

Aus der orthopädischen Klinik
der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. R. Krauspe

**Systematische Beurteilungsfehler in der postoperativen
Röntgendiagnostik nach Implantation einer Knie - Endoprothese**

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der
Medizin
Der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität
Düsseldorf

vorgelegt von

Daniel Hürter

2001

Als Inauguraldissertation gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

gez.: Univ.-Prof. Dr. med. Häussinger

Dekan

Referent: Univ.-Prof. Dr. med. Merk

Koreferent: Univ.-Prof. Dr. med. Schneider

Für meinen Vater

Ich danke besonders Herrn Univ.-Prof. Dr. med. Merk und Herrn Univ.-Prof. Dr. med. Krauspe für die Überlassung des Themas und für ihr Interesse.

Insbesondere gilt mein Dank Herrn Dr. med. Thomas Grodzki für die Betreuung der Arbeit, für seine überaus hilfreiche Unterstützung und seine Geduld.

Ferner danke ich Herrn Holger Haak für seine freundliche Hilfe bei der Statistik und der Computerlogistik.

Ganz besonders danke ich meiner Frau Claudia Hürter und meiner Mutter Maria-Luise Hürter für ihre moralische Unterstützung.

Inhaltsverzeichnis

<i>1. Einleitung</i>	<i>1</i>
<i>1.1. Historie</i>	<i>1</i>
<i>1.2. Richtlinien des TKA-RESS</i>	<i>2</i>
<i>1.3. Probleme bei der Umsetzung des TKA-RESS</i>	<i>5</i>
<i>1.4. Ziel der Arbeit</i>	<i>7</i>
<i>2. Material und Methode</i>	<i>8</i>
<i>2.1. Versuchsaufbau</i>	<i>8</i>
<i>2.1.1. Modellauswahl</i>	<i>8</i>
<i>2.1.2. Prothesenimplantation</i>	<i>9</i>
<i>2.1.3. Flexionskontrolle</i>	<i>11</i>
<i>2.1.4. Rotationskontrolle</i>	<i>11</i>
<i>2.2. nativröntgenologische Untersuchung</i>	<i>13</i>
<i>2.3. statistische Voraussetzungen</i>	<i>18</i>
<i>3. Ergebnisse</i>	<i>19</i>
<i>4. Statistik</i>	<i>30</i>
<i>5. Diskussion</i>	<i>36</i>
<i>6. Abbildungsverzeichnis</i>	<i>39</i>
<i>7. Tabellen- und Diagrammverzeichnis</i>	<i>40</i>

<i>8. Literatur</i>	42
<i>9. Lebenslauf</i>	48
<i>Zusammenfassung</i>	51
<i>Summary</i>	52

1. Einleitung

1.1. Historie

Die Knieendoprothetik gewinnt zunehmend an Bedeutung in der Orthopädie zur Therapie degenerativer Kniegelenkserkrankungen (15). In den Vereinigten Staaten werden seit neuestem jährlich sogar mehr Knie- als Hüftendoprothesen implantiert (29). Einerseits liegen die Gründe hierfür in der hohen Prävalenz der Gonarthrose in der Bevölkerung. Andererseits sind zunehmend Fortschritte in der Entwicklung von Knieendoprothesen zu verzeichnen, so dass z.B. die durchschnittliche Standzeit von Hüftendoprothesen erreicht, wenn nicht sogar übertroffen wird (1,5,6,7,9,11,18). Auch in der Therapie der rheumatoiden Arthritis wird die Knieendoprothetik mit sehr guten Ergebnissen eingesetzt (16,20,28).

Zur Implantation kommen hierbei die verschiedensten Modelle, die jeweils der knorpeligen und knöchernen sowie der Weichteilsituation angepaßt sind. Bei kleineren Defekten ohne Bandläsion sind Teilersatzsysteme ausreichend. Hingegen erfordern große Knochendefekte mit Bandinstabilitäten große achsgeführte Implantate.

Bei den meisten Patienten handelt es sich um degenerative Veränderungen in allen Kompartimenten des Kniegelenkes bei erhaltenem Bandapparat. In der Behandlung dieser Patienten hat sich die Implantation eines bikondylären Oberflächenersatzsystems etabliert.

Aufgrund der demographischen Entwicklung ist mit einer weiteren Zunahme der Implantationszahlen auch hierzulande zu rechnen (17).

Folglich steigt auch die Inzidenz der postoperativ durchgeführten Röntgenkontrollen jährlich an. Sowohl aus Gründen der Qualitätssicherung und Reproduzierbarkeit als auch aus forensischen und gutachterlichen Aspekten ist eine korrekte Anfertigung der Röntgenaufnahmen und eine entsprechende Befunddokumentation erforderlich. Bisher ließ die Qualität der angefertigten Röntgenaufnahmen oftmals nur die Beurteilung einer Lockerung zu, ohne die Definition der Achslage des Implantates zu erlauben.

Dies führte dazu, dass auf den Treffen der Knee Society am 20. Februar 1986 und am 10. September 1986 eine einheitliche Richtlinie zur Anfertigung und Auswertung von postoperativen Röntgenaufnahmen nach Knieendoprothetik, das „Total Knee Arthroplasty Roentgenographic Evaluation and Scoring System“ (TKA-RESS), verabschiedet wurde (10).

1.2. Richtlinien des TKA-RESS (5)

Nach Definition der Knee Society werden alle Aufnahmen am liegenden Patienten angefertigt. Das Bein ist in der anterior-posterior-Aufnahme so ausgerichtet, dass die Patella direkt zur Decke zeigt. Der Gelenkspalt wird palpiert und angezeichnet. Bei der ap.-Aufnahme liegt der Mittelpunkt des Rasters im Mittelpunkt zwischen Femur- und Tibiakomponente, d.h. die Longitudinallinie geht mittig durch den Femur- und den Tibiaschaft. Die horizontale Linie des Rasters trennt den Gelenkspalt in zwei gleiche Hälften. Der Film-Focus-Abstand beträgt 101,6 cm.

Die laterale Aufnahme folgt exakt dem o.g. Schema. Lediglich der Strahlengang steht im 90° Winkel auf dem der a.p.–Aufnahme.

Zur Überprüfung eines korrekten Alignment werden Winkelgrade zwischen Prothesenteilen und Knochen herangezogen (10). Die Definition der Winkelmaße ist Abb. 1 zu entnehmen.

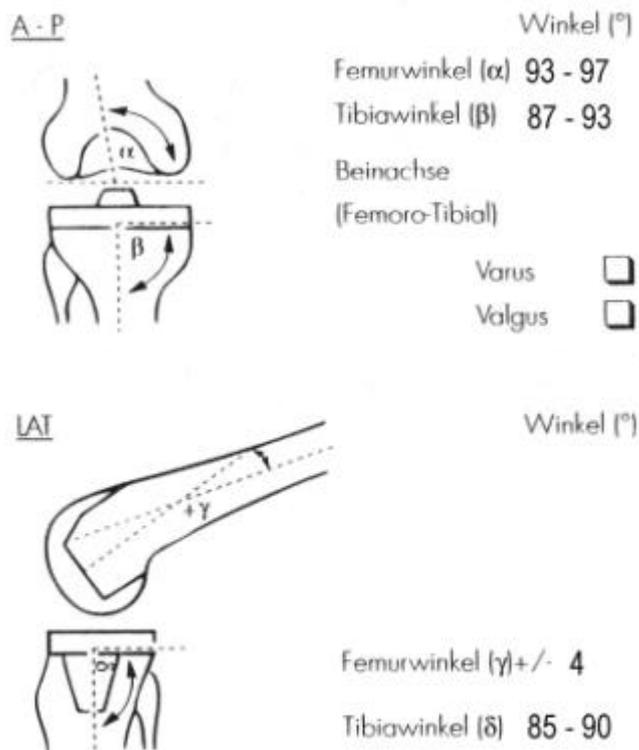
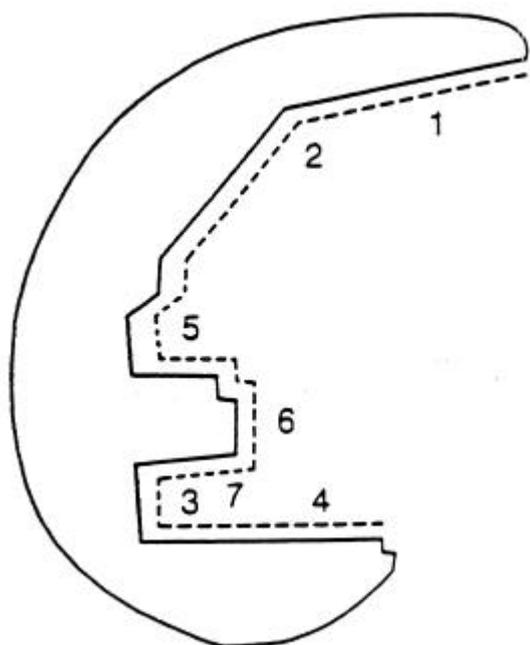
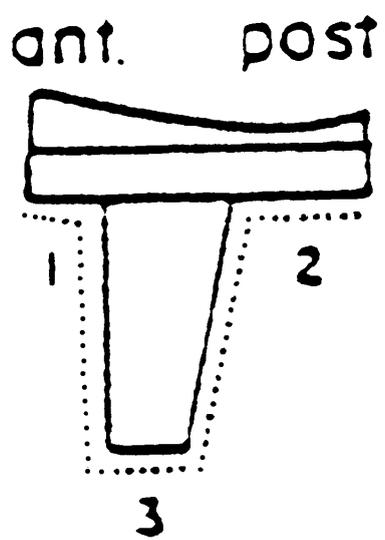
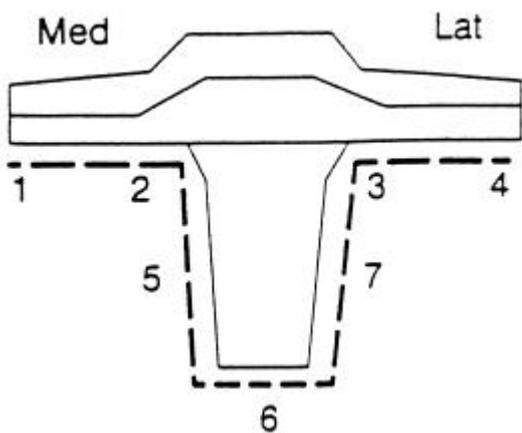


Abb. 1: Röntgenologische Winkelmaße zur Definition der Implantatlage nach Knieendoprothese (10)

Die Schnittstelle zwischen Implantat und Knochen wird für die femorale Komponente in der lateralen Ansicht und für den tibialen Anteil in der a.p. – Aufnahme beurteilt. Neuerdings wird für die Tibiakomponente zusätzlich das laterale Röntgenbild hinzugezogen (17).

