

Aus der Chirurgischen Klinik und Poliklinik
der Universität Würzburg
Chirurgische Klinik I
Direktor: Prof. Dr. med. Arnulf Thiede

**Veränderung der Beinachse beim Einbau einer
CPR-Kniegelenksendoprothese
mit alleiniger Ausrichtung nach der Bandspannung**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde der Medizinischen Fakultät
der
Bayerischen – Julius – Maximilians – Universität zu Würzburg
vorgelegt von
Stefan König
aus Winterhausen

Würzburg, Januar 2005

Referent: Priv. – Doz. Dr. med. Elmar Kunz

Koreferent: Prof. Dr. med. Arnulf Thiede

Dekan: Prof. Dr. med. Georg Ertl

Tag der mündlichen Prüfung:

14.06.2005

Der Promovend ist Arzt

Meiner Gattin
Mirjam
und unseren Kindern
Dominik, Julian und Jannick
gewidmet

Inhaltsverzeichnis

<u>1</u>	<u>EINLEITUNG</u>	<u>1</u>
1.1	Bau und Funktion des Kniegelenkes	1
1.2	Winkel- und Achsenverhältnisse	4
1.3	Gonarthrose	6
1.3.1	Definition	6
1.3.2	Ätiologie und Pathogenese	7
1.4	Historische Entwicklung der Kniegelenksendoprothetik	8
1.5	Bedeutung des Kollateralbandapparates	10
1.6	Die CPR-Kniegelenksendoprothese	11
1.6.1	Funktionsprinzipien und Philosophie der CPR-Prothese	14
1.6.2	Operatives Vorgehen	15
1.7	Studienziel	20
<u>2</u>	<u>PATIENTEN UND METHODIK:</u>	<u>21</u>
2.1	Auswahl der Patienten	21
2.2	Ermittlung der Winkel und Längenmaße	21
2.3	Der Plateau-Quotient	26
2.4	Statistische Berechnungen	27
<u>3</u>	<u>ERGEBNISSE</u>	<u>28</u>
3.1	Achsenverhältnisse	28
3.2	Traglinie und Plateau-Quotient	30
<u>4</u>	<u>DISKUSSION</u>	<u>35</u>
4.1	Bedeutung des Alignment und der Bandspannung	35
4.2	Ergebnisse in der Literatur	37
4.3	Zusammenfassung	41

<u>5</u>	<u>LITERATURVERZEICHNIS</u>	<u>42</u>
<u>6</u>	<u>ABBILDUNGSVERZEICHNIS</u>	<u>48</u>
<u>7</u>	<u>DIAGRAMMVERZEICHNIS</u>	<u>49</u>

1 Einleitung

1.1 Bau und Funktion des Kniegelenkes

Das Knie ist die gelenkige Verbindung zwischen Ober- und Unterschenkel. Der knöcherne Anteil besteht aus den kufenartigen Kondylen des Oberschenkels,

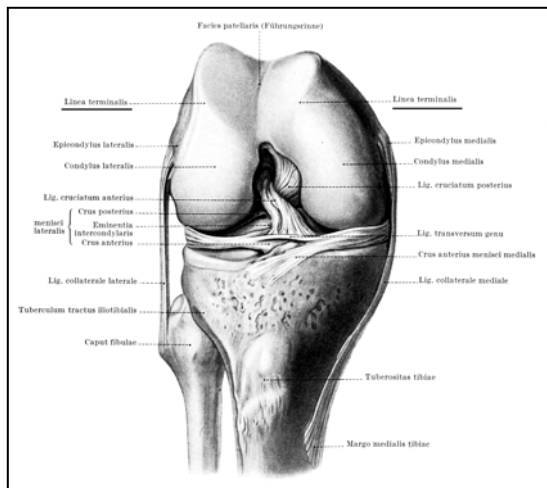


Abbildung 1: Ansicht des gebeugten Kniegelenkes von ventral; aus Lang-Wachsmuth „Praktische Anatomie“ Band 4 S.247 Springer Verlag 1972

die jeweils mit einer Vertiefung im Tibiaplateau in Kontakt stehen. Im Bereich des Oberschenkels fungiert noch die in die Quadricepssehne eingelassene Patella als Sesambein und artikuliert mit einer Rinne im distalen Oberschenkel – dem Patellagleitlager. So lässt sich das Femoropatellargelenk vom Femorotibialgelenk unterscheiden. Die Grenze bildet hierbei die in nebenstehender Abbildung genannte Linea terminalis.

Strenggenommen ließe sich letzteres noch in ein mediales und ein laterales Gelenk unterteilen. In bezug auf die knöchernen Strukturen weisen die femorotibialen Kompartimente eine deutliche Inkongruenz auf, die durch halbmondförmige, im Querschnitt keilförmigen Faserknorpelscheiben – den sogenannten Menisci – ausgeglichen werden.

Weiterhin hält ein komplexer Bandapparat das Kniegelenk zusammen. Vom jeweiligen Epikondylus femoris entspringt ein mediales bzw. laterales Kollateralband und inseriert an der Tibia bzw. am Fibulaköpfchen. Das mediale Kollateralband ist mit dem medialen Meniscus fest verwachsen.

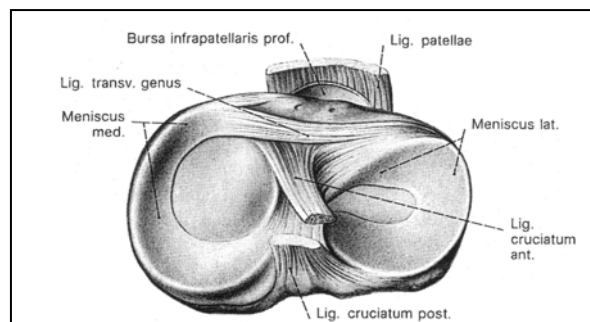


Abbildung 2: Aufsicht auf das Tibiaplateau aus Sobotta Lernkarten der Anatomie, Urban & Schwarzenberg

Im Zentrum des Kniegelenkes ziehen die beiden Kreuzbänder von der Innenfläche des jeweiligen Femurkondylus zur entsprechenden Eminentia interkondylaris des Tibiaplateaus. Das Zusammenspiel dieser vier Bandstrukturen bestimmt im wesentlichen die Beweglichkeit im Kniegelenk. (Lang, Wachsmuth 1972) Die Hauptbewegungsrichtung im Kniegelenk ist sicherlich die Beugung und Streckung. Diese Bewegung ist beim Gesunden von etwa 5°-10° Überstreckung bis etwa 160° Beugung möglich. Diese Bewegung ist eine Kombination aus einer rollenden und einer gleitenden Komponente (Müller 1982 S. 7ff.).

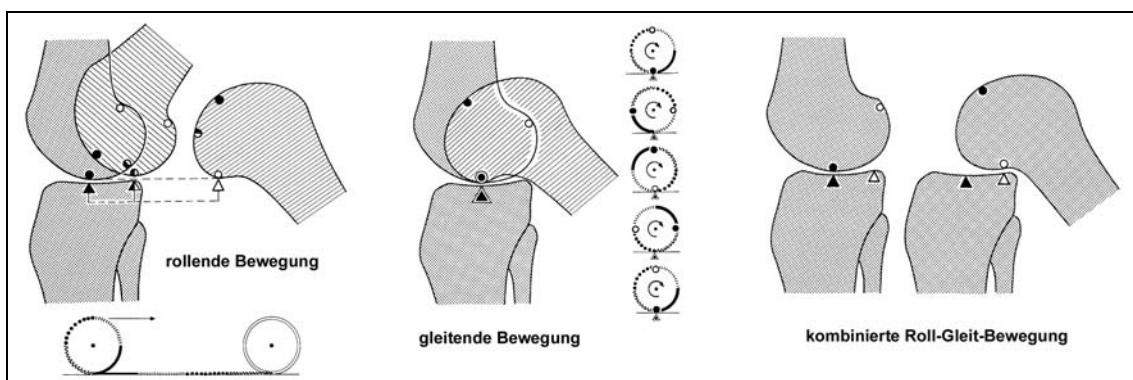


Abbildung 3: Das Roll-Gleit-Prinzip; Abb. modifiziert nach W. Müller „Das Knie“ Springer Verlag 1982

Zu beachten ist hierbei, dass der Radius der Femurkondylen dorsalwärts abnimmt (Lang, Wachsmuth 1972; Müller 1982). Dies bedeutet, dass die Kniebeugung nicht um eine gleichbleibende Bewegungsachse stattfindet, sondern sich diese Achse bei zunehmender Beugung dem Tibiaplateau annähert, so dass sich die Bandführung des Kniegelenkes bei zunehmender Beugung immer weiter lockert. So wird in Beugung eine weitere Bewegungsrichtung des Kniegelenkes ermöglicht, nämlich die Rotation des Unterschenkels gegen den Oberschenkel. In 90° Beugung kann eine Innenrotation von etwa 10° und eine Außenrotation von etwa 40° erreicht werden. Bewegungen in der Frontalebene im Sinne einer Abduktion / Adduktion kommen beim Gesunden nicht vor und sind daher immer als Ausdruck entweder einer Bandläsion oder einer relativen Bandinsuffizienz bei Destruktion des Knorpels bzw. Knochens zu werten.

Beim Menschen, der als zweibeiniges Lebewesen einen aufrechten Gang besitzt, ist die untere Extremität einschließlich des Kniegelenkes an diese Gangart angepasst. So ist in der Standphase des Beines das Kniegelenk in Streckstellung hauptsächlich durch seinen Bandapparat fixiert, so dass das Stehen ohne wesentliche Muskelarbeit möglich ist. Beim Übergang aus der Beugung in die Streckung spannen sich die Kollateralbänder zusehends an und pressen die Gelenkpartner fest aufeinander. Gegen Ende der Streckung findet eine automatische, d.h. willkürlich nicht beeinflussbare Außenrotation um ca. 13-15° - die sogenannte Schlussrotation – statt. In dieser Stellung sind dann beide Kollateralbänder völlig gestrafft und lassen keine weitere Dehnung mehr zu. Zusätzlich spannt sich in Streckung auch der jeweils mediale Teilzug der beiden Kreuzbänder, so dass in Streckstellung das Kniegelenk quasi verriegelt ist. Beim Übergang aus der Streckung in die Beugung kommt es nun zunächst zu einer Roll-Gleitbewegung des Femurs auf der Tibia. Während der ersten 15-20° Flexion überwiegt die rollende Bewegung. In dieser Zeit findet auch die automatische Innenrotation statt. Anschließend überwiegt die Gleitbewegung des Femurs auf der Tibia. Durch die Kniebeugung lockern sich wie o. a. beide Kollateralbänder sowie die Kreuzbänder etwas, so dass eine willkürliche Rotation möglich wird (Lang, Wachsmuth 1972, S. 237ff).

Begrenzt wird das Kniegelenk von einer bindegewebigen Kapsel, deren Innenwand von Schleimhaut ausgekleidet ist. Diese Membrana Synovialis bildet die als „Gelenkschmiere“ bezeichnete Synovialflüssigkeit, die neben ihrer Eigenschaft als Gleitmittel auch für die Ernährung des hyalinen Gelenkknorpels notwendig ist. Der gesunde hyaline Knorpel ist mit erheblichen Mengen Synovialflüssigkeit durchtränkt, die sich bei Belastung durch Druck aus dem belasteten Knorpelareal heraus zwischen die Kontaktflächen des Knorpels ergießt und so für eine ausreichende „Schmierung“ der Gleitpartner sorgt. Bei nachlassendem Druck wird wiederum frische Synovialflüssigkeit in den Knorpel aufgesogen. Dieses stetige Wechselspiel von Be- und Entlastung einzelner Knorpelabschnitte sorgt für einen beständigen Austausch der Synovialflüssigkeit.

1.2 Winkel- und Achsenverhältnisse

Im natürlichen Kniegelenk verändert sich die Beinachse des Individuums im Laufe des Wachstums. Ein Neugeborenes hat typischerweise eine deutlich

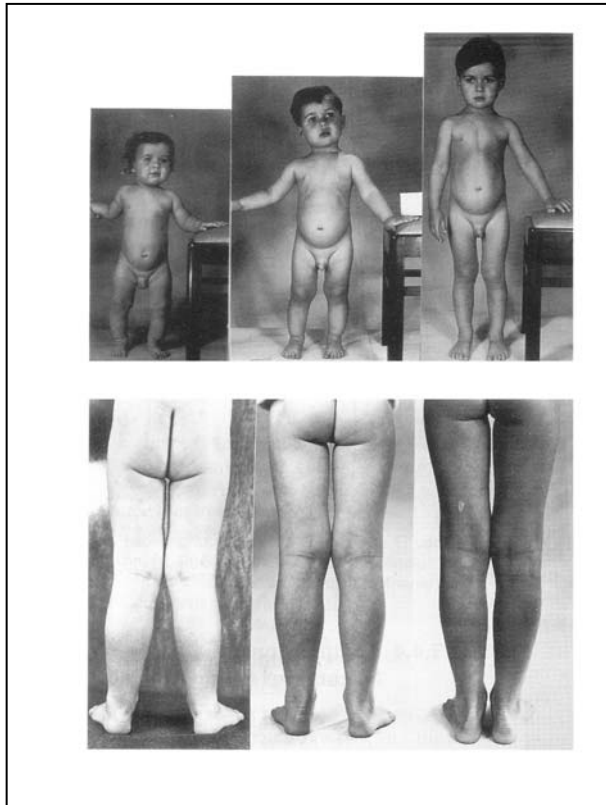


Abbildung 4: Physiologische Entwicklung der Beinachsen; aus A. Reichelt: „Orthopädie“, Enke Verlag, Stuttgart 1993, S. 350

ausgeprägte Varusstellung der Beine. Im Laufe des Kleinkindesalters nähert sich die Beinachse der Geraden, um im Vorschulalter in eine Valgusstellung abzuweichen (Reichelt 1993 S.350). Erst im Laufe der Pubertät stellt sich allmählich die für das Individuum typische Beinachse ein. Durch diese Veränderungen wird im Laufe der Entwicklung das Kniegelenk eines jeden Menschen aus seinen knöchernen und bindegewebigen Anteilen zu einer funktionellen Einheit geformt. Wie alle biologischen Systeme ist auch die Beinachse Variationen unterworfen. Die Angaben im

Schrifttum über eine „normale“ Beinachse schwanken um einen Mittelwert von 175° , wobei geschlechtsspezifische Unterschiede zu verzeichnen sind. Bedingt durch ein breiteres Becken liegt bei der Frau eine „physiologische X-Beinstellung“ vor (Lang, Wachsmuth 1972, S. 278).

Einigkeit besteht unter den Autoren, dass im ausgewachsenen, natürlichen Kniegelenk die Kniebasislinie in Bezug zur Tibiaschaftachse um ca. 3° nach medial geneigt verläuft. (Lang, Wachsmuth; Niethard, Pfeil; etc.). Für den Winkel zwischen der Kniebasislinie und der Femurschaftachse werden leicht unterschiedliche Werte angegeben. (Lang, Wachsmuth 82° ; Niethard, Pfeil 81° ; etc.)

Ein geeigneteres Maß für die Stellung des Beines ist die Angabe der Traglinie, da diese die Kraftübertragung der Gelenkpartner verdeutlicht. Diese – auch als Mikulicz-Linie bezeichnete – Traglinie verläuft vom Hüftkopfmittelpunkt zur Mitte der Talusrolle und tritt dabei idealerweise durch das Zentrum des Kniegelenkes hindurch (Vgl. Abbildung 5). Bei einer Varusstellung ist dabei die Traglinie medial des Kniezentrums zu finden, bei einer Valgusstellung entsprechend lateralseitig.

