

Aus dem Johanna-Etienne-Krankenhaus Neuss  
Klinik für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie  
Direktor: Prof. Dr. Jörg Jerosch

ÄNDERUNG DES FEMORALEN OFFSET DURCH  
IMPLANTATION HANDELSÜBLICHER HÜFTPROTHESEN

**INAUGURAL-DISSERTATION**

zur  
Erlangung des doctor medicinae  
der Medizinischen Fakultät  
der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

vorgelegt von

**Stefan Funken**  
aus Duisburg

2004

**Gedruckt mit Genehmigung der  
Medizinischen Fakultät der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster**

Dekan: Univ.-Prof. Dr. H. Jürgens

1. Berichterstatter: PD Dr. Tim Filler

2. Berichterstatter: Prof. Dr. Jörg Jerosch

Tag der mündlichen Prüfung: 24.09.2004

Aus dem Johanna-Etienne-Krankenhaus Neuss  
Klinik für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie

Direktor: Prof. Dr. Jörg Jerosch

Referent: PD Dr. Tim Filler

Koreferent: Prof. Dr. Jörg Jerosch

ZUSAMMENFASSUNG

*Änderung des femoralen Offset durch Implantation handelsüblicher Hüftprothesen*

Stefan Funken

Bei der Hüftgelenkendoprothetik gibt es heute noch zentrale Probleme, unter diesen die Prothesenlockerung. Es gibt viele Ansätze, dieses Problem anzugehen. Ein Ansatz ist die Betrachtung des Offset. Das Offset (horizontale Distanz zwischen Femur-Schaftachse und Kopfmittelpunkt) ist ein Faktor, der großen Einfluß auf die biomechanischen Verhältnisse der Hüfte hat. Außerdem ist es für den Operateur der effektivste und am leichtesten zu beeinflussende Faktor, der auf die Biomechanik Einfluß nimmt. Offsetvergrößerung verlängert den Hebelarm der Abduktoren, führt so zu einer Abnahme der von den Abduktoren benötigten Kraft und reduziert so die auf das Hüftgelenk wirkende Resultierende. Zudem bewirkt Offsetvergrößerung (in bestimmtem Rahmen) eine Abnahme der Impingementgefahr und der Instabilität sowie eine Zunahme des Bewegungsrahmens und der Weichteilspannung. Andersherum führt Offsetverkleinerung zu gegenteiligen Wirkungen. Mittlerweile existiert eine große Anzahl an Untersuchungen über Offset und Erfolg von Hüftprothesenimplantationen. Da es aber in den Studien bisher immer nur um die Auswirkungen von Offsetänderung ging sollen hier die Möglichkeiten der Prothesenauswahl in Deutschland untersucht werden bezüglich Einflussmöglichkeit auf das Offset oder in wie weit man durch die Designvorgaben der Industrie festgelegt ist, das Offset in eine bestimmte Richtung zu verändern.

**Fragestellung:** Ziel war es festzustellen, ob es Modelle der auf dem Markt angebotenen Hüftgelenkendoprothesen gibt, die einem individuellen Patienten paßgerecht eingesetzt werden können, ob durch Implantation der vorhandenen Modellen das Offset beim einzelnen Patienten in einer bestimmten Richtung im Vergleich zu den ursprünglichen anatomischen Verhältnissen mit den daraus resultierenden Auswirkungen auf diverse Faktoren wie Biomechanik und Lebensdauer verändert wird und, wenn ja, in welche Richtung und wie groß diese Änderung ist.

**Methode:** Es wurden 90 sich in der Form unterscheidende Prothesenmodelle (594 Stück bei Beachtung der diversen Größen) in der Form von Röntgenschablonen auf 50 Röntgenbilder am Computer angepaßt, so dass 4.500 Anpassungen oder virtuelle Operationen durchgeführt wurden (29.700 bei Beachtung der diversen Größen). Bei den angepaßten Prothesenschablonen wurde dann das Auftreten und das Ausmaß einer Veränderung des Offset untersucht und gemessen.

**Ergebnisse:** Die Messungen zeigten, dass sich die Prothesen in ihrem passgenauen Einsetzverhalten (definiert im Text) sehr unterscheiden. Für einen Teil der Patienten ist es selbst allein in der Frontalebene unter Vernachlässigung der Beachtung einer zweiten Ebene sehr schwer, eine geeignete Prothese zu finden, die das Offset, bezogen auf die ursprünglichen Verhältnisse, nicht verändert. So ließen sich manche Prothesen bei 2 Patienten, andere bei 40 Patienten ( $\emptyset$  17) einsetzen. Der Betrag der mittleren Abweichung beträgt in diesem Fall für das gesamte Kollektiv der Schablonen 0,27 cm. Betrachtet man nur Fälle mit Abweichung so beträgt er 0,56 cm.

Im Gesamtkollektiv der Schablonen, bezogen auf Patienten, passen im Mittel 30 (1-67) der 90 Modelle auf einzelne Patienten. Hier beträgt die Abweichung, bezogen auf das ursprüngliche Offset 0,4 cm (-1,04 bis +1,54) im Betrag. Betrachtet man nur Fälle mit Abweichung so beträgt sie 0,64 cm im Betrag.

Meinen Eltern  
Zum grösstmöglichen Nutzen für alle

# INHALTSVERZEICHNIS

## A EINLEITUNG

### Allgemeine Einleitung I

Hüftendoprothetik	I
Aufbau und Implantation einer Hüftendoprothese	2
Haupteinsatzgebiet Coxarthrose	2
Äthiologie:	
Primär	3
Sekundär	3
- mechanisch	3
- entzündlich	3

### Spezielle Einleitung

Werkstoffe und ihre biologischen Eigenschaften	4
Grundsätze der Biomechanik bzw. des Knochenstoffwechsels	5
An der normalen Hüfte	5
An der prothetisch versorgten Hüfte	7
Heutige Prothesentypen	8
Zementierte Endoprothesen	8
Zementfreie Endoprothesen	9
Individualprothesen	10
Oberflächenbeschichtung	10
Prothesenlockerung	11

## B FRAGESTELLUNG 14

## C MATERIAL UND METHODIK 15

### Material 15

Untersuchungsgut	15
Röntgenbilder	15
Schablonen	16
Liste der Schablonen	17
Prothesenrelevante Anatomie	19

<b>Prothesenrelevante Biomechanik</b>	23
<b>Prothesenrelevante Muskulatur</b>	23
<b>Prothesenrelevante einwirkende Kräfte</b>	24
<b><u>Methoden</u></b>	26
<b>Photoshop</b>	26
Scannen und Aufbereiten der Röntgenschablonen	
zu benutzbaren Ebenen	26
Verarbeitung der Dateien	27
Transformieren der Röntgenbilder auf eine Grösse	27
Skalierung von Bildern	28
Anpassen der Grösse der Schablonen an den Massstab der	
Röntgenbilder und Aufsetzen, Anpassen und Auswählen der	
passenden Schablonen auf die 50 Röntgenbilder	28
Zum Anpassungsvorgang	29
Messvorgang	31
<b>Datenverwaltung</b>	32
<b>D ERGEBNISTEIL</b>	34
<b>Tests, Rechenschritte (Umrechnung), statistische Verfahren</b>	35
<b>Deskriptive Statistik</b>	39
<b>Messergebnisse tabellarisch</b>	44
<b>E DISKUSSION</b>	50
<b>Erkenntnisstand und Entwicklung, Stand der</b>	
<b>Prothesen heute anhand von Literatur</b>	50
Prothetik	50
Biomechanik	51
Stand der Prothesen heute	53
<b>Entwicklung des Offset</b>	54
<b>Aktuelle Studien</b>	58
<b>Diskussion der eigenen Ergebnisse</b>	61
<b>Diskussion der Methodik, Programme usw.</b>	63
<b>Diskussion der Literatur</b>	65
<b>Biomechanische Änderung im Detail</b>	67
Generell	67
Muskeln	68

Material	69
<b>Biomechanik</b>	70
Vorteile von Offsetvergrößerung	70
Nachteile von Offsetvergrößerung	70
Offsetverkleinerung	71
Andere Einflussgrößen auf das Offset und ihre Auswirkungen	71
<b>Möglichkeit der Nutzung der Schablonen-Dateien und Ausblick</b>	72
Möglichkeit der weiteren Nutzung der Schablonen-Dateien	72
Ausblick	72
<b>F KLINISCHE RELEVANZ</b>	74
<b>G ZUSAMMENFASSUNG</b>	76
<b>H LITERATURVERZEICHNIS</b>	78
<b>I LEBENS LAUF</b>	87
<b>J DANKSAGUNG</b>	88

# A. EINLEITUNG

## ALLGEMEINE EINLEITUNG

### Hüftendoprothetik

Die Gelenkchirurgie stellt seit ihren Anfängen vor nunmehr fast 250 Jahren eine grosse Herausforderung in der orthopädischen Chirurgie dar.

Die sechs Haupttrends in der operativen Behandlung von Hüftgelenken seien hier im folgenden kurz in der historischen Abfolge mit ihren Begründern erwähnt:

- Limitierte Resektion oder Resektionsarthroplastie (White 1768),
- Intertrochantere Osteotomie-Arthroplastie: zur Erzeugung eines falschen Gelenkes, welches man durch ständige postoperative Manipulation mobil zu halten versuchte (Barton 1827),
- Interpositionsarthroplastie: Einsetzen von autogenem oder allogenem Material zwischen die Frakturrenden oder in den Gelenkspalt zur Verhinderung des Knochenverwachsens (Verneuil 1860),
- Lokale homologe Kopfwiederherstellung (Lexer 1908),
- Allogene Kopfarthroplastie oder lokaler Kopf-Prothesen-Ersatz: als Cobald-Chrom-Verbindungen (Vitallium) verfügbar wurden, wurde dieses ca. 1940 durch Smith-Petersen eingeführte Verfahren richtungsgebend. Es wurde bis in die 70er Jahre durchgeführt und
- Totaler Hüftgelenkersatz: Die Anfänge der heute verwendeten Methode sind vor 50 Jahren zu finden (Thompson 1952).

Seit Ende der 50er Jahre ist der endoprothetische Ersatz des Hüftgelenkes ein zunehmend etabliertes Verfahren zur Wiederherstellung der Hüftgelenksbeweglichkeit geworden. Gegenwärtig werden in der Bundesrepublik Deutschland jährlich mehr als 190 000 Primäreingriffe durchgeführt (46), weltweit circa 800 000 Operationen jährlich (42,65).

Das Hüftgelenk, ein Kugelgelenk mit drei Freiheitsgraden, vermittelt die Bewegung zwischen unterer Extremität und Rumpf. Ein schmerzfrei in allen Ebenen bewegliches Hüftgelenk ist daher Grundvoraussetzung für Fortbewegung und Mobilität (98).

Neben dem Kniegelenk ist das Hüftgelenk am zweithäufigsten von primär oder sekundär entstandenen degenerativen Veränderungen betroffen. Diese Erkrankungen führen ein- oder beidseitig zum progredienten Funktionsverlust des Gelenkes mit schmerzhafter Bewegungseinschränkung, Abnahme der Gehstrecke und oftmals Verlust der Erwerbsfähigkeit.

Klinische radiologische sowie autoptische Untersuchungen haben ergeben, dass jeder zweite Bundesbürger über 60 Jahren und jeder Vierte über 50 Jahren Zeichen einer Coxarthrose aufweist. Etwa 2% der Bevölkerung in Deutschland über 65 Jahren leiden an einer manifesten mittelschweren oder schweren Coxarthrose (68).

Sind die degenerativen Veränderungen bei der Coxarthrose durch konservative oder gelenkerhaltende operative Massnahmen nicht mehr ausreichend therapierbar, ist der endoprothetische Gelenkersatz indiziert. Hierdurch kann die Lebensqualität des Patienten entscheidend verbessert und die Berufs- oder Erwerbsfähigkeit zumindest teilweise wiedererlangt werden. Selbst sportliche Aktivitäten sind in bestimmtem Umfang wieder möglich (65,99).

Bei Erwähnung dieser so gut klingenden Therapieoption sei gleich auf den Hauptnachteil des Verfahrens hingewiesen, nämlich die zeitlich begrenzte Haltbarkeit. Im Laufe der Zeit kann es vor allem durch Vorgänge am Knochen zu einer Lockerung der Prothese kommen, die ein Eingreifen nötig macht. Die Nennung dieser noch zu lösenden Aufgabe soll aber in keiner Weise die grossartigen Erfolge und Vorteile dieser Methode infrage stellen, sondern lediglich den weiteren Weg zeigen.

### **Aufbau und Implantation einer Hüftendoprothese**

In der Regel werden sowohl der Hüftkopf als auch die Hüftpfanne ersetzt (Totalendoprothese), da nur durch den Ersatz beider artikulierender Anteile eine längerfristige Beschwerdefreiheit erzielt werden kann. Bei der Operation wird nach Resektion von Hüftkopf und Schenkelhals oberhalb des Trochanter major sowie nach Resektion des Kapsel-Band-Apparates der abgetrennte Hüftkopf aus der Pfanne luxiert und das Pfannenlager mit einer Knochenfräse vorbereitet. Je nach Operationstechnik können unterschiedliche Pfannenimplantate eingesetzt werden. Nach Aufraspeln der Femurmarkhöhle wird der Prothesenschaft eingesetzt. Er besteht aus einem metallenen Schaft, auf dessen Konus der künstliche Hüftkopf aus Metall oder Aluminiumoxid-Keramik gesteckt werden kann. Die Pfanne wird aus Polyethylen, Keramik oder Metall gefertigt. Mehr als 100 verschiedene Pfannen und Schaftmodelle stehen zur Auswahl. Diese können auch miteinander kombiniert werden (46). Zur Fixierung beider Komponenten im Knochen kommen zwei Verfahren zur Anwendung: Im wesentlichen wird hierbei die zementierte von der zementfreien Technik unterschieden, wobei beide Verfahren auch als sogenannte Hybridtechnik kombiniert werden können (99).

### **Haupteinsatzgebiet Coxarthrose**

Man unterscheidet primär (idiopathisch) entstandene Coxarthrosen von sekundär entstandenen Formen. Letztere entstehen als Folge einer mechanisch oder entzündlich bedingten Irritation.

Primär:

Die Ätiologie der primären Form, welche gewöhnlich nach dem 50. bis 60. Lebensjahr auftritt, ist nicht eindeutig geklärt. Als wichtigste Einflussfaktoren gelten Übergewicht, Mikrotraumen, Bewegungsmangel, hormonelle Veränderung und anlagebedingte Faktoren (46).

Sekundär:

Über 70% der Coxarthrose-Patienten sind von einer sekundären Form betroffen.

### **mechanisch**

In diesem Zusammenhang sind vor allem die angeborenen und kindlichen Formstörungen des Hüftgelenks von Bedeutung, welche zu einer biomechanischen Fehlbelastung führen können (91). Krankhafte Formveränderungen, die zu einer vorzeitigen Abnutzung der Gelenkflächen führen werden auch als präarthrotische Deformität bezeichnet.

Die Fehlbelastung verursacht einen Elastizitätsverlust des Gelenkknorpels und begünstigt dessen vorzeitigen Abrieb (Knorpelschaden). Auf die Zerstörung des Knorpels reagieren die umliegenden Gewebeanteile (Knochen, Kapsel, Muskulatur) mit Kompensationsmechanismen. Der Knochen bildet zum Beispiel an den gelenkbildenden Anteilen osteophytäre Randzacken, wodurch es zur Beteiligung der Gelenkkapsel und der umgebenden Muskulatur (Schrumpfung und Verhärtung) kommt (68).

Häufigste Erkrankungen, die zu biomechanischer Fehlbelastung führen (99):

- angeborene Hüftdysplasie (ca. 30% der sek. Coxarthrose)
- Dislokation der proximalen Femurepiphyse (ca. 20%)
- Morbus Perthes, juvenile Hüftkopfnekrose (ca. 5%)
- Gelenknahe Frakturen, Schenkelhalsfrakturen (ca. 5%)
- Seltener die Hüftkopfnekrose des Erwachsenen (bei Alkoholabusus, Glucokortikoidmedikation und Gefässerkrankungen)

### **entzündlich**

In der Folge entzündlicher Gelenkerkrankungen auftretende Arthrosen werden ebenfalls der sekundär entstandenen Coxarthrose zugerechnet. Neben den infektiösen (vornehmlich bakteriell bedingten Coxarthritiden) kommt den entzündlichen Gelenkveränderungen im Rahmen von rheumatischen Systemerkrankungen eine bedeutende Rolle zu (zusammen ca. 10% der sekundären Coxarthrose). Genetische Disposition (HLA-Antigen abhängig) und Autoimmunmechanismen sind für die Entstehung verantwortlich. Bei der rheumatoiden Arthritis (RA, chronische Polyarthritiden) führt eine durch autoreaktive T-Helferzellen ausgelöste Entzündungsreaktion der Membrana Synovialis zur Aktivierung von Complement sowie Ausschüttung von Mediatorstoffen und knorpelaggressiven Substanzen (Elastase). Es folgt die Destruktion von

Gelenkknorpel und angrenzendem Knochen. Die Prävalenz beträgt ein bis zwei Prozent der Bevölkerung (in 60% Nachweis von HLA-DR4). Neben der rheumatoiden Arthritis sind für die Entstehung sekundärer Coxarthrosen noch die ankylosierende Spondylarthritis (Morbus Bechterew) und die unter dem Sammelbegriff der Kollagenosen zusammengefassten Erkrankungen des Bindegewebes bedeutsam (68,79).

## SPEZIELLE EINLEITUNG

### Werkstoffe und ihre biologischen Eigenschaften

Die ersten Versuche des alloplastischen, also mit Fremdmaterial arbeitenden Gelenkersatzes wurden von Judet 1950 mit Akrylharz unternommen. Moore verwendete für seine Teilprothesen 1952 zum ersten Mal Metall als Prothesenmaterial (65). Die gegenwärtig verwendeten Werkstoffe werden hinsichtlich ihres Verhaltens im biologischen Milieu in drei Klassen unterteilt:

### Klassifizierung von Biomaterialien nach Osborn (73)

Material	Eigenschaft
Knochenzement, Stahl, Chrom, Kobaltlegierung	biotolerant
Titan	relativ bioinert
Aluminiumoxid-Keramik, Kohlenwasserstoffverbindungen	bioinert
Calciumhydroxylapatit-Keramik	bioaktiv

Biotolerante Stoffe sind nicht in der Lage nach Einbringung in Knochen echten Kontakt zu diesen herzustellen. Der neue Knochen entsteht auf Distanz, eine bindegewebige Schicht trennt Implantat und Knochen. Durch Abrieb von Metall und Zement wird die Ausbildung solcher Grenzlamellen noch verstärkt. Vorteil dieser Materialien ist die hohe Belastungsstabilität. Bioinerte Materialien besitzen eine gute Verträglichkeit, eine hohe Druckbelastbarkeit und Korrosionsbeständigkeit. In Form von Aluminiumoxid-Keramik haben sie sich für die Herstellung der artikulierenden Anteile (Keramik-Hüftkopf) bewährt, da die Herstellung einer sehr glatten Oberfläche mit niedriger Reibung möglich ist. Die mangelnde Biegebelastbarkeit sowohl von Aluminiumoxid-Keramik als auch von Kohlenstoffmodifikationen erfordert die Verwendung von Verankerungsstielen aus Metall.

Bei bioaktiven Stoffen findet die Knochenneubildung direkt auf der Oberfläche des Implantats statt. Hierbei handelt es sich um Calciumhydroxylapatit-Keramik  $((Ca)_{10}(PO_4)_6(OH)_2)$ . Durch bilaterales Knochenwachstum wird ein direktes Verwachsen von Implantat und umliegendem Knochen

erreicht, was als biologische Fixation bezeichnet wird (36). Osborn fand am humanen Explantat, dass der neugebildete Knochen hinsichtlich Reifegrad und Mineralgehalt jungem Lamellenknochen entspricht. Allerdings mangelt es auch bei dem bioaktiven Material an der erforderlichen Festigkeit um daraus hochbelastbare Kraftträger zu fertigen, so dass lediglich eine Beschichtung mit diesem Material auf die Endoprothesenoberfläche aufgetragen wird (73,74).

Die heute für die Herstellung der belasteten Prothesenteile (Prothesenschaft) bevorzugt eingesetzten Metalle sind Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierungen sowie Titan und seine Legierungen ( $TiAl_6V_4$  und  $TiAl_5Fe_{2,5}$ ). Titan ist belastungsstabil und weist im biologischen Milieu eine hohe Beständigkeit auf. Es ist biomechanisch zwischen biotolerant und bioinert einzustufen. Zur Implantation werden die Titanschäfte mit einer rauhen Oberfläche, Profilen und Reliefs versehen, um die Retention in der Markhöhle zu verbessern. Der Vorteil der Titanlegierung ist die geringere Steifigkeit (höhere Elastizität), deren Mass das Elastizitätsmodul darstellt. Ausserdem besitzen sie eine geringere Kanzerogenität und Allergenität. Kobalt-Chrom-Prothesen zeigen hingegen ein günstigeres Abriebverhalten sowie bessere Gleiteigenschaften. Keramik hat die beste Gleitfähigkeit bei minimalem Abrieb, ist jedoch nicht bruchsicher. Verbundmaterialien, wie kohleverstärkter Kunststoff werden eventuell in Zukunft eine grössere Rolle spielen. Gegenwärtig sind die mechanischen Eigenschaften nicht ausreichend (74,78).

### **Grundsätze der Biomechanik bzw. des Knochenstoffwechsels**

#### An der normalen Hüfte

Beim intakten nichtoperierten Hüftgelenk werden die auf den Hüftkopf und die Trochanteren einwirkenden Kräfte über Spongiosa und Kortikalis auf den Femurknochen übertragen. Es resultieren sich ändernde, bewegungsabhängige Druck- und Biegebelastungen des Knochens (99). Diese sind verantwortlich für die trabekuläre Ausrichtung der Knochenbälkchen und die Verteilung des Mineralsalzgehaltes des Knochens pro Volumeneinheit (Knochendichte). Die grundlegenden Theorien über die Wechselwirkung zwischen Belastung und Knochenreaktion gehen aus den Arbeiten von Roux, Wolff und Pauwels hervor. So besagt die Pauwell'sche Theorie, dass eine bestimmte Belastung, die er Sollspannung nannte, für ein Gleichgewicht von Knochenapposition und -resorption erforderlich ist. Roux führte diese Gedanken weiter und bezeichnete die Zunahme an Knochengewebe bei Spannungszunahme als Aktivitätshypertrophie.

J. Wolff formulierte in dem nach ihm benannten Gesetz, dass Art und Ausmass der ossären Antwort auf einwirkende Druckkräfte mit dem Grad der Belastung korrelieren (Wolff'sches Gesetz). Dies bedeutet, dass vitaler Knochen auf eine insuffiziente Druckbelastung mit einem Abbau von Knochensubstanz (Atrophie), jedoch auf starke Belastung mit einer Zunahme von

Knochensubstanz reagiert. Übermässige unphysiologische Belastungen führen jedoch langfristig zu einer Destruktion (98).

Die bei normalem Gehen auf das Hüftgelenk wirkenden Kräfte werden mit dem 2,8-fachen bis 3,16-fachen des Körpergewichts angegeben. Bei schnellerem Laufen steigen die Kräfte auf das 4,57-fache des Körpergewichts (99). Dies zeigt, dass die einwirkenden Kräfte sehr hoch sind. Auf den ersten Blick mag es überraschend erscheinen, dass die auf das Hüftgelenk wirkenden Kräfte grösser sein können als das Körpergewicht, das darauf lastet. Eine vereinfachte statische Analyse der Kräfte im Einbeinstand wurde von Greenwald (31) illustriert. Seine Darstellung, der auf das muskulär stabilisierte Hüftgelenk wirkenden Kräfte im Einbeinstand betrachtet, soll hier zum Verständnis der Kräftevervielfachung im Hüftgelenk beitragen:

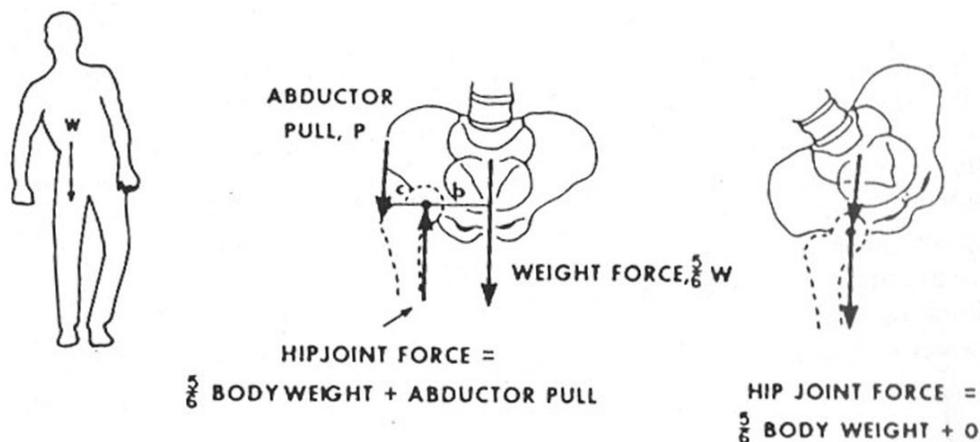


Abb. 1: Vereinfachte statische Analyse der Kräfte im Einbeinstand (nach Greenwald (31))

Der Femurkopfmittelpunkt stellt den Drehpunkt eines zweiarmigen Hebels dar. An dem einen Ende des Hebels wirkt eine von  $\frac{5}{6}$  des Körpergewichts herrührende Kraft nach unten (das Körpergewicht minus dem Gewicht des Standbeines). Die Länge des Körpergewichtshebelarmes ist abhängig von der Stellung des Beckens zum Standbein. Am Ende des anderen Hebelarmes, nämlich des Abduktorhebelarmes, zieht die Abduktorkraft das Becken auf der anderen Seite des Drehpunktes nach unten. Für Gleichgewicht der vom Körpergewicht herrührenden Kraft und der Abduktormuskelkraft gilt:  $W \times b = P \times c$ , wobei  $W$  die von  $\frac{5}{6}$  des Körpergewichts herrührende Kraft und  $b$  den zugehörigen Körpergewichtshebelarm darstellen, und wobei  $P$  die Abduktorkraft und  $c$  den Abduktorhebelarm darstellen. Daraus folgt  $P = W \times b/c$ . Das bedeutet, dass die Abduktorkraft gleich der vom Körpergewicht herrührenden Kraft multipliziert mit dem Hebelarmverhältnis  $b/c$  ist. Normalerweise ist dieses Verhältnis um 2,0, d.h. die Abduktoren ziehen mit dem 2-fachen Körpergewicht am grossen Trochanter. Die Summe der Vertikalkräfte ergibt eine Resultierende auf den Femurkopf, die der Abduktormuskelkraft plus  $\frac{5}{6}$  des Körpergewichts entspricht, also insge-

samt fast dem 3-fachen Körpergewicht. Die in der Gegenrichtung wirkende Kraft des Femurkopfes auf das Acetabulum ist gleich der Resultierenden, aber in der entgegengesetzten Richtung.

Die Resultierende kann durch Veränderung des Hebelarmverhältnisses effektiv geändert werden. Im Extremfall kann der Patient seinen Oberkörper senkrecht über das Standbein lehnen (Abb. 1 rechts), wodurch der Körpergewichtshebelarm Null wird; in diesem Fall beträgt die Belastung des Femurkopfes lediglich die  $5/6$  des Körpergewichts, die von oben auf ihn lasten. Lateralisation des Abduktorsansatzes durch verschiedene Methoden (z.B. Trochanterversetzung, Offsetvergrößerung) kann den Abduktorhebelarm verlängern, andersherum kann Medialisation des Acetabulum den Körpergewichtshebelarm verkürzen.

Natürlich ist diese Analyse extrem vereinfacht und lässt jede Krafteinwirkung, die sich nicht auf die Sagitalebene beschränkt, ausser Acht. Die kann aber zur Verdeutlichung der Wichtigkeit der Verhältnisse dienen, nämlich dass die Totalbelastung des Gelenks mehr von dem Zug der (Abduktor-) Muskulatur abhängt, als vom Körpergewicht. Auch sieht man, welchen grossen Einfluss die Masse der gelenkumgebenden Knochen haben, und genauso, sie verändernde oder ersetzende Massnahmen und wie wichtig es daher ist, eine geringstmögliche Veränderung der anatomischen Verhältnisse anzustreben.

#### An der prothetisch versorgten Hüfte

Nach Resektion des Hüftkopfes und Implantation einer Hüftendoprothese wird die Kraft über den Prothesenschaft auf den Knochen übertragen. Das hierbei auftretende Verteilungsmuster von Druck und Biegebelastung entspricht aufgrund der geringeren Elastizität des Implantates sowie der Art und Ausdehnung der Kraftübertragung nicht mehr den natürlichen Gegebenheiten.

Wie bereits erwähnt, benötigt der Knochen zur Aufrechterhaltung seiner Struktur ein gewisses Mass an Belastung, sonst kommt es zur Atrophie des nicht belasteten Knochenabschnittes. Durch Einbringen eines intramedullären relativ unelastischen Krafrägers (Prothesenschaft) werden die auftretenden Kräfte durch den Schaft in den distalen Femur weitergeleitet. Eine adäquate Belastung der proximalen Abschnitte unterbleibt (stress-protection oder stress-shielding). Dies führt zu einer Umgestaltung der Knochenstruktur in der prothesentragenden Extremität. Auch als bone-remodeling bezeichnet, ist diese Umorganisation des Knochens ein Zeichen der aktiven Adaption an eine veränderte Krafteinleitung. Durch die Minderbelastung der proximalen Abschnitte wird eine Resorption des Knochens induziert, während distal eine Hypertrophie resultiert. Ungünstige Auswirkung auf die Festigkeit und Haltbarkeit der Prothese sind zu erwarten, wenn die proximale Kraftübertragung so gering ist, dass die knöcherne Verankerung gefährdet ist. Da in solchen Fällen gleichzeitig eine distale knöcherne Einmauerung der Prothese erfolgt, kann dies zum vorzeitigen Verlust der Prothese führen (23,42,81,83,94).

Wie aus der Darlegung der Gelenkbelastung im Einbeinstand (s.o.) deutlich wurde, nehmen Veränderungen an der Gelenkgeometrie in erheblichem Mass Einfluss auf die Kräfteverhältnisse und somit auf die Belastung des Gelenks. Diese Veränderung, selbst bei alleiniger Betrachtung der Frontalebene, muss in mehreren Aspekten im Prothesendesign und der Operationsdurchführung berücksichtigt werden: Die Distanzen, die auf die Gelenkbelastung einwirken, werden vielfältig beeinflusst, z.B. wirken Offset, CCD-Winkel, Anteversionswinkel, Varus- oder Valgusimplantation der Prothese, Medialisation des Acetabulums und Lateralisation des Trochanter beeinflussend (6,9,32,37,49,57,64,66,67,70,80,82,86,90,101).

Mit einer Änderung der Distanzen ändern sich auch noch andere Parameter, wie die Länge und damit die Spannung der betroffenen Muskeln und evtl. auch deren Ansatzwinkel. Diese Änderung der Muskelkapazität mit daraus resultierendem Einfluss auf diverse biomechanische Aspekte sowie Stresse in der Zuggurtung, in der Knochenstruktur und im Zement, auf die an anderer Stelle noch eingegangen werden wird, ist neben anderen Faktoren wie Fixation, Schmerz, Bewegungsausmass u.a., wesentlich mitverantwortlich für den Erfolg der Hüftendoprothese. (19,25,62).

