

**Geometrie von distalem Femur und
proximaler Tibia und simulierte
Implantation von
Kniegelenksendoprothesensystemen**

Michael Goebel

2000

Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie der Technischen Universität
München
Klinikum rechts der Isar
(Direktor: Univ.-Prof. Dr. R. Gradinger)

Geometrie von distalem Femur und proximaler Tibia und
simulierte Implantation von
Kniegelenksendoprothesensystemen

Michael Goebel

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin der Technischen
Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines

Doktors der Medizin

genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.- Prof. Dr. D. Neumeier

Prüfer der Dissertation:

1. apl. Prof. Dr. W. R. Plötz
2. Univ.- Prof. Dr. R. Gradinger

Die Dissertation wurde am 28.06.2000 bei der Technischen Universität
München eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 08.11.2000
angenommen.

Meinen Eltern,
für die langjährige Hilfe und Unterstützung während
meines Studiums der Humanmedizin,
in Liebe und Dankbarkeit

Inhaltsverzeichnis

Seite:

A. <u>EINLEITUNG</u>	4
1. Die Gonarthrose als Indikation zur Knieprothese	4
2. Idee der Arbeit	5
3. Ziele der Arbeit	6
B. <u>MATERIAL UND METHODIK</u>	7
1. Patientenkollektiv	7
2. Geometrie von distalem Femur und proximaler Tibia	8
2.1. Untersuchungsmethode	8
2.2. Gemessene Strecken und Winkel	8
2.3. Berechnung von Standard.- und Mittelwerten	17
2.4. Vergleich der Geometrie verschiedener Diagnosegruppen	17
2.5. Graphische Darstellung	19
2.6. Statistische Auswertung	20
3. Simulierte Implantation von Kniegelenksendoprothesen	22
3.1. Analyse der Komponentengeometrie	22
3.1.1. <i>Intermedics Natural Knee (Primary Knee) System</i>	24
3.1.2. <i>Intermedics Natural Knee Revisionsystem</i>	25
3.1.3. <i>ESKA Implants Endoprothesensystem</i>	25
3.2. Rechnerische Probeimplantation bei jedem Patienten	26
3.2.1. Allgemeine Implantationskriterien	26
3.2.2. Femurkomponente ap	28
3.2.3. Tibiakomponente ap	30
3.2.4. Femurkomponente seitlich	31
3.2.5. Tibiakomponente seitlich	32
3.3. Bestimmung der Differenz zwischen Implantationsachse und Markraummittelpunkten am Beispiel der Tibiaachse im ap-Röntgenbild	35

C. <u>ERGEBNISSE</u>	36
1. Mittel.- und Richtwerte Femur.- und Tibiageometrie	36
1.1. Mittelwerte Gesamtkollektiv	36
1.2. Mittelwerte geschlechtsspezifisch	39
1.3. Mittelwerte nach Diagnose	43
1.4. Richtwerte für Strecken.- und Winkelverhältnisse	46
2. Graphische Darstellung Femur.- und Tibiageometrie	49
2.1. Mittelwerte Gesamtkollektiv	50
2.2. Vergleich Mittelwerte männlich/weiblich Realwerte	54
2.3. Vergleich Mittelwerte männlich/weiblich normierte Werte	58
2.4. Vergleich Mittelwerte Varusgruppe/Valgusgruppe	63
3. Ergebnisse der rechnerischen Prothesenimplantationen	68
3.1. <i>Intermedics Natural Knee (Primary Knee) System</i>	69
3.2. <i>Intermedics Natural Knee Revisionssystem</i>	70
3.3. <i>ESKA Implants Endoprothesensystem</i>	73
4. Differenz im ventralsten Gleitlagerpunkt von Femur und Patella vor und nach rechnerischer Probeimplantation	76
5. Differenz zwischen Implantationsachse und Markraummittelpunkten am Beispiel der Tibiaachse im ap-Röntgenbild	78
D. <u>DISKUSSION</u>	86
1. Untersuchungen zur Geometrie von distalem Femur und proximaler Tibia	87
2. Simulierte rechnerische Probeimplantation der Prothesensysteme	91
3. Folgerungen für das Komponentendesign	95

E. <u>ZUSAMMENFASSUNG</u>	98
F. <u>TABELLEN.- UND DIAGRAMMVERZEICHNIS</u>	99
G. <u>ABBILDUNGSVERZEICHNIS</u>	102
H. <u>ANHANG</u>	103
I. <u>LITERATUR</u>	109
J. <u>DANKSAGUNG</u>	117

A. EINLEITUNG

1. Die Gonarthrose als Indikation zur Knieendoprothese

Gonarthrosen entstehen meist durch mechanische Überbeanspruchung lokaler Knorpelpartien in der Tragzone des Kniegelenks, in welchem der Druck nicht mehr physiologisch über die gesamte tragende Knorpeloberfläche verteilt ist. Sie entwickeln sich vorwiegend auf dem Boden vorbestehender Kniegelenksschäden wie Gelenkinkongruenzen, Knorpelläsionen oder Achsfehlstellungen.

Grundsätzlich verläuft die Gonarthrose langsam progredient und betrifft im fortgeschrittenen Stadium meistens alle drei Gelenkabschnitte des Kniegelenks (Femoro-Patellargelenk, mediales Tibio-Femoralgelenk, laterales Tibio-Femoralgelenk).

Die diagnostizierte Gonarthrose kann auf unterschiedliche Art und Weise behandelt werden:

Die *konservative Behandlung* ist meist nicht imstande, die Progredienz des Leidens aufzuhalten und kann deshalb lediglich eine Schmerzlinderung zum Ziel haben.

Die *operative Behandlung* der Gonarthrose kann durch Gelenkrevision, gelenknahe Osteotomie, Implantation einer Kniegelenksendoprothese oder Arthrodese vorgenommen werden.

Als Indikation zum Einsatz einer Endoprothese sind hartnäckige, unbeeinflussbare Schmerzen bei irreversibler Gelenkzerstörung anzusehen. Für Patienten mit einem solchen klinischen Beschwerdebild bietet die Implantation einer Knieprothese eine den anderen Behandlungsmethoden überlegene Chance zur Schmerzlinderung und Funktionsverbesserung im betroffenen Gelenk.

Gonarthrosen sind eine überaus häufige Erkrankung, vor allem des älteren Menschen, und die dritthäufigste Arthroseform überhaupt (15).

Pro Jahr werden in der Bundesrepublik Deutschland ca. 63000 Knieendoprothesen mit unterschiedlichem Design implantiert (22). Die Ergebnisse bezüglich Lockerung und Klinik konnten in der Vergangenheit zunehmend verbessert werden und gelten in Nachuntersuchungsstudien im allgemeinen als gut (8,9,14,17,23,46,48,59,60,63,66,74.). Pro Jahr müssen aber auch ca. 6000 Knieendoprothesen revidiert werden (22). Häufige Gründe sind septische und aseptische Lockerung und Patellaprobleme (24,58).

Ein entscheidendes Kriterium für ein gutes klinisches Ergebnis und eine geringe Lockerungsrate ist eine optimal implantierte Prothese und die Herstellung einer geraden mechanischen Beinachse. Erhebliche Anstrengungen wurden in den letzten zehn Jahren unternommen, um sowohl das Design der Prothesen als auch die

Implantationstechnik und die dabei verwendeten Operationsinstrumentarien zu verbessern.

Die klinische Erfahrung zeigt allerdings, daß besonders dann, wenn Prothesen mit langstreckigen Verankerungsstielen implantiert werden müssen, oder Femur und Tibia verformt sind, noch immer Schwierigkeiten bestehen, die Prothese ideal zu implantieren. Dabei ist die Problematik vielschichtig und betrifft sowohl eine optimale präoperative Planung, den komplikationslosen operativen Einbau als auch eine ideale Prothesenform.

Um so wichtiger erscheint es, Prothesendesign, Implantationswerkzeuge und das Wissen über Knochenaufbau und –geometrie immer weiter zu verbessern.

2. Idee der Arbeit

Klinische Studien haben gezeigt, daß das postoperative Ergebnis nach Implantation von Kniegelenksendoprothesen ganz wesentlich von der richtigen Positionierung der Prothese im Knochen abhängt, und davon, daß bei der Operation eine mechanisch gerade Beinachse erreicht wird (42,43,45,54,70,84). Das heißt, Hüftkopfmittelpunkt, Kniegelenksmittelpunkt und Sprunggelenksmittelpunkt müssen auf einer Geraden liegen. Bei der Verwendung von Knieendoprothesen mit langen Verankerungsstielen, wie sie bei Revisionseingriffen oder bandinstabilen Kniegelenken benötigt werden, stellt man immer wieder eine unerwünschte Zwangsführung der Prothese im Knochen fest. Diese kann zu einer ungünstigen Position der Prothese und zu einer Abweichung von der geraden Beinachse führen.

Somit kommt es in der Knieendoprothetik ganz wesentlich darauf an, Kunstgelenke zu implantieren, die in ihrer Form genau auf die Geometrie von Femur und Tibia abgestimmt sind. Kniegelenke, bei denen Endoprothesen implantiert werden, sind häufig formverändert. Es war somit wichtig, die geometrischen Daten des Knochens, die für den Einbau von Kniegelenksendoprothesen von Bedeutung sind, an einem entsprechenden Patientengut zu erfassen.

Bisher war das Design von Knieendoprothesensystemen vorwiegend nach den Ergebnissen biomechanischer Studien entworfen worden (16,51,54,55,71,77). Dabei achtete man vor allem auf die Belastbarkeit und Haltbarkeit der verwendeten Materialien. Andere Studien haben eine statistisch signifikante positive Korrelation zwischen einem guten postoperativen klinischen Ergebnis und einer gut positionierten und postoperativ gut sitzenden Prothese gezeigt (42,43,45,54,70,84). Deshalb sollte der bisher wenig untersuchte Zusammenhang zwischen der Geometrie des Kniegelenks und der Paßform von sich auf dem Markt befindlichen Prothesensystemen zum Anlaß genommen werden, die Geometrie von distalem Femur und proximaler Tibia detaillierter zu erfassen und die Paßgenauigkeit von angebotenen Prothesensystemen zu prüfen.

3. Ziele der Arbeit

Ziel der vorliegenden Studie ist es, festzustellen, inwieweit sich mit derzeit auf dem Markt befindlichen Endoprothesen für die Primär- und Revisionsimplantation die gewünschten physiologischen Verhältnisse bei Patienten mit arthrotischen und destruierten Kniegelenken wiederherstellen lassen. Daneben soll untersucht werden, wie häufig und bei welchen Patienten Schwierigkeiten mit diesen Prothesensystemen auftreten und welche Verbesserungsmöglichkeiten es gibt.

Zu diesem Zweck wurden von 100 Patienten mit arthrotischen oder destruierten Kniegelenken 200 Röntgenbilder des Kniegelenks digitalisiert. Anschließend wurde die Implantation von mehreren Kniegelenksendoprothesen computergestützt simuliert.

Insbesondere sollten folgende Punkte geklärt werden:

A) Kniegelenksgeometrie

- a) Erfassung der Geometrie von distalem Femur und proximaler Tibia zur Bildung von Orientierungsgrößen und Richtwerten .
- b) Wie unterscheiden sich männliche und weibliche Femora und Tibiä (unter Berücksichtigung der realen gemessenen Längenangaben und nach Normierung auf die mittlere Länge) ?
- c) Lassen sich bestimmte Femur- und Tibiatypen hinsichtlich der zugrundeliegenden Diagnosen klassifizieren ?

B) Prothesenimplantation

- a) Wie gut sind Paßform und Paßgenauigkeit der untersuchten Prothesensysteme bei der rechnerisch simulierten Implantation in die digitalisierten Kniegelenke ?
- b) Wie ändert sich der ventralste Gleitlagerpunkt von Femur und Patella im Femoro-Patellar-Gelenk nach der rechnerisch-simulierten Implantation ?
- c) Kann das Prothesendesign aufgrund der Ergebnisse der Erfassung der Geometrie des Kniegelenks und der anschließenden simulierten Prothesenimplantation verbessert werden ?

B. MATERIAL UND METHODIK

1. Patientenkollektiv

Untersucht wurden 100 Patienten mit Kniegelenksdestruktionen, die in der Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie am Klinikum rechts der Isar der Technischen Universität München aufeinanderfolgend operiert wurden. Für alle Patienten war die Indikation zur Implantation einer Totalendoprothese des Kniegelenks in den Jahren 1996 und 1997 gestellt worden.

Klinisch wurde das Patientenkollektiv in fünf Diagnosegruppen unterteilt:

- Varusgonarthrose	48 Patienten
- Valgusgonarthrose	20 Patienten
- Zustand nach Tibiakopfvarisierung / -valgisierung	5 Patienten
- Zustand nach sonstigen Umstellungsosteotomien	7 Patienten
- sonstige Kniegelenksdestruktionen	20 Patienten
Gesamt = 100 Patienten	

In der Gruppe der Patienten mit sonstigen Kniegelenksdestruktionen sind Patienten mit den Diagnosen Morbus Ahlbäck und chronische Polyarthritits (cP) zusammengefaßt.

Das durchschnittliche Patientenalter betrug 67,5 Jahre mit einem Minimum von 22 Jahren und einem Maximum von 88 Jahren; im Kollektiv waren 74 weibliche und 26 männliche Patienten.

2. Geometrie von distalem Femur und proximaler Tibia

2.1. Untersuchungsmethode

Zur Verfügung standen von jedem der 100 Patienten Röntgenaufnahmen in zwei Ebenen, die nach einem standardisierten Protokoll präoperativ durchgeführt wurden. Es handelte sich dabei um eine Ganzbeinstandaufnahme a.p. mit einem Film- Fokus- Abstand von 3 m und einer langen seitlichen Aufnahme (20 x 40 cm) im Stehen mit einem Film- Fokus- Abstand von 1,2 m.

Diese Röntgenaufnahmen sind unter Zuhilfenahme von Lineal, orthopädischen Winkelmesser und einer Vermessungsschablone (siehe Abbildung 1) nach den unter dem Gliederungspunkt Material und Methodik 2.2. erläuterten Prinzipien vermessen worden.

2.2. Gemessene Strecken und Winkel

Die Bestimmung der digitalen Daten erfolgte in vier Schritten, für die Tibia ap und seitlich sowie für das Femur ap und seitlich. Die Grundlage der Messungen bildete jeweils zunächst die Definition einer Achse (A) des Knochens. Anschließend wurde beginnend von einem festgelegten Punkt (Nullpunkt) eine Senkrechte auf diese Achse gezeichnet und anschließend verschoben (durchgeführt mit Hilfe der Schablone aus Abbildung 1).

Die Schablone ist so aufgebaut, daß eine vertikale Achse von mehreren horizontalen Achsen rechtwinklig geschnitten wird und so eine detaillierte Bestimmung der Größenverhältnisse möglich ist.

Die Schnittpunkte zwischen dieser Senkrechten und der inneren und äußeren Begrenzung der Kortikalis wurden bestimmt und der Abstand zwischen Achse und Schnittpunkt gemessen (siehe Pfeile in Abbildung 1). Die Messungen erfolgten ab dem Nullpunkt zunächst in Zentimeterabständen bis zur 10 cm- Marke, dann im Abstand von zwei Zentimetern bis zur 20 cm- Marke und im Abstand von fünf Zentimetern bis zur 30 cm- Begrenzung.

Die Seite (rechts, links) wurde für jedes Bein festgehalten. Die Angabe der Meßwerte erfolgte immer so, als würde es sich um ein rechtes Bein handeln.

**Röntgenbild
mit Schablone
zur Geometrie-
erfassung**

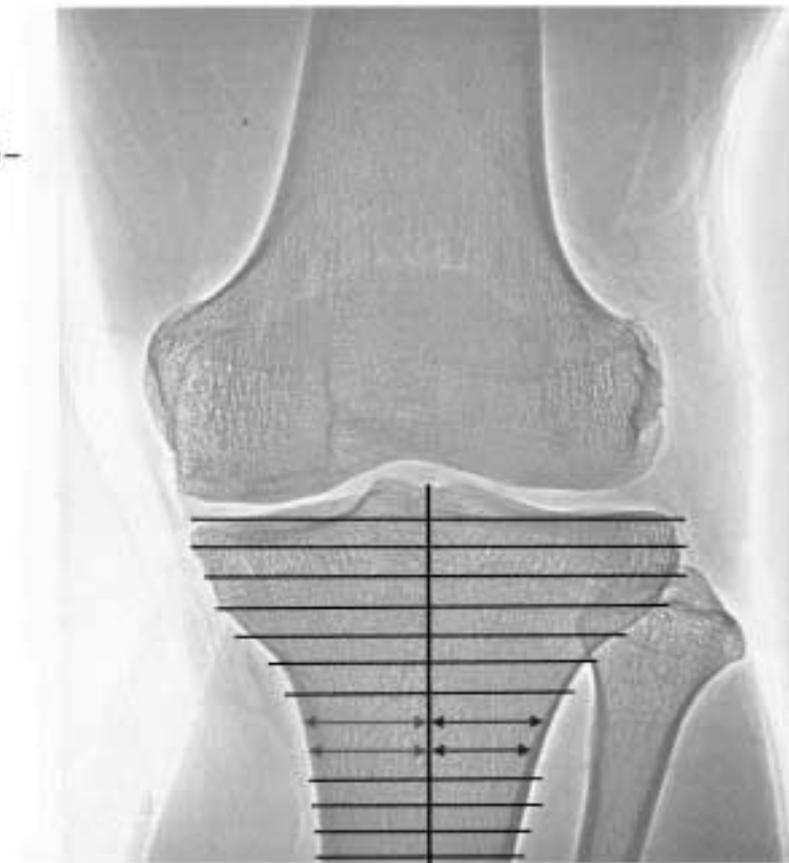


Abbildung 1: Xeroradiographie des rechten Kniegelenks im sagittalen Strahlengang (im Original aus 73). Die Schablone ist an die Tibia angelegt. Mit ihrer Hilfe wird die Tibia rechtwinklig zur Tibiaachse TA in Zentimeterabständen vermessen. Die roten Pfeile kennzeichnen den Abstand zwischen TA und der äußeren Kortikalis; die blauen Pfeile den Abstand zwischen TA und innerer Kortikalis.

Es wurden mehrere geometrische Größen dokumentiert:

1. Ausmessen des Femurs ap auf der Ganzbeinaufnahme (siehe Abb. 3 und 4).

1.1. Zur Festlegung der Femurachse (FA) wurde der Mittelpunkt des Intercondylärraumes auf Höhe des Gelenkspaltes bestimmt und um 3 mm nach medial versetzt. Außerdem wurde der Mittelpunkt des Markraums des Femurs in der Mitte des Femurschaftes (Mitte zwischen Gelenkspalt und Trochanter major Oberkante) bestimmt und beide Punkte durch Einzeichnen einer Geraden verbunden (siehe Abbildung 2).

1.2. Als Nullpunkt wurde derjenige Punkt auf der Femurachse definiert, an dem die Senkrechte zur Tangente am distalen Kondylus wird, um 5 mm nach kranial versetzt.

1.3. Weitere Daten

1.3.1. Zur Bestimmung der anatomischen Femurachse (**aFA**) ist eine Gerade durch die Mittelpunkte des Femurschaftes am Übergang zwischen proximalen und mittleren Drittel und zwischen mittlerem und distalem Drittel gelegt worden. Der mediale Winkel zwischen Femurachse (FA) und anatomischer Femurachse (aFA) wurde bestimmt (aFA / FA).

1.3.2. Bestimmung des medialen Winkels zwischen Femurkondylentangente (**FKt**) und Femurachse (FA) **FKt/FA** (siehe Abbildung 2).

1.3.3. Bestimmung der mechanischen Femurachse (**mFA**) als Gerade durch den Hüftkopfmittelpunkt und Kniegelenksmittelpunkt. Bestimmung des medialen Winkels zwischen mechanischer Femurachse (mFA) und Femurachse (FA) **mFA/FA**.

1.3.4. Bestimmung der Femurlänge (Abstand medialer Gelenkspalt-Oberkante Hüftkopf).

1.3.5. Bestimmung der Breite des distalen Femurs im 85°- Winkel zur Femurachse (FA) 1cm oberhalb des Nullpunktes auf der Femurachse (siehe Abbildung 3).

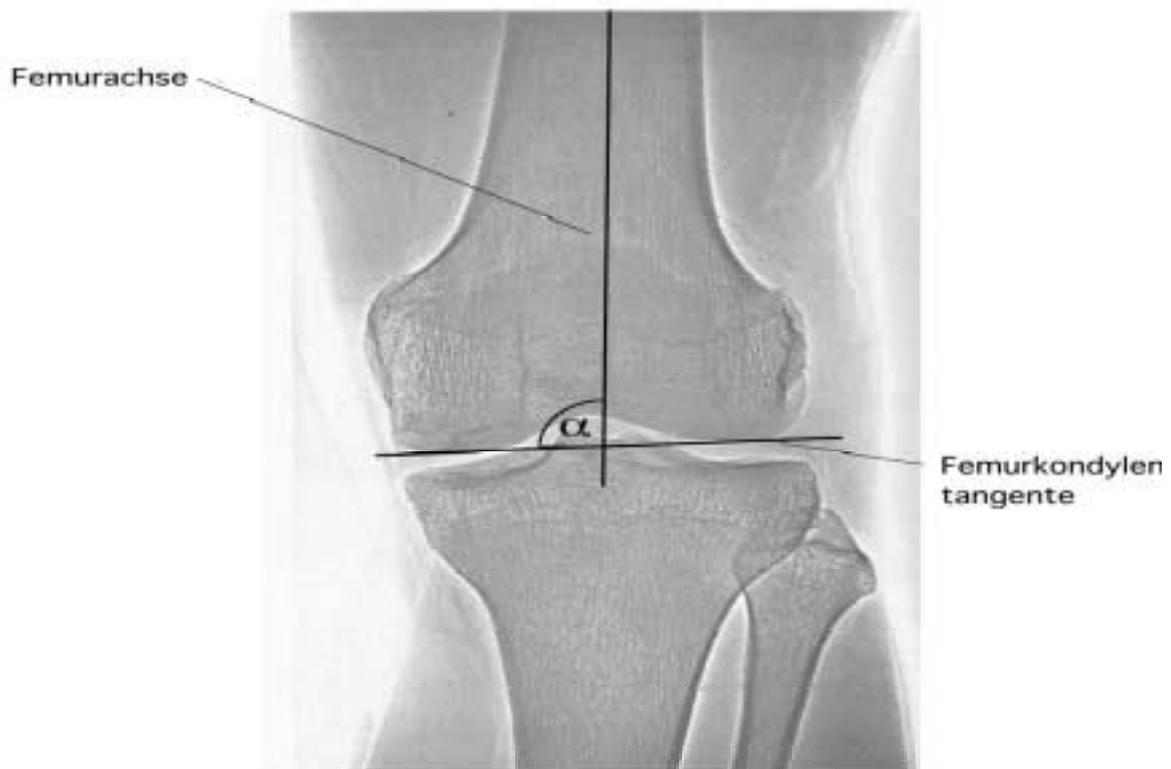


Abbildung 2: Zur Beurteilung der Femur- und Tibiageometrie sind zahlreiche Winkelverhältnisse bestimmt worden. Hier bilden Femurachse (FA) und Femurkondylentangente (FKt) den medialen Winkel zwischen FA und FKt (mit α bezeichnet). Im Original aus (73).

2. Ausmessen der Tibia ap auf der Ganzbeinstandaufnahme (siehe Abb. 3 und 4).

2.1. Die Bestimmung der Tibiaachse (TA) erfolgte durch Festlegung des Sprunggelenkmittelpunktes (Mitte der proximalen Talusgelenkfläche) und des Mittelpunktes des Tibiaplateaus (Mitte zwischen medialen und lateralen Interkondylenhöcker) und deren Verbindung durch eine Gerade.

2.2. Als Nullpunkt wird derjenige Punkt auf der Tibiaachse definiert, an dem die Senkrechte zur Tangente am proximalen Tibiaplateau, verschoben um 9mm nach distal, wird.

2.3. Weitere Daten

2.3.1. Bestimmung des medialen Winkels zwischen Tibiaplateautangente (TPt) und Tibiaachse (TA) TPt/TA.

2.3.2. Bestimmung des ap- Durchmessers des Tibiaplateaus vom medialen zum lateralen Eckpunkt ohne Osteophyten (siehe Abbildung 4)

2.3.3. Bestimmung der Tibialänge von der Mitte der distalen Tibiagelenkfläche bis zur Mitte der Interkondylenhöcker.

- 2.3.4. Messung des Abstandes des Mittelpunktes der Interkondylenhöcker von der Mitte des Tibiaplateaus (zwischen medialer und lateraler Kante ohne Osteophyten).
 - 2.3.5. Bestimmung des Abstandes der mechanischen Achse des ganzen Beines (**mA**) Verbindung von Hüftkopf- und Sprunggelenksmittelpunkt) vom Mittelpunkt zwischen den Interkondylenhöckern.
 - 2.3.6. Messung des Abstandes der Fibulaspitze von der Senkrechten durch den Nullpunkt der Tibiaachse (**TA**) .
 - 2.3.7. Bestimmung des Winkels zwischen Tibiaplateautangente (**TPt**) und der Femurkondylentangente (**FKt**).
3. Ausmessen der Femurgeometrie seitlich auf der langen seitlichen Aufnahme (siehe Abb. 5).
- 3.1. Definition der Femurachse seitlich (**FAs**): Gerade durch den inneren Markraummittelpunkt auf einer Linie senkrecht durch das Femur an der Oberkante der Kondylen und des Markraummittelpunktes 10cm proximal dieser Linie.
 - 3.2. Die Nullpunktbestimmung erfolgt analog dem ap- Bild; er liegt 5mm cranial der Tangente am distalen Femurkondylus.
 - 3.3. Weitere Daten:
 - 3.3.1. Bestimmung des Winkels zwischen seitlicher Femurachse (**FAs**) und der distalsten Tangente (**KTan**) an den ventralen Femurschaft vor dem Übergang in die Femurkondylen. **FAs/KTan**
 - 3.3.2. Messung des Abstandes des ventralsten Punktes der beiden Kondylen von der Kondylentangente (**KTan**).
 - 3.3.3. Bestimmung der Länge der Partellagelenkfläche
4. Ausmessen der Tibiageometrie seitlich auf der langen seitlichen Aufnahme (siehe Abb. 5)
- 4.1. Definition der Tibiaachse seitlich (**TAs**): Gerade durch die Mittelpunkte des Tibiamarkraumes 6 cm und 11 cm distal des cranialsten Punktes des Tibiaplateaus.
 - 4.2. Der Nullpunkt ist der cranialste Punkt des Tibiaplateaus auf der seitlichen Tibiaachse (**TAs**).
 - 4.3. Messung des dorsalen Winkels zwischen seitlicher Tibiaplateautangente (**TPt s**) und Seitlicher Tibiaachse (**TAs**) (**TPt s/TAs**).

In den Abbildungen 3,4 und 5 sind gemessene Strecken und Winkel dargestellt:

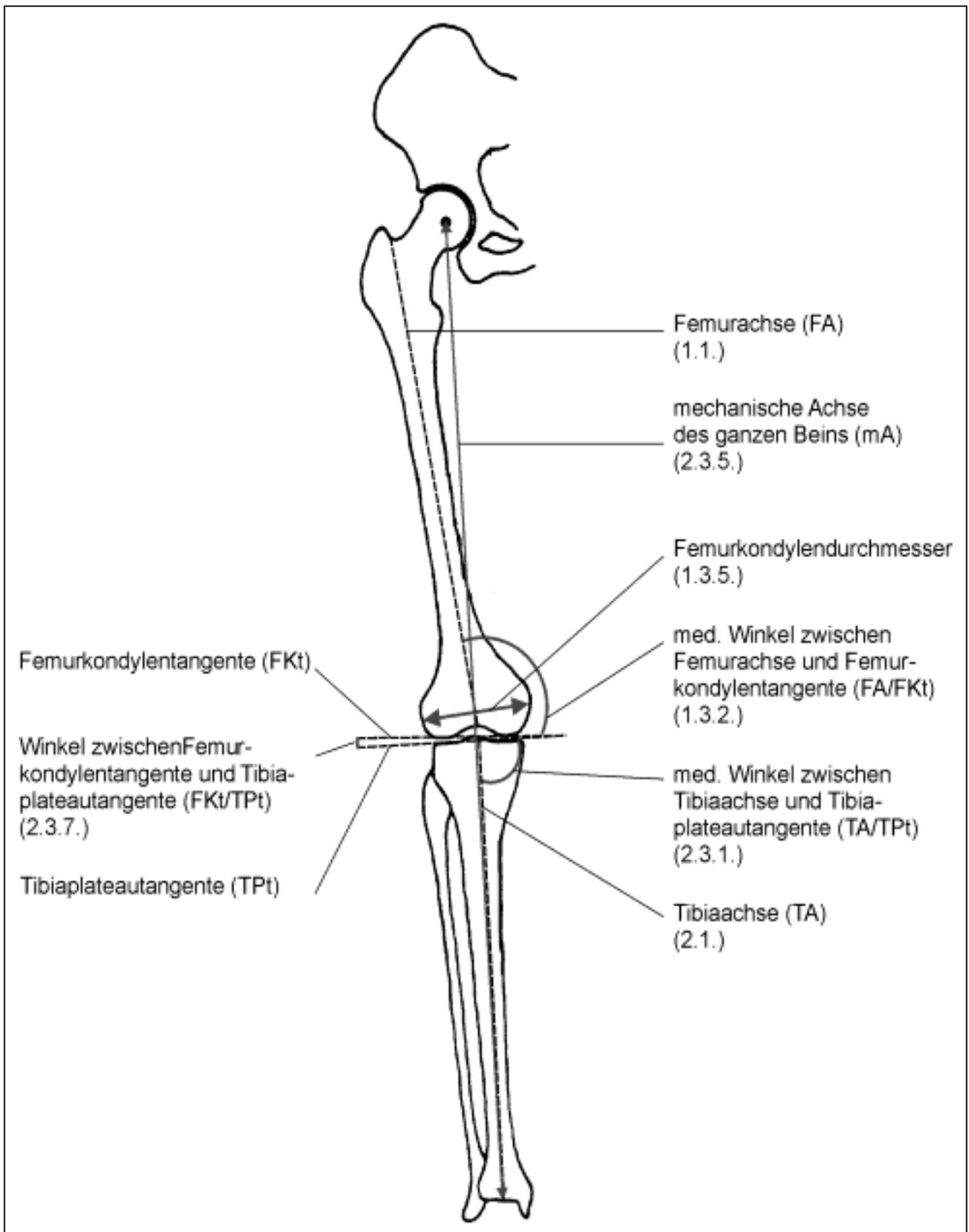


Abbildung 3 gibt einen Überblick über in ap- Ansicht gemessene Stecken und Winkel.

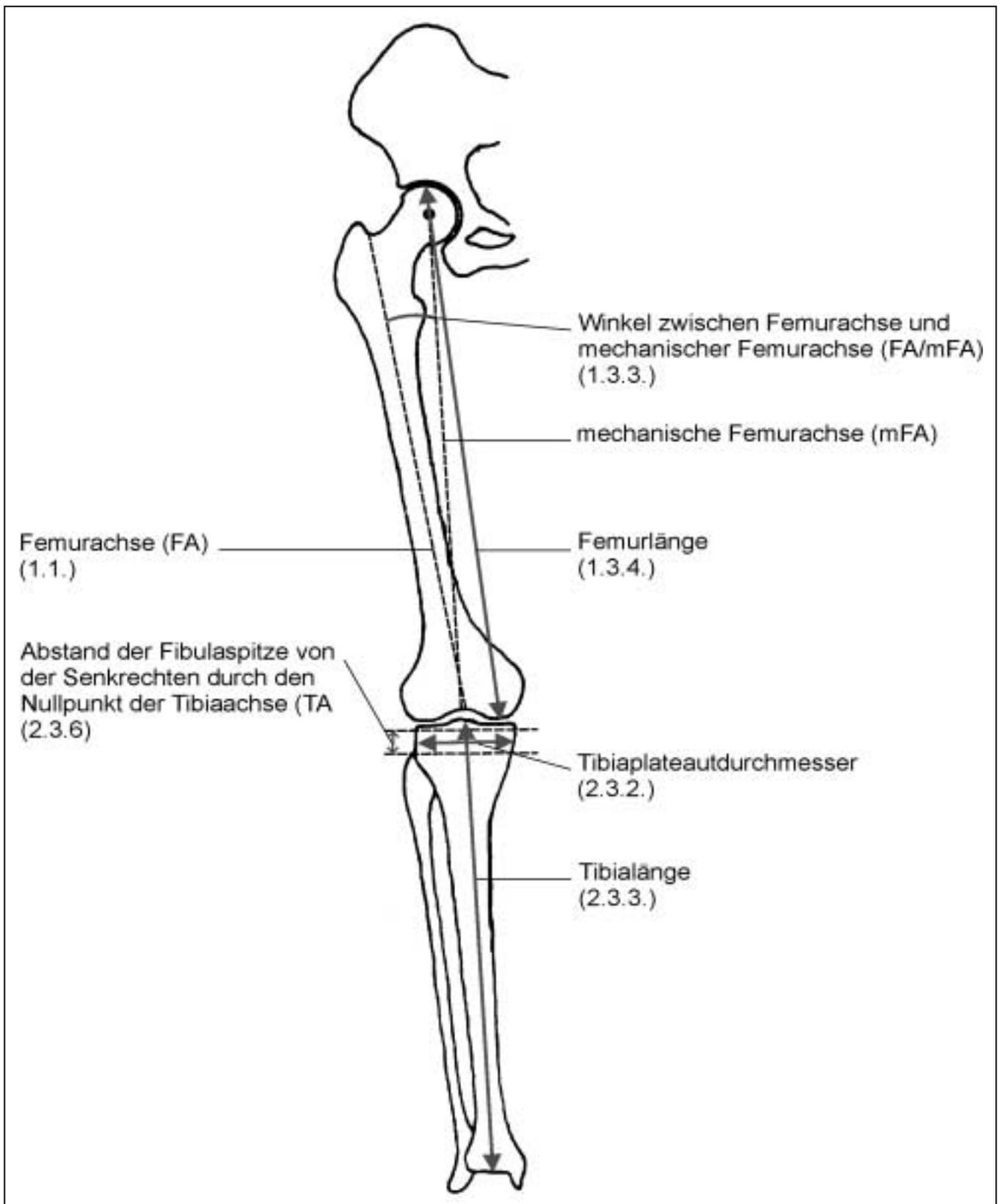


Abbildung 4 gibt einen Überblick über in ap- Ansicht gemessene Stecken und Winkel.

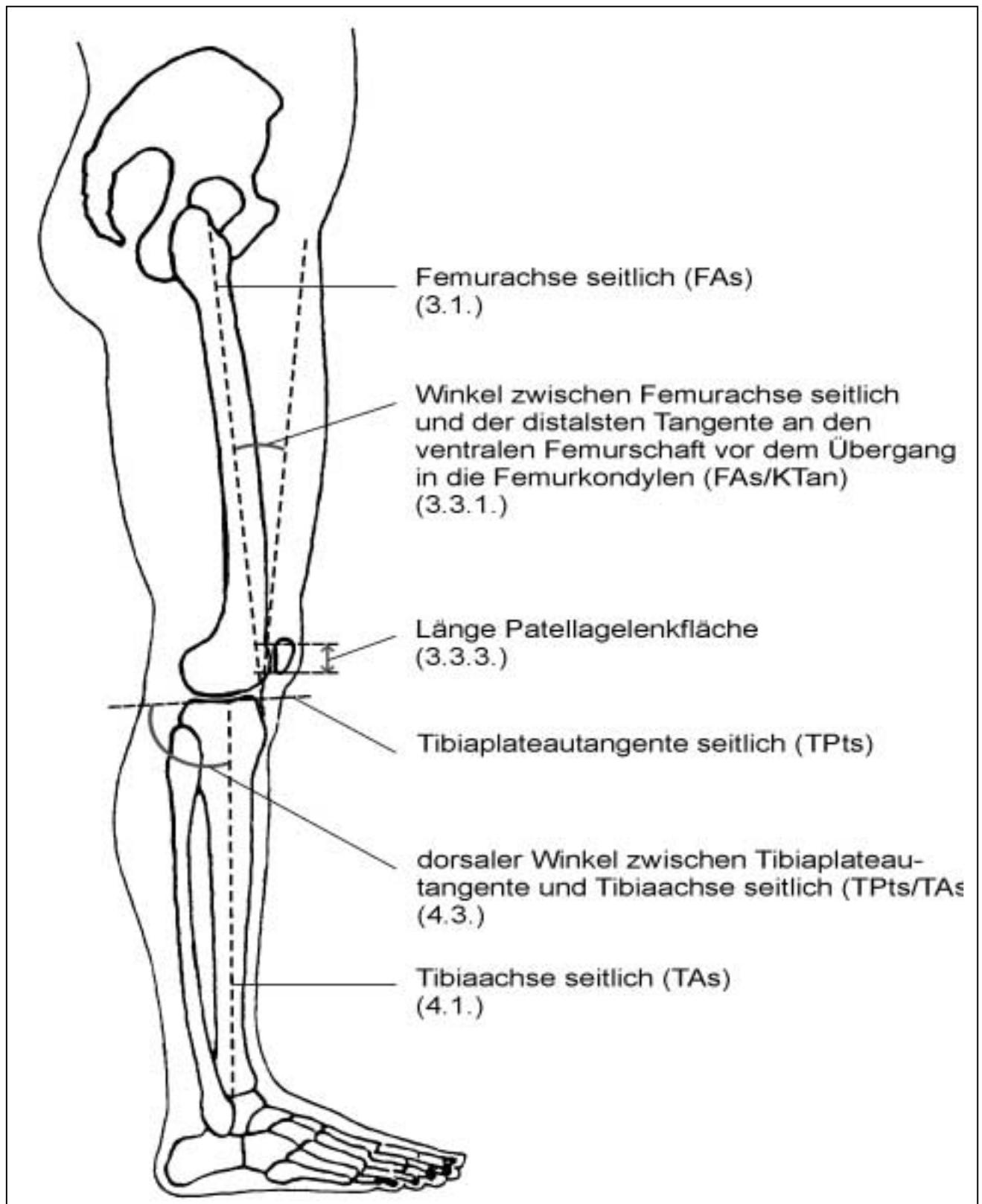


Abbildung 5 gibt einen Überblick über im seitlichen Strahlengang gemessene Stecken und Winkel.

Bei den Aufnahmen im seitlichen Strahlengang trat wiederholt das Problem auf, daß sich die Femurkondylen nicht exakt aufeinanderprojiziert darstellen ließen. Gründe dafür sind die unterschiedliche Größe der beiden Kondylen, beziehungsweise eine nicht exakt orthograd eingestellte Röntgenaufnahme. Zur Abhilfe wurden die Femurkondylen an diesen Streckenabständen vom Nullpunkt der Symmetrieachse der Vermessungsschablone aus doppelt gemessen. Aus den beiden erhaltenen Werten wurde das Mittel gebildet. Mit dem erhaltenen Mittelwert wurde die spätere rechnerische Probeimplantation der einzelnen Prothesensysteme durchgeführt.

2.3. Berechnung von Standard.- und Mittelwerten

Für jeden Patienten sind die gewonnenen Daten am Computer digitalisiert und mit Hilfe einer *Microsoft* Excel- Datei verwaltet worden. Die für jeden Patienten individuell erhaltene Datenfülle wurde zunächst zur Bestimmung der realistischen Knochendimensionen mit dem Vergrößerungsfaktor der Röntgenbilder multipliziert, da der Abstand zwischen Objekt und Film beim Röntgen nach den Gesetzen der Zentralprojektion eine exakte Abbildung verzerrt (33). Deshalb sind alle im anterior-posterior Röntgenbild gemessenen Winkel- und Streckenverhältnisse mit dem Faktor 20/21 multipliziert worden; alle im seitlichen Strahlengang erhaltenen Daten wurden mit dem Faktor 10/11 multipliziert.

Jetzt war es möglich, aus der Gesamtheit der Daten Mittelwerte gruppenspezifisch, geschlechtsspezifisch und für das gesamte Kollektiv zu erstellen. Außerdem konnten Größenverhältnisse wie *Tibiallänge / Tibiaplateaudurchmesser* oder *Femurlänge / Femurkondylenbreite* bestimmt werden.

2.4. Vergleich der Geometrie verschiedener Diagnosegruppen

Um feststellen zu können, ob sich die verschiedenen Untergruppen des Gesamtkollektivs hinsichtlich Markraumverhältnissen und oberflächlichen Größenverhältnissen unterscheiden, mußten sie auf anschauliche Art und Weise miteinander verglichen werden.

Dazu sind die errechneten Mittelwerte der zu vergleichenden Gruppen mit Hilfe der schon zuvor verwendeten *Microsoft* Dateien zur Darstellung signifikanter Unterschiede komparativ miteinander verrechnet worden. Durch Subtraktion der Mittelwerte der einen Gruppe von den Mittelwerten der Anderen konnten Unterschiede in Markraumdimension und oberflächlichen Größenverhältnissen angezeigt werden.

Folgende Vergleichspaare wurden gebildet und zunächst rechnerisch auf Differenzen überprüft:

FEMUR	männlich/weiblich	ap und seitlich
TIBIA	männlich/weiblich	ap und seitlich
FEMUR	varus/valgus	ap und seitlich
TIBIA	varus/valgus	ap und seitlich
FEMUR	varus/gesamt	ap und seitlich
TIBIA	varus/gesamt	ap und seitlich
FEMUR	valgus/gesamt	ap und seitlich
TIBIA	valgus/gesamt	ap und seitlich

Tabelle 1: Vergleichspaare, die zunächst rechnerisch auf Differenzen in der Knochengeometrie überprüft worden sind.

Dem Vergleich von Varusgruppe und Valgusgruppe sollte dabei besondere Aufmerksamkeit gewidmet werden, da hier die größten Differenzen bezüglich Markraumverhältnissen und Dimension der Oberfläche zu erwarten waren. Von Interesse war außerdem die Frage, inwieweit sich männliche und weibliche Femora und Tibiae nach Multiplikation mit einem Korrekturfaktor auf die mittlere Länge, noch voneinander unterscheiden.

Dazu sind im folgenden die Datenreihen sämtlicher Patienten mit der als mittlerer Femur- und Tibialänge ermittelten Größe verrechnet worden. Das heißt, sämtliche Patientendaten, die sich auf das Femur beziehen, sind mit dem Faktor *mittlere Femurlänge Gesamtkollektiv / Femurlänge Patient* multipliziert worden; alle tibiabezogenen Daten mit dem Faktor *mittlere Tibialänge Gesamtkollektiv / Tibialänge Patient*.

Beispiel:

Bei einer mittleren Femurlänge des Gesamtkollektivs von errechneten 465 mm und einer Femurlänge des Patienten A von gemessenen 457 mm ergibt sich somit für alle anderen gemessenen Knochendaten des Patienten A, wie zum Beispiel dem Abstand Femurachse FA – Kortikalis ein Multiplikationsfaktor von $465 \text{ mm} / 457 \text{ mm} = 1,018$.

Somit ist ein Vergleich der Knochenform verschiedener Kollektive ohne Verfälschung der Ergebnisse durch Größenunterschiede gewährleistet.