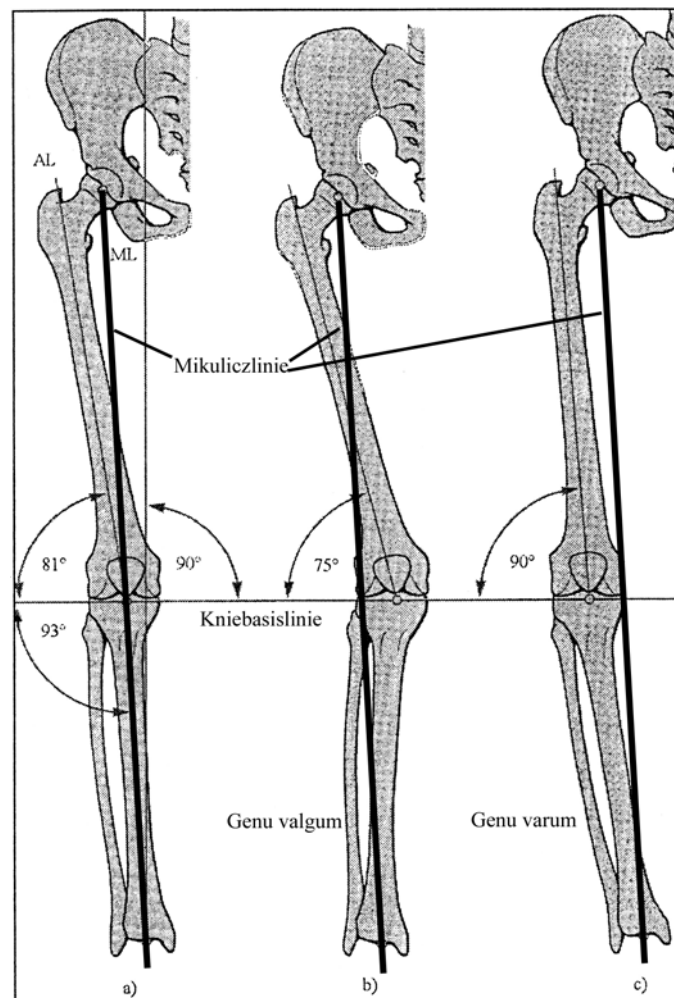


Abbildung 5: Überblick über die verschiedenen Ausprägungen der Beinachse a): ideale Beinachse, Mikulicz-Linie schneidet die Kniebasislinie im Zentrum des Kniegelenkes; b): Valgusknie, Mikulicz-Linie schneidet im oder neben dem lateralen Kompartiment; c): Varusknie, Mikulicz-Linie schneidet im oder neben dem medialen Kompartiment; modifiziert aus: Niethard, Pfeil: „Orthopädie“; Stuttgart 1989, S166

1.3 Gonarthrose

1.3.1 Definition

Unter Gonarthrose sind alle degenerativen Erkrankungen des Kniegelenkes (femoro-tibial und femoro-patellar) zu verstehen, die durch eine progressive Zerstörung des Gelenkknorpel unter Mitbeteiligung der Gelenkstrukturen wie Knochen, synovialer und fibröser Gelenkkapsel sowie periartikulärer Muskulatur gekennzeichnet sind (Dt. Ges. Orthop. 1999).

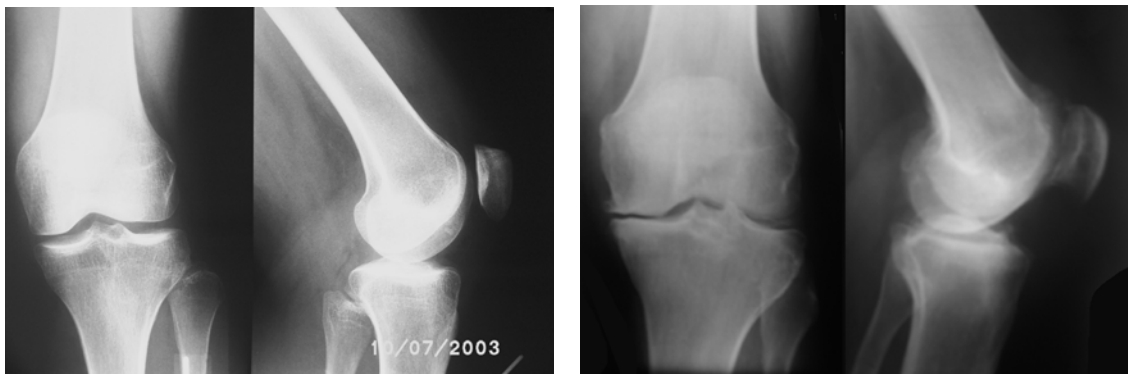


Abbildung 6: Röntgenaufnahme eines gesunden (links) und eines arthrotisch veränderten (rechts) Kniegelenkes

Da das Kniegelenk anatomisch in einzelne Kompartimente eingeteilt werden kann, nämlich das mediale und laterale femoro-tibiale Kompartiment sowie das femoro-patellare Gelenk, werden auch unterschiedliche Ausprägungen der Gonarthrose unterschieden. In Bezug auf den Gelenkersatz spielt eine Retropatellararthrose, die Arthrose des Femoropatellargelenkes, eher eine untergeordnete Rolle. Ob bei einer Alloarthroplastik die Patellarrückfläche ebenfalls ersetzt werden sollte, wird gegenwärtig noch kontrovers diskutiert (Barrack et al. 2001; Waters et al. 2003).

Die Arthrose im Femorotibialgelenk führt unter anderem zu einem Substanzverlust, der sich – vornehmlich im Stehen – in einer Achsabweichung äußert. Ist die Erkrankung überwiegend im medialen Kompartiment lokalisiert, so resultiert durch den mediallyseitigen Substanzverlust eine Varusstellung des Gelenkes. Man bezeichnet dies auch als Varusgonarthrose. In gleicher Weise gilt das Gesagte für den lateralseitigen Abbau bei der Valgusgonarthrose

(Ahlbäck 1968). Nach White et al. (1991) bildet innerhalb der Varusgonarthrosen die anteromediale Variante eine Sonderform, da hierbei das vordere Kreuzband (noch) erhalten, der Knorpelüberzug des lateralen Kompartimentes (noch) nicht geschädigt ist und die Varusdeformität leicht ausgleichbar ist.

1.3.2 Ätiologie und Pathogenese

In einigen (wenigen) Fällen ist in der Vorgeschichte des Patienten eine Ursache für die Entstehung der Arthrose zu ermitteln. Diese Ursachen sind zum Beispiel

- 1.) posttraumatisch: frühere Verletzungen des Kniegelenkes – insbesondere gelenknahe Frakturen, eine Osteochondrosis dissecans, eine traumatische Meniscusläsion mit konsekutiver Meniscektomie oder chronische Bandinstabilitäten, z.B. nach Ruptur des vorderen Kreuzbandes.
- 2.) destruierende Erkrankungen: z.B. rheumatoide Arthritis, Osteonekrosen (M. Ahlbäck), infektiöse Prozesse: Gelenkempyem, bakterielle Arthritiden etc. oder metabolische Arthritiden (Gicht)
- 3.) angeborene Deformitäten (z.B. Aufgrund einer Dysplasie)

Diese Formen werden unter dem Oberbegriff der sekundären Gonarthrose von der primären (idiopathischen) Gonarthrose, für die sich keinerlei Ursache eruieren lässt, unterschieden.

In jüngerer Zeit werden Veränderungen der Chondrozyten im Sinne einer Aktivierung und Differenzierung mit Produktion eines „minderwertigen“ Kollagens sowie eine Aktivierung von matrixdegradierenden Proteinasen mit folglich weniger stabilen Knorpelgrundsubstanz als Ursache der Arthrose diskutiert (Pullig et al. 2001).

In jedem Falle kommt es zu einem zunehmenden Verlust der Knorpelsubstanz und damit weniger Speichermöglichkeit für die Synovialflüssigkeit, was eine Verschlechterung der Gleiteigenschaften der Gelenkpartner zueinander bewirkt. Dadurch kommt es zu vermehrten Scherkräften auf die Knorpeloberfläche bei

der Gleitbewegung des Gelenkes, was wiederum eine Zerstörung des Knorpels nach sich zieht. Am Endpunkt dieses Circulus vitiosus steht die völlige Zerstörung des Knorpelbelages. Der subchondrale Knochen reagiert mit Ausbildung einer Sklerosezone. Knochenabschnitte, die dauerhaft einer erhöhten Belastung ausgesetzt sind, neigen zur Oberflächenvergrößerung durch Bildung von Osteophyten und gleichzeitig einem Abbau des belasteten Knochenabschnittes, was zu einer weiteren Deformierung des Gelenkes führt, bis diese Deformierung eine physiologische Bewegung des Gelenkes nicht mehr gestattet. Weiterhin werden durch die Abrieb- bzw. Abbauprodukte schmerzhafte Entzündungsvorgänge der Synovialis initiiert.

All diese Vorgänge führen zum Zustand eines „verschlissenen“ Kniegelenkes mit einer schmerzhaften Bewegungseinschränkung gefolgt von einem Verlust an Mobilität und damit Lebensqualität.

1.4 Historische Entwicklung der Kniegelenksendoprothetik

Diese schmerzhafte Bewegungseinschränkung durch eine Zerstörung des Kniegelenkes war bereits im vorvergangenen Jahrhundert Anlass zu chirurgischen Interventionen, um eine Linderung der Beschwerden zu erreichen. Bereits in den 1860er Jahren wurden nach Jerosch / Heisel Resektionsarthroplastiken durchgeführt, die eine Art bewegliche Pseudarthrose erzielten. In den folgenden Jahrzehnten wurde nach Materialien gesucht, die – zwischen die Knochenenden interponiert – eine Ankylosierung des „Kniegelenkes“ verhindern sollten. All diese Bemühungen sorgten zwar für eine brauchbare Beweglichkeit und Schmerzlinderung, waren jedoch durch eine ausgeprägte Instabilität gekennzeichnet (Jerosch / Heisel 1998).

Erste Erfahrungen mit einem alloplastischen Gelenkersatz gelangen gegen Ende des 19. Jahrhunderts dem Berliner Chirurgen Themistockles Gluck, der bei einem Patienten, der an einer Kniegelenkstuberkulose litt, eine einfache Scharnierprothese aus Elfenbein implantierte. Die Verankerung derselben im Knochen erfolgte mittels Kolophonium. Diesen Versuchen war jedoch durch nicht zu beherrschende Infektionen kein dauerhafter Erfolg beschieden (Grüner

1995). Weitere wesentliche Schritte hin zur modernen Kniegelenktotalendoprothetik waren Versuche von Campbell um 1940, Smith & Petersen 1942, McKeever 1952 und McIntosh 1958, die jeweils isoliert die femoralen oder tibialen Gelenkflächen ersetzten. Bei diesen Systemen kam es nach anfänglich guten Ergebnissen jedoch bald zu Arrosionen und Destruktionen des korrespondierenden Gelenkpartners, so dass die Entwicklung weiter in Richtung Kniegelenktotalendoprothese voranschritt. Die ersten mit relativ gutem Erfolg implantierten Modelle eines vollständigen Kunstgelenkes waren einfache Scharniergelenke von Walldius 1951, Shiers 1953 oder Young 1963. Diese Scharnierprothesen zeigten jedoch im längerfristigen Verlauf hohe Komplikationsraten besonders bezüglich aseptischer Lockerungen (Jerosch, Heisel 1998).

Weiterhin ging die Entwicklung der Knieendoprothetik weg vom reinen Scharniergelenk hin zu einem Kunstgelenk, das auch Rotationsbewegungen in einem gewissen Umfang erlaubt. Die ersten Modelle dieser Art waren halbgekoppelte Systeme, wie z.B. die GSB-Prothese (Gschwend et al. 1980) oder das Endo-Modell (Engelbrecht et al. 1981), welche die Last über mehr oder weniger breit ausgefertigte femorale Kufen auf den Unterschenkel übertragen.

Der erste Prothesentyp, der sich an dem anatomisch vorgegebenen Bandapparat des Kniegelenkes orientierte, war die Doppelschlittenprothese nach Goodfellow (mit O'Connor 1978), die beide Kompartimente des Femorotibialgelenkes isoliert ersetzte und auf einen intakten Bandapparat angewiesen war.

Der heute üblicherweise zur Primärversorgung gebräuchliche Typ des Oberflächenersatzes wurde ermöglicht durch die Entwicklung eines als „Knochenzement“ bekannten Kunststoffes etwa ab Mitte der 60er Jahre des vorigen Jahrhunderts (Charnley 1970). Bei diesen heute gängigen Prothesentypen werden lediglich die zerstörten Gelenkflächen des Knies ersetzt. Dabei handelt es sich in der Regel um sogenannte „modulare Systeme“, die durch Kombination unterschiedlicher Prothesenteile dem Zerstörungsgrad des Kniegelenkes angepasst werden können. Eine

Sonderstellung unter den Oberflächenersatzprothesen nehmen die unikondylären Schlittenprothesen ein, die isoliert das mediale oder seltener das laterale Kompartiment ersetzen. (z. B. Modell St. Georg [Engelbrecht 1971] oder Oxford [Goodfellow 1978]). Eine Koppelung der Prothesenteile untereinander besteht in der Regel nicht mehr – vielmehr wird das Kniegelenk durch seine Bandstrukturen in Position gehalten. Allerdings finden gekoppelte Prothesen, z.B. nach Blauth (seit 1972) unter anderem bei Revisionseingriffen nach wie vor Anwendung (Zichner et al 2000, Böhm 2003).

1.5 Bedeutung des Kollateralbandapparates

Bei den modernen zum Primäreinbau verwendeten Oberflächenersatzendoprothesen besteht keine mechanische Koppelung der Komponenten untereinander. Das Gelenk wird somit lediglich durch den Kapsel – Bandapparat in Position gehalten. Für die Funktion einer Knieprothese ist die Spannung des Bandapparates von entscheidender Bedeutung. Während ein zu straffer Bandapparat die Beweglichkeit des Gelenkes deutlich einschränkt, so bedeutet eine laxe Bandführung eine Instabilität des Kunstgelenkes, was neben einem erhöhten Polyäthylenabrieb vor allem auch das Auftreten von Scherkräften auf das Prothesenlager, die zu einer aseptischen Lockerung der Komponenten führen, begünstigt.

Bei nahezu allen gängigen Knieendoprothesen muss bei der Implantation das vordere Kreuzband, sofern es nicht bereits durch die zugrundeliegende Erkrankung zerstört ist, reseziert werden. Das hintere Kreuzband wird in der Regel erhalten, sollte dennoch eine Resektion auch des hinteren Kreuzbandes notwendig sein, so stehen bei einigen Prothesenmodellen (PFC[®] [DePuy], Maxim[®] [Biomet] u. v. m.) sogenannte posterior stabilisierte Varianten zur Verfügung, bei denen ein in eine entsprechende Vertiefung der Femurkomponente fassender Zapfen des Polyäthylenteiles ein Vorwärtsgleiten des Femurschlittens auf dem Tibiaplateau verhindert. Die weiteren Funktionen des hinteren Kreuzbandes, wie Hemmung der Innenrotation, Hemmung der Ab- und Adduktion in Beugstellung (Frick, Leonhard, Starck 1987 S. 370) sind

jedoch durch den Verlust des vorderen Kreuzbandes erheblich eingeschränkt, da durch die Durchtrennung eines Kreuzbandes sofort die Gelenkführung verloren geht (Müller 1982), so dass die wesentliche Haltearbeit durch den Kollateralbandapparat geleistet wird. Jedoch sind nach Müller die peripheren Bänder mitsamt Kapsel nicht in der Lage, die Funktion der Kreuzbänder zu ersetzen. Daher müssen weitere Konstruktionsmerkmale einer Kniegelenksprothese berücksichtigt werden.

