Aus der Klinik für Orthopädie und Rheumatologie
Geschäftsführende Direktorin: Univ.-Prof. Dr. med. S. Fuchs

des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg

in Zusammenarbeit mit dem Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH,
Standort Marburg

„Fluoroskopische Untersuchung der Kniegelenksbewegung nach totalem Kniegelenksersatz mit zwei verschiedenen Prothesentypen“

I n a u g u r a l - D i s s e r t a t i o n

zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin

dem Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg

vorgelegt von

Volker Stückmann
aus Werne a. d. Lippe

- Marburg 2006 -

Angenommen vom Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg
am 14. September 2006

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs

Dekan: Univ.-Prof. Dr. med. Bernhard Maisch

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

Korreferent: Univ.-Prof. Dr. J.M.H. Dibbets

Meinem Großvater Günter Olk in Liebe und Dankbarkeit gewidmet.

Aus der Klinik für Orthopädie und Rheumatologie
Geschäftsführende Direktorin: Univ.-Prof. Dr. med. S. Fuchs

des Fachbereichs Medizin der Phillips-Universität Marburg

Zusammenfassung

„Fluoroskopische Untersuchung der Kniegelenksbewegung

nach totalem Kniegelenksersatz

mit zwei verschiedenen Prothesentypen“

Knietotalendoprothesen (KTEPs) mit mobilen Polyethylen (PE) -gleitlagern wurden entwickelt, um eine gegenüber den KTEPs mit fixiertem Gleitlager physiologischere Bewegung des Kniegelenks zu gewährleisten. Außerdem soll diese Endoprothese weniger PE-Abrieb erzeugen. Die theoretische Überlegenheit gegenüber KTEPs mit fixierten Gleitlagern konnte bislang noch nicht in klinischen Studien bewiesen werden.

Ziel: Das Ziel der vorliegenden Studie war die funktionelle Analyse von Patienten mit einer „fixed“- oder „mobile-bearing“ Knietotalendoprothese sowie die Bewegungsanalyse des Kniegelenks in der sagittalen Ebene in vivo.

Methode: Mit Hilfe der Röntgendurchleuchtung im lateralen Strahlengang (Fluoroskopie) wurde die Kniegelenkskinematik in der sagittalen Ebene analysiert. Bei insgesamt 31 Patienten wurden 22 Kniegelenke mit einer „fixed-bearing“-KTEP, 16 Kniegelenke mit einer „mobile-bearing“-KTEP und 19 natürliche Gelenke bei den Bewegungen Trepp-auf- und Trepp-ab-Steigen und unbelastete Streckung und Beugung gegen Gravitation untersucht. Als Zielparameter diente der sog. Patellasehnenwinkel in Relation zum Kniebeugewinkel. Dieser dient als Maß für die anterio-posteriore Translation im Tibio-femoralgelenk.

Ergebnisse: Die fluoroskopische Untersuchung ergab bei den unbelasteten Bewegungen keine wesentlichen Unterschiede in der relativen tibio-femoralen Bewegung. Bei den belasteten Bewegungen wichen beide Patientengruppen von den natürlichen Kniegelenken dahingehend ab, dass sie keinen typischen bogenförmigen sondern einen mehr linearen Verlauf des Patellasehnenwinkels hatten, der in Extensionsnähe einen größeren Winkel als die natürlichen Gelenke aufweist und der bei zunehmender Flexion keinen Nulldurchgang zeigt. Dies bedeutet, dass das Femur unter Belastung auf der Tibia in Extensionsnähe stärker nach ventral gleitet und kein natürlich ausgeprägtes „Roll-back“ mit zunehmender Flexion feststellbar ist. In der Gruppe der „mobile-bearing“-Prothesen waren die interindividuellen Streubreiten bei den belasteten Bewegungen signifikant geringer als bei der „fixed-bearing“-Gruppe.

Schlussfolgerung: Die Ergebnisse der vorliegenden Studie können keinen funktionellen Vorteil der mobilen Gleitlager für die Kniegelenkskinematik nach Totalendoprothese belegen. Beide Prothesentypen zeigen die typische Kinematik einer vorderen Instabilität.

INHALTSVERZEICHNIS

ZUSAMMENFASSUNG..... 4

ABBILDUNGSVERZEICHNIS..... 8

TABELLENVERZEICHNIS..... 9

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS.....10

1. EINLEITUNG..... 11

1.1 ANTOMIE DES KNIEGELENKS..... 11
1.2 ARTHROSE..... 12
1.3 THERAPIE/AKTUELLE BEHANDLUNGSMETHODEN..... 14
1.4 GESCHICHTE UND PRINZIPIEN MOBILER GLEITLAGER IN DER KNIETOTALENDOPROTHETIK..... 16
1.5 VOR- UND NACHTEILE MOBILER GLEITLAGER..... 20
1.6 FUNKTIONELLE UNTERSUCHUNGEN DER KNIEGELENKSKINEMATIK..... 23
1.6.1 FLUOROSKOPISCHE UNTERSUCHUNGEN IN VIVO..... 23
1.7 FRAGESTELLUNG..... 25

2. MATERIAL UND METHODE..... 27

2.1 FUNKTIONELLE FLUOROSKOPISCHE STUDIE..... 27
2.1.1 PATIENTENKOLLEKTIV..... 27
2.1.2 FLUOROSKOPISCHE UNTERSUCHUNG..... 31
2.1.2.1 VERSUCHSAUFBAU..... 31
2.1.2.2 UNTERSUCHUNGSABLAUF..... 34
2.1.2.3 MÖGLICHE RISIKEN UND GESUNDHEITSSCHÄDEN..... 36
2.1.2.4 AUSWERTUNGSMETHODE..... 36
2.2 MATHEMATISCHER HINTERGRUND..... 43
*2.2.1 DAS POLYNOM 2.*GRADES..... 50
2.2.2 ABLEITUNG DER LINEAREN FORM..... 50

3. ERGEBNISSE..... 53

3.1 FLUOROSKOPISCHE ERGEBNISSE..... 53

4. DISKUSSION..... 57

4.1 DISKUSSION DER FLUOROSKOPISCHEN STUDIE..... 57
4.2 ZUSAMMENFASSUNG UND SCHLUSSFOLGERUNG..... 64

5. LITERATURVERZEICHNIS..... 65

6. LEBENSLAUF..... 74

7. VERZEICHNIS DER AKADEMISCHEN LEHRER.....75

8. DANKSAGUNG..... 76

9. EHRENWÖRTLICHE ERKLÄRUNG..... 77

10. ANHANG..... I

10.1 AUFKLÄRUNGSBOGEN DER FLUOROSKOPISCHEN STUDIE..... I

10.2 FORMELENTWICKLUNG ANHAND DER LINEAREN REGRESSIONSANALYSE..... IV

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1.1: Kniegelenk: Längsschnitt Saggitalebene…….…….....…… 11
Abb. 1.2: Kniegelenk: Aufsicht auf Tibia und Menisken von cranial..... 11
Abb. 1.3: Kniegelenk: Ansicht von anterior..... 12
Abb. 1.4: Röntgenansicht ap Kniegelenk: Arthrose Endstadium……..…..... 13
Abb. 1.5: Unikompartimentelle „mobile bearing“-Knieendoprothese des Typs Oxford, Phase III……17
Abb. 1.6: „Mobile bearing“-Knietotalendoprothesen des Typs LCS…….. 18
Abb. 1.7: „Meniscal bearing“-Knietotalendoprothese des Typs LCS……18
Abb. 2.1: Genesis II Knietotalendoprothese mit fixiertem Polyethylengleitlager.....….. 28
Abb. 2.2: Genesis II Knietotalendoprothese mit beweglichem Polyethylengleitlager 28
Abb. 2.3: Genesis II Knietotalendoprothese mit beweglichem Polyethylengleitlager..... 28
Abb. 2.4: Positionierung des Patienten im Liegen auf dem Untersuchungstisch bei der Untersuchung der unbelasteten Beugung und Streckung..... 31
Abb. 2.5: Positionierung des Patienten auf der Stufe bei der Untersuchung des belasteten Trepp-auf- und Trepp-ab-Steigens..... 32
Abb. 2.6: Fotografie des versuchsaufbaus "Treppenversuch"..... 33
Abb. 2.7: Fotografie eines Patienten im"Liegendversuch"..... 34
Abb. 2.8: Fotografie eines Patienten im "liegendversuch"..... 35
Abb. 2.9: Fotografie eines Patienten im "Treppenversuch"..... 36
Abb. 2.10: Schematische Darstellung von Kniebeugewinkel und Patellasehnenwinkel..... 37
Abb. 2.11: Radiologische Bildauswertung: Beispiel: Ausgangsbild vor der bearbeitung.. 38
Abb. 2.12: Radiologische Bildauswertung: Fixieren von hilfspunkten..... 39
Abb. 2.13: Radiologische Bildauswertung: Anlegen von tangenten 40
Abb. 2.14: BeispielGrafik für Approximation mittels polynom 2. grades..... 43
Abb. 2.15: BeispielGrafik für Approximation mittels Linearer regression..... 52
Abb. 3.1: Verlauf des Patellasehnenwinkels bei der unbelasteten Extension im Liegen.... 53
Abb. 3.2: Verlauf des Patellasehnenwinkels bei der unbelasteten Flexion im Liegen.....53
Abb. 3.3: Verlauf des Patellasehnenwinkels bei der belasteten Extension..... 54
Abb. 3.4: Verlauf des Patellasehnenwinkels bei der belasteten Flexion..... 54

Tabellenverzeichnis

TAB. 1.1: PATIENTENKOLLEKTIV..... 30
TAB. 2.1: INTERPOLATION: FIXED-BEARING, TREPPENVERSUCH, EXTENSION..... 44
TAB. 2.2: INTERPOLATION: FIXED-BEARING, TREPPENVERSUCH, FLEXION..... 44
TAB. 2.3: INTERPOLATION: FIXED-BEARING, LIEGENDVERSUCH, EXTENSION..... 45
TAB. 2.4: INTERPOLATION: FIXED-BEARING, LIEGENDVERSUCH, FLEXION..... 45
TAB. 2.5: INTERPOLATION: MOBILE-BEARING, TREPPENVERSUCH, EXTENSION..... 46
TAB. 2.6: INTERPOLATION: MOBILE-BEARING, TREPPENVERSUCH, FLEXION..... 46
TAB. 2.7: INTERPOLATION: MOBILE-BEARING, LIEGENDVERSUCH, EXTENSION..... 47
TAB. 2.8: INTERPOLATION: MOBILE-BEARING, LIEGENDVERSUCH, FLEXION..... 47
TAB. 2.9: INTERPOLATION: NATÜRLICHES KNIE, TREPPENVERSUCH, EXTENSION..... 48
TAB. 2.10: INTERPOLATION: NATÜRLICHES KNIE, TREPPENVERSUCH, FLEXION..... 48
TAB. 2.11: INTERPOLATION: NATÜRLICHES KNIE, LIEGENDVERSUCH, EXTENSION..... 49
TAB. 2.12: INTERPOLATION: NATÜRLICHES KNIE, LIEGENDVERSUCH, FLEXION..... 49
TAB. 3.1: KINEMATISCHE INDIZES DER EINZELNEN GRUPPEN BEI ALLEN BEWEGUNGEN..... 55
TAB. 3.2: STATISTISCHER VERGLEICH DER KINEMATISCHEN INDIZES..... 55

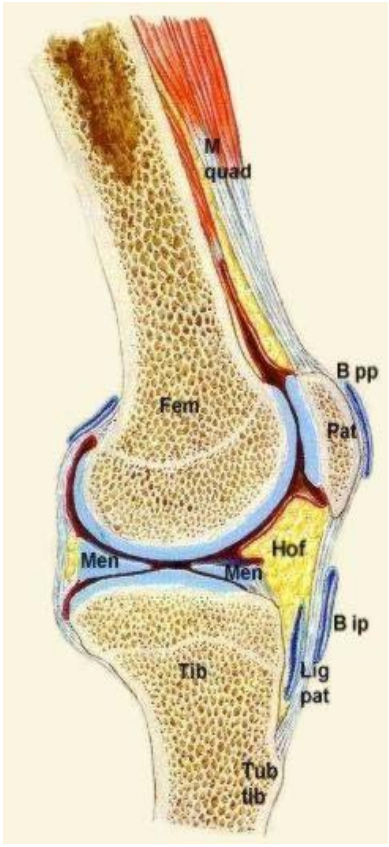
Abkürzungsverzeichnis

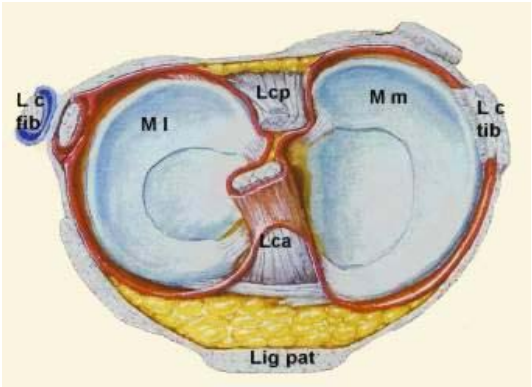
3-D	dreidimensional
ANOVA	Analysis of variance between groups
ap	anterio-posterior
BMI	Body Mass Index
CAD	Computer Aided Design
FB	„fixed-bearing“ (fixiertes Polyethylengleitlager)
HKB	hinteres Kreuzband
KTEP	Knietotalendoprothese
MAX	Maximum
MB	„mobile-bearing” (mobiles Polyethylengleitlager)
MIN	Minimum
MW	Mittelwert
ns	nicht signifikant
PE	Polyethylen
SA	Standardabweichung
SQR	Quadratwurzel aus
SW	Spitzenwert
UHMWPE	ultra high molecular weight polyethylene

1. Einleitung

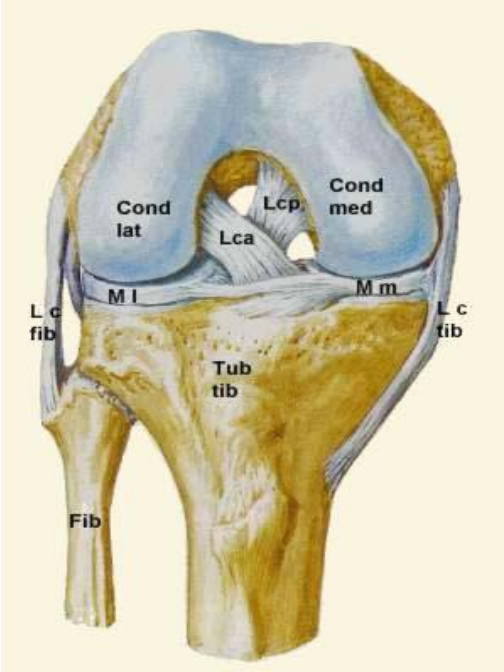
1.1 Das Kniegelenk / Anatomie

Das natürliche Kniegelenk [Articulatio genus] ist ein Gelenk vom Typ Trochoginglymus, ein Schaniergelenk mit Rotationsmöglichkeit in Beugestellung. Es besteht aus drei Gelenkabschnitten, dem inneren und äußeren Kompartiment zwischen Oberschenkelknochen [Femur] und dem Unterschenkelknochen [Tibia] sowie einem weiteren Kompartiment zwischen der Kniescheibe [Patella] und der Vorderfläche des Femur. Im Bereich des oberen Pols der Patella hat der große Streckmuskel des Oberschenkels [Musculus quadrizeps femoris] seinen Ansatz. Unten ist die Kniescheibe über das Kniescheibenband [Ligamentum patellae] mit der Tibia über einen Knochenvorsprung [Tuberositas-tibiae] verbunden. Auf diese Weise wird die Kraft dieses vierköpfigen Oberschenkelmuskels auf die Tibia übertragen. Hinter diesem Band befindet sich Fettgewebe [Hof: Hoffa´scher Fettkörper] (Abb. 1.1 rechts [55]). Vor und unter der Patella befinden sich Schleimbeutel [B pp: Bursa praepatellaris/ B ip: Bursa infrapatellaris]. Die Epiphyse des Femur hat die Form zweier konvex gerundeter Kufen [Kondylus medialis und –lateralis femoris]. Der Tibiakopf bildet ein annähernd ebenes Plateau. Um die Artikulation und Passform zwischen diesen beiden Knochen zu optimieren, sind zwei sichelförmigen Knorpelscheiben, die Menisken [Meniscus medialis und –lateralis] zwischengeschaltet. In der Ansicht (Abb. 1.2 rechts [55]) kann man den Innen- und Außenmeniskus in ganzer Ausdehnung überblicken. Sie werden durch die Kapsel sowie durch kurze straffe Bänder [Ligamentum transversum genus/ Ligamentum meniscofemorale posterius] an Vorder- und Hinterhorn





derart fixiert, dass sie der Gelenkbewegung folgen können. Ihre Aufgabe ist die Formangleichung von Kondylen und Schienbeinplateau; die Lastübertragungszone wird durch sie etwa verdreifacht. Zudem haben sie einen Stoßdämpfereffekt. Im Zusammenspiel mit dem Innenband [Ligamentum collaterale tibiale mediale], dem Außenband [Ligamentum collaterale tibiale laterale], dem vorderen Kreuzband [Ligamentum cruciatum anterius] sowie dem hinteren Kreuzband [Ligamentum cruciatum posterius] dienen sie der Stabilisierung und Führung des Kniegelenks. Die innere und äußere Kufe des Femur bilden zwischen sich einen Tunnel [Fossa intercondylaris], in dem die Kreuzbänder verlaufen. Das vordere Kreuzband verläuft von oben außen hinten nach unten innen vorne. Das hintere Kreuzband zieht von oben innen vorne nach unten außen hinten (Abb. 1.3 oben [55]). Diese Bänder verhindern, dass die Tibia bzw. das Femur im Sinne einer Schubladenbewegung in der Sagittalebene nach vorne oder hinten rutschen kann. Eine seitliche Gelenkinstabilität wird medial durch das Innenband und lateral durch das Außenband verhindert. Von allergrößter Bedeutung für die dauerhafte Gelenkfunktion ist der Überzug aller sich in Artikulation befindlichen Gelenkflächen, mit einer nur wenige Millimeter dicken Schicht hyalinen Gelenkknorpels. Dieser spiegelglatte Knorpelüberzug ermöglicht die mechanische Dämpfung von Belastungen sowie das fast reibungslose Gleiten der korrespodierenden Gelenkflächen [55].



1.2 Arthrose

Im menschlichen Körper gibt es drei Formen des Knorpelgewebes. Dies sind hyaliner Knorpel, elastischer Knorpel und Faserknorpel. Diese drei Arten von Knorpel unterscheiden sich durch ihren unterschiedlichen Anteil von Kollagen- und elastischen Fasern. Die beim Menschen am häufigsten vorkommende Form ist der hyaline Knorpel. Der Knorpel nimmt im Körper unterschiedliche

Aufgaben wahr. Er dient während der Wachstumsphase in den Epiphysenfugen als Knochenvorstufe, des weiteren dient er als Stützgewebe, zum Beispiel in Ohr und Trachea und übernimmt mechanische Funktion als Zwischenwirbelscheibe oder Gelenkknorpel. Alle einem Gelenk angrenzenden Knochenoberflächen sind mit einer bis zu fünf Millimeter dicken Schicht hyalinem Knorpel überzogen. Auffallend ist, dass der Zellanteil nur etwa ein Prozent der Knorpelmasse ausmacht. Das Gerüst des hyalinen Knorpels bilden hauptsächlich Typ II Kollagenfasern, in geringem Umfang jedoch auch Kollagen Typ IX, X und XI. Im Gegensatz zum angrenzenden Knochen ist diese Schicht gefäß- und nervenlos. Die Ernährung erfolgt über synoviale Perfusion und in geringem Maße auch hämatogen über die subchondrale Knochenplatte [56].

Aus noch nicht bekannten Gründen hat der menschliche Körper nur eine sehr geringe intrinsische Fähigkeit zur Regeneration von Primärdefekten im hyalinem Knorpel. Als Reaktion auf Schädigung bildet er fibröses Ersatzgewebe. Dieser Faserknorpel ist auf seiner Oberfläche rauher, substanziell weicher und von kürzerer Lebensdauer. Die Unfähigkeit einer Restitutio ad integrum und Reparatur mit „Ersatzknorpel“ fördert die Entstehung der Osteoarthrose.

Die Osteoarthrose (Synonyme: Arthrosis deformans, Arthrose) ist eine primär degenerative Erkrankung der Gelenkknorpelschicht, die mit Umbauprozessen sowohl an der Knorpeloberfläche als auch am subchondralen Knochen einherrgeht. Neben der primären Arthrose besteht die Hypothese einer genetischen Prädisposition, die durch biomechanische, geschlechts- und altersabhängige Faktoren zum Krankheitsbild der Arthrose führt. Hier steht das Gelenktrauma mit seinem biomechanischem Schädigungsmechanismus an erster Stelle. Neben intraartikulären Frakturen Bandrupturen, Meniskusverletzungen aufgrund kniebelastender Sportarten spielen in der Äthiologie der sekundären Arthrose Faktoren wie Übergewicht, Beinachsenfehlstellung oder kniebelastende Arbeiten (z.B. Fliesenleger) eine ursächliche Rolle. Unabhängig von der einzelnen Äthiologie

führt die Arthrose im Endstadium (Abb. 1.4 S.13 [55]) neben strukturellen Veränderungen zum Funktionsversagen des entsprechenden Gelenkes [28, 31].

1.3 Therapie der Arthrose / Aktuelle Behandlungsmethoden

Die Behandlungsmethode der Osteoarthrose ist maßgeblich vom Krankheitsstadium und Zerstörungsgrad des entsprechenden Gewebes abhängig. Als problematisch erweist sich oft die Früherkennung aufgrund des zunächst schleichenden und für den Patienten meist schmerzlosen Voranschreitens der Knorpeldegeneration. Dieser Sachverhalt teilt die medizinische Behandlung grob in nur zwei Muster. Zum Einen in konservative Behandlungsverfahren, die im Wesentlichen darauf abzielen, die vorhandenen Beschwerden sympthomatisch zu lindern, aber auch die Progredienz der Erkrankung zu minimieren. Zum Anderen gibt es die chirurgisch-orthopädischen Behandlungsmuster, die abhängig vom Stadium der Erkrankung als auch vom Alter des betroffenen Patienten einem kaskadenartigen Schema unterliegen. Sie kommen vornehmlich dann erst in Betracht, wenn die nicht operativen konservativen Maßnahmen ausgeschöpft sind und keine Aussicht auf Erfolg haben.

Im Wesentlichen stehen verschiedene Analgetika, wie zum Beispiel Paracetamol oder Flupirtin zur Verfügung. Daneben besteht die konservative Behandlung der Arthrose in der Therapie mit schnell wirkenden nichtsteroidalen Antiphlogistika, wie zum Beispiel Diclophenac oder Tiaprofensäure, die neben dem schmerzlindernden Effekt auch entzündungshemmend wirken. Die Behandlung mit Hyaluronsäure zeigt Hinweise auf eine Reparatur-stimulierende Wirkung. Neben diesen medikamentösen Behandlungsstrategien steht die Gelenkentlastung über orthopädische Hilfsmittel, wie zum Beispiel Schienen, orthopädischen Schuhen, Schuheinlagen, Fersenpuffern oder Schuhranderhöhung, im Vordergrund. Auch eine aktive Vermeidung von Gelenküberbelastung durch kniefreundliche Sportarten sowie Gewichtsreduktion sind entscheidende Faktoren in der konservativen Therapie und tragen oft zur Linderung der Beschwerden bei.

Die chirurgische Therapie orientiert sich gezielter auf die geschädigten Areale im Gelenk. Wie eingangs erwähnt, spielt die Früherkennung des Kniegelenksverschleisses eine entscheidende Rolle für Art und Umfang des chirurgischen

Eingriffs. Die geschädigten Areale können ganz gezielt chirurgisch behandelt werden. Die Kniegelenksspiegelung [Arthroskopie] wurde 1918 erstmals durchgeführt und stellt in der heutigen Medizin eine risikoarme, schonende und sehr erfolgreiche Methode der Gelenkdiagnostik und -therapie dar. Neben dem Ausspülen des Gelenkes sind operative Maßnahmen an Menisken, Bändern sowie Knorpeloberfläche integraler Bestandteil dieser modernen minimalinvasiven Operationsmethode.

Ist nur ein Gelenkkompartiment betroffen, kann durch Umstellungsosteotomie eine Lastverlagerung auf gesunde Areale erreicht werden. Diese Methode hat sich insbesondere bei jüngeren Patienten bewährt und findet vor allem bei diesen ihre Anwendung. Auch der Ersatz der Oberfläche eines einzigen Kompartiments durch eine künstliche Gelenkfläche kann bei ansonsten intakten anatomischen Strukturen die Versorgung mit einer Knie-Hemiprothese rechtfertigen. Am häufigsten ist hier das innere Kompartiment zwischen Femur und Tibia betroffen.

