

Aus der
Klinik für Chirurgie
(Abteilung Unfall- und
Wiederherstellungschirurgie)
Direktor : Prof. Dr. med. Thomas Mittlmeier

**Die Akzeleration des Femoralen Offsets
und die Auswirkungen auf die
Hüftgelenkprothetik**

Inauguraldissertation
zur
Erlangung des akademischen Grades
Doktor der Medizin
der Medizinischen Fakultät
der Universität Rostock
vorgelegt von
Patrick Haar
aus Osnabrück

URN: urn:nbn:de:gbv:28-diss2009-0040-6

Rostock 2007
Dekan Prof. Dr. med. Emil Christian Reisinger

1. Gutachter:

Prof. Dr. med. Th. Mittlmeier, Uni Rostock

2. Gutachter:

Prof. Dr. med. A. Wree, Uni Rostock

3. Gutachter:

Prof. Dr. med. C. Perka, Charité Berlin

INHALTSVERZEICHNIS

INHALTSVERZEICHNIS	I
Einleitung	1
1 Das menschliche Hüftgelenk	2
1.1 Relevante funktionelle Anatomie des Hüftgelenkes	2
1.2 Biomechanische Betrachtung des Hüftgelenkes	5
2 Der Femorale Offset	9
2.1 Biomechanische Auswirkung auf die Hüftgelenkstatik	9
2.2 Problematik bei variierendem Femoralen Offset nach Hüfttotalendoprothese	10
3 Abhängigkeit von Femurlänge und Femoralem Offset anhand von Messungen an Leichenknochen	15
4 Die Akzeleration des Menschen	20
5 Material und Methoden	24
6 Ergebnisse	30
6.1 Körpergrößen- und Offsetakzeleration	30
6.2 Röntgenanalyse	33
6.3 Konventionelle Prothesentypen	38
7 Diskussion und Schlussfolgerung	42
7.1 Auswirkungen der säkularen Körperhöhenakzeleration auf Femurlänge und Femoralen Offset	43
7.2 Bedeutung der Hüftprothesenimplantation für den Femoralen Offset	46
7.3 Auswirkungen der Körpergrößenakzeleration auf Hüftendoprothesensysteme	47
7.4 Auswirkungen der Akzeleration des Femoralen Offsets auf heutzutage gängige Hüftendoprothesensysteme	49
8 Zusammenfassung	52
Verzeichnis der Tabellen	55
Verzeichnis der Abbildungen	56
Literaturverzeichnis	61
Wertetabellen Röntgenanalyse	64
GAP-Schaft, Firma Alphanorm, zementfrei	64

CS-Schaft, Firma Plus Endoprothetik, zementiert	66
Zweymüller SL-Schaft, Firma Plus Endoprothetik, zementfrei	68
Wertetabelle Endoprothesensysteme	70
Anhang	71
Thesen	71
Erklärung	73
Danksagungen	74

Einleitung

In Deutschland werden im Jahr ungefähr 150.000¹ Hüftendoprothesen implantiert und in den letzten Jahren hat die Zahl der endoprothetischen Versorgung deutlich zugenommen. Auch die zu erwartende demographische Entwicklung wird das Fortschreiten der Anzahl der Endoprothesenimplantationen eher begünstigen.

Dabei wird in den Knochen ein nahezu starres Implantat eingebracht, welches nun im Vergleich zu den physiologischen Gegebenheiten die Kraftübertragung im Bereich des Femurs übernimmt und verändert. Da der Knochen aber auf physiologische Kraftübertragungen angewiesen ist, um seine Struktur zu erhalten, kommt es gemäß dem Wolffschen Gesetz zu Atrophie und zur Umgestaltung (oder zu beidem) des Knochens.

Das Wolffsche Gesetz besagt, dass Art und Ausmaß der ossären Antwort auf einwirkende Kräfte mit dem Grad der Belastung korrelieren. Insuffiziente Knochenbelastung führt also zum Abbau des Knochens und vermehrter Druck zur Zunahme der Knochensubstanz. Veränderungen im Bereich der Gelenkgeometrie, wie die Veränderung des Femoralen Offsets (dem Abstand zwischen dem Drehzentrum des Hüftkopfes und der Femurschaftachse), können somit einen erheblichen Einfluss auf die Belastung des Knochens nach endoprothetischer Versorgung vermuten lassen.

Eine Aussage zur Verteilung des Femoralen Offsets in der Bevölkerung gibt es jedoch nicht. Eine präoperative Bestimmung durch radiologische Methoden zeigt sich als ungenau beziehungsweise als sehr kostspielig. Die Messung des Femoralen Offsets an Leichenknochen bietet jedoch eine Möglichkeit, eine genaue Verteilung für die Bevölkerung der vorherigen Jahrhunderte anzugeben. Dabei muss jedoch bedacht werden, dass es im Laufe der Jahrhunderte zu einer Akzeleration der Körpergröße gekommen ist, was Einfluss auf die Femora genommen hat.

Die Zunahme der Körperhöhe hat neben der Validierung von alten Knochenmaßen für die Gegenwart auch eine praktisch klinische Bedeutung. Die Patienten aus den Pionierjahren der Hüftendoprothetik stammten zu meist aus der zweiten Hälfte des 19. Jahrhunderts. Wenn eine Akzeleration

tion aufgetreten ist, so müssen diese Patienten im Durchschnitt kleiner gewesen sein als heutige Hüftendoprothesenanwärter. Nun wird das Design von Hüftendoprothesen zwar an aktuelle Knochenparameter adaptiert, richtet sich jedoch grundsätzlich nach den Vorgaben der erfolgreichsten Implantate, dem sogenannten Goldstandard. Wenn dieser sich auf Erfahrungen in nichtakzelerierten Patientengruppen bezieht, dann müssten moderne Hüftendoprothesen zu klein sein.

Die Aufgabe der folgenden Arbeit ist es deshalb, aus den vorliegenden Messungen an Leichenknochen sowie aus Statistiken über die Zunahme der Körperhöhe den Femoralen Offset für die heutige Bevölkerung abzuleiten, zu überprüfen wie der Femorale Offset durch eine Endoprothesenimplantation verändert wird, und dies mit den heute gängigen Hüftprothesensystemen zu vergleichen. Damit soll ein bedeutsamer Parameter zur künftigen Entwicklung von Hüftendoprothesensystemen dargestellt werden.

1 Das menschliche Hüftgelenk

1.1 Relevante funktionelle Anatomie des Hüftgelenkes

Das Hüftgelenk, als das proximale Gelenk der unteren Extremität, stellt eine besondere Form des Kugelgelenkes dar. Da der Hüftkopf über seinen größten Umfang hinaus von der Pfanne und der faserknorpeligen Gelenk-lippe umgriffen wird, spricht man von einem Nussgelenk. Durch diese besondere Sicherung ist es das am wenigsten luxationsgefährdete Gelenk des Menschen. Diese spezifischen Eigenschaften des Hüftgelenkes leiten sich von den Funktionen der unteren Extremität ab, nämlich dem Tragen und Fortbewegen des Körpers.

Der Hüftkopf steht als eine Zweidrittelkugel mit einem Durchmesser von 40-50 mm auf dem Schenkelhals, der die Verbindung zur Femurdiaphyse herstellt. Die Achse des Schenkelhalses verläuft durch das geometrische Zentrum des Hüftkopfes und ist gegen die Frontalebene im Mittel 12° antetordiert (AT). Sie schließt mit der Femurschaftachse den Zentrum-Col-lum-Diaphysenwinkel (CCD) von ca. 125° ein. Schneidet die Frontalebene das Drehzentrum und die Kondylenachse des Kniegelenkes, so ist die

Femurdiaphyse dagegen um 6° nach dorsal geneigt. Zur Trageachse des Beines steht die Femurdiaphyse $5-7^\circ$ valgisch. Die Hüftgelenkspfanne ist eine Halbschale und nicht nur nach lateral, sondern auch nach vorn unten gerichtet. Sowohl mit der Horizontal-, als auch mit der Frontalebene bildet die Pfannenachse einen Winkel von $30-40^\circ$. Im Bereich der wesentlichen Kraftübertragung am Pfannendach ist der Knorpel von Hüftkopf und Pfanne am dicksten. Beim aufrechten Stand befindet sich das Gelenk zwar in der Nullstellung, die größte Flächendeckung, sozusagen die optimale Kongruenz, wird jedoch in annähernd 90° Beugung, leichter Abduktion und Außenrotation erzielt.

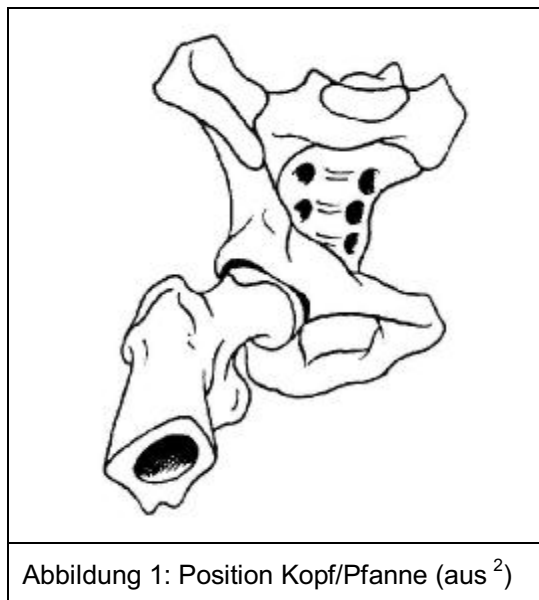


Abbildung 1: Position Kopf/Pfanne (aus ²)

Die auf den Hüftkopf einwirkenden Kräfte werden über den Schenkelhals auf die Femurdiaphyse übertragen. Um ein Abknicken dieses Hebelarmes zu verhindern, bilden die Spongiosabälkchen im koxalen Femur ein trajektorielltes Fachwerk. Trajektorien deshalb, weil die Knochenbälkchen als Bündel genau in die Richtungen der größten Kompression und der größten Dehnung verlaufen. Im Wesentlichen werden ein sogenanntes Druckbündel und ein Zugbündel unterschieden. Zwischen diesen wichtigsten Trabekelformationen wird eine Zone äußerst spärlicher Binnenstruktur eingeschlossen, das Wardsche Dreieck.

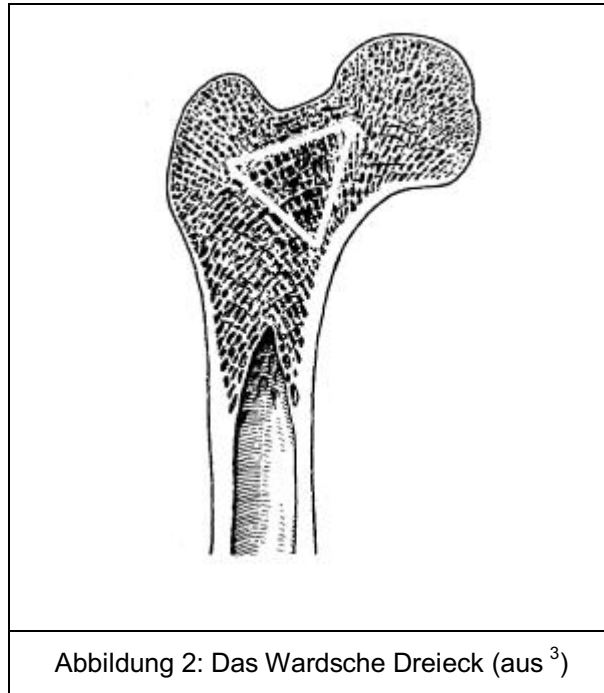
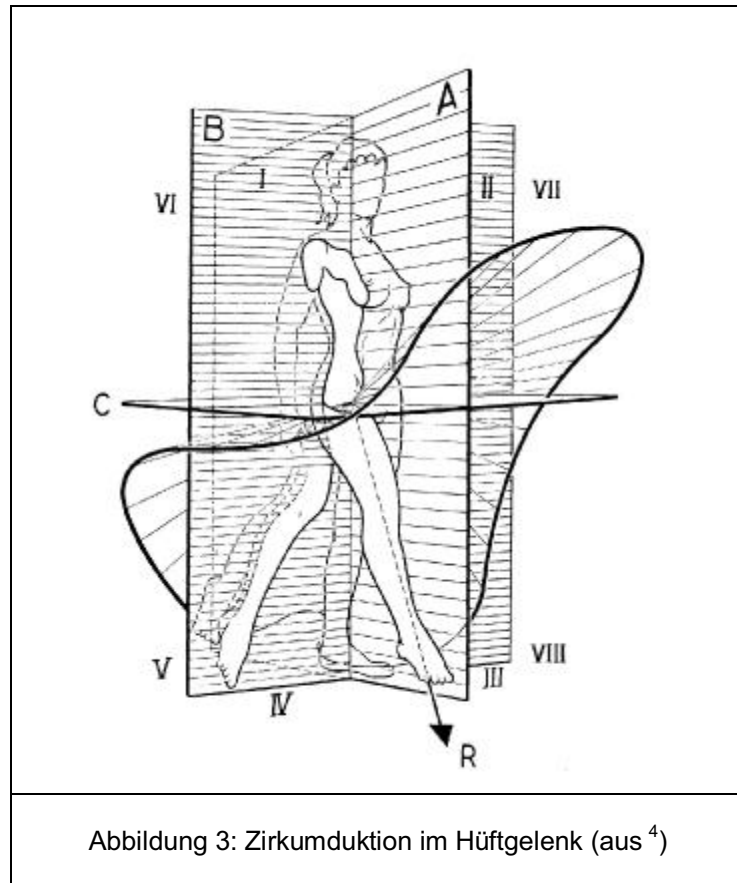


Abbildung 2: Das Wardsche Dreieck (aus ³)

Das Hüftgelenk besitzt drei Bewegungsfreiheitsgrade. Die drei Hauptachsen liegen in der Sagittal-, der Frontal- und in der Horizontalebene. Die maximalen Bewegungsausschläge in den drei Achsen formen einen unregelmäßigen Zirkumduktionskegel, da sie in den verschiedenen Richtungen des Raumes ungleich groß sind: A: Sagittalebene (120-140° Beugung und 10-30° Streckung), B: Frontalebene (45° Abduktion und 30° Adduktion) C: Horizontalebene. Hinzu kommt die Möglichkeit der Rotation um die Längsachse des Beines von 30-40° nach innen und bis zu ca. 60° nach außen (siehe Abbildung 3).