2.4. Graphische Darstellung

Insgesamt wurden 39700 Einzeldaten erfaßt.

Um die erhaltene Zahlenfülle möglichst anschaulich darstellen zu können, sind die errechneten Mittelwerte mit Hilfe des Diagrammassistenten aus *Microsoft Excel* in Diagrammform umgearbeitet worden. Die folgenden Darstellungen wurden in Graphiken ausgedrückt:

FEMUR	Mittelwerte gesamt	ap
FEMUR	Mittelwerte gesamt	seitlich
TIBIA	Mittelwerte gesamt	ap
TIBIA	Mittelwerte gesamt	seitlich
FEMUR	Mittelwerte weiblich	ap
FEMUR	Mittelwerte weiblich	seitlich
TIBIA	Mittelwerte weiblich	ap
TIBIA	Mittelwerte weiblich	seitlich
FEMUR	Mittelwerte männlich	ap
FEMUR	Mittelwerte männlich	seitlich
TIBIA	Mittelwerte männlich	ap
TIBIA	Mittelwerte männlich	seitlich
FEMUR	Mittelwerte Varusgruppe	ap
FEMUR	Mittelwerte Varusgruppe	seitlich
TIBIA	Mittelwerte Varusgruppe	ap
TIBIA	Mittelwerte Varusgruppe	seitlich
FEMUR	Mittelwerte Valgusgruppe	ap
FEMUR	Mittelwerte Valgusgruppe	seitlich
TIBIA	Mittelwerte Valgusgruppe	ap
TIBIA	Mittelwerte Valgusgruppe	seitlich
FEMUR	Mittelwerte Tibiaval/vargruppe	ap
FEMUR	Mittelwerte Tibiaval/vargruppe	seitlich
TIBIA	Mittelwerte Tibiaval/vargruppe	ap
TIBIA	Mittelwerte Tibiaval/vargruppe	seitlich
FEMUR	Mittelwerte Sonstige Umstellungen	ap
FEMUR	Mittelwerte Sonstige Umstellungen	seitlich
TIBIA	Mittelwerte Sonstige Umstellungen	ap
TIBIA	Mittelwerte Sonstige Umstellungen	seitlich
FEMUR	Mittelwerte Sonstige gruppe	ap
FEMUR	Mittelwerte Sonstige gruppe	seitlich
TIBIA	Mittelwerte Sonstige gruppe	ap
TIBIA	Mittelwerte Sonstige gruppe	seitlich

Durch die graphische Darstellung der zu vergleichenden Gruppen sollten die Unterschiede in Markraumdimension und oberflächlichen Größenverhältnissen aussagekräftig aufgezeigt werden. Dazu sind die Mittelwerte der zu vergleichenden Teilkollektive mit Hilfe von *Microsoft Graph* bearbeitet und übereinander projiziert worden.

Anhand der graphisch dargestellten, übereinanderprojizierten Meßergebnisse konnten jetzt Differenzen bezüglich Markraumverhältnissen und oberflächlichen Größenverhältnissen gut beurteilt werden (siehe Grafiken im Ergebnisteil).

2.6. Statistische Auswertung

Bei der statistischen Auswertung sollten jeweils zwei Untergruppen des Gesamtkollektivs auf statistisch signifikante Unterschiede hinsichtlich der Geometrie von Femur und Tibia bestimmt werden. Die Berechnungen erfolgten mit Hilfe des Softwarepaketes *Microsoft Excel* und eines TARGA PC's nach einem festen Schema:

Um statistisch signifikante Unterschiede beim Vergleich der Geometrie verschiedener Untergruppen belegen zu können, sind Konfidenzintervalle (95%) über errechneten Streckendifferenzen gebildet worden.

Dazu mußten zunächst für jede einzelne Messung die Streckendifferenzen der zu vergleichenden Gruppen untersucht werden. Diese Subtraktionswerte waren zur späteren Bestimmung der Grenzen des Konfidenzintervalls unverzichtbar. Anschließend ist für die jeweils zu vergleichenden Gruppen für jede gemessene Strecke die Varianz berechnet worden.

Aus den Varianzen der Vergleichsgruppen konnte somit die Varianz der Differenz nach der Formel $[n(\text{Gruppe1})-1] \cdot \text{Varianz Gruppe1} + [n(\text{Gruppe2})-1] \cdot \text{Varianz Gruppe2} / n(\text{Gruppe1}) + n(\text{Gruppe2}) - 2$ ermittelt werden.

Im weiteren konnte mit Hilfe der Funktion *Konfidenz* und dem *Microsoft Excel 97* Funktionsassistenten unter Eingabe der Irrtumswahrscheinlichkeit α , der Standardabweichung s (Wurzel aus der Varianz der Differenz) und der Anzahl der Patienten der jeweiligen Gruppe n , die Konfidenz für jede Streckendifferenz errechnet werden.

Zur Angabe des Konfidenzintervalls (95%) mußten im Folgenden die Streckendifferenzen der zu vergleichenden Gruppen von der Standardabweichung s (multipliziert mit der Konstanten 1,96) subtrahiert beziehungsweise dazu addiert werden. Die untere Grenze des Konfidenzintervalls ist mit *Mittelwert* $x - 1,96 \cdot s$, die obere Grenze mit *Mittelwert* $x + 1,96 \cdot s$ festgelegt.

War die Null im Konfidenzintervall enthalten, waren die geometrischen Unterschiede zwischen den verglichenen Gruppen als statistisch nicht signifikant zu betrachten. Fehlte dagegen die Null im Konfidenzintervall, so unterschieden sich die beiden

Gruppen hinsichtlich ihrer Geometrie signifikant bei einer Irrtumswahrscheinlichkeit von $\alpha = 0,05$.

Außerdem sind das weibliche und männliche Patientenkollektiv im Hinblick auf eine gleichmäßige Diagnoseverteilung untersucht worden. Mit Hilfe des „Exakten Tests“ nach *Fisher* sollte festgestellt werden, ob ein signifikanter Unterschied in der prozentualen Verteilung von männlichen und weiblichen Patienten in den jeweiligen Diagnosegruppen besteht. Bei einem Signifikanzniveau von 5% sind 100 Patienten in fünf Untergruppen auf diesen Zusammenhang untersucht worden.

3. Simulierte Implantation von Kniegelenksendoprothesen

Im zweiten Teil der Arbeit wurden drei verschiedene Kniegelenksendoprothesensysteme bei jedem Patienten entsprechend der Operationsanleitungen der Hersteller rechnerisch implantiert. Dabei sollte der Überprüfung der Paßform die höchste Aufmerksamkeit gewidmet werden.

Die drei Prothesensysteme, die einer simulierten Implantation unterzogen wurden, sind das *Intermedics Natural Knee System*, das *Intermedics Natural Knee Revisionssystem* sowie das *ESKA Implants Kegelendoprothesensystem*.

Die oben beschriebenen Untersuchungen zur Geometrie von Femur und Tibia bildeten die Voraussetzung zum simulierten Einbau der einzelnen Komponentengrößen.

3.1. Analyse der Komponentengeometrie

Um Aussagen über die Paßform einzelner Komponentengrößen beziehungsweise eines gesamten Prothesensystems machen zu können, mußten zunächst die Geometrie und die Dimensionen der einzelnen Komponenten erfaßt werden. Die Bestimmung der Größenverhältnisse von Femur.- und Tibiakomponenten erfolgte anhand der vom Hersteller gelieferten Planungsschablonen (siehe Anhang), mit deren Hilfe präoperativ durch Anlegen ans Röntgenbild Aussagen zur benötigten Komponentengröße gemacht werden können.

Die Erfassung der Prothesengeometrie erfolgte auf die selbe Art und Weise, wie auch die knöchernen Strukturen der Patienten untersucht wurden:

Unter Anlegen der unter Material und Methodik 2.2. beschriebenen Vermessungsschablone ist jede einzelne Komponentenplanungsschablone in Abständen von einem Zentimeter vermessen worden. Die Vermessungsschablone ist entlang einer Achse A angelegt worden, die die jeweilige Prothesenkomponente, und deren fakultativ vorhandenen Stiel, symmetrisch teilt.

In Abbildung 6 ist die Erfassung von Geometrie und Dimension einer Tibiakomponente exemplarisch an der Abbildung einer Originalkomponente, und nicht an einer Planungsschablone, dargestellt.

Gesondert gemessen wurde bei allen drei Prothesensystemen der Abstand zwischen der den Prothesenstiel symmetrisch teilenden Achse A und dem ventralstem Punkt der Femurkomponente der Planungsschablone. Dies diente der Bestimmung der Femurkomponentengröße im seitlichen Röntgenbild.

Solche Messungen waren Voraussetzung für spätere Aussagen über Differenzen im ventralsten Gleitlagerpunkt des Patello-Femoral-Gelenks, vor und nach simulierter rechnerischer Implantation.



Abbildung 6: Die Abbildung zeigt die Tibiakomponente eines Knieendoprothesensystems. Die Schablone, angelegt an der die Komponente symmetrisch teilenden Achse A, ermöglicht eine Erfassung der Größenverhältnisse der Tibiakomponente in Zentimeterabständen.

Da bei den Planungsschablonen der Hersteller der oben schon erwähnte Vergrößerungsfaktor, der durch den Abstand von Objekt und Film beim Röntgen entsteht, immer schon mit berücksichtigt wurde, mußten alle gemessenen Werte der Komponentengrößen mit dem entsprechenden Korrekturfaktor multipliziert werden, um den tatsächlichen Größenverhältnissen zu entsprechen.

Für die Planungsschablonen der einzelnen Prothesensysteme sind vom Hersteller folgende Umrechnungsfaktoren angegeben:

Natural Knee:

ap-Bild: $\text{Meßwert} \cdot 10/11$

seitliches Bild: $\text{Meßwert} \cdot 100/115$

Natural Knee Revision:

ap-Bild: $\text{Meßwert} \cdot 100/115$

seitliches Bild: $\text{Meßwert} \cdot 100/115$

ESKA Implants Kegelendoprothese:

ap-Bild: $\text{Meßwert} \cdot 100/115$

seitliches Bild: $\text{Meßwert} \cdot 100/115$

3.1.1. Intermedics Natural Knee (Primary Knee) System

Die Analyse aller drei Prothesensysteme folgte prinzipiell den gleichen Richtlinien. Wie schon in Abbildung 6 dargestellt, sind die Planungsschablonen im Wesentlichen nach der Vorgabe der Vermessungsschablone vermessen worden. So sind auch die oberflächlichen Größenverhältnisse des *Intermedics Primary Knee* (vom Hersteller werden sechs verschiedene Größen 0 bis 5 angeboten) für die Planungsschablonen von Tibia ap und seitlich, sowie für Femur ap, nach der beschriebenen Methode erfaßt worden. Lediglich die Planungsschablone für die seitliche Femuraufnahme wurde gesondert behandelt:

Hier genügten aufgrund des fehlenden Prothesenstiels und damit einer geringen vertikalen Größe der Komponenten eine dorsale und zwei ventrale Messungen. Wie in Abbildung 7 zu sehen, wurde nach dorsal der maximale Abstand von der „Symmetrieachse“ S (C) gemessen, nach ventral der Abstand zum „Resektionsniveau“ (A) sowie der maximale Abstand von S nach ventral (B). Letzteres war zur späteren Bestimmung der Differenz des ventralsten Gleitlagerpunktes im Patello-Femoralgelenk vor und nach erfolgter simulierter Implantation von Interesse. Die Abstände A und C aus Abbildung 5 sind für spätere Rechnungen addiert worden.

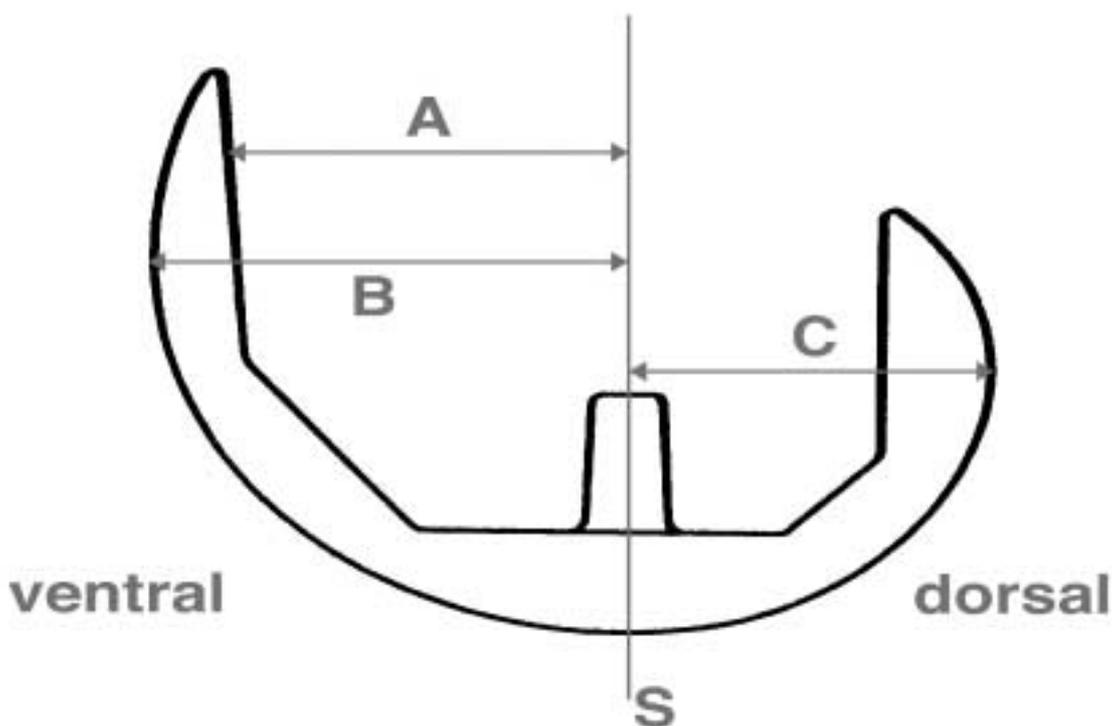


Abbildung 7: Seitliche Planungsschablone der Femurkomponente des *Intermedics Primary Knee*. Die mit A,B und C bezeichneten Abstände sind zur Erfassung der Komponentengeometrie vermessen worden (siehe Text).

3.1.2. Intermedics Natural Knee Revisionssystem

Die Komponentengeometrie des *Natural Knee* Revisionssystems (vom Hersteller werden vier verschieden große Gelenkanteile 1 bis 4, kombinierbar mit vier unterschiedlich langen Prothesenstielen A bis D für die Tibiakomponente und zwei Prothesenstielen A und B für die Femurkomponente, angeboten) wurde für die Planungsschablonen von Tibia ap und seitlich, sowie Femur ap, unter Zuhilfenahme der in Abbildung 4 dargestellten Vermessungsschablone analog zum *Intermedics Primary Knee* erfaßt. Da die Ausmaße der verschiedenen Prothesenstiele den wesentlichen Unterschied zum *Intermedics Primary Knee* darstellen, galt ihnen besondere Aufmerksamkeit.

Für den Gelenkanteil der Planungsschablone der seitlichen Femuraufnahme wurde nach ventral und dorsal jeweils nur eine Messung durchgeführt: nach ventral wie unter 3.1.1. der Abstand zwischen imaginärer Symmetrieachse und ventralem „Resektionsniveau“ und nach dorsal der Abstand vom „dorsalsten“ Komponentenpunkt zur Symmetrieachse, also der maximale Abstand nach dorsal (Vergleiche Abbildung 7, A und B).

3.1.3. ESKA Implants Endoprothesensystem

Vom Hersteller *ESKA* werden für das sich auf dem Markt befindliche Kegelendoprothesensystem für Femur und Tibia drei verschieden große Gelenkanteile (Größen 1-3), kombinierbar mit sechs verschieden langen Prothesenstielen für das Femur (Größen 1-6) und fünf unterschiedlich langen Prothesenstielen für die Tibia (Größen 1-5) angeboten. Dabei ist für das Femur jeweils ein Gelenkanteil mit zwei verschiedenen Stielen implantierbar, nämlich Gelenkanteil 1 mit Stiel 1 und 2, Gelenkanteil 2 mit Stiel 3 und 4 und Gelenkanteil 3 mit Stiel 5 und 6. Bei der Tibiakomponente sind alle drei Gelenkanteile mit sämtlichen der fünf sich im Angebot befindlichen Tibiastiele kombinierbar.

Die Analyse der Geometrie der *ESKA* Implantate erfolgte ebenfalls auf die schon unter 3.1. beschriebene Art und Weise; die beiden für die seitliche Femurplanungsschablone gemessenen Werte sind umgehend miteinander addiert worden.

Sämtliche Daten von Prothesengelenkanteilen und Prothesenstielen wurden mit Hilfe der *Microsoft Excel* Datei gespeichert und somit einer späteren Verwendung zugänglich gemacht.

Nachdem sowohl die erhaltenen Werte aus den Vermessungen der Röntgenbilder, als auch die Meßwerte der Prothesenkomponenten rechnerisch in ihre tatsächlichen Größenverhältnisse transferiert worden sind, konnte mit der simulierten Implantation der verschiedenen Systeme begonnen werden.

3.2. Rechnerische Probeimplantation bei jedem Patienten

Nachdem sowohl die individuelle Knochengometrie eines jeden Patienten, als auch die oberflächlichen Größenverhältnisse der drei zu untersuchenden Prothesensysteme vermessen waren, konnte die simulierte Probeimplantation jedes Prothesensystems bei jedem Patienten des Kollektivs durchgeführt werden. Diese rechnerische Implantation sollte vor allem die Paßform und Paßgenauigkeit der einzelnen Komponenten prüfen.

Im Gliederungspunkt 3.2.1. sind zunächst allgemeine Angaben zum Problem der rechnerischen Prothesenimplantation gemacht, bevor unter 3.2.2. bis 3.2.5., für jedes Prothesensystem gesondert und nach Komponenten und röntgenologischen Strahlengängen getrennt, die vorgenommenen Berechnungen detailliert dargestellt werden.

3.2.1. Allgemeine Implantationskriterien

Zur Überprüfung der Paßform und Paßgenauigkeit der Prothesensysteme waren einige allgemeine Überlegungen von Bedeutung, bevor mit der rechnerischen Probeimplantation nach den Implantationsanleitungen des Herstellers begonnen werden konnte:

Die simulierte Implantation der verschiedenen Komponenten muß, wie auch im klinischen Alltag, an definierten Achsen orientiert erfolgen. Meist sind es die anatomischen Achsen, an denen man sich beim Einbau eines künstlichen Kniegelenks orientiert. Die imaginären Symmetrieachsen der Prothesenkomponenten projizieren sich dabei exakt auf die definierten Achsenverhältnisse, oder zumindest auf eine Parallele.

Außerdem war bei jedem der drei Systeme für Femur und Tibia unabhängig von einander zu klären, ob die Wahl der Komponentengröße primär am seitlichen oder ap-Röntgenbild erfolgt.

Nachstehende Kriterien beziehen sich auf die Auswahl der Tibiakomponentengröße:

Im ap-Bild fällt die Wahl auf die Komponentengröße, deren Breite den geringst kleineren Wert im Vergleich zur individuellen Breite des Tibiaplateaus des entsprechenden Patienten hat. Prinzipiell wird immer die größtmögliche Komponentengröße gewählt und angegeben, das heißt, sämtliche kleineren Größen wären theoretisch ebenfalls implantierbar.

Die Frage, ob der eventuell vorhandene Prothesenstiel in den Markraum, das heißt in die von medialer und lateraler innerer Kortikalis beschriebene Markhöhle paßt, kann durch einfache Subtraktionsrechnung geklärt werden. Dabei werden bei fix definierten Abständen vom Tibiaresektionsniveau der Abstand *Symmetrieachse*

Prothese – lateralster Punkt Prothese vom Abstand Symmetrieachse Tibia – innere Kortikalis Tibia subtrahiert. Ist das Ergebnis positiv, paßt der Stiel am entsprechend berechneten Punkt in den Markraum und irritiert die innere Kortikalis nicht. Bei negativem Ergebnis paßt der Stiel nicht in die beschriebene Markhöhle oder berührt zumindest die Kortikalis. Dies könnte in der Praxis zu einer Verletzung der Kortikalis mit möglicher Schaftsprennung führen, oder zu einem Abgleiten der Prothese vom gewünschten Implantationsweg beitragen. Eine anschauliche Darstellung der beschriebenen Rechnung liefert Abbildung 8.

**Rechnerische
Probeimplantation
der Tibiakomponente**

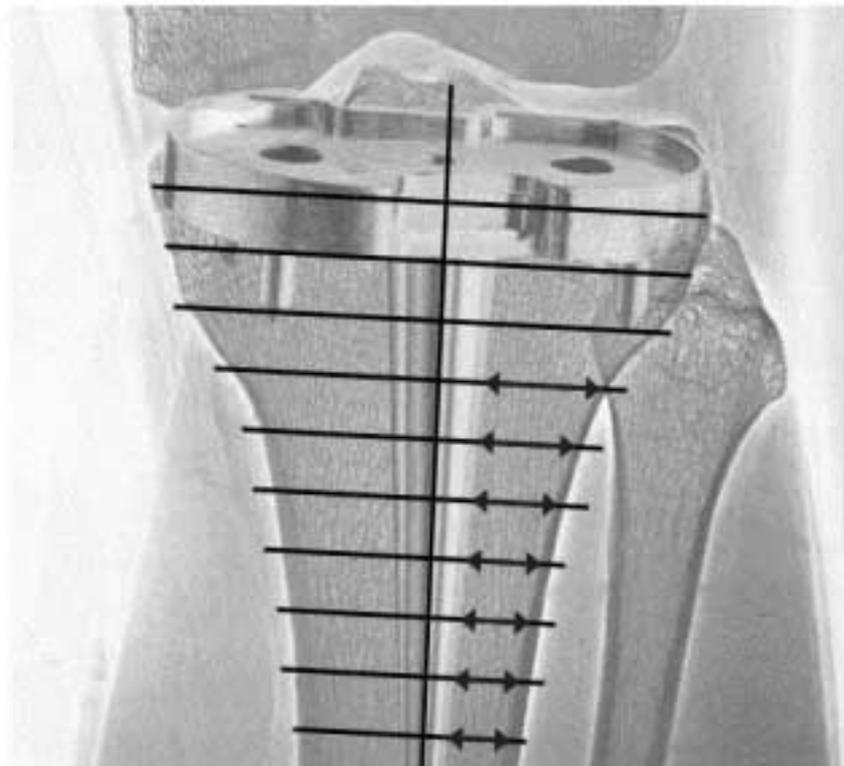


Abbildung 8 : Bei der rechnerischen Probeimplantation (wie hier exemplarisch für die Tibiakomponente dargestellt) wird der Betrag der Pfeile ermittelt. Er ergibt sich aus der Rechnung *Abstand Symmetrieachse Tibia – innere Kortikalis Tibia* minus *Abstand Symmetrieachse Prothese – lateralster Punkt Prothese*. Xeroradiographie im Original aus 73.

Erweist sich die Komponentengröße der Wahl im seitlichen Bild als nach ventral und dorsal zu groß, wird auf die nächst kleinere Komponentengröße ausgewichen. Die Überprüfung der Paßform der Stiele in den Markraum folgt im seitlichen Bild der Vorgehensweise des ap-Bildes.

Folgende Kriterien beziehen sich auf die Auswahl der Femurkomponentengröße:

In der ap-Aufnahme wird die ausgewählte Femurkomponente durch die nächst kleinere ersetzt, wenn der Gelenkanteil nach medial oder lateral übersteht. Wie schon beim Tibiaanteil erläutert bleibt zu klären, ob der eventuell vorhandene Prothesenstiel in den beschriebenen Markraum paßt.

Zur Implantationssimulation am seitlichen Bild wird der Abstand von der Implantationsachse zum ventralen Schaft notiert, der nach der Verjüngung der Femurkondylen nahezu konstant bleibt und mit *Abstand Implantationsachse – Femurkondylenverjüngungspunkt* (abgekürzt *Abs. IA-FKVP*) benannt. Diese Strecke gilt als wichtiger Anhaltspunkt, weil laut der Implantationsanleitung der Hersteller der größte Teil der Kondylen sowieso reseziert wird.

Der unter Punkt 2.2. gemessene maximale Abstand des Femurkondylus von der gedachten Symmetrieachse nach dorsal wird mit *Abs. IA-FKVP* addiert. Ausgewählt wird die Komponentengröße, deren Breite (*Abstand zum Resektionsniveau(B)*) addiert mit *maximaler Abstand nach dorsal(A)*; Vergleiche Abbildung 7) den geringst kleineren Wert im Vergleich zu den für die knöchernen Verhältnisse addierten Abstände aufweist.

Außerdem wird nach dem Vorbild der Vorgehensweise der Tibiakomponente die Paßgenauigkeit des unter Umständen vorhandenen Prothesenstiels überprüft.

Im Anschluß wird nach Prothesenkomponenten und Dimensionen (definiert durch röntgenologische Strahlengänge) differenziert das exakte Vorgehen bei der rechnerischen Probeimplantation aufgezeigt.

3.2.2. Femurkomponente ap

Die Achse, an welcher sich die rechnerische Implantation der Femurkomponente ap orientiert, entspricht der unter Punkt 2.2. definierten Femurachse (*FA*). Ist eine simulierte Implantation aufgrund des Kondylendurchmessers an der Resektionslinie nicht möglich und eine Verschiebung der Femurkomponente entlang des Resektionsniveaus nach medial oder lateral notwendig, kann jede beliebige Parallele zu *FA* als Implantationsachse verwendet werden. Allerdings selbstverständlich nur, wenn der fakultativ vorhandene Prothesenstiel nicht die innere Kortikalis berührt.

Intermedics Natural Knee:

Für den Femuranteil des *Natural Knee* sind sechs verschiedene Komponentengrößen 0 bis 5 implantierbar.

Die Bestimmung der Komponentengröße erfolgt für das Femur primär anhand des seitlichen Röntgenbildes. Demnach bleibt für die ap-Aufnahme zu überprüfen, ob die

geplante Prothesengröße implantiert werden kann, oder auf eine nächst kleinere Komponente ausgewichen werden muß. Dazu werden, wie in Abbildung 6 dargestellt, Knochen und Prothesenkomponente imaginär so übereinander projiziert, wie sie nach den Angaben des Herstellers fachgerecht implantiert wären. Dabei kommen die Symmetrieachse S der Prothese und die Femurachse (FA) exakt aufeinander zum Liegen. Außerdem decken sich distale Gelenklinie der Femurkomponente und knöchernes Resektionsniveau (beide waren Ausgangspunkt der ersten Messung nach medial und lateral) und bilden somit einen gemeinsamen Nullpunkt. Folglich liegen auch sämtliche anderen Koordinaten exakt aufeinander. Damit können die Abstände zwischen Prothese und limitierenden knöchernen Strukturen (im Stielbereich die innere Kortikalis, im Kondylenbereich der maximale Kondylendurchmesser an der Resektionslinie), wie durch die Pfeile in Abbildung 6 angedeutet, berechnet werden.

Bei ausschließlich positiven Ergebnissen steht einer Auswahl der Komponente zur Implantation nichts im Wege. Dennoch wird darauf geachtet, daß immer die größtmögliche Komponente, deren Ergebnisse der Implantationsberechnungen gerade noch ausschließlich positiv sind, verwendet wird. Dies soll zum Einen eine möglichst großflächige Kontakt der beteiligten Gelenkpartner gewährleisten, und zum Anderen einen möglichst sicheren Halt der Komponente im Knochen unterstützen.

Da dieses System keinen langen Stiel aufweist, wird die Komponentengröße überwiegend durch die Ausmaße von Kondylen und Prothese am definierten gemeinsamen Nullpunkt der Achsen bestimmt. Hier wird genauso die Komponentengröße gewählt, die gerade nicht übersteht.

Intermedics Revision Knee:

Beim Revisionssystem des *Natural Knee* stehen fünf verschiedene Femurgelenkteile 0 bis 4, kombinierbar mit zwei verschiedenen langen Stielen A und B zur Verfügung.

Die Auswahl der Komponentengröße erfolgt hier primär anhand der ap-Aufnahme, da die Kondylen bei dem Primäreingriff ja überwiegend reseziert worden sind.

Die simulierte Implantation folgt prinzipiell dem Beispiel der Berechnungen des *Natural Knee*. Aufgrund der relativ langen angebotenen Stiele steht hier die Überprüfung der Paßform in den Markraum im Mittelpunkt. Aus den oben erläuterten Gründen wird wiederum der größtmögliche Stiel gewählt.

ESKA Knieendoprothesensystem:

Wie unter Punkt 3.1.3. schon erläutert, können die drei verschiedenen großen Gelenkanteile mit jeweils zwei verschiedenen langen Femurstielen kombiniert werden.

Primär erfolgt die Auswahl der Komponentengröße beim *ESKA* Kegelendoprothesensystem sinnvollerweise anhand des seitlichen Bildes, da es sich

wie schon beim *Natural Knee* um einen Primäreingriff handelt, und so die Kondylen im seitlichen Strahlengang das entscheidende Kriterium darstellen.

Die Auswahl der Komponentengröße und die Überprüfung der Paßgenauigkeit finden analog zu den für das *Natural Knee* beschriebenen Berechnungen statt.

3.2.3. Tibiakomponente ap

Die rechnerische Implantation der Tibiakomponente ap orientiert sich an der unter Punkt 2.2. definierten Tibiaachse (TA), beziehungsweise an einer beliebigen Parallelen, falls die Tibiakomponente zur Durchführung der simulierten Implantation auf dem Tibiaplateau nach medial oder lateral verschoben werden muß.

Intermedics Natural Knee:

Für die Tibiakomponente des *Natural Knee* werden vom Hersteller sechs verschiedene Größen von 0 bis 5 angeboten.

Die Bestimmung der zu implantierenden Prothesengröße der Tibiakomponente erfolgt hier primär anhand des Röntgenbildes im ap-Strahlengang.

Zunächst ist es wichtig, daß sich Symmetrieachse S der Prothese und Tibiaachse TA (wie unter M.+M. 2.2. definiert) exakt aufeinanderprojizieren. Proximale Gelenklinie der Tibiakomponente und knöcherner Resektionslinie des Tibiaplateaus (beide waren Ausgangspunkt der ersten Messung nach medial und lateral) kommen ebenfalls genau aufeinander zum Liegen und bilden einen gemeinsamen Nullpunkt. Damit ist wiederum gewährleistet, daß sämtliche anderen gemessenen Koordinaten im selben Niveau liegen und später miteinander verrechenbar sind. Die Abstände zwischen Tibiakomponente und limitierenden knöchernen Strukturen (im Stielbereich die innere Kortikalis, im Tibiaplateaubereich der maximale Durchmesser des Tibiaplateaus an der Resektionslinie) sind jetzt, wie in Abbildung 6 veranschaulicht dargestellt, berechenbar.

Wie auch schon für die Femurkomponente ap beschrieben, findet immer die größtmögliche Tibiakomponente Verwendung, deren Ergebnisse der Implantationsberechnungen gerade noch ausschließlich positiv sind.

Weil ein langer Stiel fehlt, wird die Komponentengröße vorwiegend durch die Breite der Tibiagelenkfläche am definierten gemeinsamen Nullpunkt der Achsen bestimmt. Man wählt die Komponentengröße, die gerade nicht übersteht.

Intermedics Revision Knee:

Beim Revisionssystem des *Natural Knee* stehen vier verschiedene Tibiagelenkanteile 1 bis 4, kombinierbar mit vier verschiedenen langen Stielen A bis D zur Verfügung.

Die Auswahl der Komponentengröße erfolgt primär anhand der ap-Aufnahme. Die simulierte Implantation folgt in der Regel den Vorgaben der Berechnungen des

Natural Knee. Aufgrund der großen Länge der Tibiastiele steht eine Überprüfung der Paßform derselben in den Markraum im Mittelpunkt. Können mehrere Stiele simuliert implantiert werden, wird aus den unter Punkt 3.2.2. genannten Gründen der größtmögliche Stiel gewählt.

ESKA Endoprothesensystem:

Vom Hersteller *ESKA* werden für das sich auf dem Markt befindliche Kegelendoprothesensystem für die Tibia drei verschieden große Gelenkanteile (Größen 1-3), kombinierbar mit fünf unterschiedlich langen Prothesenstielen (Größen 1-5), angeboten. Dabei ist jeder der Gelenkanteile mit jeder Stiellänge kombinierbar. Die primäre Auswahl der Komponentengröße erfolgt ebenfalls anhand des ap-Bildes. Die rechnerische Probeimplantation mit Einbau einer entsprechenden Tibiakomponente und Überprüfung ihrer Paßgenauigkeit folgt analog der Vorgehensweise beim *Natural Knee*. Aufgrund des Vorhandenseins eines mäßig langen Stiels wird dem rechnerischen Einpassen desselben besondere Aufmerksamkeit zuteil.

3.2.4. Femurkomponente seitlich

Die maßgebliche Achse zur simulierten Implantation der Femurkomponente im seitlichen Strahlengang ist die unter Punkt 2.2. definierte seitliche Femurachse *FAs*, beziehungsweise eine Parallele, falls der Femurgelenkanteil der Prothese an der distalen Gelenklinie zur besseren Einpassung nach ventral oder dorsal verschoben werden muß. Bei jeder achsenparallelen Verschiebung bleibt jedoch darauf zu achten, daß der vorhandene, je nach System mehr oder weniger lange Prothesenstiel, ohne Berührung der Markraumgrenzen rechnerisch implantierbar bleibt.

Intermedics Natural Knee:

Die rechnerische Probeimplantation der Femurkomponente des *Natural Knee* im seitlichen Bild ist im Wesentlichen schon im Punkt 3.2.1. unter „Allgemeine Implantationskriterien“ erläutert worden.

Die Auswahl der Komponentengröße für das Femur findet für das *Natural Knee* primär anhand der seitlichen Röntgenaufnahme statt. Zur simulierten Implantation werden deshalb die am Röntgenbild gemessenen Abstände *Abs. IA-FKVP* und der maximale für die Femurkondylen von *FAs* nach dorsal gemessene Abstand addiert. Dieser Additionswert wird jetzt mit den Dimensionen der Prothese verglichen. Dazu werden die in Abbildung 7 definierten Strecken A und B ebenfalls addiert und ergeben den Wert E.

Als richtige Komponentengröße wird wiederum diejenige gewählt, deren E Wert der errechneten knöchernen Strecke im seitlichen Bild gleicht, oder am geringfügigsten kleiner ausfällt.

Die rechnerisch simulierte Implantation und die Überprüfung der Paßform beschränkt sich bei diesem System vorwiegend auf den Gelenkanteil, weil ein längerer Stiel nicht vorhanden ist.

Intermedics Revision Knee:

Bei der rechnerischen Probeimplantation der seitlichen Femurkomponente des *Revision Knee* steht eine Überprüfung der Paßform der im ap-Bild gewählten Komponentengröße im Vordergrund. Dies geschieht analog zur Vorgehensweise beim *Natural Knee*.

Erweist sich eine in der ap-Ansicht gewählte Komponentengröße im seitlichen Bild als zu groß, muß die Entscheidung korrigiert werden und auf eine kleinere Größe ausgewichen werden. Besondere Aufmerksamkeit ist wieder dem rechnerischen Einpassen des langen Stieles gewidmet. Auch hier kann eine Korrektur der zunächst vorgeschlagenen Stiellänge notwendig werden.

ESKA Endoprothesensystem:

Beim *ESKA* Kegelendoprothesensystem findet die Auswahl der Femurkomponentengröße wie beim *Natural Knee* nach der seitlichen Röntgenaufnahme statt.

Dies geschieht im selben Verfahren wie beim *Intermedics* Produkt; die Überprüfung der Paßform der Stiele erfolgt wie in Abbildung 6 gezeigt.

3.2.5. Tibiakomponente seitlich

Die entscheidende Achse zur simulierten Implantation der Tibiakomponente am seitlichen Röntgenbild des Kniegelenks ist die unter Punkt 2.2. definierte seitliche Tibiaachse (TAs) oder aber eine Parallele, wenn der Tibiagelenkanteil der Prothese an der proximalen Gelenklinie nach ventral oder dorsal verschoben werden muß, um diesen besser einpassen zu können. Bei einer achsenparallelen Verschiebung muß jedoch, wie für die seitliche Femurkomponente auch darauf geachtet werden, daß der je nach System mehr oder weniger lange Prothesenstiel, ohne Berührung der Markraumgrenzen, rechnerisch implantierbar ist.

Intermedics Natural Knee:

Da die Bestimmung der Komponentengröße für die Tibia primär anhand der ap-Ansicht erfolgt, bleibt für die seitliche Aufnahme zu überprüfen, ob die vorgemerkte Prothesengröße probeimplantiert werden kann, oder auf eine nächst kleinere Komponente ausgewichen werden muß.

Dazu werden die knöchernen Messungen auf Höhe des Nullpunkts im seitlichen Bild nach ventral und dorsal addiert und mit dem seitlichen Prothesengesamtdurchmesser des Tibiaplateaus am Nullpunkt verglichen. Wie gewohnt wird die Komponentengröße gewählt, die am Tibiaplateau gerade nicht übersteht.

Nach der Implantationsanleitung des Herstellers wird die Tibiakomponente in der seitlichen Projektion entsprechend den anatomisch-physiologischen Gegebenheiten mit einer Dorsalneigung von durchschnittlich 7° implantiert. Durch diese Neigung nach dorsal wandern alle Punkte distal der Nulllinie weiter nach ventral, und zwar um so deutlicher, je weiter man sich nach distal bewegt.

Vor allem für die Paßform der Komponentenverankerung nach ventral waren somit Komplikationen zu erwarten.

Zunächst sollte also die neue, nach ventral verschobene Implantationsachse bestimmt werden. Bei der rechnerischen Probeimplantation konnte das nach dorsal abfallende Tibiaplateau nach den Regeln zur Berechnung von Winkelverhältnissen im rechtwinkligen Dreieck wie folgt simuliert werden:

Dreht man die Schablone am fixierten Nullpunkt um einen bestimmten Winkel im Uhrzeigersinn, kann man die zuvor auf der seitlichen Tibiaachse **TAs** rechtwinklig zum liegen kommende Tibiaplateautangente nach dorsal neigen.

Da sich die Achsen der für sämtliche Vermessungen benutzten Schablone (Vergleiche Abbildung 1) in jedem Fall in einem 90° -Winkel schneiden, verfügt man nach Übereinanderprojektion der in unterschiedlichen Winkeln angelegten Schablone über rechtwinklige Dreiecke für jeden gemessenen Abstand vom Nullpunkt. In Abbildung 9 ist exemplarisch für einen Abstandswert die Verschiebung der Achse nach ventral dargestellt, und das zur Berechnung der gesuchten Strecke \bar{a} notwendige rechtwinklige Dreieck ABC eingezeichnet:

Schwarz eingezeichnet erscheint die angelegte Vermessungsschablone exakt an **TAs** orientiert. Farbige eingezeichnet dagegen die im Winkel α um 7° zur Symmetrieachse nach ventral geneigte Schablone, was einem um 7° nach dorsal geneigten Tibiaplateau entspricht.

Die Streckenlänge \bar{a} kann jetzt bei bekannter Streckenlänge \bar{c} mit Hilfe der Formel $\bar{a} = \sin 7^\circ * \bar{c}$ berechnet werden und entspricht damit der Verschiebung der Implantationsachse nach ventral am Punkt der durchgeführten Berechnung.

Analog wird für sämtliche andere Abstände vom Nullpunkt die Abweichung der Implantationsachse nach ventral bestimmt und im Folgenden die Femurkomponente seitlich, wie anhand von Abbildung 6 erläutert, entlang der neuen **TAs** rechnerisch probeimplantiert. Neben der gewöhnlichen Überprüfung von Komponentengröße und Paßform steht die Paßgenauigkeit der Prothesenverankerung nach ventral im Mittelpunkt des Interesses.



Abbildung 9: Die angelegte Vermessungsschablone (farbig) ist um den Winkel α im Uhrzeigersinn gedreht, womit die Implantationsachse für die Tibiakomponente am nach dorsal abfallenden Tibiaplateau simuliert wird. Die Ventralverschiebung der Implantationsachse am Punkt B entspricht der Strecke a . Im Original aus (73).

Intermedics Revisionssystem:

Die Bestimmung der Komponentengröße erfolgt für die Tibia primär anhand der ap-Ansicht, deshalb bleibt für die seitliche Aufnahme zu überprüfen, ob die vorgemerkte Prothesengröße probeimplantiert werden kann, oder auf eine nächst kleinere Komponente ausgewichen werden muß.

Die rechnerische Simulation der Implantation erfolgt analog der Vorgehensweise beim *Natural Knee*, wobei aus Gründen des Revisionseingriffs eine Dorsalneigung des Tibiaplateaus nicht mehr beachtet werden muß. Wiederum ist die Überprüfung der Möglichkeit der komplikationslosen Probeimplantation der langen Stiele von Wichtigkeit.

ESKA Endoprothesensystem:

Wie bei den beiden anderen Systemen bleibt beim *ESKA* Knie für die seitliche Tibiakomponente zu überprüfen, ob die vorbestimmte Komponentengröße komplikationslos probeimplantiert werden kann, oder die Prothesengröße wegen mangelnder Paßform korrigiert werden soll.

Eine Verschiebung des Tibiagelenkteils nach ventral oder dorsal ist dabei möglich, solange der Gelenkanteil nicht übersteht, beziehungsweise der Stiel die innere Kortikalis berührt. Auf eine Berücksichtigung des Neigungswinkels des Tibiaplateaus wird nach Einblick in die Implantationsanleitung des Herstellers ebenfalls verzichtet. Die weitere Überprüfung der Paßgenauigkeit der Tibiakomponente im seitlichen Bild erfolgt analog der für das *Natural Knee* beschriebenen Vorgehensweise.

3.3. Bestimmung der Differenz zwischen Implantationsachse und Markraummittelpunkten am Beispiel der Tibiaachse im ap-Röntgenbild

Die Simulation der Achsenbestimmung mit einem unterschiedlich weit in den Markraum eingebrachten intramedullären Führungsstab sollte aufzeigen, inwieweit die simulierte Implantationsachse auf der mechanischen Achse zum Liegen kommt. Beispielhaft wurde die Tibia im ap-Röntgenbild auf Achsabweichungen untersucht.

Die Differenz wurde in Zentimeterabständen vom Tibiaplateau aus bestimmt und daraus der Winkel β zwischen mechanischer Tibiaachse und der intramedullär mittig liegenden Achse des Führungsstabs berechnet. Der Winkel β wird jeweils als Mittelwert und Absolutwert des Mittelwerts angegeben.

C. ERGEBNISSE

1. Mittelwerte Femur- und Tibiageometrie

1.1. Mittelwerte Gesamtkollektiv (Realwerte)

Im Folgenden sind von sämtlichen, beim gesamten Kollektiv gemessenen Strecken Mittelwerte gebildet worden.

Die Angaben erfolgen in mm . Die Entfernung der Messung vom Nullpunkt ist jeweils in cm angegeben.