Aufgrund der im Alter zunehmenden Zerstörung der Gelenkfächen und damit verbundenen Schmerzsymptomatik für den Patienten stellt die Versorgung mit einer Kniegelenkstotalendoprothese (KTEP) in vielen Fällen ein unumgängliches Therapiemittel am Kniegelenk dar. Da Endoprothesen eine begrenzte Lebensdauer aufweisen, wird dieser Gelenkersatz bei Patienten ab dem 60. Lebensjahr angestrebt. Die Operation gehört in vielen spezialisierten Kliniken heute zu den Routine-Eingriffen; es handelt sich jedoch um eine verhältnismäßig große und anspruchsvolle Operation. Sie bietet den Patienten eine gute Chance ein weitgehend normales schmerzloses Leben zu führen [28].

1.4 Geschichte und Prinzipien mobiler Gleitlager in der Knietotalendoprothetik

Die Einführung der Kniegelenktotalendoprothetik hat die Versorgung von Patienten mit endgradiger Gonarthrose revolutioniert und sich seit den 1970er Jahren zu einem Standardeingriff in der orthopädischen Chirurgie entwickelt. Nachdem Anfang bis Mitte der 1970er Jahre der bikompartimentelle Oberflächenersatz erfolgreich eingeführt wurde, ist das Konzept des Oberflächenersatzes im Gegensatz zu den bis dahin üblichen Scharnierprothesen bei Osteoarthrose des Kniegelenks konsequent weiterentwickelt worden.

Der Erfolg dieser Operationsmethode hat zu einer raschen Zunahme der Zahl von Implantationen geführt, nicht zuletzt durch die zunehmende Alterung der Bevölkerung und der hierdurch ausgelösten hohen öffentlichen Nachfrage. Anders als beim vorerwähnten Patientenkollektiv stellt sich oft bei jungen und aktiven Patienten das Problem des Polyethylenabriebs dar. Die üblichen Prothesendesigns mit einem auf der Tibia fixierten Polyethylengleitlager können durch die Inkongruenz der tibio-femoralen Artikulation Spitzendrücke erzeugen, welche die Belastbarkeit des ultra-hochmolekularen Polyethylens („ultra high molecular weight polyethylene“, UHMWPE) übersteigen und in erheblichem Abrieb münden [54, 76]. Daneben ist bekannt, dass die meisten Knietotalendoprothesendesigns, bedingt durch die Inkongruenz, die fixierten Gleitlager und das Fehlen eines oder beider Kreuzbänder die natürliche Kniegelenkskinematik nur unzureichend wiederherstellen können [7, 61].

Für die Lösung zumindest eines Teils dieser Probleme wurden mobile Gleitlager für Knietotalendoprothesen vorgeschlagen. Goodfellow und O’Connor entwickelten bereits 1978 die sog. „Oxford meniscal bearing“-Prothese, die sich durch den Ersatz des medialen und lateralen tibio-femoralen Gelenks unter Erhalt beider Kreuzbänder und des Patellofemoralgelenks sowie mobile PE-Gleitlager auszeichnete [34]. Dieses Design sollte mehrere Vorteile in sich vereinigen. Zum Einen hatte es den Vorteil geringerer Kontaktdrücke, die zu weniger Abrieb führen sollten. Zum Anderen sollten geringere Kontaktzwänge zu selteneren Lockerungen führen. Daneben sollte die Möglichkeit der Selbstausrichtung zu einer besseren Beweglichkeit und verbesserten Patellaführung beitragen. Da bei osteoarthrotischen Kniegelenken oftmals das vordere Kreuzband insuffizient ist und sich bei dieser Prothese Probleme mit tibialen Locke-

rungen und Gleitlagerluxationen zeigten, wurde die Verwendung als bikondyläre Versorgung frühzeitig verworfen. Das Implantat findet heutzutage allerdings noch weitverbreitete Verwendung als unikompartimenteller Schlitten bei medialer Gonarthrose und intakten Kreuzbänder (Abb 1.5) [92].

Abb. 1.5: Unikompartimentelle „mobile bearing"-Knieendoprothese des Typs Oxford, Phase III, Biomet

Ebenfalls Ende der 1970er Jahre erfolgte mit der „LCS"-Prothese („low contact stress") durch Buechel und Pappas die Einführung einer Knietotalendoprothese mit mobilen Polyethylengleitlagern [18]. Diese basierte auf einem „total condylar"-Design, d.h. dem Ersatz sowohl des tibio-femoralen als auch patello-femoralen Gelenkes und bestand entweder aus zwei beweglichen Meniskallagern oder einer im Kniemittelpunkt rotierenden Plattform (Abb. 1.6 und 1.7). Die Variante mit den Meniskallagern konnte wahlweise auch unter Erhalt des vorderen Kreuzbandes implantiert werden. Die Autoren beanspruchten die schon zuvor für die Oxford-Prothese aufgezählten Vorteile auch für diese Neuentwicklung. Da sich für die Meniskallager schon bald die Probleme der Gleitlagerluxation einstellten und teilweise mit katastrophalem Abrieb einhergingen, findet heutzutage in erster Linie die „rotating platform" Verwendung, die sich durch eine reine Rotationsmöglichkeit bei niedrigerem Luxationsrisiko auszeichnet (s.u.).
Durch den weltweiten Erfolg der mobilen Gleitlager inspiriert, entwickelten im Folgenden fast alle Herstellerfirmen eigene Endoprothesen mit mobilen Gleitlagern, teilweise unter Umgehung des Markenschutzes durch geringe Modifikationen, teilweise nach Ablauf der zwanzigjährigen Schutzfrist. Derzeit finden

sich auf dem Markt ca. 20 weitverbreitete Prothesensysteme und zahlreiche Nischenprodukte [17, 19, 63, 71].

Abb. 1.6: „Mobile bearing“-Knietotalendoprothesen des Typs LCS, Depuy: rechts: reine Rotation, links: Rotation und Gleiten in sagittaler Richtung

Abb. 1.7: „Meniscal bearing“-Knietotalendoprothese des Typs LCS, Depuy

Prinzipiell unterscheidet man bezüglich der *tibio-femoralen Konformität* drei verschiedene Designmerkmale bei Knietotalendoprothesen. Das sog. „round-on-round“-Design zeigt eine sehr hohe Oberflächenkongruenz. Dieses zeichnet sich durch einen niedrigen Kontaktdruck aus, erlaubt aber nur einen geringen Freiheitsgrad und schränkt das femorale „roll-back“ (Dorsalverschiebung des tibio-femoralen Kontaktpunktes auf der Tibia mit zunehmender Flexion vor allem im lateralen Kompartment) ein. Hierdurch entsteht eine erhöhte Belastung von Polyethylen- und Prothesenverankerung. Im Gegensatz dazu zeigt das sog. „round-on-flat“-Design ein verbessertes „roll-back“ durch eine geringere Oberflächenkongruenz, führt aber andererseits zu einer erhöhten Beanspruchung der PE-Oberfläche. Das sog. mobile „round-on-round“-Design stellt einen Kompromiss zwischen hoher Oberflächenkongruenz und guter Beweglichkeit des Kniegelenks dar. Die mobilen Gleitlager kompensieren Scherkräfte und ermöglichen trotzdem niedrige Drücke bei hohem Freiheitsgrad.

Walker und Sathasivam teilten die heute gebräuchlichsten Designs der mobilen PE-Gleitlager in vier Haupttypen ein [98]:

Typ 1 besitzt eine einzige Rotationsachse im Zentrum des Kniegelenks und ermöglicht daher eine reine Innen- und Außenrotation („rotating platform“, Abb. 1.6 rechts). Durch Fehlen der Translationsmöglichkeit ist die posteriore Translation der einen Femurkondyle zwangsweise mit einer anterioren Translation der anderen Kondyle verbunden.

Typ 2 ist ebenfalls ein auf Innen- und Außenrotation beschränktes Design, bei dem die Rotationsachse allerdings nicht mehr im Zentrum des Kniegelenks liegt, sondern sich im medialen Kompartiment befindet. Dies entspricht eher dem im physiologischen Knie zu beobachtenden vorwiegend lateralen „roll-back“.

Typ 3 lässt neben der freien Rotation auch eine anterio-posteriore Translation des Polyethylens zu (Abb 1.6 links). Zu diesem Typ zählt auch weiterhin das ursprüngliche Design der sog. „meniscal bearings“, zweier im medialen und lateralen Kompartment getrennt voneinander in tibialen Führungsschienen gleitenden PE-Gleitlager (Abb. 1.7).

Typ 4 lässt sowohl die Rotation als auch Translation zu. Durch die Verwendung eines interkondylären Zapfens oder geführter Oberflächen wird jedoch versucht,

das physiologische Vorwärtsgleiten in Extension und Rückwärtsgleiten in Flexion nachzuempfinden [97].
Je nach Hersteller und Prothesentyp können sowohl die Rotations- als auch Translationsbewegungen mechanisch eingeschränkt werden. Eine uneingeschränkte Rotation stellt hierbei kein Problem dar, jedoch ist es bei Fehlen sowohl des vorderen als auch hinteren Kreuzbandes notwendig, zumindest die ap-Translation einzuschränken.

1.5 Vor- und Nachteile mobiler Gleitlager

Für die Knietotalendoprothesen mit mobilen Gleitlagern werden von Autorenkliniken und Herstellern Vorteile gegenüber Prothesen mit festen Gleitlagern postuliert, die im Folgenden anhand der Literatur und der vorliegende Studien kritisch beleuchtet werden sollen. Hierzu zählen der reduzierte PE-Abrieb, die verbesserte Beweglichkeit, geringere Lockerungsraten, die Möglichkeit der Kompensation einer in Malrotation implantierten Tibia- oder Femurkomponente und die Reduktion patellofemoraler Scherkräfte. Daneben finden sich in der Literatur auch Berichte über potentielle Nachteile der beweglichen Gleitlager. Hierzu zählen die Vergrößerung der Abriebflächen, die Einklemmung von Weichteilen, eine erhöhte Lockerungsrate der tibialen Komponenten und die Dislokation oder der Bruch des PE-Gleitlagers.
Die *Frage des reduzierten PE-Abriebs* durch Verwendung mobiler Gleitlager ist noch nicht abschließend geklärt. Prinzipiell zeigen mobile Gleitlager durch eine höhere Konformität zwischen PE und femoraler Komponente eine erhöhte Kontaktfläche und dadurch einen reduzierten Kontaktdruck bei gleicher Kraft. Experimentell konnte in Simulatorversuchen gezeigt werden, dass der Abrieb mobiler Gleitlager geringer ist als der fixierter Gleitlager [58, 59, 70]. Hierbei ist der Abrieb unidirektional beweglicher Gleitlager geringer als der multidirektional beweglicher Gleitlager [58]. Auf der anderen Seite zeigen mobile Gleitlager aber auch größere Abriebflächen an der Unterseite [42, 57, 100] und dieser Abrieb an der unteren Gleitfläche ist insbesondere bei Malrotation der Tibiakomponente erhöht [67]. In vivo zeigten bewegliche und fixierte Gleitlager in der Synovialflüssigkeit keinen Unterschied bezüglich der gefundenen Partikelmenge und Partikelgröße [62], wenngleich eine weitere Studie kleinere Partikel bei den mobei den mobilen Gleitlagern fand und hieraus einen Nachteil der

bei den mobilen Gleitlagern fand und hieraus einen Nachteil der „mobile-bearing“-Prothesen ableitete [37]. Es bleibt hypothetisch, ob die in einigen Studien gefundenen besseren klinischen Ergebnisse der Patienten mit mobilen Gleitlagern auf verminderten PE-Abrieb und dadurch bedingte seltenere Synovitiden zurückzuführen sind [68].

Die Hypothese der *verbesserten Beweglichkeit* des Kniegelenks nach endoprothetischem Ersatz mit einem mobilen Gleitlager gegenüber einem fixierten Gleitlager ist ebenfalls noch nicht endgültig bewiesen. Normalerweise bedingt eine hohe tibio-femorale Konformität eine Beugeeinschränkung, welche durch multidirektionale Beweglichkeit des PE-Gleitlagers ausgeglichen werden kann. Experimentell zeigen Totalendoprothesen mit einem beweglichen Gleitlager allerdings ein paradoxes Vorwärtsgleiten des Femurs auf der Tibia bei erhaltenem hinteren Kreuzband [60, 89]. Mobile Gleitlager reduzieren die Spannung des hinteren Kreuzbandes bei tiefer Beugung des Kniegelenks im Vergleich zu fixierten Gleitlagern und dem natürlichen Knie [79]. Zahlreiche klinische Studien zeigen keinen Unterschied im Bewegungsumfang zwischen mobilen und fixierten Gleitlagern [22, 41, 47, 66, 68, 103]. Hier zeigte sich auch kein Unterschied zwischen rein rotierenden und rotierenden und ap-gleitenden Gleitlagern [2]. Im Gegensatz dazu zeigten posterior stabilisierte „fixed-bearing“-Prothesen gegenüber den das hintere Kreuzband (HKB) erhaltenden „mobile-bearing“-Prothesen eine größere maximale Flexion [1].

Auch die Hypothese der *geringeren Lockerungsraten* durch Verwendung mobiler Gleitlager ist in der Literatur noch nicht eindeutig geklärt. Theoretisch werden durch Verwendung fixierter Gleitlager stärkere Scherkräfte an die tibiale Verankerung weitergeleitet als durch mobile Gleitlager und Rotierende Gleitlager wiederum leiten stärkere Scherkräfte weiter als multidirektional bewegliche. Experimentell zeigte sich auch eine Verringerung des tibio-femoralen Kontaktdrucks [57, 90]; aber bislang existieren noch keine sicheren klinischen Daten darüber, dass mobile Gleitlager tatsächlich weniger Lockerungen zeigen [100]. Allerdings scheinen Prothesen mit mobilen Gleitlagern bei aseptischen Lockerungen deutlich öfter subprothetische Osteolysen aufzuweisen als Prothesen mit fixierten Gleitlagern [38, 39].

Für die mobilen Gleitlager wird daneben auch die Möglichkeit der *Kompensation einer* in *Malrotation* implantierten Komponente postuliert. Hierzu konnte

experimentell gezeigt werden, dass durch mobile Gleitlager tatsächlich Malrotationen sowohl tibialer als auch femoraler Komponenten bis zu 10 Grad kompensiert werden können [21, 57]. In Malrotation implantierte Tibiakomponenten führen bei fixierten Gleitlagern zu deutlich höheren tibio-femoralen Drücken als bei mobilen Gleitlagern [90]. Bei den bisher vorhandenen kurz- bis mittelfristigen klinischen Ergebnissen zeichnet sich allerdings noch kein vorteilhafter Einfluss von mobilen Gleitlagern gegenüber fixierten bei Malrotationen einzelner Prothesenkomponenten ab [94]. Hier allerdings könnten Langzeitstudien entscheidende Hinweise für eine eventuelle Überlegenheit der mobilen Gleitlager liefern.

Theoretisch sollen mobile Gleitlager in der Lage sein, *patellofemorale Scherkräfte*, die zum Beispiel durch Malrotation der femoralen Komponente entstehen können, gegenüber fixierten Gleitlagern signifikant zu senken. In Experimenten konnte tatsächlich gezeigt werden, dass mobile Gleitlager die Malrotation femoraler Komponenten bis zu 10 Grad besser kompensieren können als Fixierte [21]. Klinisch zeigte sich bislang allerdings kein Vorteil der mobilen Gleitlager bezüglich der Prävalenz der Patellakippung und Patellasubluxation nach Knietotalendoprothesen [46]. In einer fluoroskopischen Studie konnte gezeigt werden, dass sich die Rotation der Tibia beim Gehen und tiefen Beugen durch das Fehlen des vorderen Kreuzbandes signifikant ändert und dass dies zu erhöhten patello-femoralen Scherkräften führt. Ein Vorteil der mobilen Gleitlager bei Fehlen des vorderen Kreuzbandes konnte nicht gefunden werden [27].

Die bislang erhältlichen, vergleichenden klinischen Ergebnisse lassen sich einteilen in interindividuelle Vergleiche und intraindividuelle, simultan bilateral versorgte Vergleiche.

Es finden sich in der Literatur keine Berichte über prospektiv randomisierte, interindividuelle klinische Vergleiche zwischen Totalendoprothesen mit einem beweglichen und einem fixierten Gleitlager [41]. Der Vergleich von mobilen und festen Gleitlagern, welche beide als posterior stabilisierte Komponenten verwendet wurden, zeigte keinerlei Unterschiede in der postoperativen Patellaführung [63]. Ein prospektiver Vergleich von rotierenden Plattformen und mobilen Gleitlagern mit uneingeschränkter Beweglichkeit zeigte keine Überlegenheit eines der beiden Modelle [2]. Nichtrandomisierte, vergleichende Kohortenstudien konnten bislang ebenfalls keinen Vorteil für ein fixiertes oder mobiles Gleit-

lager belegen [103]. Lediglich für unikompartimentelle Knieendoprothesen liegt ein prospektiv randomisierter, mittelfristiger klinischer Vergleich von mobilen und fixierten Gleitlagern vor [23]. Hier zeigten sich bei 40 Patienten nach mehr als fünf Jahren keinerlei signifikante Unterschiede zwischen beiden Gruppen [23].

Im intraindividuellen Vergleich von beweglichen und fixierten Gleitlagern zeigen sich bislang widersprüchliche Ergebnisse. Zum Einen konnten Kim et al. und Chiu et al. mit Hilfe etablierter klinischer Scores keinen Unterschied zwischen den Kniegelenken von beidseitig versorgten Patienten feststellen [22, 47]. Zum Anderen zeigten Price et al. eine geringe, aber signifikante klinische Überlegenheit des mobilen Gleitlagers gegenüber dem fixierten Gleitlager im intraindividuellen Vergleich bei beidseitig versorgten Patienten [68]. In einer mittelfristigen Studie mit einem Mindestnachuntersuchungszeitraum von fünf Jahren konnten Kim und Kim im bilateralen, intraindividuellen Vergleich von unidirektionalen (reine Rotation) und multidirektionalen mobilen Gleitlagern keine Unterschiede in den klinischen Ergebnissen, Lockerungen, Revisionen oder Osteolysen finden [46].

Nach kritischer Durchsicht der bislang vorliegenden Literatur ist festzustellen, dass die mobilen PE-Gleitlager gegenüber den fixierten PE-Gleitlagern durchaus theoretische Vorteile besitzen, deren klinische Relevanz allerdings noch nicht durch Studien belegt werden kann [41].

1.6 Funktionelle Untersuchung der Kniegelenkskinematik

1.6.1 Fluoroskopische Untersuchungen in vivo

Die fluoroskopische Untersuchung der Kniegelenksbewegung hat seit Mitte der 1990er Jahre zunehmend Verwendung gefunden. Hier haben sich in erster Linie drei Arbeitsgruppen etabliert. Zwei Arbeitsgruppen (Banks et al., Palm Beach, Florida, USA und Dennis/Komistek/Stiehl et al., Denver, Colorado, USA) benutzen eine computergestützte Methode, mit deren Hilfe dreidimensionale CAD-Modelle der Kniegelenksendoprothese über die zweidimensionalen Röntgenbilder projiziert und anschließend die Rotation der Komponenten sowie die femoro-tibialen Kontaktflächen analysiert werden [9, 24, 50, 88]. Eine weitere Arbeitsgruppe beschäftigte sich zunächst mit der fluoroskopischen Analyse von

kreuzbandinsuffizienten Kniegelenken und unikompartimentellen Kniegelenksprothesen (Murray et al., Oxford Engineering Centre, University of Oxford, England, Großbritannien). Sie entwickelten eine eigene Methode zur Analyse des „roll-back“-Mechanismus, die technisch einfacher durchführbar und mit einem geringeren Messfehler behaftet ist [69, 75].

Über die durchleuchtungsgesteuerte Untersuchung der Funktion des Kniegelenkes nach endoprothetischem Ersatz wurde erstmals 1995 berichtet [88]. Zunächst wurde in mehreren Arbeiten der tibio-femorale Kontaktpunkt analysiert [11, 35, 36, 83, 88]. Hier zeigte sich, dass es im Vergleich zum gesunden Kniegelenk mit Erhalt beider Kreuzbänder zu einem anormalen anterioren Gleiten des Kontaktpunktes kommt, hingegen bei einem gesunden Gelenk zur posterioren Verschiebung des Kontaktes („roll-back“). Einige Studien konnten auch zeigen, dass der selten durchgeführte Gelenkflächenersatz unter Erhalt beider Kreuzbänder zu einer nahezu normalen Kinematik in Bezug auf die Translation des tibio-femoralen Kontaktpunktes führt [49, 85]. Die fluoroskopische Untersuchung von Kniegelenken direkt vor der Explantation des PE-Inlays zeigte, dass die posteriore Position des tibio-femoralen Kontaktpunktes mit der Stelle des größten Abriebs übereinstimmt [35]. Neben der geänderten Position des tibio-femoralen Kontaktes zeigte sich auch ein Abheben des lateralen Kondylus vom Polyethylengleitlager und eine unnatürliche Rotationsbewegung im Kniegelenk („lift-off“) [82, 86, 96].

Das Patellofemoralgelenk wurde ebenfalls nach Implantation einer Endoprothese analysiert. Hier zeigte sich ein im Vergleich zum natürlichen Gelenk proximalerer Kontaktpunkt und eine patello-femorale Entkoppelung während des Gangzyklus, die einen erhöhten Polyethylenverschleiß zur Folge haben kann [50, 51, 87].

Die fluoroskopische Untersuchung der mobilen Gleitlager befindet sich derzeit im Mittelpunkt des Interesses. Die ursprünglich eingeführten „meniscal bearings“ (Modell LCS, DePuy), die eine Art beweglichen Meniskus für das mediale und laterale Kompartment darstellen, zeigten in der Durchleuchtung zwischen 0° und 40° Flexion ein posteriores „roll-back“ und zwischen 60° und 90° ein anteriores Gleiten [83, 84]. 50% der untersuchten „meniscal bearings“ zeigten allerdings überhaupt keine Bewegung, da sie durch Bindegewebe festgewachsen waren [83]. Die hohe tibio-femorale Konformität in Extensionsnähe wurde als

Grund für den initialen „roll-back“ und als Vorteil gegenüber den „fixed-bearings“ interpretiert [83]. Zeitgleich mit der vorliegenden Arbeit wurden weitere Studien durchgeführt, welche die Kniegelenksbewegung nach unikompartimentellen und totalen Knieendoprothesen mit mobilen Gleitlagern untersuchten und deren Ergebnisse in der Diskussion ausführlich dargestellt werden [20, 29, 30, 69, 72, 73].

1.7 Fragestellung und Hypothesen der vorliegenden Studie

Die vorliegende Studie wurde konzipiert, um mit Hilfe funktioneller Parameter zu untersuchen, ob die Verwendung von beweglichen Polyethylengleitlagern in der Kniegelenkstotalendoprothetik Vorteile gegenüber fixierten Polyethylengleitlagern aufweist.

Mit Hilfe von Röntgendurchleuchtung (Fluoroskopie) der Kniegelenke bei be- und entlasteten Bewegungen in vivo soll die Hypothese untersucht werden, ob die mit einem beweglichen PE-Gleitlager versorgten Kniegelenke, gegenüber den mit fixiertem Gleitlager versorgten Kniegelenken eine veränderte, physiologischere Relativbewegung zwischen Femur und Tibia aufweisen.

Durch die Implantation einer Kniegelenksendoprothese wird technisch bedingt die Entfernung des vorderen Kreuzbandes notwendig. Dies verändert die Bewegung des Kniegelenks erheblich, da der physiologische Roll-Gleit-Mechanismus unterbrochen wird. Es kommt mit zunehmender Beugung zu einem paradoxen „Roll forward“ statt des physiologischen „Roll and-glide-backwards“ des Femurs zur Tibia.

Die etablierten Knieprothesen haben üblicherweise ein Kunststoffgleitlager, welches fest mit dem Schienbein verbunden ist. Neue Prothesenmodelle versuchen durch eine geänderte Geometrie und Beweglichkeit mittels eines beweglichen Gleitlagers die Bewegung des Kniegelenks zu verbessern.

Patienten der Klinik für Allgemeine Orthopädie der Universitätsklinik Münster haben in den letzten Jahren eine Knieprothese erhalten, die entweder ein festes oder ein bewegliches Gleitlager enthält.

Ziel der Studie ist die Untersuchung unterschiedlicher Bewegungsmuster des Kniegelenks mittels Videofluoroskopie anhand zweier Knieprothesen (Fa. Smith & Nephew, Schenefeld, Deutschland), die sich lediglich durch die Beweglichkeit

und das Oberflächendesign des Kunststoffgleitlagers unterscheiden. Die Studie soll klären, ob die modellhaften theoretischen Vorteile der beweglichen Gleitlager auch beim Patienten zu finden sind.

2. Material und Methode

2.1 Funktionelle fluoroskopische Studie

2.1.1 Patientenkollektiv

Die rekrutierten Patienten wurden im Rahmen einer prospektiven, randomisierten, doppelt-geblindeten Vorgängerstudie an der Klinik und Poliklinik für Allgemeine Orthopädie des Universitätsklinikums Münster operiert. Für diese Studie lag das positive Votum der Ethikkommission der Ärztekammer Westfalen-Lippe vor (Reg.-Nr. 3IVTibesku2). Die Randomisierung erfolgte anhand einer computergenerierten Zufallsliste und die Wahl des Implantats war weder dem Patienten noch dem Untersucher bekannt.