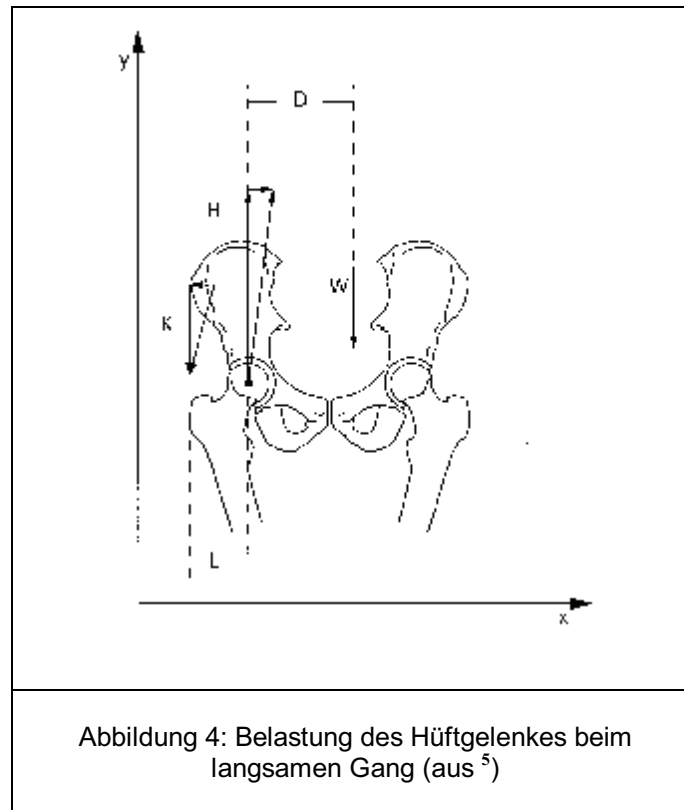
Das Hüftgelenk selbst ist in einer kräftigen Gelenkkapsel eingeschlossen. Ventral, wo die Muskulatur insgesamt schwächer ist, befindet sich in dieser Kapsel das stärkste Band des menschlichen Körpers, das Ligamentum iliofemorale. Die Kapsel mit dem Ligamentum iliofemorale dient der weiteren Stabilisierung des Hüftgelenkes.

1.2 Biomechanische Betrachtung des Hüftgelenkes

Für die biomechanische Betrachtung des Hüftgelenkes wird das Gelenk in der Standphase beim langsamen Gang betrachtet, da hier die Trägheitskräfte, die das Abbremsen und Beschleunigen der Körpermasse beschreiben, bei dieser Art des Ganges als vernachlässigbar betrachtet werden können⁵.

Das Gelenk wird von einer Vielzahl von Muskeln bewegt und gleichzeitig stabilisiert. Für die nachfolgenden Betrachtungen ist die pelvitrochantäre Gruppe mit dem stärksten Abduktor, dem Musculus gluteus medius, besonders wichtig. Er hält das Becken in der Standphase des Beines im Gleichgewicht, damit das kontralaterale Schwungbein von Musculus

iliopsoas nach vorn gesetzt werden kann. Die Kraft, die hier wirkt, entspricht in ihrem Verlauf dem Ursprung und Ansatz des Musculus gluteus medius. Diese Kraft **K** hält dem Drehmoment der Gewichtskraft **W** das Gleichgewicht. Die Gewichtskraft **W** entspricht der Körpermasse ohne das stehende Bein und wirkt senkrecht nach unten.



Die Kraft **W** wirkt über den Hebelarm **D** und die Kraft **K** über den Arm **L**. Diesen beiden Kräften wirkt die Gelenkkraft **H** entgegen. Sie verläuft durch das Zentrum des Hüftkopfes und ist vom Kopf in Richtung der Pfanne gerichtet. Ihre Richtung entspricht nicht der Senkrechten, sondern sie ist um ca. 10° gegen die Senkrechte nach medial geneigt. Sie wird als hüftgelenkresultierende Kraft bezeichnet⁶ (siehe Abbildung 4).

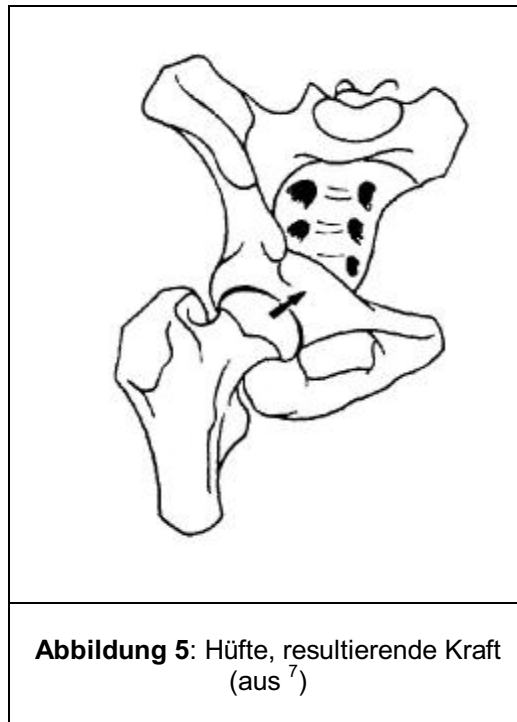


Abbildung 5: Hüfte, resultierende Kraft
(aus ⁷)

Bei operativen Eingriffen kommt es häufig zu einer Veränderung der knöchernen Gegebenheiten und zu Veränderungen der Kräfte, die im Bereich des Hüftgelenkes wirken. Dabei bleibt die Gewichtskraft **W** konstant. Aber durch den chirurgischen Eingriff können die Ansätze der pelvitrochantären Muskulatur verschoben werden. Somit verändert sich die Kraft **K**, was wiederum Auswirkung auf die hüftresultierende Kraft hat. Dieses geschieht aufgrund der operativ herbeigeführten Verkürzung oder Verlängerung des Lastarmes **L**. Da die hüftresultierende Kraft jedoch die Kraftverhältnisse beschreibt, die auf den Hüftkopf wirken und über den Schenkelhals auf die Femurdiaphyse weitergeleitet werden, beschreibt sie ebenfalls die Kräfte, die nach endoprothetischen Ersatz auf das Hüftendoprothesensystem wirken und auf den Femurschaft übertragen werden. Ändern sich die Kräfte im Bereich des Hüftgelenkes (**K**, **W**) oder einer ihrer Lastarme (**D**, **L**), so ändert sich somit auch die hüftresultierende Kraft.

Dass zwischen der von außen aufgebrachten Last und der Morphologie des Skeletts ein Zusammenhang besteht, wurde erstmals von Galilei 1683 erkannt. Aber erst der deutsche Anatom Julius Wolff brachte Knochenumbau und Beanspruchung miteinander in Verbindung. Er beobachtete, dass Veränderungen der Beanspruchung von Veränderungen der Kno-

chenmasse und –architektur begleitet werden. Im 1892 formulierten Wolffschen Transformationsgesetz heißt es:

„Auf jede Veränderung der Knochenfunktion folgen entsprechend den Gesetzen der Mathematik bestimmte Veränderungen in der inneren Architektur und der äußeren Konformation“⁸.

Ändern sich aber durch die Implantation einer Hüfttotalendoprothese die physiologischen Druckverhältnisse, so muss es nach Wolff zu einer Veränderung des Knochens kommen.

Wenn man davon ausgeht, dass sich die Körpermasse eines Menschen prä- und postoperativ nicht wesentlich verändert, so bleiben die Kraft **W** und ihr Lastarm **D** auch nach operativer endoprothetischer Versorgung konstant. Der Lastarm **L** kann aber im prä- / postoperativen Vergleich bei der Implantation einer Hüftendoprothese sehr wohl variieren. Verkürzt er sich, so muss die Kraft **K** größer werden und verlängert er sich, wird sie kleiner. Weil die hüftresultierende Kraft ein Summationsprodukt der Kräfte **W** und **K** darstellt, verändert sie sich mit der Kraft **K**.

Da sich nach operativer Veränderung des am Hüftgelenk beteiligten Knochens vor allem die Kraft **K** ändert, braucht man einen reproduzierbaren Messwert, an dem man die Veränderung prä- und postoperativ nachvollziehen kann. Hier bietet sich der Femorale Offset an.

Diese Betrachtung bezieht sich nur auf das Hüftgelenk im Stehen beziehungsweise auf die Verhältnisse beim langsamen Gang, bei dem die Trägheitskräfte, die durch Abbremsen und Beschleunigen entstehen, als vernachlässigbar klein angesehen werden. Die Belastung des Hüftgelenkes bei Beschleunigung kann nach demselben Modell gedacht werden, wenn man die Gewichtskraft **W** durch die Kraft **W*** ersetzt, die sich aus der Summe von Gewichtskraft und Trägheitskraft ergibt. Hierbei verändert sich die Trägheitskraft abhängig von der Ganggeschwindigkeit. Sie steigt mit zunehmender Geschwindigkeit an⁹. Der Einfluss des Femoralen Offsets auf die Hüftgelenkskraft bleibt davon unverändert. Steigt die Belastung des Hüftgelenkes bei höheren Ganggeschwindigkeiten bis auf das Achtfache an, so verändert sie sich bei einem veränderten Femoralen Offset ebenfalls um das Achtfache. In einer

Untersuchung von Bergmann et al.¹⁰ konnte durch in vivo Messungen nach Hüftprothesenimplantation nachgewiesen werden, dass sich die Belastung des Hüftgelenkes zum Beispiel beim Stolpern um das Achtfache des Körpergewichts erhöht.

2 Der Femorale Offset

Der Femorale Offset beschreibt den Abstand, der sich zwischen dem Drehzentrum des Hüftkopfes und der Femurschaftachse befindet. Dabei wird vom Drehzentrum ein Lot nach lateral gefällt und der Schnittpunkt mit der nach proximal verlängerten Femurschaftachse gebildet. Diese Strecke wird als der Femorale Offset bezeichnet.

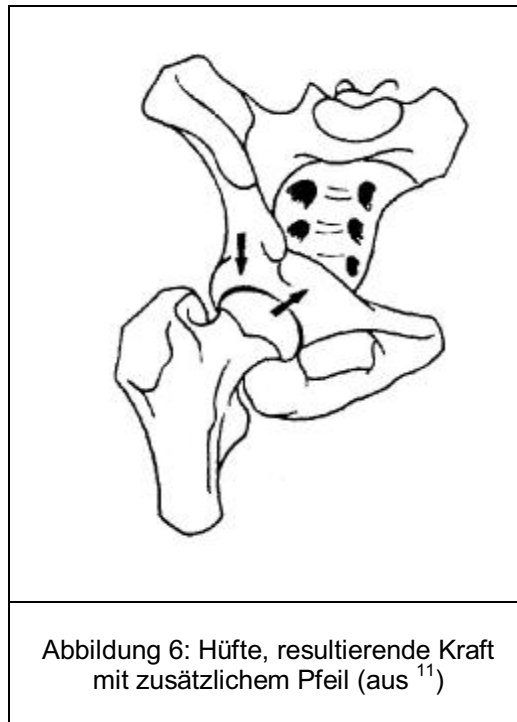
2.1 Biomechanische Auswirkung auf die Hüftgelenkstatik

Die Ausstellung der Femurdiaphyse nach lateral, also der Femorale Offset, erhöht die Beweglichkeit des Nussgelenkes entscheidend.

