4.6.2 Krankheitsspezifisches Migrationsverhalten

### 4.6.2.1 Nach Ablauf von 2,5 Jahren

Die erste Messreihe wurde nach durchschnittlich 2,5 Jahren erhoben. In dieser finden sich 137 operierte Kniegelenke, in die die LCS-Oberflächenersatzprothese implantiert wurde. Davon wurden bei 14 Patienten beide Knie operiert, so dass zusammen 123 Patienten versorgt wurden.

Auf die Gruppe der Rheumakranken entfallen 89 Implantationen bei 75 Patienten. Die Gruppe der Arthrosepatienten umfasst 48 Operationen bei 48 Erkrankten.

Im Folgenden werden die Parameter der Migration der Prothese im Vergleich der Diagnosen dargestellt. Vorab sind die signifikanten Veränderungen in einer Übersicht dargestellt:

		t-Wert	p-Wert	t-Wert	p-Wert	t-Wert	p-Wert
Bezeichnung	N	post op 1 - post op 2		post op 1 - post op 3		post op 2 - post op 3	
<b>Werte der Differenzen zwei Messungen</b>							
hptAP	89-48	-2,5483					
dmptAP	89-48	-2,98					
phLP	89-48	3,537					

**Tabelle 8: Signifikante Migrationsdifferenz bei den Diagnosekollektiven nach Ablauf von 2, 5 Jahren**

#### BAP

Bei der Berechnung der postoperativen Entwicklung des scheinbaren Femurplateaus in der a.p.-Ansicht liegt der Mittelwert der Grundgesamtheit bei  $-0,48^\circ$  (N=137). Dies entspricht einer Varisierung. Die errechnete Standardabweichung liegt bei  $2,88^\circ$ .

Das Arthrose-Kollektiv weist bei den Differenzen einen Mittelwert von  $-0,40^\circ$  (n=48) auf, was einer Varisierung entspricht. Das Maximum liegt bei  $+4^\circ$  und das Minimum bei  $-18^\circ$ .

Der Mittelwert der Differenzen des Rheuma-Kollektivs liegt bei einem Maximum von  $6^\circ$  und einem Minimum von  $-13^\circ$ . Der Mittelwert liegt bei  $-0,53^\circ$  (n=89).

Hieraus ergibt sich mit einem p-Wert von 0,34 der einzelnen Kollektive kein signifikanter Unterschied der Winkelentwicklung.

### **hpfAP**

Die Höhe des scheinbaren Femurplateaus nahm im Mittel um 0,40 mm bei einer Standardabweichung von 4,26 mm ab (N=137).

Im Arthrose-Kollektiv ergab sich eine Abnahme von im Mittel 0,37 mm (n=48), bei einem Maximum von 5,94 mm und einem Minimum von -4,45 mm.

Das Rheuma-Kollektiv zeigte eine Abnahme von durchschnittlich 0,42 mm (n=89). Dies erbringt im Vergleich der beiden Kollektive eine nicht signifikante Migration bei einem p-Wert von 0,52.

### **aAP**

Die Neigung des Tibiaplateaus in der a.p.-Ansicht ergab bei der gemeinsamen Betrachtung der Diagnosen eine Varisierung von  $-0,14^\circ$  (N=137). Die errechnete Standardabweichung betrug  $2,57^\circ$ .

Im Kollektiv der Arthrosepatienten entwickelte sich durchschnittlich ein Varus mit  $-0,33^\circ$  (n=48). Der Maximalwert und der Minimalwert lagen jeweils bei  $9^\circ$ .

Das Rheuma-Kollektiv entwickelte durchschnittlich eine Varisierung von  $0,03^\circ$  (n=89). Der Maximalwert lag hier bei  $8^\circ$  und der Minimalwert bei  $-6^\circ$ .

Eine signifikant unterschiedliche Entwicklung der Diagnosekollektive konnte mit einem p-Wert von 0,52 nicht beobachtet werden.

### **hptAP**

Die Höhe des Tibiaplateaus nahm bei einer Standardabweichung von 4,50 mm im Mittel um 0,24 mm (N=137) zu.

In der Gruppe der Arthrosepatienten nahm diese um durchschnittlich 0,65 mm (n=48) zu, wohingegen in der Gruppe der Rheumapatienten eine Abnahme um durchschnittlich 0,36 mm (n=89) zu verzeichnen war.

Rechnerisch ergibt sich daraus der nicht signifikante Unterschied von einem p-Wert von 0,44. Der t-Wert von 2,55 jedoch beschreibt eine signifikante Veränderung der Diagnosekollektive. Es kam zu einer stärkeren Migration bei Arthrosepatienten.

### **dmptAP**

Die Abweichung des Schnittpunktes der Tibiaachse mit der des Tibiaplateaus im Vergleich zum Mittelpunkt des Tibiaplateaus änderte sich unabhängig der Diagnose um 0,04 mm (N= 137). Hierbei findet eine Verschiebung des Mittelpunktes nach lateral statt. Die Standardabweichung beträgt hier 4,48 mm.

In den Diagnosegruppen ergibt sich mit einem p-Wert von 0,30 eine nicht signifikante Verschiebung. Nach Bandermand lässt sich auch hier eine signifikante Differenz bei einem t-Wert von 2,98 feststellen. In der Gruppe der Arthrosepatienten erfolgte eine durchschnittliche Verschiebung von 0,66 mm (n=48) nach medial, in der Gruppe der Rheumakranken dagegen findet sich eine Verschiebung von 0,41 mm (n=89) nach lateral.

### **gAP**

Die Entwicklung der modellbedingten parallelen Plateauachsen von Tibia und Femur zeigen im Mittel eine Varisierung von 0,08° (N=137), mit einer Standardabweichung von 1,02°.

Die Arthrose-Gruppe entwickelte einen Varus von 0,10° (n=48) und die der Rheumakranken einen Varus von 0,07° (n=89). Dies ist mit einem p-Wert von 0,75 nicht signifikant.

### **phLP**

Die Höhe der Patella in der seitlichen Aufnahme in Bezug auf die Achse des Tibiaplateaus zum unteren Pol der Patella nimmt im Verlauf mit durchschnittlich 6,17 mm (N=137) unabhängig der Diagnose zu.

Die einzelnen Gruppen zeigen mit einem p-Wert von 0,53 keine signifikanten Unterschiede. Gemäß des t-Wertes von 3,54 lässt sich hier ein signifikanter Unterschied nachweisen. Die Arthrose-Gruppe zeigt mit 6,99 mm (n=48) eine größere Zunahme als die Gruppe der Rheumakranken, bei der sich eine durchschnittliche Zunahme von 5,72 mm (n=89) findet.

### **aLP**

Der slope, das dorsale Absinken des tibialen Plateaus, in der seitlichen Aufnahme sinkt durchschnittlich in der Gesamtheit beider Diagnosegruppen um 0,26° (N=137). Die Standardabweichung liegt rechnerisch bei 2,88°.

In der Gruppe der Arthrosepatienten besteht eine Zunahme des slope von 0,19° (n=48), in der der Rheumapatienten liegt dieser bei 0,29° (n=89). Dieser Unterschied ist mit einem p-Wert von 0,86 nicht signifikant.

### **dmpfAP**

Die Abweichung des Schnittpunktes der Femurachse mit der des scheinbaren Femurplateaus im Vergleich zum Mittelpunkt des scheinbaren Femurplateaus änderte sich unabhängig der Diagnose um 0,82 mm (N=137). Hierbei findet eine Verschiebung des Mittelpunktes nach lateral statt. Die Standardabweichung beträgt 6,13 mm.

In den Diagnosegruppen ergibt sich mit einem p-Wert von 0,95 eine nicht signifikante Verschiebung. In der Arthrose-Gruppe erfolgt eine durchschnittliche Verschiebung von 0,95 mm (n=48) nach lateral, in der Gruppe der Rheumakranken findet sich eine Verschiebung von 0,75 mm (n=89) nach lateral.

### **Knorpel/Polyethylenhöhe**

Die Stärke des Polyethylens nahm insgesamt um durchschnittlich 0,49 mm ab (N=137). Die Standardabweichung beträgt bei diesem Messwert 2,61 mm. In der Arthrose- Gruppe war die Abnahme mit durchschnittlich 0,20 mm (n=48) geringer als die bei den Rheumakranken, in der sie 0,64 mm (n=89) betrug. Signifikante Unterschiede der Diagnosen ergeben sich hieraus jedoch nicht, der p-Wert liegt bei 0,25.

### **aftAP**

Über beide Diagnosengruppen beträgt die Achsenveränderung der Tibiaschaftachse zu der des Femurschaftes  $0,92^\circ$  (N=137) in Richtung eines Varus. Die Standardabweichung beträgt  $3,64^\circ$ . Die Gruppe der Arthrosepatienten entwickelte sich mit  $1,19^\circ$  (n=48) in Richtung Varus jedoch stärker als die der Rheumakranken, bei der diese Tendenz im Mittel  $0,78^\circ$  (n=89) betrug. Hieraus errechnet sich ein nicht signifikanter p-Wert von 0,97.



#### 4.6.2.2 Nach Ablauf von 5 Jahren

Die zweite Messreihe wurde nach durchschnittlich 5 Jahren erhoben. Hier finden sich 37 operierte Kniegelenke, in die die LCS-Oberflächenersatzprothese implantiert wurde.

Auf die Gruppe der Rheumakranken entfallen 23 Implantationen bei 20 Patienten. Die Gruppe der Arthrosepatienten umfasst 14 Operationen bei 13 Patienten.

Als Basis fungiert der jeweils direkt postoperativ ermittelte Wert. Alle Angaben zu den Veränderungen beziehen sich auf diesen Ausgangswert.

Die signifikanten Werte nach Ablauf von 5 Jahren verteilen sich wie folgt:

		t-Wert	p-Wert	t-Wert	p-Wert	t-Wert	p-Wert
Bezeichnung	N	post op 1 - post op 2		post op 1 - post op 3		post op 2 - post op 3	
<b>Werte der Differenzen bei drei Messungen</b>							
<b>βAP</b>	23-14		0,0284	-2,269		-3,1546	
<b>hpfAP</b>	23-14		0,0024	2,6607		4,2732	
<b>hptAP</b>	23-14	-2,3885					
<b>phLP</b>	23-14	3,89599		2,812			
<b>aLP</b>	23-14			-2,06	0,0319		
<b>dmpfAP</b>	23-14	-2,4417					
<b>Knorpel</b>	23-14			2,4483		3,0431	0,0205
<b>aAP</b>	23-14				0,0541		

**Tabelle 9: Signifikante Migrationsdifferenz bei den Diagnosekollektiven nach Ablauf von 5 Jahren**

#### **βAP**

Bei der Berechnung der postoperativen Entwicklung des scheinbaren Femurplateaus in der a.p.-Ansicht liegt der Mittelwert der Grundgesamtheit bei  $0,65^\circ$  (N=37). Dies entspricht einer Varisierung. Die errechnete Standardabweichung liegt bei  $4,44^\circ$ .

Das Arthrose-Kollektiv bietet einen Mittelwert von  $0,79^\circ$  (n=14), was einer Valgisierung entspricht. Das Maximum liegt bei  $+5^\circ$  und das Minimum bei  $-5^\circ$ .

Beim Kollektiv der Rheumakranken liegt das Maximum bei  $4^\circ$  und das Minimum bei  $-22^\circ$ . Der Mittelwert beträgt  $-1,52^\circ$  (n=23).

Hieraus ergibt sich ein p-Wert von 0,08 zwischen den einzelnen Kollektiven, was keinen signifikanten Unterschied der Winkelentwicklung darstellt. Der t-Wert von 2,27 hingegen weist auf eine signifikante Differenz hin.

### **hpfAP**

Die Höhe des scheinbaren Femurplateaus nahm bei einer Standardabweichung von 6,08 mm im Mittel um 1,67 mm (N=37) ab.

Im Arthrose-Kollektiv ergab sich eine Zunahme im Mittel um 0,01 mm (n=14), bei einem Maximum von 6,90 mm und einem Minimum von -5,82 mm.

Das Kollektiv der Rheumapatienten zeigte eine Abnahme von durchschnittlich 2,69 mm (n=23).

Dies erbringt im Vergleich der beiden Kollektive eine nicht signifikante Migration bei einem p-Wert von 0,14. Mit einem t-Wert von 2,66 kann die Migration als signifikant gewertet werden.

### **aAP**

Die Neigung des Tibiaplateaus in der a.p.-Ansicht ergab bei der gemeinsamen Betrachtung der Diagnosen eine Varisierung von  $-0,49^\circ$  (N=37). Die errechnete Standardabweichung betrug  $2,60^\circ$ .

Im Kollektiv der Arthrosepatienten entwickelte sich durchschnittlich ein Varus mit  $-0,71^\circ$  (n=14). Der Maximalwert lag bei  $3^\circ$  und der Minimalwert bei  $-8^\circ$ .

Das Kollektiv der Rheumakranken entwickelte durchschnittlich eine Varisierung von  $-0,35^\circ$  (n=23). Der Maximalwert lag hier bei  $4^\circ$  und der Minimalwert bei  $-9^\circ$ .

Eine signifikant unterschiedliche Entwicklung der Diagnosekollektive konnte mit einem p-Wert von 0,68 nicht beobachtet werden.

### **hptAP**

Die Höhe des Tibiaplateaus nahm bei einer Standardabweichung von 5,83 mm im Mittel um 1,10 mm (N=37) ab. In der Gruppe der Arthrosepatienten nahm diese um durchschnittlich 1,65 mm (n=14) ab. In der Gruppe der Rheumakranken ist eine Abnahme um durchschnittlich 0,77 mm (n=23) zu verzeichnen. Rechnerisch ergibt sich daraus der nicht signifikante Unterschied bei einem p-Wert von 0,35.

### **dmptAP**

Die Abweichung des Schnittpunktes der Tibiaachse mit der des Tibiaplateaus im Vergleich zum Mittelpunkt des Tibiaplateaus änderte sich unabhängig der Diagnose um 0,12 mm (N=37). Hierbei findet eine Verschiebung des Mittelpunktes nach medial statt. Die Standardabweichung beträgt 3,52 mm.

In den Diagnosegruppen ergibt sich mit einem p-Wert von 0,53 eine nicht signifikante Verschiebung. In der Arthrose-Gruppe erfolgt eine durchschnittliche Verschiebung von 0,75 mm (n=14) nach medial, in der Gruppe der Rheumakranken dagegen findet sich eine Verschiebung von 0,26 mm (n=23) nach lateral.

### **gAP**

Die Entwicklung der modellbedingten parallelen Plateauachsen von Tibia und Femur zeigen im Mittel eine Varisierung von 0,24° Grad (N=37), bei einer Standardabweichung von 1,61°.

Die Arthrose-Gruppe entwickelte einen Varus von 0,29° (n=14) und die der Rheumakranken einen Valgus von 0,22° (n=23). Dies ist mit einem p-Wert von 0,95 ebenfalls nicht signifikant.

### **phLP**

Die Höhe der Patella in der seitlichen Aufnahme in Bezug auf die Achse des Tibiaplateaus zum unteren Pol der Patella nimmt im Verlauf mit durchschnittlich 5,79 mm (N=37) unabhängig der Diagnose zu. Die einzelnen Gruppen zeigen mit einem p-Wert von 0,75 keine signifikanten Unterschiede. Der t-Wert von 2,81 weist allerdings eine Signifikanz nach. Die Arthrose-Gruppe weist mit 6,97 mm (n=14) eine größere Zunahme auf als die der Rheumapatienten, bei der sich eine durchschnittliche Zunahme von 5,07 mm (n=23) findet.

### **aLP**

Der slope, das dorsale Absinken des tibialen Plateaus, in der seitlichen Aufnahme sinkt durchschnittlich in der Gesamtheit beider Diagnosegruppen um  $0,27^\circ$  (N=37). Die Standardabweichung liegt bei  $2,94^\circ$ .

In der Gruppe der Arthrosepatienten besteht eine Zunahme des slope von  $1,57^\circ$  (n=14), in der der Rheumakranken besteht eine Abnahme um durchschnittlich  $0,52^\circ$  (n=23). Dieser Unterschied ist mit einem p-Wert von 0,03 signifikant. Auch der t-Wert von 2,06 zeigt diesen signifikanten Unterschied.