### **Heutige Prothesentypen**

Es gibt heute eine erhebliche Bandbreite an verschiedenen verfügbaren Prothesen. Da es noch keine wirklich ideale Prothese gibt und da auch in der Theorie des Prothesendesigns weit divergierende Ansichten vertreten sind, von denen viele verschiedene, ja sogar komplett kontroverse Untermauerung in Studien und Literatur finden, ist das Angebot auf dem Markt sehr vielgestaltig. Man findet alle möglichen Kombinationen aus z.B. zementiert oder unzementiert, gebogen oder gerade, mit oder ohne Kragen, mit diversen oder auch ohne Oberflächenbeschichtungen, proximaler oder distaler Kraftübertragung, verschiedenen Materialien, Oberflächenbeschaffenheiten, Offsets, CCD-Winkeln, Kopfgrössen und Anteversionswinkeln.

Eine sinnvolle funktionale Haupteinteilung ist aber die Unterscheidung zwischen zementierten und unzementierten Prothesen:

#### **Zementierte Endoprothesen**

Die am häufigsten verwendete Methode stellt die Fixierung der Endoprothese mit dem Kunststoff Polymethylmetacrylat (PMMA, Knochenzement) dar. Diese von Charnley in London entwickelte Technik ermöglichte erstmals eine langjährige stabile Fixation, nachdem die ersten Versuche mit zementfreien Prothesen vielfach zu aseptischen Lockerungen und Dauerschwingbrüchen geführt hatten (8). Gleichzeitig wurde die Totalendoprothese anstelle von Hemiprothesen (ohne Acetabulumersatz) in die klinische Praxis eingeführt. Aufgrund des langjährigen Einsatzes solcher zementierten Hüftprothesen mit guten Früh- und Langzeitresultaten stellen sie die Ausgangsbasis für Vergleiche neuer Prothesenformen dar.

Das Polymethylmetacrylat ist eine schnell härtende, aus zwei Komponenten bestehende Substanz (Polymerpulver und Monomerflüssigkeit), welche kurz vor Einbringen des Prothesenschaftes in die Markhöhle appliziert wird. Es enthält als Zusatzstoffe üblicherweise Röntgenkontrastmittel und Antibiotika. Die Polymerisation ist nach 10 bis 15 Minuten abgeschlossen (22). Das Pfannenimplantat wird ebenfalls mit PMMA beschichtet. Durch die schnell einsetzende Aushärtung wird eine frühe Primärstabilität und eine frühzeitige Belastbarkeit der Endoprothese erreicht. Zur Implantation mit Knochenzement müssen die Endoprothesen nicht optimal der Form der Femurmarkhöhle angepasst sein, da die Freiräume durch das PMMA ausgefüllt werden. Die Haltbarkeit des Systems ist allerdings begrenzt.

#### Zementfreie Endoprothesen

Aufgrund der Erkenntnisse über die eingeschränkte Lebenserwartung von zementierten Prothesen wurden bereits seit den 70er Jahren intensive Bemühungen angestellt, die zementfreie Fixation zu etablieren, um die Ergebnisse langfristig zu verbessern. Die verstärkte Forschung auf diesem Gebiet hat dazu geführt, dass bis heute eine Reihe von Konzepten mit verschiedenen Prothesenmodellen, Beschichtungen und vielen anderen Verankerungsmöglichkeiten entwickelt worden sind.

Das zementierte Kunstgelenk bleibt dennoch gegenwärtig der Goldstandard, an dem sich neuere Konzepte beweisen müssen, da es weiterhin grössere Therapiesicherheit bietet (78).

Voraussetzung für eine zementfreie Verankerung ist das Erreichen eines biologischen und mechanischen Gleichgewichtes zwischen Implantat und lebendem Gewebe. Für die biomechanische Integration sind die Biokompatibilität der verwendeten Werkstoffe, deren Korrosionsbeständigkeit, Festigkeit, Ermüdungsresistenz, Elastizität, anatomiegerechte Formgebung und Oberflächenvergrößerung ausschlaggebend (74, 102).

Konzepte, diesen Anforderungen gerecht zu werden, sind in grosser Zahl entworfen, aber bis heute noch nicht abgeschlossen worden, da eine optimale Kombination von Material, Oberfläche und Formgebung bisher nicht gefunden werden konnte. Verschiedene Ansätze die ossäre Integration der Prothese zu verbessern, konnten zwar in die klinische Praxis eingeführt werden, Rückschläge und Versagen von Modellen waren jedoch zahlreich, so dass viele Lösungsansätze wieder verlassen wurden. Problematisch sind vor allem notwendigerweise gegensätzliche Eigenschaften, welche die Endoprothesen haben sollen, beispielsweise hohe Elastizität bei gleichzeitig hoher Festigkeit. Dies sind Eigenschaften, die nur vitaler Knochen aufweisen kann, anisotrop durch seine Bälkchen- und Lamellenstruktur und in ständigen belastungsangepassten Umbauvorgängen.

Bei zementfreier Verankerung ist eine genauere Passform der Prothese erforderlich, da ein Füllmaterial in Form von Knochenzement entfällt. Daher wurden Prothesen entwickelt, deren Formen sich der Femurmarkhöhle besser angleichen. Für eine knöcherne Konsolidierung ist es notwendig,

eine möglichst grosse Kontaktfläche, bei gleichzeitiger Primärstabilität, zu erzielen, so dass Mikrobewegungen zwischen den Kontaktflächen vermieden werden. Die Schaftgeometrien wurden den Bedingungen des Markraums angepasst, die Anzahl der Schaftgrößen wurde erhöht. Unterschiedliche Modelle für die rechte und linke Hüfte wurden hergestellt (78).

#### Individualprothesen

Als konsequenter Lösungsversuch wurde schliesslich mit der Entwicklung von Individualprothesen begonnen. Diese sind der anatomischen Form des Oberschenkelköchers des jeweiligen Patienten weitgehend angepasst. Hiermit wird der grossen Variabilität des Femurs Rechnung getragen, und gravierende Eingriffe an der tragenden Knochensubstanz bleiben aus (2).

Ein primär stabiler Sitz wird erreicht, die Kontaktflächen sind optimiert und das knöcherne Einwachsen der Prothese soll gefördert werden. Hergestellt werden solche Modelle von computergestützten Fräsmaschinen. Die Daten für die Fertigung werden computertomographisch oder über standardisierte Röntgenaufnahmen in zwei Ebenen gewonnen. Derartige Modelle bieten sich besonders bei hochgradig deformierten Knochen an. Sie werden aber auch bei der Routineversorgung benutzt. Welche langfristigen Vorteile diese aufwendige und teure Technik bringen wird, muss durch klinische Studien weiter beobachtet werden. Der Hauptkritikpunkt ist bisher ökonomischer Art. Daneben gibt es die Meinung, dass der primär stabilere Sitz überbewertet wird, da bereits nach wenigen Monaten der anfängliche Festigkeitsvorteil der Individualprothesen von den normalen zementfreien Prothesen egalisiert wird (78).

Eine weitere Neuerung auf dem Gebiet der Individualprothesen ist die Einführung von Operationsrobotern ("Robodoc"). Sie werden mit Hilfe von computertomographischen Daten zur passgenauen intraoperativen Vorbereitung der Femurmarkhöhle verwendet. Knochen und Prothese können so optimal aufeinander abgestimmt werden.

#### Oberflächenbeschichtung

Zur Herstellung einer Kontaktosteogenese (knöcherne Verbindung zwischen Knochen und Implantat) wurden zementfreie Prothesen mit Prägungen, Profilen und Reliefs versehen, um auf diese Weise den mechanischen Rückhalt zu verstärken (74). Eine Verbesserung brachte die poröse Beschichtung der Prothese. Durch Oberflächenvergrößerung konnte die biologische Verbindung gefördert werden. Problematisch ist eine weit nach distal reichende Beschichtung, da dies zum distalen Einwachsen des Schaftes führt. Bei solchen Prothesen sind eine proximale Atrophie sowie Schwierigkeiten bei der Revision beschrieben worden. Als optimal gilt eine Beschichtung des proximalen Drittel des Schaftes (78).

Zur weiteren Stärkung der ossären Integration wurde eine Beschichtung mit Hydroxylapatit-Keramik entwickelt. Diese aus der Kieferchirurgie übernommene Technik führt zu einer bilateralen Knochenneubildung mit verbesserter Retention des Implantats (73).

### **Prothesenlockerung**

Die grossen Fortschritte in der Endoprothetik sind wesentlich durch die Einführung der Verankerung mit Knochenzement erzielt worden. Die mittelfristigen Ergebnisse bezüglich der Haltbarkeit zementierter Prothesen sind gut, dennoch ist eine dauerhafte lebenslange Fixation auch mit moderner Zementiertechnik nicht zu erreichen.

Die Ursachen für ein Versagen der Prothese im Sinne einer Lockerung mit der Notwendigkeit einer Revisionsoperation sind vielfältig. Hauptursache ist die aseptische Lockerung (mechanisches Versagen der Prothese ohne Zeichen der Infektion). Einer schwedischen Untersuchung zufolge beträgt der Anteil der aseptischen Lockerung bei den Revisionsgründen 79%, es folgen Infektionen 9,7%, technische Fehler 5,9% und Luxationen, Frakturen, Schmerzen zusammen 5,4% (56).

Dies bedeutet, dass der Patient, je jünger er beim Ersteingriff ist, (eine) Revisionsoperation(en) infolge Auslockerung in Kauf nehmen muss. Ursache der aseptischen Lockerung ist die material-spezifische Brüchigkeit des Zementes nach mehreren Jahren der Belastung. Die aseptische Lockerung ist durch die alterungsbedingte Brüchigkeit des PMMA-Zementes bei gleichzeitig starker Beanspruchung verursacht (mechanisches Versagen). Die Qualität der Zementverbindung variiert unter den üblichen Bedingungen im Operationssaal allerdings ausserordentlich. Die Korrosität des Zements kann bis zu 25% betragen, was zu einer Verschlechterung der mechanischen Belastbarkeit führt (22).

Die bindegewebige Abgrenzung der Grenzschichten zwischen Zement und Knochen und eine durch toxische Abriebpartikel des Zementes verursachte Entzündungsreaktion, die ausgedehnte knöcherne Destruktionen des Femur (und des Pfannenlagers) mitverursachen (2), gelten als weitere bedeutende Faktoren der Prothesenlockerung. Hierbei kommt es zu komplexen biochemischen Reaktionen, unter anderem zu verstärkter Prostaglandinsynthese (PGE<sub>2</sub>) und Aktivierung von Zytokinen (Lymphotoxin, Tumornekrosefaktor). Es resultiert eine Aktivierung der Osteoklastentätigkeit mit nachfolgender Resorption des Knochens (44,72).

Wie erwähnt geht die Lockerung mit Knochenresorption einher, wodurch eine Ausdünnung der Wandung resultiert. Dieser Verlust an Knochenmasse bedeutet gleichzeitig eine Abnahme der Festigkeit des Knochenlagers. Diese Faktoren führen dazu, dass bei nötiger Prothesenrevision grössere Prothesen benötigt werden, um guten Sitz im Knochen zu gewährleisten. Nun lässt sich

schlussfolgern, dass sich diese Abfolge wiederholen muss, was bedeutet, dass man sich in einem Circulus vitiosus befindet.

Früher wurde bei Lockerung eine ersatzlose Prothesen-Entfernung durchgeführt. Die Entwicklung brachte aber u.a. durch biomechanisches Verständnis Fortschritte in Prothesen-Qualität und Lebensdauer. Dazu haben bessere Materialien und Formgebungen, zudem auch Revisionsmöglichkeiten durch entsprechende Modelle und Verbesserungen auf vielen anderen Gebieten beigetragen, so dass die ersatzlose Entfernung einer Hüftprothese heute eine Seltenheit geworden ist. Somit kann man heute die Gehfähigkeit weitestgehend erhalten, was einen gewaltigen Vorteil für den Patienten bedeutet. Nichts desto trotz muss bei einer Revisions-OP, vielfach unter Zuhilfenahme autologer Spongiosa aus dem Beckenkamm, die biologische Reaktionsfähigkeit des Femur wieder hergestellt, bzw. grössere Knochendefekte ausgeglichen werden (102). Ausserdem führt der Prothesenwechsel besonders bei Mehrfacheingriffen zu wesentlich schlechteren Ergebnissen in bezug auf Haltbarkeit und Funktion der neuen Endoprothese (42).

Nach einer norwegischen Studie mit über 14.000 zementierten Prothesen bei primärer Coxarthrose zeigte sich nach 4,5 Jahren eine Lockerungsrate von 2,7% (35). Einer finnischen Untersuchung von 1.018 zementierten Prothesen zufolge beträgt der Anteil gut funktionierender Endoprothesen nach 10 Jahren 82% (97). Eine 1993 veröffentlichte Multi-Center- Studie in Schweden (56) zeigte eine Lockerungsrate nach 10 Jahren von unter 10% bei verschiedenen zementierten Systemen, z.B. der Müller Gradschaft Prothese (6,1%).

Neben prothesenspezifischen Komplikationen spielt auch die Grunderkrankung des Patienten eine wesentliche Rolle. So weisen Prothesen bei Patienten mit chronischer Polyarthritits eine hohe Auslockerungsrate auf.

Eine Nachuntersuchung an 97 Patienten mit rheumatischer Grunderkrankung an der Universitätsklinik Frankfurt zeigt eine Lockerungsrate von 21,9% bei einer durchschnittlichen Verweilzeit der Prothese von 40,3 Monaten (79). Insgesamt liegen die Prothesen-Überlebenszeiten nach 10-20 Jahren aber bei etwa 80-90% (56,78).

Zur Vermeidung von aseptischen Lockerungen ist deshalb die Entwicklung von Materialien, Prothesendesigns, Oberflächenbeschichtungen, Operationstechniken u.a. notwendig, die negativem Remodeling und Stressprotektion im proximalen Femur entgegenwirken.

Besonders im Bereich der zementfreien Implantation ist diesem Problem in der Vergangenheit besondere Aufmerksamkeit gewidmet worden, da Knochenzement die gleichmässige Kraftübertragung durch den festen Verbund von Knochen und Implantat fördert, was bei der zementfreien Technik entfällt (78).

Mit moderner chirurgischer Technik und neuen Entwicklungen im Bereich der Prothesen konnte man das Auftreten von Lockerungen sehr reduzieren, aber von der Ideallösung ist man noch weit entfernt. Die Forschung wird auch nicht gezielt auf einem einzelnen Gebiet, sondern auf den vielen schon erwähnten Gebieten vorangetrieben, da es keine Einigkeit über die Hauptursachen und Verbesserungsmöglichkeiten gibt, ja zum Teil sogar immer noch konträre Ansichten zu manchen Gesichtspunkten bestehen. Es muss davon ausgegangen werden, dass die Ursachen multifaktoriell sind.

Die Annahme, dass ein möglichst exakter Erhalt der ursprünglich vorhandenen anatomischen Verhältnisse einen wichtigen Faktor für den Erfolg einer totalen Hüftprothesen-Implantation darstellt ist die grundlegende Idee, die massgeblich zur Durchführung dieser Studie angeregt hat. Darauf aufbauend soll hier das Offset einer genaueren Untersuchung unterzogen werden.

## B. FRAGESTELLUNG

Bei der Hüftgelenksendoprothetik gibt es heute noch immer einige zentrale Probleme, zu deren bedeutendsten u.a. die Prothesenlockerung und Hinken aufgrund von Muskelschwäche gehören. Verursacht werden diese u.a. durch biomechanische Veränderungen durch die Prothese. Es gibt viele Ansätze, diese Probleme anzugehen.

In einem dieser Ansätze wird das Augenmerk auf das Offset gerichtet. Mittlerweile gibt es eine beachtliche Anzahl an Untersuchungen, ob und wie Offset bzw. Offsetänderung Einfluss auf den Erfolg von Hüftprothesenimplantationen nehmen. Da es aber in den Studien bisher immer nur um die Auswirkungen von Offsetänderungen ging, erscheint es angebracht, zu untersuchen, welche Möglichkeiten der Prothesenmarkt in Deutschland heute bei einem Prothesenersatz bietet und in wie weit man auf das Offset Einfluss nehmen kann oder in wie weit man durch die anatomischen Designvorgaben der Industrie festgelegt ist, das Offset in eine bestimmte Richtung zu verändern.

### **Folgende Gesichtspunkte sollen untersucht werden:**

- Individualanpassungsmöglichkeit: Kann für jeden beliebigen individuellen Patienten ein Modell auf dem Markt der angebotenen Hüftgelenkendoprothesen gefunden werden, dass ihm passgenau eingesetzt werden kann?
- Gesamte Offset-Veränderungs-Tendenz: Kann man bei einem beliebigen bestimmten Prothesenmodell eine generelle Tendenz feststellen, wenn man es auf bestimmte Patienten individuell anpasst, ob diese Prothese passgenau einsetzbar ist oder ob sie das ursprünglich vorhandene anatomische Offset verändert, mit den daraus resultierenden Auswirkungen auf diverse Faktoren wie zum Beispiel Biomechanik und Lebensdauer?
- Wenn sich das Offset ändert, in welche Richtung tendiert diese Änderung und wie gross ist das Ausmass dieser Änderung?

## C. MATERIAL UND METHODIK

### MATERIAL:

#### Untersuchungsgut

##### Röntgenbilder

Zur Durchführung dieser Studie wurden 50 Hüftgelenks-Röntgenbilder benötigt, die in anteroposteriorer Aufnahmetechnik aufgenommen wurden. Ab Oktober 2001 wurde bei den orthopädischen Patienten des Johanna-Etienne-Krankenhauses in Neuss, von denen eine Röntgenaufnahme der Hüfte benötigt wurde, der Standardröntgenvorgang in Zusammenarbeit mit der radiologischen Abteilung um den Aspekt des Anlegens eines Massbandes erweitert. Dieses Massband dient dazu, dass man die eventuellen Differenzen in der technisch bedingten Grössenveränderung der Röntgenbilder, die durch unterschiedliche Fokus-Film- oder Objekt-Film-Abstände zustande kommen, erkennen und bei der Bearbeitung anpassen kann. Ein Vergleich der Massstäbe der einzelnen Bilder ermöglicht die Berechnung des Faktors der Veränderung und die Anpassung auf eine Grösse.

Besondere Ausschlusskriterien oder Randomisierung der Patienten gab es nicht. Es wurden lediglich die Patienten nicht in das Untersuchungsgut aufgenommen, die Formveränderungen aufwiesen, welche eine sinnvolle Auswertung unmöglich machten, wie z.B. anatomische Veränderungen vom Normalzustand durch Fraktur oder anderes und vorherige prothetische Versorgung. Im nachhinein wurden einige Patienten des Kollektivs ersetzt. Zum einen wurden drei Patienten mit massiver Dysplasie ersetzt, weil eine solch kleine Untergruppe keine repräsentativen Ergebnisse geliefert hätte, zum anderen konnten einige Patienten nicht einbezogen werden, weil vergessen wurde ein Massband beim Röntgen beizulegen, und so Exaktheit der Daten nicht gewährleistet gewesen wäre.

So standen im Februar 2002 dann die 50 benötigten a.p. Hüftaufnahmen zur Verfügung, die als Standardaufnahmen durchgeführt wurden. Dabei liegt der Patient auf dem Rücken, die Beine sind in Innenrotation, so dass sich linker und rechter Hallux berühren.

##### Zur Exposition

Der Zentralstrahl trifft senkrecht auf die Leistenbeuge. Die Aufnahme wird mit Belichtungsautomatik mit einem Rasterschachtverhältnis von 8/40 durchgeführt, wobei keine zusätzlichen Filter verwendet werden. Von den drei Messkammern wählt man die mittlere, die Röhrenspannung beträgt 70-80 KV und die Filmempfindlichkeit beträgt 400 ISO. Der Fokus-Film-Abstand beträgt 115 cm um auf den gedruckten Bildern eine realitätsgetreue Abbildungsgrösse zu erreichen. Für den Massstab wird seitlich am Oberschenkel eine Messlatte auf Höhe des Gelenkes beigelegt, um

eine möglichst exakte Grössenbestimmung der knöchernen Verhältnisse vornehmen zu können. Der Computer auf den die Bilder automatisch übertragen werden ist ein "Pack-System MV 1000" von Siemens. Von dem Pack-System wurden die Bilder auf einen PC konvertiert, von wo sie in Form von TIFF-Dateien mit einer Auflösung von 300 dpi weiterverarbeitet werden konnten.

Das Kollektiv umfasst eine Gruppe von Röntgenaufnahmen von Patienten im Alter von 40 bis 87 Jahren. Das Durchschnittsalter beträgt 68 Jahre. Die Geschlechtsverteilung zeigt 31 Frauen und 19 Männer. Die genaue Alters- und darauf bezogene Geschlechtsverteilung ist in der folgenden Tabelle dargestellt:

**Alter, Anzahl, (männlich/weiblich)**

alle: 40-87 Jahre: 50 (31/19)  
 40-49 Jahre: 3 (2/1)  
 50-59 Jahre: 10 (3/7)  
 60-69 Jahre: 16 (10/6)  
 70-71 Jahr: 16 (12/4)  
 80-87 Jahre: 5 (4/1)

Es wurden 34 rechte und 16 linke Hüftgelenke einbezogen. Als Auffälligkeiten im Patientengut seien vier Patienten genannt, die eine leichte dysplastische Veränderung aufwiesen.

**Schablonen**

Da es das Ziel dieser Studie ist, einen repräsentativen Überblick über die auf dem Markt befindlichen Prothesen in bezug auf die Fragestellung zu geben, wurde zu Beginn der Materialsammelphase eine Anfrage an alle Firmen gestellt, die in Deutschland Hüftendoprothesen vertreiben, mit der Bitte, ihre Prothesenmodelle in Form von Röntgenschablonen zur Verfügung zu stellen. Die Firmenrecherche wurde anhand der "ELEI-Datenbank" durchgeführt. ELEI steht für Elektronische Endoprothesen-Identifikation und stellt einen Katalog über alle aktuell und früher implantierten Hüft- und Knieendoprothesenmodelle zur Verfügung, auf den über das Internet 24 Stunden am Tag zugegriffen werden kann und welcher auch laufend aktualisiert wird. ELEI ermöglicht somit als elektronische Bild- und Textdatenbank von Endoprothesen einen Überblick über die Vielzahl von Endoprothesensystemen. Zudem ergibt sich durch ELEI die Möglichkeit bei einem bekannten Prothesentyp die benötigten Informationen über implantatspezifische Probleme sowie die Anschrift des Herstellers oder Vertreibers in Erfahrung zu bringen. Ein Fehlen dieser Informationen kann sich bei Vorliegen seltener oder komplizierter Implantate sowie problematischer Wechseloperationen zum Nachteil des Patienten auswirken. Klinische Probleme können sich beispielsweise aus folgenden Aspekten ergeben: seltene Kopfdurchmesser, die Notwendigkeit von

Spezialwerkzeug für die Entfernung von Implantaten, und die Unsicherheit bei der Frage nach Kombinationsmöglichkeiten unterschiedlicher Implantatkomponenten.

Auf diese Anfrage hin stellten 15 Firmen ihre Röntgenschablonen bereit. Eine Liste der Firmen und der Modelle befindet sich am Ende dieses Abschnitts. Alle bereitgestellten Modelle wurden in die Studie aufgenommen. Lediglich Modelle, die die Form betreffend identisch sind, d.h. sich z.B. nur in Material oder Oberflächenstruktur unterscheiden, wurden ausgenommen.

Insgesamt bedeutet dies, 15 Firmen mit mehr als 100 (90 sich in der Form unterscheidende) verschiedenen Modellen in diversen Grössen, zusammen 719 (594 sich in der Form unterscheidende) an der Zahl. Diese Prothesen stellen einen guten repräsentativen Überblick über das vielseitige Angebot auf dem Markt, sei es hinsichtlich Schaftform, zementierter oder unzementierter Prothesen, solcher mit Kragen oder kragenloser, bezüglich der Veränderbarkeit der Halslänge und Kopfgrösse sowie anderer gängiger Ausführungsformen. Diese alle sind Bestandteil des Schablonenkollektivs dieser Studie.

#### Liste der Schablonen (Firma fett, Modell, Anzahl der Grössen)

<b>Aesculap</b>	Cenos 5	Stem 9
Antega 10	Helios 5	Profemur 7
Biocontact N cem 7	Kent 3	
Biocontact N uncem 11		<b>Depuy</b>
Biocontact 10	<b>Brehm</b>	Vision 28 large 6
Biocontact cem 5	Cap 2	Vision 28 small 6
Biocontact SD 8	mrp gebogen 9	Thompson modular 1
Exia cem 8	mrp gerade 9	Thompson modular 1
Exia 9	Müller lat 1	Titan 28 2
Centega 5	Müller gerade 1	SROM XL lat 5
	Universal 1	SROM XL 5
<b>Alpha</b>	Universal 2 1	SROM stand lang 6
Alpha CE 13	Vektor metal 5	SROM stand 10
Alpha 43 8	Vektor titan 13	Solution 6_8 9
Alpha 47 8	Ceraver	Solu 1,5cm calcar 6
	TI 12	Solu 2,25cm calcar 6
<b>Biomed</b>	CremaScole 8	Solu stand 7
Mallory 6		G2 uncem 11
MS modular 4	<b>Anca</b>	Kar 5
Olympia 7	EHS 7	Pac 9
SC solid 8		

Reef 6  
 Revision 3  
 Revision bowed 2  
 Euro 28mm 9  
 Corail 10  
 Autobl. Stand.32 8  
 Autobl. Lat 32 9  
 Autobl. Lat 28 9  
 Endurance 28mm 5

#### **Howmedica**

Reliance 5  
 Exeter 5  
 Definition 7  
 ABG II uncem 8  
 Securfit 5

#### **Keramed**

GSS-CO 7  
 GSS-CL 7  
 GSS 7

#### **Link**

Mp 7  
 Mark III 5  
 126° A 5  
 126° B 5  
 117° A 5  
 117° B 5  
 Rippe 19  
 Lubinus 7

#### **Smith&Nephews**

Synergie 10  
 Spectron 5  
 BHS 9

#### **Sulzer**

Sulz SL rev 2  
 Stem ES lat 1  
 Stem ES stand 1  
 Stem SC 12

#### **Zimmer**

Versys crc 4  
 Versys her 7  
 Versys et 9  
 Versys fiber 10  
 ZMR calcar 6  
 ZMR spout 6  
 SF 8  
 Mayo 4  
 CPT 5  
 CPT monoblock 2

## Prothesenrelevante Anatomie

### Pfannen-/Hüftmorphologie

#### CE-Winkel

Der Zentrumeckwinkel nach Wiberg, auch als CE-Winkel bezeichnet (24,43), schlägt vom Hüftkopfmittelpunkt KM ausgehend den Winkel vom lateralen Rand der Sourcil (subchondrale Verdichtungszone in der Hüftpfanne) bis zur Senkrechten auf dem Hüftkopfbereich KM (siehe Abb. 2).

#### Winkel- $\mu$

Der Winkel- $\mu$  ist ein Mass für die Breite der Belastungszone der Hüftpfanne in der a.p. Beckenübersichtsaufnahme und schlägt vom KM den Winkel über die gesamte Sklerosezone ("Sourcil") in der a.p. Röntgen-Beckenübersichtsaufnahme. Der Winkel selbst wird mit einer Winkelskala abgelesen (49,53).

Die Begründung für die hier unterstellte Korrelation zwischen Belastungszone (facies lunata) und subchondraler Verdichtungszone wird durch die Arbeiten von Pauwels geliefert (75,76), worin er erläutert, dass die subchondrale Sklerosezone eine Folge mechanischer Beanspruchung ist. Eine solche Beanspruchung liegt nun gerade unter der tragenden Gelenkfläche vor, so dass die dadurch geformte subchondrale Verdichtungszone die Tragfläche im Röntgenbild gewissermassen sichtbar macht (siehe auch das Wolff'sche Gesetz, s.o.) (45,53).

#### Winkel- $\beta$

Dieser Winkel zeigt, wo die auf den Hüftkopf wirkende Resultierende R aller auf das Hüftgelenk wirkenden Kräfte die Belastungszone im Pfannenbereich trifft (siehe Abb.2). Der Winkel- $\beta$  ist eine wichtige Grösse für die Berechnung der Kräfteverteilung am Hüftgelenk. Er umfasst ausgehend vom Hüftkopfbereich den Winkel vom lateralen Punkt der Sourcil bis zum Schnittpunkt der Resultierenden R mit der Pfanne. Zur Bestimmung des Winkels ist die Kenntnis der Verlaufsrichtung der Resultierenden R und des Körperschwerpunktes S<sub>5</sub> bei Einbeinstand in Gangphase 16 nach O. Fischer Voraussetzung (3, 29,50,51,53).

#### Die Exzentrizität

Bei Änderung der Pfanneneingangsebene ändert sich die Kontaktfläche der beiden Gelenkpartner und die Resultierende R wird exzentrisch, sie verschiebt sich zum Pfannenrand. Breul und Strauss errechneten die Zerlegung der Resultierenden R unter der Annahme verschiedener Exzentrizitätsgrade in ihre Teilkräfte (5). Es zeigt sich, dass im Fall der Annäherung der Resultierenden R an den Pfannenerker ein sprunghafter Anstieg der Spannung zum Pfannenrand auftritt, da die zur Verfügung stehende Tragfläche nicht mehr vollständig genutzt wird.

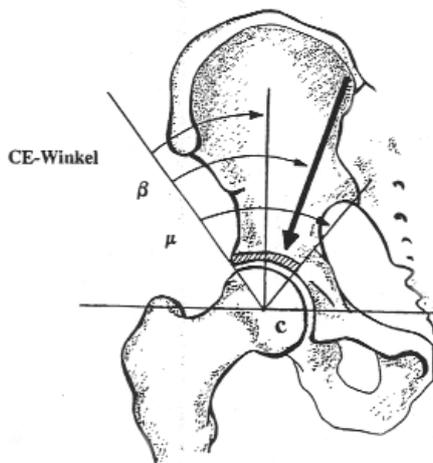


Abb. 2: Radiologische Grössen für die Morphologie der Pfanne: CE-Winkel: Zentrum-Eck-Winkel,  $\beta$ : Einfallswinkel der resultierenden Kraft auf das Hüftgelenk,  $\mu$ : Winkel der Breite der "Sourcil" im Röntgenbild, C: Hüftkopfmittelpunkt (49).

### Die Tragfläche

Am menschlichen Hüftgelenk ist die überknorpelte Fläche der facies lunata der die Berührungsfläche begrenzende Faktor. Bei einer Ausnutzung des gesamten Bewegungsausmasses im menschlichen Hüftgelenk stellt der überknorpelte Bereich der beiden Gelenkpartner die potentiell zur Verfügung stehende Fläche zur Kraftübertragung im Hüftgelenk dar. Die Berührungsfläche der beiden Gelenkpartner ist bei konstanter Gelenkstellung nur eine Teilfläche der gesamten Gelenkfläche. Doch auch die Berührungsfläche wird nicht vollständig zur Übertragung der Kraft genutzt, sondern wiederum nur ein Teil der Berührungsfläche, die sogenannte Tragfläche.