Stünde das Femur gerade unter dem Hüftkopf, so wäre die Beweglichkeit in Richtung der Streckung und Beugung nur sehr eingeschränkt möglich. Damit wären das Sitzen oder Hocken beziehungsweise der Positionswechsel vom Liegen in den Stand ohne fremde Hilfe unmöglich. Aber auch das Halten des Beckens in einer geraden Position beim Einbeinstand, der für die zweibeinige Fortbewegung notwendig ist, wäre erschwert beziehungsweise nahezu unmöglich, da die Muskulatur auf den Seiten des Standbeines senkrecht nach unten zieht und unter maximaler Anspannung das Hüftgelenk einsteifen müsste.

Durch den Offset, das heißt die Verlagerung der Femurschaftachse nach lateral, werden knöcherne Limitationen umgangen, die Rotationsrichtung geändert und damit die Beweglichkeit erhöht. Die pelvitrochantäre Muskulatur hat einen lateral gelegenen Angriffspunkt, um eine Gegenkraft beim Einbeinstand gegen die Schwerkraft auf der konträren Seite des Standbeines auszuüben.

Ein weiterer Effekt der Verschiebung des Femurschaftes nach lateral und der daraus folgenden Änderung der Rotationsachse trennt den Ort der hauptsächlich Kraftübertragung im Pfannengrund vom Ort der maximalen Kugelsegmentbewegung am Pfannenerker (siehe Abbildung 6).



Dadurch kommt ein das Material schonender Moment zustande, allerdings um den Preis, dass der Oberschenkelknochen höhere Kräfte aufnehmen muss.

Der Femorale Offset verbessert also aus rein physiologischer Sicht die Kraftübertragung der pelvitrochantären Muskulatur durch eine günstigere Ansatzmöglichkeit, steigert die Beweglichkeit des Hüftgelenkes und bietet eine Möglichkeit, maximale Kraftübertragungszone und maximale Bewegungsreibungszone voneinander zu trennen.

Betrachtet man den Femoralen Offset nach endoprothetischer Versorgung oder aus präoperativer Sicht die Möglichkeiten der Rekonstruktion des Offsets beim Hüftgelenkersatz, so stellt man fest, dass es häufig zu einer Veränderung des Femoralen Offsets kommt. Somit ist eine Betrachtung der Veränderungen der oben genannten Verbesserungen, die durch den Femoralen Offset entstehen, notwendig.

2.2 Problematik bei variierendem Femoralen Offset nach Hüfttotalendoprothese

Bei der endoprothetischen Versorgung des Hüftgelenkes ist es für den Operateur ausgesprochen schwierig, den Femoralen Offset zu bestimm-

men. Für die Rekonstruktion des Pfannenöffnungswinkels und für die Antetorsion gibt es Hilfsmittel für eine möglichst genaue Rekonstruktion. Beim Femoralen Offset muss der Operateur sich darauf verlassen, was ihm durch das Endoprothesensystem vorgegeben wird. Hat aber eine Veränderung des Femoralen Offsets überhaupt eine Bedeutung für den operativen Ersatz des Hüftgelenkes? Es soll kurz dargestellt werden, welche Auswirkungen eine Verkleinerung und welche eine Vergrößerung des Offsets auf das Hüftgelenk nach Endoprothesenimplantation haben.

Offsetverkleinerung

Wenn sich der Femorale Offset verkleinert, so wird sich der Hebelarm **L** ebenfalls verkleinern, was zur Folge hat, dass sich die Kraft, die aufgebracht werden muss, um das Becken im Gleichgewicht zu halten, vergrößert. Folglich wird sich die Kraft, mit der der Hüftkopf in die Pfanne gedrückt wird, erhöhen. Weiterhin wird sich die Biegespannung, die über den Hebelarm auf den Femur übertragen wird, verkleinern, was eine geringere Belastung des Materials des künstlichen Hüftgelenkes im Halsbereich des Schaftes bedeutet. Bei einem physiologischen Offset verläuft die Richtung der Gelenkkraft durch den medialen femoralen Kortex. Bei einer Reduktion des Femoralen Offsets befindet sich diese Kraftrichtung lateral des femoralen Kortex und näher zum Schaft. Dies ist vorteilhaft, um die Biegebelastung auf die Prothese und den Zement zu reduzieren¹².

Offsetvergrößerung

Schon Sir Charnley, der Pionier der Hüftendoprothetik, forderte eine Vergrößerung des Femoralen Offsets. Denn bei einem größeren Offset schiebt sich der Femurschaft weiter nach lateral, der muskuläre Ansatz der pelvitrochantären Muskulatur würde sich weiter optimieren und es käme zu einer weiteren Verbesserung der postoperativen Beweglichkeit. Die Kraft **K** würde sich durch ihren jetzt größeren Hebelarm **L** verringern. Damit würde sich die hüftresultierende Kraft vermindern und der Druck, der durch den Hüftkopf auf die Pfanne übertragen wird, verkleinern.

Ein weiterer positiver Effekt, der nach operativer Versorgung des Hüftgelenkes eine Rolle spielt, ist die Luxationssicherheit. Durch das Resezieren der Kapselstrukturen des Hüftgelenkes kommt es zu einer erhöhten Luxa-

tionsgefahr des Gelenkes. Erhöht man jedoch die Spannung der Muskulatur, was sich durch Lateralisation des Trochanter majors ergeben würde, sollte dies zu einer erhöhten Stabilität des Gelenkes führen. Weiterhin sollte sich durch den optimierten muskulären Ansatz die Kraft der Muskulatur erhöhen.

In den Anfängen der endoprothetischen Versorgung wurde ein verminderter Femoraler Offset angestrebt, um die erwähnte Materialschonung zu erreichen. Aber mit Weiterentwicklung der Hüftendoprothesensysteme und der Verbesserung der Materialien muss eine Schonung des Materials eigentlich nicht mehr eingegangen werden. Vielmehr zeigt es sich, dass durch einen verminderten Femoralen Offset die Belastung des Pfannenlagers deutlich zunimmt. Zwar zeigt sich bei mittelfristigen Resultaten noch kein signifikanter Unterschied der linearen Abnutzung¹³, aber langfristig ist die Belastung der Pfannenkonstruktion nachweisbar¹⁴.

Weiterhin konnte gezeigt werden, dass durch eine Vergrößerung des Femoralen Offsets die Luxationsneigung nach totalendoprothetischer Versorgung des Hüftgelenkes, was eine gefürchtete Komplikation und einen häufigen Revisionsgrund darstellt, minimiert werden konnte¹⁵. Die Kraftausübung der Abduktoren steigert sich ebenfalls bei vermehrtem Offset^{16,17}, so dass eine bessere Hebelarmwirkung dargestellt werden konnte. Es muss nun eine geringere Kraft aufgewendet werden, um ein Gleichgewicht zwischen oben genannten Kräften **K** und **W** aufrecht zu erhalten, so dass die hüftresultierende Kraft sich verringert. Somit ist auch die Druckbelastung der Pfanne durch den künstlichen Hüftkopf geringer.

Zusammenfassend ist heutzutage bei optimiertem Material der Hüftendoprothesensysteme eine Rekonstruktion des Femoralen Offsets oder eher eine Offsetvergrößerung als eine Verminderung anzustreben. Es kommt zu einer geringeren Belastung durch Abnahme der hüftresultierenden Kraft, die Effizienz der Abduktoren wird gesteigert und die Luxationsgefahr für das künstliche Gelenk wird minimiert.

Eine Analyse, ob es bei der Implantation von Hüftendoprothesensystemen zur einer Veränderung des Femoralen Offsets kommt, gibt es bisher nicht. Wie anfangs bereits erwähnt, wurde von Sir R. Charnley in den Anfängen

des endoprothetischen Hüftgelenkersatzes postuliert, dass eine Rekonstruktion des Femoralen Offsets notwendig sei. Empirisch wurde bisher davon ausgegangen, dass es zu einer Unterdimensionierung der Femoralen Offsets bei Endoprothesenversorgung der Hüfte kommt.

Bei einer virtuellen Überprüfung der Endoprothesensysteme zeigt sich aber, dass der Femorale Offset bei den überprüften Systemen verändert wird.

„Er wird in 46 % reduziert, bleibt in 34 % konstant und vergrößert sich lediglich bei 20 %“¹².

Diese deutlichen Abweichungen bereits während der präoperativen Planung zeigen, dass eine Optimierung der Hüftprothesensysteme notwendig ist. Bei Kenntnis des physiologischen Offsets der Normalbevölkerung könnten die Systeme verbessert werden. Das Design konfektionierter Hüftendoprothesenschäfte hängt vom gegenwärtig verfügbaren Wissen über anthropometrische Daten ab. Der Mangel an gesicherten Daten über die natürliche Offsetverteilung beeinträchtigt dessen hinreichende Beachtung, sowohl bei der präoperativen Planung als auch bei der Entwicklung neuer Schäfte.

Andere Werte, wie die Femurlänge, die Neigung der Schaftachse gegenüber der Kondylenebene, der CCD-Winkel und selbst die Schenkelhalsantetorsion, kann man dagegen leicht mit einem Messbrett und einem Winkelmesser relativ genau messen. Dazu muss der Oberschenkelknochen jedoch direkt zugänglich sein. Aber eine intraoperative Messung des Femoralen Offsets ist praktisch unmöglich, da vor der Luxation das Drehzentrum nicht erkennbar und auch nach der Osteotomie die Femurschaftachse nur sehr ungenau zu bestimmen ist. Eine präzise Messung ließe sich aus einem Röntgenbild erstellen, dessen Vergrößerungsfaktor bekannt ist und bei dem die Einrichtung des Zentralstrahls eine verzerrungsfreie Abbildung sichert. Bei den herkömmlichen Darstellungen des Hüftgelenkes in zwei Ebenen und der Beckenübersichtsaufnahme ist auch bei standardisierter Aufnahmetechnik ohne Referenzkörper der wahre Abstand des dargestellten Knochens zur Röntgenplatte nur unsicher abschätzbar, weil er vom Umfang des

Patienten und der Konsistenz des Weichteilmantels abhängig ist. Selbst bei Verwendung eines Referenzkörpers liegt das proximale Femur windschief zur Röntgenplatte im geometrischen Raum. Dafür ist erstens die Neigung des Zentralstrahles sowohl zur Ebene der gekrümmten Femurschaftachse und zum Schenkelhals als auch zur Ebene der Röntgenplatte und zweitens die variable Schenkelhalsantetorsion an sich verantwortlich.

Die Schenkelhalsantetorsion von durchschnittlich 12° (10° - 30°) ist für den individuellen Patienten meist nicht bekannt und weder aus dem a. p. noch dem seitlichen Bild ablesbar. Es gibt zwar ein Hilfsmittel zur Abschätzung des CCD- Winkels (Normogramm), nicht jedoch für den Femoralen Offset. Der Messwert aus dem Röntgenbild ist also nur unzureichend verwertbar, um ein Hüftendoprothesensystem zu planen. Der näherungsweise Abstand von Drehzentrum des Hüftgelenkes und der Femurschaftachse, der im Röntgenbild gemessen werden kann, sollte jedoch zur Rekonstruktion einladen.

Eine weitere Möglichkeit zur röntgenologischen Darstellung der biomechanischen Verhältnisse am proximalen Femur ist die Rippstein-Aufnahme. Dabei wird der Zentralstrahl in Richtung der Femurachse geführt, so dass sowohl die kniegelenksnahen Femurkondylen als auch Schenkelhalsantetorsion und der Femorale Offset in einer Projektion sichtbar würden. Nun sind jedoch Patienten mit schweren Bewegungseinschränkungen, die zur Hüftendoprothesenplastik anstehen, nicht in der Lage, die erforderliche Lagerung für die Rippsteinmethode einzunehmen. Besonders die Innenrotation ist unmöglich, da genau diese Bewegung das Kapselmuster des Hüftgelenkes ist, also diejenige Bewegung, die bei jeder Gelenkaffektion als erste defizitär wird. Die Rippsteinmethode scheidet also aus.

Die Möglichkeiten, sich ein verzerrungsfreies Bild von den knöchernen Verhältnissen des proximalen Femur zu machen, sind seit der Einführung der Computertomographie erheblich gestiegen. Nun ist bis heute eine computertomographische Untersuchung für Anwärter auf eine Hüftendoprothese aufgrund der erheblichen und zusätzlichen Strahlenbelastung

nicht indiziert gewesen. Somit entsteht der Bedarf an brauchbaren anthropometrischen Daten für das proximale Femur zur Optimierung der Planungs- und Implantationssicherheit sowie des Schaftdesigns.

3 Abhängigkeit von Femurlänge und Femoralem Offset anhand von Messungen an Leichenknochen

Die umfangreichen anthropologischen Vermessungen menschlicher Femora enthalten leider keine Offset- und Antetorsionswerte¹⁸.

An der Universität Rostock, Abteilung Orthopädie, wurden in Zusammenarbeit mit der Charité Berlin anthropometrische Daten von 1500 exhumierten menschlichen Femora erfasst.