Für die Suche nach Lockerungszeichen wird der tibiale Prothesenteil in der a.p.– Aufnahme in sieben und in der lateralen Ansicht in drei Zonen eingeteilt. Bei der Femurkomponente werden sieben Zonen unterschieden. Patellar ergeben sich je nach Design des Patellarückflächenersatzes drei bis fünf Areale.



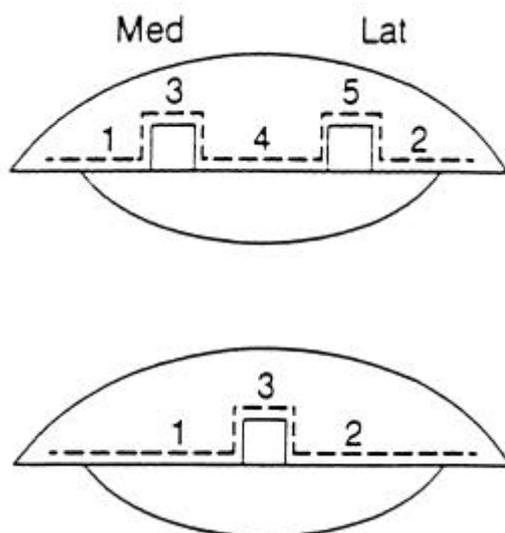


Abb. 2: Einteilung der verschiedenen Implantatanteile zum Auffinden und Lokalisieren von Lockerungssäumen bei Knieendoprothesen (10)

Sowohl für die Überprüfung des Alignment als auch für das Auffinden von Lockerungszeichen ist eine exakte Positionierung des zu untersuchenden Beines in o.g. Weise unabdingbar. Es wird klar, dass alle ermittelten Winkelmaße von einer exakten Positionierung abhängen, die nach der Definition der Knee Society im Wesentlichen auf einer Ausrichtung der Patella zur Decke beruht. Hier ist durch die unpräzise Definition eine Fehlerquelle gegeben, da eine nicht zentrale Stellung der Patella zwangsläufig zu einer Fehlpositionierung des Beines führt.

1.3. Probleme bei der Umsetzung des TKA-RESS

In einer Reihe von Untersuchungen nach Implantation einer Kniegelenk – Totalendoprothese zeigten sich bei der unmittelbar postoperativ durchgeführten Röntgenkontrolle fragliche Achsabweichungen speziell für das Tibiaplateau im Valgus- oder Varussinne (4,8,13,17,19,23,25,26). In später durchgeführten erneuten Kontrollaufnahmen wie Ganzbeinaufnahmen zeigten sich dann erheblich differierende Winkelgrade bei unveränderter Lage der Endoprothese im Knochen (4). Als Ursache hierfür wird eher eine Fehlpositionierung des Beines bei der postoperativen Röntgenaufnahme als eine tatsächliche Fehllage des Implantates vermutet. In einer von M.A. Elloy an der Universität Liverpool 1989/90 durchgeführten Studie

wurde bei einhundert Patienten nach Implantation einer Kniegelenks-Totalendoprothese eine Ganzbeinstandaufnahme angefertigt. Als Bezugspunkt für die Beurteilung des Alignment wurde die Mikulicz-Linie gewählt, da sie anders als der tibiofemorale Winkel keinen individuellen Schwankungen unterliegt (8). Auch in dieser Studie stellte die Anfertigung einer „true a.p.“-Röntgenaufnahme das größte Problem dar. Die „true a.p.“-Aufnahme wurde über die parallele Ausrichtung der Röntgenplatte zur Flexionsachse definiert. Geringgradige Rotations- und Flexionsfehlstellungen wurden akzeptiert, wenn die mechanische Achse klar zu beurteilen war. Zur Beurteilung des Alignments wurde von M.A. Elloy ein Korrekturfaktor berechnet. Unter Berücksichtigung dieses Korrekturfaktors wiesen nur sieben der untersuchten hundert Implantate ein korrektes Alignment auf (8).

Probleme bei der korrekten Beinlagerung unmittelbar nach dem operativen Eingriff verursacht im Wesentlichen die postoperative Schmerzsymptomatik in Kombination mit den einliegenden Redondrainagen und Verbandsmaterialien, da es hierdurch in der Regel zu einer vermehrten Flexionsstellung des Kniegelenkes sowie einer Außenrotationsschonhaltung kommt. Zusätzlich ist die Positionierung der Patella, wie in der Definition der Knee-Society gefordert, durch den anliegenden Verband schwer zu beurteilen. Auch die Anästhesieform spielt eine entscheidende Rolle, da z.B. bei einer Spinalanästhesie das Bein durch mangelnde muskuläre Kontrolle in eine Außenrotation fällt. Bei Röntgenaufnahmen in dieser Position ist es leicht vorstellbar, dass eine fragliche Fehlbestimmung bei eigentlich korrekter Prothesenlage erfolgt. Nach Salzer et al. ist die Implantat-Knochengrenze ab einem Rotationsfehler von 5° nicht mehr korrekt zu beurteilen (24).

1.4. Ziel der Arbeit

Ziel der Arbeit ist es, den Zusammenhang zwischen der Änderung der Flexions- und Rotationsstellung des Kniegelenkes und der Änderung des β Winkels darzustellen und die Bedeutung der korrekten Beinlagerung für die Beurteilbarkeit der Prothesenlage zu verdeutlichen.

2. Material und Methode

2.1. Versuchsaufbau

2.1.1. Modellauswahl

Verwendet wurde ein Oberflächenersatz, da dieses System am weitesten verbreitet ist und in der Knieendoprothetik prozentual am häufigsten zur Anwendung kommt.

Die Wahl fiel auf die PFC – Sigma – Prothese der Firma Johnson & Johnson®, da es sich um ein gängiges, weit verbreitetes Modell mit einer hohen Standfestigkeit handelt. Das Implantationsinstrumentarium ist übersichtlich und die Implantationsanleitung unmissverständlich. Ferner ist die Prothese aufgrund ihrer Abmessungen relativ einfach und anatomisch korrekt in ein Kunststoffmodell zu implantieren.

Aus ethischen und strahlenschutztechnischen Gründen verbot sich die Untersuchung an Patienten. Durch die Verwendung von Kunststoff-Knie-Modellen sind der Modellaufbau und die radiologischen Messungen beliebig oft reproduzierbar. Bei der Auswahl der Kunststoff-Knie-Modelle wurde darauf geachtet, dass die für die röntgenologische Interpretation relevanten Landmarken und Konturen des Modells im Röntgenbild klar zu erkennen waren. Gleichzeitig musste eine problemlose Implantation und Fixierung der Prothese möglich sein; das heißt, die Kunststoff-Kniee mussten stabil sein. Die Knie-Modelle mussten in Größe und Gestaltung einem Durchschnittsknie entsprechen, damit die Implantation des Oberflächenersatzes dem Standard entsprechend erfolgen konnte.

Zum Einsatz kamen zwei 1 : 1 Ganzbeinmodelle mit Fußteil, da für die Anbringung der Rotationskontrolle eine exakte Bestimmung der Mikulicz-Linie, d.h. der mechanischen Achse nötig war. Der Bandapparat der Modelle entsprach dem des menschlichen Knies und war intakt. Die Patella wurde bei beiden Kunststoffknien entfernt.

Beide Modelle wurden zunächst auf ein korrektes Alignment überprüft.

Der Dorsalabfallwinkel δ spielt in vivo eine Rolle in der Korrektur von Beugehemmungen. Hierbei sind Dorsalabfallwinkel δ von 3° bis 7° notwendig. Um einen eventuellen zusätzlichen Einfluss des Dorsalabfallwinkels δ auf die radiologische

Auswertbarkeit des Tibiawinkels β mit zu erfassen, wurde das Implantat einmal mit 3° Slope und einmal mit 7° Slope eingebaut und anschließend der gleichen radiologischen Messreihe unterzogen.

2.1.2. Prothesenimplantation

Nach exakter Vermessung der Mikulicz-Linie wurden die tibialen Resektionsgrenzen, d.h. der Tibiawinkel β und der Dorsalabfallwinkel δ , mittels Winkelmesser genau definiert und angezeichnet. Anschließend wurde genau nach der Implantationsanleitung (12) vorgegangen. Nach exakter statischer Ausrichtung (Abb. 3) wurden zunächst die femoralen Schnitte gelegt. Die Resektionen wurden mit einer oszillierenden Säge durchgeführt. Es folgte die intrameduläre Ausrichtung des tibialen Resektionsblockes, um das Risiko individueller Ausrichtungsfehler weiter zu minimieren. Die Resektion wurde entlang der vorher markierten Resektionslinien durchgeführt, so dass zunächst ein Slope von 3° resultierte. Mittels Winkelmesser wurden nun der β -Winkel und der Dorsalabfallwinkel δ erneut kontrolliert. Nach der Implantation des femoralen Oberflächenersatzes wurde bei einem β -Winkel von exakt 90° und einem Slope von exakt 3° der tibiale Anteil der Prothese eingesetzt. Beide Implantatanteile wurden zementfrei implantiert, um eine radiologische Überlagerung der Implantat-Knochen-Grenze durch den Zement zu vermeiden.

Bei der Implantation der zweiten Prothese in das zweite Kunststoff-Knie-Modell wurde exakt nach dem vorstehenden Schema verfahren; es wurde lediglich ein Slope von 7° gewählt.

Im Anschluss an die Implantation wurde erneut das Alignment überprüft und die Mikulicz-Linie bestimmt.



Abb. 3: statische Ausrichtung des Implantationsinstrumentariums entlang der mechanischen Achse, d.h. der Mikulicz-Linie (12)

2.1.3. Flexionskontrolle

Die Fixierung der Modelle in den verschiedenen Flexionsstellungen erfolgte mittels Fixateur extern der AO der Firma Synthes. Hierbei wurde der Fixateur so platziert, dass eine Überlagerung im Strahlengang vermieden wurde und somit die Beurteilbarkeit unbeeinflusst blieb.

Die Fixierung konnte ohne großen Aufwand gelöst und in geänderter Stellung wieder angebracht werden.

Als erstes wurde sowohl im Femur als auch in der Tibia jeweils eine Bohrung von 5 mm Durchmesser angebracht. Dabei wurde darauf geachtet, dass die Bohrungen proximal bzw. distal der Prothesenkomponenten lagen. Anschließend wurden 5 x 200mm Steinmann - Nägel als Querverstrebungen eingebracht. Mittels Winkelmesser wurde eine Flexion von 0° eingestellt und die beiden Steinmann - Nägel an beiden Enden mittels Längsverstrebungen miteinander verbunden.