### **dmpfAP**

Die Abweichung des Schnittpunktes der Femurachse mit der des scheinbaren Femurplateaus im Vergleich zum Mittelpunkt des scheinbaren Femurplateaus änderte sich unabhängig der Diagnose um 0,73 mm (N=37). Hierbei findet eine Verschiebung des Mittelpunktes nach lateral statt. Die Standardabweichung beträgt hier 5,25 mm.

In den Diagnosegruppen ergibt sich mit einem p-Wert von 0,43 eine nicht signifikante Verschiebung. In der Arthrose-Gruppe erfolgte eine durchschnittliche Verschiebung von 1,52 mm (n=14) nach lateral, in der Gruppe der Rheumakranken findet sich eine Verschiebung von 0,25 mm (n=23) nach lateral.

### **Knorpel/Polyethylenhöhe**

Die Stärke des Polyethylens nahm insgesamt um durchschnittlich 0,47 mm (N=37) ab. Die Standardabweichung beträgt bei diesem Messwert 3,48 mm. In der Arthrose-Gruppe ist in diesem Follow-up keine Abnahme, sondern eine Zunahme von durchschnittlich 0,56 mm (n=14) festzustellen. In der Gruppe der Rheumakranken kann jedoch eine Abnahme der Polyethylenstärke von durchschnittlich 1,10 mm (n=23) festgestellt werden. Hieraus folgen die grenzwertig signifikanten Unterschiede der Diagnosen mit einem p-Wert von 0,09. Der t-Wert von 2,45 verdeutlicht einen signifikanten Unterschied bei den beiden Grunderkrankungskollektiven.

### **aftAP**

Über beide Diagnosengruppen beträgt die Achsenveränderung der Tibiaschaftachse zu der des Femurschaftes  $1,51^\circ$  (N=37) in Richtung eines Varus. Die Standardabweichung beträgt  $4,45^\circ$ . Die Gruppe der Arthrosepatienten entwickelte sich mit  $1,14^\circ$  (n=14) in Richtung Varus. Bei den Rheumakranken betrug diese Tendenz im Mittel  $1,74^\circ$ . (n=23). Hieraus errechnet sich ein nicht signifikanter p-Wert von 0,34.

## 4.7 Überlebensraten

Unter Berücksichtigung der in der Befragung erreichten 201 Patienten konnten die Überlebensraten ermittelt werden. Hiervon waren 97 Patienten an Arthrose erkrankt und bei 104 Patienten war die Wechseloperation bei Rheumatismus notwendig. Als Ereignisse wurden Wechseloperation oder Ausbau der Prothese gewertet.

Insgesamt wurden in 14 Fällen beider Kollektive (6,9%) Wechseloperationen im Untersuchungszeitraum bis 2002 notwendig. Dies entspricht einer mittleren Dauer zwischen Operation und Befragung von 2784 Tagen oder 7,628 Jahren. Von den notwendigen Eingriffen entfielen 12 auf Arthrosepatienten und 2 auf Rheumakranke. Es resultiert eine mittlere Überlebensrate nach etwa 8 Jahren von 94,1% (N=201). Für die Gruppe der Arthrosepatienten liegt sie bei 87,6% (n=97) und bei den Rheumapatienten bei 98% (n=102).

Diagnose	Rheuma	Arthrose
Prothesenwechsel gesamt	2	12
Lockerung	2	7
Infektion	0	3
Patellaproblematik	0	1
Trauma	0	1

Tabelle 10: Verteilung der Wechseloperationen

Aufgrund einer Lockerung musste bei 7 Patienten der Arthrose-Gruppe eine Wechseloperation durchgeführt werden. Dies war bei 2 Rheumapatienten notwendig. Des Weiteren war eine Wechseloperation im Arthrose-Kollektiv bei 3 Infekten durchgeführt worden. 2 weitere Wechseloperationen waren einmal bei einer aufgetretenen Patellaproblematik und in einem anderen Fall durch eine periprothetische Fraktur notwendig geworden.

In Studien zu Langzeitergebnissen von Doppelschlittenprothesen, wie der LCS-Knieendoprothese, wird von Überlebensraten von 89,5%–97% nach Ablauf von 10-15 Jahren berichtet [13,90]. In einer 6 Jahres-Studie wird über die LCS-Prothese mit PCS-Tibiaplateau (Rotating Platform) von einer Überlebensrate von 97,9% berichtet.

Hierbei wird auch die These aufgestellt, dass der Verschleiß der Prothese und nicht deren Lockerung der limitierende Faktor ist [13].

Operative Revisionen waren insgesamt bei 21 Patienten (10,4%) notwendig. Davon entfielen 16 auf das Arthrose-Kollektiv und 5 auf die Gruppe der Rheumakranken. Zusätzlich zu den bereits aufgeführten 14 Wechseloperationen waren 4 Eingriffe bei dem Vorliegen einer Patellaproblematik notwendig. Hierbei entfielen jeweils 2 auf das Rheuma- und auf das Arthrose-Kollektiv. Bei 2 Patienten war bei Infekt eine operative Revision notwendig die sich auf beide Kollektive verteilt. In einem Fall eines Rheumapatienten kam es zu einem Bruch des Polyethylens, so dass ein operativer Austausch notwendig wurde.

<b>Diagnose</b>	<b>Rheuma</b>	<b>Arthrose</b>
<b>Revisionen gesamt</b>	<b>5</b>	<b>16</b>
<b>Wechseloperation</b>	2	12
<b>Infektion</b>	1	1
<b>Patellaproblematik</b>	2	2
<b>Polyethylenbruch</b>	1	0

**Tabelle 11: Verteilung der Revisionseingriffe**

## 4.8 Zusammenfassung der Ergebnisse

Es besteht eine allgemeine Migration der LCS-Knieendoprothese in einem Intervall von 2,5 und 5 Jahren. Besonders auffällig wird dies an den drei Messwerten hptAP, aLP und hpfAP. Es kann ein Einsinken des femoralen Prothesenteils und somit eine Abnahme der Höhe des scheinbaren distalen Femurplateaus beobachtet werden. Noch deutlicher ist die Migration des tibialen Prothesenteils. Auch hier besteht eine deutliche Abnahme der Höhe des Tibiaplateaus.

Das Tibiaplateau betrifft auch noch die auffällige Rotation der x-Achse, die eine Zunahme des slope verdeutlicht.

		t-Wert	p-Wert	t-Wert	p-Wert	t-Wert	p-Wert
Bezeichnung	N	post op 1 - post op 2		post op 1 - post op 3		post op 2 - post op 3	
<b>Werte der Differenzen zwei Messungen</b>							
hptAP	89-48	-2,5483					
dmptAP	89-48	-2,98					
phLP	89-48	3,537					
<b>Werte Differenzen drei Messungen</b>							
ßAP	23-14		0,0284	-2,269		-3,1546	
hpfAP	23-14		0,0024	2,6607		4,2732	
hptAP	23-14	-2,3885					
phLP	23-14	3,89599		2,812			
aLP	23-14			-2,06	0,0319		
dmpfAP	23-14	-2,4417					
Knorpel	23-14			2,4483		3,0431	0,0205
aAP	23-14				0,0541		

Tabelle 12: Übersicht über signifikante Unterschiede der Diagnosekollektive

### Diagnose

Es fällt ein Unterschied der Diagnosekollektive auf. Besonders auffällig ist der Migrationsunterschied bei der Rotation um die x-Achse des Tibiaplateaus. Hier ist mit einem p-Wert von 0,0319 das dorsale Absinken der Prothese im Arthrosekollektiv signifikant stärker ausgeprägt als bei den Rheumapatienten. Weitere Unterschiede sind in Tabelle 12: Übersicht über signifikante Unterschiede der Diagnosekollektive aufgeführt.



## **Geschlecht**

Die statistische Auswertung möglicher weiterer Einflussparameter auf die Prothesenmigration ergab, dass das Geschlecht keinen signifikanten Einfluss hatte.

## **Überlebensraten**

Diagnoseunabhängig besteht eine Überlebensrate von 94,1%. Im Kollektiv der Rheumapatienten liegt die Überlebensrate bei 98,0%, wogegen sie in dem der Arthrosepapatienten bei 87,6% liegt.

## **5 Diskussion**

### ***5.1 Untersuchungsmethode***

Für die radiologische Analyse zur Migration von Prothesenbestandteilen stehen verschiedene Verfahren zur Verfügung, die sich in ihrer Messgenauigkeit und dem technischen und finanziellen Aufwand in der Durchführung stark unterscheiden. Weniger genaue Verfahren wie das von Nunn, das 1989 zur Beurteilung bei der Migration von Hüftgelenksendoprothesen Verwendung fand, stehen aufwendigere, jedoch wesentlich genauere Methoden gegenüber.

Der Methode nach Nunn mit Orientierung an anatomischen Landmarken liegen Vermessungen von analogen Röntgenbildern zugrunde. Der Messfehler beträgt hierbei in der vertikalen Ausrichtung  $\pm 1,97$  mm und bei der horizontalen  $\pm 2,03$  mm [67].

Bei der oft verwendeten digitalen Röntgenstereometrie kann eine Messgenauigkeit von 0,1 bis 0,8 mm erreicht werden [44,73,89]. Allerdings sind für die Durchführung einer solchen Studie zusätzliche Voraussetzungen erforderlich. Für die Anfertigung und Auswertung nach diesem Verfahren werden spezielle Gerätschaften im Wert von ca. 40.000 € benötigt. Bei jeder Implantation einer Prothese ist die Insertion von bis zu 15 Tantalummarkern notwendig, um eine anschließende Bearbeitung zu ermöglichen [62]. Dafür ist die vorherige Einwilligung der Patienten in die invasive Studie unabdingbar. Es ist darüber hinaus zu beachten, dass eine eigenständige Migration der Tantalummarker möglich ist, die die Messwerte beeinflussen kann. Es ist von extraossären Tantalummarkern berichtet worden [77]. Aus diesen Gründen muss eine langfristige Planung vorgenommen werden und die Dauer der Untersuchung kann sich bei einem großen Patientenkollektiv in die Länge ziehen. Daraus lassen sich die im Verhältnis kleinen Patientenkollektive (von 10 bis 51 untersuchten Prothesen) in solchen Studien erklären, die mit diesem genaueren Verfahren arbeiten [16,80,95].

Dem lassen sich Studien gegenüberstellen, die mit einer wesentlich weniger aufwendigen Methode arbeiten und entsprechend ein besonders hohes Patientenkollektiv aufweisen (von 119 bis 528 untersuchten Prothesen)

[12,14,50,90]. Derartige Untersuchungen werten Fragebögen aus, in denen die Patienten ihre Zufriedenheit oder Schwierigkeiten mit der Knieendoprothese bewerten. Darüber hinaus wird die Funktion in einer klinischen Untersuchung überprüft. In der Regel werden dabei keine Messwerte erhoben. Dafür gibt es viele unterschiedliche Bewertungssysteme, die miteinander jedoch kaum vergleichbar sind. Die am häufigsten verwendeten Knee Scores tragen die Bezeichnungen „Knee Society Score“, „Hospital for Special Surgery Score“ (HSS), „British Orthopedic Society Score“ (BOSS), „Hungerfeld Score- Bristol Score“ [5]. Mit Hilfe dieser Untersuchungsmethode können zwar Funktion und Überlebensraten ermittelt werden, über die Migration können allerdings keine Aussagen gemacht werden.

Die hier vorliegende Untersuchung basiert auf einer Kombination aus zwei Verfahren. Um Aussagen über die Migration treffen zu können, die im Zentrum der Betrachtung steht, wurden Röntgenbilder im Follow-up vermessen (N=137 nach 2,5 Jahren, N=37 nach 5 Jahren). Darüber hinaus wurden Fragebögen ausgewertet, die entweder in schriftlicher Form oder telefonisch von den Patienten beantwortet wurden. Insgesamt flossen 201 ausgefüllte Bewertungsbögen in die Untersuchung ein.

Anzumerken bleibt eine Schwäche in der Messmethodik, die durch ein Fehlen von konstanten Landmarken bedingt ist. Konkret wird dadurch die Messung der Tibiaplateauhöhe beeinflusst. Diese Ergebnisse sind daher nur mit Einschränkung als Tendenz zu werten, worauf im Folgenden noch detaillierter eingegangen wird.

## **5.2 Untersuchungsergebnisse**

In diesem Kapitel werden die Ausgangsfragen aufgegriffen und die dargestellten Ergebnisse werden denen anderer Studien vergleichend gegenübergestellt.

### **Migration im Allgemeinen**

Zunächst wird der Frage nachgegangen, ob eine signifikante Migration der zementfrei eingebrachten Komponenten besteht. Gemäß den Ergebnissen der vorliegenden Untersuchung ist im Follow-up unabhängig von den Diagnosen eine Migration der LCS- Knieendoprothese zu beobachten. Der Wert, der das Einsinken des tibialen Anteils widerspiegelt, ist die Messgröße, die eine Veränderung der Höhe des Tibiaplateaus in der a.p.- Ansicht (hptAP) ausdrückt. Durchschnittlich über das Gesamtkollektiv (N=137) lässt sich nach 2,5 Jahren ein Einsinken der Prothese von im Mittel um 0,2376 mm konstatieren.

Bei diesem Ergebnis ist zu beachten, dass aufgrund der Messmethodik bei einigen Erhebungen eine untypische Zunahme der Höhe des Tibiaplateaus festgehalten wurde. Diese erklärt sich aus der angewandten Messmethodik. Als Ursprung der Messung musste eine radiologisch erkennbare und natürlich vorhandene Landmarke gewählt werden. Hierzu konnte mangels weiterer prominenter Anhaltspunkte nur die kraniale Kante des Fibulaköpfchens gewählt werden. Dieser Messpunkt ist, wie sich im Rahmen dieser Studie herausstellte, jedoch nur eingeschränkt zur Messwertbestimmung geeignet. Die Ursachen dafür liegen in der Überlagerung durch Anteile des Tibiakopfes und der Prothese selbst. Für aussagekräftige und zuverlässige Ergebnisse ist daher die wesentlich sensitivere Methodik der Radiostereometrie zu empfehlen. Hierdurch können entsprechende Fehlerquellen vermindert werden.

Trotz der angeführten Beeinträchtigungen deckt sich die Migration in dieser Studie nahezu identisch mit dem Messergebnis einer Studie über die zementierte NexGen® Knieprothese [62]. In dieser Untersuchung von T. Niemann wird die Migration einer zementierten Knieprothese in Abhängigkeit des verwendeten Knochenzementes analysiert. Bei der radiostereometrischen Untersuchung wird für den Knochenzement

Palamed® ein tibiales Einsinken nach Ablauf von 2 Jahren um 0,237 mm beschrieben [62].

Auch nicht-zementierte Modelle, wie das von Freeman-Samuelson, weisen eine Migration in diesem Bereich (von 0,7 bis 4,8 mm) auf, welche die Autoren der Studie als „micromotion“ bezeichnen [86]. Damit wird die relativ geringe Migration ausgedrückt, die für eine gute Fixierung der Prothese spricht. Die bei der zementfrei eingebrachten LCS-Knieendoprothese ermittelte Migrationsrate des Einsinkens des tibialen Anteils entlang der y-Achse nach 5 Jahren liegt mit 1,1036 mm sogar am unteren Ende dieser Spannbreite.

Ein weiterer Messwert, der eine Migration des tibialen Prothesenteils bestätigt, misst den Winkel des dorsalen Abfalls des Tibiaplateaus entlang der x-Achse, des so genannten „slopes“ (aLP). Hierbei ist nach 5 Jahren ein dorsales Absinken der Knieendoprothese aufgefallen. Es kam bei insgesamt 19% zu einer Winkelveränderung von mehr als 3°. Dies entspricht einer Rotation in der x-Achse. Der Durchschnittswert über alle implantierten Prothesen liegt nach Ablauf von 5 Jahren bei 0,2703°.