Anzahl	Fundort	Jahrhundert
722	Laas	12. – 19.
391	Berlin	13. – 19.
267	Neuruppin	13. – 14.
60	Leipzig	13. – 14.
13	Magdeburg	Unbekannt
13	Neubrandenburg	15. – 16.
32	Pritzwalk	17. – 19.
Summe: 1.500		

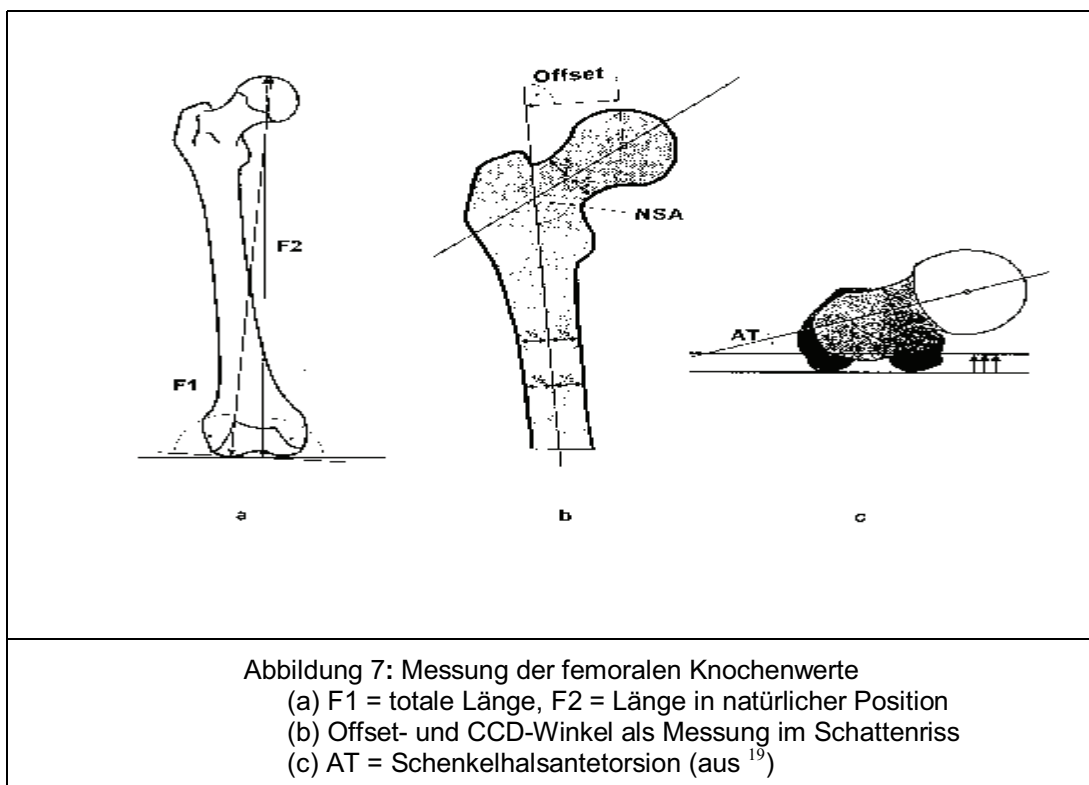
Tabelle 1: Sammlung femoraler Knochen, Anthropologisches Institut, Charité Berlin¹⁹

Die Femora aus der Sammlung des anthropologischen Institutes der Charité stammen aus mitteldeutschen Beinhäusern und wurden archäologisch überwiegend in das 19. Jahrhundert datiert. Deformierte Femora oder solche, die offensichtlich von Kindern stammten, wurden ausgeschlossen. Die trocknungsbedingte Verkürzung der Femurlänge von ca. 5 mm wurde nicht berücksichtigt. Proportionen und Winkel wurden als davon unbeeinflusst angesehen. Da die Sammlung keine vollständigen

Skelette, sondern Einzelknochen nach Sorte und Fundort umfasst, war eine individuelle Geschlechtsbestimmung nicht möglich.

Die Messungen umfassten folgende Parameter: Die bikondyläre Länge (F2) des Femurs in natürlicher Position (der Abstand vom höchsten Punkt des Hüftkopfes zur Ebene unter beiden Femurkondylen), den Femoralen Offset, den CCD-Winkel und die Schenkelhalsantetorsion (s. Abb.7).

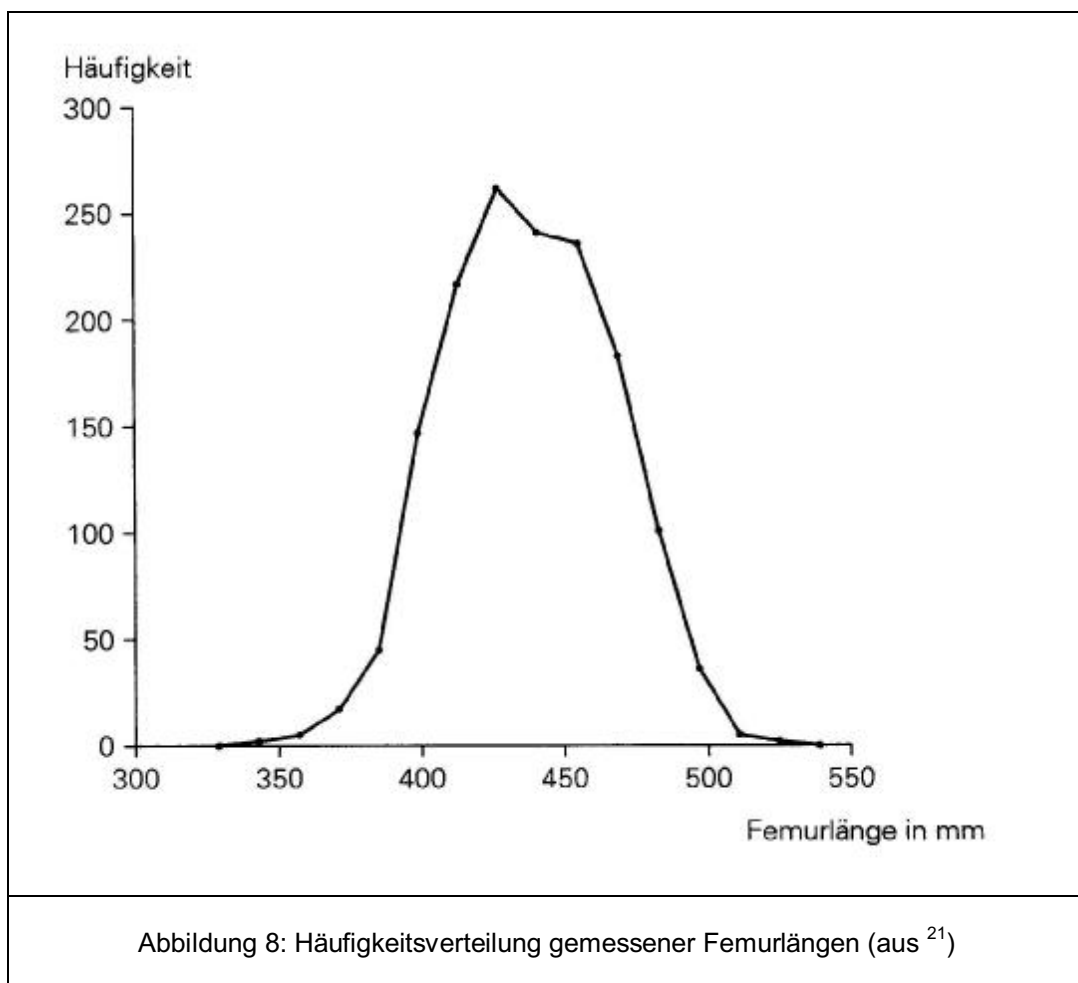
Der Femorale Offset wurde aus dem Schattenriss der proximalen Femursilhouette bei Parallelität von Schenkelhals und Unterlage gemessen. Die Lichtquelle befand sich in einem Abstand von 4 m. Nach Festlegung der Schaftachse als Verbindung von 4 festgelegten Schaftdurchmessern und Bestimmung des Drehzentrums mit konzentrischen Schablonen konnte der Femorale Offset direkt abgenommen werden.



Die Antetorsion des Schenkelhalses (AT) ist der Winkel zwischen der Schenkelhalsachse und der hinteren Kondylentangente. Sie wurde mit einem Knochenmessbrett und einem orthopädischen Goniometer bestimmt.

Der CCD-Winkel wird von der Schenkelhals- und der Femurschaftachse eingeschlossen und konnte im Schattenriss mit dem Goniometer direkt abgelesen werden. Zur Bestimmung der linearen Beziehungen zwischen den korrelierenden Parametern wurde die Maximum-Likelihood-Regression verwendet²⁰.

Die Ergebnisse zeigen einen Mittelwert für die gemessene bikondyläre Femurlänge von 1.500 Femora von 438,3 mm mit einer Standardabweichung von 29,1 mm. Dabei weist die Häufigkeitsverteilung deutliche Maxima auf.



Die Regressionsanalyse ergibt zwei überlagerte Normalverteilungen. Daraus geht die gute Übereinstimmung der Standardabweichungen für die gemessenen Proben mit denen von Trotter und Gleser hervor¹⁸.

Aus diesem Vergleich kann gefolgert werden, dass

- die zwei Maxima der Häufigkeitsverteilung der gemessenen Femurlängen tatsächlich die Geschlechtsspezifität repräsentieren und
- das anthropologische Material hinsichtlich seiner Homogenität sowie interindividuellen Streuung mit gegenwärtigen Populationen übereinstimmt.

Allerdings war unter den gemessenen Werten nur die Femurlänge offensichtlich geschlechtsabhängig. Bei den anderen Messwerten ist diese Differenz kleiner als die interindividuellen Unterschiede.

Allein die Korrelationen zwischen Femurlänge und Femoralem Offset sowie Offset und CCD-Winkel waren hinreichend signifikant ($p < 0,01$).

Keine Korrelation bestand zwischen der Schenkelhalsantetorsion und allen anderen Parametern sowie zwischen dem CCD-Winkel und der Femurlänge.

	FL	FO	CCD
FO	0,30		
CCD	0,16	- 0,55	
AT	- 0,10	0,03	- 0,17

Tabelle 2: Korrelationskoeffizienten des Offsets (FO), des Antetorsionswinkels (AT) und des CCD (aus ¹⁹)

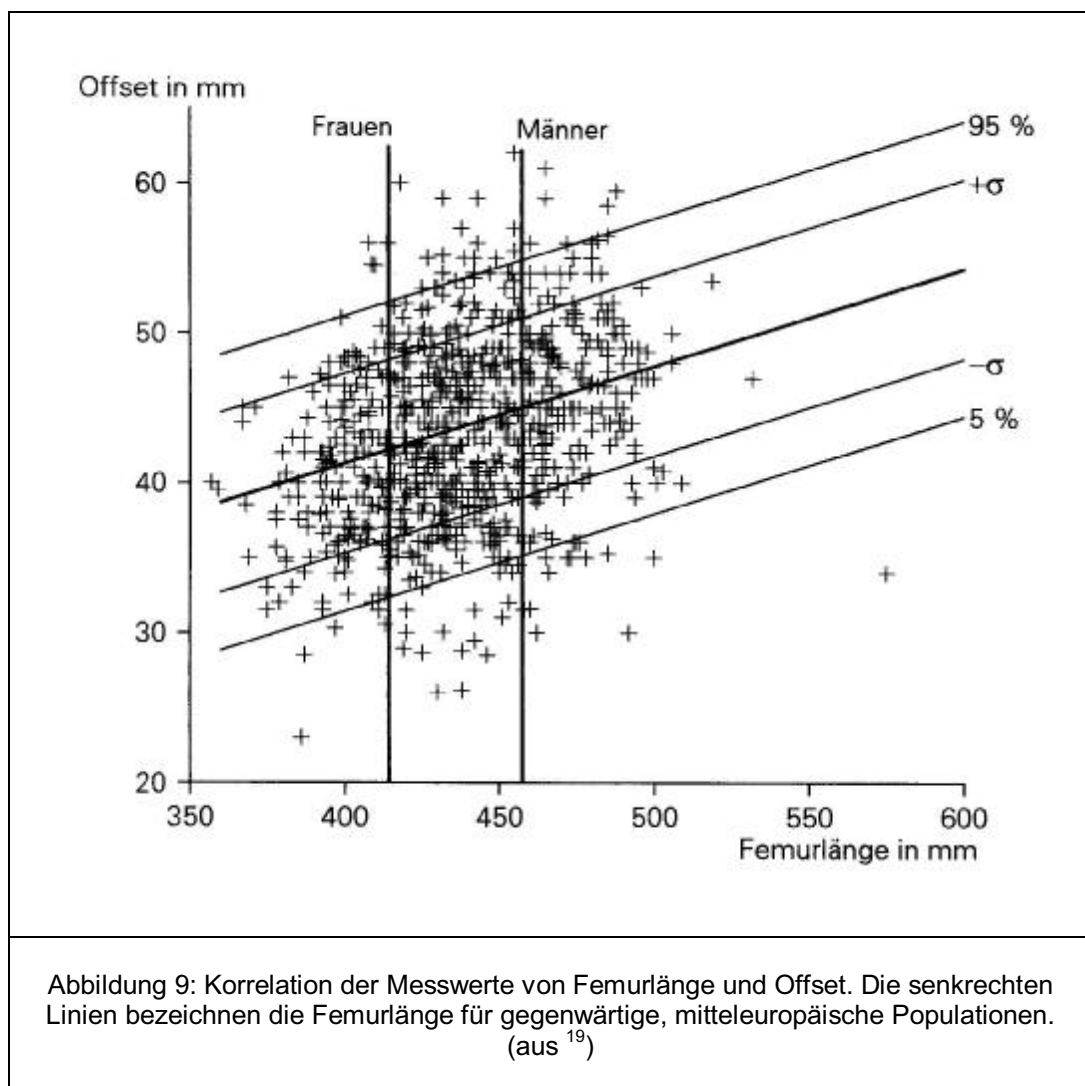
Um den Zusammenhang zwischen Femoralem Offset und Femurlänge zu analysieren, wurden auf Grundlage einer Normalverteilung sowohl die Standardabweichung als auch der Erwartungswert für den Femoralen Offset berechnet, wobei letzterer durch einen linearen Zusammenhang von Femurlänge und Femoralem Offset repräsentiert wurde.