1.6 Die CPR-Kniegelenksendoprothese

In der chirurgischen Abteilung des Kreiskrankenhauses Bad Neustadt a. d. Saale wird seit 1998 die CPR-Knieendoprothese in der zementierten und zementlosen Form als Primärprothese bei notwendigem bikondylärem Oberflächenersatz in Kniegelenken eingesetzt. Es werden jährlich ca. 80 solcher Gelenkendoprothesen in unserer Abteilung implantiert. Die Gesamtzahl der bis März 2001 implantierten Kniegelenksendoprothesen dieses Typs beträgt 264.



Abbildung 7: CPR-Kniegelenksendoprothese; Abb. Nach Firmenprospekt, Fa. Chiropro

Bei der CPR-Kniegelenksendoprothese handelt es sich um einen nicht geführten bikondylären Oberflächenersatz. Sie ist in einer zementierbaren und einer zementlos einzubringenden Version erhältlich. Hersteller ist die Firma Chiropro GmbH, Fürther Str. 33, 90513 Zirndorf. Die Prothese besteht aus einer Titanlegierung mit Nioboberflächenbeschichtung und einer hydroxylapatitbeschichteten Knochenkontaktfläche in der zementlosen Version. Das Tibiaplateau besitzt zur besseren Verankerung einen H-förmig profilierten Zapfen, der Femurschlitten hat an beiden Kondylen je einen zylindrischen, an der Oberfläche glatt strukturierten Zapfen. Die Prothesenrückflächen des tibialen bzw. femoralen Prothesenteiles ist im Wechsel mit Stegen und Vertiefungen profiliert, die dem Prothesenkorpus eine zusätzliche Verbindungsfestigkeit geben und eine Vergrößerung der Kontaktfläche zum Knochen darstellen.

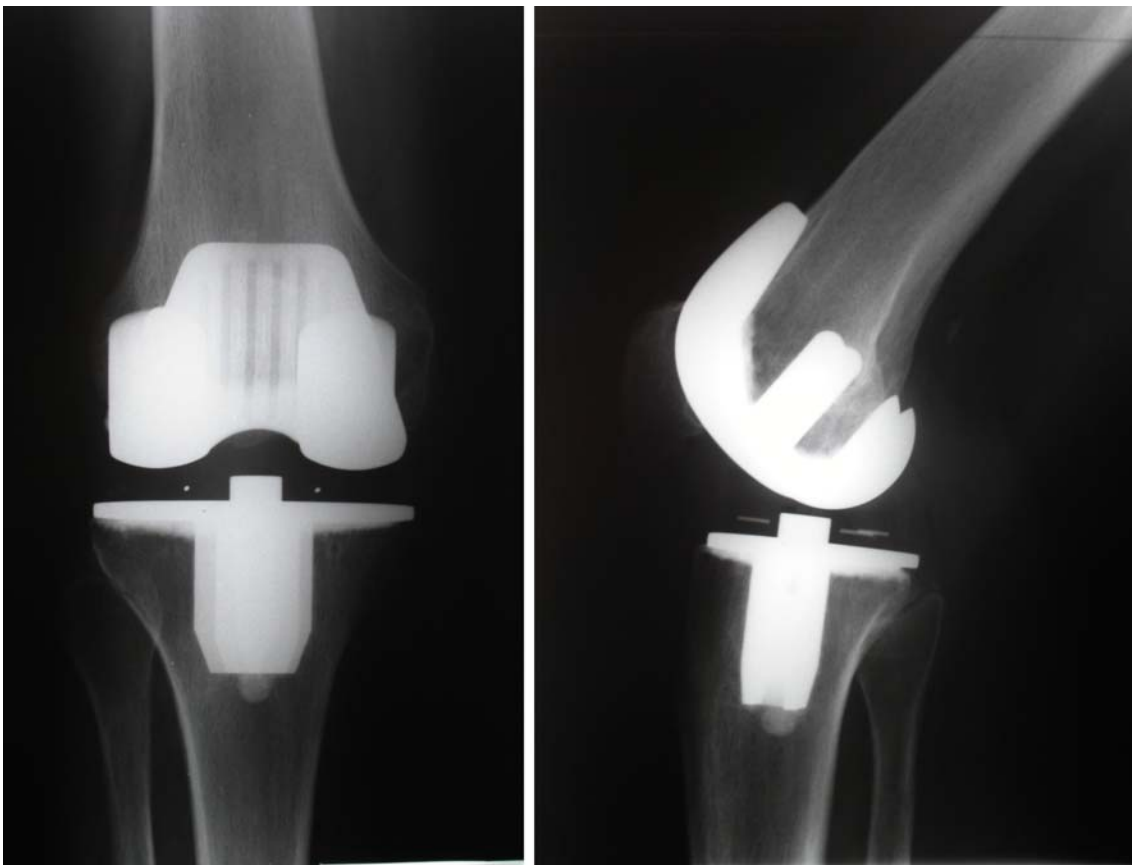


Abbildung 8: Röntgenaufnahmen einer CPR-Knieendoprothese (eigene Aufnahme)

Bei der CPR-Prothese handelt es sich um einen Typ, der eine hohe Kongruenz des Femurschlittens mit dem femoralseitigem Polyäthylenteil aufweist (Curved on Curved Kontakt). Durch diese Passgenauigkeit kann die Funktion des verlorenen vorderen Kreuzbandes teilweise imitiert werden, da ein Zurückrollen des Femurschlittens auf dem Tibiaplateau durch die Form des Polyäthylens verhindert wird (Jaroschik, persönliche Mitteilung). Dieser Effekt tritt jedoch nur bei einem ausreichenden Anpressdruck der Prothesenkomponenten zueinander auf. Dieser Anpressdruck wird wiederum hauptsächlich durch die Spannung des Kollateralbandapparates vermittelt. Im Gegensatz hierzu ist der Polyäthylen-Meniscus auf der planen Tibiaplateauoberfläche frei drehbar gelagert und ermöglicht somit eine Rotationsbewegung im Kniegelenk, wie es in neueren Arbeiten gefordert wird (Schroeder-Boersch 2001). Gegenüber Translationsbewegungen ist der Polyäthylen-Meniscus durch einen zentral auf dem Tibiaplateau aufgebrauchten Zapfen gesichert. Das femorale Prothesenteil ist mit einer breiten Patellaauflfläche versehen, um eine Zwangsführung der Patella zu vermeiden. Dadurch wird auch eine rechts/links Version der Prothese unnötig.

Die Prothese steht in drei Tibia- und drei Femurgrößen zur Verfügung, die untereinander frei kombinierbar sind. Beim Einbau unterschiedlicher Femur- und Tibiagrößen richtet sich die Größe des Polyäthylens alleine nach der Femurschlittengröße, da diese Gleitfläche passgenau gearbeitet ist. Für den Patellaersatz steht eine zementierbare Polyäthylen – Patellaprothese zur Verfügung.

1.6.1 Funktionsprinzipien und Philosophie der CPR-Prothese

Vom Chefarzt der chirurgischen Abteilung des Kreiskrankenhauses Bad Neustadt a. d. Saale, Herrn Dr. med. Karl Jaroschik, der am Design der CPR-Knieprothese maßgeblich mitgewirkt hat, wurden auf Grund langjähriger persönlicher Erfahrungen in der Kniegelenksendoprothetik folgende Einbauprinzipien formuliert:

- 1.) Die zu verwendende Knieprothese sollte so konstruiert sein, dass beim Einbau möglichst wenig der vorhandenen Knochensubstanz geopfert werden muss.
- 2.) Der zementlose Einbau ist anzustreben und dazu eine möglichst große Kontaktfläche zum Knochen herzustellen, um ein festes Einwachsen und eine stabile Primärverankerung zu gewährleisten.
- 3.) Die Drehebene der Kniegelenksprothese sollte möglichst nahe der Drehebene des natürlichen Gelenkes angelegt werden.
- 4.) Da das Skelettsystem sich im Kindes- und Jugendalter unter dem Einfluss der Schwerkraft und den individuellen Verhältnissen in seinen Gelenkwinkeln und Muskelansätzen zu einer Einheit formt ist anzustreben, den Einbau des zu ersetzenden Gelenkes möglichst nahe den ursprünglichen natürlichen Verhältnissen anzugleichen.
- 5.) Aus Punkt 4.) ergibt sich, dass der Einbau der Prothese den natürlichen, individuellen Kniegelenkwinkel in der a. p. Ebene wieder herstellen sollte. Dies kann leicht durch eine Orientierung am vorhandenen Kollateralbandapparat erreicht werden.
- 6.) Das Patellagleitlager der Prothese sollte in der anterior/posterior Position und in der distalen Position möglichst dem natürlichen vorgegebenen Patellagleitlager entsprechen, damit kein zu hoher Anpressdruck beim Treppensteigen, Abhocken oder Aufstehen entsteht, bzw. umgekehrt der Quadriceps eine optimale Kraftentwicklung ausführen kann.

(Jaroschik persönliche Mitteilung)

Das wesentliche Prinzip der Positionierung der Prothese in der Frontalebene ist

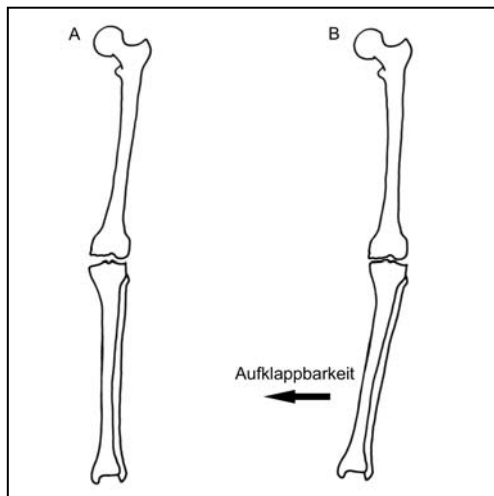


Abbildung 9: scheinbare laterale Aufklappbarkeit bei medialem Substanzdefekt, (eigene Zeichnung)

die Annahme, dass die beiden Kollateralbänder durch die fortschreitende Deformierung des Kniegelenkes im Rahmen der Arthrose nicht beeinträchtigt werden, sondern in ihrer ursprünglichen Länge und Festigkeit erhalten sind. Eine präoperativ bestehende Aufklappbarkeit des Gelenkes resultiert in einer relativen „Pseudoelongation“ des betreffenden Bandes durch eine Destruktion des Gelenkknorpels bzw. der knöchernen Strukturen. (Abbildung 9)

1.6.2 Operatives Vorgehen

Der anästhesierte Patient befindet sich in Rückenlage, das zu operierende Bein ist dabei frei beweglich. Nach üblicher chirurgischer Hautdesinfektion, steriler Abdeckung und Anlage einer Oberschenkelblutsperre von 400 mmHg erfolgt ein präpatellarer Längsschnitt von etwa 20 cm Länge. Anschließend wird das Subcutangewebe unter Blutstillung durchtrennt. Nun kann das Gelenk durch Splitten der Quadricepssehne, medialer Umschneidung der Patella und weitere Dissektion der Kapsel bis zur Tuberositas tibiae eröffnet werden. Durch Luxation der Patella nach lateral wird der Operationssitus eingestellt.

Nun werden zunächst sämtliche Osteophyten reseziert, damit die Kollateralbänder nach dem Spannvorgang völlig gestreckt sind. Anschließend wird das zerstörte Tibiaplateau des Patienten in der Frontalebene horizontal, rechtwinklig zur Tibiaschaftachse und mit einer posterioren Neigung von $\sim 4^\circ$ reseziert. Hierzu wird in der Regel eine extramedulläre Ausrichtung der Resektionslehre verwendet.



Abbildung 10: Bandspanner, (eigene Aufnahme)

In Streckstellung des Kniegelenkes erfolgt nun der Spannvorgang des Kollateralbandapparates. Hierzu wird der Bandspanner (Abbildung 10) plan auf die resezierte Tibiaoberfläche aufgesetzt und beide Spannarme an die Femurkondylen angelegt. Auf den Bandspanner wird nun die Femur-Ausrichtlehre aufgesetzt (Abbildung 12), bis diese ventral am Femur anliegt. Durch Drehen der medial und lateral am Spanner angebrachten Hebel wird der jeweilige Kollateralbandapparat gestrafft, bis die gewünschte Spannung¹ erreicht ist. Die Weite des Gelenkspaltes ist nunmehr an den Spannerarmen abzulesen. Zeigen die beiden Spannerarme – z.B. bei ungleichmäßiger Destruktion der Femurkondylen – verschiedene Werte, ist der kleinere Wert zu berücksichtigen, da das System auf der Annahme basiert, dass der am weitesten distal liegende Punkt am ehesten der ursprünglichen Kondylenform entspricht.

In die entsprechenden Bohrungen der Femurausrichtlehre wird nun je ein Pin eingebracht. Auf diese wird – nach Entfernung aller Instrumente – eine Sägelehre aufgeschoben und der distale Femurschnitt vorgenommen. Die Schnittebene liegt nun exakt parallel zur Tibiakopfebene

¹ Am vorhandenen Instrumentarium ist eine direkte Messung der Bandspannung nicht möglich. Die optimale Spannung zu ermitteln bleibt somit der Erfahrung des Operateurs vorbehalten. Es sollte jedoch technisch möglich sein, eine Messung des Drehmomentes der Spannerhebel vorzunehmen, um eine Standardisierung der Einstellung vornehmen zu können.

