

Aus der Orthopädischen Klinik und Poliklinik
der Ludwig – Maximilians – Universität München

Direktor: Professor Dr. med. H.J. Refior

Tibiales Malalignment bei Mobile-Bearing-Prothesen - Eine Simulatorstudie-

Dissertation

Zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig - Maximilians - Universität zu München

vorgelegt von

Ingo Löer

aus

Schwerte

2002

**Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München**

Berichterstatter: Prof. Dr. Dr. W. Plitz

Mitberichterstatter: Prof. Dr. Dr. h.c. R. Putz
Priv. Doz. Dr. E. Euler

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter:

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h.c. K. Peter

Tag der mündlichen Prüfung: 14. November 2002

Meiner geliebten Familie

Danksagung

Ich möchte mich an dieser Stelle bei Herrn Prof. Dr. med. habil. Dr. Ing. W. Plitz dafür bedanken, dass seine Hilfsbereitschaft über die formelle Betreuung der Dissertation weit hinausging. Bei auftretenden Schwierigkeiten (jeglicher Art) war er jederzeit ansprechbar.

Dank an alle Mitarbeiter des Labors für Biomechanik.

Insbesondere Herrn Dipl. Ing. (FH) Christian Kassecker, ohne dessen regelmäßige, oftmals nächtlichen Arbeitseinsätze der schnelle und stete Simulatorbetrieb nur schwerlich möglich gewesen wäre.

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung und Problemstellung	1
1.1. Allgemeines	1
1.2. Klinische Fragestellungen zum Mobile-Bearing Konzept	2
2. Aktueller Kenntnisstand und Literaturübersicht	3
3. Grundlagen	7
3.1. Historie	7
3.2. Funktionelle Einheit Kniegelenk	9
3.2.1. Femurkondylen und Tibiaplateau	9
3.2.2. Kreuzbänder und Polyzentrik	10
3.2.3. Menisken	11
3.2.4. Patella	12
3.3. Stabilisierung durch Bandstrukturen und Propriozeption	13
3.4. Freiheitsgrade	13
3.5. Ganganalyse	15
3.6. Das mobile-bearing-Konzept	16
3.7. Polyethylenbelastung	16
3.8. Die aseptische Prothesenlockerung	19
4. Material und Methoden	21
4.1. Allgemeines	21
4.2. Funktionsprinzip des Kniegelenksimulators	23
4.2.1. Erzeugung der Bewegung	23
4.2.2. Erzeugung der Normalbelastung	24
4.3. Funktion des Simulators und Einbau der Prothese	26
4.4. Auswahl der Versuchsparameter	28
4.5. Prüfbedingungen	30
4.6. Versuchsdurchführung	31
4.6.1. Fixierung der Prothesenteile	31
4.6.1.1. Femuradapter	31
4.6.1.2. Tibiaadapter	31

4.7.Untersuchungsmaterial	34
4.7.1.Die Prothese	34
4.7.2.Wechsel des Prothesenmaterials	35
4.7.2.1.Die Replikas	36
5. Ergebnisse	38
5.1.Grundlagen	38
5.2.Veränderungen der Tribokontaktzonen unter Belastung	40
5.3.Ergebnisse der Verkipfung nach medial (varisiert)	42
5.3.1.Die Tribokontaktzonen	42
5.3.2.Rasterelektronenmikroskopische Ergebnisse	44
5.3.2.1. 1 ⁰ – Medialverkipfung / Varisierung	44
5.3.2.2. 2 ⁰ – Medialverkipfung / Varisierung	45
5.3.2.3. 3 ⁰ – Medialverkipfung / Varisierung	49
5.4.Ergebnisse der physiologischen / optimalen Implantation	52
5.5.Ergebnisse der Verkipfung nach lateral (valgisiert)	54
5.5.1.Die Tribokontaktzonen	54
5.5.2.Rasterelektronenmikroskopische Ergebnisse	55
5.5.2.1. 1 ⁰ – Lateralverkipfung / Valgisierung	55
5.5.2.2. 2 ⁰ – Lateralverkipfung / Valgisierung	59
5.5.2.3. 3 ⁰ – Lateralverkipfung / Valgisierung	61
6. Diskussion	65
6.1Schlussfolgerung	68
7. Zusammenfassung	70
8. Literaturverzeichnis	72
Curriculum vitae	81
Tabellenverzeichnis	82
Abbildungsverzeichnis	82

1. Einleitung und Problemstellung

1.1 Allgemeines

Die Zahl implantierter Endoprothesen stieg im Verlauf der letzten Jahre kontinuierlich an. In den USA besteht dabei mit etwa 180.000 eingebauter Knieendoprothesen sowie der gleichen Anzahl Hüftendoprothesen ein ausgeglichenes Verhältnis. Mit etwa 50.000 Knieendoprothesen und 140.000 Hüftendoprothesen liegt der deutschsprachige Raum deutlich niedriger. Für die kommenden Jahre wird aber ein Angleichen der Implantationszahlen erwartet.

CHARNLEY stellte 1979 fest: „Die Gleiteigenschaften der physiologischen Gelenkverhältnisse...sind mit künstlichen Werkstoffen nicht erreichbar“.

Die Langzeitergebnisse auf dem Gebiet des künstlichen Kniegelenkersatzes sind jedoch durch stetige Designfortschritte bei der Prothesenkonzeption, sowie durch neue Erkenntnisse über die verwendeten Materialien immer besser geworden. Besonders die Prothesen der „neuen“, dritten Generation haben durch ihre guten klinischen Ergebnisse einen weiteren Anstieg der Implantationszahlen bewirkt.

Bei allen Verbesserungen treten aber immer wieder Probleme im Bereich der Polyethylengleitflächen auf. An revidierten Polyethylenplateaus werden schwere Veränderungen wie Abrasion, Risse, Pittingbildung und Delaminationen unter der Oberfläche festgestellt, welche alle für das letztendliche Totalversagen von Knieendoprothesen verantwortlich sein können. Auch die Verankerung der Prothesenkomponenten, sei es zementiert oder zementfrei, stellt durch mittel- bis langfristige aseptische Lockerungsprozesse einen limitierenden Faktor für die Standzeiten der Endoprothesen dar.

Als wichtiger Faktor wird dabei immer wieder die korrekte Ausrichtung der Kniegelenksachsen angeführt, das sogenannte Alignment.

Ein exakterer Tibiasägeschnitt zur Erreichung des angestrebten rechten Winkels zur Tragachse wird sicherlich durch den Einsatz von Navigationssystemen möglich. Dennoch stellt die Tibia durch ihre Morphologie bekanntermaßen einen Schwachpunkt bei der Rekonstruktion des knöchernen Alignments dar.

Die proximale Tibia weist häufig eine andere anatomische Achse auf als die Tibiadiaphyse, so dass oftmals eine exakte Ausrichtung des Sägeblocks schwer

möglich ist. Bei externer Ausrichtung ist der Operateur auf sein Augenmaß und diverse Peilstäbe oder ähnliches angewiesen. Als weitere Fehlerquelle ist die Distanz des Sägeblocks zum Tibiakopf anzusehen. Nach Fixation des Sägeblocks mit Stiften erfolgt der Abbau des Ausrichtinstrumentariums und anschließend das Anschieben des Sägeblocks. Bei kleinen Verkrümmungen der Fixierstifte oder Abrutschen derselben auf der gekrümmten Tibiakortikalis kann eine Fehlpositionierung des Sägeblocks und somit ein Abweichen des Sägeschnitts von der idealen Osteotomie resultieren.

Weiterhin haben osteoporotische Knochenumbauten eine Einflussnahme auf die Tragfähigkeit des Tibiakopfes. Die spongiösen Strukturen ermöglichen ein Einsinken des Tibiaplateaus, insbesondere wenn keine ausreichende Versteifung mittels Knochenzement erfolgt.

1.2. Klinische Fragestellungen zum Mobile-Bearing Konzept

Während die starr gekoppelten (constraint) Knieprothesen in den 70er Jahren von den ungekoppelten (unconstraint) achslosen Modellen abgelöst wurden, ist in den letzten Jahren das Angebot an bikondylären, ungekoppelten Totalknieendoprothesen nahezu unüberschaubar geworden. Ein bereits seit Jahren bestehendes Konzept scheint sich mit der Anwendung beweglicher Polyethylenkomponenten (mobile-bearing) als sog. „Dritte Knieprothesengeneration“ zu behaupten. Bereits 1978 kamen erste Modelle dieses mobile bearing auf den Markt. Sowohl die LCS-Prothese, als auch das Oxford-Knee (als monokondylärer Oberflächenersatz) verfügten über erste bewegliche und weitgehend kongruente Polyethylenkomponenten.

Das kongruente Design solcher Mobile-Bearing-Prothesen hat bei exakter Implantation in einigen Studien gute bis sehr gute Ergebnisse hinsichtlich des Verschleißverhaltens gezeigt.

Die vorliegende Studie sollte der Klärung dienen, inwiefern die großen Bewegungsausmaße der Prothesenkomponenten bei Malalignment als negativ gewertet werden müssen, bzw. wie groß die biomechanisch-tribologische Toleranz dieses Prothesentyps bei einer „Fehlimplantation“ ist. Da die Führung des Bewegungsablaufs ausschließlich durch den zu erhaltenden Bandapparat, sowie die

kraftschlüssig konzipierte Oberflächenstruktur der Gelenkpartner erfolgt, wird die Frage aufgeworfen, ob bei suboptimaler Positionierung der tibialen Komponente ein biomechanisch korrekter Bewegungsablauf möglich ist.

Daran anschließend ergibt sich die Frage, wie groß die Toleranzbreite hinsichtlich eines Malalignment ist. Lässt sich diese Toleranzbreite in Winkelgraden angeben? Gibt es somit einen abgrenzbaren Bereich in dem das Prothesendesign eine Fehlstellung kompensiert?

Wie verändern sich bei Malalignment die Tribokontaktzonen der Polyethylenkomponenten als Maß für die spezifische Flächenlast?

Resultiert aus einer tibialen Fehlstellung eine übermäßige Belastung der Polyethylenkomponente?

Zeichnet sich diese Überbelastung der Polyethylenkomponente durch vorzeitiges Materialversagen im Sinne eines Ermüdungsverschleißes aus?

Kommt es durch diese Fehlstellung zu Dislokationen des mobilen Meniskallagers?

Wie toleriert die kaudale Gleitfläche des Polyethylens ein Malalignment?

2. Aktueller Kenntnisstand und Literaturübersicht

Hinsichtlich der Implantation der Prothesenkomponenten ist generell davon auszugehen, dass eine suboptimale Positionierung unzureichende klinische Ergebnisse erwarten lässt (LOTKE 1977). Studien der letzten Dekaden lassen keine Zweifel daran, dass eine exakte Implantation der Prothese für ein gutes, langfristiges Operationsergebnis notwendig ist (JEFFREY 1991, DENNIS 1991, BRYAN 1982, BARGREN 1983).

GOODFELLOW und O'CONNOR (1978) sowie BUECHEL und PAPPAS (1986) dachten als erste an eine Erniedrigung der spezifischen Flächenlast auf das tibiale Polyethyleninlay unter die kritische Grenze von 10 MPa, wobei 12-15 MPa als maximal tolerable Flächenlast für Polyethylen gelten (BARTEL 1985/86, HOFFMANN 1995).

Eine solche Reduktion der spezifischen Flächenlast sollte durch kongruente Meniskallager erfolgen.

Das Auslaufen der Patentschrift dieser den Vorstellungen von BUECHEL und PAPPAS entsprechenden Low Contact Stress-Prothese (LCS) hat sicherlich dazu beigetragen, dass dieser Prothesentyp durch eine breitere Anwenderschaft eine zunehmende klinische Relevanz erlangt hat. Derzeit werden 14 Modelle dieses Prothesentyps von verschiedenen Herstellern angeboten.

Das mobile-bearing-Konzept ermöglicht die Verwendung kongruenter Polyethylenkomponenten mit dem Vorzug geringerer Flächenbelastung und geringerer Zwangskräfte bei hoher Mobilität (BUECHEL 1994, JORDAN 1997). Bei allen Bewegungen in sagittaler Ebene ist eine hohe Kongruenz der Gleitpartner mit großem Flächenkontakt gegeben. Auch bei posteriorem Positionswechsel in Flexionsstellung (femorales roll-back) ist dieses durch Gleiten des Polyethyleninlays erreicht (GOODFELLOW 1986). An Humanpräparaten wurden gleichförmige Flächenlasten bei physiologischem Roll-Back der Polyethylenlager bei Flexion nachgewiesen (MENCHETTI 1997). Das ausgeprägte Roll-Back von Mobile-Bearing-Prothesen wurde mittels fluoroskopischer Kontaktpositionsmessungen auch von STIEHL (1997) bestätigt.

Eine Reduktion der Scherkräfte auf das Implantatlager ist so ermöglicht (COHEN, POPE 1991).

Bei in vitro Messungen konnte gezeigt werden, dass die tibiofemorale Flächenlast auf das Polyethyleninlay bei einer Knieendoprothese mit mobile bearing um 60% geringer war als beim fixed bearing (STUKENBORG-COLSMANN 2000).

Auch wenn die Vorteile der Kongruenz hinsichtlich der günstigen Flächenlastverteilung beschrieben wurden, so konnten jedoch bei einigen Modellen Maximalflächenlasten von über 30 MPa nachgewiesen werden (SZIVEK 1996).

Die große Polyethylenlagerbeweglichkeit muss aber in einigen Fällen auch als Schwachpunkt dieses Prothesenkonzepts angesehen werden. So wird von Dislokation und früher Materialermüdung der Polyethylenlager berichtet (BERT 1996, JORDAN 1997, SANCHEZ-SOTELO 1999). Ursächlich für eine Dislokation war in den meisten Fällen ein unzureichendes „Weichteilbalancing“ mit extremer Rotation und Subluxation des Polyethylenplateaus.

Es ist hinreichend bekannt, dass Polyethylenabrieb ein Problem in der Knieendoprothetik darstellt. CAMERON (1994) beschreibt drei Abriebmuster hinsichtlich ihrer Lokalisation:

1. symmetrischer, zentraler Abrieb
2. symmetrischer, posteriorer Abrieb
3. asymmetrischer Abrieb, beginnend am posteromedialen Tibiaplateau

Hierbei werden die ersten beiden Abriebmuster als eher selten angegeben. Demnach beginnt der Verschleiß des Polyethylens überdurchschnittlich häufig am medialen, hinteren Tibiaplateauanteil.

Massive Destruktionen, bei denen sich das Femurtransplantat „durch das PE-Inlay hindurchgewalkt hat“, liegen vor (LEWALLEE 1984). Bei freitragenden und konstruktiv vom metallenen Tibiaplateau nicht gefassten Komponenten wurden solche massiven Destruktionen häufiger als bei gefassten gesehen (PLITZ 1985). Im klinischen Vergleich ist bislang noch nicht geklärt, ob Mobile-Bearing-Prothesenmodelle klare Vorteile hinsichtlich Lockerungsverhalten und Polyethylenabrieb bieten (LEWOLD 1995).

Eine geringe Abnutzungsrate bei unikompartimentalen Meniscal-Bearing-Prothesen beschreibt PSYCHOYIOS (1998) nach Untersuchung von Revisionsfällen. TSAKONAS (1997) beschreibt eine deutliche Reduktion des Polyethylenabriebs im Simulatorversuch. KAUSCHKE (1999) berichtet ebenfalls von mildem Verschleiß und guter Lastverteilung der Mobile-Bearing-Prothesen im Simulatorversuch.

Studien von BARTEL et al. (1986), WRIGHT (1986) und WASIELEWSKI (1994) zufolge sollte eine minimale Polyethylenstärke von 8 bis 10mm an der dünnsten Stelle des Tibiaplateaus gegeben sein, wobei der Ort der höchsten Spannung ca. 1.5 bis 2.5mm unterhalb der Oberfläche liegt (Hertzsche Pressung). Mindesthöhen mit 6mm werden von ENGH (1992), 6-8mm von KILGUS (1991) empfohlen.

Bei fast vierhundert nachuntersuchten Knieendoprothesen hat es bei MEDING (2001) nach 10.7 Jahren auch bei Polyethylenstärken von 4.4mm, beziehungsweise 6.4mm, keinen Revisionsfall wegen Polyethylenabrieb gegeben.

Aus der Tatsache der Spitzenbelastungen unter der Oberfläche erklärt sich der zunächst makroskopisch nicht sichtbare Verschleiß (PAPPAS 1994). Im weiteren Verlauf kommt es dann zu Rissbildung und zerstörender Delamination der Polyethylenoberfläche. Diese Rissbildung beruht auf den mehrachsigen, wechselnden Zug- und Druckspannungen, welche meist senkrecht zur Bewegungsrichtung oder zum plastischen Fließen verlaufen (WALKER 1973). Bei Punktkontakt besteht die größte Spannung, da hier die Kraftübertragung auf minimaler Fläche stattfindet. Dies kann zu frühzeitig einsetzendem

Ermüdungsverschleiß führen. POPE (1991) setzt die Größe der Kontaktfläche in direkten Zusammenhang mit dem Polyethylenverschleiß.

Klinische Erfahrungen geben Hinweise darauf, dass der Mobile-Bearing-Prothesentyp eine Weichteildysbalance schlecht toleriert (DOUGLAS 2001). Daraus ließe sich folgern, dass ein schlechtes knöchernes Alignment einen mindestens ebenso starken Einfluss nimmt.

Bei Revisionen wegen Prothesenlockerung zeigt sich die Tibiakomponente als ungleich gefährdeter als der femorale Prothesenteil. CAMERON (1981) beschreibt 39 Knieprothesenrevisionen, wobei 32 eine tibiale Problematik aufwiesen. Dabei spielte das Absinken der tibialen Komponente eine nicht unerhebliche Rolle.

CAMERON (1982) berichtet ebenfalls von 94 Revisionen bei 700 Knieendoprothesen. Den Hauptanteil stellten dabei Lockerungsprozesse der tibialen Komponente dar. Als ursächlich wird dafür ebenfalls vordringlich das Abkippen des Tibiaplateaus angeführt.

Bei unzementierten Knietotalendoprothesen zeigte sich eine Migration der Tibiakomponenten von ca. 1.3 mm zwei Jahre nach Implantation (FUKUOKA 2000). Das Ausmaß der Migration korrelierte hierbei mit der Primärstabilität.

Malalignment im Sinne von Tibiarotationsfehlern scheinen hingegen nach klinischen Erfahrungen durch Mobile-Bearing-Prothesen für einige wenige Winkelgrade toleriert zu werden (RANAWAT 2001).

3. Grundlagen

3.1. Historie

Das Phänomen des Gehens und Laufens wurde beschrieben, lange bevor die Grundlagen der Mechanik und Kinematik als Basis der Biomechanik bekannt waren.

Galileo Galilei (1564 – 1642) gilt heute als erster „Biomechaniker“ (ASCENZI 1993). Sein Schüler Borelli (1608 – 1679) befasste sich als erster nachweislich mit der Biomechanik der Gelenke. Seine 1679 veröffentlichte Arbeit „de motu animalium“ beinhaltet erstmals ein Experiment im Sinne einer Ganganalyse. Sinngemäß der

heutigen Einteilung beschrieb er den Gang in zwei Phasen, Stand- und Schwungbeinphase. Dabei versuchte er auch die auftretenden Kräfte zu simulieren. Neue Anregungen zur Untersuchung und Beschreibung des menschlichen Ganges brachten erst die Einführung der Mathematik durch POISSON (1833). Er versuchte Bahn und Geschwindigkeit des Schwerpunkts im menschlichen Körper zu berechnen.

Bei der im Jahre 1836 beschriebenen Kinematik des Kniegelenks durch die Brüder WEBER ist hervorzuheben, dass sie in ihrem genialen Werk „Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge“ eine anatomisch - physiologische Untersuchung lieferten, obwohl ihnen die Lehre der Kinematik, die erst 1834 von AMPÉRE eingeführt wurde, unbekannt war.

Sie waren es, welche erstmals die zusammengesetzte Bewegung von Drehgleiten und Rollbewegung erläuterten. Da ihnen, wie bereits erwähnt, die Lehre der Kinematik nicht bekannt war, gelang es ihnen nicht, eine kinematische Erklärung für die von ihnen beschriebenen Phänomene der Polyzentrik des Kniegelenkes, der Entstehung der Schlussrotation und der stabilisierenden Funktion der Menisken zu liefern.

Es dauerte nahezu hundert Jahre bis sich STRASSER (1917) erneut mit dieser Problematik befasste.

Die Arbeit von MENSCHIK (1974, 1975) gilt hinsichtlich der Kinematik des Kniegelenkes bis heute als richtungsweisend. Er beschreibt das Kniegelenk als nach genialen mathematischen und geometrischen Gesetzmäßigkeiten konstruiertes Gelenk, dessen Bewegungen nach zwingenden kinematischen Gesetzen ablaufen.

HUSON (1974) versuchte als erster, die Polkurven des Kreuzbandsystems mit dem Bewegungsablauf der Gelenkflächen in Beziehung zu setzen. Er prägte den Begriff der „geschlossenen kinematischen Kette“. Dieser besagt, dass eine Anzahl wesentlicher Züge des Bewegungsvorganges auf ungezwungene Weise in Beziehung zueinander gebracht werden.

Seine Erkenntnisse hierzu gibt er in den folgenden fünf Punkten wieder:

- I. Die Verschiebung des Kontaktpunktes der Gelenkflächen wird durch die Verschiebung des momentanen Geschwindigkeitspols vorgeschrieben.
- II. Die Richtung der Verschiebung hängt von der kreuzweisen Anordnung der Ligg. cruciata ab.

- III. Die Größe der Verschiebung ist von der Krümmung der tibialen Führungsfläche abhängig.
- IV. Die femoralen Krümmungsprofile der Gelenkflächen können aus dem tibialen Krümmungsprofil zusammen mit der Anordnung der Bänder abgeleitet werden.
- V. Die Führung der Kreiselung bei gebeugtem Knie wird möglicherweise gefordert durch eine konvexe, d.h. eine in dorsaler Richtung absteigende, laterale Oberfläche der Eminentia intercondylaris.

Eine umfassend klinisch – mathematische Ganganalyse hat MENSCHIK (1987) in seinem Werk „Biometrie“ veröffentlicht.

Auch NIETERT (1975) sowie GOODFELLOW und O'CONNOR (1978) veröffentlichten wesentliche Erkenntnisse zur Biomechanik des Kniegelenkes.

3.2 Funktionelle Einheit Kniegelenk

3.2.1 Femurkondylen und Tibiaplateau

Es ist hinreichend bekannt, dass die individuelle Femurkondylen- und Tibiaplateaugeometrie in Kombination mit Länge und Insertionsorten der Kreuz- und Seitenbänder den polyzentrischen Bewegungsablauf für Beugung und Streckung bedingt. Dabei ist die mit erheblicher Präzision aufeinander abgestimmte Geometrie von Kondylen und Tibiaplateau individuell angelegt. Propriozeptive Elemente sind ebenfalls Teil der funktionellen Einheit Kniegelenk (HAUS et al. 1992), da sie Steuerfunktionen besitzen. Sie bestimmen über Regelkreise die Gelenkposition und koordinieren durch Registrierung momentaner Spannungszustände des Bandapparates komplexe Bewegungsabläufe.

