

Aus der Chirurgischen Klinik mit Poliklinik
der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg
Abteilung für Unfallchirurgie
Leiter: Prof. Dr. med. F.F.Hennig

**Evaluation der Achsverhältnisse nach
Implantation der ungekoppelten Knieendoprothese
BPK-S Integration
und Beurteilung des mittelfristigen klinischen Outcomes**

Inauguraldissertation
zur Erlangung der Doktorwürde der medizinischen Fakultät
der
Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg

vorgelegt von
Johannes Baumgartner
aus Erlangen

Bad Staffelstein

2010



Gedruckt mit Erlaubnis der
**Medizinischen Fakultät der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg**

Dekan: Prof. Dr. J. Schüttler
Referent: Prof. Dr. F. F. Hennig
Korreferent: Priv.-Doz. Dr. K. Gelse
Tag der mündlichen Prüfung: **20. Oktober 2010**

Inhaltsverzeichnis

<u>1. Zusammenfassung</u>	<u>1</u>
<u>2. Abstract</u>	<u>3</u>
<u>3. Einleitung</u>	<u>5</u>
<u>4. Allgemeine Überlegungen</u>	<u>7</u>
4.1 Indikationen zum alloplastischen bicondylären Kniegelenksersatz	7
4.1.1 allgemeine Indikationen	7
4.1.2 Indikation für den bicondylären Oberflächenersatz	8
4.2 Geschichte der bikondylären Oberflächenendoprothesen	9
4.3 Anatomie	10
4.3.1 Femoropatellargelenk	10
4.3.2 Femorotibialgelenk	11
4.4 Biomechanik des Kniegelenkes	17
4.4.1 Bewegungsmöglichkeiten	17
4.4.2 Beinachsen	18
4.4.3 Einwirkende Kräfte	20
4.5 Aseptische Prothesenlockerung und die Bedeutung der Beinachse	21
4.5.1 Aseptische Lockerung durch Abrieb	21
4.5.2 Lockerung durch fehlerhaftes Alignment	22
4.5.3 Lockerung durch ligamentäre Dysbalance	23
4.6 Operationsbeschreibung	25
<u>5. Material und Methodik</u>	<u>26</u>
5.1 verwendete Scores	26
5.1.1 Knee-Society-Score	26
5.1.2 HSS-Score	29
5.2 Patientengut	31
5.2.1 Patientenzahl, Zahl der implantierten Prothesen	31
5.2.2 Nachuntersuchungsperiode	32
5.2.3 Postoperative Verweildauer	33
5.2.4 Geschlechterverteilung, Altersstruktur, Lokalisation	34
5.2.5 Präoperative Diagnose	35
5.2.6 Komorbidität	35
5.2.7 Prothesengrößen, Art des Inlays	36
5.2.8 Postoperative Komplikationen	37
5.3 Radiologische Auswertung	38
5.3.1 Aufnahmen im anterior – posterioren Strahlengang (Kniegelenk ap)	39
5.3.2 Aufnahme des Knies seitlich	40
5.3.3 Ganzbeinstandaufnahme	41
5.3.4 Patella – tangential – Aufnahme	43
5.3.5 Lockerungszeichen	44
5.4 Beschreibung der Prothese	45
5.4.1 Materialien und Werkstoffe	45
5.4.2 Inlay	46
5.4.3 Femurkomponente	46
5.4.4 Tibiakomponente	48
5.4.5 Instrumentarium	48
5.5 verwendete statistische Tests	51

<i>6. Ergebnisse</i>	52
6.1 Zufriedenheit	52
6.2 Flexionsfähigkeit	53
6.3 Extension	54
6.3.1 Streckdefizit	54
6.3.2 Hyperextension	54
6.4 Scores	55
6.4.1 Knee-Society-Score	55
6.4.2 HSS-Score	57
6.5 Radiologische Auswertung	58
6.5.1 Tibiofemorale Winkel	58
6.5.2 Femoraler Winkel	60
6.5.3 Tibialer Winkel	61
6.5.4 Knie seitlich - slope	62
6.5.5 Patella - tilt	63
6.5.6 Notching	64
6.5.7 Lockerungszeichen	64
<i>7. Statistische Auswertung innerhalb der Studienpatienten</i>	66
7.1 Vergleich Patientenzufriedenheit	66
7.2 Vergleich der erreichten Ergebnisse beim HSS-Score	67
7.3 Auswertung des Prothesenalignments	68
7.3.1 Tibialer Winkel	68
7.3.2 Femoraler Winkel	68
7.3.3 Posterior slope	69
<i>8. Ergebnisse in der Literatur</i>	71
8.1 Kinemax (Fa. Stryker)	71
8.2 PFC (Fa. DePuy)	71
8.3 AGC 2000 (Fa. Biomet)	71
8.4 Natural Knee (Fa. Zimmer)	72
8.5 Zusammenfassung mehrerer Studien	72
8.6 Vergleichsstudie LCS, NK, PFC	73
8.7 Vergleichsstudie Natural Knee – Genesis I	73
8.8 Vergleichsstudie navigierte vs. konventionelle Implantation (PFC Sigma)	74
<i>9. Wertung der Ergebnisse</i>	77
9.1 Bewertung der BPKS-Prothese im Vergleich zu anderen Prothesen	77
9.2 Bewertung des Alignments	78
<i>10. Zusammenfassung und Ausblick</i>	80
<i>11. Literaturverzeichnis</i>	83
<i>12. Abbildungsverzeichnis</i>	86
<i>13. Abbildungsquellennachweis</i>	88
<i>14. Diagrammverzeichnis</i>	89

1. Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden Arbeit

Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist die radiologische und klinische Evaluation nach Implantation der Knieendoprothese „Brehm Perfection Knee system“.

Material und Methoden

Zwischen 2003 und 2005 wurden 102 der oben genannten Knieprothesen bei 88 Patienten in der Abteilung für Unfallchirurgie der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg implantiert. Bei allen Operationen wurde ein 5-in-1 Schnittblock verwendet.

88 Prothesen bei 76 Patienten konnten nachuntersucht werden. Durchschnittlich waren seit der Implantation 23 Monate vergangen.

Sowohl das radiologische Alignment als auch das klinische Ergebnis wurde ausgewertet. Zur Bewertung des klinischen Outcomes wurden der „Hospital of Special Surgery Score“ (HSS) sowie der Score der amerikanischen Knee Society (KSS) verwendet.

Zur statistischen Auswertung wurden der Student-t-Test und der U-Test verwendet.

Ergebnisse

Die nachuntersuchten Patienten erreichten durchschnittlich 168,2 Punkte beim KSS (84,6 Punkte beim Knie-Score, 83,6 Punkte beim Function-Score) und 80,9 Punkte beim HSS. Die durchschnittliche Flexionsfähigkeit betrug 104,7 Punkte. Vier Patienten wiesen ein Streckdefizit auf. Bei der radiologischen Auswertung wurden folgende durchschnittliche Winkel ermittelt:

84,4° femoraler Valguswinkel (Optimum 84°)

90,4 ° tibialer Winkel (Optimum 90°)

1,4° posterior slope (Optimum 3°)

Eine optimal postoperative Beinachse wird bei einem femurotibialen Winkel von 174° erreicht. Die Studienpatienten erreichten einen Winkel von durchschnittlich 174,03°. Insgesamt wurden 92% der Prothesen mit einer Varus- oder Valgusabweichung von unter drei Grad implantiert. Radiologisch nachweisbare Lysesäume wurden bei zehn

femorale und 8 tibiale Komponenten gefunden, wobei bei keiner dieser Komponenten eine Lockerung nachweisbar war.

Die Probanden mit einem femoralen Winkel zwischen 85° und 87° erreichten statistisch signifikant bessere Werte beim HSS und Knee-Score. Die Unterschiede beim Function-Score sowie bei der Beugefähigkeit waren nicht signifikant.

Die Unterschiede bei den Prothesen mit einem tibialen Winkel zwischen 89° und 91° (Gruppe 1) und jenen mit einem Winkel unter 89° oder über 91° (Gruppe 2) waren nicht signifikant, auch wenn Gruppe 1 etwas bessere Testergebnisse sowie eine bessere Beugefähigkeit zeigten.

Der posterior slope hatte keinen statistisch nachweisbaren Effekt in Bezug auf Beugefähigkeit oder Testergebnisse.

Schlussfolgerung

Die Verwendung des 5-in-1 Sägeblokes führt im Vergleich mit anderen Studien zu einer guten Achsausrichtung. Die Ergebnisse waren besser als die meisten konventionell implantierten Knieprothesen der zum Vergleich vorliegenden Studien. Die nachuntersuchten Prothesen schnitten nur geringfügig schlechter ab als Prothesen, welche mit Navigationsunterstützung implantiert wurden. Insgesamt wurde die geforderte Achsgenauigkeit von weniger als drei Grad Varus- oder Valgusabweichung bei 92% der nachuntersuchten Prothesen erreicht.

Für Langzeitergebnisse werden weitere Studien nötig sein.

2. Abstract

Aim of the study

The aim of the study is the radiological and clinical evaluation after performing a total knee arthroplasty with the “Brehm Perfection Knee System”

Material and methods

Between 2003 and 2005, 102 total knee arthroplasties in 88 patients were performed in the department of emergency surgery, at “Chirurgische Universitätsklinik Erlangen-Nürnberg”. In all of the operations a 5-in-1- resection block was used for the femoral cuts.

We tried to contact all the patients. 88 knees in 76 patients could be examined after an average of 23 months after undergoing the operation.

We evaluated the radiological alignment as well as the clinical outcome. The clinical outcome was assessed using the Hospital of Special Surgery Score (HSS) and the Knee Society Score (KSS).

The results were statistically evaluated using the Student-T-test or the U-test.

Results

The examined patients achieved an average of 168.2 points in the KSS (84.6 points Knee-Score, 83.6 points Function-Score) and 80.9 points in the HSS. 87.5% of the patients were subjectively satisfied with the result. An average of 104.7° was achieved concerning the possibility to flex the knee. Four knees could not be fully extended.

In the radiological evaluation the following angles were measured:

84.4° femoral a.p. (optimum 84°)

90.4° tibial a.p. (optimum 90°)

1.4° posterior slope (optimum 3°)

The optimal leg axis regarding the knee is achieved with a femurotibial angle of 174 degrees; our patients achieved an average of 174.03 degrees. Overall, 92% of the evaluated knees reached an alignment with less than three degrees varus or valgus.

Radiolucent lines were found in a total of 10 femoral implants and in 8 tibial implants. None of them proved a loosening of a component.

Regarding the statistical evaluation, significantly better results were detected in the group of patients with a femoral angle between 85° and 87° in the HSS and the Knee

Score. The differences in Function Score and the ability of flexion were statistically insignificant.

The differences between knees with a tibial angle between 89° and 91° (group I) and the knees with a tibial angle greater than 91° or lesser than 89° (group II) were insignificant, even if the knees in group I achieved slightly better flexion and better readings in the test results.

The posterior slope had no statistically measurable effect regarding flexion or the results achieved in the test scores.

Conclusion

Using the femoral 5-in-1 resection block resulted in a good alignment compared to other studies. The results were better than most conventionally implanted knee prostheses and only slightly less good than prostheses implanted using a navigation system. Overall, less than three degrees varus or valgus were reached in 92% of the evaluated knee prostheses.

For long-time results more studies will be necessary.

3. Einleitung

In Deutschland leiden elf Millionen Menschen an Arthrose der großen Gelenke, davon fünf Millionen an Kniegelenkarthrose. Damit ist das Knie noch vor der Wirbelsäule am häufigsten von Verschleiß betroffen. Jährlich werden sechs Millionen Arthrosepatienten kontinuierlich vom Arzt behandelt. 1,2 Millionen Betroffene erhalten regelmäßig Gelenkinjektionen, beispielsweise mit Kortison. Die Anzahl der jährlich in Deutschland implantierten Knieprothesen wird, je nach Quelle, auf circa 80000 bis 120000 geschätzt. Damit ist die Endoprothetik des Knies derzeit die zweithäufigste Gelenkersatzoperation. Nur der Hüftgelenkersatz weist momentan noch höhere Fallzahlen auf.

Bedingt durch die hohen Implantationszahlen und aufgrund der Tatsache, dass nicht mehr nur hoch spezialisierte orthopädische Kliniken Gelenkendoprothesen implantieren, sondern an beinahe jedem Krankenhaus mit unfallchirurgischer oder orthopädischer Abteilung derartige Operationen durchgeführt werden, ist die Knieendoprothetik verstärkt ins Bewußtsein der Öffentlichkeit gerückt. Auch die medienwirksame Vermarktung wirklicher oder auch scheinbarer Innovationen trägt hierzu bei. Genannt sei hier nur die Entwicklung des „gender knee“, speziell angepasster geschlechtsspezifischer Endoprothesen, oder auch die zunehmende Verbreitung der computerassistierten Chirurgie, besser bekannt unter dem Stichwort der Navigation.

Alle diese Entwicklungen haben den Anspruch, dem Patienten zu nutzen. Dabei bleiben die wichtigsten Ziele der Endoprothetik des Knies unverändert: Die Versorgung des Patienten mit einem schmerzfreien, stabilen Kunstgelenk.

Ausgehend von der Implantation der ersten Kniegelenkendoprothese 1890 durch Themistokles Gluck, der eine Scharnierendoprothese aus Elfenbein mit Kolophonium in durch Tuberkulose zerstörten Kniegelenken implantierte, nahm die Endoprothetik des Kniegelenkes eine rasante Entwicklung. Durch die Entwicklung neuer Materialien wie zum Beispiel Vitallium oder des Polymethylmethacrylat-Zementes wurden neue Prothesenmodelle und Implantationstechniken entwickelt. Die heutigen Kniegelenkendoprothesen bestehen aus metallischen Legierungen und werden zementiert oder zementfrei implantiert. Sie ersetzen sowohl die tibiale als auch die femorale Gelenkfläche.

Geblieden ist die Bedeutung der Achsausrichtung des Kunstgelenkes. Eine ungenau implantierte Prothese hat ein erhöhtes Risiko, sich vorzeitig zu lockern.

Um die erforderlichen Präzision zu erhöhen, entwickelte die Firma Brehm aus Weisendorf die ungekoppelte Kniegelenkendoprothese BPK-s. Der Hersteller wirbt im Verkaufsprospekt mit der Möglichkeit einer äußerst exakten Implantation aufgrund der dazu verwendeten Präzisionsinstrumente. Ebenfalls soll der angebotene 5-in-1 Sägeblock die Genauigkeit der Sägeschnitte am Femur steigern, da das Wechseln auf verschiedene Sägeblöcke und das Umstecken dieser entfällt.

An der Unfallchirurgischen Abteilung der Chirurgischen Universitätsklinik Erlangen wird dieses Prothesenmodell seit 2003 implantiert.

Ziel der vorliegenden Arbeit ist die Evaluation der Achsverhältnisse nach Implantation der BPK-s Prothese sowie die Ermittlung des mittelfristigen klinischen Outcomes.

4. Allgemeine Überlegungen

Der Ersatz eines natürlichen Gelenkes sollte grundsätzlich immer die letzte Behandlungsoption sein. Erst nach Ausschöpfung sämtlicher erfolgversprechender konservativer und operativer gelenkerhaltender Maßnahmen kommt die Gelenkendoprothetik zum Zuge. Besonders wichtig ist diese Grundregel bei körperlich aktiven, jüngeren Patienten, da die Lebensdauer eines Kunstgelenkes durch Verschleiß und Lockerung limitiert ist. Zudem ist der Revisionseingriff technisch oft schwieriger als die Primärimplantation und kann nicht beliebig oft wiederholt werden.

Nach Ausschöpfung der operativen und nichtinvasiven Alternativen wie zum Beispiel arthroskopischen Eingriffen wie Gelenkdebridement, Knochen-Knorpel-Transfer oder, bei geeigneten Patienten, Umstellungsosteotomien, bleibt als ultima ratio oft nur die endoprothetische Versorgung der Patienten.

4.1 Indikationen zum alloplastischen bicondylären Kniegelenksersatz

4.1.1 allgemeine Indikationen

Die häufigste Indikation für den alloplastischen Kniegelenksersatz ist zweifelsohne die Gonarthrose. Unterschieden werden zwei Hauptgruppen der Gonarthrose: die primäre Gonarthrose, die durch den idiopathischen degenerativen Verschleiß des Gelenkknorpels charakterisiert ist, sowie die Gruppe der sekundären Kniegelenkarthrosen, bei welchen die Arthrose erst auf dem Boden einer vorbestehenden Schädigung wie zum Beispiel Osteonekrosen, Frakturen und alten Band- oder Meniskusverletzungen entsteht. Eine weitere wichtige Indikation ist das Vorhandensein einer rheumatoiden Arthritis, die medikamentös und chirurgisch bereits ausbehandelt ist.

Andere Arthritiden sind seltener Grund für eine notwendig werdende endoprothetische Versorgung. Hier seien die Spondylarthritis ankylosans, die Arthritis psoriatica sowie die mit einer chronisch entzündliche Darmerkrankung vergesellschafteten Gelenkentzündungen genannt.

Weitere Indikationen können intraartikuläre Frakturen sein, bei welchen die Gelenkflächenrekonstruktion aussichtslos erscheint. Dies sind meistens ausgedehnte Tibiakopfimppressionsdefektfrakturen mit irreparabler Schädigung des Gelenkknorpels. Auch nach fehlgeschlagenen Umstellungsosteotomien oder nach primär erfolgreicher Umstellung kann der Gelenkersatz notwendig werden, mitunter erst nach Jahren. Relativ seltene Indikationen sind ausgeprägte Bandinstabilitäten mit Ausbildung eines Wackel- bzw. Schlottergelenkes, schwere Luxationen des Kniegelenkes und der Zustand nach Entfernung kniegelenknaher Tumoren.

4.1.2 Indikation für den bicondylären Oberflächenersatz

Die kraftschlüssigen Oberflächenersatzprothesen, ob kreuzbanderhaltend oder - substituierend sind die Prothesen mit den derzeit höchsten Implantationsraten. Sie sind bei einer Vielzahl an Indikationen einsetzbar. Als wichtige Indikationen gelten ^[1]:

- Schwere Pangenarthrosen mit
- rekonstruierbarer Bandinstabilität
- Varus- und Valgusdeformität $< 20^\circ - 40^\circ$
- Flexionskontraktur $< 40^\circ$
- Gesamtbeweglichkeit $> 40^\circ$
- Entzündlich aseptisch destruierte Kniegelenke
- Entzündlich septisch zerstörte Gelenke nach sicherer Ausheilung des Infektes
- Genu flexum unter der Voraussetzung, dass das Knie durch Entfernung sperrender Exophyten oder Einebnung des Tibiaplateaus aufzurichten ist
- Genu varum, solange die Fehlstellung mobil ist, die lateralen Strukturen stabil sind und ein begleitendes Streckdefizit nur knöchern fixiert ist
- Genu valgum, sofern die Deformität noch nicht medial dekomponiert und/oder lateral bindegewebig fixiert ist

4.2 Geschichte der bikondylären Oberflächenendoprothesen

Das „polycentric knee“ von Gunston 1966 läutete die Ära der bikondylären Schlittenprothesen ein ^[2]. Es war der erste Versuch, trotz einer kompletten Prothesenversorgung die wichtigsten Knieligamente zu erhalten und den natürlichen Bewegungsablauf wiederherzustellen. Das Implantat bestand aus zwei halbkreisförmigen femoralen Kufen, die mit zwei auf der Tibia befestigten Polyethylenplattformen artikulierten. Die Prothese hatte einen festen Radius, war also trotz des Namens kein polyzentrisches Implantat und erlaubte keine physiologische Rotation, da die femoralen Kufen von den Tibiakomponentenfurchen geführt wurden. Daraus resultierten oftmals Lockerungen des tibialen Anteils. Modifikationen folgten, die Tibiakomponente wurde breiter und besser fixierbar, die anfangs getrennten femoralen Schlitten wurden zu einer Einheit zusammengefasst, die beiden Tibiaplateaus verschmolzen zu einem Implantat.

1978 wurde von Goodfellow und O'Connor eine Prothese mit beweglichen Tibiakunststoffkomponenten entwickelt, die die physiologische Rotationsbewegung verbessern sollte ^[3]. Wegen der hierfür erforderlichen äußersten Präzision bei der Implantation setzte sich dieses Modell nicht durch, war jedoch der Vorreiter der heutigen bikondylären Oberflächenendoprothesen.

Insall modifizierte das Prinzip weiter zur „total-condylar-Prothese“ von 1976 ^[4]. Sie besaß anatomisch geformte Femurkondylen, die mit einem leicht konkaven Tibiaplateau artikulierten. Das Tibiaplateau war mit einem Verankerungsschaft versehen.

Diverse Kopplungselemente wurden eingeführt, um die Kreuzbänder zu ersetzen oder zu unterstützen. Weiterentwicklungen ergaben sich auch auf dem Gebiet der Modularität, der Verankerung sowie der zementfreien Implantation.

Die heutigen Prothesen greifen diese und weitere Entwicklungen auf. Die bikondylären Oberflächenendoprothesen sind heute der am weitesten verbreitete Prothesentyp.

Bikondyläre Prothesen existieren in einer Vielzahl von Modellen, beinahe jeder Prothesenhersteller bietet ein derartiges Modell an.

Auch die Firma Brehm bietet mit der BPK-S Integration eine ungekoppelte bikondyläre Oberflächenersatzprothese an. Das Modell wird seit 2003 angeboten.

4.3 Anatomie

Das Kniegelenk als das größte Gelenk des menschlichen Körpers verbindet Ober- und Unterschenkel und besteht anatomisch betrachtet aus drei Anteilen: Dem Femoropatellargelenk, dessen Gelenkpartner die Patella und das distale Femur sind, dem Femorotibialgelenk zwischen distalem Femur und proximaler Tibia und dem tibiofibularen Gelenk, bestehend aus proximaler Tibia und proximaler Fibula. Das tibiofibulare Gelenk nimmt nicht direkt an der Bewegung im Kniegelenk teil und ist für die Knieendoprothetik ohne große Bedeutung. Deshalb wird es nicht weiter beschrieben.

4.3.1 Femoropatellargelenk

Im Femoropatellargelenk artikuliert die Rückseite der Patella mit der Facies patellaris des Femurs. Die Patella ist ein in den Kniestreckapparat eingelassenes Sesambein. Der obere, größere Anteil wird von hyalinem Knorpel bedeckt, dem unteren Viertel der Kniescheibe fehlt dieser Überzug. Sie wird proximal durch die Sehne des M. quadriceps femoris und distal durch das Ligamentum patellae fixiert. Als seitliche Stabilisatoren wirken die Ligg. patellotibiale mediale und laterale. Die dynamische seitliche Stabilisation erfolgt größtenteils durch die Muskulatur. Nach lateral wird die Patella durch den M. vastus lateralis und den Tractus iliotibialis, nach medial durch die Muskulatur der Pes-anserinus-Gruppe und den M. vastus medialis obliquus geführt.

Eine rein passive Stabilisation erfolgt durch die muldenförmige Kontur des Sulcus patellaris der Facies patellaris femoris und den im Vergleich zum medialen Femurkondylus weiter nach ventral vorspringende Condylus lateralis femoris.

Die Stellung der Patella wird durch die Länge des Ligamentum patellae sowie die Lokalisation der Tuberositas tibiae bestimmt. Als Normvarianten gelten die Patella alta, das ist eine höhergestellte Kniescheibe, und die Patella baja, bei der die Patella tief steht. Die optimale Funktionsstellung der Patella ist erreicht, wenn sich bei einer Flexion von 40° der Oberrand der Patella auf gleicher Höhe mit der oberen Begrenzung

des lateralen Femurkondylus befindet. In dieser Position wird die breitflächigste Artikulation zwischen Kniescheibe und Femur erreicht.

Die Patella dient, vor allem in Flexion, zur Verbesserung der Kraftübertragung durch Zentralisation des Muskelzugs des M. quadriceps femoris ^[5]. Dadurch wird gleichzeitig verhindert, dass die Sehne der Kniestrecker über die Femurkondylen schleift. Ebenfalls in Beugung bremst die Patella den Kondylenvorschub ab und stabilisiert das femorotibiale Gelenk. Das hintere Kreuzband wird entlastet und die Kniegelenkscapsel auf gleichmäßiger Spannung gehalten. Diese Aufgaben kann die Patella nur erfüllen, solange sie durch Muskelzug ausreichend auf Spannung gehalten wird. Die Wichtigkeit der Patella wird daraus ersichtlich, dass im Falle einer totalen Patellektomie das Drehmoment der Kniestrecker um ca. 30 - 40% reduziert wird ^[6].