	FEMUR ap				TIBIA ap			
	m	m	l	l	m	m	l	l
	i	a	i	a	i	a	i	a
Nullpunkt	35,5	35,5	36,5	36,6	35,6	35,6	36,5	36,6
1 cm	38,6	38,7	39,3	39,3	31,8	31,9	33,6	34,1
2 cm	40,4	40,4	39,2	39,2	26,5	26,8	27,1	28,2
3 cm	37,7	38,0	37,3	37,3	21,2	22,5	19,5	21,5
4 cm	31,4	32,3	30,3	31,1	18,5	20,3	15,5	18,4
5 cm	25,9	27,5	23,5	25,4	16,7	18,8	12,8	15,5
6 cm	22,5	24,5	19,9	22,1	15,0	17,7	10,8	13,6
7 cm	20,2	22,7	17,8	20,2	14,0	16,8	9,4	12,3
8 cm	18,7	21,5	16,0	18,7	13,0	16,1	8,0	11,0
9 cm	17,8	21,1	14,6	17,6	12,4	15,8	6,7	10,1
10 cm	16,6	20,3	12,9	16,6	12,0	15,6	5,8	9,2
12 cm	14,7	19,0	11,3	15,2	11,0	14,9	4,8	8,6
14 cm	13,2	17,9	9,8	14,1	10,2	14,7	4,5	8,3
16 cm	11,5	16,6	8,4	13,5	9,3	14,1	4,5	8,4
18 cm	10,0	15,9	7,5	13,4	8,7	13,4	4,8	9,0
20 cm	8,3	15,2	7,1	13,7	8,2	12,7	5,5	9,8
25 cm	6,4	14,2	6,8	14,5	7,5	11,4	8,9	11,9
30 cm	6,0	14,0	8,0	15,3	10,3	12,8	10,4	12,9

Tabelle 2: Mittelwerte Femur und Tibia im ap-Strahlengang.

Legende :

m	=	medial
v	=	ventral
l	=	lateral
d	=	dorsal
i	=	Entfernung zur inneren Kortikalis
a	=	Entfernung zur äußeren Kortikalis

	FEMUR seitl.				TIBIA seitl.			
	v	v	d	d	v	v	d	d
	i	a	i	a	i	a	i	a
Nullpunkt	11,40	11,37	33,09	33,84	17,64	31,07	27,00	33,86
1 cm	16,48	18,84	38,41	39,15	19,99	30,45	32,28	34,61
2 cm	18,45	19,36	38,20	38,90	20,98	30,24	30,13	31,68
3 cm	18,47	18,96	32,90	33,57	21,95	28,31	23,85	25,51
4 cm	16,56	17,32	21,81	23,52	21,04	25,02	18,59	20,95
5 cm	15,31	16,48	17,13	19,24	19,64	22,72	17,23	18,89
6 cm	14,65	16,02	14,64	16,99	17,68	20,41	16,51	18,22
7 cm	14,33	16,55	13,21	16,31	16,07	19,90	15,07	17,66
8 cm	13,65	17,68	12,65	17,15	14,58	19,95	14,27	17,29
9 cm	13,56	18,01	12,03	16,76	13,34	19,96	13,98	16,74
10 cm	13,98	16,42	11,99	13,85	12,59	19,37	13,40	16,31
12 cm	13,26	12,47	11,53	13,83	11,44	18,10	12,58	15,21
14 cm	13,54	13,46	11,59	13,74	10,29	14,60	11,85	14,49
16 cm	12,34	12,60	12,31	15,28	8,71	14,15	10,32	12,82
18 cm	10,13	11,73	13,22	16,17	6,20	13,30	8,09	13,15
20 cm	10,76	14,75	13,70	16,86	6,95	12,67	6,82	12,01
25 cm					6,70	12,05	6,70	10,45
30 cm					8,18	11,36	5,00	10,91

Tabelle 3: Mittelwerte Femur und Tibia im seitlichen Strahlengang.

Die **Tabelle 4** zeigt die Mittelwerte sonstiger zur Bestimmung der Geometrie des Kniegelenks gemessener Strecken und Winkel. Angabe aller Streckenlängen in mm:

Gemessene Strecken / Winkel	Mittelwert	Standardabweichung	Median	Maximum	Minimum
Winkel zwischen Femurachse (FA) und anatomischer Femurachse (aFA)	1,2 <small>Absolutwert</small>	1,60	1,0°	7,6°	-1,9°
Medialer Winkel zwischen Femurkondylentangente und Femurachse (FA)	92,6°	4,6	92,4°	108,6°	76,2°
Winkel zwischen Femurachse(FA) und mechanischer Femurachse(mFA)	6,6°	2,0	6,7°	15,2°	2,9°
Femurlänge	463,7	30,1	465,7	562,9	393,3
Femurkondylenbreite	80,0	5,18	81,0	103,8	52,4
Medialer Winkel zwischen Tibiplateautangente und Tibiaachse (TA)	83,4°	3,9	82,9°	93,3°	72,4°

Gemessene Strecken / Winkel	Mittelwert	Standardabweichung	Median	Maximum	Minimum
Tibiaplateaudurchmesser	76,9	9,29	76,2	95,2	59,2
Tibialänge	351,9	25,6	352,4	423,8	287,6
Abstand der Mitte des Tibiaplateaus von Mitte der Interkondylenhöcker, nach lateral gemessen	1,1 <small>Absolutwert</small>	1,60	1,0	5,7	-2,9
Abstand der mechanischen Beinachse von Mitte der Interkondylenhöcker, nach lateral gemessen	18,1 <small>Absolutwert</small>	31,16	21,0	74,3	-64,8
Abstand der Fibulaspitze von einer Senkrechten durch den Nullpunkt	1,4 <small>Absolutwert</small>	4,1	3,8	12,4	-9,5
Medialer Winkel zwischen Femurkondylentangente und Tibiaplateautangente	2,9°	4,1	3,8°	12,4°	-9,5°
Abstand des ventralsten Punkts des Femurkondylus von der ventralsten Tangente an der Femurvorderseite	5,8	3,12	5,0	13,6	-1,8
Dorsaler Winkel zwischen Tibiaplateautangente und seitl. Tibiaachse(TAs)	75,1°	4,12	75,5°	85,5°	64,5°
Länge Patellagelenkfläche (seitliches Bild)	28,3	2,60	28,2	38,2	23,6

Tabelle 5: Mittelwerte sonstiger zur Bestimmung der Geometrie des Kniegelenks gemessener Strecken und Winkel. Angabe aller Streckenlängen in mm.

1.2 Mittelwerte geschlechtsspezifisch (Realwerte)

Mittelwerte männliche Patienten

	FEMUR ap				TIBIA ap			
	m	m	l	l	m	m	l	l
	i	a	i	a	i	a	i	a
Nullpunkt	39,5	39,5	38,1	38,6	38,6	38,6	41,4	41,4
1 cm	42,3	42,3	39,7	40,1	34,9	35,0	39,0	39,1
2 cm	43,2	43,2	40,1	40,4	29,7	29,8	32,2	32,9
3 cm	41,1	41,5	39,2	39,5	22,9	23,9	24,1	25,8
4 cm	35,4	36,3	32,6	33,5	18,7	20,4	18,6	21,2
5 cm	27,5	29,7	26,0	27,5	16,3	18,9	15,8	18,7
6 cm	23,3	25,8	21,0	23,4	14,2	17,6	14,2	17,0
7 cm	20,7	23,6	19,0	21,7	12,9	16,6	12,4	15,6
8 cm	18,5	22,0	16,9	19,8	11,8	15,7	11,1	14,3
9 cm	17,6	21,3	16,0	19,1	10,8	15,0	9,8	13,4
10 cm	16,3	20,3	14,3	18,3	10,0	14,2	8,7	12,8
12 cm	14,4	19,1	13,2	17,3	9,0	13,9	7,3	11,8
14 cm	12,6	18,4	12,0	16,7	8,3	13,9	6,5	10,9
16 cm	11,3	17,1	10,9	16,5	7,1	13,5	6,1	10,8
18 cm	9,6	16,8	9,8	16,5	6,2	13,0	6,6	11,5
20 cm	8,4	16,4	8,9	16,4	5,4	12,1	7,2	11,8
25 cm	6,5	15,7	8,1	16,5	5,4	11,5	8,5	13,1
30 cm	5,9	15,5	8,3	17,0	8,1	12,2	9,4	13,1

Tabelle 6: Mittelwerte der männlichen Patienten von Femur und Tibia in ap Ansicht. Alle Angaben in mm.

	FEMUR seitl.				TIBIA seitl.			
	v	v	d	d	v	v	d	d
	i	a	i	a	i	a	i	a
Nullpunkt	11,1	11,1	32,7	32,7	30,8	30,8	30,1	30,5
1 cm	18,6	18,6	39,3	39,3	29,6	29,9	36,2	36,3
2 cm	22,2	22,2	40,3	40,4	30,0	30,0	35,6	35,7
3 cm	21,4	21,6	36,4	36,5	27,5	28,1	34,0	35,1
4 cm	18,7	19,1	26,5	27,9	24,4	25,0	20,1	27,8
5 cm	16,4	17,2	19,5	22,2	21,0	22,9	16,9	20,1
6 cm	15,7	16,7	19,2	21,1	17,7	20,8	15,4	18,8
7 cm	16,3	17,2	19,6	21,4	16,4	20,3	13,8	17,8
8 cm	13,9	16,1	16,9	19,4	15,6	20,3	12,9	17,1
9 cm	13,4	15,9	17,3	19,0	15,0	20,1	12,2	16,6
10 cm	12,7	15,6	11,1	14,8	14,1	19,8	11,2	16,0
12 cm	11,9	15,1	10,7	14,8	11,9	18,5	10,2	15,2
14 cm	11,6	14,8	10,1	14,8	8,0	15,3	8,9	13,9
16 cm	11,3	14,1	9,9	15,3	7,5	15,8	8,1	12,4
18 cm	10,0	13,3	9,4	16,2	6,1	13,4	8,4	13,5
20...cm	9,1	13,0	9,3	16,9	5,3	11,1	6,7	12,4
25 cm					2,7	10,9	7,3	11,8
30 cm					2,7	9,1	6,4	10,9

Tabelle 7: Mittelwerte der männlichen Patienten von Femur und Tibia im seitlichen Strahlengang. Alle Angaben in mm.

Gemessene Winkel und Strecken	Männl.	Weibl.	Männl. SL	Weibl. SL
Winkel zwischen Femurachse (FA) und anatomischer Femurachse (aFA)	1,1°	1,2°	1,1°	1,2°
Medialer Winkel zwischen Femurkondylentangente und Femurachse (FA)	92,7°	92,5°	92,7°	92,5°
Winkel zwischen Femurachse(FA) und mechanischer Femurachse(mFA)	6,6°	6,5°	6,6°	6,5°
Femurlänge	483,5	455	463,7	463,7
Femurkondylenbreite	83,3	78,5	78,7	79,8
Medialer Winkel zwischen Tibiaplateautangente und Tibiaachse (TA)	83,0°	83,6°	83,0°	83,6°
Tibiaplateaudurchmesser	82,5	74,5	79,1	74,9
Tibialänge	369,2	344,6	351,9	351,9
Abstand der Mitte des Tibiaplateaus von Mitte der Interkondylenhöcker, nach lateral gemessen	1,2	1,0	1,2	1,0
Abstand der mechanischen Beinachse von Mitte der Interkondylenhöcker, nach lateral gemessen	25,1	15,1	23,9	15,0
Abstand der Fibulaspitze von einer Senkrechten durch den Nullpunkt	1,7	1,2	1,5	1,2
Medialer Winkel zwischen Femurkondylentangente und Tibiaplateautangente	3,4°	2,7°	3,4°	2,7°
Abstand des ventralsten Punkts des Femurkondylus von der ventralsten Tangente an Femurvorderseite	6,1	5,6	5,9	5,7
Dorsaler Winkel zwischen Tibiaplateautangente und seitl. Tibiaachse(TAs)	74,6°	75,3°	74,6°	75,3°
Länge Patellagelenkfläche	29,0	28,0	27,9	28,1

Tabelle 8: Vergleich der Mittelwerte sonstiger für männliche und weibliche Patienten zur Bestimmung der Geometrie des Kniegelenks gemessener Strecken und Winkel. Angabe aller Streckenlängen in mm. SL steht für Standardlänge und gibt die auf mittlere Femur- und Tibialänge bezogenen Werte an. Die farbig markierten Werte bezeichnen statistisch signifikante Unterschiede.

Mittelwerte weibliche Patienten

	FEMUR ap				TIBIA ap			
	m	m	l	l	m	m	l	l
	i	a	i	a	i	a	i	a
Nullpunkt	34,7	34,8	33,9	33,9	35,2	35,3	36,6	36,7
1 cm	38,5	38,6	37,2	37,2	31,2	31,3	33,9	34,3
2 cm	40,4	40,4	38,1	38,1	25,4	25,9	26,8	28,1
3 cm	38,1	38,4	36,3	36,3	19,7	21,3	20,2	21,8
4 cm	31,6	32,6	30,1	30,2	17,0	19,0	15,8	18,3
5 cm	25,7	27,1	22,5	24,4	15,1	17,4	13,2	15,5
6 cm	22,6	24,7	18,8	21,0	13,5	16,1	11,2	13,5
7 cm	20,6	23,1	16,4	18,8	12,4	15,1	9,8	12,4
8 cm	19,0	21,9	14,8	17,4	11,4	14,5	8,6	11,3
9 cm	18,0	21,2	13,4	16,3	10,9	14,2	7,5	10,5
10 cm	16,7	20,3	12,2	15,4	10,4	14,0	6,6	9,7
12 cm	14,7	19,0	10,4	14,2	9,7	13,5	5,6	9,1
14 cm	12,7	17,6	8,9	13,4	9,0	13,5	5,2	8,8
16 cm	10,8	16,4	7,6	12,9	8,2	12,9	5,2	8,8
18 cm	9,4	15,5	6,9	12,9	7,4	12,3	5,3	9,3
20 cm	8,0	14,9	6,7	13,2	6,8	11,5	6,1	10,1
25 cm	6,4	14,0	6,6	14,3	6,4	10,6	8,2	11,3
30 cm	6,1	14,0	7,8	15,2	11,3	13,5	11,0	13,1

Tabelle 9 : Mittelwerte der weiblichen Patienten von Femur und Tibia im ap Strahlengang. Alle Angaben in mm.

	FEMUR seitl.				TIBIA seitl.			
	v	v	d	d	v	v	d	d
	i	a	i	a	i	a	i	a
Nullpunkt	10,4	10,4	33,9	34,0	14,9	16,3	27,0	27,7
1 cm	16,5	19,3	39,4	39,5	17,5	18,4	32,0	33,5
2 cm	19,2	19,5	39,5	39,6	18,9	19,6	28,9	30,6
3 cm	18,1	18,4	33,3	33,5	20,6	21,5	21,0	22,3
4 cm	15,8	17,5	21,6	22,8	20,5	21,0	16,2	20,3
5 cm	14,6	15,4	16,9	18,8	19,3	19,3	14,7	18,5
6 cm	14,4	15,5	14,2	16,4	17,4	18,0	14,1	17,8
7 cm	7,4	13,4	12,4	15,5	15,7	17,0	13,6	17,3
8 cm	13,2	14,7	11,2	15,4	13,9	16,2	13,0	16,7
9 cm	13,0	14,5	10,8	15,0	13,4	15,9	12,7	16,1
10 cm	12,8	14,3	11,2	13,6	12,3	15,2	12,4	15,4
12 cm	11,8	13,6	11,4	13,6	11,0	14,4	11,3	14,2
14 cm	10,7	12,9	11,2	13,7	10,0	13,9	10,7	13,4
16 cm	9,7	11,8	11,6	14,9	6,5	13,7	7,7	12,3
18 cm	8,7	10,9	12,3	15,0	6,1	12,8	7,0	11,5
20...cm	9,5	9,9	12,9	15,6	7,0	12,9	6,3	10,6
25 cm					8,0	12,7	5,7	9,3
30 cm					13,6	13,6	3,6	10,9

Tabelle 10: Mittelwerte der weiblichen Patienten von Femur und Tibia im seitlichen Strahlengang. Alle Angaben in mm.

Ein Zusammenhang zwischen Gruppenverteilung und Geschlechtsverteilung konnte nicht nachgewiesen werden. Der „Exakte Test“ nach *Fisher* ergab $p = 0,446 > 0,05$ bei einem Signifikanzniveau von 5%. Somit besteht für das untersuchte Patientenkollektiv kein Zusammenhang zwischen der Geschlechtsverteilung in den jeweiligen Diagnosegruppen. Das heißt, daß die Geschlechtsverteilung in den einzelnen Diagnosegruppen keinen statistisch signifikant nachweisbaren Verteilungen unterliegt. Eine Prädisposition der Geschlechter zu bestimmten Diagnosegruppen kann nicht gezeigt werden.

1.3. Mittelwerte nach Diagnose

1. Mittelwerte Valgusgonarthrosegruppe

	FEMUR ap				TIBIA ap			
	m	m	l	l	m	m	l	l
	i	a	i	a	i	a	i	a
Nullpunkt	34,1	34,2	34,9	34,9	34,6	34,6	36,8	36,9
1 cm	37,2	37,3	38,4	38,4	30,1	30,1	34,7	35,2
2 cm	37,9	38,1	38,8	38,8	25,5	25,8	28,9	29,6
3 cm	35,1	36,2	35,9	35,9	21,2	22,6	21,1	23,0
4 cm	29,3	30,7	28,2	29,2	19,2	21,3	14,8	17,6
5 cm	24,8	26,9	22,2	23,9	17,5	20,1	11,1	13,9
6 cm	21,3	23,5	18,7	21,0	16,5	19,1	8,7	11,5
7 cm	19,7	22,2	17,1	19,5	15,9	18,7	6,9	9,7
8 cm	18,4	21,1	15,5	18,1	15,4	18,3	5,4	8,4
9 cm	17,2	20,4	14,6	17,3	15,0	18,1	4,3	7,1
10 cm	15,9	19,5	12,9	16,4	14,7	18,3	3,6	6,1
12 cm	14,2	18,3	11,2	15,0	13,9	17,8	2,4	4,9
14 cm	12,3	17,0	9,7	14,0	13,7	17,5	1,6	4,5
16 cm	11,2	15,5	8,5	13,6	12,7	16,7	1,6	4,7
18 cm	9,1	15,1	7,7	13,5	11,5	15,6	1,9	5,2
20 cm	7,2	14,2	7,0	14,1	9,9	14,3	2,7	6,4
25 cm	5,5	13,2	6,2	14,0	9,6	12,8	5,8	9,0

Tabelle 11: Mittelwerte der Valgusgonarthrosegruppe von Femur und Tibia im ap Strahlengang. Alle Angaben in mm.

	FEMUR seitl.				TIBIA seitl.			
	v	v	d	d	v	v	d	d
	i	a	i	a	i	a	i	a
Nullpunkt	8,3	8,6	27,9	27,9	15,7	15,7	30,3	30,3
1 cm	14,7	15,6	32,8	32,8	17,8	17,8	31,7	32,0
2 cm	16,9	17,2	29,5	29,9	18,8	19,1	27,2	28,0
3 cm	16,6	16,9	24,9	25,9	20,0	20,4	21,4	23,1
4 cm	15,2	15,6	17,6	20,1	19,0	19,9	16,9	19,7
5 cm	14,8	16,1	13,9	16,7	17,3	18,8	15,2	17,8
6 cm	13,9	15,5	12,3	15,4	15,5	17,9	14,2	17,5
7 cm	13,7	15,1	11,1	14,3	13,9	16,9	12,7	17,2
8 cm	13,3	15,2	10,3	14,1	12,0	16,4	10,7	16,6
9 cm	12,7	14,8	10,0	13,8	10,7	15,8	10,9	16,0
10 cm	12,2	14,4	10,1	13,8	9,5	15,3	10,0	15,4
12 cm	11,1	13,8	9,2	13,8	8,6	14,9	8,8	14,2
14 cm	10,1	12,7	9,3	14,3	7,6	14,0	7,0	13,3
16 cm	8,5	11,0	10,2	15,1	6,5	13,7	6,8	12,4
18 cm	7,7	10,6	9,6	16,6	5,7	13,2	5,4	10,0
20 cm	8,4	10,6	10,1	15,8	4,5	11,3	3,1	5,7
25 cm					7,1	10,7	2,4	4,9

Tabelle 12: Mittelwerte der Valgusgonarthrosegruppe von Femur und Tibia im seitlichen Strahlengang. Alle Angaben in mm.

Gemessene Winkel und Strecken	Varus	Valgus
Winkel zwischen Femurachse (FA) und anatomischer Femurachse (aFA)	1,3	-2,0
Medialer Winkel zwischen Femurkondylentangente und Femurachse (FA)	89,6°	93,7°
Winkel zwischen Femurachse(FA) und mechanischer Femurachse(mFA)	6,8°	6,7°
Femurlänge	458,7	479,1
Medialer Winkel zwischen Tibiaplateautangente und Tibiaachse (TA)	79,4°	87,9°
Tibiaplateaudurchmesser	76,4	76,3
Tibiallänge	342,7	360,9
Abstand der Mitte des Tibiaplateaus von Mitte der Interkondylenhöcker	8,3	1,7
Abstand der mechanischen Beinachse von Mitte der Interkondylenhöcker, nach medial gemessen	30,4	-36,0
Abstand der Fibulaspitze von einer Senkrechten durch den Nullpunkt	-0,2	3,2
Medialer Winkel zwischen Femurkondylentangente und Tibiaplateautangente	4,9°	-3,9°
Abstand des ventralsten Punkts des Femurkondylus von der ventralsten Tangente an Femurvorderseite	6,4	5,9
Dorsaler Winkel zwischen Tibiaplateautangente und seitl. Tibiaachse(TAs)	74,6°	77,0°
Länge Patellagelenkfläche	28,1	28,3

Tabelle 13: Vergleich der Mittelwerte sonstiger für Varus.- und Valgusgonarthrosegruppe zur Bestimmung der Geometrie des Kniegelenks gemessener Strecken und Winkel. Angabe aller Streckenlängen in mm. Die farbig markierten Werte bezeichnen statistisch signifikante Unterschiede.

2. Mittelwerte Varusgonarthrosegruppe

	FEMUR ap				TIBIA ap			
	m	m	l	l	m	m	l	l
	i	a	i	a	i	a	i	a
Nullpunkt	35,6	37,7	34,6	34,8	36,0	36,1	39,2	39,3
1 cm	29,8	41,3	37,7	37,8	32,3	32,4	35,7	36,3
2 cm	26,1	42,4	38,0	38,2	26,2	26,6	28,5	30,2
3 cm	40,0	45,7	36,2	36,3	19,9	21,5	22,2	23,6
4 cm	34,5	57,7	30,3	30,6	16,7	18,8	17,2	19,6
5 cm	28,2	31,1	22,5	24,7	14,6	17,3	14,7	17,2
6 cm	19,4	25,6	18,8	21,4	12,8	15,8	12,9	15,1
7 cm	16,3	23,8	16,8	19,3	11,5	14,8	11,4	14,0
8 cm	15,8	22,5	15,0	17,9	10,5	14,0	10,2	13,0
9 cm	17,1	21,6	13,7	16,9	9,8	13,5	9,1	12,3
10 cm	16,0	20,8	12,4	16,0	9,3	13,0	8,2	11,7
12 cm	13,7	19,4	11,1	15,1	8,6	12,6	7,1	10,9
14 cm	9,6	18,2	10,0	14,7	7,7	12,9	6,4	10,2
16 cm	7,8	16,9	8,8	14,5	6,7	12,4	6,2	10,2
18 cm	5,4	16,3	8,3	14,5	5,9	11,8	6,4	10,7
20 cm	6,8	15,9	7,6	14,8	5,1	10,8	6,8	10,9
25 cm	3,5	14,7	7,2	14,9	5,0	9,3	6,8	10,2
30 cm	6,9	13,2	6,8	13,8	8,1	9,6	8,0	9,9

Tabelle 14: Mittelwerte der Varusgonarthrosegruppe von Femur und Tibia im ap Strahlengang. Alle Angaben in mm.

	FEMUR seitl.				TIBIA seitl.			
	v	v	d	d	v	v	d	d
	i	a	i	a	i	a	i	a
Nullpunkt	9,3	9,7	30,5	30,6	14,7	14,9	29,6	29,7
1 cm	13,6	13,5	36,1	36,1	16,7	17,1	34,9	35,0
2 cm	17,0	17,0	36,0	36,0	18,4	18,4	30,0	30,4
3 cm	16,5	16,6	30,5	30,8	20,0	20,1	22,8	24,3
4 cm	14,6	15,0	19,5	21,2	19,8	20,6	17,6	20,6
5 cm	13,9	14,8	14,5	17,5	18,1	19,5	15,7	18,8
6 cm	13,4	14,8	12,5	15,8	16,3	18,4	14,3	17,8
7 cm	13,0	14,9	11,4	15,1	14,8	17,4	13,4	17,3
8 cm	12,6	14,8	10,9	14,5	13,0	16,6	12,4	16,6
9 cm	12,2	14,8	10,6	14,1	11,6	16,2	11,6	16,2
10 cm	11,2	14,6	10,1	14,0	10,3	15,6	10,7	15,4
12 cm	9,6	14,1	9,5	13,9	8,2	14,5	9,5	14,0
14 cm	8,1	13,8	9,1	14,0	7,2	13,9	7,9	12,7
16 cm	5,7	13,2	8,9	15,2	6,9	14,1	6,9	11,8

Tabelle 15: Mittelwerte der Varusgonarthrosegruppe von Femur und Tibia im seitlichen Strahlengang. Alle Angaben in mm.

1.4. Mittelwerte für Strecken.- und Winkelverhältnisse

Folgende Winkel.- und Streckenverhältnisse lassen sich aus den im Ergebnisteil unter 1.1-1.3 dargestellten Ergebnissen bilden:

Die Standardabweichung ist mit σ angegeben. Für die mit * gekennzeichneten Verhältnisse bestehen signifikante Unterschiede.

Verhältnis Tibialänge / Tibiaplateaudurchmesser :

Gesamtkollektiv:	4,6 : 1	$\sigma = 0,38$
Männliche Patienten:	4,5 : 1	$\sigma = 0,36$
Weibliche Patienten:	4,6 : 1	$\sigma = 0,46$

Verhältnis Femurlänge / Femurkondylendurchmesser :

Gesamtkollektiv:	5,8 : 1	$\sigma = 0,51$
Männliche Patienten:	5,9 : 1	$\sigma = 0,54$
Weibliche Patienten:	5,8 : 1	$\sigma = 0,40$

Verhältnis medialer Winkel zwischen Femurachse (FA) und Femurkondylentangente / medialer Winkel zwischen Tibiaachse (TA) und Tibiaplateautangente

Gesamtkollektiv:	1,09 : 1	$\sigma = 3,06$
Varusgonarthrosegruppe:	1,13 : 1	$\sigma = 2,86$
Valgusgonarthrosegruppe:	1,07 : 1	$\sigma = 4,01$

Verhältnis Gesamtbeinlänge / Femurlänge :

Gesamtkollektiv:	1,76 : 1	$\sigma = 0,02$
Männliche Patienten:	1,76 : 1	$\sigma = 0,02$
Weibliche Patienten:	1,75 : 1	$\sigma = 0,01$

Verhältnis Gesamtbeinlänge / Tibialänge :

Gesamtkollektiv:	2,32 : 1	$\sigma = 0,03$
Männliche Patienten:	2,31 : 1	$\sigma = 0,03$
Weibliche Patienten:	2,33 : 1	$\sigma = 0,01$

Verhältnis Gesamtbeinlänge / Patellalänge :

Gesamtkollektiv:	27,95 : 1	$\sigma = 2,16$
Männliche Patienten:	27,73 : 1	$\sigma = 2,16$
Weibliche Patienten:	28,42 : 1	$\sigma = 1,89$

Verhältnis Patellalänge / Femurkondylendurchmesser :

Gesamtkollektiv:	0,38 : 1	$\sigma = 0,04$
Männliche Patienten:	0,39 : 1	$\sigma = 0,04$
Weibliche Patienten:	0,34 : 1	$\sigma = 0,03$

Verhältnis von Femur ap und seitlich auf Höhe der Resektionslinie :

Gesamtkollektiv:	1,60 : 1	$\sigma = 0,39$
Männliche Patienten:	1,78 : 1*	$\sigma = 0,43$
Weibliche Patienten:	1,55 : 1*	$\sigma = 0,38$
Varusgonarthrosegruppe:	1,80 : 1*	$\sigma = 0,49$
Valgusgonarthrosegruppe:	1,89 : 1*	$\sigma = 0,38$

Verhältnis von Tibia ap und seitlich auf Höhe der Resektionslinie :

Gesamtkollektiv:	1,63 : 1	$\sigma = 1,14$
Männliche Patienten:	1,81 : 1*	$\sigma = 1,75$
Weibliche Patienten:	1,59 : 1*	$\sigma = 0,79$
Varusgonarthrosegruppe:	1,68 : 1*	$\sigma = 0,19$
Valgusgonarthrosegruppe:	1,98 : 1*	$\sigma = 0,39$

Verhältnis der Femurkomponenten ap und seitlich auf Höhe der Resektionslinie:

<i>Natural Knee:</i>	1,5 : 1
<i>Revision Knee:</i>	1,3 : 1
<i>ESKA:</i>	1,3 : 1

Verhältnis der Tibiakomponenten ap und seitlich auf Höhe der Resektionslinie:

<i>Natural Knee:</i>	1,5 : 1
<i>Revision Knee:</i>	1,5 : 1
<i>ESKA:</i>	1,45 : 1

Die Diagramme 1 und 2 geben einen Überblick über die Häufigkeitsverteilung der Verhältnisse von Femur ap / Femur seitlich und Tibia ap / Tibia seitlich im Gesamtkollektiv.

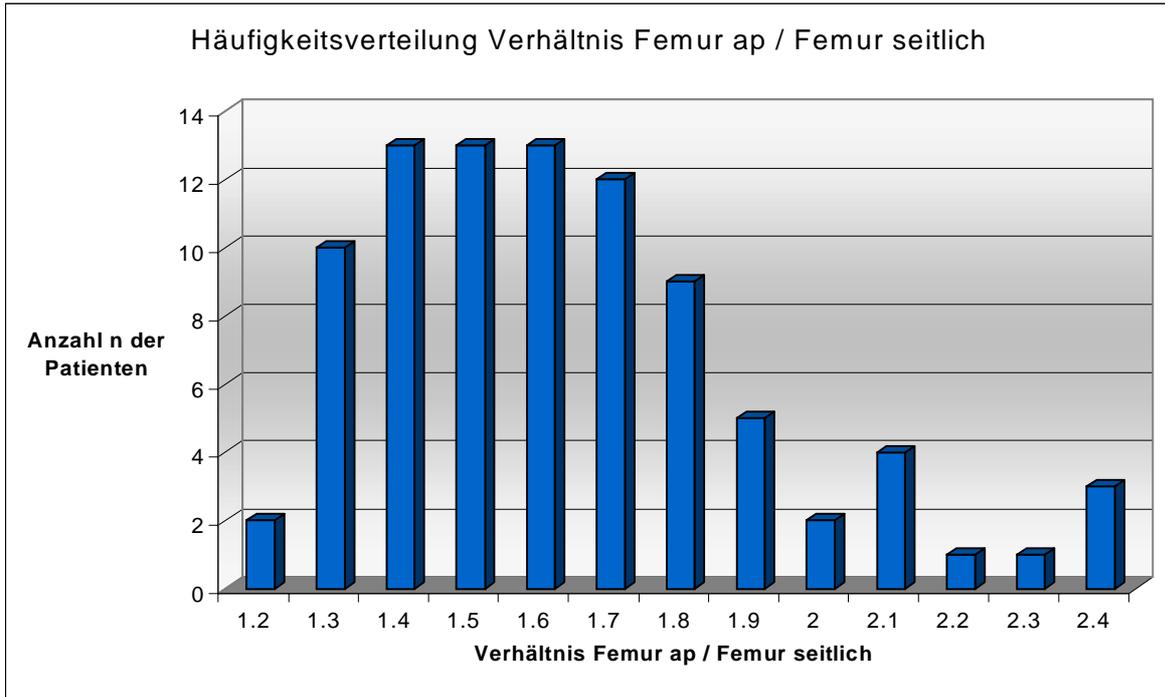


Diagramm 1 gibt die Häufigkeitsverteilung des Verhältnisses Femur ap / Femur seitlich im Gesamtkollektiv an.

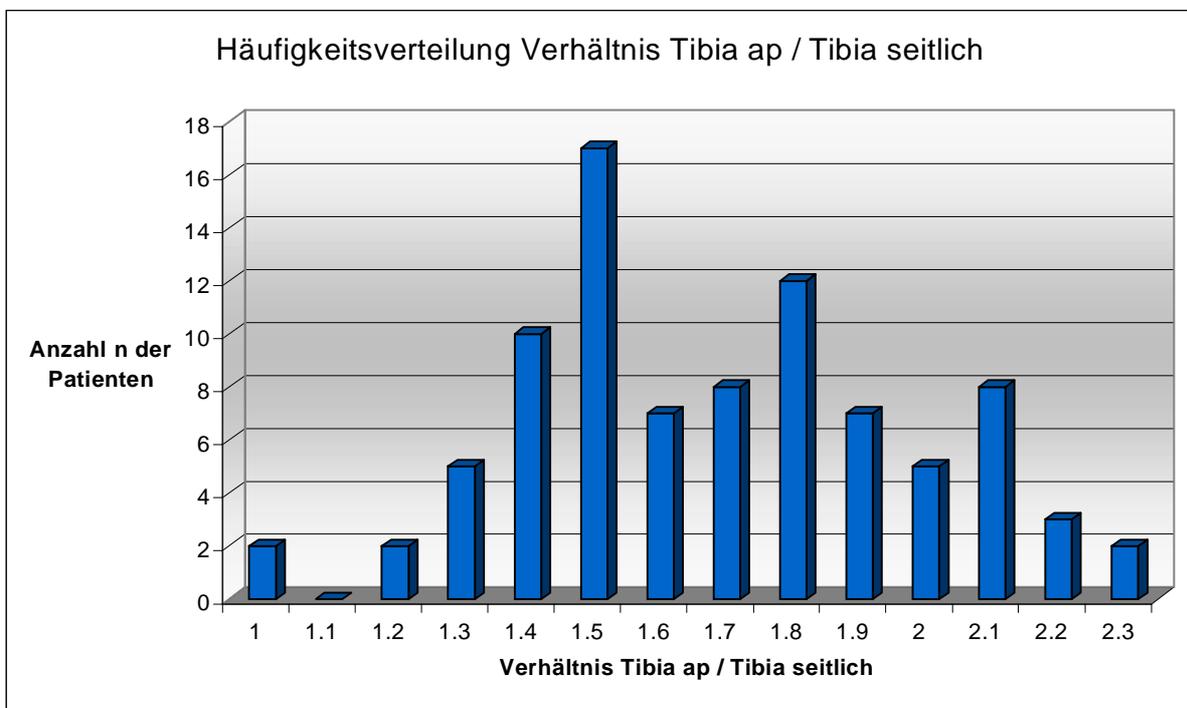


Diagramm 2 gibt die Häufigkeitsverteilung des Verhältnisses Tibia ap / Tibia seitlich im Gesamtkollektiv an.

2. Graphische Darstellung der Femur.- und Tibiageometrie

Auf anschauliche Art und Weise können die oben aufgeführten Daten graphisch dargestellt werden.

Unter 2.1. sind die Mittelwerte des Gesamtkollektivs für Femur ap und seitlich und Tibia ap und seitlich in Diagrammform aufgearbeitet.

2.2. zeigt den Vergleich der realen Meßwerte der männlichen Patienten mit den Mittelwerten der weiblichen Patienten. Die Ergebnisse der Messungen sind zur Verdeutlichung von Differenzen übereinanderprojiziert dargestellt.

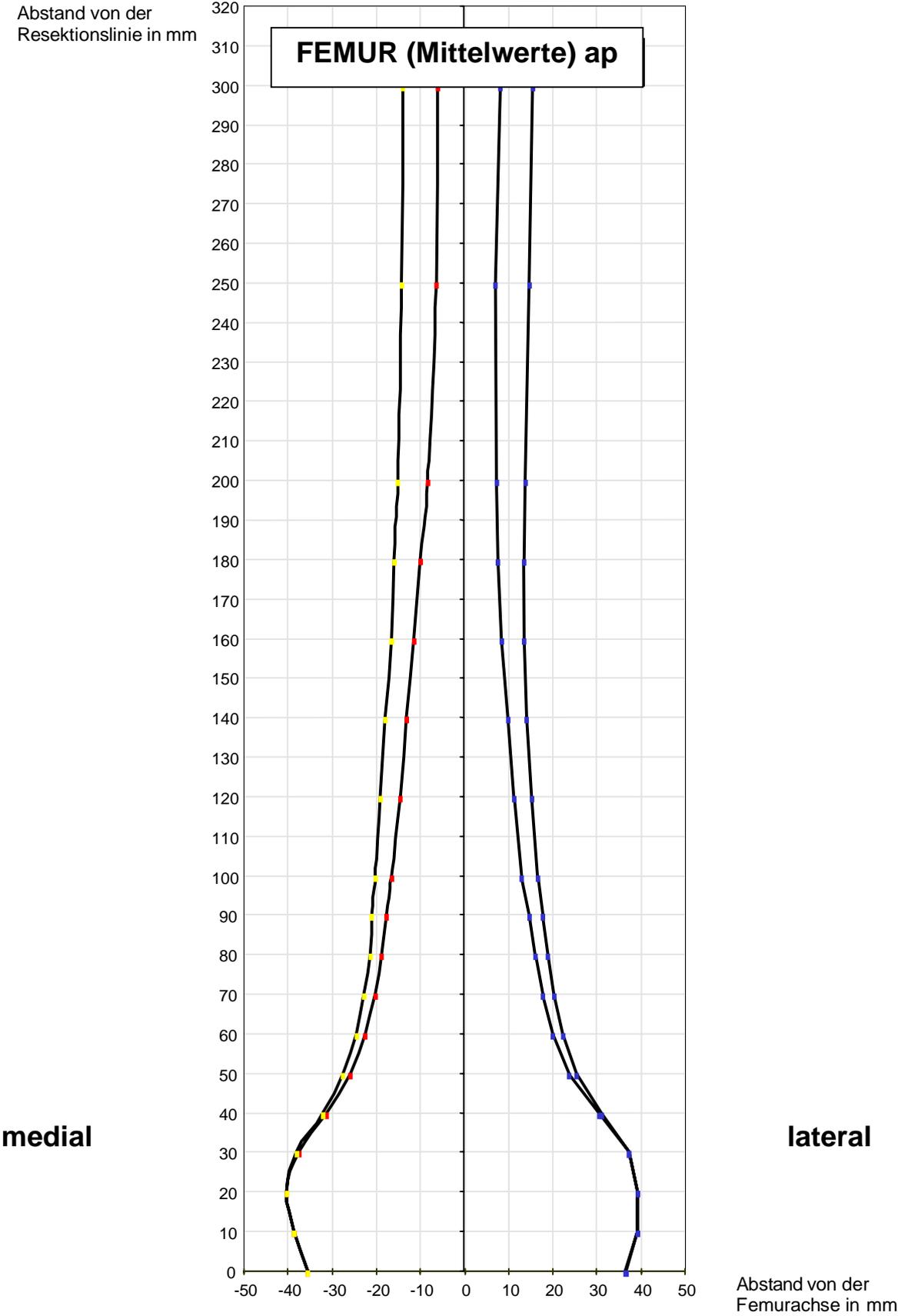
Der Vergleich der normierten Mittelwerte für weibliches und männliches Patientengut ist unter 2.3 dargestellt. Dabei sind sämtliche Werte auf die mittlere Femur.- beziehungsweise Tibialänge bezogen berechnet worden und durch Übereinanderprojektion graphisch dargestellt.

Unter 2.4. werden exemplarisch für den Vergleich zweier Diagnosegruppen die Mittelwerte der Varusgonarthrosegruppe und Valgusgonarthrosegruppe graphisch beschrieben. Dieser Vergleich wurde gewählt, weil bei den beiden Diagnosegruppen die Unterschiede in der Knochengeometrie deutlich ausfallen.

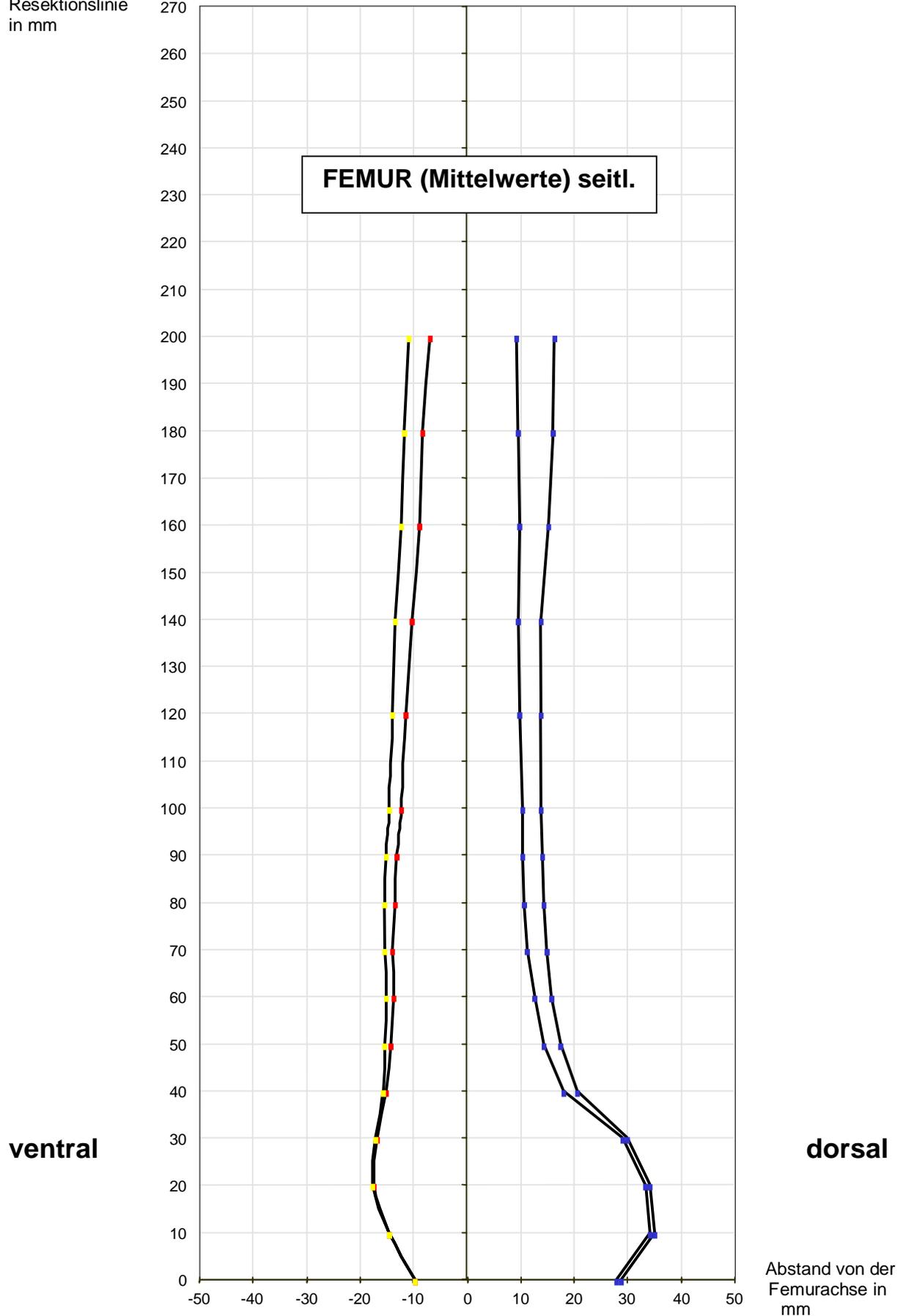
Die gestrichelten Linien geben jeweils die Bereiche an, bei denen die statistischen Berechnungen signifikante Unterschiede ($\alpha=0,05$) beim Vergleich der entsprechenden Untergruppen ergeben haben.