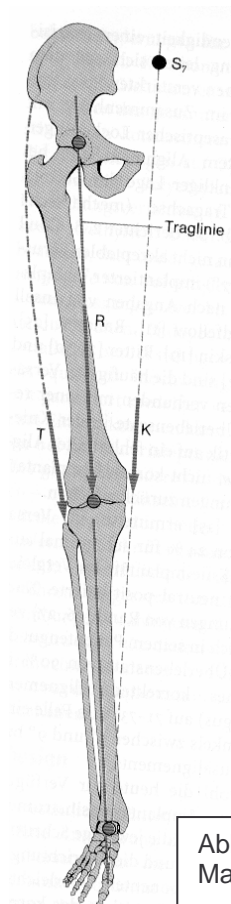


Abb. 1: Belastungssituation nach Maquet mit Traglinie nach Miculicz

Die Artikulation der Femurkondylen mit dem Tibiaplateau unter Berücksichtigung der Führung durch Kreuz- und Seitenbänder stellt gemeinsam mit der Funktion der Menisken eine wesentliche Funktionseinheit des Kniegelenks dar. Den Vorstellungen von MAQUET (1976) folgend, wird beim Einbeinstand das Femorotibialgelenk durch eine Gelenkresultierende „R“ belastet, wobei diese die Vektorsumme des

Körpergewichts, abzüglich des Gewichts von Unterschenkel und Fuß, darstellt (siehe Abb.1). Die zur Erhaltung des Gleichgewichts notwendige Kraft „T“, setzt sich aus Muskelkräften, besonders des M. tensor fasciae latae zusammen und wird vom Tractus iliotibialis übertragen.

Beim Einbeinstand ergibt sich als Belastung für das Tibiaplateau etwa das Doppelte des Körpergewichts. Die Belastungen beim Gehen können während bestimmter Gangphasen aufgrund dynamischer Kraftanteile bis zum 6-fachen des Körpergewichts erreichen. Im zweibeinigen Stand reduziert sich diese Belastung des Femorotibialgelenks auf ca. 50 % des Körpergewichts.

Nicht außer Acht gelassen werden darf bei diesen Betrachtungen, dass das mediale Kompartiment des Femorotibialgelenks immer stärker als das laterale belastet ist. Der Grund hierfür ist das sogenannte Körpermoment. Solche Momente werden in vivo in Druckkräfte umgewandelt.

Das anatomische Korrelat hierzu sind größere mediale Lastübertragungszonen und ein entsprechend strukturierter medialer Meniskus. Die in aller Regel früher auftretenden arthrotischen Veränderungen der medialen Knorpelareale könnten ebenfalls ihre Ursache darin haben.

Man kann davon ausgehen, dass die Bedeutung der Menisken in einer Lastverteilungsfunktion besteht. Dabei nehmen die Menisken ca. 1/3 der im Femorotibialgelenk übertragenen Kräfte auf, und verteilen sie mit dem Ergebnis der tolerablen Flächenlasten im Femorotibialgelenk.

3.2.2. Kreuzbänder und Polyzentrik

Mit dem oben angeführten Begriff des „Roll-Gleitens“, welcher bereits 1836 durch die Brüder WEBER beschrieben wurde, konnte eine Vorstellung der polyzentrischen Kniegelenkkinematik begründet werden. Die von MENSCHIK (1987) präzisierten mathematischen Gesetzmäßigkeiten lassen sich auf die natürlichen Gegebenheiten nur bedingt übertragen, da jedes Kniegelenk bzw. dessen Funktionselemente ein jeweils differierendes Bewegungsmuster zeigt.

Nach MENSCHIK (1974) bilden der knöcherne Anteil des Kniegelenks und die Ligamente eine geschlossene kinematische Kette innerhalb eines Koppelgetriebes. Obwohl dieses Modell vereinfachend von einer reinen Starrkörperbewegung

ausgeht, welches die elastischen Eigenschaften der Kreuzbänder (CAVANAGH 1980), sowie die automatische Initial- bzw. Schlussrotation nicht berücksichtigt, gilt es in der Literatur als das elementare Bauprinzip der Kniekinematik (GOODFELLOW u. O' CONNOR 1978; HUSON 1974; MÜLLER 1982).

3.2.3. Menisken

Die Roll-Gleit-Kinematik fordert eine inkongruente Geometrie von Femurkondylen und Tibiaplateau. Da es aber dadurch bei den artikulierenden Knorpelarealen zu extremen Flächenlasten käme, welche Schäden im Gelenk nach sich ziehen würden, schaffen die Menisken eine Lastverteilungsfunktion. Dieses erreichen sie über ihre kongruenzerzeugende Form. KAPANDJI (1985) beschreibt eine Kugel, die auf einer ebenen Fläche liegt und somit nur einen kleinen, punktförmigen Kontakt hat. Will man diese Auflagefläche vergrößern (um somit eine Verbesserung der axialen Druckkräfte zu erreichen) genügt es einen Ring einzulegen, der den Raum zwischen Kugel, Auflagefläche und einem die Kugel tangierenden Zylinder ausfüllt. Einem solchen Ring kommt die Meniskenform gleich.

Die geforderte Kinematik verlangt eine bewegliche Aufhängung, wobei diese Beweglichkeit eine volle Funktion zulassen muss, ohne eine unphysiologische Dislokation zu ermöglichen.

Die Menisci verlagern sich beim Übergang von Streckung zur Beugung nach dorsal, wobei der laterale Meniskus um etwa das Doppelte der Strecke zurückweicht als der mediale Meniskus. Für den medialen Meniskus werden Verlagerungen von 6mm, für den lateralen Meniskus demzufolge 12mm angegeben. Ursächlich hierfür sind sowohl aktive als auch passive Bewegungsmechanismen. Als aktive Faktoren können die ligamentären Strukturen angesehen werden, die durch Kraftübertragung direkt auf die Menisci wirken und diese verlagern. Die passive Bewegung erfolgt durch die Femurkondylen, die die Menisci „vor sich herschieben“. Dieser Effekt wird unterstützt durch die Synovialflüssigkeit, die nicht nur gute Gleiteigenschaften sondern auch hervorragende viskoelastische Fähigkeiten besitzt.

3.2.4. Patella

Bei biomechanischen Betrachtungen der Patella scheitern alle Überlegungen an der Unkenntnis der realistischen Kraftentfaltung und –verteilung der

Quadrizepsmuskulatur, welche die Ausgangsbasis für die Beanspruchungssituation des femoropatellaren Gleitlagers darstellt. Bisherige Versuche scheiterten an geeigneten Messmethoden. Erfolgreiche Analysen erbrachten Werte für die resultierende Retropatellarkraft, die weit über die spezifische Belastbarkeitsgrenze von gesundem hyalinen Knorpel hinausgeht.

Neuere Untersuchungen hinsichtlich der Retropatellarkraft zeigen, dass es zunächst im Bereich bis 80° Beugung zu einem Anstieg der Kraft kommt, jenseits der 80° jedoch ein plateauförmiger Kraftverlauf zu verzeichnen ist.

Hierfür werden zwei natürliche Entlastungsmechanismen der Patella angenommen:

- I. Beim sogenannten Umwicklungseffekt (GOYMANN 1974) legt sich die Quadrizepssehne ab ca. 60°-80° Beugung breitflächig in die facies patellaris. Somit findet die Lastübertragung zunehmend dort statt.
- II. Die Wirkung der Patella als Hypomochlion wird zurückgenommen, indem die Patella bei größerer Beugung (mehr als 80°) zwischen die Kondylen in die Fossa intercondylaris „taucht“. Dieses wird als Patellahöhenminderungseffekt bezeichnet.

Der anterior-posterior-Durchmesser der Patella, die sogenannte Wirkhöhe, ist für die funktionelle Einheit Kniegelenk von grosser Bedeutung. Minimale Veränderungen dieser Wirkhöhe (z.B. durch operative Eingriffe) ziehen große Veränderungen des retropatellaren Lastverlaufs mit sich (PLITZ und REITHMEIER 1987, REITHMEIER und PLITZ 1990).

3.3. Stabilisierung durch Bandstrukturen und Propriozeption

Auch die Funktion des Seitenbandapparates wurde durch die Brüder WEBER in der Zusammenfassung ihres Buches wie folgt beschrieben:

„Es ist eine besondere Einrichtung am Kniegelenke vorhanden, wodurch das Bein, während der höheren Grade der Streckung in eine völlig steife Stütze verwandelt wird, die dann keiner Pronation und Supination fähig ist; - sie besteht darin, dass bei der Streckung die beiden Seitenbänder sehr gespannt werden, die bei der Beugung sehr schlaff sind und dann die Pronation und Supination nicht hindern, eine Einrichtung, die deswegen sehr zweckmäßig ist, weil man nur bei gebogenen Knien einen nützlichen Gebrauch von der Drehung des Unterschenkels um seine Längsachse machen kann, unser Gang aber sehr unsicher gemacht würde, wenn das Bein auch während es als Stütze dient (während der Streckung) so drehbar wäre...“

Eine modernere Fassung stellt fest, dass die Kollateralbänder mit den Kreuzbändern funktionell eine kinematische Einheit bilden, wobei sie das Kniegelenk in der Frontalebene stabilisieren und in Streckstellung maximal angespannt sind.

Die Beugestellung stellt einen Zustand relativer Instabilität dar. Diese Instabilität ist jedoch durch propriozeptive Elemente gesteuert, welche in den Bandstrukturen lokalisiert sind (HAUS et al. 1992). Demgegenüber stehen Instabilitäten pathologischen Ursprungs, welche üblicherweise in ein arthrotisches Geschehen münden.

3.4. Freiheitsgrade

Das in Abbildung 2 dargestellte Koordinatensystem dient der Beschreibung von Freiheitsgraden, Bewegungen sowie den auftretenden Kräften und Momenten. Die z-Achse verläuft von dorsal nach ventral, die y-Achse von caudal nach cranial und die x-Achse von lateral nach medial. Diese 3 Ebenen ermöglichen folglich 6 Bewegungen des Kniegelenks, welche als Freiheitsgrade angesehen werden. Aktive

Freiheitsgrade sind primär durch Muskelzüge steuerbar, passive fast ausschließlich durch Krafteinwirkung von außen. Die Angaben über Freiheitsgrade variieren in der Literatur; nach MORRISON (1970) und MÜLLER (1982) unterscheiden wir 5, nach WAGNER u. SCHABUS (1982) 6 Freiheitsgrade: 3 Formen der Rotation und 3 der Translation.

- Rotation um die x-Achse: Beugung und Streckung im Kniegelenk
- Rotation um die y-Achse: Drehung zwischen Ober- und Unterschenkel
- Rotation um die z-Achse: Seitliche Verkipfung bei Ab- und Adduktion
- Translation in Richtung der z-Achse: sagittale Verschiebung zwischen Femur und Tibia (entspricht vorderer bzw. hinterer Schublade)
- Translation in Richtung der y-Achse: Distraktion bzw. Kompression des Gelenks
- Translation in Richtung der x-Achse: medialer bzw. lateraler Shift

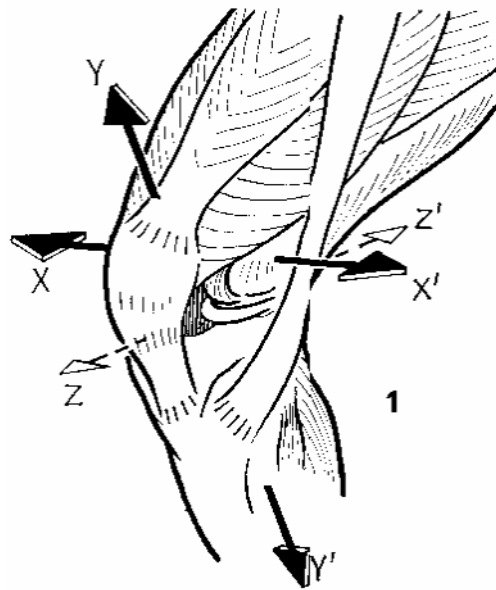


Abb.2: Achsen des Kniegelenks (nach Kapandji)

3.5. Ganganalyse

Die Ganganalyse ist in den letzten Jahrzehnten immer exakter geworden, allerdings kann die erste grundlegende Arbeit von MORRISON (1970) noch immer als richtungsweisend bezeichnet werden.

Schon beim normalen Gehen treten Kräfte und Momente auf, die das Kniegelenk mit weit mehr als dem Körpergewicht belasten. In vivo werden jedoch keine Momente übertragen, da diese durch den vorhandenen Bandapparat in Verbindung mit der Kondylenform in Druckkräfte umgewandelt werden.

Während eines Gangzyklus werden Schwungbeinphase und Standbeinphase unterschieden (siehe Abb.3). In der Schwungbeinphase wird das Kniegelenk bis ca. 60° gebeugt, in der Standbeinphase zwischen 15° und 20° . Eine volle Streckung erfolgt meist nicht (NIETERT 1975). Die variierenden Kräfte in der Belastungsphase bedingen eine Verkipfung vorwiegend in Adduktionsrichtung, wobei diese zwischen 8° - 11° betragen und generell auch in Abduktionsrichtung möglich sind. Die Rotation des Unterschenkels wird als individuell sehr unterschiedlich beschrieben und mit 4° - 13° angegeben.

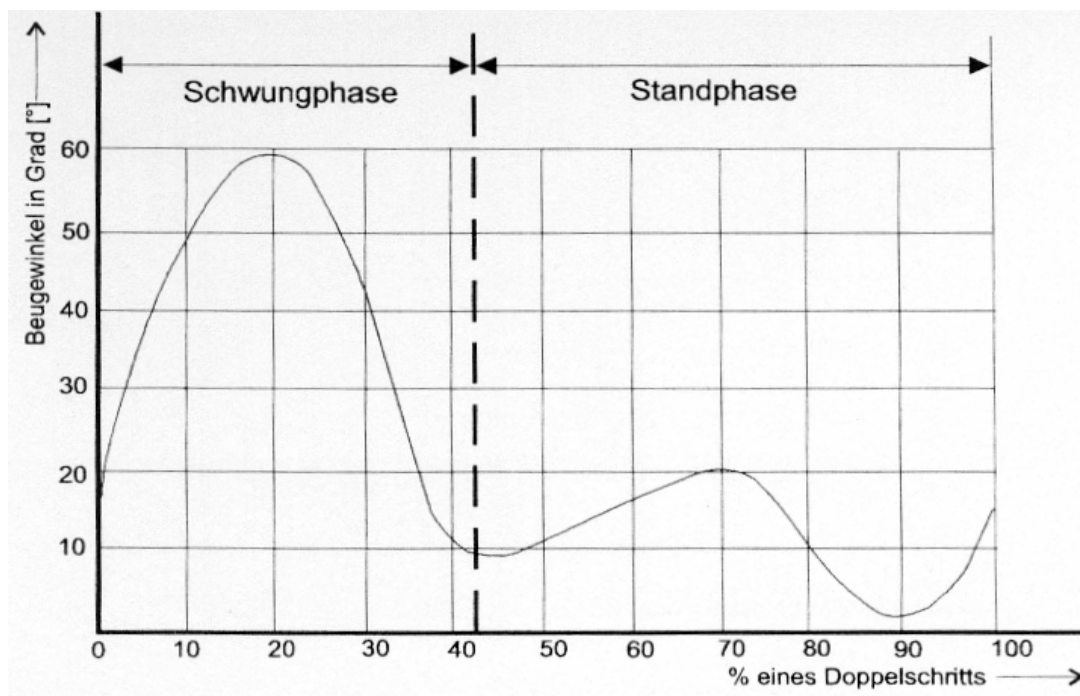


Abb. 3: Bewegungsverlauf während eines Doppelschritts

3.6. Das mobile-bearing-Konzept

Neben den bisher verwandten, fest mit dem tibialen Prothesenteil verbundenen Polyethylen-Plateaus gibt es bei Mobile-Bearing-Prothesen zwei Prinzipien beweglich gelagerter Tibiaplateaus:

I. „rotating platform“

Dieses Modell ermöglicht eine axiale Rotation des Inlays, wobei die Bewegung meist um einen zentralen Zapfen des Tibia-Metallträgers erfolgt (konzentrische Beweglichkeit).

II. „floating / multidirectional platform“

Bei diesem Typ ist ein großes Bewegungsausmaß durch Mobilität des Inlays in sagittaler ventro-dorsaler Richtung und durch axiale Rotation möglich.

Beiden gemeinsam ist das Grundkonzept, sich der Physiologie des Kniegelenks mit seinen beweglichen Menisken anzunähern (siehe Kap. 3.2.3.). Es ermöglicht eine Reduzierung der Roll/Gleitbeanspruchung, indem am femoralen Prothesenteil kongruentes Gleiten und am tibialen Teil ebenes Gleiten möglich ist.

3.7. Polyethylenbelastung

Bei bisherigen Prothesenmodellen mit feststehendem PE-Tibiaplateau werden Polyethylenlaufflächen mit Inkongruenz oder Kongruenz zur artikulierenden Femurlauffläche unterschieden. Eine unterschiedliche Kongruenz der Laufflächen bedingt eine unterschiedliche Flächenbelastung des Polyethylens.

I. inkongruentes Design

Ebene Polyethylenkomponenten mit inkongruentem Design weisen anfänglich nur punktförmigen Kontakt auf. Nach einer gewissen Belastungszeit (Laufzeit des Simulators bzw. Zeit nach Implantation der Prothese) entsteht dann eine zunehmende Kongruenz der Laufflächen. Hier besteht eine ungünstig hohe Flächenbelastung durch einen labilen Punkt- oder Linienkontakt der artikulierenden Prothesenanteile mit der Gefahr des Überschreitens der spezifischen Belastbarkeitsgrenze des Polyethylens von 12-15 MPa.

Als Vorteil dieses Designs kann die höhere Mobilität durch geringe Kongruenz der artikulierenden Gelenkpartner gewertet werden.

II. kongruentes Design

Diese PE-Inlays sind durch verringerte Flächenbelastung gekennzeichnet. Begründet ist dies durch die formschlüssige Flächenberührung der Gleitpartner und der daraus resultierenden verringerten Flächenbelastung, da gleiche Belastungen auf eine größere Fläche verteilt werden. Nachteilig ist hier das Auftreten hoher Scher- und Zwangkräfte zu werten. Das Design unterdrückt durch Einschränkung der natürlichen Kinematik die axiale Tibiarotation und das femorale „roll-back“. Nach BARTEL (1986) kann eine Verbesserung der Flächenlastverteilung im PE-Inlay durch Kongruenz zwischen Femurkomponente und Polyethyleninlay in medial-lateraler Ebene besser als in anterior-posterior Ebene erreicht werden.

Bei unzureichender Lastverteilung im Polyethylenplateau kann es bei beiden Designtypen zu Materialüberlastung bzw. exzessivem Ermüdungsverschleiß kommen. Aufgrund begrenzter Belastbarkeit unter Flächenpressung lässt sich bislang eine Verformung, der sogenannte „cold flow“ des Polyethylens, nicht vermeiden.

Der Verschleiß lässt sich wie folgt einteilen:

I. Adhäsion

Infolge von hoher Flächenpressung an einzelnen Kontaktstellen (mit entsprechender Temperaturerhöhung) kommt es zu Adhäsionsbindungen zwischen den artikulierenden Flächen, welche eine höhere Festigkeit als der Gleitpartner aufweisen, und bei fortlaufender Bewegung Partikel aus den Gleitflächen herausreißen.

II. Abrasion

Tritt bevorzugt bei Komponenten unterschiedlicher Härte auf (z.B. Metall u. PE). Oberflächenrauigkeiten des härteren Materials erzeugen Furchen im weicheren Material.

Dieser Prozess lässt sich wie in Abbildung 4 dargestellt in 3 Stufen einteilen:

(1) Mikrorissbildung (b)+(c)

(2) Herauslösen von Eigenmaterial (noch anhaftend) mit „Fahnen“ oder „Zipfelbildung“. (d)

(3) Abtragen des Eigenmaterials

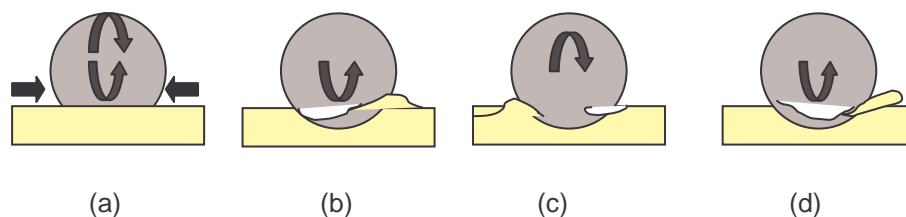


Abb.4: Schematische Darstellung des abrasiven Verschleißes;
(a) Scherbelastung, (b)/(c) Mikrorissbildung, (d) Zipfelbildung

Andere Studien beschreiben abrasiven Abtrag durch die Verschleißpartikel selbst (WALKER 1973). Solche gelösten Partikel weisen infolge der Kaltverfestigung und der Temperatureinwirkung höhere Festigkeit auf als das Grundmaterial dem sie entstammen.

III. Oberflächenzerrüttung

Hierunter versteht man Schäden, die mit unterschiedlicher Tiefe die inneren Grenzschichten der gepaarten Oberflächen erfassen. Diese Delaminierung mit „Pitting“ führt über eine Erhöhung der mechanisch-thermischen Oberflächenbeanspruchung zuletzt zum Totalausfall des Polyethyleninlays.

3.8. Die aseptische Prothesenlockerung

Bei der Hypothese der „aseptischen Prothesenlockerung“ sind die oben genannten Verschleißphänomene als ursächlich anzusehen. Der Körper reagiert auf die anfallenden PE-Partikel zunächst mit Phagozytose und Abtransport aus dem betroffenen Gebiet; es kommt zu zystischen Granulomatosen und Gewebnekrosen, was letztendlich ein Auslockern der Prothese bewirkt.

Zur Zeit wird in der Knieendoprothetik die Materialpaarung Metall – Kunststoff, mit Cobalt-Chrom-Molybdän ($\text{CoCr}_{28}\text{Mo}_6$) als Metall-Legierung und Ultra High Molecular Weight Polyethylen (UHMWPE) als Inlaymaterial, als einzig empfehlenswerte angewandt. Neuere Untersuchungen zeigen, dass UHMWPE im Vergleich zu neuen, faserverstärkten Kunststoffen ein geringeres Verschleißverhalten aufweist (BIRKEN 1999). Verbesserte Polyethylene, welche hochvernetzt sind und bei denen neue Erkenntnisse aus der Sterilisationstechnologie umgesetzt wurden, ermöglichen eine Verschleißreduktion von mehr als 80 % (STREICHER 1999).

Bei den aus der Hüftgelenkendoprothetik bekannten Kombinationen mit Keramik (Al_2O_3) zeigten sich zwar weniger Abrieb, bei den vorgegebenen Dimensionen am Beispiel von achsgeführten Knieprothesen waren jedoch die Grenzen der mechanischen Festigkeit erreicht (LEHNER 1999).

Da der Partikelabrieb des UHMWPE einen wesentlichen Faktor im Lockerungsverhalten von Knieprothesen darstellt, gilt es eine Minimierung des Partikelanfalls zu erreichen. Somit könnte möglicherweise ein entscheidender Einfluss auf das Langzeitergebnis der Knieendoprothesen genommen werden.

4. Material und Methoden

4.1. Allgemeines

Die Prüfungen erfolgten an einem Kniegelenksimulator Typ STALLFORTH/UNGETHÜM (1980). Notwendig für die Möglichkeit der Prothesenfehlimplantation war die Neukonstruktion eines Prothesenaufnehmers, wobei die Arbeit von AMANN (1997) als Grundlage diente.

Der hier angeführte Simulatortyp (Abb.5 A+B) wurde auch schon in der vorangegangenen Studie von KAUSCHKE (1999) verwandt, an dessen bereits erwähnte Ergebnisse diese Arbeit anschließt.