2.1.4. Rotationskontrolle

Zunächst wurde die Mikulicz - Linie mittels Faden und Heftzwecken auf dem Modell fixiert. Um das Kunststoff-Knie-Modell in einer bestimmten Rotationsstellung zu fixieren, wurden der femorale und der tibiale Anteil auf jeweils einer quadratischen Holzplatte befestigt. Die Fibula wurde entfernt. Anschließend wurden femoral und tibial jeweils eine Bohrung angebracht. Die Rotationsachse, d.h. die Verbindungsachse zwischen den beiden Bohrungen, lag auf der vorher fixierten biomechanischen Mikulicz - Linie, um keine Scherkräfte zu erzeugen. Mittels handelsüblicher Spax - Schrauben wurden nun zwei quadratische Holzplatten (18 cm x 18 cm) mit einer Dicke von 1,5 cm befestigt. Mittels Filzmarker wurde eine Markierung an der ventralen Seite des Femurs und der Tibia angebracht. An den Berührungspunkten der Markierungen mit den Brettchen wurden auf dem Holz ebenfalls Markierungen angebracht. Auf diese Weise wurde der Nullpunkt für die Rotation festgelegt. Auf den Holzplatten wurde eine Winkelskala von 40° Innenrotation bis 50° Außenrotation um den wie oben dargestellten Nullpunkt eingezeichnet. Das Intervall betrug 10° (Abb. 4 und 5).

Analog erfolgte die Rotationskontrolle für das Modell mit 7° Dorsalabfallwinkel δ .

In dieser Weise fixiert, ließ sich das Knie - Modell durch leichtes Lösen der Schrauben um die biomechanische Mikulicz - Linie drehen. Anhand der femoralen und tibialen Markierungen war ein exaktes Einstellen der verschiedenen Rotationsgrade möglich.

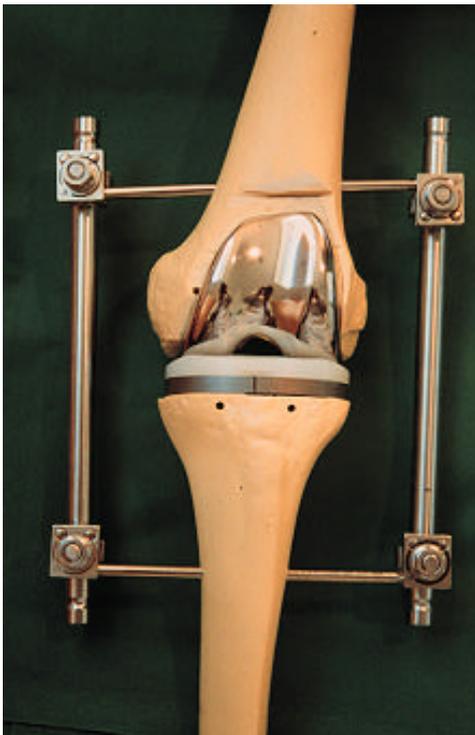


Abb. 4: frontale Ansicht des Versuchsmodells



Abb. 5: laterale Ansicht des Versuchsmodells

2.2. nativröntgenologische Untersuchung

Die Orthopädie der HHU arbeitet mit Multix Top Röntgengeräten der Firma Siemens. Diese Geräte erlauben sowohl die Anfertigung von digitalen Röntgenaufnahmen als auch die von konventionellen Röntgenbildern. Es wurden digitale Aufnahmen angefertigt, um die Vorteile der digitalen Auswertung nutzen zu können. Die Analyse der Röntgenaufnahmen sowie die Winkelmessung erfolgte mittels der Magic-View-Software der Firma Siemens. Mit diesem Programm ist es möglich, Winkel und Längen digital zu vermessen. Der bei konventionellen Aufnahmen zu berücksichtigende Korrekturfaktor (14) wird von der Software mit in die Kalkulation einbezogen.

Die Röntgenuntersuchungen erfolgten ausschließlich im anterior-posterioren Strahlengang. Es wurden die Röntgenstandards der Knee Society (10) eingehalten. Der Film-Focus-Abstand betrug 101,6 cm, und das Raster wurde auf den Mittelpunkt zwischen Femur- und Tibiakomponente ausgerichtet. Die Flexionsachse des Modells war somit in 0° Flexion und 0° Rotation parallel zur Platte und senk-

recht zum Zentralstrahl. Das Röntgengerät wurde auf 63 kV und 3,2 mAs eingestellt.

Alle Röntgenbilder wurden durch den Grad der Flexion und der Rotation sowie durch den Slope eindeutig gekennzeichnet.

Zunächst wurde bei gleichbleibender Flexionsstellung die Rotationsstellung in 10er-Intervallen von 50° Außenrotation bis 40° Innenrotation geändert. Anschließend wurde mittels Neueinstellung des Fixateur extern in 0° Rotation eine Flexionsstellung von 10° fixiert. Es folgte eine erneute Röntgenserie mit Änderung der Rotationsstellung in vorher genannter Weise. Insgesamt wurde die Flexion von 0°, was einer vollen Streckung des Kunststoff – Knie - Modells entspricht, bis 40° eingestellt. Die Änderung erfolgte hierbei, wie bei der Rotation, in 10°-Schritten.

Bei dem zweiten Kunststoff – Knie - Modell (7° Slope) wurde in gleicher Weise verfahren.

Die Auswertung erfolgte nach dem definierten Auswertungsschema der Knee Society (10), wobei ausschließlich der Tibiawinkel β ausgewertet wurde (Abb. 6,7,8).



Abb. 6: a.p. Röntgenaufnahme des Modells bei 40° Flexion und 0° Rotation



Abb. 7: a.p. Röntgenaufnahme des Modells bei 40° Flexion und 40° IRO

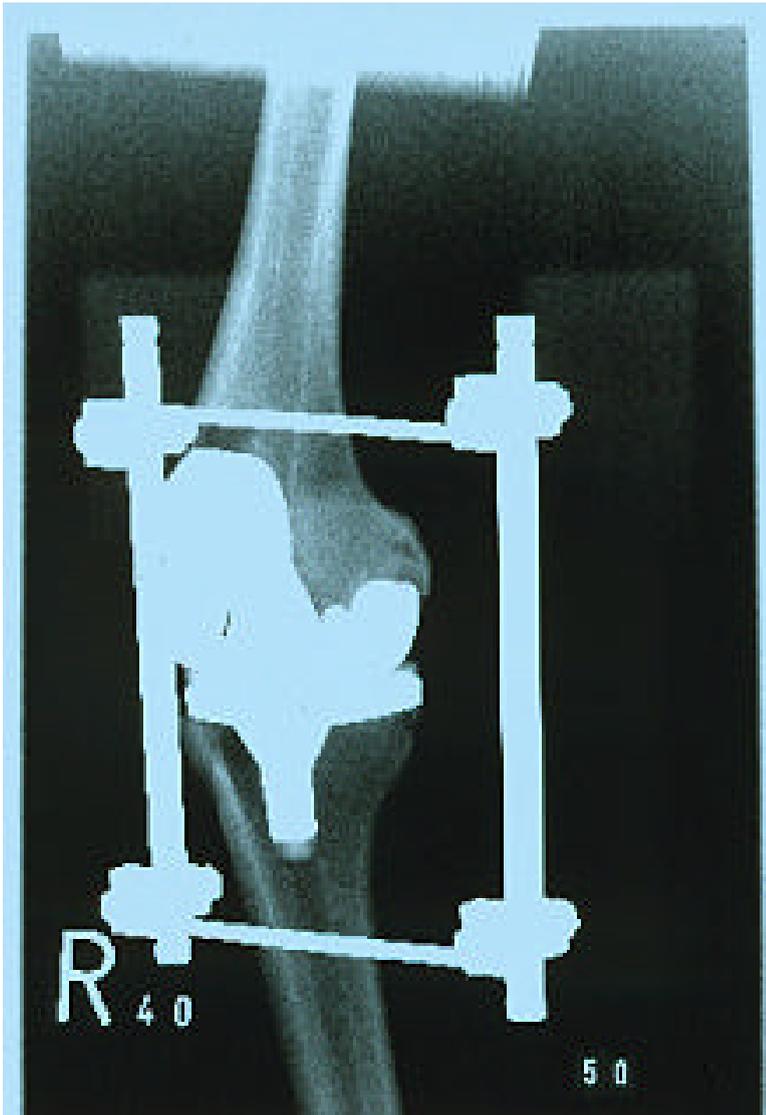


Abb. 8: a.p. Röntgenaufnahme des Modells bei 40° Flexion und 50° ARO

2.3. statistische Voraussetzungen

Verwendet wurde das handelsübliche Statistikprogramm SPSS. Um zu überprüfen, ob die Werte normalverteilt sind, wurde der Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest durchgeführt. Anschließend wurden der Korrelationskoeffizient nach Pearson und die Irrtumswahrscheinlichkeit p berechnet. Hierbei wurden die Änderung der Rotation, der Flexion und des Slope und ihre Auswirkung auf den tibialen Winkel β separat überprüft.

3. Ergebnisse

Analysiert wurde ausschließlich der Winkel β . Die anderen im Protokoll der Knee-Society angegebenen Winkel (vgl. Abb. 1) wurden lediglich zur Kontrolle des korrekten Prothesensitzes zweimalig digital bestimmt. Hierzu wurden die Röntgenaufnahmen mit 0° Rotation, 0° Flexion und 3° beziehungsweise 7° Slope herangezogen.