Die Einschlusskriterien umfassten ein Lebensalter zwischen 50 und 75 Jahren und die Diagnose einer unilateralen, primären Gonarthrose, welche zur operativen Versorgung mittels einer Kniegelenkstotalendoprothese indiziert war. Eine medio-laterale oder posteriore Instabilität, eine Achsabweichung im Sinne einer varischen oder valgischen Beinachse von mehr als 10 Grad oder eine Grunderkrankung, welche die freie Gehfähigkeit beeinträchtigt, stellten die Ausschlusskriterien dar. Anhand der Zufallsliste erfolgte die operative Versorgung entweder mit einer Kniegelenkstotalendoprothese mit einem „fixed-bearing“- oder „mobile-bearing“-Polyethyleninlay.

Im Rahmen dieser Studie wurde das Knietotalendoprothesenmodell „Genesis II“ der Firma Smith & Nephew Deutschland, Schenefeld, Deutschland, entweder mit einem „fixed-bearing“- oder „mobile-bearing“-Polyethyleninlay verwendet (Abb. 2.1 und 2.2). Beide Prothesen unterscheiden sich ausschließlich durch die tibiale Komponente und das PE-Gleitlager. Die femoralen Komponenten zeigen die gleiche Geometrie. Das bewegliche PE-Gleitlager gleitet auf einem zentralen Stift, der sowohl eine freie Rotation als auch ein anterio-posteriores Gleiten erlaubt (Abb. 2.3). Es wurde in allen Fällen ein PE-Gleitlager mit einer Höhe von 9 mm verwendet, welches das dünnste Implantat der Produktreihe darstellt.

Abb.2.1 (links): Genesis II Knietotalendoprothese mit fixiertem Polyethylengleitlager („fixed-bearing“), Quelle: Smith & Nephew Deutschland GmbH, Schenefeld, Deutschland

Abb.2.2 (rechts): Genesis II Knietotalendoprothese mit beweglichem Polyethylengleitlager („mobile-bearing“), Quelle: Smith & Nephew Deutschland GmbH, Schenefeld, Deutschland

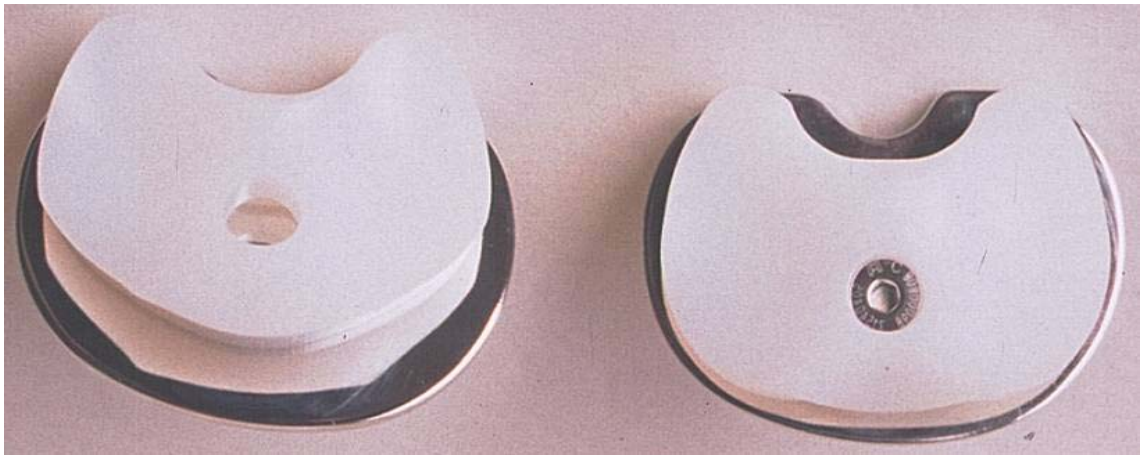


Abb. 2.3: Genesis II Knietotalendoprothese mit beweglichem Polyethylengleitlager („mobile-bearing“), Aufsicht von oben auf das Tibiaplateau zur Demonstration der Bewegungsmöglichkeiten, Quelle: Smith & Nephew Deutschland GmbH, Schenefeld, Deutschland

Die Operationstechnik war für beide Prothesentypen identisch. Nach einem ca. 15 bis 20 cm langen medianen Hautschnitt erfolgte eine medial parapatellare Arthrotomie. Bei allen Operationen wurde das hintere Kreuzband erhalten.

Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung wurden insgesamt 40 Patienten aus dem Patientenkollektiv der Klinik und Poliklinik für Allgemeine Orthopädie des Universitätsklinikums Münster zur fluoroskopischen Untersuchung eingeladen. Jeweils 20 Patienten davon waren zuvor mit einem „fixed-bearing“ Polyethylengleitlager versorgt worden; 20 Patienten erhielten das „mobile bearing“ Polyethylengleitlager. Von diesen 40 Patienten haben sich 31 zur Teilnahme an der fluoroskopischen Studie bereiterklärt.

Von der Gesamtzahl von 31 Patienten wiesen 18 Patienten eine Prothese mit einem fixiertem PE-Gleitlager („fixed-bearing“) auf, 4 davon beidseitig. Daraus resultiert eine Anzahl von 22 Gelenken mit einem fixiertem PE-Gleitlager („fixed-bearing“).

Von den 31 Patienten wiesen 15 Patienten eine Prothese mit einem mobilen PE-Gleitlager („mobile-bearing“) auf, 1 Patient davon beidseitig. Daraus resultiert eine Anzahl von 16 Gelenken mit einem mobilen PE-Gleitlager („mobile-bearing“).

19 der 31 Patienten wiesen ein gesundes, nicht endoprothetisch versorgtes Kniegelenk auf. Fünf Kniegelenke der 31 Patienten konnten entweder wegen einer endoprothetischen Versorgung mit einer fremden Prothese (drei) oder einer ligamentären Instabilität (zwei) nicht in die Studie eingeschlossen werden.

Die 18 Patienten (22 Kniegelenke) in der Gruppe mit einem fixierten PE-Gleitlager waren im Durchschnitt 60,1 Jahre alt (St.-abw. 10,1 Jahre, Spanne 42-74 Jahre). Die Gruppe umfasste 10 Frauen und 8 Männer. Neunmal wurden das rechte Kniegelenk und dreizehnmal das linke Kniegelenk untersucht. Der durchschnittliche Body Mass Index (BMI) betrug 31,0 kg/cm^2 (St.-abw. 4,7 kg/cm^2, Spanne 25,3-42,9 kg/cm^2). Der durchschnittliche Nachuntersuchungszeitraum betrug 23,9 Monate (St.-abw. 10,7 Monate, Spanne 12-40 Monate).

Die 15 Patienten (16 Kniegelenke) in der Gruppe mit einem mobilen PE-Gleitlager waren im Durchschnitt 63,4 Jahre alt (St.-abw. 10,0 Jahre, Spanne 48-79 Jahre). Die Gruppe umfasste 6 Frauen und 9 Männer. Zehnmal wurden das rechte Kniegelenk und sechsmal das linke Kniegelenk untersucht. Der durchschnittliche Body Mass Index (BMI) betrug 31,9 kg/cm^2 (St.-abw. 3,0 kg/cm^2,

Spanne 27,0-35,9 kg/cm^2). Der durchschnittliche Nachuntersuchungszeitraum betrug 23,8 Monate (St.-abw. 10,1 Monate, Spanne 11-42 Monate).

Neben den prothetisch versorgten Kniegelenken wurden in beiden Patientengruppen die gesunden, gegenseitigen Kniegelenke untersucht. Die gesunden Kniegelenke bildeten die Vergleichsgruppe. Da nicht alle Patienten ein in der klinischen und radiologischen Untersuchung altersentsprechend normales Kniegelenk aufwiesen, kamen in dieser Gruppe 19 Kniegelenke zur Auswertung. Die 19 Patienten in dieser Gruppe waren im Durchschnitt 60,6 Jahre alt (St.-abw. 10,2 Jahre, Spanne 42-79 Jahre). Die Gruppe umfasste 10 Frauen und 9 Männer. Siebenmal wurden das rechte Kniegelenk und zwölfmal das linke Kniegelenk untersucht. Der durchschnittliche Body Mass Index (BMI) betrug 30,9 kg/cm^2 (St.-abw. 3,1 kg/cm^2, Spanne 25,3-35,9 kg/cm^2).

Die demographischen Daten der Patientengruppen unterschieden sich nicht in der statistischen Testung (Tab1.1).

Patient	Geb.	Tag der Untersuchung	Gesundes Knie	Mobile-Bearing	Fixed-Bearing		
R.B.	05.10.46	30.08.04	li	re	-		
A.H.	21.01.30	17.04.04	li	-	re		
M.H.	02.09.41	12.08.04	li	-	re		
E.D.	09.03.27	09.02.04	-	li	-	re and.Proth.	
K.-D. B.	12.06.43	17.04.04	-	-	li	re nicht untersucht	
J.R.	08.01.32	09.08.04	li	re	-		
R.B.	21.01.43	04.02.04	li	re	-		
U.E.	10.04.25	27.11.03	-	-	re li		
S.G.	04.06.42	24.02.04	-	re li	-		
R.S.	21.03.55	09.03.04	re	-	Li		
B.H.	01.01.48	17.04.04	li	-	re		
S.G.	17.06.49	17.04.04	li	-	-	re andere Proth.	
J.H.	10.05.49	15.04.04	li	re	-		
I.B.	14.02.34	06.04.04	re	li	-		
E.S.	15.05.25	17.04.04	li	re	-		
I.P.	16.03.31	17.04.04	-	-	re li		
I.H.	05.10.38	17.04.04	-	-	li	re nicht untersucht	
H.B.	17.10.35	21.04.04	re	-	li		
R.B.	12.04.41	25.02.04	-	re	li		
C.B.	24.12.50	02.03.04	li	re	-		
E.W.	23.02.26	17.04.04	re	li	-		
M.P.	20.02.32	21.04.04	-	-	re li		
B.S.	11.08.35	17.04.04	-	-	li	re andere Proth.	
H.Ko.	13.07.56	05.04.04	-	re	li		
H.H.	28.08.53	17.02.04	li	re	-		
H.K.	12.04.30	11.02.04	-	li	re		
L.M.	12.03.62	04.03.04	re	-	li		
G.R.	24.02.47	08.03.04	re	-	li		
W.W.	23.11.25	17.04.04	re	li	-		
R.R	16.09.31	03.03.04	-	-	re li		
E.K.	11.07.41	07.04.04	li	-	re		
Summe 31			19	16	22		
Linkes Bein			12	6	13		
Rechtes Bein			7	10	9		

Tab1.1: Patientenkollektiv

2.1.2 Fluoroskopische Untersuchung

2.1.2.1 Versuchsaufbau

Die Studie erforderte lediglich eine einmalige Untersuchung in der Universitätsklinik Münster. Im Rahmen der Studie soll die Bewegung des Kniegelenkes während vier verschiedener Bewegungen untersucht werden. Zwei Bewegungen erfolgen in Belastung mit dem vollen Körpergewicht, zwei Bewegungen in Entlastung.

Zunächst soll die Streckung und Beugung im Liegen bei 45° gebeugtem Hüftgelenk aufgezeichnet werden. Hierzu wird der Patient liegend auf dem Untersuchungstisch gelagert, wobei seine Beine über das Ende des Tisches hinausragen (siehe Abb. 2.4). Die Oberschenkel werden mit Hilfe eines Keils in 45° Flexion des Hüftgelenkes positioniert und die Unterschenkel zunächst hängen gelassen. Aus dieser Position wird der Patient eine aktive Streckung und anschließende Beugung in die Ausgangs-

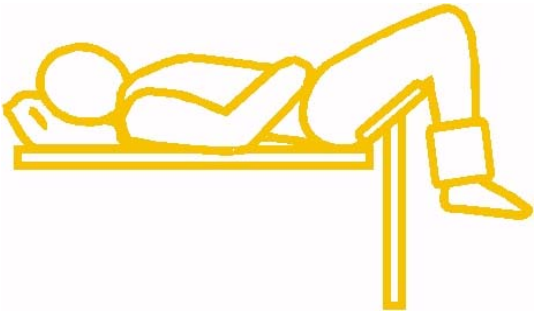


Abb. 2.4: Positionierung des Patienten im Liegen auf dem Untersuchungstisch bei der Untersuchung der unbelasteten Beugung und Streckung

position durchführen. Während dieser Bewegung zeichnet der Durchleuchtungsapparat die Bewegung auf. Als weitere Bewegung wird das aktive Trepp-auf-und Trepp-ab-Steigen des Patienten untersucht. Der Patient setzt seinen Fuß auf die 25cm hohe Stufe.

Abb. 2.5: Positionierung des Patienten auf der Stufe bei der Untersuchung des belasteten Trepp-auf- und Trepp-ab-Steigen

Der Patient darf bei der Untersuchung ein Handgeländer zur Unterstützung der Balance benutzen, sich daran aber nicht aktiv hochziehen. Anschließend erfolgt sofort das Trepp-ab-Steigen. Während dieses Bewegungsablaufes zeichnet die Durchleuchtungsapparatur den Vorgang auf (Abb. 2.5).
Alle Patienten haben zunächst Gelegenheit, die für die Untersuchung geforderten Bewegungen ausreichend zu üben. Auf diese Weise kann die Durchleuchtungszeit auf einen einzigen Durchgang reduziert werden.

Die fluoroskopische Untersuchung der Patienten wurde in einem gesonderten Antragsverfahren durch die Ethikkommission der Ärztekammer Westfalen-Lippe (Reg.-Nr. 3IVTibesku2) und das Bundesamt für Strahlenschutz (Genehmigung Z 5 – 22462/2 – 2003-26) beurteilt und genehmigt.
Die fluoroskopische Untersuchung dient dazu, die Kinematik des Kniegelenkes in der sagittalen Ebene während verschiedener Bewegungen zu untersuchen. Hierzu wurde eine Methode angewendet, die im Nuffield Orthopaedic Centre in Oxford, England entwickelt wurde [69, 73]. Diese Methode wurde für die fluoroskopische Studie aufgegriffen und im Versuchsaufbau modifiziert und weiter verfeinert. (Abb. 2.6)

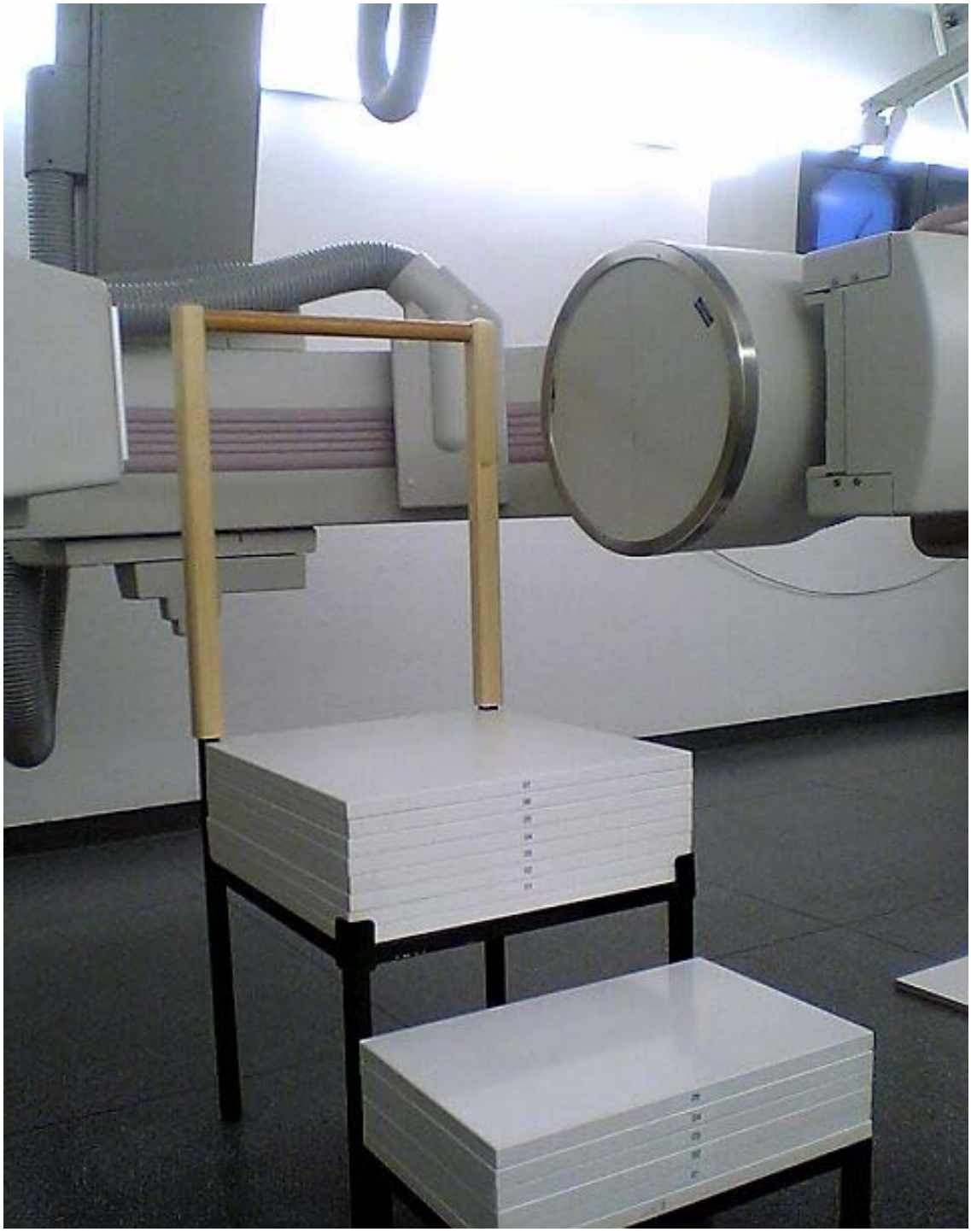


Abb 2.6: Versuchsaufbau „Treppe auf, Treppe absteigen“: Die Stufenhöhe ist individuell auf die Anatomie des Patienten einstellbar, um sowohl das Tibiofemoralgelenk auf 90 Grad Flexion einzustellen als auch den Fokus des C-Bogen-Angiographen, der nicht in der Vertikalebene höhenverstellbar ist, genau auf das Kniegelenk im 90 Grad Winkel zur Sagitalebene einzustellen.

2.1.2.2 Untersuchungsablauf

Zunächst wurden die Streckung und Beugung im Liegen bei 45° gebeugtem Hüftgelenk aufgezeichnet. Hierzu wurde der Patient liegend auf dem Untersuchungstisch gelagert, wobei die Beine über das Ende des Tisches hinausragen. Die Oberschenkel wurden mit Hilfe eines Keils in 45° Flexion des Hüftgelenkes positioniert und die Unterschenkel zunächst hängen gelassen. Aus dieser Position führt der Patient eine aktive Extension bis zur vollen Streckung und anschließender Flexion in die Ausgangsposition durch („unbelastete Bewegung“, Abb. 2.7 und 2.8).

Das Knie des Patienten ist zwischen Emitter- und Empfängereinheit des Durchleuchtungsapparates positioniert. Während dieser Bewegung ist das Fluoroskop auf das Kniegelenk zentriert und zeichnet mit einer Abtastfrequenz von 8 Bildern/sec die Bewegung auf. Die Dauer der Bewegung und damit auch der Durchleuchtungszeit beträgt ca. 5-6 Sekunden.

Abb. 2.7: Positionierung des Patienten im Liegen auf dem Untersuchungstisch bei der Untersuchung der unbelasteten Beugung und Streckung

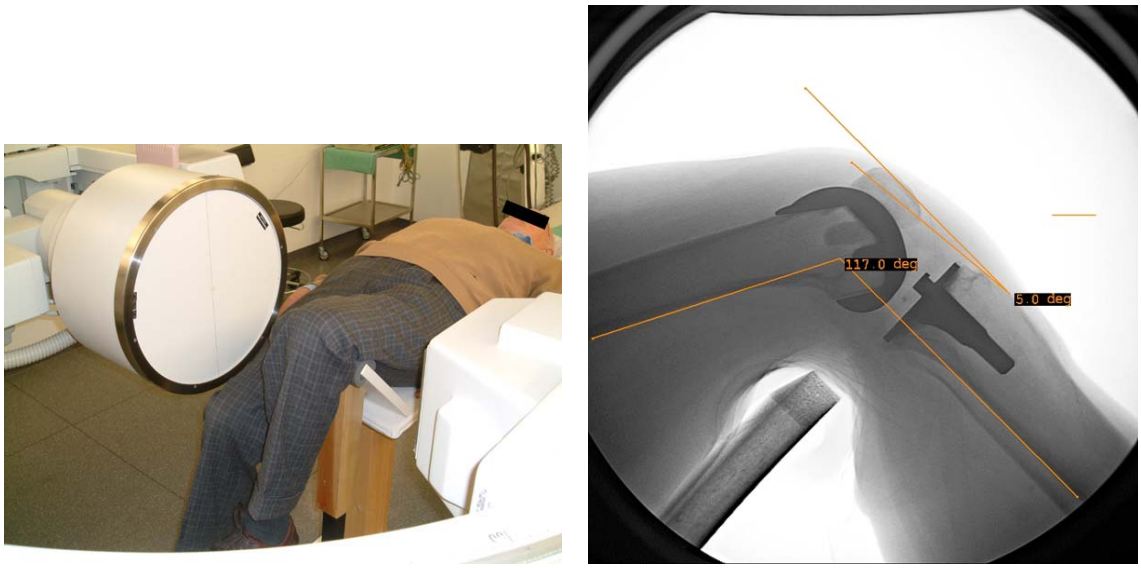


Abb. 2.8: Positionierung des Patienten im Liegen auf dem Untersuchungstisch bei der Untersuchung der unbelasteten Beugung und Streckung

Im Zweiten Untersuchungsteil wird das aktive „Trepp auf-“ und „Trepp- Absteigen“ unter Belastung untersucht. Hierbei lastet das volle Körpergewicht auf dem Kniegelenk des Patienten. Der Patient setzt seinen Fuß auf die 25cm hohe Stufe. Er darf bei der Untersuchung ein Handgeländer zur Unterstützung der Balance benutzen, sich dabei aber nicht aktiv hochziehen. Das Fluoroskop wird auf das Kniegelenk eingestellt, welches bis auf wenige Zentimeter Abweichung in ventro-dorsaler Richtung bei dieser Bewegung in seiner Position verbleibt. Nach dem Trepp-auf-Steigen bis zur vollen Streckung des Kniegelenkes erfolgte das sofortige Trepp-ab-Steigen („belastete Bewegung“) (Abb. 2.9). Während dieser Bewegung ist das Fluoroskop auf das Kniegelenk zentriert und zeichnet die Bewegung mit einer Abtastfrequenz von 8 Bildern/sec auf. Die Dauer der Bewegung und damit auch der Durchleuchtungszeit beträgt ebenfalls ca. 5-6 Sekunden.

Alle Patienten haben zunächst Gelegenheit, die für die Untersuchung geforderten Bewegungen ausreichend zu üben. Auf diese Weise kann die Durchleuchtungszeit auf einen einzigen Durchgang reduziert werden.

Abb. 2.9: Positionierung des Patienten auf der Stufe bei der Untersuchung des belasteten Trepp-auf- und Trepp-ab-Steigen

2.1.2.3 Mögliche Risiken und Gesundheitsschäden

Die Risiken, die durch die Studienteilnahme entstehen, beschränken sich auf die Anwendung von Röntgenstrahlen. Bei der Durchleuchtung des Kniegelenkes entsteht eine zusätzliche Strahlenbelastung, welche die jährliche natürliche Strahlenexposition in der Bundesrepublik Deutschland einmalig um ca. 14% erhöht. Hieraus entstehen mit hoher Wahrscheinlichkeit keine Gesundheitsrisiken.

2.1.2.4 Auswertungsmethode

Das Durchleuchtungsgerät (Sireskop SD, Siemens AG, München, Deutschland) zeichnet während beider Bewegungen 8 Bilder pro Sekunde auf. Diese Bilder werden mit Hilfe eines Grafikprogramms (Dicom Works, Version 1.3.5) ausgewertet.

Das Kriterium zur Beurteilung des femoro-tibialen Roll-Gleit-Verhaltens ist der sog. Patellasehnenwinkel. Die Tibia-Achse wird anhand der proximalen posterioren Kortikalis bestimmt [93]. Die Femurachse wird anhand der distalen posterioren Kortikalis definiert [74]. Der Winkel zwischen der so definierten Tibiaachse und Femurachse ist der Kniebeugewinkel (Abb. 2.10). Der Patellasehnenwinkel wird definiert durch den Winkel zwischen der Strecke zwischen Tuberositas tibiae und unterem Patellapol und der Tibiaachse(Abb. 2.11-2.13).