Alle Achsbezeichnungen in mm.

2.1. Mittelwerte Gesamtkollektiv



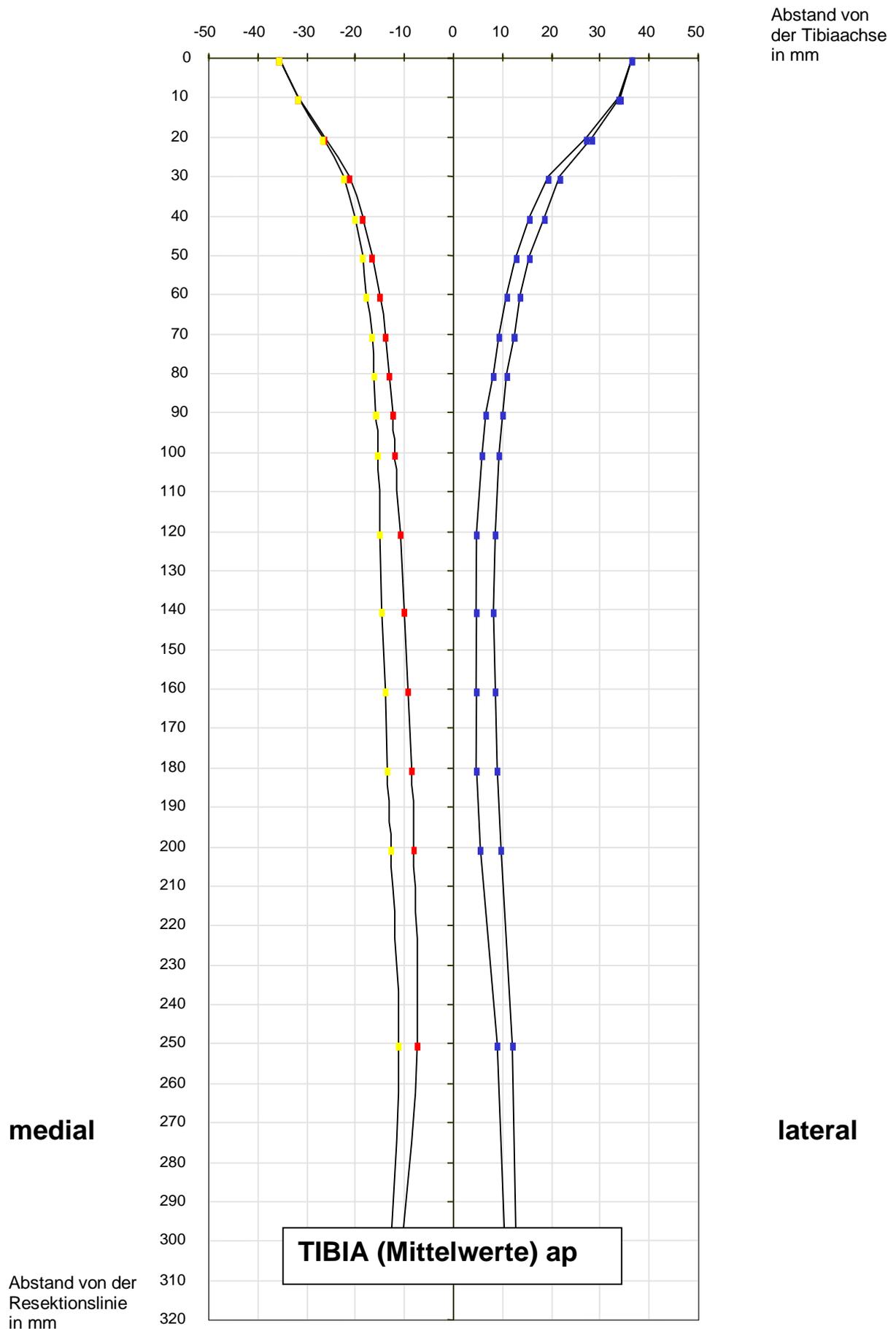
Abstand von der
Resektionslinie
in mm

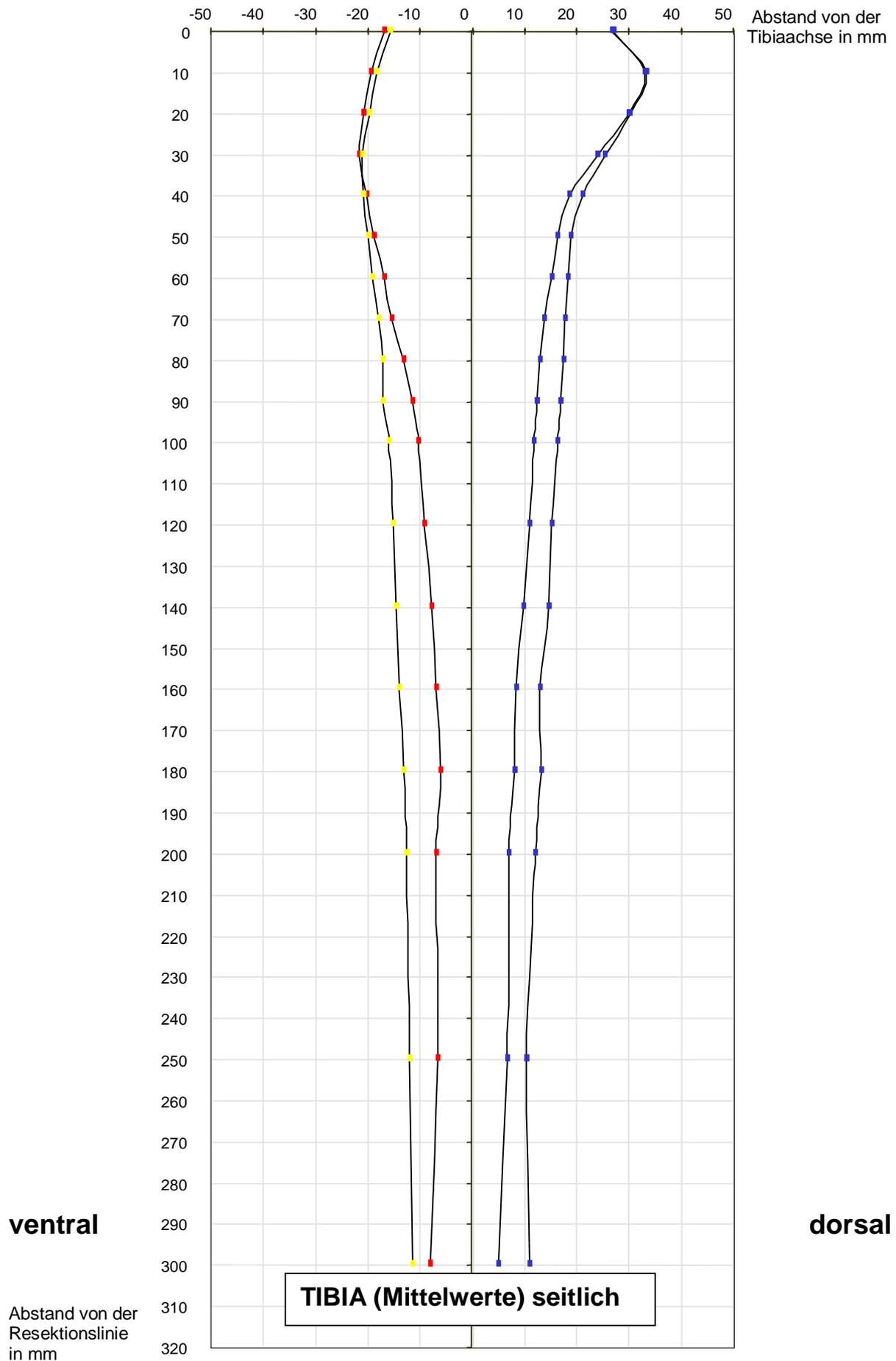


ventral

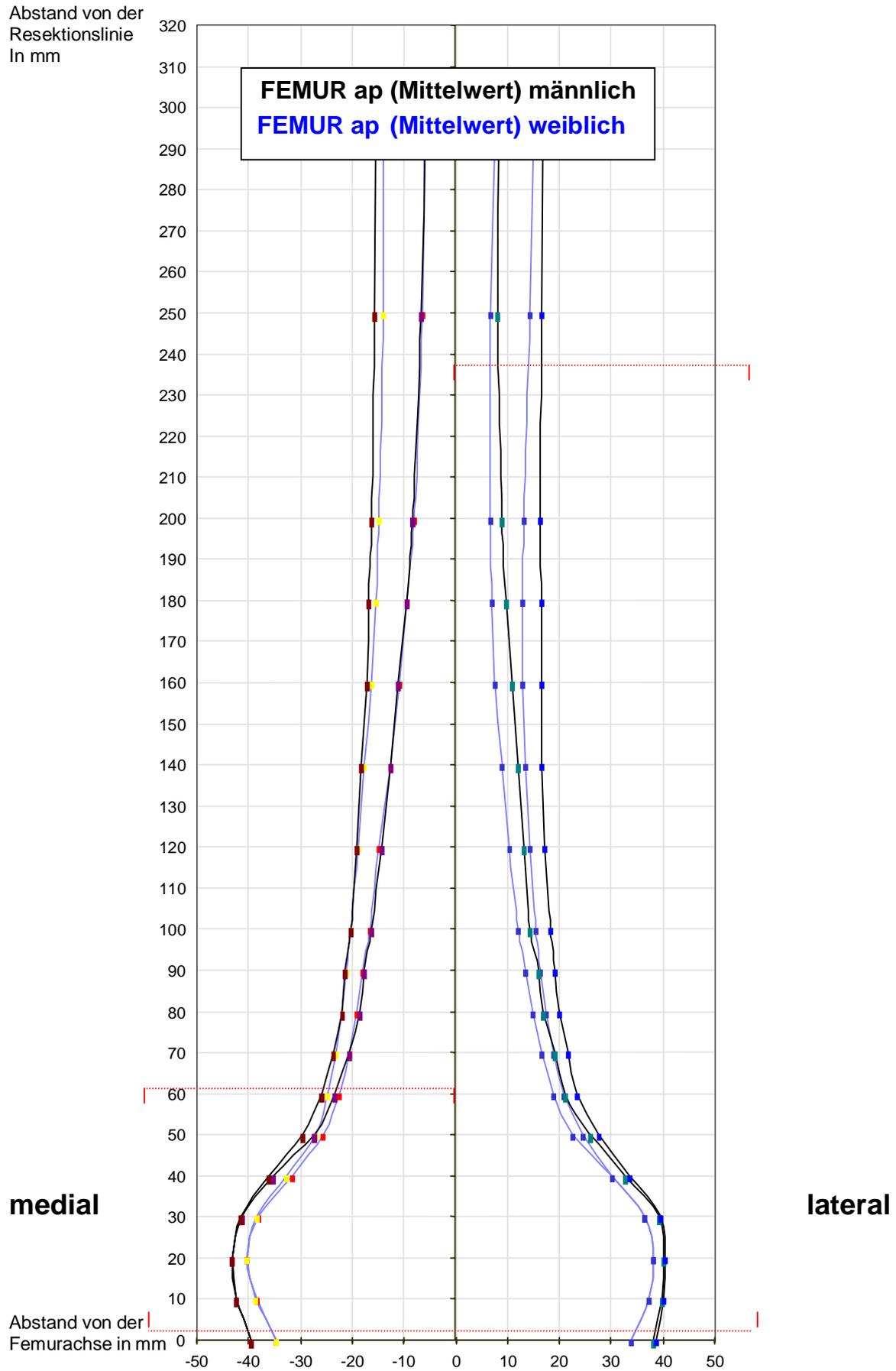
dorsal

Abstand von der
Femurachse in
mm

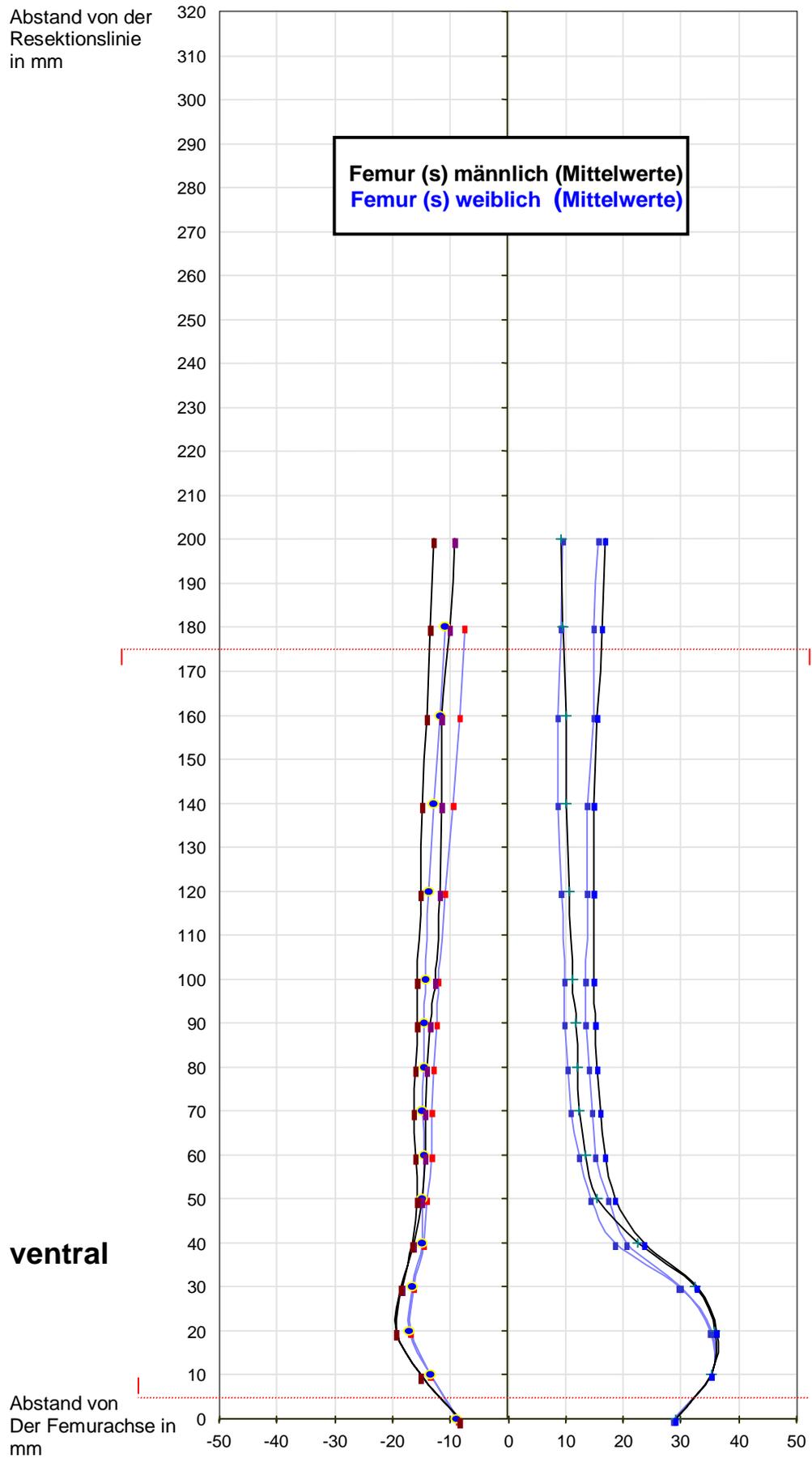




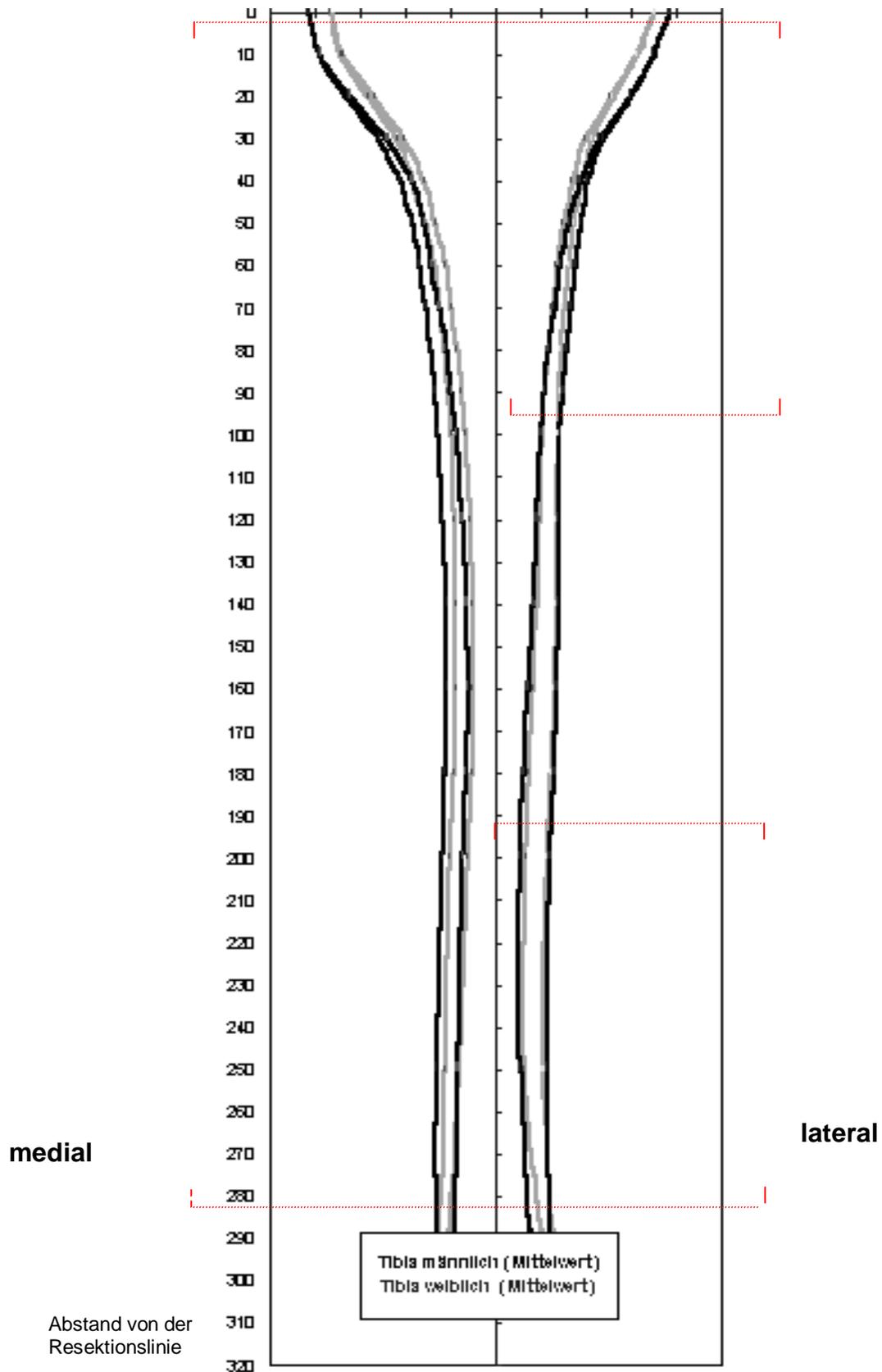
2.2. Vergleich Mittelwerte männlich / weiblich (Realwerte)



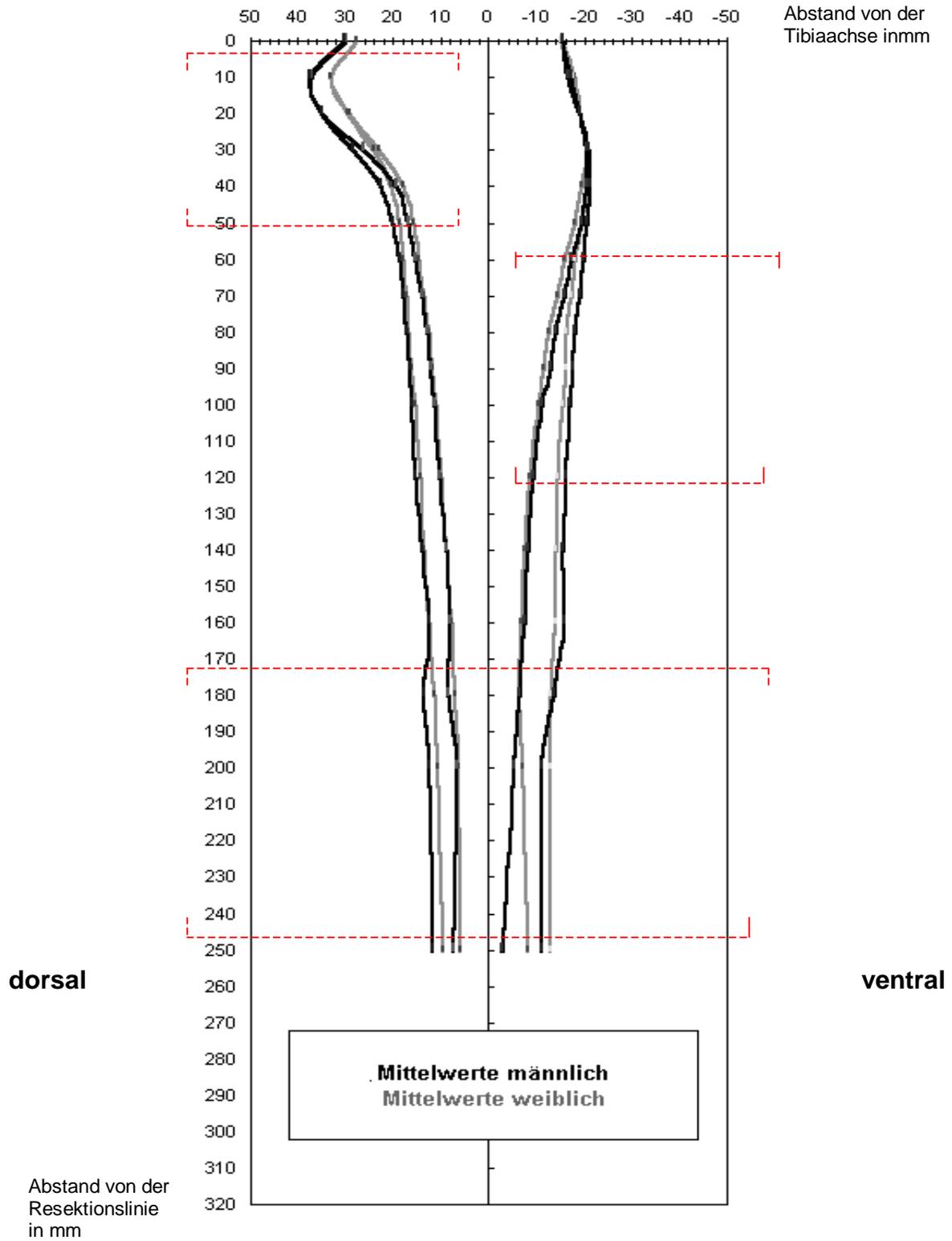
Abstand von der Resektionslinie in mm



Tibia ap:

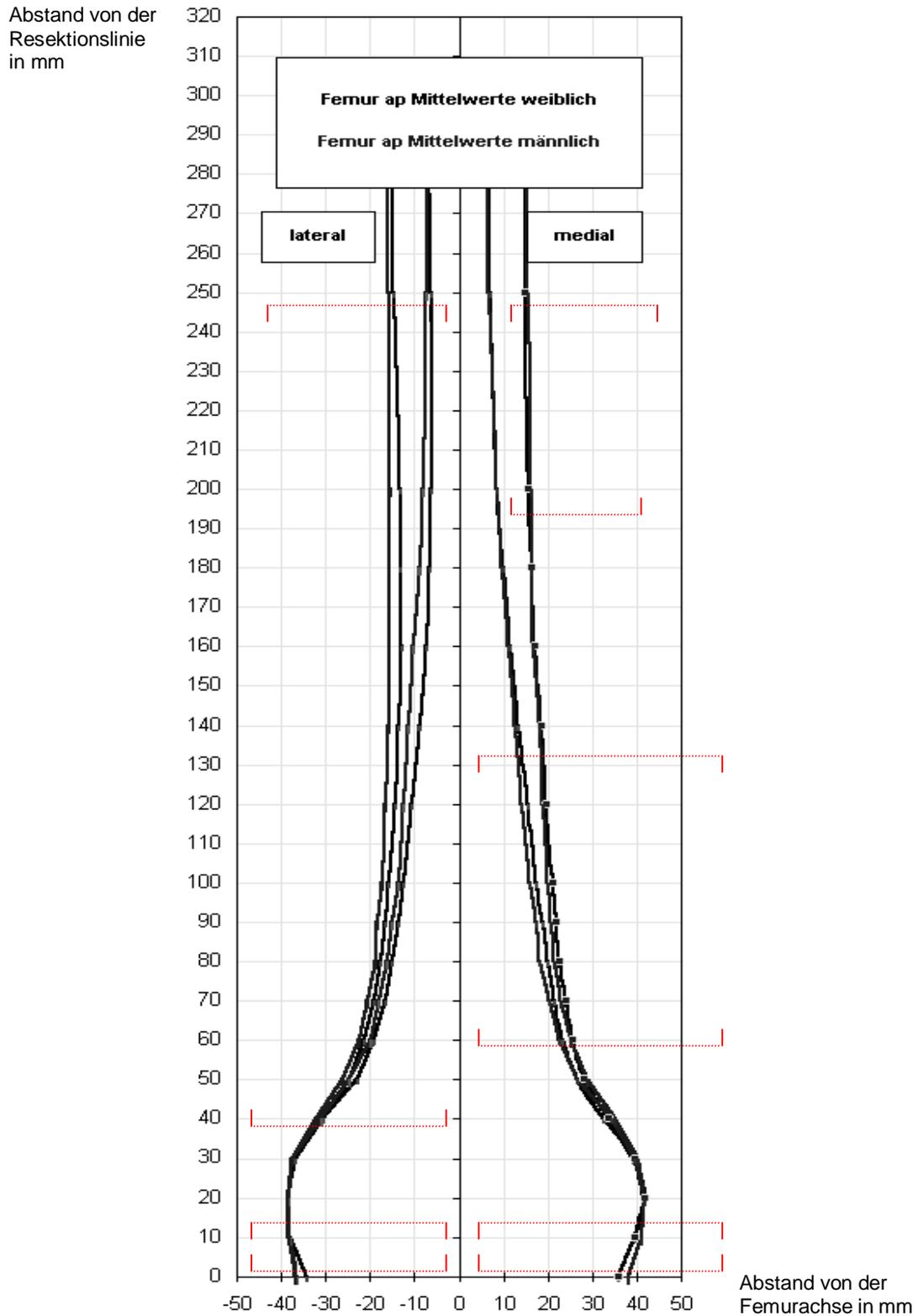


Tibia seitlich:



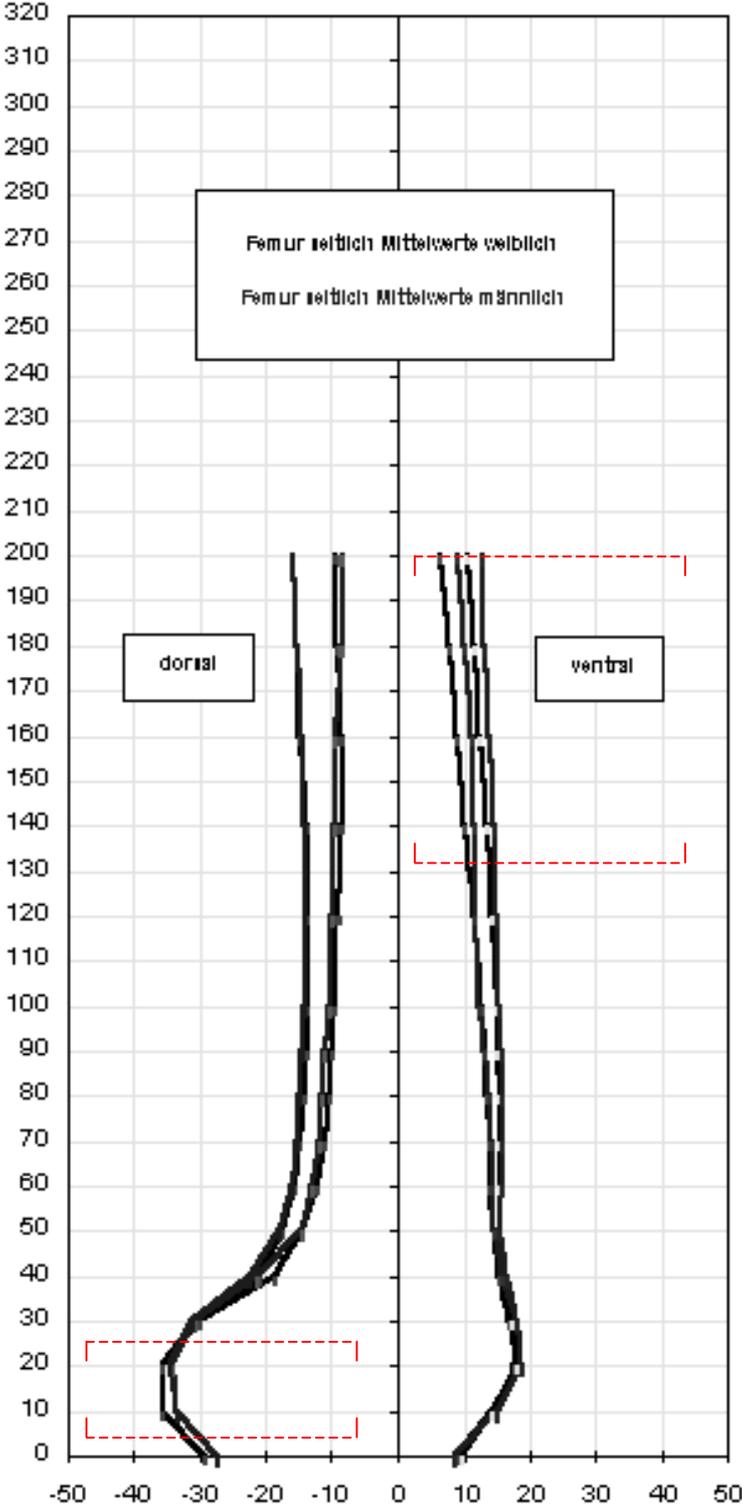
2.3. Vergleich Mittelwerte männlich / weiblich bei Normierung sämtlicher Werte auf die mittlere Länge von Femur und Tibia

Femur ap-Bild:



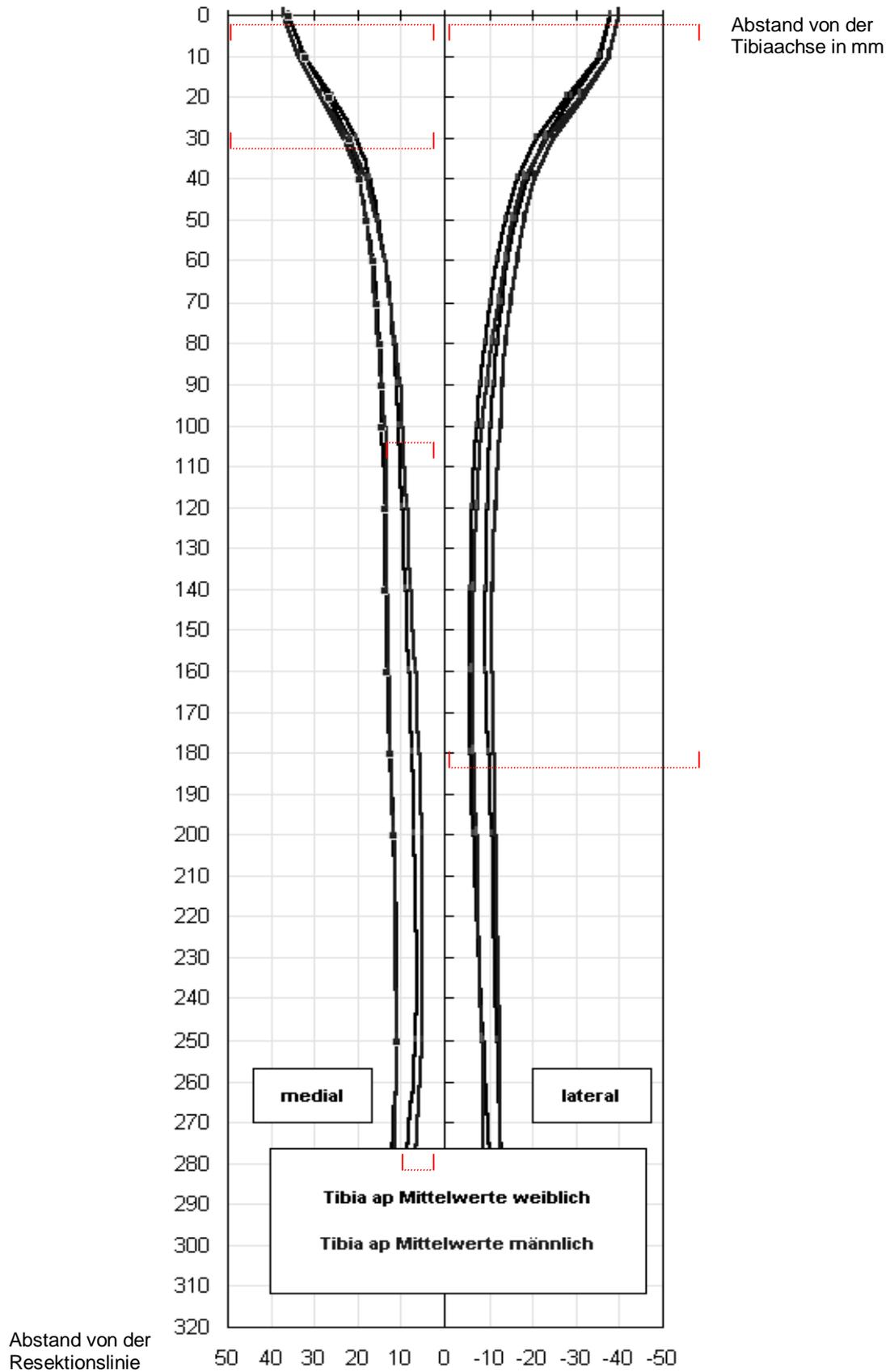
Femur seitliches Bild:

Abstand von der Resektionslinie in mm

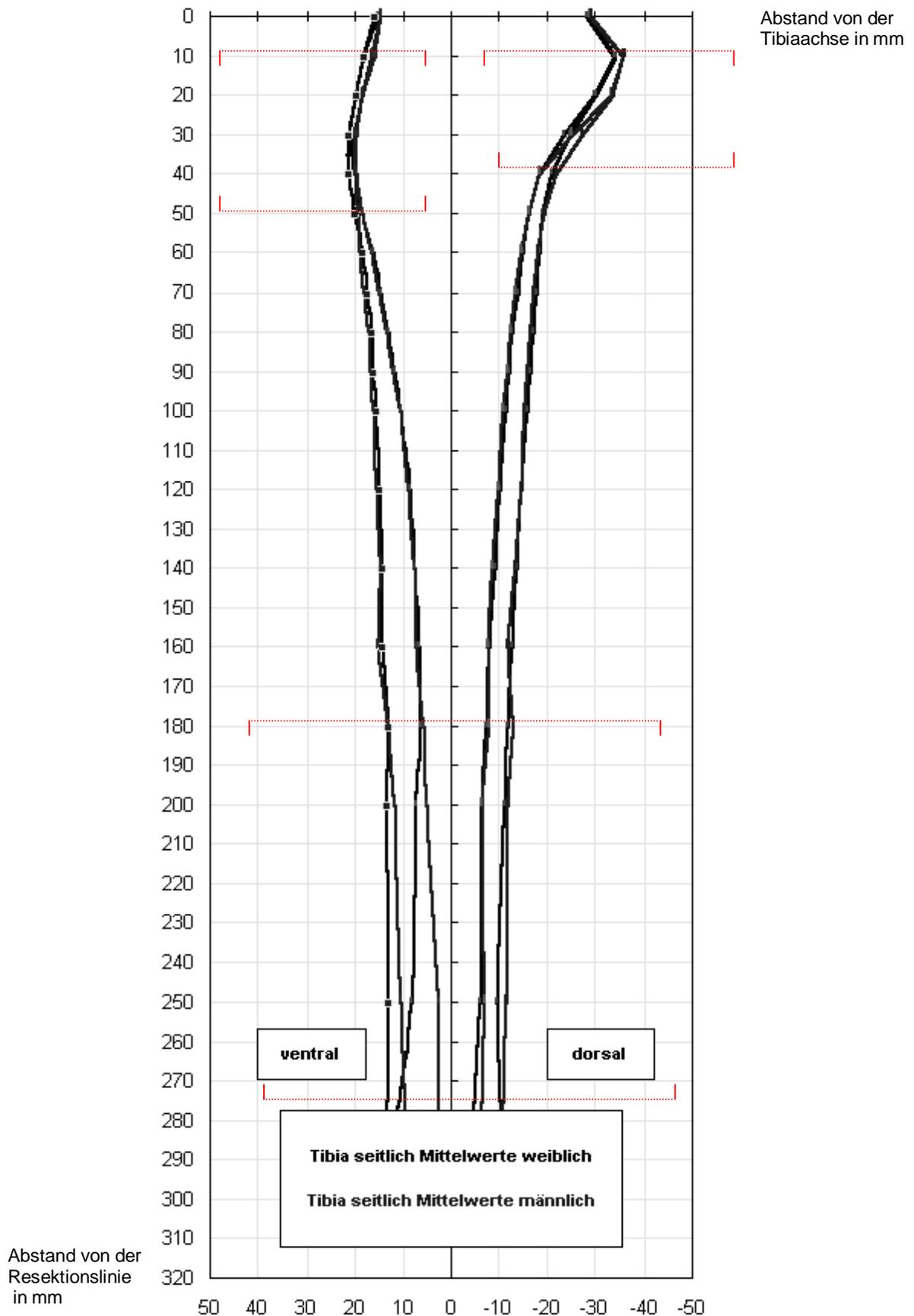


Abstand von der Femurachse in mm

Tibia ap-Bild:



Tibia seitliches Bild:



Beim Vergleich der Mittelwerte der männlichen Patienten mit denen der weiblichen Patienten ergeben sich folgende Unterschiede :

Femur ap:

Für die Realwerte erweist sich das Femur der Gruppe der weiblichen Patienten im Kondylendurchmesser und vor allem im Resektionsniveau schmaler. Die Kortikalis kommt medial relativ exakt übereinander zu liegen, lateral ist der Markraum der weiblichen Gruppe im distalen Bereich enger.

Nach Normierung auf die an den mittleren Femur- und Tibialängen orientierten Werte bleibt das männliche Femur im Resektionsniveau mit signifikantem Unterschied um 5 mm breiter. Der medial deckungsgleichen Kortikalis steht lateral ein besonders distal verschmälertes Markraum bei der Gruppe der weiblichen Patienten gegenüber.

Femur seitlich:

Für die Darstellung der natürlichen Größenverhältnisse ergeben sich im Bereich des Resektionsniveaus bei beiden Gruppen gleiche Verhältnisse nach ventral und dorsal. Die weiter distal beginnende Antekurvatur des Femurs bei der weiblichen Gruppe unterscheidet die beiden Kollektive voneinander.

Die stärkere Antekurvatur bei Patientinnen bleibt auch nach Normierung erhalten. Mit Ausnahme der weniger nach dorsal ausladenden Femurkondylen finden sich bei den männlichen Patienten deckungsgleiche Verhältnisse.

Tibia ap:

Tibiakopf- und Tibiaplateaudurchmesser fallen bei der Gruppe der männlichen Patienten unter Wiedergabe der Realmaße deutlich breiter aus. Die mediale Kortikalis erscheint weitgehend deckungsgleich, lateral sind besonders proximal bei den Patientinnen schmalere Markraumverhältnisse auffällig.

Bei den normierten Werten fallen die Differenzen im Tibiakopfbereich weniger deutlich aus. Die schmalere Markraumverhältnisse des weiblichen Kollektivs proximal lateral bleiben bestehen; im medialen Epiphysenbereich erscheint der Markraum der männlichen Patienten enger.

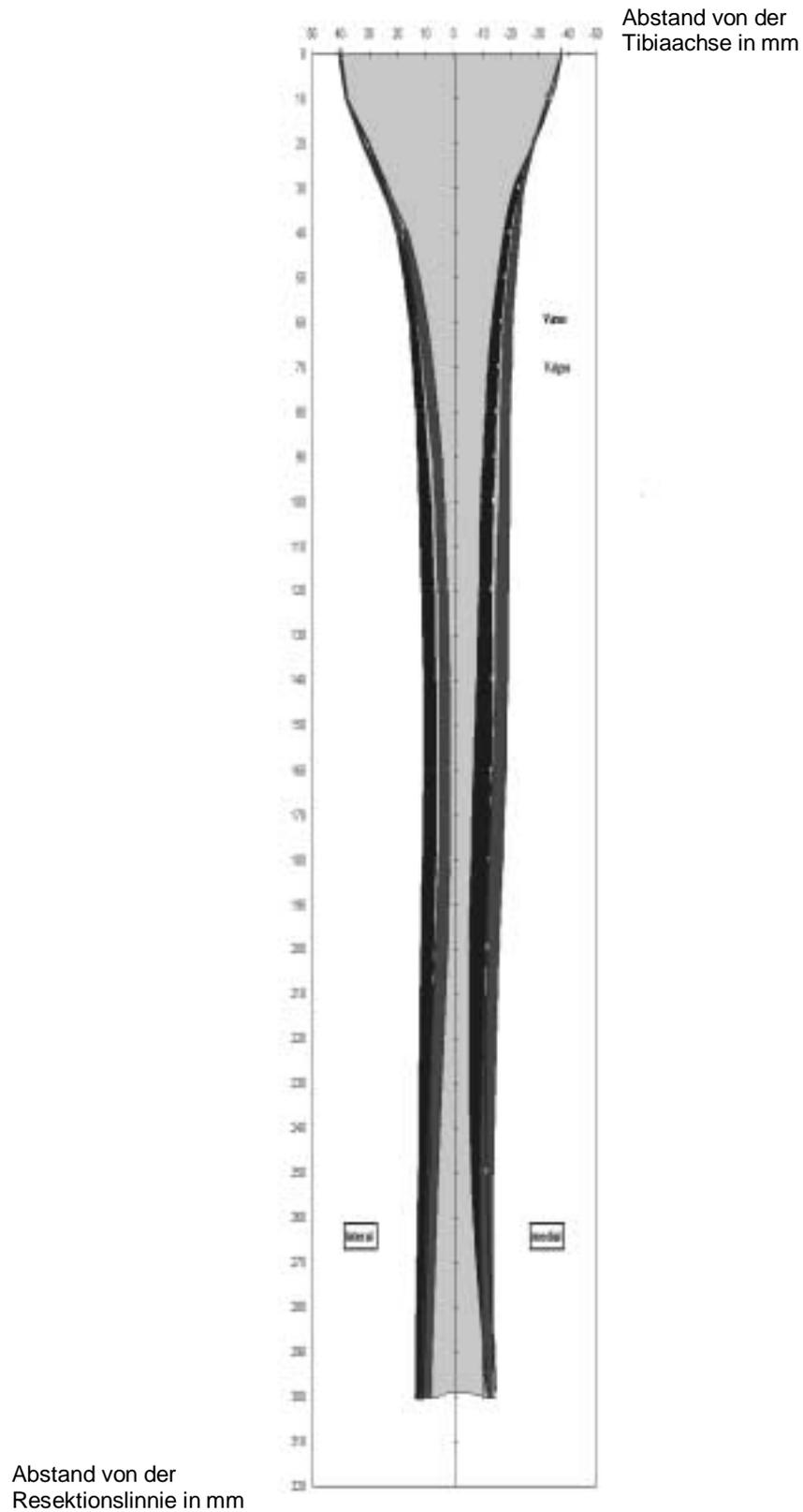
Tibia seitlich:

Für die Wiedergabe der realen Größenverhältnisse fallen im Bereich des Tibiakopfs nach dorsal deutlich schmalere Verhältnisse bei der Gruppe der Patientinnen auf. Die Kortikalis verläuft dorsal weitgehend deckungsgleich, nach ventral ist vor allem die Verengung des Markraums der männlichen Patienten distal der 20cm Markierung auffällig.