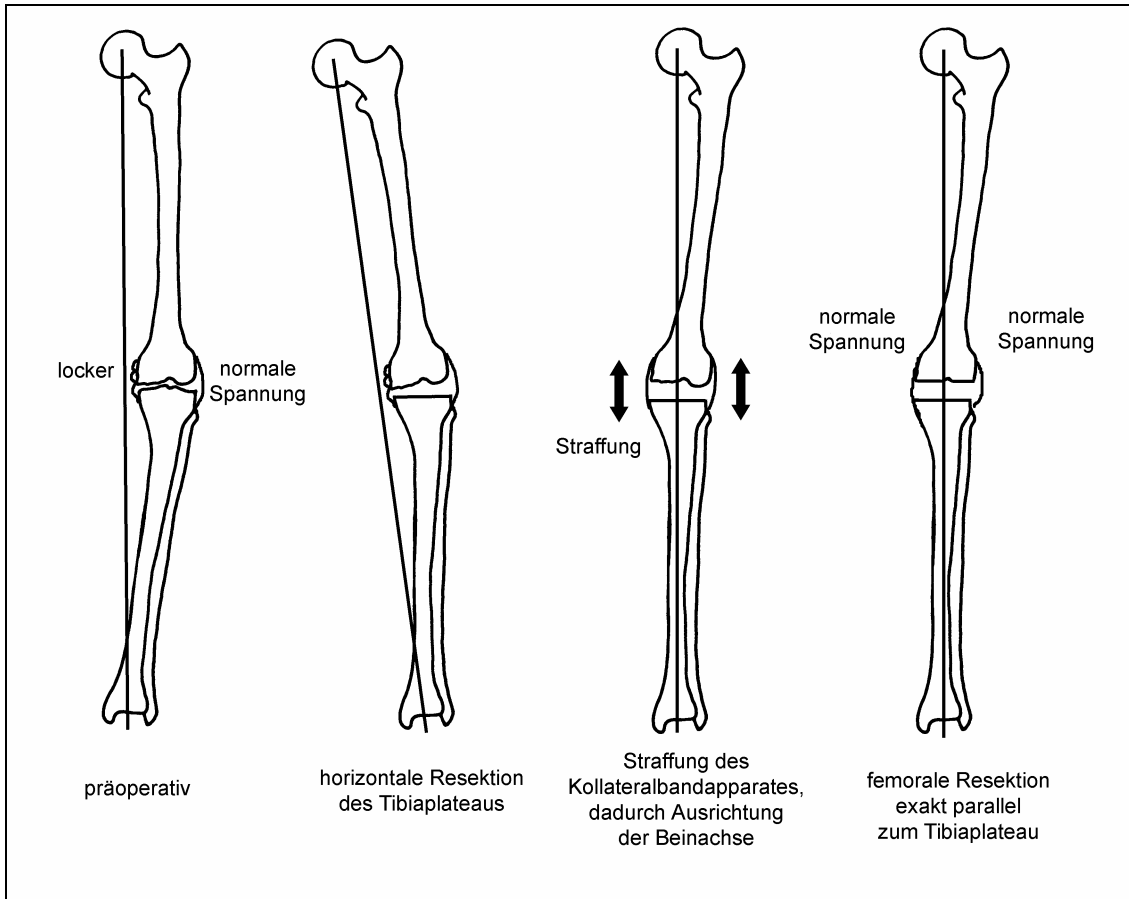


Abbildung 11: Schematische Darstellung des Operationsvorganges bis zum distalen Femurschnitt. (eigene Zeichnung)



Abbildung 12: Bandspanner mit aufgesetzter Femur-Ausrichtlehre (eigene Aufnahme)



Abbildung 13 Spannvorgang im Operationssitus (eigene Aufnahme)

Alternativ steht zur Ausrichtung des Femurschnittes – bei der Notwendigkeit einer Zwangsführung der Femurschaftachse – ein intramedullärer Ausrichtstab mit einer vorgegebenen Valgusstellung von 7° zur Verfügung. Auf diese intramedulläre Ausrichtung wurde jedoch nach Angabe des Operateurs bei den hier untersuchten Kniegelenken verzichtet.

Zur weiteren Aufbereitung der Femurs wird das Kniegelenk in eine 90° Beugstellung gebracht und der Spanner mitsamt der aufgesetzten Femur-Ausrichtlehre erneut eingesetzt. In dieser Beugstellung wird der Bandapparat des Kniegelenkes nochmals gestrafft – soweit dies am offenen Kniegelenk möglich ist, um die Spannung des Bandapparates in Beugstellung zu überprüfen. Der Spannvorgang muss dabei bis zur gleichen Markierung – wie in der Streckung ermittelt – erfolgen, damit der Beugespalt nicht kleiner als der Extensionsspalt wird. Zu beachten ist hierbei, dass die Femur-Ausrichtlehre exakt dem distalen Femurschnitt anliegt, d.h. eine 90° Beugung eingehalten wird. Anhand der Femur-Ausrichtlehre, die nun mit den Spannarmen des Bandspanners den dorsalen Femurkondylen anliegt, kann nun die Größe der Femurkomponente abgelesen werden. Die Rotation der Femurkomponente wird durch die feste Verbindung der Ausrichtlehre mit dem Bandspanner exakt parallel zu der Tibiaschnittfläche eingestellt, wodurch automatisch ein rechteckiger Beugespalt resultiert. (Vgl. Abbildung 12 und Abbildung 14). Eine vorgegebene Außenrotation der Femurkomponente, wie in der Literatur gefordert (Trepte & Pfanzelt 2003), ist daher nicht erforderlich.



Abbildung 14: Spannvorgang in Beugstellung im Operationssitus (eigene Aufnahme)

Die Bohrungen der Femur-Ausrichtlehre werden nun wiederum mit je einem Pin besetzt und an diesen wird nun eine Vierschnittlehre aufgebracht über welche der ventrale und dorsale Femurschnitt sowie die Abkantschnitte durchgeführt werden.

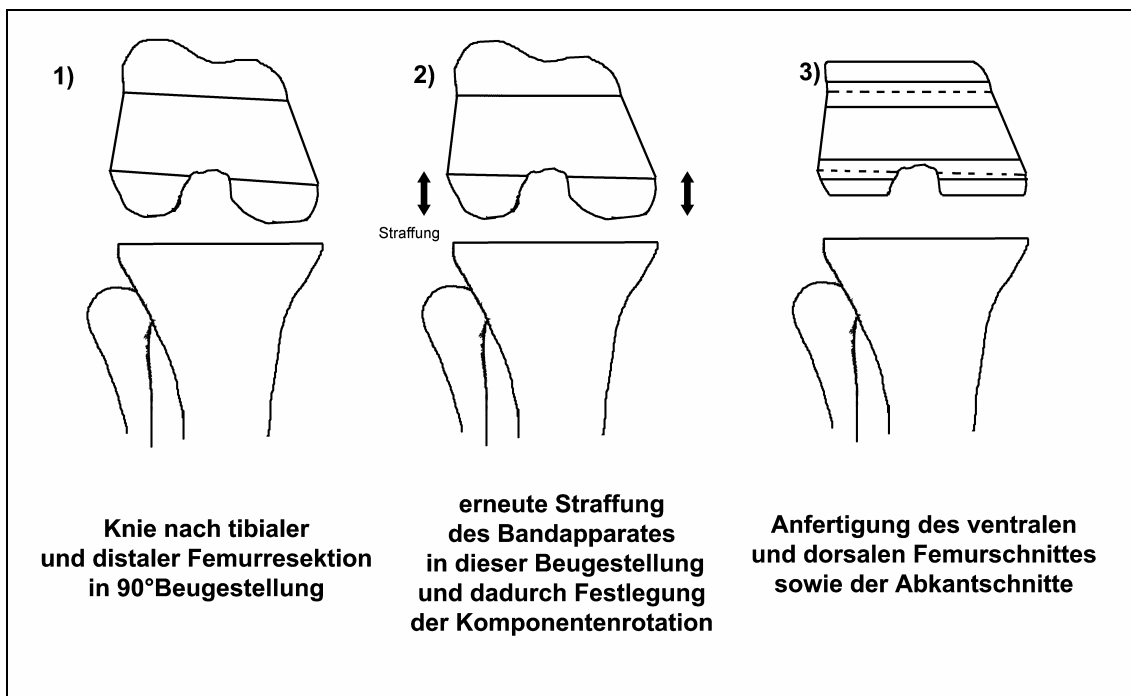


Abbildung 15: Schematische Darstellung des Operationsablaufes zur Festlegung der Rotation der Femurkomponente, (eigene Zeichnung)

Zusammengefasst lässt sich sagen, dass bei der vorgestellten Prothesenimplantation die vorgegebene Kollateralbandspannung die resultierende Beinachse bestimmt. Im Gegensatz zur herkömmlichen Technik,

bei der die Resektionsebene anhand des Femurschaftwinkels ausgerichtet wird, kann die Ausrichtung der Resektionsebene anhand der Bandspannung als „funktionelle Resektion“ definiert werden. Es werden exakte Schnittflächen bei optimaler Kollateralbandspannung geschaffen. Dadurch sollen Scherkräfte, die zu einer Prothesenlockerung oder zu vermehrtem Abrieb führen könnten, minimiert werden.

1.7 Studienziel

Bei der herkömmlichen Implantationstechnik werden die Resektionsebenen anhand der anatomischen Femur- und Tibiaachse festgelegt. Die Spannung der Kollateralbänder wird dann durch einen Weichteileingriff (Release) korrigiert.

Im Gegensatz hierzu wird bei der vorgestellten Technik die Ausrichtung der femoralen Resektionsebene anhand der vorgegebenen Kollateralbandspannung festgelegt. Dabei wird postuliert, dass durch dieses Vorgehen eine korrekte Beinachse eingestellt wird.

Anhand der postoperativ angefertigten Ganzbein-Standaufnahme nach Einbau einer CPR-Kniegelenktotalendoprothese bei fünfzig zufällig ausgewählten Patienten des Kreiskrankenhauses in Bad Neustadt / Saale soll nun untersucht werden, ob durch diese Technik postoperativ eine anatomisch korrekte Beinachse erreicht werden kann, ohne diese intraoperativ zu berücksichtigen.

Weitere Merkmale der CPR-Prothese, insbesondere deren funktionell – klinisches Ergebnis, werden durch weitere Studien untersucht und sind nicht Gegenstand dieser Promotionsarbeit.

2 Patienten und Methodik:

2.1 Auswahl der Patienten

Zu dieser retrospektiven Untersuchung wurden prä- und postoperativ routinemäßig angefertigte Ganzbeinstandaufnahmen von fünfzig aufeinanderfolgenden Patienten, denen in den Jahren 2000-2001 eine CPR-Kniegelenksendoprothese implantiert worden war, verwendet. Als einziges Einschlusskriterium galt das Vorhandensein der notwendigen, aufnahmetechnisch brauchbaren Beinachsenaufnahmen. Eine weitere Selektion der Patienten etwa nach Alter, präoperativer Deformität oder Art der Prothesenverankerung wurde nicht getroffen.

Die präoperative Aufnahme wurde bei allen Patienten am Tag der stationären Aufnahme, d.h. einen Tag vor der geplanten Operation, die postoperative Aufnahme zwischen dem 10. und 18. postoperativem Tag angefertigt.

2.2 Ermittlung der Winkel und Längenmaße

Sämtliche Aufnahmen wurden mit dem gleichen, handelsüblichen Lineal und Winkelmesser vermessen. Alle Winkel sind so gewählt, dass ein positiver Wert einer varischen Gelenkstellung und ein negativer Wert einer Valgusstellung entspricht.

Definitionen:

anatomische Beinachse = nach lateral hin offener Winkel zwischen AF und AT

mechanische Achse = nach lateral hin offener Winkel zwischen MF und MT

Tibiaschaftwinkel = nach medial hin offener Winkel zwischen B und AT

Femurschaftwinkel = nach medial hin offener Winkel zwischen AF und B

Als gerade Beinachse wurde der Durchtritt der Traglinie im mittleren Drittel des Kniegelenkes definiert. Dies entspricht in etwa einer mechanischen Beinachse von +/- 3,5°, bzw. einer anatomischen Achse von 168°-178°



Abbildung 16: Beinachsenaufnahmen mit eingezeichneten Achsen (links präoperativ, rechts postoperativ; eigene Aufnahmen)

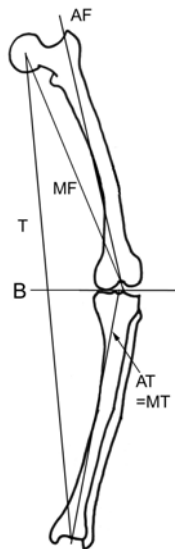


Abbildung 17: Schematische Darstellung der verwendeten Achsen, linkes Bein, Varusfehlstellung, (eigene Zeichnung)

Es gilt für

AF = Femurschaftachse als Ausgleichsgerade zwischen Kniegelenksmittelpunkt und medialer Begrenzung des Trochanter major.

MF = mechanische Femurachse zwischen Kniegelenksmitte und Zentrum des Hüftkopfes

AT = Tibiaschaftachse als Ausgleichsgerade zwischen Kniegelenksmitte und Mittelpunkt des Sprungbeines (= per Definitionem identisch mit mechanischer Tibiaachse „MT“)

B = Basislinie des Kniegelenkes als Winkelhalbierende aus der Tangente an beide Femurkondylen und der Tangente an den jeweils tiefsten Punkt des medialen und lateralen Tibiakondylus, bzw. Tangente an beide Femurkondylen an der postoperativen Aufnahme

T = Traglinie (Mikulicz-Linie) des Beines als Gerade durch Hüftkopfzentrum und Sprungbeinmittelpunkt

Zunächst wurde an der präoperativen Aufnahme die Basislinie des Kniegelenkes als Winkelhalbierende der Tangenten an beiden Femur- und Tibiakondylen festgelegt (Abbildung 18). An der postoperativen Aufnahme ist die Kniebasislinie als Tangente an beide Femurkondylen leicht aufzufinden.

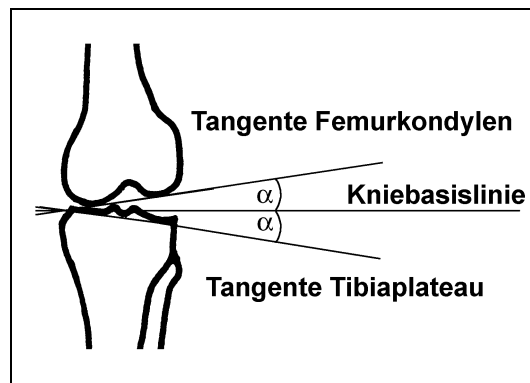
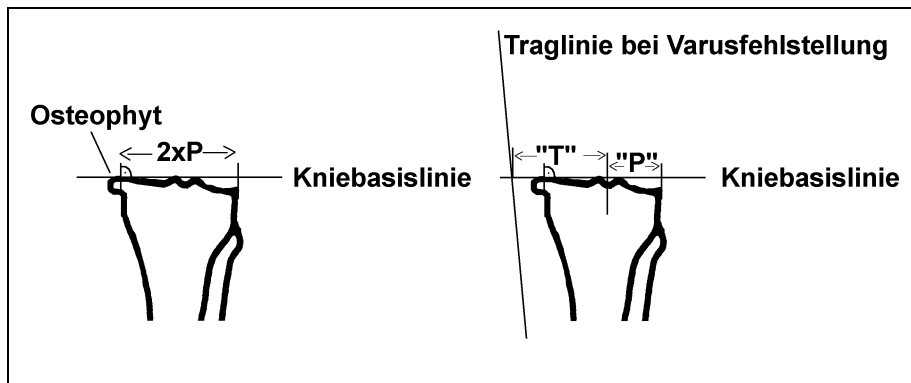


Abbildung 18: Bestimmung der Basislinie des Kniegelenkes

Als nächster Schritt wurde die Breite des Tibiaplateaus anhand des Lotes der Ränder des Tibiakopfes auf die Kniebasislinie ermittelt, wobei eventuell vorhandene Osteophyten nicht miteinbezogen wurden und das Kniegelenkszentrum als geometrischer Mittelpunkt dieser Strecke festgelegt. Anschließend wurde der Abstand der Traglinie – der geraden Verbindung zwischen Hüftkopfmittelpunkt und Mitte des Gelenkspaltes am oberen Sprunggelenk – vom Kniegelenkszentrum bestimmt (=“T“). Schnitt die Traglinie die Kniebasislinie lateral des Mittelpunktes entspricht dies einer Valgusstellung des Kniegelenkes und der Abstand wurde – zur besseren Verdeutlichung – als negative Zahl eingetragen.



**Abbildung 19: Berechnung von „T“ und „P“, P:= halbe Breite des Tibiaplateaus;
T:= Abstand der Tragleitlinie von der Mitte des Tibiaplateaus**

Nun wurde die mechanische Tibiaschaftachse als Verbindung der Mitte des Tibiaplateaus und der Mitte des Sprungbeines festgelegt. In der Tibia liegt die korrekte anatomische Achse parallel zur mechanischen Achse und nur wenige Millimeter medial dieser (Paley & Pfeil 2000). Da diese Parallelverschiebung bei der Winkelmessung oder –berechnung nicht in Erscheinung tritt, wird aus Vereinfachungsgründen die anatomische Achse der mechanischen Tibiaachse gleichgesetzt. Die anatomische Femurschaftachse wurde als Gerade zwischen Kniegelenkszentrum und dem medialen Rand des Trochanter Major festgelegt. Zuletzt wurde an beiden Aufnahmen der Winkel zwischen Basislinie und Tibia- bzw. Femurschaftachse bestimmt.