Daraus ließ sich eine mathematische Beziehung zwischen Femoralem Offset (FO) und Femurlänge (FL) ausdrücken:

$$\text{Mittelwert für FO (mm)} = 0,0651 \text{ FL (mm)} + 15,26$$

Standardabweichung für den FO = 6,0 mm

Bisher standen nur eine kleine Anzahl sporadischer Messungen der Femoralen Offsetverteilung zur Verfügung, wobei die meisten dieser Messungen von Patienten mit Koxarthrose stammen, also eine Negativauslese der Normalverteilung repräsentieren dürften.



Trotz dieser Einschränkung liegen die angegebenen Offsetparameter in vergleichbarer Größenordnung:

In der vorliegenden Studie lagen die Werte für den Femoralen Offset bei:

männlich: 45,1 ($\pm$ 6,0) mm

weiblich: 42,6 ($\pm$ 6,0) mm

In den anderen bekannten Messungen an Femora, bei denen der Femorale Offset mitbestimmt wurde, konnten folgende Mittelwerte gefunden werden:

Femorale Offset = 45 mm (200 Nordamerikaner)²²

Femorale Offset = 41,8 ($\pm$ 4,8) mm (50 Japaner)²³

Bei den Studien, welche die muskuläre Kraft an unterschiedlichen Femoralen Offsets untersuchten, wurde der Femorale Offset radiologisch bestimmt. Die Anzahl der untersuchten Patienten konnte zwar den Einfluss des Offsets auf die muskuläre Kraft beschreiben, ist aber zu klein, um als Vergleichsgruppe zu dienen.

Der Vorteil der großen Anzahl gemessener Knochen und die gute Messgenauigkeit durch direkte Zugänglichkeit muss abgewogen werden gegen den Effekt der Körperhöhenakzeleration, der die Anwendbarkeit der Messdaten für heutige Populationen einschränken könnte. Immerhin stammten die meisten Femora der anthropologischen Sammlung von Friedhöfen und Beinhäusern des 19. Jahrhunderts.

Die Annahmen der vorangestellten Untersuchung zur natürlichen Verteilung des Femoralen Offsets können nur gelten, wenn die Akzeleration der Körperhöhe berücksichtigt wird. Dabei handelt es sich um ein Phänomen, das vor allem in den letzten 100 Jahren nicht nur zu einer Beschleunigung des Körperhöhenwachstums, sondern auch zur Zunahme der Endkörperhöhe des Menschen geführt hat.

4 Die Akzeleration des Menschen

Besucht man heutzutage ein Freilichtmuseum, fällt einem beim Betrachten von alten Bauernbetten, beim Durchschreiten der Türöffnungen oder bei der Besichtigung von alten Ritterrüstungen rasch auf, dass unsere

Vorfahren deutlich kleiner gewesen sind. Noch heute scheint es so, dass die Kinder in der Regel ihre Eltern überragen (siehe Abbildung 10) und auch die Entwicklung der Kinder immer rascher fortschreitet.



Abbildung 10: Prinz Charles und Familie (aus ²⁴)

Dieses Phänomen wurde erstmalig von E. W. Koch im Jahre 1935 beschrieben²⁵. Er wies durch Untersuchungen an Schulkindern nach, dass die Entwicklung und das Wachstum von Kindern sich in den ersten Jahrzehnten des 20. Jahrhunderts zunehmend beschleunigen. Er beschrieb dieses als Akzeleration (accelerare = beschleunigen). Allerdings ging Koch davon aus, dass die Größenzunahme der Kinder sich durch eine Verkürzung der Wachstumsphase egalisieren würde. Koch beschrieb damit als erster die säkulare Akzeleration,

„...d.h. die durchschnittliche Entwicklungsbeschleunigung der Individuen einer bestimmten Epoche gegenüber denen einer anderen Epoche....Der säkulare Entwicklungstrend tritt insbesondere als allgemeine Wachstumssteigerung in Erscheinung“²⁶.

Diese Aussage konnte von zahlreichen Autoren bestätigt werden ^{27 28}. Auch konnte dargelegt werden, dass diese Entwicklung nicht nur im europäischen Raum zu finden ist, sondern ein weltweites Phänomen darzustellen scheint²⁹.

Als Ursachen werden mannigfaltige Theorien dargelegt. E.W. Koch sah die Wachstumsbeschleunigung noch auf die vermehrte Aussetzung der

Sonneneinstrahlung und der damit vermehrten Ausschüttung von Vitamin D begründet. Seiner Theorie der heliogenen Akzeleration kann man entgegensetzen, dass es eine größere Wachstumsbeschleunigung bei Stadtkindern als bei Landkindern, welche in der Regel der Sonneneinstrahlung vermehrt ausgesetzt sind, nachweisbar ist²⁷.

Vorstellbar ist sicherlich eine genetische Ursache, da sich im Laufe der letzten Jahrhunderte die Durchmischung der Erdbevölkerung durch verbesserte Transportmöglichkeiten erhöht haben wird. Geht man davon aus, so kommt der Heterosis-Effekt zum Tragen. Der Heterosis-Effekt beschreibt:

„...das Phänomen, dass aus der Kreuzung zweier Populationen eine Nachkommengeneration hervorgeht, die beide Elternpopulationen in der durchschnittlichen Körpergröße übertrifft. Dieser Effekt könnte entstehen, wenn sich an mehreren Genloci wachstumsfördernde Allele befinden, wobei es sich jedoch in den beiden Ausgangspopulationen - zumindest zum Teil - um verschiedene Genloci handelt. Dadurch kommt es in der Mischpopulation zu einer gegenüber beiden Elternpopulationen größeren Anzahl von Genorten, an denen wachstumsfördernde Substanzen kodiert werden, denen eine additive Wirkung zugeschrieben wird. Diese Hypothese setzt voraus, dass für die heterozygoten Genloci der Nachkommengeneration kein Gendosiseffekt, sondern Dominanz des wachstumsfördernden Allels besteht“³⁰

Dazu würde die Wachstumsbeschleunigung in den Städten passen, da hier eine vermehrte Durchmischung der Bevölkerung erfolgen kann. Aber eine ausreichende Erklärung lässt sich damit auch nicht finden, da insgesamt die sozial benachteiligten Bevölkerungsschichten mehr von der Akzeleration profitiert haben.

Nach der Lenzschen Ernährungstheorie ist die Körperhöhenentwicklung proportional mit dem durchschnittlichen Jahreskonsum von Fleisch, Fett, Obst und Gemüse gestiegen³¹. Auch Wurm konnte belegen, dass es einen Zusammenhang zwischen durchschnittlichen pro Kopf Verzehr von Proteinen und der Körpergröße gibt³².

Die Lebensstandards haben sich im Laufe der Geschichte kontinuierlich verbessert (keine Kinderarbeit, verbessertes Gesundheitssystem, verminderte Kindersterblichkeit), weshalb man sie ebenfalls verantwortlich für die Zunahme der Körpergröße machen kann³³.

Die Gründe der Akzeleration scheinen mannigfaltig zu sein und lassen sich bisher nicht eindeutig oder vielleicht auch nicht vollständig darlegen. Es zeigt sich also,

„...dass ökonomische, gesundheitspolitische, ernährungsbedingte und soziale Veränderungen (speziell auch in jüngster Zeit) zu Veränderungen im Wachstum und Entwicklungsablauf und damit zu Veränderungen von Körpermaßen geführt haben“³⁴.

Der Anstieg der Körpergröße ist nachweisbar.

Ziel dieser Arbeit soll es sein, die dargelegte Abhängigkeit von Femoralem Offset und Femurlänge in Zusammenhang mit Körpergröße und Körpergrößenakzeleration zu bringen, und eine Aussage zur Beeinträchtigung des Femoralen Offsets durch die Körperhöhenakzeleration und deren Ausmaß auf die Normalverteilung des Femoralen Offsets der jetzigen Bevölkerung zu machen. Durch eine retrospektive Analyse von prä- und postoperativen Offsetwerten soll dargestellt werden, ob es bei einer Hüftgelenkersetzenden Operation zu einer Veränderung des Femoralen Offsets kommt. Dabei soll auch überprüft werden, ob sich das Hüftprothesendesign auf die Veränderungen auswirkt. Die bereits festgestellten Werte für den physiologischen Femoralen Offset und die Veränderungen dieser Werte durch die Implantation einer Hüfttotalendoprothese sollen abschließend mit den heutzutage gängigen Hüftendoprothesensystemen verglichen werden.

5 Material und Methoden

Um das Ausmaß der Körperhöhenakzeleration darzustellen, wurde auf Körpergrößenmessungen von Wehrpflichtigen zurückgegriffen, da hier durch die Datenerhebung im Rahmen von Musterungen die Körperhöhen einer homogenen Gruppe über einen relativ langen Zeitraum vorliegen. Den Kern der Darstellung bilden Messungen an Wehrpflichtigen der Bundesrepublik Deutschland der Geburtsjahrgänge 1938 (Musterungsjahr 1957) bis 1989 (Musterungsjahr 1998) aus den Veröffentlichungen des Instituts für Medizinalstatistik und Bereichswesen der Bundeswehr³⁵. Dazu konnten noch Daten der Musterungsjahrgänge 1999-2001 verwendet werden, die vom Institut für Wehrmedizinalstatistik zur Verfügung gestellt wurden und bisher noch nicht veröffentlicht worden sind (siehe Tabelle 3). Dabei beziehen sich die Daten bis zum Geburtsjahrgang 1972 ausschließlich auf Messungen der ehemaligen Bundesrepublik. Ab dem Geburtsjahrgang 1973 beinhalten die Daten zusätzlich die Messungen der Wehrpflichtigen in den so genannten Neuen Bundesländern. Die Durchführung der Messung ist in einer zentralen Dienstvorschrift³⁶ festgelegt.

Musterungsjahr	Mittelwert (Arithmetisches Mittel) (cm)	Standardabweichung
1999	179,7	6,9
2000	180,2	7,0
2001	179,6	7,0

Tabelle 3: Daten der Musterungsjahre 1999- 2001

Zur Konkretisierung und Vervollständigung dieser Daten wurde vorzugsweise auf Zahlen aus Musterungsuntersuchungen oder Messungen an Wehrpflichtigen in Deutschland zurückgegriffen, um regionale Einflüsse möglichst klein zu halten. Wenn für einen Zeitraum keine Angaben aus Deutschland verfügbar waren, wurden Daten aus angrenzenden Ländern

benutzt, wobei kleinere systematische Abweichungen nicht auszuschließen sind.

Im Einzelnen wurden die Daten von Major R. Harbeck benutzt, der eine Zusammenfassung der Musterungsdaten des vorletzten Jahrhunderts einiger europäischer Länder aufgestellt hat³⁷. Hier sind auch Messungen von Schwiening³⁸ und Schjerning³⁹ für die Musterungen 1894/1898, 1899/1903 und 1904/1907 erwähnt. Weiterhin wurden Daten von Müller⁴⁰ für die Musterungsjahrgänge 1935, 1936 und 1937 angegeben.

Harbeck³⁷ veröffentlichte Körperhöhen von Musterungen in den Niederlanden, von denen Daten für die Jahre 1840 bis 1890 verwendet wurden. Noch ältere Untersuchungen bis zum Geburtsjahrgang 1790 fanden sich bei Komlos⁴¹ über die Entwicklung in der Habsburger Monarchie.

Die angegebenen durchschnittlichen Körpergrößendaten wurden in einem Diagramm zusammengestellt, das den Verlauf und das Ausmaß der Körpergrößenentwicklung im Rahmen der Akzeleration beschreibt.

Aus den Daten einer noch nicht veröffentlichten Studie von Plath und Kadzioch¹⁹, die den Zusammenhang zwischen Femurlänge und Femoralem Offset mathematisch darstellt, wurden die durchschnittliche Femurlänge der Männer benutzt, um mit Hilfe anthropometrischer Formeln die durchschnittliche Körpergröße der Männer zu ermitteln.