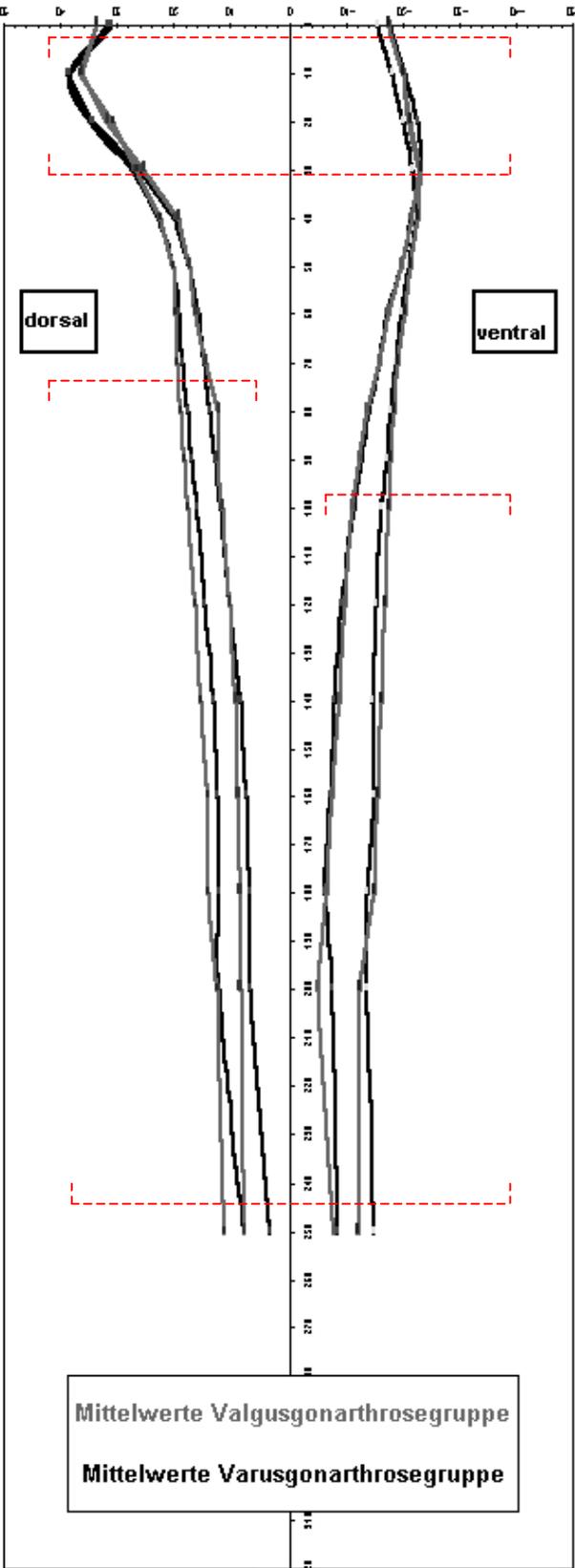
Für die normierten Werte werden die Differenzen im Bereich des Tibiakopfs geringer. Die ventrale Kortikalis des weiblichen Patientenkollektivs weicht distal der 20cm Marke gegenüber der Vergleichsgruppe deutlich nach ventral ab. Im Bereich der dorsalen Kortikalis weitgehend deckungsgleiche Verhältnisse.

2.4. Vergleich Mittelwerte Varus / Valgusgruppe (Realwerte)

Tibia ap-Bild:



Tibia seitliches Bild:

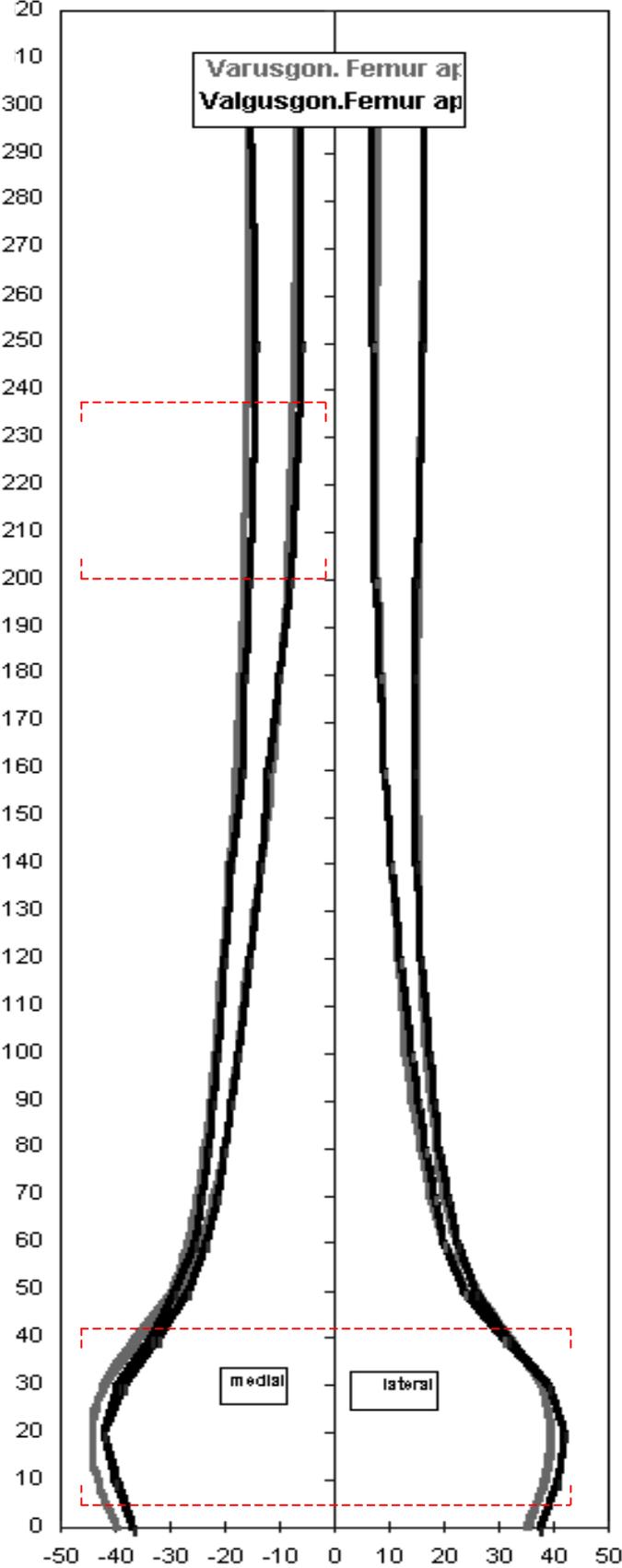


Abstand von der Tibiaachse in mm

Abstand von der Resektionslinie in mm

Femur ap-Bild:

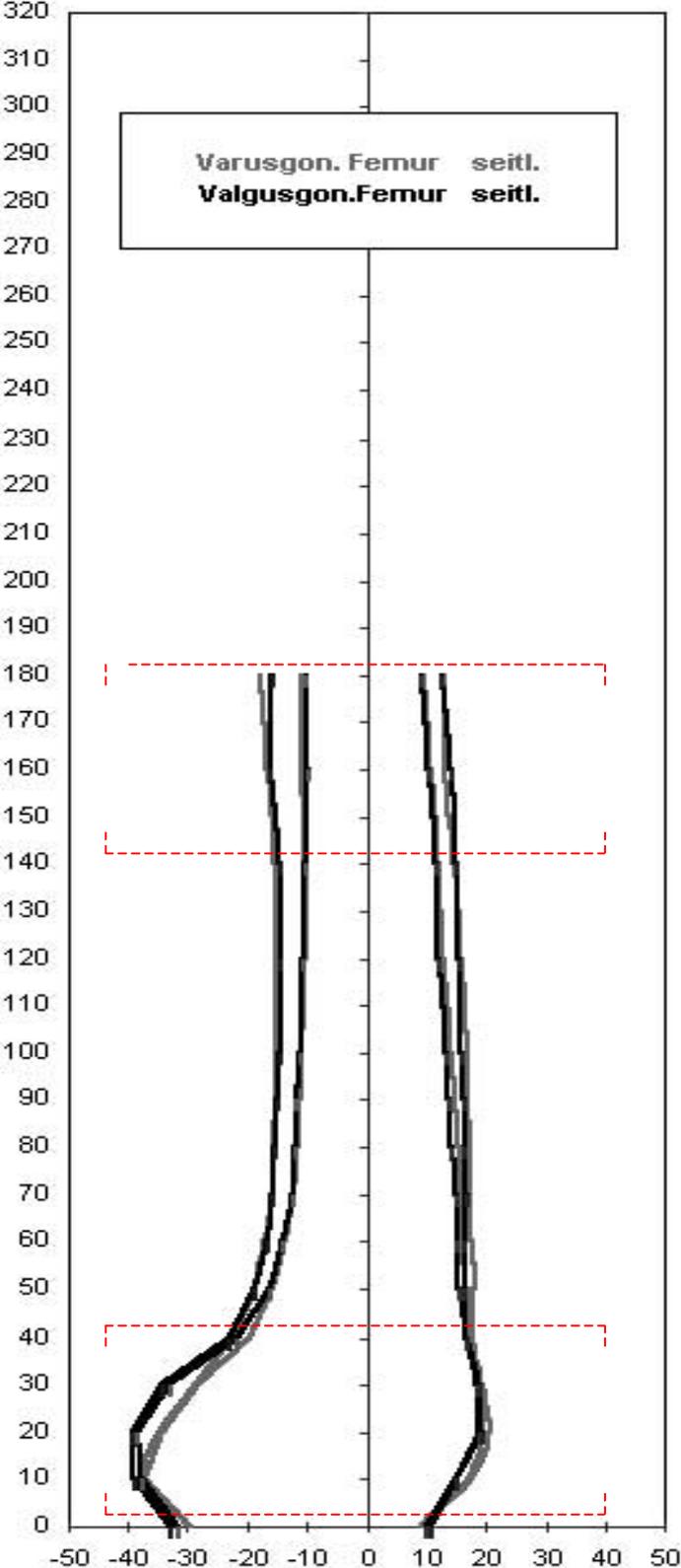
Abstand von der Resektionslinie in mm



Abstand von der Femurachse in mm

Femur seitliches Bild:

Abstand von der Resektionslinie in mm



Abstand von der Femurachse in mm

Der Vergleich der Geometrie nach Diagnosegruppen wurde für Varus- und Valgusgonarthrosegruppe durchgeführt, weil zum einen zwei Drittel der Patienten aufgrund ihrer Diagnose einer der beiden Gruppen angehören und zum anderen hier die größten signifikanten Unterschiede der Knochengeometrie zu erwarten waren.

Femur ap:

Die Kortikalis der zu vergleichenden Gruppen kommt weitgehend deckungsgleich zu liegen, proximal erscheint der Markraum der Valgusgonarthrosegruppe gegenüber der Varusgonarthrosegruppe medial dezent verschmälert. Die Femurkondylen sind je nach der Seite der pathologischen Belastung verbreitert, bei der Varusgonarthrosegruppe nach medial, bei der Valgusgonarthrosegruppe nach lateral.

Femur seitlich:

In der graphischen Darstellung lassen sich im Schaftbereich nur geringe Differenzen feststellen. Im Kondylenbereich finden sich für die Valgusgonarthrosegruppe nach dorsal ausladendere Verhältnisse im Gegensatz zu einer relativen Abflachung der Vergleichsgruppe.

Tibia ap:

Der Tibiaplateaudurchmesser der zu vergleichenden Gruppen erscheint in etwa gleich groß. Während die Tibiaachse (TA) die Tibia der Varusgonarthrosegruppe noch größtenteils symmetrisch teilt, wird die laterale Kortikalis der Valgusgonarthrosegruppe aufgrund ihrer Konvexität nach lateral im mittleren Schaftdrittel fast von der Tibiaachse geschnitten.

Tibia seitlich:

Das Tibiaplateau der Valgusgonarthrosegruppe erscheint im Sagittaldurchmesser breiter als das der Vergleichsgruppe, der Tibiakopf der Varusgonarthrosegruppe nach dorsal ausladender. Im distalen dorsalen Schaftbereich ist der Markraum der Varusgonarthrosegruppe gegenüber der Valgusgonarthrosegruppe verengt.

3. Ergebnisse der rechnerischen Prothesenimplantation

Die Darstellung der Ergebnisse der simulierten rechnerischen Probeimplantation, bei der die Überprüfung von Paßform und Paßgenauigkeit der verschiedenen Prothesensysteme im Mittelpunkt steht, soll vor allem die bei den Berechnungen aufgetretenen „Komplikationen“ berücksichtigen. Als „Komplikation“ ist dabei jede Paßungegenauigkeit zu betrachten, die in der Klinik zu einem der folgenden Probleme führen würde:

- sämtliche zur Verfügung stehenden Gelenkanteile sind zu groß, oder es ist zumindest zur Anpassung des Gelenkanteils eine Nachresektion über das vom Hersteller angegebene Resektionsniveau heraus erforderlich.
- die Prothesenstiele berühren die innere Kortikalis

Bei zwei Komponenten pro Prothesensystem, zwei Dimensionen pro Komponente und einem Patientenkollektiv von 100 Patienten müssen 400 Fälle bei der rechnerischen Probeimplantation überprüft werden. Da in jedem Fall die zwei obigen „Komplikationen“ auftreten können, ist mit einer maximal möglichen Anzahl an „Komplikationen“ von 800 pro Prothesensystem zu rechnen. Lediglich für das *Intermedics Natural Knee* ist aufgrund des fehlenden Prothesenstiels eine maximal mögliche Anzahl an „Komplikationen“ von 400 anzunehmen.

In dieser Reihenfolge werden Kriterien zur Beurteilung der Paßform der einzelnen Prothesensysteme angegeben:

1. Die Komplikationsrate (bezogen auf die maximal mögliche Anzahl an Komplikationen) gibt die Anzahl der Komplikationen bei dem jeweiligen Prothesensystem an.
2. Die Komplikationsrate Patienten (bezogen auf das Gesamtkollektiv n=100), sagt aus, bei wie vielen Patienten des Gesamtkollektivs Probleme auftraten.
3. Numerische Darstellung nach Komplikationsgründen unter Berücksichtigung der Komplikationsrate
4. Übersicht über die Verteilung der Komplikationsgründe in Diagrammform
5. Korrelation zwischen Komplikationsgrund und Diagnosegruppe

3.1. Intermedics Natural Knee (Primary Knee) System

Aus der simulierten Implantation des *Natural Knee* ergeben sich folgende Daten:

1. Komplikationsrate : 3,75 % (15 eingetretene Komplikationen bei 400 möglichen Komplikationen)
2. Komplikationsrate Patienten : 15%
3. Komplikationsgründe und Fallzahlen

Fallzahl	Komplikationsgründe
6	Alle Gelenkanteile erwiesen sich als zu groß
2	Am Femur ap war eine Nachresektion notwendig
7	Im seitlichen Bild berühren die Prothesenstiele die Tibia ventral

4. Graphische Darstellung

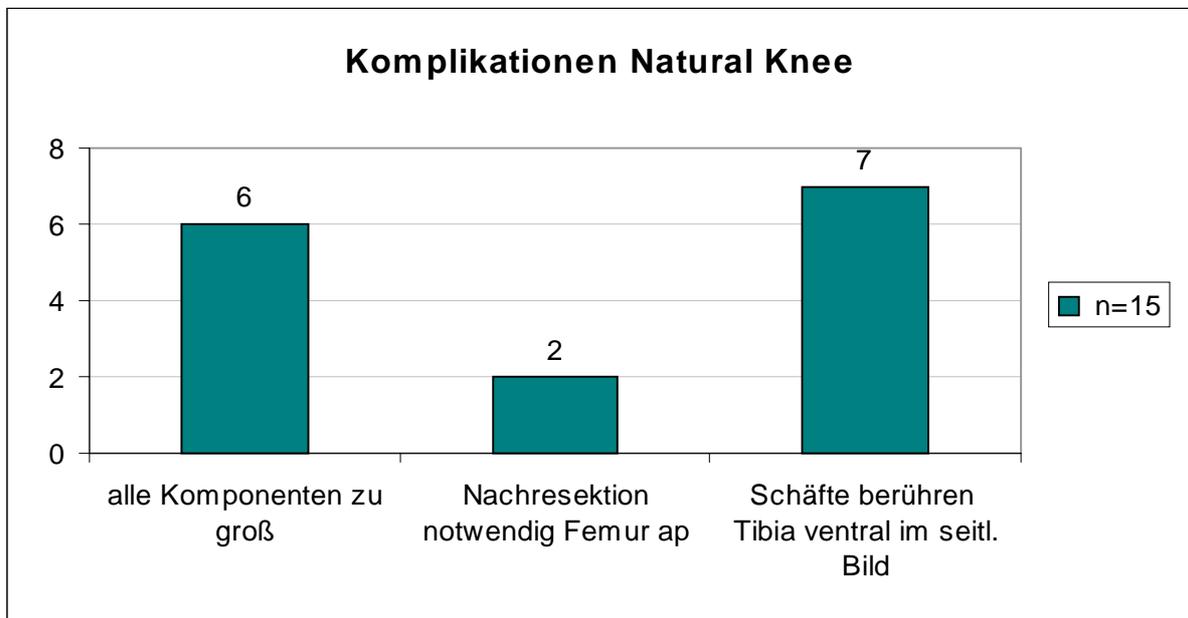


Diagramm 3: Graphische Darstellung der Komplikationen und deren Verteilung bei der rechnerischen Probeimplantation des *Natural Knee* Systems.

5. Ein Auftreten bestimmter Komplikationsgründe bei bestimmten Diagnosegruppen ist nicht festzustellen. Es besteht kein Zusammenhang.

3.2. Intermedics Natural Knee Revisionssystem

Für die simulierte Implantation des *Natural Knee* Revisionssystems ergeben sich folgende Daten:

1. Komplikationsrate : 12,7% (99 eingetretene Komplikationen bei 800 möglichen Komplikationen).
2. Komplikationsrate Patienten : 40%
3. Komplikationsgründe und Fallzahlen

Fallzahl	Komplikationsgründe
52	Alle Gelenkanteile erwiesen sich als zu groß, oder es war eine Nachresektion notwendig
47	Stiele berühren innere Kortikalis

4. Graphische Darstellung

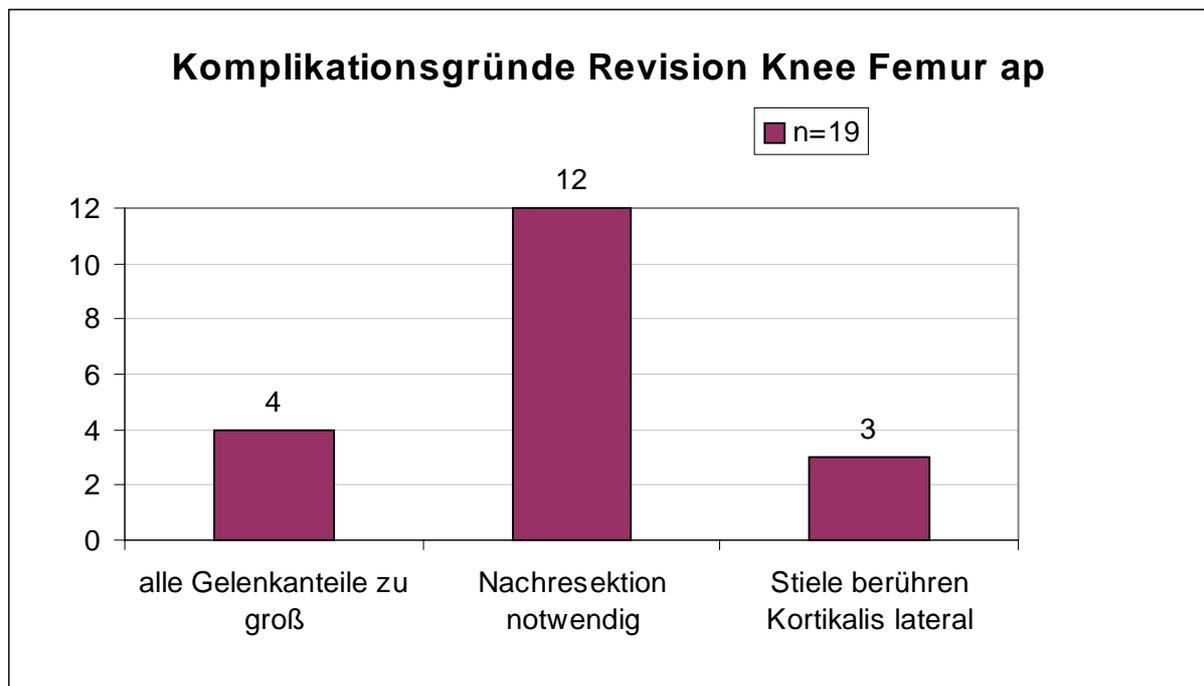


Diagramm4a

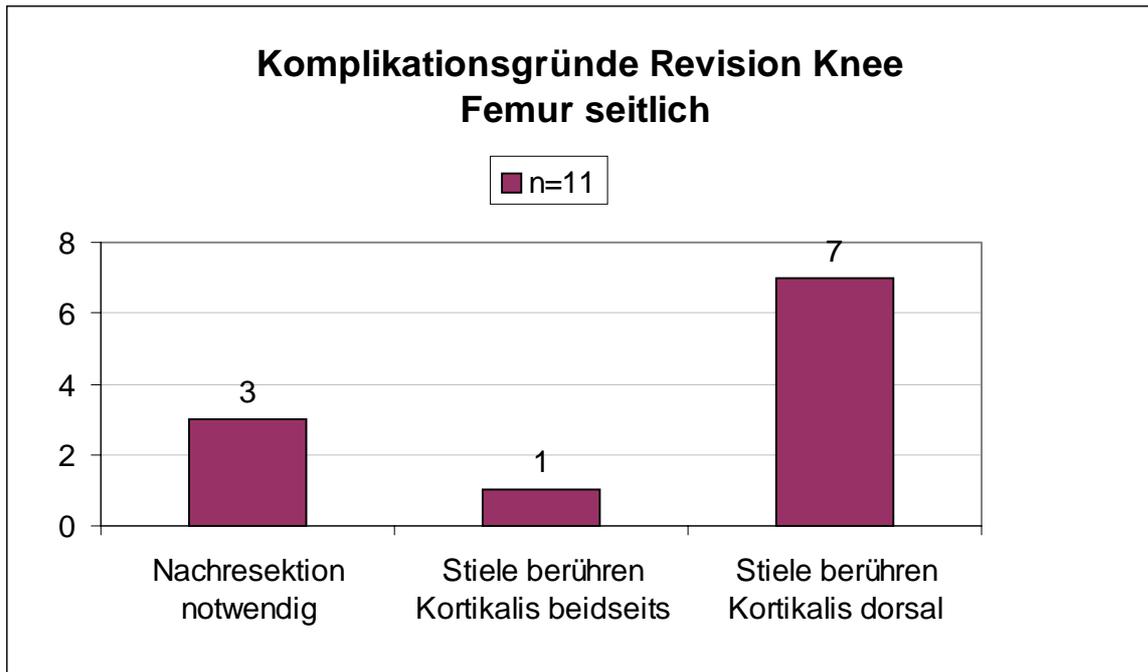


Diagramm 4b

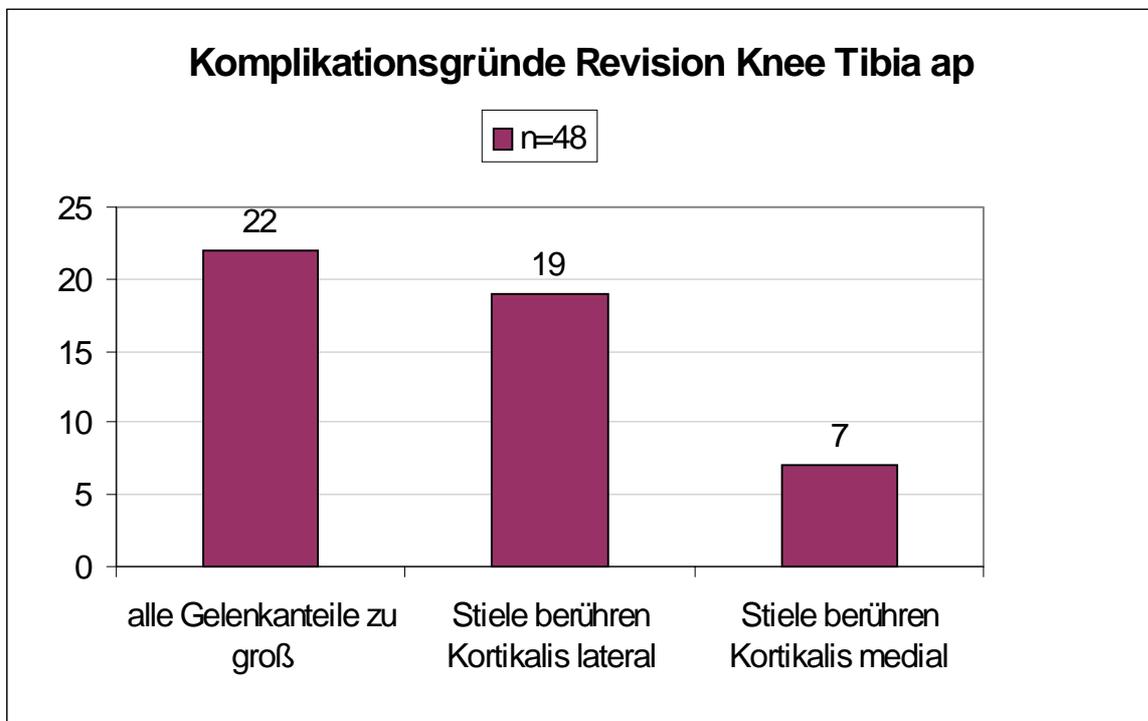


Diagramm 4c

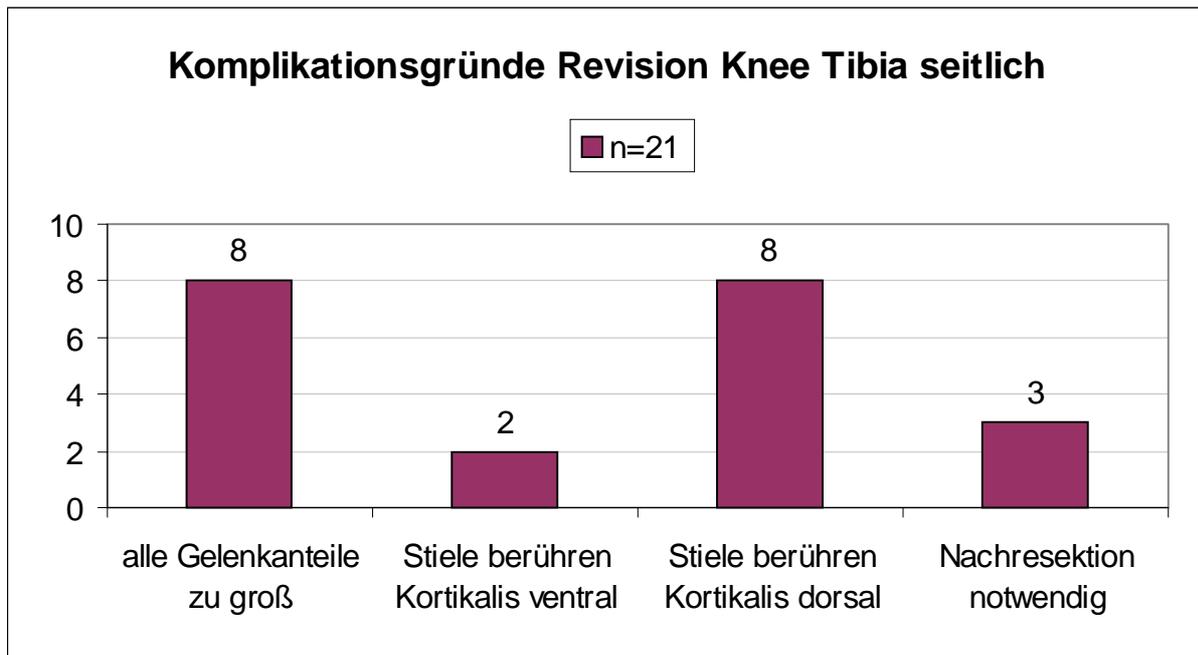


Diagramm 4d

Diagramme 4 a bis d: Graphische Darstellung der Anzahl der Komplikationen und deren Verteilung bei der rechnerischen Probeimplantation des *Natural Knee* Revisionssystems.

5. Der Tibiastiel des *Revision Knee* irritiert bei der Valgusgonarthrosegruppe im Vergleich zu den anderen Diagnosegruppen überdurchschnittlich oft die laterale innere Kortikalis. In fünf von 12 Fällen entsteht hier Kontakt zwischen Prothese und Kortikalis. Ansonsten ist ein Auftreten bestimmter Komplikationsgründe bei bestimmten Diagnosegruppen nicht festzustellen. Es besteht kein Zusammenhang.

3.3. *ESKA Implants* Endoprothesensystem

Bei der simulierten Implantation des *ESKA Implants* Prothesensystems ergeben sich folgende Daten:

1. Komplikationsrate : 5,88% (47 eingetretene Komplikationen bei 800 möglichen Komplikationen).
2. Komplikationsrate Patienten : 30%
3. Komplikationsgründe und Fallzahlen

Fallzahl	Komplikationsgründe
9	Alle Gelenkanteile erwiesen sich als zu groß, oder es war eine Nachresektion notwendig
38	Stiele berühren innere Kortikalis

4. Graphische Darstellung

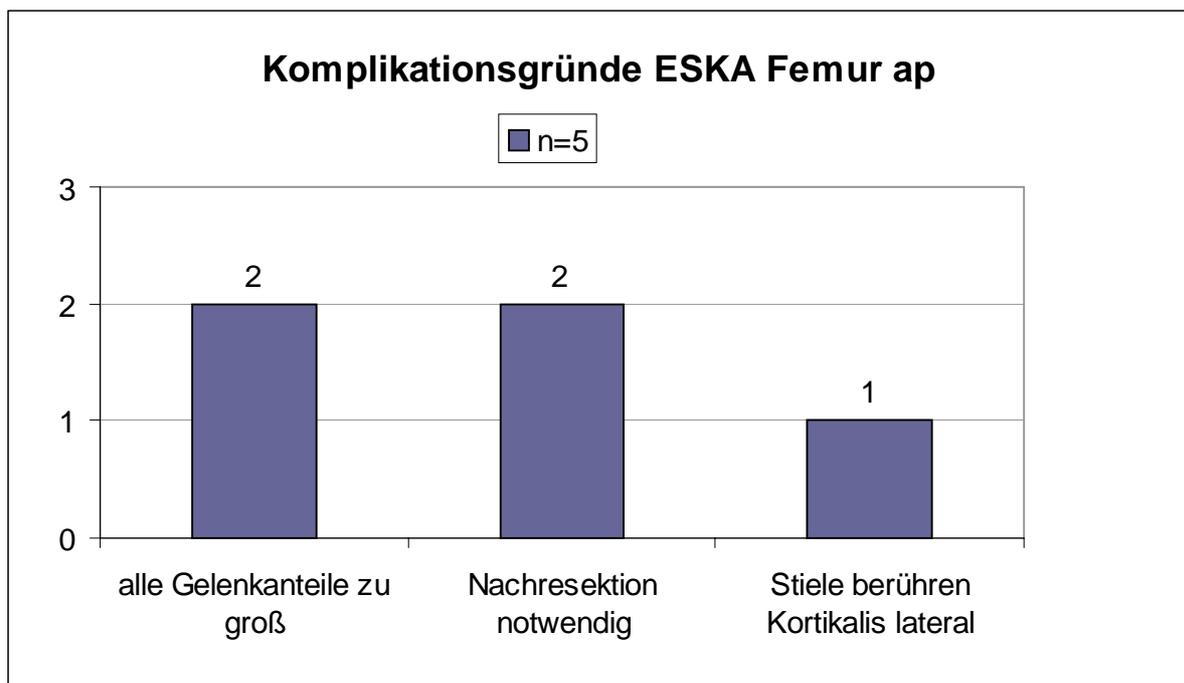


Diagramm 5a

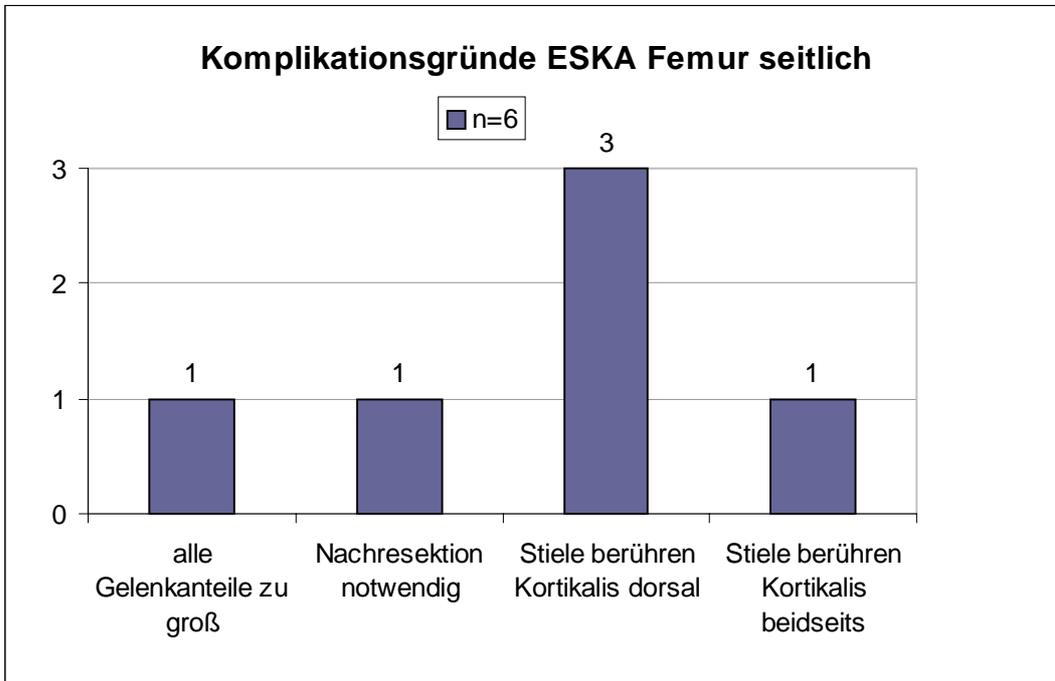


Diagramm 5b

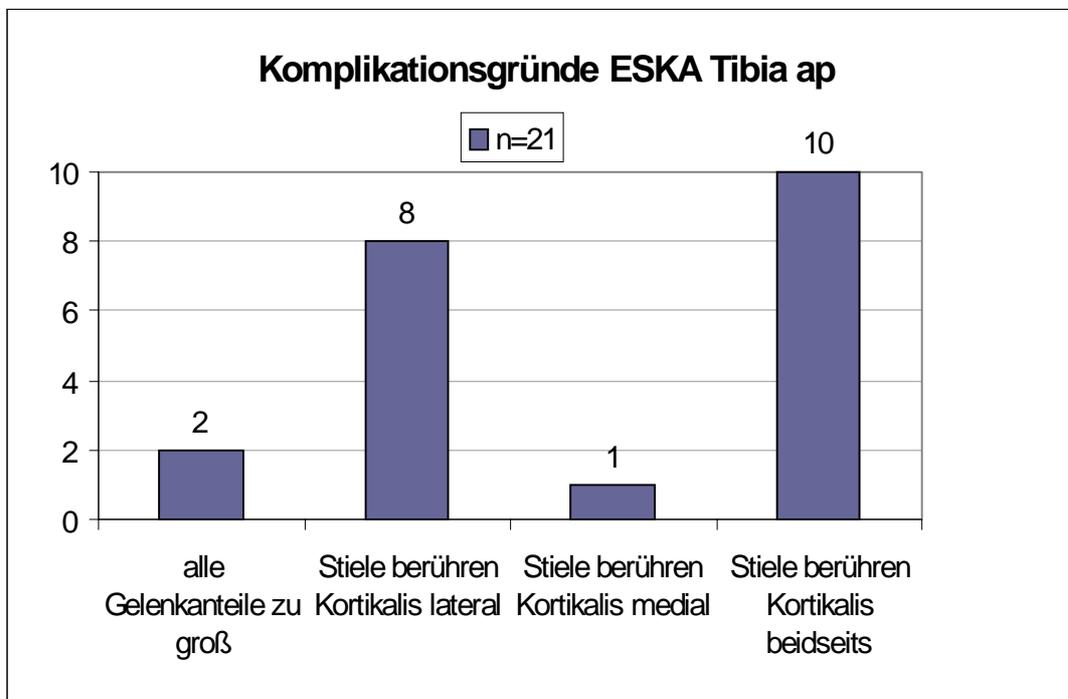


Diagramm 5c

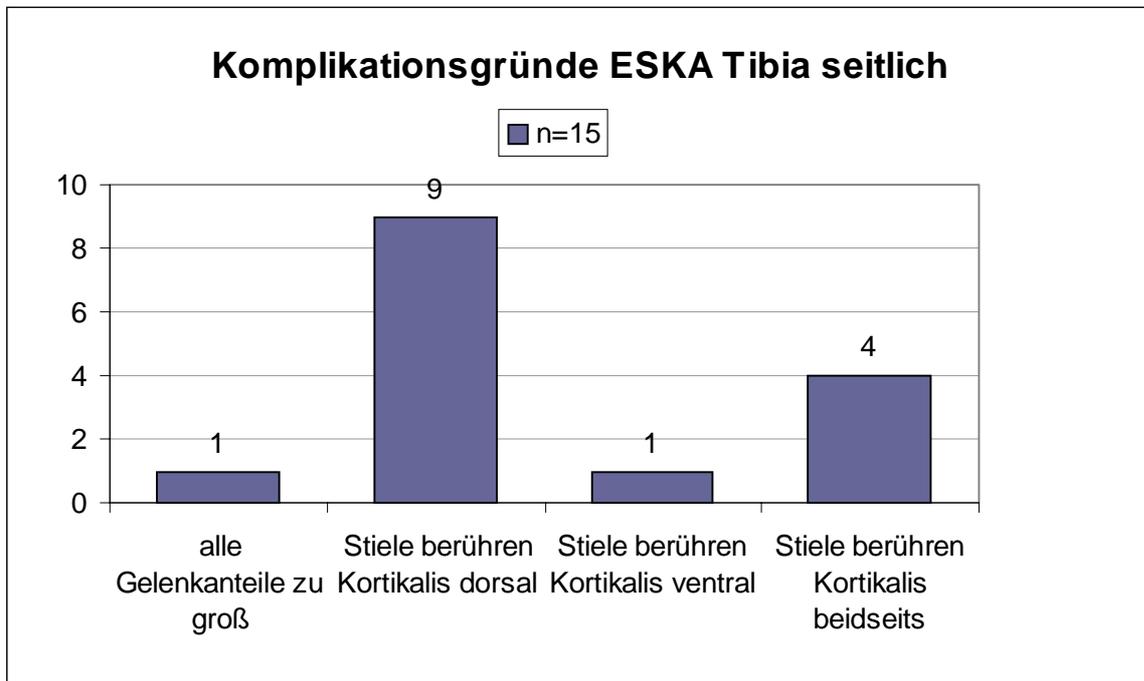


Diagramm 5d

Diagramm 5 a bis d: Graphische Darstellung der Komplikationen und deren Verteilung bei der rechnerischen Probeimplantation des *ESKA Implants* Prothesensystems.

- Bei den selben Patienten der Valgusgonarthrosegruppe, bei denen der Stiel des *Revision Knee* die laterale Tibiakortikalis flankierte, ist die gleiche Problematik für die *ESKA* Prothese anzutreffen. Ansonsten ist das Auftreten bestimmter Komplikationsgründe bei bestimmten Diagnosegruppen nicht zu beobachten. Es besteht kein Zusammenhang.

4. Differenz im ventralsten Gleitlagerpunkt von Femur und Patella vor und nach rechnerischer Probeimplantation

Der ventralste Femurkondylenpunkt ist zum einen vor der rechnerisch simulierten Implantation der Femurkomponente gemessen, und zum anderen hinterher berechnet worden.

Diese Differenz im ventralsten Gleitlagerpunkt des Femur-Patellar-Gelenks ist im folgenden für jedes der drei untersuchten Systeme graphisch dargestellt.

Die Zahl n bezeichnet die Anzahl der rechnerisch implantierbaren Femurkomponenten des jeweiligen Systems.

Die Ordinate beschreibt die Differenz in mm; die Abszisse gibt die Fallzahl an.