Es lässt sich folglich festhalten, dass zwar eine Migration bei der LCS-Knieendoprothese zu beobachten ist, diese aber nicht über das normale Maß für bikondyläre Oberflächenersatzprothesen hinausgeht, unabhängig von deren Fixierung mit und ohne Knochenzement. Damit lässt sich die Aussage von den an der Entwicklung der LCS-Knieendoprothese beteiligten Wissenschaftlern Buechel und Pappas bestätigen, die in ihrer Studie keine übermäßige Migration der Prothese nach Implantation feststellen [12].

Zu diskutieren bleibt eine den Messwerten zufolge als gravierend einzustufende Kranialisierung der Patella im Follow-up nach 2,5 Jahren. Diese Veränderung ergibt sich aus der Aufnahmetechnik der Röntgenbilder. Das unmittelbar postoperative Bild wurde noch intraoperativ angefertigt. Hierbei trat eine Flektion im Kniegelenk auf, welche eine veränderte Geometrie des Röntgenbildes bedingt. Dadurch scheint im Follow-up zunächst eine Kranialisierung einzutreten, die im weiteren Verlauf jedoch stagniert. Somit ist nur die Entwicklung der Follow-up-Messwerte nach 2,5 Jahren relevant, bei der keine Entwicklung einer Patella alta beobachtbar ist.

## **Randsaumbildung**

Bei der Auswertung der Röntgenbilder konnte zusätzlich zu den Messwerten der Migration ein Phänomen im Grenzschichtbereich zwischen Prothesenoberfläche und Knochen festgestellt werden. In diesem Bereich wurde eine Aufhellungslinie der Knochenstruktur beobachtet. Dieser Randsaum wurde bereits von Sorrells et al. beschrieben. Die Autoren berichten in einer Studie mit 528 implantierten unzementierten LCS- Knieendoprothesen von 93 Fällen (17,61%), bei denen ein radiologischer Randsaum nach 8,1 Jahren aufgefallen war. Dabei wurden bei 11 Prothesen (2,08%) Randsäume von mehr als 2 mm gemessen [90].

Ein wesentlich höherer Wert konnte in dieser Studie nachgewiesen werden. Bereits nach 2,5 Jahren konnte bei 54,7% der implantierten Prothesen eine Randsaumbildung nachgewiesen werden. Davon maßen 5,1% mehr als 2 mm. Nach Ablauf von 5 Jahren konnte bei 56,8% der implantierten Prothesen eine Randsaumbildung bestätigt werden. Bei insgesamt 5,4% lag diese über 2 mm.

Eine signifikante Differenz bei den Grunderkrankungskollektiven konnte nicht nachgewiesen werden. Ebenso wenig ist ein kausaler Zusammenhang zwischen Randsaumbildung, dessen Ausdehnung und der Migration erkennbar. Letzteres konstatieren auch Sorrells et al. in ihrer genannten Untersuchung [90].

## **Überlebensrate der LCS-Knieendoprothese**

Buechel und Pappas nennen in ihrer Studie eine Überlebensrate für die Rotating Platform von 97,7% nach Ablauf von 10 Jahren [12]. Bei einer Untersuchung mit 251 unzementiert eingebrachten LCS- Knieendoprothesen, die die Überlebensraten nach 5,7 Jahren angibt, liegen diese im Mittel bei 98,1% [69]. Nach 12 Jahren verschlechtert sich die Überlebensrate der genannten Prothese gemäß einer Studie von Sorrells et al. auf 89,5% [90]. Laut der Aussage dieser Autoren spricht dies dennoch für eine gute Überlebensrate dieser ersten Generation an zementfreien Knieendoprothesen. In diese Ergebnisreihe lässt sich die hier ermittelte Überlebensrate für die LCS-Knieendoprothese einfügen, die diagnoseunabhängig nach 8 Jahren bei 94,1% liegt.

## **Differenzen der Migration bei Arthrose- und Rheumakollektiv**

Hinsichtlich der aufgetretenen Migration stand die Frage im Zentrum, ob sie sich bei den einzelnen Grunderkrankungskollektiven unterscheidet. Dafür stellten ein Patientenkollektiv von 89 Rheumakranken und eines von 48 Arthrosepatienten die Analysegrundlage.

Die Ergebnisse lassen einen Unterschied bei der (geringen) Migration der beiden Erkrankungskollektive erkennen. Nach 2,5 Jahren betrug die durchschnittliche Migration (hptAP) bei den Arthrosepatienten 0,65 mm, wohingegen sich bei der Gruppe der Rheumakranken ein Mittelwert von 0,36 mm nachweisen ließ. Nach 5 Jahren verschlechterte sich dieser Wert bei den Arthrosepatienten auf 1,65 mm und bei den Rheumakranken auf 0,77 mm. Im Verlauf ist die Migration bei den Rheumakranken also nur knapp halb so groß wie bei den Arthrosepatienten.

Eine weitere auffällige Lageveränderung des tibialen Anteils der LCS-Knieendoprothese in den Diagnosekollektiven lässt sich beim slope nachweisen. Hier trat mit einem p-Wert von 0,0319 und einem t-Wert von 2,06 eine Signifikanz nach 5 Jahren auf. Das Tibiaplateau der Arthrosepatienten rotierte um durchschnittlich  $1,57^\circ$  in der x-Achse bei Zunahme des slopes. Bei den Rheumapatienten hingegen kam es zu einer durchschnittlichen Abnahme von nur  $0,52^\circ$ .

Dem gegenüber werden in der Studie von Nilsson et. al. 25 Implantationen bei Arthrosepatienten 20 implantierte Prothesen bei Rheumapatienten gegenübergestellt. Es konnte dabei keine signifikante Differenz der radiostereometrisch kontrollierten Migration nachgewiesen werden. Es wird von einer diagnose- und implantationsunabhängigen Migration von  $0,9$  bis  $1,5^\circ$  und  $1,0$  bis  $1,5$  mm berichtet [64].

A. Carlsson et al. berichten über radiostereometrisch nachkontrollierte Implantationen anhand von 146 Fällen bei Arthrosepatienten. Es wurde, wie auch bei der Arbeit von Nilsson et al., eine zementierte Fixation einer zementfreien Implantation gegenübergestellt. Hierbei zeigte sich im fünfjährigen Untersuchungszeitraum eine Überlegenheit der zementiert eingebrachten Prothesen gegenüber Hydroxylapatit oder porous coated beschichteten Modellen. Es konnte bei erstgenannten eine geringere Migration nachgewiesen werden. Im Vergleich dieser

beiden Studien mit der hier vorliegenden kann von einer erhöhten Migrationsrate bei Implantation von zementfreien Knieendoprothesen ausgegangen werden, wenn als Ursache der Knorpeldestruktion eine Osteoarthrose zugrunde liegt [16].

In einer 2006 veröffentlichten Studie von Nilsson et al., in der 97 Implantationen der Profix-Prothese bei jungen Rheumapatienten beschrieben wurden, kommen die Autoren zu dem Ergebnis, dass bei unzementierter Implantation, nach einer anfänglich stärkeren Migration, diese im Gegensatz zu zementierten Modellen nach zwei Monaten stagniert. Hier sehen die Autoren einen deutlichen Vorteil der zementfreien Implantationstechnik [64]. Diese Ergebnisse decken sich mit denen in der vorliegenden Studie.

### **Überlebensrate bei Arthrose- und Rheumakollektiv**

Besonders deutlich wird der Unterschied der Diagnosekollektive in der hier vorliegenden Studie unter Einbezug der Lockerungsraten. Nach 8 Jahren mussten lockerungsbedingt 11 Prothesen bei Arthrosepatienten ersetzt werden (darüber hinaus kam es zu einer Wechseloperation aufgrund einer periprothetischen Fraktur). Die Überlebensrate lag folglich bei 88,7%. Bei der Gruppe der Rheumakranken mussten im gleichen Zeitraum lediglich 2 Prothesen lockerungsbedingt ausgetauscht werden, was einer Überlebensrate von 98% gleichkommt.

Anhand dieser Kriterien wird deutlich, dass die zementfrei eingebrachte LCS-Knieendoprothese beim Patientenkollektiv der Rheumakranken eine geringere Migration aufweist als bei Arthrosepatienten. Allerdings ist die Migration bei beiden Patientenkollektiven als gering einzustufen und befindet sich im „micromotion“-Bereich. Des Weiteren zeigt sich das Rheuma-Kollektiv mit einer deutlich höheren Überlebensrate von 9,3 Prozentpunkten gegenüber dem Arthrose-Kollektiv überlegen.

Damit stimmen die Ergebnisse dieser Studie mit den Erkenntnissen von Pecina et al. überein, die bei der Untersuchung von 142 Knieendoprothesen mit mikroporöser Oberfläche nachweisen, dass ein signifikanter Unterschied der beiden Grunderkrankungskollektive besteht. Gemäß ihren Werten beträgt die Differenz der Überlebensraten nach 7,3 Jahren 8,7 Prozentpunkte. Die Gruppe der Rheumakranken



weist bei ihnen eine Überlebensrate von 82,5% auf, für die Arthrosepatienten liegt sie nur bei 73,8%. In Anbetracht der oben genannten Werte zur Überlebensrate der Prothese im Allgemeinen erscheinen diese Werte besonders gering. Daraus ziehen die Autoren der Studie den Schluss, dass eine Verwendung von unzementierten Knieendoprothesen mit mikroporöser Oberfläche nicht erfolgreich ist. Die Werte drücken dennoch den signifikanten Unterschied der beiden Grunderkrankungskollektive zueinander aus [71].

Bei anderen unzementierten Knieendoprothesen wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Grunderkrankungskollektiven festgestellt [16,59]. Bei einer Studie von Nilsson et al. hatten die Autoren eine stärkere Migration beim Rheuma-Kollektiv im Vergleich zum Arthrose-Kollektiv angenommen. Sie konnten allerdings, ebenso wenig wie die zuvor genannten Autoren, keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Grunderkrankungskollektiven nachweisen. Eine mögliche Erklärung sehen sie darin, dass die Rheumapatienten ein geringeres Körpergewicht aufweisen und sie sich aufgrund ihrer Erkrankung weniger bewegen [64]. Es bleibt allerdings bei einer Vermutung, deren Nachweis noch zu erbringen wäre.

## 6 Zusammenfassung

In dieser Arbeit wurde die Migration von 137 zementfrei eingebrachten LCS-Knieendoprothesen im mittleren Langzeitverlauf untersucht, welche von 1991-1996 im Rheuma-Klinikum Bad Bramstedt implantiert worden waren. Anhand von Röntgenaufnahmen wurden jeweils Messwerte direkt postoperativ und nach durchschnittlich 2,5 Jahren sowie nach 5 Jahren nach Operation erhoben. Zusätzlich wurden die behandelten Patienten mit einem Fragebogen kontaktiert. Der Fokus dabei lag auf einem Vergleich von an Rheuma oder an Arthrose erkrankten Patienten.

Für beide Kollektive konnte eine geringe Migration nachgewiesen werden. Diese entspricht der in der Literatur beschriebenen durchschnittlichen Migration einer zementfrei eingebrachten bikondylären Oberflächenersatzprothese des Kniegelenkes. Auch die Überlebensraten lagen nach 8 Jahren mit 94,1% im üblichen Bereich.

Bei dem Vergleich der Grunderkrankungskollektive konnte ein signifikanter Unterschied zwischen Rheuma- und Arthrosekranken festgestellt werden. Dabei fiel auf, dass die Migration des Tibiaanteils der Prothese bei den Arthrosepatienten deutlich höhere Werte aufwies als die der Rheumapatienten. Im Verlauf ist die Migration bei den Rheumakranken mit 0,77 mm nur knapp halb so groß wie bei den Arthrosepatienten mit 1,65 mm. Zusätzlich fiel bei dem Arthrose-Kollektiv eine stärkere Rotation des Tibiaplateaus entlang der x-Achse auf. Diese Überlegenheit der Rheumapatienten gegenüber den Arthrosepatienten spiegelt sich auch in der Überlebensrate wider, die mit 98% im Gegensatz zu 88,7% um 9,3 Prozentpunkte höher liegt.

Knochensparende zementfrei implantierte Oberflächenersatzprothesen des Kniegelenkes, die sich zu etablieren schienen, sind mittlerweile durch vermeintliche Lockerungen und dadurch bedingte Wechseloperationen in die Diskussion geraten. Viele dieser Implantationsverfahren wurden daher zugunsten zementierter Modelle aufgegeben. Diese Entwicklung ist insbesondere im Bereich des rheumatoid bedingten Gelenkersatzes zu überdenken, da hier ein möglicher Vorteil der zementfrei verankerten, knochensubstanzsparenden Prothese liegt.

## 7 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Unikondyläre Schlittenprothese (Orthopedics®) .....	10
Abbildung 2: Bikondyläre Oberflächenersatzprothese (LCS ®).....	11
Abbildung 3: Rotationsknieendoprothese (Link ®) .....	12
Abbildung 4: Mikroporöse Oberfläche der LCS-Prothese (porous coated) .....	16
Abbildung 5: Alterszusammensetzung der Patienten .....	18
Abbildung 6: Röntgen-Follow-up 1 .....	20
Abbildung 7: Röntgen-Follow-up 2.....	21
Abbildung 8: Destruierende Gonarthrose .....	24
Abbildung 9: LCS-Knieendoprothese im a.p- Röntgenbild .....	29
Abbildung 10: Graphische Darstellung des aAP .....	31
Abbildung 11: Graphische Darstellung des ßAP .....	32
Abbildung 12. Graphische Darstellung des gAP .....	33
Abbildung 13: Graphische Darstellung des ae-atAP .....	34
Abbildung 14: Graphische Darstellung des ßLP .....	35
Abbildung 15: Graphische Darstellung des aLP.....	36
Abbildung 16: Graphische Darstellung des aftAP.....	37
Abbildung 17: Graphische Darstellung des Tilt .....	38
Abbildung 18: Graphische Darstellung des hptAP .....	39
Abbildung 19: Graphische Darstellung des dmptAP.....	40
Abbildung 20: Graphische Darstellung des hpfAP.....	41
Abbildung 21: Graphische Darstellung des dmpfAP .....	42
Abbildung 22: Graphische Darstellung des phLP .....	43
Abbildung 23: Graphische Darstellung der Knorpel/Polyethylen-Stärke .....	44
Abbildung 24: Graphische Darstellung des Shift .....	45

## 8 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Diagnoseverteilung der Prothesenanzahl bei Implantation .....	19
Tabelle 2: Diagnoseverteilung bei voroperierten Patienten.....	19
Tabelle 3: Diagnoseverteilung der Prothesenanzahl der nachuntersuchten Prothesen .....	21
Tabelle 4: Kollektivgrößen .....	22
Tabelle 5: Signifikante Veränderungen nach Implantation der LCS-Prothese.....	56
Tabelle 6: Grenzwertig signifikante Veränderungen nach Implantation der LCS- Prothese.....	57
Tabelle 7: Allgemeine Migration.....	61
Tabelle 8: Signifikante Migrationsdifferenz bei den Diagnosekollektiven nach Ablauf von 2, 5 Jahren .....	68
Tabelle 9: Signifikante Migrationsdifferenz bei den Diagnosekollektiven nach Ablauf von 5 Jahren .....	73
Tabelle 10: Verteilung der Wechseloperationen .....	78
Tabelle 11: Verteilung der Revisionseingriffe.....	79
Tabelle 12: Übersicht über signifikante Unterschiede der Diagnosekollektive .....	80