Zur Berechnung der weiteren Winkel wurde noch die Länge der jeweiligen mechanischen Achse von Femur und Tibia gemessen.

Da auf einigen Röntgenaufnahmen wegen einer ausgeprägten Adipositas des Patienten der Hüftkopf nur undeutlich abgebildet ist, erschien eine direkte Messung des mechanischen Femurschaftwinkels zu ungenau. Auf der anderen Seite ist durch das Verhältnis der Femurlänge zum Tragleitlinienabstand die Messgenauigkeit der Strecke Kniegelenkszentrum - Hüftkopfmittelpunkt ausreichend, um die entsprechenden Winkel zu berechnen. Wie in Abbildung 20 ersichtlich, bilden die Punkte Hüftkopfmittelpunkt [H], Kniegelenkszentrum [Z] und Sprungbeinmittelpunkt [S] ein ungleichmäßiges Dreieck. Dieses Dreieck wird durch die Kniebasislinie [B] in zwei Dreiecke mit einer gemeinsamen Seite unterteilt. In diesem Dreieck gilt $a \ll b$ (b_2), daher wirkt sich ein Messfehler der mechanischen Achsen nur sehr gering auf den berechneten

Winkel aus. Bei den hier verwendeten Daten bedeutet ein Messfehler der Strecke Kniegelenkszentrum – Hüftkopfmittelpunkt von 10 mm in etwa eine Abweichung des mechanischen Femurschaftwinkels von $0,1^\circ$, hingegen ergäbe bei direkter Messung eine Lateralisation des Hüftkopfmittelpunktes um genannte 10 mm eine Abweichung des mechanischen Femurschaftwinkels von etwa $1,3^\circ$ ².

Durch obengenannte Messungen sind die Seiten a, b und b_2 sowie der Winkel γ bekannt. Aus dem Kosinussatz ($c^2 = a^2 + b^2 - 2ab \cos \gamma$) lässt sich nun zunächst die Seite „c“ berechnen. Bei nunmehr drei bekannten Seiten können die übrigen Winkel des ersten Teildreieckes berechnet werden.

Es gilt: $\alpha = \arccos[(a^2 - b^2 - c^2) / -2bc]$ und

$$\beta = 180^\circ - \alpha - \gamma; \text{ (Winkelsumme im Dreieck)}$$

Nun ergibt sich für das zweite Teildreieck zwingend: $\beta_2 = 180^\circ - \beta$ und $a_2 = a$

Aus dem Sinussatz ($\sin \alpha / a = \sin \beta / b = \sin \gamma / c$) folgt:

$$\alpha_2 = \arcsin(a_2 \times \sin \beta_2 / b_2) \text{ und aus der Winkelsumme im Dreieck:}$$

$$\gamma_2 = 180^\circ - \alpha_2 - \beta_2$$

q. e. d

² = [$\arcsin(10 \text{ mm} / \text{durchschnittliche Länge } b)$]

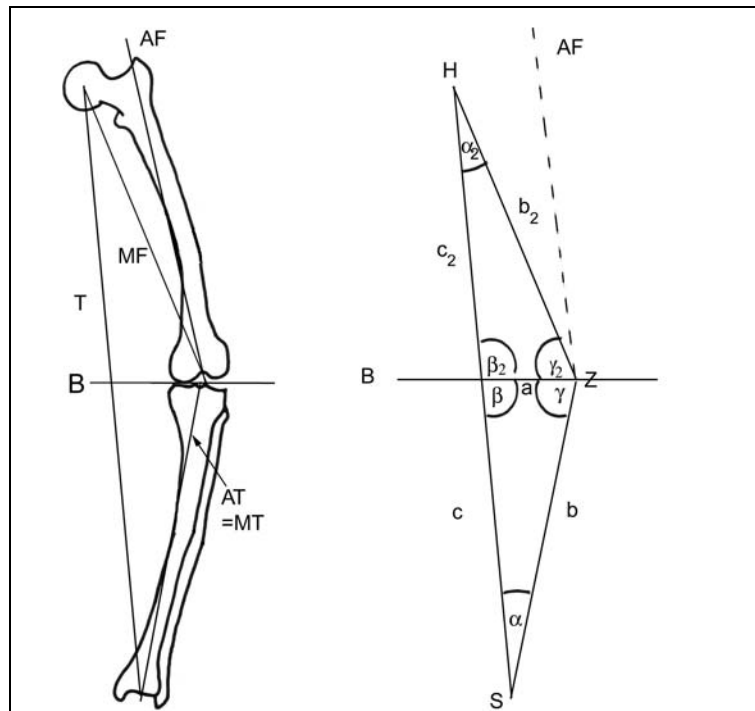


Abbildung 20: Schema der Winkelberechnung, (eigene Zeichnung)

Wie in Abbildung 20 ersichtlich, ist die anatomische Femurschaftachse an keiner Dreiecksbildung beteiligt und muss somit direkt gemessen werden.

2.3 Der Plateau-Quotient

Zur besseren Beschreibung der Art und Ausdehnung einer Kniegelenksdeformität wurde in dieser Arbeit ein neuer Wert – der Plateau-Quotient – definiert.

Der Abstand der Traglinie vom Kniegelenkszentrum wird hierbei in Bezug zur Breite des Tibiaplateaus als interner Standard gesetzt. Aus diesen beiden Werten wird ein Quotient gebildet, indem der Abstand der Traglinie vom Kniegelenkszentrum durch die halbe Breite des Tibiaplateaus dividiert wird. Dieser Quotient ist unabhängig von der Aufnahmetechnik und Körpergröße des Patienten, sofern das Bein vom Strahlengang streng a. p. getroffen wurde. Diesen Quotient haben wir „Plateau-Quotient“ genannt. Er gestattet neben der exakten Lokalisation des Traglinienverlaufes eine mathematische Beschreibung der Art und der Ausdehnung einer Kniegelenksdeformität in der Frontalebene.

Ist der Quotient größer Null, schneidet die Traglinie des Beines die Basislinie des Kniegelenkes medial des Kniegelenkszentrums. Eine deutliche Varusfehlstellung besteht bei einem Quotienten größer 0,33. Dies entspricht einem Tragliniendurchtritt medial des mittleren Drittels des Kniegelenkes. Bei einem Plateau-Quotienten >1 schneidet die Traglinie gar außerhalb des Kniegelenkes dessen Basislinie. Analog verhält sich der Quotient bei Werten $< -0,33$, was einem Traglinienverlauf lateral des mittleren Tibiplateaudrittels und bei einem Plateau-Quotient < -1 lateral außerhalb des Kniegelenkes entspricht.

2.4 Statistische Berechnungen

Die statistischen Berechnungen wurden mit den Funktionen des Tabellenkalkulationsprogramms Excel-2000 der Fa. Microsoft durchgeführt. Da es sich bei der vorliegenden Arbeit im Wesentlichen um eine deskriptive Untersuchung handelt, sind keine höheren statistischen Berechnungen erforderlich, die mit diesen Funktionen nicht gelöst werden könnten.

Bei Angabe eines Mittelwertes wurde das arithmetische Mittel als Quotient der Summe der Einzelwerte und der Anzahl der Einzelwerte gebildet.

Mittelwert $M = \sum x_i / n$; für $i = 1$ bis n

Die Standardabweichung ist ein Maß für die Streuung der Einzelwerte um den Mittelwert. Diese wurde nach folgender Formel berechnet:

$$\text{Standardabweichung } S = \sqrt{[n\sum x^2 - (\sum x)^2] / n^2}$$

Zur Beschreibung einer linearen Abhängigkeit zweier Variablen (Korrelation) wurde der Pearsonsche Korrelationskoeffizient „R“ verwendet, da es sich um normalverteilte Variablen handelt. Dieser berechnet sich wie folgt:

$$R = [n(\sum XY) - (\sum X)(\sum Y)] / \sqrt{[n\sum X^2 - (\sum X)^2][n\sum Y^2 - (\sum Y)^2]}$$

Die Photographien wurden von mir persönlich mit einer Digitalkamera Pentax Optio550 getätigt. Die Zeichnungen wurden mit dem Programm Adobe Photoshop Elements erstellt. Die Grundform der gezeichneten Skelettelemente stammt aus Kennedy / White 1987 und wurde entsprechend der Intention der Zeichnung modifiziert.

3 Ergebnisse

Von den 50 untersuchten Kniegelenken hatten zehn präoperativ eine Valgusfehlstellung, 33 eine Varusstellung und nur sieben Probanden wiesen gerade Beinachsen auf. Postoperativ war dies bei 5 (valgus), 11 (varus), bzw. 34 (gerade) Probanden der Fall. Bei den untersuchten Patienten handelte es sich um elf Männer und 39 Frauen. Das durchschnittliche Alter der Patienten zum Zeitpunkt der Operation betrug 70,9 (53-87) Jahre, nur zwei Patienten waren jünger als 60 Jahre, acht zwischen 60 und 65 Jahre alt. Es wurden 27 rechte und 23 linke Kniegelenke untersucht. Es wiesen acht Kniegelenke (16%) eine ausgeprägte Deformierung mit einer Abweichung $\geq 15^\circ$ auf. Davon war jedoch nur ein Knie in Varusfehlstellung, die übrigen sieben wiesen eine Valgusfehlstellung auf.

3.1 Achsenverhältnisse

Der durchschnittliche Winkel zwischen Tibiaschaftachse und Basislinie des Kniegelenkes betrug präoperativ $86,1^\circ$ (77° - 104° , Standardabweichung: $5,3^\circ$) nach medial gemessen. Postoperativ betrug dieser Winkel $89,5^\circ$ (84° - 94° ; Standardabweichung: $1,8^\circ$); Der durchschnittliche Femurschaftwinkel betrug präoperativ $96,3^\circ$ (86° - 110° ; Standardabweichung: $5,0^\circ$) – nach medial hin offen. Postoperativ betrug dieser Winkel $95,6^\circ$ (86° - 106° ; Standardabweichung: $3,3^\circ$).

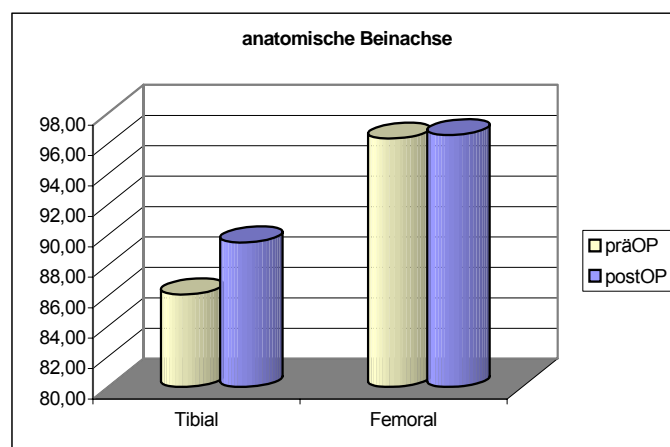


Diagramm 1: Achsenverhältnisse prä- und postoperativ nach Tibia und Femur getrennt

Daraus ergibt sich präoperativ ein durchschnittlicher Beinachsenwinkel von $177,6^\circ$ ($149^\circ - 196^\circ$; Standardabweichung: $9,7^\circ$) und postoperativ $174,8^\circ$ ($165^\circ - 186^\circ$; Standardabweichung: $4,0^\circ$).

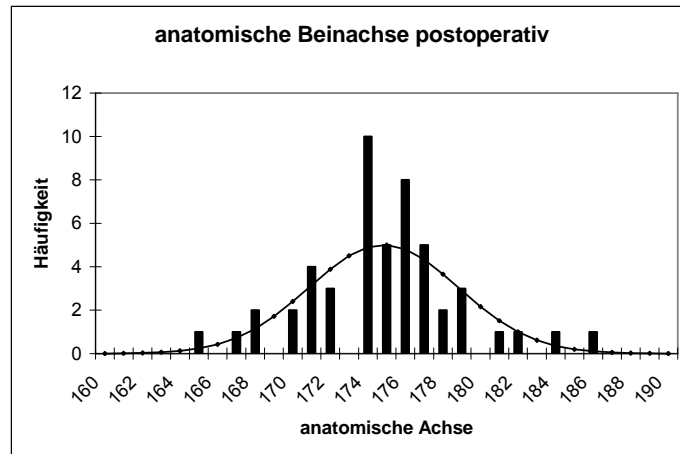


Diagramm 2: Verteilung der anatomischen Beinachse postoperativ (Balkendiagramm), zur Verdeutlichung wurde der Graph der zugehörigen Normalverteilungsfunktion als Hüllkurve gezeichnet

Betrachtet man statt der anatomischen Achse die mechanische Achse, so beträgt diese im Mittel präoperativ $4,1^\circ$ varus (Standardabw. $9,3^\circ$) und postoperativ $1,1^\circ$ varus (Standardabweichung: $4,1^\circ$).

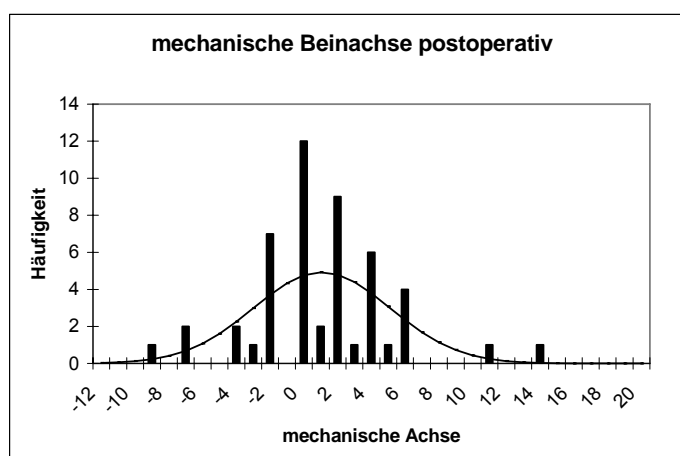


Diagramm 3: Verteilung der mechanischen Beinachse postoperativ (Balkendiagramm), zur Verdeutlichung wurde der Graph der zugehörigen Normalverteilungsfunktion als Hüllkurve gezeichnet

3.2 Traglinie und Plateau-Quotient

Bei 34 untersuchten Kniegelenken (68%) verläuft die Traglinie postoperativ durch das innere Drittel des Kniegelenkes, was einem Plateau-Quotienten zwischen $-0,33$ und $+0,33$ entspricht. Präoperativ war dies nur bei 7 Kniegelenken (14%) der Fall. Der durchschnittliche Abstand der Traglinie vom Kniegelenksmittelpunkt, bezogen auf die Tibiaplateaugröße, betrug präoperativ $0,35$ ($-2,07$ - $+2,05$) und postoperativ $0,09$ ($-0,71$ - $+1,11$). Lediglich bei zwei der untersuchten Kniegelenke betrug der Plateau-Quotient postoperativ mehr als 1, was einen Schnittpunkt der Traglinie mit der Basislinie des Kniegelenkes jenseits des medialen Tibiaplateaurandes bedeutet. Präoperativ war dies noch bei neun Knien der Fall. Die präoperativ bestehenden vier Fälle einer extremen Valgusfehlstellung mit einem Plateau-Quotienten kleiner -1 konnten sämtlich in den Bereich > -1 – zwei davon sogar $> -0,33$ korrigiert werden.