Als mechanischer Schutz dient die Kniescheibe der Protektion der Femurkondylen.

Bei einer Bewegung von 90° im Kniegelenk legt die Patella in etwa einen Weg zurück, der der doppelten Patellalänge entspricht.

4.3.2 Femorotibialgelenk

Als knöcherne Gelenkpartner im femorotibialen Gelenk finden sich die beiden Femurkondylen sowie das Tibiaplateau mit seinen beiden pfannenartig geformten Mulden. Beide Gelenkpartner sind von hyalinem Knorpel bedeckt.

4.3.2.1 Distales Femur

Das distale Femur läuft in die beiden in der Sagittal- und Frontalebene leicht konvexen Kondylen aus, zwischen denen in Extensionsstellung kaudal die Fossa intercondylaris liegt. Beide Kondylen divergieren nach dorsal mit einem Winkel von etwa 20°. Der laterale Kondylus ist stärker ausgebildet als der mediale und verläuft in sich gerade, während die mediale Femurkondyle nach medial leicht konvex gebogen ist. Die Krümmungsradien beider Kondylen nehmen von ventral nach dorsal ab. Kapandij nannte hier Werte von 60 mm auf 12 mm beim lateralen Kondylus und von 38 mm auf 17 mm beim medialen Kondylus ^[7].

Beide Kondylen sind von hyalinem Gelenkknorpel bedeckt. Ventral zwischen ihnen findet sich die Facies patellaris als Artikulationspartner für die Kniescheibe.

Nicht mehr von Knorpel überzogen ist der laterale und der mediale Epikondylus femoris. Diese sind die beiden seitlich am weitesten vorspringenden Punkte des distalen Femurs. Ebenfalls medial befindet sich das Tuberculum adductorium, der Ansatzpunkt der Hüftadduktoren.

4.3.2.2 Proximale Tibia

Das obere Ende der Tibia wird durch die zwei leicht konkaven Kondylen gebildet. Zwischen beiden Kondylen liegen eine Erhebung (Eminentia intercondylaris) und zwei Grübchen, die Area intercondylaris anterior und posterior, welche knorpelfrei sind. Die gesamte obere Fläche der Tibia wird Tibiaplateau genannt.

Das Tibiaplateau fällt beim Erwachsenen nach dorsal ab. Baumgartl und Thiemel geben den Neigungswinkel mit $4 - 5^\circ$ an, während Kapandij einen Wert von 9° nennt ^[7]. Gegenüber dem Femur ist die Tibia diskret nach hinten versetzt.

Insgesamt ist die mediale tibiale Gelenkfläche größer als die laterale, das heißt, das Tibiaplateau ist asymmetrisch. Die Eminentia intercondylaris ist als zentraler Pfeiler des Kniegelenkes anzusehen. Sie trägt einen größeren Anteil des Körpergewichtes als die beiden flachen Gelenkflächen und zentriert das Knie in der Frontalebene in sich selbst ^[8].

4.3.2.3 Menisci

Distales Femur und proximale Tibia sind nicht exakt kongruent zueinander. Um die Passgenauigkeit zu erhöhen, sind außer dem Gelenkknorpel noch zwei Menisci in das Gelenk integriert. Beide bestehen aus Faserknorpel und weisen eine charakteristische C- oder halbmondförmige Form auf. Im Querschnitt sind sie keilförmig mit einer Verjüngung nach medial. Bei den Bewegungen des Kniegelenkes führen beide Menisci eine Gleitbewegung aus, und zwar bei Extensionsbewegungen nach ventral und bei der Flexion nach dorsal.

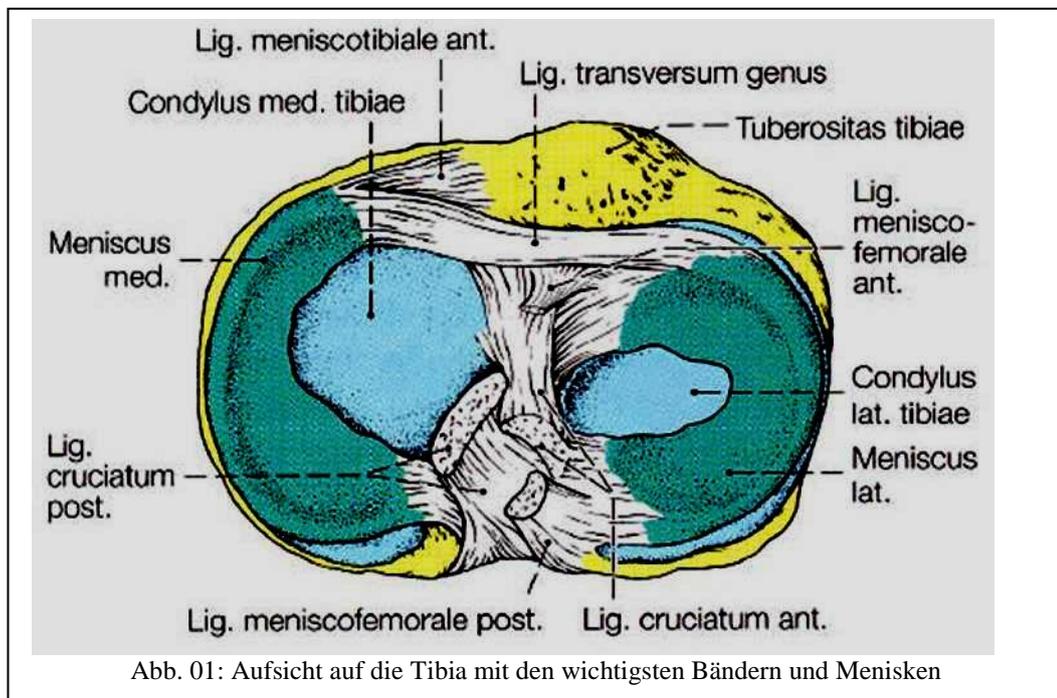
Befestigt sind sie an der Gelenkkapsel, mittels Bindegewebszügeln besteht eine Fixation der Vorderhörner an der Area intercondylaris anterior und der Hinterhörner an der Area

intercondylaris posterior. Eine zusätzliche Fixation erfolgt durch das Ligamentum transversum zwischen den Vorderhörnern und durch die Ligg. patellomeniscalia mit der Patella. Das Lig. collaterale tibiale ist mit dem Innenmeniskus verbunden und schließlich strahlen Fasern der beiden Kreuzbänder in die Menisci ein: Das hintere Kreuzband befestigt so das Hinterhorn des Außenmeniskus, das vordere Kreuzband das Vorderhorn des Innenmeniskus.

Funktionen der Menisci sind die Erhöhung der Gelenkstabilität durch eine Hemmung der Translations- und Rotationsbewegungen und eine passive Einschränkung der Hyperextension und Hyperflexion, eine Verminderung der punktuellen Belastung durch einen stoßdämpfenden Effekt, den sie durch ihre Verformbarkeit erzielen, sowie die Verbesserung der Gelenkflächenkongruenz.

4.3.2.4 Ligamente

Vier Hauptbänder stabilisieren das Kniegelenk: die Ligg. collaterale mediale und laterale und die beiden Kreuzbänder, die Ligg. cruciata posterior und anterior.



Die Seitenbänder vermindern die seitliche Aufklappbarkeit des Kniegelenkes in gestrecktem Zustand, da sie dann gespannt sind. Das Lig. collaterale tibiale entspringt

am medialen Epicondylus und zieht nach ventral distal, um an der Tibia unterhalb des Pes anserinus superficialis zu inserieren. Die hinteren Anteile des Innenbandes sind mit der Gelenkkapsel verwachsen.

Das Lig. collaterale fibulare zieht vom lateralen Femurepicondylus schräg nach dorsal distal zum Fibulaköpfchen. Zwischen Band und Gelenkkapsel besteht eine Lücke, durch welche die Sehne des M. popliteus verläuft.

Die beiden Kreuzbänder liegen extrasynovial zentral im Kniegelenk. Das Lig. cruciatum ant. verläuft zwischen dem dorsalen Drittel des lateralen Femurkondylus an der Innenseite zur Area intercondylaris ant. der Tibia. Es besteht aus drei Hauptfaserbündeln, welche nicht parallel angeordnet, sondern in sich verdrillt sind. Es begrenzt die Extension, stabilisiert die Tibia nach ventral und limitiert in Flexion sowohl Innen- als auch Außenrotation.

Das hintere Kreuzband zieht von der Area intercondylaris post. der Tibia zum medialen Femurkondylus anterior kaudal. Es besteht aus zwei Faserzügen. Die Hauptfunktion besteht in der Verhinderung einer tibialen Subluxation nach dorsal und in Flexionsstellung in der Begrenzung der Innenrotation.

Beide Kreuzbänder sind in der Frontalebene und teils auch in der Sagittalebene über Kreuz angeordnet. Der Schnittpunkt beider Bänder stellt das Drehzentrum des Knies bei

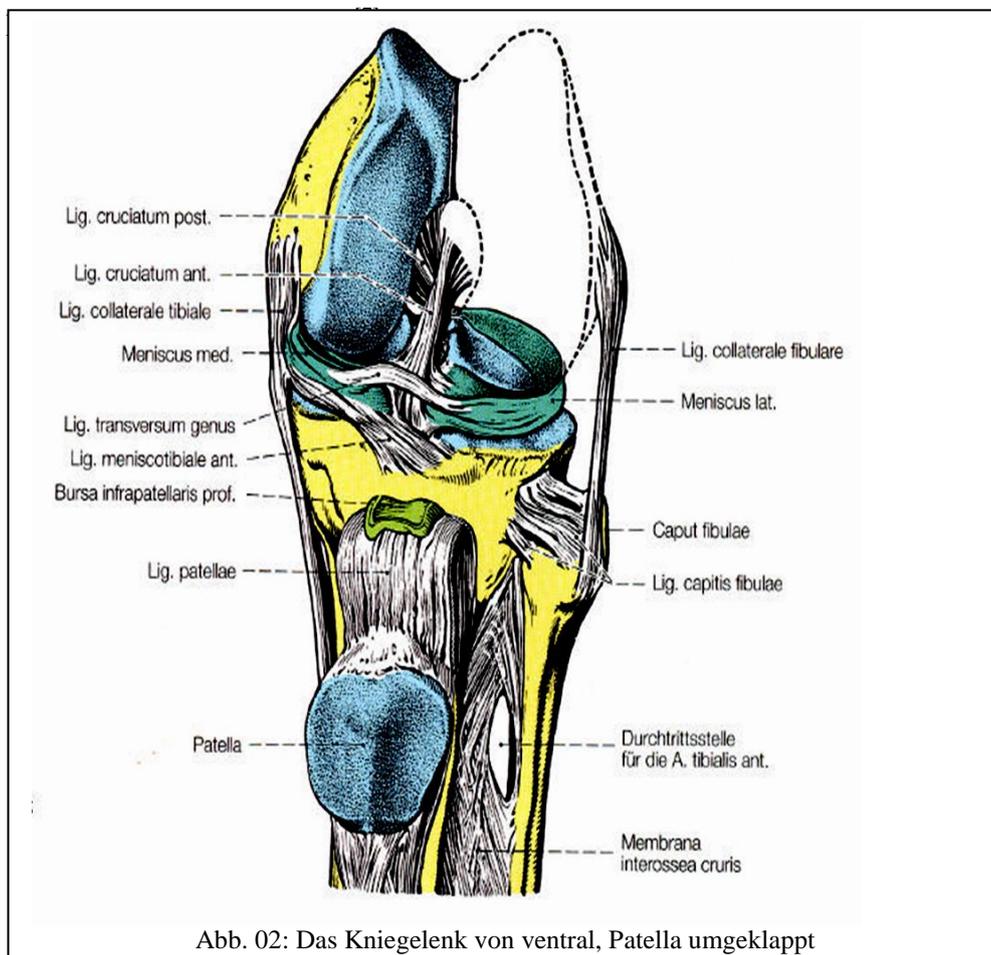


Abb. 02: Das Kniegelenk von ventral, Patella umgeklappt

4.3.2.5 Kapsel

Die Gelenkkapsel besteht aus zwei Schichten, dem derben Stratum fibrosum und der Tunica synovialis. Das Stratum fibrosum wird medial und lateral durch die Kollateralbänder verstärkt und stabilisiert das Kniegelenk in allen Freiheitsgraden. Die Tunica synovialis als Innenschicht der Kapsel enthält die die Synovialflüssigkeit bildenden Zellen. Diese Flüssigkeit ernährt den Gelenkknorpel und dient durch ihre Viskosität als Gelenkschmiere.

4.3.2.6 Muskulatur

Die Muskelführung des Kniegelenks ist hufeisenförmig und nach dorsal offen um das Kniegelenk angeordnet. Ventral befindet sich die Kniestreckergruppe, bestehend aus dem M. quadriceps femoris. Dieser wird in vier Anteile untergliedert: In den M. vastus med., lat., intermedius sowie in den M. rectus femoris. Die Streckleistung wird zum größten Teil durch die Quadricepssehne übertragen, die durch die Patella mit dem Lig. patellae verbunden ist und damit an der Tuberositas tibiae ansetzt. Gleichzeitig beugt der Muskel im Hüftgelenk. Weiterhin verlagert der M. quadriceps femoris über die Ligg. patellomeniscalia die Menisken bei Streckung nach ventral und schützt diese damit vor Einklemmung.

An der medialen Tibia, unterhalb der Tuberositas tibiae, setzt das Pes anserinus superficialis an. Es ist eine dreikantige Sehnenplatte, die durch die Ansatzsehnen der Mm. semitendinosus, gracilis und sartorius gebildet wird. Über ihren zweigelenkigen Verlauf vom Tuber ischiadicum des Sitzbeins zum Pes anserinus erhalten die drei Muskeln folgende Funktionen: Streckung des Oberschenkels im Hüftgelenk, Beugung im Kniegelenk und Innenrotation des Unterschenkels im Kniegelenk. Der M. semimembranosus setzt am Condylus medialis tibiae an und erhält dadurch seine flektierende und innenrotatorische Wirkung.

Diese innenrotatorische Komponente wird durch die lateral ansetzende Muskulatur antagonisiert: Dies ist zum einen der M. biceps femoris, dessen langer Kopf in der Hüfte außenrotiert und streckt und im Kniegelenk zusammen mit dem kurzen Kopf über den Ansatz am Wadenbeinköpfchen beugt und ebenfalls außenrotiert. Zum anderen wirkt als zweiter, weniger wichtiger Außenrotator der M. tensor fasciae latae, der über

den Tractus iliotibialis am Condylus lateralis der Tibia ansetzt und nur in gebeugtem Zustand außenrotiert.

Der einzige dorsale Muskel ist der M. popliteus. Er synergisiert mit dem hinteren Kreuzband und hält die Tibia in Innenrotation. Zusätzlich kontrolliert er durch faszikuläre Züge zum lateralen Meniskus dessen Mobilität.

4.3.2.7 Gefäße und Nerven

Die größeren Arterien verlaufen in der Kniekehle: Die A. poplitea setzt die A. femoralis ab dem Adduktorenschlitz fort und zieht durch die Kniekehle bis zum unteren Rand des M. popliteus, wo sie sich in A. tibialis ant. und A. tibialis post. teilt. Sie liegt in der Tiefe der Fossa poplitea in unmittelbarer Nähe der Gelenkkapsel. Die A. poplitea gibt drei paarige und einen unpaaren Ast ab: Die Rr. musculares zu den umliegenden Muskeln, die A. sup. lateralis genus zieht oberhalb des Condylus lat. femoris und die A. sup. medialis genus oberhalb des Condylus med. femoris nach vorne zum Rete articulare genus, die A. media genus verläuft zum Kniegelenk und versorgt Kapsel und Kreuzbänder. Weitere Äste sind die Aa. surales, die A. inf. lateralis genus und die A. inf. medialis genus.

In der Fossa poplitea wird die A. poplitea von der V. poplitea sowie vom N. tibialis, der ein Hauptast des N. ischiadicus ist, begleitet. Er innerviert die Mm. biceps femoris, semitendinosus und semimembranosus, den M. popliteus sowie weitere Muskeln am Unterschenkel und ist somit sowohl für die Versorgung der Außen- und Innenrotatoren verantwortlich. Von der Kniekehle aus zieht der Nerv weiter zwischen die Köpfe des M. gastrocnemius.

Der zweite Hauptast des N. ischiadicus ist der N. peronäus (auch fibularis) communis, der lateral des Kniegelenks verläuft und sich um das Fibulaköpfchen windet. In der vorderen seitlichen Unterschenkelmuskulatur teilt er sich in seine beiden Endäste, den N. peronaeus superficialis und den N. peronaeus profundus. Ersterer innerviert die Mm. peronaei longus et brevis sowie sensibel die Haut des Fußrückens und des Unterschenkels. Der tiefe Ast innerviert sensibel ein kleines Hautareal zwischen erster und zweiter Zehe sowie motorisch die Zehenstrecker und Sprunggelenksbeuger.

4.4 Biomechanik des Kniegelenkes

4.4.1 Bewegungsmöglichkeiten

Die Bewegungsumfänge des gesunden Kniegelenks betragen nach der Neutral-Null-Methode für die Extension und Flexion $5^{\circ}/0^{\circ}/120^{\circ} - 150^{\circ}$, für die Innen-/Außenrotation in 90° Beugung $10^{\circ}/0^{\circ}/25^{\circ}$ ^[9]. Die vollständige Streckung wird durch die Schlussrotation erreicht. Die Kniegelenksbewegung stellt einen kombinierten Roll-Gleit-Mechanismus dar. Ausgehend von der Kniestreckung beginnt die Flexionsbewegung zunächst mit einer Rollbewegung der Femurkondylen nach dorsal (bis etwa 20° Flexion) und setzt sich anschließend in einer vermehrten Gleitbewegung bis zur Endstellung fort. Dabei unterliegen die femoro-tibialen Kontaktflächen einer Größenänderung: Da die Krümmung der Femurkondylen nach dorsal stärker wird, kommt es zu einer Verkleinerung der Kontaktflächen bei Knieflexion.

Durch die Rotationsmöglichkeiten um drei Achsen sowie die Translation in drei Ebenen erhält das menschliche Kniegelenk insgesamt sechs Freiheitsgrade.

Hierbei sind die drei Rotationsachsen die Flexion und Extension, Abduktion und Adduktion und die Innen- und Außenrotation des Unterschenkels.

Die drei Translationsachsen sind Bewegungsabläufe in der antero-posterioren Ebene im Sinne einer vorderen oder hinteren Schublade, die Distraction bzw. Kompression des Gelenkes und die mediale und laterale Translation.

4.4.2 Beinachsen

4.4.2.1 Anatomische Beinachse

Die anatomische Kniegelenkachse wird durch die anatomischen Achsen des Femurs und der Tibia gebildet. Diese Achsen erhält man durch das Ziehen einer Linie durch die Mitte des jeweiligen Knochens. Aufgrund der besonderen Anatomie des Femurs mit ausladendem Schenkelhals steht die anatomische Femurachse nicht senkrecht auf der tibialen anatomischen Achse, sondern beide Achsen bilden einen Winkel. Dieser nach lateral offene tibiofemorale Winkel beträgt bei physiologischen Gelenkverhältnissen zwischen 170° und 175° [7], [10]. Ein Winkel von unter 170° wird bei einer Valgusfehlstellung erreicht, ein Winkel von über 175° wird bei einer Varusfehlstellung gemessen.

Verglichen mit der mechanischen Femurachse steht die anatomische Femurachse in einem Winkel zwischen 5° und 7° , meist nahe an 6° [11].

4.4.2.2 Mechanische Beinachse

Die Traglinie oder auch mechanische Achse des Beines definiert sich als eine Gerade zwischen dem Zentrum des Hüftkopfes und der Mitte des oberen Sprunggelenkes. Physiologisch liegt in Extension des Knies die Mitte des Kniegelenkes ebenfalls auf dieser Linie. Eine Abweichung nach lateral entspricht einer Varus-, eine Abweichung nach medial einer Valgusfehlstellung. Sie werden jeweils in Millimeter Abweichung angegeben.

Durch die Neigung der mechanischen Achse nach schräg unten innen bildet sie mit der Vertikalen einen Winkel von 3° beim Mann. Bei der Frau ist der Winkel, bedingt durch das breitere Becken, größer.

4.4.2.3 Gelenklinie

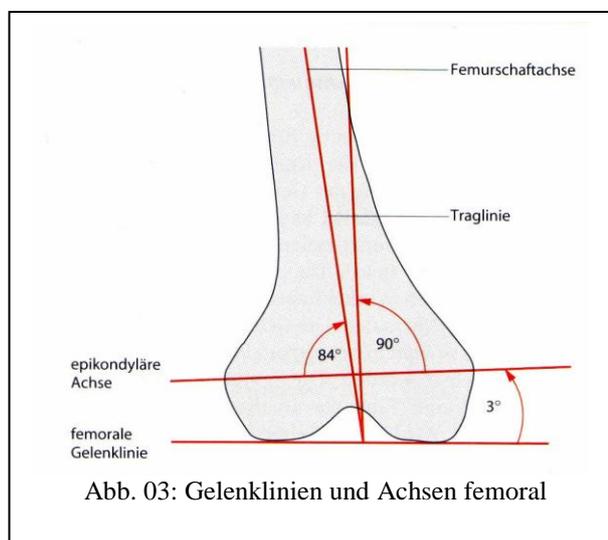
Die Achse des Beines, egal ob anatomisch oder mechanisch, ist kein zweidimensionales Gebilde. Deshalb kann ein vorgegebener tibiofemorales Winkel in Verbindung mit unbegrenzt vielen Gelenklinienwinkeln stehen ^[11]. Man legt die Gelenklinie radiologisch sowohl an der Tibia als auch am Femur fest. Die femorale Gelenklinie wird durch eine Tangente zu den beiden Kondylen gebildet und steht zur anatomischen Femurachse laut Yoshioka in einem Winkel von $3,8^\circ \pm 2,1^\circ$ Valgus ^[12]. Dieser Winkel wird als femoraler Gelenklinienwinkel oder als Kniebasiswinkel bezeichnet. Analog dazu legt man eine Tangente an das Tibiaplateau, um die tibiale Gelenklinie zu erhalten. Mit der tibialen anatomischen Achse bildet sie den tibialen Gelenklinienwinkel, der $2,5^\circ - 3,5^\circ$ Varus beträgt ^{[11], [13]}.

Zur mechanischen Beinachse steht die Gelenklinie nur annähernd senkrecht, inferior-medial und superior-lateral beträgt der Winkel $87^\circ - 88^\circ$ ^[11].

4.4.2.4 Epikondyläre Achse

Die Rotationsachse für Extension und Flexion des Knies stellt die epikondyläre Achse dar. Sie wird durch eine Gerade gebildet, welche die Ursprünge des medialen und lateralen Seitenbandes miteinander verbindet. Sie bildet zur femoralen Gelenklinie einen Winkel von etwa 3° und zur anatomischen Femurachse einen Winkel von 84° nach lateral ^[11].

Zur Traglinie des Beines steht die epikondyläre Achse beinahe senkrecht.



4.4.3 Einwirkende Kräfte

Auf das Kniegelenk wirken bei jeder Bewegung unterschiedliche, in verschiedene Ebenen gerichtete Kräfte ein. Durch die Rotation der Tibia (während der Schwungphase gegen den Uhrzeigersinn, in der Standphase mit dem Uhrzeigersinn) kommt es nicht nur zu Beschleunigung und Abbremsung, sondern auch zu Winkelbeschleunigungen. Das heißt, dass auf das Kniegelenk je nach Bewegung und Intensität der Belastung Beschleunigung, Verzögerung, Masse, Trägheit, Winkelbeschleunigung, Scherkräfte, Kompression durch das Körpergewicht und durch Lasten sowie Bodenreaktionskräfte Einfluß nehmen. Um diese Kräfte aufzufangen und zu steuern, werden aktive und passive Mechanismen eingesetzt. Zu den aktiven Regulatoren gehören Muskel- und Sehnenkräfte, zu den passiven die Bänderkräfte sowie die elastische Biege- und Torsionsfestigkeit des Knochens. Wird dieses Gleichgewicht gestört, resultiert daraus ein gesteigerter Verschleiß des Gelenkes.