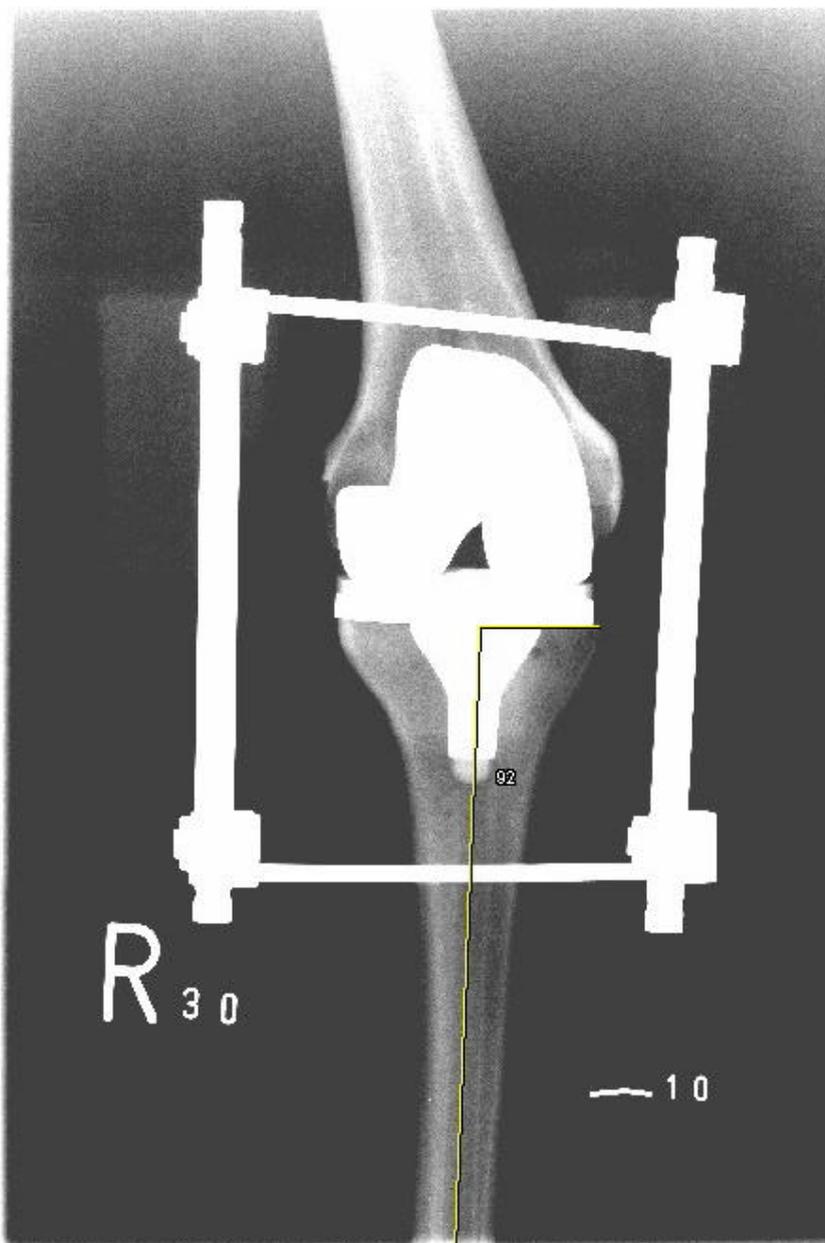
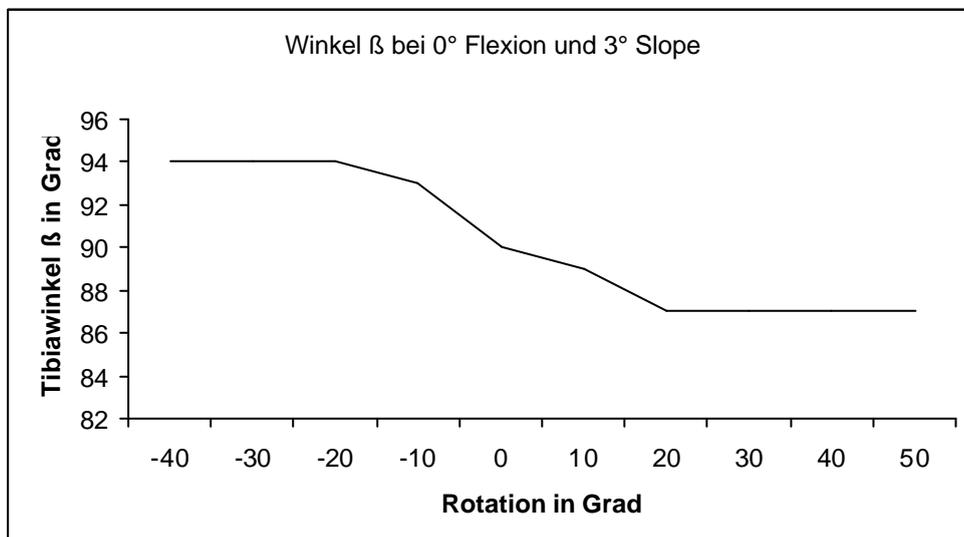


Abb. 9: Röntgenaufnahme bei 30° Flexion, 10° Innenrotation und 3° Slope mit digital bestimmtem β -Winkel

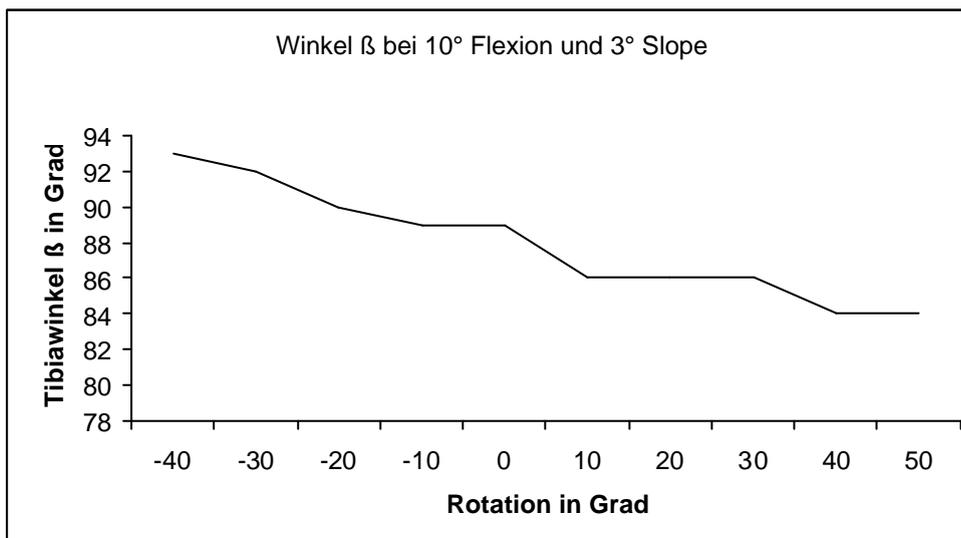
Bei den folgenden Tabellen bzw. Diagrammen ist die Innenrotation durch den Zusatz von IRO oder – gekennzeichnet. Die Bezeichnung ARO oder ein positiver Rotationsgrad entspricht der Außenrotation.

Winkel β bei 0° Flexion und 3° Slope		
Flexion	Rotation	Tibiawinkel β
0°	IRO 40°	94°
0°	IRO 30°	94°
0°	IRO 20°	94°
0°	IRO 10°	93°
0°	0°	90°
0°	ARO 10°	89°
0°	ARO 20°	87°
0°	ARO 30°	87°
0°	ARO 40°	87°
0°	ARO 50°	87°



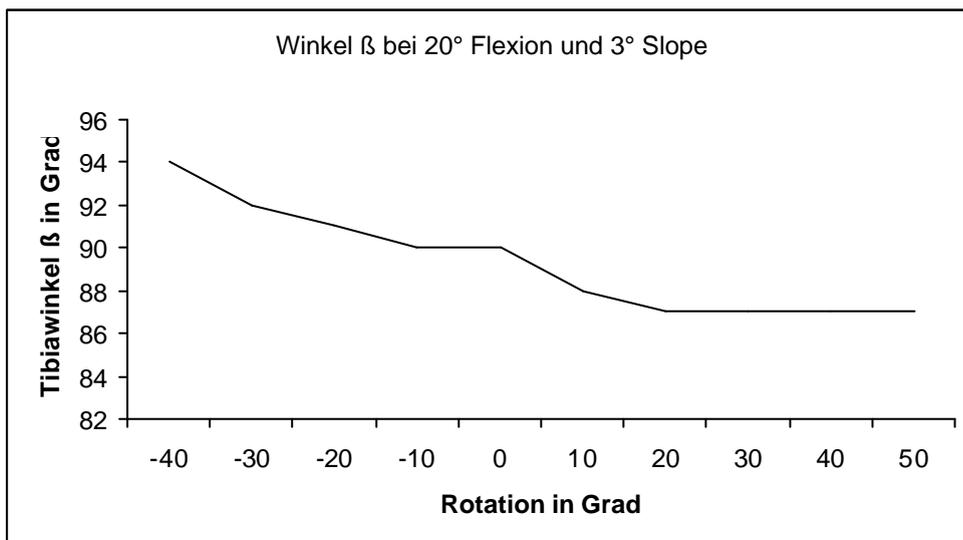
Tab. und Diagramm1: Winkel β in Abhängigkeit von der Rotationsstellung bei 0° Flexion und 3° Dorsalabfallwinkel δ

Winkel β bei 10° Flexion und 3° Slope		
Flexion	Rotation	Tibiawinkel β
10°	IRO 40°	93°
10°	IRO 30°	92°
10°	IRO 20°	90°
10°	IRO 10°	89°
10°	0°	89°
10°	ARO 10°	86°
10°	ARO 20°	86°
10°	ARO 30°	86°
10°	ARO 40°	84°
10°	ARO 50°	84°



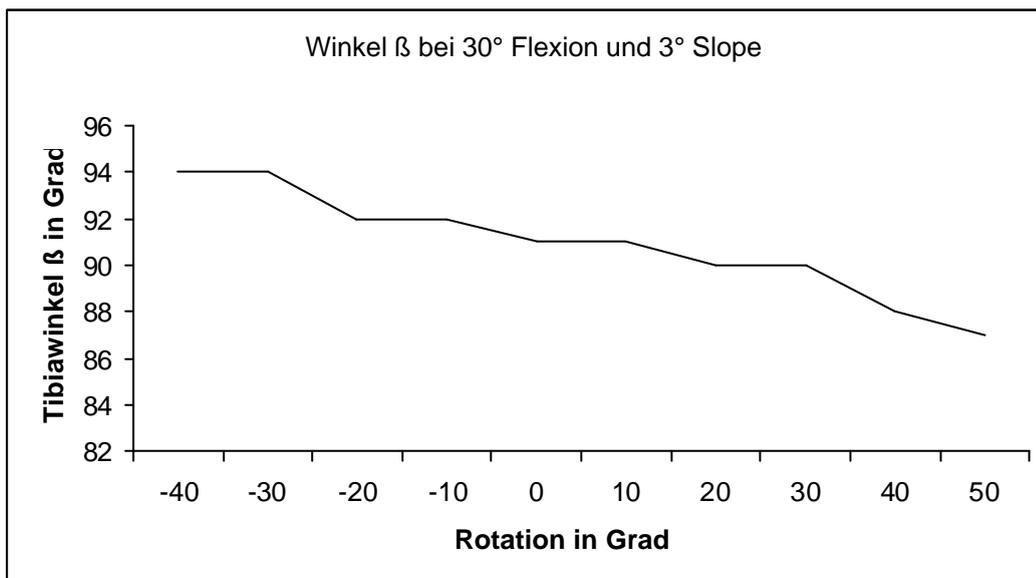
Tab. und Diagramm 2: Winkel β in Abhängigkeit von der Rotationsstellung bei 10° Flexion und 3° Dorsalabfallwinkel δ