## 9 Literaturverzeichnis

- 1 Albrektsson, B.E.J., et al (1992) Proximally cemented versus uncemented Freeman –Samuelson knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* 74:233-238
- 2 Andriacchi, T.P. et al. (1986) Knee biomechanics and total knee replacement. *J Arthroplasty*; 1:211-219
- 3 Ahlbäck, S. (1968) Osteoarthritis of knee – A radiographic investigation. *Acta Radiol. Suppl* 277: 7-71
- 4 Ahlbäck, S, Rydberg, J. (1980) X-ray classification and examination technics in gonarthrosis. *Lakartidningen* May 28; 77(22):2091-2093
- 5 Bach, C.M. et al. (2002) Scoring systems in total knee arthroplasty. *Clin Orthop.* 1 (399): 184-196
- 6 Bandermann, F. (1970) Statistische Methoden beim Planen und Auswerten von Versuchen. *Ullmanns Encyklopädie der technischen Chemie* 4. Auflage 293-360
- 7 Barrack, RL. et al. (2001) Patellar resurfacing in total knee arthroplasty. A prospective randomised, double-blind study with five to seven years of follow up. *J Bone Joint Surg Am.* Sep; 83-A(9): 1367-1381
- 8 Bishop, R.E.D. Denham, R.A. (1978) Mechanics of the knee and problems in reconstructive surgery. *J Bone Joint Surg Br*;60-B:345-352
- 9 Blunn, G.W. (1992) Polyethylene wear in unicondylar knee prostheses. *Acta Orthop Scand.* 63(3):247-255
- 10 Bortz, J. (1999) Verfahren zur Überprüfung von Unterschiedshypothesen in : Bortz, J. *Statistik für Sozialwissenschaftler*, 5. Auflage, Springer, Berlin 146 - 149
- 11 Buchholz, H.W. Engelbrecht, H. (1970) Über die Depotwirkung einiger Antibiotika bei Vermischung mit dem Kunstharz Palacos. *Chirurg* 40: 511-515

- 12 Buechel, FF. Sr. et al. (2001) Twenty-year evaluation of meniscal bearing and rotating platform knee replacements. *Clin Orthop Relat Res.* Jul; (388): 41-50
- 13 Buechel, F.F., Pappas, M.J. (1990) Long term survivorship analysis of cruciate-sparing versus cruciate-sacrificing knee prostheses using meniscal bearings. *Clin. Orthop.* 162-169
- 14 Callagan, J.J. et al. (2000) Cemented rotating-platform total knee replacement. A nine to twelve Year follow up study. *J Bone Joint Surg Am.* 82(5): 705-711
- 15 Callaghan, JJ. (2005) Cemented rotating-platform total knee replacement. A concise follow-up, at a minimum of fifteen years, of a previous report. *J Bone Joint Surg Am.* Sep;87(9):1995-1998
- 16 Carlsson, A. (2005) Radiostereometric analysis of the double-coated STAR total ankle prosthesis: a 3-5 year follow-up of 5 cases with rheumatoid arthritis and 5 cases with osteoarthritis. *Acta Orthop Scand.* Aug; 76 (4): 573-579
- 17 Carlsson, A. et al. (2005) Cemented tibial component fixation performs better than cementless fixation. *Acta Orthop.* Jun;76(3):362-369
- 18 Dendrinios, GK. (1991) Late failure and revisions of old type total knee replacements. *Acta Orthop Belg* 57(3): 274-284
- 19 Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und Traumatologie & der Berufsverband der Ärzte für Orthopädie (Hrsg.) (1999) Leitlinien der Orthopädie. Deutscher Ärzte Verlag, Köln, S. 41ff
- 20 Dickob, M. et al. (1994) Standardisierte Pfannenwanderungsanalyse in der Hüftendoprothetik mittels digitaler Bildverarbeitung. *Unfallchirurg* 97: 92-97
- 21 Dominikus (1998) Different cup migration in rheumatoid arthritis and arthrosis. Aradiographic analysis of 127 uncemented acetabular cups. *Acta Orthop Scand* 69:455-462

- 22 Eckhoff, D.G. et al. (1995) Malrotation associated with implant alignment technique in total knee arthroplasty. Clin Orthop.28-31
- 23 Engelbrecht, E. (1993) Errors and pitfalls in total knee replacement. post graduate lectures E:F:O:R:T: 1st european congress of orthopedics 21.-23. April (1):10-18
- 24 Engelbrecht, E. (1984) Die Rotationsendoprothese des Kniegelenkes. Springer Verlag, Berlin/Heidelberg/New York/Tokyo
- 25 Engelbrecht, E. et al. (1981) Intrakondyläre Kniegelenksendoprothese mit Rotationsmöglichkeit – Endo Modell. Der Chirurg (52): 368-375
- 26 Engelhardt, M. (2003) Epidemiologie der Arthrose in Westeuropa. Dtsch Z Sportmedizin 54(6): 171-175
- 27 Engh, G.A. (1988) Failure of the polyethylene bearing surface of a total knee replacement within four years. A case report. J Bone Joint Surg Am. 70:1093-1096
- 28 Engh, G.A. (1992) Polyethylene wear of tibial components. J. bone joint surgery Br. Vol. 74-B:7-9
- 29 Fehring, T.K. et al. (2001) Early failures in total knee arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. Nov; 392:315-318
- 30 Felson, D.T. (2004) An update on the pathogenesis and epidemiology of osteoarthritis. Radiol Clin North Am 42(1): 1-9
- 31 Feng, E.L. et al. (1994) Progressive Subluxation and Polyethylene wear in total knee replacements with flat articular surfaces. Clin Orthop. 299:60-71
- 32 Firestone, TP. (1991) The clinical and roentgenographic results of cementless porous coated patella fixation. Clin. Orthop. (273)184-189
- 33 Freeman, M.A. (1993) Tibial high density polyethylene wear in conforming tibiofemoral prostheses. J Bone Joint Surg, 75- B:630-636
- 34 Freeman, M.A. (1994) Early migration and late aseptic failure of proximal femoral prostheses. J Bone Joint Surg Br. Nov;76.6:999

- 35 Gluck, Th. (1890) Die Invaginationsmethode der Osteo- und Artroplastik. Berliner Klinische Wochenschrift 33, 732
- 36 Goodfellow, JW. O`Conner, JJ. (1978) The Mechanics of the Knee and Prothesis Design, J Bone oint Surg Br. Aug; 60-B(3): 358-369
- 37 Goodfellow, JW. (1988) The Oxford Knee for unicompartemental osteoarthritis. The first 103 cases. J Bone oint Surg Br. Nov; 70(5): 692-701
- 38 Gruber, G. (1995) Früh und Spät komplikationen nach künstlichem Ersatz des Kniegelenkes. OP Journal Nr. 3, 180-184
- 39 Herzog, R. (1991) Fehlschläge in der Knieendoprothetik. Eine Analyse der Knieprothesen und Komponentenwechsel 1980-1987, Orthopäde, 20(3): 221-226
- 40 Hipp E.G. et al. (2003) Orthopädie und Traumatologie Georg Thieme Verlag, Stuttgart - New York
- 41 Illichmann, T. et al. (1998) EBRA improves the accuracy of radiographic analysis of acetabular cup migration. Acta Orthop Scand 69(2):119-124
- 42 Imhoff, A. (2000) Moderne Bergsportarten in Theorie u. Praxis. Z Sportmedizin 04 München/ San Cassiano
- 43 Jerosch, J. Heisel, H. (1998) Knieendoprothetik. Springer Verlag, Berlin Heidelberg
- 44 Karrholm, J. et al. (1997) Radiostereometrie of hip prostheses. Review of methodology and clinical results. Clin Orthop 344:94-110
- 45 Karrholm, J. et al. (1994) Does early micromotion of femoral stem prostheses matter? J Bone Joint Surg Br. Nov; 76.6:912-917
- 46 Karrholm, J. (1992) Migration of porus coated acetabular prosthesis fixed with screws roentgen stereophotogrammetric analysis. J. Orthop. Res Nov. 10: 826-835
- 47 Kellgren, JH. et al. (1957) Radiological assessment of rheumatoid arthritis. Ann Rheum Dis. Dec; 16(4): 485-93



- 48 Klima, S. et al. (2002) Das deutsche Endoprothesenregister. Gegenwärtiger Stand und Ausblick. Med Report 35 (26)
- 49 Kim, Y.H., Kim J.S. (2004) Comparison of anterior-posterior-glide and rotating-platform low contact stress mobile-bearing total knee arthroplasties. J Bone Joint Surg Am. Jun; 86-A6): 1239-1247
- 50 König, A., Kirschner, S. (2003) Langzeitergebnisse in der Knieentoprothetik. Orthopäde 32:516-526
- 51 König, S. (2005) Veränderung der Beinachse beim Einbau einer CRP Kniegelenksendoprothese mit alleiniger Ausrichtung nach der Bandspannung. med. Diss. Universität Würzburg
- 52 Krismer, M. et al. (1997) Einzel Bild Röntgen Analyse zur Messung der Migration von Hüftendoprothesen. Orthopäde 26:229-236
- 53 Kühne, K.D. (2000) Bone cements, Up to date comparison of physical and chemical properties of commercial materials. Springer Verlag, Berlin Heidelberg
- 54 Lachiewicz, P. (2001) Cement versus cementless total knee replacement: is there place for cementless fixation in 2001?, Curr Opin Orthop Feb; 121):33-36
- 55 Lai, CH. (1993) Revision of failed unicompartimental total knee arthroplasty., Clin. Orthop. Feb 287:193-201
- 56 Laskin, R.S. et al. (1989) The surgical technique for performing a total knee replacement arthroplasty. Orthop Clin North Am; 20:31-48
- 57 Mockel, G. et al. (2004) Early postoperative functional differences between total knee arthroplasties supplied with mobile bearing platform or fixed bearing system – an analysis of gait pattern. Z Orthop Ihre Grenzgeb 142(1): 40-45
- 58 Mont, M.A. et al. (1995) Radiographic characterization of aseptically loosened cementless total knee replacement. Clin Orthop 321:73-78

- 59 Moran, C.G. et al. (1991) Survivorship analysis of the uncemented porous-coated anatomic knee replacement. *J Bone Surg Am.* Jul; 73 (6): 848-857
- 60 Moreland, J.R. (1988) Mechanism of failure in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 49
- 61 Namasivayam, J. (1992) Combined nuclear and digital subtraction contrast arthrographie in painful knee. *Eur J Nucl Med.* 19(6):445-448
- 62 Niemann, T. (2006) Der Effekt eines neuen Knochenzementes (Palamed® G) auf das Migrationsverhalten der NexGen® Knieprothese. Eine radiostereometrische Studie. med. Diss. Universität Marburg
- 63 Niethard U, Pfeil, J. (1997) Orthopädie, Hippokrates, Stuttgart
- 64 Nilsson, K.G. et al. (1991) Evaluation of micromotion in cemented vs uncemented knee arthroplasty in osteoarthritis and rheumatoid arthritis. Randomized study using roentgen stereophotogrammetric analysis. *J Arthroplasty.* Sep; 6 (3): 265-278
- 65 Nilsson, K.G. et al. (1999) Hydroxyapatite coating versus cemented fixation of the tibial component in total knee arthroplasty. *J. Arthroplasty* Jan;14(1): 9-20
- 66 Nilsson, K.G. et al. (2006) Uncemented HA-coated implant is the optimum fixation for TKA in the Young patient. *Clin Orthop Relat Res.* Jul;448; 129-139
- 67 Nunn, D, et al. (1989) The measurement of migration of the acetabular component of hip prosthesis. *J Bone Joint Surg Br.* 71-B:629-631
- 68 Outerbridge, H.K. et al. (1999) The use of lateral patellar autologous grafts for the repair of large osteochondral defects in the knee. *Acta Orthop Belg* 65 Suppl. 1:129-135
- 69 Papachristou, G. et al. (2006) Cementless LCS rotating-platform knee arthroplasty in patients over 60 year without patella replacement: a midterm clinical-outcome study. *Med Sci Monit;* Jun; 12 (6): CR 264-268

- 70 Peat, G. et al. (2001) Knee pain and osteoarthritis in older adults. *An Rheum Diss* 60(2): 91-97
- 71 Pecina, M. et al. (2000) Survival of cementless and cemented porous-coated anatomic knee replacements: retrospective cohort study. *Croat Med J. Jun*; 41 (2): 168-172
- 72 Perlick, L. et al. (2003) Useability of an image based navigation system in reconstruction of leg alignment in total knee arthroplasty. *Biomed Tech (Berl) Dec*; 48(12): 339-343
- 73 Phillips, N.J. et al. (2002) Direct plain radiographic methods versus EBRA digital for measuring implant migration after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 17(7): 917-925
- 74 Pitto, R.P. et al. (2002) The German Arthroplasty Register. *Acta Orthop Scand* 305(73): 30-33
- 75 Polyzoides, A.J. (1996) The rotaglide total knee arthroplasty. Prosthesis design and early results. *J. Artroplasty. Jun*;11, 4:453-459
- 76 N.N. (1991) Proceedings of Knee society *Clin orthop* 273:2
- 77 Protzen, J.M. (2002) Radiologische Migrationsanalyse und Überlebensrate im Langzeitverlauf zweier Schraubpfannen. med. Diss. Universität Hamburg
- 78 Puhl, W. et al. (2000) Ambulatory diagnosis and therapy of gonarthrosis. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 138(1): 85-92
- 79 Pullig, O. et al. (2001) Molekulare Grundlagen der Arthroseinduktion und Progression. *Orthopäde Nov*; 30(11): 825-833
- 80 Regner, L. (2000) Tibial component fixation in porous- and hydroxyapatite-coated total knee arthroplasty: a radiostereo metric evaluation of migration and inducible displacement after 5 years. *J Arthroplasty, Sep*; 15 (6): 681-689
- 81 Reimers, Th.. (1970) Zur geschichtlichen Entwicklung gelenkplastischer Eingriffe. *Chir. Plast. Rekonstr.* 7, 2,

- 82 Russe, W. (1988) Röntgenphotogrammetrie der künstlichen Hüftgelenke. Huber, Bern Stuttgart Toronto
- 83 Ryd, L. et al. (1988) Micromotion of noncemented Freeman-Samuelson knee prostheses in gonarthrosis. A roentgen-stereophotogrammetric analysis of eight successful cases. Clin Orthop Relat Res. Apr (229): 205-212
- 84 Ryd, L. et al. (1995) Roentgen stereophotogrammetric analysis as a predictor of mechanical loosening of knee prostheses. J. Bone Joint Surg Br. 77B:377-383
- 85 Ryd, L. et al. (1986) Tibial component fixation in knee arthroplasty. Clin Orthop Relat Res Dec; (213): 141-149
- 86 Ryd, L. (1986) Micromotion in knee arthroplasty. A roentgen stereophotogrammetric analysis of tibial component fixation. Acta Orthop Scand Suppl 220:1-80
- 87 Sheng, P. et al. (2004) Patient outcome following revision total knee arthroplasty: a meta-analysis. Int Orthop. Apr;28.2:78-81
- 88 Sellckau, R. (1999) Kniegelenksendoprothesen Modell St. Georg und Endo Modell: Versagensursachen und Ergebnisberichte. med. Diss. Universität Hamburg,
- 89 Selvik, G. (1989) Roentgen stereophotogrammetry. A method for the study of kinematics of the skeletal system. Acta Orthop Scand Suppl. 232: 1-51
- 90 Sorrells, R.B. et al. (2004) Uncemented rotating-platform total knee replacement: a five to twelve-year follow-up study. J Bone Joint Surg Am. Oct; 86-A (10): 2156-2162
- 91 Stevens, A. et al. (1997) Pathologie Berlin Wiesbaden, Ullstein Mosby GMBH Co KG
- 92 Stocks, G.. et al. (1997) Acetabular cup migration. Prediction of aseptic loosening. J Bone Joint Surg Br. Mar;79.2:342-343.