Für eine belastungsadäquate Knieprothesenverankerung und damit für die Verhinderung einer frühzeitigen Gelenkersatzlockerung entscheidend sind im wesentlichen die Gelenkkompressionskräfte ^[1]. Alltägliche Bewegungsabläufe wie Gehen oder Treppensteigen erzeugen Kompressionskräfte im Bereich des drei- bis siebenfachen des Körpergewichtes, während die tibiofemorale Scherkräfte nur im Bereich des 0,05 – 1,7 fachen des Körpergewichtes liegen ^[1]. Die Gelenkkraftverteilung ist abhängig von der Ausrichtung der Gelenklinien und der Größe der Gelenkkontaktflächen.

4.5 Aseptische Prothesenlockerung und die Bedeutung der Beinachse

Derzeit handelt es sich bei ca. 6-10 Prozent aller Knieprothesenoperationen um Revisionen. Etwa die Hälfte aller Revisionen erfolgt aufgrund einer Lockerung ^[14].

Die aseptische Knieprothesenlockerung führt zu Schmerz, Instabilitätsgefühl und Funktionsverlust. Mehrere Theorien wurden zur Genese der Lockerung entwickelt, diese betreffen sowohl toxische Prozesse im Knochenbett, thermische Schädigungen während der Sägeschnitte, einseitige Überlastung, fehlerhafte primäre Fixation mit Mikrobewegungen sowie Osteolysen durch Abriebpartikel.

4.5.1 Aseptische Lockerung durch Abrieb

Der Polyethylenabrieb wird für die Genese der aseptischen Prothesenlockerung mit verantwortlich gemacht. Manche sehen in ihm die größte Gefahr hinsichtlich der Haltbarkeit eines künstlichen Kniegelenkes ^[15].

Der Abrieb wird nach seiner Genese in vier verschiedene Abriebarten eingeteilt:

- **Abrasiver Abrieb:** Hierbei werden kleine Abriebpartikel durch das Abscheren von Oberflächenunregelmäßigkeiten gebildet.
- **Adhäsiver Abrieb:** Ein Transferfilm bildet sich auf der Oberfläche des härteren Materials (meistens Metall) durch Transfer des weicheren Materials (zumeist Polyethylen). Hieraus resultiert ein entsprechender Abrieb durch Veränderung des Reibungskoeffizienten.
- **Ermüdungsabrieb:** Oberflächenaufbrüche durch zyklische kontinuierliche Belastungen führen zu scholligen Abriebpartikeln.
- **Dreikörperabrieb:** Abrieb, verursacht durch Fremdkörper zwischen den Gelenkflächen.

Der Abrieb ist mit Sicherheit ein multifaktorielles Geschehen. Einfluß haben neben Materialeigenschaften auch Kontaktflächengröße, einwirkende Gleit-, Scher- und Rotationskräfte und die oxidative Schädigung des Polyethylens.

Da bei schlechter Positionierung der Prothesenkomponenten diese Kräfte einseitig stark zunehmen, führt ein fehlerhaftes Alignment zwangsläufig zu einseitig erhöhtem Polyethylenabrieb und damit zu einer Erhöhung der Lockerungswahrscheinlichkeit.

Pope und Fleming geben folgende Reibungskoeffizienten für unterschiedliche Materialpaarungen an ^[16]:

Materialpaarung	Schmierung	Reibungskoeffizient
Teflon/Teflon	Wasser	0,04
CoCrMo/CoCrMo	Wasser	0,38
CoCrMo/UHMWPE	Wasser	0,04
Menschliches Hüftgelenk	Wasser	0,01

Ultrahochmolekulares Polyethylen (UHMWPE) wird derzeit hauptsächlich in der Hüftendoprothetik verwandt, da es bei Verwendung in der Knieendoprothetik eine Mindestmaterialdicke von acht Millimetern erfordert. Bei Unterschreiten dieser Mindestdicke neigt das Material unter Dauerbelastung zum sogenannten Kaltfluß, welcher zu schweren Schäden am Polyethylen führt.

Im Bereich der Polyethylenverarbeitung werden und wurden in den vergangenen Jahren große Fortschritte erzielt. Ob sich diese neuen oder veränderten Materialien durchsetzen werden, bleibt anzuwarten. So wird derzeit beispielsweise ein durch den Zusatz von Vitamin E stabilisiertes Polyethylen vermarktet, welche die oxidativen Schädigungen am Kunststoff minimieren soll.

Das BPK-s Knieendoprothesenmodell bietet derzeit Inlays aus herkömmlichem, jedoch durch diverse Nachbearbeitungsschritte verfeinertem Polyethylen an. Der Hersteller gibt den Abrieb mit 1,20 mg Abrieb ($\pm 0,11$ mg) pro Million Verschleißzyklen an. Dieser Wert bezieht sich auf das Vorliegen eines Fixed Bearing, für die rotierende Plattform liegen die Werte etwas höher ^[17].

4.5.2 Lockerung durch fehlerhaftes Alignment

Eine schlechte Achsausrichtung des operierten Beines kann zu gehäuftem Auftreten einer aseptischen Lockerung führen. So wird durch die einseitige Belastung bei Implantation in Varus- oder Valgusfehlstellung eine Seite des Implantates einem

erhöhten Kompressionsdruck ausgesetzt, während auf der Gegenseite Zugkräfte zu einem Abheben des Implantates führen können ^[18].

Das Auftreten sogenannter „radiolucent lines“, also röntgenologisch nachweisbarer Säume an der Knochen-Zement-Grenze um das Implantat, steht an der Tibia in direktem Zusammenhang mit einer schlechten Position der Tibiakomponente ^[19]. Hier scheint diese Problematik verstärkt bei einer Varuspositionierung der Tibia aufzutreten.

Um das Problem des Malalignments zu beheben, wurden und werden Entwicklungen wie zum Beispiel die computernavigierte Endoprothetik in vielen Kliniken angewendet. Auch die Präzision der Instrumente hat einen Anteil am Gesamtergebnis. Hier muss besonders die korrekte Achsausrichtung, sei es durch Navigation oder durch konventionelle intra- oder extramedulläre Systeme, sowie die Präzision der Sägeschnitte genau beachtet werden.

Weitere Punkte, die ein gutes Alignment bedingen, sind die Gleichmäßigkeit der Zementschicht bei zementierter Endoprothetik und nicht zuletzt die Erfahrung der Operateure. Diese müssen mit dem verwendeten Instrumentarium und dem Prothesenmodell vertraut sein.

4.5.3 Lockerung durch ligamentäre Dysbalance

Ähnlich wie bei einem nicht korrekten Alignment resultieren auch Dysbalancen der kniegelenksstabilisierenden Ligamente in einer einseitigen Belastung der Prothese. Dies führt analog dem Malalignment zu Kompressions- und Zugkräften auf das Implantat. Dieses Problem betrifft hauptsächlich die Kollateralbänder. Bei einem Varusknie ist das mediale Seitenband meist verkürzt, während das laterale Seitenband gelockert ist. Bei einem Valgusknie verhält es sich genau umgekehrt. Wird nun bei der Implantation ein Band zu sehr unter Zugbelastung gebracht, so komprimiert sich auf dieser Seite das Kunstgelenk, während auf der Gegenseite eine erhöhte Beweglichkeit in mediolateraler Richtung resultiert. Hier wird eine abnorme Gleitbewegung ermöglicht. Stoßkräfte kommen bei jedem Schritt durch das Aufeinanderschlagen von Inlay und Metallkomponenten hinzu.

Dies kann durch adäquates Weichteilbalancing vermieden werden. Bisweilen ist ein ausgedehntes release medial oder lateral mit Freilegung des Bandansatzes erforderlich. Wird auch hiermit keine symmetrische Bandspannung erreicht, so kann der

Verfahrenswechsel und die Implantation einer teil- oder vollständig gekoppelten Prothese notwendig werden.

4.6 Operationsbeschreibung

Ziel des Eingriffs ist die Wiederherstellung der anatomischen Achsen von Femur und Tibia. Beschrieben wird die Operation, wie sie bei den untersuchten Patienten durchgeführt wurde. Grundsätzlich sind Modifikationen des Ablaufs möglich.

Die Operation erfolgt in Rückenlage des Patienten. Nach Überprüfung des Bewegungsausmaßes und der Bandstabilität in Narkose wird das zu operierende Bein steril abgewaschen und frei beweglich steril abgedeckt. Ein circa 15 cm langer längsverlaufender Hautschnitt wird mittig über der Patella durchgeführt, anschließend erfolgt die schichtweise Präparation auf das Retinaculum. Dieses wird medial parapatellar ähnlich der Arthrotomie nach Payr inzidiert, die Präparation wird nach distal und proximal unter Schonung der Patellarsehne fortgeführt. Die Quadrizepssehne wird mittig oder am medialen Rand längs eingekerbt. Anschließend erfolgt die Resektion des vorderen Kreuzbandes. Die extramedulläre tibiale Ziellehre wird angebracht und der tibiale Gelenkknochen reseziert. Die tibiale Resektion erfolgt rechtwinklig zur Tibiaachse.

Femoral erfolgt das Aufbohren der Markhöhle und das Anbringen einer intramedullären Ziellehre. Standardmäßig wird ein 6°-Plateau (Valgusplatte) verwendet. Nach Festlegung der condylären Rotationsebene, der Größendimension sowie des Flexions- und Extensionsspaltens wird der femurseitige Gelenkknochen mittels einer 5-in-1 Sägelehre reseziert. Nun erfolgt das Einbringen der entsprechenden Probekomponenten und die Überprüfung der Bewegungsfähigkeit. Die Stabilität wird sowohl in Neutralstellung als auch in 90° Flexion überprüft, falls notwendig, wird ein mediales oder laterales release durchgeführt. Die Probeelemente werden entfernt und die Resektionsebenen mittels einer Jetlavage gereinigt. Anschließend erfolgt die Fixation der Originalimplantate mittels einer dünnen Schicht Knochenzement. Der Zement wird in Streckstellung des Beines unter Kompression der Komponenten ausgehärtet. Nach Aushärtung wird die Patella von osteophytären Anbauten befreit und elektrisch denerviert. Eine Wunddrainage wird intraartikulär gelegt und nach extravulnär ausgeleitet, eine zweite Drainage kommt subkutan zu liegen. Nach sorgfältiger Blutstillung erfolgt der mehrschichtige Wundverschluß, die Haut wird mit Metallklammern verschlossen.

5. Material und Methodik

5.1 verwendete Scores

5.1.1 Knee-Society-Score

Der Score der Knee Society wurde als Weiterentwicklung des HSS-Scores Ende der 1980er Jahre eingeführt. Vorgestellt wurde er 1989 auf dem „Fourth Open Scientific Meeting of The Knee Society“ in Las Vegas. Entwickler dieses Scores war eine Arbeitsgruppe, bestehend aus J. Insall, L. Dorr, R. Scott und W. Scott. Das Bewertungssystem sollte im Vergleich zum HSS-Score durch die Zweiteilung eine bessere Unterscheidung und Bewertung des operierten Beines ermöglichen. Der Knee-Society-Gesamtscore setzt sich aus einem Kniescore und einem Funktionsscore mit jeweils maximal 100 Punkten zusammen.

Beim Kniescore werden Schmerzintensität, Stabilität und Bewegungsausmaß mit Pluspunkten bewertet. Fehlstellung, Flexions- und Extensionsdefizit führen zum Punktabzug. Die volle Punktzahl erhält der Patient bei Schmerzfreiheit, anteroposteriorer, lateraler und medialer Stabilität und einem Bewegungsumfang von 125°/0°/0°. Der Kniescore soll nur das operierte Bein prüfen und damit eine Bewertung der Implantation ermöglichen.

Der Funktionsscore bewertet das Gehen und Treppensteigen des Patienten. Es werden Gehstrecke und Treppensteigen mit Pluspunkten, die Verwendung von Gehhilfen mit Minuspunkten bewertet. Die volle Punktzahl gibt es bei unbegrenzter Gehstrecke, freiem Treppensteigen und dem Laufen ohne Gehhilfen. Damit ist der Funktionsscore eine Bewertungsmöglichkeit für den „alltäglichen“ Einsatz des implantierten Gelenkes.

Derzeit wird der Score der Knee Society überarbeitet, die Society gibt als Erscheinungstermin des aktualisierten, verbesserten Scores Dezember 2008 an ^[20]. Beim letzten Besuch der Website Ende Juli 2009 ist jedoch noch keine überarbeitete Fassung des Scores erhältlich.

5.1.1.1 Kniescore

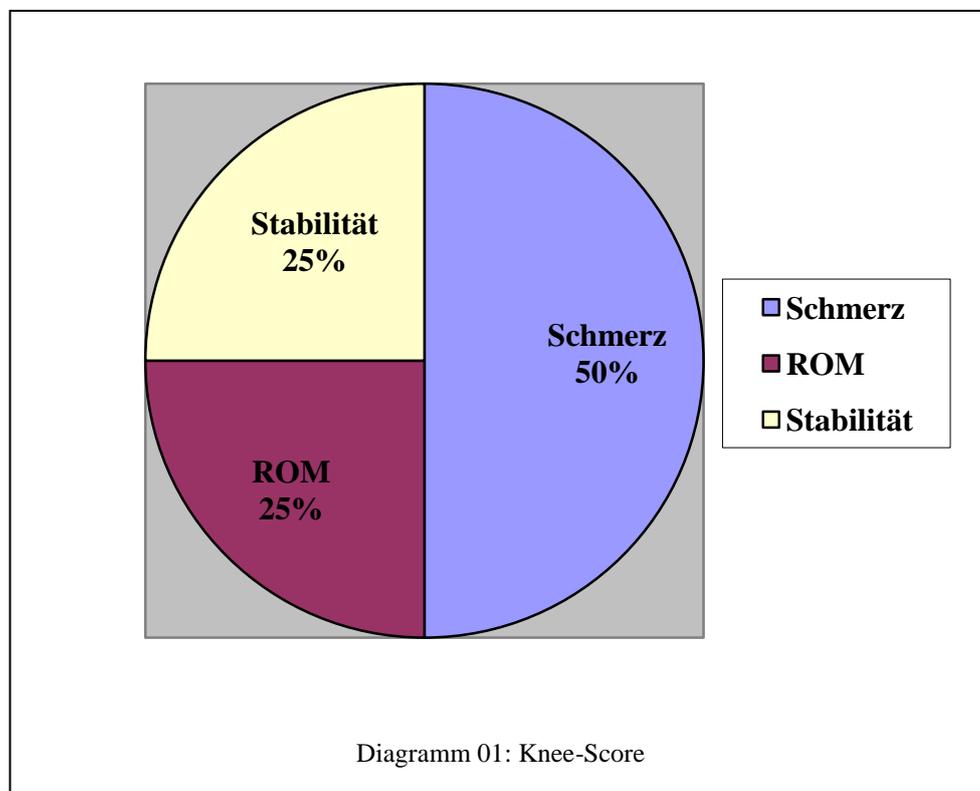
Der Schmerzscore trägt mit maximal 50 Punkten zum Kniescore bei. Er wird vom Patienten selber subjektiv durch Ankreuzen einer der vorgegebenen Antwortmöglichkeiten beantwortet.

Das Bewegungsausmaß (ROM) wird nach der Neutral-Null-Methode mit einem Winkelmesser ausgemessen. Ansatzpunkt ist die Mitte des Kniegelenkes, die Achsen sind jeweils die Mittellinien von Tibia und Femur. Beim Kniescore wird pro fünf Grad Beweglichkeit ein Bewertungspunkt erreicht. Das Maximum beträgt 25 Punkte bei 125° Flexionsfähigkeit.

Die Stabilität wird in anterioposteriorer Richtung mit bis zu 10 Punkten und die mediolaterale Aufklappbarkeit mit maximal 15 Punkten bewertet.

Abzüge erfolgen bei einem Flexionsdefizit von 5 – 10° (2 Punkte), 11 – 15° (5 Punkte), 16 – 20° (10 Punkte), > 20° (15 Punkte) sowie bei einem Extensionsdefizit < 10° (5 Punkte), 10 – 20° (10 Punkte) und > 20° (15 Punkte).

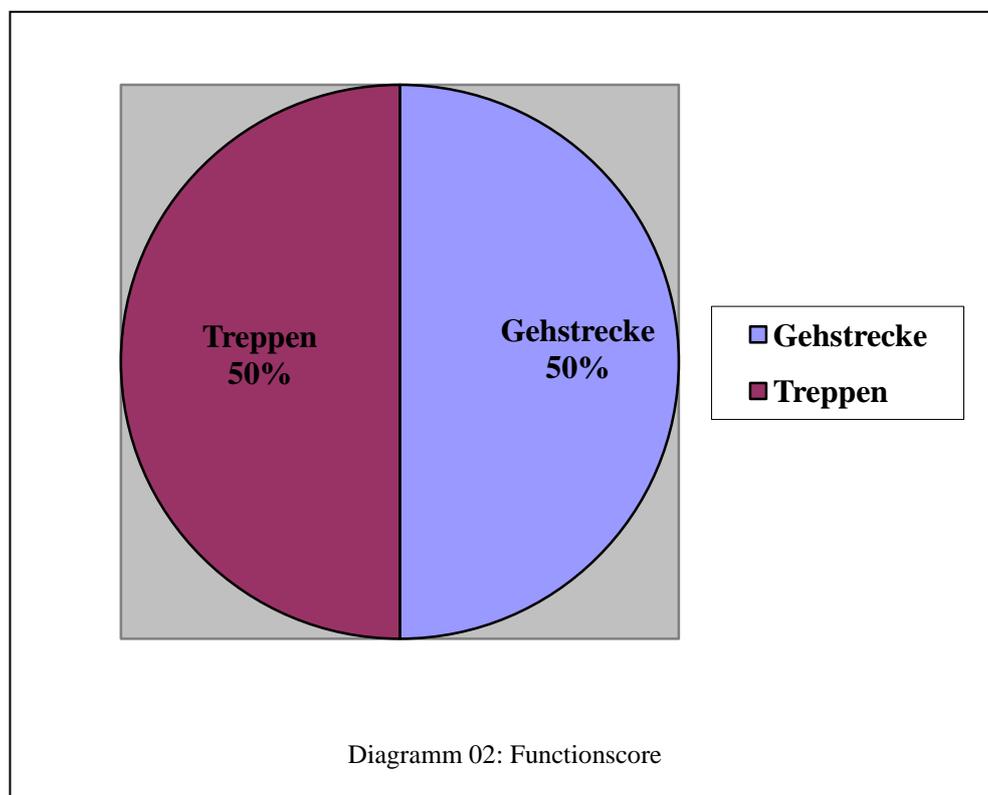
Da die Angabe des Schmerzes eine sehr patientenabhängige Einschätzung ist, besteht der Kniescore zu 50% aus objektiven und zu 50% aus subjektiven Merkmalen.



5.1.1.2 Funktionsscore

Der Funktionsscore wird durch zwei gleich gewichtete Unterscores gebildet: Je 50 Punkte können maximal bei der Bewertung der Gehstrecke sowie der Fähigkeit, Treppen zu steigen, erreicht werden.

Die Verwendung verschiedener Hilfsmittel wie Gehstöcke oder Krücken führen zu unterschiedlich stark gewichteten Abzügen.



5.1.2 HSS-Score

Die beim „Hospital of Special Surgery Score“, kurz HSS-Score, maximal erreichbare Punktzahl beträgt 100 Punkte. Der Score wird seit 1976 verwendet. 1990 erfolgte durch Kaufman und Joseph eine Modifikation (HSS1). Der ursprüngliche HSS-Score von Insall et al. setzt sich aus folgenden Kategorien zusammen:

- Schmerz (30 Punkte)
- Funktion/Gehen/Treppensteigen (22 Punkte)
- Quadrizepsstärke (10 Punkte)
- Bewegungsumfang (18 Punkte)
- Flexionsdeformität (10 Punkte)
- Stabilität (10 Punkte)

Abzüge werden für die Verwendung von Gehhilfen, eine Varus- oder Valgusdeformität und für ein Extensionsdefizit vergeben.

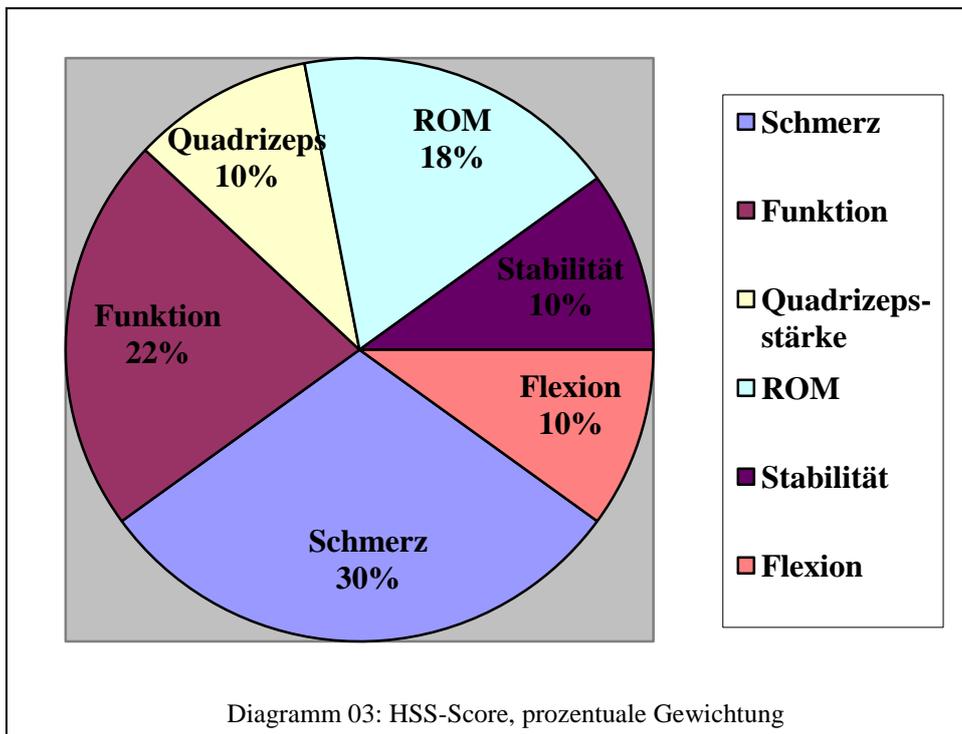
Für die erreichten Punkte im HSS-Score gilt folgender Bewertungsmaßstab:

100 - 85 Punkte = sehr gut

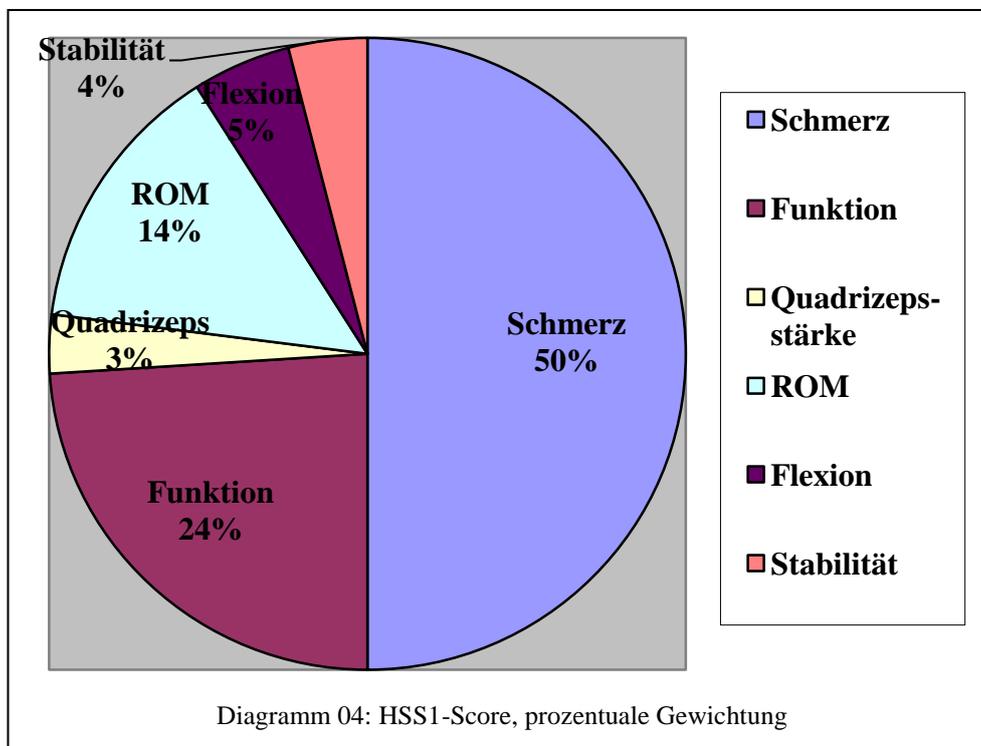
84 - 70 Punkte = gut

69 - 60 Punkte = befriedigend

< 60 Punkte = schlecht



Beim HSS1-Score wird die Schmerzkomponente stärker gewichtet, hier können jetzt wie beim Knee-Score insgesamt bis zu 50 Punkte (ursprünglicher HSS-Score: 30 Punkte) erreicht werden. Auch die Funktion wird stärker gewichtet, wobei für die Verwendung von Gehhilfen keine Abzüge möglich sind, sondern Pluspunkte bei freiem Gehen gesammelt werden. Hier werden die Untergruppen Gehen, Treppensteigen, Aufstehen und Gehhilfen mit je 6 Punkten bewertet. Die Quadrizepsstärke erhält nur noch maximal 3 Punkte, der Bewegungsumfang 14 Punkte. Eine Flexionsdeformität wird mit 5 Punkten und die Stabilität mit 4 Punkten berücksichtigt.