Die anthropometrischen Formeln wurden einer Arbeit von Gehring und Graw⁴² entnommen, welche neben ihrer eigenen Methode weitere Formeln zur Errechnung der Körperhöhe aus Femurlängen präsentierten und überprüften. Es wurden die für die Untersuchungsgruppe (männliche Erwachsene) empfohlenen Formeln nach Penning sowie Gehring und Graw⁴² ausgewählt. Die Formel nach Penning bietet den Vorteil, dass sie Altersgruppen von 18 bis 99 Jahren betrachten kann. Anhand eigener Messungen hat Prof. Penning eine altersabhängige Tabelle entwickelt, mit der bei bekanntem Alter die entsprechende Körpergröße bestimmt werden kann. Bei unbekanntem Alter bleibt die Formel dennoch gültig, weist aber einen hohen Schätzfehler ($\pm 4,7\text{cm}$) auf⁴³.

Da nur die Auswirkung der Körpergrößenakzeleration auf den Femoralen Offset angegeben und keine Betrachtung im Einzelnen erfolgen sollte, wurde nur mit Mittelwerten gerechnet. Dieses scheint gerechtfertigt, weil in den herangezogenen Daten keine Abweichung in den Standardabweichungen und somit auch in den Normalverteilungen gefunden wurde. Die Akzeleration ist somit nicht durch Abweichungen im Bereich der überdurchschnittlich großen (keine Zunahme der Anzahl) oder kleinen (keine Abnahme der Anzahl) Körpergrößen bedingt, sondern kann als Phänomen betrachtet werden, welches die gesamte männliche Bevölkerung betrifft.

Die erwähnten Formeln wurden umgestellt, um aus den ermittelten Körpergrößen die Femurlängen bestimmen zu können und so die Auswirkung der Akzeleration des Körpergrößenwachstums auf die Größe des Oberschenkelknochens zu bestimmen.

Anhand der Messungen an Femora wurde eine lineare Beziehung zwischen Femurlänge und Femoralem Offset aufgezeigt²¹. Diese wurde benutzt, um aus der aus den Musterungsdaten errechneten Femurlänge den Femoralen Offset nach der Körperhöhenakzeleration zu berechnen. Somit wird das Ausmaß des Akzelerationsgeschehens auf den Femoralen Offset dargestellt.

Die Veränderung des Femoralen Offsets vor und nach Hüftendoprothesenimplantation sind in der Literatur bisher noch nicht dargestellt worden. Empirisch wurde bisher davon ausgegangen, dass es zu einer Verkleinerung des Femoralen Offsets bei Endoprothesenversorgung der Hüfte komme. Um dies zu überprüfen und um die Auswirkungen des Endoprothesendesigns zu untersuchen, wurden prä- und postoperative Werte des Femoralen Offsets retrospektiv erfasst.

Auf eine exakte Bestimmung des Femoralen Offsets musste allerdings verzichtet werden. Wie bereits zuvor erwähnt, wäre dies nur mittels computertomographischen Untersuchungen möglich gewesen. Diese Untersuchungen durchzuführen, war aus praktischen (Strahlenbelastung) und wirtschaftlichen Gründen leider nicht möglich.

Da aber bei der Bestimmung von prä- und postoperativem Offset immer die gleichen Fehler mitbestimmt wurden (z.B. die fehlende Einbeziehung

der femoralen Antetorsion), heben sie sich praktisch auf und die Veränderungen können von ihrer Tendenz her als richtig bezeichnet werden.

An der Orthopädischen Universitätsklinik in Rostock wurden von Januar 1995 bis Juni 1998 insgesamt 638 Patienten aufgrund einer primären Koxarthrose mit einer Hüfttotalendoprothese versorgt. Dabei wurden drei unterschiedliche Endoprothesenschaftsysteme verwendet.

Firma Alphanorm; GAP-Schaft; zementfrei

Firma Plus Endoprothetik; Zweymüller SL-Schaft; zementfrei

Firma Plus Endoprothetik; CS-Schaft; zementiert

Von 638 Patienten lagen bei 427 Patienten (67 %) vollständige prä- und postoperative Röntgenserien vor. Um eine möglichst genaue Übereinstimmung von prä- und postoperativen Werten zu erlangen, wurden die Röntgenserien folgenden prä- und postoperativen Ausschlusskriterien unterzogen:

Präoperative Kriterien	Postoperative Kriterien
Dysplasiekoxarthrose Hüftkopffentrundung	Differente Femurrotation Beinlängendifferenz Differente prä-/postoperative Dreh- zentra Differente Femur- und Implantatachse Differente Röntgenvergrößerung

Somit blieben noch 188 Patienten mit vollständigen Röntgenserien übrig, welche sich auf die einzelnen Systeme folgendermaßen verteilten:

GAP-Schaft; zementfrei:	n = 53	w = 40	m = 13
CS-Schaft; zementiert:	n = 68	w = 55	m = 13
Zweymüller SL-Schaft; zementfrei:	n = 67	w = 24	m = 43

Tabelle 4: Anzahl der untersuchten Patientengruppen in den einzelnen Gruppen

Der Femorale Offset wurde gemäß seiner Definition vom Hüftkopfdrehzentrum als Lot auf die verlängerte Femurschaftachse gefällt und dieser Abstand gemessen. Der postoperative Wert wurde ebenfalls mit dieser Methode ausgemessen. Da als Voraussetzung die Achse des Schaftes der Prothese und die Achse des Femurs sowie das Drehzentrum des Hüftkopfes und das der Endoprothese übereinstimmen sollten, wurde somit ein prothesenspezifischer Offset gemessen, der von der Größe des implantierten Schaftes abhängig war.

Die Differenz von prä- und postoperativen Werten wurde für alle drei Prothesentypen ermittelt. Es wurden jeweils der Mittelwert und die Standardabweichung berechnet. Da alle drei Gruppen keine Normalverteilung aufweisen und bei der Analyse die Tendenz der Daten entscheidend sein sollte, wurden die jeweiligen Gruppen in Boxplots (Box-Whisker-Plots) dargestellt. Dadurch ließen sich die Veränderungen der Streuung innerhalb der erfassten Daten am besten sichtbar machen. In den dargestellten Rechtecken werden 50 % der erfassten Daten gezeigt, dazu wurden der Median und der Mittelwert eingezeichnet. Die Whisker zeigen den Datenbereich an, in dem sich 95 % der Messwerte befinden.

Um einschätzen zu können, welchen Einfluss die Offsetveränderung auf die bestehenden Hüftendoprothesensysteme hat, musste festgestellt werden, in welchem Rahmen der Femorale Offset bei kommerziellen Endoprothesensystemen liegt. Es wurden mehrere Endoprothesenhersteller angeschrieben und gebeten, den Offset ihrer Prothesentypen anzugeben. Von den angeschriebenen acht Firmen antworteten vier Firmen und

stellten Offsetwerte von insgesamt 25 Prothesentypen zur Verfügung. Die unterschiedlichen Größen und Typen wurden aufgelistet und mit den Normalverteilungen, die sich aus der Häufigkeitsverteilung der Messungen der Leichenknochen ergaben, verglichen. Dabei wurden die Prothesentypen mit einem erhöhten Femoralen Offset von den Standardprothesen getrennt betrachtet. Weiterhin wurde ein Unterschied zwischen den zementfreien und den zementierten Prothesentypen gemacht. Um möglichst vergleichsfähige Daten zu erhalten, wurden nur Prothesentypen mit einem CCD-Winkel von ca. 135° betrachtet. Von Herstellern, die Prothesen mit unterschiedlichen CCD-Winkeln anbieten, wurden also nur die Typen in die Betrachtung einbezogen, deren Winkel 130° - 135° betrug. Revisionsprothesen wurden nicht berücksichtigt. Die niedrigsten und höchsten Offsetwerte der Gruppen 'zementfrei', 'zementiert' und 'Prothesen mit vergrößertem Offset' wurden mit den Normalverteilungen, die sich aus der Häufigkeitsverteilung der Messungen der Leichenknochen ergaben, verglichen.

6 Ergebnisse

6.1 Körpergrößen- und Offsetakzeleration

In den bei Musterungen erfassten Daten (Abbildung 11) zeigt sich seit dem Anfang des Jahrhunderts eine stetige Zunahme der Körpergröße. Betrug die durchschnittlichen Werte während des 19. Jahrhunderts zwischen 164,5 cm bis 166,6 cm, so steigerten sie sich während des letzten Jahrzehnts des Jahrhunderts bereits bis auf 170,8 cm und während des 20. Jahrhunderts bis auf 180,2 cm im Geburtsjahrgang 1980. Insgesamt schwankt der Körpergrößenzuwachs seit dem Geburtsjahrgang 1966 zwischen Werten von 179,4 cm und 180,2 cm. Die Marke von 179,0 cm wurde seitdem nicht mehr unterschritten. Aber es zeigt sich seitdem auch kein Trend mehr, der eine weitere Größenzunahme erwarten lassen würde.

Bildet man den Mittelwert der waagerechten Teile der Kurve aus Abbildung 11, also von 1790 bis ca. 1900 und von 1966 bis 1982, so ergeben sich folgende Werte für die Körperhöhen vor und nach der Akzelerationsphase:

1790 - 1900: 166,0 cm

1966 - 1982: 179,7 cm

Insgesamt ist seit dem 19. Jahrhundert also eine Größenzunahme (Akzeleration der Körperhöhe) von ca. 13,7 cm festzustellen.

Säkulare Akzeleration der Körperhöhe

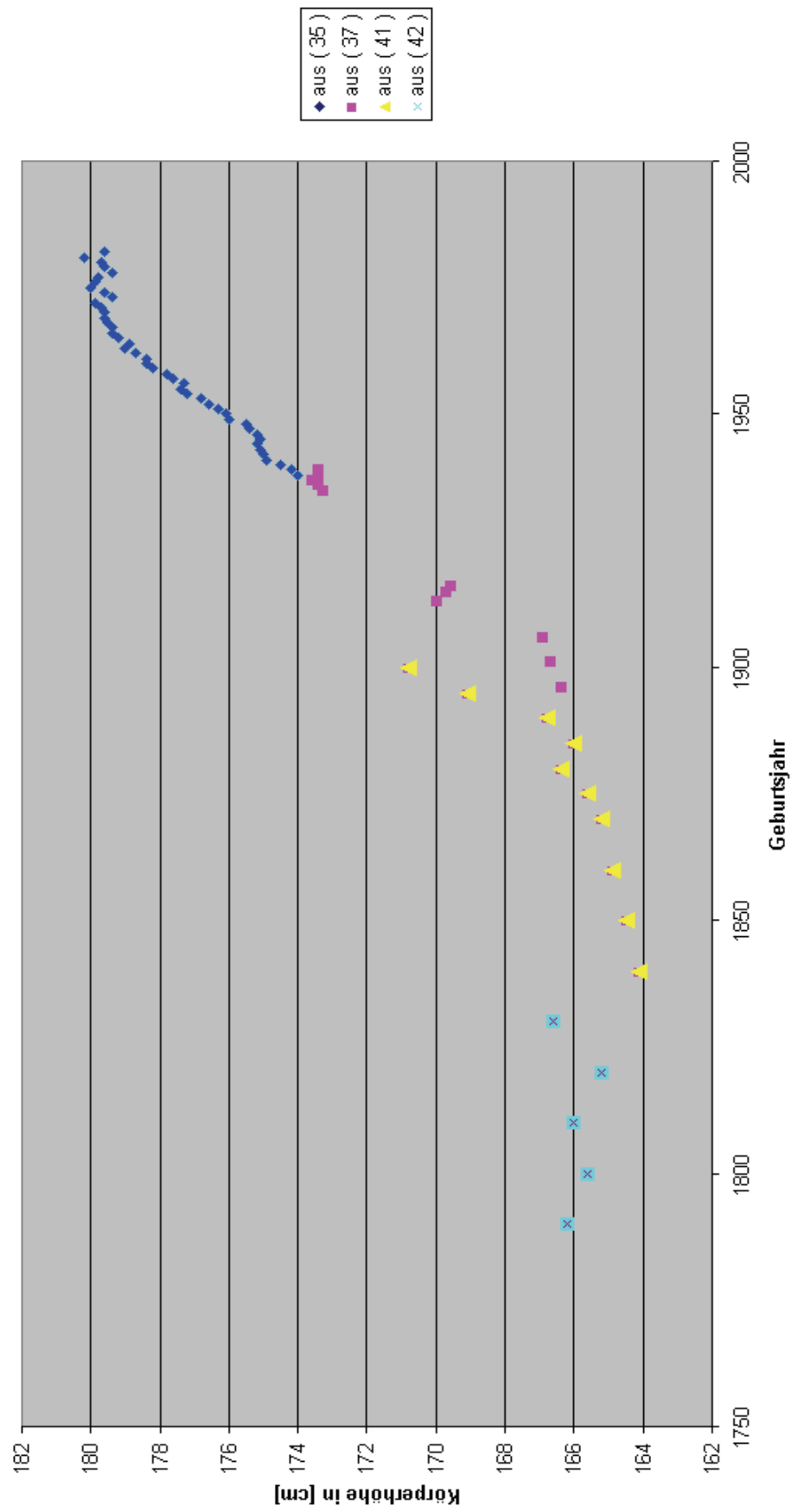


Abbildung 11: Säkulare Akzeleration der Körperhöhe

Die in der Untersuchung an Leichenknochen¹⁹ bestimmte Länge des Femurknochens ergab einen durchschnittlichen Wert von 457,6 mm für Männer. Mit den in "Material und Methode" angegebenen Formeln zur Errechnung der Körpergröße konnten folgende Werte ermittelt werden:

Formel nach Penning⁴³:

Körperhöhe = 2,63 FL + 48,8
ergibt eine Körperhöhe von 169,1 cm

Formel nach Gehring, Graw⁴²:

Körperhöhe = 3,02 FL + 30,4
ergibt eine Körperhöhe von 168,6 cm

Vergleicht man diese errechneten Werte mit den gemessenen Körperhöhen der Rekruten (Abbildung 11), so zeigt sich, dass sie mit den Körpergrößen des 19. Jahrhunderts übereinstimmen. Da die überwiegende Zahl der ausgemessenen Femora aus dem 19. Jahrhundert stammt, macht dies die Gültigkeit der Rechnung sehr wahrscheinlich.