Die postoperative Verteilung des Plateau-Quotienten über die Kniegelenkskompartimente zeigt folgende Abbildung.

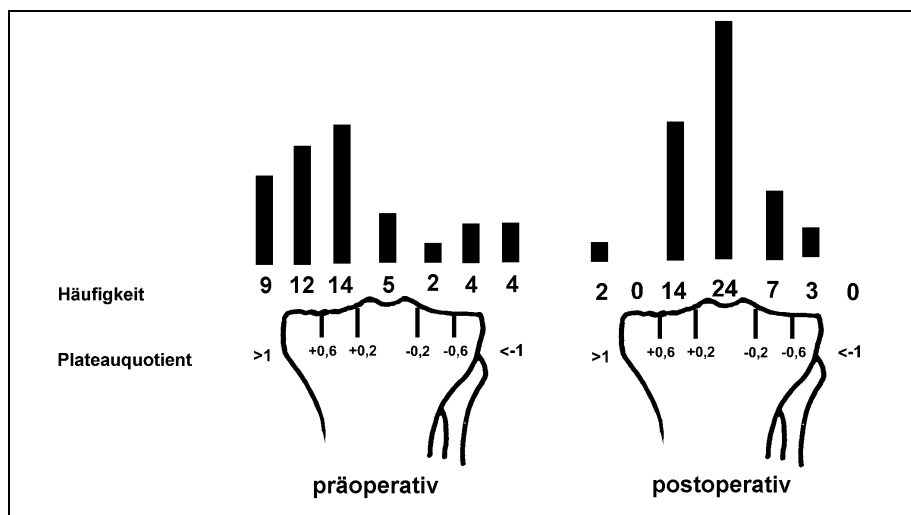


Abbildung 21: Halbschematische Darstellung der Häufigkeit des Schnittpunktes der Traglinie mit der Basislinie des Kniegelenkes

Die Korrelation des Plateau-Quotienten mit der anatomischen Schaftachse ergab einen Pearsonschen Korrelationskoeffizienten $r=0,969$ und mit der mechanischen Achse korrelierte der Plateauquotient zu $r=0,995$.

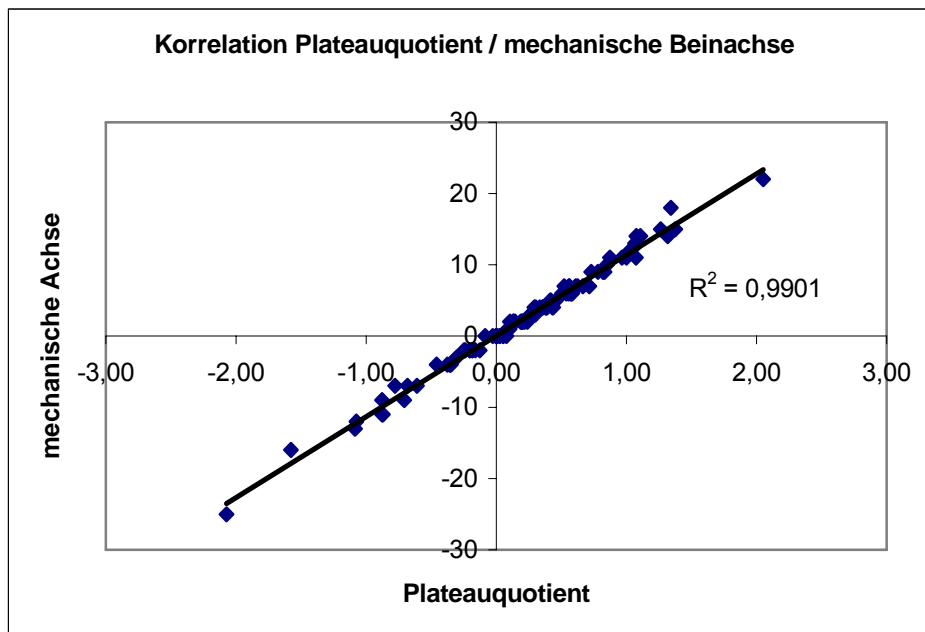


Diagramm 4: Korrelation des Plateau-Quotienten mit der zugehörigen mechanischen Achse $r=99,5\%$ (Pearson)

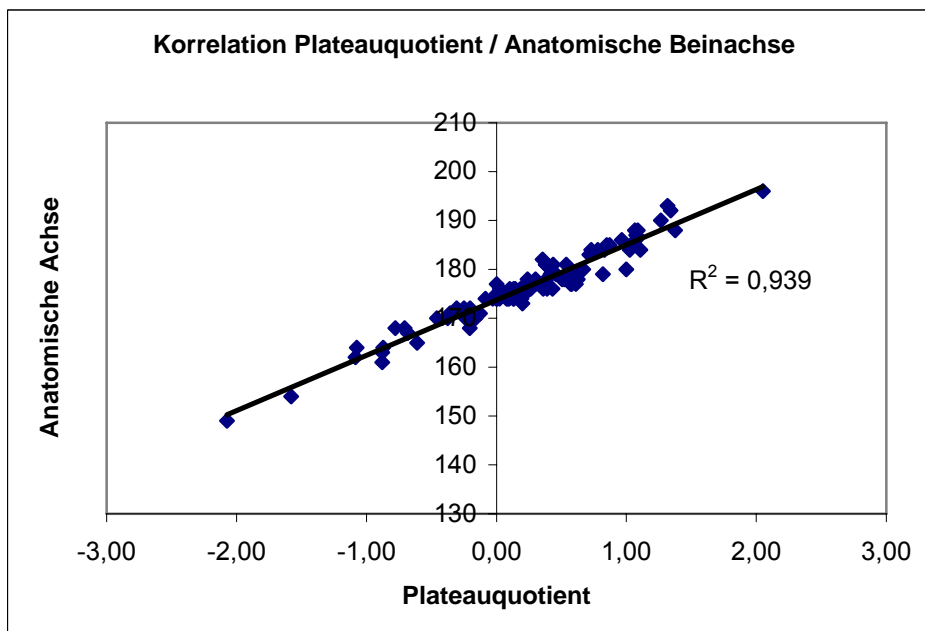


Diagramm 5: Korrelation des Plateau-Quotienten mit der zugehörigen anatomischen Schaftachse; $r=96,9\%$ (Pearson);

Der Plateau-Quotient korreliert weiterhin hervorragend mit der Abweichung der Traglinie von deren Ideallage (Diagramm 6).

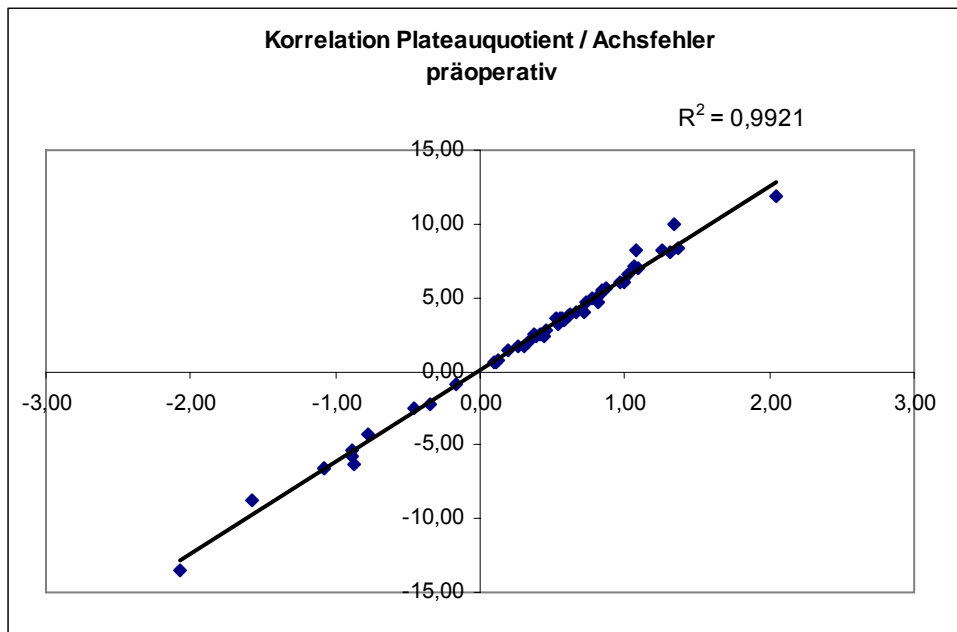


Diagramm 6: Korrelation des Plateau-Quotienten mit der Abweichung der Traglinie von deren Ideallage ; $r = 99,64\%$ (Pearson)

Vergleicht man die zugehörigen Paare des Plateau-Quotienten präoperativ und postoperativ, so zeigt sich eine durchschnittliche Änderung um 74% auf 26% des Ausgangswertes sowie eine tendenziell asymptotische Annäherung an einen Plateau-Quotienten von 0.

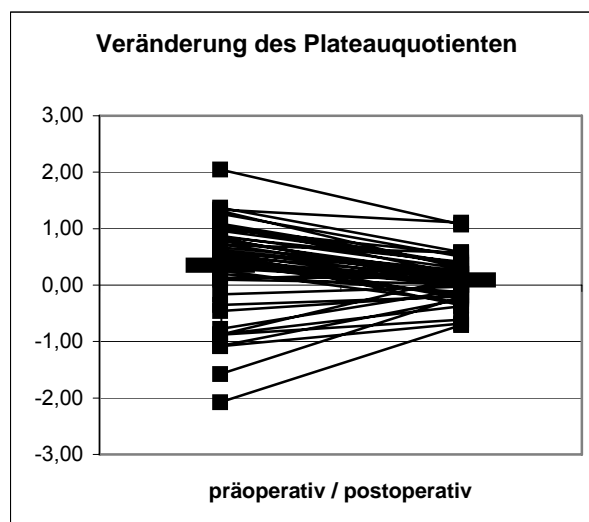


Diagramm 7: Veränderung des Plateau-Quotienten durch die Operation, links präoperativ, rechts postoperativ.; zugehörige Werte sind verbunden. Mittelwerte hervorgehoben.

Bemerkenswert ist die Tatsache, dass bei sechs Patienten der Plateau-Quotient das Vorzeichen wechselt, d.h. bei fünf Kniegelenken mit einer präoperativ bestehenden Varusstellung besteht postop. eine leichte Valgusstellung, umgekehrt ist dies bei einem Kniegelenk mit präoperativer Valgusdeformität der Fall.

Ein ähnliches Bild zeigt die Änderung der Beinachsen im folgenden Diagramm:

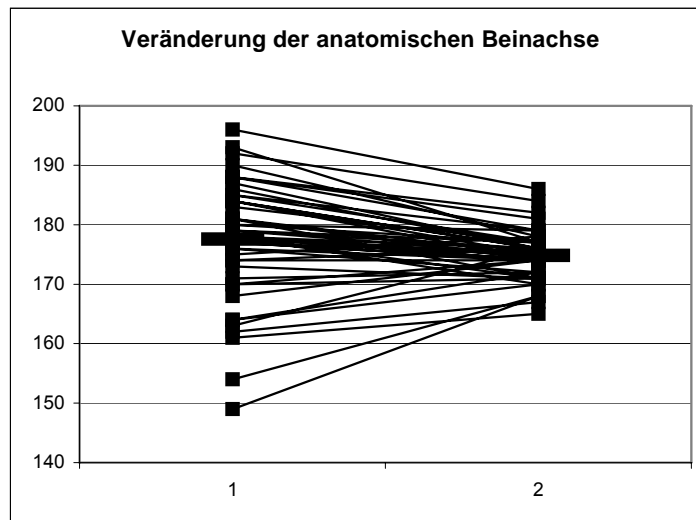


Diagramm 8 Änderung der Beinachsen durch die Operation; links prä-, rechts postoperativ.; zugehörige Werte sind verbunden. Mittelwerte hervorgehoben

Hier konvergiert die postoperativ eingestellte Beinachse einem Wert von $5,2^\circ$ Valgus, was einem frontalen Kniegelenkwinkel von $174,8^\circ$ entspricht.

Betrachtet man nun die Abweichung der Traglinie von deren Ideallage durch das Kniegelenkszentrum, so beträgt diese bei 41 Patienten (82%) weniger als drei Grad, mehr als fünf Grad Abweichung weisen lediglich zwei Patienten (4%) auf. Diese Abweichung ist in nebenstehender Abbildung als Winkel α bezeichnet. Dieser Winkel α korreliert mit dem Plateauquotienten nahezu linear, so dass eine Abweichung von $\sim 5^\circ$ in etwa einem Plateauquotienten von ± 1 entspricht.

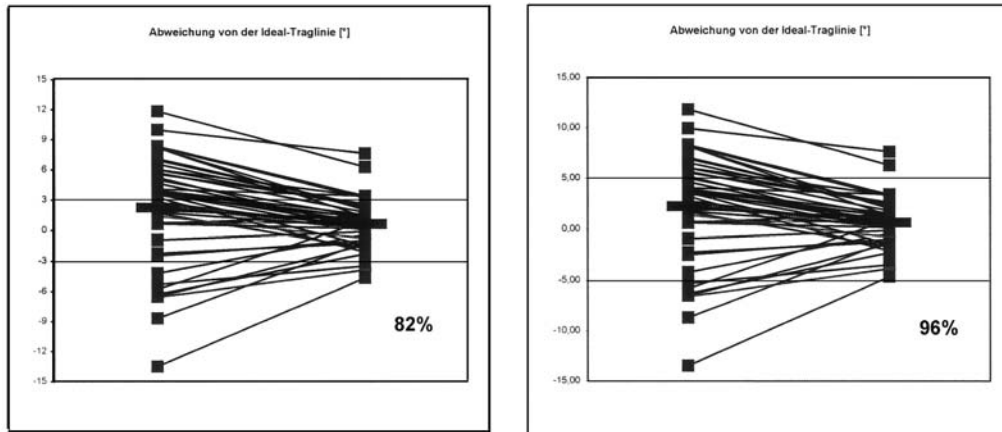


Abbildung 22: Abweichung der Traglinie von der Ideallage um weniger als 3°(links) bei 82% bzw. 5°(rechts) bei 96% der untersuchten Kniegelenke.



Abbildung 23: Röntgenaufnahmen einer Patientin, links präoperativ, rechts postoperativ; Mikulicz-Linie eingezeichnet; (eigene Aufnahmen)

4 Diskussion

4.1 Bedeutung des Alignment und der Bandspannung

In der Literatur herrscht weitgehende Einigkeit darüber, dass eine korrekt ausgerichtete Beinachse das funktionelle Ergebnis sowie die Überlebensdauer einer Knieprothesenimplantation entscheidend beeinflusst (Ranawat et al. 1976, Lotke et al. 1977, Insall et al. 1985, Jeffery et al. 1991, Jessup et al. 1997,). Im internationalen Schrifttum wird hierbei der Begriff des „Alignment“ verwendet.