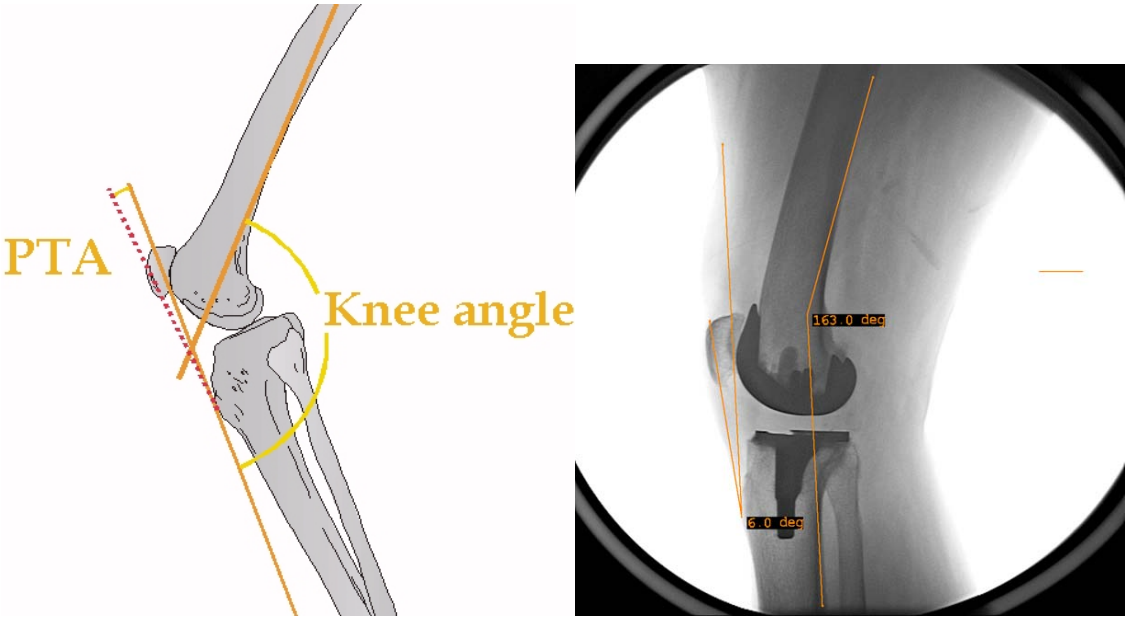


Abb. 2.10: Schematische Darstellung von Kniebeugewinkel und Patellasehnenwinkel (PTA = patella tendon angle = Patellasehnenwinkel, Knee angle = Kniebeugewinkel)

2.11: Darstellung eines Ausgangsbildes mit Hilfe des Computerprogramms Dicom Works / Patient mit Fixed-Bearing Totalendoprothese

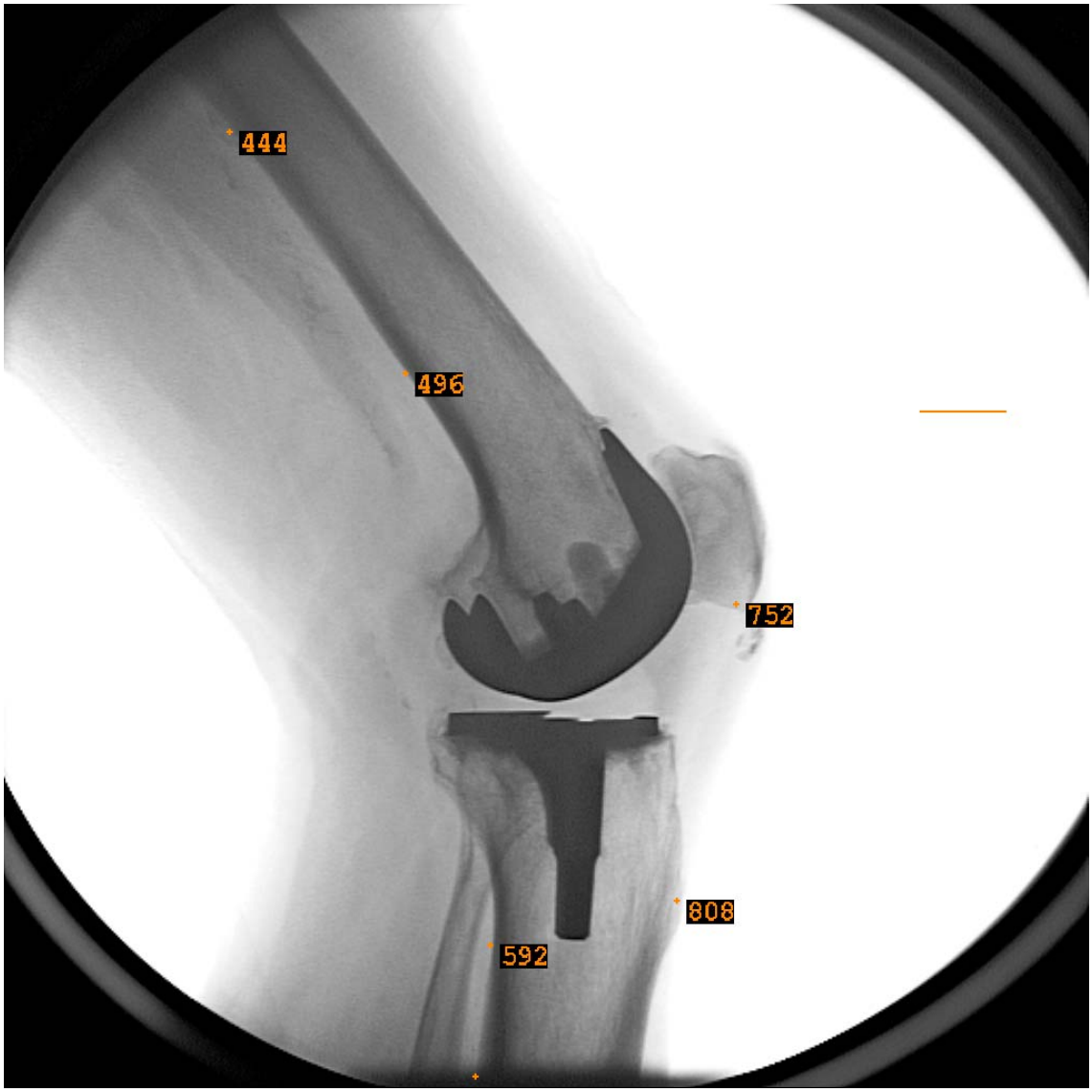


Abb. 2.12: Definieren der Hilfspunkte zur Darstellung der anatomischen Längsachsen von Tibia und Femur in Ihrer Annäherung durch Anlegen von Tangenten an der proximalen sowie distalen Kortikalis nach den Studien von Rees und van Ejden und zur Markierung des unteren Patellapols [74, 93].

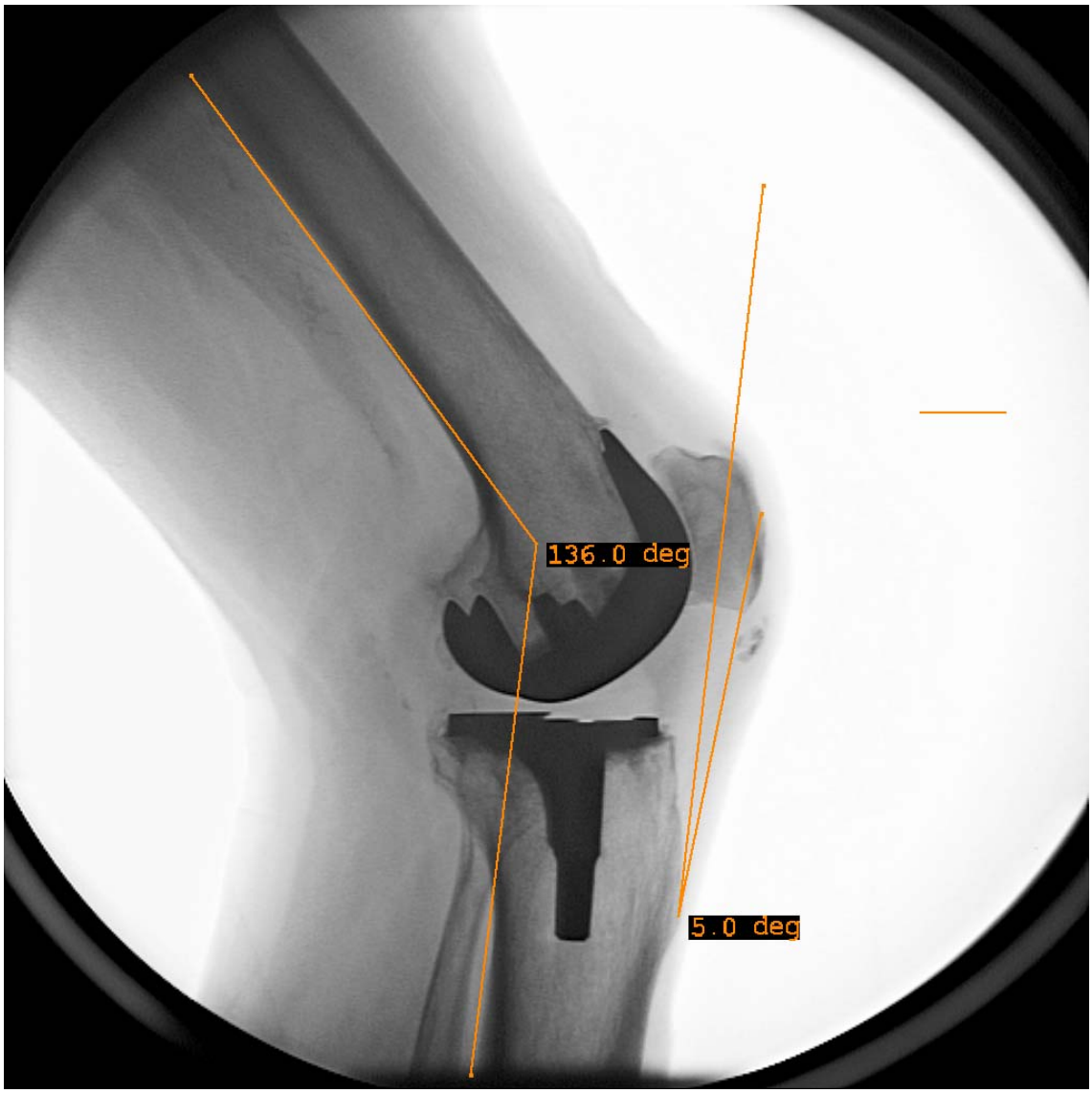


Abb 2.13: Bilden der Tangenten an die proximale Kortikalis nach den Studien von Rees und van Ejden, zur Bestimmung des Kniebeugewinkels sowie des Patellasehnenwinkels [74, 93]

Die Genauigkeit dieser Messmethode wird in der Literatur mit einer Intrauntersucher-Standardabweichung von +/-0,7° für den Patellasehnenwinkel und +/-1,7° für den Kniebeugewinkel und mit einer Interuntersucher-Standardabweichung von +/-1,2° für den Patellasehnenwinkel und +/-2,7° für den Kniebeugewinkel angegeben [73].

In allen bisher veröffentlichten Studien, die die fluoroskopische Untersuchung der Kniegelenkskinematik in der Saggitalebene zum Gegenstand hatten, stellte sich das Problem der Vergleichbarkeit der Messwerte der unterschiedlichen Probanden.

Da bei der fluoroskopischen Untersuchung der Patienten im C-Bogen-Angiographen das Gerät in Intervallen von exakt 0,125 Sekunden jeweils ein Bild auslöst, konnte es nicht erreicht werden, dass in Synchronisation dazu eine genaue Winkelveränderung der Kniebeugung bzw. – streckung in 10 Grad Schritten in der Kniegelenkssaggitalebene durch den Patienten erfolgte. Um dennoch eine Vergleichbarkeit der Patientenmesswerte zu erreichen, musste eine Interpolation der individuellen Messungen erfolgen. Alle bisherigen Autoren haben ihre Messwerte durch Ausgleichungsgeraden interpoliert, um so die Messdaten miteinander vergleichbar zu machen. Das Bestimmtheitsmaß gibt hierbei an, wie genau diese Ausgleichungsgerade die tatsächlich gemessenen Wertepaaren approximiert.

Während der Auswertung wurde festgestellt, dass das Verhältnis zwischen Kniebeugewinkel und Patellasehnenwinkel keinesfalls einen linearen Verlauf aufweist. Die Approximation durch eine ausgleichende Gerade, wie bei bisherigen Studien durchgeführt, ist daher nicht optimal. Auffällig war, dass sich die gemessenen Patellasehnenwinkel bei gleichem Kniebeugewinkel in der Phase der Flexion des Unterschenkels von den Winkeln in der Extensionsphase unterschieden. Sowohl unter Belastung beim „Treppenversuch“, als auch beim Versuch „ohne Belastung im Liegen“ veränderte sich die Stellung der Tibia zum Femur in der Phase der vollen Streckung des Beines. Die gemessenen Patellasehnenwinkel der Flexionsbewegung (Rückweg der Bewegung) wichen von den gemessenen Winkel der Extensionsbewegung (Hinweg der Bewegung) bei übereinstimmendem Kniebeugewinkel teilweise erheblich voneinander ab. Würde man hier die Messergebnisse der Extension und Flexion des Unterschenkels zusammenfassen, würde die dann große Streuung der Messwerte

dieser Studie ein aussagekräftiges Resümee verhindern. Es war daher zwingend notwendig, die Messergebnisse der Extensionbewegung von denen der Flexionsbewegung zu trennen. Wird dieser Sachverhalt ignoriert, so erreicht man bei einer linear angelegten Regressionsanalyse (Ausgleichende Gerade) lediglich ein Bestimmtheitsmaß von r~0,7. Es galt daher, eine Methode zu finden, welche die Bewegungen zunächst unabhängig voneinander betrachtet und zudem weit genauere Aussagen zulässt, als es die bisher verwendete lineare Regression erlaubt. Aus mehreren Regressionsansätzen erwies sich hier das Polynom 2. Grades mit der Formel $f(x)=ax^2+bx+c$ als der brauchbarste Ansatz. Insgesamt kamen 3222 Einzelröntgenaufnahmen zur Auswertung. Jede Einzelaufnahme wurde mittels des Grafikprogramms Dicom Works ausgewertet und das Winkelpaar entsprechend den Abb. 2.10-2.13 ermittelt.

Die individuellen Messwertepaare für eine einzelne Bewegung eines einzelnen Patienten wurden folglich mit Hilfe der polynomischen Regression interpoliert, um für alle 10° des Kniebeugewinkels einen Wert für die weitere statistische Auswertung zu erhalten. Das Bestimmtheitsmaß ergab sich hieraus stets höher als $r \geq 0{,}95$. Dies bietet eine ausreichende Genauigkeit für die Interpolation der Werte für volle 10°. Es kamen für die unbelasteten und belasteten Bewegungen jeweils die Kniebeugewinkel zwischen 0° und 90° zur Auswertung. Da nicht alle Patienten tatsächlich auch eine volle Streckung oder eine Flexion von 90° im Kniegelenk erreichten, stellen die Werte für die endgradige Kurvendarstellung eine Extrapolation dar. Die Kurve verliert damit jenseits von 0 Grad und 90 Grad an Genauigkeit.

Die Werte des Patellasehnenwinkels wurden jeweils alle 10° Kniegelenksflexion mit Hilfe der ANOVA zwischen den einzelnen Gruppen statistisch verglichen.

Daneben kam ein Summenmaß für die gesamte Kurve zur Auswertung, welches 2005 erstmalig durch Rees et al. beschrieben und der „kinematische Index“ genannt wurde. Dieses Summenmaß beruht auf dem Prinzip der kleinsten Quadrate, welches in der statistischen Regressionsanalyse benutzt und durch folgende Gleichung beschrieben wird:

$$\text{Kinematischer Index} = \text{SQR}\left(\sum (y_n - y_i)^2\right)$$

y_n = y-Koordinaten des normalen Mittelwertes

y_i = y-Koordinaten des individuellen Patienten

Alle 10° Kniegelenksflexion wird die quadrierte Abweichung des Einzelwertes des Patellasehnenwinkels vom Durchschnittswert berechnet. Anschließend werden diese quadrierten Abweichungen über den gesamten Bewegungsablauf von 0-90° addiert und die Wurzel daraus gebildet. Hierdurch werden alle Einzelabweichungen des Bewegungsablaufs der individuellen Patienten vom Durchschnitt zu einem Summenmaß zusammengeführt. Anschließend werden die kinematischen Indizes mittels der ANOVA miteinander verglichen.

2.2 Mathematischer Hintergrund

Die Interpolation von Kniewinkelmesswerten mittels polynomischer Regressionsanalyse übertrifft in ihrer Genauigkeit alle bisher veröffentlichten Methoden. Für jede Messreihe wurde zur Untersuchung der Kniegelenkskinematik die optimale Funktionsgleichung mittels polynomischer Regressionsanalyse ermittelt. Mit dieser jeweiligen Funktionsgleichung wurde weiter auf zehn Grad-Schritte interpoliert Abb. 2.14 zeigt beispielhaft die Annäherung einer Messreihe durch eine Polynomfunktion 2. Grades:

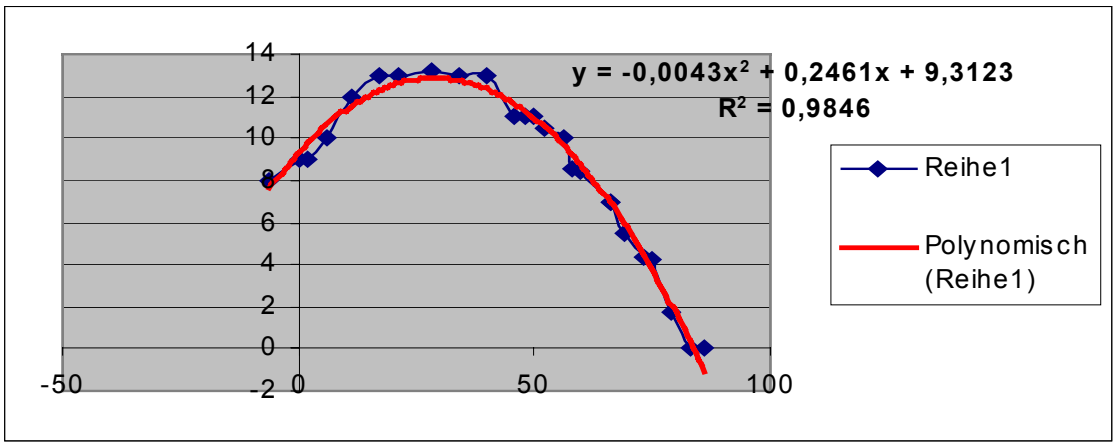


Abb 2.14: Annäherung einer individuellen Meßreihe durch eine Polynomfunktion 2. Grades. Das Bestimmtheitsmaß beträgt hier $r^2>0,98$.

Die Tabellen Tab 2.1-2.12 zeigen die interpolierten Messwerte des Patellasehnenwinkels den in zehn Grad eingeteilten Kniebeugewinkeln jedes Patienten gegenübergestellt:

Patient	Fixed-	Bearing	Treppe	Extension						
Kniebeugewinkel	0 Grad	10 Grad	20 Grad	30 Grad	40 Grad	50 Grad	60 Grad	70 Grad	80 Grad	90 Grad
A.H.	11,0	9,5	8,2	6,9	5,8	4,7	3,8	2,9	2,2	1,5
B.H.	17,9	15,0	12,6	10,5	8,8	7,4	6,5	5,9	5,7	5,9
B.S.	-8,2	-4,9	-2,2	-0,2	1,2	1,9	1,9	1,3	0,0	-1,9
E.K.	10,0	7,6	5,5	3,6	2,0	0,6	-0,5	-1,4	-2,0	-2,3
G.R.	17,2	14,4	12,0	10,0	8,4	7,1	6,2	5,7	5,6	5,9
H.B.	5,9	4,7	3,6	2,6	1,8	1,0	0,4	-0,1	-0,5	-0,7
H.K.	2,6	1,7	0,8	0,0	-0,7	-1,4	-2,1	-2,8	-3,4	-3,9
H.Ko.	12,7	16,1	18,1	18,7	17,9	15,6	12,0	6,9	0,3	-7,6
I.H.	4,6	3,2	1,9	0,6	-0,7	-2,0	-3,3	-4,5	-5,8	-7,0
I.P.	15,0	11,4	8,3	5,6	3,5	1,8	0,7	0,0	-0,1	0,2
I.P.	35,5	24,8	16,0	9,1	4,1	0,9	-0,5	0,0	2,4	6,7
K.-D. B.	9,0	8,2	7,4	6,5	5,5	4,4	3,3	2,1	0,8	-0,6
L.M.	5,8	6,4	6,8	6,8	6,6	6,0	5,2	4,2	2,8	1,2
M.P.	14,1	13,0	11,8	10,5	9,1	7,6	5,9	4,1	2,2	0,2
M.P.wdh	7,6	7,0	6,2	5,3	4,3	3,1	1,9	0,5	-1,0	-2,6
M.P.	14,4	13,5	12,4	11,2	9,8	8,2	6,5	4,6	2,5	0,3
R.S.	3,8	4,0	4,0	3,7	3,2	2,4	1,4	0,2	-1,3	-3,0
R.B.	31,7	23,9	17,3	11,8	7,3	4,0	1,7	0,6	0,6	1,6
R.R.	8,0	7,0	6,0	4,9	3,8	2,7	1,5	0,2	-1,0	-2,3
R.R.	19,1	18,4	17,5	16,4	15,3	13,9	12,5	10,9	9,1	7,3
U.E.	10,4	11,2	11,5	11,3	10,4	9,1	7,1	4,6	1,6	-2,0
U.E.	16,8	14,4	12,2	10,0	8,0	6,1	4,4	2,7	1,2	-0,2

Tab. 2.1: Interpolation: Fixed-Bearing-Gruppe, Treppenversuch, Extension des Beins

Patient	Fixed-	Bearing	Treppe	Flexion						
Kniebeugewinkel	0 Grad	10 Grad	20 Grad	30 Grad	40 Grad	50 Grad	60 Grad	70 Grad	80 Grad	90 Grad
A.H.	9,4	8,6	7,7	6,8	5,9	5,0	4,0	3,1	2,1	1,1
B.H.	17,8	15,2	12,7	10,4	8,2	6,2	4,2	2,5	0,8	-0,6
B.S.	-8,1	-4,8	-2,1	-0,1	1,3	2,1	2,2	1,7	0,5	-1,3
E.K.	9,4	7,3	5,4	3,6	2,0	0,6	-0,6	-1,7	-2,5	-3,2
G.R.	19,2	14,8	11,1	8,2	6,1	4,7	4,2	4,4	5,4	7,2
H.B.	6,4	5,0	3,8	2,8	1,9	1,3	0,9	0,7	0,7	0,9
H.K.	2,5	1,7	0,8	0,0	-0,7	-1,5	-2,3	-3,0	-3,7	-4,5
H.Ko.	13,7	15,9	17,2	17,7	17,2	15,9	13,7	10,7	6,7	1,9
I.H.	3,8	2,8	1,7	0,5	-0,6	-1,8	-3,1	-4,4	-5,7	-7,0
I.P.	15,0	11,3	8,0	5,2	2,8	0,9	-0,7	-1,7	-2,4	-2,6
I.P.	27,3	20,3	14,2	9,1	4,9	1,7	-0,5	-1,8	-2,1	-1,4
K.-D. B.	6,7	7,1	7,1	6,6	5,9	4,7	3,1	1,2	-1,1	-3,8
L.M.	6,0	6,0	5,8	5,6	5,2	4,7	4,1	3,4	2,5	1,5
M.P.	15,8	14,1	12,3	10,6	8,8	6,9	5,0	3,1	1,2	-0,9
M.P.wdh	7,4	6,7	5,8	4,8	3,7	2,5	1,2	-0,3	-1,8	-3,5
M.P.	16,6	14,5	12,4	10,5	8,6	6,9	5,2	3,7	2,2	0,8
R.S.	4,8	4,3	3,8	3,2	2,7	2,1	1,6	1,0	0,3	-0,3
R.B.	32,1	24,0	17,1	11,5	7,0	3,6	1,5	0,5	0,8	2,2
R.R.	9,5	7,6	5,9	4,4	3,1	2,0	1,1	0,4	-0,1	-0,4
R.R.	18,9	17,8	16,8	15,7	14,7	13,6	12,4	11,3	10,1	8,9
U.E.	14,0	12,8	11,6	10,3	9,0	7,8	6,4	5,1	3,8	2,4
U.E.	16,8	14,4	12,2	10,0	8,0	6,1	4,4	2,7	1,2	-0,2