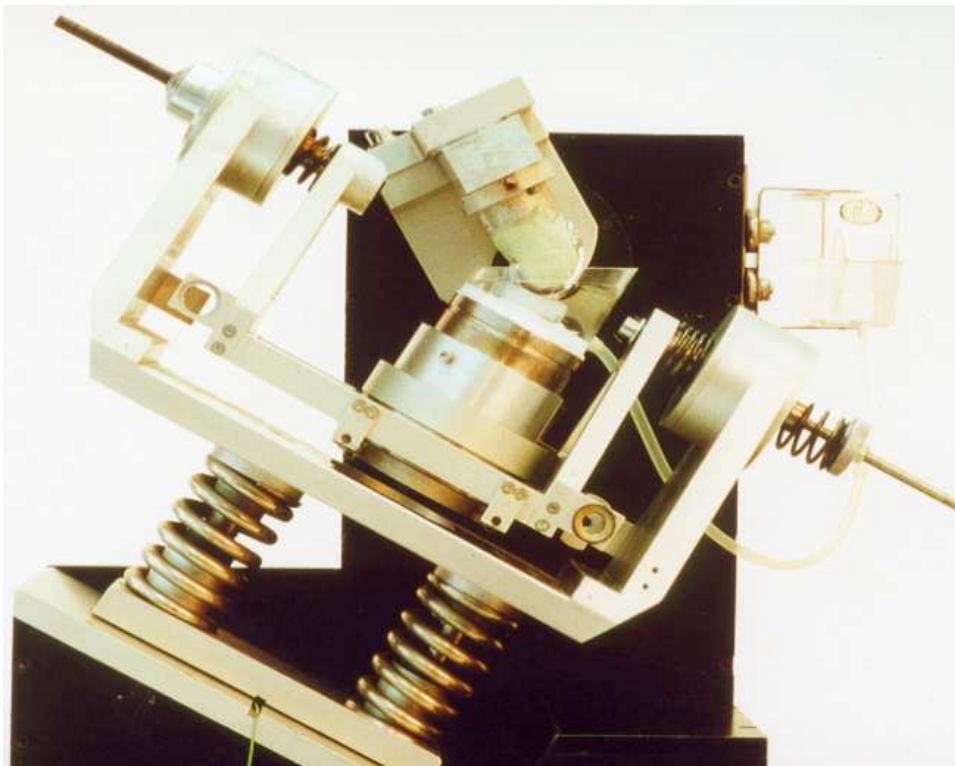


Abb. 5 A: Simulator in Frontalansicht

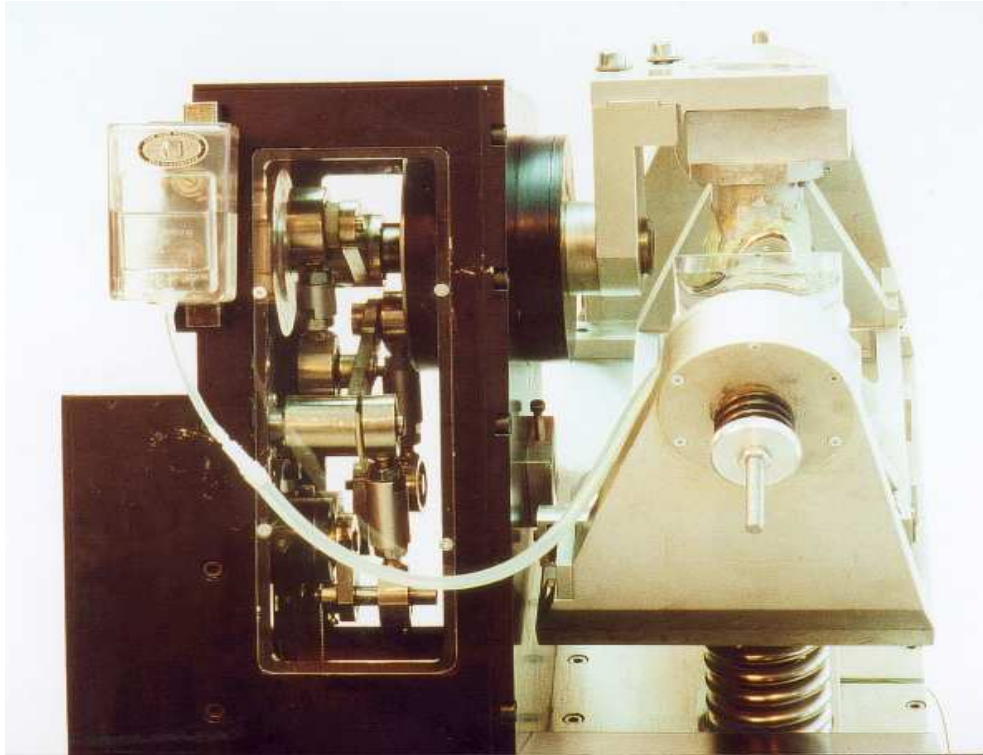


Abb. 5 B: Simulator in Seitansicht

Der Simulator gibt den Bewegungsablauf des Gehens auf ebener Strecke mit mittlerer Geschwindigkeit wieder. Die Flächenpressung zwischen den artikulierenden Flächen entspricht bei diesem Simulator in ihrem Zeitverlauf und Extremwerten denen, die im implantierten Zustand auftreten.

Die Bewegung eines Doppelschritts in vivo wird mit einer Frequenz von 0,85Hz übertragen. Es werden Gehzyklen von 1 mio. bis 2 mio. pro Jahr beschrieben (Stallforth 1980), wobei diese Werte Durchschnittszahlen sind, die sich infolge von Tätigkeit und Beruf vervielfachen können.

4.2. Funktionsprinzip des Kniegelenksimulators:

4.2.1. Erzeugung der Bewegung

Die konstante Drehbewegung eines Elektromotors wird durch ein Differentialgetriebe in den Zeitverlauf der Gehbewegung umgewandelt.

Zwei Antriebskurbeln sind dabei über einen Zahnriemen gekoppelt. Durch die geeignete Wahl des Übersetzungsverhältnisses, der Geometrie und der Phasenverschiebung zwischen den beiden Antrieben ist eine relative Annäherung der geforderten Kurve möglich. Die beiden Kurbeln erzeugen zwei harmonische Sinusbewegungen, die überlagert auf den Antrieb wirken. In Ruhelage wurden 80° Phasenverschiebung gewählt, was eine höhere Laufruhe bedingt. Die Abbildung 6 zeigt einen Vergleich des tatsächlichen Beugeverlaufs und die Realisierung durch das Differentialgetriebe.

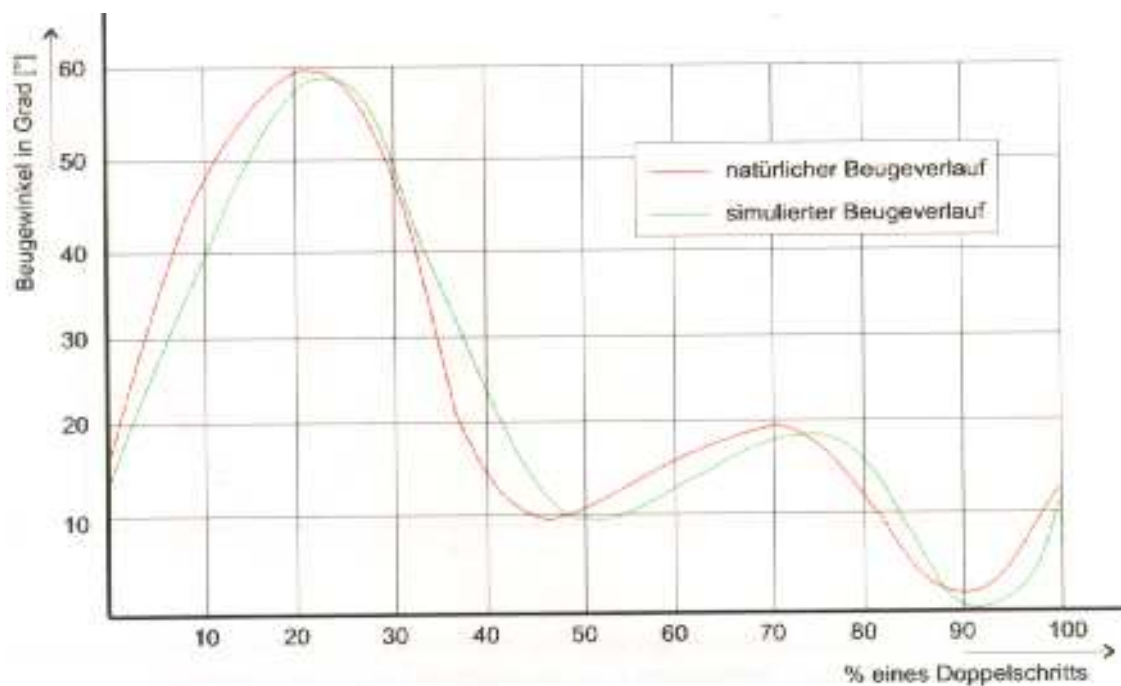


Abb.6: Natürlicher (rot) und simulierter (grün) Zeitverlauf der Beugebewegung

Wenngleich die Autoren über absolute Größenangaben des maximalen Beugewinkels uneinig sind, so sind sie sich mit 55°-80° während der Schwungphase, und -5° - +10° während der Standphase einig (NIETERT 1980).

4.2.2. Erzeugung der Normalbelastung

Dem Zeitverlauf wurden die von MORRISON (1970) ermittelten Kurven zugrunde gelegt (Abb. 7).

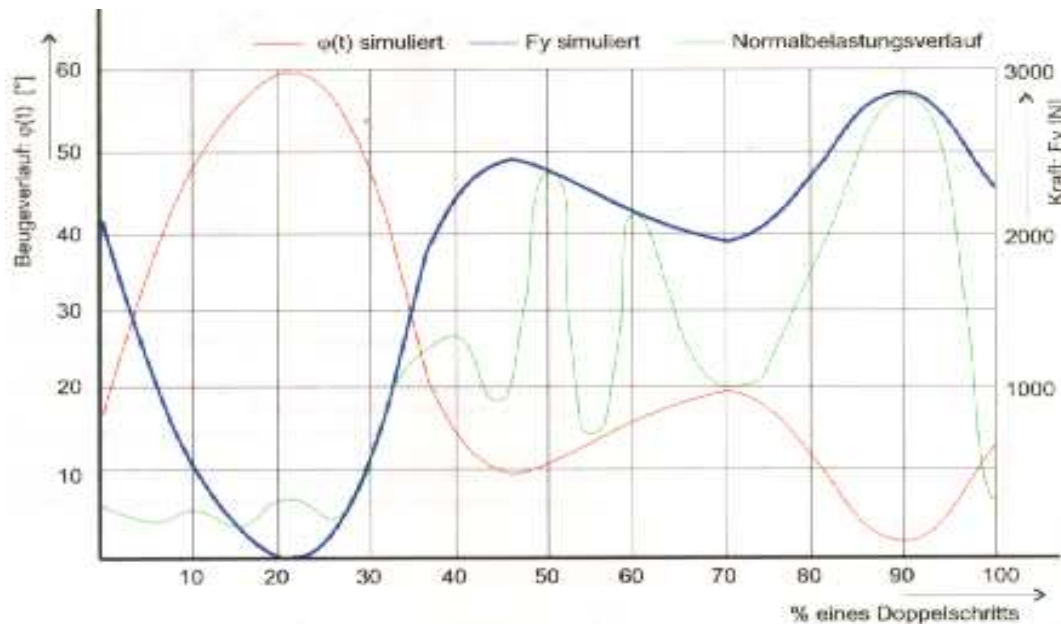


Abb. 7: Tatsächlicher Normalbelastungsverlauf (grün) nach Morrison im Vergleich mit dem realisierten Kurvenverlauf (blau) und seiner Ableitung aus der Beugebewegung (rot)

Zur Realisierung ist die Prothesenachse exzentrisch gegenüber der Beugeachse konzipiert. Somit wird die Prothesenachse bei jedem Zyklus (dem Beugeverlauf entsprechend) nach oben oder unten bewegt. Der Tibiateil hebt und senkt sich während der Standphase gegen die Belastungsfedern E1 (siehe Abb.8).

Zwei axial geführte Wellen ermöglichen der Bewegungseinheit, sich in y-Richtung nach unten zu bewegen. Dem wirken die Federn entgegen und simulieren damit den Normalkraftverlauf. Durch Vorspannen dieser Federn verschiebt sich die Normalkraftkurve nach oben.

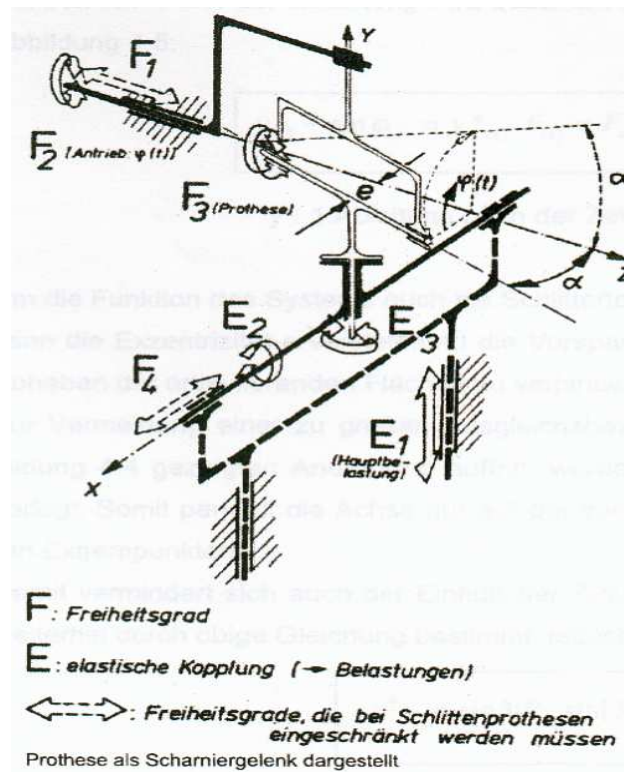


Abb. 8: Schema des räumlichen Gesamtsystems des Kniegelenksimulators (nach Stallforth)

Die Freiheitsgrade der Prothesen schwanken in diesem Getriebe in Abhängigkeit zu den Freiheitsgraden des implantierten Prothesentyps. Aus diesem Grund wurden von Stallforth F1, F4 und E3 als „variable“ Freiheitsgrade für den im Versuch angewandten Prothesentyp angegeben. Diese genügen in ihrer Konzeption physiologischen Verhältnissen. Somit wird eine völlig zwangfreie Bewegungs- und eine genau definierte Belastungssimulation möglich (siehe Abb.8).

4.3. Funktion des Simulators und Einbau der Prothese

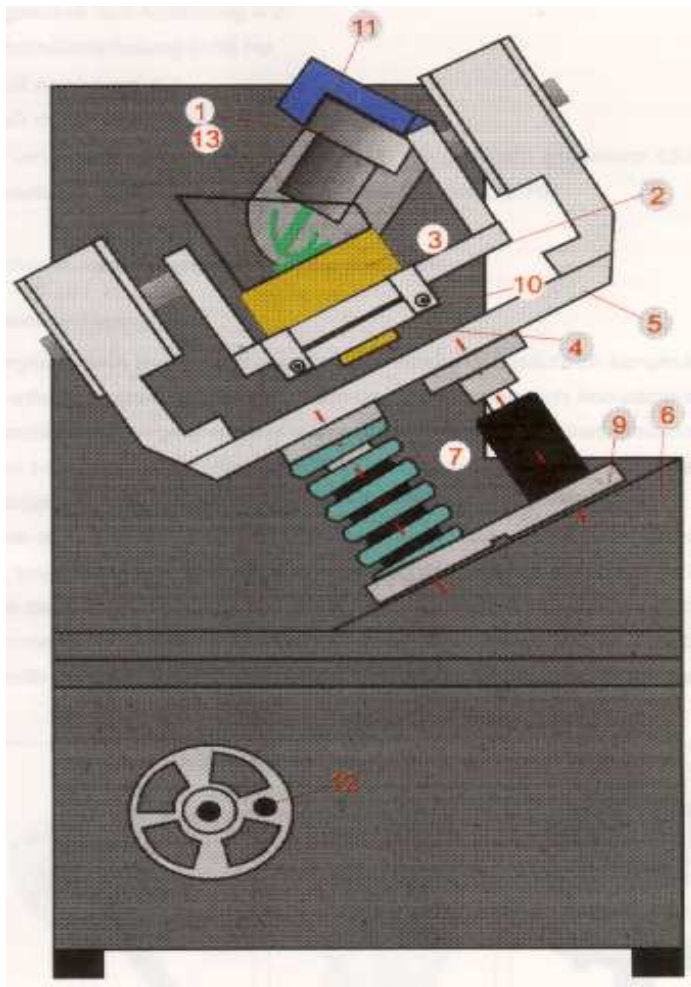


Abb. 9: Schematische Simulatordarstellung

Der Simulator wird durch einen Drehstrom-Elektromotor angetrieben. Ein Ende der Motorwelle ist durch die Frontplatte des Gehäuses geführt und kann mittels eines Handrads (Abb. 9) zu Einstellzwecken bewegt werden. Das andere Ende treibt das oben gezeigte Differentialgetriebe über Zahnriemenscheiben an. Der Abtrieb erfolgt am oberen Ende des Getriebes durch den Hebel (13), mit der der Femuradapter (1) der Prothese verbunden ist (Bewegung = 0,85 Hz). Die Welle ist gemäß F1 in axialer Richtung durch einen Kugellager verschiebbar gelagert. Der Freiheitsgrad kann durch einen Feststellring am Austritt der Welle aus dem hinteren Gehäuseteil begrenzt werden.

Femur- und Tibiakomponente werden mittels Knochenzement in einem Adapter befestigt. Gegenüber dem Schlitten (2) ist das Tibiateil (3) um seine Achse drehbar gelagert. Der Drehbewegung wirken Federn E_3 , mit der Federkonstante C_3 entgegen (siehe Abb.8). Diese sind zwischen Schlitten und dem Hebelarm (4), der mit dem Adapter verbunden ist, angeordnet. Mit Hilfe der Muttern (10) kann das geforderte Moment eingestellt werden. STALLFORTH gibt dieses Moment um die y-Achse an mit:

$$M = 10 \text{ Nm}$$

Bei dem verwendeten Prothesentyp mit drehbarem Tibiaplateau kann kein Moment um die Tibiaachse übertragen werden, weshalb das Tibiaplateau parallel zu den Femurkondylen ausgerichtet werden muss.

Der Schlitten ist gegenüber dem Rahmen (5) durch einen Rollenkäfig axial verschiebbar und radial mittels Pendelkugeln gelagert. Axial wird er durch eine Feder in zentrierter Normallage gehalten. Die Elastizität E_2 (siehe Abb.8) wird durch zwei gegeneinander wirkende Zugfedern zwischen dem Schlitten und seiner Aufhängung realisiert. Die axiale Verschiebung des Rahmens gegenüber dem Gestell (6) in den Säulenführungen dient über die Federn (7) der Erzeugung der Normalbelastung E_1 . Durch Beilegen von Unterlegscheiben unter den Femuradapter kann die gewünschte Amplitude (z.B. 3000N) des Kraftverlaufs erzielt werden. Dabei entspricht 1mm Weg einer Krafterhöhung von ca. 250N. Dies geschieht im Streckzustand des Kniegelenks, d.h. bei 0° . Anschließend wird mit der anfangs beschriebenen Handkurbel der maximale Beugewinkel von 60° gewählt und durch Verschieben der Femuradapterplatte (11) der Minimalwert der Last (250-300N) eingestellt. Die Aufnahme des Kraftverlaufs übernimmt eine Kraftmessdose¹, die zwischen der Federaufnahme (9) und dem Gestell eingebaut ist. Die Messaufzeichnung erfolgt durch eine mehrkanalige PC-Messelektronik² für dynamische Messdaten.

Die Bewegung der Prothese erfolgt in einem runden Acrylglasbehälter (8) mit Pseudosynovialflüssigkeit, der mit Silicon auf den tibialen Adapter aufgeklebt und abgedichtet ist. Als Schmiermedium dient dabei eine übliche Mischung aus 30% Kälberserum und 70% Ringerlösung.

¹ C9B Kraftaufnehmer mit DMS-Meßsystem, Fa. HBM Mess- und Systemtechnik GmbH

² SPIDER 8, Fa. HBM Mess- und Systemtechnik GmbH

Zur besseren Benetzung der Kondylen mit Schmiermittel wurde das gesamte System 30° um die z-Achse in positiver Richtung geschwenkt, so dass sich der Femurteil gegen die Vertikale um 30°bewegt.

Der Simulator sollte auch im unbewachten Betrieb rund um die Uhr laufen. Weil das „Trockenlaufen“ der Prothesen durch Verdunstung des Schmiermediums eine Auswertung der UHMWPE-Inlays bei Zeiten unmöglich macht, wurde allerdings ein Trockenlaufschutz konzipiert, der den Stromkreislauf des Simulators unterhalb eines grenzwertigen Serum-Pegels unterbricht. In Abb.10 ist die eingebaute Prothese in Extensionsstellung im Simulator dargestellt.



Abb.10: Prothese nach Einbau in den Simulator

4.4. Auswahl der Versuchsparameter

Wie die Arbeiten von KAUSCHKE (1999) gezeigt haben, ist keine signifikante Veränderung der Tribokontaktzonen ab einer Lastwechselzahl von 1.5 Mio zu verzeichnen. Somit wurde für jede Fehlimplantation eine Versuchslänge von 1.5 Mio Zyklen gewählt. Eine grundlegende Auswertung der Kontaktzonen wurde somit möglich.

Das Ausmaß der tibialen Verkipfung musste zunächst in Vorversuchen eingegrenzt werden. So wurde die Tibiakomponente zunächst in 2° Schritten nach medial bzw. lateral verkippt- implantiert. Wichtig zum Verständnis ist hierbei, dass eine Verkipfung nach medial einer klinischen Varisierung entspricht. Eine Verkipfung nach lateral entspricht somit einer Valgisierung.

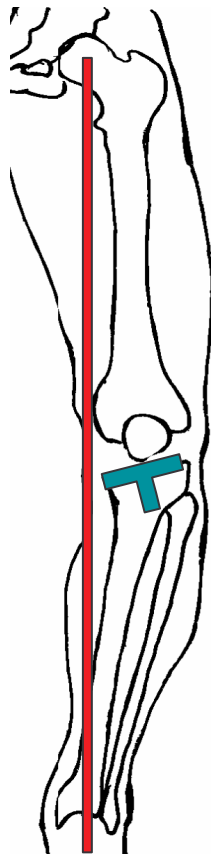


Abb. 11: Varisierung der Beinachse durch Absinken des Tibiaplateaus nach medial

In Abbildung 11 ist die Varisierung der Beinachse durch das mediale Abkippen der Tibiakomponente (grün) veranschaulicht. Bei diesen provozierten Fehlstellungen zeigte sich jedoch ab 4°-6° eine extreme Torquierung der Polyethylengleitfläche mit vollkommener Abhebung einer Femurkondyle (der Seite, zu der abgekippt wurde), welche keinerlei Kontakt mehr zur Gleitfläche aufwies. Derartige Extremlastungen wurden als ungünstig für eine Größenanalyse der Tribokontaktzonen, sowie deren Oberflächenveränderung eingestuft. Somit wurde eine Verkipfung der Tibiakomponente bis maximal 3° experimentell angestrebt.

Hieraus ergab sich ein Versuchsaufbau mit insgesamt 7 Versuchseinheiten:

- 1°, 2° und 3°-Verkipfung nach medial / varisierend mit jeweils 1.5 Mio. Zyklen
- 1°, 2° und 3°-Verkipfung nach lateral / valgisierend mit jeweils 1.5 Mio. Zyklen
- Neutralimplantation / physiologische Stellung mit 1.5 Mio. Zyklen

4.5 Prüfbedingungen

Die dynamischen Prüfbedingungen sind untenstehend tabellarisch aufgeführt.

Bewegungsausmaße (Neutral-Null-Methode)	0°/0° 60°
Schrittfrequenz	0.85 Hz
Maximale Last	2600 N
Minimale Last	300 N
Körpermoment	15 Nm
Schmiermedium	Serum / Ringerlösung (30/70)

Tab. 1: Prüfbedingungen

4.6. Versuchsdurchführung

4.6.1 Fixierung der Prothesenteile

Um eine reproduzierbare Befestigung der Prothesenanteile zu ermöglichen, werden diese in exakt positionierbaren Adaptern mit Knochenzement³ fixiert. Dieses geschieht unmittelbar vor dem Einbau in den Simulator, um mögliche Oberflächenveränderungen der Gleitflächen zu vermeiden. Aufgrund seiner thermoplastischen Eigenschaften kann der Knochenzement durch Temperieren auf über 100°C nach jedem Versuch rückstandslos aus dem Adapter gelöst werden.