5.2 Patientengut

5.2.1 Patientenzahl, Zahl der implantierten Prothesen

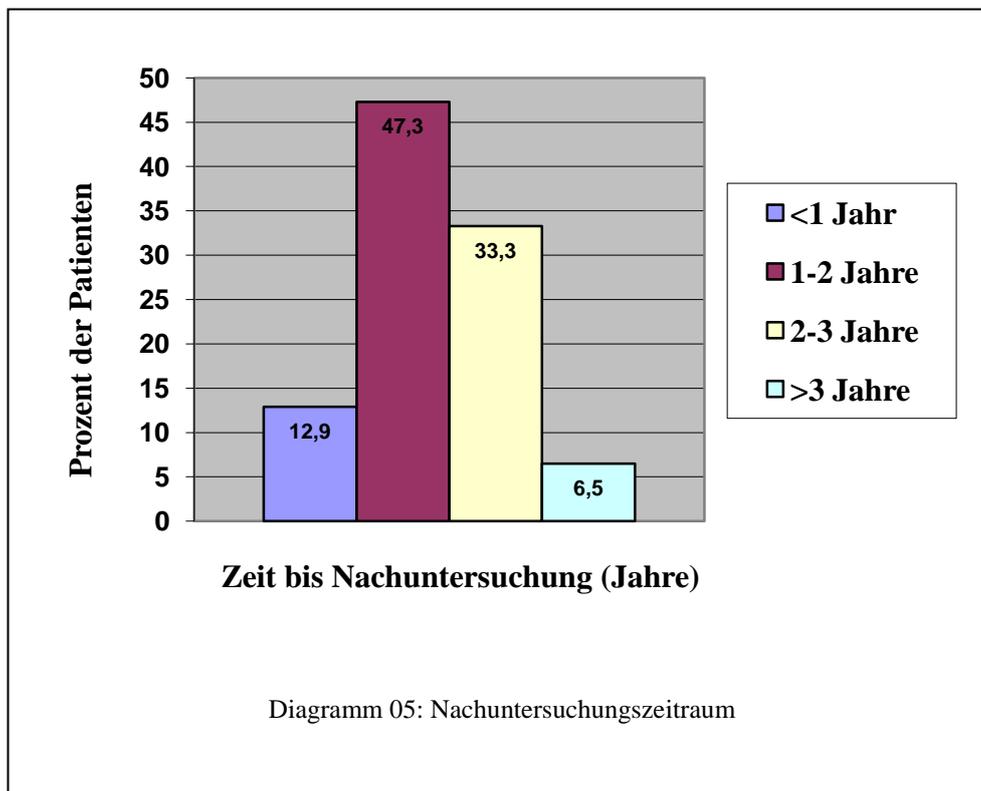
In den Jahren 2003 bis 2005 wurden in der Chirurgischen Universitätsklinik Erlangen 102 Knieendoprothesen des Typs BPK-s bei 88 Patienten implantiert. 14 Patienten erhielten eine zweiseitige endoprothetische Versorgung. Nachuntersucht werden konnten 88 Knieprothesen bei 76 Patienten. Das entspricht einer Nachuntersuchungsquote von 86,36% der implantierten Prothesen und einer Quote von 86,27% der operierten Patienten.

Gründe für eine Nichtteilnahme an der Nachuntersuchung waren:

- -Tod bei einem Patient (0,98% der Prothesen)
- -Wechsel der Prothese aufgrund Instabilität nach Sturz bei einem Patienten (0,98% der Prothesen)
- -Wohnsitz im Ausland bei einer Patientin mit zwei Prothesen (1,96% der Prothesen)
- -Zu große Entfernung des Wohnsitzes (>200km) bei zwei Patienten mit drei Prothesen (2,94% der Prothesen)
- -unbekannt bei drei Patienten mit drei Prothesen (2,94% der Prothesen)
- -Ablehnung der Nachuntersuchung bei vier Patienten mit vier Prothesen aus persönlichen Gründen (3,92% der Prothesen)

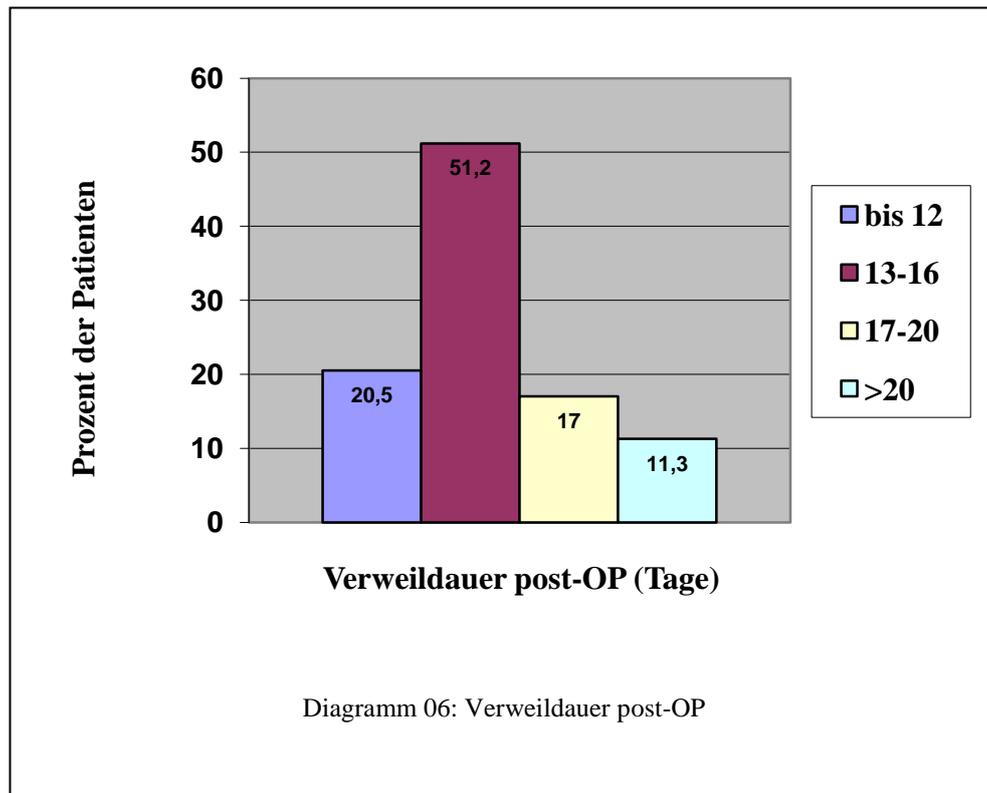
5.2.2 Nachuntersuchungsperiode

Die Patienten wurden von Mai 2005 bis Oktober 2005 nachuntersucht. Seit der Operation waren durchschnittlich 22,77 Monate vergangen (Standardabweichung 7,72, Median 23). Die kürzeste Zeitspanne zwischen Operation und Nachuntersuchung betrug 8,4 Monate, die längste Zeitspanne 41,3 Monate.



5.2.3 Postoperative Verweildauer

Die Patienten wurden nach durchschnittlich 14,97 Tagen (Standardabweichung 3,38) aus der stationären Behandlung entlassen. Der kürzeste postoperative Aufenthalt betrug 9 Tage, der längste 27 Tage.



5.2.4 Geschlechterverteilung, Altersstruktur, Lokalisation

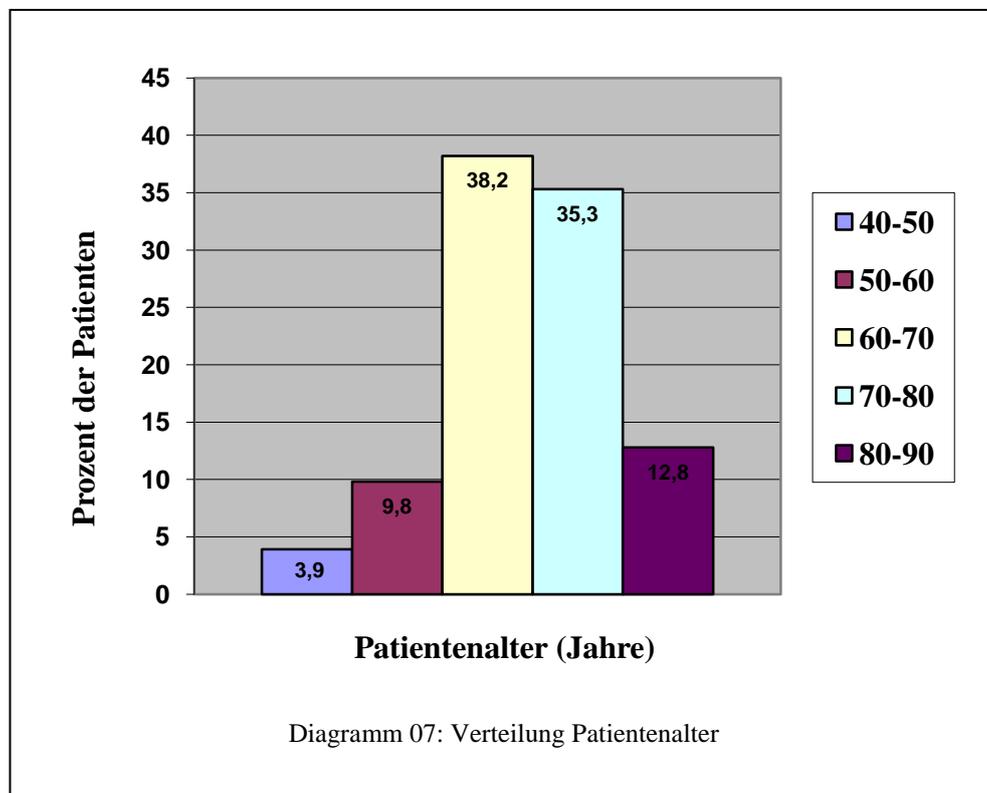
34 Patienten (38,64%) waren männlich, 54 Patienten (61,36%) waren weiblich.

Das durchschnittliche Alter betrug zum Zeitpunkt der Implantation 68,73 Jahre, wobei die männlichen Patienten durchschnittlich 67,97 Jahre alt waren, die weiblichen Patienten 69,20 Jahre. Die Altersspanne lag zwischen 45 Jahren (weiblich) und 85 Jahren (weiblich).

Insgesamt wurden 46 linke Knie (45,1%) und 56 rechte Knie (54,9%) ersetzt.

Tabelle 1: Altersverteilung

40-50 Jahre	50-60 Jahre	60-70 Jahre	70-80 Jahre	80-90 Jahre
4 Prothesen	10 Prothesen	39 Prothesen	36 Prothesen	13 Prothesen
3,92%	9,80%	38,24%	35,29%	12,75%



5.2.5 Präoperative Diagnose

98 von 102 Knien (96,08%) wurden aufgrund einer primären Gonarthrose operiert, bei drei Knien wurde die endoprothetische Versorgung aufgrund einer sekundären Gonarthrose nach Tibiaplateaufrakturen notwendig (2,94%). Ein Kniegelenk war durch eine Chronische Polyarthritiden zerstört (0,98%).

Nachuntersucht wurden 86 Knieprothesen mit primärer Gonarthrose und zwei Knie mit sekundärer Arthrose. Die Patientin mit Chronischer Polyarthritiden verweigerte die Nachuntersuchung.

Damit wurden in der Nachuntersuchungsgruppe 97,73% der Knie aufgrund einer Arthrose versorgt und 2,27% der Knie wegen einer Tibiaplateaufrakturen.

5.2.6 Komorbidität

An Begleiterkrankungen wurden Gebrechen erfasst, welche einen Einfluß auf die Ergebnisse der Scores und den Heilungsverlauf haben könnten. Sie wurden in mehrere Gruppen zusammengefasst:

- Gruppe 1: kardiopulmonale Erkrankungen, wie Herzinsuffizienz, stattgefundenen Myokardinfarkt, chronisch obstruktive Lungenerkrankung
- Gruppe 2: orthopädische Erkrankungen, wie Bandscheibenprolaps, Spinalkanalstenose, degenerative Wirbelsäulenerkrankungen, Vorhandensein anderer orthopädischer Implantate
- Gruppe 3: Adipositas mit einem body-mass-index von mehr als 30
- Gruppe 4: Diabetes mellitus
- Gruppe 5: Malignome mit Knochenbeteiligung (Metastasen oder Tumore)

Das bedeutet, dass 62 Patienten (81,58%) mit 71 Knieprothesen (80,68%) mit mindestens einer Vorerkrankung an der Nachuntersuchung teilnahmen.

Tabelle 2: Komorbidität

Gruppe	Patientenzahl	Prothesenzahl
1	8 (10,53%)	9 (10,23%)
2	22 (28,95%)	24 (27,27%)
3	6 (7,89%)	7 (7,95%)
4	0	0
5	1 (1,32%)	1 (1,14%)
1 + 2	6 (7,89%)	7 (7,95%)
1 + 3	2 (2,63%)	2 (2,27%)
1 + 4	1 (1,32%)	1 (1,14%)
1 + 5	2 (2,63%)	2 (2,27%)
2 + 3	3 (3,95%)	4 (4,55%)
2 + 4	2 (2,63%)	4 (4,55%)
2 + 5	2 (2,63%)	2 (2,27%)
3 + 4	1 (1,32%)	1 (1,14%)
3 + 5	1 (1,32%)	1 (1,14%)
1 + 2 + 3	1 (1,32%)	1 (1,14%)
2 + 3 + 4	3 (3,95%)	4 (4,55%)
3 + 4 + 5	1 (1,32%)	1 (1,14%)

5.2.7 Prothesengrößen, Art des Inlays

Die durchschnittliche femorale Prothesengröße betrug 4,61.

Tabelle 3: Femurgröße

Größe 3	Größe 4	Größe 5	Größe 6
4 Prothesen	35 Prothesen	36 Prothesen	13 Prothesen
4,55%	39,77%	40,91%	14,77%

Die Größe der tibialen Komponenten war durchschnittlich 4,9.

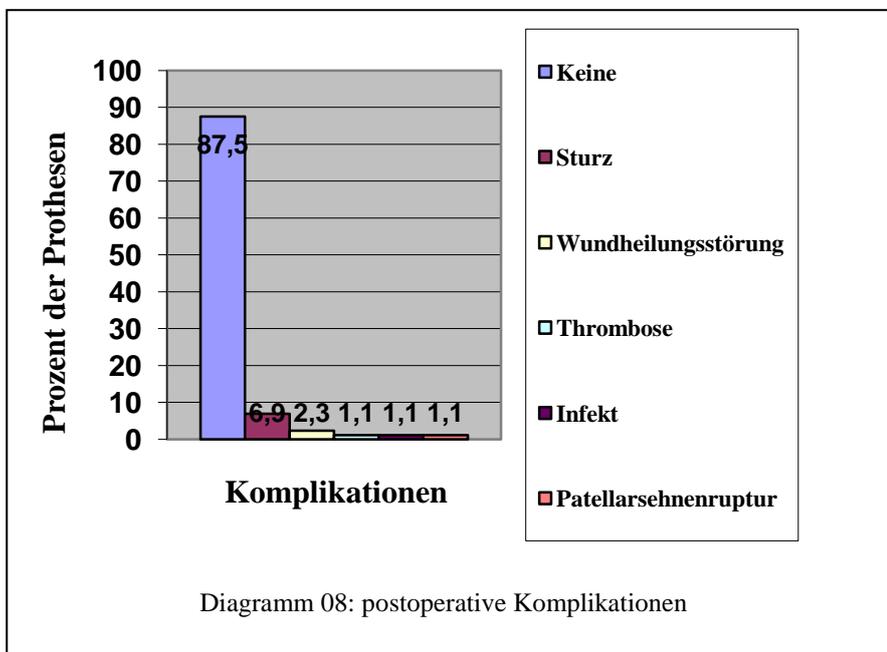
Tabelle 4: Tibiagröße

Größe 3	Größe 4	Größe 5	Größe 6
4 Prothesen	24 Prothesen	34 Prothesen	22 Prothesen
4,55%	27,27%	38,64%	25,00%

82 Knieprothesen (93,18%) wurden mit einem rotierenden Inlay ausgestattet, sechs Prothesen (6,82%) wurden mittels eines fixierten Inlays versorgt.

5.2.8 Postoperative Komplikationen

An postoperativen Komplikationen wurden sechs Stürze während des stationären Aufenthaltes oder während der Rehabilitationsmaßnahme dokumentiert. Daraus resultierte eine operativ versorgte Oberschenkelfraktur und ein instabiles Kniegelenk, bei dem das Inlay erhöht und die Tibiakomponente gewechselt werden musste. Zwei Patienten litten an Wundheilungsstörungen, ein Patient an einer tiefen Beinvenenthrombose. Weiterhin traten ein Gelenkinfekt, der antibiotisch und durch einmalige Gelenklavage therapiert werden konnte und eine Patellarsehnenruptur auf. Bei 77 Prothesen (87,5%) verlief der postoperative Verlauf komplikationslos.



5.3 Radiologische Auswertung

Bei jedem Patienten wurden folgende Röntgenaufnahmen ausgewertet: Ganzbeinstandaufnahme, Kniegelenk in anterior - posteriorem Strahlengang, Kniegelenk seitlich in 20° Flexion und Patella - tangential - Aufnahme.

Die Aufnahmen wurden in der chirurgischen Abteilung des radiologischen Instituts der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg als digitale Röntgenbilder im Rahmen der Nachuntersuchung gefertigt. Bei Patienten, welche Verlaufsaufnahmen z.B. durch einen niedergelassenen Orthopäden dabei hatten, wurden nur die fehlenden Aufnahmen durchgeführt, meistens die Standaufnahme.

Als qualitativ verwertbar wurden Bilder verwendet, welche

- im anterior - posteriorem Strahlengang symmetrisch bezüglich der röntgendichten Markierungen im Inlay waren und bei welchen die distale Fläche des Tibiaimplantates glatt begrenzt abgebildet war
- im seitlichem Strahlengang ebenfalls eine glatte Begrenzung der tibialen Auflage zeigten und die femoral beide Zapfen deckungsgleich zur Abbildung brachten.
- in der Ganzbeinstandaufnahme die Kriterien des anterior – posterioren Bildes erfüllten und das gesamte Femur sowie die ganze Tibia abbildeten.

Aufnahmen, welche diesen Anforderungen nicht genügten, wurden wiederholt.

Die digitalen Röntgenaufnahmen wurden ausgedruckt und von Hand ausgemessen. Mittels Computerprogramm (SIENET SKY, Firma Siemens AG Medical Solutions, Erlangen) wurden die Aufnahmen erneut ausgemessen. Hierbei bestätigten sich die manuell ausgemessenen Vorwerte.

5.3.1 Aufnahmen im anterior – posterioren Strahlengang (Kniegelenk ap)

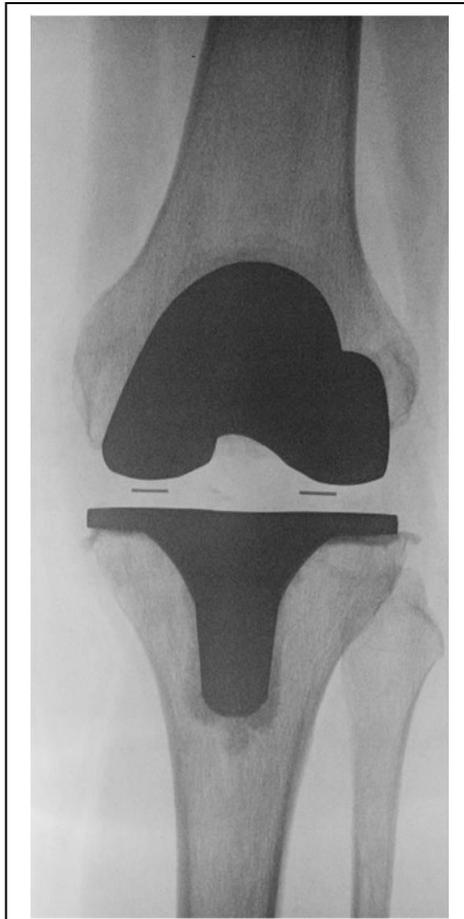


Abb. 04: Knie a-p

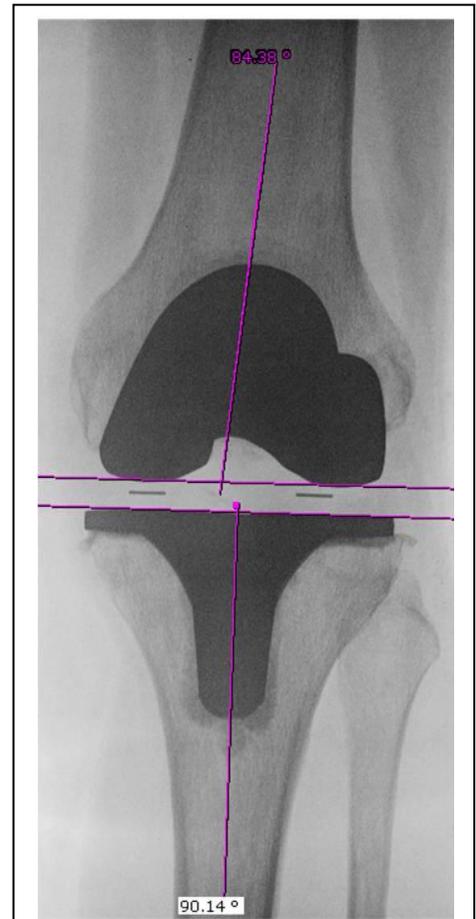


Abb.05: annähernd optimales Ergebnis

Anhand dieser Aufnahmen wurden folgende Winkel gemessen:

- der **femorale Winkel**, der aus einer Linie durch das Zentrum des Femurschaftes und durch eine Tangente an die unterste Begrenzung der Kondylen des Femurimplantates gelegt wird. Durch die festgelegte Einstellung des Sägeblockes mit 6° valgus sollte er bei 84° liegen.
- der **tibiale Winkel**; gebildet wird dieser Winkel aus einer Tangente am Oberrand der tibialen Auflagefläche und einer Hilfslinie durch das Zentrum des Tibiaschaftes. Standardisiert wird die tibiale Resektion rechtwinklig durchgeführt, der tibiale Winkel sollte demnach 90° betragen.

Aus femoralem und tibialen Winkel wurde der tibiofemorale Winkel ohne Belastung errechnet. Bei exakter Knochenresektion und genauer Einzementierung der Komponenten liegt er bei 174° .