Tab. 2.2: Interpolation: Fixed-Bearing-Gruppe, Treppenversuch, Flexion des Beins

Patient	Fixed	Bearing	Liegend	Extension						
Knie-beuge-winkel	0 Grad	10 Grad	20 Grad	30 Grad	40 Grad	50 Grad	60 Grad	70 Grad	80 Grad	90 Grad
A.H.	9,3	8,9	8,2	7,5	6,5	5,4	4,2	2,7	1,2	-0,6
B.H.	10,1	10,6	10,5	9,8	8,6	6,7	4,3	1,3	-2,2	-6,4
B.S.	6,7	6,8	6,4	5,6	4,4	2,7	0,6	-2,0	-5,0	-8,4
G.R	12,0	11,1	10,3	9,4	8,5	7,5	6,6	5,6	4,6	3,6
H.B.	2,6	3,9	4,5	4,4	3,5	1,9	-0,4	-3,4	-7,2	-11,7
H.K.	6,8	7,6	8,0	7,9	7,4	6,4	5,0	3,2	0,9	-1,8
H.Ko.	14,5	15,3	15,4	14,9	13,7	11,7	9,2	5,9	1,9	-2,7
I.H.	3,7	3,4	2,9	2,1	1,2	0,0	-1,4	-3,0	-4,8	-6,9
I.P.	6,4	5,5	4,5	3,3	1,9	0,4	-1,3	-3,2	-5,2	-7,3
I.P.	6,7	7,3	7,2	6,4	4,8	2,6	-0,3	-3,9	-8,2	-13,2
K.-D. B.	10,8	9,8	8,6	7,3	5,9	4,3	2,6	0,8	-1,2	-3,4
L.M.	9,9	9,3	8,5	7,6	6,7	5,6	4,4	3,2	1,8	0,3
M.P.	11,0	10,9	10,4	9,5	8,2	6,4	4,3	1,8	-1,1	-4,4
M.P.	6,0	6,0	5,8	5,3	4,6	3,7	2,5	1,1	-0,5	-2,4
M.H.	15,5	14,8	14,0	13,2	12,4	11,6	10,8	9,9	9,0	8,1
R.S.	0,6	0,2	-0,3	-0,9	-1,6	-2,4	-3,3	-4,3	-5,4	-6,6
R.B.	9,1	9,0	8,5	7,8	6,8	5,5	3,9	2,1	-0,1	-2,5
R.R.	4,5	5,2	5,5	5,4	4,9	4,0	2,7	1,0	-1,1	-3,6
R.R.	17,3	17,5	17,4	16,9	16,1	15,0	13,6	11,9	9,8	7,5
U.E.	15,4	14,8	14,0	12,9	11,6	10,0	8,2	6,1	3,7	1,1
U.E.	9,8	12,9	14,3	13,7	11,3	7,1	1,0	-7,0	-16,8	-28,5

Tab. 2.3: Interpolation: Fixed-Bearing-Gruppe, Liegendversuch, Extension des Beins

Patient	Fixed	Bearing	Liegend	Flexion						
Kniebeu gewinkel	0 Grad	10 Grad	20 Grad	30 Grad	40 Grad	50 Grad	60 Grad	70 Grad	80 Grad	90 Grad
A.H.	9,4	8,7	7,8	6,9	5,9	4,8	3,7	2,4	1,1	-0,3
B.H.	10,1	9,9	9,3	8,2	6,6	4,5	1,8	-1,3	-4,9	-9,0
B.S.	7,4	6,7	5,7	4,3	2,5	0,4	-2,2	-5,1	-8,4	-12,1
G.R	11,2	10,4	9,5	8,6	7,5	6,5	5,3	4,1	2,9	1,6
H.B.	2,6	3,5	3,9	3,7	3,1	1,9	0,2	-2,0	-4,8	-8,1
H.K.	7,6	7,9	7,9	7,6	6,9	5,9	4,6	3,0	1,0	-1,2
H.Ko.	14,5	14,6	14,2	13,4	12,2	10,6	8,5	6,1	3,2	-0,1
I.H.	4,4	3,3	2,3	1,3	0,4	-0,5	-1,4	-2,2	-3,0	-3,7
I.P.	7,1	5,6	4,2	2,9	1,6	0,3	-1,0	-2,1	-3,3	-4,4
I.P.	6,2	5,7	4,9	3,9	2,6	1,2	-0,5	-2,4	-4,5	-6,8
K.-D. B.	10,9	9,2	7,6	6,1	4,7	3,3	2,0	0,8	-0,3	-1,4
L.M.	9,9	8,7	7,5	6,5	5,5	4,7	3,9	3,3	2,7	2,3
M.P.	10,8	10,6	10,0	9,1	7,8	6,1	4,1	1,7	-1,0	-4,1
M.P.	5,9	5,6	5,1	4,5	3,7	2,8	1,7	0,4	-1,0	-2,6
M.H.	16,2	13,9	11,9	10,1	8,7	7,6	6,8	6,2	6,0	6,1
R.S.	-0,2	-0,5	-1,1	-1,7	-2,5	-3,5	-4,6	-5,8	-7,2	-8,7
R.B.	8,9	8,5	7,9	7,0	5,9	4,5	2,8	0,8	-1,3	-3,8
R.R.	4,2	4,1	3,8	3,2	2,6	1,7	0,7	-0,6	-2,0	-3,6
R.R.	17,0	16,7	16,2	15,4	14,5	13,3	11,9	10,3	8,5	6,4
U.E.	15,0	14,6	13,8	12,8	11,4	9,7	7,7	5,3	2,7	-0,3
U.E.	10,4	11,0	11,1	10,9	10,1	9,0	7,4	5,4	2,9	0,0

Tab.2.4: Interpolation: Fixed-Bearing-Gruppe, Liegendversuch, Flexion des Beins

Patient	Mobile	Bearing	Treppe	Extension						
Knie-beuge-winkel	0 Grad	10 Grad	20 Grad	30 Grad	40 Grad	50 Grad	60 Grad	70 Grad	80 Grad	90 Grad
C.B.	4,0	4,5	4,7	4,5	3,9	2,9	1,5	-0,2	-2,3	-4,8
E.W.	7,0	7,2	7,2	6,8	6,3	5,4	4,3	3,0	1,4	-0,5
E.W.	7,8	7,7	7,4	6,8	6,1	5,1	3,9	2,4	0,8	-1,1
H.K.	8,0	8,6	8,8	8,7	8,2	7,3	6,1	4,5	2,6	0,3
H.H.	7,3	8,8	9,5	9,5	8,8	7,3	5,1	2,2	-1,5	-6,0
H.Ko.	5,7	5,9	5,6	4,9	3,7	2,0	-0,1	-2,7	-5,7	-9,2
I.B.	1,7	3,4	4,5	4,9	4,7	3,7	2,2	-0,1	-3,0	-6,5
J.H.	14,5	13,2	11,9	10,8	9,9	9,0	8,3	7,7	7,2	6,8
J.H.	16,9	14,9	13,1	11,5	10,1	9,0	8,1	7,4	6,9	6,6
J.R.	1,4	3,6	5,0	5,8	6,0	5,5	4,3	2,5	0,0	-3,2
R.B.	15,1	11,9	9,0	6,3	4,0	1,9	0,2	-1,3	-2,4	-3,2
R.B.	10,7	9,0	7,3	5,7	4,0	2,4	0,9	-0,7	-2,3	-3,8
R.B.	11,4	9,9	8,4	6,9	5,4	3,9	2,4	0,9	-0,6	-2,1
S.G.	4,0	3,7	3,2	2,4	1,5	0,4	-0,9	-2,4	-4,2	-6,1
S.G.	13,3	12,3	11,4	10,4	9,4	8,4	7,4	6,4	5,4	4,3
W.W.	6,1	5,1	4,0	2,9	1,8	0,6	-0,6	-1,8	-3,1	-4,5
R.B.	-1,7	4,7	9,5	12,8	14,5	14,7	13,3	10,4	5,8	-0,2
R.B.	8,0	7,9	7,7	7,3	6,8	6,1	5,3	4,4	3,3	2,1

Tab. 2.5: Interpolation: Mobile-Bearing-Gruppe, Treppenversuch, Extension des Beins

Patient	Mobile	Bearing	Treppe	Flexion						
Knie-beuge-winkel	0 Grad	10 Grad	20 Grad	30 Grad	40 Grad	50 Grad	60 Grad	70 Grad	80 Grad	90 Grad
E.S.	7,9	7,6	7,1	6,4	5,4	4,3	2,9	1,2	-0,6	-2,7
E.D.	19,1	16,7	14,5	12,7	11,2	10,0	9,0	8,4	8,1	8,1
E.W.	7,4	7,7	7,9	7,8	7,5	7,1	6,4	5,5	4,4	3,2
H.K.	10,0	9,2	8,5	7,8	7,2	6,5	5,9	5,2	4,6	4,0
H.H.	7,0	8,5	9,2	9,2	8,4	6,9	4,7	1,7	-2,0	-6,5
H.Ko.	3,0	4,5	5,2	5,2	4,5	3,1	1,1	-1,7	-5,2	-9,4
I.B.	3,6	2,5	1,5	0,6	-0,1	-0,7	-1,2	-1,6	-1,8	-2,0
J.H.wdh	16,4	14,3	12,4	10,6	9,0	7,5	6,1	4,9	3,8	2,9
J.R.	2,4	3,3	4,0	4,2	4,1	3,6	2,8	1,6	0,1	-1,8
R.B.	13,8	10,9	8,2	5,9	3,8	2,0	0,5	-0,7	-1,7	-2,4
R.B.wdh	12,1	9,7	7,5	5,4	3,5	1,8	0,3	-1,0	-2,2	-3,2
R.B.	11,3	10,2	9,0	7,7	6,4	5,0	3,5	1,9	0,3	-1,5
S.G.	4,6	3,9	3,2	2,3	1,3	0,2	-1,1	-2,5	-3,9	-5,5
S.G.	14,1	12,0	10,2	8,6	7,3	6,2	5,4	4,9	4,6	4,6
W.W.	5,9	5,0	4,0	2,9	1,7	0,4	-0,9	-2,3	-3,8	-5,4
R.B.wdh	7,9	8,0	7,9	7,5	6,9	6,0	4,9	3,5	1,8	-0,1

Tab.2.6: Interpolation: Mobile-Bearing-Gruppe, Treppenversuch, Flexion des Beins

Patient	Mobile-	Bearing	Liegend	Extension						
Knie-beuge-winkel	0 Grad	10 Grad	20 Grad	30 Grad	40 Grad	50 Grad	60 Grad	70 Grad	80 Grad	90 Grad
C.B.	3,4	4,0	4,1	3,4	2,1	0,1	-2,5	-5,8	-9,7	-14,4
E.S.	5,9	7,3	8,1	8,4	7,9	6,9	5,3	3,0	0,1	-3,4
E.D.	10,3	12,8	14,4	15,2	15,1	14,2	12,5	9,9	6,5	2,2
E.D.	9,1	10,6	11,6	12,0	11,8	11,1	9,7	7,8	5,3	2,2
E.W.	5,5	6,9	7,7	8,0	7,8	7,0	5,6	3,8	1,4	-1,6
H.K.	14,0	13,9	13,6	12,9	11,9	10,5	8,9	6,9	4,6	2,0
H.H.	9,3	11,3	12,5	12,8	12,3	10,9	8,6	5,5	1,5	-3,4
H.Ko.	3,2	3,6	3,6	3,1	2,3	1,1	-0,5	-2,5	-4,9	-7,7
I.B.	6,0	7,4	7,9	7,7	6,7	4,9	2,4	-1,0	-5,1	-10,0
J.R.	1,0	2,6	3,4	3,6	3,1	1,9	0,0	-2,5	-5,8	-9,7
R.B.	9,9	8,3	6,7	5,2	3,6	2,0	0,4	-1,2	-2,9	-4,5
R.Ba.	5,3	6,1	6,5	6,6	6,3	5,6	4,5	3,0	1,2	-1,1
S.G.	11,7	10,9	10,0	8,9	7,7	6,4	4,9	3,3	1,6	-0,3
S.G.	7,1	7,0	6,7	6,1	5,3	4,2	2,8	1,2	-0,7	-2,9
W.W	3,2	3,1	2,7	2,0	1,0	-0,3	-1,8	-3,6	-5,7	-8,1
R.B.	3,2	5,2	6,5	7,0	6,8	5,9	4,2	1,8	-1,4	-5,3

Tab.2.7: Interpolation: Mobile-Bearing-Gruppe, Liegendversuch, Extension des Beins

Patient	Mobile	Bearing	Liegend	Flexion						
Knie-beuge-winkel	0 Grad	10 Grad	20 Grad	30 Grad	40 Grad	50 Grad	60 Grad	70 Grad	80 Grad	90 Grad
C.B.	2,1	2,6	2,5	1,9	0,7	-1,0	-3,2	-6,0	-9,4	-13,2
E.S.	7,6	7,1	6,5	5,6	4,5	3,2	1,6	-0,1	-2,1	-4,3
E.D.	9,4	10,6	11,5	11,9	11,8	11,4	10,5	9,2	7,5	5,4
E.D.wdh	9,9	10,4	10,4	10,1	9,4	8,4	7,0	5,2	3,1	0,7
E.W.	5,8	7,0	7,6	7,7	7,3	6,3	4,8	2,7	0,1	-3,0
H.K.	13,9	13,8	13,3	12,5	11,4	10,0	8,3	6,3	4,0	1,5
H.H.	8,9	9,0	8,8	8,3	7,5	6,4	5,1	3,5	1,6	-0,6
H.Ko.	3,1	3,8	4,0	3,5	2,4	0,6	-1,7	-4,7	-8,2	-12,4
I.B.	6,4	6,3	5,8	4,9	3,7	2,0	0,0	-2,4	-5,1	-8,3
J.R.	1,7	2,2	2,3	2,0	1,4	0,3	-1,1	-2,9	-5,1	-7,6
R.B.	9,0	7,5	6,1	4,6	3,2	1,7	0,3	-1,2	-2,6	-4,0
R.B.	5,3	6,5	7,3	7,4	7,0	6,0	4,5	2,4	-0,3	-3,5
S.G.	12,4	10,5	8,7	7,1	5,6	4,3	3,2	2,2	1,4	0,8
S.Ge.	7,0	6,0	4,9	3,8	2,7	1,5	0,4	-0,8	-1,9	-3,2
W.W.	3,5	3,0	2,4	1,6	0,7	-0,5	-1,8	-3,3	-5,0	-6,9
R.B.	3,6	5,1	6,0	6,3	6,0	5,1	3,6	1,5	-1,2	-4,5

Tab. 2.8: Interpolation: Mobile-Bearing-Gruppe, Liegendversuch, Flexion des Beins

Patient	Gesund	Treppe	Extension							
Knie-beuge-winkel	0 Grad	10 Grad	20 Grad	30 Grad	40 Grad	50 Grad	60 Grad	70 Grad	80 Grad	90 Grad
A.H.	4,3	5,8	6,8	7,2	7,1	6,4	5,1	3,3	0,9	-2,0
B.H,	14,3	14,4	13,8	12,5	10,5	7,7	4,3	0,2	-4,6	-10,1
C.B.	9,2	9,2	8,8	8,0	6,7	5,0	2,8	0,2	-2,8	-6,3
E.S.	8,9	8,7	8,3	7,6	6,6	5,3	3,7	1,9	-0,3	-2,7
E.W.	22,0	18,4	15,0	11,9	9,0	6,3	3,9	1,7	-0,2	-1,9
G.R.	8,9	10,8	11,8	11,7	10,7	8,6	5,5	1,5	-3,6	-9,6
H.B.	6,3	6,7	6,4	5,6	4,3	2,4	-0,1	-3,2	-6,8	-10,9
H.H.	9,3	10,6	11,1	10,8	9,6	7,6	4,8	1,1	-3,4	-8,8
I.B	26,8	25,1	23,1	20,6	17,7	14,4	10,6	6,5	1,9	-3,1
J.H.	8,1	8,0	7,4	6,5	5,2	3,5	1,4	-1,1	-4,1	-7,4
J.R.	3,6	2,8	2,0	1,2	0,4	-0,4	-1,3	-2,1	-2,9	-3,8
L.M.	5,8	6,1	6,1	5,8	5,2	4,4	3,2	1,8	0,1	-1,8
R,S.	2,1	1,9	1,6	1,1	0,5	-0,3	-1,3	-2,4	-3,7	-5,2
R.B.	8,7	8,9	8,6	7,8	6,5	4,7	2,3	-0,5	-3,9	-7,8
S.G.	9,6	8,9	7,9	6,7	5,2	3,5	1,5	-0,6	-3,1	-5,7
W.W.	4,5	3,5	2,6	1,5	0,5	-0,5	-1,6	-2,7	-3,8	-4,9
R.B.	33,9	30,8	27,8	24,9	22,1	19,4	16,8	14,3	11,9	9,6

Tab.2.9: Interpolation: Gruppe „Natürliches Knie“, Treppenversuch, Extension des Beins

Patient	Gesund	Treppe	Flexion							
Knie-beuge-winkel	0 Grad	10 Grad	20 Grad	30 Grad	40 Grad	50 Grad	60 Grad	70 Grad	80 Grad	90 Grad
A.H.	3,6	5,5	6,8	7,3	7,0	6,1	4,4	2,1	-1,0	-4,8
B.H.	14,9	14,0	12,7	11,2	9,4	7,2	4,7	1,9	-1,3	-4,7
C.B.	9,3	9,0	8,4	7,4	6,0	4,3	2,2	-0,3	-3,1	-6,3
E.S.	8,2	7,7	7,1	6,3	5,5	4,5	3,4	2,1	0,8	-0,7
E.W.	18,6	16,6	14,5	12,4	10,1	7,8	5,4	2,9	0,4	-2,3
G.R.	2,5	7,2	10,5	12,3	12,7	11,7	9,2	5,3	-0,1	-6,9
H.B.	6,6	6,6	6,1	5,2	3,9	2,1	-0,1	-2,6	-5,6	-9,1
H.H.	7,2	9,6	11,0	11,4	10,7	9,1	6,5	2,9	-1,7	-7,4
I.B.	25,6	24,9	23,6	21,8	19,4	16,6	13,2	9,3	4,9	0,0
J.H.	7,3	7,2	6,7	5,8	4,3	2,4	0,1	-2,7	-6,0	-9,7
J.R.	3,4	2,6	1,9	1,2	0,5	-0,1	-0,7	-1,3	-1,8	-2,2
L.M.	5,4	7,3	8,5	9,0	8,8	7,9	6,4	4,2	1,3	-2,3
R.S.	0,8	1,1	1,2	0,9	0,5	-0,3	-1,3	-2,6	-4,1	-5,9
R.B.	0,9	3,9	6,0	7,1	7,2	6,4	4,7	2,1	-1,5	-6,1
W.W.	3,6	3,3	2,8	2,0	0,9	-0,5	-2,0	-3,9	-6,0	-8,4

Tab. 2.10: Interpolation: Gruppe „Natürliches Knie“, Treppenversuch, Flexion des Beins

Patient	Gesund	Liegend	Extension							
Knie-beuge-winkel	0 Grad	10 Grad	20 Grad	30 Grad	40 Grad	50 Grad	60 Grad	70 Grad	80 Grad	90 Grad
A.H.	11,4	11,9	11,9	11,3	10,2	8,5	6,3	3,6	0,3	-3,5
B.H.	14,0	14,9	14,7	13,5	11,3	8,0	3,7	-1,7	-8,1	-15,6
C.B.	13,7	12,3	10,8	9,1	7,4	5,5	3,6	1,4	-0,8	-3,1
E.S.	8,2	8,5	8,4	8,0	7,1	5,8	4,2	2,1	-0,4	-3,2
E.W.	14,4	14,2	13,7	12,7	11,2	9,4	7,2	4,5	1,4	-2,1
G.R.	11,6	12,1	12,0	11,3	10,1	8,3	5,9	2,9	-0,7	-4,8
H.B.	7,4	7,5	7,2	6,5	5,4	3,9	2,0	-0,3	-3,0	-6,1
H.H.	13,1	12,1	11,0	9,6	8,0	6,1	4,1	1,8	-0,6	-3,4
I.B.	18,5	17,4	16,1	14,4	12,6	10,5	8,1	5,4	2,5	-0,7
J.R.	7,9	8,1	8,0	7,5	6,7	5,5	3,9	2,0	-0,3	-3,0
L.M.	4,6	4,5	4,1	3,5	2,5	1,1	-0,5	-2,5	-4,8	-7,4
M.H.	3,2	4,6	5,4	5,7	5,4	4,6	3,2	1,2	-1,3	-4,4
R.S.	1,3	0,9	0,4	-0,2	-0,9	-1,7	-2,5	-3,5	-4,6	-5,8
R.B.	5,9	7,3	7,9	7,6	6,5	4,4	1,6	-2,1	-6,7	-12,2
S.G.	9,1	9,0	8,6	7,7	6,6	5,0	3,0	0,7	-2,0	-5,1
W.W.	4,6	4,1	3,5	2,8	1,9	0,9	-0,3	-1,5	-3,0	-4,5
R.B.	20,7	22,2	22,9	22,6	21,4	19,3	16,2	12,2	7,4	1,6

Tab. 2.11: Interpolation: Gruppe „Natürliches Knie“, Liegendversuch, Extension des Beins

Patient	Gesund	Liegend	Flexion							
Knie-beuge-winkel	0 Grad	10 Grad	20 Grad	30 Grad	40 Grad	50 Grad	60 Grad	70 Grad	80 Grad	90 Grad
A.H	11,5	12,0	12,0	11,5	10,4	8,8	6,7	4,0	0,7	-3,0
B.H.	14,4	13,6	12,4	10,6	8,4	5,8	2,6	-1,1	-5,2	-9,8
C.B	13,8	12,5	10,9	9,2	7,3	5,2	2,9	0,5	-2,1	-5,0
E.S	8,8	8,7	8,2	7,4	6,2	4,6	2,7	0,4	-2,2	-5,2
E.W.	13,5	13,7	13,2	11,9	9,9	7,1	3,5	-0,8	-5,9	-11,7
G.R.	11,8	11,8	11,3	10,3	8,8	6,8	4,3	1,3	-2,2	-6,2
H.B.	6,3	6,4	6,2	5,4	4,3	2,8	0,8	-1,6	-4,4	-7,6
H.H.	12,6	11,9	10,8	9,4	7,8	5,8	3,5	1,0	-1,9	-5,0
I.B.	18,9	17,3	15,4	13,5	11,3	9,0	6,4	3,7	0,9	-2,2
J.R.	7,4	6,7	5,9	4,9	3,7	2,4	0,8	-0,9	-2,8	-4,9
L.M.	4,5	4,4	4,1	3,4	2,5	1,3	-0,2	-1,9	-4,0	-6,3
M.H.	4,6	5,0	5,1	4,9	4,3	3,5	2,3	0,8	-1,0	-3,2
R.S.	1,1	0,8	0,3	-0,3	-0,9	-1,7	-2,6	-3,6	-4,6	-5,8
R.B.	6,5	7,2	7,2	6,8	5,7	4,1	2,0	-0,7	-4,0	-7,8
S.G.	8,9	8,8	8,3	7,3	5,9	4,1	1,9	-0,7	-3,8	-7,2
W.W.	4,1	4,0	3,7	3,2	2,4	1,4	0,2	-1,2	-2,8	-4,7
R.B.	22,8	23,2	22,8	21,8	20,0	17,6	14,4	10,6	6,0	0,8

Tab. 2.12: Interpolation: Gruppe „Natürliches Knie“, Liegendversuch, Flexion des Beins

Die rot markierten Winkelwerte stellen extrapolierte Werte dar, weil der Patient in diesen Fällen die volle Streckung oder Beugung im Bewegungsablauf nicht erreichte.

Im Folgenden wird die genaue mathematische Methode dieses Verfahrens anhand der linearen Regression detailliert erläutert:

2.2.1 Regressionsfunktionen und Polynom 2. Grades [48, 78, 102]

2.2.2 Ableitung der linearen Form

Die Regression gibt eine empirisch aufzufindende Gesetzmäßigkeit zwischen einer (abhängigen) Zufallsvariablen y und gewissen anderen (Mess)größen, insbesondere einer oder mehreren (unabhängigen) Zufallsvariablen x an. Je nachdem, ob für die Beschreibung des physikalischen Problems (Messvorgangs) nur eine (unabhängige) Zufallsvariable x oder mehrere Zufallsvariablen x_1, x_2, ..., x_n erforderlich sind, unterscheidet man zwischen einfachen und multiplen Regressionsfunktionen. Es ist von Bedeutung, ob die Regression eine lineare oder eine nichtlineare Form aufweist. Das Auffinden einer solchen Gesetzmäßigkeit soll im Folgenden an Hand der fünf gebräuchlichsten Regressionsfunktionen aufgezeigt werden. Dabei ist nur die erste der fünf Funktionen von Hause aus linear. Die Funktionen 2. bis 5. zeichnen sich allerdings dadurch aus, dass sie durch eine einfache Substitution ebenfalls in eine linearisierte Form überführt werden können. Abschließend wird mit der Funktion 6. als weitere Alternative zusätzlich zu den Regressionsfunktionen das Polynom 2. Grades angeführt, mit dem oft eine optimale Approximation von diskreten Messwerten an einen bestimmten Kurvenverlauf gelingt.

1. **einfache lineare Regression :**

$y = a + b \cdot x$

2. **exponentielle Regression :**

$y = a \cdot e^{b x}$ oder :

$\ln y = \ln a + b \cdot x \cdot \ln e$; Substitution : $Y = \ln y$; $A = \ln a$; $\ln e = 1$

$y = A + b \cdot x$ (linearisierte Form)

3. logarithmische Regression

$y = a + b \cdot \ln x$; Substitution ; $X = \ln x$

$y = a + b \cdot X$ (linearisierte Form)

4. Potenzregression :

$y = a \cdot x^b$ oder :

$\ln y = \ln a + b \cdot \ln x$; Substitution : $Y = \ln y$; $A = \ln a$; $X = \ln x$

$Y = A + b \cdot X$ (linearisierte Form)

5. Inverse Regression :

$y = a + b/x$; Substitution : $1/x = X$

$y = a + b \cdot X$ (linearisierte Form)

6. Polynom 2. Grades **(quadratisches Polynom)**

$y = A \cdot x^2 + B \cdot x + C$

Die folgenden Überlegungen sollen an Hand der einfachen linearen Regression angestellt werden, weil diese für physikalische Messvorgänge, deren Funktionsverlauf in einem zweidimensionalen kartesischen Koordinatensystem veranschaulicht werden kann, von größerer Bedeutung ist.