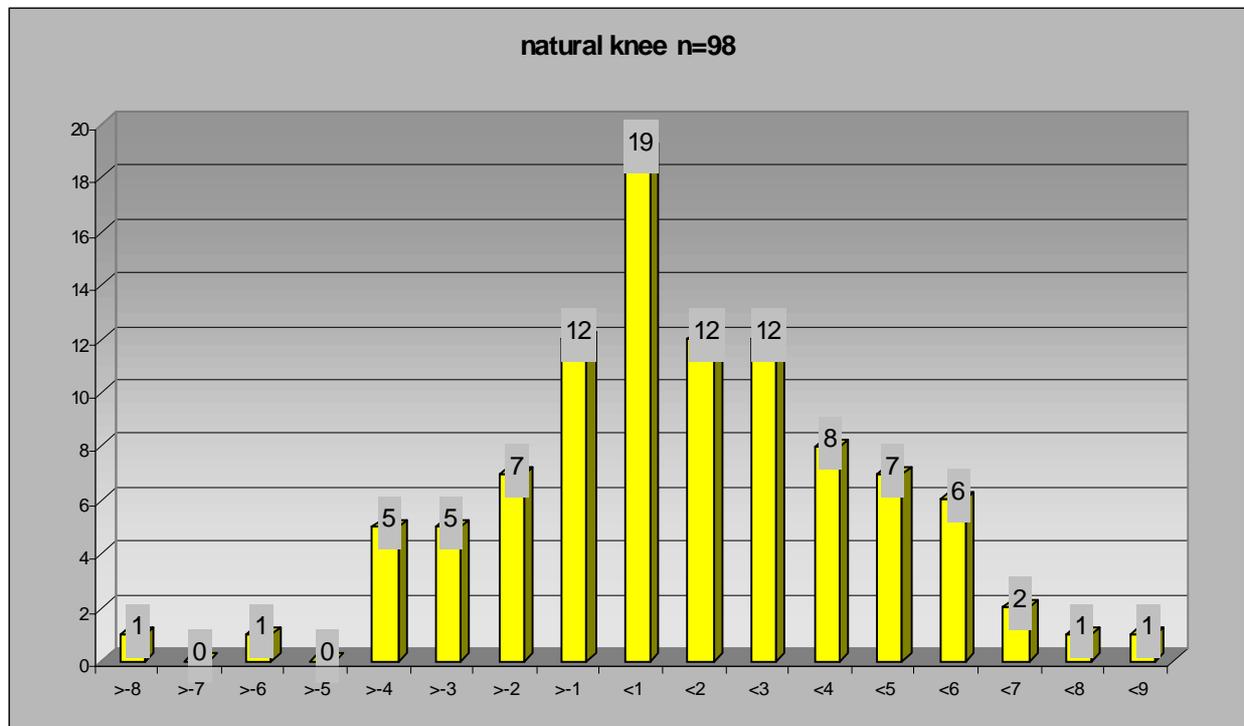


Diagramm 6: Differenz im ventralsten Gleitlagerpunkt von Femur und Patella vor und nach rechnerischer Probeimplantation des *Natural Knee* Systems.

Mittelwert 1,2 mm (Mittelwert als Absolutwert = 2,39); Standardabweichung 2,76 .

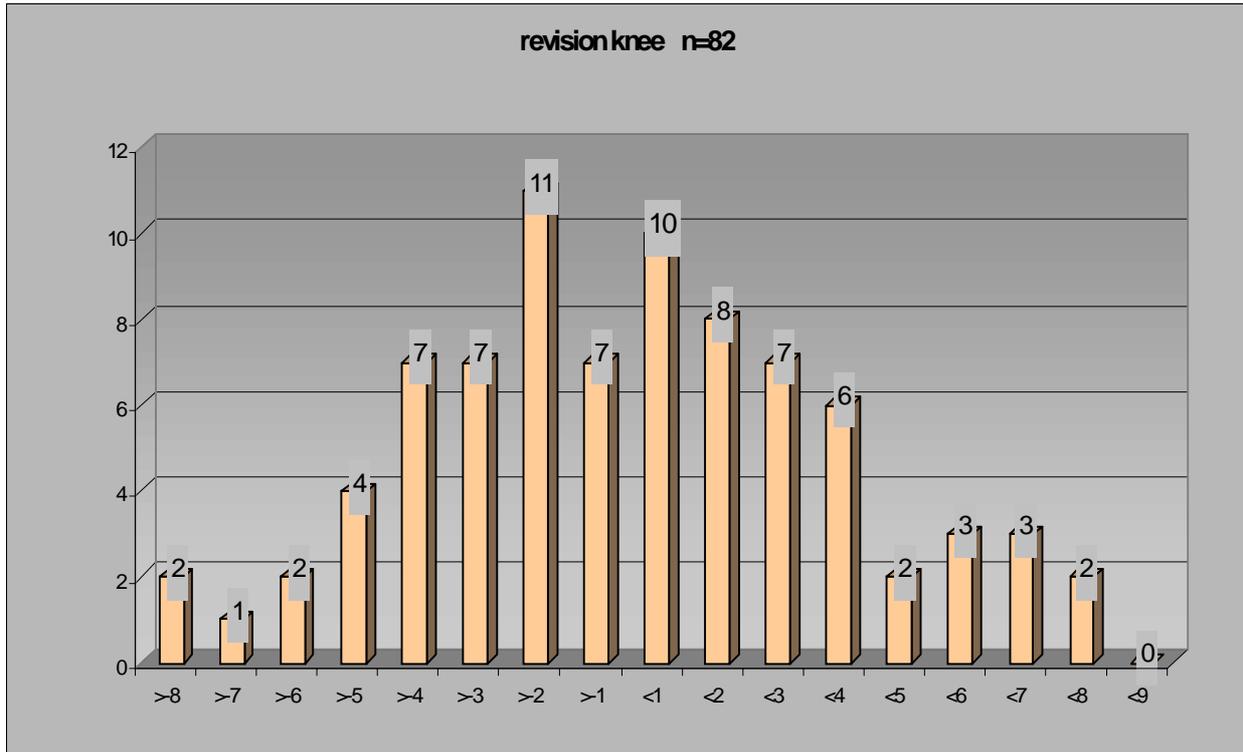


Diagramm 7: Differenz im ventralsten Gleitlagerpunkt von Femur und Patella vor und nach rechnerischer Probeimplantation des *Natural Knee* Revisionsystems. Mittelwert 0,1 mm (Mittelwert als Absolutwert = 2,87); Standardabweichung 3,45 .

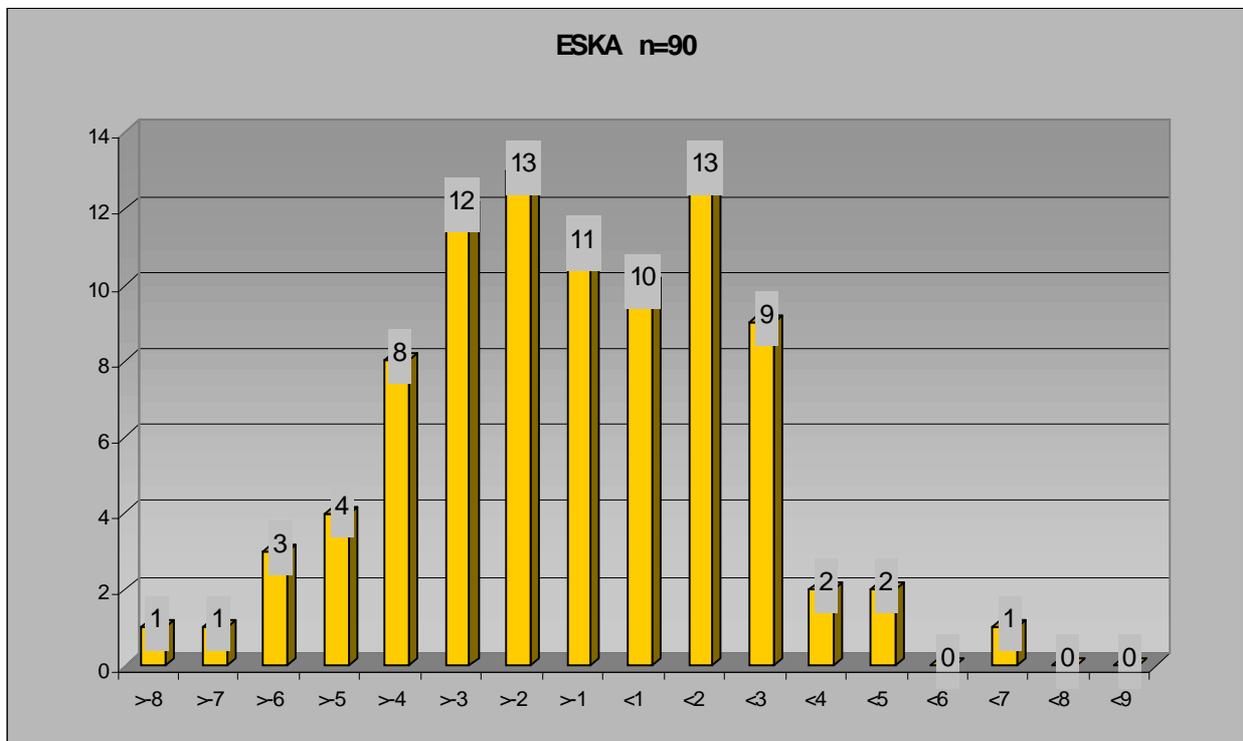


Diagramm 8: Differenz im ventralsten Gleitlagerpunkt von Femur und Patella vor und nach rechnerischer Probeimplantation des *ESKA* Prothesensystems. Mittelwert -0,7 mm (Mittelwert als Absolutwert = 2,18); Standardabweichung 2,66 .

5. Differenz zwischen mechanischer Achse und Markraummittelpunkten am Beispiel der Tibiaachse im ap-Röntgenbild

In der folgenden Tabelle sind die Entfernungen der Markraummittelpunkte von der mechanischen Achse der Tibia für die Varusgonarthrose- und Valgusgonarthrosegruppe aufgeführt. Die Werte sind in Zentimeterabständen vom Tibiaplateau aus gemessen und berechnet worden.

Der angegebene Winkel β beschreibt die Neigung des mittig eingebrachten intramedullären Führungsstabs zur mechanischen Tibiaachse. Positive Werte bedeuten eine Abweichung nach lateral, negative Werte eine Abweichung nach medial. Die Diagramme 9 bis 12 stellen die in der Tabelle gezeigten Zusammenhänge graphisch dar.

VALGUS	Markraummittelpunkte Abweichung von Tibiaachse in mm	WINKEL β in Grad	absolute Mittelwerte von β in Grad
0 cm	1,08		
1 cm	2,29	13	15,1
2 cm	1,74	5	7,2
3 cm	-0,04	-1	4,0
4 cm	-2,20	-3,2	3,8
5 cm	-3,19	-3,7	4,1
6 cm	-3,86	-3,7	4,0
7 cm	-4,51	-3,7	4,1
8 cm	-5,00	-3,6	3,8
9 cm	-5,38	-3,4	3,6
10 cm	-5,57	-3,2	3,4
12 cm	-5,76	-2,7	2,8
14 cm	-6,02	-2,5	2,6
16 cm	-5,52	-2	2,1
18 cm	-4,81	-1,5	1,7
20 cm	-3,62	-1	1,4
25 cm	-1,89	-0,4	0,7
VARUS	Markraummittelpunkte Abweichung von Tibiaachse in mm	WINKEL β in Grad	absolute Mittelwerte von β in Grad
0 cm	-1,54		
1 cm	-1,67	-9,6	16,5
2 cm	-1,14	-3,3	12,3
3 cm	-1,12	-2,1	5,7
4 cm	-0,22	-0,3	3,3
5 cm	-0,04	0,0	2,4
6 cm	-0,05	0,0	2,0
7 cm	0,06	0,0	1,7
8 cm	0,19	0,1	1,5
9 cm	0,36	0,2	1,2
10 cm	0,54	0,3	1,1
12 cm	0,74	0,4	0,9
14 cm	0,64	0,3	0,8
16 cm	0,23	0,1	0,7
18 cm	-0,25	-0,1	0,6
20 cm	-0,85	-0,2	0,7
25 cm	-1,49	-0,3	0,6

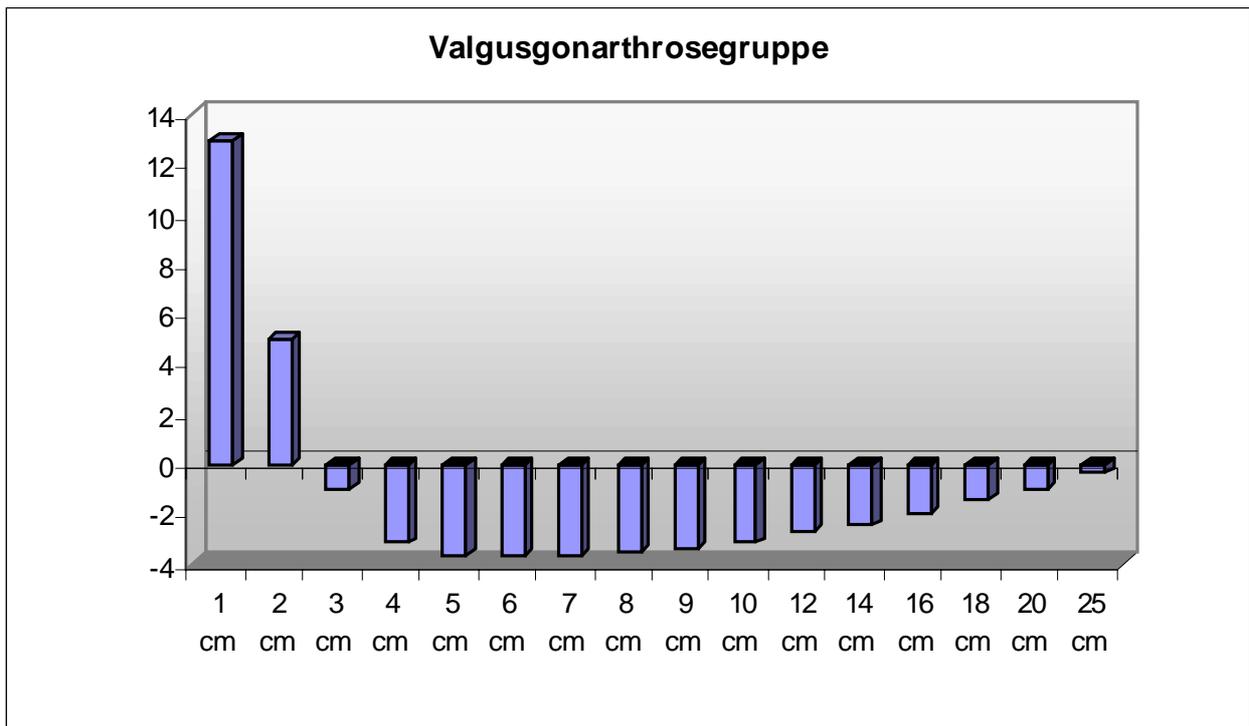


Diagramm 9: Zusammenhang zwischen dem Abstand vom Tibiaplateau (Abszisse in cm) und dem Winkel β (Ordinate in $^{\circ}$), der zur mittigen Implantation des Tibiastiels berücksichtigt werden sollte.

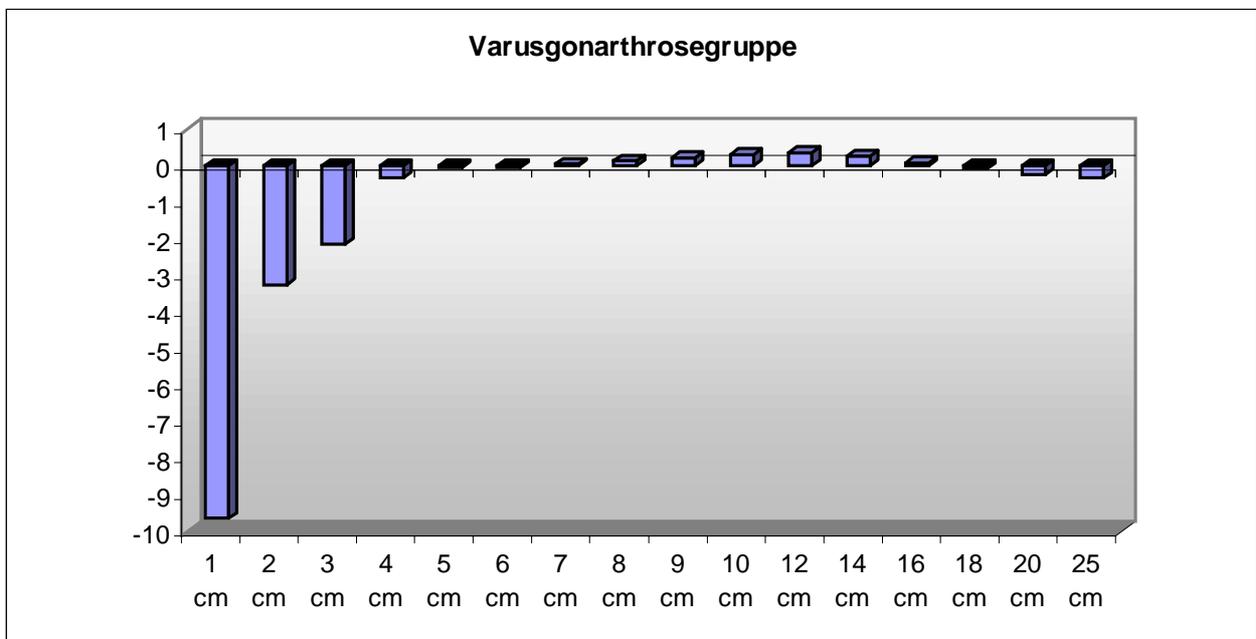


Diagramm 10: Zusammenhang zwischen dem Abstand vom Tibiaplateau (Abszisse in cm) und dem Winkel β (Ordinate in $^{\circ}$), der zur mittigen Implantation des Tibiastiels berücksichtigt werden sollte.

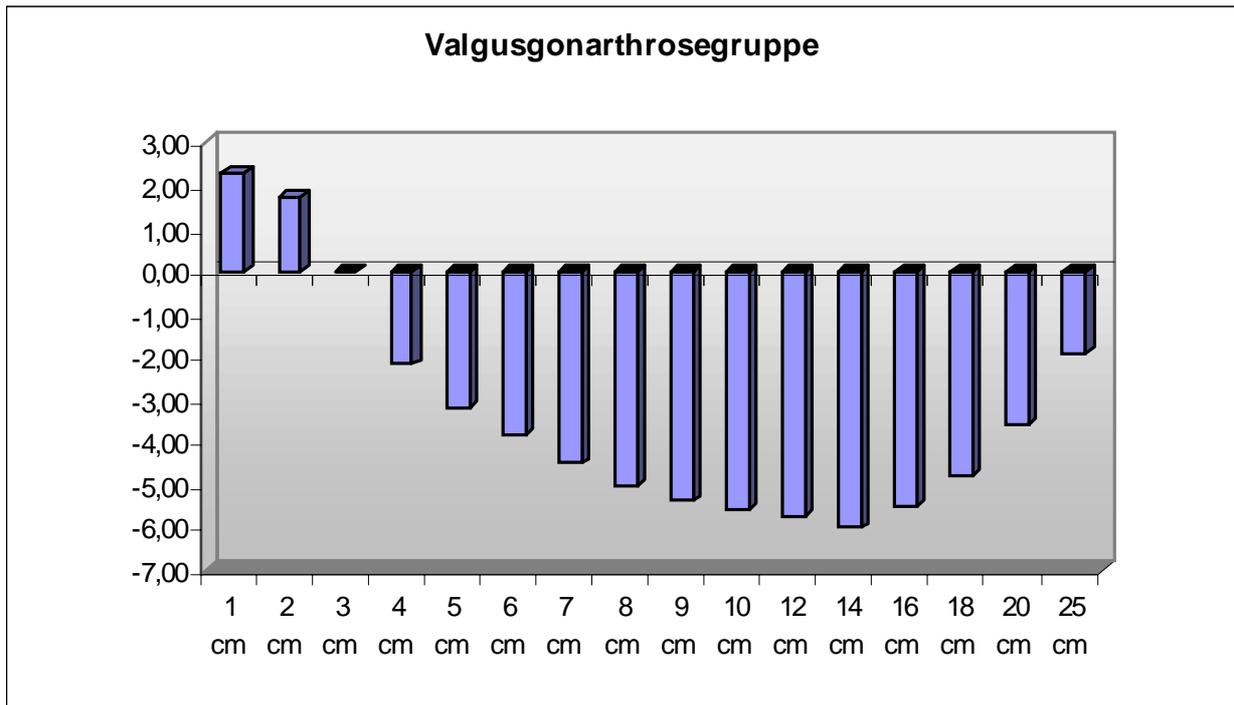


Diagramm 11: Zusammenhang zwischen dem Abstand vom Tibiaplateau (Abszisse in cm) und dem Abstand von der Tibiaachse (Ordinate in mm), der zur mittigen Implantation des Tibiastiels führt.

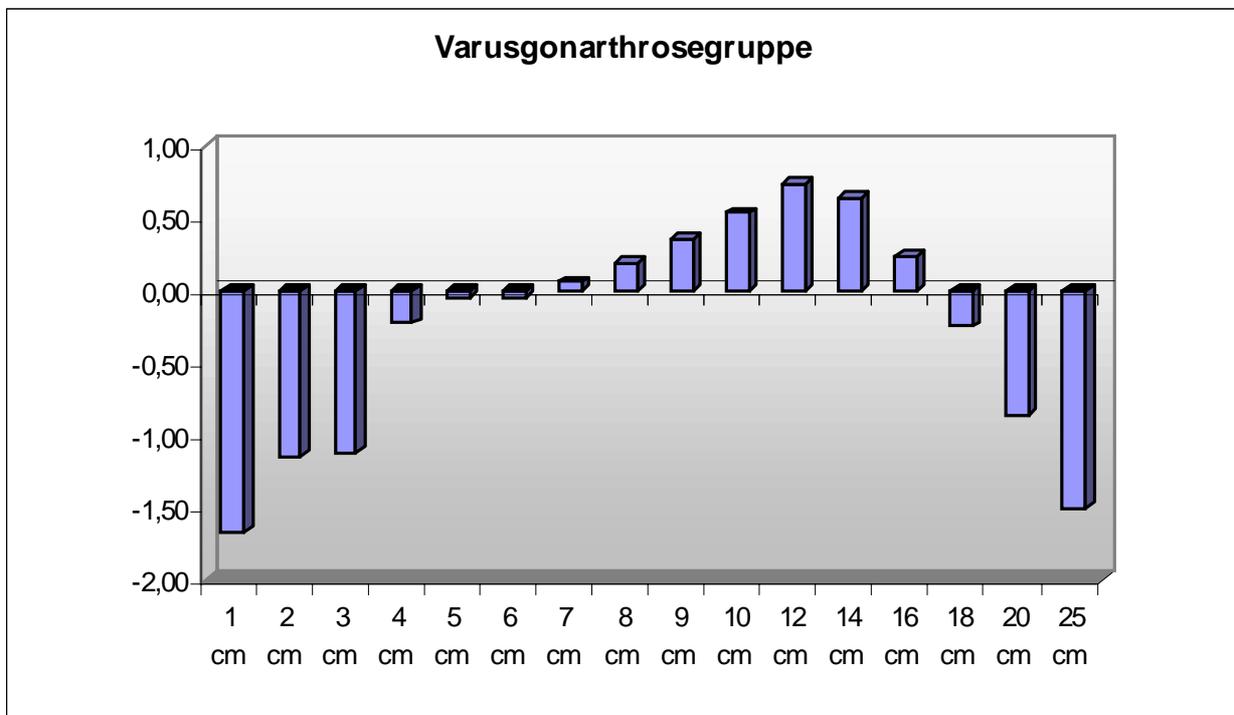


Diagramm 12: Zusammenhang zwischen dem Abstand vom Tibiaplateau (Abszisse in cm) und dem Abstand von der Tibiaachse (Ordinate in mm), der zur mittigen Implantation des Tibiastiels führt.

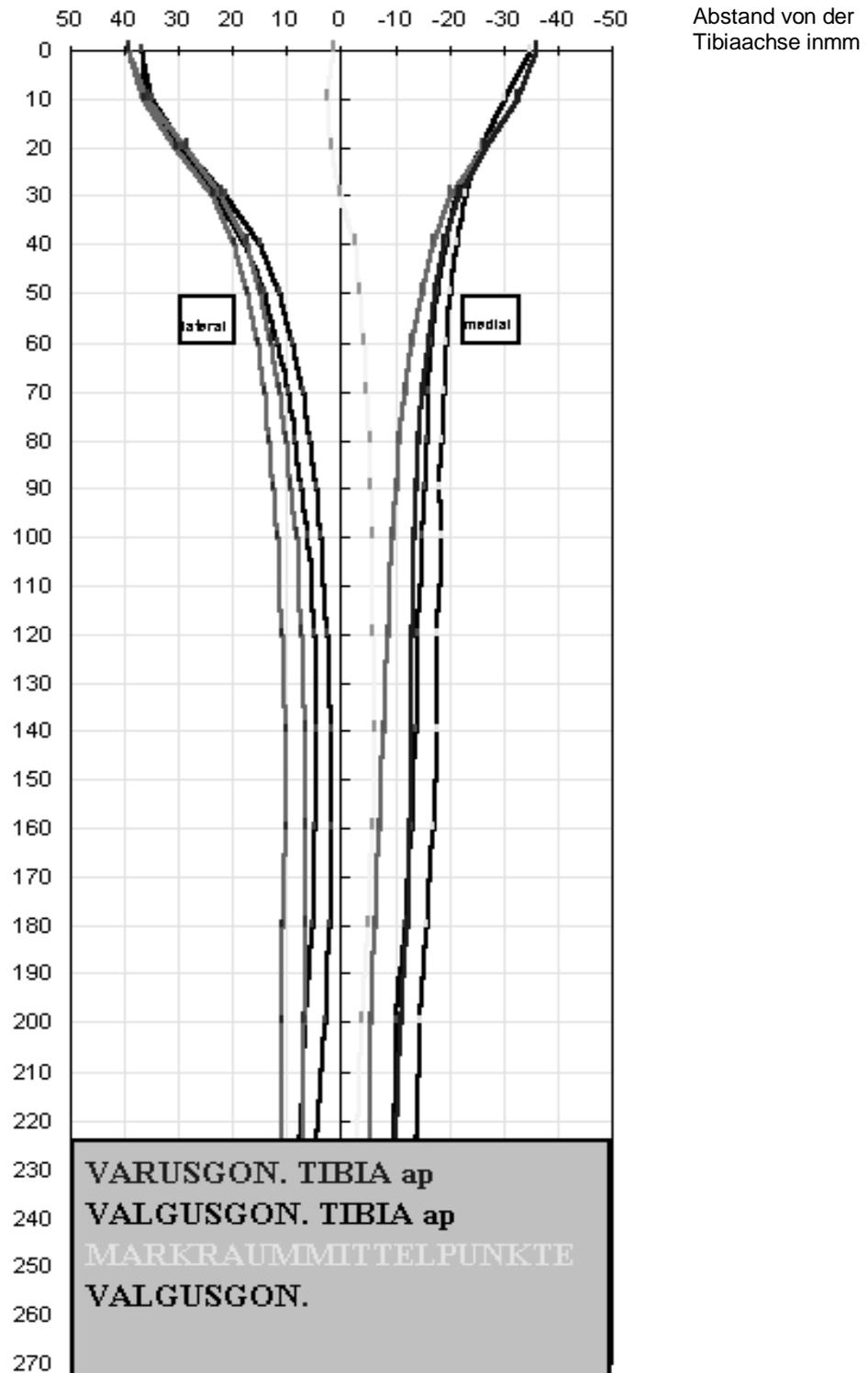


Abbildung 10: Graphische Darstellung der Abweichung der Markraummittelpunkte (gelbe Linie) von der mechanischen Tibiaachse .

In den folgenden Diagrammen sind die Differenzen zwischen mechanischer Tibiaachse und den Markraummittelpunkten für alle Patienten im Abstand von 3, 5, 7, 10, 12, 14, 16 und 20 cm von der Resektionslinie am Tibiaplateau nach der Häufigkeitsverteilung dargestellt:

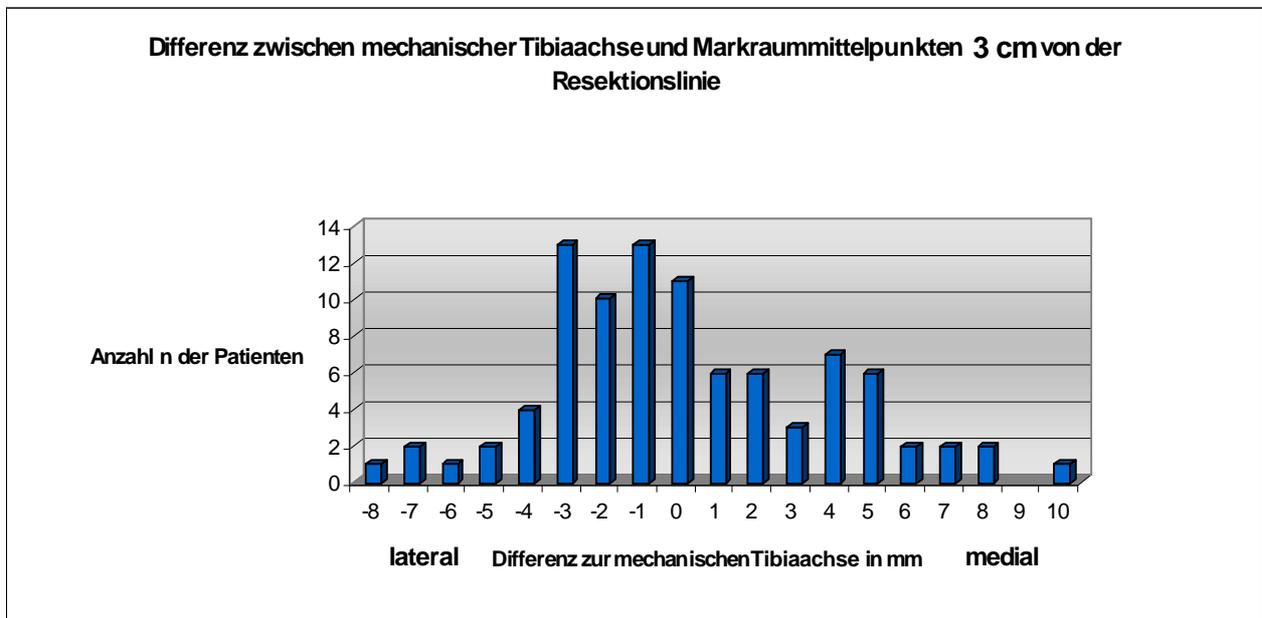


Diagramm 13 gibt den Abstand zwischen mechanischer Tibiaachse und Markraummittelpunkten 3 cm von der Resektionslinie am Tibiaplateau nach der Häufigkeitsverteilung an.

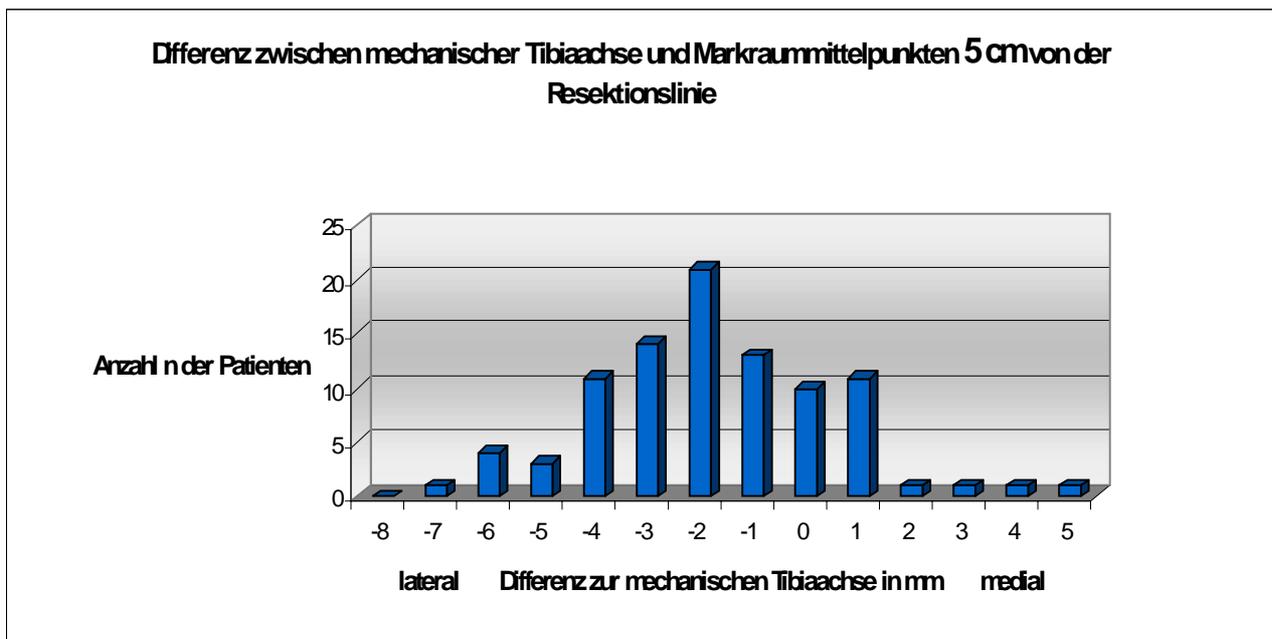


Diagramm 14 gibt den Abstand zwischen mechanischer Tibiaachse und Markraummittelpunkten 5 cm von der Resektionslinie am Tibiaplateau nach der Häufigkeitsverteilung an.

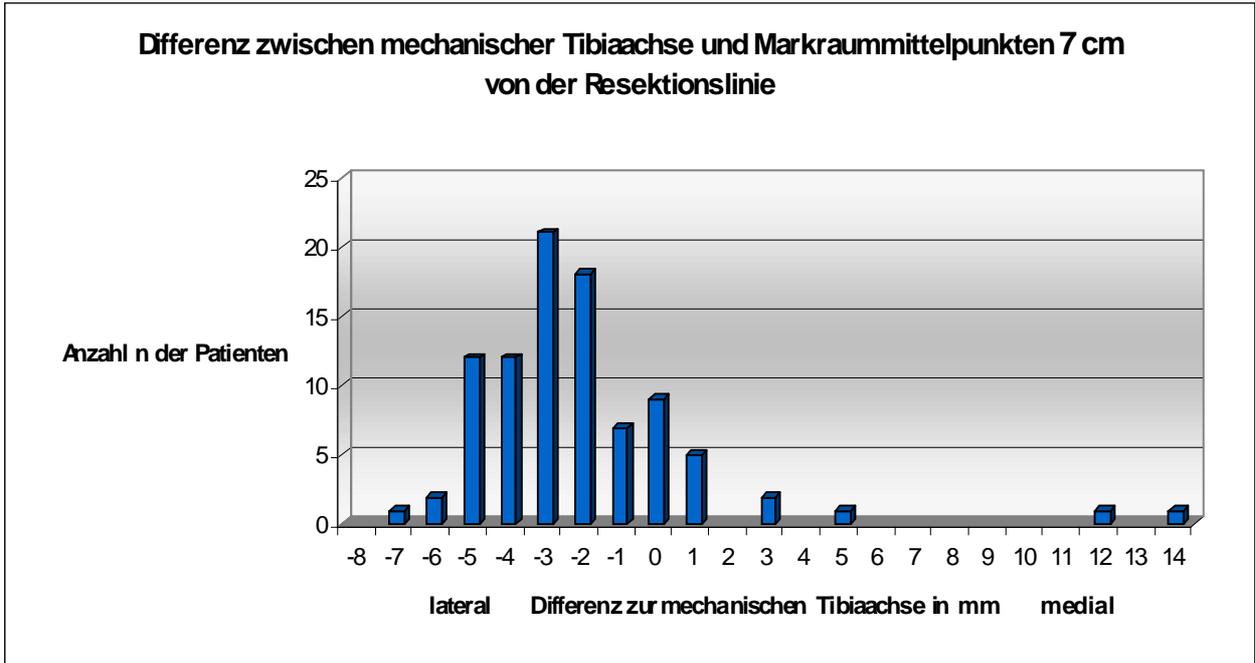


Diagramm 15 gibt den Abstand zwischen mechanischer Tibiaachse und Markraummittelpunkten 7 cm von der Resektionslinie am Tibiaplateau nach der Häufigkeitsverteilung an.

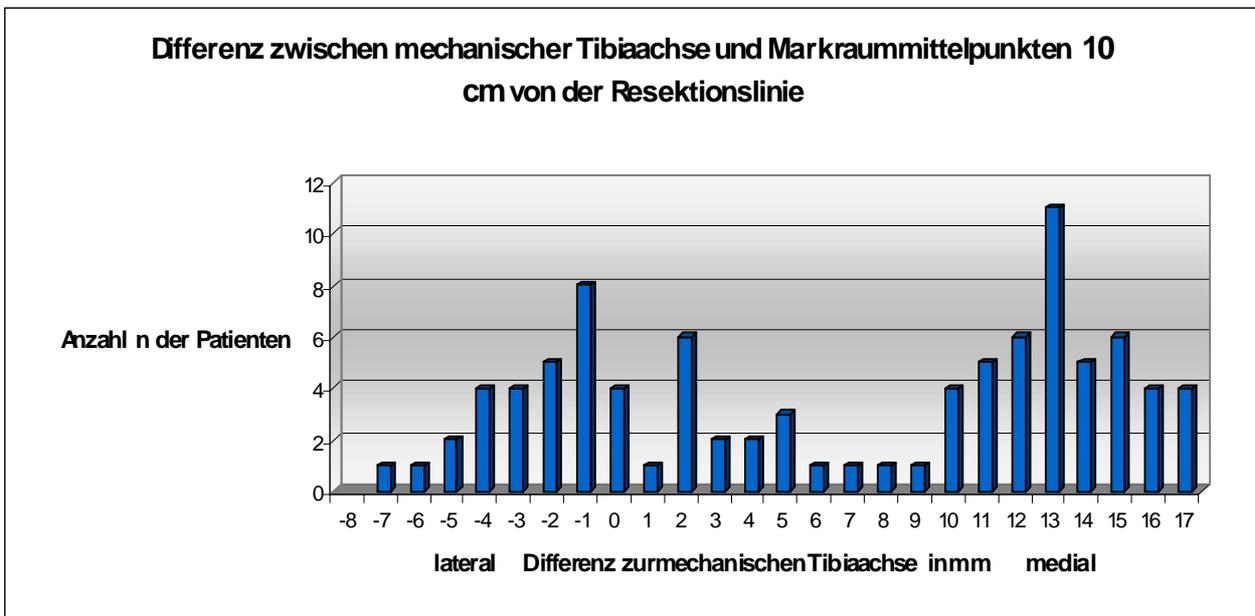


Diagramm 16 gibt den Abstand zwischen mechanischer Tibiaachse und Markraummittelpunkten 10 cm von der Resektionslinie am Tibiaplateau nach der Häufigkeitsverteilung an.

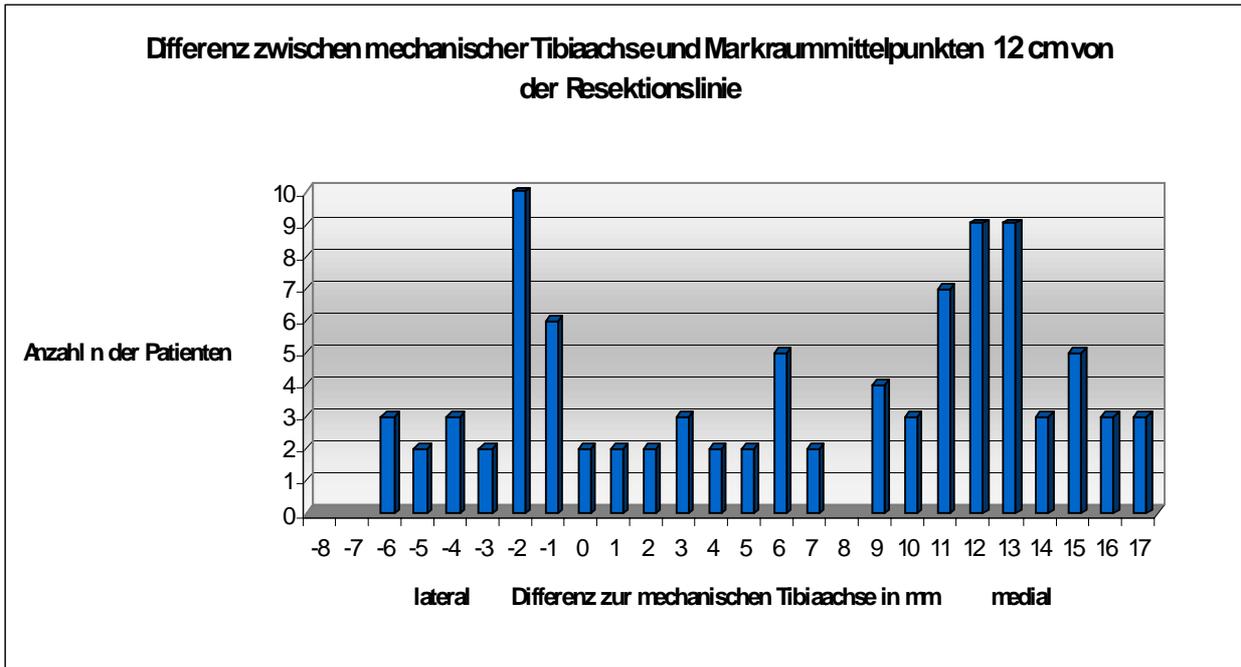


Diagramm 17 gibt den Abstand zwischen mechanischer Tibiaachse und Markraummittelpunkten 12 cm von der Resektionslinie am Tibiaplateau nach der Häufigkeitsverteilung an.

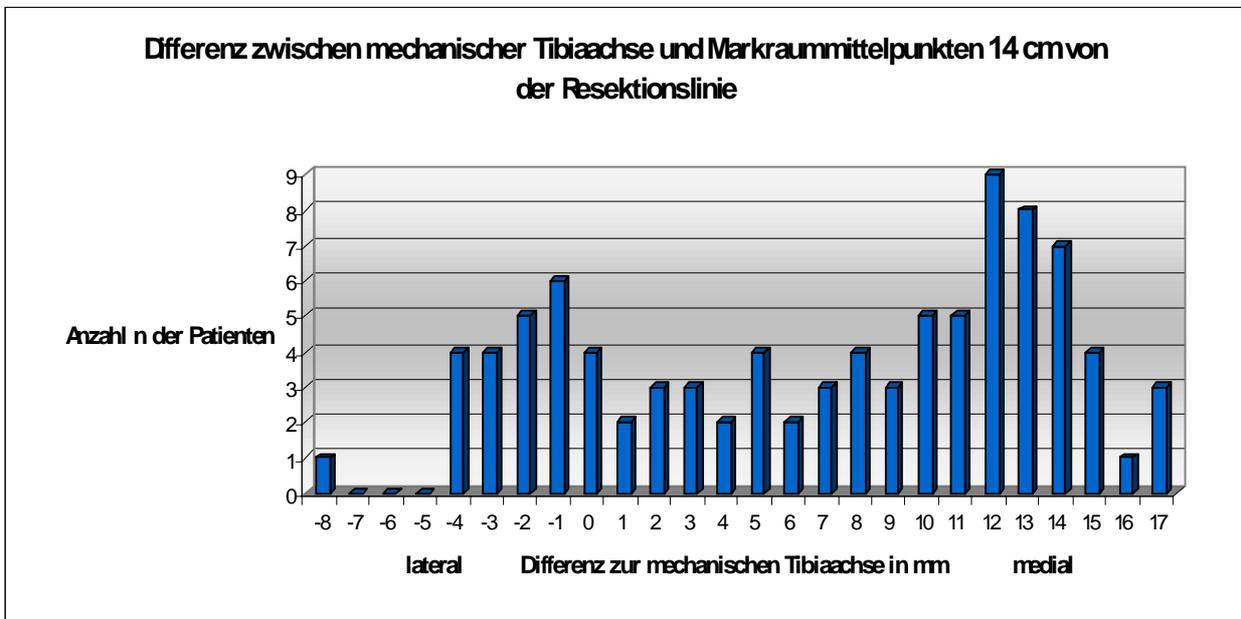


Diagramm 18 gibt den Abstand zwischen mechanischer Tibiaachse und Markraummittelpunkten 14 cm von der Resektionslinie am Tibiaplateau nach der Häufigkeitsverteilung an.