Die Kraftübertragung durch die Tragfläche gilt unter der Annahme einer statischen Belastung auf eine konstante Gelenkfläche. Ursache für die Tatsache, dass die Berührungsfläche des Hüftgelenkes nicht mit der kraftübertragenden Tragfläche übereinstimmt, ist die Unfähigkeit des Gelenkspaltes, Zugkräfte zu übertragen (55). Hierdurch kann die Tragfläche eines Kugelgelenkes nach biomechanischer Definition nicht der anatomischen Ausdehnung der Gelenkfläche entsprechen, sondern sie ist ausschliesslich der Druckkraft übertragende Teil der Kontaktfläche eines Gelenkes (30,48,50,53,71). Im Falle des menschlichen Hüftgelenkes ermöglicht die Diskrepanz der Grössen beider Gelenkpartner eine annähernde Konstanz der Berührungsflächen während der gesamten Bewegungsexkursion. Wären die Gelenkflächen der Kugelgelenkpartner gleich gross, so würde sich die Berührungsfläche im überknorpelten Bereich bei wechselnder Beinstellung erheblich ändern, was einen ständigen Belastungs- bzw. Beanspruchungswechsel nach sich ziehen würde.

### Die Gelenkspannung

Der Zenit, also der Durchstosspunkt der Resultierenden aller Kräfte innerhalb der Tragfläche, bestimmt massgeblich die Spannungsverteilung im Gelenk und damit dessen Beanspruchung

(5). Gesetzt den Fall, die Resultierende  $R$  liegt im Flächenschwerpunkt der Resultierenden  $R$  in der Projektion auf die Tragfläche, dann sind alle Teillasten auf der Fläche gleich gross und die Spannungen sind auf der gewölbten Gelenkfläche symmetrisch verteilt. Dies entspricht dem nach Kummer normalen, zentrisch belasteten Hüftgelenk (47,48,49,52).

## Femurmorphologie

### CCD-Winkel

Als Centrum-Collum-Diaphysen-Winkel wird der Winkel zwischen der Femurschaftachse und der Schenkelhalsachse bezeichnet. Er beträgt im Normalfall für den ausgewachsenen Menschen  $120^\circ$ - $130^\circ$  bzw. wird als Standardwert von  $127^\circ$  angegeben, siehe Abb. 3 (76).

### Trochanterhöhe (th)

Die Trochanterhöhe ist definiert als die Distanz zwischen dem Schnittpunkt der Schenkelhalsachse mit der Femurschaftachse und dem Trochanternacken (Schnittpunkt der Verlängerung der Femurschaftachse und der Trochanterbasis) (49,50).

### Schenkelhalslänge (l)

Die Schenkelhalslänge wird zwischen dem Schnittpunkt von Femurschaftachse mit Schenkelhalsachse und dem Hüftkopffzentrum gemessen (49,50).

### Winkel-alpha

Der Winkel-alpha ist ein Mass für die Stellung des Beines zur Körperzentrumsachse  $Z$  und beschreibt die Abduktion bzw. Adduktion des Beines auf der a.p. Röntgenaufnahme (49,50).

### Kopfradius (r)

Der Kopfradius ist der Abstand zwischen  $KM$  und der im a.p. Bild sichtbaren Aussenbegrenzung des Hüftkopfes.

### Trochanterdaten $t_x, t_y, c_x, c_y$

Die Konstruktion der Trochanterausmessung wird in Abb. 3 verdeutlicht.

### Distanz ( $d_6$ )

Die Distanz  $d_6$  wird abgegriffen zwischen den Punkten  $KM$  und dem Schnittpunkt der Körperzentrumsachse  $Z$  mit der Hüftkopfachse  $H$ , siehe Abb. 4.

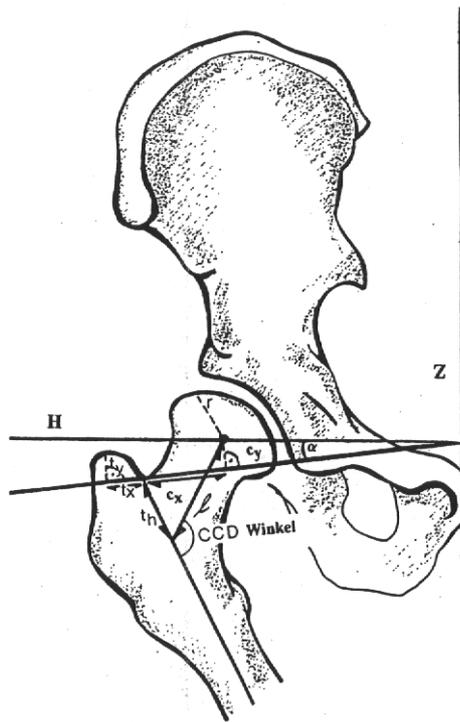


Abb. 3: Radiologische Grössen für die Ausmessung der Trochantermorphologie. Z: zentrale Körpermittelachse, H: horizontale Ebene durch die Verbindungslinie der beiden Hüftkopfmittelpunkte, r: Hüftkopfradius, alpha: Adduktionswinkel des untersuchten Beines, l: Schenkelhalslänge, CCD-Winkel: Centrum-Collum-Diaphysen-Winkel, th: Höhe des Trochanternackens, ty: Trochanterhöhe, tx: Trochanterbreite, cy: Höhe des Hüftkopfes über der Adduktionsachse, cx: Distanz zwischen dem Hüftkopfbereich C und dem Trochanternacken, gemessen auf der Adduktionsachse (49).

#### Distanz ( $d_5$ )

Die Distanz ( $d_5$ ) wird zwischen den Punkten KM und dem Schnittpunkt der vom Körpergewicht herrührenden Kraft G mit der Hüftkopfachse H abgegriffen Abb. 4 (49,50).

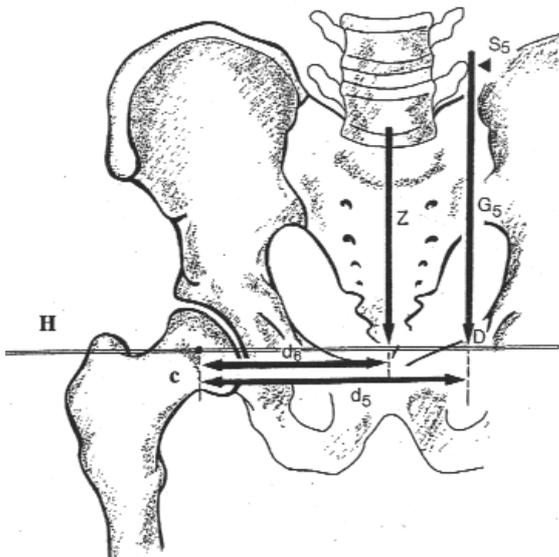


Abb. 4: Darstellung der radiologischen Beckenausmessung in der Frontalebene. S<sub>5</sub>: Körperschwerpunkt beim Einbeinstand in Gangphase 16 nach Fischer, C: Hüftkopfbereich, H: horizontale Achse durch beide Hüftkopfbereiche, G<sub>5</sub>: Vertikale Achse durch den Körperschwerpunkt beim Einbeinstand, D: Schnittpunkt der vertikalen Achse G<sub>5</sub> durch den Körperschwerpunkt mit der Horizontalachse H, Z: Vertikale Achse durch die Richtung des Körperschwerpunkts bei zweibeinigem Stand, d<sub>6</sub>: Distanz zwischen dem Hüftkopfbereich C und der vertikalen Achse durch den Körperschwerpunkt Z, d<sub>5</sub>: Distanz zwischen dem Hüftkopfbereich C und dem Punkt D (50).

### Prothesenrelevante Biomechanik

Die theoretischen Grundlagen der Biomechanik wurden massgeblich von Pauwels, Kummer und Mitarbeitern geprägt (3,5,49,50,51,61,75). Kummer stellte 1985 eine grundlegende Arbeit vor, in der er biomechanische Berechnungen an der menschlichen Hüfte anhand des Modells eines ideal kongruenten, nicht deformierbaren Kugelgelenkes durchgeführt hatte (49).

### Prothesenrelevante Muskeln

#### Konstruktion des Muskelursprungs (PG)

Für die biomechanische Konstruktion des Muskelursprungs der Abduktoren der Hüfte werden vier Eckdaten benötigt, nämlich erstens die craniale im a.p. Röntgenbild sichtbare Begrenzung des Beckens, zweitens die laterale Beckenbegrenzung, drittens die untere Iliosacralfuge und viertens die Spina iliaca anterior superior. Der biomechanisch gemittelte Abduktorenursprung PG befindet sich nach Untersuchungen von Mellinghoff in dem Schnittpunkt einer in der halben Distanz zwischen cranialer Beckenbegrenzung und Spina iliaca anterior superior verlaufenden Horizontalen mit einer zwischen lateraler Beckenbegrenzung und unterer Iliosacralfuge verlaufenden Senkrechten (Abb. 5) (63).

#### Hebelarm der Muskulatur hm

Dieser Hebelarm ist ein Mass für den Hebel der Glutäalmuskulatur und wird als eine den Kopfmittelpunkt schneidende Senkrechte auf der Hauptrichtung der Muskelkraft M angelegt. (49,50,63).

#### Ausmessung des theoretischen Hüftabduktoren-Ursprungs PG

Der Punkt PG gilt als gemittelter Ursprung der Abduktoren der Hüftmuskulatur, der als gemeinsamer Flächenschwerpunkt der Muskelursprungsflächen am Os ilium aufgefasst werden kann (63). Die Lage des Punktes PG wird durch die Koordinaten px (Horizontale durch PG bis zur Körpermittelachse Z) und py (Lot von PG auf Hüftkopf-Horizontale H) beschrieben (siehe Abb. 5).

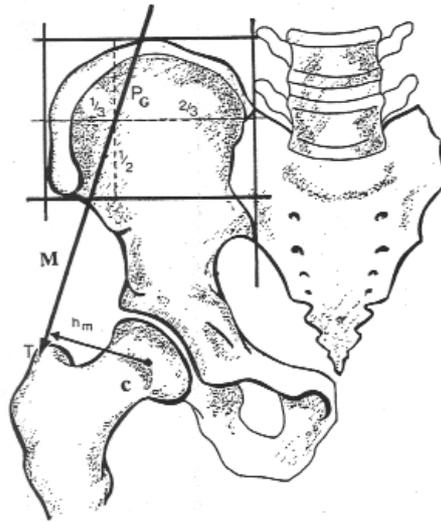


Abb. 5: Konstruktion des theoretischen, gemittelten Muskelursprungs PG der Hüft-Abduktoren nach Mellinshoff, weitere Erläuterungen siehe Text. T: muskulärer Ansatz der Hüftabduktoren am Trochanter, PG: gemittelter Muskel-ursprung, M: Richtung der Muskelkraft der Hüftabduktoren, hm: Hebelarm der Hüftabduktoren (49).

### Prothesenrelevante einwirkende Kräfte

#### Muskelkraftfrichtung M

Die Richtung der Muskelkraft M entspricht der Geraden zwischen dem muskulären Trochanteransatz T (Muskelansatz der Hüft-Abduktoren) und dem Abduktorenursprung PG (Abb. 6). Als muskulärer Trochanteransatz T wird in der a.p. Beckenübersichtsaufnahme entweder der sichtbare Muskelansatz (bei weicher Aufnahmetechnik) oder der erhöhte Trochanterpunkt gewählt (26,40,49,63,76).

#### Körperteilgewichtskraftfrichtung G<sub>5</sub>

Nach O. Fischer (29) wirkt die Gewichtskraft in der Gangphase 16 des gehenden Menschen als das Lot vom Punkt S<sub>5</sub> (für Gangphase 16 entspricht der Punkt S<sub>5</sub> dem lateralen Dornfortsatz L<sub>4</sub> der Gegenseite). Diese lotrechte Gerade entspricht der Wirkungslinie der vom Teilkörpergewicht herrührenden Kraft G<sub>5</sub> (Gesamtkörpergewicht minus Gewicht des Standbeines, entspricht ca. 5/6 des Gesamtkörpergewichtes), siehe Abb 6.

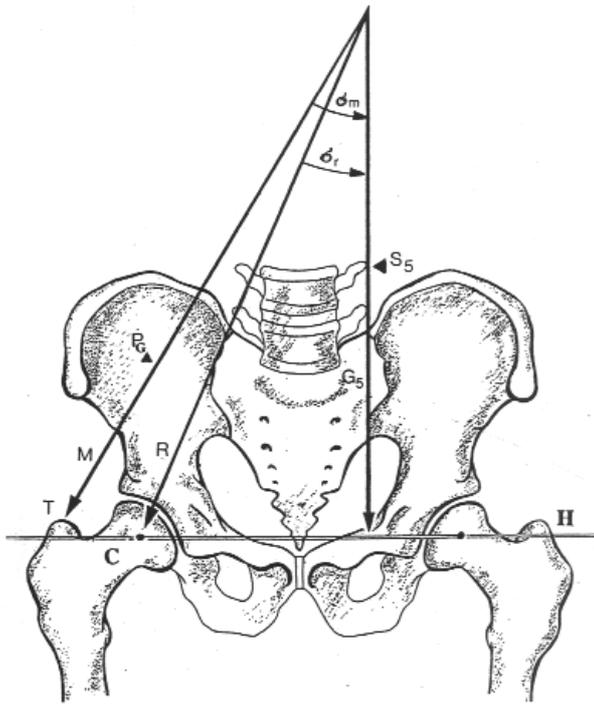


Abb. 6: Konstruktion der resultierenden Kraft am Hüftgelenk nach Pauwels in der Frontalebene.

C, PG, G<sub>5</sub>, T, M, S<sub>5</sub>, H s.o., R: Richtung der resultierenden Kraft am Hüftgelenk, delta m: Winkel der Kraft der Abduktoren zur Körperachse, delta r: Winkel der resultierenden Kraft zur Körperachse (49).

#### Körperteilgewichtsschwerpunkt S<sub>5</sub>

Der Körperschwerpunkt S projiziert sich in der Gangphase 16 nach den Untersuchungen von O. Fischer in der Frontalebene auf den Querfortsatz des vom Standbein abgewandten LWK 4.

#### Richtung der Gelenkkraft R (Resultierenden R)

Die auf das Hüftgelenk wirkende Resultierende R ergibt sich vektoriell aus der vom Körpergewicht herrührenden Kraft G und der antagonistisch wirkenden Muskelkraft M. Die Richtung der auf den Hüftkopf wirkenden Resultierenden R verläuft vom Schnittpunkt der Verlängerung der vom Körperteilgewicht herrührenden Kraft G<sub>5</sub> und der Muskelkraft M durch den KM (33,34,38,75).

## METHODEN

### Photoshop

Das Computer-Programm, mit dem die gesamte Bildbearbeitung durchgeführt wurde, ist Photoshop 6 von der Firma Adobe. Photoshop arbeitet am besten auf einem schnellen Rechner mit grossem Arbeitsspeicher und mit einer sehr grossen und schnellen Festplatte mit ausreichend freiem Speicherplatz, kann aber auch auf kleineren langsamen und weniger leistungsstarken Systemen eingesetzt werden. Die Minimalvoraussetzung für die PC-Version ist ein 486 PC mit Windows 3.1 und DOS 5.0, Windows 95 oder NT ab Version 3.5.1. Die Minimalvoraussetzung für das Macintosh-System ist eine Mac mit 68030 oder 040 Prozessor oder ein PowerMac. Das Mac-Betriebssystem muss die Versionsnummer 7.1 oder höher tragen. 7.1.2 oder höher bei Powermacs. Zusätzlich muss der Mac oder PC über mindestens 16 MB RAM verfügen. Dem System und weiteren Programmen, die gleichzeitig neben Photoshop geöffnet sein sollen muss zusätzlicher Arbeitsspeicher zur Verfügung gestellt werden. Als Grundlage für entspanntes Arbeiten mit Photoshop empfehlen die Hersteller einen Pentium-/Pentium pro-Prozessor mit Windows 95 oder NT 3.5 bzw. Powermac mit System 7.5 oder höher, jeweils mit mindestens 32 MB eingebautem Arbeitsspeicher. Darüber hinaus sind ein CD-ROM Laufwerk und mind. 25 MB freier Festplattenspeicher erforderlich. Adobe empfiehlt eine Monitorausstattung mit 24 Bit Farbe (16.7 Mio. Farben) aber für die meisten Projekte kann auch eine Farbtiefe von 16 Bit (65536 bzw. 32768 Farben) durchaus ausreichend sein. Falls Photoshop nicht genügend Arbeitsspeicher zum Bearbeiten einer Datei zur Verfügung steht, kann das Programm Festplattenspeicher als virtuellen Arbeitsspeicher nutzbar machen (16).

### Scannen und Aufbereiten der Röntgenschablonen zu benutzbaren Ebenen

Die Röntgenschablonen mussten, bevor sie am Computer bearbeitet werden konnten, erstmalig digitalisiert werden. Das wurde durch Scannen mit einem Flachbett-Scanner erreicht. Die nun digitalisierten Schablonen wurden mit der Import-Funktion von Photoshop eingeladen und daran anschliessend aufbereitet, d.h. die Prothesen wurden digital ausgeschnitten, um damit die nicht benötigten Informationen wie z.B. Masse und Firmenangaben zu entfernen und eine übersichtlichere Verarbeitung zu ermöglichen. Als nächstes wurden die 594 nun als TIFF-Dateien angelegten Schablonen mit dem Programm Photoshop als Ebenen im sogenannten psd.-Dateiformat angelegt.

Bei Datei-Formaten bietet das PSD-Format den grössten Spielraum, der praktisch alle Möglichkeiten für eine Weiterverarbeitung offen hält. Es behält die Ebenen bei (die Anzahl möglicher Ebenen ist nur durch den Arbeitsspeicher begrenzt). Ebenen lassen sich mit einem Stapel Overheadfolien vergleichen, bei denen auf jede einzelne Folie Farbe aufgetragen oder von einer anderen Quelle her eingefügt werden kann. Mit Hilfe von Ebenen können Bilder übereinander projiziert

werden oder beim Aufbau eines Bildes einzelne Bildelemente unabhängig vom restlichen Bild bearbeitet werden. Erst wenn das Bild zur vollständigen Zufriedenheit fertiggestellt ist, werden die Ebenen zu einer einzigen Bildebene verschmolzen. Auch wenn Ebenen recht viel Speicherkapazität bedürfen, bieten sie eine unverzichtbare Flexibilität bei der Bildbearbeitung. Bearbeiten kann man eine Ebene durch Anklicken auf den Namen in der Palette. Dies ist immer nur bei einer einzelnen Ebene zugleich möglich. Ein- bzw. Ausblenden kann man Ebenen durch das Augensymbol, hierbei kann man so viele "Overhead-Folien" übereinandergelegt sehen wie man möchte (16).

Für die Bearbeitung in dieser Studie heisst dies, dass man bei eingeblendetem Röntgenbild jede beliebige Schablonen-Ebene anklicken kann und so durch Verschieben die Anpass-Versuche vornehmen kann, die man sonst mit einem realen Print-Röntgenbild und einer realen Röntgen-schablone durchgeführt hat. Des weiteren kann man die Durchsichtigkeit einer Ebene über die Funktion Deckkraft steuern. Das bedeutet, dass man durch Verstärkung oder Verringerung der Deckkraft eine Ebene transparenter oder undurchsichtiger erscheinen lassen kann. Vergleichbar wäre dies mit der Möglichkeit die Deckkraft der Farbe, mit der die Schablone auf die Folie gedruckt ist verändern zu können, um z.B. Strukturen des darunterliegenden Röntgenbildes besser sehen zu können.

#### Verarbeitung der Dateien

Die Schablonen-Dateien der 15 Firmen waren jetzt auf 8 Dateien aufgeteilt. Diese Aufteilung wurde aufgrund besserer Übersicht und Begrenzung durch die Arbeitsspeicherkapazität vorgenommen. Die Ebenen wurden mit Namen versehen und geordnet.

Als nächstes wurden die Schablonen in den Ebenen so transformiert, d.h. verschoben, gedreht und skaliert (in der Grösse angepasst), dass sie alle im gleichen Massstab übereinander lagen. Damit hatte man eine gute Ausgangslage zur erleichterten späteren Anpassung auf die Röntgenbilder.

Daran anschliessend wurde die Auflösung der Bilder verringert. Dadurch wurde eine grössere Überschaubarkeit der Datenmenge erreicht und ein schnelleres Arbeiten mit kleineren Dateien ermöglicht. Die Auflösung wurde von 200 dpi (dots per inch/Punkte pro Inch) auf 72 dpi heruntergerechnet. Für das Arbeiten am Computer reicht eine Auflösung von 72 dpi aus, da dies die normale Bildschirmauflösung darstellt. Eine höhere Auflösung bringt also keine Verbesserung der Bildqualität am Computermonitor, lediglich bei gedruckten Bildern spielt eine höhere Auflösung eine Rolle.

#### Transformieren der Röntgenbilder auf eine Grösse

Ebenso wurden die Röntgenbilder in einem PSD-Format als Ebenen gespeichert und anhand der Massstabskalierung auf eine gleiche Grösse angepasst. Dabei war es wie auch bei anderen Transformierungsvorgängen hilfreich, mit den Funktionen Ebenenmodus und Deckkraft die Ebenen so zu

verändern, dass man einen guten Überblick über die beiden in Bearbeitung befindlichen Ebenen erreichte. Durch Ausprobieren wurde die beste Methode für jede Ebenenkombination ermittelt, da man nicht im voraus sagen konnte, welche Funktion die beste Lösung bieten würde.

#### Ebenenmodi

- NORMAL: zeigt das Bild in Standardversion,
- MULTIPLIZIEREN: Effekt des Übernanderlegens von zwei Diapositiven (subtraktive Farbmischung),
- NEGATIV MULTIPLIZIEREN: Effekt von zwei Dias mit zwei Projektoren auf eine Leinwand projiziert (additive Farbmischung),
- INEINANDER KOPIEREN, WEICHES LICHT und HARTES LICHT sind Kombinationen aus MULTIPLIZIEREN und NEGATIV MULTIPLIZIEREN,
- DIFFERENZ: stellt eine komplexe Berechnung beim Vergleich der aktuellen mit den darunter liegenden Ebenen dar,
- AUSSCHLUSS: abgeschwächter DIFFERENZ-Modus (r6).

#### Skalierung von Bildern

Die Funktion *Frei Transformieren* aus dem Menü Ebene verhindert Qualitätsverlust bei umfangreichen Formänderungen an einem Bildinhalt. Anstatt die nötigen Transformationen nacheinander auszuführen und Gefahr zu laufen, bei jedem Schritt viel an Bildqualität zu verlieren, erlaubt es die Funktion, an einer beliebigen Kombination aus *Skalieren* (Ändern der Grösse), *Drehen*, *Neigen*, *Verzerren* oder *perspektivisch Verzerren* solange herumzufeilen, bis die gewünschte Wirkung erreicht ist. Das Ergebnis eines einzelnen Arbeitsschrittes kann immer unmittelbar am Bildschirm geprüft werden, eine Umrechnung der Bilddaten findet aber erst statt, wenn die Transformation mit der Eingabetaste oder einem Doppelklick abgeschlossen wird. Da nur eine einzige Umrechnung stattfindet, bleibt der Qualitätsverlust auf ein Minimum beschränkt (r6).

Anpassen der Grösse der Schablonen an den Massstab der Röntgenbilder und Aufsetzen, Anpassen und Auswählen der passenden Schablonen auf die 50 Röntgenbilder

Der nächste Arbeitsschritt bestand darin, die an eine gleiche Grösse angepassten Röntgenbilder und die ebenfalls auf die gleiche Grösse angepassten Schablonen-Dateien gegeneinander auf eine Grösse umzurechnen. Das geschah erneut auf die oben schon dargestellte Weise. Danach wurde jedes einzelne Röntgenbild als Hintergrundebene in die jeweils 8 Dateien installiert, so dass nun die 8 Schablonen-Dateien in 50-facher Ausführung vorhanden waren, mit dem einzigen Unterschied des Hintergrundebenen-Röntgenbildes.

Zusätzlich wurde nun eine Pfannen-Schablone eingescant, wie auch die Schablonen auf die richtige Grösse angepasst und ebenfalls als Ebene in jedes Dokument eingesetzt. Nach Anpassung der Pfanne auf das Röntgenbild (wie oben beschrieben) wurde diese mit dem Röntgenbild auf eine

Ebene reduziert und als neue erweiterte Hintergrundebene gespeichert. Die Funktion der Reduktion auf eine Ebene ist nach abgeschlossener Arbeit in den Ebenen oft sinnvoll. Anstatt sie als separate Bildlagen beizubehalten werden sie auf eine Ebene verschmolzen. So wird versehentliche Veränderung ausgeschlossen. Die Reduzierung der Ebenen auf eine Ebene entlastet auch den Arbeitsspeicher und kann die Arbeit mit Photoshop beschleunigen.

Für die Verringerung der Ebenenanzahl kann entweder auf eine Ebene oder auf die Hintergrundebene reduziert werden. Beim Reduzieren auf eine Ebene werden die sichtbaren Ebenen auf eine Ebene zusammengefasst. Dazu gibt es mindestens 6 unterschiedliche Möglichkeiten. Beim Reduzieren auf eine Ebene erhält die resultierende Ebene den Namen der untersten der kombinierten Ebenen und erscheint an ihrer Position.

Beim Reduzieren auf die Hintergrundebene werden alle sichtbaren Ebenen in eine Ebene kopiert und die unsichtbaren Ebenen gelöscht. Dabei gehen auch die Transparenzeigenschaften verloren. Alle Bereiche, die in den kombinierten Ebenen transparent wären, werden in der reduzierten Datei weiss. Beim Reduzierungsvorgang auf die Hintergrundebene werden alle unsichtbaren Ebenen gelöscht und die sichtbaren Ebenen zur Hintergrundebene verschmolzen (ein Warnhinweis bietet die Möglichkeit den Vorgang abubrechen) (16).

Diese Dateien wurden nun dahingehend bearbeitet, dass zuerst das Röntgenbild möglichst passend unter den passend übereinander angeordneten Prothesenschablonen fixiert wurde, so dass bereits eine grobe Anpassung erreicht war. Danach wurden alle Schablonen-Ebenen einzeln auf das Röntgenbild fein-angepasst. Die Ebenen, die in Grösse und Form passfähig waren wurden ausgesucht, die, die nicht einsetzbar waren, wurden aus der jeweiligen Datei gelöscht. Die jeweils 8 Dateien mit demselben Röntgenbild wurden nun zusammengefasst in jeweils eine Datei pro Röntgenbild, so dass als Endprodukt 50 PSD-Dateien existierten.

#### Zum Anpassungsvorgang

Die Implantatgrösse wird mit Hilfe der Röntgenschablonen ausgewählt. Dabei werden folgende Kriterien zugrunde gelegt: Eine biomechanisch gute Hüftalloplastik bedeutet, dass das Zentrum der Pfanne möglichst anatomisch gewählt werden sollte. Ausserdem muss die Schenkelhalsresektion in der richtigen Höhe erfolgen, und es muss eine Prothese ausgewählt werden, die eine korrekte anatomische Distanz zwischen Femur und Becken gewährleistet (Offset). Werden diese Ziele nicht erreicht, besteht die Gefahr einer Beinlängendiskrepanz oder Luxationstendenz.

An der Beckenübersichtaufnahme wird zunächst mit Hilfe der Schablone eine geeignete Pfannengrösse ausgewählt, was hier entfällt, da die digitale Grössenanpassung möglich ist und Pfannenaufsetzen auch nur dazu dient, einen Pfannenmittelpunkt als Referenzpunkt für die Messung zu erhalten. Die Schablone wird entsprechend der Pfanneneingangsebene zwischen 40 Grad und 50

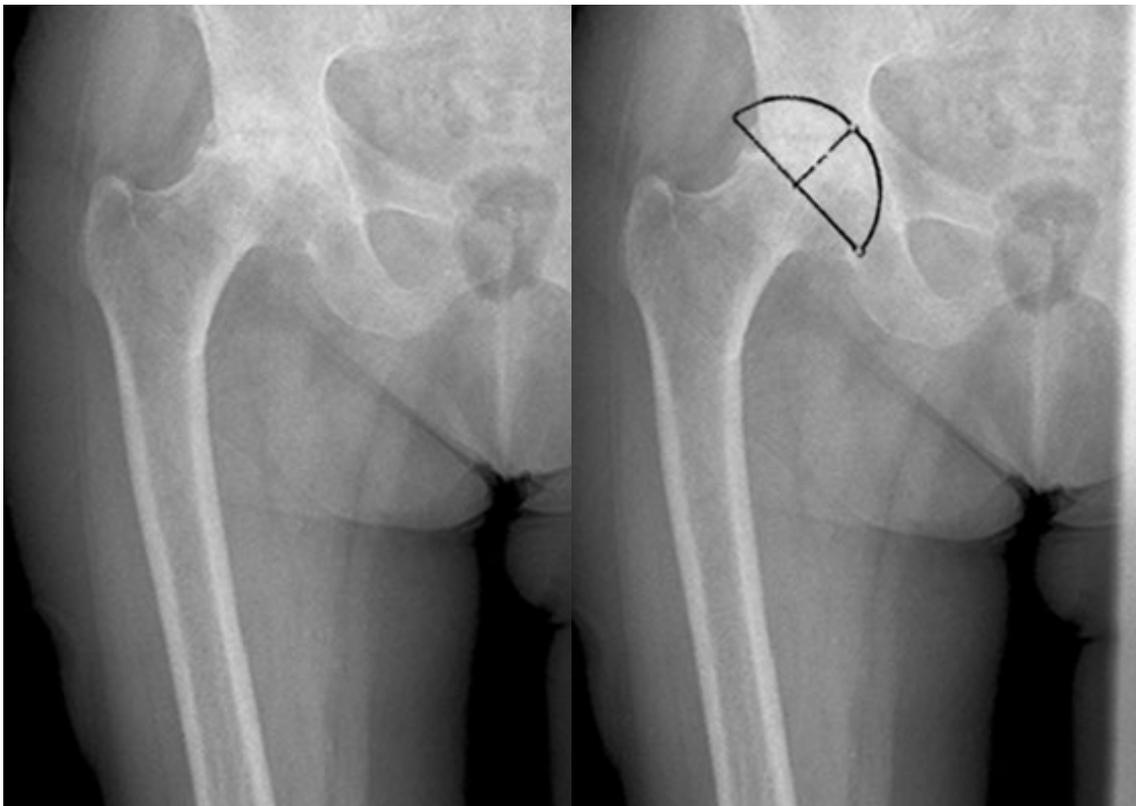
Grad inkliniert. Der untere Rand der Pfanne kommt in Höhe der Köhler Tränenfigur zu liegen (siehe Abb. 7), die ebenfalls den medialen Anliegepunkt liefert. Durch Auflegen der Schaftschaablone auf die Femurkontur wird die voraussichtliche Grösse der benötigten Prothese bestimmt. Hierbei muss darauf geachtet werden, dass sich der Kopfmittelpunkt KM etwa in Höhe der Trochanter major-Spitze befindet. Bei ausgeglichener Beinlänge liegen sie gleich hoch.