Die lineare Regression nimmt unter den angegebenen Regressionsfunktionen eine Sonderstellung ein, da sie auf die Bestimmung einer ausgleichenden Gerade hinaus läuft, während die Lösung der Regressionsgleichungen 2. bis 5. und insbesondere die Polynomregression andere Funktionskurven beinhaltet. Dabei können die nachfolgend abgeleiteten Formeln jedoch analog auf die Re-

gressionsfunktionen 2. bis 5. übertragen werden, wenn diese in ihrer der linearisierten Form betrachtet werden.

Die fehlerfreien Messwerte x_i werden zusammen mit den fehlerbehafteten Messwerten y_i in einem kartesischen Koordinatensystem aufgetragen (Abb. 2.15). Aufgabe der linearen Regression ist es, eine Gerade der Form zu finden, für welche die Quadratsumme der Verbesserungsgleichungen minimal wird. Die Verbesserungen v_i stellen die rechtwinkligen Abstände von der ausgleichenden Geraden dar.
Die Gleichung der ausgleichenden Gerade (Regressionsgleichung) lautet:

$y = a + b \cdot x$ (1) ; wobei $b = \tan \varphi$ = Steigung der Geraden und a = Achsenabschnitt sind.

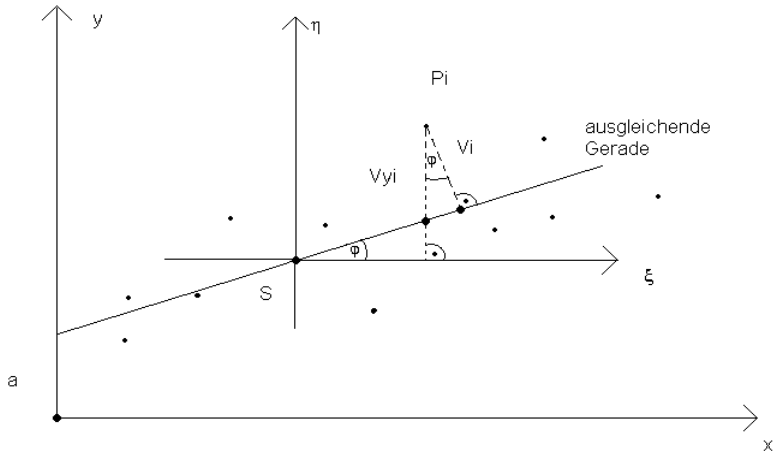


Abb. 2.15: Lineare Regression

(Die weitere Formelentwicklung dieses Regressionsmodells ist im Detail in der Anlage aufgeführt.)

3. Ergebnisse

3.1 Fluoroskopische Ergebnisse

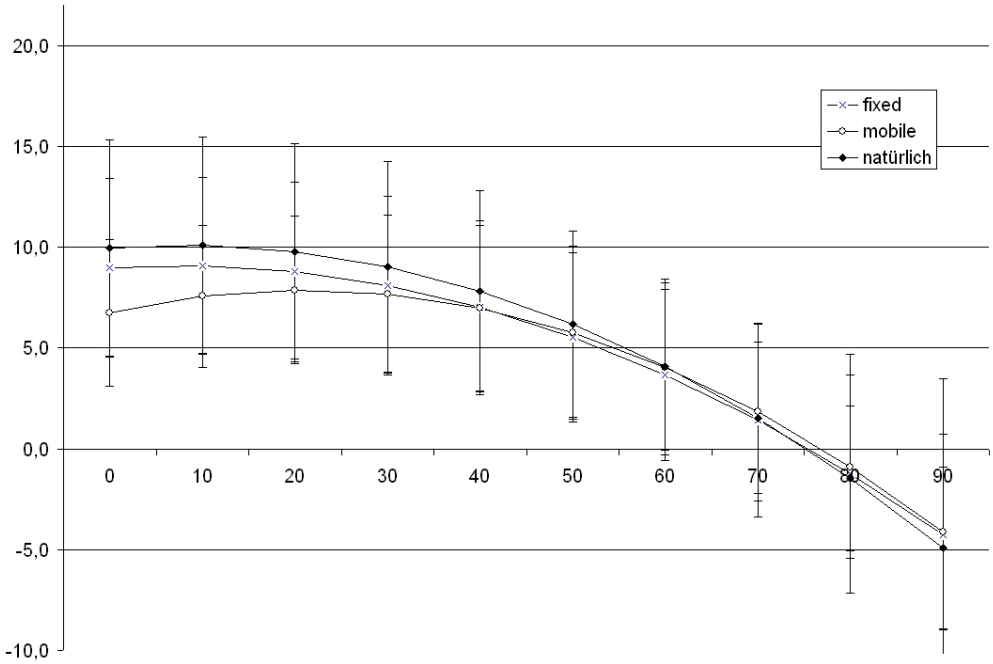


Abb. 3.1: Grafische Darstellung des Patellasehnenwinkels (y-Achse in [°]) in Relation zum Knieflexionswinkel (x-Achse in [°]) bei der unbelasteten Extension im Liegen

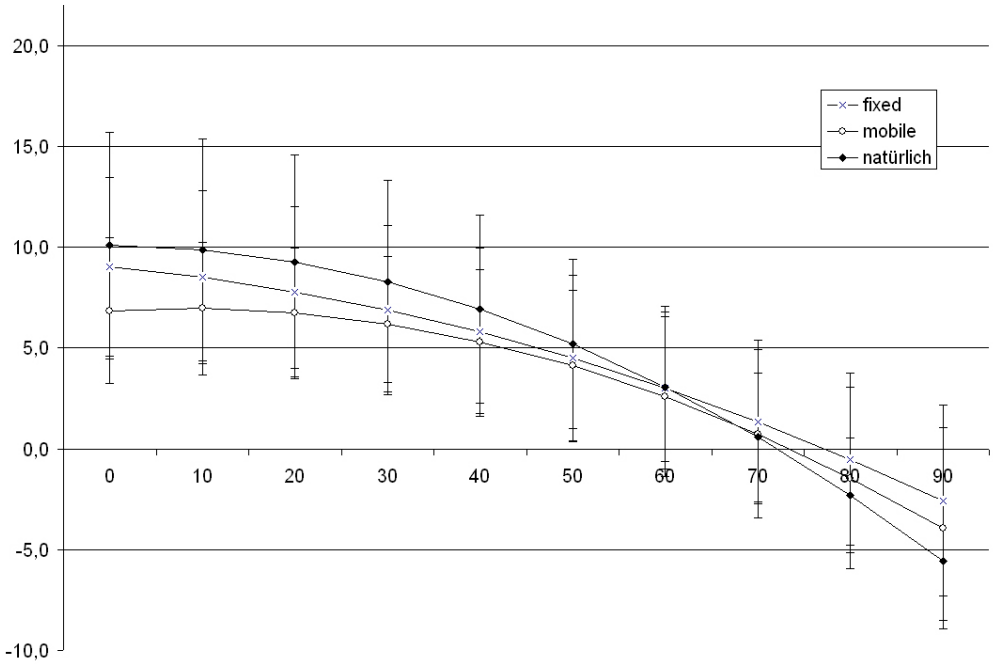


Abb. 3.2: Grafische Darstellung des Patellasehnenwinkels (y-Achse in [°]) in Relation zum Knieflexionswinkel (x-Achse in [°]) bei der unbelasteten Flexion im Liegen

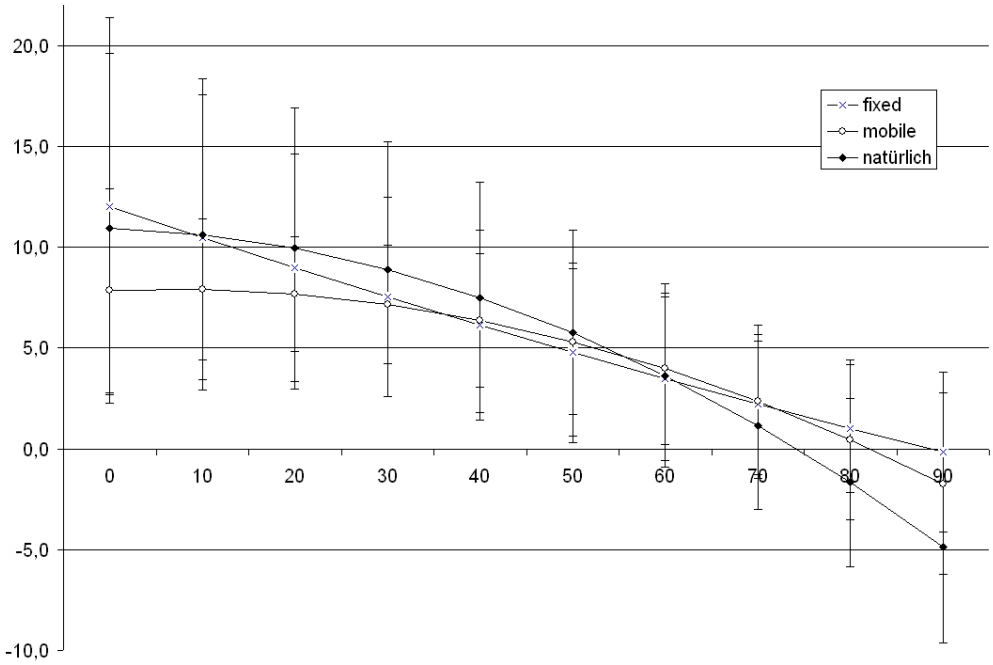


Abb. 3.3: Grafische Darstellung des Patellasehnenwinkels (y-Achse in [°]) in Relation zum Knieflexionswinkel (x-Achse in [°]) bei der belasteten Extension beim Trepp-auf-Steigen

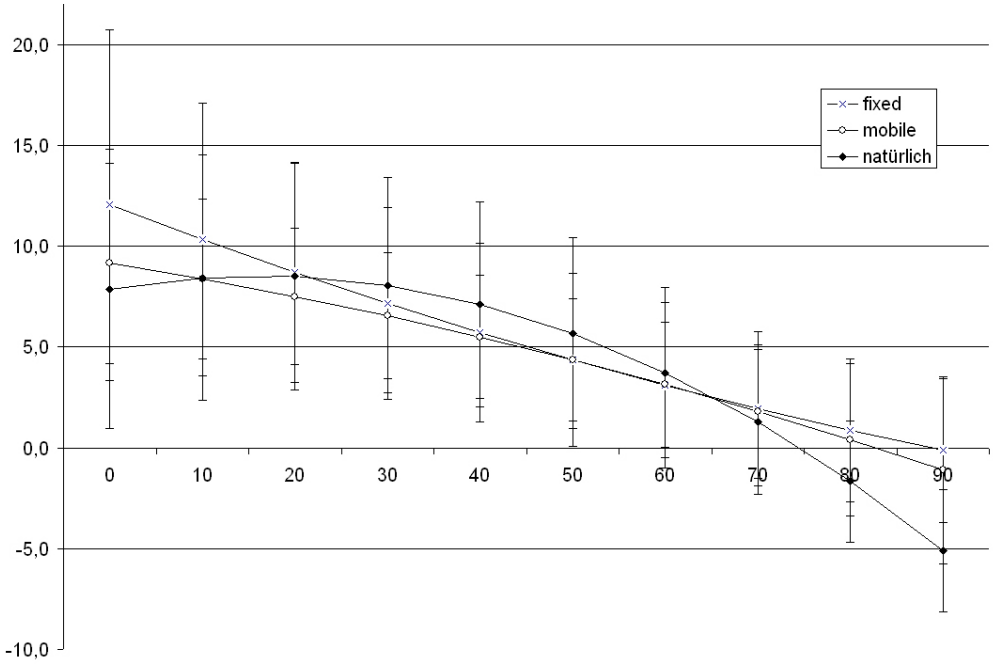


Abb. 3.4: Grafische Darstellung des Patellasehnenwinkels (y-Achse in [°]) in Relation zum Knieflexionswinkel (x-Achse in [°]) bei der belasteten Flexion beim Trepp-ab-Steigen

	unbelastete Extension	unbelastete Flexion	belastete Extension	belastete Flexion
„fixed-bearing“	12,8 ± 8,9	11,2 ± 7,0	14,7 ± 8,7	14,4 ± 7,8
„mobile-bearing“	11,1 ± 6,3	10,3 ± 6,1	9,8 ± 5,1	10,2 ± 5,2
natürliche Kniegelenke	11,6 ± 8,7	10,8 ± 8,4	14,2 ± 12,1	12,6 ± 8,5

Tab. 3.1: Kinematische Indizes der einzelnen Gruppen bei allen Bewegungen

	unbelastete Extension	unbelastete Flexion	belastete Extension	belastete Flexion
„fixed-bearing“ vs. „mobile-bearing“	p = 0,509	p = 0,670	p = 0,040	p = 0,058
„fixed-bearing“ vs. natürliche Kniegelenke	p = 0,683	p = 0,872	p = 0,891	p = 0,532
„mobile-bearing“ vs. natürliche Kniegelenke	p = 0,857	p = 0,841	p = 0,183	p = 0,344

Tab. 3.2: Statistischer Vergleich der kinematischen Indizes

Die Abbildungen 3.1 bis 3.4 zeigen die Verläufe des Patellasehnenwinkels in Relation zum Kniebeugewinkel. Die ebenfalls dargestellten Standardabweichungen geben bereits einen ersten Hinweis darauf, dass die abgebildeten Bewegungen einer erheblichen interindividuellen Streubreite unterliegen. Die statistischen Mittelwertvergleiche der Patellasehnenwinkel bei vollen 10° Kniebeugung konnten keine Unterschiede zwischen den einzelnen Gruppen, „fixed-bearing“, „mobile-bearing“ und natürliches Kniegelenk, zeigen (Abb. 3.1 bis 3.4).

Die kinematischen Indizes sind gruppenweise zusammengefasst und für die Einzelbewegungen getrennt in Tabelle 3.1 dargestellt. Hier fällt in den Gruppen der natürlichen und „fixed-bearing“- Kniegelenke auf, dass die kinematischen

Indizes für die belasteten Bewegungen größer sind als die der unbelasteten Bewegungen. In der Gruppe der „mobile-bearing“-Kniegelenke sind die kinematischen Indizes bei allen Bewegungen etwa gleich groß.

Tabelle 3.2 zeigt die p-Werte der Mittelwertvergleiche der kinematischen Indizes. Neben einigen auffälligen Trends, „fixed-bearing“ versus „mobile-bearing“ in der belasteten Flexion (p=0,058) und „mobile-bearing“ versus „natürliche Kniegelenke“ in der belasteten Extension (p=0,183), zeigt sich lediglich in der belasteten Extension zwischen den „fixed-bearing“- und den „mobile-bearing“-Kniegelenken ein statistisch signifikanter Unterschied (p=0,040). Dies bedeutet, dass die Kniegelenke, die mit „mobile-bearing“-Knietotalendoprothesen versorgt wurden, über den gesamten Bewegungsumfang während der belasteten Extension weniger interindividuelle Abweichungen zeigten als die Gruppe der „fixed-bearing“-Knietotalendoprothesen.

Bei der visuellen, rein deskriptiven, qualitativen Analyse der Einzelkurven muss beachtet werden, dass die Werte von 0-10° und 80-90° Knieflexion in den mit Prothesen versorgten Gruppen aufgrund der oftmals fehlenden Messwerte vermehrt im Extrapolationsbereich der oben beschrieben polynomischen Regression liegen. Diese Werte sollten daher bei der visuellen, qualitativen Analyse außer Acht gelassen werden.

In den unbelasteten Bewegungen zeigen sich zwischen der Extension und der Flexion keine wesentlichen Unterschiede (Abb. 3.1 und 3.2) für die Verläufe der Patellasehnenwinkel. Da der Patellasehnenwinkel ein Maß für die relative tibiofemorale Bewegung in der medianen Sagittalebene ist, können hieraus Rückschlüsse auf das Gleit- und Rollverhalten des Femurs auf der Tibia gezogen werden. Es zeigt sich in der Gruppe der natürlichen Kniegelenke ein bogenförmiger Verlauf der Patellasehnenwinkel, der bei ca. 10° bei voller Extension beginnt, mit zunehmender Flexion nicht-linear abnimmt, bei ca. 75° Flexion einen Nulldurchgang aufweist und bei ca. 90° Flexion -5° beträgt. Hiervon weichen die beiden Gruppen der prothesenversorgten Kniegelenke dahingehend ab, dass sie im mittleren Flexionsbereich und in Extensionsnähe kleinere Winkel aufweisen, d.h. dass das Femur in Relation zur Tibia weiter dorsal steht. Dieses Verhalten zeigt vor allen Dingen die Gruppe der „mobile-bearings“ (Abb. 3.1 und 3.2). Mit zunehmender Beugung gleichen sich die Kurven zusehends an.

Die belasteten Bewegungen zeigen hier stärkere Abweichungen sowohl von den unbelasteteten Bewegungen als auch die prothesenversorgten Kniegelenke von den natürlichen Gelenken (Abb. 3.3 und 3.4). Im direkten Vergleich der unbelasteten und belasteten Extension (Abb. 3.1 und Abb. 3.3) zeigen die natürlichen Kniegelenke keine wesentlichen Unterschiede. Es zeigt sich in der Gruppe der natürlichen Kniegelenke wiederum ein bogenförmiger Verlauf der Patellasehnenwinkel, der bei ca. 10° bei voller Extension beginnt, mit zunehmender Flexion nicht-linear abnimmt, bei ca. 75° Flexion einen Nulldurchgang aufweist und bei ca. 90° Flexion -5° beträgt. Bei beiden Bewegungen, insbesondere aber bei der belasteten Flexion zeigen die prothesenversorgten Kniegelenke nicht mehr den typischen bogenförmigen Verlauf der Patellasehnenwinkelkurve, sondern einen mehr linearen Verlauf, der in Extensionsnähe einen größeren Winkel als die natürlichen Gelenke aufweist und bei zunehmender Flexion keinen Nulldurchgang zeigt. Dies bedeutet, dass das Femur unter Belastung auf der Tibia in Extensionsnähe stärker nach ventral gleitet und kein natürlich ausgeprägtes „Roll-back“ mit zunehmender Flexion vorhanden ist. In der belasteten Extension (Abb. 3.3) scheint die „mobile-bearing“-Gruppe in Extensionsnähe einen nahezu physiologischen Kurvenverlauf zu zeigen. Dies wird auch dadurch gestützt, dass der statistische Vergleich der kinematischen Indizes für diese Bewegung einen signifikanten Unterschied fand (Tab. 3.1 und 3.2). Hierbei ist aber zu beachten, dass, wie oben erwähnt, durch teilweise fehlende volle Extension der Patienten bei diesen Übungen in diesem Bereich vermehrt extrapolierte Werte zugrunde liegen.

4. Diskussion

4.1 Diskussion der fluoroskopischen Studie

In der vorliegenden Studie waren die Ergebnisse der fluoroskopischen Untersuchungen von großen Standardabweichungen geprägt. So zeigten die statistischen Vergleiche zwischen den Gruppen zu einem festen Knieflexionswinkel keine signifikanten Unterschiede. Der kinematische Index, der als Maß für die Streuung der Einzelmesswerte in Bezug auf den jeweiligen Gruppenmittelwert über den gesamten Bewegungsablauf dient, unterschied jedoch bei den belasteten Bewegungen zwischen der „mobile-bearing“- und der „fixed-bearing“-

Gruppe. Dies bedeutet, dass die Gruppe der „mobile-bearing“-Kniegelenke über den gesamten Bewegungsablauf weniger interindividuelle Abweichungen zeigte als die Gruppe der „fixed-bearing“-Kniegelenke. In der qualitativen Analyse unterschieden sich die Bewegungsmuster der prothetisch versorgten Kniegelenke bei den unbelasteten Bewegungen nicht von den natürlichen Gelenken, aber bei den belasteten Bewegungen zeigten die beiden Prothesengruppen einen weniger bogenförmigen und mehr linearen Kurvenverlauf. Dies bedeutet, dass das Femur unter Belastung auf der Tibia in Extensionsnähe stärker nach ventral gleitet und ein vermindertes „roll-back“ mit zunehmender Flexion aufweist.
Diese Ergebnisse decken sich zu einem großen Teil mit den in der Literatur gefundenen Angaben.
Der *tibio-femorale Kontaktpunkt* bei Knietotalendoprothesen mit festen Polyethylengleitlagern wurde bereits in zahlreichen Studien analysiert [10, 11, 12, 24, 25, 26, 35, 36, 64, 77, 86, 88, 95, 96]. In einer Zusammenschau von mehr als 70 individuellen Studien, die in ihrem Institut durchgeführt wurden, mit 811 analysierten Kniegelenken zeigten Dennis et al., dass ein paradoxes Vorwärtsgleiten des Femurs mit zunehmender Beugung vornehmlich in HKB-erhaltenden Prothesen beobachtet werden konnte [26]. Hier zeigte sich kein Unterschied zwischen „fixed-„ und „mobile-bearing“- Knietotalendoprothesen. Alle untersuchten Prothesen zeigten eine ausgeprägte Variabilität in den Bewegungsmustern, wenngleich die posterior stabilisierten Prothesen in der tiefen Beugung und die mobilen Gleitlager während des Ganges die geringsten Streubreiten aufwiesen. Bei Verwendung der gleichen Prothesen führten Nozaki et al. die gefundenen Unterschiede in der Kinematik auf unterschiedliche Operationstechniken und Bandspannungen zurück [64].
Die fluoroskopische Untersuchung von Kniegelenken direkt vor der Explantation des PE-Inlays zeigte, dass die posteriore Position des tibio-femoralen Kontaktpunktes mit der Stelle des größten Abriebs übereinstimmt [35].
Im direkten *Vergleich von HKB-erhaltenden und posterior stabilisierten Prothesen* zeigen die posterior stabilisierten eine reproduzierbareres Verhalten als die kreuzbanderhaltenden Prothesen [11, 24, 26, 77, 95, 96]. In der Gruppe der kreuzbanderhaltenden zeigt sich deutlich häufiger ein paradoxes Vorwärtsgleiten des tibio-femoralen Kontaktpunktes. In einer prospektiven, randomisierten Untersuchung fanden Victor et al. ebenfalls die beschriebenen Unterschiede in

der Kinematik, wenngleich diese Patienten keinerlei Unterschiede in den klinischen Ergebnissen aufwiesen [95].

Neben der geänderten Position des tibio-femoralen Kontaktes zeigte sich auch ein *Abheben des lateralen oder seltener des medialen Kondylus* vom Polyethylengleitlager während der Standphase unter Gewichtsbelastung und eine unnatürliche *Rotationsbewegung im Kniegelenk* [27, 72, 86, 96]. Wasielewski et al. konnten zeigen, dass bei intraoperativ ausgeglichener Bandspannung im medialen und lateralen Kompartment auch das postoperativ per Fluoroskopie gemessene Abheben eines Kondylus in der Belastungsphase minimiert werden kann [99]. In einer Zusammenschau von mehr als 90 individuellen Studien, die in ihrem Institut durchgeführt wurden, mit 1027 analysierten Kniegelenken zeigten Dennis et al., dass lediglich die beide Kreuzbänder erhaltenden Prothesen ein ähnliches Rotationsverhalten aufwiesen wie natürliche Gelenke [27]. Die Prothesen, welche das vorderen Kreuzband opferten, zeigten unabhängig vom Design eine verminderte Rotation, die zu einem großen Teil der physiologischen Rotation entgegengerichtet war. In einigen Prothesen zeigten sich aufgrund der erheblichen interindividuellen Streuung aber auch über das Normalmaß hinausgehende Rotationen. Hieraus folgerten die Autoren, dass in diesen Fällen durch Verwendung einer „mobile-bearing“-Prothese einem vermehrten Abrieb entgegengewirkt werden kann [26].

Fluoroskopische Untersuchungen von gesunden Kniegelenken, Kniegelenken mit fehlendem vorderen Kreuzband und Kniegelenksendoprothesen unter Erhalt beider Kreuzbänder betonen die *Bedeutung des Erhalts des vorderen Kreuzbandes* für die Kniegelenkskinematik [6, 26, 40, 49, 52, 85]. Der sehr selten durchgeführte totale Kniegelenksersatz unter Erhalt beider Kreuzbänder (z.B. Modell Hermes ACR oder Modell Ceraver, Osteal, oder Modell LCS meniscal bearing, DePuy) oder bikompartimentell implantierte Schlittenprothesen zeigten in der fluoroskopischen Untersuchung ein posteriores „roll-back“, welches ein Drehzentrum im medialen Kompartment aufwies. Dieses Bewegungsmuster der tibio-femoralen Kontaktpunkte gleicht damit denen gesunder Gelenke und unterscheidet sich deutlich von denen posterior stabilisierter oder HKB-erhaltender Prothesen [6, 26, 85].