Differenz zwischen mechanischer Tibiaachse und Markraummittelpunkten 16 cm von der Resektionslinie

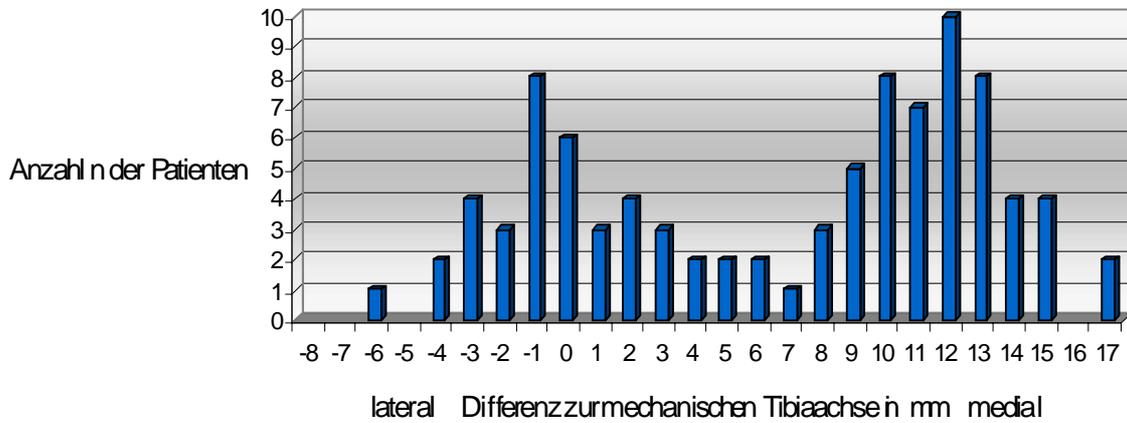


Diagramm 19 gibt den Abstand zwischen mechanischer Tibiaachse und Markraummittelpunkten 16 cm von der Resektionslinie am Tibiaplateau nach der Häufigkeitsverteilung an.

Differenz zwischen mechanischer Tibiaachse und Markraummittelpunkten 20 cm von der Resektionslinie

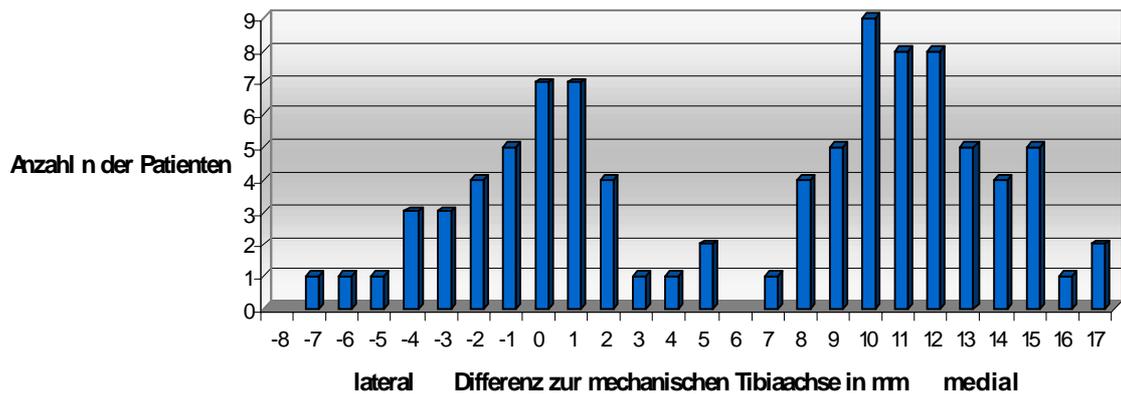


Diagramm 20 gibt den Abstand zwischen mechanischer Tibiaachse und Markraummittelpunkten 20 cm von der Resektionslinie am Tibiaplateau nach der Häufigkeitsverteilung an.

D. DISKUSSION

Viele Studien haben die Wichtigkeit einer optimalen, an der Knochengeometrie von distalem Femur und proximaler Tibia orientierten Paßform der implantierten Prothesenteile demonstriert(6,18,19,20,40,42,43,45,69,70,78,79,80). Dies gilt sowohl für zementierte Komponenten, als auch für die zementfreie Fixation. Zunehmend gilt als erwiesen, daß eine optimierte flächendeckende Anpassung der Prothesengelenkanteile bei zementfreier Verankerung sich in einem verbesserten Kontakt zur darunterliegenden Kortikalis und einer erhöhten Resistenz der Knochensubstanz gegenüber Druckbelastung auszahlt (3,41). Deshalb akzeptieren manche Autoren sogar im Resektionsniveau seitlich überstehende Gelenkanteile (76). Ebenfalls konnte eine bessere Lastverteilung an der Knochen-Implantat-Grenze gezeigt werden, wenn die Prothese möglichst viel Kontakt zur inneren Kortikalis bekommt (21,25,27). Außerdem sinken unzementierte Komponenten ein, wenn sie entweder in der Sagittalebene oder Frontalebene zu klein gewählt werden (34,63,68,75,83). Für zementierte Implantate sind diese Tatsachen von geringerer Bedeutung. Viele Langzeitstudien haben die Effizienz der Verankerung mit Zement unterstrichen (4,36,85).

Der Kontakt von Implantat zu Resektionsfläche und innerer Kortikalis wird also einerseits gesucht und gewünscht. Auch in der Hüftendoprothetik konnten die Ergebnisse durch Maximierung des Kontakts von Implantat und Knochen verbessert werden(7,57,67).Andererseits müssen aber auch Verletzungen der Knochenstruktur vermieden werden, die bei der Implantation der Prothesenteile immer wieder vorkommen. So ist der bloße Kontakt von Prothese und Prothesenstiel mit der Kortikalis schwer realisierbar. Komplikationen wie die Verletzung der Kortikalis, Abweichen der Prothese vom geplanten Implantationsweg und Frakturen müssen beim Einpassen der Komponenten vermieden werden.

Deshalb stehen ein optimales Prothesendesign und eine erfolgreiche Implantation einer Knie totalendoprothese mit der exakten Kenntnis der Anatomie und Geometrie von distalem Femur und proximaler Tibia in engstem Zusammenhang.

Zwar haben verschiedene Studien Aussagen zu Achsenverhältnissen am gesunden Kniegelenk gemacht(1,5,39,47).Bisher haben aber nur wenige Studien die Geometrie des destruierten und arthrotischen Kniegelenks ausreichend detailliert untersucht, wobei lediglich bestimmte Teilaspekte betrachtet worden sind(49, 50,58).

Aus diesem Grunde beschreibt die durchgeführte Studie die Geometrie von arthrotischen distalem Femur und proximaler Tibia detailliert. Naheliegend war der Versuch, bisher auf dem Markt befindliche Prothesensysteme rechnerisch simuliert in die entstandenen „digitalen“ Knie zu implantieren, um deren Paßform theoretisch beurteilen zu können.

1. Untersuchungen zur Geometrie von distalem Femur und proximaler Tibia

Die detaillierte Vermessung von distalem Femur und proximaler Tibia und die Erfassung weiterer für die Implantation von Knieendoprothesen wichtiger Strecken und Winkel in zwei Ebenen erlauben die Beurteilung der Geometrie des Kniegelenks.

Die Mittelwerte der Messungen des aus 100 Patienten bestehenden Gesamtkollektivs bieten Richtwerte und Orientierungsgrößen bezüglich der Dimension und der Größenverhältnisse von distalem Femur und proximaler Tibia. Die in der Literatur zu findenden Vergleichswerte entsprechen den Ergebnissen der Messungen. Die errechneten Durchschnittswerte dieser Studie sind dabei aber vor dem Hintergrund der relativ großen Anzahl von Patienten mit der Diagnose Varusgonarthrose (Varusgonarthrosegruppe mit 50 Patienten) zu beurteilen. So sind die gemessenen Winkel und Strecken spezifisch für die Diagnosezusammensetzung des untersuchten Patientenkollektivs, und nicht uneingeschränkt mit Kollektiven anderer Diagnosezusammensetzung oder den Mittelwerten gesunder Patienten vergleichbar.

POILVACHE et al (58) gibt den Winkel zwischen anatomischer Femurachse und mechanischer Femurachse im Durchschnitt mit $6,3^\circ$ an, bei *MORELAND* et al (54) wird er für das gesunde Kniegelenk mit $6,0^\circ$ beschrieben (gegenüber $6,6^\circ$ bei diesem Kollektiv gemessenen). Bei *POILVACHE* et al beträgt der mediale Winkel zwischen mechanischer Femurachse und Femurkondylentangente $90,6^\circ$ ($92,6^\circ$). Der mediale Winkel zwischen Tibiplateautangente und mechanischer Tibiaachse wird bei *POILVACHE* et al mit $86,1^\circ$, bei *MORELAND* et al mit $87,8^\circ$ für das gesunde Kniegelenk beschrieben ($83,4^\circ$).

Aus der Diskussion der Mittelwerte der gemessenen Winkel und Strecken läßt sich folgern:

Die gemessenen Winkel und Strecken für das Gesamtkollektiv (Vergleiche Ergebnisteil 1.1. und 2.1.) bieten Mittelwerte und Orientierungshilfen bei der Beschreibung der Geometrie und Dimension von destruierten und arthrotischen Kniegelenken. Diese sind für die Entwicklung von Prothesensystemen von Bedeutung, die sich in ihrer Geometrie den Verhältnissen am arthrotischen Kniegelenk angleichen. Die Ergebnisse sind vor dem Hintergrund der relativ großen Anzahl von Patienten mit der Diagnose Varusgonarthrose (Varusgonarthrosegruppe mit 50 Patienten) zu beurteilen.

Ein weiteres Ziel der Studie war die Klassifikation von Unterschieden zwischen männlichen und weiblichen Femora und Tibiä , sowohl unter Berücksichtigung der gemessenen realen Längenangaben, als auch nach Normierung auf die mittlere Länge:

Aus den Beschreibungen der graphischen Darstellung des Vergleichs der Geometrie von männlichem und weiblichem Kollektiv im Ergebnisteil läßt sich folgern:

Sowohl beim Vergleich der Realwerte, als auch nach Normierung der individuellen Meßwerte auf die mittlere Länge von Femur und Tibia ergeben sich Unterschiede in der Geometrie zwischen männlichem und weiblichem Kollektiv:

In der Frontalebene ist das männliche Femur im Resektionsniveau durchschnittlich 5 mm breiter und im Bereich der lateralen Kortikalis distal gegenüber der Vergleichsgruppe verbreitert. In der Sagittalebene beginnt die Antekurvatur des Femurs beim weiblichen Geschlecht weiter distal und ist stärker ausgeprägt. Die Femurkondylen des weiblichen Kollektivs sind nach dorsal ausladender gegenüber der Vergleichsgruppe.

In der Frontalebene sind bei normierten Verhältnissen im Bereich des Tibiakopfs bei der Gruppe der Patienten geringere Verhältnisse festzustellen. Hier unterscheiden sich die Vergleichskollektive auch nach Normierung auf die mittlere Länge noch signifikant voneinander. Der Markraum ist beim weiblichen Kollektiv proximal lateral verschmälert und im medialen Epiphysenbereich verbreitert, verglichen mit den männlichen Werten. Die distal der 20 cm Markierung deutlich nach ventral abweichende ventrale Kortikalis des weiblichen Kollektivs gegenüber der Vergleichsgruppe ist auffälligstes Kriterium in der Seitenansicht der Tibia.

Damit zeigt sich vor dem Hintergrund des untersuchten Patientenkollektivs, daß männliche Femora und Tibiä nicht nur eine Vergrößerung derselben weiblichen Knochen sind und umgekehrt. Das heißt, Femur und Tibia des einen Geschlechts können nicht durch Vergrößerung oder Verkleinerung in Femur und Tibia des anderen Geschlechts überführt werden. Durch die oben beschriebenen Kriterien bestehen signifikante Unterschiede.

So konnte kein einheitlicher Vergrößerungsfaktor, mit dessen Hilfe eine Vergrößerung beziehungsweise eine Verkleinerung und damit eine Überführung der männlichen in weibliche Mittelwerte und umgekehrt möglich wäre, bestimmt werden. Folglich sind geschlechtsspezifische Unterschiede in der Geometrie von distalem Femur und proximaler Tibia nicht nur durch die unterschiedliche Länge der untersuchten Knochen bedingt, sondern auch von anderen Faktoren abhängig.

Zum einen scheint die Prädisposition des jeweiligen Geschlechts zu einer entsprechenden Grunderkrankung oder Achsfehlstellung am Kniegelenk eine Rolle zu spielen. Zum Beispiel erscheint der Tibiamarkraum des zur Varusgonarthrose neigenden weiblichen Geschlechts in der ap Ansicht proximal nach lateral deutlich verengt gegenüber der medialen Seite und auch den männlichen Mittelwerten. Übereinstimmend läßt sich diese Feststellung der lateral proximalen Markraumverengung beim Vergleich der Tibia ap von Varus- und Valgusgonarthrose für die Varusgonarthrosegruppe machen. Die Tibia der Mittelwerte des männlichen Geschlechts zeigt dieses Charakteristikum dagegen nicht.

Dennoch konnte bei der statistischen Untersuchung keine Prädisposition der Geschlechter zu bestimmten Diagnosegruppen gezeigt werden. Damit besteht kein Zusammenhang bezüglich der Geschlechtsverteilung in den einzelnen Diagnosegruppen (Vergleiche Ergebnisse 1.2.).

Weitere Differenzen zwischen männlicher und weiblicher Kniegelenksgeometrie fallen auf, wenn man die Mittelwerte einzelner gemessener Streckenlängen ins Verhältnis setzt:

Die Verhältnisse von Femur ap und seitlich und Tibia ap und seitlich auf Höhe der Resektionslinie von 1,8 : 1 für das männliche Patientenkollektiv unterscheiden sich signifikant von den 1,6 : 1 für die Patientinnen gemessenen. Im Gesamtkollektiv verhalten sich Femur und Tibia ap und seitlich jeweils 1,6 : 1.

Das Verhältnis der Femurkomponenten ap und seitlich auf Höhe des Gelenkspalts beträgt 1,5 : 1 für das *Natural Knee* und 1,3 : 1 für das *Revision Knee* und das *ESKA* Kniegelenkprothesensystem. Die Tibiakomponenten der Hersteller verhalten sich ap und seitlich wie 1,5 : 1 für das *Natural Knee* und das *Revision Knee* und 1,45 : 1 für das *ESKA* Kniegelenkprothesensystem.

Der Vergleich der in dieser Studie am arthrotisch-destruierten Kniegelenk bestimmten Verhältnisse mit den von den Herstellern verwendeten zeigt ebenfalls deutliche Differenzen und ergibt einen weiteren Ansatzpunkt für eine Optimierung von Prothesendesign und Prothesengeometrie (siehe auch Diskussion 3. Folgerungen für das Komponentendesign).

Ein weiteres Ziel der Studie war die Klassifikation verschiedener Femur- und Tibiatypen hinsichtlich der zugrundeliegenden Diagnose. Dabei wurde der Vergleich der Geometrie nach Diagnosegruppen für Varus- und Valgusgonarthrosegruppe durchgeführt, weil zum einen zwei Drittel der Patienten aufgrund ihrer Diagnose einer der beiden Gruppen angehören, und zum anderen hier die größten signifikanten Unterschiede der Knochengeometrie zu erwarten waren.

Deutlichste Differenzen der Knochengeometrie beim Vergleich der beiden Diagnosegruppen ließen sich für die Tibia in ap Ansicht feststellen.

Die ausgeprägte Konvexität im Schaftbereich nach lateral ist charakteristisches Kriterium der Valgusgonarthrosegruppe. Nahezu im gesamten Schaftbereich unterscheiden sich Varus- und Valgusgonarthrosegruppe signifikant voneinander. Dabei entstehen für die Valgusgonarthrosegruppe zum Teil erhebliche Differenzen zwischen der gewählten Implantationsachse und den tatsächlichen Markraummittelpunkten (Vergleiche Ergebnisteil Punkt 5). Probleme bei der Implantation von langstielligen Tibiakomponenten entlang der mechanischen Tibiaachse (mTA) sind somit vorgezeichnet:

Neben einer möglichen Verletzung der Kortikalis führt die Implantation einer Komponente mit einer Stiellänge größer 8 cm (hier beträgt der Abstand zwischen mechanischer Tibiaachse (mTA) und innerer Kortikalis nur noch 5 mm!) regelmäßig

zu einem Abgleiten des Prothesenstiels von der geplanten Implantationsachse und somit zu einer Missführung (siehe numerische und graphische Darstellung des Vergleichs der Diagnosegruppen). Aufgrund dieser Tatsache erscheinen ein Fehlsitz des Tibiaanteils und eine nicht achsgerecht implantierte Tibiakomponente unumgänglich, es sei denn, die Komponentengeometrie würde entsprechend verändert. Asymmetrische Tibiakomponenten mit einem bestimmten off-set zwischen Plateau und Stil könnten die Situation verbessern. Mit der Anpassung des Winkels zwischen Tibiaplateau und Tibiastiel in der Frontalebene könnte dieser Konflikt ebenfalls umgangen werden (siehe auch 3. Folgerungen für das Komponentendesign).

Andere anatomische Eigenheiten der Tibia, wie zum Beispiel die viel beschriebene Torsion (13,82,86,87) oder die individuell verschiedene Dorsalneigung des Tibiaplateaus (50), sind in diese Überlegungen noch nicht mit einbezogen und tragen ihrerseits zur Komplexität der Problematik bei.

Aus den Beschreibungen der graphischen Darstellung des Vergleichs der Geometrie von Varusgonarthrosegruppe und Valgusgonarthrosegruppe im Ergebnisteil läßt sich folgern:

Deutlichste Differenzen der Knochengeometrie beim Vergleich der beiden Diagnosegruppen ließen sich für die Tibia in ap Ansicht feststellen. Das Femur betreffende Unterschiede erscheinen vernachlässigbar. Ausgeprägte Konvexität im Schaftbereich nach lateral ist charakteristisches Kriterium der Valgusgonarthrosegruppe. Dabei sind Schwierigkeiten bei der Implantation einer langstielligen Tibiakomponente im Sinne eines unumgänglichen Abweichens von der geplanten Implantationsachse und einem späteren Fehlsitz der Komponente vorgezeichnet, es sei denn, es würden asymmetrische Komponenten verwendet. Die rechnerisch-simulierte Probeimplantation bestätigt diesen Zusammenhang (Vergleiche Punkt 3 des Ergebnisteils).

Außer in der Femur.- und Tibialänge unterscheiden sich Varus- und Valgusgruppe auch in dem die mechanische Beinachse bestimmenden Abstand von der Mitte der Interkondylenhöcker signifikant voneinander. Andere signifikante Unterschiede zwischen beiden Diagnosegruppen bilden die medialen Winkel zwischen Femurkondylentangente und Femurachse, zwischen Tibiaplateautangente und Tibiaachse, sowie zwischen Femurkondylentangente und Tibiaplateautangente.

2.Simulierte Implantation der Prothesensysteme

Die rechnerische Implantation der drei Prothesensysteme *Intermedics Primary Knee* , *Intermedics Revision Knee* und *ESKA Implants* Kegelendoprothesensystem liefert unter strengen Implantationskriterien einen Überblick und eine Vorrassagemöglichkeit über theoretisch zu erwartende Komplikationsgründe und –häufigkeiten. Als Komplikation gelten mediales und laterales (ventrales und dorsales) Überstehen der Gelenkanteile, Kontakt der Prothesenstiele mit der inneren Kortikalis und die Notwendigkeit einer Nachresektion zur Anpassung der Gelenkanteile. Die folgenden Ausführungen beziehen sich auf Punkt drei des Ergebnisteils. Nur die häufigsten Komplikationsgründe werden diskutiert.

Intermedics Natural Knee:

Das *Natural Knee* hat im Vergleich zu den beiden anderen untersuchten Systemen die eindeutig niedrigste „Komplikationsrate“. Die „Komplikationsrate“ lag mit 15 von 400 in Betracht kommenden Komplikationen bei 3,75 %. Dies ist auf den fehlenden Verankerungsstiel zurückzuführen.

Bei 15 von 100 Patienten konnten die Komponenten nicht problemlos probeimplantiert werden. In sechs Fällen erwiesen sich alle Prothesengrößen in ihrem Durchmesser auf Höhe des Gelenkspalts als zu groß. Das bedeutet, daß die Komponenten bei der Implantation auf Höhe des Resektionsniveaus nach medial / lateral (Frontralebene) beziehungsweise ventral / dorsal (Sagittalebene) überstehen.

Unabhängig von diesen Ergebnissen werden vom Hersteller beim Folgesystem *Natural Knee 2* kleinere Komponentengrößen in der Frontal.- und Sagittalebene angeboten.

In sieben Fällen berührten die kurzen Stiele der Tibiakomponente die ventrale innere Kortikalis in der Sagittalebene. Dieses Ergebnis entsteht durch die simulierte Implantation eines in der Seitenansicht um 7° nach dorsal abfallenden Tibiaplateaus. Durch die Dorsalneigung des Plateaus wandert der kurze Stiel nach ventral und bekommt Kontakt mit der ventralen Kortikalis (Vergleiche Abbildung 9). Im Vergleich zeigen die beiden anderen Systeme, bei denen bei der Implantation auf die Dorsalneigung des Tibiaplateaus verzichtet wird, diese Problematik nicht.

Intermedics Revision Knee:

Die rechnerische Probeimplantation des *Revision Knee* war bei 40 von 100 Patienten mit Schwierigkeiten verbunden. Die „Komplikationsrate“ lag mit 99 von 800 in Betracht kommenden Komplikationen bei 12,7%.

Die Hauptproblematik bestand in einer in 12 Fällen notwendigen Nachresektion der Kondylen in der Frontalebene. Diese war notwendig, um die kleinsten vom Hersteller angebotenen Komponenten ohne laterales Überstehen rechnerisch implantieren zu können. Wie auch für das Nachfolgesystem des *Natural Knee* bietet der Hersteller für

das *Natural Knee 2* Revisionssystem zwei in der Frontal- und Sagittalebene kleinere Komponentengrößen an.

Eine weitere Problematik bei der Implantation der Femurkomponente ergab sich aus dem Kontakt des langen Prothesenstiels an der dorsalen inneren Kortikalis in der Seitenansicht in 7 Fällen.

Begründet sind die Schwierigkeiten durch eine mangelhafte Anpassung der Komponentengeometrie an die Verhältnisse, die am destruierten Kniegelenk bestehen. Sämtliche Femurkomponenten sind in den problematischen Fällen in der Frontalebene im Durchmesser auf Resektionsniveau zu breit. Der Kontakt mit der dorsalen Kortikalis ist durch die Antekurvatur des Femurs und den langen, geraden Prothesenstiel bedingt.

Ebenso erweist sich die Tibiakomponente in 22 Fällen in der ap Ansicht und in acht Fällen in der seitlichen Perspektive als zu groß, das heißt, bei einer Implantation würde der Tibiagelenkanteil über das resezierte Tibiaplateau überstehen.

Die langen Prothesenstiele der Tibiakomponente bekamen in 19 Fällen Kontakt mit der lateralen inneren Kortikalis, in sieben Fällen berührten sie medial und in acht Fällen dorsal. Begründet liegt der Kortikaliskontakt in der Frontalebene in der großen individuellen Deformität der Tibiaschäfte. Ein Vergleich mit der graphischen Darstellung der Mittelwerte der Valgusgonarthrosegruppe zeigt die Prädisposition der Patienten dieser Gruppe zum lateralen Kortikaliskontakt aufgrund der deutlichen Konvexität des Schafts nach lateral. Dorsale Kortikalisberührungen der Prothesenstiele entstehen durch eine Verschiebung des Tibiaplateaus nach dorsal, um ventrales Überstehen zu vermeiden. Dabei wandert der Prothesenstiel mit nach dorsal und verringert den ansonsten ausreichenden Abstand zur dorsalen inneren Kortikalis. Die Möglichkeit der individuellen Anpassung des off-sets zwischen Plateau und Stiel in der Sagittalebene könnten wiederum diese Situation verbessern.

ESKA Implants Endoprothesensystem:

Für das *ESKA* Kegelendoprothesensystem ergab sich mit 47 eingetretenen von 800 in Betracht kommenden Komplikationen eine „Komplikationsrate“ von 5,88%. Die Schwierigkeiten traten bei 30 von 100 Patienten auf.

In neun Fällen waren alle verfügbaren Komponentengrößen zu groß, 38 mal konnten die Prothesenstiele nicht ohne Kontakt zur inneren Kortikalis probeimplantiert werden.

Lediglich 11 der 47 Komplikationen waren bei der rechnerischen Implantation der Femurkomponente festzustellen, wobei sechs mal der Gelenkanteil für die resezierte Kondylenfläche zu groß war und in fünf Fällen der lange Stiel bei der Implantation Probleme bereitete. Die meisten Schwierigkeiten bereitete die Implantation des langen und breiten Tibiastiels. 33 mal war deswegen ein optimales Implantationsergebnis nicht zu erreichen. In 14 Fällen paßte selbst der kürzeste und schmalste Stiel nicht in den Markraum und acht mal berührte er die laterale innere

Kortikalis. Für die zweiseitigen Berührungen kann der zu große Stieldurchmesser des *ESKA* Systems verantwortlich gemacht werden, die lateralen Kontakte entstehen durch die zum Teil extreme Konvexität im Tibiaschaftbereich einiger Patienten. Die neun gemessenen dorsalen Kontakte des Femurstiels sind durch die Kombination des langen und breiten Prothesenstiels mit der Antekurvatur des Femurs zu erklären.

Bei der Untersuchung des Patientenkollektivs auf einen Zusammenhang zwischen Komplikationsgrund und Diagnosegruppe ist der Kontakt des Tibiastiels mit der lateralen inneren Tibiakortikalis bei der Valgusgonarthrosegruppe überdurchschnittlich häufig festzustellen. Der Grund für Schwierigkeiten diesbezüglich liegt in der ausgeprägten Konvexität nach lateral im Bereich des Tibiaschafts. Bei einem Abstand von 10 cm von der Resektionslinie beträgt der durchschnittliche Abstand der lateralen inneren Tibiakortikalis von der Implantationsachse 3,6 mm. Der Stieldurchmesser beider Revisionssysteme mißt an dieser Stelle dagegen 10,4 mm, womit die überdurchschnittlich häufigen Probleme der lateralen Tibiakortikalisberührung der Valgusgonarthrosegruppe erklärt werden können (Vergleiche 1.3 und 2.3 im Ergebnisteil).

Andere eindeutige Zusammenhänge zwischen Komplikationsgrund und Diagnosegruppe sind nicht festzustellen.

Zur Differenz im ventralsten Gleitlagerpunkt von Femur und Patella vor und nach rechnerischer Probeimplantation:

Die Differenzen im ventralsten Punkt des Femoro-Patellar-Gelenks nach Prothesenimplantation tragen entscheidend zur Patellaproblematik in der Knieendoprothetik bei und werden maßgeblich durch das Design der Femurkomponente bestimmt (11,38,81). Schwierigkeiten in diesem Gelenk nach totalem Kniegelenkersatz sind überaus häufig beschrieben (10,12,20,26,29,44, 58), wobei der Patellarrückflächenersatz nach wie vor diskutiert wird (37,56,62,67). Die Inzidenz für Komplikationen wie Dislokation, Subluxation und Ermüdungsfraktur der Patella gelten als deutlich erhöht(28,61,72,80). Während eine Verlagerung dieses ventralsten Punkts nach dorsal Komplikationen wie Instabilität, Dislokation und Luxation der Patella unterstützen, führt eine Verschiebung nach ventral zu Problemen wie Crepitatio, schmerzhafter Blockade, Beugedefizit im Kniegelenk oder Ermüdungsfrakturen.

Die Frage nach der Änderung des ventralsten Gleitlagerpunkts von Femur und Patella im Femoro-Patellar-Gelenk vor und nach rechnerischer Probeimplantation kann nicht für alle drei untersuchten Systeme einheitlich beantwortet werden.

Für das *Intermedics Natural Knee* ergab sich eine mittlere Differenz von 1,2 mm (mittlere Abweichung als Absolutwert 2,39 mm) bei einer Standardabweichung von

2,76. Damit ist der ventralste Gleitlagerpunkt bei diesem System im Durchschnitt nach ventral verlagert.

Der ventralste Punkt des Femoro-Patellar-Gelenks liegt für das *Intermedics Revision Knee* bei einer Standardabweichung von 3,45 im Mittel um 0,1 mm (mittlere Abweichung als Absolutwert 2,87 mm) nach ventral verschoben. Der ideale Mittelwert täuscht ein gutes Ergebnis nur vor (Standardabweichung !). In der Realität ermöglicht die große Standardabweichung, zusammen mit dem nicht aussagekräftigen Mittelwert keine Aussage über eine tendenzielle Änderung des ventralsten Gleitlagerpunkts nach ventral oder dorsal.

Die Differenz für das *ESKA* Kegelendoprothesensystem beträgt mittlere $-0,7$ mm (mittlere Abweichung als Absolutwert 2,18 mm) bei einer Standardabweichung von 2,66 . Damit verlagert sich der ventralste Gleitlagerpunkt bei diesem System im Mittel nach dorsal. Eine Überprüfung der seitlichen Planungsschablonen des *ESKA*-Systems zeigt einen weit ventral positionierten Femurstiel.

3. Folgerungen für das Komponentendesign

Aus den Untersuchungen zur Geometrie von distalem Femur und proximaler Tibia und der anschließenden rechnerischen Implantation der verschiedenen Prothesensysteme ergeben sich Ansätze zur Verbesserung von Komponentendesign und –geometrie. Die Mittelwerte des untersuchten Gesamtkollektivs bilden wegen der detaillierten Vermessung von Femur und Tibia die Voraussetzung für ein an der Geometrie von destruierten und arthrotischen Kniegelenken orientiertes Komponentendesign. Obwohl die Qualität der Knieendoprothesen einen beachtlichen Standard erreicht hat, gibt die Klassifikation der bei der simulierten Implantation entstandenen Probleme Ansätze zu weiteren Verbesserungsmöglichkeiten in der Prothesenentwicklung. Dabei scheint für eine Vielzahl untersuchter Strecken und Winkel die optimale Komponentengeometrie noch nicht realisiert.

Bei der geschlechtsspezifischen Klassifikation des Kollektivs konnte beim Versuch der Überführung weiblicher Knochengrößenverhältnisse in männliche und umgekehrt kein einheitlicher Vergrößerungsfaktor festgestellt werden. Außerdem bleiben auch nach Normierung der Geschlechtskollektive auf die mittlere Femur- und Tibialänge signifikante Unterschiede beim Vergleich der beiden Untergruppen bestehen. Dennoch sind in diesem Fall die Differenzen nicht deutlich genug, um daraus Änderungen für das Komponentendesign fordern zu können (Vergleiche 2.2. und 2.3. im Ergebnisteil).

Der im Ergebnisteil unter 2.3. geschilderte Vergleich von Varus- und Valgusgonarthrosegruppe zeigt deutlichere Unterschiede und verlangt nach einer diagnosespezifischen Änderung des Designs der Tibiakomponente von langstieligen Prothesensystemen:

Die Tibiakomponente möchte man klinisch in der Regel entlang der mechanischen Tibiaachse mit einem rechten Winkel zwischen Tibiaplateautangente und Tibiaachse in der Frontalebene implantieren. Deswegen werden die Tibiakomponenten der meisten Hersteller auch mit einem 90°-Winkel zwischen Stielachse und Gelenkanteil angeboten. Für jedes der drei unter diesen Voraussetzungen rechnerisch implantierten Prothesensysteme konnte im Ergebnisteil aber eine mehr oder weniger hohe „Komplikationsrate“ gezeigt werden. Aufgrund der obigen Ausführungen und der Ergebnisse unter Punkt fünf im Ergebnisteil könnte eine Abänderung dieses rechten Winkels bei der Herstellung der Tibiakomponenten zu einer Verbesserung der Situation führen:

Für eine Stiellänge von beispielsweise 8 cm ist für die Valgusgonarthrosegruppe ein Markraummittelpunkt berechnet worden, der 5mm lateral der mechanischen Tibiaachse liegt. Der Winkel zwischen mechanischer Tibiaachse und tatsächlichem Markraummittelpunkt beträgt somit 3,6° (Vergleiche Ergebnisteil Punkt 5). Demnach würde eine Prothese mit einem medialen Winkel von 86° zwischen Gelenkanteil und

Tibiastielachse optimal in die Markhöhle der durchschnittlichen Tibia bei Valgusgonarthrose passen. Die Wahrscheinlichkeit einer ungewollten Verletzung der Kortikalis oder ein durch Mißführung verursachtes Verkippen des Gelenkanteils beim Komponenteneinbau kann also durch eine Korrektur des Winkels zwischen Tibiagelenkanteil und Tibiastiel minimiert werden.

Bei einigen Herstellern wurde eine ähnliche Anpassung an die Winkelverhältnisse schon für die Femurkomponente durchgesetzt, die in der Frontalebene in einem Winkel von 7° zur mechanischen Femurachse implantiert werden soll.

Die Korrekturwinkel der anderen Abstände vom Tibiaplateau sind der Tabelle unter Punkt fünf der Ergebnisse zu entnehmen.

Ein off-set zwischen Gelenkanteil und Stiel der Tibiakomponente in der Sagittalebene könnte die Situation ebenfalls verbessern. Dabei würde die Symmetrieachse des Stiels nicht der Mitte des Gelenkanteils, sondern, je nach der Geometrie des destruierten Knochens, einer Parallelen entsprechen. Die Prothesengeometrie wäre somit asymmetrisch. Für den oben geschilderten Fall würde dies bei einer Stiellänge von 8 cm eine Lateralisation des Stiels um 5 mm parallel zur Tibiaachse bedeuten.

Die Ergebnisse der simulierten rechnerischen Probeimplantation bestätigen die vermuteten Komplikationen beim Einbau eines langen geraden Tibiastiels in eine derartig verformte Tibia. Sowohl beim *Intermedics Revision Knee* als auch beim *ESKA* Kegelendoprothesensystem scheiterte die Implantation des geraden Tibiastiels bei der Valgusgonarthrosegruppe überdurchschnittlich häufig an den Irritationen mit der lateralen inneren Kortikalis.

Wie weiter vorne schon diskutiert, unterscheiden sich die Verhältnisse von Femur ap und seitlich und Tibia ap und seitlich auf Höhe der Resektionslinie mit 1,8 : 1 für das männliche Patientenkollektiv signifikant von den 1,55 : 1 für die Patientinnen gemessenen. Im Gesamtkollektiv verhalten sich Femur und Tibia ap und seitlich jeweils 1,6 : 1.

Das Verhältnis der Femurkomponenten ap und seitlich auf Höhe des Gelenkspalts beträgt 1,5 : 1 für das *Natural Knee* und 1,3 : 1 für das *Revision Knee* und das *ESKA* Kegelendoprothesensystem. Die Tibiakomponenten der Hersteller verhalten sich ap zu seitlich wie 1,5 : 1 für das *Natural Knee* und das *Revision Knee* und 1,45 : 1 für das *ESKA* Kegelendoprothesensystem.

Der Vergleich der in dieser Studie am arthrotisch-destruierten Kniegelenk bestimmten Verhältnisse, mit den von den Herstellern verwendeten, zeigt deutliche Differenzen, besonders auffällig ist die Diskrepanz zwischen männlichem Patientenkollektiv (1,8:1) und dem Verhältnis ap zu seitlich auf Höhe des Gelenkspalts beim *Revision Knee* und *ESKA* Kegelendoprothesensystem. Eine Angleichung dieser Verhältnisse könnte zu einer Verbesserung der schon erwähnten Problematik der Komponentenfixation, Druckbelastung im Gelenk und Patella beitragen.

Die simulierte Implantation der drei Prothesensysteme läßt folgende Kritik am jeweiligen Design zu:

Intermedics Natural Knee:

Das *Natural Knee* läßt sich als *Primary Knee* relativ komplikationslos implantieren. Selbst die kleinsten Komponenten stehen allerdings in einigen Fällen im Resektionsniveau nach lateral über, was für eine Entwicklung von Gelenkanteilen mit geringerem Durchmesser in Frontal.- und Sagittalebene spricht. Dies ist vom Hersteller bereits verwirklicht. Die Implantation der Tibiakomponente am nach dorsal abfallenden Tibiaplateau muß aufgrund der wiederholt auftretenden Probleme an der ventralen inneren Kortikalis in Frage gestellt werden.

Intermedics Revision Knee:

Für das Revisionssystem des *Natural Knee* sind Komponenten mit vor allem in der Frontalebene geringerem Durchmesser zu fordern. Die langen geraden Prothesenstiele könnten mit einem anderen Winkel zum Gelenkanteil oder gekrümmt zu besseren Ergebnissen führen :

In der Sagittalebene könnte eine an die Antekurvatur des Femurs angenäherte Krümmung der langen Femurstiele die Paßgenauigkeit erhöhen. Ein fakultativ in der Sagittalebene versetzbarer Tibiastiel könnte den ungewollten dorsalen Kortikaliskontakt bei erforderlicher Umpositionierung des Gelenkanteils auf der dorso-ventralen Gelenklinie vermeiden.

In der Frontalebene muß durch die diagnosespezifische Korrektur des Winkels zwischen Gelenkanteil und Stiel der Tibiakomponente eine mittige Implantation von langen Tibiastielen möglich sein. Die Verwendung einer asymmetrischen Prothese (d.h. es besteht ein bestimmter off-set zwischen der Mitte des Gelenkanteils und der Symmetrieachse des Stiels) ist ebenfalls denkbar.

ESKA Implants Kegelendoprothesensystem:

Auch die Gelenkanteile des *ESKA* Systems stehen zum Teil nach lateral über. Wichtiger scheint aber eine Reduktion des Durchmessers des breiten Prothesenstiels. Besonders an der Tibia läßt er sich oft nicht in den Markraum einführen und verklemmt in mehreren Dimensionen. Ein korrigierter Winkel zwischen Gelenkanteil und Prothesenstiel beziehungsweise eine Tibiakomponente mit off-set könnten je nach Diagnose auch hier die Ergebnisse verbessern.

E. ZUSAMMENFASSUNG

Bei normal geformten Kniegelenken ist die regelrechte Implantation einer Kniegelenksendoprothese meist ohne Schwierigkeiten möglich. Bei veränderter Knochengeometrie kann es jedoch zu einer unerwünschten Zwangsführung von Operationsinstrumentarium und besonders langstielliger Prothesen im deformierten Knochen kommen, so daß es zu einer ungünstigen Positionierung der Prothese und zu postoperativen Beinachsenfehlern kommen kann.

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, die Kniegeometrie bei verschiedenen Krankheitsbildern, bei denen die Implantation einer Kniegelenksendoprothese indiziert ist, zu vermessen und bei einer virtuellen Prothesenimplantation festzustellen, inwieweit Probleme auftreten.

Deshalb sind bei 100 Patienten mit der Indikation zum Kniegelenksersatz die Geometrie von distalem Femur und proximaler Tibia und wichtige Achsenverhältnisse des Kniegelenks anhand von Röntgenbildern in zwei Ebenen erfaßt und digitalisiert worden. Daraufhin wurden Kollektive gebildet, die Geometrie diagnose- und geschlechtsspezifisch untersucht. Im nächsten Schritt folgte computergestützt die simulierte Implantation des *Natural Knee*-, des *Natural Knee Revision*- und des *ESKA* Kegelendoprothesensystems bei jedem Patienten.

Die Ergebnisse der insgesamt 39700 Messungen bieten Mittelwerte und Orientierungsgrößen für das destruierte und arthrotische Kniegelenk.

Der Vergleich der Kniegeometrie von weiblichen und männlichen Patienten ergibt signifikante Unterschiede auch nach Normierung auf die mittlere Länge. Die männlichen Knochenverhältnisse sind nicht nur eine Vergrößerung der weiblichen oder umgekehrt. Die Verhältnisse von Femur ap und seitlich und Tibia ap und seitlich auf Höhe der Resektionslinie unterscheiden sich mit 1,8 : 1 für das männliche Patientenkollektiv signifikant von den 1,6 : 1 für die Patientinnen gemessenen. Auch die Geometrie der Tibia von Patienten mit Valgusgonarthrose unterscheidet sich signifikant von denen mit Varusgonarthrose. Besonders in der Frontalebene wird die diagnosespezifische Verformung der Tibia deutlich.

Die Paßgenauigkeit des *Intermedics Natural Knee* ist wegen des fehlenden Prothesenstiels gut. Probleme entstehen bei der simulierten Implantation des *Intermedics Revision Knee* und des *ESKA Implants* Kegelprothesensystems aufgrund der langen, breiten und geraden Prothesenstiele.

In der Frontal.- und Sagittalebene kleinere Durchmesser der Gelenkanteile könnten die Ergebnisse bei der rechnerischen Probeimplantation verbessern. Asymmetrische Tibiakomponenten mit einem diagnosespezifischen off-set zwischen dem Mittelpunkt des Tibiagelenkanteils und der Symmetrieachse des Tibiastiels sowie die diagnosespezifische Änderung des Winkels zwischen Tibiagelenkanteil und Prothesenstiel würden die Anzahl an Komplikationen reduzieren. Ein Femurstiel mit an die Verhältnisse angepaßter Antekurvatur würde die Paßgenauigkeit von diesen langstielligen Revisionssystemen erhöhen.

Im Patello-Femoral-Gelenk tragen Differenzen im ventralsten Gleitlagerpunkt von Femur und Patella von durchschnittlich 1,2 mm vor und nach der simulierten Implantation zur Entstehung der Patellaproblematik bei.

F. TABELLENVERZEICHNIS

Tabelle 1: Vergleichskollektive, die zunächst rechnerisch auf Differenzen in der Knochengometrie überprüft worden sind.

Tabelle 2: Mittelwerte der Knochengometrie von Femur und Tibia im ap-Strahlengang.

Tabelle 3: Mittelwerte der Knochengometrie von Femur und Tibia im seitlichen Strahlengang.

Tabelle 4: Mittelwerte sonstiger zur Bestimmung der Geometrie des Kniegelenks gemessener Strecken und Winkel.

Tabelle 5: Mittelwerte sonstiger zur Bestimmung der Geometrie des Kniegelenks gemessener Strecken und Winkel.

Tabelle 6: Mittelwerte von Femur und Tibia der männlichen Patienten in ap Ansicht.

Tabelle 7: Mittelwerte von Femur und Tibia der männlichen Patienten im seitlichen Strahlengang.

Tabelle 8: Vergleich der Mittelwerte sonstiger für männliche und weibliche Patienten zur Bestimmung der Geometrie des Kniegelenks gemessener Strecken und Winkel.

Tabelle 9 : Mittelwerte der weiblichen Patienten von Femur und Tibia im ap Strahlengang.