- 93 Sun, Y. et al. (1997) Inzidenz und Prävalenz der Cox- und Gonarthrose in der Allgemeinbevölkerung. *Z Orthop.* 135:184-192
- 94 Thornes, B. et al. (2002) Development of resistant stains of *Staphylococcus epidermidis* on gentamycin loaded bone cement in vivo. *J Bone Joint Surg Br* 84(5):758-760
- 95 Uvehammer, J. et al. (2001) Inducible displacements of cemented tibial components during weight-bearing and knee extension observations during dynamic radiostereometry related to joint positions and 2 years history of migration in 16 TKR. *J Orthop Res.* Nov; 19 (6): 1168-1177
- 96 Valster, ER. et al. (2005) Guidelines for standardization of radiostereometry (RSA) of Implants. *Acta Orthop.* Aug; 76(4): 563-72
- 97 Wagner, C. et al. (2003) Post traumatic osteomyelitis: analysis of inflammatory cells recruited into the site of infection. *Shock* 20(6):503-510
- 98 Waters TS. et al. (2003) Patellar resurfacing in total knee arthroplasty. A prospective randomised study. *J Bone Joint Surg Am.* Feb; 85-A(2): 212-217
- 99 Weidow, J. et al. (2004) Standing radiographs underestimate joint width. Comparison before and after resection of the joint in 34 total knee arthroplasties. *Acta Orthop Scand* 75(3): 315-322
- 100 Wessinghage, D. (2000) Historische Aspekte des Gelenkersatzes. Eine bibliographische Studie. *Der Orthopäde* 29:12, 1067-1071
- 101 Whaley, A.L. et al. (2003) Cemented long-stem revision total knee arthroplasty. *J. Arthroplasty.* Aug, 18, 5:592-599
- 102 Withe, TS. et al. (1991) Anteromedial Osteoarthritis of the Knee. *J Bone Joint Surg Br.*; 73-B: 582-586
- 103 Wirth, C.J. (1992) *Praxis der Orthopädie*, 2. Neubearbeitete Auflage ed. Georg Thieme Verlag, Stuttgart New York

## **10 Anhang**

Zunächst findet sich im Anhang eine Kopie des an die Patienten ausgegebenen Fragebogens.

Daran schließen sich die Tabellen mit vollständigen Messwerten der 137 LCS-Knieendoprothesen für die ersten drei Untersuchungszeiträume (präoperativ, direkt postoperativ, Follow-up nach 2,5 Jahren) und die Tabelle mit den Messwerten zu 37 Prothesen für das Follow-up nach 5 Jahren an.

<b>FRAGEBOGEN KNIEPROTHESE LCS</b>
------------------------------------

**Name:**

**Geb.-Datum:**

**Meine Telefonnummer:**

**Operations-Datum LCS:**

**Seite:**

**Keine Probleme:***(bitte ankreuzen falls zutreffend)*

**Knie nochmals operiert? Nein:**

**Ja:** *(Ort, Datum)*

**falls Ja:**

*bitte ankreuzen*

<b>Datum:</b>	<b>wegen:</b>	<b>X</b>	<b>Gewechselt auf:</b>	<b>X</b>	<b>Klartext:</b>
	Lockerung Unterteil		LCS		
	Lockerung Oberteil		andere Prothese		
	Infektion				
	Kniescheibenproblematik				
	Kniesteife		Narkosemobilisation (ohne OP)		

**letztes Röntgenbild von dem Kniegelenk vom (ca. Datum):**

**Röntgenbilder liegen bei:**

mir:

Praxis Dr.:

*bitte Adresse eintragen*

## Tabelle: präoperativ

Nr.	Diagnose	Seite	Datum	aeA	βA	hpfA	aA	hptA	dmptA	g	phL
1	R	li	15.10.91	104	-8	34	8	4	3	-2	31
2	R	re	26.04.95	105	-8	36	10	8	7	-8	14
3	R	re	17.10.94	92	-10	32	5	14	-1	1	22
4	R	li	05.09.94	93	-5	32	5	14	0	1	14
5	R	re	24.10.95	89	-24	27	8	8	1	3	13
6	R	li	12.08.94	91	-12	35	3	8	0	2	19
7	R	re	31.05.95	93	-13	34	3	9	3	0	18
8	R	re	01.03.94	99	-10	33	0	12	-3	0	30
9	R	re	07.05.93	105	-5	32	13	8	2	0	18
10	R	li	31.03.92	97	-9	30	1	18	5	0	22
11	R	li	18.01.93	93	-10	30	-8	10	0	0	21
12	R	re	11.10.94	105	-12	36	4	5	3	0	26
13	R	re	20.01.95	95	-15	32	3	20	4	0	20
14	R	li	18.07.94	100	-10	30	0	12	-2	0	19
15	R	li	09.09.96	93	-11	34	3	20	5	0	20
16	R	re	12.06.95	96	-7	36	8	6	-7	5	14
17	R	re	01.07.96	103	-10	35	1	13	-2	5	26
18	R	re	10.11.92	78	-8	35	3	23	2	1	23
19	R	re	15.03.96	97	-9	39	16	4	6	0	37
20	R	re	24.04.96	90	-14	31	-2	7	-1	0	19
21	R	re	31.07.92	88	-13	35	7	19	0	-2	20
22	R	re	25.04.91	98	8	36	-2	12	7	0	22
23	R	li	27.09.93	116	-15	45	-8	5	-7	0	17
24	R	re	27.09.93	123	-14	31	-4	14	-5	0	21
25	R	re	07.08.91	110	-9	40	1	22	-3	-1	32
26	R	li	07.08.91	115	-11	38	0	20	-7	2	41
27	R	re	18.01.94	89	-1	25	2	22	-1	0	22
28	R	li	12.02.96	118	-4	41	11	24	0	0	2
29	R	ii.	11.09.96	97	-11	36	5	20	-2	0	29
30	R	re	31.10.95	90	-13	30	5	14	5	-3	8
31	R	re	06.07.92	115	-13	37	3	18	0	0	25
32	R	li	23.02.93	124	1	38	9	-1	-7	0	22
33	R	li	11.10.93	85	-10	29	6	14	1	0	15
34	R	re	09.11.92	76	-17	20	-9	13	-16	0	-8
35	R	li	17.08.92	105	-12	39	-3	8	3	0	31
36	R	re	08.03.93	100	-9	36	4	10	5	1	16
37	R	li	10.05.94	88	-10	31	6	14	0	-3	21
38	R	re	21.09.94	81	-8	28	3	6	-1	14	22
39	R	li	07.10.93	90	-10	34	7	23	0	-4	16
40	R	li	30.07.92	93	-12	32	2	5	5	4	13
41	R	re	13.10.93	100	-9	30	4	9	-2	4	21
42	R	li	15.09.94	94	-6	31	-2	13	-3	2	23
43	R	re	21.03.94	85	-10	28	8	18	8	-5	25
44	R	re	21.11.94	83	-7	29	-4	11	-5	-8	23
45	R	re	10.06.92	89	-8	36	-1	18	0	-2	28
46	R	li	12.02.91	92	-6	38	0	24	-1	7	22
47	R	li	18.09.91	100	3	36	11	16	-1	0	26
48	R	li	05.04.93	98	-11	33	9	22	5	3	22
49	R	li	02.08.91	88	-8	30	5	21	2	-1	10
50	R	li	29.11.94	83	-6	26	2	18	-1	2	10
51	R	re	28.08.92	100	-15	32	5	15	5	-2	14
52	R	li	20.08.96	100	-14	30	7	17	6	-1	28
53	R	re	22.09.94	100	-11	35	4	22	0	0	16
54	R	re	25.05.93	77	-11	29	4	13	0	0	17
	Diagnose	Seite	Datum	aeA	βA	hpfA	aA	hptA	dmptA	g	phL



## Tabelle: präoperativ

	Diagnose	Seite	Datum	aeA	βA	hpfA	aA	hptA	dmptA	g	pHL
55	R	re	25.03.96	92	-11	34	0	9	0	-2	-7
56	R	re	05.05.95	104	0	33	9	15	3	-8	24
57	R	li	14.10.96	94	-9	31	2	6	-2	0	18
58	R	li	02.01.96	81	-15	30	10	20	1	0	22
59	R	re	01.10.96	91	-16	35	11	24	5	0	23
60	R	re	11.03.93	84	-7	31	6	20	-3	-3	28
61	R	li	13.09.93	108	-11	41	6	25	5	2	15
62	R	li	28.09.92	92	-18	31	-6	13	-4	2	24
63	R	li	09.05.95	79	-10	27	-5	17	-6	7	25
64	R	li	28.09.93	85	-8	29	1	20	-5	0	10
65	R	re	29.09.92	103	-12	37	3	-1	1	0	16
66	R	li	29.09.92	100	-13	31	5	4	0	0	15
67	R	re	04.02.94	85	-12	30	0	10	-5	4	31
68	R	re	29.05.94	88	-10	33	8	13	2	1	15
69	R	li	19.01.96	85	-13	35	0	17	-2	0	23
70	R	re	28.01.92	98	-11	37	2	8	-2	-3	21
71	R	li	14.09.94	98	-12	33	-6	15	7	0	13
72	R	re	23.07.90	79	-11	29	4	13	-1	-3	19
73	R	re	03.02.95	89	-10	33	0	12	-7	2	20
74	R	re	08.01.96	104	-10	36	4	13	1	0	29
75	R	re	27.01.92	89	8	30	-6	13	-9	-3	14
76	R	li	05.03.92	85	-10	30	0	2	2	0	5
77	R	re	14.06.95	95	-3	38	9	15	2	-10	20
78	R	li	30.10.96	89	-11	33	0	9	-1	0	17
79	R	re	19.12.94	102	-15	29	0	1	3	6	28
80	R	li	12.08.91	88	-12	29	6	12	1	1	13
81	R	re	15.06.93	93	-12	30	5	13	0	1	10
82	R	li	13.10.92	92	-8	32	6	8	3	-2	22
83	R	li	05.11.92	86	-5	29	16	12	-3	4	10
84	R	re	30.04.93	83	-7	32	14	15	-5	9	17
85	R	re	09.08.91	100	-8	37	0	19	0	-3	14
86	R	li	29.07.92	84	-8	29	6	13	-4	-1	14
87	R	li	30.06.95	100	-10	33	6	14	7	3	26
88	R	re	09.07.96	84	-10	35	-4	10	8	5	25
89	R	li	04.03.96	102	-5	35	11	21	-1	-3	23
90	A	li	19.11.96	95	-8	37	0	28	-5	-4	33
91	A	li	14.07.95	105	-8	40	6	26	-1	-3	11
92	A	re	18.10.93	132	-22	40	-6	2	-1	4	30
93	A	re	26.11.96	105	-10	39	1	15	1	0	42
94	A	re	04.06.92	90	-5	31	2	12	0	-4	7
95	A	re	15.08.94	93	-18	30	2	11	0	0	37
96	A	li	08.07.96	96	-11	35	12	16	7	-5	14
97	A	re	10.01.95	124	-11	46	0	21	-5	0	36
98	A	re	06.05.96	104	-8	38	5	23	5	0	28
99	A	li	04.10.96	107	-9	42	2	25	2	-6	39
100	A	li	06.01.92	90	-10	32	3	28	1	-2	-3
101	A	li	04.07.95	94	-13	33	3	16	0	-4	9
102	A	li	08.09.92	93	-8	31	3	14	-2	-7	22
103	A	re	22.08.96	102	-6	32	6	20	1	-8	15
104	A	li	28.07.94	115	-8	40	10	0	8	0	22
105	A	re	05.02.96	105	-8	38	2	12	2	-2	13
106	A	re	08.12.94	96	-14	33	5	19	0	-6	17
107	A	re	16.07.93	92	-12	36	0	12	-5	7	24
108	A	li	08.11.95	103	-7	38	8	14	10	-2	13
Nr	Diagnose	Seite	Datum	aeA	βA	hpfA	aA	hptA	dmptA	g	pHL

## Tabelle: präoperativ

Nr	Diagnose	Seite	Datum	aeA	$\beta$ A	hpfA	aA	hptA	dmptA	g	pHL
109	A	li	29.07.96	115	-10	34	10	9	-3	0	25
110	A	li	08.09.94	85	-12	31	9	22	0	-6	19
111	A	li	18.09.95	114	-10	36	5	18	5	-5	26
112	A	li	22.06.95	113	-6	45	13	21	10	-6	20
113	A	li	22.08.95	94	-13	35	5	15	6	-5	27
114	A	li	15.02.96	85	-5	31	6	10	5	-7	11
115	A	li	06.11.91	80	-6	27	5	20	-3	-4	18
116	A	li	24.06.96	98	-8	34	1	28	-1	-3	19
117	A	re	18.04.96	93	-11	39	4	2	5	-3	18
118	A	re	08.04.93	90	-8	31	4	25	0	-6	26
119	A	re	16.12.96	89	-11	28	3	23	5	-5	3
120	A	re	21.02.96	88	-6	31	-3	4	-5	0	24
121	A	li	17.06.96	96	-13	29	8	21	10	-3	24
122	A	li	26.08.96	121	-9	43	3	32	3	-5	25
123	A	re	13.06.91	87	-9	34	7	17	-2	-3	19
124	A	li	04.12.92	93	-12	33	2	10	-2	-5	15
125	A	li	07.11.94	97	-11	35	6	11	1	-10	20
126	A	li	16.02.96	92	-14	35	4	27	-6	-6	28
127	A	re	21.08.92	83	-10	30	8	15	-1	-10	10
128	A	li	07.12.94	100	-6	42	4	25	-3	-4	11
129	A	re	12.05.95	82	-10	35	2	17	-3	-11	27
130	A	li	17.05.95	84	-5	30	7	19	4	0	20
131	A	re	24.04.92	98	-11	29	10	3	3	0	19
132	A	li	09.07.93	95	-8	36	-3	10	-6	-7	20
133	A	re	31.01.92	92	-7	32	9	26	0	-3	6
134	A	li	04.09.91	90	-8	29	-2	15	0	-1	15
135	A	li	09.07.96	84	-12	34	-4	10	8	5	21
136	A	li	19.09.94	102	-10	38	8	10	5	-9	15
137	A	re	01.11.95	103	-5	40	6	25	-3	-2	17
Nr	Diagnose	Seite	Datum	aeA	$\beta$ A	hpfA	aA	hptA	dmptA	g	pHL

## Tabelle: präoperativ

Nr.	aL	dmpfA	Knorpel	aftA	Schift	Tilt
1	-8	-20	2	0	3	0
2	-19	-9	4	8	0	7
3	-4	-12	3	-5	0	0
4	-15	-2	4	-4	0	0
5	-8	-20	1	-14	0	2
6	-8	-12	4	-13	0	0
7	-8	-8	4	-10	0	0
8	-10	-6	4	-10	0	0
9	-16	-8	6	7	0	10
10	-9	-5	5	-8	0	10
11	-14	-14	5	-2	0	0
12	-6	-13	2	-9	2	0
13	-7	2	5	15	0	0
14	-16	-11	3	-10	0	0
15	-8	-10	3	-11	0	0
16	-16	-13	6	-4	0	-4
17	-6	-16	4	-12	0	0
18	-3	-17	7	-7	0	5
19	-10	-7	10	8	0	0
20	0	-13	2	-15	0	0
21	3	-8	2	-7	2	0
22	-9	-10	6	-6	0	0
23	0	-24	0	-22	0	0
24	0	-12	0	-12	0	0
25	-9	-4	4	-7	0	0
26	-3	-6	3	-10	0	0
27	-4	9	6	0	0	-4
28	1	-3	2	10	0	0
29	0	-18	3	-4	0	0
30	-10	-11	2	-6	5	0
31	-6	-10	3	-10	0	0
32	-8	-10	2	-11	0	0
33	-16	-10	7	-9	0	0
34	-15	-13	0	-25	9	12
35	0	-6	3	-12	0	0
36	-13	-14	1	-5	4	24
37	-8	-17	4	-3	0	0
38	-2	-18	1	-17	0	0
39	-8	10	5	0	5	10
40	-1	-7	3	-17	0	0
41	0	-10	0	-9	1	0
42	0	-6	2	-11	0	0
43	-3	-12	4	2	-4	11
44	-6	-5	4	-3	0	0
45	-6	-7	4	-6	0	0
46	-8	-4	4	-11	0	0
47	-4	-9	8	8	0	4
48	-8	-8	4	-7	0	0
49	-10	-9	3	-6	0	0
50	-11	-4	2	-12	-4	-3
51	-10	-16	7	-10	6	1
52	-5	-19	7	-10	8	0
53	-8	-8	2	-7	0	0
54	-8	-16	4	-7	0	0
Nr.	aL	dmpfA	Knorpel	aftA	Schift	Tilt