Eine Reihe weiterer fluoroskopischer Studien beschäftigte sich mit der *tiefen Flexion*, welche insbesondere in arabischen oder asiatischen Kulturkreisen eine

wichtige Stellung einnimmt [3, 4, 5, 13, 14, 44]. Patienten, die nach totalem Kniegelenkersatz eine Flexion von mehr als 145° hatten, zeigten in der fluoroskopischen Analyse ebenfalls eine atypische Vorwärtsbewegung des Femurs auf der Tibia, erreichten aber aufgrund einer tibio-femoralen Entkoppelung und einer tibialen Innenrotation von ca. 9° eine tiefe Flexion [44]. Die Flexion des Kniegelenks kann durch eine Vergrößerung des posterioren tibialen „Slopes“ in linearer Abhängigkeit verbessert werden [14]. Ebenso kann durch eine Vergrößerung der Femurkondyle in anterio-posteriorer Richtung ein frühes knöchernes Anschlagen verhindert und die Flexion verbessert werden [13]. Aufgrund einer in der zunehmenden Flexion zu weit ventralen tibio-femoralen Kontaktfläche erreichten „mobile-bearing“-Prothesen eine schlechtere maximale Flexion als posterior stabilisierte „fixed-bearing“-Prothesen [5]. Aus diesen Erkenntnissen ergaben sich zum Teil schon Neuentwicklungen posterior stabilisierter Prothesen mit nach dorsalen abfallenden Tibiaplateaus [3, 4].

Zeitgleich mit der vorliegenden Arbeit wurden weitere Studien durchgeführt, welche die *Kniegelenksbewegung nach Knietotalendoprothesen mit mobilen Gleitlagern* untersuchten [5, 8, 10, 20, 26, 27, 29, 30, 53, 65, 72, 73, 82, 83, 84, 91, 101].

Die ursprünglich eingeführten „meniscal bearings“ (Modell LCS, DePuy), die eine Art beweglichen Meniskus für das mediale und laterale Kompartment darstellen, zeigten in der Durchleuchtung zwischen 0° und 40° Flexion ein posteriores „roll-back“ und zwischen 60° und 90° anteriores Gleiten [83, 84]. 50% der untersuchten „meniscal bearings“ zeigten allerdings überhaupt keine Bewegung, da sie durch Bindegewebe festgewachsen waren [83]. Die hohe tibiofemorale Konformität in Extensionsnähe wurde als Grund für den initialen „roll-back“ und als Vorteil gegenüber den „fixed-bearings“ interpretiert [83]. Im Gegensatz zu den „meniscal bearings“ zeigten die rotierenden Plattformen (Modell PFC Sigma rotating platform posterior stabilized, DePuy) auch nach 15 Monaten noch eine gute Beweglichkeit zwischen der Tibia und dem Gleitlager [53]. Andererseits zeigen „mobile-bearing“-Prothesen, die in Flexion keine volle Kongruenz zwischen PE und Femurkondylen aufweisen (Modell Interax ISA, Stryker), eine erhebliche Relativbewegung zwischen Femur und PE an der Oberfläche [30]. Auch die rotierenden Plattformen (Modell LCS rotating platform, DePuy) zeigten ein deutliches Abheben („lift-off“) entweder des medialen oder

häufiger des lateralen Kondylus vom tibialen Gleitlager [82]. Dieses Verhalten zeigten ebenfalls die auch in anterio-posteriorer Richtung frei beweglichen Gleitlager unter Erhalt des hinteren Kreuzbandes (Modell LCS ap glide, DePuy) [65]. Diese zeigten darüber hinaus noch ein vermehrtes Vorwärtsgleiten des tibio-femoralen Kontaktpunktes aufgrund des fehlenden vorderen Anschlages [65].

Im direkten Vergleich einer Vielzahl verschiedener Implantate, die eingeteilt wurden in die Gruppen posterior stabilisierte „fixed-bearing"-, HKB-erhaltende „fixed-bearing"- und „mobile-bearing"-Prothesen, zeigten die posterior stabilisierten Prothesen häufiger ein „roll-back" als die beiden anderen Gruppen [10]. 86% der „mobile-bearing"-Prothesen hatten ein unphysiologisches Drehzentrum im lateralen Kompartment [10, 29, 101].

Der direkte Vergleich von rotierenden Plattformen und ap-gleitenden und rotierenden Plattformen des selben Prothesentyps (Modelle LCS ap glide und rotating platform, DePuy) zeigte keine Unterschiede in den Bewegungsmustern, wenngleich die ap-gleitenden PE-Gleitlager eine größere Variabilität aufwiesen [91].

In der Literatur findet sich lediglich eine Studie, die direkt mit der vorliegenden vergleichbar ist, da sie sich ebenfalls auf die *Kinematik in der medianen Sagittal-ebene* konzentriert. Rees et al. benutzten die gleiche Methodik wie die vorliegende Studie und verglichen ebenfalls ein Implantat mit einem fixierten Polyethylengleitlager mit einem Implantat mit einem mobilen Gleitlager [73]. Hierzu untersuchten sie acht Patienten, die im Rahmen einer prospektiven, multizentrischen Studie beidseitig entweder mit einer HKB-erhaltenden „fixed-bearing"- (Modell AGC, Biomet) oder HKB-erhaltenden „mobile-bearing"-Prothese (Modell TMK, Biomet) versorgt worden waren [68]. Bei den untersuchten Bewegungen Extension gegen Erdanziehungskraft, Flexion gegen Erdanziehungskraft und Trepp-auf-Steigen zeigten sich bei beiden Prothesengruppen erhebliche Unterschiede zur Vergleichsgruppe im Schnitt 29-jähriger Probanden. Wie schon die bereits erwähnten Studienergebnisse mit anderen Methoden belegen, konnte auch diese Arbeitsgruppe eine erhebliche Streuungsbreite der gefundenen Messwerte und eine verminderte anterio-posteriore Translation feststellen. Der sog. kinematische Index, ein Maß für die Streuung der Einzelmesswerte in Bezug auf den jeweiligen Gruppenmittelwert über den gesamten Bewegungsab-

lauf, war in der Gruppe der „mobile-bearing“-Prothesen signifikant kleiner als in der Gruppe der „fixed-bearing“-Prothesen und näherte sich damit mehr den normalen Probanden an. Dieses Ergebnis deckt sich mit der vorliegenden Studie, in der ebenfalls die kinematischen Indizes für die belasteten Bewegungen eine konstantere Kinematik für die „mobile-bearing“-Prothesen zeigten (Tabellen 3.1 und 3.2). Eine Erklärung für die geringere Streubreite der Bewegung in der sagittalen Ebene kann die unterschiedliche Geometrie der Polyethyleninlays bieten. In beiden Studien waren die untersuchten „fixed-bearing“-Prothesen vom klassischen „round-on-flat“-Design mit sehr flachen PE-Gleitlagern, die keine Stabilität in der anterio-posterioren Richtung bieten. Die verwendeten „mobile-bearing“-Prothesen zeigen zumindest in Extensionsnähe eine volle Kongruenz zwischen PE-Gleitlager und Femurkondylen mit überhöhten ventralen und dorsalen Lippen. Trotz der zusätzlichen anterio-posterioren Bewegungsmöglichkeit zwischen Tibia und PE-Gleitlager, die oftmals durch Bindegewebe eingeschränkt wird [30, 83], bietet diese Konfiguration eine vergrößerte anterio-posteriore Stabilität.

Im Unterschied zur Arbeit von Rees et al. benutzte die vorliegende Arbeit ein altersentsprechendes Vergleichskollektiv für die Bestimmung der Normalwerte. Im direkten Vergleich der kinematischen Indizes der im Schnitt 29-jährigen Probandengruppen aus der Studie von Rees et al. und der im Schnitt 61-jährigen Probandengruppe aus der vorliegenden Studie (z.B. bei der belasteten Extension MW 3,8, SA 1,9, [73] versus MW 14,2, SA 12,1 (Tabelle 3.1)) zeigt sich mit hoher Wahrscheinlichkeit der Effekt der verschiedenen Altersgruppen. Aus ganganalytischen und propriozeptiven Studien ist bereits bekannt, dass sich bestimmte Parameter altersabhängig verändern [43, 45, 80]. Es ist anzunehmen, dass sich auch die mittels fluoroskopischer Untersuchungen festgestellten Bewegungsmuster in Abhängigkeit von durch das Alter oder degenerativen Veränderungen der Gelenke bedingten Muskelatrophien verändern. Der Vergleich mit einer jungen und gesunden Vergleichsgruppe kann daher nicht als ideal gelten.

Die vorliegende fluoroskopische Untersuchung der Kniegelenkskinematik nach endoprothetischem Gelenkersatz weist naturgemäß *methodologische Einschränkungen* auf. Im Gegensatz zu den meisten der veröffentlichten Studien, die über eine computergestützte Mustererkennung eine dreidimensionale Ana-

lyse der Prothesenpositionen anhand eines zweidimensionalen Bildes erreichten, kann die vorliegende Studie lediglich die Kinematik in der sagittalen Ebene untersuchen. Die dreidimensionale Mustererkennung ist allerdings sehr viel aufwendiger und durch die notwendige Bereitstellung der CAD-Daten der Prothesen auf eine direkte Abhängigkeit von den Herstellerfirmen angewiesen. Daneben besteht eine nahezu monopolistische Dominanz von zwei privatwirtschaftlich geführten Forschungslabors in den Vereinigten Staaten von Amerika in der beschriebenen Literatur. Der etwas einfachere Versuchsaufbau der vorliegenden Studie ermöglichte daher eine Untersuchung unabhängig von der gewählten Prothese und ohne logistische und finanzielle Unterstützung einer Herstellerfirma und kann daher im Weiteren auch für den Vergleich von Prothesen verschiedener Hersteller herangezogen werden.

Die Wahl der nicht betroffenen Gegenseite als gesunde, altersentsprechende Vergleichsgruppe muss kritisch diskutiert werden. Aus verschiedenen Studien ist bekannt, dass eine Gonarthrose der einen Seite auch zu Veränderungen des Gangbilds, der Muskelkraft und der Propriozeption der Gegenseite führt [15, 16, 32, 33, 81]. Idealerweise würde die Vergleichsgruppe daher aus gesunden Probanden im gleichen Alter der Patienten ohne Erkrankungen des Bewegungsapparates bestehen. Dies war in der vorliegenden Studie nicht möglich, da die zusätzliche Strahlenbelastung sowohl von der zuständigen Ethikkommission als auch vom Bundesamt für Strahlenschutz kritisch gesehen wurde.

Zusammenfassend belegt die vorliegende fluoroskopische Studie die bereits aus der Literatur bekannte Einschränkung der anterio-posterioren Translation des Femurs gegenüber der Tibia und die ebenfalls aus der Literatur bekannte erhebliche interindividuelle Variabilität der Bewegungsmuster. Die Verwendung eines mobilen Gleitlagers beeinflusst das Bewegungsmuster nicht, kann aber die interindividuelle Variabilität signifikant reduzieren. Beide Prothesen waren nicht in der Lage, das Bewegungsmuster der altersentsprechenden Vergleichsgruppe wiederherzustellen. Die vorliegende Studie kann keine Aussagen über die Rotationsbewegungen von Femur und Tibia und ein eventuelles Abheben der Femurkondylen vom PE-Gleitlager machen.

4.2. Zusammenfassung und Schlussfolgerung

In der fluoroskopischen Studie der Kniegelenke bei be- und entlasteten Bewegungen in vivo zeigte sich eine große interindividuelle Variabilität. Die Kinematik der beiden Prothesen unterschied sich nicht. Anhand des kinematischen Index zeigte sich jedoch, dass die „mobile-bearing“-Kniegelenke über den gesamten Bewegungsablauf weniger interindividuelle Abweichungen zeigten als die „fixed-bearing“-Kniegelenke. Qualitativ unterschieden sich die Bewegungsmuster der prothetisch versorgten Kniegelenke bei den belasteten Bewegungen von den natürlichen Kniegelenken, indem das Femur unter Belastung auf der Tibia in Extensionsnähe stärker nach ventral glitt und ein vermindertes „roll-back“ mit zunehmender Flexion aufwies.

Die Studienhypothese, dass die Kniegelenke, die mit einem beweglichen PE-Gleitlager versorgt werden, eine veränderte, physiologischere Relativbewegung zwischen Femur und Tibia aufweisen als Kniegelenke, die mit einem fixierten PE-Gleitlager versorgt werden, wird damit verworfen. Diese Ergebnisse entsprechen denen der Literatur, in der insbesondere für HKB-erhaltende Prothesen eine große Variabilität der Bewegungsmuster, ein ventralerer tibiofemoraler Kontaktpunkt und ein paradoxes Vorwärtsgleiten mit zunehmender Flexion beschrieben werden [7]. Über die Rotationsbewegungen von Femur und Tibia und ein eventuelles Abheben der Femurkondylen vom PE-Gleitlager kann die vorliegende Studie aufgrund der Messmethode keine Aussagen treffen.

5. Literaturverzeichnis

1. Aglietti P, Baldini A, Buzzi R, Lup D, De Luca L (2005): Comparison of mobile-bearing and fixed-bearing total knee arthroplasty: a prospective randomized study. J Arthroplasty 20 (2): 145-153

2. Aigner C, Windhager R, Pechmann M, Rehak P, Engeleke K (2004): The influence of an anterior-posterior gliding mobile bearing on range of motion after total knee arthroplasty. A prospective, randomized, double-blinded study. J Bone Joint Surg Am 86-A (10): 2257-2262

3. Argenson JN, Komistek RD, Mahfouz M, Walker SA, Aubaniac JM, Dennis DA (2004): A high flexion total knee arthroplasty design replicates healthy knee motion. Clin Orthop Relat Res (428): 174-179

4. Argenson JN, Scuderi GR, Komistek RD, Scott WN, Kelly MA, Aubaniac JM (2005): In vivo kinematic evaluation and design considerations related to high flexion in total knee arthroplasty. J Biomech 38 (2): 277-284

5. Banks S, Bellemans J, Nozaki H, Whiteside LA, Harman M, Hodge WA (2003): Knee motions during maximum flexion in fixed and mobile-bearing arthroplasties. Clin Orthop Relat Res (410): 131-138

6. Banks SA, Fregly BJ, Boniforti F, Reinschmidt C, Romagnoli S (2005): Comparing in vivo kinematics of unicondylar and bi-unicondylar knee replacements. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc [epub ahead of print]

7. Banks SA, Harman MK, Bellemans J, Hodge WA (2003): Making sense of knee arthroplasty kinematics: news you can use. J Bone Joint Surg Am 85-A Suppl 4 64-72

8. Banks SA, Hodge WA (2004): 2003 Hap Paul Award Paper of the International Society for Technology in Arthroplasty. Design and activity dependence of kinematics in fixed and mobile-bearing knee arthroplasties. J Arthroplasty 19 (7): 809-816

9. Banks SA, Hodge WA (1996): Accurate measurement of three-dimensional knee replacement kinematics using single-plane fluoroscopy. IEEE Trans Biomed Eng 43 (6): 638-649.

10. Banks SA, Hodge WA (2004): Implant design affects knee arthroplasty kinematics during stair-stepping. Clin Orthop Relat Res (426): 187-193

11. Banks SA, Markovich GD, Hodge WA (1997): In vivo kinematics of cruciate-retaining and -substituting knee arthroplasties. J Arthroplasty 12 (3): 297-304.

12. Banks SA, Markovich GD, Hodge WA (1997): The mechanics of knee replacements during gait. In vivo fluoroscopic analysis of two designs. Am J Knee Surg 10 (4): 261-267

13. Bellemans J, Banks S, Victor J, Vandenneucker H, Moemans A (2002): Fluoroscopic analysis of the kinematics of deep flexion in total knee arthroplasty. Influence of posterior condylar offset. J Bone Joint Surg Br 84 (1): 50-53.

14. Bellemans J, Robijns F, Duerinckx J, Banks S, Vandenneucker H (2005): The influence of tibial slope on maximal flexion after total knee arthroplasty. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 13 (3): 193-196

15. Berman AT, Bosacco SJ, Israelite C (1991): Evaluation of total knee arthroplasty using isokinetic testing. Clin Orthop (271): 106-113

16. Berman AT, Zarro VJ, Bosacco SJ, Israelite C (1987): Quantitative gait analysis after unilateral or bilateral total knee replacement. J Bone Joint Surg Am 69 (9): 1340-1345

17. Bourne RB, Masonis J, Anthony M (2003): An analysis of rotating-platform total knee replacements. Clin Orthop Relat Res (410): 173-180

18. Buechel FF, Pappas MJ (1986): The New Jersey Low-Contact-Stress Knee Replacement System: biomechanical rationale and review of the first 123 cemented cases. Arch Orthop Trauma Surg 105 (4): 197-204

19. Callaghan JJ, Insall JN, Greenwald AS, Dennis DA, Komistek RD, Murray DW, Bourne RB, Rorabeck CH, Dorr LD (2001): Mobile-bearing knee replacement: concepts and results. Instr Course Lect 50 431-449

20. Catani F, Benedetti MG, De Felice R, Buzzi R, Giannini S, Aglietti P (2003): Mobile and fixed bearing total knee prosthesis functional comparison during stair climbing. Clin Biomech (Bristol, Avon) 18 (5): 410-418

21. Cheng CK, Huang CH, Liau JJ (2003): The influence of surgical malalignment on the contact pressures of fixed and mobile bearing knee prostheses--a biomechanical study. Clin Biomech (Bristol, Avon) 18 (3): 231-236

22. Chiu KY, Ng TP, Tang WM, Lam P (2001): Bilateral total knee arthroplasty: One mobile-bearing and one fixed-bearing. J Orthop Surg (Hong Kong) 9 (1): 45-50

23. Confalonieri N, Manzotti A, Pullen C (2004): Comparison of a mobile with a fixed tibial bearing unicompartimental knee prosthesis: a prospective randomized trial using a dedicated outcome score. Knee 11 (5): 357-362

24. Dennis DA, Komistek RD, Colwell CE, Jr., Ranawat CS, Scott RD, Thornhill TS, Lapp MA (1998): In vivo anteroposterior femorotibial translation of total knee arthroplasty: a multicenter analysis. Clin Orthop (356): 47-57.

25. Dennis DA, Komistek RD, Mahfouz MR (2003): In vivo fluoroscopic analysis of fixed-bearing total knee replacements. Clin Orthop Relat Res (410): 114-130

26. Dennis DA, Komistek RD, Mahfouz MR, Haas BD, Stiehl JB (2003): Multicenter determination of in vivo kinematics after total knee arthroplasty. Clin Orthop Relat Res (416): 37-57

27. Dennis DA, Komistek RD, Mahfouz MR, Walker SA, Tucker A (2004): A multicenter analysis of axial femorotibial rotation after total knee arthroplasty. Clin Orthop Relat Res (428): 180-189

28. Erggelet C, Steinwachs M (2001), Gelenkknorpeldefekte, Steinkopfverlag Darmstadt 167-181

29. Fantozzi S, Benedetti MG, Leardini A, Banks SA, Cappello A, Assirelli D, Catani F (2003): Fluoroscopic and gait analysis of the functional performance in stair ascent of two total knee replacement designs. Gait Posture 17 (3): 225-234

30. Fantozzi S, Leardini A, Banks SA, Marcacci M, Giannini S, Catani F (2004): Dynamic in-vivo tibio-femoral and bearing motions in mobile bearing knee arthroplasty. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 12 (2): 144-151

31. Fergusson CM (1987), The aetiology of osteoarthritis, Postgrad Med J 63, 439-445

32. Fuchs S, Floren M, Skwara A, Tibesku CO (2002): Quantitative gait analysis in unconstrained total knee arthroplasty patients. Int J Rehabil Res 25 (1): 65-70

33. Fuchs S, Tibesku CO, Floren M, Thorwesten L (2000): Interdependence of clinical and isokinetic results after bicondylar knee prostheses with special emphasis on quality of life results. Int Orthop 24 (5): 268-271

34. Goodfellow J, O'Connor J (1978): The mechanics of the knee and prosthesis design. J Bone Joint Surg Br 60-B (3): 358-369

35. Harman MK, Banks SA, Hodge WA (2001): Polyethylene damage and knee kinematics after total knee arthroplasty. Clin Orthop (392): 383-393.

36. Hoff WA, Komistek RD, Dennis DA, Gabriel SM, Walker SA (1998): Three-dimensional determination of femoral-tibial contact positions under in vivo conditions using fluoroscopy. Clin Biomech (Bristol, Avon) 13 (7): 455-472.

37. Huang CH, Ho FY, Ma HM, Yang CT, Liau JJ, Kao HC, Young TH, Cheng CK (2002): Particle size and morphology of UHMWPE wear debris in failed total knee arthroplasties--a comparison between mobile bearing and fixed bearing knees. J Orthop Res 20 (5): 1038-1041

38. Huang CH, Liau JJ, Lung CY, Lan CT, Cheng CK (2002): The incidence of revision of the metal component of total knee arthroplasties in different tibial-insert designs. Knee 9 (4): 331-334

39. Huang CH, Ma HM, Liau JJ, Ho FY, Cheng CK (2002): Osteolysis in failed total knee arthroplasty: a comparison of mobile-bearing and fixed-bearing knees. J Bone Joint Surg Am 84-A (12): 2224-2229

40. Isaac DL, Beard DJ, Price AJ, Rees J, Murray DW, Dodd CA (2005): In-vivo sagittal plane knee kinematics: ACL intact, deficient and reconstructed knees. Knee 12 (1): 25-31

41. Jacobs W, Anderson P, Limbeek J, Wymenga A (2004): Mobile bearing vs fixed bearing prostheses for total knee arthroplasty for post-operative functional status in patients with osteoarthritis and rheumatoid arthritis. Cochrane Database Syst Rev (2): CD003130

42. Jones VC, Barton DC, Fitzpatrick DP, Auger DD, Stone MH, Fisher J (1999): An experimental model of tibial counterface polyethylene wear in mobile bearing knees: the influence of design and kinematics. Biomed Mater Eng 9 (3): 189-196

43. Judge JO, Davis RB, 3rd, Ounpuu S (1996): Step length reductions in advanced age: the role of ankle and hip kinetics. J Gerontol A Biol Sci Med Sci 51 (6): M303-312

44. Kanekasu K, Banks SA, Honjo S, Nakata O, Kato H (2004): Fluoroscopic analysis of knee arthroplasty kinematics during deep flexion kneeling. J Arthroplasty 19 (8): 998-1003

45. Kaplan FS, Nixon JE, Reitz M, Rindfleish L, Tucker J (1985): Age-related changes in proprioception and sensation of joint position. Acta Orthop Scand 56 (1): 72-74

46. Kim YH, Kim JS (2004): Comparison of anterior-posterior-glide and rotating-platform low contact stress mobile-bearing total knee arthroplasties. J Bone Joint Surg Am 86-A (6): 1239-1247

47. Kim YH, Kook HK, Kim JS (2001): Comparison of fixed-bearing and mobile-bearing total knee arthroplasties. Clin Orthop Relat Res (392): 101-115

48. Koch K.R, Parameterschätzung und Hypothesentests, Dümmler Verlag, Bonn, (1997)

49. Komistek RD, Allain J, Anderson DT, Dennis DA, Goutallier D (2002): In vivo kinematics for subjects with and without an anterior cruciate ligament. Clin Orthop (404): 315-325.

50. Komistek RD, Dennis DA, Mabe JA (1998): [In vivo determination of patello-femoral separation and linear impulse forces]. Orthopade 27 (9): 612-618.

51. Komistek RD, Dennis DA, Mabe JA, Walker SA (2000): An in vivo determination of patellofemoral contact positions. Clin Biomech (Bristol, Avon) 15 (1): 29-36.

52. Komistek RD, Dennis DA, Mahfouz M (2003): In vivo fluoroscopic analysis of the normal human knee. Clin Orthop Relat Res (410): 69-81

53. Komistek RD, Dennis DA, Mahfouz MR, Walker S, Outten J (2004): In vivo polyethylene bearing mobility is maintained in posterior stabilized total knee arthroplasty. Clin Orthop Relat Res (428): 207-213

54. Kuster MS, Stachowiak GW (2002): Factors affecting polyethylene wear in total knee arthroplasty. Orthopedics 25 (2 Suppl): s235-242

55. Lengerke J, Das Kniegelenk ,www.lengerke.de, (2006)

56. Leonhard H (1990), Histologie, Zytologie und Mikroanatomie des Menschen,Thieme Verlag

57. Matsuda S, White SE, Williams VG, 2nd, McCarthy DS, Whiteside LA (1998): Contact stress analysis in meniscal bearing total knee arthroplasty. J Arthroplasty 13 (6): 699-706

58. McEwen HM, Barnett PI, Bell CJ, Farrar R, Auger DD, Stone MH, Fisher J (2005): The influence of design, materials and kinematics on the in vitro wear of total knee replacements. J Biomech 38 (2): 357-365

59. McEwen HM, Fisher J, Goldsmith AA, Auger DD, Hardaker C, Stone MH (2001): Wear of fixed bearing and rotating platform mobile bearing knees subjected to high levels of internal and external tibial rotation. J Mater Sci Mater Med 12 (10-12): 1049-1052

60. Menchetti PP, Walker PS (1997): Mechanical evaluation of mobile bearing knees. Am J Knee Surg 10 (2): 73-81; discussion 81-72

61. Migaud H, Gougeon F, Diop A, Lavaste F, Duquennoy A (1995): [Cinematic in vivo analysis of the knee: a comparative study of 4 types of total knee prostheses]. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot 81 (3): 198-210

62. Minoda Y, Kobayashi A, Iwaki H, Miyaguchi M, Kadoya Y, Ohashi H, Takaoka K (2004): Characteristics of polyethylene wear particles isolated from synovial fluid after mobile-bearing and posterior-stabilized total knee arthroplasties. J Biomed Mater Res 71B (1): 1-6

63. Mont MA, Booth RE, Jr., Laskin RS, Stiehl JB, Ritter MA, Stuchin SA, Rajadhyaksha AD (2003): The spectrum of prosthesis design for primary total knee arthroplasty. Instr Course Lect 52 397-407

64. Nozaki H, Banks SA, Suguro T, Hodge WA (2002): Observations of femoral rollback in cruciate-retaining knee arthroplasty. Clin Orthop (404): 308-314.