4.6.1.1. Femuradapter

Die femorale Komponente wird mit Knochenzement in den nach AMANN (1997) konzipierten Adapter achsengerecht einzementiert. Dieser wird mit zwei Zylinderschrauben am Ausleger d.h. der Schwinge des Simulators befestigt. Das Einstellen der Rotation um die x- und y-Achse erfolgt mittels Langlöcher, die ein Verdrehen des Adapters um +/- 15° ermöglichen.

4.6.1.2. Tibiaadapter

Die tibiale Komponente wird ebenfalls mit Knochenzement in einen Adapter einzementiert, welcher nach AMANN (1997) aus V4A-Stahl gefertigt wurde. Dieser Adapter ist sowohl axial, als auch radial gelagert, um eine Rotation um die y-Achse zu ermöglichen und radiale Kräfte, die durch die Roll-Gleitbewegungen entstehen, aufzunehmen. Zusätzlich ist die Elastizität um die y-Achse realisiert. Das Moment wird über eine Passfeder in der Lageraufnahme übertragen.

³ PALACOS, Fa. Heraeus Kulzer, Wehrheim

Die Ausrichtung ist gradgenau unter Zuhilfenahme eines Winkelmessers⁴ möglich (siehe Abb. 12).

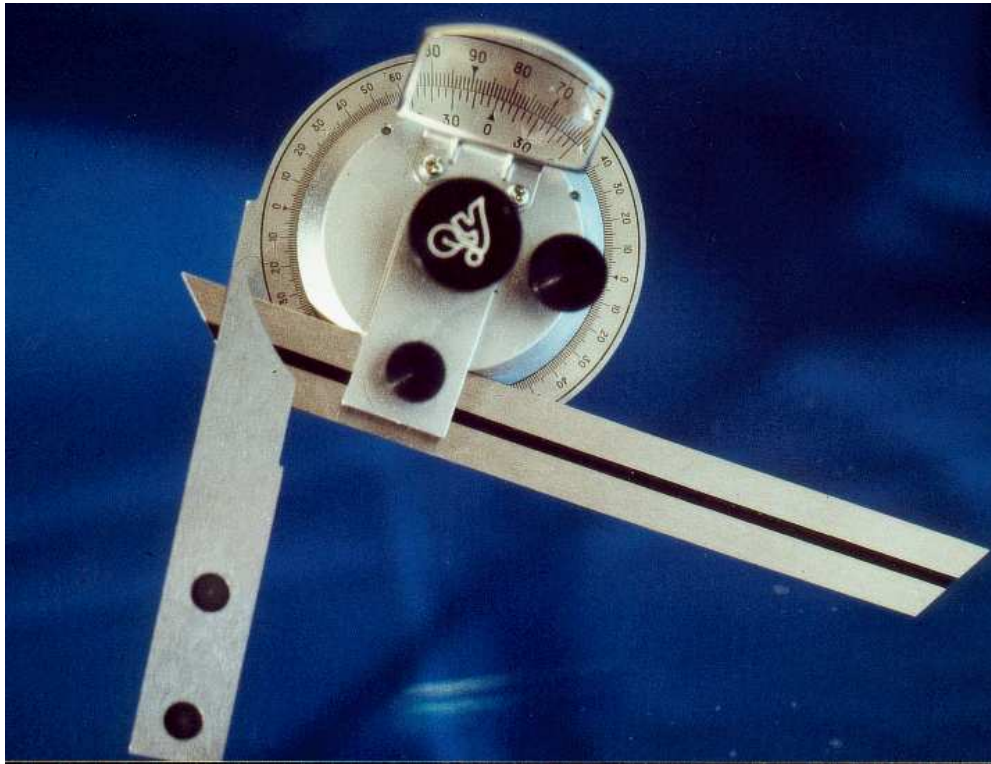
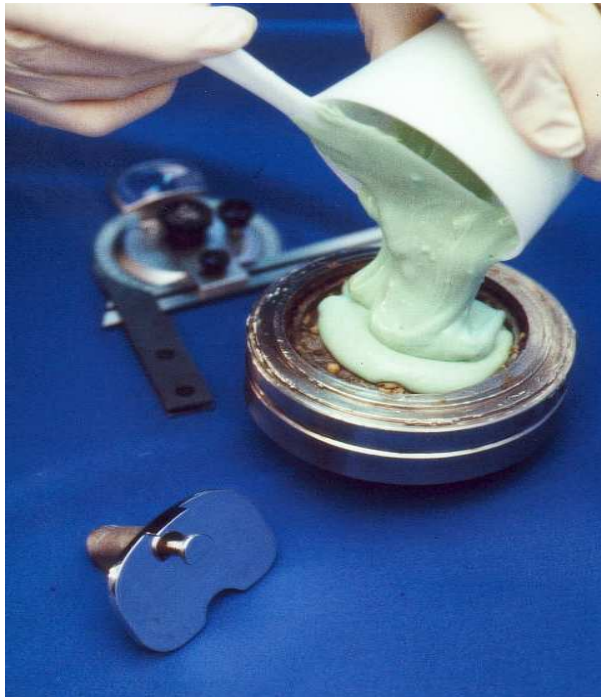


Abb.12 : Universalwinkelmesser

Die Abbildung Nr.13 zeigt den Zementiervorgang mit exaktem Ausrichten der möglichen Seitverkipfung, bzw. des dorsal-slopes. Da sowohl der Boden, als auch die Seiten plangedreht bzw. gefräßt sind, ist eine Ausrichtung an der Oberfläche des Adapters mit Hilfe des Instruments möglich. Nun wird die Oberfläche des Adapters unter Aussparung der tibialen Prothesenoberfläche mit Silikonmasse bestrichen und mit einem farblosen Plexiglasköcher umrandet. Die Form des oberen Köcherendes bestimmt die Kurve, die der Femuradapter bei der Bewegung beschreibt. Dieser so entstandene Prüfraum ist nun wasserdicht und kann mit dem Referenzbehälter verbunden werden. Sinkt im Versuchsverlauf der Flüssigkeitsstand der Pseudosynovialflüssigkeit im Prüfraum, sinkt auch der Flüssigkeitsspiegel im Referenzbehälter ab. Erreicht der Flüssigkeitspegel die Verbindungslöcher, dringt Luft in den Reservebehälter und Flüssigkeit läuft so lange nach bis der Sollpegel erreicht ist.

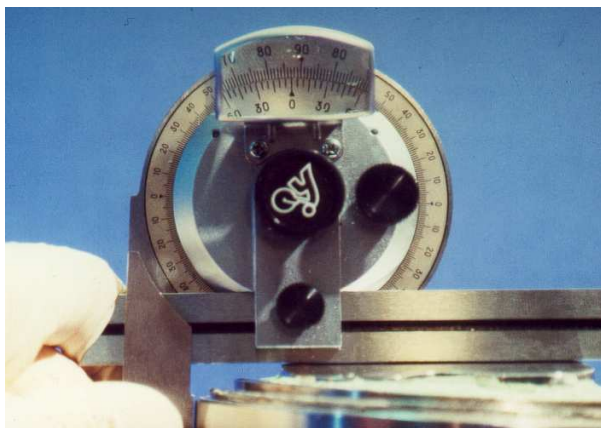
⁴ Universalwinkelmesser Nr. 45350 zur parallaxfreien Ablesung (Fa. Hoffmann Werkzeuge)



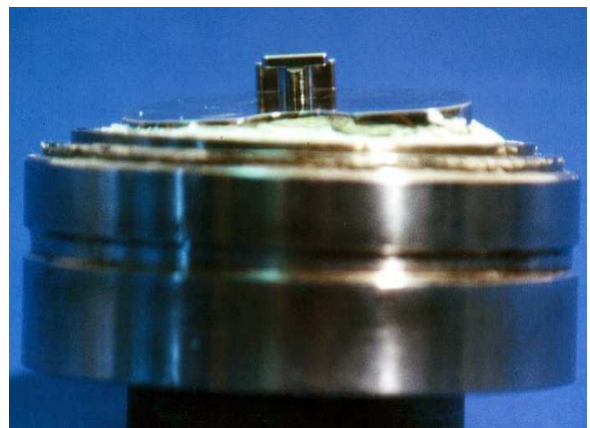
A



B



C



D

Abb. 13: Exakte Prothesenzementierung des verkippten Tibiaanteils. Auffüllen der Prothesenaufnahme mit Palacos (A), Einbringen des tibialen Prothesenteils (B), Gradgerechte Ausrichtung mit dem Winkelmesser (C), Ausgehärtet zementierte Prothese im Adapter (D).

4.7. Untersuchungsmaterial

4.7.1. Die Prothese

In der Arbeit wurden linksseitige Prothesen mittlerer Größe (Größe D) mit einem 12mm Polyethylenplateau des Typs „MbK“ der Firma Zimmer verwendet (siehe Abb.14). Diese Mobile-Bearing-Prothese entspricht einer bikondylären, ungekoppelten Oberflächenersatzprothese der „dritten Generation“.



Abb.14: Das Mobile-Bearing-Knee

Daten zur Prothese:

Femur

- kongruenter Radius von Femurkondylen und PE-Tibiagleitfläche (1:1)
- anterior-posteriore Translation 4.5 mm
- 53° Rotation der Gleitfläche auf der Tibiafixationsplatte
- konstant sagittaler Radius der distalen und posterioren Kondylen

Tibia

- Das Polyethylen-Inlay wird in 15° Innenrotation auf einen D-förmigen Pilz an der Tibiafixationsplatte eingerastet
- Die Tibiafixationsplatte wird mit einem dorsal-slope von 7° implantiert
- Die tibiale Oberfläche ist hochglanzpoliert

Polyethylen-Inlay

- Formgepresstes (moulded) UHMWPE (Ultra High Molecular Weight Polyethylen)
- Die femurseitigen Gleitflächen des Polyethylens sind asymmetrisch, d.h. sie entsprechen der Kinematik der Femurradien.
- Zwischen den Gleitflächen befindet sich eine „sattelähnliche“ Erhöhung, welche theoretisch eine vergrößerte Stabilität über den gesamten Bewegungsumfang ergeben soll. Der innere „Wall“ erlaubt vollen femoralen Kontakt bis zu einem lateralen „lift-off“ von 10°. Der äußere Wall soll ein mediales Abgleiten des Femurs verhindern
- Tribokontaktzonengröße: 900-1500 mm² für die Größen C-G (Im Versuch wurde immer die mittlere Größe D verwandt).
- 26.5° Rotation (intern/extern) auf der tibialen Verankerung möglich

4.7.2. Wechsel des Prothesenmaterials

Die metallischen Komponenten werden vor jedem Versuch mit Belastungsänderung (Wechsel von physiologischer Implantation zu lateraler-, bzw. medialer Verkipfung) gewechselt. So kann eine Einflussnahme von vorgeschädigten Gleitpartnern auf die Tribokontaktfläche ausgeschlossen werden. Weiterhin ist eine Untersuchung der Gleitflächen (Femurkondylen bzw. Tibiafixationsplatte) im Sinne einer Tribokontaktzonenanalyse z.B. rasterelektronenmikroskopisch möglich.

4.7.2.1. Die Replikas

Vor einem Versuchszyklus, sowie nach 500.000, 1 Mio., bzw. 1.5 Mio. Lastwechseln wird ein Replika aus Technovit⁵ angefertigt (Abb. 15). Die Replika-Technik erlaubt eine Beurteilung des Verschleißgeschehens im Sinne einer „Verlaufsanalyse“.



Abb.15: Replika mit umrandeten Tribokontaktzonen

Diese exakte Tribokontaktzonenanalyse ist ohne Beeinträchtigung der Oberflächenbeschaffenheit des Polyethyleninlays möglich. Das Inlay wird dazu an seiner Oberfläche mit einem Klebestreifen begrenzt, so dass eine „Wanne“ entsteht, in welche das flüssige Technovit eingefüllt wird. Der Boden des so gewonnenen Abgusses spiegelt die (jetzt konvexe) Oberfläche mit seinen Abriebspuren wieder. Unter einer Lupe lässt sich nun die Tribokontaktzone auf dem Replika abgrenzen. Diese ist durch seine charakteristisch glänzende Oberfläche, im Gegensatz zur maschinell bearbeiteten (matten) Gleitzoneoberfläche gekennzeichnet. Unter Zuhilfenahme einer geeigneten, hoch flexiblen Kunststoffolie wird die dreidimensionale Tribokontaktzone des Replikas mittels „Durchpausen“ auf eine lineare Oberfläche kopiert.

⁵Technovit, Fa. Heraeus Kulzer

Im Anschluss daran erfolgt die Flächenbestimmung der Tribokontaktzonen in Quadratmillimetern mit Hilfe eines elektronischen Planimeters⁶.

⁶ Flächenmessungssystem MOP/ AM02 AM03

5. Ergebnisse

5.1. Grundlagen

Es wurden die in Kapitel 4.4 erwähnten sieben Versuchsabläufe von jeweils 1.5 Millionen Lastwechseln bzw. Bewegungszyklen im Sinne eines Doppelschrittes durchgeführt. Durch ausreichende Versuchsdurchgänge im Vorfeld konnte die Reproduzierbarkeit des Versuchsaufbaus überprüft und gewährleistet werden.

Es konnte eine Asynchronie der Meniskallager bei höhergradigen Verkipnungen beobachtet werden. Dabei bewegten sich die Polyethyleninlays entgegengesetzt der physiologischen Meniskusbewegung (s. Kap. 3.2.3.).

Eine Objektivierung der jeweiligen „Fehlbewegungen“ ist bei dem bestehenden Versuchsaufbau nicht erfolgt. Zur Quantifizierung wäre hier eine Analyse notwendig, welche den Einfluss des Weichteilgewebes mit berücksichtigen würde. Ein Rückschluss auf in-vivo Verhältnisse wäre ggf. durch eine vergleichbare Studie an Humanpräparaten denkbar.

Die vorliegende Arbeit sollte jedoch grundsätzliche Erkenntnisse hinsichtlich der biomechanischen Belastungssituation bei „Fehlimplantation“ liefern. Zur Beurteilung der Tribokontaktzonen sind viele Bewegungszyklen notwendig, sodass Versuche an Humanpräparaten wegen zu langer Versuchszeiten ausscheiden. Derartige Untersuchungen erfordern zudem eine unmittelbare bildgebende Diagnostik (z.B. MRT, CT, Ultraschall etc.).

Als Messwerte wurden die Größen der Tribokontaktzonen ermittelt. Die Gesamtgröße errechnet sich dabei aus der Summe der medial und lateral ermittelten Fläche der jeweiligen Polyethylenlageroberfläche.

Die Oberflächenanalyse der Polyethylengleitlager mit dem Rasterelektronenmikroskop ermöglicht eine Qualifizierung und Quantifizierung der Oberflächenveränderungen, hervorgerufen durch das versuchsbedingt standardisierte Malalignment.

Neben der Analyse der Polyethylenoberfläche (Tribokontaktzonen) wurde ebenfalls eine Untersuchung der tibialen Seite des Polyethylens durchgeführt. Die Aufnahme für den tibialen Zapfen kann ebenfalls als mechanischer Schwachpunkt bei

verkipptem Tibiaplateau angesehen werden, da die vorgesehenen Freiheitsgrade (Rotation; a-p-Gleiten) für mögliche Ausweichbewegungen genutzt werden.

Die Ergebnisse dieser Studie lassen aufgrund ihrer Reproduzierbarkeit Rückschlüsse auf zu erwartende in-vivo Verhältnisse zu. Dabei sollte nicht außer Acht gelassen werden, dass vergleichbare prospektive in-vivo Untersuchungen aufgrund ethischer Vorbehalte nicht möglich sind.

Jeder einzelne Versuchsabschnitt kann exemplarisch für eine mögliche Fehlimplantation stehen, wobei die Gesamtheit aller Versuchsabschnitte helfen soll, grundsätzliche Kompensationsmöglichkeiten dieses Prothesentyps zu evaluieren.

Die vorliegende Studie sollte die Frage klären, in wie weit häufig implantierte Knieendoprothesen der dritten Generation eine nicht sachgerechte bzw. suboptimale Implantation tolerieren. Die untersuchte Verkipfung des tibialen Prothesenteils nach medial (varisierend), und lateral (valgisierend), kann aufgrund der in Kapitel 1.1 angeführten Morphologie der Tibia als klinisch relevant eingestuft werden.

Die erzielten in-vitro Ergebnisse lassen sich jedoch nur begrenzt auf patientenbezogene in-vivo Verhältnisse transferieren. Wie bei allen Simulatorversuchen kann auch hier nur eine physiologisch angenäherte Belastungssituation des Kniegelenks erzielt werden. Die für jedes Malalignment gewählte Langzeitbelastung von 1.5 Millionen Zyklen kann als eine durchschnittliche in-vivo Implantationsdauer von ca. 1,5 Jahren gewertet werden.

Ein Versuch (2°-Verkipfung nach lateral) musste nach ca. 45 0.000 Zyklen abgebrochen und erneut begonnen werden, da die Trockenlaufsicherung unerkannt defekt war und der Versuch ohne ausreichendes Schmiermedium lief. Daraufhin musste hier auf eine Oberflächenanalyse aufgrund mangelnder Vergleichbarkeit verzichtet werden.

Bei einem weiteren Versuchsabschnitt kam es zur Lockerung des femoralen Prothesenteils in der Prothesenaufnahme des Simulators mit Luxation des Polyethylenlagers, woraufhin auch hier auf eine Analyse der Oberfläche verzichtet wurde und der Versuch wiederholt wurde.

5.2 Veränderungen der Tribokontaktzonen unter Belastung

Wichtig für die Interpretation der Tribokontaktzonen ist die Beachtung der Richtung, in die der tibiale Prothesenanteil verkippt wurde. Eine Verkipfung nach medial bedeutet, dass der mediale Anteil der tibiaplateautragenden Oberfläche nach unten abgesenkt wird. Entsprechend umgekehrt verhält sich diese Absenkung bei Verkipfung nach lateral (siehe Abb.16). Eine solche Absenkung des Tibiaplateaus entspricht einer Valgisierung, und eine Absenkung nach medial einer Varisierung. Eine Absenkung nach lateral demnach einer Valgisierung. Daraus resultiert eine entsprechende Überbelastung einer der beiden Tribokontaktzonenhälften.

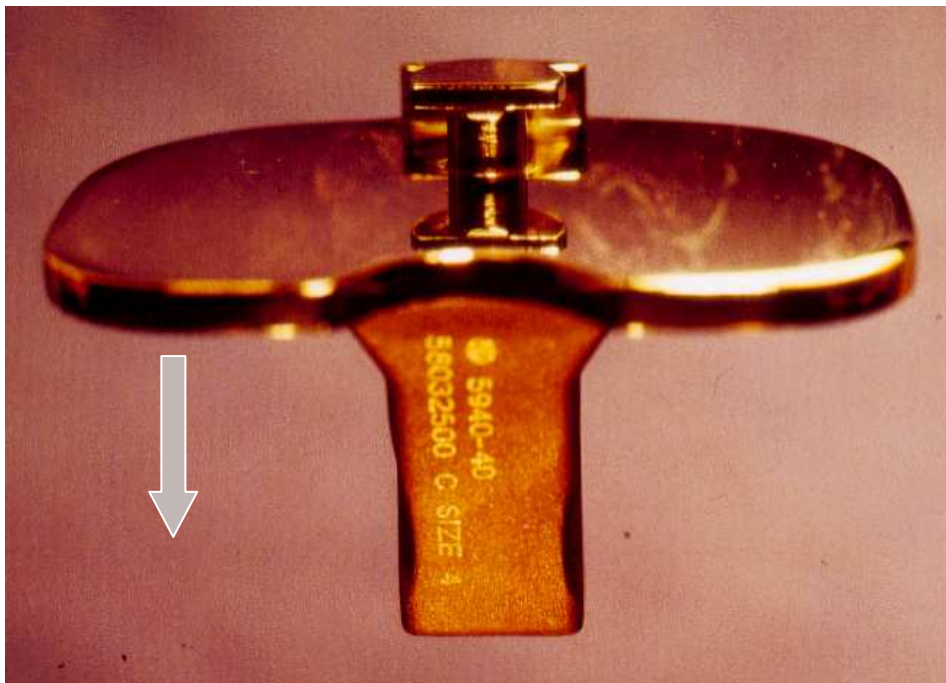


Abb.16: Dorsale Ansicht des tibialen Prothesenanteils (links) mit angedeuteter Verkipfung nach lateral (Valgisierung)

Die Größenbestimmung der Tribokontaktzonen wurde mittels der unter Kapitel 4.7.2.1 beschriebenen Replikas durchgeführt. Die auf dem Original-PE-Inlay befindlichen Belastungszonen sind dort auf der konkaven Oberfläche durch die Belastung entstanden. Die Replikas geben diese Tribokontaktzonen als spiegelbildliche, konvexe aber größen- und konturidentische Oberflächen wieder. Diese Kontur wird unter Zuhilfenahme einer Lupenlampe zunächst markiert und danach auf einer Kunststofffolie abgebildet (siehe Abb.17).

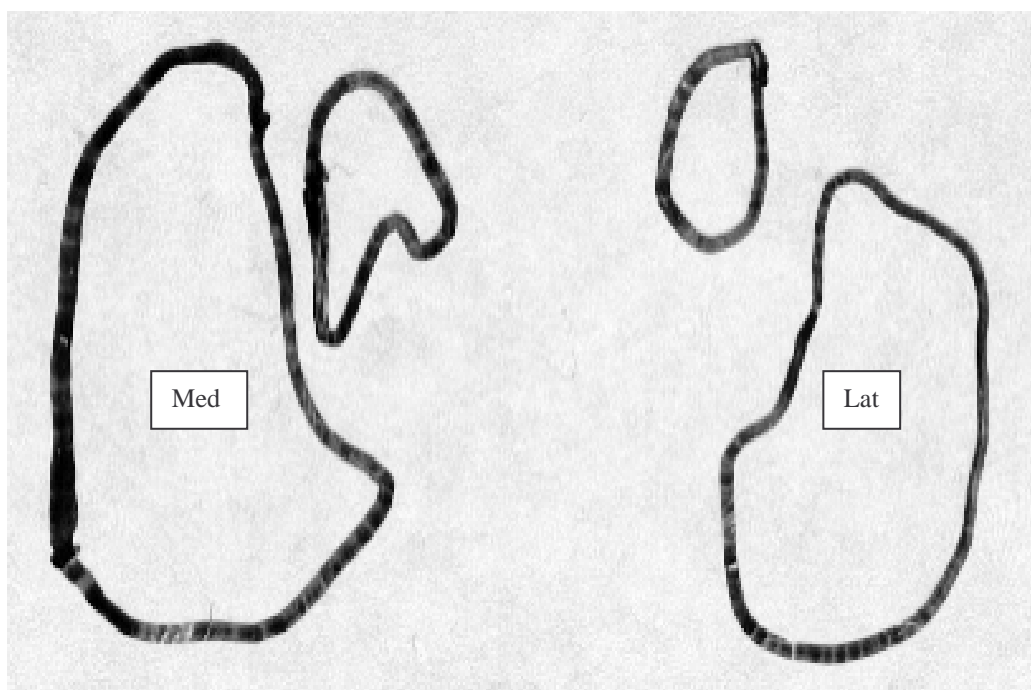


Abb.17: Folienabbildung einer Tribokontaktzone am Beispiel 1°medialer Verkipfung (Varisierung), 500 000 Zyklen

5.3 Ergebnisse der Verkipfung nach medial (variiert)

In Tabelle 2 sind die Ergebnisse der Oberflächenanalyse nach medialer Verkipfung aufgelistet. Aus der maximalen Last von 2600 N und der bekannten Tribokontaktzonengröße lässt sich die spezifische Flächenlast auf das Polyethylen bestimmen (Kraft/Fläche). Diese ist für die jeweiligen Varisierungen ebenfalls aufgeführt.