Die Formeln nach Penning sowie Gehring und Graw wurden nun umgeformt, um aus der Körperhöhe die Femurlänge zu errechnen und die Akzeleration der Femurlänge zu beschreiben.

$$\text{FL} = \frac{\text{Körperhöhe} - 48,8}{2,63} \text{ (Penning)}$$

$$\text{FL} = \frac{\text{Körperhöhe} - 30,4}{3,02} \text{ (Gehring, Graw)}$$

Wendet man diese Formeln auf die Körperhöhen vor und nach der Akzele-
ration an, so zeigt sich, dass die errechnete Femurlänge sich im Laufe der
Jahrzehnte von 44,56 bis 44,90 auf 49,44 bis 49,77 vergrößert hat
(Tabelle 5).

Anhand der Messungen an den Femora konnte eine lineare Beziehung zwischen Femurlänge und Femoralem Offset aufgezeigt werden, die sich in folgender Formel ausdrücken lässt:

$$\text{Mittelwert für FO (mm)} = 0,0651 \text{ FL (mm)} + 15,26^{19}$$

Hiermit wurden nun die Werte für den Femoralen Offset errechnet, die zusammen mit den Femurlängen in Tabelle 5 aufgeführt sind.

Körperhöhe [cm]	Femurlänge [mm]		Femoraler Offset [mm]	
	Penning	Gehring & Graw	Penning	Gehring & Graw
166,0	445,6	449,0	44,27	44,49
179,7	497,7	494,4	47,66	47,45

Tabelle 5: Femurlänge und Femoraler Offset vor und nach der Akzeleration, berechnet nach Penning sowie Gehring und Graw

Der Unterschied zwischen dem Femoralen Offset des 19. Jahrhunderts und dem heutigen Femoralen Offset beträgt also 0,30 bis 0,34 mm, das entspricht einem Zuwachs von etwa 7 %.

Der errechnete physiologische Offset (pFO) ist somit:

$$\text{pFO} = 43,8 \pm 6,4^{19} \text{ mm}$$

6.2 Röntgenanalyse

Die Ergebnisse der Röntgenanalyse zeigen, dass der Mittelwert der gesamten präoperativen Werte gut mit den oben angegebenen mittleren Werten der natürlichen Offsetermittlung übereinstimmt.

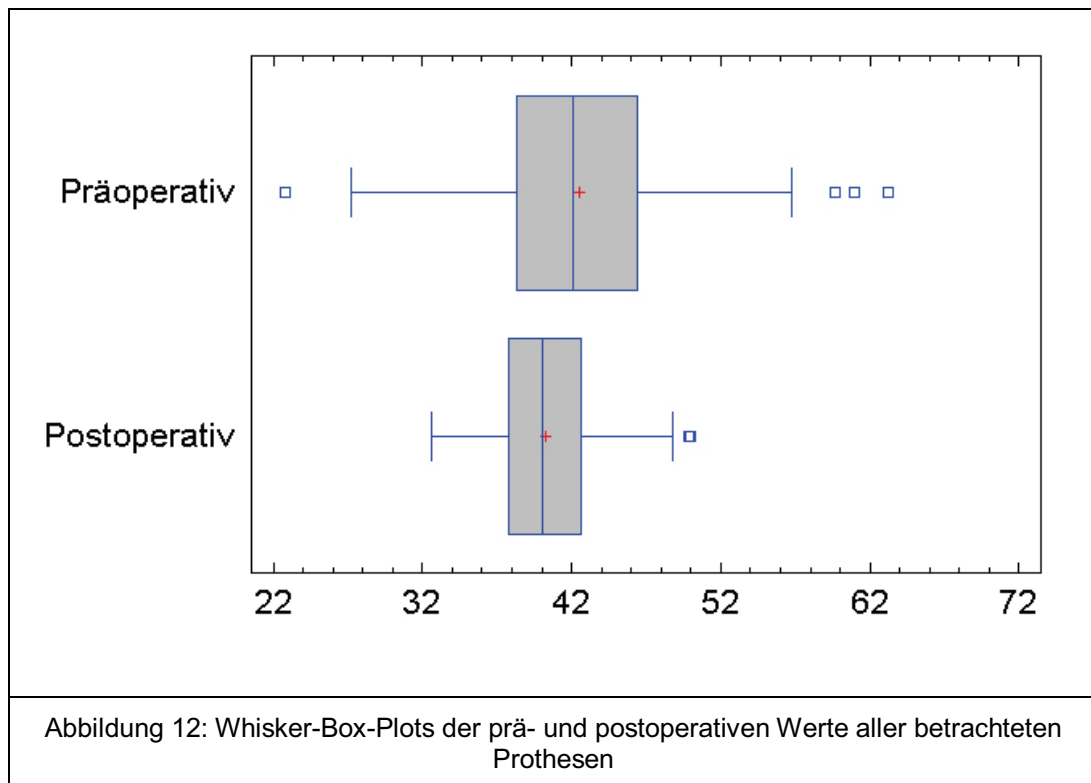
$$\text{Femoraler Offset präoperativ} = 42,5 \pm 6,3 \text{ mm}$$

In den Darstellungen des Mittelwertes und der Standardabweichung (siehe Tabelle 6) zeigt sich, dass die postoperativen Mittelwerte nahezu vollständig kleiner waren als die jeweiligen präoperativen Werte.

	Offset präoperativ [mm]	Offset postoperativ [mm]
Mittelwert	42,5	40,3
Standardabweichung	6,39	3,7

Tabelle 6: Mittelwert und Standardabweichung aller Offsetwerte aus der Röntgenanalyse

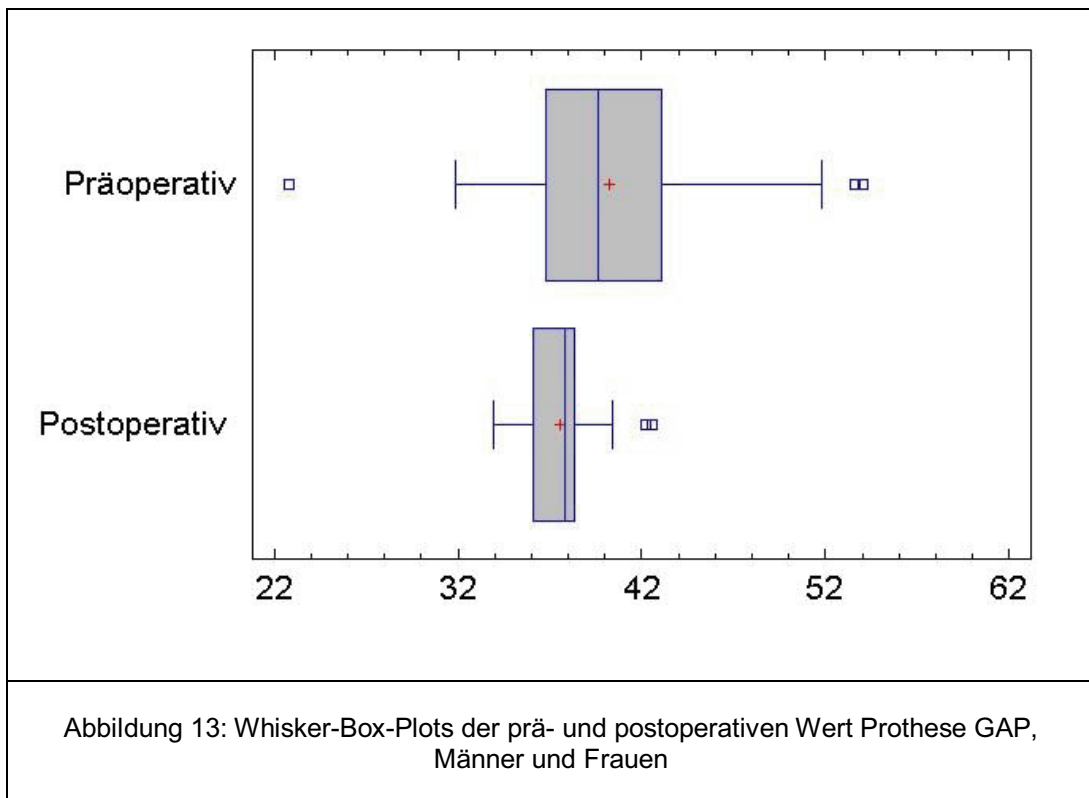
In den dargestellten Boxplot Diagrammen, in denen man die Veränderungen der Streuungen am besten betrachten kann, zeigt sich, wenn man alle Daten der drei Systeme zusammen nimmt, eine gleichmäßige Verteilung der Offsetwerte präoperativ (siehe Abbildung 12).

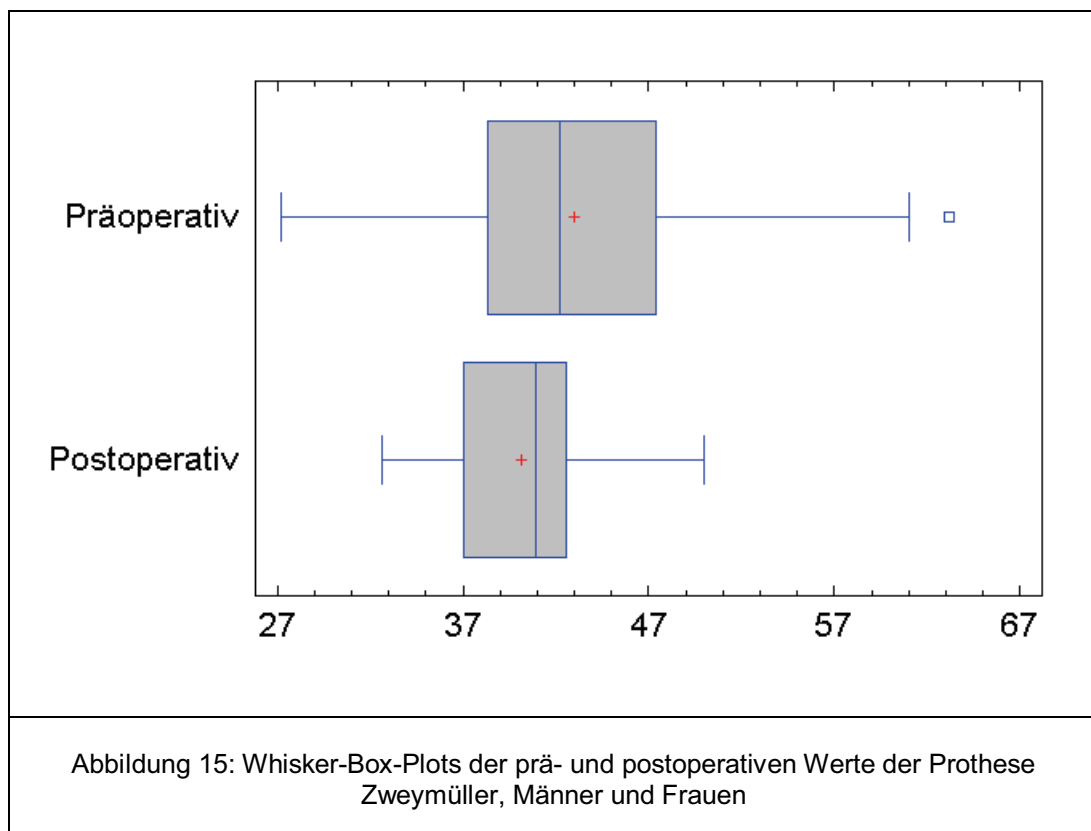
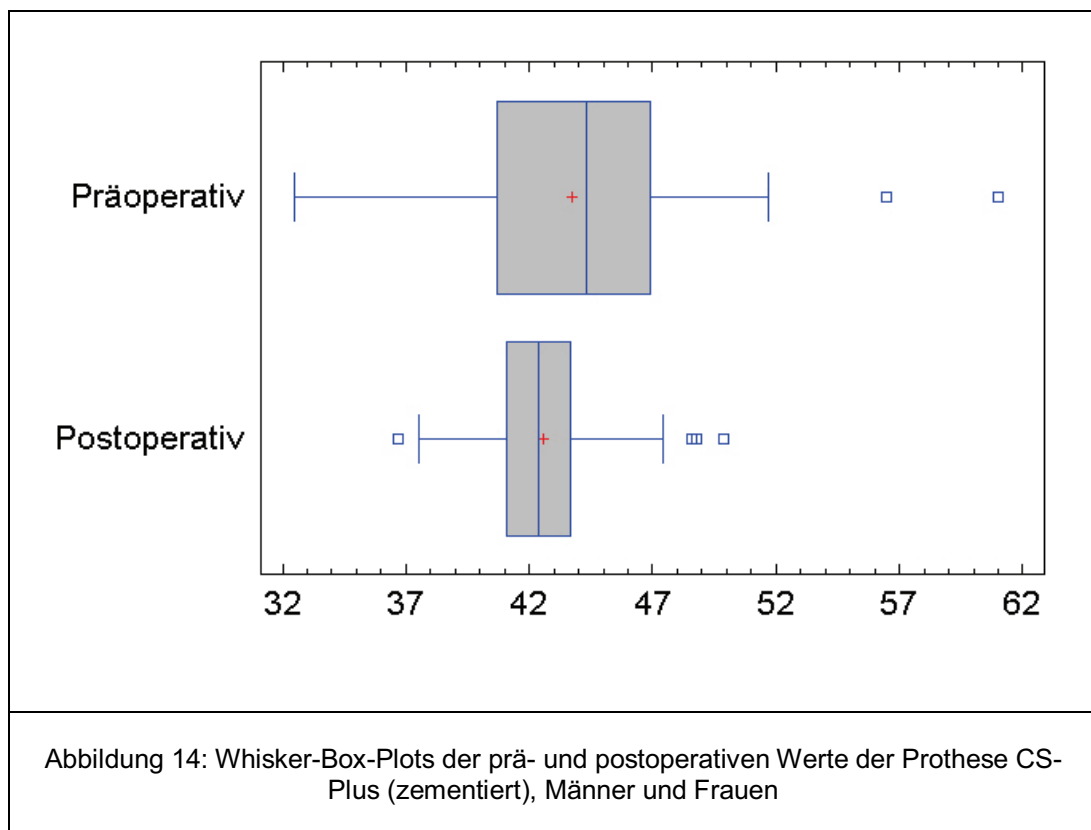