Es soll versucht werden einen möglichst guten Kompromiss zwischen Beinlängenveränderung (also Höhendifferenz zwischen Kopfmittelpunkt KM und Pfannenmittelpunkt PM) und Offsetveränderung zu finden. Das bedeutet, dass man eventuell eine Positionierung einer Schablone wählen muss, die zwischen zwei extremen Möglichkeiten liegt. Wenn bei einer nicht exakt passenden Schablone mehrere Kopfmittelpunkt-Möglichkeiten bestehen, dadurch dass z.B. verschiedene Prothesenhalslängen gewählt werden können bestünde die Wahl eines Kopfmittelpunktes der das Offset möglichst wenig verändert und eine stärkere Beinlängendifferenz verursacht oder eines Kopfmittelpunktes der die Beinlänge weniger beeinflusst, dafür das Offset aber stärker verändert (siehe Abb. 7). Des weiteren sollte die bestmögliche Passform des Prothesenschafts an die jeweiligen Femurbeschaffenheiten erreicht werden und es sollte versucht werden, so gut wie möglich die Achse des auf der Schablone dargestellten Implantats der Femurachse entsprechend auszurichten.

*Abb. 7: Anpassungsvorgang (Fortsetzung nächste Seite)*

*a. Digitalisiertes Röntgenbild mit Massstab (Patient: Hoe)*

*b. Abb.1 mit positionierter Pfanne*



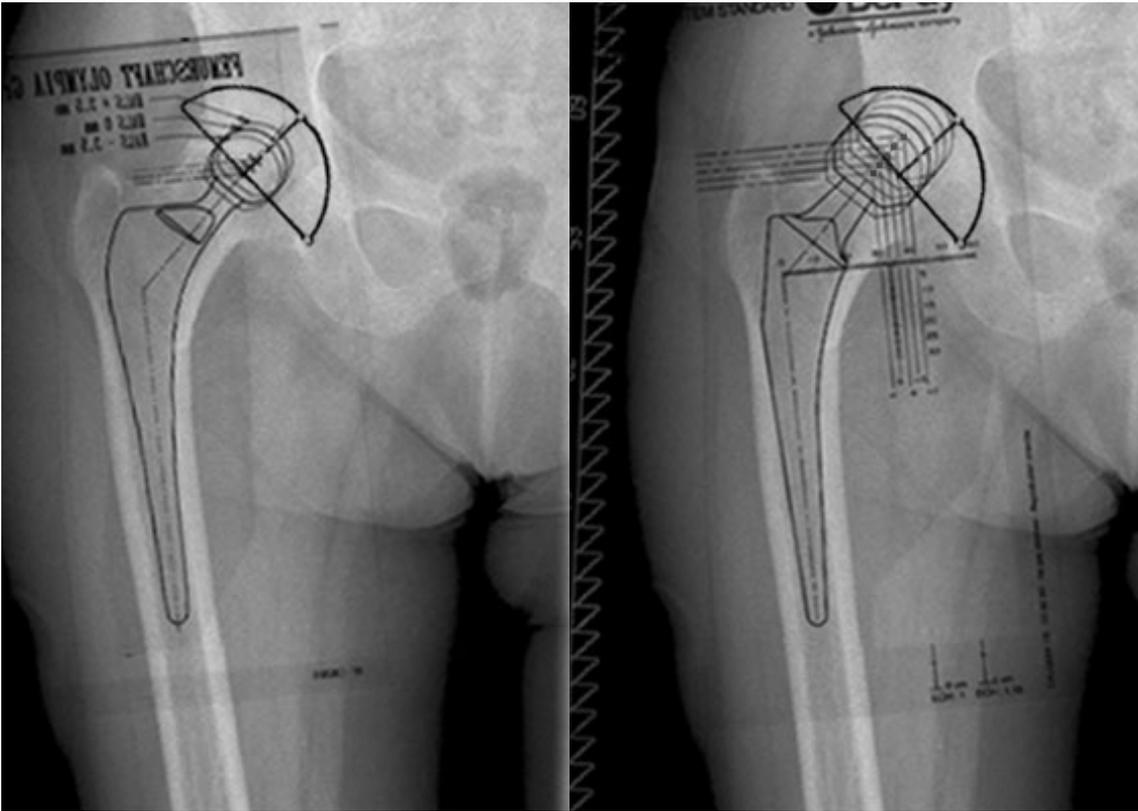


Abb. 7: (Fortsetzung von S. 30)

c. Abb.1 mit Pfanne und exakt passendem Schaft (Prothese: Olympia)

d. Abb.1 mit Pfanne und schlecht passendem Schaft (Prothese Autoblock Stand.) durch Wahl des KM besteht eine Beeinflussungsmöglichkeit von Beinlänge und Offset zwischen unterster KM=Offsetänderung bei erhaltener Beinlänge und oberster KM=keine Offsetänderung, dafür Beinlängenänderung)

#### Der Messvorgang

Nach der Bearbeitung der Bilder wurde die Messung der Änderung des Offset für jede einzelne Schablone durchgeführt. Dazu wurde die Linealfunktion des Programms Photoshop benutzt, die die Möglichkeiten bietet, die Entfernung sowohl als x- und y-Werte in Koordinatenform, als auch als direkte Entfernung in Vektorform abzulesen. Die Koordinatenmessung funktioniert in der Weise, dass man mit einem Pfeil auf dem Bildschirm zuerst den Prothesenpfannenmittelpunkt anklickt, wodurch der Ursprung eines Koordinatensystems in diesem Punkte fixiert wird; danach klickt man auf den Prothesen-Kopf-Mittelpunkt und erhält die Koordinaten dieses Punktes bezogen auf den Ursprung des Koordinatensystems im Prothesenpfannenmittelpunkt. Bei dieser Methode kann man durch diese Trennung der horizontalen Entfernung als x- und der vertikalen Entfernung als y-Wert die reine Offsetänderung, also die Distanzänderung zwischen Becken und Femurachse bestimmen, ohne etwaige Einflüsse durch Abweichungen, die zum Beispiel durch Beinlängenveränderung durch die Prothese und damit durch eine winkelbedingte Entfernungsvergrößerung,

beachten zu müssen. Als Referenzlinie für diese horizontale Messung kann man eine Tangente an die beiden Tränenfiguren anlegen, um eine Messung der horizontalen Körperachse zu garantieren. Des weiteren wurde die Entfernung vom Kopfmittelpunkt zum Pfannenmittelpunkt als Untersuchungswert gewählt, um die Offsetänderung zu bestimmen. Mit diesem Vorgehen war es möglich, lediglich die Änderung des Offset zu bestimmen, ohne das Offset selbst bestimmen zu müssen, welches durch die Morphologie des Trochanter und andere anatomische Gegebenheiten, wie Resektionslinie, Wahl des Messpunktes u.ä. unterschiedlich beeinflusst werden könnte.

### **Datenverwaltung**

Die gemessenen Daten wurden in einer Excel-Tabelle angelegt.

Excel ist ein Tabellenkalkulationsprogramm der Firma Microsoft und ist eines der Programme in der Microsoft Office Programmsammlung. Die Minimalanforderung an einen Computer, um mit Excel arbeiten zu können, sind ein 486er Prozessor mit mindestens 8 Megabyte Arbeitsspeicher (RAM). Mit weniger Arbeitsspeicher lässt sich das Programm mit dem Betriebssystem Windows 95 zwar auch benutzen, aber es arbeitet so erheblich langsamer. Man benötigt für die Installation auf der Festplatte 27 Megabyte bei Voll-Installation und 7 Megabyte bei Minimalinstallation (4).

Die erste Tabelle beschrieb auf der x-Achse die 50 Patienten und auf der y-Achse waren alle Schablonen in ihren jeweiligen Grössen aufgeführt, 594 an der Zahl. Die Messwerte der Schablonen, die mit dem Röntgenbild in Übereinstimmung positioniert werden konnten, wurden in die Tabelle eingesetzt, was pro Modell ein bis zwei Werte ergab. In den Fällen, in denen es mehr als einen Wert pro Modell gab, wurde der in bezug auf die Abweichung des Offset geringere gewählt, der andere wurde verworfen. Der nächste Arbeitsschritt bestand darin, die gemessenen Werte mit dem Umrechnungsfaktor zu multiplizieren, so dass man reale Werte im Millimeter-Mass angeben konnte. Dazu musste man eine neue Tabelle anlegen, in die man die Werte der Originaltabelle mit dem Umrechnungsfaktor multipliziert hineinkopierte. Zuerst wurde dies über den Excel-Befehl in der entsprechenden Zelle der neuen Datei mit einem einzigen Wert durchgeführt. Der benutzte Befehl lautet:

```
"=Produkt(Tabeller!Ursprungszellenname;Umrechnungsfaktor)"
```

Dieser wurde daran anschliessend kopiert und in alle Zellen, die auch in der Originaltabelle einen Wert besaßen, eingefügt. Über diese Arbeitsschritte wurde die Tabelle umgerechnet.

Jetzt lagen absolute Zahlen vor. Nun sollte diese grosse unübersichtliche Tabelle komprimiert werden. Dazu wurden die jeweils auf verschiedene Grössen verteilten Ergebnisse eines Modells auf jeweils eine Zeile, unter Ausserachtlassung der Schablonen-Grösse, für dieses Modell versetzt. Dies geschah mit dem Befehl "Max(Zellenbereichanfang:Zellenbereichende)", den man jeweils für jedes Schablonen-Modell in einer eigenen Zeile durchführen liess. Im Ergebnisbereich der Tabelle wurden jetzt die Zeilen, die die Modellgrösseninformationen enthielten gelöscht, wodurch die zweite Version der Tabelle entstand, nämlich eine Tabelle mit den 50 Patienten in der einen Richtung und den 90 Schablonenmodellen in der anderen Richtung mit Werten in realer Zentimeter-Angabe.

## D. ERGEBNISTEIL

In der hier durchgeführten Untersuchung wurden 90 sich in der Form unterscheidende Prothesenmodelle (594 bei Beachtung der diversen Grössen) anhand ihrer Röntgensablonen an 50 verschiedene Normal-Hüftgelenke anhand ihrer a.p. Röntgenaufnahmen angepasst. Das entspricht einer Untersuchung von 4 500 (29 700, wenn die unterschiedlichen Grössen einbezogen werden) virtuellen Implantationen. Aus diesem Untersuchungsgut wurde ermittelt, ob und wenn ja, wie sich das anatomisch vorgegebene Offset durch eine Implantation ändert.

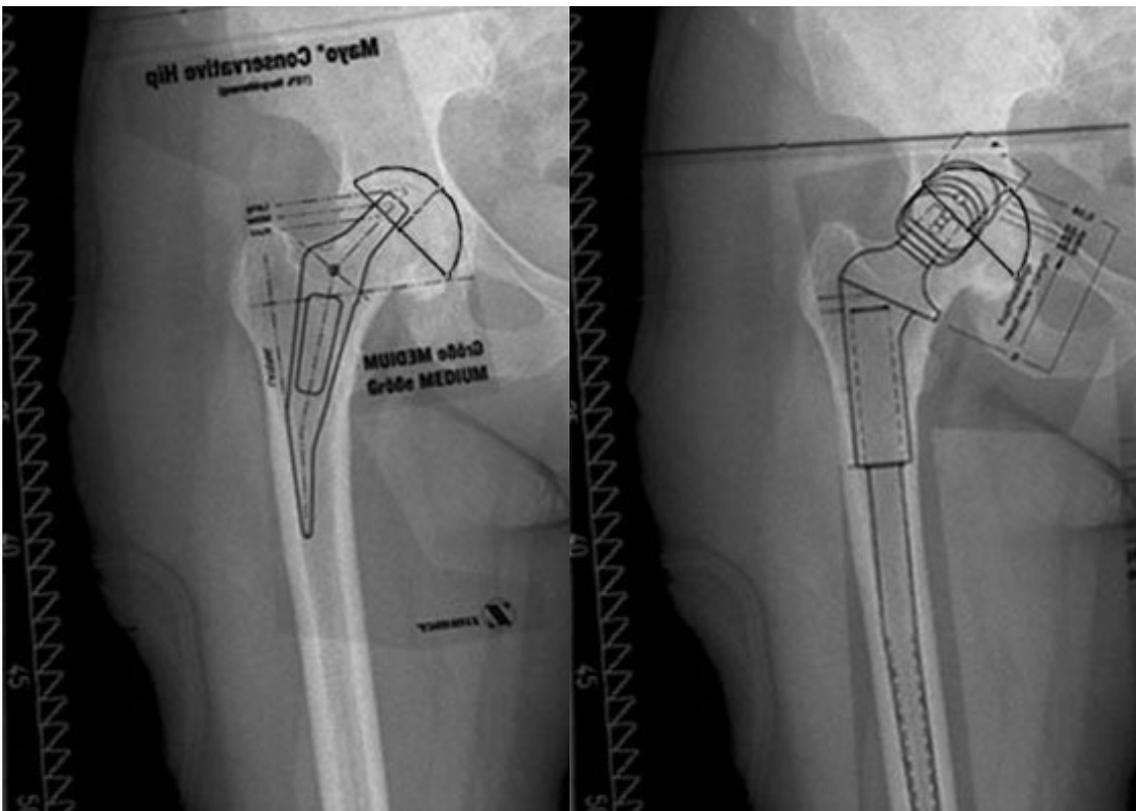


Abb. 8: Beispiele von diversen angepassten Schablonenmodellen

links: Patient: Aug, Prothese: Mayo (nicht exakt anpassbar, Offsetänderung: -0,61 cm)

rechts: Patient: Aug, Prothese: mp 12 (nicht exakt anpassbar, Offsetänderung: -1,02 cm)

Im folgenden werden die Ergebnisse des Gesamtkollektivs und einzelner definierter Untergruppen beschrieben. Dies geschieht anhand der computergestützten Analyse, die über die Anwendungsfunktionen des Excel-Programms durchgeführt wurde.

## Tests, Rechenschritte (Umrechnung), statistische Verfahren

Die Messergebnisse wurden einer statistischen Auswertung unterzogen.

Neben den Informationen, die man aus der Auswertung der Einzelwerte ziehen kann (a), wurde untersucht, wie sich jede Prothese einzeln gegenüber dem Patientenkollektiv bei Einsetzung verhält (b). Ausserdem sollte gezeigt werden, wie das Schablonengut die individuellen Bedürfnisse bedient, also das Verhalten aller Schablonen zusammen bezogen auf jeweils einen Patienten (c).

(a) Die Betrachtung der Einzelwerte zeigt die komplette Spannweite der Anpassbarkeit der Prothesen und ist interessant, um einen Überblick zu bekommen.

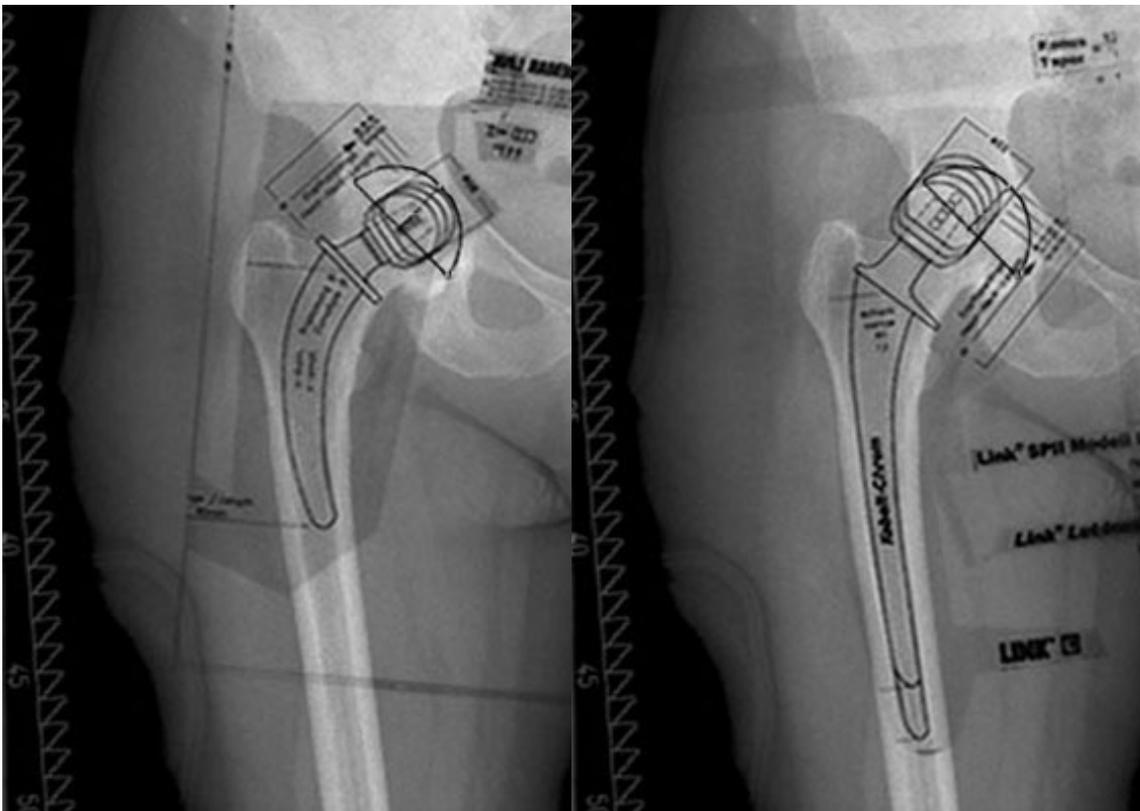


Abb. 9: Beispiele von diversen angepassten Schablonenmodellen:

links: Patient: Aug, Prothese: 12 $^{\circ}$  (exakt angepasst)

rechts: Patient: Aug, Prothese: Lubinus (nicht exakt anpassbar, Offsetänderung: -0,27 cm)

(b) Es wurde errechnet, bei wievielen Patienten eine jeweilige Schablone in bezug auf Passform und Offset passend einsetzbar war. Passend einsetzbar bedeutet hier, dass bei der bestmöglichen Implantationsstellung der Prothese, die man unter den jeweiligen Bedingungen erreichen kann, in

bezug auf Implantationstiefe und Stellung im Femur, Halslänge usw. keine Offsetänderung auftritt. Beinlängendifferenzen und veränderte CCD-Winkel wurden akzeptiert, wenn sie nötig waren, um einen ordentlichen Sitz der Prothese zu gewährleisten.

Weiter wurde errechnet, wie hoch sich der Mittelwert der Veränderung für jede einzelne Prothese sowie für das gesamte Prothesenkollektiv belief. Ein nächster Betrachtungspunkt war, bei wievielen Patienten durch das Modell das Offset entweder in die positive oder in die negative Richtung verändert wurde und wie gross der Mittelwert der Abweichung in jede Richtung war. Positiv und negativ stellen hier keine Bewertung dar, positiv bedeutet Offsetvergrößerung, negativ Offsetverkleinerung. Auch für diese Werte wurden im Anschluss Gesamtmittelwerte gebildet.

(c) Andersherum folgernd wurde ebenfalls ermittelt, wieviele Prothesen bei dem jeweiligen Patienten passend (Definition wie oben) einsetzbar waren und wie gross der Mittelwert der Abweichung für alle Schablonen auf den einzelnen Patienten und das Patientenkollektiv war.

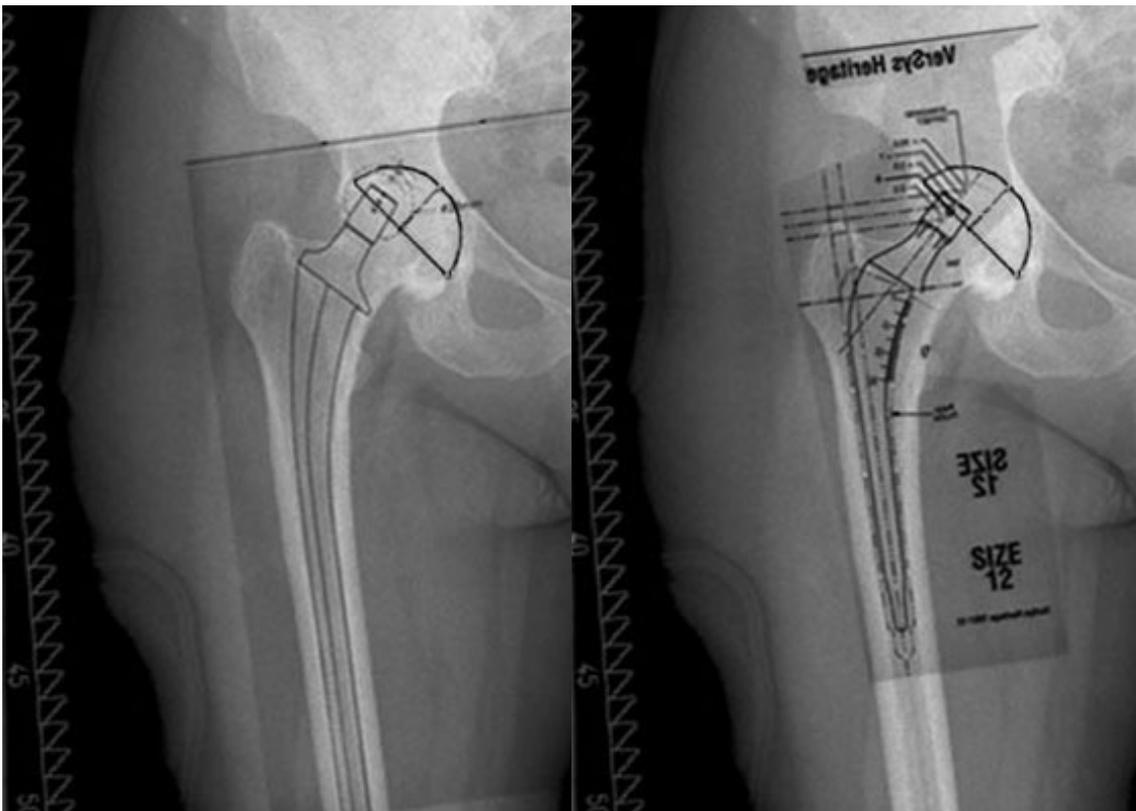


Abb. 10: Beispiele von diversen angepassten Schablonenmodellen

links: Patient: Aug, Prothese: Universal (nicht exakt anpassbar, Offsetänderung:  $-0,89$  cm)

rechts: Patient: Aug, Prothese: Versys Her (nicht exakt anpassbar, Offsetänderung:  $-0,89$  cm)

Des weiteren wurde bestimmt, wieviele Schablonen bei jeweils einem Patienten ins Positive und wieviele ins Negative tendierten. Von diesen Werten wurde nun die mittlere Abweichung errechnet. Dann wurden aus diesen Ergebnissen ebenfalls alle Werte gemittelt, um die Veränderung auf das ganze Patientenkollektiv zu erfassen.

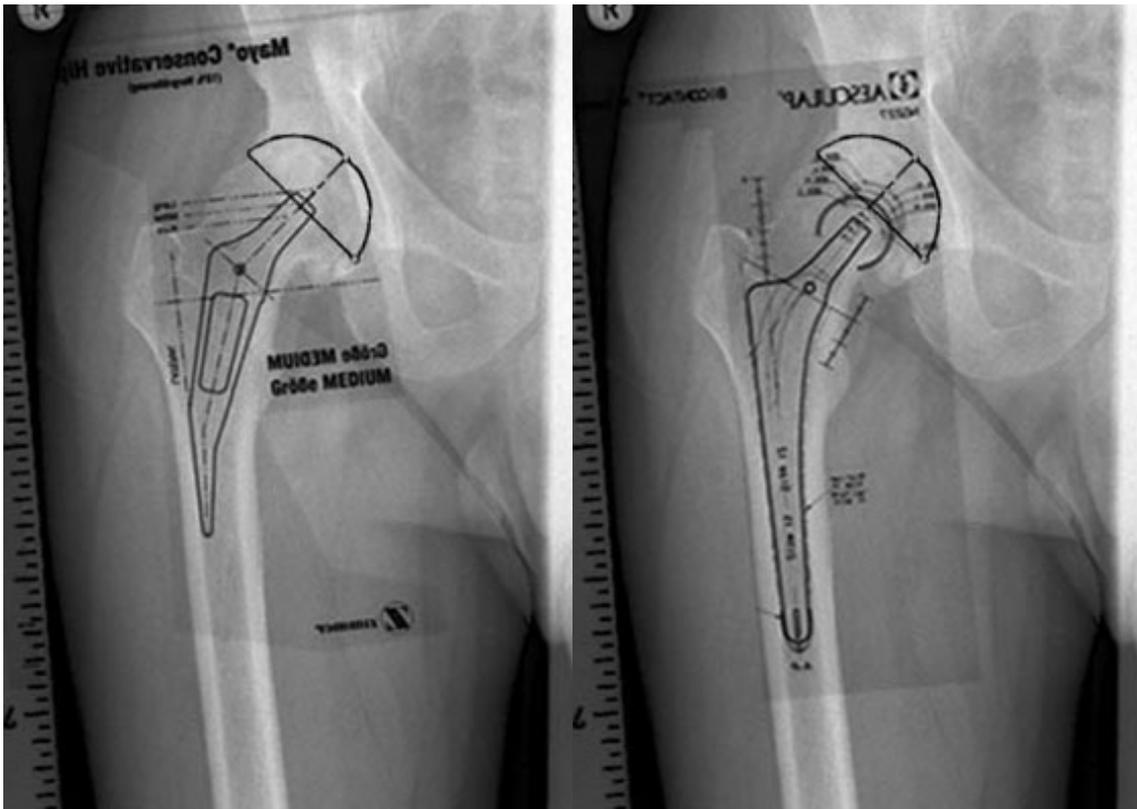


Abb. 11:

Beispiele von diversen angepassten Schablonenmodellen

links: Patient: Hem Prothese: Mayo (exakt angepasst)

rechts: Patient: Hem Prothese: Biocontact (exakt angepasst)

### Statistische Verfahren

Bei der statistischen Auswertung der Messergebnisse wurden verschiedene Mittelwerte (MW) errechnet.

$$\text{Mittelwert MW: } x = (\sum x) / n$$

oder als Excel-Befehl:

"MITTELWERT(erste Zelle:letzte Zelle)"

Weitere zur Auswertung verwendete Excel-Befehle:

"ZÄHLEWENN(Bereich;Kriterium)" – zum Zählen von Zellen, die bestimmte Kriterien erfüllten, wie zum Beispiel eine Null als Wert.

"SUMMEWENN(Bereich;Kriterium)" – zur Addition von Zelleninhalten, die bestimmte Kriterien erfüllten, wie zum Beispiel einen Wert über Null.

"MIN(Bereich)" – um den niedrigsten Wert in einem Bereich zu ermitteln.

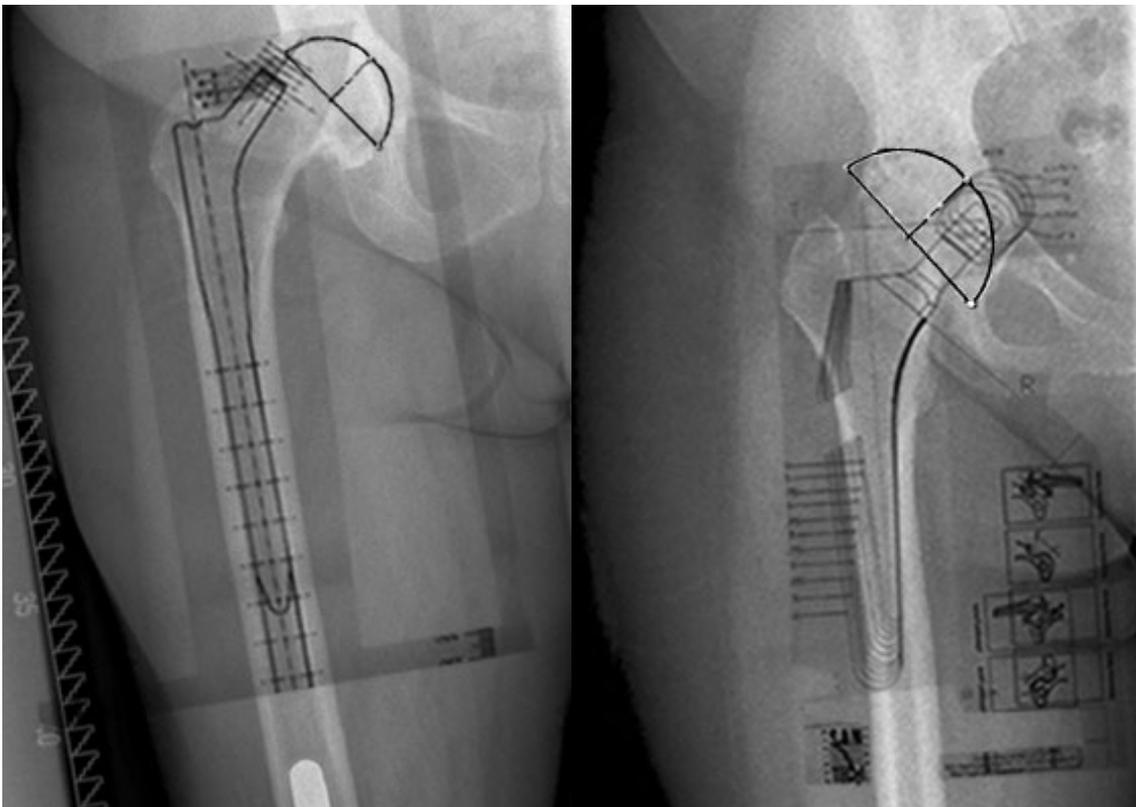
"MAX(Bereich)" – um den höchsten Wert in einem Bereich zu ermitteln.

"WENN(Kriterium;dann;sonst)" – für beliebige Verknüpfungen, wie z.B. "wenn eine Zelle einen positiven Inhalt hat, dann bilde aus dieser Menge den Mittelwert, sonst mache nichts".