**Tabelle: präoperativ**

<b>Nr.</b>	<b>aL</b>	<b>dmpfA</b>	<b>Knorpel</b>	<b>aftA</b>	<b>Schift</b>	<b>Tilt</b>
55	-12	-15	6	-8	0	0
56	-7	-5	5	12	0	0
57	0	-15	2	-8	5	6
58	1	-13	5	-5	0	0
59	-3	-9	6	-4	0	0
60	-10	-3	3	-8	0	0
61	-2	-18	2	-8	0	0
62	-5	-15	2	-32	0	0
63	-9	-12	3	-18	0	0
64	-10	-9	5	-8	0	0
65	-4	-11	0	7	0	0
66	-7	-18	0	-9	0	0
67	-8	-11	3	-20	5	0
68	-16	-15	2	-4	0	6
69	-2	-5	0	-12	0	0
70	-2	-9	3	-8	0	7
71	-7	9	4	-13	0	0
72	-6	-20	5	-5	8	11
73	-1	-10	4	-10	0	0
74	-9	-16	5	-6	0	0
75	-1	0	3	4	0	0
76	-1	-5	3	-12	0	0
77	-8	4	6	6	0	0
78	-10	-10	2	-10	3	0
79	-4	-5	3	-20	3	0
80	5	-12	3	-8	0	1
81	-13	-7	1	-10	0	0
82	-2	-2	1	-4	4	2
83	-27	-11	6	9	0	0
84	-14	0	6	-2	0	0
85	-3	-9	6	-6	0	0
86	-6	-9	2	0	0	0
87	-2	-10	2	9	6	5
88	-6	4	3	-16	0	4
89	-3	5	2	10	0	0
90	-6	-5	6	-5	8	2
91	-14	-10	7	1	0	0
92	-10	27	5	-28	2	0
93	-10	8	5	-11	0	0
94	-15	-10	6	1	0	1
95	0	13	5	-16	0	0
96	-10	-6	5	5	3	7
97	-3	-16	2	-10	0	0
98	-12	5	4	-6	0	0
99	0	10	5	-2	0	0
100	-9	-10	2	-10	0	0
101	-5	-7	4	-9	0	0
102	-4	-5	2	3	0	0
103	-9	-7	5	5	0	0
104	-6	-5	3	2	0	10
105	-12	-12	3	-4	0	0
106	-4	7	5	-2	0	0
107	-10	-5	4	-20	0	0
108	-5	-10	6	5	-3	0
<b>Nr.</b>	<b>aL</b>	<b>dmpfA</b>	<b>Knorpel</b>	<b>aftA</b>	<b>Schift</b>	<b>Tilt</b>

**Tabelle: präoperativ**

<b>Nr.</b>	<b>aL</b>	<b>dmpfA</b>	<b>Knorpel</b>	<b>aftA</b>	<b>Schift</b>	<b>Tilt</b>
109	0	-12	8	0	0	0
110	-10	15	6	0	0	0
111	-3	-7	6	1	3	0
112	-10	-8	6	14	-6	0
113	-12	-3	5	2	-5	0
114	-7	-5	5	10	2	-3
115	-2	-7	4	1	0	0
116	-11	-6	5	-4	0	0
117	-6	-15	5	-6	0	0
118	-6	-12	6	4	12	5
119	-12	-17	5	-3	0	-1
120	-8	-16	1	-15	4	0
121	-6	-20	4	-4	0	0
122	-5	-5	5	-2	0	0
123	-4	-6	5	-3	9	0
124	-8	-12	6	-4	0	0
125	-8	-7	6	0	-2	0
126	-2	0	6	-2	0	2
127	-9	-4	5	11	0	0
128	-6	7	7	4	0	0
129	-4	-2	6	3	0	0
130	-5	-9	4	1	0	1
131	-6	-6	0	-3	0	0
132	-2	-5	5	-6	0	0
133	-18	5	5	8	0	2
134	-5	-9	4	-11	0	-7
135	-2	12	3	-20	0	0
136	-8	-5	5	6	0	-5
137	-8	3	6	2	2	0
<b>Nr.</b>	<b>aL</b>	<b>dmpfA</b>	<b>Knorpel</b>	<b>aftA</b>	<b>Schift</b>	<b>Tilt</b>

**Tabelle: direkt postoperativ**

Nr.	Datum	aeAP	aAP	βAP	hptAP	AE,AT	hpfAP	gAP	dmptAP	phLP	βLP
1	30.10.91	100	4	-10	8	-8	30	0	-2	30	10
2	04.05.95	86	0	-6	3	2	25	0	3	7	4
3	18.10.94	83	0	-8	18	2	26	0	1	4	16
4	14.12.94	83	3	-3	14	1	28	0	1	15	10
5	23.11.95	83	-4	-7	-1	-3	30	0	2	-4	10
6	16.08.94	85	4	6	10	7	28	7	1	2	5
7	10.07.95	92	0	-4	10	0	32	0	5	17	10
8	09.05.94	94	-1	-8	14	-3	36	0	2	25	8
9	12.05.93	94	2	-8	0	3	32	-2	-2	11	7
10	11.05.92	93	2	-4	21	0	32	0	0	22	9
11	23.03.93	86	0	-6	2	0	29	0	-2	12	11
12	10.11.94	94	-2	2	10	0	24	0	-1	21	8
13	25.01.95	82	0	-7	27	-3	33	0	-9	2	6
14	15.09.94	86	3	-3	20	0	32	0	2	3	9
15	11.09.96	86	3	-8	15	-2	32	0	1	-2	10
16	01.08.95	95	0	-6	10	0	34	0	-1	12	8
17	29.08.96	93	0	-8	12	4	32	0	3	-8	10
18	11.11.92	86	0	-4	11	-2	35	1	3	10	8
19	21.03.96	82	0	-3	-3	2	37	0	3	23	18
20	04.01.96	85	0	-10	6	0	27	0	0	8	3
21	23.09.92	88	0	-6	10	-1	31	0	-2	22	5
22	14.01.92	95	0	6	18	-4	35	0	5	21	6
23	09.02.94	93	0	-2	-2	4	35	0	-3	5	12
24	07.03.94	85	3	-5	13	0	34	0	-7	-7	28
25	17.10.91	94	0	0	24	-2	28	0	-1	30	1
26	11.09.91	95	2	-7	28	1	24	0	-3	19	5
27	02.03.94	88	-2	-4	26	-4	23	0	5	2	10
28	13.02.96	97	2	-2	18	3	35	0	-4	19	8
29	12.09.96	85	4	-6	16	4	33	1	0	20	11
30	06.12.95	84	-3	-3	10	4	26	0	1	4	13
31	09.11.92	103	0	-6	20	-1	40	0	-3	20	6
32	24.02.93	104	4	-10	-2	0	35	0	-7	14	8
33	08.11.93	81	2	0	10	4	30	0	2	24	6
34	18.03.93	78	-5	-10	16	-9	27	0	-6	12	6
35	03.09.92	100	0	-8	5	-4	35	0	0	25	10
36	10.08.94	86	0	-4	17	-4	30	0	2	9	5
37	15.01.96	83	0	-2	11	3	31	0	0	18	10
38	21.09.94	80	-2	-8	-4	-5	31	-1	1	17	7
39	12.04.94	89	-2	-7	20	2	31	0	0	15	10
40	03.12.92	85	0	-10	10	0	37	0	5	-6	4
41	14.10.93	82	2	-3	14	0	19	0	-3	2	5
42	19.09.94	85	3	-1	12	-1	25	0	-4	7	8
43	22.03.94	83	1	-6	13	1	27	0	6	7	6
44	14.12.94	88	-4	-2	10	0	33	0	-4	21	9
45	05.01.93	88	0	4	21	2	34	0	-2	27	12
46	22.03.91	90	6	-8	25	0	38	0	2	18	10
47	14.01.92	100	2	-3	12	3	42	0	2	14	14
48	28.07.93	91	2	-4	18	4	30	0	5	10	6
49	27.10.92	90	0	-2	23	2	37	0	0	11	7
50	02.03.95	78	-1	-5	15	0	28	0	-5	11	6
51	10.01.95	94	-3	-6	16	8	33	1	-2	14	8
52	21.08.96	93	4	-10	15	1	22	0	6	7	8
53	26.09.94	84	-2	-4	23	-1	29	0	-4	-4	7
54	01.11.93	83	0	-10	18	-4	32	0	-2	11	5
Nr.	Datum	aeAP	aAP	βAP	hptAP	AE,AT	hpfAP	gAP	dmptAP	phLP	βLP

**Tabelle: direkt postoperativ**

Nr.	Datum	aeAP	aAP	βAP	hptAP	AE,AT	hpfAP	gAP	dmptAP	phLP	βLP
55	25.03.96	84	3	0	15	0	26	0	-3	-8	12
56	10.05.95	94	2	-5	6	6	32	0	3	13	8
57	11.11.96	95	3	-6	8	-4	29	0	-5	8	8
58	02.01.96	80	0	-9	18	1	33	0	-3	15	7
59	02.10.96	82	0	-9	13	-1	29	0	2	15	8
60	24.03.93	86	7	-10	15	-2	36	-4	4	9	4
61	26.10.93	101	0	-2	17	1	30	0	-1	6	5
62	06.10.92	88	-4	-6	19	0	27	4	-2	10	5
63	12.05.95	81	0	-7	21	0	32	1	-2	21	6
64	02.11.93	90	0	-4	22	0	32	0	-2	8	9
65	15.12.92	83	0	1	-2	1	25	0	-1	10	28
66	01.06.93	84	1	-3	9	0	16	0	-2	11	12
67	09.02.94	83	4	-8	17	-4	29	1	2	11	5
68	30.05.94	82	-5	-8	9	-6	29	0	-3	-1	11
69	02.04.96	88	0	-6	18	0	32	0	-3	8	7
70	13.04.92	93	-1	-2	8	0	36	2	-6	5	7
71	15.09.94	87	0	-10	15	0	36	0	0	-2	14
72	06.06.91	84	0	-6	14	1	33	0	-2	1	12
73	15.02.95	82	1	-3	18	-5	30	0	0	2	5
74	30.01.96	113	1	-2	7	0	34	0	5	26	10
75	11.05.92	92	0	-7	5	4	33	0	-7	19	14
76	11.05.92	94	-1	-9	6	-5	33	0	-3	7	6
77	15.06.95	90	2	-7	23	1	36	0	1	4	3
78	31.10.96	84	-2	-4	7	-3	27	0	-2	2	5
79	31.01.95	86	2	-13	4	0	31	0	0	15	10
80	19.05.92	90	4	-7	11	-1	35	0	0	10	13
81	08.07.93	86	-1	-6	4	0	28	0	-3	-4	7
82	19.11.92	85	0	-4	10	0	25	1	-4	7	8
83	09.11.92	83	1	-11	18	0	25	0	0	25	5
84	03.05.93	81	-1	0	10	1	32	0	-3	8	12
85	25.09.91	100	4	-9	26	4	35	0	0	20	10
86	26.08.92	85	2	-7	13	1	31	0	-1	20	14
87	03.07.95	85	2	-4	18	-4	22	0	4	6	-2
88	30.10.96	78	8	-8	18	5	34	0	-2	9	12
89	05.03.96	97	4	-2	10	8	29	0	0	18	10
90	20.11.96	93	2	-7	35	-4	33	0	-5	10	8
91	17.07.95	98	1	-2	25	0	42	0	6	17	10
92	20.10.93	95	1	-10	27	0	34	0	-2	12	8
93	27.11.96	90	-2	0	19	-2	30	0	2	23	4
94	12.06.92	92	0	-4	7	-3	37	0	-1	15	4
95	27.12.94	90	4	-7	14	0	29	0	0	36	16
96	08.08.96	87	2	-8	12	1	30	0	1	5	3
97	11.01.95	100	-2	3	16	-3	32	1	0	15	6
98	07.05.96	88	2	-4	20	0	30	0	0	12	10
99	14.10.96	100	4	-10	21	2	44	0	0	23	13
100	30.06.92	86	3	-14	26	1	35	0	-2	-7	16
101	05.07.95	92	2	-8	15	1	32	0	-1	-2	10
102	29.06.93	90	0	-6	13	-1	33	0	-5	21	7
103	26.08.96	83	-6	0	11	-3	30	0	-1	-3	13
104	02.08.94	89	0	-8	10	0	21	0	4	6	12
105	07.02.96	94	0	-8	6	-3	36	0	-2	5	9
106	12.12.94	83	0	-8	20	-4	29	0	-5	7	4
107	18.10.94	90	2	-10	17	-4	37	0	0	21	10
108	09.11.95	89	1	-7	20	2	32	0	2	6	12
Nr.	Datum	aeAP	aAP	βAP	hptAP	AE,AT	hpfAP	gAP	dmptAP	phLP	βLP

**Tabelle: direkt postoperativ**

Nr.	Datum	aeAP	aAP	$\beta$ AP	hptAP	AE,AT	hpfAP	gAP	dmptAP	phLP	$\beta$ LP
109	27.08.96	103	2	-8	8	-1	37	0	0	6	8
110	09.09.94	84	8	-8	25	6	30	0	-7	10	11
111	20.09.95	99	5	-6	14	1	30	1	4	-3	8
112	26.06.95	94	0	-10	8	0	38	0	2	12	17
113	11.10.95	82	0	-8	9	-6	28	0	-1	28	12
114	19.02.96	92	3	-6	13	0	28	0	-2	8	12
115	23.12.91	83	0	-8	15	-2	35	0	-3	20	16
116	17.10.96	103	2	-6	34	-3	33	0	1	26	5
117	19.04.96	87	-1	-6	10	0	35	0	-2	-1	10
118	30.04.93	83	4	-12	16	8	36	-2	3	11	12
119	17.12.96	86	0	-8	24	-3	31	0	1	-2	6
120	22.02.96	84	-1	-8	12	5	27	0	-2	8	8
121	19.06.96	86	5	-14	16	6	29	-4	7	7	8
122	05.12.96	102	0	-3	31	-2	38	0	-3	6	9
123	05.11.91	94	0	-4	9	-1	29	0	-1	7	6
124	08.12.92	90	2	-12	15	-1	42	0	-4	14	11
125	28.03.95	92	4	-8	15	2	36	0	-2	18	10
126	19.02.96	81	-4	-8	20	6	30	0	2	15	14
127	17.09.92	87	4	-4	6	-2	39	2	-4	11	16
128	12.12.94	91	1	-11	25	0	37	0	3	-12	14
129	09.06.95	90	0	-8	11	3	34	0	-1	25	12
130	18.05.95	80	-4	-2	10	-5	31	0	1	6	16
131	24.04.92	89	-1	-8	15	-6	21	0	-5	-2	9
132	09.07.93	85	2	-7	18	-7	28	0	5	-7	6
133	20.07.92	100	2	-6	19	2	42	0	1	12	6
134	11.09.91	88	2	-1	13	-1	30	4	2	4	8
135	10.07.96	79	6	-6	26	2	28	0	-2	-2	8
136	19.12.94	99	2	-4	4	-5	33	0	0	20	8
137	02.11.95	90	0	-3	22	0	32	0	1	10	10
Nr.	Datum	aeAP	aAP	$\beta$ AP	hptAP	AE,AT	hpfAP	gAP	dmptAP	phLP	$\beta$ LP