Tabelle 10: Mittelwerte der weiblichen Patienten von Femur und Tibia im seitlichen Strahlengang.

Tabelle 11: Mittelwerte der Valgusgonarthrosegruppe von Femur und Tibia im ap Strahlengang.

Tabelle 12: Mittelwerte der Valgusgonarthrosegruppe von Femur und Tibia im seitlichen Strahlengang.

Tabelle 13: Vergleich der Mittelwerte sonstiger für Varus.- und Valgusgonarthrosegruppe zur Bestimmung der Geometrie des Kniegelenks gemessener Strecken und Winkel.

Tabelle 14: Mittelwerte der Varusgonarthrosegruppe von Femur und Tibia im ap Strahlengang.

Tabelle 15: Mittelwerte der Varusgonarthrosegruppe von Femur und Tibia im seitlichen Strahlengang.

Tabelle 16 gibt einen Überblick über die verwendeten Abkürzungen der gemessenen Strecken und Winkel.

DIAGRAMMVERZEICHNIS

Diagramm 1 gibt die Häufigkeitsverteilung des Verhältnisses Femur ap / Femur seitlich im Gesamtkollektiv an.

Diagramm 2 gibt die Häufigkeitsverteilung des Verhältnisses Tibia ap / Tibia seitlich im Gesamtkollektiv an.

Diagramm 3: Graphische Darstellung der Komplikationen und deren Verteilung bei der rechnerischen Probeimplantation des *Natural Knee Systems*.

Diagramme 4 a bis d: Graphische Darstellung der Anzahl der Komplikationen und deren Verteilung bei der rechnerischen Probeimplantation des *Natural Knee Revisionssystem*s.

Diagramm 5 a bis d: Graphische Darstellung der Komplikationen und deren Verteilung bei der rechnerischen Probeimplantation des *ESKA Implants* Prothesensystems.

Diagramm 6: Differenz im ventralsten Gleitlagerpunkt von Femur und Patella vor und nach rechnerischer Probeimplantation des *Natural Knee Systems*.
Mittelwert 1,2 mm (Mittelwert als Absolutwert = 2,39); Standardabweichung 2,76 .

Diagramm 7: Differenz im ventralsten Gleitlagerpunkt von Femur und Patella vor und nach rechnerischer Probeimplantation des *Natural Knee Revisionssystem*s.
Mittelwert 0,1 mm (Mittelwert als Absolutwert = 2,87); Standardabweichung 3,45 .

Diagramm 8: Differenz im ventralsten Gleitlagerpunkt von Femur und Patella vor und nach rechnerischer Probeimplantation des *ESKA Prothesensystems*.
Mittelwert -0,7 mm (Mittelwert als Absolutwert = 2,18); Standardabweichung 2,66 .

Diagramm 9: Zusammenhang zwischen dem Abstand vom Tibiaplateau (Abszisse in cm) und dem Winkel β (Ordinate in $^{\circ}$), der zur mittigen Implantation des Tibiastiels bei der Valgusgonarthrosegruppe berücksichtigt werden sollte.

Diagramm 10: Zusammenhang zwischen dem Abstand vom Tibiaplateau (Abszisse in cm) und dem Winkel β (Ordinate in $^{\circ}$), der zur mittigen Implantation des Tibiastiels bei der Varusgonarthrosegruppe berücksichtigt werden sollte.

Diagramm 11: Zusammenhang zwischen dem Abstand vom Tibiaplateau (Abszisse in cm) und dem Abstand von der Tibiaachse (Ordinate in cm), der zur mittigen Implantation des Tibiastiels bei der Valgusgonarthrosegruppe führt.

Diagramm 12: Zusammenhang zwischen dem Abstand vom Tibiaplateau (Abszisse in cm) und dem Abstand von der Tibiaachse (Ordinate in cm), der zur mittigen Implantation des Tibiastiels bei der Varusgonarthrosegruppe führt.

Diagramm 13 gibt den Abstand zwischen mechanischer Tibiaachse und Markraummittelpunkten 3 cm von der Resektionslinie am Tibiaplateau nach der Häufigkeitsverteilung an.

Diagramm 14 gibt den Abstand zwischen mechanischer Tibiaachse und Markraummittelpunkten 5 cm von der Resektionslinie am Tibiaplateau nach der Häufigkeitsverteilung an.

Diagramm 15 gibt den Abstand zwischen mechanischer Tibiaachse und Markraummittelpunkten 7 cm von der Resektionslinie am Tibiaplateau nach der Häufigkeitsverteilung an.

Diagramm 16 gibt den Abstand zwischen mechanischer Tibiaachse und Markraummittelpunkten 10 cm von der Resektionslinie am Tibiaplateau nach der Häufigkeitsverteilung an.

Diagramm 17 gibt den Abstand zwischen mechanischer Tibiaachse und Markraummittelpunkten 12 cm von der Resektionslinie am Tibiaplateau nach der Häufigkeitsverteilung an.

Diagramm 18 gibt den Abstand zwischen mechanischer Tibiaachse und Markraummittelpunkten 14 cm von der Resektionslinie am Tibiaplateau nach der Häufigkeitsverteilung an.

Diagramm 19 gibt den Abstand zwischen mechanischer Tibiaachse und Markraummittelpunkten 16 cm von der Resektionslinie am Tibiaplateau nach der Häufigkeitsverteilung an.

Diagramm 20 gibt den Abstand zwischen mechanischer Tibiaachse und Markraummittelpunkten 20 cm von der Resektionslinie am Tibiaplateau nach der Häufigkeitsverteilung an.

G. ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abbildung 1: Xeroradiographie des rechten Kniegelenks im sagittalen Strahlengang (im Original aus 73). Die Schablone ist an die Tibia angelegt. Mit ihrer Hilfe wird die Tibia rechtwinklig zur Tibiaachse TA in Zentimeterabständen vermessen. Die roten Pfeile kennzeichnen den Abstand zwischen TA und der äußeren Kortikalis; die blauen Pfeile den Abstand zwischen TA und innerer Kortikalis.

Abbildung 2: Zur Beurteilung der Femur- und Tibiageometrie sind zahlreiche Winkelverhältnisse bestimmt worden. Hier bilden Femurachse (FA) und Femurkondylentangente (FKt) den medialen Winkel zwischen FA und FKt (mit α bezeichnet). Im Original aus (73).

Abbildung 3 gibt einen Überblick über in ap- Ansicht gemessene Stecken und Winkel.

Abbildung 4 gibt einen Überblick über in ap- Ansicht gemessene Stecken und Winkel.

Abbildung 5 gibt einen Überblick über im seitlichen Strahlengang gemessene Stecken und Winkel.

Abbildung 6: Die Abbildung zeigt die Tibiakomponente eines Knieendoprothesensystems. Die Schablone, angelegt an der die Komponente symmetrisch teilenden Achse A, ermöglicht eine Erfassung der Größenverhältnisse der Tibiakomponente in Zentimeterabständen.

Abbildung 7: Seitliche Planungsschablone der Femurkomponente des *Intermedics Primary Knee*. Die mit A,B und C bezeichneten Abstände sind zur Erfassung der Komponentengeometrie vermessen worden (siehe Text).

Abbildung 8 : Veranschaulichte Darstellung der rechnerischen Probeimplantation, exemplarisch für die Tibiakomponente dargestellt.

Abbildung 9: Veranschaulichte Darstellung der Berechnung der Dorsalneigung der Tibiakomponente des *Natural Knee*.

Abbildung 10: Graphische Darstellung der Abweichung der Markraummittelpunkte (gelbe Linie) von der mechanischen Tibiaachse .

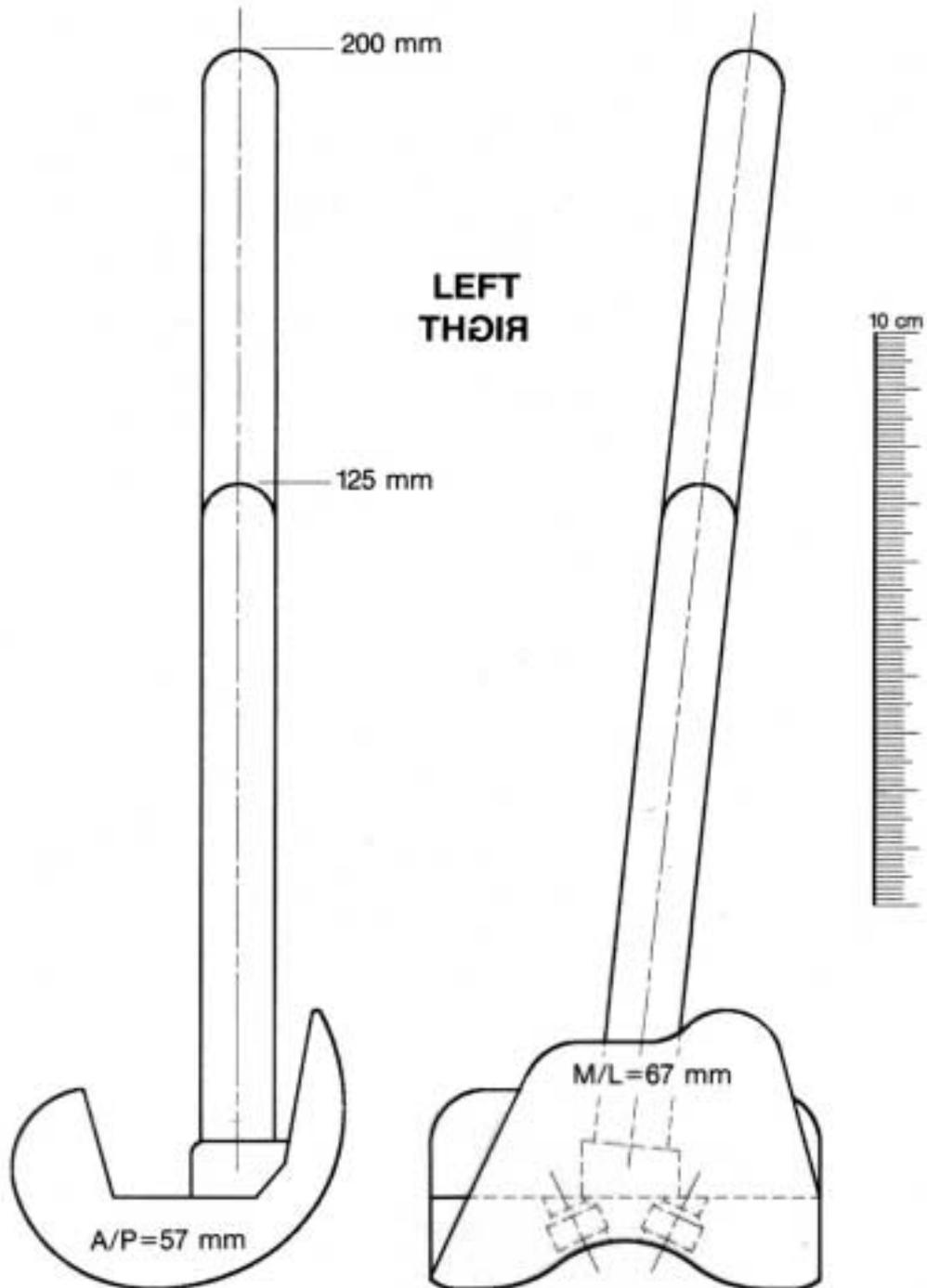
INTERMEDICS NATURAL-KNEE® SYSTEM

REVISION KNEE SYSTEM

FEMORAL COMPONENT

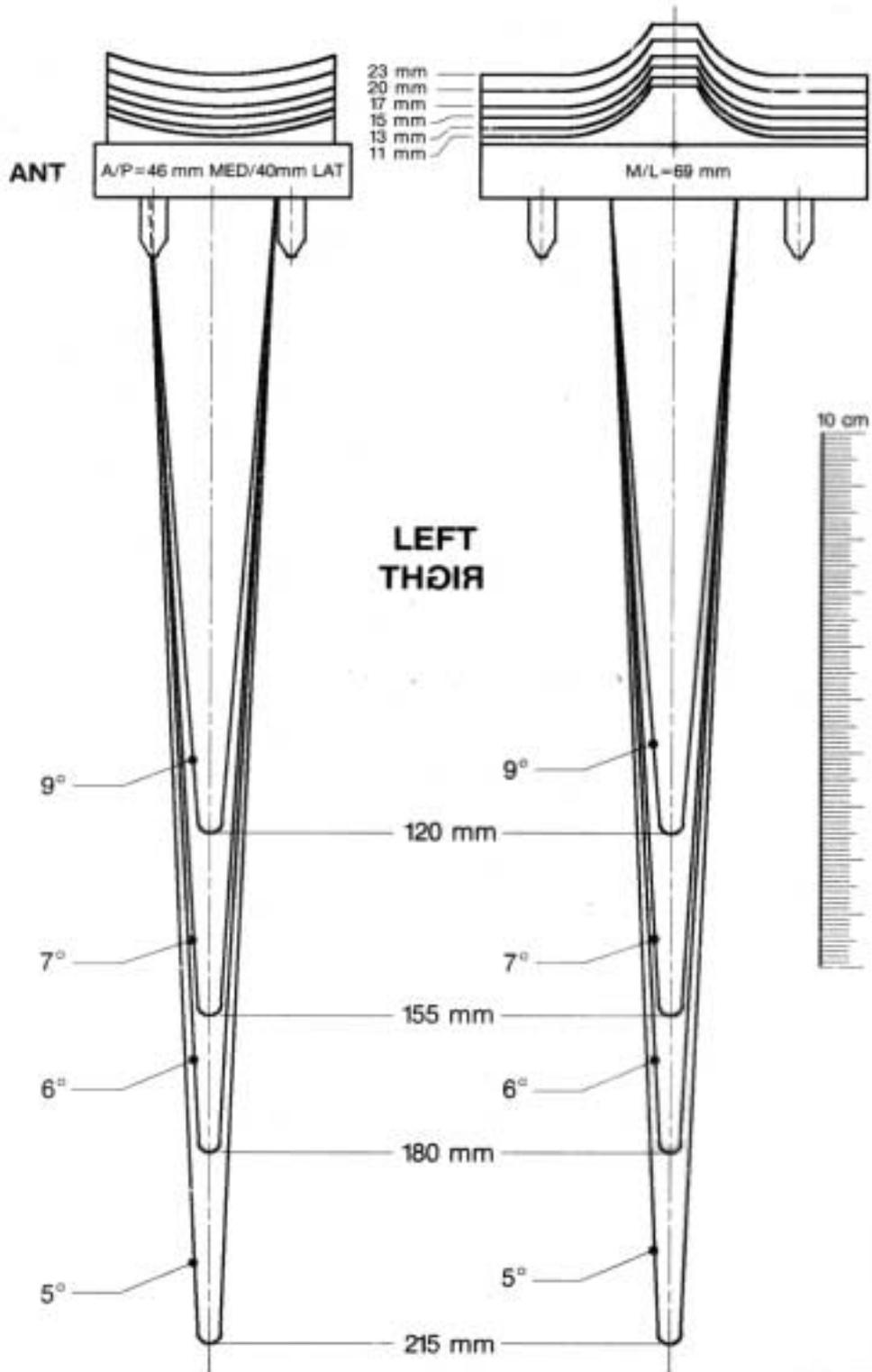
SIZE 1

15% MAG



NATURAL KNEE Revisionsystem: Planungsschablone Femurkomponente

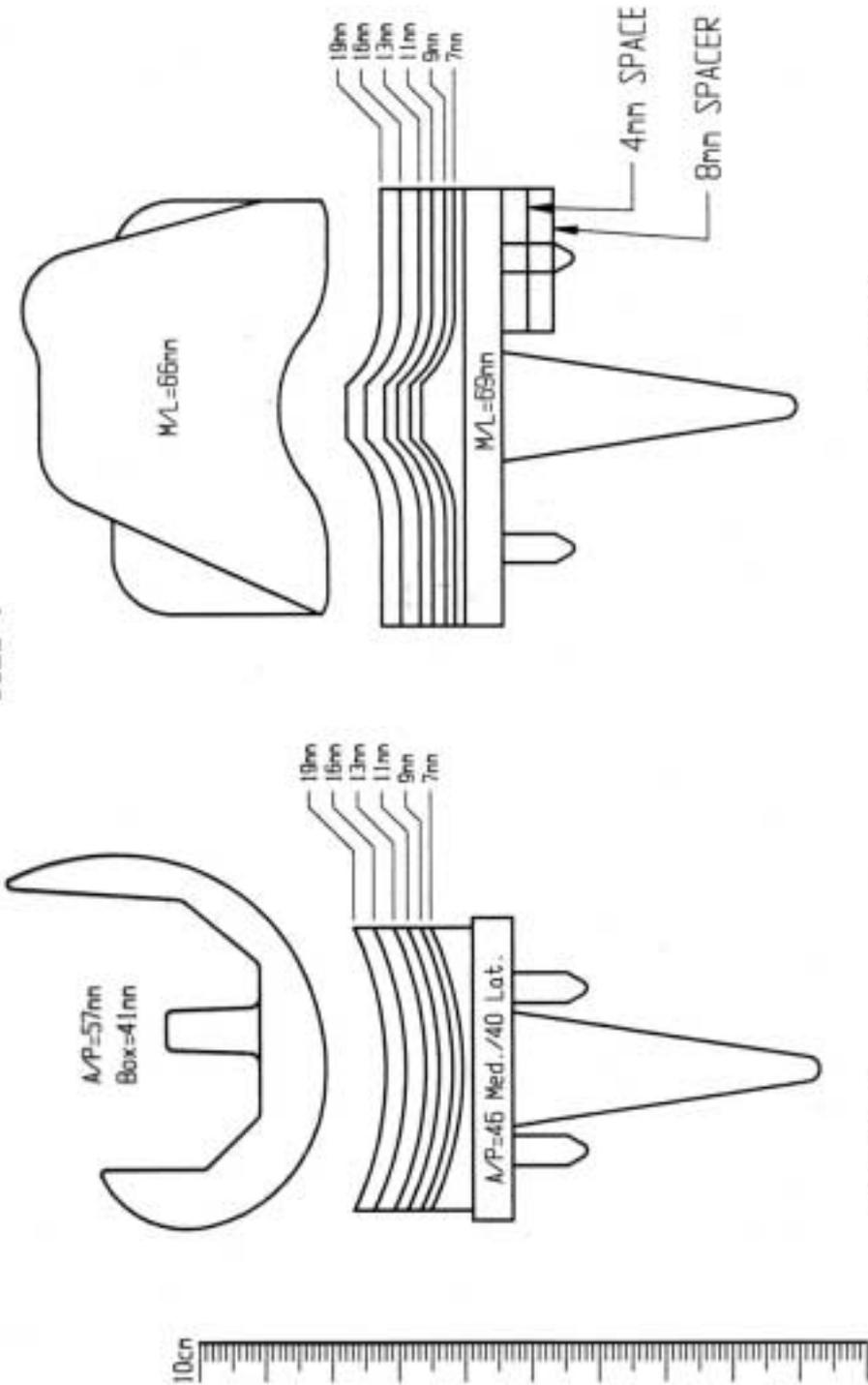
**REVISION KNEE SYSTEM
TIBIAL COMPONENT
SIZE 1
15% MAG**



NATURAL KNEE Revisionssystem: Planungsschablone Tibiakomponente

NATURAL- KNEE® SYSTEM

SIZE 1



A/P VIEW
• 10% MAG

M/L VIEW
• 15% MAG



Intermedics Orthopedics, Inc.™
A company of SUTERmedica

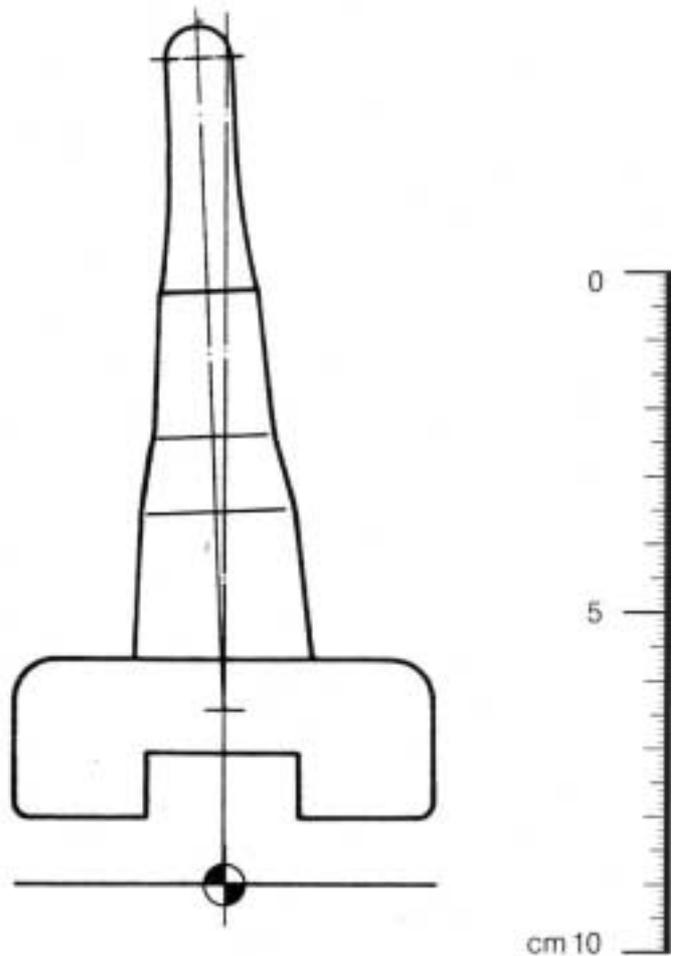
Knie-Endoprothesensystem

Kegel-Endoprothese

Femurstiel, zementlos, Größe 01
rechts/zlink

Stiellänge: 100 mm

dazu: Femurgelenkteil, small Größe 02
Tibiagelenkteil, small Größe 02



ESKA Knie-OPS 1/1 - 06/96 - 100/1



Knie-Endoprothesensystem

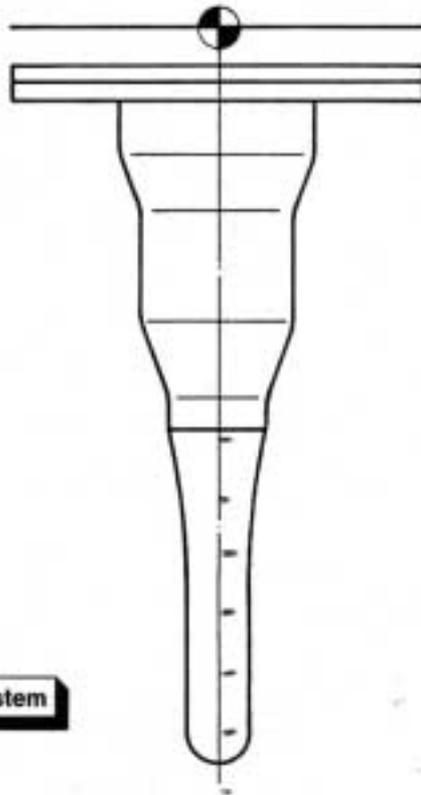
Kegel-Endoprothese

Tibiastiel, zementlos, Größe 01

Stiellänge: 100 mm

dazu: Tibiagelenkteile
small Größe 02
medium Größe 03
large Größe 04

ESKA Knie-OPS 2/1 - 06/96 - 100/1



Anlage Gelenkspalt



ESKA Implants GmbH & Co.

ESKA Prothesensystem: Planungsschablone Tibiakomponente

Tabelle der verwendeten Abkürzungen:

aFA	anatomische Femurachse
FA	Femurachse
FAs	Femurachse seitlich
FKt	Femurkondylentangente
KTan	distalste Tangente an den ventralen Femurschaft vor dem Uebergang in die Kondylen
mA	mechanische Achse des ganzen Beines
mFA	mechanische Femurachse
TA	Tibiaachse
TAs	Tibiaachse seitlich
TPt	Tibiaplateautangente
TPt s	Tibiaplateautangente seitlich
aFA/FA	Winkel zwischen anatomischer Femurachse (aFA) und Femurachse (FA)
FAs/Ktan	Winkel zwischen seitlicher Femurachse (FAs) und der distalsten Tangente an den ventralen Femurschaft vor dem Uebergang in die Kondylen (KTan)
FKt/FA	medialer Winkel zwischen Femurkondylentangente (FKt) und Femurachse (FA)
mFA/FA	medialer Winkel zwischen mechanischer Femurachse (mFA) und Femurachse (FA)

Tabelle 16 gibt einen Überblick über die verwendeten Abkürzungen der gemessenen Strecken und Winkel.

I. LITERATUR

1. **ARIMA, J., WHITESIDE, L.A., Mc CARTHY, D.S., WHITE, E.S.**
Femoral rotational alignment, based on the antero-posterior axis, in total knee arthroplasty in a valgus knee
J. Bone Joint Surg. 77A (1995) 1331-1334
2. **AUDELL, R.A., CRACCHIOLO, A.**
The use of implants with polyethylene peg fixation in total knee arthroplasty
In: "Total Arthroplasty of the Knee: Proceedings of The Knee Society",
RAND, J.A., DORR, L.D. (Eds.), Aspen Publications, Rockville, Maryland, 1986 (28)
3. **BARGREN, J.H., DAY, W.H., FREEMAN, M.A.R., SWANSON, S.A.V.**
Mechanical properties of four non-hinged knee prosthesis
Trans. Orthop. Res. Soc. 24 (1978) 155
4. **BARTEL, D.L., BURSTEIN, A.H., SANTAUICCA, E.A., INSALL, J.A.**
Performance of the tibial component in total knee replacement
J. Bone Joint Surg. 64 A (1982) 1026-1033
5. **BERGER, R.A., RUBASH, H.E., SEEL, M.J., THOMPSON, W.H., CROSSETT, L.S.**
Determining the rotational alignment of the femoral component in total knee arthroplasty using the epicondylar axis
Clin. Orthop. 286 (1993) 40-47
6. **BINDEGLASS, D.F., DORR, L.D.**
Current concept review. symmetry versus asymmetry in the design of total knee femoral components - an unresolved controversy
J. Arthroplasty 13(8) (1998) 939-944
7. **BOMBELLI, R., SANTORE, R.F.**
Cementless isoelastic total hip prosthesis: preliminary report on the first 215 consecutive cases
In "The Cementless Fixation of Hip Endoprotheses",
MORSCHER, E. (Ed.), Springer-Verlag, New York 1984
8. **BUECHEL, F.F., PAPPAS, M.J.**
Long-term survivorship analysis of cruciate- sparing versus cruciate sacrificing knee prosthesis using meniscal Bearings
Clin. Orthop. 260 (1990) 162-169
9. **BULLEK, D.D., SCUDERI, G.R., INSALL, J.N.**
The constrained condylar knee prosthesis. An alternative for the valgus knee in elderly
In "Current Concepts in Primary and Revision Total Knee Arthroplasty"
INSALL, J.N., SCOTT, W. N., SCUDERI, G.R. (Eds.), Lippincott-Raven Publishers,
Philadelphia, 1996
10. **CAMERON, H.U., FEDORKOW, D.M.**
The patella in total knee arthroplasty
Clin. Orthop. 165 (1982) 197-199

11. **CHESS, D.G., BOURNE, R.B., RORABECK, C.H.**
Patellofemoral complications with the Miller-Galante Total Knee
Orthop. Trans. 14 (1990) 600
12. **CLAYTON, M.L., THIRUPATHI, R.**
Patellar complications after total condylar arthroplasty
Clin. Orthop. 170 (1982) 152-155
13. **CLEMENTZ, B.G.**
Assessment of tibial torsion and rotational deformity with a new fluoroscopic technique
Clin. Orthop. 245 (1989) 199-209
14. **COLIZZA, W.A., INSALL, J.N., SCUDERI, G.R.**
The Posterior Stabilized Knee Prosthesis. Assessment of polyethylene damage and osteolysis after a minimum ten-year follow-up
J. Bone and Joint Surgery 77 A (1995) 1713-1720
15. **DEBRUNNER, A.M.**
Orthopädie, Orthopädische Chirurgie
Verlag Hans Huber,
Bern, 1994, 3.Auflage, 428
16. **EALDIN, E.L.**
Biomechanics of the knee joint. Its implication in the design of replacements
Orthop. Clin. North America 4 (1973) 539-546
17. **ELIA, E.A., LOTKE, P.A.**
Results of revision total knee arthroplasty associated with significant bone loss
Clin. Orthop. 271 (1991) 114-121
18. **EWALD, F.C., WRIGHT, R.J., THOMAS, W.H., MASON, M.D., SLEDGE, C.B.**
Kinematic total knee arthroplasty: a 10- to 14- year prospective follow-up review
J. Arthroplasty 14 (1999) 473-480
19. **FARIS, P.M., RITTER, M.A., KEATING, E.M.**
Sagittal plane positioning of the femoral component in total knee arthroplasty
J. Arthroplasty 3(4) (1988) 355-358
20. **FIGGIE, H.E., GOLDBERG, V.M., HEIPLE, K.G., MOLLER, H.S., GORDON, N.H.**
The influence of tibial-patellofemoral location on function of the knee in patients with the Posterior Stabilized Condylar Knee Prosthesis
J. Bone Joint Surg. 68(7) (1986) 1035-1040
21. **FIGGIE, H.E., DAVY, D.T., HEIPLE, K.G., HART, R.T.**
Load-Bearing Capacity of the Tibial Component of the Total Condylar Knee Prosthesis: an in vitro Study
Clin.Orthop.183 (1984) 288-297
22. **FREEMAN, M.A.R., Mc LEOD, H.C., LEVAI, J.-P.**
Cementless fixation of prosthetic components in total arthroplasty of the knee and hip
Clin. Orthop. 176 (1983) 88-94

23. **FRIEDMANN, R.J., HIRST, P., POSS, R., KELLEY, K., SLEDGE, C.B.**
Results of revision total knee arthroplasty performed for aseptic loosening
Clin. Orthop. 255 (1990) 235-241
24. **FUCHS,S., JEROSCH,J.**
Knieendoprothetik – eine Standortbestimmung
Orthopädische Praxis 33,1 (1997) 59-63
25. **GARG, A., WALKER, P.S.**
The effect of the interface on the bone stresses beneath tibial components
J. Biomech 19 (1986) 957-967
26. **GOLDBERG, V.M., FIGGIE, H.E., INGLIS, A.E.**
Patellar fracture type and prognosis in condylar total knee arthroplasty
Clin. Orthop. 236 (1988) 115-122
27. **GOLDSTEIN, S.A., WILSON, D.C., SONSTEGARD, D.A., MATTHEWS, L.S.**
The mechanical properties of human tibial trabecular bone as a function of metaphyseal location
J. Biomech. 16 (1983) 965-969
28. **GOMES, L.S.M., BECHTOLD, J.E., GUSTILO, R.B.**
Patellar prosthesis positioning in total knee arthroplasty
Clin. Orthop. 236 (1988) 72-81
29. **GRACE, J.N., RAND, J.A.**
Patellar instability after total knee arthroplasty
Clin. Orthop. 237 (1988) 184-189
33. **HOFFMANN,H.,HEITMANN,H**
GK 2 Radiologie
Chapman & Hall Verlag, 8. Auflage, 74
34. **HOFMANN, A. A., MURDOCK, L. E., WYATT, R. W., ALPERT, J. P.**
Total knee arthralpsty. Two- to four-year experience using an asymmetric tibial tray and a deep trochlear –grooved femoral component
Clin. Orthop. 269 (1991) 78-88
35. **HOFMANN, A.A., BACKUS, K.N., WYATT, R.W.B.**
Effect of the tibial cut on subsidence following total knee arthroplasty
Clin. Orthop. 269 (1991) 63-69
36. **INSALL, J.N.**
Historical Development, Classification and Characteristics of Knee Prosthesis
In “. Surgery of the Knee”
INSALL, J.N. (Ed), Churchill Livingstone, New York, 1993, 677-717
37. **INCAVO, S. J., RONCHETTI, P. J., HOWE, J. G., TRANOWSKI, J. P.**
Tibial plateau coverage in toal knee arthroplasty
Clin Orthop. 299(1994) 81-85

38. **JOHNSON, D.P., EASTWOOD, D.M.**
Patellar complications after knee arthroplasty: a prospective study of 56 cases using the Kinematic Prosthesis
Acta Orthop. Scand. 63 (1989) 74-79
39. **KUROSAWA, H., WALKER, P.S., ABE, S., GARG, A., HUNTER, T.**
Geometry and motion of the knee for implant and orthotic design
J. Biomech. 18 (1985) 487-499
40. **LACHIEWICZ, P.F., FALATYN, S.P.**
Clinical and radiographic results of the Condylar III and Constrained Condylar Total Knee Arthroplasty
J. Arthroplasty 11(8) (1996) 916-922
41. **LEE, R.W., VOLZ, R.G., SHERIDAN, D.C.**
The role of fixation and bone quality on the mechanical stability of tibial knee components
Clin. Orthop. 273 (1991) 177-183
42. **LEMAIRE, P., PIOLETTI, D.P., MEYER, F. M., MEULI, R., DORFL, J., LEYVRAZ, P.F.**
Tibial component positioning in total knee arthroplasty: bone coverage and extensor apparatus alignment
Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc. 5(4) (1997) 251-257
43. **LÎNSALATA, J. L., STERN, S.H., INSALL, J.N.**
Total knee arthroplasty in elderly patients. Comparison of tibial component design
J. Arthroplasty 7(3) (1992) 261-266
44. **LOMBARDI, A.V., ENGH, G.A., VOLZ, R.G.**
Fracture/Dissociation of the polyethylene in metal-backed patellar components in total knee arthroplasty
J. Bone Joint Surg. 70 A (1988) 675-679
45. **LOTKE, P.A., ECKER, M.L.**
Influence of positioning of prosthesis in total knee replacement
J. Bone Joint Surg. 59-A (1977) 77-79
46. **MALKANI, A.L., RAND, J.A., BRYAN, R.S., WALLRICHS, S.L.**
Total knee arthroplasty with the Kinematic Condylar Prosthesis. A ten year follow-up study
J. Bone and Joint Surgery 77 A (1995) 423-431
47. **MANTAS, J.P., BLOEBAUM, R.D., SKEDROS, J.G., HOFMANN, A.A.**
Implications of reference axes used for rotational alignment of the femoral component in primary and revision knee arthroplasty
J. Arthroplasty 7 (1992) 531-535
48. Marktstudie der **MEDICAL MONITOR** Datendienste
Gündlingerstraße 3, 79111 Freiburg, 1997
49. **MATSUDA, S., MATSUDA, H., MIYAGI, T., SASAKI, K., IWAMOTO, Y., MIURA, H.**
Femoral condyle geometry in the normal and varus knee
Clin. Orthop. 349 (1998) 183-188

50. **MATSUDA, S., MATSUDA, H., NAGAMINE, R., URABE, K., IKENOUE, T, OKAZAKI, K., IWAMOTO, Y.**
Posterior tibial slope in the normal and the varus knee
Am. J. Knee Surg. 12(3) (1999) 165-168
51. **MENSCH, J.S., AMSTUTZ, H.C.**
Knee morphology as a guide to knee replacement
Clin. Orthop. 112 (1975) 231-241
52. **MERKOW, R.L., SOUDRY, M., INSALL, J.N.**
Patellar dislocation following total knee replacement
J. Bone Joint Surg. 67 A (1985)1321-1327
53. **MOLLER, J.T., BOE, S., VANG, P.S.**
Total condylar prosthesis placement in knee arthroplasty. Biomechanic analysis of human knee preparations
Acta Orthop. Scand. 54(5) (1983) 708-713
54. **MORELAND, R., BASSETT, L.W., HANKER, G.J.**
Radiographic analysis of the axial alignment of the lower extremity
J. Bone and Joint Surgery 69 A (1987) 745-749
55. **MORRISON, J.B.**
The mechanics of the knee joint in relation to normal walking
J. Biomech.3 (1970) 51-61
56. **MURRAY, D.G., WEBSTER, D.A.**
The Variable-Axis knee Prosthesis
J. Bone Joint Surg. 63A (1981) 687-694
57. **NOBLE, P.C., ALEXANDER, J.W., LINDAHL, L.J., YEW, D.T., GRANBERRY, W.M., TULLOS, H.S.**
The anatomic basis of femoral component design
Clin. Orthop. 235 (1988) 148-164
58. **POILVACHE, P.L.,INSALL, J.N., SCUDERI, G.R.,FONT-RODRIGUEZ, E**
Rotational landmarks and sizing of the distal femur in total knee arthroplasty
Clin. Orthop. 331 (1996) 35-46
59. **RANAWAT, C.S., HANSRAJ, K.K.**
Effect of posterior cruciate sacrifice on durability of the cement-bone interface
Orthop. Clin. North Am. 20 (1989) 63-69
60. **RANAWAT, C.S., FLYNN, W.F.,DESHMUKH, R.G.**
Impact of modern technique on long-term results of total condylar knee arthroplasty
Clin. Orthop. 309 (1994) 131-135
61. **RANAWAT, C.S., ROSE, H.A., BRYAN, W.J.**
Replacement of the patellofemoral joint with the total condylar knee arthroplasty
Int. Orthop. 8 (1984) 61-65

62. **RANAWAT, C.S.**
The patellofemoral joint in total condylar knee arthroplasty: pros and cons based on five- to ten-year follow-up observations
Clin. Orthop. 205 (1986) 93-99
63. **RAND, J.A., ILLSTRUP, D.M.**
Survivorship analysis of total knee arthroplasty
J. Bone and Joint Surgery 73 A (1991) 397-409
64. **RAND, J.A., BRYAN, R.S., CHAO, E.Y.S., ILSTRUP, D.M.**
A comparison of cemented versus cementless porous-coated anatomic total knee arthroplasty
In "Total Arthroplasty of the Knee: Proceedings of the Knee Society"
RAND, J.A., DORR, L.D. (Eds.), Aspen Publications, Rockeville, 1987, 195-212
65. **RING, P.A.**
Ring UPM total hip arthroplasty
Clin. Orthop. 176 (1983) 115-123
66. **RITTER, M. A., CAMPBELL, E., FARIS, P.M., KEATING, E.M.**
Long –term survival analysis of the Posterior Cruciate Condylar Total Knee Arthroplasty. A ten-year evaluation
J. Arthroplasty 4 (1989) 293-296
67. **RUTLEDGE, R., WEBSTER, D.A., MURRAY, D.G.**
Experience with the Variable Axis Knee Prosthesis
Clin. Orthop. 205 (1986) 146-152
68. **RYD, L., LINDSTRAND, A., ROSENQUIST, R., SELVIK, G.**
Tibial component fixation in knee arthroplasty
Clin. Orthop. 213 (1986) 141-149
69. **SHELLER, G., SCHROEDER-BOERSCH, H., ARNOLD, P., JANI, L.**
Effect of component positioning on patellar problems in total knee replacement
Orthopäde 27(9) (1998) 625-628
70. **SCOTT, R.D., REILLY, D.T.**
Pros and cons of patellar resurfacing in total knee replacement
Orthop. Trans. 4 (1980) 328
71. **SEEDHOM, B.B., LONGTON, E.B., DOWSON, D. and WRIGHT, V.**
Biomechanics background in the design of a total replacement knee prosthesis
Acta Orthop. Belgica 39 (1973) 164-180
72. **SNEPPEN, O., GUDMUNDSSON, G.H., BUNGER, C.**
Patellofemoral function in total condylar knee arthroplasty
Int. Orthop. 9 (1985) 65-68
73. **SOBOTTA, J.**
Atlas der Anatomie des Menschen
Originale: Frau Dr. G. Greeven, St.-Elisabeth-Krankenhaus, Neuwied
Hrsg. Jochen Staubesand
Urban und Schwarzenberg Verlag, 19. Auflage, 1988, Band 2, 266

74. **STERN, S.H., INSALL, J.N.**
Posterior Stabilized Prosthesis. Results after follow- up of 9 to 12-years
J. Bone and Joint Surgery 74 A (1992) 980-986
75. **STULBERG, S.D., STULBERG, B.N.**
The Biological Response to Uncemented Total knee replacements
In "Total Arthroplasty of the Knee: Proceedings of the Knee Society",
RAND, J.A., DORR, L.D. (Eds.), Aspen Publications, Rockeville, MD, 1987, 143-172
76. **STULBERG, B.N., DOMBROWSKI, R.M., FROIMSON, M., EASLEY, K.**
Computed tomography analysis of proximal tibial coverage
Clin. Orthop. 311 (1995) 148-156
77. **SWANSON, S.A.V., and FREEMAN, M.A.R.**
The design of a knee joint implant
Biomed. Engl. 9 (1974) 348-352
78. **TAKAHASHI, Y.**
Nonconstrained implants in revision knee arthroplasty
Clin. Orthop. 309 (1994) 156-162
79. **TETER, K.E., BREGMAN, D., COLWELL, C.W. Jr.**
The efficacy of intramedullary femoral alignment in total knee replacement
Clin. Orthop. 321 (1995) 117-121
80. **THEISS, S.M., KITZIGER, K.J., LOTKE, P.S., LOTKE, P.A.**
Component design affecting patellofemoral complications after total knee arthroplasty
Clin. Orthop. 326 (1996) 183-187
81. **TOKOGOZOGLU, A.M., LANDON, G.C., TULLOS, H.S.**
Patellar complications in total knee arthroplasty
Orthop. Trans.14 (1990) 599-600
82. **TURNER, M.S., SMILLIE, I.S.**
The effect of tibial torsion on the pathology of the knee
J. Bone Joint Surg. 63 B (1981) 396-398
83. **VOLZ, R.G., NISBET, J.K., LEE, R.W., Mc MURTY, M.G.**
The mechanical stability of various non cemented tibial components
Clin. Orthop. 226 (1988) 38-42
84. **WEVERS, H.W., SIMURDA, M., GRIFFIN, M., TARREL, J.**
Improved fit by asymmetric tibial prosthesis for total knee arthroplasty
Med. Eng. Phys. 16(4) (1994) 297-300
85. **WRIGHT, J., EWALD, F.C., WALKER, P.S.**
*Total knee arthroplasty with the Kinematic Prosthesis. Results after five to nine years:
A follow-up note*
J. Bone Joint Surg. 72 (1990)1003-1009

86. **YAGI, T., SASAKI, T.**
Tibial torsion in patients with medial-type osteoarthritic knee
Clin. Orthop. 213 (1986) 177-182
87. **YOSHIOKA, Y., SIU, D.W., SCUDAMORE, R.A., COOKE, T.D.V.**
Tibial anatomy and functional axes
J. Orthop. Res. 7 (1989) 132-137

J. DANKSAGUNG

Mein herzlicher Dank gilt Herrn Univ.- Prof. Dr. med. R. Gradinger, Direktor der Abteilung für Orthopädie und Sportorthopädie am Klinikum rechts der Isar in München, für die wohlwollende Unterstützung bei der Erstellung dieser Arbeit.

Besonders danke ich Herrn Prof. Dr. med. W. Plötz für die Überlassung des interessanten Themas, für seine zuwendende Hilfe, sowie sein in mich gesetztes Vertrauen bei der Erstellung dieser Dissertation.

Außerdem möchte ich mich bei den Damen und Herren des Instituts für Medizinische Statistik und Epidemiologie (IMSE) für ihre freundliche Unterstützung in statistischen Fragestellungen bedanken.