*Abb. 12: Beispiele von diversen angepassten Schablonenmodellen (Fortsetzung nächste Seite):*

*li. oben: Pat: Sol, Proth.: Kent 125 (nicht exakt anpassbar, extreme Offsetänderung von ca. -2,7 cm)*

*re. oben: Pat: Buc, Proth.: Stem Es (nicht exakt anpassbar, extreme Offsetänderung von ca. 2,7 cm)*



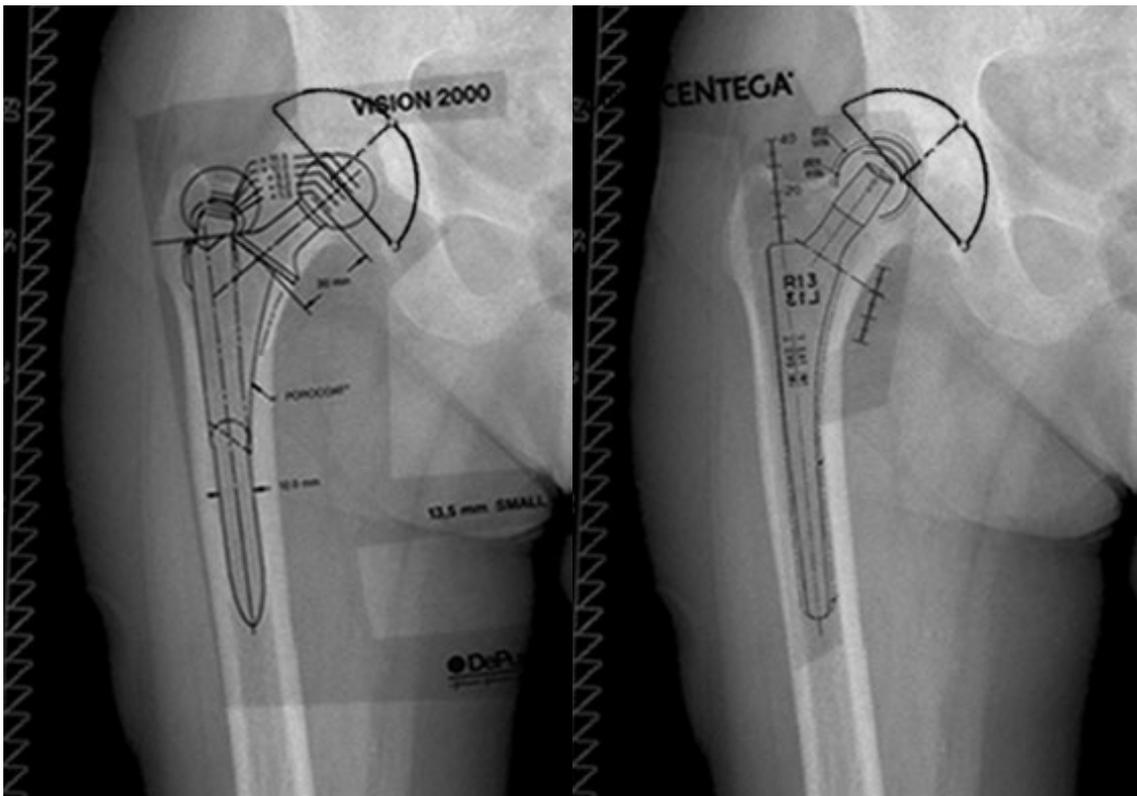


Abb. 12: Beispiele von diversen angepassten Schablonenmodellen (Fortsetzung von S: 38):  
 li. unten: Pat: Hoe, Proth.: Vision (nicht exakt anpassbar, häufige Offsetänderung von ca. 0,7 cm)  
 re. unten: Pat: Hoe, Proth.: Centega (nicht exakt anpassbar, häufige durchschnittliche Offsetänderung von ca. -0,7 cm)

### Deskriptive Statistik

(a) Betrachtet man die Spanne der Einzelwerte, so erkennt man, dass die extremsten Änderungen des Offset 2,73 cm betragen sowohl in die Richtung der Offsetvergrößerung als auch in die Richtung der Offsetverkleinerung. Von den 4500 virtuellen Implantationen liessen sich die Prothesen 1502 mal passgenau einsetzen, 2085 mal verkleinerten sie das Offset (im Durchschnitt um 0,69 cm), und 913 mal vergrösserten sie das Offset (im Durchschnitt um 0,7 cm).

(b) Betrachtet man nun den Einfluss (einzelner) Schablonen bezogen auf die Patienten als Kollektiv zeigt sich, dass die passgenaue Einsetzbarkeit der 90 Schablonen sehr variiert. Die Möglichkeit, einzelne Modelle bei den Patienten ohne Änderung des Offsets einzusetzen, variiert stark. So liessen sich manche Prothesen nur bei 2 Patienten passend einsetzen, andere aber bei bis zu 40 Patienten. Im Mittel passt jedes Schablonenmodell bei 17 Patienten. Nur 11 Modelle lassen sich bei

mehr als der Hälfte der Patienten passend einsetzen, davon 7 bei mindestens 30 Patienten und 3 bei mindestens 35 Patienten. Dagegen lassen sich 18 Modelle bei weniger als 10 Patienten passend einsetzen. Der Mittelwert der Abweichung für das gesamte Kollektiv der Schablonen beträgt  $-0,17$  cm, bei einer Spanne von  $-0,75$  cm bis  $+0,63$  cm Mittelwert für einzelne Schablonenmodelle. Errechnet man nun den Mittelwert der vorzeichenunabhängigen Abweichung, d.h. ohne Beachtung der Richtung, in der eine eventuelle Abweichung vorliegt, so erhält man als Gesamtmittelwert  $0,27$  cm. Betrachtet man nur die Fälle, in denen eine Veränderung eingetreten ist, so beträgt der Gesamtmittelwert  $0,56$  cm.

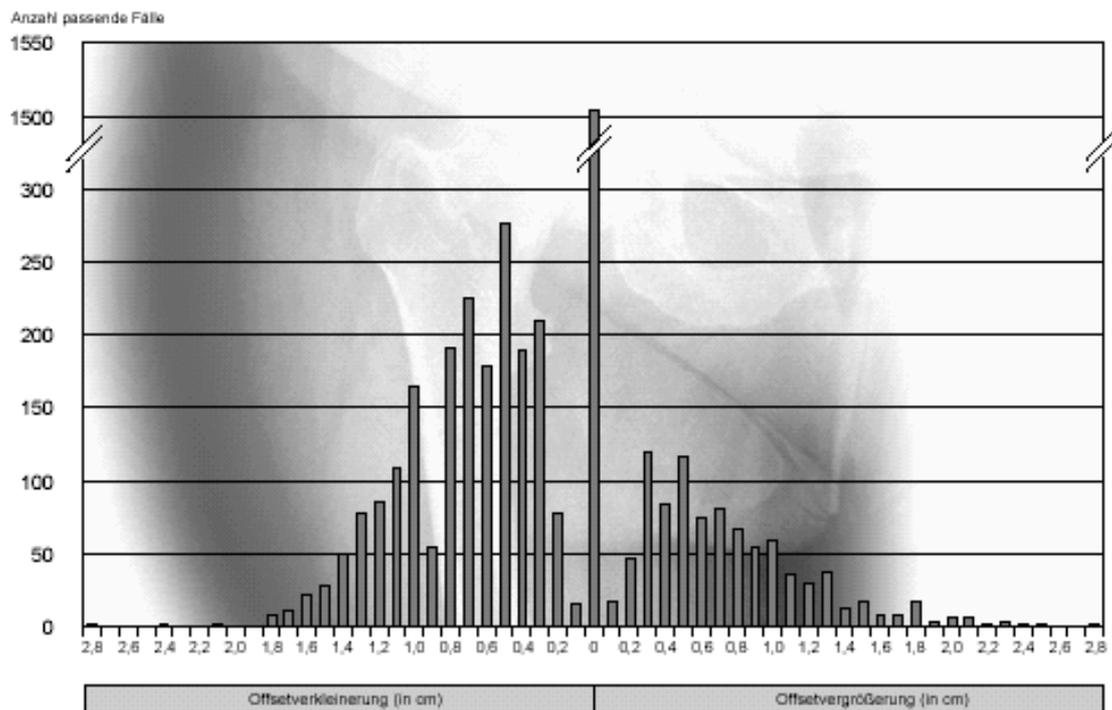


Abb. 13: Grafische Darstellung aller Messwerte

Zur besseren Übersicht und Verdeutlichung der Änderungen wurde das Kollektiv in zwei Gruppen unterteilt, nämlich die der Patienten, deren Offset durch eine bestimmte Prothese vergrößert wurde, und die, deren Offset verkleinert wurde. Dabei erhält man folgende Ergebnisse:

Manche Prothesen sind nahezu bei allen Patienten anpassbar, andere verändern das Offset bei gleich vielen Patienten in positive wie negative Richtung, manche verschieben aber überwiegend in nur eine Richtung. So verschiebt eine einzelne Schablone im Mittel bei 10 Patienten (1-41) in Richtung Offsetvergrößerung und bei 23 Patienten (3-40) in Richtung Offsetverkleinerung. Der Gesamtwert für die Abweichung ins Positive beträgt im Mittel  $+0,68$  cm ( $+0,38$  cm bis  $+0,92$  cm) für einzelne Modelle, derjenige für die Abweichung ins Negative beträgt im Mittel  $-0,63$  cm ( $-0,27$  cm bis  $-1,1$  cm) für einzelne Modelle.

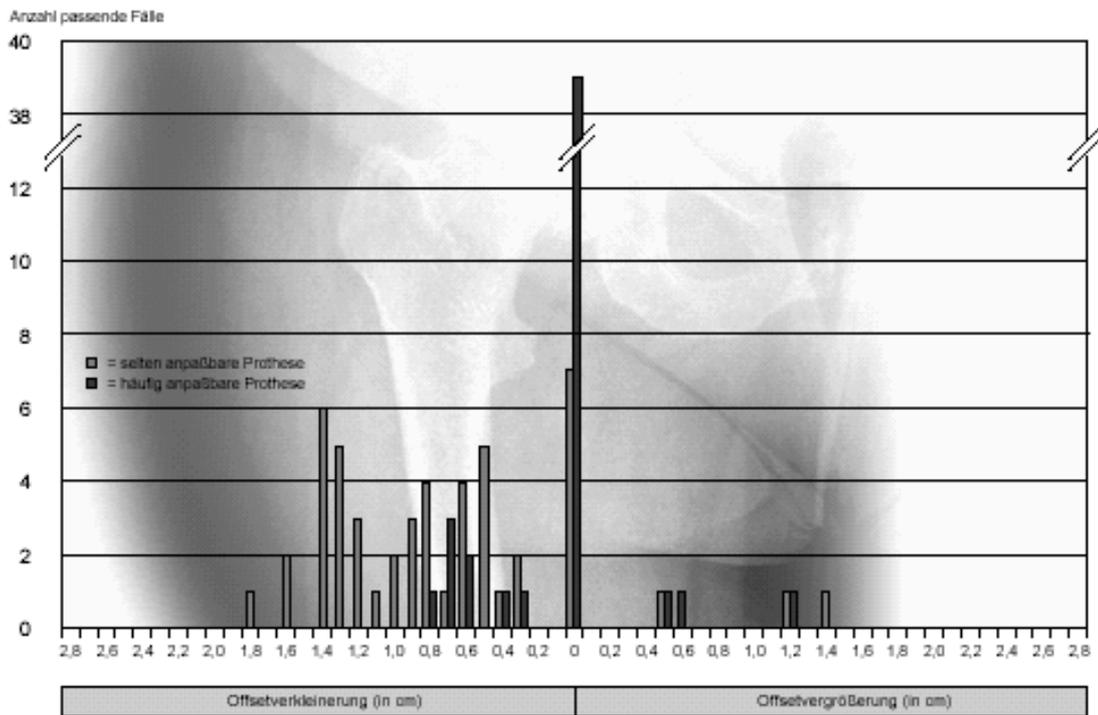


Abb. 14: Grafische Darstellung einer selten und einer häufig anpassbaren Prothese als Beispiel

Betrachtet man jetzt als weitere Untergruppierung dieser Gruppen die Werte der Patienten, deren Offsetänderungswerte jeweils über bzw. unter dem Mittelwert der zwei Hauptgruppen liegen, so erkennt man, dass die Abweichung dieser Werte bei der Gruppe der Patienten "Werte grösser als Mittelwert"  $+0,77$  cm bei 44 Offsetvergrösserungen dieser Unterteilung beträgt, und  $-0,78$  cm bei 41 Offsetverkleinerungen dieser Gruppe. Bei der Gruppe "Werte kleiner als Mittelwert" verändert sich das Ergebnis auf  $+0,59$  cm bei 46 Offsetvergrösserungen und  $-0,48$  cm bei 49 Offsetverkleinerungen.

(c) Weitere Erkenntnisse lassen sich gewinnen, wenn man nun den Einfluss der Gesamtzahl der Schablonen auf die (einzelnen) Patienten betrachtet. Bei Betrachtung des Gruppenkollektiv erkennt man hier, dass im Mittel 30 (1-67) der 90 Schablonenmodelle auf einen einzelnen Patienten passen, d.h. für jeden Patienten im Mittel 30 Prothesen in Frage kämen, aus deren Gruppe die für den jeweiligen Patienten günstigste auszuwählen wäre, die das Offset gegenüber dem anatomisch ursprünglichen nicht verändern würde.

Bei 23 Patienten ist diese Auswahlmöglichkeit grösser als der Mittelwert, man hat also bei diesen Patienten eine relativ grosse Auswahl, eine das Offset nicht verändernde Prothese zu finden. Bei 7 Patienten bleibt diese Auswahlmöglichkeit im einstelligen Bereich, von diesen bei 4 Patienten unter

5. Die mittlere Veränderung aller Schablonen auf einzelne Patienten bezogen beträgt  $-0,17$  cm, bei einer Variationsbreite von  $-1,04$  cm bis  $+1,54$  cm aller Schablonen auf einen einzelnen Patienten. Bei vorzeichenunabhängiger Berechnung des Mittelwertes erhält man als Gesamtmittelwert  $0,40$  cm. Betrachtet man nur die Fälle, in denen eine Veränderung eingetreten ist, so beträgt der Gesamtmittelwert  $0,64$  cm.

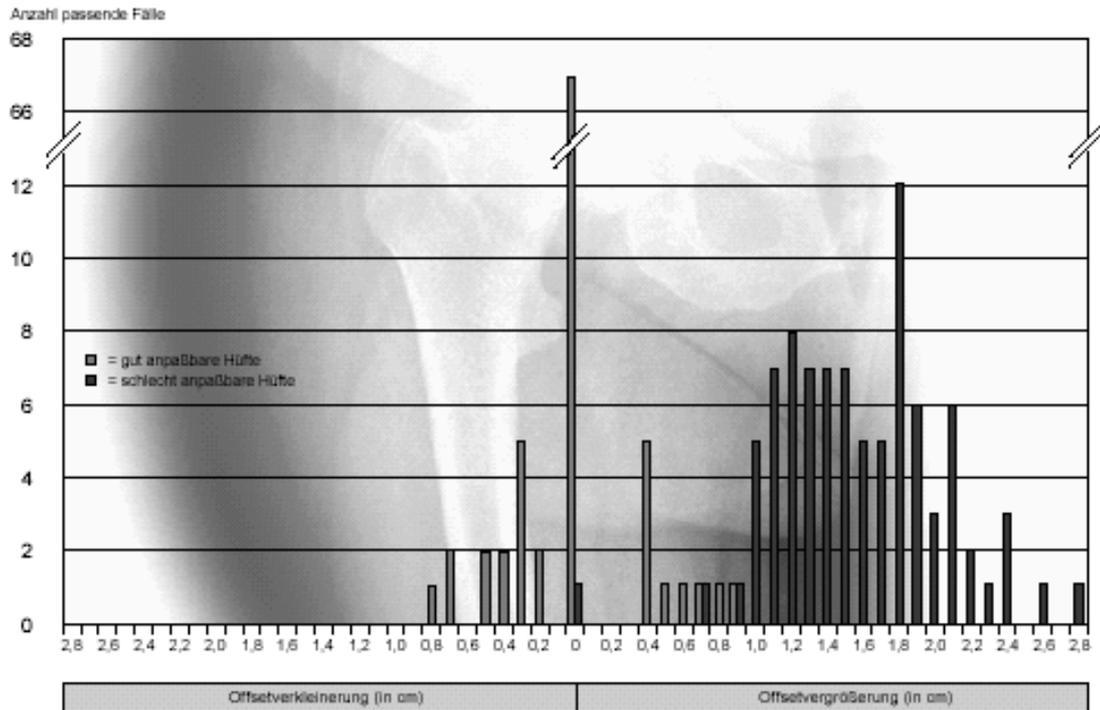


Abb. 15: Grafische Darstellung einer gut und einer schlecht anzupassenden Hüfte als Beispiel

Unterteilt man auch hier aus den oben genannten Gründen in 2 Gruppen, indem man das Kollektiv der Prothesen aufteilt in die Gruppe der Fälle, in denen die Prothesen das Offset vergrößern, und in die, in denen sie es verkleinern, so erkennt man, dass im Mittel 18 (0-89) Prothesen bei einem Patienten das Offset vergrößern dagegen 41 (0-88) Prothesen das Offset der Patienten verkleinern.

Der Gesamt-Mittelwert der 18 vergrößernden Prothesen beträgt  $+0,48$  cm ( $+0,09$  cm bis  $+1,54$  cm für die einzelnen Prothesen), wovon bei 18 Patienten um mehr als  $0,5$  cm vergrößert wird und davon bei 4 Patienten um mehr als  $0,75$  cm.

Der Gesamt-Mittelwert der 41 verkleinernden Prothesen beträgt  $-0,6$  cm ( $-0,23$  cm bis  $-1,04$  cm für die einzelnen Prothesen), wovon bei 31 Patienten um mehr als  $0,5$  cm verkleinert wird und davon bei 10 Patienten um mehr als  $0,75$  cm und bei 5 Patienten um mehr als  $0,9$  cm.

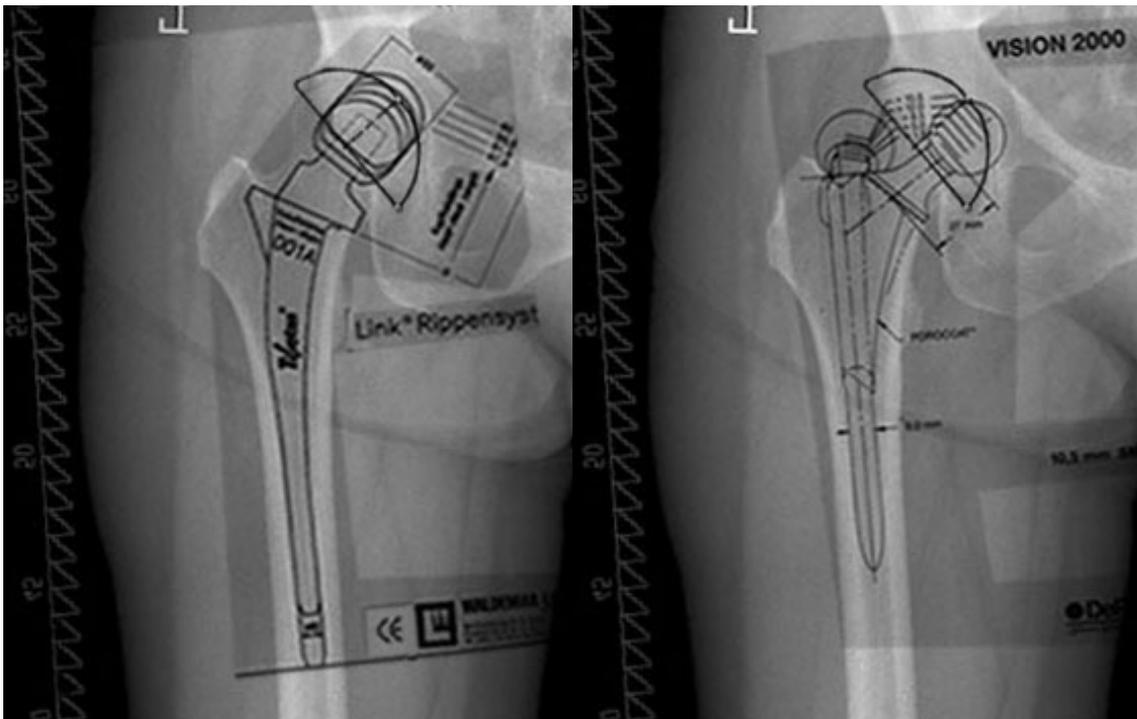


Abb. 16: Beispiele von diversen angepassten Schablonenmodellen:

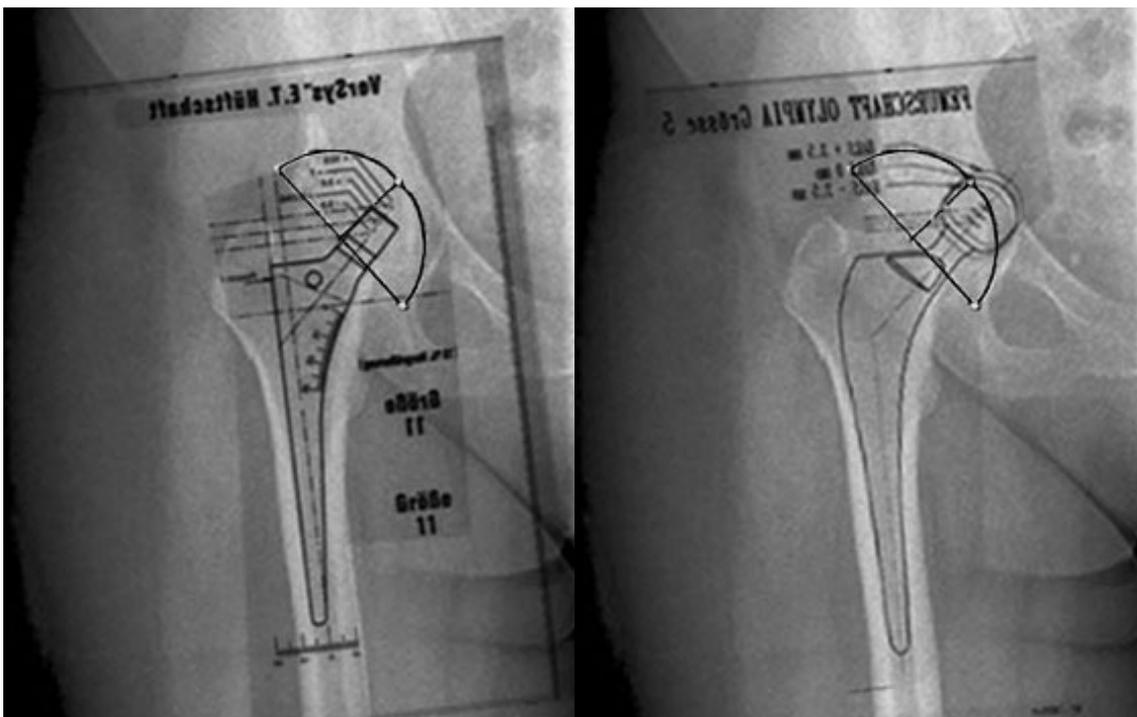
links oben: Patient: Hue, Prothese: Rippe (nicht exakt anpassbar, Offsetänderung 0,61 cm)

rechts oben: Patient: Hue, Prothese: Vision (nicht exakt anpassbar, Offsetänderung 1,43 cm)

bei einem Patienten mit leichter Dysplasie (Patient: Bur):

links unten: Prot.: Versys ET (nicht exakt anpassbar, Offsetänderung 1,18 cm)

rechts unten: Prot.: Olympia (nicht exakt anpassbar, Offsetänderung 2,3 cm)



Messergebnisse tabellarisch











## E. DISKUSSION

### Erkenntnisstand und Entwicklung, Stand der Prothesen heute anhand von Literatur

#### Prothetik

Aufgrund der bahnbrechenden Arbeiten von Charnley sowie McKee und Farrar in den 50er Jahren wurden in den 60er Jahren in zunehmender Zahl Hüftprothesen implantiert. Nach Überwindung anfänglicher Probleme setzte in den 70er Jahren eine noch stärkere Versorgung mit Hüftprothesen ein. Anfangs standen Werkstofffragen im Vordergrund. Da Kunststoffpfannen aus Teflon nicht vertragen wurden, ging die Entwicklung weiter zu Polyethylenpfannen. McKee und Farrar benutzten Metallpfannen und Metallschäfte. Die Paarung Metall-Metall führt aber zu vermehrtem Abrieb, der als möglich toxisch eingestuft wurde, insbesondere bei Verwendung von Kobalt. Die Kombination Polyethylenpfanne und Metallkopf setzte sich deshalb durch.

Als neues Problem tauchten Lockerungen des Schaftes und Brüche im Prothesenstiel auf. Daraufhin wurden die Schäfte der Prothesen verstärkt. Die Ursache der Lockerungen lag aber hauptsächlich in dem zu stark varisch geformten Design der Prothesen, das zu erhöhter Biegebelastung im Prothesenschaft und -lager führten. Erst langsam setzte sich die Erkenntnis durch, dass die Prothesenform stärker valgisch ausgebildet sein sollte. Seitdem war die Zahl der Lockerungen nur noch sehr gering. Polyethylenpfannen zeigen jedoch im Laufe der Zeit einen Abrieb, den man nach 8-10 Jahren an einer deutlichen Verschmälnerung an der Kuppe der Hüftpfanne erkennt. Deshalb wurde nach anderen Werkstoffen gesucht. Keramik oder Kombinationen der Prothesenteile aus Keramik und Metall wiesen auch starken Abrieb auf. Heute erscheint die Kombination aus Kunststoffpfanne und Keramikkopf am besten geeignet, da die Oberfläche eines Keramikkopfes noch glatter ist als die eines Metallkopfes und damit Schmirgeleffekte reduziert oder vermieden werden.

Eine weitere Neuerung stellten die unzementierten Prothesen dar. Sie entstanden durch die Annahme, der Methylmetacrylat-Knochenzement sei ursächlich an der Lockerung beteiligt. Es wurden deshalb Schraubpfannen und Schäfte mit Tragrippen und rauher Oberfläche zur Förderung des Einwachsens entwickelt. Besonders für jüngere Menschen erhofft man sich mit dieser Methode Vorteile. Eine endgültige Entscheidung, ob zementlose Prothesen tatsächlich weniger Lockerung zeigen, steht noch aus, denn auch nach 10 Jahren kann man sich immer wieder davon überzeugen, dass der Zement noch völlig fest an der Kortikalis haftet, wenn der Knochen sich nicht aus biologischen Gründen gelockert oder abgebaut hat.

In zunehmendem Masse wird auch erkannt, dass das Elastizitätsmodul von Knochen und Implantat möglichst gleich gross sein sollte, um Lockerungen zwischen den Komponenten des

elastischen Knochens und des starren Prothesenmaterials zu vermeiden. Ob Titan wegen seiner grösseren Elastizität günstigere Ergebnisse erzielt als bisher verwendete Metalle steht noch aus.

Einfluss auf die Haltbarkeit einer Prothese sollen auch die Art der Einbringung und das Prothesendesign haben, auf das im weiteren eingegangen werden wird (96).

### Biomechanik

Bereits im mittlerweile vorletzten Jahrhundert begann man erstmals, das menschliche Hüftgelenk unter biomechanischen Gesichtspunkten zu untersuchen. Nachdem A. Fick (26) mit statischen Betrachtungen über die Wirkungsweise der Oberschenkelmuskulatur begann, lies R. Fick anatomische Gelenkstudien folgen (27,28), welche weitere Erkenntnisse über die auf das Hüftgelenk wirkenden Muskelkräfte ergaben. Seit 1889 dienen die Gangstudien O. Fischers, die in seinem Werk "Der Gang des Menschen" zusammengefasst sind (29), als Grundlage für die Analysen der Belastungsverhältnisse des Hüftgelenkes. Sie haben ihre Gültigkeit bis heute unverändert beibehalten. Er untersuchte insbesondere die Schwerpunktverlagerung im menschlichen Körper beim aufrechten Gang. Hierzu teilte Fischer den Doppelschritt des gesunden Mannes in 31 Gangphasen und bezog die Verlagerung des Körperschwerpunktes anhand eines exakten dreidimensionalen Koordinatensystems auf den Femur-Kopfmittelpunkt. Nachfolgend dienten die Analysen Fischers als Arbeitsgrundlage für sämtliche weiteren statischen und dynamischen Berechnungen (18,49,52,76).

Erste Näherungen der statischen und dynamischen Belastung wurden bereits 1917 von Koch angenommen (45), bei denen er erstmalig auch das Körpergewicht und die Lage und Grösse der Hüftgelenksresultierenden in ihre Berechnung miteinbezog.

Ausgehend von der Tatsache, dass unterschiedliche Schenkelhalsbrüche verschiedene Prognosen bezüglich ihrer konservativen Heilungstendenz haben, führte Pauwels auf diesen Grundlagen ab 1935 weitere Untersuchungen am menschlichen Hüftgelenk durch (75,76). Auch seine Theorien haben bis heute ihre Gültigkeit als Grundlage für biomechanische Berechnungen am menschlichen Hüftgelenk vollständig beibehalten. Er analysierte die Belastung beim langsamen Gehen für die Gangphase 16 nach O. Fischer (29,75,76). Inman stellte zweidimensionale Überlegungen über die Gelenkbelastung im Einbeinstand an (40), wobei er elektromyographische Messung der auf den Hüftkopf einwirkenden Muskulatur durchführte und insbesondere die Kraft der Hüftabduktoren berücksichtigte.

Denham (21) gab Hinweise zur klinischen Anwendbarkeit des biologischen Gedankengutes. Er berechnete die unterschiedlichen Hüftgelenksbelastungen für diverse anatomische Variationen wie Coxa vara und Coxa valga.

Eine von Rydell entwickelte Prothese (Austin-Moore-Prothese) mit sogenannten strain gauges (Belastungsmessern) ermöglichte Belastungsmessungen im Einbeinstand während der Schwungphase und beim Laufen (85). Die durchgeführten Messungen bestätigten weitestgehend die von Pauwels aufgestellten Theorien zur Hüftgelenkbelastung.

Diese Neuerung brachte die Forschungsbereiche der biomechanischen Aspekte und der Prothesenentwicklung nun auch in der Praxis weiter zusammen.

#### Heutiger Erkenntnisstand

Überwiegend treffen die Aussagen einer Studie von 1989 über die biomechanischen Aspekte der Prothesenlockerung an der Hüfte, die hier skizziert werden sollen, mit dem heute gültigen Stand der medizinischen Wissenschaft überein (77).

Es heisst, dass die aseptische Lockerung einer Endoprothese nach wie vor das zentrale Problem der Endoprothetik ist und immer noch einer umfassenden Lösung bedarf. Versucht man sich der Lösung dieses Problems zu nähern, so muss man annehmen, dass dem zunächst stabilen und belastbaren Verbund von Implantat und Gewebe eine Phase nicht näher definierbarer Veränderungen folgt, die schliesslich das Lockerungsgeschehen induzieren. Aus welchem Grund diese Veränderung mitunter erst nach 10 bis 15 oder mehr Jahren dazu führen, dass eine Lockerung auftritt, ist bis heute unklar, und es haben weder umfangreiche multizentrische statistische Studien noch aufwendige Laboruntersuchungen dazu beitragen können, dieses für den Patienten mitunter tragische Geschehen abzuwenden. Ein Umstand, der das Langzeitergebnis aber zu verbessern scheint, ist die korrekte Operations-Technik unter Berücksichtigung patientenspezifischer Parameter, wie z.B. Knochenqualität, Markraumgeometrie und Rotationszentrum. Auch müssen gegebenenfalls das Ausmass einer Dysplasie und andere anatomische oder pathologische Gegebenheiten, die intraoperative Berücksichtigung finden sollten, bedacht werden.

Einer der vielen Lösungsansätze ist die Designoptimierung, deren Ziel es ist, dem knöchernen Stützgewebe möglichst wenig Umbau- und Anpassungsleistung abzuverlangen. Des weiteren arbeitet man an der Entwicklung spezieller Oberflächenstrukturen und -beschichtungen. Dass das Design Einfluss auf das Langzeitergebnis hat ist unbestritten. Einen Grund dafür stellt die gängige Hypothese dar, dass es für die Langzeitstabilität eines Implantates um so günstiger ist, je weniger das Implantat in das Kraftgefüge des bestehenden Stützgewebes eingreift und je geringer deshalb die Umbauleistung ausfällt, die diesem Gewebe abverlangt wird. Varisches Schaftdesign hat sich, wie erwähnt, als ungünstiger herausgestellt, da höhere Beanspruchungen des Implantatlagere

auftreten. Auch ist nicht geklärt, ob das Vorhandensein eines Kragens vorteilhaft ist und ob sich eine Verankerung proximal oder distal günstiger darstellt.

Ein weiteres Forschungsgebiet neben der Makrostruktur ist die Mikrostruktur, die zur Verbesserung des Verbundes zwischen Implantat und Gewebe, hauptsächlich durch Oberflächenvergrößerung, beitragen kann. Ausserdem stellen Beschichtungen des Schaftes mit knochenmatrixähnlichen Substanzen, z.B. Hydroxylapatit, einen weiteren Forschungsansatz dar. Dieser zeigt noch keine abschliessenden Ergebnisse und weist auch noch einige Probleme auf, z.B. die Bestimmung der optimalen Beschichtungsdicke. Langzeitergebnisse stehen noch aus.