5.3.2 Aufnahme des Knies seitlich

Bei der seitlichen Röntgenaufnahme des Knies wurde der Abfall des Tibiaplateaus nach dorsal (posterior slope) gemessen (s. Abb. 08/09).

Aufgrund des in das Prothesendesign integrierten posterior slope von 3° sollte bei rechtwinkliger Resektion der Tibia ein Winkel von 87° gemessen werden.

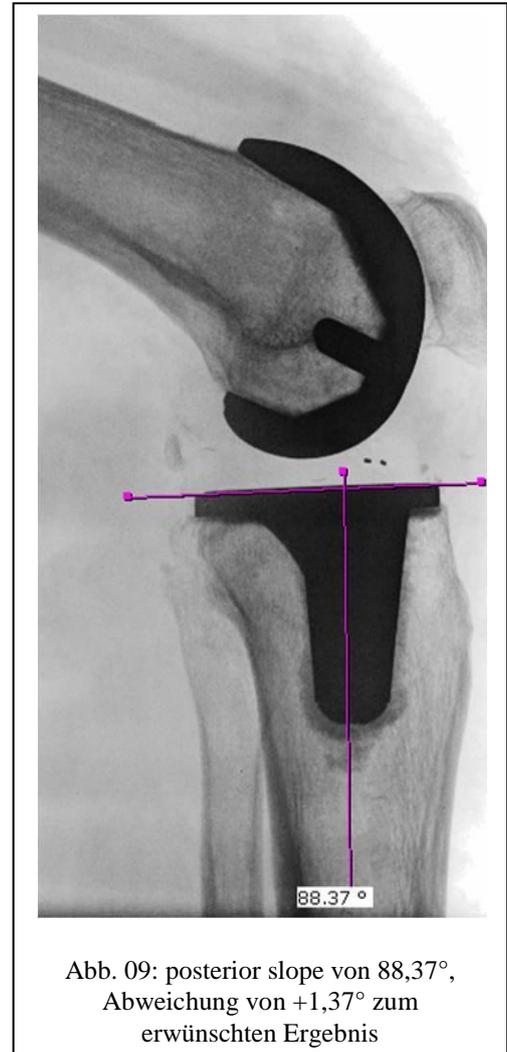
Zur Beurteilung des Notching, das bedeutet das Einschneiden der ventralen Femurkortikalis, wurde diese Aufnahme ebenso verwendet.



Abb. 06: Notching in Verbindung mit fraglichem Lysesaum ventral



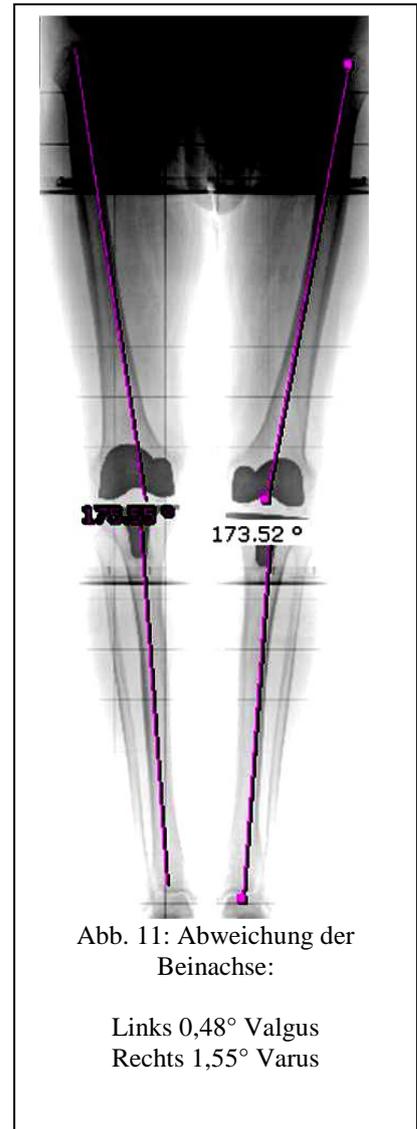
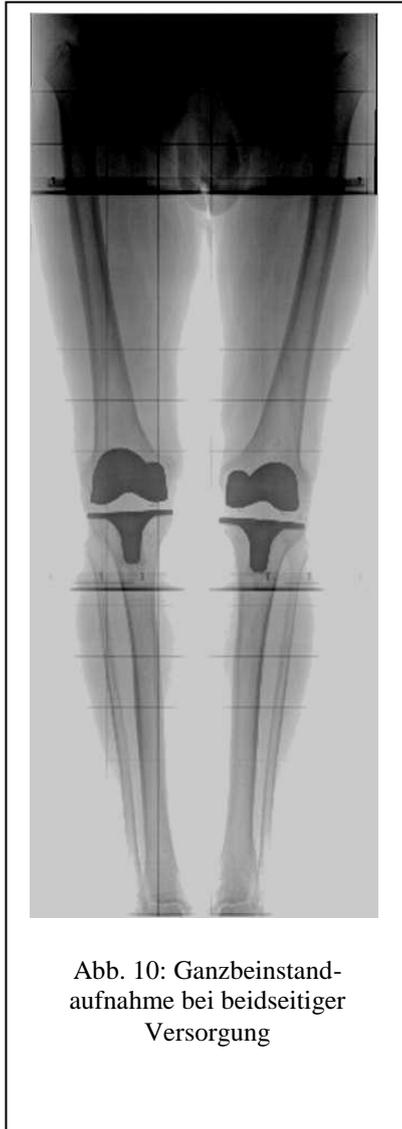
Abb. 07: leichter Flexionsfehler bei Implantation: Abstehen des Femurschildes



5.3.3 Ganzbeinstandaufnahme

Zur Bewertung des Alignments unter Belastung wurden Ganzbeinstandaufnahmen des Patienten angefertigt. Der hier gemessene tibiofemorale Winkel bildet sich aus den Achsen, die mittig durch die Achsen von Femur und Tibia gelegt werden. Der Winkel sollte unter Belastung 174° betragen und identisch mit dem tibiofemorale Winkel ohne Belastung sein (s. Abb. 10/11).

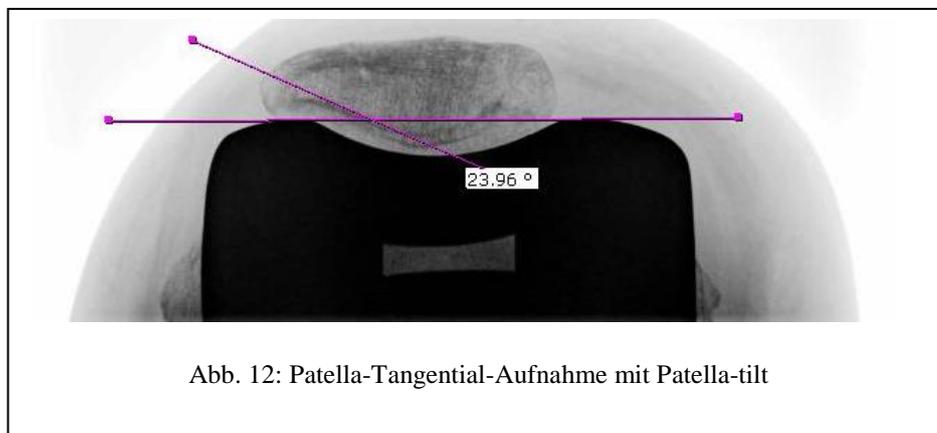
Die kritische Achsabweichung beträgt 3° Varus- oder Valgusstellung ^[21].



5.3.4 Patella – tangential – Aufnahme

Der Patella-Tilt, die Abkipfung der Patella in der Vertikalachse, wurde 1978 von Laurin erstmals beschrieben. Eine Hilfslinie bildet eine Tangente an beide Femurkondylen. Eine zweite Hilfslinie wird entlang der lateralen Facette der Patella gezogen ^[22].

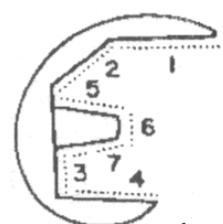
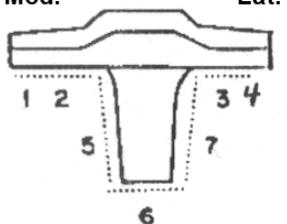
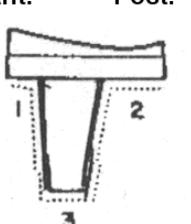
Bei einer gut geführten, nicht verkippten Patella öffnet sich der Tiltwinkel, der durch diese zwei Linien festgelegt ist, nach lateral. Bei Patienten mit Subluxation der Patella verlaufen die zwei Linien parallel oder der Winkel öffnet sich nach medial ^[23].



5.3.5 Lockerungszeichen

Nach Lockerungszeichen wurde femoral in der seitlichen Aufnahme, tibial sowohl in der seitlichen wie auch in der frontalen Aufnahme gesucht. Zur Beurteilung von Lockerungssäumen wurde das Messblatt der Knee Society verwendet ^[20].

Sinterung, Migration, Saumbildung und Osteolysen werden als Lockerungszeichen betrachtet. Lysesäume sind linienförmige Aufhellungen an der Implantat-Zement- und Zement-Knochen-Grenze. Diese Säume wurden unter Lupenvergrößerung ausgemessen.

 <p style="text-align: right;"> 1. _____ 2. _____ 3. _____ 4. _____ 5. _____ 6. _____ 7. _____ </p> <p style="text-align: right;">Total <input style="width: 50px;" type="text"/></p>	<p style="text-align: center;">Med. Lat.</p>  <p style="text-align: right;"> 1. _____ 2. _____ 3. _____ 4. _____ 5. _____ 6. _____ 7. _____ </p> <p style="text-align: right;">Total <input style="width: 50px;" type="text"/></p>	<p style="text-align: center;">Ant. Post.</p>  <p style="text-align: right;"> 1. _____ 2. _____ 3. _____ </p> <p style="text-align: right;">Total <input style="width: 50px;" type="text"/></p>
Abb.13: Ausschnitt aus dem Meßblatt der Kneesociety		

Eine Lockerung wurde hinsichtlich der Ausdehnung der Aufhellungslinien (radiolucent line, radiolucencies) um die Prothesenkomponente wie folgt definiert:

- Lockerung möglich: Aufhellungslinie um 50 - 99 % der Komponente, < 2 mm breit
- Lockerung wahrscheinlich: Aufhellungslinie um 100 % der Komponente, 2 mm breit
- Lockerung definitiv: Migration der Komponente

5.4 Beschreibung der Prothese

5.4.1 Materialien und Werkstoffe

5.4.1.1 Zementfreie Implantate

Zementfreie Implantate wurden im untersuchten Kollektiv nicht implantiert. Dennoch soll die Beschreibung der Implantate der Vollständigkeit halber erfolgen.

Die zementfreien Gelenkendoprothesen der Firma Brehm werden aus der Schmiedelegierung PROTASUL-20 ($\text{CoCr}_{28}\text{Mo}_6$, ASTM F799) mit einem Nickelanteil von unter 0,1 bis 0,3 Massenprozentanteil hergestellt. Der Nickelgehalt ist damit um ca. 70% geringer als der gesetzlich zulässige Grenzgehalt von 1,0%. Durch die Bearbeitung mittels Gießen, Lösungsglühen und heiß isostatischem Nachverdichten wird die Belastbarkeit des Materials gesteigert (Beanspruchung von 500MPa: Steigerung von 3 Millionen Lastwechsel auf über 10 Millionen Lastwechsel) ^[17].

Durch das Oberflächenveredelungsverfahren SurFin wird eine sehr glatte Oberfläche geschaffen und dadurch der Abrieb reduziert.

Nach einer Studie des unabhängigen Prüflabors EndoLab GmbH beträgt der Abrieb für das System mit fixiertem Inlay $1,20 \pm 0,11$ mg/Mio. Zyklen, der Abrieb unter Verwendung des rotierenden Inlays beträgt $2,47 \pm 0,38$ mg/Mio. Zyklen. Damit liefert das BPK-s System im Vergleich mit anderen derzeit erhältlichen Systemen deutlich geringere Abriebswerte ^{[17], [24]}. Die dem Knochen zugewandten Seiten des Implantates werden auf eine Rauhtiefe von $50 \pm 5 \mu\text{m}$ mit einer Titanlegierung raughestrahlt, was dem Implantat sowohl eine hohe Primärstabilität verleiht als auch das Einwachsverhalten des Knochens stimuliert ^[17].

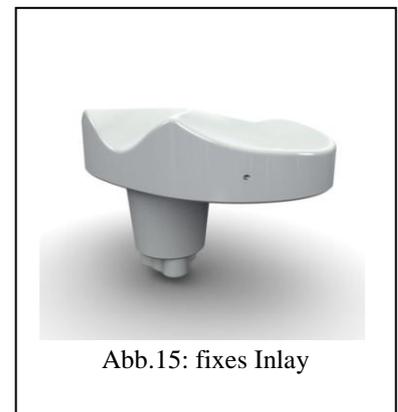
5.4.1.2 Zementierte Implantate

Zementierte Implantate werden ebenfalls aus PROTASUL-20 hergestellt. Die zementierten Prothesen sind mit Zementabrisskanten versehen, welche die Entfernung von Zementresten erleichtert.

5.4.2 Inlay

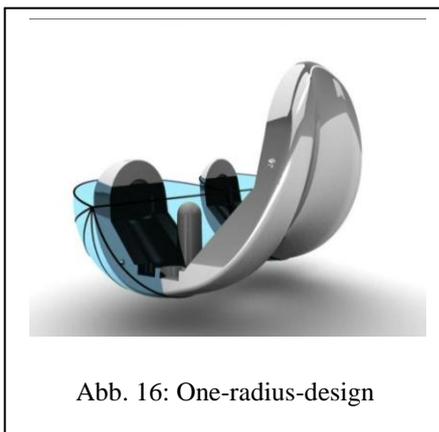
Für das Knieprothesensystem existieren sowohl fixierte als auch rotierende Plattformen. Dadurch, dass beide Varianten mit denselben Femur- und Tibiaanteilen kompatibel sind, kann der Operateur intraoperativ entscheiden, welches Inlay das geeignete ist, ohne unterschiedliche Prothesenmodelle vorrätig halten zu müssen.

Die Inlays werden in den Höhen 7 mm bis 17 mm angeboten.



5.4.3 Femurkomponente

Die Femurkomponente setzt ein One-radius-Design um (Abb. 16). Das bedeutet einen mediolateral und sagittal identischen Radius und führt zu optimaler Flächenkongruenz und größtmöglicher Stabilität, auch bei Varus- oder Valgusabweichung (Abb.17). Dies wiederum reduziert den Abrieb und erhöht die Langlebigkeit. Punktbelastungen werden vermieden ^{[17], [25]}.



Zur sicheren Patellarführung besitzt die Femurkomponente eine lateral erhöhte, tiefe Gleitrinne (Abb. 18). Dadurch sollen Luxationen verhindert und ein optimales Patellagleitverhalten erreicht werden ^[17, 26].



Abb.18: patellofemorale Gleitrinne

Im Bereich der hinteren Kondylen ist der Radius der Prothese verringert. Das bedeutet, dass in einem abgestimmten Winkelbereich die Ultrahochkongruenz aufgehoben wird. Daraus resultiert eine verbesserte Beugefähigkeit (Abb. 19). Die Femurkomponente existiert in sechs Größen.

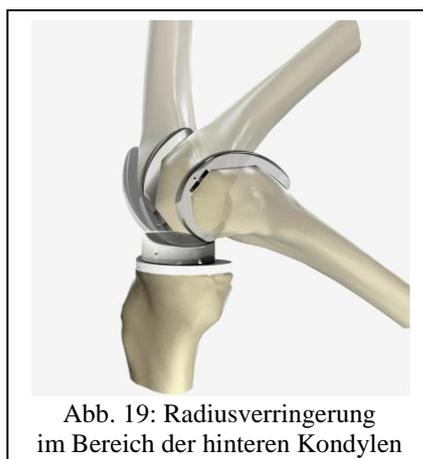


Abb. 19: Radiusverringern
im Bereich der hinteren Kondylen

5.4.4 Tibiakomponente

Zur besseren kortikalen Auflage ist die Tibia asymmetrisch gestaltet (Abb.20). Die mediale Auflagefläche ist größer als die laterale. Durch die vergrößerte kortikale Auflagefläche und die verbesserte Lastübertragung wird Sinterungen und Lockerungen vorgebeugt ^[17,27].



Abb. 20: asymmetrische Tibia

In die Tibiakomponente kann der Operateur je nach Bedürfnis und nach intraoperativem Befund entweder ein rotierendes oder ein fixiertes Inlay einsetzen.

Ins Tibiaplateau bereits integriert ist ein posterior slope von 3° . Dieser soll zu einem erhöhten Bewegungsumfang bei sicherer Bandführung beitragen.

Die Tibiakomponente wird in acht Größen angeboten.

5.4.5 Instrumentarium

Das Instrumentarium wird auf drei Sieben geliefert. Je nach Vorliebe des Operateurs kann zuerst die Tibia oder als erstes der Femur reseziert werden. Bei den Prothesenimplantationen der vorliegenden Studie wurde immer die Tibiaresektion zuerst durchgeführt.

Weltweit bisher einzigartig ist die Möglichkeit, durch das Bestimmen von Beuge- und Streckspalt vor der ersten Femurresektion das Weichteilmanagement zu optimieren. Auch Nachresektionen sollen dadurch seltener notwendig werden ^[17].

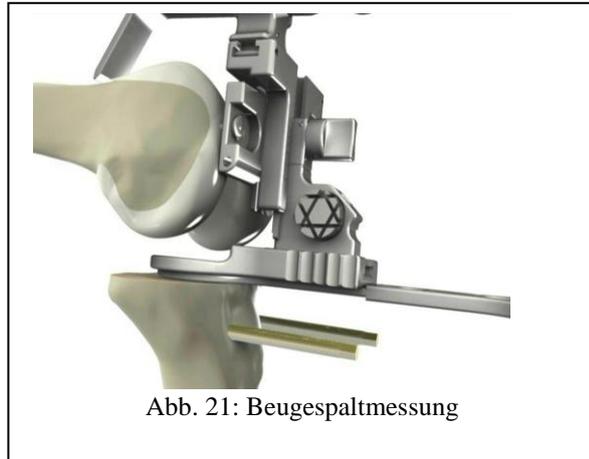


Abb. 21: Beugespaltmessung

Um Operationszeit zu sparen, besteht die Möglichkeit, die Femurschnitte mittels eines 5-in-1 Schnittblocks zu fertigen. Dabei entfällt das Umsetzen der diversen Schnittschablonen.

Die Verwendung des "klassischen" anterioren Schnittblocksystems ist weiterhin möglich, wurde jedoch bei den untersuchten Knieprothesen nicht angewendet.

Abb.22: anteriores
Schnittsystem

Abb.23: 5-in-1 Sägelehre

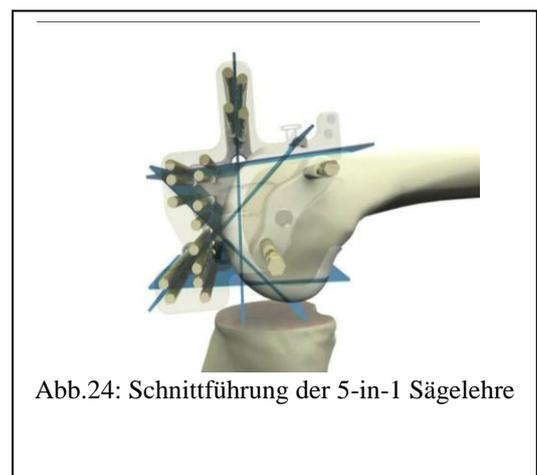


Abb.24: Schnittführung der 5-in-1 Sägelehre

Um die Sägelehre optimal und fest arretiert zu montieren, wird ein spezieller Zielbügel verwendet. Durch den Taster an der ventralen Femurkortikalis soll ein Notching verhindert werden.



5.5 verwendete statistische Tests

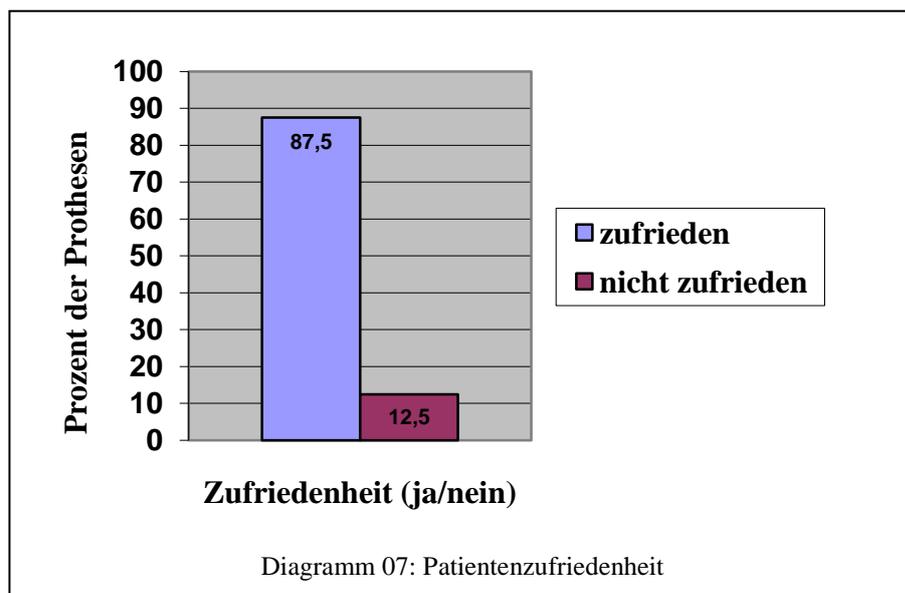
Statistisch ausgewertet wurden die Daten mit Hilfe des Programms Microsoft Excel. Bei normalverteilten Werten wurde der Student T-test angewandt. Lag keine Normalverteilung vor, wurde der U-Test nach Whitney und Mann verwendet. Das Signifikanzniveau wurde mit $p < 0,05$ festgelegt, hoch signifikante Werte ergaben sich beim Erreichen eines Signifikanzniveaus von $p < 0,001$.

Zur deskriptiven Auswertung wurden Mittelwert, Median, Minimal- und Maximalwert und Standardabweichung bestimmt.

6. Ergebnisse

6.1 Zufriedenheit

Die Patienten wurden nach der subjektiven Zufriedenheit mit dem Ergebnis der Operation befragt. Dabei wurde bei Patienten mit zwei Knieprothesen jede Seite einzeln bewertet. Insgesamt wurden 77 Knieprothesen (87,5%) als zufriedenstellend beurteilt, 11 Prothesen (12,5%) konnten keine Zufriedenheit herbeiführen.



6.2 Flexionsfähigkeit

Durchschnittswert: 104,66°

Standardabweichung: 10,24

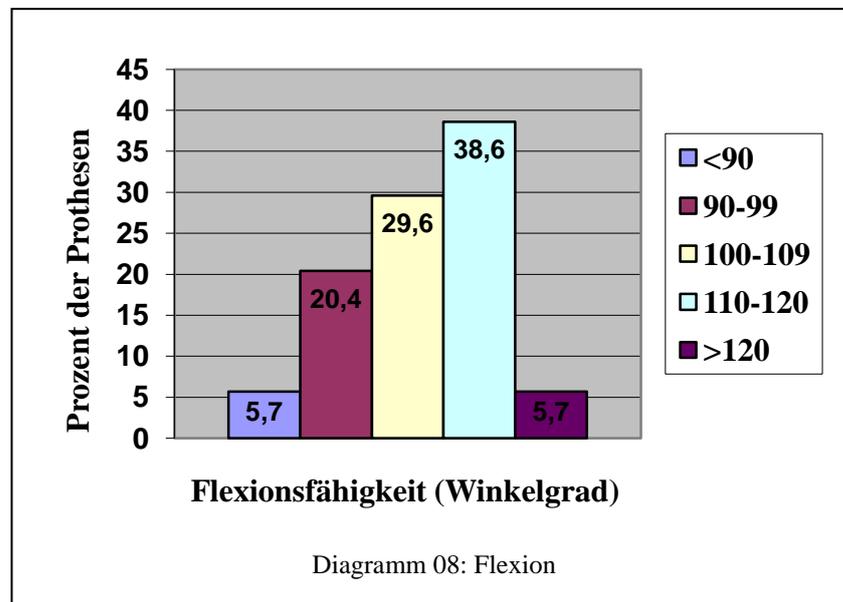
Median: 105°

Größter Wert: 140°

Kleinster Wert: 80°

Tabelle 5: Flexion

< 90°	90° - 99°	100° - 109°	110° - 119°	> 120°
5 Prothesen	18 Prothesen	26 Prothesen	34 Prothesen	5 Prothesen
5,68%	20,45%	29,55%	38,64%	5,68%



6.3 Extension

6.3.1 Streckdefizit

Bei zwei der nachuntersuchten Prothesen trat ein Streckdefizit von etwa 5° auf, weitere zwei Prothesen wiesen ein Streckdefizit von bis zu 10° auf. Ein Streckdefizit größer als 10° wurde nicht gefunden.