Winkel β bei 20° Flexion und 3° Slope		
Flexion	Rotation	Tibiawinkel β
20°	IRO 40°	94°
20°	IRO 30°	92°
20°	IRO 20°	91°
20°	IRO 10°	90°
20°	0°	90°
20°	ARO 10°	88°
20°	ARO 20°	87°
20°	ARO 30°	87°
20°	ARO 40°	87°
20°	ARO 50°	87°



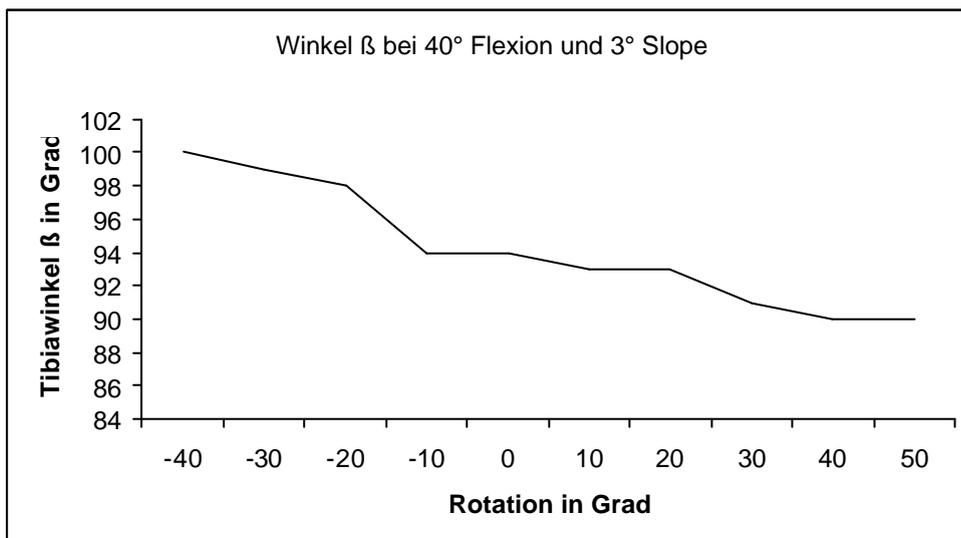
Tab. und Diagramm 3: Winkel β in Abhängigkeit von der Rotationsstellung bei 20° Flexion und 3° Dorsalabfallwinkel δ

Winkel β bei 30° Flexion und 3° Slope		
Flexion	Rotation	Tibiawinkel β
30°	IRO 40°	94°
30°	IRO 30°	94°
30°	IRO 20°	92°
30°	IRO 10°	92°
30°	0°	91°
30°	ARO 10°	91°
30°	ARO 20°	90°
30°	ARO 30°	90°
30°	ARO 40°	88°
30°	ARO 50°	87°



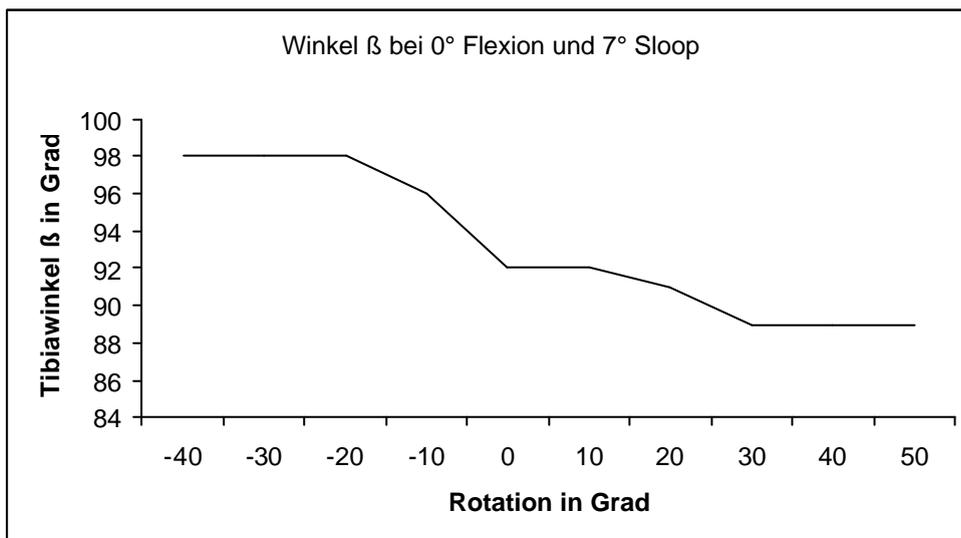
Tab. und Diagramm 4: Winkel β in Abhängigkeit von der Rotationsstellung bei 30° Flexion und 3° Dorsalabfallwinkel δ

Winkel β bei 40° Flexion und 3° Slope		
Flexion	Rotation	Tibiawinkel β
40°	IRO 40°	100°
40°	IRO 30°	99°
40°	IRO 20°	98°
40°	IRO 10°	94°
40°	0°	94°
40°	ARO 10°	93°
40°	ARO 20°	93°
40°	ARO 30°	91°
40°	ARO 40°	90°
40°	ARO 50°	90°



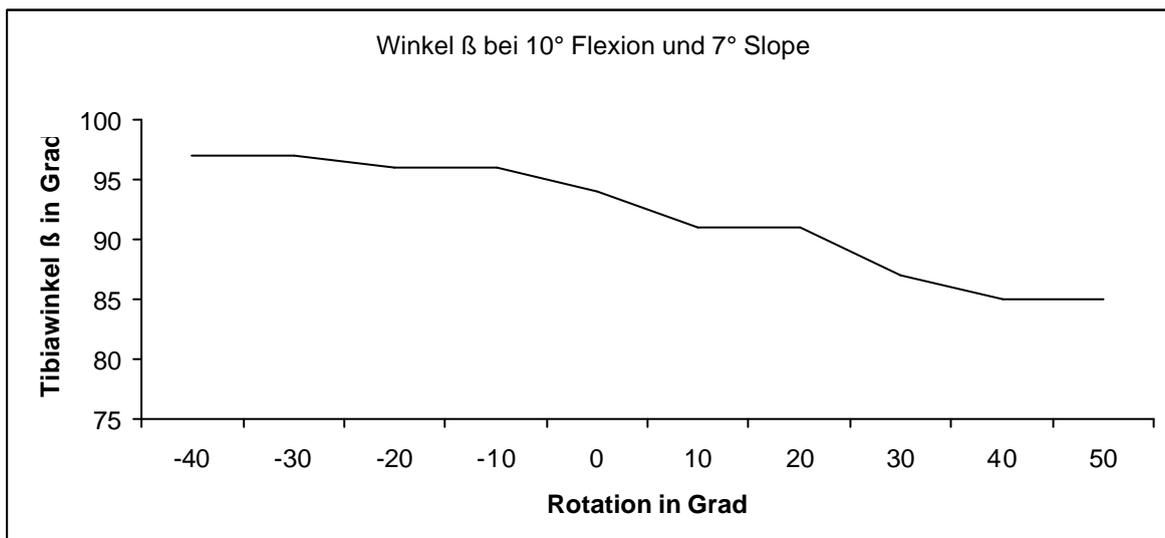
Tab. und Diagramm 5: Winkel β in Abhängigkeit von der Rotationsstellung bei 40° Flexion und 3° Dorsalabfallwinkel δ

Winkel β bei 0° Flexion und 7° Slope		
Flexion	Rotation	Tibiawinkel β
0°	IRO 40°	98°
0°	IRO 30°	98°
0°	IRO 20°	98°
0°	IRO 10°	96°
0°	0°	92°
0°	ARO 10°	92°
0°	ARO 20°	91°
0°	ARO 30°	89°
0°	ARO 40°	89°
0°	ARO 50°	89°



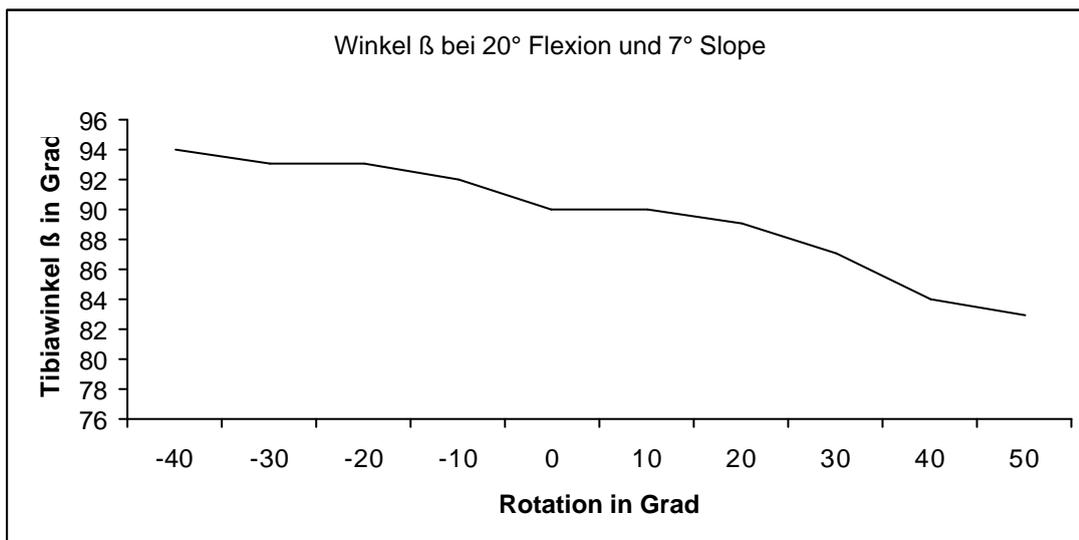
Tab. und Diagramm 6: Winkel β in Abhängigkeit von der Rotationsstellung bei 0° Flexion und 7° Dorsalabfallwinkel δ

Winkel β bei 10° Flexion und 7° Slope		
Flexion	Rotation	Tibiawinkel β
10°	IRO 40°	97°
10°	IRO 30°	97°
10°	IRO 20°	96°
10°	IRO 10°	96°
10°	0°	94°
10°	ARO 10°	91°
10°	ARO 20°	91°
10°	ARO 30°	87°
10°	ARO 40°	85°
10°	ARO 50°	85°