Grad der Verkipfung	Zyklen	Tribokontaktzonen (in mm ²)			Spez. Flächenlast (in MPa)
		medial	lateral	Gesamt	
1°Varus	500.000	530	377	907	2,87
1° Varus	1 Mio.	646	472	1118	2,32
1°Varus	1.5 Mio.	777	488	1265	2,05
2°Varus	500.000	601	498	1099	2,37
2°Varus	1 Mio.	602	500	1102	2,36
2°Varus	1.5 Mio.	679	532	1211	2,15
3°Varus	500.000	432	407	839	3,10
3°Varus	1 Mio.	469	436	905	2,88
3°Varus	1.5 Mio.	493	453	946	2,75

Tab. 2: Tribokontaktzonengrößen und spezifische Flächenlasten in Abhängigkeit von Medialverkipfung/Varisierung und Belastungsdauer

5.3.1. Die Tribokontaktzonen

Insgesamt sind alle Kontaktflächen in ihrer Flächenausdehnung mit den vom Hersteller angegebenen Größen (900-1500mm²) zu vergleichen. Mit einer minimalen Kontaktfläche von 839 mm² (3° med., 500.000) und einer maximalen Kontaktzone von 1265 mm² (1° med., 1.5 Mio.) liegen diese annähernd innerhalb der angegebenen Größen. Bei jedem Grad der Varisierung vergrößert sich die jeweilige Tribokontaktzone mit zunehmender Belastungsdauer.

Isoliert betrachtet findet sich die kleinste, mediale Tribokontaktzone bei dem Versuchsdurchgang mit der stärksten Verkipfung. Sie liegt bei 493 mm². Diese Relation bleibt bei zunehmender Fortdauer der Belastung bestehen. Nach 1.5 Mio. Zyklen zeigt sich bei der am stärksten verkippten Fläche die relativ kleinste

Kontaktzonenfläche. Bei zunehmendem „Absinken“ der medialen Polyethylenhälfte erfolgt eine verminderte Belastung durch die (mediale) Femurkondyle, welche nicht der Abkippbewegung folgt, sondern gemäß ihrer „physiologischen“ Achsausrichtung artikuliert. Bestätigt wird dieses durch die Tatsache, dass bei der Einzelflächensummutation dieser maximalen Varisierung die flächenmäßig geringste Tribokontaktzone erreicht wird. Entsprechend findet sich die größte Gesamtfläche nach 1.5 Mio. Zyklen bei der minimalsten Verkipfung von 1°.

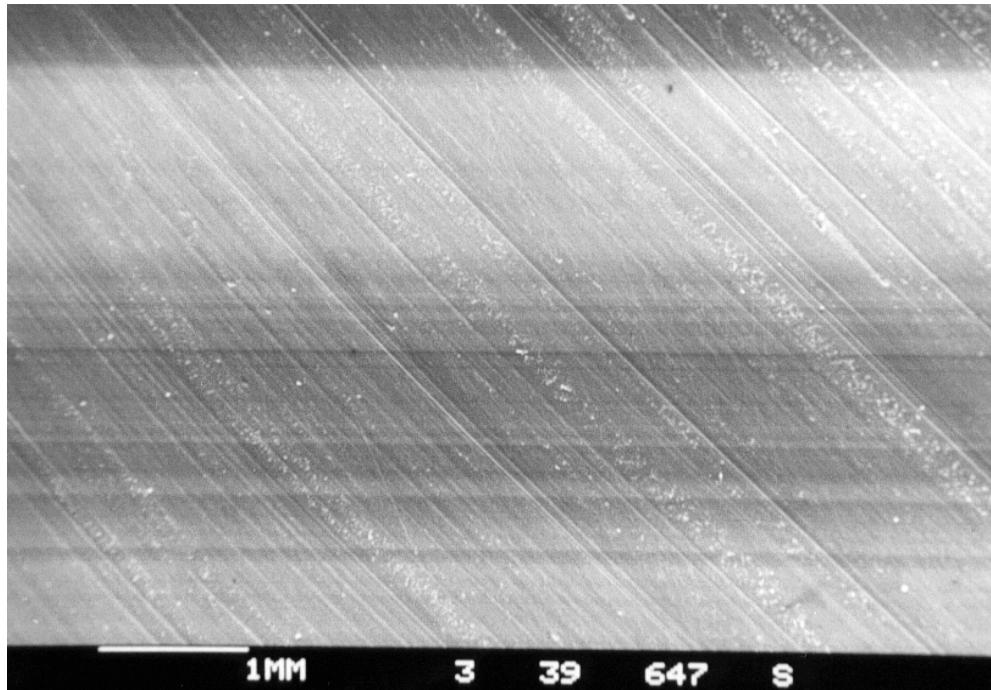
Die lateralen Gelenkkompartimente, welche bei der varisierenden Verkipfung offenbar stärker belastet werden, zeigen bei zunehmender Belastungsdauer einen Zuwachs an Tribokontaktzonenfläche. Bei 1° Verkipfung liegt diese nach 500.000 Zyklen bei 377mm^2 , nach 1.5 Millionen Zyklen schon bei 488mm^2 . Der Größenzuwachs der einzelnen Tribokontaktzonen vollzieht sich dabei jedoch gleichmäßig mit Zunahme der Belastungsdauer. Es wird dabei niemals eine Größe erreicht, welche oberhalb der vom Hersteller angegebenen Tribokontaktzonenfläche liegt.

In Korrelation zur Abnahme der Tribokontaktzonengröße mit zunehmender Verkipfung kommt es zu einem Anstieg der spezifischen Flächenlast auf das Polyethylen. Nach 1.5 Mio. Zyklen liegt diese bei Varisierung um 1° bei 2,05 MPa. Mit zunehmender Varisierung, und entsprechendem Abfall der Tribokontaktzonengröße, steigt die Flächenlast bis auf max. 2,75 MPa an (bei 3° Varus). Diese maximale Flächenlast liegt jedoch noch weit unter dem kritischen Grenzbereich von 12-15 MPa.

5.3.2. Rasterelektronenmikroskopische Ergebnisse

5.3.2.1. 1° Medialverkipfung / Varisierung

Elektronenmikroskopisch werden bei 1° Varus sanfte Verschleißriefen für die mediale sowie die laterale Kontaktzone beschrieben (Abb. 18 A). Neben der typischen, großflächigen Tribokontaktzone findet sich zentral im „Sattelbereich“ des Polyethylens ein zusätzlicher Verschleißbereich. Diese Erscheinung wird im weiteren als Nebentragbild bezeichnet. In beiden Hälften des Polyethylens zeigt sich solch ein abrasives Verschleißbild (Abb. 18 B). Insgesamt kann der aufgetretene Verschleiß als günstig bezeichnet werden. Materialermüdung wie Pitting, beziehungsweise Delamination lässt sich nicht nachweisen.



18 A

Abb.18 A: sanfte Verschleißriefen auf dem medialen Plateau; gleiche Verschleißsituation wie auf dem lateralen Plateau

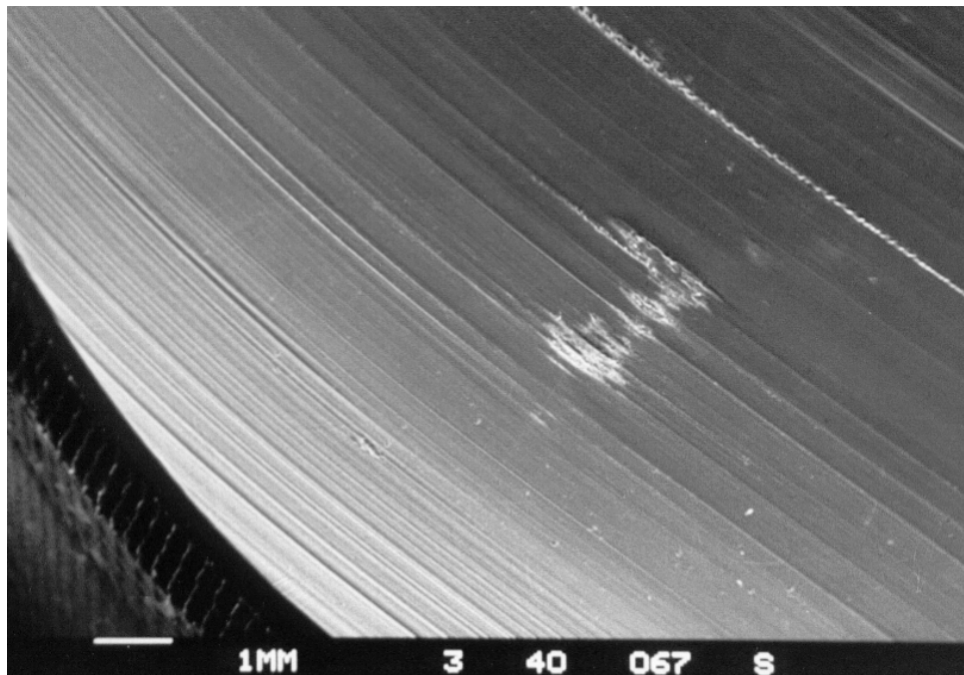


18 B

Abb.18 B: „Nebentragbild“, bzw. zusätzliche Tribokontaktzonen für das mediale und laterale Plateau im zentralen Sattelbereich

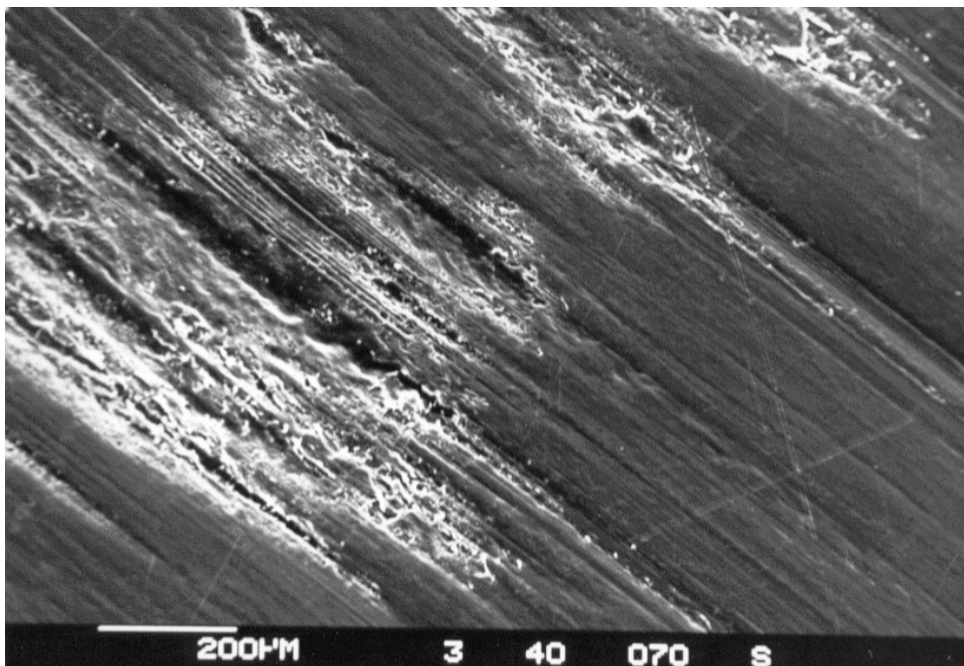
5.3.2.2 2° Medialverkipfung / Varisierung

Bei 2° Varisierung zeigt sich für das mediale Kompartiment, welches durch die Fehlstellung aus der Belastung herausgenommen wird, ein abrasives Verschleißbild. Es findet sich ebenfalls ein Nebentragbild mit mildem Verschleiß. Die mediale Tribokontaktzone weist eine großflächige sanfte Glättung auf. In Abbildung 19 A ist eine eventuell herstellungsbedingte „Rupfstelle“ zu erkennen. Möglicherweise handelt es sich auch um einen „iatrogenen“ Oberflächendefekt, welcher durch Ein- und Ausbaurvorgänge entstanden ist. Dieser Defekt liegt mitten im sonst gleichmäßigen Verschleißbereich. Bei stärkerer Vergrößerung stellt sich dieser Bereich als wieder eingeebnet dar (Abb.19 B).



19 A

Abb.19 A: Herstellungsbedingte Rupfstelle oder iatrogener
Oberflächendefekt bei 2°Varisierung (mediales Plateau)

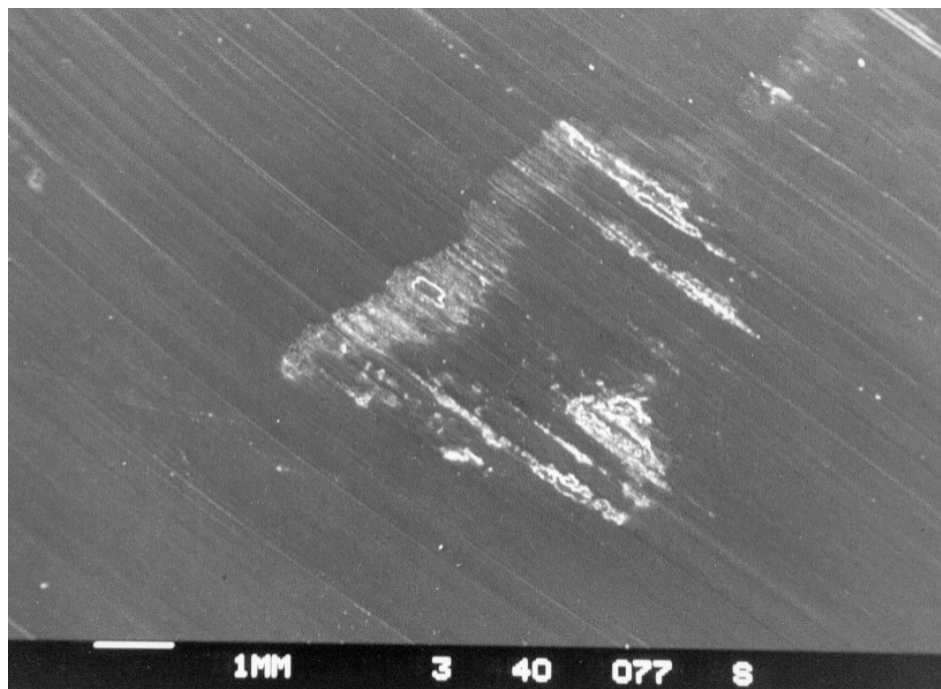


19 B

Abb.19 B: gleiche Rupfstelle wie in Abb.19 A; Einebnung der Rupfstelle bei
stärkerer Vergrößerung

Auch für das laterale Kompartiment zeigt sich bei 2° Variation insgesamt eine Tribokontaktzone mit großflächig sanfter Glättung.

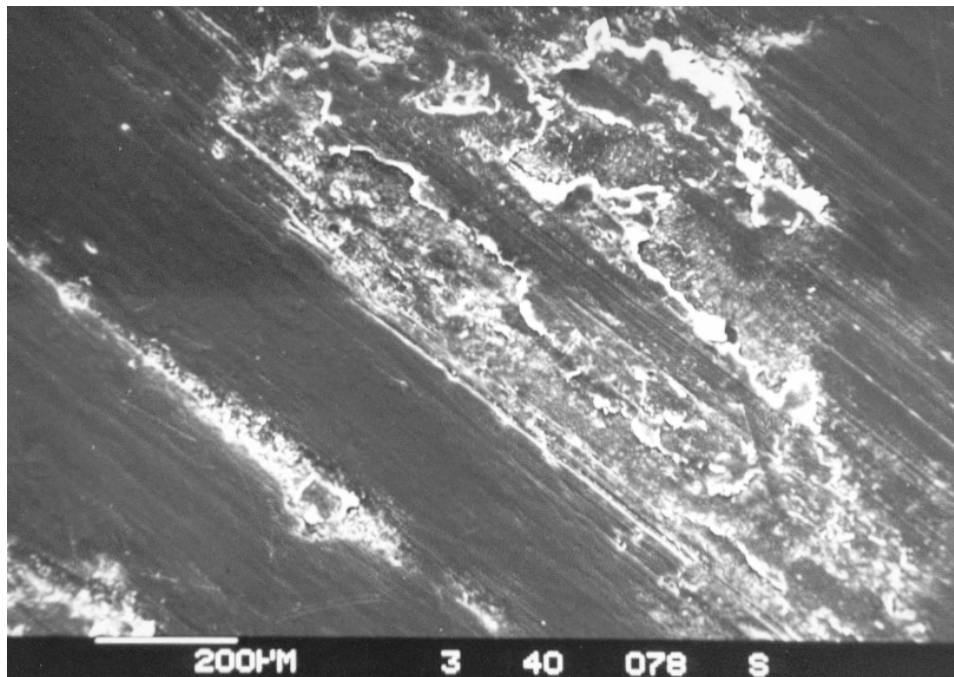
Neben diesem „milden“ Verschleiß finden sich zwei Stellen mit Ablösung einer Oberflächenschicht. Unter diesen abgelösten Schichten (Schichtdicke ca. 5µm) sind zipfelige Rupfspuren im Sinne von Verschleiß- bzw. Schubfahnen zu erkennen. In Abbildung 20 A ist diese Verformungsschicht inmitten der sonst gleichmäßig geglätteten Tribokontaktzone zu erkennen.



20 A

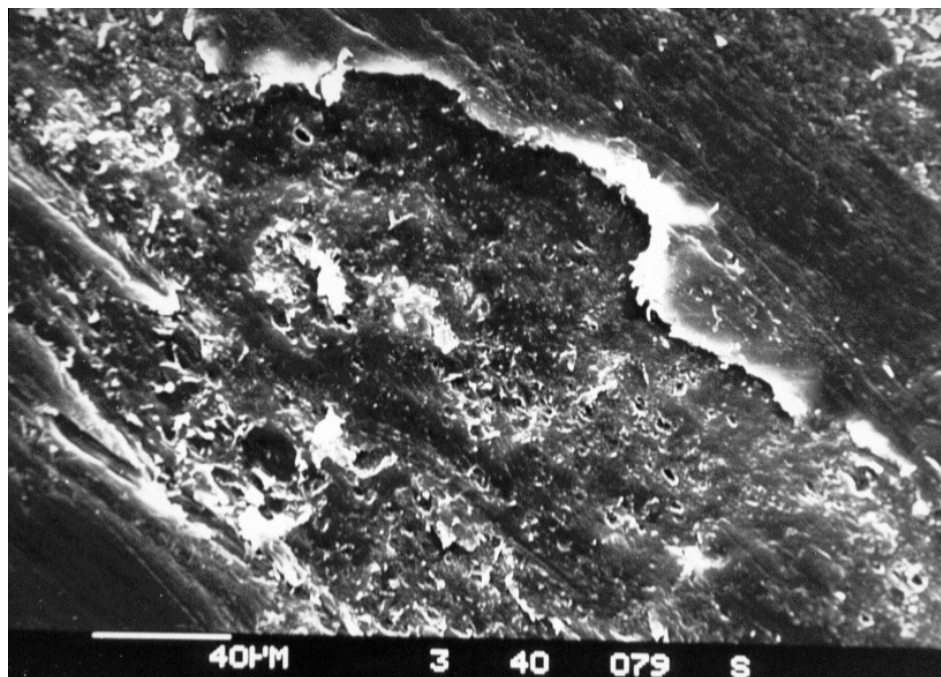
Abb.20 A+B+C:	Abgelöste Oberflächenschicht (Schichtdicke ca. 5µm) im lateralen Kompartiment in ansteigender Vergrößerung
---------------	--

Abbildung 20 B zeigt die zipfelige Rupfspur in stärkerer Vergrößerung. Die Randbereiche lassen ein Einebnen der Verformungsschicht erkennen.



20 B

In der folgenden Ausschnittsbetrachtung dieses Defektes sieht man in noch stärkerer Vergrößerung die randständigen Schubfahnen, beziehungsweise Verschleißfahnen (Abb.20 C). Ein Ermüdungverschleiß findet sich bei 2° Varisierung im lateralen Kompartiment jedoch nicht.



20 C

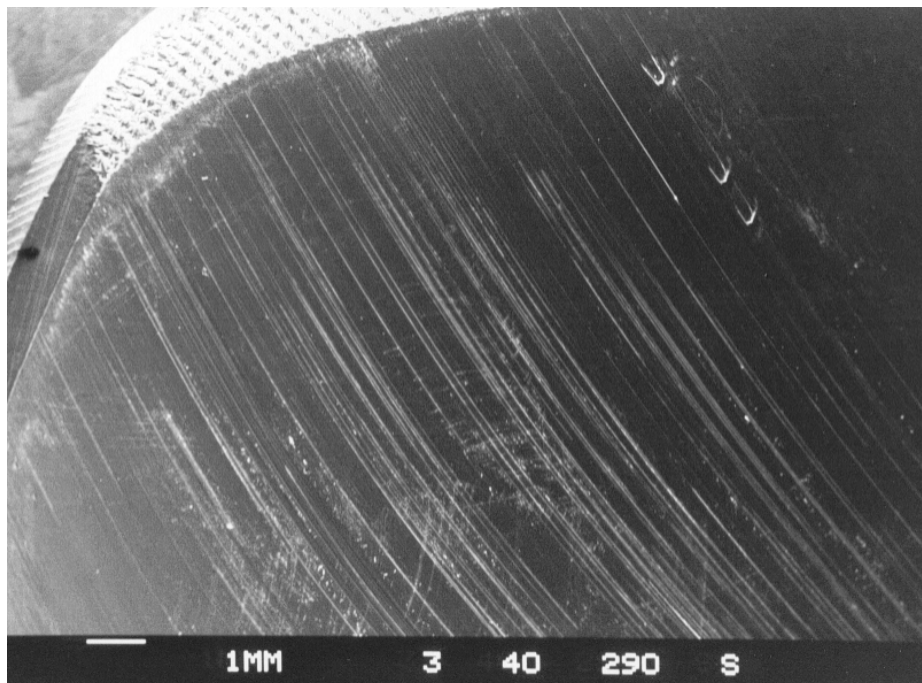
5.3.2.3. 3° Medialverkipfung / Valgisierung

Bei einer Valgusfehlstellung von 3° finden sich für das mediale und laterale Kompartiment unterschiedliche Ergebnisse.

Das medial Plateau

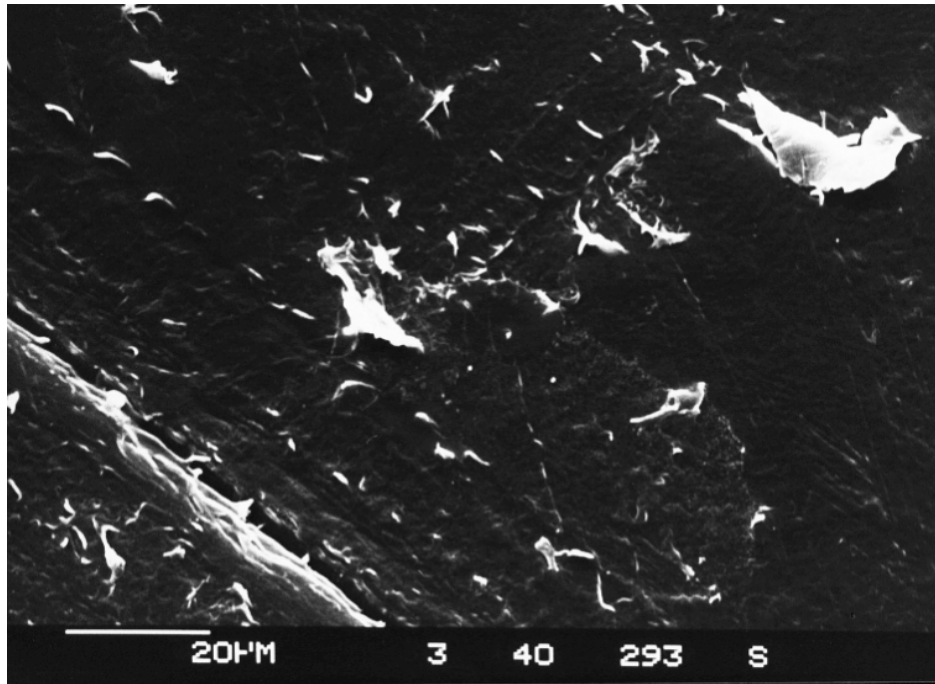
Die mediale, durch die Verkipfung abgesenkte Plateauhälfte weist grobe Riefen auf (Abb.21 A). Es zeigen sich anhängende Verschleißfahnen. Diese haften überwiegend an Querspuren an (Abb.21 B). Die Tribokontaktzone reicht minimal in die zentral gelegene, fertigungsbedingt „gestichelte“ Oberfläche hinein.