Bei einer der beiden Prothesen mit 5°-10° Streckdefizit war eine periprothetische Fraktur femoral mittels einer Nagelosteosynthese versorgt worden.

6.3.2 Hyperextension

Ein Patient mit einer Prothese konnte zum Untersuchungszeitpunkt bis 11° hyperextendieren, ohne eine Seitenbandinstabilität aufzuweisen. Die Flexion bei diesem Patienten war mit 115° ebenfalls überdurchschnittlich gut möglich.

Tabelle 6: Extension

Hyperextension > 5°	volle Streckung	Streckdefizit bis 5°	Streckdefizit 5° - 10°
1 Prothese	83 Prothesen	2 Prothesen	2 Prothesen
1,14%	94,32%	2,27%	2,27%

6.4 Scores

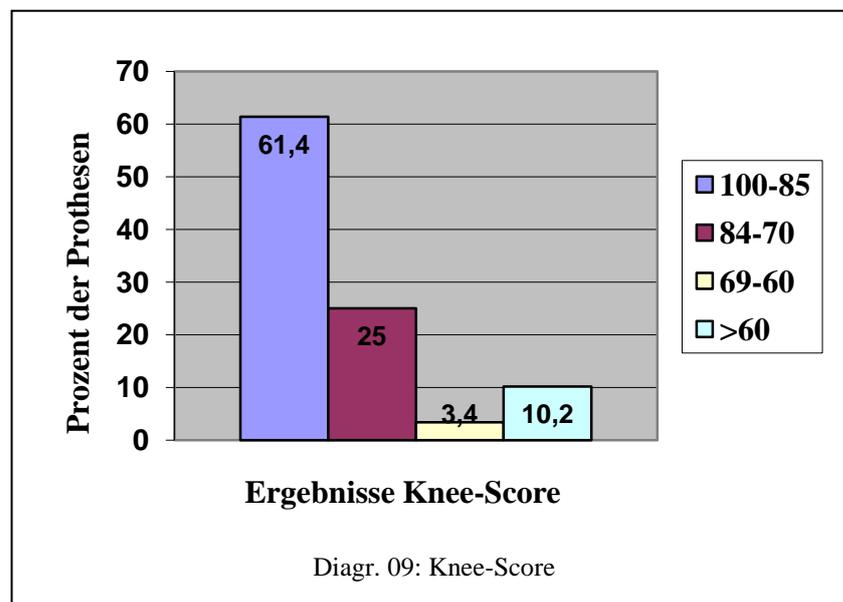
6.4.1 Knee-Society-Score

6.4.1.1 Knee Score

Der Durchschnittswert beim Knee-Score betrug 84,56 Punkte (Standardabweichung 16,42, Median 89, Streuung von 25 bis 100 Punkte). Analog dem HSS-Score wurden die Prothesen in folgende Gruppen eingeteilt:

Tabelle 7: Punkteverteilung Knee-Score

85 - 100 Punkte	54 Prothesen (61,36%)
70 - 84 Punkte	22 Prothesen (25%)
60 - 69 Punkte	3 Prothesen (3,41%)
> 60 Punkte	9 Prothesen (10,23%)

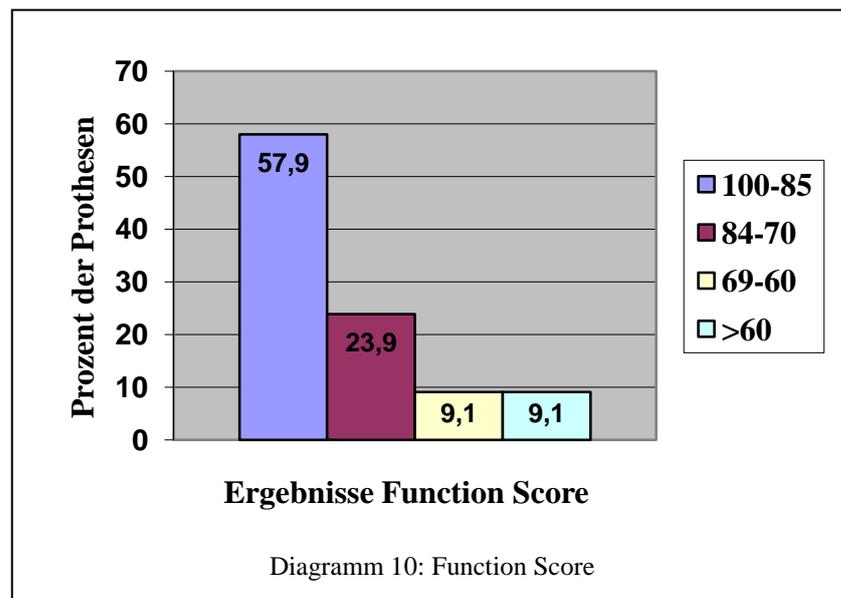


6.4.1.2 Function Score

Im Function-Score erzielten die Prothesen durchschnittlich 83,64 Punkte (Standardabweichung 15,68, Median 89, Streuung von 37 bis 100 Punkte)

Tabelle 8: Punkteverteilung Function Score

85 - 100 Punkte	51 Prothesen (57,95%)
70 - 84 Punkte	21 Prothesen (23,86%)
60 - 69 Punkte	8 Prothesen (9,09%)
> 60 Punkte	8 Prothesen (9,09%)

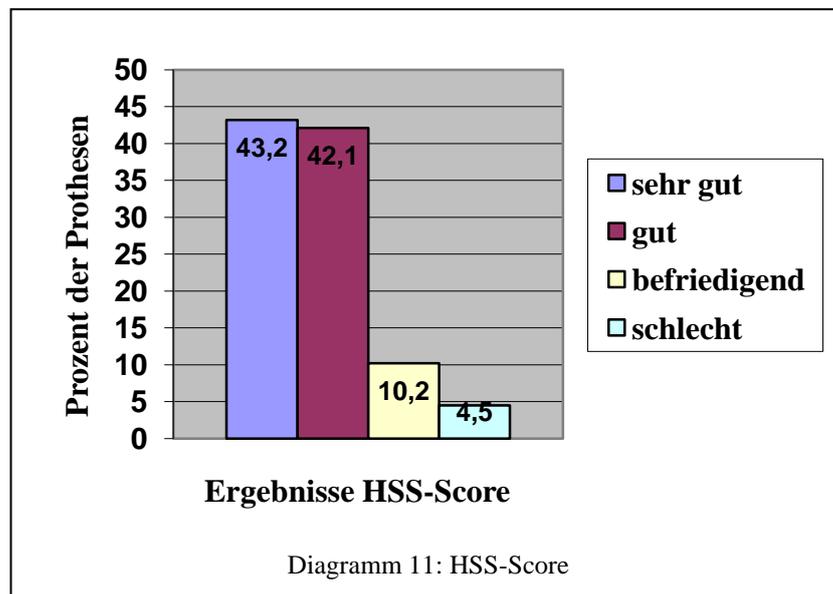


6.4.2 HSS-Score

Durchschnittlich wurden beim HSS-Score 80,93 Punkte erreicht. Standardabweichung ist hier 10,82, der Median 84. Die Punktwerte schwankten zwischen 41 und 100 Punkten.

Tabelle 9: Punkteverteilung HSS-Score

85 - 100 Punkte	38 Prothesen (43,18%)
70 - 84 Punkte	37 Prothesen (42,05%)
60 - 69 Punkte	9 Prothesen (10,23%)
> 60 Punkte	4 Prothesen (4,55%)



6.5 Radiologische Auswertung

6.5.1 Tibiofemorale Winkel

6.5.1.1 Tibiofemorale Winkel im Stand

Durchschnittswert: 174,03°.

Standardabweichung: 2,41

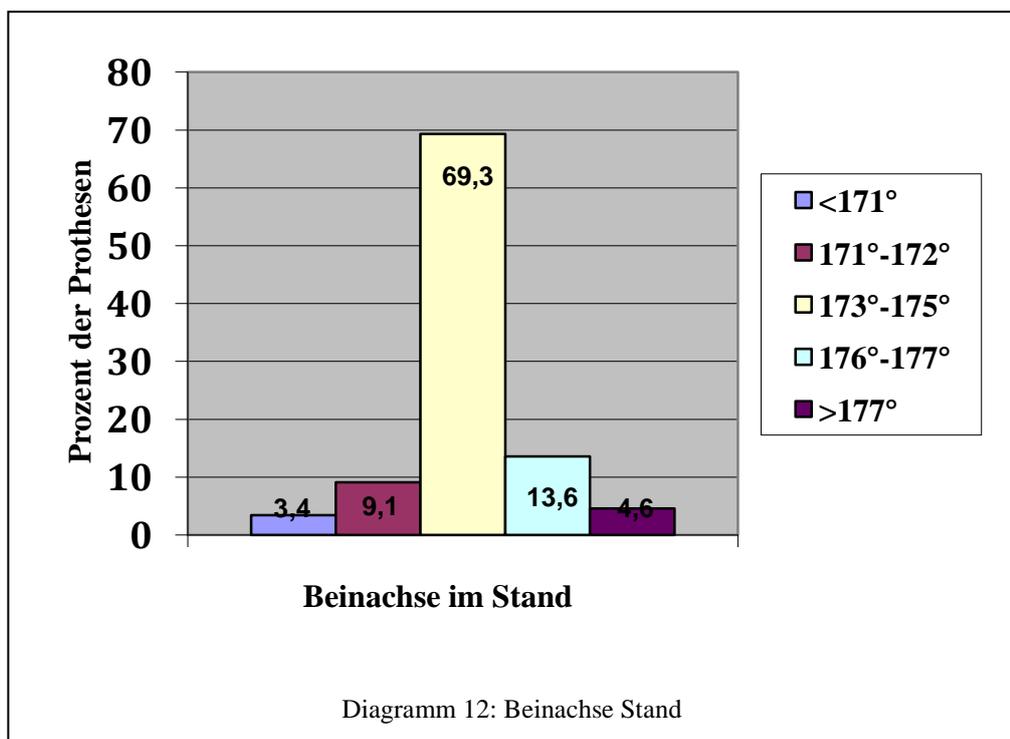
Median: 174°

Größter Wert: 179°

Kleinster Wert: 168°

Tabelle 10: Alignment im Stand gemessen

< 171°	171° - 172°	173° - 175°	176° - 177°	> 177°
3 Prothesen	8 Prothesen	61 Prothesen	12 Prothesen	4 Prothesen
3,41%	9,09%	69,32%	13,64%	4,55%



6.5.1.2 Tibiofemoraler Winkel ohne Belastung

Durchschnittswert: 174,90°

Standardabweichung: 1,75

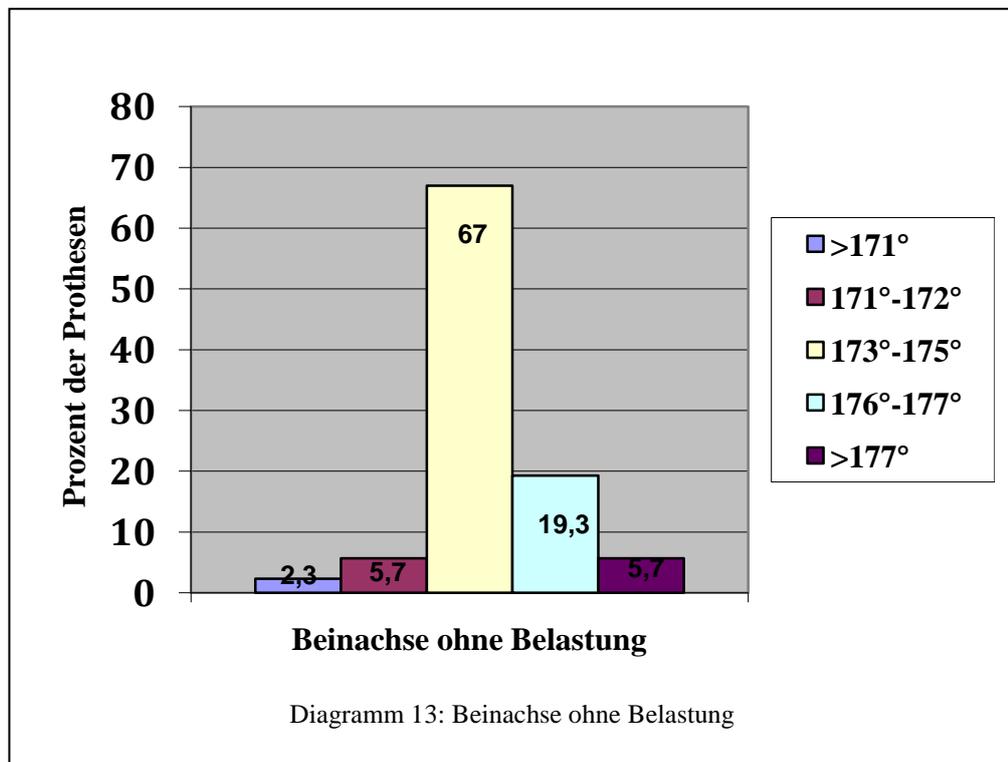
Median: 175°

Größter Wert: 179°

Kleinster Wert: 171°

Tabelle 11: Alignment errechnet

< 171°	171° - 172°	173° - 175°	176° - 177°	> 177°
2 Prothesen	5 Prothesen	59 Prothesen	17 Prothesen	5 Prothesen
2,27%	5,68%	67,05%	19,32%	5,68%



6.5.2 Femoraler Winkel

Durchschnittswert: 84,39°

Standardabweichung: 1,33

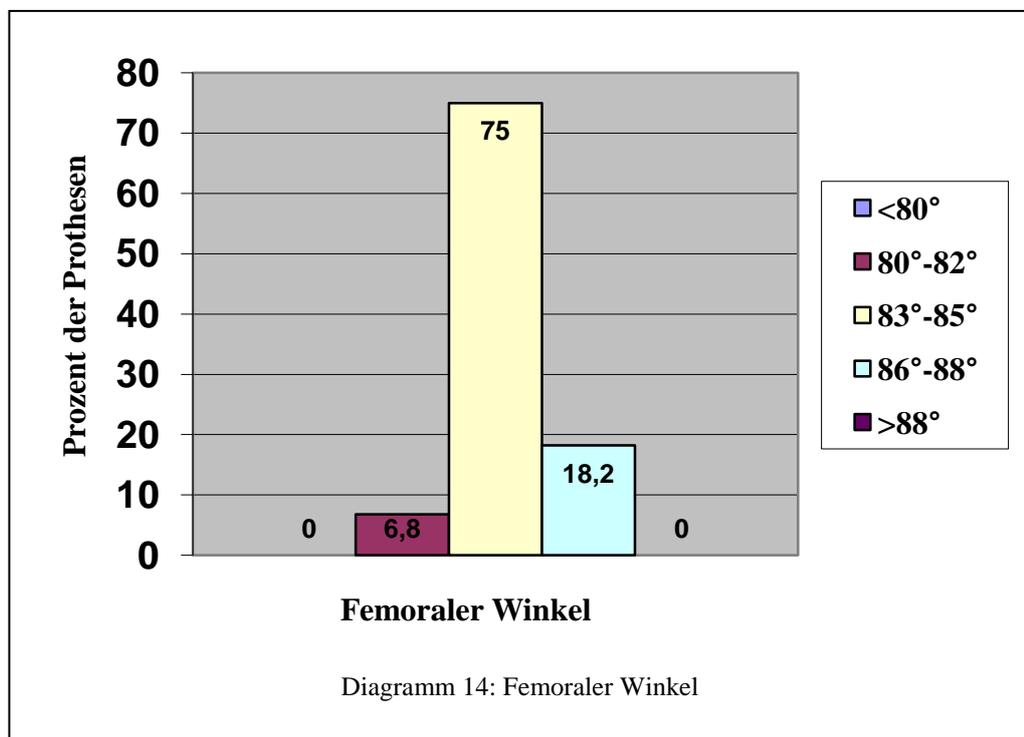
Median: 85°

Größter Wert: 87°

Kleinster Wert: 80°

Tabelle 12: Femoraler Winkel

< 80°	80° - 82°	83° - 85°	86° - 88°	> 88°
0 Prothesen	6 Prothesen	66 Prothesen	16 Prothesen	0 Prothesen
0%	6,82%	75%	18,18%	0%



6.5.3 Tibialer Winkel

Durchschnittswert: 90,38°

Standardabweichung: 1,62

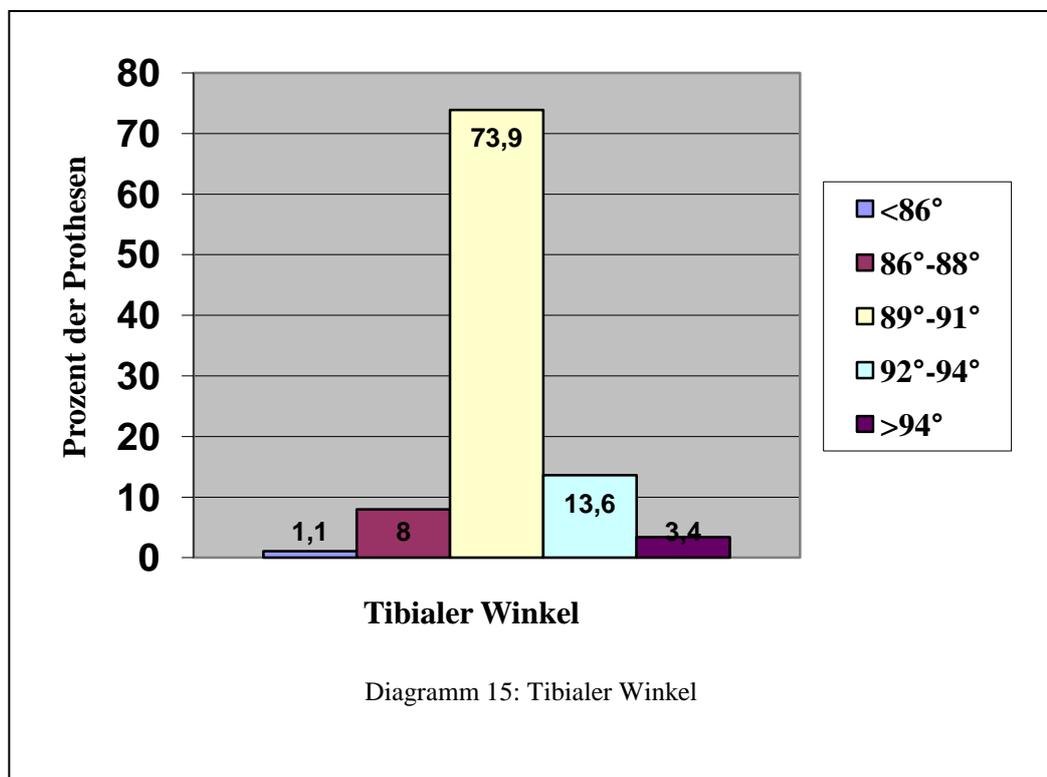
Median: 90°

Größter Wert: 95°

Kleinster Wert: 84°

Tabelle 13: Tibialer Winkel

< 86°	86° - 88°	89° - 91°	92° - 94°	> 94°
1 Prothese	7 Prothesen	65 Prothesen	12 Prothesen	3 Prothesen
1,14%	7,95%	73,86%	13,64%	3,41%



6.5.4 Knie seitlich - slope

Durchschnittswert: 88,62° (entspricht posterior slope von 1,38°)

Standardabweichung: 1,46

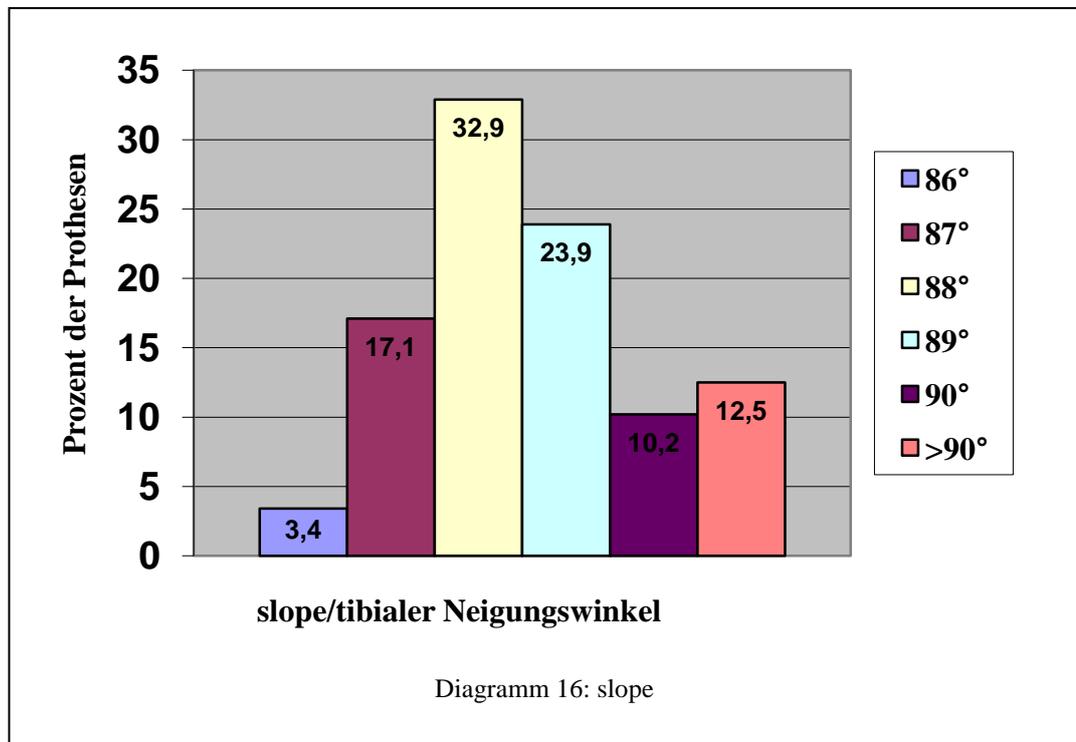
Median: 88°

Größter Wert: 92°

Kleinster Wert: 86°

Tabelle 14: slope

86°	87°	88°	89°	90°	> 90°
3 Prothesen	15 Prothesen	29 Prothesen	21 Prothesen	9 Prothesen	11 Prothesen
3,41%	17,05%	32,95%	23,86%	10,23%	12,5%



6.5.5 Patella - tilt

Eine Dislokation im Sinne einer Luxation oder Subluxation der Patella trat bei keiner Knieprothese auf.