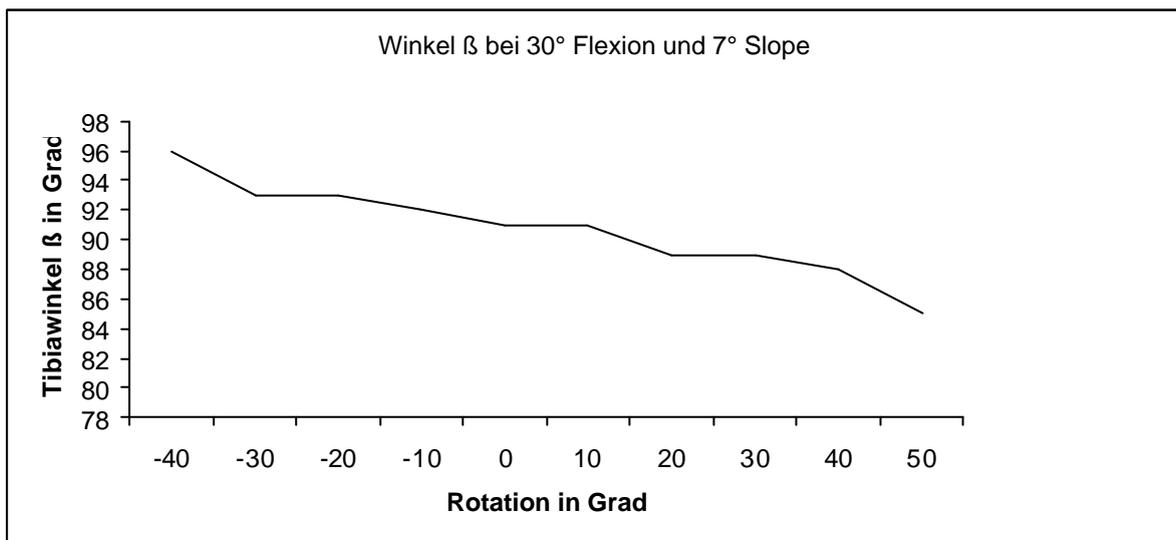
Tab. und Diagramm 7: Winkel β in Abhängigkeit von der Rotationsstellung bei 10° Flexion und 7° Dorsalabfallwinkel δ

Winkel β bei 20° Flexion und 7° Slope		
Flexion	Rotation	Tibiawinkel β
20°	IRO 40°	94°
20°	IRO 30°	93°
20°	IRO 20°	93°
20°	IRO 10°	92°
20°	0°	90°
20°	ARO 10°	90°
20°	ARO 20°	89°
20°	ARO 30°	87°
20°	ARO 40°	84°
20°	ARO 50°	83°



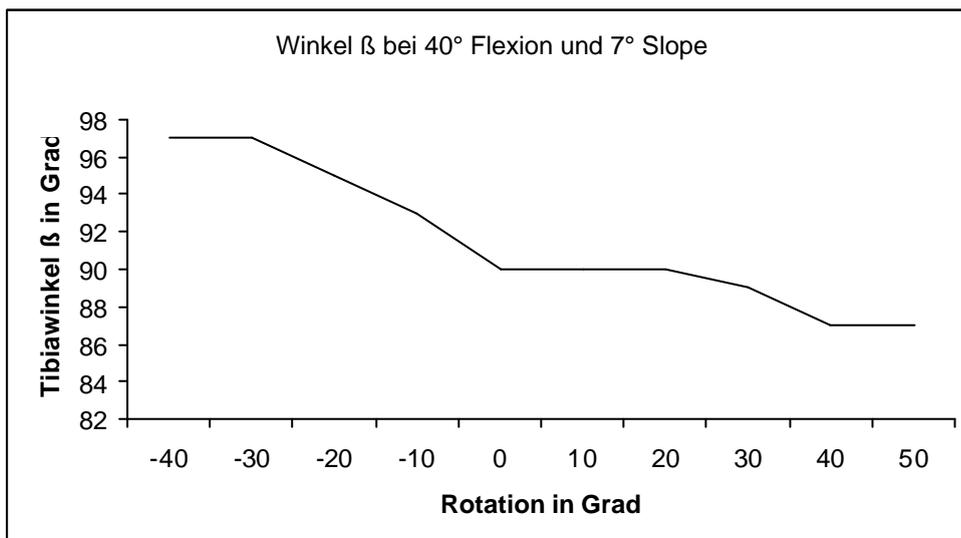
Tab. und Diagramm 8: Winkel β in Abhängigkeit von der Rotationsstellung bei 20° Flexion und 7° Dorsalabfallwinkel δ

Winkel β bei 30° Flexion und 7° Slope		
Flexion	Rotation	Tibiawinkel β
30°	IRO 40°	96°
30°	IRO 30°	93°
30°	IRO 20°	93°
30°	IRO 10°	92°
30°	0°	91°
30°	ARO 10°	91°
30°	ARO 20°	89°
30°	ARO 30°	89°
30°	ARO 40°	88°
30°	ARO 50°	85°



Tab. und Diagramm 9: Winkel β in Abhängigkeit von der Rotationsstellung bei 30° Flexion und 7° Dorsalabfallwinkel δ

Winkel β bei 40° Flexion und 7° Slope		
Flexion	Rotation	Tibiawinkel β
40°	IRO 40°	97°
40°	IRO 30°	97°
40°	IRO 20°	95°
40°	IRO 10°	93°
40°	0°	90°
40°	ARO 10°	90°
40°	ARO 20°	90°
40°	ARO 30°	89°
40°	ARO 40°	87°
40°	ARO 50°	87°



Tab. und Diagramm 10: Winkel β in Abhängigkeit von der Rotationsstellung bei 40° Flexion und 7° Dorsalabfallwinkel δ

Bei näherer Betrachtung der Ergebnisse zeigt sich, dass der Tibiawinkel β sich in Abhängigkeit von der Rotationsstellung nahezu linear verändert. Dies lässt einen signifikanten Zusammenhang vermuten. Um das zu überprüfen, wurden die Ergebnisse mittels SPSS-Software verglichen.

4. Statistik

Nach Abschluss der Messungen stellte sich die Frage, ob ein direkter Zusammenhang zwischen:

- a) der Änderung des Flexionswinkels
- b) der Änderung des Dorsalabfallwinkels δ
- c) der Änderung des Rotationswinkels

und der Änderung des β -Winkels besteht und ob es sich um eine signifikante Änderung handelt.

Um dies zu überprüfen wurde der Korrelationskoeffizient r nach Pearson und die Irrtumswahrscheinlichkeit p berechnet.

Definition des Korrelationskoeffizienten nach Pearson:

$$r = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x}) \cdot (y_i - \bar{y})}{(n - 1) \cdot s_x \cdot s_y}$$

x_i und y_i = Werte der beiden Variablen

\bar{x} und \bar{y} = Nullwerte der Variablen

s_x und s_y = Standardabweichung der Variablen

n = Anzahl der Wertepaare

Interpretation des Korrelationskoeffizienten r nach Pearson:

Korrelationskoeffizient r	Interpretation
bis 0,2	sehr geringe Korrelation
bis 0,5	geringe Korrelation
bis 0,7	mittlere Korrelation
bis 0,9	hohe Korrelation
über 0,9	sehr hohe Korrelation

Interpretation des zweiseitigen Signifikanztests mit der Irrtumswahrscheinlichkeit p:

Irrtumswahrscheinlichkeit p	Bedeutung	Symbolisierung
$p > 0,05$	nicht signifikant	Ns
$p < 0,05$	signifikant	*
$p < 0,01$	sehr signifikant	**
$P < 0,001$	höchst signifikant	***

Voraussetzung für die Anwendung des Korrelationskoeffizienten r und des zweiseitigen Signifikanztest ist, dass die gemessenen Werte normalverteilt sind. Zu diesem Zweck wurde der Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest durchgeführt:

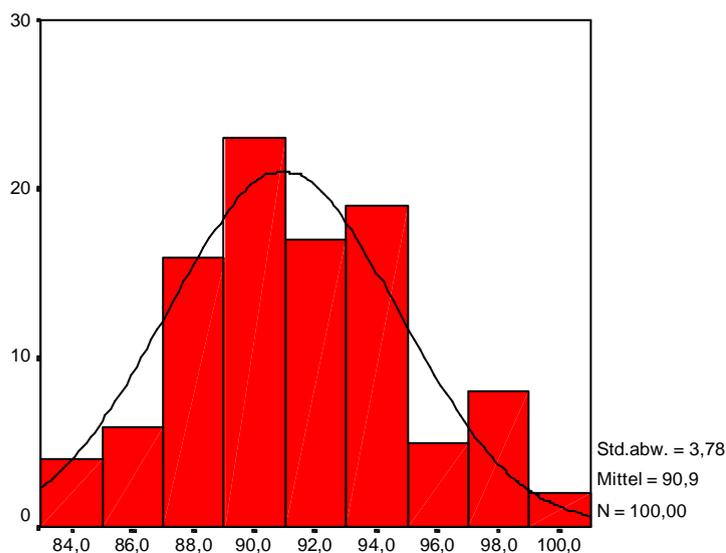


Abb. 10: Verteilung der gemessenen Winkelgrade β

Tab. 11: Im Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest ermittelten stat. Werte für β :

		Tibiawinkel β
N		100
Parameter der Normalverteilung(a,b)	Mittelwert	90,93
	Standardabweichung	3,78
Extremste Differenzen	Absolut	,087
	Positiv	,087
	Negativ	-,050
Kolmogorov-Smirnov-Z		,871
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)		,434

Es zeigt sich, dass die gemessenen Werte normalverteilt sind. Bei einer Standardabweichung von $3,78^\circ$ liegt der mittlere β -Winkel bei $90,93^\circ$.

Aufgrund dieser Tatsache ist ein Vergleich der einzelnen Wertepaare mittels Korrelationstest nach Pearson und zweiseitigem Signifikanztest erlaubt.

Tab. 12: Gegenüberstellung von Flexion und Tibiawinkel β :

		Tibiawinkel β	FLEXION
Korrelation nach Pearson	Tibiawinkel β	1,000	0,120
	FLEXION	0,120	1,000
Signifikanz (2-seitig)	Tibiawinkel β	,	0,233
	FLEXION	0,233	,
N	Tibiawinkel β	100	100
	FLEXION	100	100

Definitionsgemäß entspricht ein $p = 0,12$ einer sehr geringen Korrelation, so dass die Bedeutung der Flexion für die Änderung des Tibialwinkels β zu vernachlässigen ist. Ein statistisch signifikanter Einfluss ist nicht festzustellen.

Tab. 13: Gegenüberstellung von Dorsalabfallwinkel δ und Tibiawinkel β :

		Tibiawinkel β	Slope δ
Korrelation nach Pearson	Tibiawinkel β	1,000	,114
	DELTA	,114	1,000
Signifikanz (2-seitig)	Tibiawinkel β	,	,258
	DELTA	,258	,
N	Tibiawinkel β	100	100
	DELTA	100	100

Es findet sich ebenfalls nur eine sehr geringe Korrelation zwischen Dorsalabfallwinkel δ und Tibiawinkel β . Der Tibiawinkel β wird durch eine Änderung des Dorsalabfallwinkels δ nicht signifikant beeinflusst.