65. Oakeshott R, Stiehl JB, Komistek RA, Anderson DT, Haas BD (2003): Kinematic analysis of a posterior cruciate retaining mobile-bearing total knee arthroplasty. J Arthroplasty 18 (8): 1029-1037

66. Pagnano MW, Trousdale RT, Stuart MJ, Hanssen AD, Jacofsky DJ (2004): Rotating platform knees did not improve patellar tracking: a prospective, randomized study of 240 primary total knee arthroplasties. Clin Orthop Relat Res (428): 221-227

67. Parks NL, Engh GA, Topoleski LD, Emperado J (1998): The Coventry Award. Modular tibial insert micromotion. A concern with contemporary knee implants. Clin Orthop Relat Res (356): 10-15

68. Price AJ, Rees JL, Beard D, Juszczak E, Carter S, White S, de Steiger R, Dodd CA, Gibbons M, McLardy-Smith P, Goodfellow JW, Murray DW (2003): A mobile-bearing total knee prosthesis compared with a fixed-bearing prosthesis. A multicentre single-blind randomised controlled trial. J Bone Joint Surg Br 85 (1): 62-67

69. Price AJ, Rees JL, Beard DJ, Gill RH, Dodd CA, Murray DM (2004): Sagittal plane kinematics of a mobile-bearing unicompartmental knee arthroplasty at 10 years: a comparative in vivo fluoroscopic analysis. J Arthroplasty 19 (5): 590-597

70. Psychoyios V, Crawford RW, O'Connor JJ, Murray DW (1998): Wear of congruent meniscal bearings in unicompartmental knee arthroplasty: a retrieval study of 16 specimens. J Bone Joint Surg Br 80 (6): 976-982

71. Ranawat CS (2002): History of total knee replacement. J South Orthop Assoc 11 (4): 218-226

72. Ranawat CS, Komistek RD, Rodriguez JA, Dennis DA, Anderle M (2004): In vivo kinematics for fixed and mobile-bearing posterior stabilized knee prostheses. Clin Orthop Relat Res (418): 184-190

73. Rees JL, Beard DJ, Price AJ, Gill HS, McLardy-Smith P, Dodd CA, Murray DW (2005): Real in vivo kinematic differences between mobile-bearing and fixed-bearing total knee arthroplasties. Clin Orthop Relat Res (432): 204-209

74. Rees JL, Price AJ, Beard DJ, Robinson BJ, Murray DW (2002): Defining the femoral axis on lateral knee fluoroscopy. Knee 9 (1): 65-68.

75. Robinson BJ, Rees JL, Price AJ, Beard DJ, Murray DM (2002): A kinematic study of lateral unicompartmental arthroplasty. Knee 9 (3): 237-240

76. Robinson EJ, Mulliken BD, Bourne RB, Rorabeck CH, Alvarez C (1995): Catastrophic osteolysis in total knee replacement. A report of 17 cases. Clin Orthop Relat Res (321): 98-105

77. Schmidt R, Komistek RD, Blaha JD, Penenberg BL, Maloney WJ (2003): Fluoroscopic analyses of cruciate-retaining and medial pivot knee implants. Clin Orthop Relat Res (410): 139-147

78. Sharp -Taschencomputer, Modell PC E500S, Bedienungsanleitung

79. Siebel T, Kafer W (2004): Modification of the posterior cruciate ligament tension following total knee arthroplasty: comparison of the Genesis CR and LCS meniscal bearing prostheses. Knee 11 (3): 203-208

80. Skinner HB, Barrack RL, Cook SD (1984): Age-related decline in proprioception. Clin Orthop (184): 208-211

81. Steiner ME, Simon SR, Pisciotta JC (1989): Early changes in gait and maximum knee torque following knee arthroplasty. Clin Orthop (238): 174-182

82. Stiehl JB, Dennis DA, Komistek RD, Crane HS (1999): In vivo determination of condylar lift-off and screw-home in a mobile-bearing total knee arthroplasty. J Arthroplasty 14 (3): 293-299.

83. Stiehl JB, Dennis DA, Komistek RD, Keblish PA (1997): In vivo kinematic analysis of a mobile bearing total knee prosthesis. Clin Orthop (345): 60-66.

84. Stiehl JB, Dennis DA, Komistek RD, Keblish PA (2000): In vivo kinematic comparison of posterior cruciate ligament retention or sacrifice with a mobile bearing total knee arthroplasty. Am J Knee Surg 13 (1): 13-18.

85. Stiehl JB, Komistek RD, Cloutier JM, Dennis DA (2000): The cruciate ligaments in total knee arthroplasty: a kinematic analysis of 2 total knee arthroplasties. J Arthroplasty 15 (5): 545-550.

86. Stiehl JB, Komistek RD, Dennis DA (1999): Detrimental kinematics of a flat on flat total condylar knee arthroplasty. Clin Orthop (365): 139-148.

87. Stiehl JB, Komistek RD, Dennis DA, Keblish PA (2001): Kinematics of the patellofemoral joint in total knee arthroplasty. J Arthroplasty 16 (6): 706-714.

88. Stiehl JB, Komistek RD, Dennis DA, Paxson RD, Hoff WA (1995): Fluoroscopic analysis of kinematics after posterior-cruciate-retaining knee arthroplasty. J Bone Joint Surg Br 77 (6): 884-889.

89. Stukenborg-Colsman C, Ostermeier S, Hurschler C, Wirth CJ (2000): [Knee endoprosthesis: biomechanical requirements and consequences]. Orthopade 29 (8): 722-726

90. Stukenborg-Colsman C, Ostermeier S, Hurschler C, Wirth CJ (2002): Tibiofemoral contact stress after total knee arthroplasty: comparison of fixed and mobile-bearing inlay designs. Acta Orthop Scand 73 (6): 638-646

91. Sugita T, Sato K, Komistek RD, Mahfouz MR, Maeda I, Sano T (2005): In vivo determination of knee kinematics for Japanese subjects having either a low contact stress rotating platform or an anteroposterior glide total knee arthroplasty. J Arthroplasty 20 (2): 154-161

92. Svard UC, Price AJ (2001): Oxford medial unicompartmental knee arthroplasty. A survival analysis of an independent series. J Bone Joint Surg Br 83 (2): 191-194

93. van Eijden TM, de Boer W, Weijs WA (1985): The orientation of the distal part of the quadriceps femoris muscle as a function of the knee flexion-extension angle. J Biomech 18 (10): 803-809

94. Vertullo CJ, Easley ME, Scott WN, Insall JN (2001): Mobile bearings in primary knee arthroplasty. J Am Acad Orthop Surg 9 (6): 355-364

95. Victor J, Banks S, Bellemans J (2005): Kinematics of posterior cruciate ligament-retaining and -substituting total knee arthroplasty: a prospective randomised outcome study. J Bone Joint Surg Br 87 (5): 646-655

96. Wada M, Tatsuo H, Kawahara H, Sato M, Baba H (2001): In vivo kinematic analysis of total knee arthroplasty with four different polyethylene designs. Artif Organs 25 (1): 22-28.

97. Walker PS, Sathasivam S (2000): Controlling the motion of total knee replacements using intercondylar guide surfaces. J Orthop Res 18 (1): 48-55

98. Walker PS, Sathasivam S (2000): Design forms of total knee replacement. Proc Inst Mech Eng [H] 214 (1): 101-119

99. Wasielewski RC, Galat DD, Komistek RD (2005): Correlation of compartment pressure data from an intraoperative sensing device with postoperative fluoroscopic kinematic results in TKA patients. J Biomech 38 (2): 333-339

100. Wasielewski RC, Parks N, Williams I, Surprenant H, Collier JP, Engh G (1997): Tibial insert undersurface as a contributing source of polyethylene wear debris. Clin Orthop Relat Res (345): 53-59

101. Watanabe T, Yamazaki T, Sugamoto K, Tomita T, Hashimoto H, Maeda D, Tamura S, Ochi T, Yoshikawa H (2004): In vivo kinematics of mobile-bearing knee arthroplasty in deep knee bending motion. J Orthop Res 22 (5): 1044-1049

102. Wolf H, Ausgleichsrechnungen nach der Methode der kleinsten Quadrate, Dümmler Verlag, Bonn, (1968)

103. Woolson ST, Northrop GD (2004): Mobile- vs. fixed-bearing total knee arthroplasty: a clinical and radiologic study. J Arthroplasty 19 (2): 135-140

6. LEBENSLAUF

7. VERZEICHNIS DER AKADEMISCHEN LEHRER

Meine akademischen Lehrer an der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster waren:

Benthaus, Böcker, Boknik, Bollmann, Brückner, Brug, Büchner, Buhe, Damaschke, Delank, Ehmer, Ehmke, Figgener, Flemmig, Grabbe, Gumbinger, Hanne, Haufe, Herbst, Hohoff, Joos, Kerch, Khoury, Kirchhefer, Klaffke, Kleinheinz, Köhler, Kohl, Kruse-Lösler, Lamprecht-Dinnesen, Lehmann, Lipphold, Marschall, Marxkors, Mattes, Meiners, Mersmann, Merz, Meyer, Mischke, Oberleithner, Ott, Pera, Peters, Petersilka, Piffko, Pingel, Rasche, Redlich, Reuter, Ritter, Runte, Schäfer, Scheutzel, Senninger, Speckmann, Stamm, Stoll, Teige, Traupe, Werkmeister, Winterhoff, Witscher, Witting, Wittkowski, Wolowski,

8. DANKSAGUNG

Mein besonderer Dank gilt:

Univ.-Prof. Dr. med. Susanne Fuchs für die Überlassung dieses Themas.

Priv.-Doz. Dr. med Carsten O. Tibesku für die freundliche und gute Zusammenarbeit, die zur vorliegenden Arbeit geführt hat.

Univ.-Prof. Dr. med. Walter Heindl und **Dr. med. Volker Vieth** für die Unterstützung und Mithilfe bei der Durchführung der fluoroskopischen Studie.

Ich bedanke mich bei meinen Eltern von ganzem Herzen für die unentwegte Unterstützung während der langen Zeit meiner Ausbildung.

9. EHRENWÖRTLICHE ERKLÄRUNG

10. Anhang

10.1 Aufklärungsbogen der fluoroskopischen Studie

PATIENTENAUFKLÄRUNG UND -EINVERSTÄNDNISERKLÄRUNG

zur freiwilligen Teilnahme an der Studie

„Durchleuchtungsgesteuerte Funktionsuntersuchung von Knieprothesen"

Sehr geehrte Patientin, sehr geehrter Patient,

Sie haben Ihr Interesse zur Teilnahme an der Studie zur Funktionsuntersuchung von Knieprothesen bekundet. Diese Studie wird von der Klinik für Allgemeine Orthopädie des Universitätsklinikums Münster durchgeführt.

Zweck der Studie
Durch die Implantation einer Kniegelenksendoprothese wird die Entfernung des vorderen Kreuzbandes notwendig. Dies verändert die Bewegung des Kniegelenks erheblich, da der physiologische Roll-Gleit-Mechanismus unterbrochen wird.
Die etablierten Knieprothesen haben üblicherweise ein Kunststoffgleitlager, welches fest mit dem Schienbein verbunden ist. Neue Prothesenmodelle versuchen durch ein bewegliches Gleitlagers, die Bewegung des Kniegelenks zu verbessern.

Sie haben als Patient der Klinik für Allgemeine Orthopädie im letzten Jahr eine Knieprothese erhalten, die entweder ein festes oder ein bewegliches Gleitlager enthält.

Ziel der Studie ist die Untersuchung unterschiedlicher Bewegungsmuster des Kniegelenks mittels Durchleuchtung anhand zweier Knieprothesen, die sich lediglich durch die Beweglichkeit und das Oberflächendesign des Kunststoffgleitlagers unterscheiden. Dies soll klären, ob die theoretischen Vorteile der beweglichen Gleitlager auch beim Patienten zu finden sind.

Studienverlauf
Die Studie erfordert lediglich eine einmalige Untersuchung in der Universitätsklinik. Im Rahmen der Studie soll die Bewegung des Kniegelenkes während vier

verschiedener Bewegungen untersucht werden. Zwei Bewegungen erfolgen in Belastung mit dem vollen Körpergewicht, zwei Bewegungen in Entlastung.
Zunächst soll die Streckung und Beugung im Liegen bei 45° gebeugtem Hüftgelenk aufgezeichnet werden. Hierzu wird der Patient liegend auf dem Untersuchungstisch gelagert, wobei seine Beine über das Ende des Tisches hinausragen (siehe Abb. 1). Die Oberschenkel werden mit Hilfe eines Keils in 45° Flexion des Hüftgelenkes positioniert und die Unterschenkel zunächst hängend gelassen. Aus dieser Position wird der Patient eine aktive Streckung und anschließende Beugung in die Ausgangsposition durchführen. Während dieser Bewegung zeichnet der Durchleuchtungsapparat die Bewegung auf.

Abb. 1: Positionierung des Patienten im Liegen auf dem Untersuchungstisch bei der Untersuchung der unbelasteten Beugung und Streckung

Als weitere Bewegung wird das aktive Trepp-auf und Trepp-ab-Steigen des Patienten untersucht. Der Patient setzt seinen Fuß auf die 25cm hohe Stufe. Er darf bei der Untersuchung ein Handgeländer zur Unterstützung der Balance benutzen, sich dabei aber nicht aktiv hochziehen. Anschließend erfolgt sofort das Trepp-ab-Steigen. Während dieser Bewegung zeichnet der Durchleuchtungsapparat die Bewegung auf.

Alle Patienten haben zunächst Gelegenheit, die für die Untersuchung geforderten Bewegungen ausreichend zu üben. Auf diese Weise kann die Durchleuchtungszeit auf einen einzigen Durchgang reduziert werden.

Abb. 2: Positionierung des Patienten auf der Stufe bei der Untersuchung des belasteten Trepp-auf- und Trepp-ab-Steigen

Mögliche Risiken und Nebenwirkungen

Die Risiken, die durch die Studienteilnahme entstehen, beschränken sich auf die Anwendung von Röntgenstrahlen. Bei der Durchleuchtung des Kniegelenkes entsteht eine zusätzliche Strahlenbelastung von 0,5mSv Effektivdosis, die etwa ¼ der natürlichen jährlichen Strahlenexposition entspricht. Hieraus entstehen mit hoher Wahrscheinlichkeit keine Gesundheitsrisiken.

Vertraulichkeit

Wir versichern, dass Ihre gesamten persönlichen Daten absolut vertraulich behandelt und nicht öffentlich gemacht werden. Die ärztliche Schweigepflicht bleibt gewahrt und die Bestimmungen des Datenschutzes werden eingehalten. Die zuständige Behörde kann Einsicht in persönliche Daten nehmen, soweit es die Teilnahme an der Studie und die dabei aufgetretene Strahlenexposition betrifft. Medizinische Daten sind davon nicht betroffen.

Freiwilligkeit und Widerruf

Ihre Teilnahme an dieser Studie ist freiwillig. Sie haben das Recht, Ihr Einverständnis zur Teilnahme an der Studie zu jeder Zeit ohne Angabe von Gründen zurückzuziehen. Daraus entstehen Ihnen keinerlei Nachteile. Zusätzlich kann Ihre Teilnahme durch den Untersucher beendet werden, falls dieser entscheidet, dass unerwünschte Reaktionen aufgetreten sind.

Einverständniserklärung

Name _____, Geb.-Datum: _____

Ich bin gebeten worden, an der Studie „Durchleuchtungsgesteuerte Funktionsuntersuchung von Knieprothesen", durchgeführt von Dr. med. Carsten O. Tibesku, teilzunehmen. Durch die Unterschrift erkläre ich mein Einverständnis zur Teilnahme an o.g. Studie.

Ich bestätige, dass der unterzeichnende Untersucher mich über den Rahmen, die Art und den Inhalt die o.g. Studie informiert hat. Die Ziele dieser Studie, die anzuwendenden Verfahrensweisen und die möglichen Risiken, sind mir erklärt worden. Ich habe die oben aufgeführten Informationen selbst gelesen oder sie sind mir vorgelesen worden. Ich hatte ausreichend Gelegenheit, darüber Fragen zu stellen und alle Fragen, die ich gestellt habe, sind zu meiner Zufriedenheit beantwortet worden. Ich bin berechtigt, zu jeder Zeit weitere Informationen zu der Studie zu erhalten.

Ich gebe mein Einverständnis durch die Unterschrift unter dieses Formular, um freiwillig als Proband an dieser Studie teilzunehmen und verstehe, dass ich das Recht habe, die Studie jederzeit zu verlassen, ohne meine weitere medizinische Betreuung dadurch irgendwie zu beeinflussen. Ich weiß, dass ich eine Kopie dieser Einverständniserklärung zu meinem persönlichen Behalt erhalten werde.

Ich stimme zu, dass alle Daten bezüglich meiner Gesundheit, die während der Studie aufgezeichnet werden, zur Auswertung in einer anonymisierten Form geöffnet werden dürfen. Meine Zustimmung ist der strikten Einhaltung gesetzlicher Vorkehrungen zum Datenschutz und der beruflichen Geheimhaltung unterworfen. Ich bin mit der Mitteilung meiner Teilnahme an dem Forschungsvorhaben an das Bundesamt für Strahlenschutz einverstanden.

Während der Studie werde ich gewissenhaft mit dem beaufsichtigenden Arzt zusammenarbeiten und verpflichte mich, ihn unverzüglich über irgendwelche erwarteten oder unerwarteten Symptome zu informieren und mich an die ärztlichen Auflagen des Versuchs zu halten.

_____

Ort, Datum Unterschrift Teilnehmer

_____

Ort, Datum Unterschrift Untersucher

10.2 Formelentwicklung dieses Regressionsmodells anhand der linearen Regressionsanalyse

Die Gleichung der ausgleichenden Gerade (Regressionsgleichung) lautet:

$y = a + b \cdot x$ (1) ; wobei $b = \tan \varphi$ = Steigung der Geraden und
a = Achsenabschnitt sind.

Die Verbesserungen v_i sollen allein den gemessenen Funktionswerten y_i zugeschrieben werden, da die Werte x_i im Modell als fixe Einstellungsgrößen angenommen werden. Das Regressionsmodell führt dann zu folgender Formelentwicklung:

$v_{yi} = a + b \cdot x_i - y_i$ (2) ;

Es ergibt sich:

$v_i = v_{yi} \cdot \cos \varphi$ (3)

Gleichung (2) in (3) eingesetzt ergibt:

$v_i = (a + b \cdot x_i - y_i) \cdot \cos \varphi$ (4)

Übergang zum Schwerpunkt des Systems ergibt:

$$x_s = \frac{\Sigma x}{n} \; ; \; y_s = \frac{\Sigma y}{n} \; ; \quad i = 1, 2, ..., n \qquad (5) \; ;$$

Mit dem Schwerpunkt x_s und y_s als Ursprung wird ein neues Koordinatensystem eingeführt mit der Bezeichnung:

$$\xi = x - x_s \;;\; \eta = y - y_s \quad (6) \;;$$

Dies hat den Vorteil, dass die ausgleichende Gerade durch den Schwerpunkt des Systems verläuft.

Setzt man Gleichung (6) in Gleichung (4) ein, so ergibt sich unter Berücksichtigung von b = tan φ

$$v_i = [\, a + (\xi_i + x_s) \cdot \tan \varphi - (\eta_i + y_s) \,] \cdot \cos \varphi \quad (7) \;;$$

Nach einigen elementaren Umformungen ergibt sich für v_i die Form:

$$v_i = [\, a + x_s \cdot \tan \varphi - y_s \,] \cdot \cos \varphi + \xi_i \cdot \sin \varphi - \eta_i \cdot \cos \varphi \quad (7) \;;$$

Nach der Abbildung gilt aber auch:

$$\tan \varphi = \frac{y_s - a}{x_s} \quad \text{oder} \quad a = y_s - x_s \cdot \tan \varphi \quad (8) \;;$$

mit (8) eingesetzt in (7) erhält man die endgültige Form der Verbesserungsgleichung zu:

$$v_i = \xi_i \cdot \sin \varphi - \eta_i \cdot \cos \varphi \quad (9) \;;$$

Die ausgleichende Regressionsgerade wird gefunden, indem nach den Regeln der Differentialrechnung die Quadratsumme der Verbesserungsgleichungen minimiert wird.

Dies führt zu folgender Form:

$$\Sigma vv = \Sigma \xi\xi \cdot \sin^2 \varphi + \Sigma \eta\eta \cdot \cos^2 \varphi - 2 \cdot \Sigma \xi\eta \cdot \sin \varphi \cdot \cos \varphi \quad (10) \ ;$$

Die erste Ableitung nach φ ergibt:

$$\frac{d \Sigma vv}{d\varphi} = 2 \cdot \Sigma \xi\xi \cdot \sin \varphi \cdot \cos \varphi - 2 \cdot \Sigma \eta\eta \cdot \sin \varphi \cdot \cos \varphi - 2 \cdot \Sigma \xi\eta \cdot (\cos^2 \varphi - \sin^2 \varphi) \quad (11) \ ;$$

Setzt man die erste Ableitung gleich Null, so erhält man:

$$\sin 2\varphi \cdot (\Sigma \xi\xi - \Sigma \eta\eta) = 2 \cdot \Sigma \xi\eta \cdot (\cos^2 \varphi - \sin^2 \varphi) \quad (12) \ :$$

Schließlich erhält man die Steigung der Regressionsgeraden zu:

$$\frac{2 \cdot \xi\eta}{\Sigma \xi\xi - \Sigma \eta\eta} = \frac{\sin 2\varphi}{\cos^2 \varphi - \sin^2 \varphi} = \frac{\sin 2\varphi}{\cos 2\varphi} = \tan 2\varphi \quad (13) \ ;$$

Den Steigungswinkel φ entnehme man dann dem Term:

$$\arctan 2\varphi = 2\varphi \ \rightarrow \ \varphi \quad (14)$$

Durch die Schwerpunktskoordinaten x_s und y_s sowie durch den Steigungswinkel φ ist sodann die Lage der Regressionsgeraden im Koordinatensystem eindeutig bestimmt.

Genauigkeitsbetrachtungen:

Um die Genauigkeit der Messungen beurteilen zu können, wird im Allgemeinen die Standardabweichung σ_y und σ_x der Messwerte berechnet. Außerdem wird der Korrelationskoeffizient r gebildet, der Auskunft darüber gibt, welche Abhängigkeiten (Korrelationen) zwischen den Funktionswerten y und der jeweiligen Zufallsvariablen x bestehen. Der Korrelationskoeffizient schwankt zwischen –1 und +1. Bei diesen beiden Werten nimmt der Korrelationskoeffizient Maximalwerte an.

Nachfolgend werden die dazu benutzten Formeln aufgeführt:

$$\sigma_x = \mathrm{SQR}\left(\frac{\Sigma\,(x^2 - n \cdot x'^2)}{n}\right)$$ (Grundgesamtheits-Standardabweichung der Stichprobe x)

$$\sigma_y = \mathrm{SQR}\left(\frac{\Sigma\,(y^2 - n \cdot y'^2)}{n}\right)$$ (Grundgesamtheits-Standardabweichung der Stichprobe y)

$$r = \frac{S_{xy}}{\mathrm{SQR}\,(S_{xx} - S_{yy})}$$

Hierin bedeuten:

SQR = Quadratwurzel aus:

n = Umfang der Stichprobenwerte x

x' = Stichprobenmittelwert von x_i : i = 1,2,...,n

Σx = Summe der Stichprobenwerte x

Σx^2 = Summe der Quadrate der Stichprobenwerte x

y' = Stichprobenmittelwert von y_i : i = 1,2,...,n

Σy = Summe der Stichprobenwerte y

Σy^2 = Summe der Quadrate der Stichprobenwerte y

$\Sigma x \cdot y$ = Summe der Produkte der x- und y- Stichprobenwerte

$$S_{xx} \qquad \Sigma x^2 - \frac{(\Sigma x)^2}{n}$$

$$S_{yy} \qquad \Sigma y^2 - \frac{(\Sigma y)^2}{n}$$

$$S_{xy} \qquad \Sigma x \cdot y - \frac{\Sigma x \cdot \Sigma y}{n}$$

$$a = y' - b \cdot x'$$

$$b = \frac{S_{xy}}{S_{yy}}$$

Schätzwerte:

Die Berechnung beliebiger Schätzwerte im Messintervall erfolgt über die Formeln:

$$\underline{x} = \frac{y - a}{b} \quad ; \quad \underline{y} = a + b \cdot x$$