Die Verschleißspuren können als abrasiv bezeichnet werden.



21 A

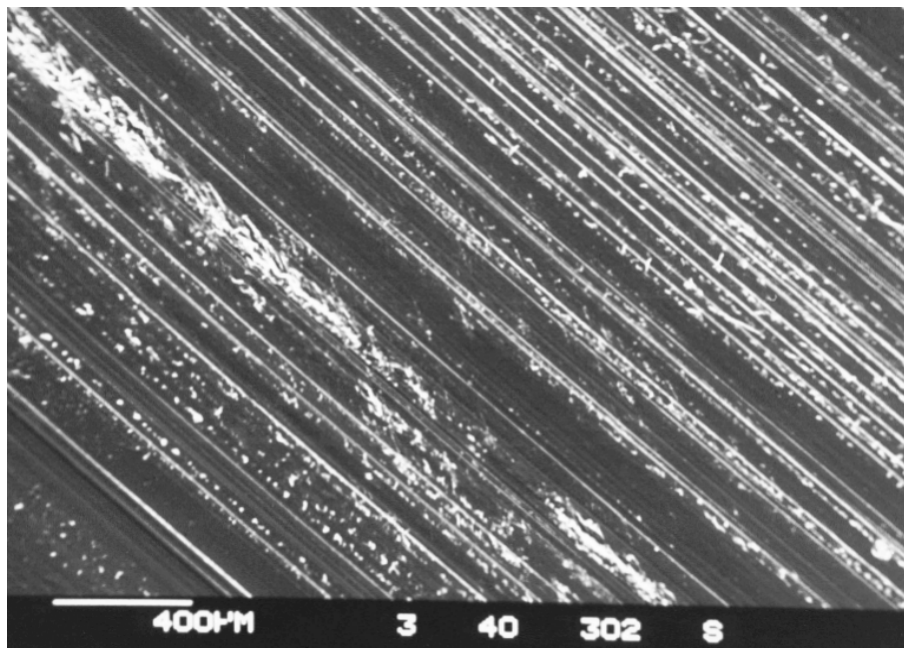
Abb.21 A+B: Riefen mediales Plateau (A) und anhaftende Verschleißfahnen in stärkerer Vergrößerung (B) bei 3°Varisierung



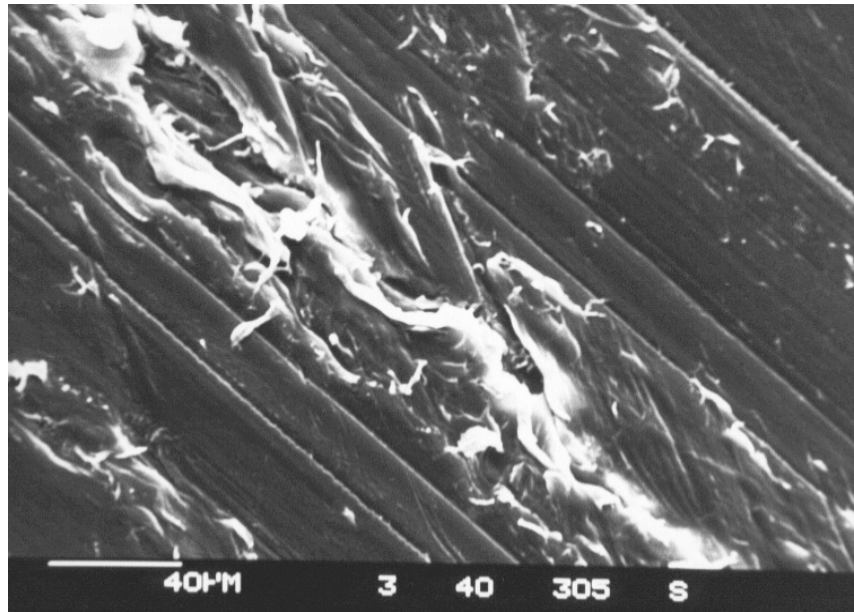
21 B

Das laterale Plateau

Das laterale Plateau weist ebenfalls Spuren von abrasivem Verschleiß auf. Die Hauptverschleißfläche bietet ausgeprägte Riefen und Verschleißfahnen. (Abb.22 A+B).



22 A



22 B

Abb.22 A+B: ausgeprägte Riefen auf der Übersicht des lat. Plateaus (A) und mit Verschleißfahnen in stärkerer Vergrößerung (B) bei 3°Varisierung

Lateral der Hauptbelastungszone besteht eine unberührte Randzone (Abb. 23). Man erkennt in dieser Übersicht die Grenze von Tribokontaktzone zur nicht beanspruchten Originaloberfläche (siehe Pfeil).

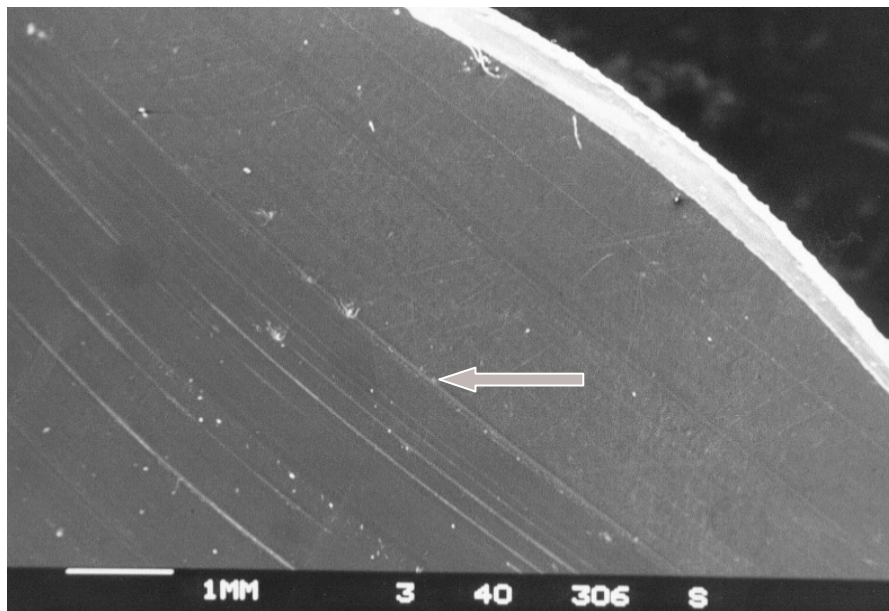


Abb.23: Übergang Originaloberfläche / Tribokontaktzone laterales Kompartiment bei 3°Varisierung

Die Tribokontaktzone hat sich im Bereich dieses lateralen Kompartiments nach zentral verlagert und „fährt“ im lateralen Plateau bis in die gestichelte, zentrale Oberfläche hinein (Abb. 24).

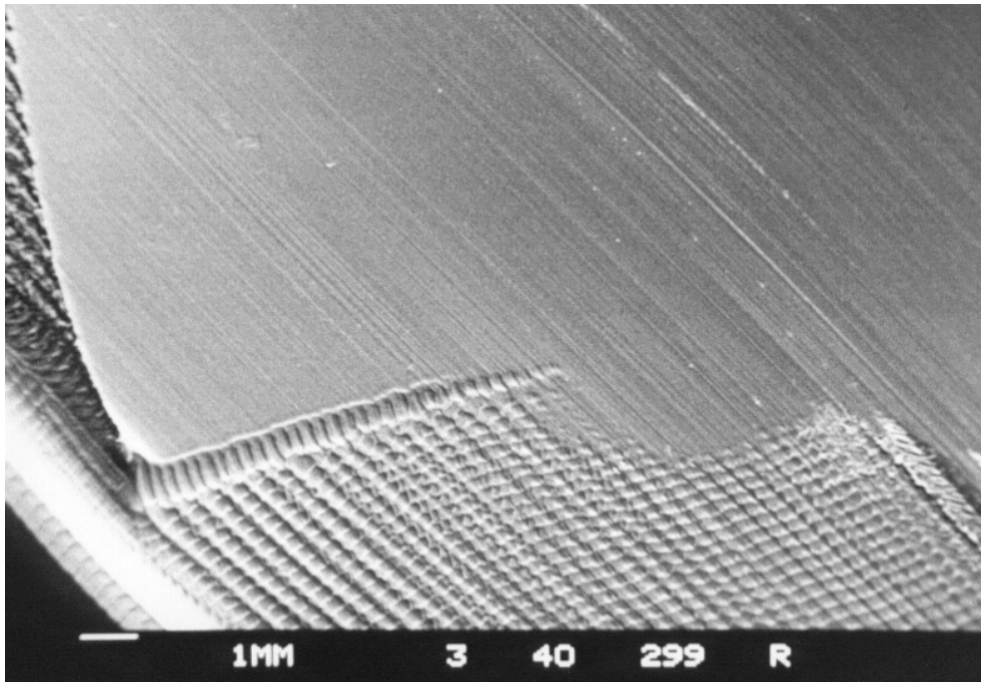
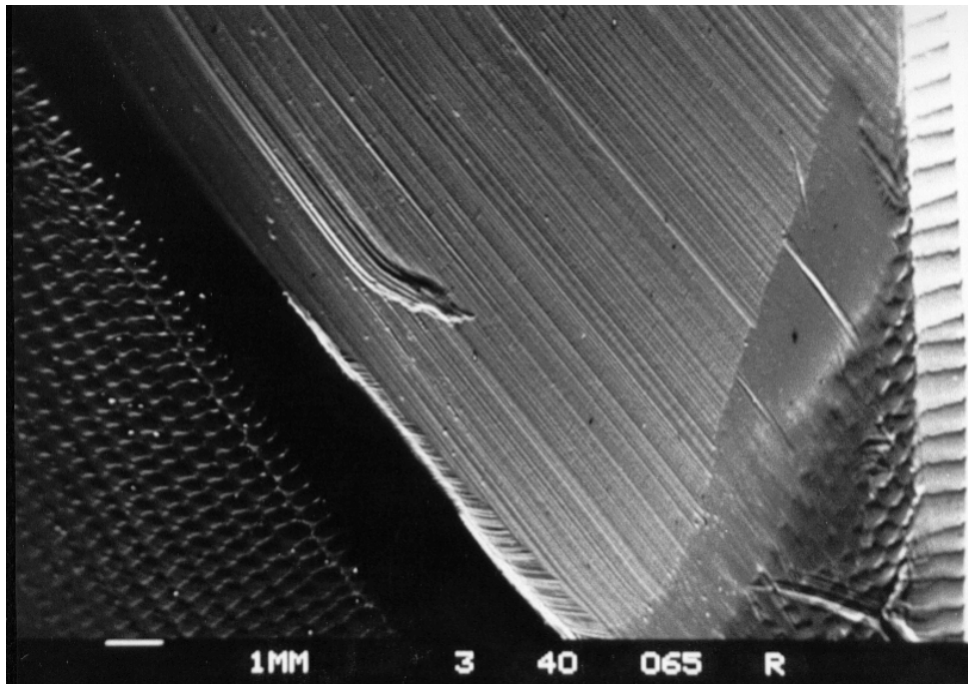


Abb.24: Nach medial verschobene Tribokontaktfläche des lateralen Kompartiments bis in den „gestichelten“, zentralen Bereich bei 3° Varisierung

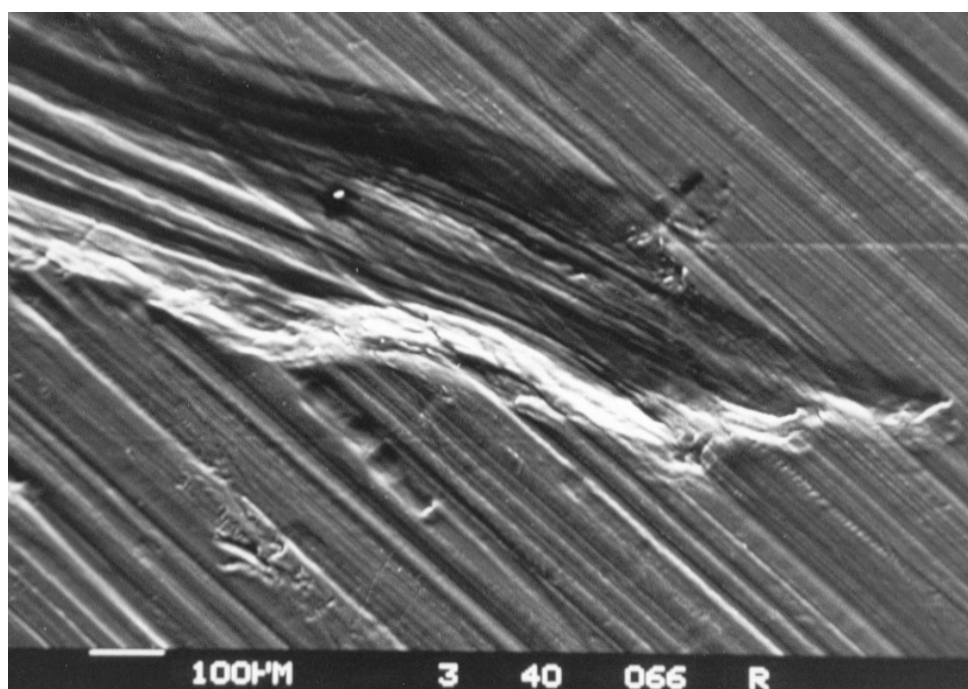
5.4 Ergebnisse der physiologischen / optimalen Implantation

Bei der korrekten Implantation zeigen sich keine Auffälligkeiten hinsichtlich des Verschleißverhaltens des Polyethyleninlays. Die Tribokontaktzonen sind gleichmäßig über das mediale und laterale Kompartiment verteilt. Es finden sich nach 1.5 Mio. Zyklen nur abrasive Verschleißspuren.

Abbildung 25 A zeigt im Bereich des lateralen Kompartiments einen einzelnen Kratzer, welcher am ehesten iatrogen durch die mehrfachen Ein- und Ausbaurvorgänge bei der Replikafertigung entstanden ist. In Abbildung 25 B erkennt man den gleichen, quer zu den Verschleißriefen verlaufenden Kratzer bei stärkerer Vergrößerung.



25 A



25 B

Abb.25 A+B: latrogener Kratzer im lateralen Kompartiment bei physiologischer Implantation (A). Gleicher Kratzer bei stärkerer Vergrößerung (B)

5.5 Ergebnisse der Verkippung nach lateral (valgisiert)

In Tabelle 3 sind die Ergebnisse der Oberflächenanalyse nach valgisierender Verkippung aufgelistet.

Grad der Verkippung	Zyklen	Tribokontaktzonen (in mm ²)			Spez. Flächenlast (in MPa)
		Medial	Lateral	Gesamt	
1° Valgus	500.000	436	427	863	2,89
1° Valgus	1 Mio.	478	493	971	2,57
1° Valgus	1.5 Mio.	516	533	1049	2,38
2° Valgus	500.000	440	395	835	2,99
2° Valgus	1 Mio.	527	506	1033	2,42
2° Valgus	1.5 Mio.	552	544	1096	2,28
3° Valgus	500.000	471	380	851	2,93
3° Valgus	1 Mio.	458	453	911	2,74
3° Valgus	1.5 Mio.	526	491	1017	2,45

Tab. 3: Tribokontaktzonengrößen und spezifische Flächenlasten in Abhängigkeit von Lateralverkippung / Valgisierung und Belastungsdauer

5.5.1. Die Tribokontaktzonen

Bei Verkippung nach lateral (Valgisierung) wiesen alle Kontaktflächen Flächenausdehnungen in der vom Hersteller angegebenen Größenordnung auf. Diese Größenordnung von 900-1500mm² wurde, vergleichbar mit der Medialverkippung (Varisierung), nur von den Tribokontaktflächen mit geringer Belastungsdauer unterschritten (siehe Tabelle 2).

Bei jedem Grad der Verkippung vergrößerte sich die Tribokontaktzone mit zunehmender Belastungsdauer. Gemäß des „Abtauchens“ der artikulierenden Tibia- und somit der Polyethylenfläche durch die Valgisierung fand sich bei Verkippung von 3° die kleinste Gesamttribokontaktzone (1017 mm² nach 1.5 Mio. Zyklen).

Bei getrennter Betrachtung der Kontaktzonen (med. und lat. Plateauhälfte) zeigte sich mit zunehmender Verkippung nach lateral (Valgisierung) eine Verminderung des

Anteils der lateralen Tribokontaktzone an der Gesamttribokontaktzone (533mm^2 bei 1° , 526mm^2 bei 3°). Dieses entspricht der Erwartung insofern, als bei einer Varusfehlstellung das laterale Kompartiment „aus der Belastung heraustaucht“ und somit weniger belastet wird. Entgegen der Erwartung sind die Tribokontaktzonen im medialen Kompartiment jedoch nicht vergrößert. Die größte Tribokontaktzone des medialen Kompartimentes ist mit 552mm^2 bei 2° Lateralverkipfung / Valgisierung (1.5 mio. Zyklen) deutlich kleiner als das größte, mediale Kompartiment bei Varisierung (777mm^2 bei 1° Varus). Die Größen der lateralen Kompartimente weichen nicht signifikant von denen bei Medialverkipfung ab.

5.5.2 Rasterelektronische Ergebnisse

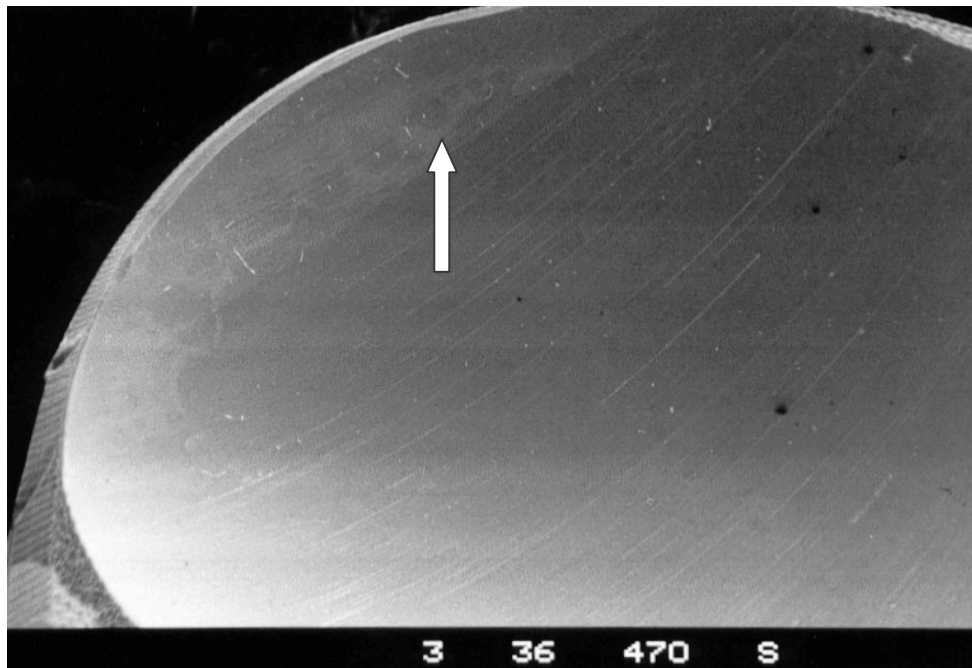
5.5.2.1. 1° Lateralverkipfung / Valgisierung

Es finden sich für die mediale sowie laterale Tribokontaktzone ausschließlich abrasive Verschleißspuren, jedoch in unterschiedlicher Ausprägung.

Das mediale Plateau

In Abbildung 26 A ist die Grenze zwischen Originaloberfläche und Tribokontaktzone erkennbar. Der Übergang ist durch einen Pfeil verdeutlicht.

Neben groben Verschleißriefen sieht man abgehobene Späne beziehungsweise lose Verschleißfäden auf der Tribokontaktfläche (Abb.26 B).



26 A

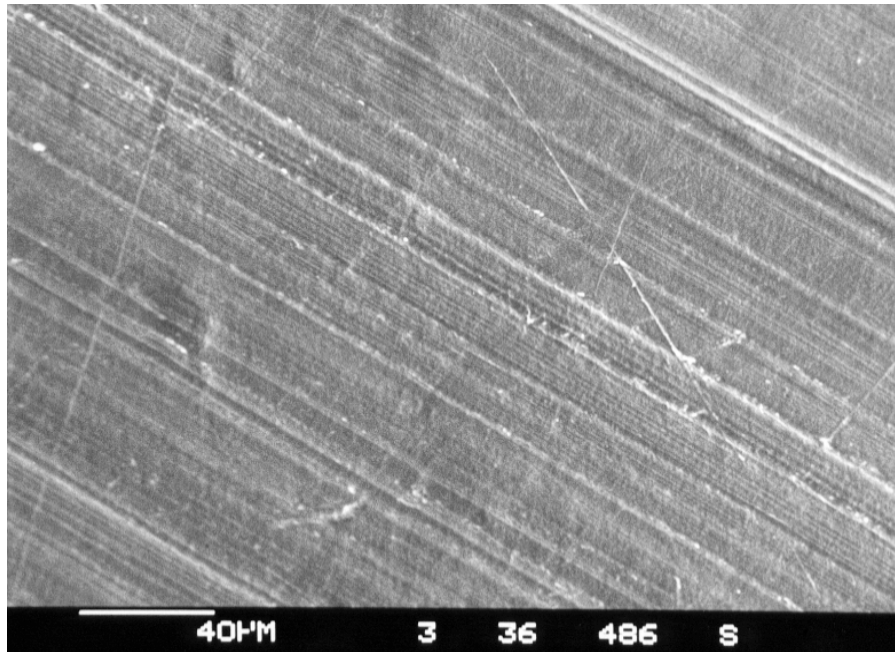


26 B

Abb.26 A+B:	Grenzschicht Tribokontaktzone zu Originaloberfläche (A, siehe Pfeil) und spanabhebender Verschleiß (B) mediales Plateau bei 1°Valgisierung
-------------	--

Das laterale Plateau

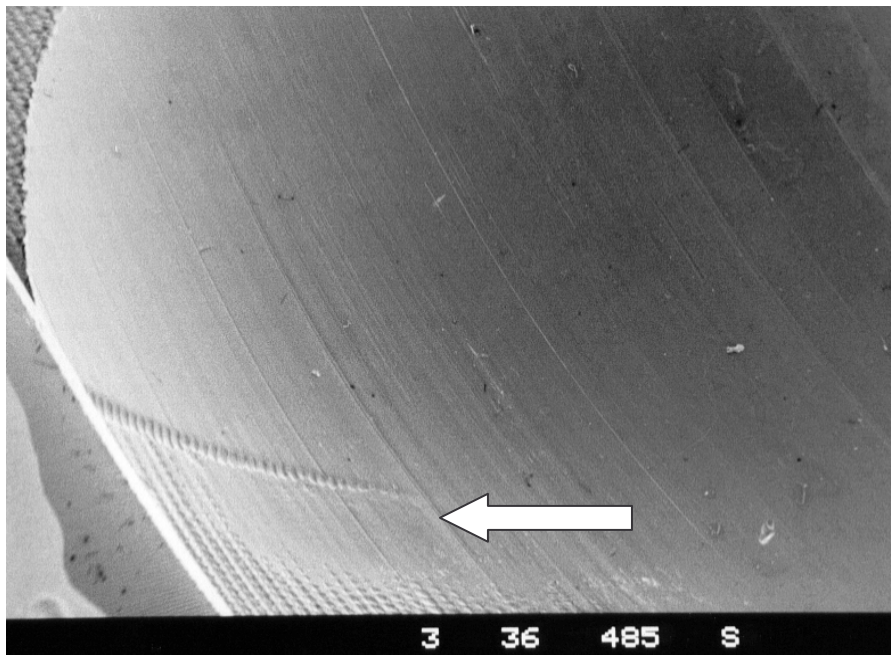
Im Gegensatz zum medialen Plateau weist die laterale Hälfte nur sehr milden Verschleiß auf. In Abbildung 27 A. ist dieser als abrasiv zu bezeichnende Verschleiß dargestellt.