**Tabelle: direkt postoperativ**

<b>Nr.</b>	<b>aLP</b>	<b>dmpfAP</b>	<b>Knorpel</b>	<b>aftAP</b>	<b>Schift</b>	<b>Tilt</b>
1	-12	-10	12	-6	0	0
2	-6	-6	9	-4	0	0
3	-8	0	6	-6	0	0
4	-11	-4	7	-3	0	0
5	-12	-13	6	-11	0	0
6	-12	-2	1	2	0	0
7	-9	-6	3	-6	0	0
8	-14	-9	6	-8	0	0
9	-11	-6	10	-8	0	0
10	-6	-2	13	-3	0	0
11	-9	-6	6	-6	0	0
12	-6	2	7	-2	0	0
13	-12	-5	4	-6	0	0
14	-10	-7	1	0	0	0
15	-9	-5	4	-8	0	0
16	-15	-5	6	-5	0	0
17	-8	-13	5	-8	0	0
18	-12	-6	12	-6	0	10
19	0	-6	9	-6	0	0
20	-15	-11	9	-9	0	0
21	-3	-17	12	-8	0	0
22	-6	-6	2	-8	0	0
23	-7	-6	12	-3	0	0
24	-17	-7	8	-7	0	-15
25	-7	-6	13	-2	0	0
26	-5	-5	10	-7	0	0
27	-8	-12	4	-6	0	0
28		2	15	3	0	0
29	-7	-9	10	-4	0	0
30	-4	-5	18	-8	0	0
31	-10	-12	3	-7	0	0
32	-11	-5	10	-7	0	0
33	-10	-1	7	2	0	0
34	-10	-3	4	-13	0	0
35	-5	-7	4	-8	3	2
36	-14	-3	4	-5	5	12
37	-10	-5	7	-4	0	0
38	-9	-5	7	-6	0	0
39	-10	7	7	-10	0	0
40	-9	-11	4	-14	0	0
41	-9	-1	7	-2	0	-8
42	-11	-6	6	-7	0	0
43	-10	-11	7	-4	0	0
44	-6	0	4	-4	0	0
45	-9	1	12	4	0	0
46	-6	-7	6	-3	0	0
47	-6	-8	4	0	0	0
48	-12	-4	4	-2	0	0
49	-8	-7	2	-4	0	0
50	-10	-3	9	-8	0	0
51	-10	-5	1	-12	0	0
52	-8	-12	11	-10	-2	0
53	-9	0	2	-6	0	0
54	-14	-5	8	-8	0	0
<b>Nr.</b>	<b>aLP</b>	<b>dmpfAP</b>	<b>Knorpel</b>	<b>aftAP</b>	<b>Schift</b>	<b>Tilt</b>

**Tabelle: direkt postoperativ**

<b>Nr.</b>	<b>aLP</b>	<b>dmpfAP</b>	<b>Knorpel</b>	<b>aftAP</b>	<b>Schift</b>	<b>Tilt</b>
55	-2	1	7	-1	0	0
56	-14	-12	11	-5	0	0
57	-7	-4	16	-5	0	0
58	-5	-8	8	-8	0	0
59	-5	-10	15	-8	0	0
60	-12	-2	6	0	0	0
61	-6	2	12	-2	0	0
62	-9	-10	12	-10	0	0
63	-4	-12	3	-9	0	0
64	-7	-6	3	-7	0	0
65	-8	-10	18	0	0	8
66	-6	-8	15	-3	0	0
67	-10	-1	2	-6	2	0
68	-5	-11	4	-8	0	0
69	-8	-3	10	-6	0	0
70	-8	-5	5	-7	0	0
71	-11	16	3	-8	0	0
72	-14	-8	3	-5	2	0
73	-8	3	6	-3	0	0
74	-12	-1	7	-2	-4	0
75	-10	-9	11	-8	0	0
76	-15	-9	2	-6	0	0
77	-10	6	3	-4	0	0
78	-6	-5	9	-7	0	0
79	-6	-10	15	-10	0	0
80	-11	-5	6	-6	0	0
81	-11	-10	7	-8	0	0
82	-6	-3	4	-6	0	0
83	-4	-10	4	-11	0	0
84	-10	-6	5	-1	0	0
85	0		5	3	0	0
86	-8	-12	6	-6	0	0
87	-10	-3	8	-6	0	0
88	-5	8	7	0	0	0
89	-12	-5	17	0	0	0
90	-11	-8	3	-3	0	0
91	-6	-1	4	-5	0	0
92	-9	15	6	-8	0	0
93	-8	1	10	-1	0	0
94	0	-10	4	-6	0	0
95	-4	17	6	-6	0	0
96	-4	-8	10	-7	0	0
97	-8	-10	4	-8	0	0
98	-3	-2	5	0	0	0
99	-10	13	8	-3	0	0
100	-8	-15	12	-14	0	0
101	-10	-5	5	-7	10	-4
102	-4	-7	6	-6	0	0
103	-12	-8	8	-7	0	0
104	-8	-5	8	-8	4	0
105	-4	-6	8	-7	0	0
106	-3	3	3	-6	0	0
107	-6	-7	2	-10	5	0
108	-6	4	6	-2	0	0
<b>Nr.</b>	<b>aLP</b>	<b>dmpfAP</b>	<b>Knorpel</b>	<b>aftAP</b>	<b>Schift</b>	<b>Tilt</b>

**Tabelle: direkt postoperativ**

<b>Nr.</b>	<b>aLP</b>	<b>dmpfAP</b>	<b>Knorpel</b>	<b>aftAP</b>	<b>Schift</b>	<b>Tilt</b>
109	-10	-5	5	-6	0	0
110	4	8	6	-2	0	0
111	-14	-4	1	-8	0	0
112	-1	-13	15	-11	0	0
113	-11	-5	3	-10	0	0
114	-9	-6	11	-4	0	0
115	-7	-7	7	-7	0	0
116	-2	-7	7	-6	0	0
117	-10	-7	3	-10	0	0
118	-10	-10	6	-10	0	0
119	-10	-10	7	-12	0	0
120	-5	-9	4	-10	0	0
121	-10	-17	8	-8	0	0
122	-9	2	2	-3	0	0
123	-10	-1	6	-4	-4	7
124	-6	-12	6	-11	0	0
125	-8	-9	3	-7	0	0
126	-8	6	5	-11	0	0
127	-9	-6	16	-4	0	0
128	-2	-11	3	-6	0	0
129	-8	-12	4	-10	0	0
130	-10	-11	2	-6	0	0
131	-6	-5	5	-10	0	0
132	-11	-1	3	-5	0	0
133	-8	-10	5	-5	0	0
134	-10	-2	7	-4	0	0
135	-2	8	3	2	0	0
136	-16	-2	17	-6	0	0
137	-5	0	10	-3	0	0
<b>Nr.</b>	<b>aLP</b>	<b>dmpfAP</b>	<b>Knorpel</b>	<b>aftAP</b>	<b>Schift</b>	<b>Tilt</b>

**Tabelle: Follow-up nach 2,5 Jahren**

Nr.	Datum	aeAP	aAP	βAP	hptAP	AE,AT	hpfAP	gAP	dmptAP	phLP	βLP
1	24.10.94	99	6	-8	0	-8	31	0	2	25	13
2	13.10.99	90	0	-2	6	2	26	0	2	23	2
3	13.06.95	79	-2	-8	15	-3	22	0	-2	17	15
4	13.06.95	80	0	-4	15	-3	24	0	-2	12	16
5	17.03.99	84	0	-9	4	-1	34	-1	3	8	12
6	31.05.95	90	3	4	10	4	32	3	8	15	18
7	19.11.96	96	0	-6	10	0	33	0	8	15	12
8	03.06.98	93	-1	-6	17	-2	38	0	0	28	5
9	30.07.98	97	4	-10	0	1	35	0	3	27	8
10	12.06.95	90	2	-4	26	-3	28	0	-1	12	12
11	25.03.96	89	1	-4	3	0	31	0	-2	26	9
12	25.03.96	93	-4	5	7	-2	29	0	-2	23	13
13	04.04.96	87	0	-4	32	0	33	0	-5	13	8
14	01.07.96	89	0	0	18	0	32	0	-2	16	7
15	09.05.00	98	2	-4	15	4	30	0	-4	10	8
16	04.06.97	85	4	-6	18	0	33	0	1	13	8
17	06.11.99	103	-1	-5	13	4	35	0	0	20	7
18	09.11.93	84	0	3	17	3	35	0	1	22	5
19	02.04.97	99	1	-4	-5	0	41	0	0	42	9
20	02.06.99	82	0	-9	7	-2	30	0	-1	15	7
21	21.09.98	84	6	-9	12	2	27	0	-3	18	10
22	20.08.96	94	0	8	19	-7	34	0	2	21	6
23	25.10.94	95	-6	-1	4	-8	35	0	-9	21	16
24	25.10.94	95	2	-8	13	-4	31	0	-6	12	28
25	27.11.01	102	1	0	24	-1	25	1	2	25	8
26	12.05.00	92	4	-5	25	1	28	1	1	32	8
27	20.01.99	92	0	-6	26	0	32	0	0	1	6
28	26.01.00	109	1	-3	20	-1	39	1	-5	15	6
29	22.11.00	95	1	-5	13	1	33	0	-2	22	8
30	07.11.96	102	-1	-4	13	-3	30	-2	5	17	15
31	27.01.99	106	0	-8	21	-2	40	0	-3	18	4
32	17.01.94	119	1	-14	-2	2	41	0	-8	23	8
33	17.05.94	80	0	0	12	4	30	0	-2	21	10
34	27.09.93	78	-5	-10	17	-10	28	0	-7	10	6
35	15.08.95	100	-8	5	-2	37	0	4	30	6	-5
36	21.08.00	84	-2	-5	19	-4	29	1	-1	13	6
37	24.03.97	85	-4	0	6	-4	32	0	-2	24	8
38	30.05.95	83	2	-9	-2	-4	29	0	2	25	10
39	25.09.95	88	-1	-9	15	-1	29	0	-1	15	10
40	03.04.95	93	0	-8	11	2	32	0	6	2	7
41	18.03.97	85	4	-3	14	0	23	0	-1	14	5
42	18.03.97	86	3	-3	14	2	29	0	-4	19	7
43	03.06.96	86	1	-4	17	1	32	0	1	14	8
44	03.12.97	89	-2	0	15	5	32	0	2	20	8
45	29.05.97	84	2	0	22	4	33	0	-2	21	12
46	29.05.97	89	4	-6	26	2	40	0	1	21	8
Nr.	Datum	aeAP	aAP	βAP	hptAP	AE,AT	hpfAP	gAP	dmptAP	phLP	βLP

**Tabelle: Follow-up nach 2,5 Jahren**

Nr.	Datum	aeAP	aAP	βAP	hptAP	AE,AT	hpfAP	gAP	dmptAP	phLP	βLP
47	19.08.94	100	4	-4	15	4	45	0	2	22	18
48	28.06.94	90	0	-2	24	4	31	0	3	16	8
49	27.04.93	87	0	-2	23	3	34	0	-2	8	7
50	24.08.99	82	0	-4	20	-3	30	0	-3	5	10
51	08.03.00	93	-1	-6	15	-4	34	0	1	18	8
52	26.05.99	99	1	-8	12	1	25	0	3	22	8
53	15.03.00	92	-4	-1	22	-8	35	0	-9	10	9
54	21.09.98	83	1	-11	15	-4	32	0	-2	4	9
55	07.01.98	96	3	-6	16	2	33	0	-2	19	8
56	09.04.96	101	1	2	14	4	36	0	-1	18	10
57	18.09.97	102	4	-4	8	0	30	0	-2	6	17
58	04.06.97	88	4	-6	15	2	31	0	2	21	7
59	04.06.97	87	0	-9	11	-2	31	0	5	33	5
60	06.01.94	89	2	-9	21	5	35	-4	-3	13	10
61	15.03.94	107	0	0	12	-3	36	0	2	20	5
62	06.03.93	93	2	-8	16	4	28	0	-2	17	15
63	04.02.97	86	0	-4	22	1	33	0	0	13	4
64	05.10.94	87	-3	-4	22	0	30	0	-6	5	10
65	11.10.94	90	0	-4	-2	2	28	0	4	8	14
66	11.10.94	84	0	-4	9	0	21	0	-2	-1	11
67	18.07.95	84	4	-6	15	0	28	0	1	23	8
68	08.12.99	90	0	-8	13	0	33	0	6	3	10
69	04.06.97	93	3	-6	19	1	32	0	2	28	10
70	16.10.00	95	0	-4	10	3	39	0	-2	19	8
71	15.09.95	89	0	-8	23	1	35	1	1	6	13
72	01.09.92	86	0	-5	18	2	34	0	0	1	14
73	28.02.96	96	0	-3	11	-6	36	1	0	15	5
74	23.09.98	105	0	-6	9	-2	31	0	0	22	12
75	25.01.93	95	2	-9	4	-2	34	0	-4	19	20
76	25.01.93	92	0	-6	8	-6	32	0	-5	10	4
77	04.01.01	102	0	-4	21	5	39	0	4	11	1
78	09.07.97	87	-2	-3	9	-5	28	0	-3	19	5
79	11.12.96	96	-2	-12	7	0	27	0	-1	21	4
80	15.06.93	91	4	-7	8	0	37	0	0	13	10
81	12.04.94	90	0	-4	19	2	28	0	-3	13	22
82	16.10.95	84	3	-5	13	0	27	0	-3	5	10
83	13.05.97	90	0	-8	16	0	22	0	0	24	10
84	13.05.97	87	1	0	15	5	29	0	-2	17	8
85	05.01.94	100	5	-8	24	0	37	0	3	5	14
86	06.09.94	77	0	-6	9	0	30	0	-7	18	15
87	28.03.01	88	0	-5	20	-3	28	0	3	22	-2
88	09.12.98	82	9	-6	18	6	35	0	2	19	18
89	06.01.98	103	7	-4	13	8	31	0	4	29	7
90	06.12.00	93	4	-8	36	4	37	0	-4	29	3
91	02.07.97	105	2	-4	21	2	44	0	3	25	14
92	31.10.95	92	10	-8	33	7	33	-3	-3	13	5
Nr.	Datum	aeAP	aAP	βAP	hptAP	AE,AT	hpfAP	gAP	dmptAP	phLP	βLP

**Tabelle: Follow-up nach 2,5 Jahren**

Nr.	Datum	aeAP	aAP	βAP	hptAP	AE,AT	hpfAP	gAP	dmptAP	phLP	βLP
93	13.01.97	96	0	1	18	0	34	0	2	32	3
94	07.08.95	95	-1	-1	7	-3	42	0	-5	25	5
95	27.04.98	92	4	-8	14	0	28	0	-2	31	16
96	03.09.97	96	-1	-6	10	0	32	0	-3	20	9
97	27.08.97	110	-1	2	19	-6	39	1	-5	23	6
98	15.05.97	96	4	-6	20	0	37	0	1	22	11
99	01.11.99	107	4	8	20	2	47	0	-2	34	12
100	12.01.93	90	0	-10	27	0	34	0	-5	-6	16
101	01.09.98	91	-1	-10	18	-2	29	0	-3	10	8
102	08.03.94	90	0	-6	15	-1	35	0	-5	18	9
103	19.11.97	85	-2	1	17	-3	28	1	-2	16	5
104	17.12.96	93	0	-6	10	-6	23	0	0	19	12
105	07.02.01	104	0	-6	8	-1	36	0	-1	7	9
106	07.10.96	90	0	-10	28	0	29	0	-4	10	3
107	17.09.96	95	3	-12	14	0	39	0	4	22	10
108	10.12.96	100	1	-8	13	-2	34	0	2	17	16
109	20.08.97	103	-1	-8	9	2	39	0	-2	25	12
110	17.05.00	93	8	-4	24	10	31	0	-2	23	10
111	30.09.97	110	4	-7	12	0	34	1	5	13	10
112	29.04.96	98	0	-8	9	-2	38	0	1	25	15
113	18.06.97	88	1	-10	18	-6	30	0	1	25	9
114	04.02.97	96	3	-4	12	0	25	0	0	11	8
115	27.10.92	80	2	-7	16	-1	35	0	-3	18	16
116	18.03.97	94	4	-8	34	0	29	0	1	11	9
117	27.08.97	89	-1	-10	6	-2	33	0	2	19	10
118	07.05.96	85	-5	-10	20	0	34	-1	-7	27	10
119	30.09.98	90	-1	-7	22	-3	33	0	5	10	4
120	21.01.97	83	0	-8	6	4	26	0	-1	6	9
121	03.06.98	85	-1	-15	17	0	31	0	-1	22	10
122	23.06.99	105	0	-5	29	0	40	0	-2	17	10
123	10.05.94	88	0	-4	9	0	30	0	-4	12	9
124	10.05.94	82	1	-11	10	0	39	0	-3	19	16
125	28.01.98	92	3	-9	19	0	35	0	-5	5	8
126	06.09.00	89	-3	-10	22	-6	33	0	-1	21	12
127	15.08.95	90	2	-2	6	0	35	-3	-2	13	13
128	11.07.95	99	6	-10	25	6	35	0	-4	12	11
129	21.05.96	91	-1	-5	14	-4	36	0	-4	23	11
130	17.07.97	87	4	0	17	5	34	0	4	12	15
131	07.12.93	94	0	-10		-2	19	0	-4	-3	15
132	27.11.95	90	3	-8	21	-2	32	0	2	4	6
133	17.05.93	98	4	-5	21	-1	38	0	2	11	12
134	14.06.94	86	4	-2	17	3	29	0	1	4	13
135	09.12.98	82	6	-6	18	6	30	0	6	18	14
136	04.11.96	99	2	-8	5	-4	32	0	-1	14	8
137	13.08.97	90	3	-4	19	0	33	1	3	18	8
Nr.	Datum	aeAP	aAP	βAP	hptAP	AE,AT	hpfAP	gAP	dmptAP	phLP	βLP