Tab. 14: Gegenüberstellung von Rotation und Tibiawinkel:

		Tibiawinkel β	Rotation
Korrelation nach Pearson	Tibiawinkel β	1,000	-,770(**)
	Rotation	-,770(**)	1,000
Signifikanz (2-seitig)	Tibiawinkel β	,	,000
	Rotation	,000	,
N	Tibiawinkel β	100	100
	Rotation	100	100

** Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

Rotation und Tibiawinkel β korrelieren auf einem hohen Niveau. Durch die Änderung des Rotationswinkels wird eine höchst signifikante Änderung des Tibiawinkels β hervorgerufen.

Um zu ergründen, ob die Richtung der Rotation einen unterschiedlichen Einfluss auf die Änderung des Tibiawinkels β hat, wurden sowohl für die Innenrotation als auch für die Außenrotation separat der Korrelationstest nach Pearson und der zweiseitige Signifikanztest durchgeführt.

Tab. 15: Gegenüberstellung von Außenrotation und Tibiawinkel β :

		Außenrotation	Tibiawinkel β
Korrelation nach Pearson	Außenrotation	1,000	-,586(**)
	Tibiawinkel β	-,586(**)	1,000
Signifikanz (2-seitig)	Außenrotation	,	,000
	Tibiawinkel β	,000	,
N	Außenrotation	50	50
	Tibiawinkel β	50	50
** Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.			

Tab. 16: Gegenüberstellung von Innenrotation und Tibiawinkel β :

		Innenrotation	Tibiawinkel β
Korrelation nach Pearson	Innenrotation	1,000	,425(**)
	Tibiawinkel β	,425(**)	1,000
Signifikanz (2-seitig)	Innenrotation	,	,006
	Tibiawinkel β	,006	,
N	Innenrotation	40	40
	Tibiawinkel β	40	40
** Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.			

Es findet sich, dass die Richtung der Rotation für die Änderung des Tibiawinkels nicht relevant ist.

Zusammenfassend wurden in Abhängigkeit von der Rotationsstellung des Kniegelenkes Abweichungen des projizierten Winkels β von 7° - 10° bei maximaler Innenrotation beziehungsweise maximaler Außenrotation gefunden. Die statistische Analyse zeigte eine hohe Korrelation mit einem Korrelationskoeffizienten r nach Pearson von 0,77 und einer Irrtumswahrscheinlichkeit $p < 0,001$. Eine signifikante Änderung des tibialen Winkels β in Abhängigkeit von der jeweils gewählten Flexionsstellung fand sich bei der durchgeführten Untersuchung nicht. Ebenso gab es keine signifikante Ergebnisänderung in Abhängigkeit von dem jeweils gewählten tibialen Slope δ .

5. Diskussion

In der durchgeführten Untersuchung konnte nachgewiesen werden, dass erhebliche Abweichungen des röntgenologisch projizierten tibialen Winkels in Abhängigkeit von der Rotation des Kniegelenkes bestehen, was leicht zu Fehlinterpretationen bezüglich der realen Lage der eingebrachten Endoprothese führen kann. Eine signifikante Änderung des β -Winkels in Korrelation zur Flexion beziehungsweise zum Dorsalabfallwinkel δ fand sich nicht.

Unter Berücksichtigung der notwendigen Qualitätssicherung muss somit vor allen Dingen auf eine exakte Positionierung in Bezug auf die Rotation geachtet werden. Flexionshaltungen, die unmittelbar postoperativ durch die Schmerzsymptomatik auftreten können, sind tolerabel. Sollte eine exakte Positionierung unmittelbar postop. nicht möglich sein, kann trotzdem auf eine Röntgenkontrolle aus forensischen Gründen, z.B. zum Frakturausschluss nicht verzichtet werden.

Gerade wegen der immer wichtiger werdenden gutachterlichen Fragestellung zur Lage der Implantate muss der Operateur zur eigenen Absicherung bei der angefertigten Röntgenkontrolle auf die exakte Rotationsstellung des Kniegelenkes achten. Da die angegebenen Röntgenstandards der Knee Society mit Kniepositionierung bei liegendem Patienten mit direkter Ausrichtung der Patella in Richtung Decke unpräzise sind, sollte eine „true a.p.“-Aufnahme über die parallele Ausrichtung der Röntgenplatte zur Flexionsachse des Beines definiert werden. So können Lagerungsfehler, die ihre Ursache z.B. in einer nicht bemerkten Lateralisation oder Subluxation der Patella haben, vermieden werden. Bei einer Fehlpositionierung des Beines wird durch die einliegenden Redon-Drainagen und durch röntgensichtbare Kompressen eine korrekte Interpretation der Röntgenaufnahmen zusätzlich erschwert.

Auch eine fälschlicherweise „korrekte Implantatlage“ kann durch eine falsche Rotationsposition vorgetäuscht werden, so dass aufgrund der durchgeführten Untersuchung die Definition der Beinlagerung korrigiert werden muss. Nicht die Patella ist als Markierung aus o.g. Gründen heranzuziehen, sondern die Parallelität der Flexionsachse zur Röntgenplatte.

Die Entwicklung von praktikablen Lagerungshilfen zur geforderten exakten Positionierung könnte zur Lösung des Problems beitragen, darüber hinaus ist die fachgerechte Schulung des Röntgenpersonals dringend erforderlich.

Alternativ könnte die wesentlich aufwändigere Methode (Zeit- und Personalaufwand) der RSA (Roentgen stereophotogrammetric analysis) durchgeführt werden, um exaktere Aussagen zur Implantatlage treffen zu können (2). Dieses Verfahren hat sich jedoch wegen des zeitlichen Aufwandes und aus Kostengründen in der Routinediagnostik nicht etabliert.

Von einigen Autoren wird der Einsatz der Computertomographie zur präoperativen Planung und intra- bzw. postoperativen Implantat-Lagebestimmung propagiert (3,27). Aufgrund der hohen Strahlenbelastung für die Patienten und der ebenfalls hohen Kosten ist dieses Verfahren für die Routinediagnostik nicht geeignet.

Nur zur Sicherung einer exakten Positionierung ist der Einsatz von Bildverstärkern ebenfalls unter Berücksichtigung des Strahlenschutzes und der Praktikabilität nicht sinnvoll (22).

In unseren Augen bietet sich zur Problemlösung folgende Verfahrensweise an:

Eine unmittelbar postoperative Röntgenkontrolle ist weiter notwendig, um eine grobe Fehlpositionierung des Implantates und eine Fraktur auszuschließen. Den Röntgenaufnahmen sollte ein Vermerk beigefügt werden, sofern keine exakte Rotationskontrolle und Positionierung des Beines möglich ist. Vor der Entlassung des Patienten sind erneut konventionelle Röntgenaufnahmen entsprechend den oben dargelegten Standard mit Ausrichtung der Röntgenplatte parallel zur Flexionsachse des Beines anzufertigen. Die störenden Einflüsse, die unmittelbar postoperativ zu erwarten sind (siehe oben), fallen zu diesem Zeitpunkt weg.

Bei weiterhin bestehendem Verdacht auf Fehllage des Implantates sollte eine Ganzbeinaufnahme angefertigt werden, da sich diese zur Überprüfung eines korrekten Alignment besser eignet als eine solitäre Kniegelenksaufnahme (21).

Durch Berücksichtigung dieser Vorgehensweise ist eine korrekte Dokumentation nach Implantation einer Knieendoprothese möglich. Eine exakte Qualitätssicherung zum besseren radiologischen Vergleich wird hierdurch erreicht.

6. *Abbildungsverzeichnis*

Abb. 1:	Röntgenologische Winkelmaße zur Definition der Implantatlage nach Knieendoprothese (5)	3
Abb. 2:	Einteilung der verschiedenen Implantatanteile zum Auffinden und Lokalisieren von Lockerungssäumen bei Knieendoprothesen (5)	4 - 5
Abb. 3:	statische Ausrichtung des Implantationsinstrumentariums entlang der mechanischen Achse, d.h. der Mikulicz-Linie (15)	10
Abb. 4:	frontale Ansicht des Versuchsmodells	12
Abb. 5:	laterale Ansicht des Versuchsmodells	13
Abb. 6:	a.p. Röntgenaufnahme des Modells bei 40° Flexion und 0° Rotation	15
Abb. 7:	a.p. Röntgenaufnahme des Modells bei 40° Flexion und 40° IRO	16
Abb. 8:	a.p. Röntgenaufnahme des Modells bei 40° Flexion und 50° ARO	17
Abb. 9:	Röntgenaufnahme bei 30° Flexion, 10° Innenrotation und 3° Slope mit digital bestimmtem β -Winkel	19
Abb. 10:	Verteilung der gemessenen Winkelgrade β	31

7. Tabellen- und Diagrammverzeichnis

Tab. und Diagramm 1:	Winkel β in Abhängigkeit von der Rotationsstellung bei 0° Flexion und 3° Dorsalabfallwinkel δ	20
Tab. und Diagramm 2:	Winkel β in Abhängigkeit von der Rotationsstellung bei 10° Flexion und 3° Dorsalabfallwinkel δ	21
Tab. und Diagramm 3:	Winkel β in Abhängigkeit von der Rotationsstellung bei 20° Flexion und 3° Dorsalabfallwinkel δ	22
Tab. und Diagramm 4:	Winkel β in Abhängigkeit von der Rotationsstellung bei 30° Flexion und 3° Dorsalabfallwinkel δ	23
Tab. und Diagramm 5:	Winkel β in Abhängigkeit von der Rotationsstellung bei 40° Flexion und 3° Dorsalabfallwinkel δ	24
Tab. und Diagramm 6:	Winkel β in Abhängigkeit von der Rotationsstellung bei 0° Flexion und 7° Dorsalabfallwinkel δ	25
Tab. und Diagramm 7:	Winkel β in Abhängigkeit von der Rotationsstellung bei 10° Flexion und 7° Dorsalabfallwinkel δ	26
Tab. und Diagramm 8:	Winkel β in Abhängigkeit von der Rotationsstellung bei 20° Flexion und 7° Dorsalabfallwinkel δ	27
Tab. und Diagramm 9:	Winkel β in Abhängigkeit von der Rotationsstellung bei 30° Flexion und 7° Dorsalabfallwinkel δ	28
Tab. und Diagramm 10:	Winkel β in Abhängigkeit von der Rotationsstellung bei 40° Flexion und 7° Dorsalabfallwinkel δ	29

Tab. 11:	Im Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest ermittelten stat. Werte für β	32
Tab. 12:	Gegenüberstellung von Flexion und Tibiawinkel β	32
Tab. 13:	Gegenüberstellung von Dorsalabfallwinkel δ und Tibiawinkel β	33
Tab. 14:	Gegenüberstellung von Rotation und Tibiawinkel	33
Tab. 15:	Gegenüberstellung von Außenrotation und Tibiawinkel β	34
Tab. 16:	Gegenüberstellung von Innenrotation und Tibiawinkel β	35