27 A

Abb.27 A+B:	milder Verschleiß des lateralen Plateaus bei 1° Valgisierung (A) und Zentralisierung der Tribokontaktfläche bis in den „gestichelten“ Bereich (R)
-------------	--

Die Tribokontaktzone dehnt sich bis in den „gestichelten“, zentralen Bereich aus. Das laterale Kompartiment wird zentral belastet, der äußere Rand bleibt als Kontaktzone ungenutzt. In Abb. 27 B weist der Pfeil auf die Übergangszone Tribokontaktzone / zentraler „Stichelbereich“.



27 B

Der Zapfen

An der caudalen Fläche des Polyethylens befindet sich eine Aussparung zur Aufnahme des zentralen Zapfens des tibialen Prothesenteils. Hier wird das Polyethylen bei der Implantation „eingerastet“.

In diesem Bereich finden sich nur geringe Verschleißspuren. Die in Abbildung 28 gezeigten Unregelmäßigkeiten sind am ehesten produktionsbedingt. Die Delamination könnte auf die mehrmaligen Einbauvorgänge zurückgeführt werden.

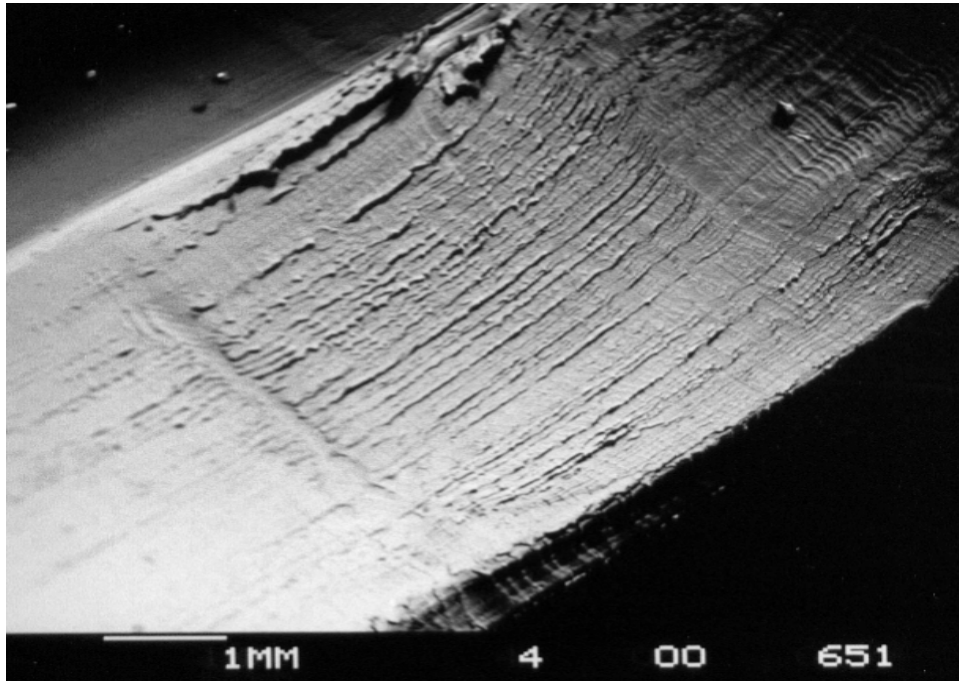


Abb.28: Unterfläche des Polyethylens mit der rundlichen Öffnung zur Aufnahme des tibialen Zapfens. Insgesamt geringe Verschleißspuren

5.5.2.2 2° Lateralverkipfung / Valgisierung

Hier ist ebenfalls ein Unterschied zwischen medialer und lateraler Tribokontaktzonenoberfläche zu erkennen. Bei insgesamt mildem, abrasiven Verschleiß finden sich medial etwas ausgeprägtere Belastungsspuren. Ermüdungverschleiß lässt sich nicht finden.

Das mediale Plateau

In dieser Kontaktzone ist ein unauffälliges Tragbild mit sanfter Glättung zu erkennen.

Das laterale Plateau

Neben der sanften Glättung im Bereich der Tribokontaktzone besteht ein Nebentragbild in der zentralen Stichelzone (umrahmt), wie es schon bei 1° Verkippung beobachtet wurde (Abb. 29).

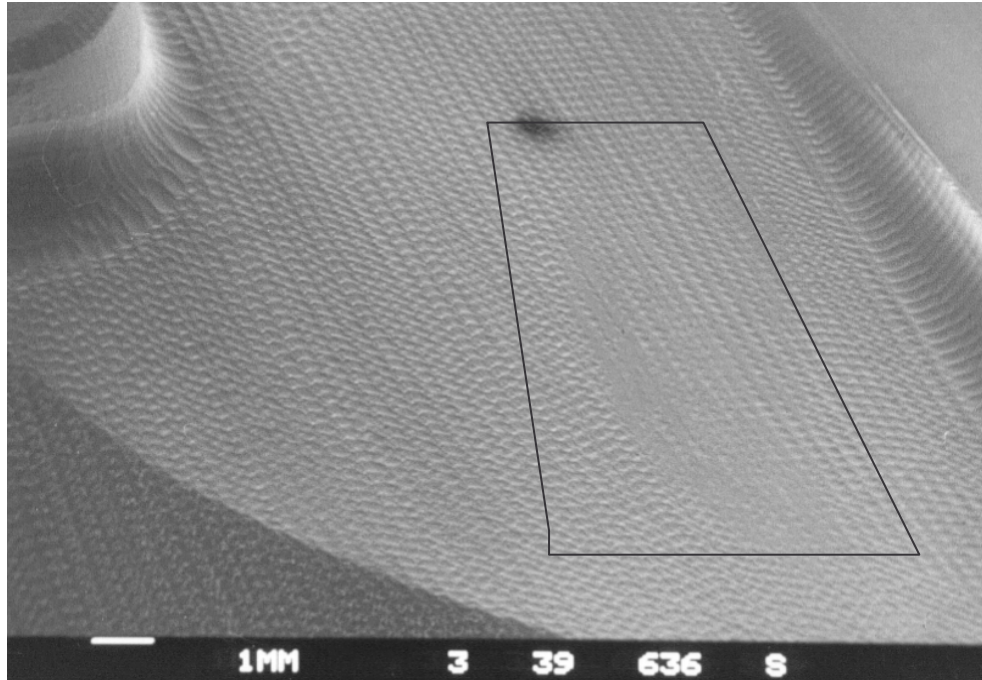


Abb.29: Nebentragbild in der zentralen Stichelzone des lateralen Kompartimentes bei 2° Valgisierung

Der Zapfen

Auch bei 2° Lateralverkippung / Valgisierung zeigt die Aufnahme für den zentralen Zapfen ein zirkulär nahezu identisches Tragbild. Es ist eine zunehmende Glättung der Materialoberfläche zu verzeichnen (Abb.30). Wie bei allen anderen untersuchten caudalen Polyethylenflächen findet sich kein Ermüdungsverschleiß.

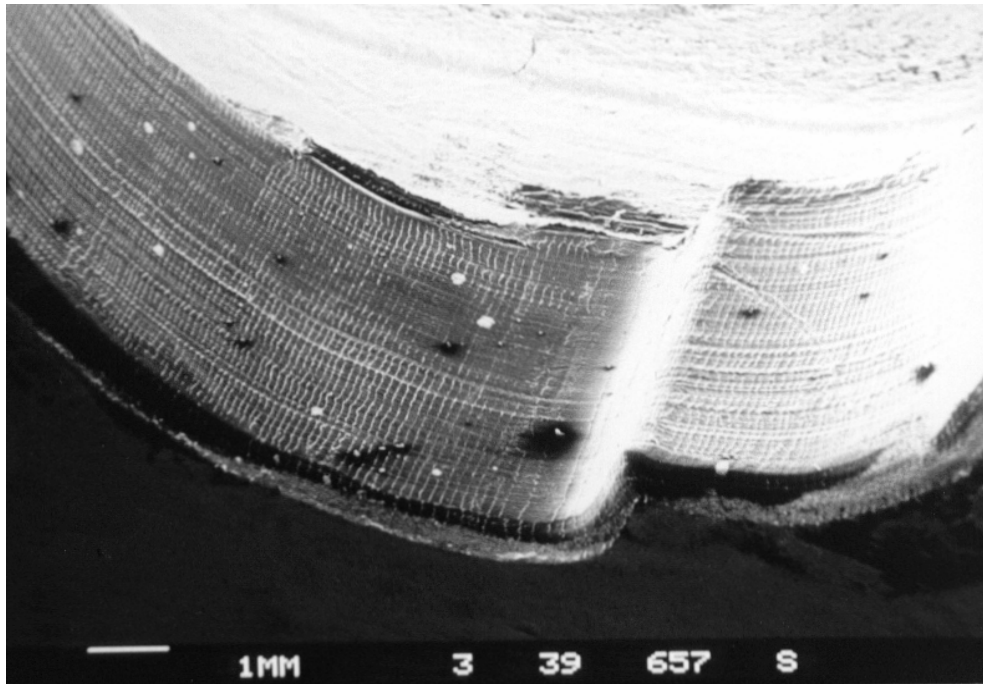


Abb. 30: Unterfläche des Polyethylens im Bereich der rundlichen Öffnung für die Aufnahme des tibialen Prothesenteils. Bei 2° Valgisierung ausschließlich milder Verschleiß.

5.5.2.3 3° - Lateralverkipfung / Valgisierung

Elektronenmikroskopisch zeigt sich ein Verschleißbild, welches mit der 2° Fehlstellung vergleichbar ist. Im lateralen Plateau hat sich das Nebentragbild noch stärker herausgearbeitet. Insgesamt kann der Verschleiß als abrasiv beschrieben werden, mit vereinzelt, langen Riefen. An einigen Stellen zeigt sich stärkerer Verschleiß mit Fäden und Fahnen. Eine Materialermüdung im Sinne von Delamination kann nicht nachgewiesen werden.

Das mediale Plateau

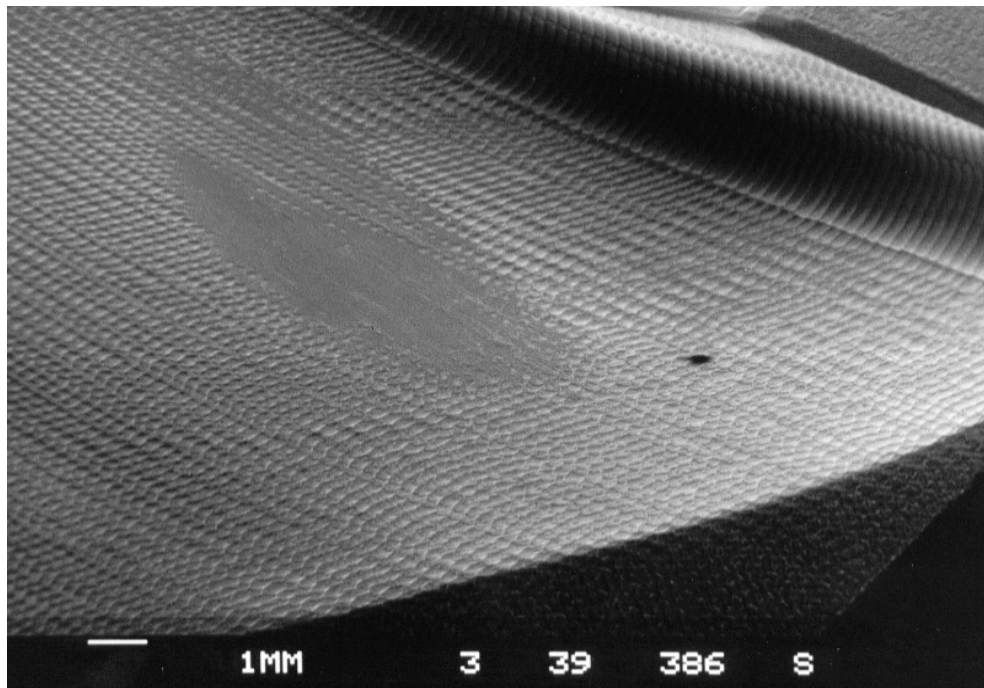
Die Größenausmaße der Tribokontaktzone zur ursprünglichen Oberfläche sind im Vergleich zur 2° Lateralverkipfung / Valgisierung nahezu unverändert. Es sind jedoch bereits Riefen mit Fahnenanhaftung zu erkennen (Abb.31). Der gesamte Verschleiß dieser Plateauhälfte kann als abrasiv bezeichnet werden.



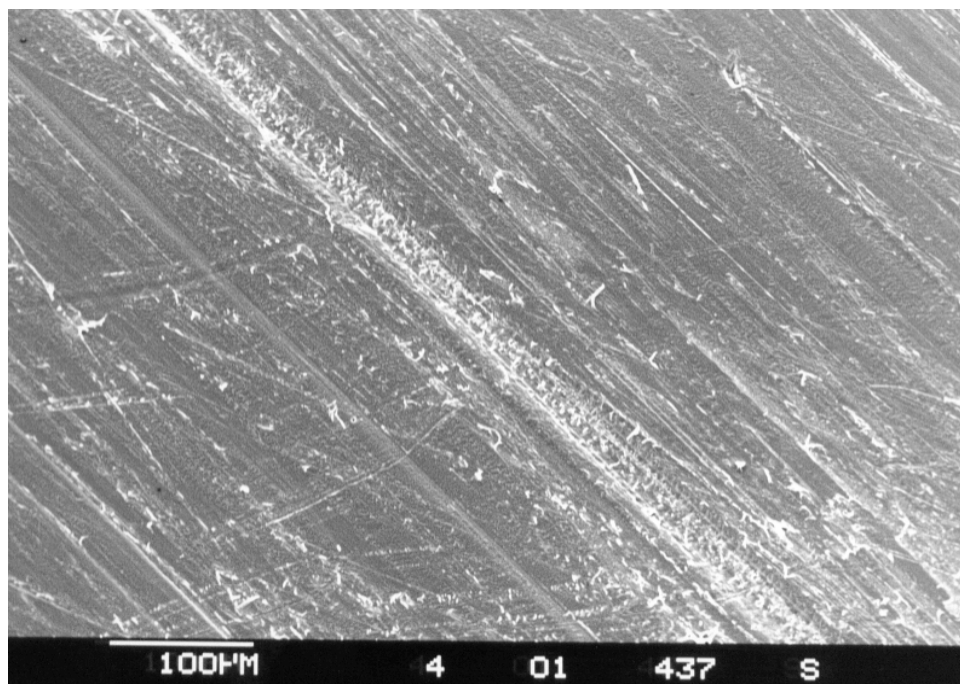
Abb.31: Sanfter, abrasiver Verschleiß des medialen Plateaus bei 3° Valgisierung

Das laterale Plateau

Auch das „abgesenkte“ Plateau weist abrasive Verschleißspuren auf. Im Vergleich zu den weniger stark verkippten Plateaus ist das Nebentragbild jedoch stärker ausgearbeitet (Abb.32 A). Die Haupttribokontaktzone weist sehr vereinzelt Riefen auf (Abb.32 B).



32 A



32 B

Abb.32 A+B:

stärker ausgeprägtes Nebentragbild des lateralen Plateaus bei 3° Valgisierung (A). Vereinzelte Riefen im Bereich der Haupttribokontaktzone (B)

Der Zapfen

Die Zapfenaufnahme weist eine vergleichbare Verschleißsituation wie bei 1° und 2° Lateralverkipfung / Valgisierung auf. Weder die Plateauunterseite, noch die Zapfenaufnahme geben einen Anhalt für Ermüdungsverschleiß. In Abb.33 erkennt man Oberflächenstrukturen, die auf die Fertigung des Polyethylens zurückzuführen sind.

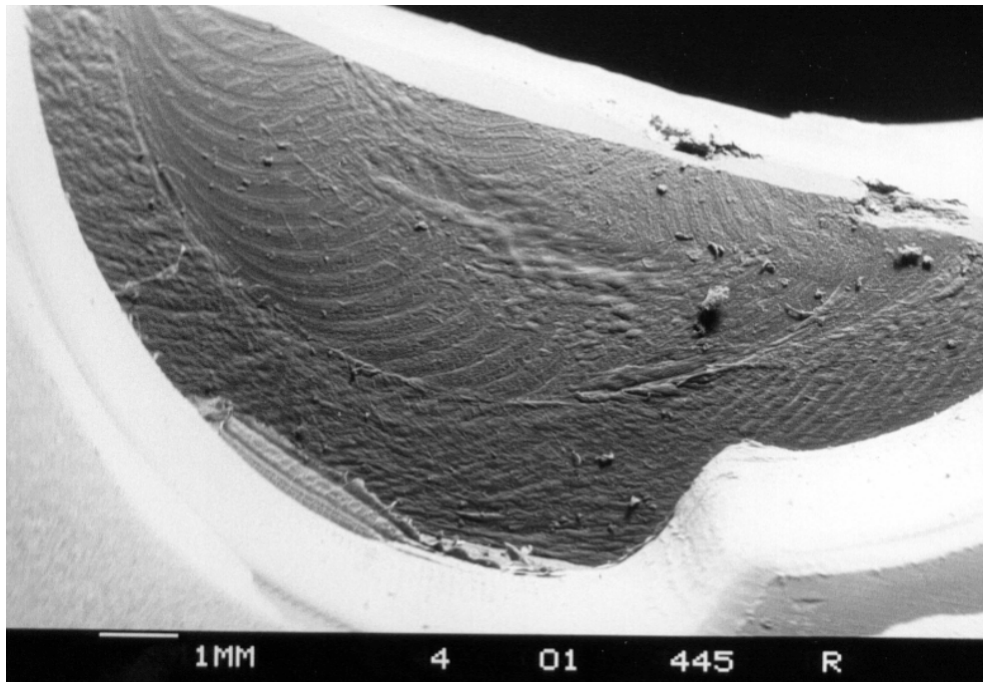


Abb.33: Kaudale Aufnahme für den tibialen Zapfen der Prothese. Wie bei allen anderen Polyethylengleitlagern ausschließlich sanfter Verschleiß. Die Fertigungsbedingten Oberflächenstrukturen sind unverändert zu erkennen.

6. Diskussion

Die grundlegende Frage dieser Studie bezieht sich auf die großen Bewegungsausmaße der Polyethylenkomponenten bei Mobile-Bearing-Prothesen und deren vermeintlichen Nachteil bei suboptimalem Implantationsergebnis. Es sollten folgende Fragen durch eine Simulatoruntersuchung am Beispiel der MbK-Prothese (Fa. Zimmer) bearbeitet werden:

- Gibt es eine biomechanische Toleranz dieses Prothesentyps hinsichtlich eines knöchernen Malalignments im Sinne einer Varus- bzw. Valgusabweichung der Tibiakomponente?
- Wie groß ist diese Toleranz und lässt sie sich in Winkelgraden angeben?
- Bewirkt eine derartige Fehlstellung eine Dislokation des mobilen Meniskallagers?
- Wie verändern sich die Tribokontaktzonen auf den Laufflächen des tibialen Polyethylenplateaus?
- Werden diese Polyethyleninlays dabei übermäßig belastet (im Vergleich zu ideal implantierten Prothesen)?
- Kommt es dabei zu vorzeitigem Materialversagen (z.B. Ermüdung oder Materialbruch)?
- Wie toleriert die kaudale Gleitfläche des Polyethylens ein Malalignment?

Durch die systematischen Vorversuche hat sich gezeigt, dass ab einem Malalignment von 4° - 6° , unabhängig von der Richtung der Fehlstellung, eine ausgeprägte Torquierung des Polyethyleninlays mit Abheben einer Femurkondyle resultierte. Wurde beispielsweise nach lateral verkippt (im Sinne einer Valgisierung), so löste sich die laterale Femurkondyle von seiner Lauffläche. Es bestand dann kein Kontakt mehr zum artikulierenden Polyethyleninlay. Neben diesem „Kontaktverlust“

verlief der Bewegungszyklus stark abweichend vom Normalverlauf mit einer deutlich erhöhten Laufunruhe, welche den Simulator an die Grenzen seiner Belastbarkeit brachte.

Eine Toleranz der MBK-Prothesen hinsichtlich eines Malalignments für Varus/Valgusfehlstellungen ist unserer Ansicht nach für Fehlstellungen bis 3° sicher gegeben. Ob in vivo größere Fehlstellungen auf Dauer toleriert werden, hängt von der Kompensation des Weichteilgewebes ab. Anzumerken bliebe hierbei, dass aktuelle Studien einen regelmäßigen „lift-off“ der Femurkondylen in Flexion beschreiben (DENNIS 2001). Dieses erfolgt bei klinisch und radiologisch unauffälligen Patienten. Ob dieser femorale lift-off medial und/oder lateral erfolgte, wurde in Abhängigkeit vom Prothesentyp gesehen. So kam es bei Prothesen die das hintere Kreuzband erhalten meist zu einem lateralen Abheben der Femurkondyle.

Bei den erfolgten Varus/Valgus-Malalignments wurden keine Dislokationen des Polyethylenlagers beobachtet.

Nach 1.5 Mio. Zyklen zeigen alle Polyethylenoberflächen Tribokontaktzonen, die in ihren Ausdehnungen mit den Tribokontaktzonen bei normaler Implantation zu vergleichen sind. Sowohl die isoliert betrachteten Kompartimente (lateral und medial), als auch die Tribokontaktzonen der Polyethyleninlays in ihrer Gesamtfläche, liegen in ihrer Größenordnung in den gleichen Dimensionen wie die korrekt implantierten.

Dabei bleiben, unabhängig vom Ausmaß der Verkipfung, alle Tribokontaktzonen unter der maximalen Fläche von 1500mm^2 . Die Tribokontaktzonen veränderten sich in ihrer Größenausdehnung bei Verkipfung bis maximal 3° im Vergleich zu ideal implantierten Prothesen kaum. Ihre Flächenausdehnung schwankte für alle vermessenen Laufflächen in etwa in den Größenordnungen, wie sie bei Idealimplantation variierten. Die Tribokontaktzone des Gelenkkompartimentes, welches durch die Verkipfung vermeintlich stärker belastet wurde, „zentrierte“ sich jedoch unter Ausdehnung der Kontaktzone bis in den zentralen Sattelbereich, welcher mit seinem „inneren Randwall“ wohl eine zusätzliche Stabilisierung darstellt. Im Rahmen der tibialen Verkipfung bleiben die als optimal eingestuft Größen der Tribokontaktzonen erhalten. Die von POPE (1991) geforderten großen Kontaktflächen sind als mögliches „Verschleißprotektivum“ vorhanden.

Die von CAMERON (1994) beschriebenen Abriebmuster konnten wir bei der Analyse der Tribokontaktzonen nicht nachweisen. Sowohl bei der physiologischen

Implantation, als auch bei Verkippung zeigte sich ein zentraler Abrieb. Den berichteten, posteromedial beginnenden Verschleiß konnten wir nicht nachweisen.