**Tabelle: Follow-up nach 2,5 Jahren**

Nr.	aLP	dmpfAP	Knorpel	aftAP	Schift	Tilt					
1	-11	-8	16	-4	0	0					
2	-8	-6	8	-2	0	0					
3	-10	-9	4	-8	0	0					
4	-10	-13	5	-5	-4	0					
5	-10	-13	3	-8	0	0					
6	-12	-2	3	1	-9	-10					
7	-8	-6	3	-6	0	0					
8	-14	-9	4	-6	5	0					
9	-7	-11	9	-8	0	0					
10	-7	-1	10	-1	0	0					
11	-11	-4	5	-5	0	0					
12	-9	-3	7	-3	0	0					
13	-11	-3	2	-4	0	0					
14	-10	-1	0	0	0	0					
15	-10	-8	7	-2	0	0					
16	-16	-10	1	-5	0	0					
17	-3	-6	6	-4	0	0					
18	-13	-5	9	4	0	0					
19	-8	-4	8	-6	0	0					
20	-13	-11	8	-9	8	0					
21	-10	-11	10	-3	2	0					
22	-6	-5	1	-6	0	0					
23	-8	-5	12	-6	0	0					
24	-12	-8	9	-5	-6	12					
25	-8	-7	13	-4	0	0					
26	-7	-5	12	-5	0	0					
27	-2	-5	5	-4	0	0					
28	-6	-6	17	-5	0	0					
29	-13	-8	12	-3	0	0					
30	-4	-13	18	-9	5	0					
31	-9	-14	4	-7	0	0					
32	-14	-12	11	-10	0	0					
33	-10	-2	6	0	0	0					
34	-11	-5	3	-13	0	0					
35	-10	5	-10	0	0	0					
36	-14	-1	2	-8	5	0					
37	-8	-5	11	-5	0	0					
38	-8	-8	6	-11	3	0					
39	-6	11	7	-10	4	0					
40	-10	-11	2	-11	0	0					
41	-7	-3	7	0	0	-3					
42	-13	-10	5	0	0	0					
43	-8	-10	5	-3	0	0					
44	-6	1	2	-1	0	0					
45	-6	3	11	0	0	0					
46	-6	-6	6	-4	0	0					
Nr.	aLP	dmpfAP	Knorpel	aftAP	Schift	Tilt					

**Tabelle: Follow-up nach 2,5 Jahren**

Nr.	aLP	dmpfAP	Knorpel	aftAP	Schift	Tilt					
47	-8		5	-4	0	0					
48	-12	-12	0	0	0	0					
49	-10	-7	0	0	0	0					
50	-10	-3	6	-4	0	0					
51	-10	-8	2	-12	0	0					
52	-8	-11	13	-8	0	0					
53	-8	-2	3	-6	0	0					
54	-9	-7	9	-10	0	0					
55	-8	-8	7	-6	0	0					
56	-7	0	7	3	0	0					
57	-8	-4	16	-1	0	0					
58	-2	-3	11	-6	0	0					
59	-4	-9	18	-8	5	0					
60	-12	-4	2	-4	5	0					
61	-12	-3	14	3	0	0					
62	-13	-13	13	-4	0	0					
63	-5	-9	7	-6	0	0					
64	-8	-7	3	-8	0	0					
65	-6	-15	17	-3	0	0					
66	-8	-9	15	-4	0	0					
67	-10	-11	12	4	0	0					
68	-6	-6	3	-7	0	0					
69	-10	-4	10	-9	0	0					
70	-5	-5	7	-5	0	0					
71	-11	11	3	-7	0	0					
72	-16	-16	4	-2	0	0					
73	-10	-5	6	-5	0	0					
74	-12	-5	7	-6	-5	0					
75	-9	-9	12	-8	0	0					
76	-12	-7	2	-6	0	0					
77	-8	4	6	-2	0	0					
78	-6	-7	9	-8	0	0					
79	-14	-9	13	-12	0	0					
80	-8	-6	5	-6	0	0					
81	-11	-15	3	-4	3	0					
82	-5	-6	2	-3	-5	0					
83	-3	-8	5	-8	3	0					
84	-9	-7	5	2	0	0					
85	-6	-8	5	-4	0	2					
86	-10	-8	3	-5	0	0					
87	-10	-5	8	-8	0	0					
88	-14	9	9	2	0	0					
89	-10	-13	20	2	0	0					
90	-7	-10	4	-5	0	0					
91	-6	-4	6	-6	0	0					
92	-12	6	4	5	0	0					
Nr.	aLP	dmpfAP	Knorpel	aftAP	Schift	Tilt					



**Tabelle: Follow-up nach 2,5 Jahren**

Nr.	aLP	dmpfAP	Knorpel	aftAP	Schift	Tilt					
93	-4	0	12	-3	0	0					
94	0	-3	4	4	6	0					
95	-4	-20	5	-6	0	0					
96	-3	-8	12	-8	5	0					
97	-7	-9	9	-3	0	0					
98	-4	5	7	-2	0	0					
99	-10	10	8	-5	0	0					
100	-9	-11	11	-10	0	0					
101	-10	-11	8	-11	0	0					
102	-6	-12	7	-4	0	0					
103	-10	-2	4	-3	-4	0					
104	-6	-1	8	-5	0	0					
105	-7	-7	8	-5	0	0					
106	-3	7	3	-8	0	0					
107	-6	-9	4	-9	3	0					
108	-5	-1	6	-7	0	0					
109	-4	-9	5	-7	0	0					
110	2	6	5	2	0	0					
111	-14	-8	1	-5	0	-3					
112	-3	-7	13	-11	0	0					
113	-6	-13	2	-10	0	0					
114	-10	-1	13	4	0	0					
115	-6	-7	7	-8	0	0					
116	-10	-7	7	-1	3	0					
117	-10	-13	6	-12	0	0					
118	-10	-15	5	-13	-3	-7					
119	-11	-7	6	-7	0	0					
120	-8	-7	6	-8	0	0					
121	-6	-18	4	-12	0	0					
122	-11	-11	2	-8	5	0					
123	-12	-2	4	-4	-4	-4					
124	-8	-8	5	-11	0	0					
125	-6	-10	1	-6	0	0					
126	-8	8	6	-13	-5	0					
127	-11	-5	12	5	0	0					
128	-1	7	4	-6	0	0					
129	-7	-6	3	-8	2	0					
130	-10	-4	5	5	0	0					
131	-5	-10	7	-13	0	0					
132	-12	-3	2	-4	0	0					
133	-10	-11	5	-6	0	0					
134	-10	-7	4	2	-4	0					
135	-8	9	3	-2	0	0					
136	-12	-9	16	-4	0	0					
137	-10	3	11	-2	3	0					
Nr.	aLP	dmpfAP	Knorpel	aftAP	Schift	Tilt					

**Tabelle: Follow-up nach 5 Jahren**

Nr.	Datum	aeAP	aAP	$\beta$ AP	hptAP	AE,AT	hpfAP	gAP	dmptAP	phLP	$\beta$ LP
1	09.03.00	82	0	-3	15	2	34	0	-1	3	19
6	19.11.96	94	0	5	9	6	31	3	1	13	14
7	27.08.97	96	0	-6	9	2	31	0	9	14	13
8	31.01.01	93	0	-7	19	-3	35	0	-4	28	9
19	08.09.99	85	0	-7	-6	-2	35	0	0	44	13
20	02.05.01	84	1	-7	9	-2	28	0	1	14	4
28	30.11.01	116	1	-3	20	1	35	0	-5	12	6
33	28.05.97	88	2	0	16	5	30	-1	1	21	6
41	01.09.99	83	4	-1	14	1	22	0	0	17	6
42	01.09.99	91	1	1	14	6	30	0	-7	17	8
43	11.10.99	88	-3	16	0	33	0	2	15	5	-8
49	21.03.95	97	0	-5	25	-4	37	0	2	9	5
51	09.07.96	92	5	-6	21	6	27	-1	-3	17	10
52	08.03.00	97	2	-7	14	3	25	0	3	18	5
54	26.01.99	82	2	-12	17	0	32	0	-2	15	8
55	21.09.99	100	6	-3	16	3	34	4	-1	19	10
63	29.03.01	93	0	-4	24	1	33	0	-3	16	3
72	18.11.98	101	4	-9	-2	-6	24	0	0	27	14
80	16.02.00	88	4	-4	10	1	35	1	0	14	8
83	13.09.00	87	0	-9	16	0	23	0	-2	21	6
84	13.09.00	85	1	0	14	0	31	0	-2	17	6
88	17.11.99	88	8	-4	21	6	35	0	-2	19	18
89	14.08.01	115	6	0	13	10	28	-1	0	27	6
99	16.02.00	100	4	-10	21	4	43	0	-2	28	15
100	16.08.94	87	3	-12	25	-1	36	0	-2	-8	17
101	28.11.01	101	-1	-12	13	-1	33	0	-3	7	10
111	25.07.00	107	6	-11	13	4	34	0	4	12	6
113	21.07.99	88	-2	-10	20	-6	32	0	-2	27	6
116	24.05.00	97	10	-8	39	5	32	0	2	26	10
117	08.04.98	92	0	-10	6	0	34	0	0	18	8
118	12.05.99	85	3	-13	23	6	31	0	-7	25	8
122	07.01.02	117	-2	2	28	-2	41	0	-3	16	12
123	16.04.96	90	0	-4	9	2	33	0	-2	10	6
124	16.04.96	91	4	-12	9	2	44	0	0	17	8
127	14.10.99	85	7	-2	6	4	37	-3	-5	9	11
131	20.01.98	93	0	-12	9	4	22	0	-9	-7	13
135	17.11.99	86	8	-4	23	13	34	0	2	22	10
Nr.	Datum	aeAP	aAP	$\beta$ AP	hptAP	AE,AT	hpfAP	gAP	dmptAP	phLP	$\beta$ LP

## Tabelle: Follow-up nach 5 Jahren

Nr.	aLP	dmpfAP	Knorpel	aftAP	Schift	Tilt
1	-12	-11	3	-2	0	0
6	-12	-9	3	0	-10	-14
7	-8	-9	3	-4	2	4
8	-15	-11	2	-8	4	0
19	-1	-10	10	-9	0	0
20	-15	-5	7	-8	3	0
28	-4	-2	18	-4	0	0
33	-8	-3	2	3	2	0
41	-8	1	7	-1	0	0
42	-16	-3	5	4	0	0
43	-5	5	0	0	0	0
49	-10	-8	0	-4	0	0
51	-14	-13	10	-1	0	0
52	-4	-11	13	-6	0	0
54	-7	-6	7	-10	0	6
55	0	-5	3	-4	0	0
63	-6	-11	7	-5	0	0
72	-10	-10	14	-4	0	0
80	-10	-2	5	-4	0	2
83	-5	-12	5	-10	3	0
84	-8	-9	5	-1	0	0
88	-3	6	9	6	0	0
89	-10	-6	18	6	0	0
99	-14	10	11	6	0	0
100	-9	-15	14	-12	0	0
101	-11	-14	12	-11	0	0
111	-15	-11	0	-9	0	-2
113	-11	-5	2	-10	0	0
116	-8	-5	7	2	2	0
117	-8	-13	9	-11	0	0
118	-10	-14	-3	-14	3	-3
122	-11	0	3	-8	0	0
123	-14	-4	7	-6	0	19
124	-6	-8	9	-11	0	0
127	-9	4	14	8	0	0
131	-5	-7	6	-12	0	0
135	-8	5	2	6	0	0
Nr.	aLP	dmpfAP	Knorpel	aftAP	Schift	Tilt

## **Danksagung**

Mein herzlicher Dank gilt Herrn Prof. Dr. Wolfgang Rüther, Direktor des Lehrstuhles für Orthopädie am Universitätsklinikum Hamburg - Eppendorf, unter dessen Führung diese Studie durchgeführt werden konnte.

Des Weiteren danke ich Herrn Prof. Dr. Bernd Fink, Oberarzt der orthopädischen Abteilung der Universitätsklinik Hamburg Eppendorf bis 2003, der diese Studie bis zu seinem Wechsel betreut hat und mir jederzeit mit Rat und Tat zur Seite stand. Nur durch seine umfassende Unterstützung konnte diese Studie zustande kommen.

Ebenso danke ich Herrn Dr. Jörn Steinhagen, der die weitere und abschließende Betreuung der Arbeit übernommen und diese produktiv bis zum Abschluss begleitet hat.

Außerdem möchte ich den Mitarbeiterinnen und Mitarbeiter der Rheumaklinik Bad Bramstedt danken, die mich während meiner Tätigkeit freundlich aufgenommen und immer hilfsbereit unterstützt haben.

Für die freiwillige Teilnahme der Patientinnen und Patienten möchte ich sehr danken. Ohne sie hätte diese Arbeit selbstverständlich nicht durchgeführt werden können.

Mein besonderer Dank gilt meiner Familie für die jahrelange Unterstützung und ganz besonders meinem Vater für die wissenschaftlichen Anregungen.

Mein großer Dank gilt meiner Frau Katharina, die durch ihre moralische und tatkräftige Unterstützung zum erheblichen Teil zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen hat.

Danke

# Lebenslauf

## **Kai Kunstreich geb. Kaminsky**

Taunusstraße 13

12161 Berlin

Familienstand: verheiratet

Konfession: evangelisch

## **Schule**

Grundschule Pinneberg-Waldenau 1981 – 1985

Theodor Heuss Gymnasium Pinneberg 1985 – 1988

Geschwister Scholl Gesamtschule Hamburg 1988 – 1994

Abschluss Abitur

## **Zivildienst**

Chirurgische, anästhesiologisch geführte Intensivstation des Allgemeinen Krankenhauses Altona (AKA), Hamburg 15 Monate 1994 - 1995

## **Studium**

*Medizinstudium an der Universität Hamburg seit 1995*

Physikum 1998

1.Staatsexamen 1999

2.Staatsexamen 2002

3.Staatsexamen Mai 2003

*Praktisches Jahr*

Innere Medizin Krankenhaus Alten Eichen Hamburg (16 Wochen)

Chirurgie Allgemeines Krankenhaus St Georg Hamburg (9 Wochen)

Krankenhaus Sterzing Südtirol / Italien (7 Wochen)

HNO Marienkrankenhaus Hamburg (16 Wochen)

## **Berufserfahrung**

*AiP*

In der Unfallchirurgie des Elbe Klinikums Stade vom September 2003 bis Oktober 2004 unter der Leitung von Dr. G. Schwabe

*Assistenzarzt*

Im Anschluss an die AiP-Phase, Weiterbildungsvertrag in der Unfallchirurgischen Klinik im Elbe Klinikum Stade bis Dezember 2005

*Assistenzarzt*

Seit Januar 2006 Weiterbildungsvertrag in der Allgemeinchirurgie im Krankenhaus Waldfriede in Berlin

## **Eidesstattliche Versicherung**

Ich versichere ausdrücklich, dass ich die Arbeit selbständig und ohne fremde Hilfe verfasst, andere als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und die aus den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen einzeln nach Ausgabe (Auflage und Jahr des Erscheinens), Band und Seite des benutzten Werkes kenntlich gemacht habe.

Ferner versichere ich, dass ich die Dissertation bisher nicht einem Fachvertreter an einer anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe.

---