Ein realistischer Vergleich zwischen zementierten, unzementierten und custommade Prothesen steht ebenfalls noch aus, da u.a. aus historischen Gründen, wie beurteilbare Zeitspanne des Verfahrens, noch keine abschliessenden Ergebnisse vorliegen.

An dieser Stelle ein paar Worte zu custom-made Prothesen

Für Patienten, für die es kein passendes konfektioniertes Model gibt, ist diese Art der prothetischen Versorgung sicherlich eine grosse Errungenschaft, auch wenn diese aus ökonomischer Sicht in unserem heutigen Gesundheitssystem wohl eher nicht als Routineversorgung denkbar ist. Dazu kommt noch der theoretische Ansatz, dass die erwarteten Vorteile eventuell gar nicht so gravierend ausfallen, denn nach abgeschlossenen Umbau- und Reparationsvorgängen soll sich der anfängliche Vorteil der Implantatfestigkeit gegenüber zementfreien Prothesen nivellieren. Ein Problem stellt auch der Gesichtspunkt dar, dass Überschneidungen zwischen Prothese und Knochen nicht vorkommen dürfen und eine Einführung des Implantats in den Markraum bei den Vorgaben, die durch die Anatomie gegeben sind, möglich sein muss (77).

Stand der Prothesen heute

Bei Durchsicht aktueller Studien zum Thema "Totale Endoprothese der Hüfte" bekommt man einen groben Überblick über die Aspekte, die heute im Mittelpunkt der Forschung stehen, also über den Bereich, der heute als wichtig erachtet wird. Diese Aspekte lassen sich nicht auf ein kleines Feld begrenzen, sie beziehen die unterschiedlichsten Forschungsbereiche mit ein. Ein Teil soll hier als grober Überblick genannt werden: Das Design soll entscheidend für Primärstabilität sein, anatomisches Shape für ideale Adaptation an die Konturen des Femur und damit für festen Sitz. Die physiologische Kraftübertragung soll der natürlichen sehr nahe kommen. Die Druckverteilung soll innerhalb der physiologischen Grenzen bleiben was den Knochen im proximalen Femur gesund halten und Resorptionen minimieren soll. Zu diesem Thema gibt es diverse Ansätze zu denen z.B. die Frage gehört, ob Fehlen oder Vorhandensein eines Kragens vorteilhafter ist.

### Zur proximalen Krafteinleitung

Die systemimmanente Biomechanik soll sich so nah wie möglich am natürlichen Femur orientieren. Der distale Teil des Schaftes kann unterdimensioniert gestaltet werden, um die ausschliessliche proximale Krafteinleitung in den Femur zu gewährleisten. Distaler Kontakt zwischen Implantat und Knochen soll weitgehend verhindert werden. Sollte der Schaft dennoch am Knochen anliegen, so kann eine polierte Oberfläche in diesem Bereich ein Anwachsen des Knochens an die Prothese verhindern und somit Stessshilding unterbinden und eventueller proximaler Knochenresorption vorbeugen. Die weitgehende Wiederherstellung der normalen anatomischen Kraftübertragung auf den gesunden Knochen soll den Knochenumbau um die Prothese anregen und Knochenresorption verhindern. Der damit verbundene dauerhafte Erhalt des gesunden Knochenlagers um das Implantat sorgt für eine stabil fixierte Totale Hüftendoprothese.

Diese Aspekte zeigen zwar nur einen Teil der heute als wichtig erachteten Faktoren, jedoch geben sie einen guten Einblick über die Vielfältigkeit der Aufgaben, die heute an den Prothesenbau gestellt werden. Bei dem Teil der Prothese, der ausserhalb des Femurschaftes bleibt, wird auf Materialeigenschaften, Formen, Grössen und Proportionen Wert gelegt, wobei über diese aber keine einheitliche Meinung besteht. Die Fixierung mit und ohne Zement ist immer noch Thema vieler Studien, zudem besteht die Frage nach Material und Eigenschaften des Zementes (60).

### Entwicklung des Offset

Seit den 90er Jahren besteht ein grösseres Interesse am Offset (Offset=senkrechter Abstand zwischen Längsachse des Femur und des Kopfmittelpunktes), was sich in der Menge der seit dem veröffentlichten Literatur widerspiegelt (15,54,84,87,88,93,90). Vor dieser Welle des Interesses gab es aber auch schon Überlegungen zum Offset, die zum heutigen Wissensstand geführt haben.

Charnley beschreibt seine Sichtweise zur historischen Entwicklung des Offset-Problems folgendermassen: In den Anfängen der Hüftgelenkendoprothetik dachte man, Offsetverkleinerung würde zu Instabilität und Subluxation führen, besonders wenn es in Kombination mit Medialisation der Gelenkpfanne (deep set socket) verwendet wurde (7). Um einer potentiellen Schwäche des Prothesenmaterials bei einer Prothese mit Offsetvergrösserung (durch Vergrösserung des reinen Offset oder der Prothesenhalslänge) entgegenzuwirken, wurde gehofft, das Material durch Beibehaltung eines langen Stumpfes des femoralen Schenkelhalses als Stabilisation für die Prothese zu unterstützen. In dieser Zeit war es sonst üblich, dass Prothesen eine Resektion des femoralen Schenkelhalses fast bis zum kleinen Trochanter nötig gemacht haben (siehe Abb. 18).

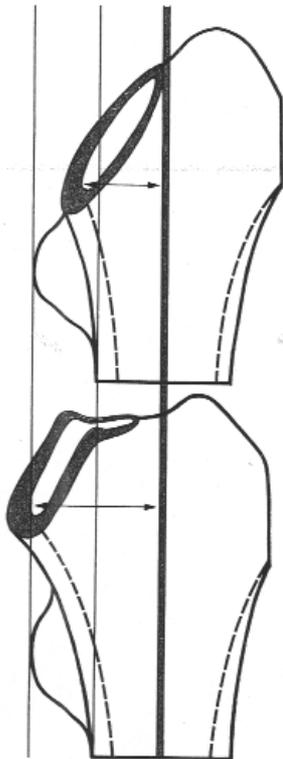


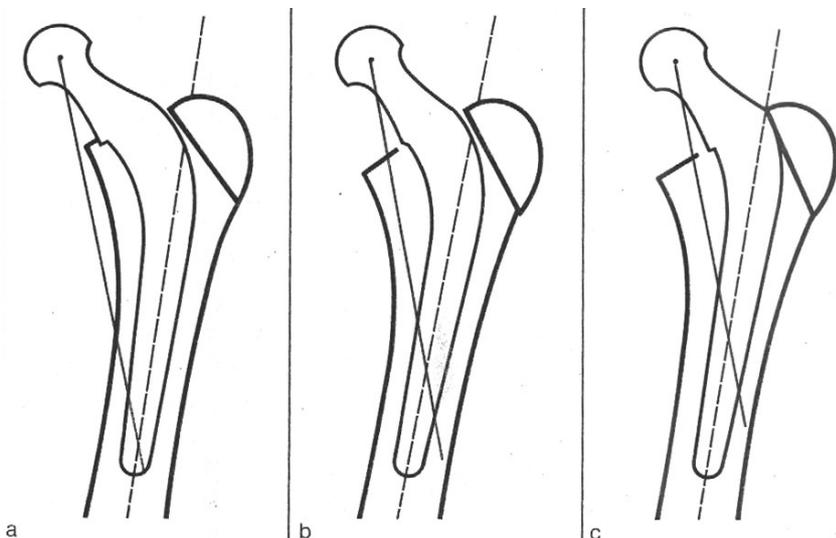
Abb. 18:

Oben: Resektion des Schenkelhalses fast bis zum Trochanter minor  
 Unten: Resektion des Schenkelhalses mit Belassung eines langen Stumpfes (7).

Die Idee, Prothesen mit kleinerem Offset zu wählen, als es durch die Anatomie vorgegeben war, kam später und folgte aus Erkenntnissen, die aus Fällen gewonnen wurden, in denen die Prothesen in übertriebener Valgusstellung implantiert worden sind. Durch diese Valgusstellung sollte der Kopfmittelpunkt lateral verrückt und so das Offset reduziert werden. Dabei wurde keine Tendenz zur erhöhten Dislokationsgefahr gefunden. Lange Jahre wurde deshalb moderates Valgisieren angestrebt, weil dadurch sicher eine ungewollt in Verruf geratene Varusstellung vermieden wurde. Theoretisch dachte man, eine Prothese mit kleinem Offset, die also eine Verkleinerung des Offset ohne Valgisierung ermöglichte, wäre besser, weil das den Schaft der Prothese in die neutrale Achse des Femur bringen würde, während das kleinere Offset bestehen bliebe.

Abb. 19 a-c.: Richtung der Resultierenden in Relation zum Knochen des medialen femoralen Schenkelhalses in bezug auf verschiedene Prothesen-Offsets (7).

- a) grosses Offset: die Resultierende befindet sich medial des Femur: grosse Zementbelastung und grosse Biegebelastung der Prothese
- b) anatomisch regelrechtes Offset: die Resultierende befindet sich physiologisch richtig
- c) kleines Offset: die Resultierende befindet sich weiter lateral: niedrige Zementbelastung und niedrige Biegebelastung der Prothese.



Eine Offsetverkleinerung bedeutet eine Erhöhung von Stärke und Steifheit der Prothese. Da die Richtung der Gelenkkraft als durch den Kopfmittelpunkt gehend angesehen werden kann, ist offensichtlich, dass, wenn das Offset physiologisch ist, die Richtung der Gelenkkraft durch den medialen femoralen Cortex geht. (Wenn die durchschnittliche Richtung der Gelenkkraft bei  $20^\circ$  zur Achse des Femurs liegt, ist die Auswirkung des Offset auf den Abb. 19 a-c gezeigt) Wenn das Offset der Prothese kleiner als physiologisch ist, befindet sich diese Krafrichtung lateral des medialen femoralen Cortex und näher zum Schaft. Dies ist vorteilhaft um die Biegebelastung auf die Prothese und den Zement zu reduzieren. Das Schlimmste, so die damalige Meinung, wäre ein Offset zu bewirken, das grösser als physiologisch ist, weil das die Biegebelastung auf Prothese und Zement vergrössern würde. Die Grösse der Biegebelastung auf den Schaft der Prothese verändert sich in Abhängigkeit zur Verankerungstiefe des Schafts im Knochen. Das liegt daran, dass die Länge des Hebelarmes der biegenden Kräfte über die Senkrechte von der Krafrichtung der Gelenkkraft zu dem Punkt im Schaft der Prothese, über den die Biegebelastungen ermittelt werden, berechnet wird (siehe Abb. 19).

Aus diesem Grund gestaltete man den Prothesenkonus im oberen Bereich dicker, wo die Hebelarme lang und deshalb die Biegebelastungen hoch sind, und in Richtung Schaftspitze dünner, wo die Hebelarme kurz und daher die Biegebelastungen niedrig sind. Der Fehler von exzessiv kurzem Offset, so schloss man schon damals, sei der, dass dieses, da Offsetverkleinerung eine mediale Verschiebung des Schafts bedeute, zu einer Abduktorverkleinerung führe, wodurch mehr Kraft für Bewegung des Beines benötigt werde, die Gelenkbelastung zunehme und so letztendlich der Vorteil der verringerten Biegebelastung verloren gehe. Der Muskelansatzwinkel werde reduziert und dadurch die Richtung der Abduktorenkraft stärker in vertikaler Richtung verlegt, woraus folge, dass auch die Gelenkkraft steiler gerichtet werde und je näher diese Gelenkkraft sich in eine parallele Richtung zur Achse des Femurs verlege, um so grösser werde die Biegebelastung auf den Schaft. Diese beiden Faktoren sollten die Biegebelastung vergrössern. Die Lateralisation des Trochanter war die logische Schlussfolgerung um die normale Länge des Abduktorhebels und den normalen Zugwinkel zu erreichen. Für maximalen Benefit bei Offsetverkleinerung sollte dies zum Reduzieren der Biegebelastung essenziell sein. Allerdings ist die maximale Versetzungsmöglichkeit wegen des benötigten Knochenkontaktes auf einen Zentimeter begrenzt.

Aufgrund der gegebenen anatomischen Verhältnisse verlängert dies aber den Hebel des Abduktors nur um 0,5 cm (siehe Abb. 20). Für weitere Vergrösserung müssten weitere Massnahmen unternommen werden, z.B. die Einsetzung eines Knochentransplantats. Nichts desto Trotz haben auch kleine Verschiebungen des Trochanter grosse Auswirkungen auf die Biomechanik, weil die Abduktorkraft in dieser Region hoch ist und vom Körpergewicht herrührende Kräfte in 1- bis 2-facher Höhe des Normalen wirken.

Es gibt für den Operateur verschiedene Möglichkeiten, bei einer Hüftprothesenimplantation mit effektiven Massnahmen in die Biomechanik der Hüfte einzugreifen:

1. die Länge des Hebels zur Körpermittellinie zu verändern,
2. die Länge des Abduktorhebels (etwa Kopfmittelpunkt zum Trochanter) zu verändern,
3. Offset Veränderung und
4. Eine Varus- oder Valgusstellung der Prothese kann wichtige Effekte auf die Belastung im Schaft haben.

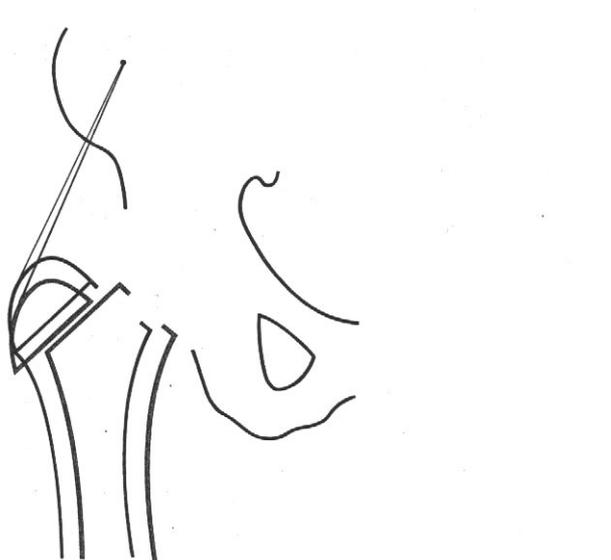


Abb. 20: Lateralisation des Trochanter major, um die Länge und den Winkel des Abduktor Hebelarms beizubehalten wenn das Offset verkleinert wird (7).

Medialisation der Pfanne und damit auch des Kopfmittelpunktes ist eine Möglichkeit, die unter 1. fällt. Diese hat einen kleineren Effekt auf die Biomechanik als z.B. Lateralisation des Trochanter, die unter 2. fällt, weil der Hebel vom Körper zum Kopfmittelpunkt grösser ist, als vom Kopfmittelpunkt zum Trochanter. Deshalb ist der letztgenannte anfälliger für Längenänderung bzw. die Auswirkungen sind hier grösser. Man kann sagen, dass 0,5 cm Abduktorhebelarmlängenänderung gleichzusetzen ist mit Änderung der Länge des Hebelarmes zur Körpermitte um 1 cm (oder sogar mehr).

Zusammengefasst erkannte man schon damals drei (Haupt-) Lösungen für das Offset Problem: Lateralisation des Trochanter zur Vergrösserung des Hebelarmes der Abduktoren, Verlängerung des Prothesenhalses mit damit verbundener Beinverlängerung und direkte alleinige Veränderung des Offset.

Offensichtlich ist die Veränderung des Offset die beste und einfachste Lösung (7,90).

Andere Forscher wie Charnley hatten schon damals eine andere Sichtweise zum Offset: Charnley (7) hat die oben genannten Überlegungen aufgestellt, dass das Offset bei einer totalen Hüftendoprothese ein Faktor ist, über den der Operateur Einfluss nehmen kann. Es wurde überlegt, dass, je weiter die Position des Femur vom Becken entfernt, also je grösser das Offset wäre, desto mehr der Bewegungsrahmen vergrössert und die Gefahr des Impingements vom Femur am Becken verringert würde. Bei Offsetvergrösserung und gleichzeitiger Hebelarmverlängerung der Abduktoren sollten theoretisch auch die mechanischen Vorteile und die Stärke der Abduktoren vergrössert werden. Gleichzeitig würden die auf die Hüfte wirkenden Kräfte reduziert. Schliesslich sollte Offsetvergrösserung für erhöhte Weichteilspannung, die die Stabilität der Hüfte vergrössere (25,39). Der Unterschied der Vergrösserung des reinen Offset zum Vergrössern des Offset durch einfache Prothesenhalsverlängerung liegt darin, dass man nicht in die bestehenden Beinlängenverhältnisse eingreift, wenn man das reine Offset verändert (88,93). Diese Annahme, dass eine Beziehung zwischen Abduktorschwäche und Hinken und verringertem Offset augenscheinlich ist, haben auch andere Autoren geschlussfolgert (7,88).

### **Aktuelle Studien**

Eine Studie von McGrory (62) untermauert diese Thesen. Sie belegt, dass Vergrösserung des Bewegungsrahmens, mechanische Vorteile für die Abduktoren und Abnahme der Instabilität durch Erhöhung der Weichteilspannung die Vorteile von Offsetvergrösserung bei totaler Hüftendoprothetik sind.

Die Autoren fanden heraus, dass eine Vielzahl von Faktoren mit der Abduktorstärke nach Prothesenersatz korrelieren. Unter diesen waren das Offset und die Länge des Abduktor-Hebelarmes. Mögliche Nebenwirkung ist eine Belastungsvergrösserung der Prothese, aber durch die verwendeten Materialien ist dies heute nicht mehr so wichtig wie schon Steinberg und Harris postulierten (93). Trotzdem könnte die Belastung im medial-proximalen Femur vergrössert werden, oder bei zementierten Prothesen spezieller im medial-proximalen Zement. Diese möglichen Nebenwirkungen wurden bei zwei neueren Studien untersucht. Davey (15) haben Kadaverfemora mit zementierten Prothesen untersucht. Mit Messgeräten wurden direkte Messungen der Belastungen auf Knochen, Metall und im Zement durchgeführt. So war es möglich, den Effekt von verändertem Offset sowohl bezüglich der Abduktor-Kraft als auch der resultierenden Kraft zu quantifizieren. Ausserdem wurde auch die Belastung in Zement, Knochen und Prothese quantifiziert.

Offsetvergrösserung hat zu Abnahme der resultierenden Kraft und der benötigten Kraft für Abduktion geführt, die Belastung im medial-proximalen Zement wurde nicht signifikant erhöht. Ebenfalls 1993 hat Wong eine finite Elementanalyse durchgeführt und anhand von unzementierten Hüftpro

thesen in Kaninchenknochen gezeigt, dass sowohl die benötigte Abduktorkraft wie auch die Resultierende bei Offsetvergrößerung signifikant reduziert werden. Obwohl die Belastung in der distalen Prothese leicht erhöht wurde, führte dies nicht zu einer beachtenswerten Erhöhung der Belastung im Knochen. Zusätzlich wurde festgestellt, dass der Knochenzuwachs bei der Einwachsung der Prothese durch Offsetvergrößerung nicht beeinflusst wird (100). Diese beiden Untersuchungen zeigen, dass sich die entgegengerichteten Effekte von Biegebelastungszunahme und Abnahme der benötigten Hüftkraft neutralisieren.

Trotz dieser experimentellen Ergebnisse haben Rothmann et al 1993 eine Studie veröffentlicht, die eine klinische Beziehung zwischen vergrößerem Offset und Prothesenlockerung zeigt. Ihre Untersuchung wies 6% Lockerung bei Femora mit Offset von 36 cm oder mehr auf, dagegen 2% bei kleineren Offsets (bei 146 Patienten in 2-6 Jahren Follow-up) (84).

Auch andere aktuelle Studien zum Thema Offset greifen fast alle die Überlegungen von Charnley auf. Es scheint, dass es entweder seit Charnleys Thesenaufstellung bis Anfang der 90er Jahre nicht sehr viel Interesse an und Untersuchungen zu diesem Thema gegeben hat oder seine Thesen nicht widerlegt werden konnten und immer noch die Basis für alle weiteren Untersuchungen auf diesem Gebiet stellen. In einer weiteren Studie (93) wird Charnleys These aufgegriffen, dass die Biomechanik der prothetisch versorgten Hüfte optimiert werden sollte, um dadurch die beste Funktion zu sichern und ein Langleben der Prothese zu erreichen. Direkt damit verbunden stellt sich ein Problem dar, dem auch schon einige Aufmerksamkeit gewidmet worden ist, der Verschleiss des Prothesenmaterials selbst.

Ein Hauptfaktor der Fehlerrate von Hüftprothesen ist die Abnutzung der Polyethylen-Schicht. Die Partikel führen zu Osteolyse und Lockerung (44,72). Die Faktoren für den Verschleiss sind multifaktoriell: u.a. spielen Kopfgrösse, Eigenschaft und Zusammenstellung der artikulierenden Teile, Polyethylen-Qualität und -Anbringung, patientenbezogene Faktoren wie Geschlecht, Alter, Aktivität und Gewicht eine Rolle. Auch hier wird geschlossen, dass im Vergleich zum ursprünglichen Zustand anatomisch gleiches oder grösseres Offset mehr präoperative biomechanische Verhältnisse herstellt und zu einem verringerten Abnutzen des Kopfes führt (88).

Ein weiterer Schwerpunkt der Studien zum Offset ist die Beziehung zur Muskulatur oder zur Effektivität der Muskeln. Delp weist darauf hin, dass neben den oft und auch schon oben erwähnten Faktoren wie Bewegungsumfang, Schmerz und sicherer Fixation für den Erfolg einer Totalendoprothese leicht ein wichtiger übersehen werden kann, nämlich der Schutz oder die Wiederherstellung der Muskelkapazität (20). Durch Veränderungen der Verhältnisse durch Ändern von Offset, Halslänge, CCD-Winkel u.a. wurde untersucht welchen Einfluss diese Faktoren auf die Muskeln haben. Es konnte gezeigt werden, dass diverse Änderungen der anatomischen Ausgangslage zu vielfältigen

Nachteilen führten wie Einschränkung des Bewegungsausmasses, Verringerung der Muskelkraft und Vergrösserung der passiven Muskelbelastung.

Crowninshield sagt, dass drei Faktoren dazu beitragen, ob Hinken entsteht. Einer ist die Kapazität eines Muskels Kraft zu entwickeln, seine Stärke. Dieser hängt von physiologischen Bedingungen ab. Die anderen beiden sind die Effizienz und die Länge des Hebels eines Muskels und können durch Veränderung der anatomischen Geometrie beeinflusst werden (11).

Auch Lindgren und Rysavy vertreten die Meinung, dass Verkürzung des Hebel der Abduktoren durch Offsetverkleinerung Trendelenburg-Hinken und/oder seitliche Hüftschmerzen verursacht; die vertikale Belastung des Acetabulum wird vergrössert, dadurch steigt die Impingementgefahr mit Risiko zur Dislokation und Schmerz. Eine Beinverlängerung sollte auch vermieden werden, da sie oft Probleme mit sich bringt (54).

Davey untermauert in einer Studie die in anderen Studien gezeigten Auswirkungen klinisch. Sie zeigt, dass die gemessene benötigte Abduktor Kraft und die errechnete Gelenkresultierende mit grösserem Offset abnehmen bei damit zusammenhängendem vergrösserten Abduktorwinkel. Die Biegebelastungen werden nur wenig vergrössert, weil die resultierende Kraft abnimmt (15).

Eine Studie über die Änderung des CCD-Winkels geht auch auf die Wirkung des Offsets auf die Muskeln ein: Sie besagt, dass durch die vorgegebenen zu grossen CCD-Winkel der verwendeten Schaftprothesen eine postoperative Valgisierung bewirkt wird. Es ist denkbar, dass durch diese Valgisierung und den so in der Horizontalen wirksamen verringerten Hebel der Schaftprothese, also das Offset, eine Überbelastung und Insuffizienz der glutealen Muskeln entstehen (90,69).

Unter anderem auf den gleichen Aspekt zielt auch eine Studie von Massin ab, die sich mit der anatomischen Grundlage für Prothesendesign beschäftigt. Der Autor sagt, dass die Offsetrestauration ein wichtiges objektives Kriterium ist. Obwohl der normale Schaft-Hals-Winkel (also der CCD-Winkel) als ein Winkel von  $125^\circ$  herausgefunden wurde (62), haben normale Systeme im Durchschnitt einen Winkel von  $135^\circ$ . Dies führt wie erwähnt zu Offsetverkleinerung. Wenn keine Osteotomie durchgeführt wird/werden soll, ist die Wiederherstellung des Offsets für die schon genannten Aspekte (die Stabilität der Hüfte, die Abduktionsfähigkeit und die Abduktorstärke (87) sehr wichtig (60). Wenn eine Wiederherstellung vom Offset als Bedingung für eine gute Implantation betrachtet wird, so die Ausrichtung dieser Studie, dann müssen Prothesen-Systeme eine adäquate Kanalfüllung gewährleisten sowie eine Restauration des Offset und der Beinlänge. Wegen grosser Variationsbreite der proximalen Knochengeometrie passen aber viele Systeme nur in normal geformte Knochen (69).

Eine andere Studie aus 2000 zeigt ebenfalls, dass viele Prothesen ursprüngliche Verhältnisse nicht wieder herstellen können (87).

Des Weiteren existieren zur Biomechanik der normalen Hüfte und der Veränderungen nach Prothesenimplantation zahlreiche Untersuchungen anhand von mathematischen Berechnungen, photoelastischen Kunstharzmodellen, Finiten Elementanalysen, in vitro Experimenten und in vivo Messungen (90). Dabei wurden die diversen auf das Hüftgelenk wirkenden Kräfte, sowie die Bedeutung der Auswirkungen der jeweiligen Designveränderung ausführlich beschrieben.

### **Diskussion der eigenen Ergebnisse**

Allem voran sei hier erwähnt, dass alle Ergebnisse auf der Basis der Untersuchungsdurchführungen zu bewerten sind und dadurch von vornherein eine eingeschränkte Aussagekraft haben. Diese Einschränkungen und andere Kritik zu dieser Studie werden ausführlich im anschliessenden Unterpunkt "Diskussion der Methodik, Programme usw." erörtert.

Die vorliegende Untersuchung konnte zeigen, dass allen untersuchten Patienten eine Prothese im Untersuchungskollektiv zugeteilt werden konnte, die das jeweilige ursprüngliche Offset exakt beibehalten hat. Dies liess sich mit 6 verschiedenen Prothesenmodellen erreichen. Daraus die Erkenntnis ziehen zu wollen, dass man ohne weiteres die Anzahl der auf dem Markt erhältlichen Prothesenmodelle verringern könnte, wäre sicher nicht richtig. Probleme bietet dabei nämlich vordergründig der Aspekt, dass zwar etwa 85% der Patienten mit den 4 meistpassenden Modellen versorgt werden können, aber die restlichen Patienten irgendwie geartete Formspezialitäten aufweisen, so dass sie mit dem Prothesenkollektiv, das für einen Patienten im Durchschnitt eine Auswahl von 31 passenden Prothesen bietet, nur von 1 bis 5 Prothesen versorgt werden können. Für diese formungewöhnlichen Femora lassen sich nur durch eine Vielfalt an Prothesen genau passende Prothesen finden. Es sind nämlich bei den betreffenden Patienten auch keine gemeinsamen Auffälligkeiten zu erkennen, so dass sie z.B. alle leichte dysplastische Veränderungen aufweisen oder etwas anderes. Ob wirklich so viele Prothesenmodelle nötig sind, wie sie durch das Angebot gestellt werden, ist natürlich trotzdem fraglich, kann aber durch diese Grundsatzstudie nicht beantwortet werden.

Die wichtigste Erkenntnis kann darin gesehen werden, dass es möglich ist, Prothesendesigns zu entwerfen, die einem grossen Teil der Patienten passgerecht einsetzbar sind. Die meistpassende Prothese lässt sich bei etwa 70 % der Patienten passgenau einsetzen. Dadurch dass Prothesen vielseitig in ihrer Form verändert werden können, nämlich durch variable Halslänge, veränderbare Schaft-Hals-Winkel, Kopfgrösse und andere Faktoren, bietet sich heute die Möglichkeit, neben allen möglichen Nachteilen, die diese Systeme (noch) haben, die Prothesen sehr individuell anpassen zu

können, ohne einen grossen Kosten- und Zeitaufwand inkauf nehmen zu müssen, wie dies bei Custom-Made-Prothesen der Fall ist.

Dieses gute Anpassen der Prothesen bei einem Grossteil der Patienten kann sicherlich als positiv gewertet werden, andererseits muss jedoch zum einen überdacht werden, was geschieht, wenn ein Operateur dieses Wissen um die oft passenden Prothesen nicht hat oder diese Prothesen nicht zur Verfügung stehen, und zum anderen, was bei den Patienten geschieht, die nicht zu der Gruppe der gut versorgbaren Patienten gehören. In diesen Fällen ist es dann nämlich so, dass die in dieser Studie ermittelten Veränderungen des Offsets zum Tragen kommen.

Betrachtet man die Ergebnis-Tabelle, so erkennt man, dass die durchschnittliche Veränderung des Offset bei einem Patienten, der prothetisch versorgt wird, bezogen auf alle verfügbaren Modelle, 0,4 cm beträgt. Bei dem Patienten mit den schlechtesten Ergebnissen wird das Offset durchschnittlich um 1,54 cm verändert. Hätte man andersherum, nur ein einziges Modell zur Verfügung, betrüge die durchschnittliche Veränderung des Offset 0,27 cm auf alle Patienten bezogen. Dies bedeutete bei dem Modell mit den schlechtesten Ergebnissen eine Veränderung des Offset von 0,75 cm. Der extremste Einzelwert betrüge 2,73 cm Abweichung vom ursprünglichen Offset.

Generell kann man feststellen, dass die Tendenz besteht, dass das Offset in der überwiegenden Zahl der Fälle verkleinert wird. Die einzelnen Schablonen, bezogen auf das Kollektiv der Patienten, verkleinern das Offset bei durchschnittlich 23 Patienten (46 %), passen bei 17 Patienten (34 %) und vergrössern das Offset bei 10 Patienten (20 %). Das Kollektiv der Schablonen, bezogen auf die (einzelnen) Patienten, lässt sich aufteilen in 41 verkleinernde (45 %), 31 passende (34 %) und 18 vergrössernde (21 %) Schablonen.

Bei Betrachtung der Ergebnisse könnte man sich die Frage stellen, wieso eine bestimmte Prothese das Offset bei einigen Patienten vergrössert, bei anderen Patienten aber verkleinert, obwohl doch das Offset der Prothese immer gleich ist. Gründe dafür sind z.B. interindividuelle Unterschiede, wie das natürlich vorhandene Offset des Patienten, das in dem Fall, in dem es kleiner ist, durch eine bestimmte Prothese vergrössert wird und in dem Fall, in dem es grösser ist durch dieselbe Prothese verkleinert wird. In die gleiche Richtung zielt die Überlegung, dass die Trochantermorphologie Einfluss nimmt. Unterschiede in Grösse und Form der Prothesen tragen zu diesem Phänomen bei, je nachdem, welche Definition für das Offset gewählt wurde (es besteht keine besondere Vorgabe für die Messpunkte des Offsets, ob man vom Kopfmittelpunkt zur Trochanter Spitze oder zur verlängerten Achse des Femur oder irgend anders in dieser Art misst). Ein anderer Aspekt ist der, dass man je nach Anatomievorgabe verschiedene Möglichkeiten der Implantation hat: Eine bestimmte Prothese kann einmal etwas mehr varisch, ein anderes Mal dann aber eher valgisch implantiert werden. Neben anderen Aspekten, wie z.B. der Implantationstiefe, kann auch dies auf den Wert Einfluss nehmen, den das Offset in einem konkreten Fall hat.