Der Verschleiß hat mit zunehmender Belastungsdauer bei allen Polyethylenplateaus zugenommen, die Oberflächenmorphologie hat sich verändert. Unabhängig vom Grad der Verkippung hat sich für die Laufflächen eine adhäsive und abrasive Verschleißsituation eingestellt. Anzeichen für Ermüdungsverschleiß ließen sich für keines der Polyethylenplateaus nachweisen. Dieser Verschleiß ist als tolerabel zu bezeichnen und entspricht in seiner Qualität und Quantität dem Verschleiß wie in der tribologischen Untersuchung von mobile-bearing Prothesen von KAUSCHKE (1999). Die ursprüngliche Frage nach einem vorzeitigem Materialversagen kann somit sicher verneint werden.

Allerdings kompensiert die Prothese die erfolgten, leichtgradigen Fehlstellungen mittels Rekrutierung von Tribokontaktzonenfläche, welche herstellungsbedingt sicher nicht als Gleitfläche vorgesehen war. So zeigt sich bei der Verkippung nach medial (Varusfehlstellung) für das laterale Kompartiment eine geringe Ausnutzung der außenseitigen Lauffläche. Im inneren Bereich wird die zentrale Lauffläche bzw. der ursprünglich nicht als Lauffläche konzipierte Polyethylenanteil (zentraler Sattel) verstärkt genutzt.

Ein ähnliches Bild zeigt sich bei Verkippung nach lateral (Valgusfehlstellung). Auch hier „verschiebt“ sich die Tribokontaktzone. Das vermeintlich stärker belastete, mediale Kompartiment verlagert seine Tribokontaktzone ebenfalls nach zentral. Diese Tribokontaktzonenverlagerungen müssen als Kompensationsmechanismen auf das Malalignment gewertet werden.

Eine übermäßige Belastung des Polyethylens im Sinne von Materialermüdung konnte anhand der tribologischen Untersuchung nicht festgestellt werden.

Die Polyethylenlager weisen im Bereich der kaudalen Gleitfläche abrasiven Verschleiß auf. Auch bei Fehlstellungen bis 3 Grad kommt es an dieser Stelle zu keinem übermäßigem Oberflächenverschleiß. Insbesondere die zentrale Aufnahme für den tibiaplateauseitigen Zapfen zeigte in keinem der untersuchten Fälle mehr als abrasiven Verschleiß. Die Frage, ob es bei leichtgradigem Malalignment zu einer verstärkten Belastung im Bereich der kaudalen Gleitfläche, beziehungsweise der „Zapfenaufnahme“ kommt, muss unseren Ergebnissen nach verneint werden.

6.1 Schlussfolgerung

Die vorliegenden Ergebnisse lassen die Schlussfolgerung zu, dass das untersuchte Prothesenmodell eine Toleranz hinsichtlich eines implantationsbedingten, knöchernen Malalignments aufweist. Diese Aussage bezieht sich jedoch nur auf eine tibiale Varus- oder Valgusfehlstellung.

Dieser „Toleranzbereich“ liegt sowohl für Varus- als auch für Valgusfehlstellung der Tibiakomponente bei einem maximalen Winkel von 3°. Größere Fehlstellungen führten im Simulatorversuch zu nicht tolerablen Fehlbewegungen mit inakzeptablen Belastungen für den Simulator.

Für eine Belastungsdauer von 1.5 Mio. Zyklen, einer in –vivo Standzeit von ca. eineinhalb Jahren entsprechend, zeigte sich keine übermäßige Belastung. Der Verschleiß ist als abrasiv zu beschreiben.

Von Verkippungen über 3° hinaus abgesehen zeigte sich in keinem Fall ein vorzeitiges Materialversagen.

Bei allen Ergebnissen muss jedoch berücksichtigt werden, dass Simulatorversuche nur bedingt auf in-vivo- Verhältnisse übertragbar sind. Bei allen Bestrebungen, die Weichteilstrukturen mit ihren stabilisierenden und balancierenden Einflüssen auf das Kniegelenk zu berücksichtigen muss man von nur begrenzt realen Verhältnissen ausgehen. Insbesondere können fehlbelastungsbedingte Weichteilinstabilitäten (z.b. Kollateralbandinstabilitäten), wie sie sich mittel- bis langfristig bei Malalignment in vivo einstellen, nicht berücksichtigt werden.

Die Schlussfolgerung aus diesen Ergebnissen ist eine Bestätigung dessen, was orthopädische Chirurgen bei jeder zu implantierenden Knieendoprothese anstreben: Erreichung eines optimalen Alignments.

Das Ergebnis, wonach sich diese Mobile-Bearing-Prothese bei geringgradigem Malalignment „selbst zentriert“, sollte nicht von der Tatsache einer Extremfehlbelastung unter höhergradigen Fehlimplantationen ablenken. Es lassen sich ebenfalls keine Rückschlüsse über die erzeugten Maximalflächenlasten unter Malalignment treffen. Somit ist nicht klar, ob die tolerable, spezifische Flächenlast für Polyethylen von 10-15 MPa überschritten wird (BARTEL 1985/86, HOFFMANN 1995). Nach den erfolgten 1.5 Mio. Belastungszyklen können keine verlässlichen Aussagen hinsichtlich eines zu erwartenden Langzeitverhaltens gemacht werden. Auch wenn bei in-vitro Versuchen für mobile-bearing Prothesen keine

nennenswerten Veränderungen der Tribokontaktzonen nach mehr als 1.5 Mio. Zyklen zu erkennen waren (KAUSCHKE 1999), so sind diese Ergebnisse nicht äquivalent auf die Situation bei Malalignment übertragbar.

Zur weiterführenden Beurteilung dieses Prothesentyps sollten andere Mobile-Bearing-Prothesen im Vergleich untersucht werden.

Des weiteren steht die Beantwortung der Frage noch aus, ob Prothesen mit „fixed bearing“ eine ähnliche Toleranzbreite besitzen, oder ob es sich hier um einen Vorteil dieses Prothesentyps handelt.

7. Zusammenfassung

Untersucht wurden Knieendoprothesen des Mobile-Bearing-Typs⁷ hinsichtlich eines tibialen Malalignments im Sinne einer Valgus- beziehungsweise Varusfehlstellung. Da prospektive in-vivo Untersuchungen in Bezug auf solche Fehlimplantationen aus ethischen Gründen nicht in Frage kommen, erfolgte die Studie an einem Kniegelenkssimulator.

Der Versuchsaufbau bestand aus 7 Versuchseinheiten mit je 3 varisierenden und 3 valgisierenden Tibiafehlstellungen sowie einer Referenzuntersuchung in idealer Positionierung. Die Fehlstellung erfolgte in 1°-Schritten von 1° bis 3° Varus - beziehungsweise Valgusmalalignment. Jede Versuchseinheit wurde mit 1.5 Millionen Bewegungszyklen durchgeführt, wobei ein Zyklus einem Doppelschritt entspricht. Diese Belastung ist einer durchschnittlichen in-vivo Verweildauer von 1,5 Jahren gleichzusetzen.

Zur Quantifizierung der Tribokontaktzonen wurden nach jeweils 500.000 Zyklen Replikas der Polyethylenlageroberflächen angefertigt. Diese dreidimensionalen Oberflächen wurden auf eine lineare Oberfläche kopiert und anschließend hinsichtlich ihrer Symmetrie und Flächenausdehnung analysiert.

Die Originallager aus Polyethylen wurden nach Abschluss der Simulatorbelastung jeweils rasterelektronenmikroskopisch untersucht.

Durch Voruntersuchungen wurden die Ausmaße der möglichen „Verkipfung“ festgelegt. Hierbei konnte eine maximale Fehlimplantation von 3°-4° experimentell angestrebt werden. Stärkere tibiale Verkipfungen führten zu inakzeptablen Belastungen für den Simulator, was sich auch bedingt als maximal tolerable in-vivo-Fehlstellung interpretieren lässt. Es zeigte sich bei allen untersuchten Polyethylenlagern eine als mäßig zu beschreibende Verschleißsituation ohne Materialermüdung.

Die Tribokontaktzonen lagen in ihrer Flächenausdehnung bei Fehlstellung in der vom Hersteller angegebenen Dimension von 900-1500 mm².

Bei Fehlimplantation kommt es zu einem als Self-Alignment zu bezeichnenden Verlagern der Tribokontaktzone nach zentral. Hierbei werden Anteile des Polyethylens ausgenutzt, die bei idealer Implantation nicht zur Belastungszone gehören. Es konnte aber auch hier nur mäßiger, als abrasiv zu bezeichnender Verschleiß nachgewiesen werden.

⁷ Typ „MbK“- Fa. Zimmer

Diese Studie hat ergeben, dass diskrete tibiale Valgus- beziehungsweise Varusfehlstellungen bei Mobile-Bearing-Prothesen zu keinem vorzeitigem Materialversagen hinsichtlich des Polyethylens führen. Als sicherer Toleranzbereich können Winkel von 1° - 3° bezeichnet werden.

Bei höhergradigen Fehlstellungen wurde das Polyethyleninlay extrem torquiert und es kam zu einem ausgeprägten lift-off der Femurkondylen. Die Belastbarkeitsgrenze des Simulators war nach wenigen Zyklen überschritten, so dass tibiale Fehlstellungen von mehr als 4° in-vivo für bedenklich gehalten werden sollten. Sicherlich muss hierbei betont werden, dass Simulatoruntersuchungen aufgrund der mäßigen Berücksichtigung des Weichteilgewebes (Muskeln und Kapsel-Bandstrukturen) nur begrenzt auf in-vitro-Verhältnisse übertragbar sind. Dennoch sollte eine ideale Implantation mit gutem knöchernen Alignment angestrebt werden. Dabei ist anzunehmen, dass die Anwendung von Navigationssystemen die optimale Implantation von Knieendoprothesen erleichtert.

8. Literaturverzeichnis

Amann, K.

Neukonstruktion einer Prothesenaufnahme für einen Kniegelenksimulator

Diplomarbeit, FH München (1997)

Ampere, A.M.

Essai sur la philosophie des sciences.

Paris (1834)

Ascenzi, A.

Biomechanics and Galileo Galilei

J. Biomechanics Vol. 26, Nor.2, 95-100 (1993)

Bargren, J.H., J.D. Blaha, M.A. Freeman

Alignment in total knee arthroplasty. Correlated biomechanical and clinical observations.

Clin. Orthop. 1983 Mar; (173) : 178-83

Bartel, D.L., A.H. Burstein, A.H. Toda, D.L. Edwards

The effect of conformity, plastic thickness on contact stresses in metal-backed plastic implants.

J. Biomech. Engineering. 107:193-199 (1985)

Bartel, D.L., V.L. Bicknell, T.M. Wright

The effect of conformity, thickness and material stress on stresses in ultra-high molecular weight components for total joint replacement.

J Bone Joint Surg. 68-A: 1041-1051 (1986)

Bert, J.M.

Delayed failure of meniscal bearing elements in total knee arthroplasty.

J-Arthroplasty. 11/5; 611-613 (1996)

Birken, L., M. Morlock, E. Schneider

Belastungsgerechte Prüfung faserverstärkter Kunststoffe für die Knieendoprothetik.

Z.Orthop.137, III-39 (1999)

Bryan, R.S., J.A. Rand

Revision total knee arthroplasty.

Clin. Orthop. 1982 Oct; (170) : 116-22

Buechel, F.F.

Cementless meniscal bearing knee arthroplasty: 7-to 12-year outcome analysis
Orthopedics. 17-9:833-836 (1994)

Buechel, F.F., P.A. Keblish, J.M. Lee, M.J. Pappas

Low contact stress meniscal bearing unicompartmental knee replacement:
Long-term evaluation of cemented and cementless results.
J. Orthop. Rheumatol. 7: 31-41 (1994)

Buechel, F.F., M.J. Pappas

The New Jersey low contact stress knee replacement system:
biomechanical rationale and review of the first 123 cemented cases
Arch. Orthop. Trauma Surg. 105 (1986) 197

Buechel, F.F., M.J. Pappas

New jersey low contact stress knee replacement system.
Ten-year evaluation of meniscal bearings.
Orthop. Clin. North Am. 20-2: 147-177 (1989)

Cameron, H.U., G.M. Mc Neice

Mechanical failure modes in total knee replacement
Arch. Orthop. Trauma Surg. 1981, 98(2):135-8

Cameron, H.U., G.A. Hunter

Failures in total knee arthroplasty: mechanisms, revisions, and results
Clin. Orthop. 1982 Oct; (170):141-6

Cameron, H.U.

Tibial component wear in total knee replacement
Clin. Orthop. 1994 Dec; (309):29-32

Cavanagh, P.R., M.A. LaFortune

Ground reaction forces in distance running.
J. Biomech. 13 (1980) 397

Charnley, J.

Low Friction Arthroplasty of the Hip
Springer Berlin, Heidelberg (1979)

Cohen, M., F.F. Buechel, M.J. Pappas

Meniscal-bearing unicompartmental knee arthroplasty. An 11-year clinical study.

Orthop. Rev. 20 (5): 443-338 (1991)

Dennis, D.A., R.D. Komistek, S.A. Walker, E.J. Cheal, J.B. Stiehl

Femoral condylar lift-off in vivo in total knee arthroplasty.

J. Bone Joint Surg. Br. 2001 Jan ; 83 (1) : 33-9

Dennis, D.A.,

Principles of total knee arthroplasty

Semin. Arthroplasty 1991 Jan.; 2(1): 2-11

Douglas, A. Dennis

Technical Aspects of Mobile-Bearing Knee Implants

Orthopaedics today, Jan./Feb. 2001

Engh, G.A., K.A. Dwyer, C.K. Hanes

Polyethylene wear of metal-backed tibial components in total and unicompartmental knee prosthesis.

J. Bone Joint Surg. 74-B: 9-17 (1992)

Fukuoka, S., K. Yoshida, Y. Yamano

Estimation of the migration of tibial components in total knee arthroplasty. A roentgen stereophotogrammetric analysis.

J. Bone Joint Surg. Br. 2000 Mar ; 82 (2) :222-7

Goodfellow, J.W., J. O'Connor

The Mechanics of the knee and prosthesis design

J. Bone Joint Surg. 60 b 358-369 (1978)

Goodfellow, J.W., J. O'Connor

Clinical results of the Oxford Knee. Surface arthroplasty of the tibiofemoral joint with a meniscal bearing prosthesis.

Clin. Orthop. 205: 21-42 (1986)

Goymann, V.

Neuere Untersuchungen zur Biomechanik der Patella.

Z. Orthop 112: 623-625

Haus, J., Halata, Z., Refior, H.J.

Propriozeption im vorderen Kreuzband des menschlichen Kniegelenks-morphologische Grundlagen
Z. Orthop 130: 484-494 (1992)

Hoffmann, P.

Optimierung der Materialstärke des metal-backed Tibiaplateaus unter Berücksichtigung der Hertzschen Pressungstheorie.
Diplomarbeit. FH München (1995)

Huson, A.

Biomechanische Probleme des Kniegelenks
Orthopädie 3, 119-126 (1974)

Jeffrey, R.S., Morris, R.W., Denham, R.A.

Coronal alignment after total knee replacement
J. Bone Joint Surg. Br. 1991 Sep ; 73 (5) :709-14

Jordan, L.R., J.L. Olivo, P.E. Voorhorst

Survivorship analysis of cementless meniscal bearing total knee arthroplasty.
Clin. Orthop. 338: 119-123 (1997)

Kapandji, I.A.

Funktionelle Anatomie der Gelenke Bd. 2 (Untere Extremität)
Enke, Stuttgart (1985)

Kauschke, T., W. Plitz, H.J. Refior

Ergebnisse der Kniesimulatoruntersuchungen von Mobile-Bearing-Knieprothesen
Z. Orthop. 137 III-40, A27 (1999)

Kilgus, D.J., J.R. Moreland, G.A.M. Finerman, T.T. Funahashi, J.S. Tipton

Catastrophic wear of tibial polyethylene inserts.
Clin. Orthop. 273: 223-231(1991)

Krug, W.H., J. Johnson, D. Nahen, J. Miller, A. Ahmed

An evaluation of the dimensions and strenght of the proximal tibia in
Relation to the coverage of knee implants.
Orthop. Trans. 8 (1984) 218, Abstract

Lehner, St., E. Steinhäuser, R. Gradingner

Tribologische Untersuchung von achsgeführten Kniegelenksendoprothesen.

Z. Orthop. 137, III-41 München (1999)

Lewalle, D.G., R.S. Bryan, L.F. Peterson

Polycentric total knee arthroplasty; a ten year follow-up study

J. Bone Joint Surg. 64-A: 734 (1984)

Lewold, S., S Goodman, K. Knutson, O. Robertsson, L. Lidgren

Oxford Meniscal Bearing Knee versus the Marmor Knee in Unicompartamental Arthroplasty for Arthrosis

The Journal of Arthroplasty Vol.10 No.6 1995

Lotke, P. A., M.L. Ecker

Influence of positioning of prosthesis in total knee arthroplasty

J. Bone Joint Surg. 59-A: 77 (1977)

Maquet, P.G.

Biomechanics of the knee

Springer, Berlin-Heidelberg-New York (1976)

Meding, J.B., M.A. Ritter, P.M. Faris

Total knee arthroplasty with 4.4 mm of tibial polyethylen: 10-year follow-up

Clin. Orthop. 2001 Jul; 388: 112-7

Menchetti, P.P., P.S. Walker

Mechanical evaluation of mobile bearing knees.

Am-J-Knee-Surg. 1997 Spring; 10(2): 73-81; discussion 81-2

Menschik, A.

Mechanik des Kniegelenkes. Teil 1

Z.Orthop.112:481 (1974)

Menschik, A.

Mechanik des Kniegelenkes. Teil 2

Z.Orthop.113:388 (1975)

Menschik, A.

Das Konstruktionsprinzip des Kniegelenks, des Hüftgelenks, der Beinlänge und der Körpergröße.
Biometrie. Springer, Berlin (1987)

Morrison, J.

The mechanics of the knee joint during normal walking
Biomech. 3 (1970 b) 51-61

Müller, W.

Das Knie. Form, Funktion und ligamentäre Wiederherstellungschirurgie
Springer, Berlin-Heidelberg-New York (1982)

Nietert, M.

Untersuchung zur Kinematik des menschlichen Kniegelenks im Hinblick auf ihre Approximation in der
Prothetik
Dissertation, Berlin (1975)

Plitz, W.

In: „Das Knie“ Hrsg. D. Kohn
Kohn, D.Thieme (2000)

Plitz, W.

Endoprothetik am Kniegelenk
Orthopädie, 20, 164-169 (1991)

Plitz, W., M. Bergmann, K.H. Weinmann

Biomechanik und Verschleißgeschehen bei Knieendoprothesen-
Beobachtungen an revidierten Komponenten verschiedener Modelle.

In: Lechner, F., Ascherl, R., Blümel, G., Hungerford, D.S. (Hrsg.)
Kniegelenksendoprothetik-eine aktuelle Bestandsaufnahme.
Schattauer. Stuttgart, New York. 351-357 (1985)

Plitz, W., Reithmeier, E.

Zur Biomechanik des Gleitflächenersatzes der Patella.

In: Der alloplastische Ersatz des Kniegelenks. Ergebnisse praxisbezogener Grundlagenforschung.

IX. Münchner Symposion für experimentelle Orthopädie.

Hrsg.: H.J. Refior, M.H. Hackenbroch, C.J. Wirth. Thieme, Stuttgart 71-78 (1987)

Poisson, G.

Traité de mécanique. Paris. (1833)

Pope, M.H., B.C. Fleming

Knee biomechanics and materials.

In: Laskin, R.S. (Hrsgb.): Total knee replacement

Springer. Berlin, Heidelberg, New York 1991. 25-38

Psychoyios, V., R.W. Crawford, J.J. O'Connor, D.W. Murray

Wear of congruent meniscal bearings in unicompartmental knee arthroplasty: a retrieval study of 16 specimens.

J. Bone Joint Surg. Br. 1998 Nov ; 80(6) :976-82

Ranawat, C.S.

Design Features of Mobile-Bearing Knee Implants

Orthopaedics today, Jan./Feb. 2001

Rauber / Kopsch; Tillmann, B.

Anatomie des Menschen

Thieme, Stuttgart-New York (1987)

Reithmeier, E., Plitz, W.

A theoretical and numerical approach to optimal positioning of the patellar surface replacement in a total knee endoprosthesis.

J.Biomechanics Vol.23, No.9, 883-892 (1990)

Sanchez-Sotelo, J, JM Ordonez, SB Prats

Results and complications of the low contact stress knee prosthesis

J Arthroplasty 1999 Oct; 14(7): 815-21

Schäfer, K.

Reibung und Verschleiß thermoplastischer Polymerwerkstoffe

Fortschr.-Ber. VDI-Z, 5, Nr73, (1983)

Seireg, .A.

The prediction of muscular load sharing and joint forces in the lower extremities during walking

J. Biomechanics Bd.8, 89-102 (1975)

Stallforth, H.

Tribologische und biomechanische Untersuchung für die Alloarthroplastik des menschlichen Kniegelenks.

Dissertation, RWTH Aachen (1980)

Stiehl, J.B., D.A. Dennis, R.D. Komistek, P.A. Kebabian

In vivo kinematic analysis of a mobile bearing total knee prosthesis.

Clinical Orthopaedics and Related Research Dec. 1997; (345): 60-66

Strasser, H.

Lehrbuch der Muskel- und Gelenkmechanik

Bd. III. Die untere Extremität. Springer, Berlin (1917)

Streicher, R.M., A. Edidin, Adliswil

Neue Generation von Polyethylen für alte Osteolyseprobleme.

Z. Orthop. 137, III-29 (1999)

Stukenborg-Colsman, C., S. Ostermeier, C. Hurschler, C.J. Wirth

Knee endoprosthesis: biomechanical requirements and consequences.

Orthopäde 2000 Aug; 29 (8) : 722-6

Szivek, J.A., P.L. Anderson, J.B. Benjamin

Average and peak contact stress distribution evaluation of total knee arthroplasties.

J- Arthroplasty. 11/8; 952-963 (1996)

Tsakonas, A.C.

Reduction of polyethylene wear in a congruent meniscal knee prosthesis. Experimental and clinical studies.

Acta-Orthop-Scand-Suppl. 68/275; 127-131 (1997)

Wagner, M.; R. Schabus.

Funktionelle Anatomie des Kniegelenks

Springer, Berlin-Heidelberg-New York (1982)

Walker, P.S., P.G. Bullough

The effects of friction and wear in artificial joints.

Orthop. Clinics of North America 4 (1973) 275-293

Wasielewski, R.C., J.O. Galante, R.N. Seighty, A.G. Natarajan, A.G Rosenberg

Wear patterns on retrieved polyethylene tibial inserts and their relationship to technical considerations during total knee arthroplasty.

Clin. Orthop. a Rel. Res., 299, 31-43 (1994)

Weber, E; W. Weber

Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge, Göttingen, 1836.

Translation: Mechanics of the human walking apparatus.

Springer, Berlin-Heidelberg-New York (1992)

Wright, T.M, D.L. Bartel

The problem of surface damage in polyethylene total knee components

Clin. Orthop. a Rel. Res., 205, 67-74 (1986)

Curriculum vitae

31.01.1971	Geboren am 31.01.1971 in Schwerte Eltern: Anneliese Löer (geb. Salamon) Bernd Löer
1977 – 1990	Schule mit Abschluß der Allgemeinen Hochschulreife
1990 – 1991	Zivildienst in der chirurgischen Ambulanz (Ev. Krankenhaus Schwerte)
WS 1991	Beginn des Studiums der Humanmedizin an der Universität Essen
WS 1992/1993	Auslandssemester im Rahmen eines ERASMUS-Stipendiums an der Universität Alicante / Spanien
1998	2. Tertial PJ: Chirurgie Lehrkrankenhaus der Universität (UAB) Barcelona / Spanien im Rahmen eines ERASMUS-Stipendiums
20.10.1998	Abschluss des Studiums mit der Gesamtnote „gut“
1999 – 2000	Arzt im Praktikum in der Chirurgie / Unfallchirurgie (Marienkrankenhaus Schwerte)
seit 10/2000	Assistenzarzt im Alfried-Krupp-Krankenhaus Essen (Orthopädie/Sportmedizin)