8. LITERATUR:

1. Aglietti, P.; Buzzi, R.; De-Felice, R.; Giron, F. (1999);
The insall-burnstein total knee replacement in osteoarthritis: a 10-year
minimum follow – up;
J.-Arthroplasty; 14 (5): 560 – 5
2. Bellemans, J. (1999);
Roentgen stereophotogrammetric analysis (RSA) in knee
Arthroplasty;
4. EFORT; 3.-8. Juni 1999; Brüssel
3. Berger, R.A.; Crossett, L.S.; Jacobs, J.J.; Rubash, M.D. (1998);
Malrotation causing patellofemoral complications after total knee
arthroplasty;
Clinical Orthop. And Related Research; 356: 144 – 153
4. Buechel, F.F. (1982);
A simplified evaluations system for the rating of knee
function;
Orthop. Rev.; 11: 97 - 101
5. Calder, J.D.; Ashwood, N., Hollingdale, J.P. (1999);
Survivorship analysis of the „Performance“ total knee replacement – 7-
year follow – up;
Int.-Orthop.; 23 (2): 100 – 3
6. Callaghan, J.J.; Squire, M.W.; Goetz, D.D.; Sullivan, P.M.; Johnston,
R.C. (2000);
Cemented rotating – platform total knee replacement. A nine- to twelve–
year follow – up study;
J.-Bone-Joint-Surg.-Am.; 82 (5): 705 – 11

7. Diduch, D.R.; Insall, J.N.; Scott, W.N.; Scuderi, G.R. (1997);
Total knee replacement in young, active patients. Long-term follow – up
and functional outcome;
J-Bone-Joint-Surg.-Am.; 79 (1): 575 – 82
8. Elloy, M.A.; Manning, M.P.; Johnson, R. (1992);
Accuracy of intramedullary alignment in total knee
Replacement;
J.-Biomed.-Eng.; 14 (5): 363 – 70
9. Emmerson, K.P.; Moran, C.G.; Pinder, I.M. (1996);
Survivorship analysis of the Kinematic Stabilizer total knee replacement:
a 10 - to 14 -year follow – up;
J-Bone-Joint-Surg.-Br.; 78 (1): 441 – 5
10. Ewald, F.C. (1998);
The knee society total knee artrohoplasty roentgeographic
evaluation and scoring system;
Clinical orthopaedics and research; 248: 9 – 12
11. Felson, D.T.; Zhang, Y.; Hannan, M.T. (1995);
The incidence and natural history of knee osteoarthritis in the elderly.
The Framingham Osteoarthritis Study;
Arthritis-Rheum.; 38 (10): 1500 – 5
12. Johnson & Johnson;
P.F.C. Sigma Kniesystem. Die primär kreuzbanderhaltende
Operationstechnik;
Handbuch zur Implantation
13. Kantz, M.E.; Harris, W.J.; Levitsky, K.; Ware, J.E.; Davies, A.R. (1992);
Methods for assensing condition-specific and generic
functional status outcomers after total knee replacement;
Med.-Care; 30 (5Suppl): 240 – 52

14. Keats, T.E. (1990);
Atlas of roentgenographic measurement;
Diss.; ISBN: 0-8151-5657-x
15. Knutson, K.; Lewold, S.; Robeth, O.; Lidgren L. (1994);
The swedish knee arthroplasty register – A nation wide study of 30003
knees 1976 – 1992;
Acta-Orthop.-Scand.; 65 (4): 375 - 86
16. König, A.; Janßen, E.; Scheidler, M.; Gohlke, F. (1997);
Verlaufsbeobachtungen nach bicondylärem Oberflächenersatz bei
rheumatischen Kniegelenkdestruktionen;
Z. Rheumatol.; 56: 200 – 6
17. König, A.; Scheidler, M.; Rader, C.; Haase, M.; Eulert, J. (1998);
Ist die Verwendung des Knee Society RESS zur
radiologischen Kontrolle von Knieendoprothesen sinnvoll?;
Z Orthop; 136 (1): 70 – 76
18. Krugluger, J.; Steinwenter, A.; Knahr, K. (1998);
Uncemented Miller-Galante total knee replacement. The influence of
alignment on clinical and radiological outcome in a 5 - to 8 – year
follow-up;
Int.-Orthop.; 22 (4): 230 – 3
19. Lonner, J.H.; Laird, M.T.; Stuchin, S.A. (1996);
Effect of rotation and knee flexion on radiographic alignment in total
knee arthroplasties;
Clinical orthopaedics and research; 331: 102 – 106

20. Lyback, C.O.; Belt, E.A.; Hamalaenen, M.M. et al. (2000);
Survivorship of AGC knee replacement in juvenile chronic arthritis: 13-
year follow – up of 77 knees;
J.-Arthroplasty; 15 (2): 166 – 70
21. Patel, D.V.; Ferris, B.D.; Aichroth, P.M. (1991);
Radiological study of alignment after total knee replacement. Short
radiographs or long radiographs?;
Int.-Orthop.; 15: 209 – 10
22. Robinson, E. (1996);
Interpretation by radiologists of orthopedic total joint
radiographs: is it necessary or cost-effective [see
comments];
Can.-J.-Surg.; 39 (5): 393-96
23. Rosenberg, A.G.; Barden, R.M.; Galante, J.O. (1990);
Cemented and ingrowth fixation of the Miller-Galante-
Prothesis;
Clin. Orthop.; 260: 71 – 79
24. Salzer, M.; Knahr, K.; Schmidt, W. (1991);
Verlaufsanalyse von zementfrei implantierten PCA-Knieendoprothesen
mit einer Nachbeobachtung von 5-8 Jahren;
Z. Orhtop. 129
25. Thomason, H.C.; Slater, R.R.; Tooma, G.S.; Rosu, M.R.;
Kelley, S.S. (1998);
The value of serial postoperative radiographs of total
knee arthroplasties;
J.-South-Orthop.-Assoc.; 7 (1): 27-35

26. Walker, P.S.; Sathasivam, S. (1992);
A simplified radiographic method for measuring bone-component motion in Total knees;
J-Biomech.; 25 (9): 1059 – 66

27. Wissing, H.; Buddenbrock, B. (1993);
Rotationsfehlerbestimmung am Femur durch axiale Computertomographie im Vergleich zu klinischer und konventioneller radiologischer Bestimmung;
Unfallchir.; 19: 145 – 157 (Nr. 3)

28. Yoshino, A.; Nakamura, H.; Shiga, H.; Ishiuchi, N. (1997);
Recovery of full flexion after total Knee replacement in rheumatoid arthritis – a follow – up study;
Int-Orthop.; 21 (2): 98 – 100

29. National Inpatient profile. Healthcare Investment analysis Inc. (1996)

9. Lebenslauf

persönliche Angaben

Name:	Daniel Hürter
Anschrift:	An Haus Beeck 4 41844 Beeck
Geburtsdatum:	29.01.1971
Geburtsort:	Erkelenz
Familienstand:	verheiratet
Staatsangehörigkeit:	deutsch
Konfession:	katholisch
Eltern:	Dr. med. Jürgen Hürter, Allgemeinmediziner (†) Maria-Luise Hürter, geb. Bless, Lehrerin

Schulbildung:

08.1977 - 07.1981	kath. Grundschule Beeck
08.1981 - 05.1990	Maximilian-Kolbe-Gymnasium Wegberg

Wehrdienst:

10.1990 - 09.1991	Ableistung des Wehrdienstes
-------------------	-----------------------------

Berufsausbildung:

ab 10.1991	Medizinstudium, Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
09.1993	Physikum
09.1994	1. Staatsexamen
04.1997	2. Staatsexamen
04.1997 bis 03.1998	Praktisches Jahr, Universitätsklinik Düsseldorf
06.1998	3. Staatsexamen
07.1998 bis 01.2000	Arzt im Praktikum an der Orthopädischen Klinik der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
10.2000 bis heute	Assistenzarzt in der Unfallchirurgischen Abteilung des Krankenhaus Benrath, Düsseldorf

ZUSAMMENFASSUNG:

In der postoperativen Röntgendiagnostik zur Bewertung der achsgerechten Lage von Kniegelenkendoprothesen kommt es häufig zu Schwierigkeiten bezüglich der korrekten Rotations- und Flexionseinstellung des Kniegelenkes in der a.p. und seitlichen Aufnahme. In der vorgestellten Untersuchung wird anhand eines Modells der Einfluss verschiedener Rotationsstellungen und Flexionsstellungen auf die projizierte und reale Winkelstellung des Tibiaplateaus zur Tibiaachse dargestellt. Hierbei wurden am Modell eines Oberflächenersatzsystems für Knieendoprothesen statistisch signifikante Unterschiede in der Winkelmessung in Korrelation zur Rotationsstellung im a.p. Strahlengang gefunden. Für die Qualitätssicherung ist eine korrekte Auswertung mit vergleichbaren Befunden für alle postoperativen Röntgenkontrollen, gefertigt mit exakter Positionierung des Kniegelenkes im Strahlengang im Sinne einer „true-a.p.“ und seitlichen Aufnahme, zu fordern. Hierbei sollte die „true-a.p.“-Aufnahme nicht über die unpräzise Lagebeziehung der Patella zur Decke, sondern über eine parallele Ausrichtung der Röntgenplatte zur Flexionsachse des Beines definiert werden.

Eine entsprechende Personalschulung ist nötig. Nicht exakt positionierte Aufnahmen müssen entsprechend gekennzeichnet werden. Gegebenenfalls ist die Wiederholung der Röntgenuntersuchung nach Abschluss der Wundheilung mit präziser Lagerung notwendig oder alternativ eine Ganzbeinaufnahme anzufertigen.

Schlüsselwörter: Endoprothetik, Röntgenbeurteilung, Knie, radiologische Untersuchung,

Summary:

[Systematic errors in postoperative radiographic evaluation after total knee endoprosthesis]

Postoperative a.-p. and lateral films are usually taken in order to check on the correct implantation axis of total knee endoprosthesis (TKE), even that there is often the problem of malpositioning of the knee joint in flexion or rotation.

Using a model this study presents the influence of different flexion and rotation positions of the knee joint on the angle between tibia plateau and tibia axis measured on the a.-p. x-ray.

As a result there were statistically significant variations of the angle measured on the a.-p. films especially when the knee joint was rotated.

Therefore it is essential to obtain a „true“ a.-p. x-ray with exact position of the knee joint to ensure a correct postoperative check x-ray.

To guarantee the correct position of the joint the x-ray film has to be parallel to the flexion axis of the leg, whereas it is most common practice to simply see if the patella points towards the ceiling,

As the correct a.p. view is more difficult to realize the authors suggest repeat x-rays after wound healing or an x-ray of the complete leg if necessary.

key-words: arthroplasty, replacement, endoprosthesis, knee joint, value, radiological evaluation