Dieser letztgenannte Aspekt der Implantationsstellung der Prothese und das natürlich vorhandene Offset kommen auch in dieser Studie zum Tragen. Die Trochantermorphologie oder die definitionsabhängigen Unterschiede haben aber dadurch, dass man nur die Offsetänderung, also die Distanz des ursprünglichen Kopfmittelpunktes zum virtuellen Prothesenkopfmittelpunkt, gemessen hat, keinen Einfluss.

#### Diskussion der Methodik, Programme usw.

Ein Kritikpunkt, der auf alle Arbeiten zutrifft, die in ähnlicher Weise 2-dimensionale Auswertung von radiologischen Bildern betreiben, ist der, dass 2-dimensionale Planung mit Schablonen und Röntgenbildern zwar eine relativ sichere Orientierung für Implantatauswahl und Implantation gibt, jedoch nur ein grober Anhaltspunkt sein kann. Konventionelle projektionsradiographische Aufnahmen beinhalten durch Rotation und variierenden Abbildungsmaßstab Fehlerquellen (siehe Abb. 21). Kurvaturen bleiben ebenso wie nicht kreisförmige Femurquerschnitte bei 2D-Abbildungen, selbst bei Verwendung von zwei Ansichten, teilweise im Verborgenen. Diese Unzulänglichkeiten müssen als Grund dafür angesehen werden, dass Planungen am 2D-Bild intraoperativ nicht immer exakt umgesetzt werden können.

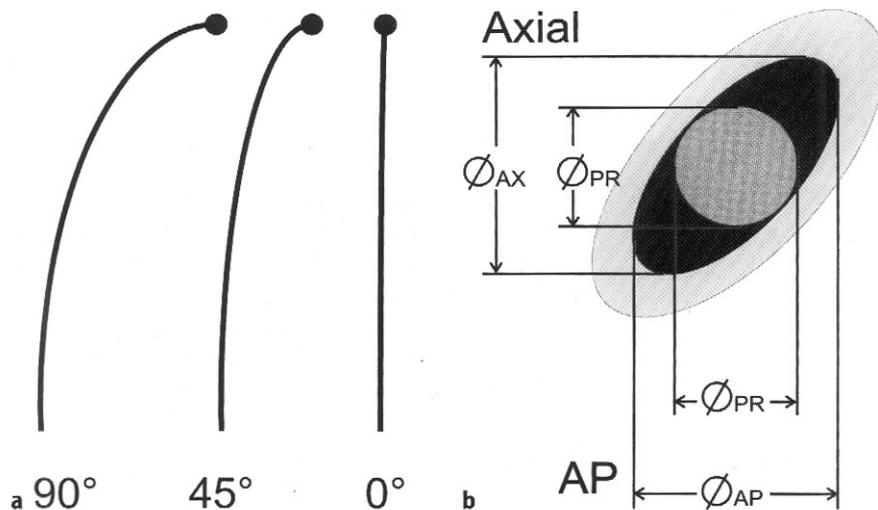


Abb. 21

Kurvaturen (a) oder nicht kreisförmige Querschnitte (b) des Femurs lassen sich mit konventioneller Röntgentechnik nur unzureichend erfassen. Der schematisch dargestellte Querschnitt täuscht sowohl in a.p. ( $\varnothing_{AP}$ ) als auch von lateral ( $\varnothing_{AX}$ ) geröntgt einen zu grossen Querschnitt des Knochens für eine Prothese ( $\varnothing_{PR}$ ) vor. Kurvationsmessungen sind abhängig vom jeweiligen Rotationswinkel des Femurs und verhindern z.B. eine exakte Bestimmung von Antekurvation, Offset, CCD-Winkel und Antetorsion.

Exakt orthogonal zueinander aufgenommenen Röntgenbilder mit dargestelltem Massstab erlauben eine genauere Planung. Bei einfachen Femur- und Gelenkgeometrien wird dieses Verfahren sogar mit guten radiologischen und klinischen Ergebnissen für die Herstellung von Individualprothesen benutzt (92).

Eine 3D-Planung auf der Basis von CT-Bildern ergäbe natürlich genauere Möglichkeiten der Planung. Unter diesem Gesichtspunkt sind die Ergebnisse auch mit anderen Augen zu bewerten. Es ist offensichtlich zu erwarten, dass die Ergebnisse bei Einbeziehung einer zweiten Ebene erheblich schlechter ausfallen. Betrachtung von zwei Ebenen würden eine genauere Situationsanalyse ermöglichen. Wie aus der Abbildung 21 ersichtlich ist, kann die Beachtung der dritten Dimension eine grosse Rolle spielen.

Eine weitere nicht objektive Variable ist der Anpassungsvorgang der Prothesenschablone auf das Röntgenbild. Dies ist kein standardisierter Vorgang, der auf exakten Vorgaben beruht, sondern es liegt subjektives Ermessen des Durchführenden vor, der bei jedem Vorgang eine Abwägung durchzuführen hat, in welchem Verhältnis die Wichtigkeit der Abweichung in einer bestimmten Richtung gegenüber der in einer anderen Richtung steht. Stehen z.B. bei einer Prothese 2 verschiedene Längenmöglichkeiten des Prothesenhalses zur Auswahl, wobei der eine auf der gleichen Höhe wie der Pfannenmittelpunkt liegt, jedoch mit einer Änderung des Offsets, und der andere die Möglichkeit einer kleineren oder keiner Offsetänderung bietet, allerdings dieser nicht auf der gleichen Höhe wie der Pfannenmittelpunkt liegt, so dass bei der Wahl dieses Punktes eine Beinlängendifferenz entsteht, so ist in diesem Fall abzuwägen, welche Möglichkeit das kleinere Übel darstellt, oder positiv gesehen, welche dem Patienten den grösstmöglichen Nutzen bringt.

Solch eine exakte Standardisierung mit exakten Vorgaben ist in dieser Studie aber absichtlich nicht gewählt worden, da sie hauptsächlich dazu dienen soll, einen groben Überblick zur Einschätzung der Situation zu geben, und zwar in der Art, dass gezeigt werden soll, wie sich die erhältlichen Prothesen in bezug auf das Offset verhalten, wenn man sie nach durchschnittlichem Ermessen sorgfältig anpasst. Des weiteren wurde auch das anatomischen Offset nicht genannt, sondern nur die Offsetänderung. Normalerweise ist dies aber insofern wichtig, weil z.B. Varus- oder Valgus-Tendenz bei der Anpassung das am Objekt gemessene Offset beeinflusst. Damit wurde also nicht das Offset des Prothesendesigns untersucht, sondern bewussterweise die Auswirkungen der einzelnen Prothesen auf die Patienten bei bestmöglicher ordnungsgemässer Implantation, selbst wenn diese nicht in der Femurachse durchgeführt wurde und so ein mehr oder weniger starker Einfluss der Anpassung/Implantation auf das messbare Offset ausgeübt wurde.

Noch einen Kritikpunkt könnte die Kollektivauswahl darstellen. Wie schon erwähnt, stellt die Patientenauswahl keine randomisierte oder irgendwie geartete Auswahl dar, sondern spiegelt im Grunde das durchschnittliche Patientenkollektiv des Krankenhauses wider, in dem die Studie

durchgeführt wurde. Die Extremfälle, die ausgeschlossen wurden, hätten ohne weiteres in die Studie aufgenommen werden können, jedoch ihre geringe Zahl wäre nicht genügend aussagekräftig gewesen, um irgendwelche Schlüsse daraus ziehen zu können, so dass entschieden wurde, die Untersuchung für ein zufälliges Standardkollektiv mit Ausschluss der Extremfälle durchzuführen.

Letztlich ist zu sagen, dass für eine praktische Nutzung dieser Methode zur Auswahl einer geeigneten Prothese für einen Patienten natürlich ein Computer nötig ist, der über eine Ausstattung mit Photoshop verfügt. Die Kenntnisse, die ein Anwender haben muss, um den Anpassungsvorgang fehlerfrei und exakt durchzuführen sind nach den Vorbereitungen aber sehr gering.

### **Diskussion der Literatur**

Nach dem Wissen des Autors und der beteiligten Personen hat es bis heute noch keine Untersuchung zu diesem Thema gegeben. Es gibt Untersuchungen über die verschiedensten Auswirkungen, die durch Offsetänderung verursacht werden. Es wurde untersucht, wie das Offset Einfluss auf Prothesenlockerung, Stress im Zement und in der Prothese und damit verbundene Bruchgefahr der Prothese nimmt. Des Weiteren wurde der Einfluss des Offsets auf Muskeln, das Einwachsen der Prothese im Knochen, Weichteilspannung und damit verbundene Wundheilung, die Stabilität der Hüfte, Beinlänge, Bewegungsrahmen, Impingementgefahr, das Auftreten von Mikrobewegungen, Art und Grösse der Belastung des Hüftgelenks und Schmerzen untersucht. Zusätzlich fand man heraus welche anderen Faktoren das Offset beeinflussen, wie z.B. der CCD-Winkel.

Die Studie, die dem Thema der hier vorliegenden Arbeit am nächsten kommen würde ist auch sehr aktuell. Es wurde ermittelt, wieviele Grössen ein System von Prothesen haben muss, um adäquate Kanalfüllung zu erreichen sowie ursprüngliches Offset und Beinlänge wiederherzustellen (60).

Mittlerweile ist die Offsetfrage also durch Studien, die das Problem beschreiben, bekannt geworden, aber keine hat bisher untersucht, wie die Änderung des Offset bei den gängigen Prothesen ausfällt.

Zum Thema Offset besteht in der neueren Literatur heute grosse Einigkeit. Die Studien seit ca. 1990 zielen alle in die gleiche Richtung, nämlich ganz grob gesagt in die, durch eine Endoprothese das ursprünglich vorhandene Offset möglichst nicht zu verändern, es zumindest nicht zu verkleinern. Den einzigen Abweichler von dieser Sichtweise in den neueren Studien, der im Rahmen der Literaturrecherche für diese Arbeit gefunden wurde, stellt die schon erwähnte Untersuchung von Rothman dar, dessen klinische Ergebnisse von den theoretisch ermittelten Vorteilen abweichen. Sie zeigten bei 146 Patienten in 2-6 Jahren Follow-up 6% Lockerung bei Femora mit Offset von 3,6 cm

oder mehr, dagegen 2% bei kleineren Offsets (84). Kritikpunkte an dieser Studie sind die, dass es insgesamt nur 5 Lockerungen gab. Zudem war ein signifikant grösserer Männeranteil in der Offsetvergrößerungsgruppe. Das anatomische Offset wurde nicht genannt, sondern nur das Prothesenoffset. Dies wäre aber offensichtlich insofern wichtig, da Varus- oder Valgus-Implantation das anatomische Offset beeinflussen.

Neben diesem Punkt gibt es noch folgende generelle Anmerkungen zur Literatur der Hüftgelenkprothetik zu machen:

Zu vielen Aspekten der Hüftgelenktotalendoprothetik gibt es noch kontroverse oder sehr unterschiedliche Ansichten. Diese spiegeln sich natürlich auch in der Literatur wider. Auf diese Aspekte näher einzugehen, würde aber den Rahmen dieser Arbeit überschreiten. So sollen an dieser Stelle noch einige Schwierigkeiten vorgestellt werden, die die Untersuchung der Aufgabenfelder erschweren.

Generell ist natürlich offensichtlich, dass es keine Möglichkeit gibt, den realen Zustand in Messergebnissen widerzugeben. Würde man die Heisenberg'sche Unschärfetheorie auf diese Untersuchungen übertragen, würde dies bedeuten, dass man allein schon durch die Messung, in welcher Art auch immer, die Situation verändert. Je genauer man etwas messen möchte, desto mehr greift man im Grunde in die gegebenen Umstände ein.

So haben Crowninshield und Johnston (9) schon gesagt, dass es schwierig, wenn nicht unmöglich ist, durch direkte in vivo Messungen die Belastung der Hüfte und der umliegenden Strukturen festzustellen. Die Untersuchungen beschränken sich überwiegend darauf, indirekte Messungen durchzuführen, z.B. über EMG Muskelkräfte zu bestimmen und darauf aufbauend dann zu schlussfolgern. Bei dem Problem der Druckbelastung des Zements wurden in den meisten Studien analytische Computermodelle zur Annäherung an das Problem benutzt.

Finite Element-Analysen bieten diverse Schwierigkeiten, obwohl sie sehr nützlich sind. Z.B. die Grösse der Prothesen und die Ausrichtung spielen durch ihre Beeinflussung der zu bestimmenden Belastungen eine wichtige Rolle. Varianz von Modell zu Modell kann zu Problemen bei den Schlussfolgerungen führen.

Idealisierte Modelle von Untersuchungsobjekten und die Annahme von perfekten Übergängen zwischen den Materialsichten kann auch zu Fehlern in der Computervorhersage führen. Der Vorteil von Stressmessung z.B. durch Elektroden im Femur ist eine genaue Ermittlung der Grösse und Orientierung der Zementbelastung, jedoch ist auch hierbei das Ergebnis wieder auf die Messpunkte beschränkt und gibt deshalb nur beschränkte Informationen.

Weitere Kritikpunkte wurden von Markolf (59) aufgeführt:

Alle Untersuchungsobjekte, also menschliche oder tierische Knochen sowie künstliche Materialien, die Knochen imitieren sollen, sind mit Messgeräten hergerichtet. Deshalb ist das Ergebnis immer von der Sorgfalt und Versuchsplanung abhängig. Ein anderes Problem ist das Alter des Materials. Meistens ist es älter, und deshalb kann man die gewonnenen Ergebnisse nicht ohne weiteres generalisieren.

Für analytische Modelle gilt zusammenfassend, dass mathematische Modelle die Komplexität und Möglichkeiten Probleme zu analysieren, die vorher nicht beachtet werden konnten, erhöht haben. Das Zutreffen der Ergebnisse hängt von den Vermutungen und Voraussetzungen im Versuchsaufbau ab. Viele Arbeiten, auch die hier vorliegende, sind sehr vereinfacht und lassen z.B. die nicht in der beachteten Ebene wirkenden Muskelkraftkomponenten ausser Acht. Ebenfalls sind dynamische Aspekte und Trägheitskräfte nicht beachtet worden. Man kann sagen, dass mathematische Modelle der Hüfte gut geeignet sind, um Trends zu bestimmen.

Jedes Modell ist aber eine vereinfachte Annäherung an das komplexe biomechanische System des Körpers und lässt die einzelnen komplexen Aspekte der Körperdynamik, die auftreten können, ausser Acht. Biomechanische Untersuchungen können nicht die letztendliche Antwort zu diesen praktischen und wichtigen Überlegungen liefern. Sie sind nützlich, wenn man sie als Zugabe zu sorgfältiger klinischer Beobachtung sieht, aber die Vorhersagen sind nicht immer klinisch nachvollziehbar.

### **Biomechanische Änderung im Detail**

#### Generell

Durch Veränderung der Hebelarme kann die Kraft, die auf ein künstliches Gelenk wirkt, zunehmen oder abnehmen! Eine minimale Kraftereinwirkung ist offensichtlich wünschenswert, wenn man die längstmögliche Lebensdauer einer Prothese erreichen möchte. Sehr wichtig bei der Biomechanik der Hüfte ist auch der Aspekt, dass die Totalbelastung mehr von den Abduktormuskeln als vom Körpergewicht beeinflusst wird. Bei Veränderung des Hebelarmes müssen z.B. die Abduktoren mehr Kraft aufbringen, um das Becken im Gleichgewicht zu halten (7).

#### Muskeln

Bei Patienten mit Hüftprothese bereitet ein Abduktor-Hinken häufig Probleme. Die Abduktor-Stärke ist also offensichtlich ein wichtiger Aspekt in der Hüftendoprothetik. Die Abduktor-Muskel-Funktion wird von physiologischen und mechanischen Faktoren beeinflusst. Typische messbare Parameter für die mechanische Funktion eines Muskels über ein Gelenk sind z.B. die Breite, Länge und Spannung des Muskels, die Position des Fulcrum, die Länge des Hebelarmes und die Grösse des Zugwinkels.

Auf einen Teil dieser Variablen kann während einer Prothesenimplantations-OP in einem bestimmten Rahmen Einfluss genommen werden, wie an anderer Stelle erklärt wurde. So wird die Muskelstärke durch eine ungünstige Muskellänge (oft durch bei Totalprothesenimplantation verändertes Offset verursacht) negativ beeinträchtigt. Patienten mit schwachen Abduktoren verschieben das Lot des Körpergewichts in Richtung des betroffenen Beines, was errechneterweise zu Vervielfachung der normal benötigten Energie führen kann.

Eine laterale Versetzung des Trochanter (Trochanterosteotomie) wurde aus den genannten Vermutungen deswegen als mechanischer Vorteil gewertet, weil der Hebelarm verlängert und die Muskelstärke durch Dehnung der Myofibrillen vergrößert wird. Die klinischen Resultate haben diese Annahme weitestgehend unterstützt (62). Ab einer bestimmten Verlängerung der Muskeln über die ursprüngliche (dynamischste) Länge führt die weitere Verlängerung wiederum zu einer Abnahme der Muskelkraft (19). Wegen Problemen ist die Osteotomie aber kein Standardeingriff. Statt dessen wird oft eine Verlängerung des Prothesen-Halses erstrebt, um dieses Problem zu lösen. Dieses führt zu Problemen wegen verlängerter Beinlänge und damit Beinlängendifferenz.

Es wird angenommen, dass Beinlängendifferenz direkt das klinische Ergebnis beeinflusst. Neben Frustration des Patienten, negativen funktionalen Folgen und theoretisch denkbarer Beteiligung an einer Lockerung der Prothese werden folgende Nachteile aufgeführt: Lähmung des Ischias, unterer Rückenschmerz, Abnahme der Abduktor-Funktion und Zunahme des Luxationspotentials (1).

Diese Abduktorschwäche kann nicht nur durch die prothesenbedingte Verkürzung des reinen Offsets entstehen. Ebenso ist es vorstellbar, dass die Biomechanik des Hüftgelenks durch Veränderung des CCD-Winkels bei der Implantation eines handelsüblichen Implantates mit vorgegebenen, steilen Schenkelhals-Schaftwinkeln zwischen  $135^\circ$  und  $145^\circ$  nachhaltig verändert wird (69,90).

Bei Coxa valga mit vergrößertem CCD-Winkel muss aufgrund des in der Horizontalen wirksamen verkürzten Hebelarmes die Abduktionskraft am Trochanter stark zunehmen, um die Abduktion mit gleicher Kraft zu ermöglichen. Gleichzeitig kommt es zu einer einseitigen Druckbelastung im craniolateralen Pfannenerkerbereich mit der Gefahr der vorzeitigen Arthroseentwicklung. Überträgt man diese Gegebenheiten auf die Totalendoprothese des Hüftgelenks, so führt der valgische Schenkelhals der Prothese zu einer vermehrten Beanspruchung der Abduktoren und einer gleichmässigen Druckbelastung der künstlichen Pfanne im Erkerbereich. Ist die im Rahmen einer Arthrose meist atrophierte Glutealmuskulatur nun in dieser Weise überlastet, so führt dies zu einem Hypertonus der Muskulatur mit schmerzhaften Verspannungen. Zusätzlich wird die künstliche Pfanne einer ungünstigen Kraftresultierenden nach cranial ausgesetzt, was möglicherweise zu einem vermehrten Pfannenabrieb oder einer vorzeitigen Lockerung führen kann (64,66).

Durch die steileren CCD-Winkel der Implantate wird der in der Horizontalen wirksame Hebelarm der Schaftprothese (Offset) im Vergleich zum präoperativen Zustand verringert. Dieses erklärt möglicherweise aufgrund der postoperativen veränderten Biomechanik die teilweise unbefriedigenden funktionellen Ergebnisse trotz radiologisch korrekter Implantation (64,66,32). Diese Schlussfolgerungen fanden zuerst in der oben erwähnten Trochanterosteotomie einen Lösungsversuch, deren Ergebnisse diese These stützen.

Coxa vara mit verkleinertem Schenkelhals-Schaft-Winkel führt zu vermehrter Biegebeanspruchung des proximalen Femurs mit verstärkter Druckbelastung der medialen Femurkortikalis und erhöhter Zugbelastung der lateralen Kortikalis. Gleichzeitig wird die Pfanne jedoch gleichmässiger zentral belastet. Für die Muskulatur bestehen nun günstigere Hebelverhältnisse, andererseits ist zum Ausgleich der erhöhten Biegebeanspruchung eine verstärkte Zuggurtung durch den Traktus iliotibialis erforderlich (49,57).

Überträgt man diese Bedingungen nun auf eine varische Prothese, so wird diese aufgrund der erhöhten Biegebeanspruchung sowohl in bezug auf die Materialfestigkeit als auch auf Verankerung einer stark erhöhten Belastung ausgesetzt. Um diese Beanspruchung mit erhöhter Lockerungsgefahr zu vermeiden, wurde meist eine valgische Prothese seitens der Konstrukteure bevorzugt (41). Als weiterer Aspekt bei der Implantation einer Schaftprothese ist das Verhältnis der Trochanter Spitze zum Kopfmittelpunkt zu berücksichtigen, die idealerweise auf gleicher Höhe liegen sollten (53,69). Tritt jedoch die Trochanter Spitze höher als der Kopfmittelpunkt, so entsteht eine funktionelle Coxa vara aufgrund der veränderten Hebelverhältnisse. Die Glutealmuskulatur ist nun durch den Trochanterhochstand relativ zu lang und wird insuffizient. Dieses Missverhältnis kann selbst durch intensive Krankengymnastik kaum behoben werden und muss somit zu einem unbefriedigenden Ergebnis des künstlichen Hüftgelenkersatzes führen (1).

#### Material

Das Mass der Belastung durch Zug und Druck im proximalen medialen femoralen Cortex wird durch Implantation von femoralen Komponenten stark beeinflusst (9,12).

Titan als Prothesenmaterial erreicht im Vergleich zu anderen herkömmlichen Materialien wie Stahl und Kobalt eine Flexibilitätszunahme der Prothesen. Bei kragenlosen Prothesen verursacht der Anstieg der Flexibilität grössere Belastungen im proximalen Zement und weniger Belastung distal. Bei Kragenprothesen, wenn der Kragen-Femurkontakt gut und Stahl oder Titan das Material ist, verhält es sich umgekehrt: Die Belastung in der proximalen Prothese nimmt zu und im proximalen Zement sinkt sie, ausgenommen ist nur der Zement zwischen Kragen und Femur, der stärker belastet ist. Titanprothesen mit Kragen führen zu Vergrösserung der proximalen Femurbelastung, Stahlprothesen mit Kragen zu Verringerung der proximalen Zementbelastung.

Diese Faktoren geben Wahlmöglichkeiten, z.B. wenn Zement-Fehler distal das vorrangige Problem sind, wird eine Titanprothese gewählt, wenn proximale Zement-Fehler der Hauptgrund des Prothesenversagens sind, sind Stahlprothesen die bessere Wahl. Die Entscheidung für einen Kragen kann den Stress vergrößern, also ist Titan geeigneter als Stahl, wenn es das Endresultat der Kragenfunktion sein soll, den proximalen femoralen Stress zu erhöhen; wenn die Kragenfunktion benötigt wird, um den proximalen Zement-Stress zu verringern, ist Stahl oder Kobalt die bessere Wahl.

Der theoretische Vorteil eines Kragens ist der direkte Transfer der Belastung auf die Calcarregion des Femur, dadurch soll die Calcarresorption, die gewöhnlich beobachtet wird, abnehmen (58).

## **Biomechanik**

### Vorteile von Offsetvergrößerung

Offsetvergrößerung führt zu Verlängerung des Abduktorhebelarmes und so zu Abduktorkwinkervergrößerung, wodurch die benötigte Kraft reduziert wird, was zu Abnahme der resultierenden Belastung der Hüfte führt (7,95). Impingementgefahrabnahme und Gewebespannungsvergrößerung führen zu Abnahme der Instabilität (7,88,93,96). Weiter wird eine Vergrößerung des Bewegungsrahmens ermöglicht (62), und es konnte im Einbeinstand nicht nachgewiesen werden, dass bei Offsetvergrößerung Mikrobewegungen stattfinden (13).

### Nachteile von Offsetvergrößerung

Offsetvergrößerung führt zu Zunahme der Biegebelastungen, was als Nebeneffekt die Belastung im medialen Zement vergrößert. Diese Belastungszunahme ist aber nur geringfügig, da sie durch die Gesamtgelenksbelastungsabnahme ausgeglichen wird.

Mittlerweile haben Untersuchungen die alten Studienüberlegungen auch praktisch widerlegt, nachdem schon Steinberg und Harris dies theoretisch machten (Sie sagten, dass das moderne Material nicht mehr bricht) (93). Bei den Untersuchungen von Wong wurde auch festgestellt, dass der Knochenzuwachs bei der Einwachsung durch Offsetvergrößerung nicht beeinflusst wird. Alle Untersuchungen zeigen, dass der nachteilige Effekt der Vergrößerung der Biegebelastungen durch die Hüftbelastungsabnahme neutralisiert wird (15,88,93,100).

### Offsetverkleinerung

Offsetverkleinerung durch eine Prothese oder Valgusstellung der Prothese führt zur Verkürzung des Abduktorhebelarmes, sowie zu einer Zunahme der benötigten Energie und kann so zu Abduktorschwäche und Trendelenburg-Hinken führen. Zusätzlich kann Offsetverkleinerung auch zu Limitierung der Möglichkeit des Bewegungsausmaßes und zu vergrößerter sekundärer Instabilität führen. Impingementgefahr und Abduktorlaxheit nehmen zu, ebenso die Gelenkresultierende, was

zu Zunahme der Belastung des Acetabulums und Schmerz führt und eventuell zu einer früheren Lockerung der Prothese (93).

Andere Einflussgrößen auf das Offset und ihre Auswirkungen

Eine indirekte Möglichkeit, das Offset zu verändern, besteht in Einflussnahme auf die Länge des Prothesenhalses. Der Unterschied zwischen Offsetvergrößerung und Verlängerung des Prothesenhalses ist der, dass bei der letztgenannten die Beinlänge verändert wird.

Trochanterosteotomie stellt eine Möglichkeit dar, der auch die Vorteile der Offsetvergrößerung zugeschrieben werden. Es gibt aber schwerwiegende Probleme die mit diesem Verfahren zusammenhängen, so dass es nicht zu den erstrebten Operationen der Hüftprothetik gehört.

Medialisation des Acetabulums ist auch eine Möglichkeit, die durch eine Änderung der Hebelverhältnisse zu den Vorteilen der Offsetvergrößerung führen kann. Jedoch hat die Medialisation einen kleineren Effekt auf die Biomechanik als die Verfahren, die auf das Offset wirken, da der Hebel vom Körper zum Kopfmittelpunkt grösser ist als der vom Kopfmittelpunkt zum Trochanter, so dass der zweitgenannte durch Längenänderung stärkeren Einfluss auf die Hüfte bewirkt (88). Medialisation ist auch allein schon wegen der medialen Begrenzung des Acetabulums durch die Anatomie ein sehr beschränktes Verfahren mit beschränktem Nutzen (93).

Crowninshield hat in einer 3D Finite Element-Analyse Veränderungen der Belastungen errechnet, die durch zementierte Komponenten auftreten. Diese resultieren aus Veränderungen der Geometrie und Materialparameter (12):

- Schaftverlängerung von 100 auf 130mm führt zu Zunahme des Dehnungsstress um 31% und Abnahme des Druckstress im Zement um 26%.
- Vergrößerung des Durchmessers des Schafts um 20% erhöhte den Dehnungsstress um 12% und verringerte den Druckstress im Zement um 5%.
- Elastizitätsabnahme von 50% führte zu Abnahme des Dehnungsstress in der Prothese um 26% und der Druck im Zement stieg um 26%.
- Verdoppelte man die Härte der Prothese führte dies zu Verringerung der Dehnung der Prothese um 3%, zu Erhöhung des Drucks im Zement um 27% und der Dehnung im Zement um 86%.

## Möglichkeit der Nutzung der Schablonen-Dateien und Ausblick

### Möglichkeit der weiteren Nutzung der Schablonen-Dateien

Da das untersuchte Röntgenschablonen-Kollektiv einen Grossteil der in Deutschland verwendeten und erhältlichen Schablonen beinhaltet, ist es denkbar, dass die durch diese Studie erreichte Digitalisierung und Zusammenstellung im PSD-Format in Zukunft z.B. im klinischen Alltag weiterverwendet werden können. Man kann diese Schablonen-Sammlung auch auf der bestehenden Basis leicht erweitern oder verändern und so auf dem aktuellen Stand beibehalten.

Eine solche Daten-Sammlung bietet eine bessere Möglichkeit, für einen Patienten die bestmögliche passende Prothese herauszufinden. Die manuelle Anpassung mit Röntgenschablonen und Röntgenbild ist aufgrund von sowohl ökonomischen Gründen unserer Gesellschaft und unseres Gesundheitssystems als auch aus Gründen des Materialaufkommens und des sich ergebenden Platzbedarfes nicht durchführbar, denn eine Auswahl aus einem solch umfassenden Daten-Pool (Schablonen-Kollektiv) ist auf die herkömmliche Art nicht realisierbar.

Es würde durch geringen Arbeitsaufwand an den jetzt bestehenden Daten die Möglichkeit geschaffen, ein digitales Bild in das bestehende Röntgenschablonen-PSD einzufügen und so durch einfaches Anklicken der einzelnen Ebenen, die jeweils eine Schablone darstellen, direkt oder nach Feinanpassung (was auch nur einen Zeitaufwand von wenigen Sekunden bedeutet) feststellen zu können, welche Prothese am geeignetsten für den jeweiligen Patienten in bezug auf Passform und Änderung der anatomischen Gegebenheiten wäre. Z.Zt. beliefe sich die Auswahlmöglichkeit, wie schon erwähnt, auf 594 Prothesen. Diese Anzahl von Prothesen ergibt sich aus 90 diversen Modellen, die jeweils in mehreren Grössen vorliegen.

Zusätzlich könnte man aus den Ergebnissen eine Rangfolge erstellen, damit man beispielsweise zuerst die meistpassenden Prothesen in den Anpassvorgang einbeziehen kann und so der Zeitaufwand, eine geeignete Prothese zu finden, verringert wird. Man könnte die Prothesen auch in Gruppen anordnen, so dass man beispielsweise direkt weiss, welche Prothesen man anzupassen versuchen muss, wenn man einen Patienten hat, dessen Offset z.B. sehr gross oder klein ist, oder der anderweitig charakterisierbar ist.