Die gemessenen patella – tilt – Winkel bewegten sich in folgendem Rahmen:

Durchschnittswert: 22,56°

Standardabweichung: 3,38

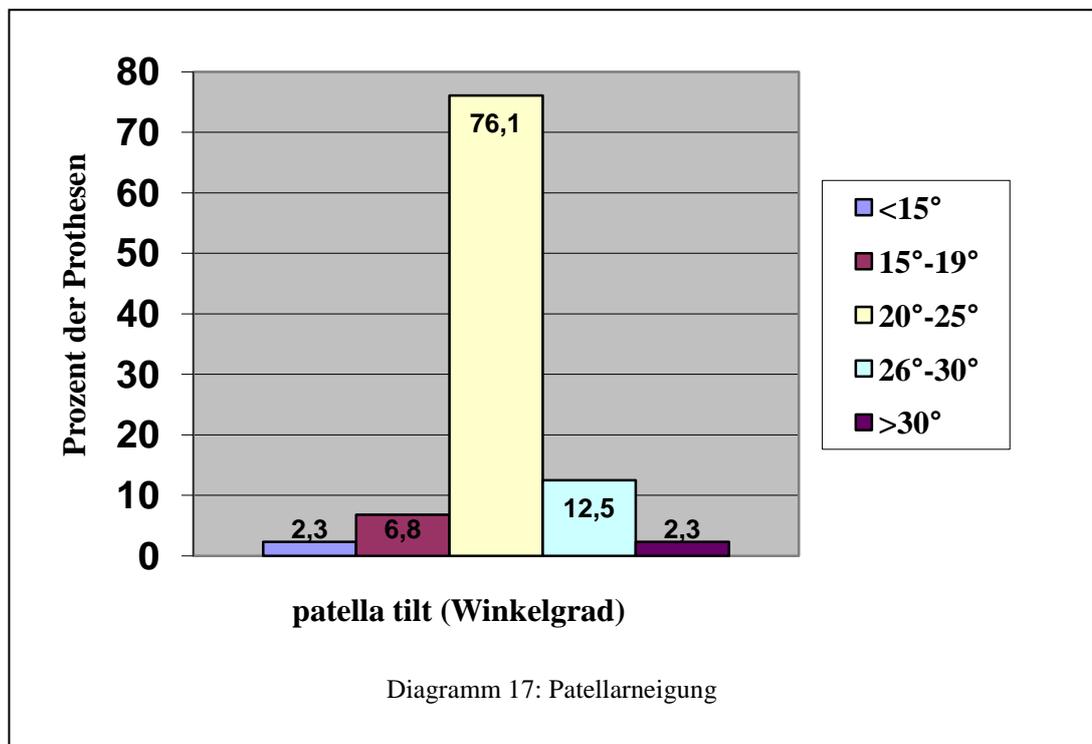
Median: 22°

Größter Wert: 36°

Kleinster Wert: 13°

Tabelle 15: patella tilt

< 15°	15° - 19°	20° - 25°	26° - 30°	> 30°
2 Prothese	6 Prothesen	67 Prothesen	11 Prothesen	2 Prothesen
2,27%	6,82%	76,14%	12,5%	2,27%



6.5.6 Notching

Bei zwei Knieprothesen trat ein Notching an der ventralen Femurkortikalis auf. Das entspricht 2,27% aller implantierten Prothesen. Eine periprothetische Fraktur ergab sich aus keinem dieser Fälle.

6.5.7 Lockerungszeichen

6.5.7.1 Femur seitlich

In der seitlichen Aufnahme wiesen 10 Femurkomponenten Lysesäume auf. Der größte gemessene Saum war 1,30 mm in Zone 2.

Neun Prothesen wiesen einen auf eine Zone beschränkten Saum auf, die andere Prothese mit feststellbarem Lysesaum zeigte einen kombinierten Saum in den Zonen drei und vier.

Tabelle 16: Lysen am Femur

Zone 2	4 Prothesen	0,65 mm Durchschnittsbreite
Zone 4	5 Prothesen	0,64 mm Durchschnittsbreite
Zone 3 + 4	1 Prothese	1,0 mm Breite

Bei neun Prothesen wurde ein Abstehen des Femurschildes nachgewiesen. Dies imponierte jedoch nicht als typischer Lysesaum. Durchschnittlich betrug die Distanz zwischen Femurkomponente und Knochen 1,37 mm, Maximalwert war hier 2,8 mm, Minimalwert 0,44 mm.

6.5.7.2 Tibia seitlich

Bei acht Tibiaimplantaten wurden Lysesäume festgestellt. Davon war bei fünf Implantaten ein Saum zugleich medial und lateral festzustellen, bei jeweils zwei Prothesen trat die Lyse nur einseitig auf, eine Tibia zeigte den Saum in Zone drei.

Tabelle 17: Lysen Tibia seitlich

Zone 1	2 Prothesen	0,97 mm Durchschnittsbreite
Zone 2	2 Prothesen	0,24 mm Durchschnittsbreite
Zone 3	1 Prothese	0,39 mm Breite
Zone 1 + 2	3 Prothesen	0,45 mm Durchschnittsbreite

6.5.7.3 Tibia anterior – posterior

Lysesäume waren bei sechs Tibiaimplantaten in der frontalen Röntgenaufnahme nachweisbar. Davon war bei einer Prothese der Saum auf eine Zone (Zone 1) beschränkt, die anderen Implantate wiesen die Saumbildung kombiniert in mehreren Zonen auf.

Tabelle 18: Lysen Tibia ap

Zone 1	1 Prothese	1,56 mm Breite
Zone 1 + 4	2 Prothesen	0,44 mm Durchschnittsbreite
Zone 1 + 4 + 6	1 Prothese	0,37 mm Breite
Zone 2 + 4	2 Prothesen	0,59 mm Durchschnittsbreite

Sämtliche „radiolucent lines“ waren kleiner als 2 mm, eine Migration der Prothesenteile fand sich bei keinem Patienten.

7. Statistische Auswertung innerhalb der Studienpatienten

7.1 Vergleich Patientenzufriedenheit

Hoch signifikante Werte ($p < 0.001$) ergaben sich für die erreichten Punktzahlen der Scores. Hier schnitten die unzufriedenen Patienten deutlich schlechter ab.

Tabelle 19: Vergleich zufrieden-unzufrieden

	HSS-Score	Knee-Score	Function-Score
unzufrieden	62,73 Punkte	56,64 Punkte	68,82 Punkte
zufrieden	83,57 Punkte	88,83 Punkte	85,77 Punkte

Weiterhin zeigte sich eine Signifikanz ($p < 0.05$) bei den gemessenen tibialen Winkeln: Die Gruppe der zufriedenen Patienten erreichte einen Durchschnittswert von $90,23^\circ$, während die unzufriedenen Patienten durchschnittlich einen Wert von $91,36^\circ$ aufwiesen.

Bei dreien der unzufriedenen Patienten trat postoperativ ein Sturz auf, weitere Komplikationen waren nicht vorhanden. Das entspricht einer Sturzquote von 27,27%. Im zufriedenen Patientenkollektiv kam es ebenfalls zu drei Stürzen, entsprechend 3,9%. Auch hier trat ein hoch signifikanter Unterschied auf.

Bezüglich der Komorbiditäten fand sich kein nennenswerter Unterschied zwischen beiden Gruppen.

7.2 Vergleich der erreichten Ergebnisse beim HSS-Score

Als gute und exzellente Ergebnisse gelten im HSS-Score Prothesen mit 70 Punkten und mehr. Insgesamt fielen 75 Prothesen, entsprechend 85,23%, in die Kategorie exzellent oder gut, 13 Prothesen (14,77%) erreichten einen HSS-Score von unter 70 Punkten.

Hoch signifikant waren die Unterschiede in sämtlichen Scores; die Gruppe mit gutem Abschneiden (HSS-Score im Durchschnitt 84,37 Punkte) erreichte ebenfalls hohe Werte im Knie-Score und im Funktionsscore (durchschnittlich 90,01 bzw. 86,56 Punkte). Demgegenüber fiel die Gruppe mit weniger als 70 Punkten im HSS-Score (im Durchschnitt 60,77 Punkte) auch im Knie-Score (Durchschnitt 53,46 Punkte) sowie im Funktionsscore (Durchschnitt 65,31 Punkte) durch deutlich niedrigere Punktzahlen auf.

Signifikante Unterschiede bestanden in der Verweildauer im Krankenhaus (14,63 Tage gegenüber 17,15 Tage). Die Patienten mit besseren Ergebnissen hatten einen kürzeren Krankenhausaufenthalt hinter sich. Das Alter der Patienten mit den besseren Ergebnissen war signifikant höher als das der Gruppe mit den schlechteren Ergebnissen im HSS-Score (69,47 gegenüber 64,46 Jahren). Ein weiterer Unterschied fand sich im Patellarkippungswinkel; dieser betrug bei der Gruppe mit 70 oder mehr Punkten 22,6°, bei der Vergleichsgruppe mit weniger als 70 Punkten 20,69°.

Auch konnten zwischen den beiden Gruppen keine wesentlichen Unterschiede bei den Vorerkrankungen festgestellt werden.

7.3 Auswertung des Prothesenalignments

7.3.1 Tibialer Winkel

Verglichen wurden folgende Gruppen: Prothesen mit einem tibialen Winkel von 89° - 91° (Gruppe 1) und jene mit einem Winkel unter 89° sowie über 91° (Gruppe 2).

Auch wenn die Gruppe 1 in allen Scores und in der Flexionsfähigkeit besser abschnitt, so waren diese Unterschiede nicht signifikant.

Tabelle 20: Vergleich tibialer Winkel

	$89^\circ - 91^\circ$	$< 89^\circ, > 91^\circ$
HSS-Score	81,15 Punkte	80,43 Punkte
Function-Score	83,89 Punkte	82,04 Punkte
Knee-Score	85,45 Punkte	82,04 Punkte
Flexionsfähigkeit	$105,77^\circ$	$101,52^\circ$

Auffällig ist, dass in der Gruppe 1 bei insgesamt 65 Prothesen vier Patienten (vier Prothesen) unzufrieden waren (6,15%), in der Gruppe 2 jedoch bei insgesamt 23 Prothesen sieben Patienten mit sieben Prothesen (30,43%).

7.3.2 Femoraler Winkel

Auch hier wurden zwei Gruppen zum Vergleich gebildet: in Gruppe 1 wurden die Patienten zusammengefasst, deren femoraler Winkel zwischen 83° und 85° beträgt. In Gruppe 2 finden sich die Prothesen mit femoralen Winkeln unter 83° und über 85° .

Hier schnitt die Gruppe 1 bei HSS-Score und Knee-Score signifikant besser ab, die Unterschiede bei Flexionsfähigkeit und Function-Score waren statistisch nicht signifikant.

Tabelle 21: Vergleich femoraler Winkel

	83° - 85°	< 83°, > 85°
HSS-Score	82,44 Punkte	76,55 Punkte
Function-Score	85,48 Punkte	78,13 Punkte
Knee-score	86,65 Punkte	78,27 Punkte
Flexionsfähigkeit	104°	106,7°

In Gruppe 1 befinden sich insgesamt 66 Prothesen, fünf davon wurden subjektiv als unbefriedigend bewertet (7,58%). In Gruppe 2 wurden 22 Prothesen eingruppiert, sechs wurden als unbefriedigend bewertet (27,27%)

7.3.3 Posterior slope

Zwei Gruppen wurden wiederum gebildet. Bei Gruppe 1 beträgt der posterior slope zwischen 86° und 88°, bei Gruppe 2 unter 86° oder über 88°. Zwischen beiden Gruppen zeigten sich keine signifikanten Unterschiede.

Tabelle 22: Vergleich slope

	86° - 88°	< 86°, > 88°
HSS-Score	81,27 Punkte	80,6 Punkte
Function-Score	85,33 Punkte	83,24 Punkte
Knee-score	84,46 Punkte	84,68 Punkte
Flexionsfähigkeit	105,1°	106,7°

In Gruppe 1 finden sich 48 Prothesen (sechs unzufrieden, 12,5%), in Gruppe 2 finden sich 40 Prothesen (fünf unzufrieden, 12,5%).

Zusätzlich wurden die Prothesen mit anterior slope, das heißt einem Winkel von über 90° und damit einem Ansteigen des Tibiaplateaus nach dorsal mit den Prothesen mit neutralem oder posterior slope verglichen. Hier fanden sich ebenfalls keine signifikanten Unterschiede.

Tabelle 23: Vergleich posterior slope - anterior slope

	posterior slope, neutral	anterior slope
HSS-Score	81,51 Punkte	76,7 Punkte
Function-Score	84,09 Punkte	80,2 Punkte
Knee-score	84,71 Punkte	83,4 Punkte
Flexionsfähigkeit	104,4°	106,5°

Einen anterior slope wiesen zehn Prothesen auf, zwei wurden als unbefriedigend bewertet (20%). Einen posterior slope oder neutralen slope zeigten 78 Prothesen, davon neun als unbefriedigend bewertet (11,54%).

8. Ergebnisse in der Literatur

Es existieren Studien über eine Vielzahl an Knieendoprothesenmodellen. Zum Vergleich wurden Studien über bicondyläre Schlittenprothesen mit einer Nachbeobachtungszeit bis zu vier Jahren herangezogen ^[1]. Folgende Prothesenmodelle und Ergebnisse beschreiben Jerosch und Heisel in ihrem Buch „Knieendoprothetik“:

8.1 Kinemax (Fa. Stryker)

Nach einer Studie von Nafei et al. 1992 erzielten zementierte Kinemax-Prothesen (26 Fälle) in 96% der Fälle ein gutes bis exzellentes Ergebnis. Revisionen waren bei einem Nachbeobachtungszeitraum von 0,25 - 2,2 Jahren nicht notwendig. Die zementfreie Variante desselben Implantates (49 Fälle) zeigte in 78% der Fälle gute bis exzellente Ergebnisse. Bei 20% der zementfrei implantierten Modelle erfolgte eine Revision nach Tibiakomponentenlockerung.

8.2 PFC (Fa. DePuy)

Über 93% gute bis exzellente Ergebnisse bei der zementierten sowie 96% bei der zementfreien Implantation von Endoprothesen des Typs PFC berichten Wright et al. 1990. Nachbeobachtungszeitraum war hier 2 - 4,5 Jahre bei den zementierten Modellen und 2 - 4 Jahre bei den zementfrei implantierten Prothesen. Über Revisionen macht der Autor keine Angaben. Die Fallzahlen betragen bei der Gruppe mit zementierter Versorgung 42 Patienten, 50 Patienten wurden mit einem zementfreien Gelenkersatz versorgt.

8.3 AGC 2000 (Fa. Biomet)

Eine Studie an 103 Prothesen des Typs AGC 2000 von Nielsen et al. aus dem Jahr 1992 berichtet über die Ergebnisse 3 Jahre nach zementfreier Implantation. In 96% der Fälle wurden gute bis exzellente Ergebnisse erreicht, die Revisionsrate lag bei 1,9%.

Schroder et al. fanden bei ihrer Studie 4,5 Jahre nach zementfreier Implantation von 41 Knieprothesen 100% gute bis exzellente Ergebnisse bei 0% Revisionen.

8.4 Natural Knee (Fa. Zimmer)

Die „Natural Knee“ Knieendoprothese zeigte bei einer Studie an 200 zementfrei implantierten bei einer Nachbeobachtungszeit von zwei bis vier Jahren 96% gut-exzellente Ergebnisse, die Revisionsrate war hierbei 3%

8.5 Zusammenfassung mehrerer Studien

Jerosch und Heisel haben die Ergebnisse nach Implantation von Oberflächenersatzprothesen zusammengefasst: Sie kommen bei einer Analyse der Daten mehrerer Publikationen auf durchschnittlich 93% (78 - 100%) guter bis exzellenter Ergebnisse bei den unterschiedlichen Systemen. 91% gute bis sehr gute Ergebnisse sind danach mittel- bis langfristig bei der zementierten Verankerungstechnik zu erzielen, durchschnittlich 92% bei der zementfreien Methode. Überlebenswahrscheinlichkeiten sind 72 - 98% nach 9 bis 12 Jahren bei den zementierten Prothesen und 84-100% nach drei bis 10 Jahren bei den zementfrei verankerten Endoprothesen. Revisionsraten schwanken zwischen 0 und 5% bei zementierten und 1 bis 20% bei zementfreien Prothesensystemen.

Insgesamt gesehen stellen die Autoren fest, dass sich die Ergebnisse, egal nach welchen Gesichtspunkten ausgewertet wurde (diverse Scoringssysteme, zementfrei versus zementiert, Überlebensanalysen), auf durchweg hohem Niveau bewegen.

8.6 Vergleichsstudie LCS, NK, PFC

Bei dieser Studie wurden die drei Knieprothesenmodelle LCS (Fa. DePuy), NK (Fa. Zimmer) und PFC (Fa. DePuy) miteinander verglichen ^[28]. Erwähnt werden hier die Ergebnisse ein Jahr nach Implantation.

Einschlusskriterien in die Studie waren Patienten mit Gonarthrose in gutem Allgemeinzustand, deren Krankheit die Versorgung mit einem Oberflächenersatz erlaubte.

Nicht in die Studie eingeschlossen wurden Patienten mit instabilen Kniegelenken, Patienten mit chronischer Polyarthritits sowie Patienten, die schon vor der Implantation auf Gehhilfen angewiesen waren. Weitere Ausschlusskriterien waren folgende Nebendiagnosen: schlecht eingestellter Diabetes mellitus und pulmonale und kardiale Erkrankungen sowie Gelenkleiden, die einen negativen Einfluß auf die Gehstrecke oder die Fähigkeit Treppen zu steigen haben könnten.

Alle Prothesen wurden in Hybridtechnik verankert, die Tibiakomponente wurde zementiert, das Femurimplantat wurde zementfrei aufgebracht.

Die Gruppe „LCS“ umfasste 28 Patienten, diese erreichten im Durchschnitt einen Kneescore von 81,85 Punkten und einen Function-Score von 76,85 Punkten. Das zweite Patientenkollektiv (Natural Knee) bestand aus 10 Probanden. Die Ergebnisse betragen 79 Punkte im Kneescore und 73 Punkte im Function-Score. Die dritte Gruppe von Patienten bestand aus 12 Personen und wurde mit der PFC-Prothese versorgt. Mit durchschnittlich 65,5 Punkten im Kneescore und 64,58 Punkten im Function-Score schnitt diese Prothese in dieser Studie am schlechtesten ab.

8.7 Vergleichsstudie Natural Knee – Genesis I

W.R.J. Mayer verglich bei seiner Dissertationsstudie 2003 die mittelfristigen Ergebnisse nach Implantation der Natural-Knee-Prothese (Fa. Zimmer) mit der Kniegelenkendoprothese vom Typ Genesis I (Fa. Smith&Nephew) ^[29]. Interessant an dieser Studie ist die radiologische Auswertung des Prothesenalignments.

Gruppe 1 (Natural-Knee) setzte sich aus 35 Patienten zusammen, von denen 68,8% zementfrei und 17,1% zementiert versorgt wurden. Der Nachbeobachtungszeitraum

betrug 25 Monate, das Durchschnittsalter der Patienten war 67,5 Jahre. Bei einem mittleren Bewegungsumfang von 103° erreichten die Patienten durchschnittlich 84,1 Punkte im Kneescore, 77,7 Punkte im Function-Score und 80,1 Punkte im HSS-Score. Lysesäume von mehr als 2 mm wurden einmal an einem Femurimplantat und 3x an einem Tibiaimplantat festgestellt. Die Prothesen wurden nach klassischem Alignment implantiert. Erreicht wurden folgende Winkel: Femorotibialwinkel $175,5^\circ$, Femoralwinkel $85,1^\circ$, Tibialwinkel $90,2^\circ$, posterior Slope $5,9^\circ$ und Patella tilt von $15,5^\circ$.

Gruppe 2 (Genesis I) bestand aus 36 Patienten. 44,4% der Prothesen wurden vollzementiert implantiert, 27,8% zementfrei. Durchschnittsalter war 72,2 Jahre, der Nachbeobachtungszeitraum betrug 28 Monate. Der mittlere Bewegungsumfang betrug ebenfalls 103° , die erreichten Punkte in den Scores waren 80,6 Punkte im Kneescore, 76,4 Punkte im Function Score und 76,4 Punkte im HSS-Score. Lockerungszeichen mit einer Ausdehnung von über 2 mm fanden sich dreimal am Femur und neunmal an Tibiaimplantaten. Die Prothesen wurden in folgenden Winkeln implantiert: Femorotibialwinkel $173,9^\circ$, Femoralwinkel $83,5^\circ$, Tibialwinkel $91,2^\circ$, posterior slope $2,5^\circ$ und Patella tilt $8,4^\circ$

8.8 Vergleichsstudie navigierte vs. konventionelle Implantation (PFC Sigma)

Bäthis et al. berichten über Ergebnisse einer prospektiven Vergleichsstudie mit der Prothese PFC-Sigma, Fa. Depuy ^{[30]. [31]}. Ziel der Studie war die Evaluation der Achsverhältnisse nach konventioneller gegenüber navigierter Implantation. Jeweils 80 Patienten wurden zu einer Gruppe zusammengefasst, eine Präselektion der Patienten fand nicht statt. Der Altersdurchschnitt betrug 68,7 Jahre in der navigierten und 70,9 Jahre in der konventionellen Gruppe. Das OP-Team war in jeder der beiden Gruppen das gleiche. Die Implantationen erfolgten zwischen August 2002 und Februar 2003.

In der konventionellen Gruppe wurde die Ausrichtung tibial extramedullär und femoral intramedullär festgelegt. Die femorale Resektion erfolgte anhand von präoperativen Planungsaufnahmen und nicht im vorbestimmten Valguswinkel. Daher wurde bei den Ergebnissen kein femoraler Winkel angegeben, sondern die in der Frontalebene aufgetretene Abweichung von der neutralen Achse.

Die navigierte Gruppe wurde mit Hilfe des „VectorVision CT-free Knee“ der Firma BrainLAB, München, Deutschland implantiert.

Tabelle 24: PFC Sigma navigiert - konventionell

	navigiert	konventionell
femorale Abweichung	1,5°	2,1°
tibiale Abweichung	1,2°	1,5°
posterior slope	2,5°	4,5°
mechanische Achse korrekt	96%	78%

Als optimales Ergebnis wurde hier eine postoperative Abweichung von der mechanischen Achse von ± 3 Grad angegeben. Maximale Abweichungen waren in der navigierten Gruppe 5° und in der konventionellen Gruppe 8°. Insgesamt wiesen drei Prothesen in der navigierten Gruppe eine Abweichung von mehr als drei Grad auf, in der konventionellen Gruppe waren es 18 Fälle.

Die Autoren nennen weitere Studien, die sich mit dem Alignment nach navigationsunterstützter und konventioneller Knieendoprothetik befassen; ein Teil dieser Studien findet sich in einem Artikel der Autoren im Deutschen Ärzteblatt ^[31]. Angegeben ist der prozentuale Anteil der Prothesen, die \leq drei Grad Achsabweichung aufweisen:

Tabelle 25: Studien zum Alignment

Autor	Anzahl Fälle	$\leq 3^\circ$ Abweichung	konv./navigiert
Petersen ^[32]	k.A.	74%	konventionell
Mahaluxmivala ^[33]	673	75%	konventionell
Jenny ^[34]	50	94%	navigiert
	50	78%	konventionell
Jenny ^[35]	Insg. 555	88%	navigiert
	Insg. 555	72%	konventionell
Mielke ^[36]	30	80%	navigiert
	30	67%	konventionell
Sparmann ^[37]	120	100%	navigiert
	120	89%	konventionell

Hart ^[38]	60	93%	navigiert
	60	93%	konventionell
Chauhan ^[39]	35	86%	navigiert
	35	71%	konventionell

9. Wertung der Ergebnisse

9.1 Bewertung der BPKS-Prothese im Vergleich zu anderen Prothesen

In vorliegender Studie wurden bei einem Nachbeobachtungszeitraum von 0,7 bis 3,5 Jahren (Durchschnitt 22,8 Monate) bei einem Kollektiv von 88 Patienten durchschnittlich in 85% der Fälle gute bis sehr gute Ergebnisse erreicht (HSS-Score von über 70 Punkten). Durchschnittswerte waren: Knee-Score 84,56 Punkte, Function-Score 83,64 Punkte, HSS-Score 80,93 Punkte.

Zwei Patienten (2,7%) mussten sich einem Revisionseingriff unterziehen, hierbei handelte es sich einmal um eine Gelenklavage bei Infektion und einmal um eine Patellarsehnenrefixation nach postoperativem Abriß der Sehne. Eine Prothese musste explantiert und gewechselt werden aufgrund eines Sturzes des Patienten mit anschließender Instabilität des Kunstgelenkes. Das Australische Knieedoprothesenregister gibt die Revisionsrate im Jahresreport 2008 für primäre Implantationen mit 0,8% an. Es handelt sich um Daten der Jahre 1999 bis 2007 ^[40]. Hierbei werden jedoch als Revisionen nur Eingriffe definiert, welche eine Prothesenkomponente hinzufügen, wechseln oder austauschen. Reine Weichteileingriffe werden nicht als Revisionen aufgefasst, so dass nach dieser Definition im untersuchten Kollektiv ein Revisionseingriff notwendig war. Damit bewegt sich die Revisionsrate auf etwa gleichem Niveau.