Bei nahezu allen gängigen Knieprothesen wird die Ausrichtung der Beinachse durch die Resektion des distalen Femurs in einem definierten Valguswinkel bestimmt. Die tibiale Resektion wird, wie auch bei der vorgestellten Technik, in der Regel rechtwinklig zur mechanischen Tibiaachse durchgeführt. Einige Operateure befürworten für den distalen Femurschnitt einen variablen Resektionswinkel, der für jeden Patienten anhand der präoperativen Beinachsenaufnahme festgelegt wird, Andere verwenden stets den gleichen Valguswinkel zwischen 5 - 7°. Interessant ist hierbei die Untersuchung von McGrory (McGrory et al. 2002), bei der bei einem randomisierten Teil der Patienten ein individueller, anhand einer präoperativen Beinachsenaufnahme festgelegter Femurresektionswinkel (5-8°, im Mittel 6,2°) verwendet wurde, bei der zweiten Gruppe wurde – ohne vorherige Beinachsenaufnahmen – stets ein Resektionswinkel von 5° eingehalten. Das postoperative Alignment zeigte zwischen beiden Gruppen keinen statistisch signifikanten Unterschied, jedoch wies letztere Gruppe ein tendenziell besseres Alignment auf (86% / 92%, bezogen auf die Verläufe der Traglinie durch das mittlere Drittel des Kniegelenkes) als diejenigen Patienten mit variablen Resektionswinkel.

Ein weiterer Faktor, der das Ergebnis einer Knieprothesenimplantation maßgeblich beeinflusst, ist die ligamentäre Stabilität des Gelenkes (Insall et al. 1985, Trepte & Pfanzelt 2003, Krackow 2003). Wie in Kapitel 1.5 bereits erwähnt, ist bei den heute gebräuchlichen Prothesenmodellen die Stabilität

nahezu ausschließlich durch den Kollateralbandapparat gegeben. Das vordere Kreuzband (LCA) fehlte nach einer Untersuchung von Harman et al. (1998) in bereits $\frac{1}{4}$ aller Fälle, nach Cushner et al. (2003) wiesen 70% der im Rahmen einer Prothesenimplantation bei unter 65-Jährigen Patienten resezierten vorderen Kreuzbänder bereits deutliche Degenerationen auf. Aufgrund dieser Schädigung des LCA durch die Erkrankung wird dieses bei nahezu allen gängigen Total-Prothesenmodellen reseziert. Demzufolge fehlt dem hinteren Kreuzband der Gegenpart, so dass dieses lediglich dem Phänomen der „Hinteren Schublade“ * entgegenwirkt. Ob das hintere Kreuzband aus diesem Grund ebenfalls entfernt werden sollte wird noch immer kontrovers diskutiert, da beide Verfahren vergleichbar gute Langzeitergebnisse liefern (Clark et al. 2001; Trousdale et al. 2002). Hingegen berichten Straw et al. (2003), dass Patienten, bei denen ein Release des hinteren Kreuzbandes durchgeführt wurde, signifikant schlechtere „knee- and function scores“ aufwiesen als diejenigen, bei denen es entweder einfach belassen, lediglich vollständig reseziert oder reseziert und substituiert worden war.

Bei den Oberflächenersatzendoprothesen finden sich sämtliche Resektionsebenen innerhalb der Grenzen, die durch die Kollateralbandansätze gegeben sind. Dies bedeutet: die Spannung des Bandapparates hängt direkt mit der postoperativ eingestellten Beinachse zusammen. Üblicherweise wird nach der knöchernen Resektion, die anhand der anatomischen Femur- und Tibiaachse ausgerichtet wurde, ein Weichteileingriff durchgeführt, um ausgeglichene Spannungsverhältnisse zu schaffen (Whiteside 2002, Eulert & Hassenpflug, Jerosch & Heisel u. v. m.). Allerdings berichtet eine Arbeitsgruppe um John Insall, auf den das Prinzip eines symmetrischen, ausgeglichenen Streck- und Beugespalt zurückgeht, von der Schwierigkeit durch ein Weichteilmanagement diesen Ausgleich des Gelenkspaltes zu erreichen (Griffin et al. 2000). Durch die Ausrichtung der Resektionsflächen

* Als Hintere Schublade wird das Phänomen bezeichnet, dass man den Tibiakopf gegenüber den Femurkondylen dorsalwärts verschieben kann. Bei belastetem Kniegelenk entspricht dies einem vorwärtsgleiten der Femurkondylen auf dem Tibiaplateau.

nach der intraoperativ gemessenen Bandspannung wäre dieses Problem beseitigt.

Dass bei der Spannung der Kollateralbänder in Streckstellung die Strukturen der hinteren Gelenkkapsel, die einem dorsalen Release nicht zugänglich sind, das Ergebnis beeinträchtigen können, muss allerdings billigend in Kauf genommen werden.

In der Literatur wird häufig zur Verdeutlichung der Lage der Traglinie deren Abstand vom Kniegelenkszentrum in Millimetern angegeben (Jeffery et al 1991; Younger et al. 1995). Dabei werden verschiedene Fehlerquellen außer Acht gelassen. Zum einen ist die Angabe eines absoluten Wertes direkt abhängig vom Film-Fokus-Abstand, dessen Konstanz nur schwer nachprüfbar ist. Weiterhin vernachlässigt diese Art der Messung die Größenunterschiede der einzelnen Probanden. In unseren Messungen differieren die Durchmesser der Tibiaplateaus um 22 mm.

Andere Autoren geben den Durchtritt der Traglinie durch das Kniegelenk in Kompartimenten oder Zonen bezogen auf das Tibiaplateau an (Kennedy, White 1987). Dies gestattet zwar eine Lokalisation der Traglinie in Bezug auf deren Verlauf durch das Kniegelenk, eine mathematische Berechnung derselben wird durch diese Art der Angabe noch nicht ausreichend ermöglicht.

Daher wurde in dieser Arbeit eine Möglichkeit gesucht, den Verlauf der Traglinie zu standardisieren. Hierbei wurde der Abstand der Mikulicz-Linie vom Kniegelenkszentrum auf die Breite des Tibiaplateaus bezogen. Diese ist als bildinterner Standard immer verfügbar und erlaubt eine Normierung des Traglinienabstandes.

4.2 Ergebnisse in der Literatur

Aus der Orthopädischen Universitätsklinik Würzburg wird in einem Nachbeobachtungszeitraum von 5-10 Jahren postoperativ nach Implantation einer PFC-Knieendoprothese ein durchschnittlicher tibiofemorale Winkel von 175° mit einer Standardabweichung von 4° berichtet (Eulert & Hassenpflug 2001).

In einer früheren Studie aus dem gleichen Haus wird für 329 PFC-Hybrid-Knieprothesen ein durchschnittlicher femorotibialer Winkel von 6° valgus bei einer Standardabweichung von 3° angegeben. (König et al. 1998)

Petersen & Engh untersuchten 1988 50 Knieprothesen unbekanntem Typs und fanden hierbei eine durchschnittliche postoperative Beinachse von $7,2^\circ$ valgus.

Jessup et al. fanden 1997 bei 198 nachuntersuchten Kniegelenken unbekanntem Prothesentyp folgende Werte: Mittelwert: $5,86^\circ$ valgus, Standardabweichung: $1,30^\circ$, 95%-Konfidenzintervall: $5,68^\circ$ - $6,05^\circ$ valgus.

Langenbach et al. untersuchten 20 Kniegelenke des Typs PFC-Sigma (Johnson&Johnson) und ermittelten hierbei einen frontalen Kniegelenkwinkel von $6,1^\circ$ valgus $\pm 3,43^\circ$ (Langenbach et al. 2002).

Campbell et al. (1993) beschrieben für das Richards Tricon Total Knee System einen durchschnittlichen postoperativen anatomischen Valguswinkel von 8° bei einer Standardabweichung von $5,6^\circ$. Mahaluxmivala et al. veröffentlichten 2001 eine Studie über 673 PFC-Knieprothesen. Hierbei lag die durchschnittliche Tibiaachse bei $88,59^\circ$ (SD $2,28^\circ$) und die durchschnittliche Femurschaftachse bei $97,43^\circ$ (SD $3,44^\circ$). Dies ergibt einen durchschnittlichen frontalen Kniegelenkwinkel von 6° valgus.

Jefferey et al. berichten 1991 von 115 „Denham“ – Knieprothesen. In dieser Untersuchung wurde angegeben, dass die Traglinie postoperativ in 68% der Fälle durch das zentrale Drittel der Prothese verläuft, was mit einer Lockerungsrate von nur 3% - im Gegensatz von 24% Lockerungen bei einem Schnittpunkt außerhalb dieses Zentrums – verbunden sei.

Interessant sind in diesem Zusammenhang auch die Beobachtungen am unikompartimentellen Kniegelenksersatz vom Typ „Oxford“. Bei diesem Prothesentyp wird die postoperativ resultierende Beinachse ebenfalls durch die Spannung des medialen Seitenbandes vorgegeben. Goodfellow et al. ermittelten bereits 1988 für die ersten 103 Fälle eine durchschnittliche postoperative mechanische Beinachse von $-0,65^\circ$ bei einer Standardabweichung von $5,75^\circ$. Emerson et al. (1992) beschrieb bei 27 medialen Oxford-Prothesen für die anatomische Achse einen Mittelwert von $6,3^\circ$ valgus bei einer Standardabweichung von $2,71^\circ$, Carr et al. fanden 1993

einen Mittelwert von $-0,8^\circ$ bei einer Standardabweichung von $2,8^\circ$ der mechanische Achse.

McGrory et al. untersuchten 2002 den Einfluss präoperativ angefertigter Beinachsenaufnahmen auf das postoperative Ergebnis. Intraoperativ wurde vom implantierenden Chirurgen bei fehlender präoperativer Aufnahme automatisch eine 5° - valgus Resektion vorgenommen, wohingegen bei vorhandener Beinachsenaufnahme der Sägeschnitt zwischen 5° und 8° variierte. Postoperativ fanden die Untersucher statistisch keinen Unterschied zwischen beiden Gruppen, jedoch tendenziell lag bei ersterer Gruppe die Traglinie mit 92% der Fälle häufiger im inneren Drittel des Kniegelenkes als in der Gruppe mit variabler Resektion mit 86%. In der vorliegenden Untersuchung lag die Traglinie bei 68% der untersuchten Kniegelenke innerhalb des zentralen Drittels des Kniegelenkes.

Sparmann und Wolke (2003) berichten über eine vergleichende Studie, in welcher opto-elektronisch navigierte Knieprothesen herkömmlich instrumentierten Implantaten gegenübergestellt wurden. Bei beiden Systemen lag die postoperative mechanische Achse bei $0,05^\circ$ varus, wobei die navigierte Gruppe die etwas kleinere Standardabweichung von $1,38^\circ$ zu $1,83^\circ$ der konventionell implantierten Gruppe aufwies.

Einige wenige Autoren geben Beinachsen-Werte für Normalpersonen wieder. So beschreiben Cooke et al. 1997 bei 119 untersuchten gesunden Kanadiern einen durchschnittlichen femorotibialen Winkel von $0,97^\circ$ varus $\pm 2,86^\circ$

Moreland et al. beschrieben 1987 eine Seitendifferenz der Beinachse bei 25 „normal male volunteers“. Für das rechte Kniegelenk wurde ein durchschnittlicher Winkel von $1,5^\circ$ und links nur $1,1^\circ$ varus angegeben. Bei Hsu et al. (1990) betrug bei 120 untersuchten Beinachsenaufnahmen der mechanische tibiofemorale Winkel $1,2^\circ$ varus. Paley und Pfeil (2000) nennen als Normwert des mechanischen distalen Femurwinkels 88° (85° - 90°) und des mechanischen proximalen Tibiaschaftwinkels von 93° (90° - 95°). Dies entspräche einer mechanischen Beinachse von $1^\circ \pm 5^\circ$

	n	Typ	Anat. Achse	SD
Vorliegende Studie	50	CPR	5,2°	3,9°
PFC KLH	275	PFC	5°	4°
König et al.	329	PFC	6°	3°
Jessup et al.	198	k. A.	5,9°	1,3°
Petersen/Engl	50	k. A.	7,2°	k. A.
Langenbach et al	20	PFC	6,3°	3,4°
Campbell et al	k. A.	Richards Tricon	8°	5,6°
Mahaluxmivala et al	673	PFC	6°	k. A.

Die in der Literatur wiedergegebenen Werte postoperativer Beinachsenaufnahmen sind in obiger Tabelle zusammengestellt. Im wesentlichen stimmen diese mit denen in der vorliegenden Arbeit überein.

In unten stehender Tabelle sind die postoperativen Ergebnisse der CPR-Prothese gegenüber Normalpersonen aufgetragen.

	Mech. Achse	SD
Vorliegende Studie	1,1°	4,1°
Paley&Pfeil	1°	5°
Cooke	0,97°	2,86°
Moreland	1,5°R / 1,1°L	k.A.
Hsu	1,2°	k. A.

Von den 50 in dieser Arbeit untersuchten Kniegelenken weisen zwei ein schlechtes Ergebnis mit einer persistierenden postoperativen Fehlstellung von mehr als 5° auf. Bei einem dieser beiden Gelenke ist mit einer postoperativen Tibiaachse von 84° varus sicherlich ein Fehler während der tibialen Resektion anzunehmen. Bei der zweiten schlecht ausgerichteten Prothese bleibt die Ursache der Fehlstellung unklar. Zu diskutieren wären neben einem technischen Implantationsfehler zum Einen eine nicht erkannte echte Bandinsuffizienz, z.B. durch eine frühere ligamentäre Verletzung. Patienten mit einer solchen stattgehabten Läsion sind nicht prinzipiell für die vorgestellte

ligamentäre Ausrichtung der Prothesenimplantation ungeeignet. Allerdings ist hier ein besonderes Augenmerk auf die resultierende Beinachse notwendig. Diese kann durch die mittlerweile verfügbare Technik der computerassistierten Navigation bereits intraoperativ überprüft und gegebenenfalls korrigiert werden.

4.3 Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit wurden postoperative Beinachsenaufnahmen nach Implantation einer CPR-Knieprothese begutachtet. Es galt dabei die Frage zu klären, ob die Ausrichtung des femoralen Implantates allein nach der Kollateralbandspannung ein korrektes Alignment des Beines ermöglicht.

In dieser Arbeit wurde ein Quotient eingeführt, der eine exakte Beschreibung des Traglinienverlaufes im Bereich des Kniegelenkes zulässt.

Dieser „Plateau-Quotient“ korreliert hervorragend mit dem frontalen Kniegelenkwinkel ($R=96,9\%$), und ist damit ein geeignetes Werkzeug, eine Kniegelenksdeformität zu beschreiben.

Der Mittelwert der postoperativen anatomischen Beinachsen entspricht dem in der Literatur und in Lehrbüchern der Anatomie angegebenen Wert des frontalen Kniewinkels von 175° . Die Streuung der Werte (165° - 186° ; Standardabweichung $3,96^\circ$) ist ebenfalls vergleichbar.

Die postoperativ resultierende Beinachse bei Implantation einer CPR-Knieprothese mit alleiniger Ausrichtung nach der Kollateralbandspannung ist offensichtlich mit der klassischen, anatomischen Resektion anhand eines definierten Valguswinkels vergleichbar.

Ob diese Orientierung der Prothesenimplantation nach der Spannung der Kollateralbänder auch – wie theoretisch postuliert – klinisch stabilere Kniegelenke als bei Orientierung anhand der Achsenverhältnisse ergibt und ob sich dieser Vorteil in einer Verbesserung der Langzeitergebnisse niederschlägt, muss dringend durch weitere Studien untersucht werden.

5 Literaturverzeichnis

Ahlbäck S (1968) „Osteoarthritis of the knee – A radiographic investigation”

Acta Radiol. (Suppl.) 277: 7-71

Barrack RL, Bertot AJ, Wolfe MW, Waldmann DA, Milicic M, Myers L (2001)

„Patellar resurfacing in total knee arthroplasty. A prospective, randomised, double-blind study with five to seven years of follow-up”

J Bone Joint Surg Am. 2001 Sep;83-A(9):1367-81

Böhm P (2003) „Die achsgeführte Knieprothese: überholtes Urmodell oder wertvolles Implantat zur Versorgung schwieriger Fälle?”