### Ausblick

Sicherlich wäre es auch denkbar und wohl auch wünschenswert, dass in näherer Zukunft von den entsprechenden Prothesen-Firmen oder Software-Firmen eigene Röntgenschablonen-Anpassungs-Programme entwickelt würden, die sich z.B. über das Internet mit den Neuerungen aus der Schablonenwelt aktualisieren lassen und die Verarbeitung bzw. Anpassung noch weiter vereinfachen bzw. automatisieren. Denkbar wäre auch ein Einsatz in Zusammenschluss mit dem oben erwähnten ELEI-System. Durch diese Möglichkeiten der modernen Technik lassen sich vielfältige

Verbesserungsmöglichkeiten erdenken, die zur besseren Patientenversorgung führen können, ohne die Kosten für das Gesundheitssystem weiter zu erhöhen, vielleicht sogar eher zu senken, dadurch, dass Zeitersparnis bewirkt würde, und nicht zuletzt dadurch, dass man durch verbesserte Patientenversorgung z.B. nötige Revisionsoperationen vermeidbar macht. Solche Verbesserungen, die dem Patientenwohl dienen und gleichzeitig die Kosten senken, dürften in Zukunft auf immer grössere Resonanz stossen.

## F. KLINISCHE RELEVANZ

Die wichtigste Erkenntnis bezogen auf die klinische Relevanz ist die, dass für jeden Patienten zumindest eine Prothese gefunden werden konnte, die sein ursprüngliches Offset unverändert beibehält, was heute gemeinhin als wichtiger Faktor für Erfolg oder Versagen einer Hüftprothese angesehen wird. Jedoch konnten einem Teil der Patienten von 14 % weniger als 10 Prothesen in dieser Art exakt angepasst werden. Zudem beziehen sich diese Ergebnisse nur auf die Frontalebene. Das Ergebnis muss bei Einbeziehung einer zweiten Ebene, was heutzutage Standard in der Operationsplanung ist, erwartungsgemäss schlechter ausfallen. Selbst ein Passen in zwei orthogonal aufeinander stehenden Ebenen würde bessere Ergebnisse vortäuschen als tatsächlich praktisch erreichbar sind. Zudem ist es noch wichtig, hier anzumerken, dass in einem durchschnittlich ausgerüsteten Operationszentrum nur ein Teil der für diese Studie zusammengetragenen Auswahl an Prothesenmodellen zur Verfügung steht, wodurch diese kleiner ausfällt und so das Ergebnis zusätzlich verschlechtert wird. Die Schlussfolgerung ist nun, dass die Prothesen aufgrund dieser Ergebnisse modifiziert werden sollten. Wie schon erwähnt, stellt diese Studie aber nur eine grundlegende Untersuchung über die bestehende Situation dar. Darauf aufbauend sollte die Forschung in diesem Bereich nun vertieft werden. Es sollte z.B. jetzt untersucht werden, ob und in wie weit sich durch Untersuchung einer zusätzlichen zweiten Ebene die Passquote der Prothesen weiter ins Negative verschlechtert. Zusätzlich sollte die Forschung vertiefend in die Richtung ausgedehnt werden, wie stark sich der Einfluss des Offset wirklich gestaltet. Daran anschliessend sollte untersucht werden ob und welche Faktoren die Prothesen so verändern können, dass sie die Offsetwiederherstellung optimieren.

Neben dieser Haupteigenheit von Entwicklungsbedarf und Entwicklungsrichtung zeigen die Ergebnisse die Eigenschaften jeder einzelnen Prothese bezogen auf das Offset, also das Spektrum der Einsetzbarkeit jeder Prothese, nämlich welche ein so geartetes Passverhalten haben, das sie bei vielen Patienten einsetzbar sind bzw. welche Prothesen durch ihr Passverhalten eher bei nicht durchschnittlichen Femurformen einsetzbar sind.

Aus diesen Erkenntnissen kann man eine Prothesenliste erstellen, die das Auswahlverfahren verkürzt. Man kann z.B. die Prothesen gruppieren, die bei vielen Patienten passen und dadurch bei einem Grossteil der Patienten sehr schnell eine passende Prothese bestimmen. Zudem kann man auch Gruppen von Prothesen bilden, die nach bestimmten Merkmalen sortiert sind, wie grosses Offset, kleines Offset oder Schenkelhalsform.

Die Digitalisierung der Daten rückt auch andere vorteilhafte Aspekte ins Blickfeld, nämlich eine Zeitersparnis durch schnellere Verfügbarkeit der Daten und einen schnelleren Anpassvorgang. Damit zusammenhängend erreicht man eine grössere Übersicht dadurch, dass man nicht mehr Mengen an Folien lagern und verwalten muss. So bietet sich die Möglichkeit die benutzte Daten-

bank grösser zu gestalten, also die Anzahl der berücksichtigten Prothesenmodelle zu vergrössern, was den Patienten im Sinne einer besseren Versorgung zu Gute kommt.

So kann diese Studie als erster Schritt angesehen werden, der zeigt, wie die Operationsplanung mit diesem Verfahren verbessert und modernisiert in den klinischen Alltag eingeführt werden und so zu den erwähnten Vorteilen führen kann. In die gleiche Richtung zielt die Möglichkeit, ein (eventuell kommerzielles) Schablonen-Anpassungs-Programm zu entwickeln, das auf der Basis der schon vorhandenen Daten und Dateien, die den momentanen Stand der erhältlichen Modelle zeigen. Es könnte derart gestaltet werden, dass es erweiterbar und aktualisierbar ist, zudem könnte es als Online-Version betrieben werden z.B. in Kombination oder verknüpft mit bestehenden Systemen wie dem oben erwähnten ELEI.

Als letzter Faktor der klinischen Relevanz soll hier der Kostenfaktor erwähnt werden. Durch die Einsparung von Zeit und Aufwand sowie der Verbesserung der Patientenversorgung mit den daraus resultierenden Aspekten wie längerer Lebensdauer der Prothesen und Verringerung der Probleme bei gleichzeitiger Verbesserung der Leistung, können die Kosten gesenkt werden.

## G. ZUSAMMENFASSUNG

Bei der Hüftgelenkendoprothetik gibt es heute noch einige zentrale Probleme, zu denen u.a. die Prothesenlockerung gehört. Es gibt viele Ansätze, dieses Problem anzugehen, von denen ein Ansatz die Betrachtung des Offset darstellt.

Das Offset als horizontale Distanz zwischen Femur-Schaftachse und Kopfmittelpunkt ist ein Faktor, der sehr wichtig ist, da es grossen Einfluss auf die biomechanischen Verhältnisse der Hüfte hat. Ausserdem ist es für den Operateur der effektivste und am leichtesten zu beeinflussende Faktor, der auf die Biomechanik Einfluss nimmt.

Offsetvergrösserung verlängert den Hebelarm der Abduktormuskeln, führt so zu einer Abnahme der von den Abduktormuskeln benötigten Kraft und reduziert so die auf das Hüftgelenk wirkende Resultierende. Zudem bewirkt Offsetvergrösserung (in bestimmtem Rahmen) eine Abnahme der Impingementgefahr und der Instabilität sowie eine Zunahme des Bewegungsrahmens und der Weichteilspannung. Andersherum führt Offsetverkleinerung zu gegenteiligen Wirkungen auf die genannten Faktoren.

Mittlerweile existiert eine grosse Anzahl an Untersuchungen, ob und wie Offset bzw. Offsetänderung auf den Erfolg von Hüftprothesenimplantationen Einfluss nimmt. Da es aber in den Studien bisher immer nur um die Auswirkungen von Offsetänderung ging, erscheint es angebracht einmal zu untersuchen, welche Möglichkeiten der Prothesenmarkt in Deutschland bietet, bei einem Prothesenersatz auf das Offset Einfluss zu nehmen oder in wieweit man durch die Designvorgaben der Industrie festgelegt ist, das Offset in eine bestimmte Richtung zu verändern.

### **Fragestellung**

Das Ziel dieser Studie war es festzustellen, ob es Modelle der auf dem Markt angebotenen Hüftgelenkendoprothesen gibt, die einem individuellen Patienten passgerecht eingesetzt werden können, ob durch Implantation der vorhandenen Modelle das Offset beim einzelnen Patienten in einer bestimmten Richtung im Vergleich zu den ursprünglichen anatomischen Verhältnissen mit den daraus resultierenden Auswirkungen auf diverse Faktoren wie Biomechanik und Lebensdauer verändert wird und, wenn dies der Fall ist, in welche Richtung diese Änderung tendiert und wie gross das Ausmass dieser Änderung ist.

### **Methode**

In einer klinischen Studie wurden 90 sich in der Form unterscheidende Prothesenmodelle (594 Stück bei Beachtung der diversen Grössen) in der Form von Röntgenschablonen auf 50 Patienten durch ihre Röntgenbilder am Computer angepasst, so dass 4.500 Anpassungen oder virtuelle Operationen durchgeführt wurden (29.700 bei Beachtung der diversen Grössen). Die Bildbearbei-

tung wurde weitestgehend mit dem Programm Photoshop durchgeführt. Bei den angepassten Prothesenschablonen wurde dann das Auftreten und das Ausmass einer Veränderung des Offset untersucht und gemessen.

### **Ergebnisse**

Die Messungen ergaben als wichtigste Erkenntnis, dass sich die Prothesen in ihrem passgenauen Einsetzverhalten (definiert im Text) sehr unterscheiden. Für einen Teil der Patienten ist es allein in der Frontalebene ohne Einbezug einer zweiten Ebene sehr schwer, eine geeignete Prothese zu finden, die das Offset, bezogen auf die ursprünglichen Verhältnisse, nicht verändert. So liessen sich manche Prothesen bei 2 Patienten, andere bei 40 Patienten (im Mittel 17) einsetzen. Der Betrag der mittleren Abweichung beträgt in diesem Fall für das gesamte Kollektiv der Schablonen 0,27 cm. Betrachtet man nur die Fälle, in denen eine Abweichung stattfindet so beträgt er 0,56 cm.

Bei Betrachtung des Gesamtkollektivs der Schablonen, bezogen auf (einzelne) Patienten, erkennt man, dass im Mittel 30 (1-67) der 90 Modelle auf einen einzelnen Patienten passen. Hierbei beträgt die Abweichung, bezogen auf das ursprünglich vorhandene Offset 0,4 cm (-1,04 cm bis +1,54 cm) im Betrag. Betrachtet man hier nur die Fälle, in denen eine Abweichung stattfindet, so beträgt diese 0,64 cm im Betrag.

### **Ausblick**

Da die auf dem Markt befindlichen Prothesen zu einem grossen Teil nicht ermöglichen, das Offset wieder so herzustellen, wie es präoperativ war, was die bekannten Nachteile mit sich bringt, müsste darauf aufbauend das Prothesendesign untersucht und verbessert werden.

Des weiteren kann man aufbauend auf dieser Studie die erstellte Schablonendatei in Zukunft nutzen und evtl. ausbauen und so die Operationsvorbereitung verbessern, erleichtern, verkürzen und so die Kosten senken.

## H. LITERATUR-VERZEICHNIS

- 1 Abraham WD, Dimon JH (1992) Leg length discrepancy in total hip arthroplasty. Orthop Clinics North Am 23: 201-209
- 2 Aldinger G, Weipert A (1991) 3D-based manufacturing of hip implants. Der Radiologe 31, 474-480
- 3 Amtmann E, Kummer B (1968) Die Beanspruchung des menschlichen Hüftgelenkes, 2. Grösse und Richtung der Hüftgelenksresultierenden in der Frontalebene. Z Anat 127: 286-94
- 4 Brettschneider U (1995) Excel 95 – Der Data Becker Führer. Data Becker Verlag, Düsseldorf
- 5 Breul R, Kummer B, Strauss JM, Lohscheidt K (1985) Die Spannungsverteilung im nicht verformbaren, ideal kongruenten Kugelgelenk. Begleitscript zum 4. Kölner biomechanischen Kolloquium
- 6 Buddenbrock B, Wissing H et al (1997) Radiologic determination of rotation deformity of the femur: Computed tomography, optimized measurement accuracy an radiation exposure. Z Orthop 135: 9-16
- 7 Charnley J (1979) Low friction arthroplasty of the hip. Springer, Berlin: 332-344
- 8 Charnley J (1960) Anchorage of the femoral head prosthesis to the shaft of the femur. J Bone Joint Surg [Br] 42: 28, ref. in: Tönnis D (1984) Die angeborene Hüft dysplasie und Hüftluxation im Kindes- und Erwachsenenalter. Springer, Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo: 327-332
- 9 Crowninshield RD, Johnston RC (1978) A biomechanical investigation of the human hip. J Biomech 11: 75-85
- 10 Crowninshield RD, Brand RA, Johnston RC, Pedersen DR (1981) An analysis of collar funktion and the use of titanium in femoral prostheses. Clin Orthop 158: 270-277
- 11 Crowninshield RD, Brand RA, Johnston RC: Reconstruction of the hip (1979) A mathematical approach to determine optimum geometric relationship. J Bone Joint Surg [A] 61: 639-652

- 12 Crowninshield RD, Brand RA, Johnston RC, Milroy JC (1980) An analysis of femoral component stem design in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg [Am]* 63: 68-78
- 13 Davey JR, O'Connor DO, Burke DW, Harris WH (1989) Femoral component offset: Its effect on strain in the cement, bone and prosthesis. In: Transactions of the 34th Annual Meeting of the Orthop Res Soc, Atlanta: 347, ref. in: Steinberg B, Harris WH (1992) The offset problem in total hip arthroplasty. *Cont Orthop* 24: 556-562
- 14 Davey JR, O'Connor DO, Burke DW, Harris WH, Zalenski E (1992) Femoral component offset: Its effect on micromotion in stance and stairclimbing loading. *Proc 35th Annual Meet Orthop Res Soc* 1989: 409
- 15 Davey JR, O'Connor DO, Burke DW, Harris WH (1993) Femoral component offset: Its effect on strain in bone-cement. *J Arthroplasty* 8: 23-26
- 16 Dayton L, Davis J (1998) *Photoshop Wow! The Photoshop 6 Wow! Book*. Addison-Wesley Verlag
- 17 Debrunner HU (1975) Studien zur Biomechanik des Hüftgelenkes-Ein neues Modell für die Berechnung der Hüftbelastung. *Z Orthop* 113 (1992): 377-385
- 18 Debrunner HU (1972) Ganguntersuchungen am Patienten. *Z Orthop* 110: 549-561
- 19 Delp SL, Maloney WJ (1993) Effects of hip center location on the moment-generating capacity of the muscles. *J Biomech* 26: 485-499
- 20 Delp SL, Komattu AV, Wixson RL (1994) Superior displacement of the hip in total joint replacement: Effects of prosthetic neck length, neck-stem angle, and anteversion angle on the moment-generating capacity of the muscles. *J Orthop Res* 12: 860- 870
- 21 Denham RA (1959) Hip mechanics. *J Bone Joint Surg [Br]* 41: 550-558
- 22 Dingeldein E, Ege W, Wahlig H (1995) Physikalische und biologische Eigenschaften von Knochenzementen. In: Kerschbaumer F, Nieder E, Rehart S (Hrsg) *Die Hüftendoprothese in komplizierten Fällen*. Thieme
- 23 Dumner DR, Galante JU (1992) Bone remodeling in experimental total hip arthroplasty. *Chirurgia degli organi di movimento*, 77: 413-423

- 24 Engelhardt P (1988) Die Bedeutung des Zentrumeckwinkels zur Prognose der Dysplasiehüfte 50 Jahre nach der Erstbeschreibung durch G Wiberg. *Orthopäde* 17: 463-469
- 25 Fackler CD, Poss R (1980) Dislocation in total hip arthroplasties. *Clin Orthop* 151: 169-178
- 26 Fick A (1850) Statische Betrachtungen der Muskeln des Oberschenkels. *Z rat Med* 9: 94-106
- 27 Fick R (1904) *Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke. 1. Anatomie der Gelenke.* Fischer, Jena
- 28 Fick R (1911) *Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke. 3. Spezielle Mechanik.* Fischer, Jena
- 29 Fischer O (1899) *Der Gang des Menschen, 2. Teil: Die Bewegung des Gesamtschwerpunktes und die äusseren Kräfte.* *Abh Kgl sächs Ges Wiss math-phys Kl* 25: 1-163
- 30 Greenwald SA, Haynes DW (1972) Weight-bearing areas in the human hip joint. *J Bone Joint Surg [Br]* 54: 157-163
- 31 Greenwald SA (1984) Biomechanical considerations in revision arthroplasty. In: *the Hip: Proc of the Twelfth Open Scientific Meet of the Hip Soc: 254*, ref. in: Amstutz HC (1992) *Hip Arthroplasty*, Churchill Livingstone, New York, Edinburgh, London, Melbourne, Tokyo
- 32 Grossmann P, Braun M, Becker W (1994) Luxationen nach Hüft-TEP-Implantation: Abhängigkeit vom operativen Zugang und anderen Faktoren. *Z Orthop* 132: 521-526
- 33 Hamacher P, Roesler H (1971) Die Berechnung von Grösse und Richtung der Hüftgelenksresultierenden im Einzelfall. *Arch. Orthop. Unfall-Chir.* 70: 26-30
- 34 Hamacher P, Roesler H (1972) Die Ergebnisse der Berechnung von Grösse und Richtung der Hüftgelenksresultierenden im Einzelfall. *Arch. Orthop. Unfall-Chir.* 72: 94-99
- 35 Havelin L, Espehaug B (1994) Early failures among 14009 cemented and 1326 uncemented prostheses for primary coxarthrosis. *Acta Orthop Scand* 65: 1-6
- 36 Hardy C, Frayssinet P (1994) Two-year outcome of hydroxylapatit-coated prostheses. *Acta Orthop Scand* 64: 253-257

- 37 Heiland A (1993) Rotationsstabilität zementfreier Hüftendoprothesen. Diplomarbeit, Labor für Biomechanik und experimentelle Orthopädie, Ludwig-Maximilians- Universität München
- 38 Hohmann D, Hu S, Köppel R, Legal H, Scheuring H (1988) Ansätze zu einer computerge stützten Operationsplanung bei einer Luxationshüfte. Orthopäde 17: 468-474
- 39 Huk OL, Braun JT, Lieberman JR, Salvati EA, Ghelman B (1993) Comparison of acetabular and femoral component alignment in dislocators versus nondislocators with total hip arthroplasties. Procs Canadian Orthop Soc, 48th Annual Meet, Montreal, Quebec
- 40 Inman VT (1947) Functional aspects of the abductor muscles of the hip. J Bone Joint Surg 29: 607-615
- 41 Jäger M, Ungethüm M (1976) Mechanik und Prothesentypen. Biomechanische Überlegungen zum Lockerungsproblem von Hüftprothesen. MMW 118: 693-700
- 42 Jani L, Scheller G (1995) Möglichkeiten und Grenzen moderner Hüftendoprothetik. Deutsches Ärzteblatt 92: 3239-3242
- 43 Jentschura G (1951) Über die praktische Anwendung der Methode Wibergs für die Beurteilung der kongenitalen Dysplasie des Hüftgelenkes beim Erwachsenen. Z Orthop 80: 34-40
- 44 Johansson N, Bullough P, Wilson P (1987) The microscopic anatomy of the bonecement interface in failed total hip arthroplasties. Clin Orthop 218: 123-135
- 45 Koch J (1917) The laws of bone architectures. Amer J Anat 21: 177-193
- 46 Krämer K, Stock M, Winter M (1993) Klinikleitfaden Orthopädie. Jungjohann-Verlag: 464-468
- 47 Kummer B (1968) Die Beanspruchung des menschlichen Hüftgelenkes, 1. Allgemeine Problematik. Z Anat Entwickl-Gesch 127: 277-287
- 48 Kummer B (1979) Die Tragfläche des Hüftgelenks. Z Orthop 117: 693-701
- 49 Kummer B (1985) Einführung in die Biomechanik des Hüftgelenks. In: Kliniktaschenbücher, Springer, Berlin Heidelberg New York Tokyo

- 50 Kummer B (1986) Biomechanische Grundlagen der Statik des Hüftgelenkes. Z Orthop 124: 179-185
- 51 Kummer B (1988) Biomechanischer Aspekt der Luxationshüfte. Orthopäde 17: 452-462
- 52 Legal H (1977) Biomechanische Analyse des Hüftgelenkes. Habilitationsschrift aus der Orthopädischen Klinik und Polyklinik der Universität Erlangen-Nürnberg
- 53 Legal H, Ruder H, Gruber K (1985) Statische Analyse am Beispiel der Hüftgelenks-Operationsplanung. Begleitheft zum 4. Kölner Biomechanischen Colloquium 9
- 54 Lindgren JU, Rysavy J (1992) Restoration of femoral offset during hip replacement. Acta Orthop Scand 63: 407-410
- 55 Lohscheidt K (1985) Zum Problem der Abschätzung der Gelenkbelastung am Hüftgelenk. Begleitheft zum 4. Kölner Biomechanischen Colloquium: 67-69
- 56 Malchau H, Herbert P, Ahnfelt L (1993) Prognose der totalen Hüftarthroplastik. 61th Annual Meet of Am Ac of Orthop Surg, ref. in: Schäfer H (1996) Densitometrische Untersuchung des Knochenumbaus nach Implantation zementfreier und zementierter Totalendoprothesen am Hüftgelenk. Dissertationsschrift, Orthopädische Universitäts- und Polyklinik, Goethe-Universität Frankfurt am Main
- 57 Maquet PGJ (1985) Biomechanics of the hip. Springer, Berlin Heidelberg New York Tokyo
- 58 Markolf KL, Amstutz HC (1980) The effect of calcar contact on femoral component micromovement: a mechanical study. J bone Joint Surg [Am] 62: 1315, ref. in: Amstutz HC (1992) Hip Arthroplasty, Churchill Livingstone, New York, Edinburgh, London, Melbourne, Tokyo
- 59 Markolf KL (1991) Biomechanics of the hip. In: Amstutz HC (Hrsg): Hip Arthroplasty. Churchill Livingstone, New York Edinburgh London Melbourne Tokyo
- 60 Massin P, Geais L, Astoin E et al (2000) The anatomic basis for the concept of lateralized femoral stems. J Arthroplasty 15: 93-101
- 61 Mau H (1984) Spezifizierung der korrespondierenden Wachstumsgesetze von Hueter-Volkmann und Pauwels/(Wachstumsdeformitäten) und ihre Beziehung zu den Belastungsdeformitäten. Z Orthop 122: 293-303

- 62 McGrory BJ, Morrey BFC, Cahalan TD et al (1995) Effect of femoral offset on range and motion and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg [Br]* 77: 865-869
- 63 Mellinghoff HU (1972) Beitrag zur Bestimmung der Wirkungslinien der hauptsächlichsten Hüftabduktoren. Dissertationsschrift med Fak, Universität Köln
- 64 Mills HJ, Horne JG, Purdie GL (1993) The relationship between proximal femoral anatomy and osteoarthritis of the hip. *Clin Orthop* 28: 205-208
- 65 Mittermeier H, Heisel J, Schmitt E (1988) Hüftgelenkersatz bei jungen Menschen unter 40 Jahren. *Z für Orthop* 126: 304-313
- 66 Morscher E (1961) Die mechanischen Verhältnisse des Hüftgelenkes und ihre Beziehungen zum Halsschaftwinkel und insbesondere zur Antetorsion des Schenkelhalses während der Entwicklungsjahre. *Z Orthop* 94: 374-382
- 67 Müller ME (1971) Die hüftnahen Femurosteotomien. Thieme, Stuttgart
- 68 Niethard F, Pfeil J (1992) Orthopädie. Hippokrates-Verlag: 159-189
- 69 Noble PC, Alexander JW, Lindahl LJ et al (1988) The anatomic basis of femoral component design. *Clin Orthop* 235: 148-165
- 70 Nunn D, Freeman AR, Tanner KE (1989) Torsional stability of the femoral component of hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg [Br]* 71: 452-455
- 71 Oberländer W, Kurrat HJ, Breul R (1978) Untersuchungen zur Ausdehnung der knöchernen Facies lunata. *Z Orthop* 116: 675-682
- 72 Ohlin A, Johnell O, Lerner U (1990) The pathogenesis of loosening of total hip arthroplasties. *Clin Orthop* 253: 287-295
- 73 Osborn JF (1979) Biowerkstoffe und ihre Anwendung bei Implantaten. *Schw. Mschr. Zahnheilk.* 89: 1138-1139
- 74 Osborn JF (1987) The biological behavior of the hydroxylapatite ceramic coating on a titanium stem of a hip prosthesis, the first histological evaluation of human autopsy material. Sonderdruck aus: *Biomedizinische Technik* 32: 177-183

- 75 Pauwels F (1965) Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates. Springer, Berlin Heidelberg New York Tokyo
- 76 Pauwels F (1973) Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte. Springer Berlin Heidelberg New York Tokyo
- 77 Plitz W (1989) Biomechanische Aspekte zur Prothesenlockerung an der Hüfte. Orthopäde 18: 344-349
- 78 Plötz W, Rechl H, Burgkart R (1993) Derzeitiger Stand der zementlosen Hüftgelenksendoprothetik. Fortschritte in der Medizin 24: 369-373
- 79 Porsch M (1991) Überlebensstudie von Hüfttotalendoprothesen bei Patienten mit rheumatischen Erkrankungen. Dissertationsschrift, Frankfurt
- 80 Reikeras O, Hoiseth A (1982) Femoral neck angles in osteoarthritis of the hip. Acta Orthop Scand 53: 781-784
- 81 Roberson RR (1992) Proximal femoral bone loss after total hip arthroplasty. Orthopedic Clinics of North America, 23: 291-302
- 82 Robinson RP (1994) Hip arthroplasty using cementless CLS stem. J Arthroplasty 9: 177-192
- 83 Rosenberg A (1989) Cementless THA: Femoral remodeling and clinical experience. Orthopedics 12: 1223-1233
- 84 Rothman RH, Hearn SL, Eng KO, Hozack WJ (1993) The effect of varying femoral offset on component fixation in cemented total hip arthroplasty. Poster: American Academy of Orthop Surg 60th Annual Meeting, San Francisco
- 85 Rydell NW (1966) Forces acting on the femoral head-prosthesis. Acta Orthop Scand 88, ref. in: Schidlo C, Becker C, Jansson V, Fefior J (1999) Änderung des CCD-Winkels sowie des femoralen Antetorsionswinkels durch Hüftprothesenimplantation. Z. Orthop. 137: 259-264
- 86 Rydell NW (1996) Forces acting on the femoral head-prosthesis, Tryckeri AB Litotyp Göteborg

- 87 Sakai T, Sugano N, Nishii T et al (2000) Optimizing femoral anteversion and offset after total hip arthroplasty using a modular femoral neck system: an experimental study. *J Orthop Sci* 5: 489-494
- 88 Sakalkale DP, Rothman RH et al (2001) Effect of femoral component offset on polyethylene wear in total hip arthroplasty. *Clin. Orthop.* 388: 125-134
- 89 Schäfer H (1996) Densitometrische Untersuchung des Knochenumbaus nach Implantation zementfreier und zementierter Totalendoprothesen am Hüftgelenk. Dissertationsschrift, Orthopädische Universitäts- und Polyklinik, Goethe-Universität Frankfurt am Main
- 90 Schidlo C, Becker C, Jansson V, Fefior J (1999) Änderung des CCD-Winkels sowie des femoralen Antetorsionswinkels durch Hüftprothesenimplantation. *Z. Orthop.* 137: 259-264
- 91 Spranger M, Eder H (1985) Zementfreie Hüft-Endoprothesen-Systeme. Aktuelle Probleme in Chirurgie und Orthopädie 29: 8-75
- 92 Starker M, Thümmler P, Weiper t A, Hanusek S (2000) Computergestützte Prothesenauswahl und Implantationskontrolle. *Orthopäde* 29: 627-635, Springer
- 93 Steinberg B, Harris WH (1992) The offset problem in total hip arthroplasty. *Cont Orthop* 24: 556-562
- 94 Sumner DR et al (1992) Experimental studies of bone remodeling in total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 276: 83-90
- 95 Tauber C, Ganel A, Horostowski H, Farine I (1980) Distal transfer of the greater trochanter in coxa vara. *Acta Orthop Scand* 51: 661-666
- 96 Tönnis D (1984) Die angeborene Hüft dysplasie und Hüftluxation im Kindes- und Erwachsenenalter. Springer, Berlin, Heidelberg, New, York, Tokyo: 327-332
- 97 Visuri T, Pulkkinen P (1994) Life expectancy after hip arthroplasty. Case-control study of 1018 cases of primary arthrosis. *Acta Orthop Scand* 65: 9-11
- 98 Volz R (1988) Basic biomechanics. In: Resnick D, Niwayama G: *Diagnosis of bone and joint disorders*. 2. Edition, Articular Diseases, Basic Sciences, Saunders Company
- 99 Walker PS (1995) Design des totalen Hüftersatzes. In: Kerschbaumer F, Nieder E,

- 100 Rehart S (Hrsg): Die Hüftendoprothese in komplizierten Fällen. Thieme, ref. in:  
Schäfer H (1996) Densitometrische Untersuchung des Knochenumbaus nach Implantation  
zementfreier und zementierter Totalendoprothesen am Hüftgelenk. Dissertationsschrift,  
Orthopädische Universitäts- und Polyklinik, Goethe-Universität Frankfurt am Main
- Wong PKC, Otsuka NY, Davey JR, Fornasier BL, Binnington AG (1993) The effect of  
femoral component offset in uncemented total hip arthroplasty. Procs Canadian  
Orhop Soc 48th Annual Meet, Montreal
- 101 Yonder S, Brand RA et al (1988) Total hip acetabular component position affects  
component loosening rates. Clin. Orthop 228: 79-87
- 102 Zichner L, Starker M (1985) Fortschritte und Entwicklungen auf dem Gebiet der  
Hüftgelenksprothesen. Die Umschau: 720-725

# LEBENS LAUF

## Angaben zur Person

Name: Stefan Funken  
Geboren am: 07.04.1976  
Geburtsort: Duisburg, Deutschland  
Eltern: Petra Funken, geb. Keller und Dipl.-Ing Josef Funken  
  
Postadresse: Am Lerchenfeld 14, 47506 Neukirchen-Vluyn  
E-Mail: stefanfunken@gmx.de

## Ausbildung

### 1982 bis 1986

Gerhardt-Tersteegen-Grundschule in Neukirchen-Vluyn, Deutschland

### 1986 bis 1995

Gymnasium Adolfinum in Moers, Deutschland, Abschluss Abitur

### 1995 bis 1996

Zivildienst als Rettungssanitäter bei der Johanniter-Unfall-Hilfe Duisburg, Deutschland

### 1996 bis 2003

Medizinstudiums an der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf, Deutschland

### 2002 bis 2003

Praktisches Jahr

1. Terial: Chirurgie und Notfall im Royal London Hospital, London, GB
2. Terial: Innere im Spital Zimmerberg, Wädenswil, CH
3. Terial: Anästhesie im Stadtpital Triemli, Zürich, CH

### 2001 bis 2002

Erstellen der Dissertation

## J. DANKSAGUNG

**Zum Abschluss dieses Abschnittes meiner  
medizinischen Laufbahn gebührt mein Dank**

Prof. Jerosch für die gute Betreuung und  
problemlose Durchführung der Dissertation,  
meiner Familie dafür, dass Sie mir dies ermöglicht  
und mich bei allem unterstützt hat,  
Michelle Wirtz für Hilfe bei Satz & Grafik  
sowie ihre tägliche neue Inspiration,  
Ole Nydahl für Antrieb und besondere Sichtweise,  
Martin Pitschke für die Vermittlung der Studie,  
Robert Pospiech für die Beratung in PC-Fragen,  
den Düsseldorfern für die schöne Studienzeit,  
Sabine Poisson für den Start des Ganzen und  
jedem, den ich hier vergessen habe.