In Bezug auf Lockerungen müssen noch zu erbringende mittel- bis langfristige Ergebnisse abgewartet werden, um einen Vergleich ziehen zu können.

Im Vergleich zu anderen Prothesenmodellen fällt auf, dass weniger gute bis sehr gute Ergebnisse erreicht werden konnten. Allerdings sind die vorliegenden Ergebnisse nicht objektiv miteinander vergleichbar. So liegen für einige der aufgeführten Untersuchungen (siehe Seiten 70, 71) nur die Ergebnisse in der Unterscheidung gut bis exzellent gegenüber schlecht vor sowie Nachuntersuchungszeiträume und Patientenzahlen, ohne das Ergebnis weiter zu präzisieren. Es fehlen vor allem Daten darüber, ob eine Präselektion der Patienten durchgeführt wurde und Angaben zu den erreichten Punktzahlen und den verwendeten Scores.

Nimmt man die Metaanalyse von Heisel und Jerosch ^[1] als Vergleichsmaßstab, so schneidet die BPKs-Prothese vom prozentualen Anteil der guten bis sehr guten Ergebnisse schlechter ab als die in der Analyse zusammengefassten Prothesensysteme.

Vergleicht man jedoch die erzielten Ergebnisse mit den Ergebnissen der „Vergleichsstudie LCS, PFC, NK“ ^[28], so wurden bessere Ergebnisse erzielt, ohne dass die Patienten selektioniert wurden. Jedoch war der Nachuntersuchungszeitraum beider Studien unterschiedlich (12 gegenüber 22,8 Monate).

Im Vergleich mit den Ergebnissen von Mayer ^[29] ergeben sich ähnliche Punktwerte bei den Scores gegenüber der Natural-Knee Prothese und geringgradig bessere Werte im Vergleich mit der Genesis I Prothese. Bei dieser Studie war der Nachbeobachtungszeitraum etwas länger.

Beide Studien liegen als Dissertationsarbeiten nach Veröffentlichung im Internet vor.

9.2 Bewertung des Alignments

Die Prothesen, welche mit maximal ein Grad Abweichung von der optimalen Position eingebaut wurden, schnitten in den Scores geringfügig besser ab als jene mit mehr Abweichung. Statistische Signifikanz bestand jedoch nur bei Betrachtung des HSS- und des Knee-Scores bezogen auf die femoralen Winkel.

Insgesamt konnte der erwünschte tibiale Winkel von 90° bei 30 von 88 Prothesen (34,1%) erreicht wurde. Erweitert man diesen Bereich um ein Grad Abweichung je Seite, fallen 73,9% der Prothesen (65 Prothesen) in diesen Bereich. Auffällig war die Differenz bei der Patientenzufriedenheit: während bei einem Winkel zwischen 89° und 91° 6,15% der Patienten mit ihrer Prothese unzufrieden waren, so erhöhte sich diese Quote auf 30,43% bei einer Abweichung von mehr als 1° vom optimalen Einbauwinkel.

Ähnliches gilt für den femoralen Winkel. Dieser sollte bei 74° liegen. Tatsächlich wurde dieser Wert von 24 Prothesen (27,3%) erreicht. Mit einem Grad Abweichung erhöht sich die Anzahl auf 66 Prothesen (75%). Bei der Frage nach der Zufriedenheit antworteten 7,58% (5 Patienten) der Patienten mit einem Einbauwinkel von 83°-85° mit „nicht zufrieden“, in der Gruppe der Patienten mit einem Einbauwinkel von >85° oder <83° wurden sechs Prothesen (27,27%) als unbefriedigend eingestuft.

Die geforderte Achsgenauigkeit liegt bei ± 3 Grad Abweichung. Dieser Wert wurde bei 92% der implantierten Prothesen erreicht.

Der posterior slope hat in vorliegender Studie weder signifikanten Einfluß auf die Zufriedenheit der Patienten noch auf die Ergebnisse der Scores oder die Flexionsfähigkeit. Bei Einbau der Prothesen mit ansteigendem dorsalem Winkel (anterior slope) steigt dann die Quote der unzufriedenen Patienten auf 20% (zwei von zehn Prothesen). Auch sinken die erreichten Werte der drei Scores, ohne dass die Unterschiede statistisch signifikant sind. Der verminderte slope könnte durch die Tatsache erklärt werden, dass zur Ausmessung eine Achse in die Mitte der Tibia gelegt wurde, die extramedulläre Ziellehre sich jedoch an der Tibiavorderkante orientiert. Da die Tibia proximal deutlich breiter ist als weiter distal, würde hieraus eine Verminderung des slopes resultieren.

Eine Patellasubluxation oder eine Patellaluxation trat bei keinem der Patienten auf. Ein patellar tilt von $22,6^\circ$ in der Gruppe mit mehr als 70 Punkten beim HSS-Score im Vergleich zu durchschnittlich $20,69^\circ$ in der Gruppe mit weniger als 70 Punkten ist zwar statistisch signifikant, eine ausgeprägte retropatellare Schmerzsymptomatik fand sich jedoch bei keinem der Patienten.

Vergleicht man nun die Ergebnisse des Alignments dieser Studie mit den Ergebnissen der "Vergleichsstudie Naural Knee - Genesis I" ^[29], so zeigen sich ähnliche Werte. Abweichungen sind vor allem beim slope zu finden. Dies liegt an der Art des Prothesendesigns. Bei den Prothesen BPK-s integration und Genesis I ist der von der Herstellerfirma vorgegebene Optimalwert des posterior slope 3° , bei anderen Prothesen ist ein anderer Zielwert vorgegeben.

Tabelle 26: Vergleich mit konventioneller Implantation

	BPK-s	Natural-Knee	Genesis I
tibiofemoraler Winkel	$174,03^\circ$	$175,5^\circ$	$173,9^\circ$
femoraler Winkel	$84,39^\circ$	$85,1^\circ$	$83,5^\circ$
tibialer Winkel	$90,38^\circ$	$90,2^\circ$	$91,2^\circ$
posterior slope	$1,38^\circ$	$5,9^\circ$	$2,5^\circ$
patella-tilt	$22,56^\circ$	$15,5^\circ$	$8,4^\circ$

Die Resektionen der mit "5-in-1-Schnittblock" geführten Schnitte scheinen also ähnlich präzise wie die herkömmlich durchgeführten Resektionen.

10. Zusammenfassung und Ausblick

Das Knieprothesenmodell BPK-s der Firma Peter Brehm, Weisendorf wird seit 2003 an der Abteilung für Unfallchirurgie der Chirurgischen Universitätsklinik Erlangen-Nürnberg implantiert. Größere Daten zu diesem Prothesenmodell liegen derzeit nicht vor.

In der vorliegenden Studie wurden im Jahr 2006 88 Knieprothesen bei 76 Patienten klinisch und radiologisch nachuntersucht. Die mittlere Nachbeobachtungszeit betrug 22,8 Monate.

Bezüglich des Alignments wurden folgende Winkel bestimmt: Tibiofemoraler Winkel im Stand und ohne Belastung, femoraler und tibialer Winkel, slope und Patella tilt.

Die Ergebnisse sind bei tibiofemorale (174° unter Belastung, 175° ohne Belastung), tibialen (90,4°), femoralen (84,4°) sowie patella-tilt (22,6°) Winkeln beinahe optimal, nur der tibiale Neigungswinkel (posterior slope) fiel um durchschnittlich 1,6 Grad geringer als erwünscht aus. Der Grund hierfür kann in der extramedullären tibialen Ausrichtung liegen. Diese Methode der Ausrichtung orientiert sich an der anterioren Tibiacorticalis, während die Messachse in die Mitte der Tibia gelegt wurde. Aufgrund der Kolbenform der Tibia mit dem breiteren proximalen Pol resultiert ein Verlust beim slope. Zu Instabilitäten oder Extensionsdefiziten führte der verringerte slope im nachuntersuchten Patientenkollektiv jedoch nicht. Ebenso hatte der slope keinen Einfluß auf die Zufriedenheit der Patienten.

Betreffend des Alignments schneidet die BPK-s integration Knieendoprothese besser ab als die herkömmlichen konventionell implantierten Prothesen. Je nach Studie und Ergebnis ist die erreichte Beinachse mit derjenigen nach navigierter Knieendoprothetik vergleichbar oder nur geringfügig schlechter.

Aseptische Prothesenlockerungen konnten zum Nachuntersuchungszeitraum nicht nachgewiesen werden. Allerdings existierten nicht bei allen Patienten vergleichbare postoperative Aufnahmen des Kniegelenkes, so dass eine eventuelle Migration der Komponenten nicht sicher ausgeschlossen werden kann. Die ermittelten Werte sind das Ergebnis nach einer Standzeit von knapp zwei Jahren.

Eine Prothese musste nach Sturz des betreffenden Patienten und daraus resultierender Instabilität gewechselt werden.

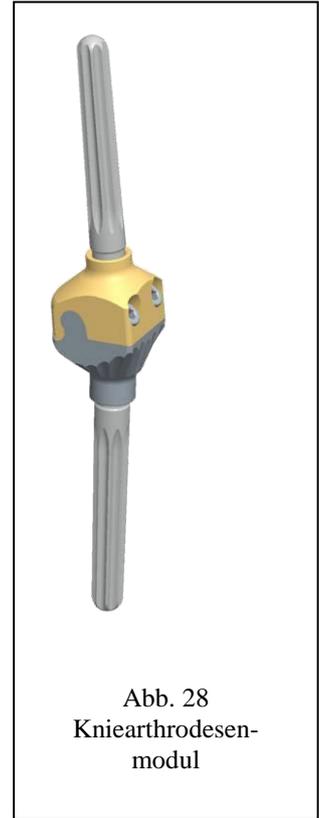
Bei der Frage nach der Zufriedenheit der Patienten wurden elf Prothesen (12,5%) als nicht zufriedenstellend eingestuft. Trotzdem würden sich zehn dieser Patienten wieder für eine endoprothetische Versorgung entscheiden. Gründe für die Unzufriedenheit waren Schmerzen, vor allem beim Treppensteigen.

Bei der Auswertung der verwendeten Scores wurden folgende Durchschnittswerte erreicht: HSS-Score 80,9 Punkte, Function Score 83,6 Punkte, Knee Score 84,6 Punkte. Verglichen mit in der Literatur veröffentlichten Werten schneidet das BPK-s System geringfügig schlechter ab als die meisten anderen Modelle. Da die Modalitäten der anderen Studien oftmals nicht bekannt waren, kann kein valider Vergleich gezogen werden.

Mit der Erweiterung der Produktfamilie um eine achsgeführte Prothese, welche für dieses Jahr angekündigt ist, bietet das System BPK-s Integration nun eine modulare Knieendoprothese, auf deren Grundlage auch Revisionen und Wechsel hin zu stärker gekoppelten Modellen möglich sind. Bis hin zum Arthrodesemodul wird jetzt ein durchgängiges System angeboten.

Zu langfristigen Ergebnissen fehlen verlässliche Daten, da das Modell BPK-S Integration erst seit 2003 implantiert wird. Hier sind weitere Nachuntersuchungen notwendig.

Die Erweiterungen zur BPK-s integration sind eine teilgekoppelte, achsgeführte Prothese, eine „rotating hinge“, also gekoppelte Prothese mit Verankerung durch intramedulläre Schäfte femoral und tibial sowie ein Kniearthrodesenmodul.



11. Literaturverzeichnis

- [1] Jerosch, J, Heisel, J: Knieendoprothetik, Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, 1999
- [2] Gunston, FH: Polycentric knee arthroplasty. J Bone Joint Surg 53 B 272-275 1971
- [3] Goodfellow, JW, O'Connor, J: The mechanics of the knee and prosthesis design. J Bone Joint Surg 60 B 358-369 1978
- [4] Insall, JN, Ranawat, CS, Scott, WN, Walker, P: Condylar knee replacement: preliminary report. Clin. Orthop. 120 (1976) 149-154
- [5] Kaufer, H: Patellar biomechanics. Clin Orthop 144 51-54 1979
- [6] Hungerford, DS, Krackow, KA, Lennox, DW: (1987), Heutige Kenntnisse und Zukunftsperspektiven der zementlosen Endoprothetik, Orthopäde 16: 220-224
- [7] Kapandij I A: Funktionelle Anatomie der Gelenke – untere Extremität (Band 2), Ferdinand Enke Verlag, Stuttgart, 1985
- [8] Wagner, M, Schabus, R: Funktionelle Anatomie des Kniegelenkes, Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York 1982
- [9] Debrunner, HU, Hepp WR: Orthopädisches Diagnostikum: 1994: 177ff; Thieme Verlag, Stuttgart, New York
- [10] Baumgartl, F, Thiemel, G: Untersuchung des Kniegelenkes: 1993: Thieme, Stuttgart
- [11] Krackow, KA: The technique of of total knee arthroplasty, St. Louis, Baltimore, 1990
- [12] Yoshioka, Y, Siu, D, Cooke, TDV: The anatomy and functional axes of the femur, J. Bone Joint surgery, 69A (1987), 873-879
- [13] Krackow, KA: Approaches to planning lower extremity alignment for total knee arthroplasty and osteotomy about the knee, Adv. Orthop. Surgery 7 (1983) 96
- [14] Robertsson O, Lewold S, Knutson K, Lidgren L: The Swedish knee arthroplasty project. Acta Orthop Scand 2000; 71: 7-14
- [15] Wright TM, Polyethylene failure, in: Insall, J.N., Scott W.N., Scuderi G.R.eds: Current concepts in primary and revision total knee arthroplasty, Philadelphia, Lippincott-Raven,(1996), 123-130
- [16] Pope MH, Fleming BC: Knee Biomechanics and Materials. In: Laskin, RS: Total knee replacement, London, Berlin, New York, 1991

- [17] Produktbeschreibung BPK-S INTEGRATION, Fa. Peter Brehm, Weisendorf, Fassung 2007
- [18] Moreland, JR, Basselt LW, Henker, GJ: Radiographic analysis of the axial alignment of the lower extremity; J. Bone Joint Surg., 69A, (1987), 745-749
- [19] Lotke, PA, Ecker, ML: Influence of positioning of the prosthesis in total knee replacement, J. Bone Joint Surg. 59 A (1977) 77-81
- [20] www.kneesociety.org, zuletzt eingesehen am 29.07.2009
- [21] Lochner W, Orthopädische Chirurgie: Navigiertes Operieren, Chirurg Allg Zeitung, 7. Jahrgang, 3. Heft, März 2006, 119-122
- [22] Laurin CA, Levesque HP, Labelle H., Peides JP; The abnormal patellofemoral angle. A diagnostic roentgenographic sign of recurrent patellar subluxation; J Bone Joint Surgery Am (1978); 60: 55-61
- [23] Park W: 1987: Orthopaedic Radiology; Chapter 6, Bone and joint measurement; Blackwell scientific publications
- [24] BPK-S Integration: rotation versus fixed platform. EndoLab Mechanical Engineering GmbH 2003
- [25] Walker SA, Hoff W, Komistek R, Dennis D: "in vivo" pose estimation of artificial knee implants using computer vision, Biomed Sci Instrum 1996; 32: 143-150
- [26] Kulkarni SK, Freeman MA, Poal-Manresa JC, Asencio JJ, Rodriguez JJ: The patello-femoral joint in total knee arthroplasty: is the design of the trochlea the critical factor? Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2001; 9 Suppl 1:8-12
- [27] Wevers HW, Simurda M, Griffin M, Tarrel J: Improved fit by asymmetric tibial prosthesis for total knee arthroplasty: Med Eng Phys 1994; 16:297-300
- [28] Grodzki T, Haak H, Behrendt R, Merk H, Krauspe R: Prospektiv randomisierte Vergleichsstudie frühfunktioneller Ergebnisse dreier Kniegelenksendoprothesensysteme bei Gonarthrose als Oberflächenersatz, Dissertation, Düsseldorf 2002
- [29] Mayer WRJ, Vergleich mittelfristiger klinischer und radiologischer Ergebnisse nach bicondylärem Kniegelenkersatz mit den Oberflächenprothesen Natural-knee und Genesis I, Dissertation, München 2003
- [30] Bähis H, Perlick L, Tingart M, Lüring C, Zurakowski D, Grifka J: A comparison of computer-assisted surgery with the conventional technique, J Bone Joint Surg [Br] 2004; 86-B: 682-7
- [31] Lüring C, Bähis H, Tingart M, Perlick L, Grifka J: Die navigationsgestützte Knieendoprothetik: Deutsches Ärzteblatt 2005: 102: A 2320-2325 [Heft 34-35]

- [32] Petersen TL, Engh GA: Radiographic assessment of knee alignment after total knee arthroplasty; *J Arthroplasty* 1988; 3: 67-72
- [33] Mahaluxmivala J, Bankes MJ, Nicolai P, Aldam CJH, Allen PW: The effect of surgeon experience on component positioning in 673 press fit condylar posterior cruciate-sacrificing total knee arthroplasties; *J Arthroplasty* 2001; 16: 635-40
- [34] Jenny JY, Boeri C: Navigated implantation of total knee endoprotheses: a comparative study with conventional instrumentation; *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 2001; 139: 117-19
- [35] Jenny JY, Mielke RK, Kohler S, Kiefer H, et al: Total knee prosthesis implantation with a non image based navigation system: a multicentric analysis [abstract]; *Procs 70th Annual Meeting AAOS, American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 2003:96
- [36] Mielke RK, Clemens U, Jens JH, Kershally S: Navigation in der Knieendoprothetik-vorläufige klinische Erfahrungen und prospektiv vergleichende Studie gegenüber konventioneller Implantationstechnik: *Z Orthop* 2001; 139: 109-116
- [37] Sparmann M, Wolke B, Czupalla H, Banzer D, Zinke A: Positioning of total knee arthroplasty with and without navigation support. A prospective randomized study: *J Bone Joint Surg Br*: 2003; 85: 830-835
- [38] Hart R, Janecek M, Bucek P: Total knee arthroplasty implanted with and without kinematic navigation: *Int Orthop* 2003; 27: 366-369
- [39] Chauhan SK, Scott RG, Breidahl W, Beaver RJ: Computer-assisted knee arthroplasty versus conventional jig-based technique. A randomized, prospective trial: *J Bone Joint Surg Br*: 2004; 86: 372-377
- [40] <http://www.dmac.adelaide.edu.au>, zuletzt eingesehen 29.07.2009

12. Abkürzungsverzeichnis

A.	arteria
ant.	anterior
BPK-s	Brehm Perfection Knee system
CoCrMo	Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierung
FS	Function score
HSS	Hospital of Special Surgery score
KS	Knee score
KSS	Knee Society score
lat.	lateral
Lig.	ligamentum
M.	musculus
med.	medius, medial
N.	nervus
post.	posterior
R.	ramus
ROM	range of motion
sup.	superior, superius
UHMWPE	ultrahochmolekulares Polyethylen
V.	vena

13. Abbildungsverzeichnis

- Abb. 01: Aufsicht auf die Tibia mit den wichtigsten Bändern und Menisken
- Abb. 02: Kniegelenk von ventral, Patella umgeklappt
- Abb. 03: Gelenklinie und epikondyläre Achse, Femur
- Abb. 04: Röntgenbild Kniegelenk in anterior-posteriorem Strahlengang
- Abb. 05: Abbildung 05 mit Winkelausmessung
- Abb. 06: Röntgenbild Femur seitlich, Notching in Verbindung mit fraglichem Lysesaum
- Abb. 07: Röntgenbild Femur seitlich, leichter Flexionsfehler des Implantates
- Abb. 08: Röntgenbild Kniegelenk seitlich
- Abb. 09: Abbildung 09 mit Winkelausmessung posterior slope
- Abb. 10: Röntgenbild Ganzbeinstandaufnahme bei beidseitiger Versorgung
- Abb. 11: Abbildung 11 mit Winkelausmessung
- Abb. 12: Röntgenbild Patella tangential mit Winkelausmessung
- Abb. 13: Ausschnitt aus dem Meßblatt der Kneesociety
- Abb. 14: rotierendes Inlay
- Abb. 15: fixes Inlay
- Abb. 16: One-radius-design der femoralen Komponente
- Abb. 17: lift-off der femoralen Komponente
- Abb. 18: patellofemorale Gleitrinne
- Abb. 19: Radiusverringern im Bereich der hinteren Kondylen
- Abb. 20: asymmetrisches Tibiadesign
- Abb. 21: Beugespaltmessung vor der femoralen Resektion
- Abb. 22: anteriores Schnittblocksystem
- Abb. 23: 5-in-1 Sägelehre
- Abb. 24: Schnitte der 5-in-1 Sägelehre
- Abb. 25: Zielbügel der 5-in-1 Sägelehre
- Abb. 26: semi-constraint Knieendoprothese, Fa. Brehm
- Abb. 27: Rotating hinge Knieendoprothese, Fa. Brehm
- Abb. 28: Kniearthrodesenmodul, Fa. Brehm

14. Abbildungsquellennachweis

Abb. 01, 02:

<http://www.anatom.unituebingen.de/docs/BewAppSS2004/VL13Kniegelenk.pdf>

zuletzt besucht am 12.11.2007

Abb. 03: Jerosch, J, Heisel, J: Knieendoprothetik, Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, 1999, 14

Abb. 04-12: Aufnahmen, im Rahmen der Nachuntersuchung angefertigt

Abb. 13: www.kneesociety.org, zuletzt eingesehen am 29.07.2009

Abb. 14-28: Fa. Peter Brehm, Weisendorf

15. Diagrammverzeichnis

Diagr. 01: Kneescore

Diagr. 02: Function-Score

Diagr. 03: HSS-Score

Diagr. 04: HSS1- Score

Diagr. 05: Patientenalter

Diagr. 06: Zeitspanne zwischen Implantation und Nachuntersuchung

Diagr. 07: Verweildauer postoperativ

Diagr. 08: Patientenzufriedenheit

Diagr. 09: postoperative Komplikationen

Diagr. 10: Ergebnisse Kneescore

Diagr. 11: Ergebnisse Function-Score

Diagr. 12: Ergebnisse HSS-Score

Diagr. 13: Flexionsfähigkeit

Diagr. 14: Alignment im Stand (tibiofemoraler Winkel)

Diagr. 15: Alignment ohne Belastung (tibiofemoraler Winkel)

Diagr. 16: femoraler Winkel

Diagr. 17: tibialer Winkel

Diagr. 18: slope/tibiale Plateauneigung

Diagr. 19: patella-tilt

15. Danksagung

Mein herzlicher Dank gilt allen, die bei der Entstehung der vorliegenden Arbeit mitgewirkt haben:

Hr. Prof. Dr. med. F:F: Hennig, für die Überlassung des Themas

Hr. OA Dr. med. Gusinde, für die Vermittlung der Arbeit und für die Betreuung am Schluss

Hr. OA Dr. med. Blanke, für die Betreuung am Anfang

meiner Frau Steffi, für die dauernde Aufmunterung und den Antrieb, wo nötig
meinen Eltern, die mir das Studium ermöglicht haben

16. Lebenslauf



Persönliche Daten:

Name: Johannes Baumgartner
 Adresse: Zur Fuchsenmühle 2
 96231 Bad Staffelstein

Geburtsdatum: 24.06.1979
 Geburtsort: Erlangen
 Nationalität: deutsch
 Eltern: Johann Baumgartner, Pastoralreferent
 Dorothea Christine Baumgartner, Dipl. Pädagogin

Geschwister: Christine Deiser
 Michael Baumgartner-Lindsiepe
 Teresa Baumgartner
 Franziska Baumgartner

Familienstand: verheiratet
 Ehefrau: Stephanie Baumgartner, Gymnasiallehrerin
 Konfession: römisch-katholisch

Schulbildung:

1985-1989 Grundschule Möhrendorf
 1989-1998 Albert - Schweitzer - Gymnasium Erlangen, Abitur 1998

Zivildienst:

01.09.1998-30.09.1999 Chirurgische Universitätsklinik Erlangen

Studium:

Studium der Humanmedizin an der Friedrich – Alexander - Universität Erlangen -
 Nürnberg

2000-2002 Vorklinischer Studienabschnitt
 Ärztliche Vorprüfung (März 2002)