Zentralbl Chir 2003; 128: 64-69

Campbell WJ, Elliott JR, Mollan RA (1993) „ASAP total knee arthroplasty instrumentation: all six, all precise?”

J R Coll Surg Edinb. 1993 Oct;38(5): 307-10.

Carr A, Keyes G, Miller R, O'Connor J Goodfellow J (1993) “Medial unicompartmental arthroplasty. A survival study of the Oxford meniscal knee.”

Clin Orthop. 1993 Oct;(295):205-13.

Charnley J. (1970) “The reaction of bone to self-curing acrylic cement. A long-term histological study in man”

J Bone Joint Surg Br. 1970 May;52(2): 340-53

Clark CR, Rorabeck CH, MacDonald S, MacDonald D, Swafford J, Cleland D. (2001) ”Posterior-stabilized and cruciate-retaining total knee replacement: a randomized study.”

Clin Orthop. 2001 Nov; (392): 208-12.

Cooke D, Scudamore A, Li J, Wyss UP, Bryant T, Costigan P (1997) „Axial lower-limb alignment: comparison of knee geometry in normal volunteers and osteoarthritis patients.”

Osteoarthritis Cartilage. 1997 Jan;5(1):39-47.

Cushner FD, La Rosa DF, Vigorita VJ, Scuderi GR, Scott WN, Insall JN. (2003) "A quantitative histologic comparison: ACL degeneration in the osteoarthritic knee."

J Arthroplasty. 2003 Sep; 18(6): 687-92.

Dt. Ges. f. Orthopädie und Traumatologie & Berufsverb. d. Ärzte f. Orthopädie (Hrsg.) Leitlinien der Orthopädie.

Dt. Ärzte-Verlag, Köln, 1999, S. 41ff

Emerson RH (Jr), Head WC, Peters PC (Jr) (1992) "Soft-tissue balance and alignment in medial unicompartmental knee arthroplasty."

J Bone Joint Surg Br. 1992 Nov;74(6):807-10.

Engelbrecht E, Nieder E, Strickle E, Keller A. (1981) „Intrakondyläre Kniegelenksendoprothese mit Rotationsmöglichkeit – Endo Modell“

Der Chirurg 1981 (52), S 368-375

Eulert J & Hassenpflug J (2001) „Praxis der Knieendoprothetik“,

Springer – Verlag, Berlin Heidelberg 2001

Frick H, Leonhardt H, Starck D (1987): "Taschenlehrbuch der gesamten Anatomie Bd1", 3.Auflage,

Thieme Verlag, Stuttgart New York 1987

Grüner S. (1995) Vortrag anlässlich der 78. Jahrestagung der Deutschen

Gesellschaft für Geschichte der Medizin, Naturwissenschaft und Technik

Goodfellow JW, O'Connor JJ (1978) "The Mechanics of the Knee and Prosthesis Design."

J Bone Joint Surg Br. 1978 Aug;60-B(3):358-369.

Goodfellow JW, Kershaw CJ, Benson MK, O'Connor JJ (1988) "The Oxford Knee for unicompartmental osteoarthritis. The first 103 cases."

J Bone Joint Surg Br. 1988 Nov;70(5):692-701.

Griffin FM, Insall JN, Scuderi GR. (2000) "Accuracy of soft tissue balancing in total knee arthroplasty".

J Arthroplasty. 2000 Dec; 15(8): 970-3.

- Gschwend N, Scheler H G, Bähler A. (1980)** „Die GSB-Knieprothese“
Med-Orthop. Techn 1980 (100): 128-134
- Harman MK, Markovich GD, Banks SA, Hodge WA (1998)** “Wear patterns on tibial plateaus from varus and valgus osteoarthritic knees”
Clin Orthop 1998 Jul(352): 149-58
- Hartmann S (1998)** “Möglichkeiten der Achskorrektur mit ungekoppelten totalkondylären Knieprothesen”
Dissertation der Medizinischen Fakultät der Universität Ulm
- Hsu RW, Himeno S, Coventry MB, Chao EY (1990)** “Normal axial alignment of the lower extremity and load-bearing distribution at the knee”
Clin. Orthop. 1990 Jun;(255):215-27
- Insall JN, Binazzi R, Soudry M, Mestriner LA. (1985):** “Total knee arthroplasty.”
Clin Orthop. 1985 Jan-Feb; (192): 13-22.
- Jeffery RS, Morris RW, Denham RA. (1991)** “Coronal alignment after total knee replacement.”
J Bone Joint Surg Br 1991 Sep;73(5):709-14
- Jerosch J, Heisel H (1998)** “Knieendoprothetik”,
Springer – Verlag, Berlin Heidelberg 1998
- Jessup DE, Worland RL, Clelland C, Arredondo J. (1997)** “Restoration of limb alignment in total knee arthroplasty: evaluation and methods.”
J South Orthop Assoc. 1997 Spring;6(1):37-47
- Kennedy WR, White RP (1987)** “Unicompartmental Arthroplasty of the Knee – postoperative Alignment and its Influence on Overall Results”
Clin Orthop 1987, Aug (221): 278-85
- König A, Kirschner S, Walther M, Eisert M, Eulert J (1998)** „Hybrid total knee arthroplasty“
Arch Orthop Trauma Surg. 1998 118: 66-9

- Krackow KA (2003)** „Instability in total knee arthroplasty: Loose as a goose“
J Arthroplasty 2003 Apr; 18(3 Suppl 1): 45-7
- Lang J, Wachsmuth W (1972)** „Praktische Anatomie“, Erster Band, vierter Teil:
„Bein und Statik“; Springer Verlag 1972
- Langenbach MR, Dohle J, Zirngibl H. (2002)** “Achsvermessung bei Knie-TEP:
Ganzbeinstandaufnahme als Golden Standard“
Z Orthop Ihre Grenzgeb 2002 Jan-Feb;140(1):32-6
- Li S, Scuderi G, Furman BD, Bhattacharyya S, Schmiegg JJ, Insall JN.
(2002)** ”Assessment of backside wear from the analysis of 55 retrieved
tibial inserts.”
Clin Orthop. 2002 Nov; (404): 75-82.
- Lonner JH, Laird MT, Stuchin SA. (1996)** ”Effect of rotation and knee flexion
on radiographic alignment in total knee arthroplasties.”
Clin Orthop. 1996 Oct;(331):102-6.
- Lotke PA, Ecker ML (1977)** „Influence of positioning of prosthesis in total knee
replacement”
J Bone Joint Surg Am. 1977 Jan; 59(1): 77-9
- Mahaluxmivala J, Bankes MJ, Nicolai P, Aldam CH, Allen PW (2001)** “The
effect of surgeon experience on component positioning in 673 Press Fit
Condylar posterior cruciate-sacrificing total knee arthroplasties.”
J Arthroplasty. 2001 Aug;16(5):635-40.
- McGrory JE, Trousdale RT, Pagnano MW, Nigbur M. (2002)** ”Preoperative
hip to ankle radiographs in total knee arthroplasty.”
Clin Orthop. 2002 Nov;(404):196-202.
- Moreland JR, Bassett LW, Hanker GJ. (1987)** ”Radiographic analysis of the
axial alignment of the lower extremity.”
J Bone Joint surg (Am). 1987 Jun; 69(5):745-9
- Müller W. (1982)** “Das Knie”;
Springer Verlag 1982

- Paley D, Pfeil J. (2000)** "Prinzipien der kniegelenknahen Deformitätenkorrektur."
Der Orthopäde 2000 29:18-38
- Petersen TL, Engh GA. (1988)** "Radiographic assessment of knee alignment after total knee arthroplasty."
J Arthroplasty 1988;3(1):67-72
- Pullig O, Pfander D, Swoboda B. (2001)** „Molekulare Grundlagen der Arthroseinduktion und -progression“
Der Orthopäde 2001 Nov; 30(11): 825-33
- Ranawat CS, Insall J, Shine J. (1976)** "Duo-condylar knee arthroplasty: hospital for special surgery design"
Clin Orthop. 1976; 00(120): 76-82.
- Reichelt A. (1993)** „Orthopädie“, Ferdinand Enke Verlag Stuttgart 1993
- Schroeder-Boersch H. (2001)** „Gelenkmechanik und das Design moderner Knieprothesen - Zeit zum Umdenken!“
Z Orthop Ihre Grenzgeb 2001; 139: 3-7
- Sparmann M, Wolke B. (2003)** „Stellenwert der Navigation und Roboterchirurgie bei Knie-Totalendoprothesen“
Der Orthopäde 2003; 32: 498-505
- Straw R, Kulkarni S, Attfield S, Wilton TJ. (2003)** "Posterior cruciate ligament at total knee replacement. Essential, beneficial or a hindrance?"
J Bone Joint Surg Br. 2003 Jul; 85(5): 671-4.
- Trepte C T, Pfanzelt K (2003)** "Weichteilmanagement bei der Implantation von bicondylären Knieendoprothesen"
Zentralbl Chir 2003; 128, S:70-73
- Trousdale RT, Pagnano MW. (2002)** "Fixed-bearing cruciate-retaining total knee arthroplasty."
Clin Orthop. 2002 Nov; (404): 58-61

Vertullo CJ, Easley ME, Scott WN, Insall JN (2001) "Mobile bearings in primary knee arthroplasty."

J Am Acad Orthop Surg. 2001 Nov-Dec; 9(6): 355-64.

Waters TS, Bentley G (2003) „Patellar resurfacing in total knee arthroplasty. A prospective, randomised study."

J Bone Joint Surg Am. 2003 Feb;85-A(2):212-7

White SH, Ludkowski PF, Goodfellow JW. (1991) "Anteromedial Osteoarthritis of the Knee"

J Bone Joint surg [Br] 1991; 73-B: 582-6

Whiteside LA. (2002) "Soft tissue balancing: the knee."

J Arthroplasty. 2002 Jun; 17(4 Suppl 1): 23-7.

Younger AS, Beauchamp CP, Duncan CP, McGraw RW. (1995) "Position of the knee joint after total joint arthroplasty."

J Arthroplasty 1995 Feb;10(1):53-61

Zichner L, Hofem R, Marx A. (2000) "Scharnier-Kniegelenks-Endoprothese. Die besondere Indikationsstellung."

Der Orthopäde 2000; 29 Suppl 1: S52-3.

6 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Ansicht des gebeugten Kniegelenkes von ventral	1
Abbildung 2: Aufsicht auf das Tibiaplateau	1
Abbildung 3: Das Roll-Gleit-Prinzip	2
Abbildung 4: Physiologische Entwicklung der Beinachsen	4
Abbildung 5: Überblick über die verschiedenen Ausprägungen der Beinachse	5
Abbildung 6: Röntgenaufnahme eines gesunden und eines arthrotisch veränderten Kniegelenkes	6
Abbildung 7: CPR-Kniegelenksendoprothese	11
Abbildung 8: Röntgenaufnahmen einer CPR-Knieendoprothese	12
Abbildung 9: scheinbare laterale Aufklappbarkeit	15
Abbildung 10: Bandspanner	16
Abbildung 11: Schematische Darstellung des Operationsvorganges bis zum distalen Femurschnitt	17
Abbildung 12: Bandspanner mit aufgesetzter Femur-Ausrichtlehre	17
Abbildung 13: Spannvorgang im Operationssitus	18
Abbildung 14: Spannvorgang in Beugstellung im Operationssitus	19
Abbildung 15: Schematische Darstellung des Operationsablaufes zur Festlegung der Rotation der Femurkomponente	19
Abbildung 16: Beinachsenaufnahmen mit eingezeichneten Achsen	22
Abbildung 17: Schematische Darstellung der verwendeten Achsen	22
Abbildung 18: Bestimmung der Basislinie des Kniegelenkes	23
Abbildung 19: Berechnung von „T“ und „P“	24
Abbildung 20: Schema der Winkelberechnung	26
Abbildung 21: Halbschematische Darstellung der Häufigkeit des Schnittpunktes der Traglinie mit der Basislinie des Kniegelenkes	30
Abbildung 22: Abweichung der Traglinie von der Ideallage	34
Abbildung 23: Röntgenaufnahmen einer Patientin	34

7 Diagrammverzeichnis

Diagramm 1: Achsenverhältnisse prä- und postoperativ	28
Diagramm 2: Verteilung der anatomischen Beinachse postoperativ	29
Diagramm 3: Verteilung der mechanischen Beinachse postoperativ	29
Diagramm 4: Korrelation des Plateau-Quotienten mit der zugehörigen mechanischen Achse	31
Diagramm 5: Korrelation des Plateau-Quotienten mit der zugehörigen anatomischen Schaftachse	31
Diagramm 6: Korrelation des Plateau-Quotienten mit der Abweichung der Traglinie von deren Ideallage	32
Diagramm 7: Veränderung des Plateau-Quotienten durch die Operation	32

Danksagung

Mein herzlicher Dank gilt zunächst Herrn Doktor Karl Jaroschik, Chefarzt des Kreiskrankenhauses Bad Neustadt/Saale. Ihm verdanke ich meine Kenntnisse über die Grundlagen und Fertigkeiten der Endoprothetik.

Ferner danke ich den Mitarbeiterinnen der Röntgenabteilung des genannten Kreiskrankenhauses für die Geduld beim Heraussuchen der erforderlichen Röntgenaufnahmen.

Weiterhin gilt mein Dank Herrn Privatdozent Doktor Elmar Kunz, der die wissenschaftliche Betreuung dieser Arbeit übernommen hat.

Frau Elke Heß danke ich für das Korrekturlesen der Arbeit.

Nicht zuletzt danke ich meiner Familie, die mir das Studium der Medizin ermöglichte. Besonderer Dank gilt hier meiner lieben Frau Mirjam für die fortwährende Motivation und Unterstützung.

Lebenslauf:

Persönliche Daten:

Name: K ö n i g
Vornamen: Stefan, Hans
Geburtsdatum, -ort: 16.05.1969, Würzburg
Anschrift: Schulstraße 10
97618 Hohenroth
Familienstand: verheiratet, 3 Kinder



Schulbildung:

1975 - 1979 Grundschule Eibelstadt
1979 - 1980 Volksschule Sommerhausen
1980 - 1989 Gymnasium Marktbreit
24.06. 1989 Abitur

Zivildienst:

07/89 – 09/90 Kreiskrankenhaus Ochsenfurt (Innere Abteilung)
10/90 – 03/91 Weiterbeschäftigung dort im Pflegedienst

Hochschulbildung:

Mai 1991 Studium der Humanmedizin an der Julius-
Maximilians-Universität Würzburg bis zum
Mai 1998 Staatsexamen

Fachkunden / Qualifikationen:

Juni 2001: Fachkunde Rettungsdienst
Nov 2003: Fachkunde Radiologie (Notfall, Skelett u. Abdomen)
Herbst 99: Ultraschallkurs Abdomen und Retroperitoneum
Winter 2000: Ultraschallkurs Bewegungsapparat

Bisherige ärztliche Tätigkeiten:

06/98 – 11/99 AiP am Kreiskrankenhaus Ochsenfurt, Chirurgie
01/00 – 02/03 Assistenzarzt am KKH Bad Neustadt / Saale, Chirurgie
03/03 – 08/03 Assistenzarzt am KKH Rastatt, Chirurgie
09/03 – 02/04 Assistenzarzt am KKH Bad Neustadt / Saale, Chirurgie
seit 03/04 Assistenzarzt am Klinikum Meiningen,
Allgemein- und Gefäßchirurgie

Hohenroth, 09. Januar 2005



(Stefan König)