Bei der postoperativen Gruppe zeigt sich, dass sich die Hälfte der gemessenen Offsetwerte in einer schmalen Box befindet und sich auch 95 % der Offsetwerte über einen kleineren Bereich erstrecken. Zusätzlich ist der Mittelwert der postoperativen Gruppe kleiner geworden. Es kommt

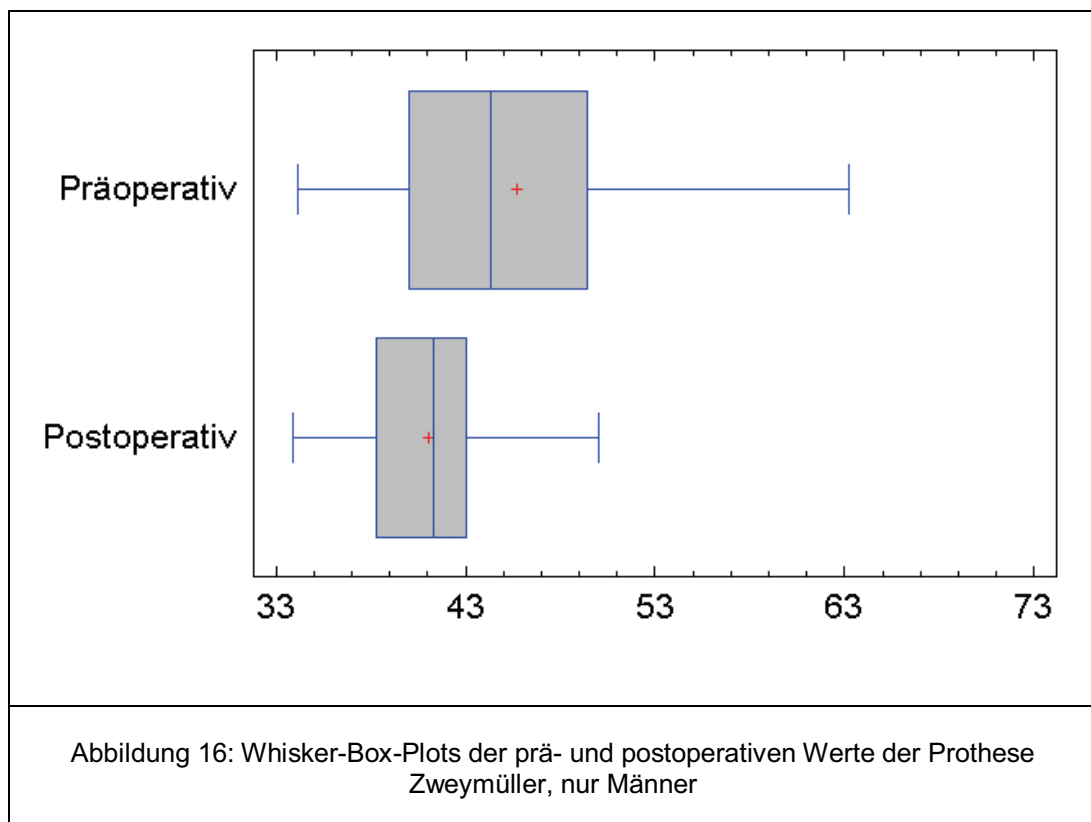
also durch die Prothesenimplantation zu einer Verminderung der Streuung und zu einem Offset, der kleiner als der präoperative Wert ist.

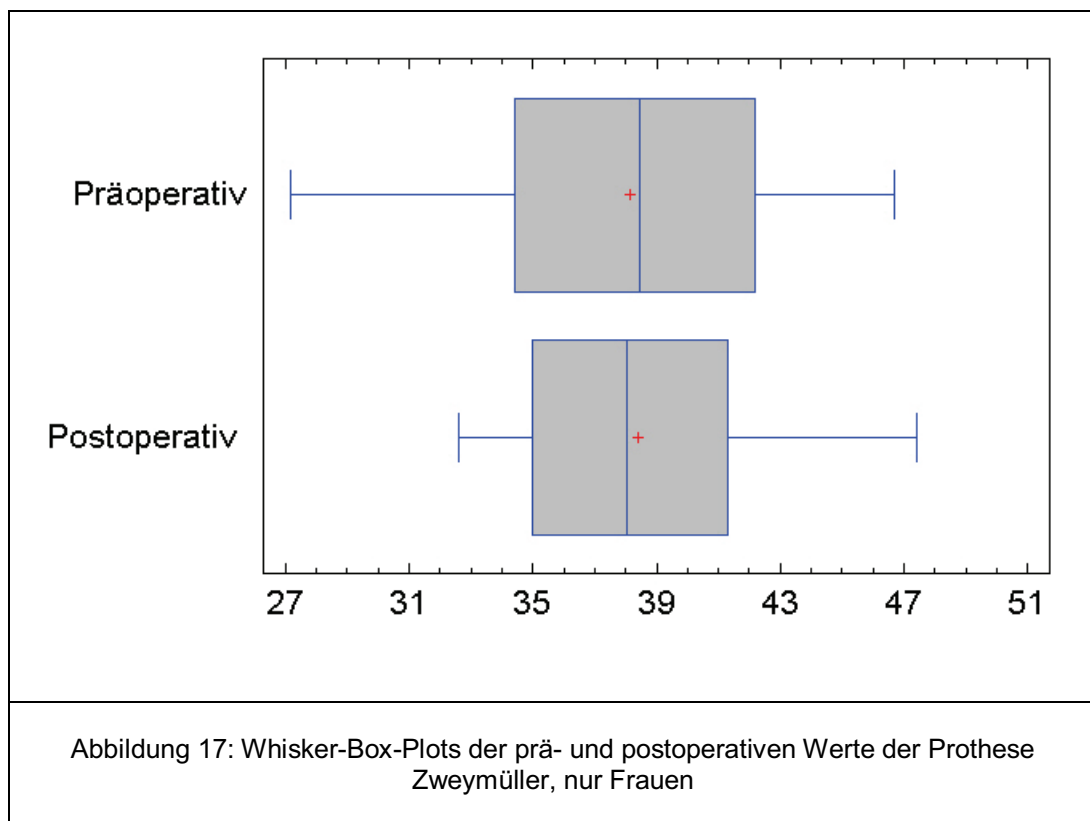
Bei der Untersuchung der einzelnen Hüftprothesensysteme fand sich präoperativ eine breite Streuung der Offsetwerte. Die Verteilung der Werte stellt sich unsymmetrisch dar. Nach der Implantation der Hüftendoprothesen zeigt sich, dass die Streuung und die Mittelwerte kleiner werden. Im Vergleich zu den präoperativen Werten ist die postoperative Streuung symmetrisch. Dies war bei allen Prothesentypen der Fall (siehe Abbildungen 13, 14, 15).





Betrachtet man innerhalb der Gruppen Frauen und Männer getrennt, so zeigen sich, sowohl bei Frauen, als auch bei den Männern, die oben beschriebenen Veränderungen von prä- zu postoperativ. Lediglich bei der Gruppe der Frauen, die mit einer Zweymüller-Prothese versorgt wurden, fand sich eine ähnliche Streuung prä- wie postoperativ. Auch der postoperative Mittelwert verändert sich nur geringfügig und eine Veränderung hin zu einer symmetrischeren Streuung konnte ebenfalls nicht gefunden werden (siehe Abbildungen 16, 17).

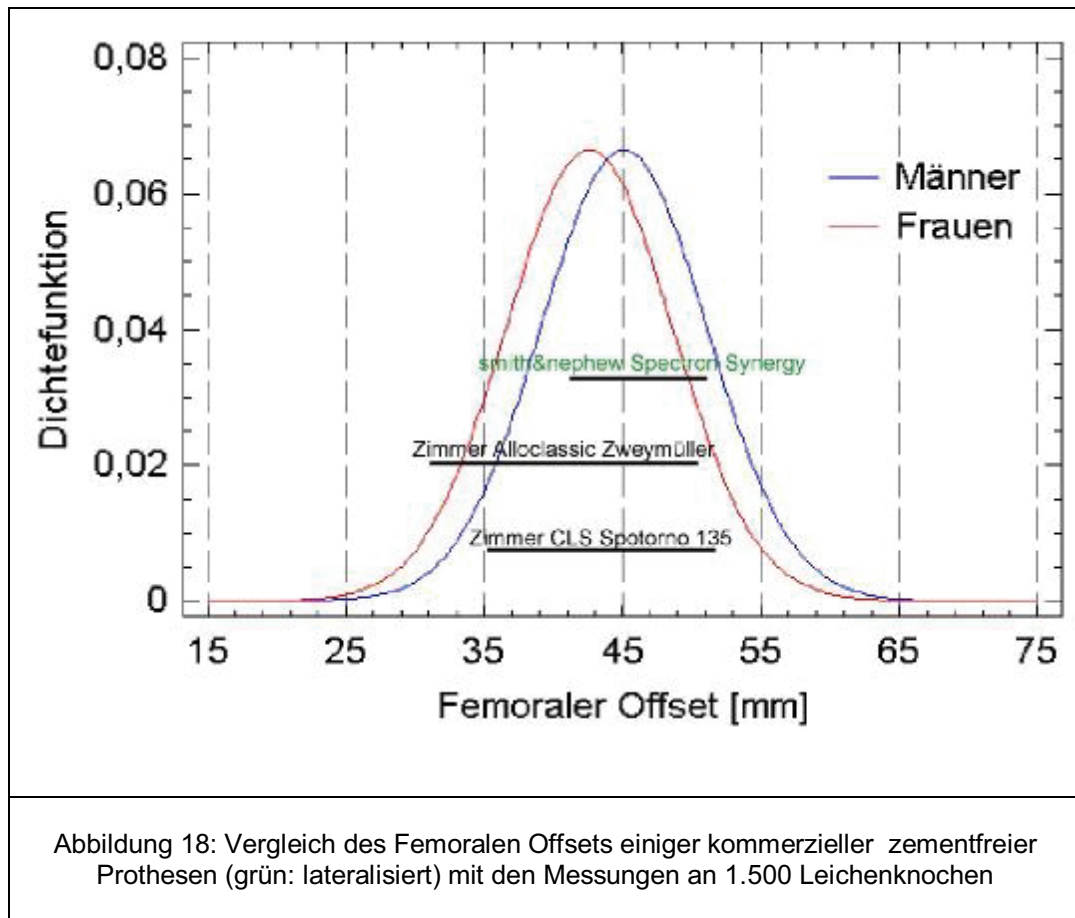




6.3 Konventionelle Prothesentypen

Bei den 25 heute gängigen Prothesentypen zeigen sich deutliche Unterschiede in den Designs des Femoralen Offsets. Manche besitzen nur einen unveränderbaren Offset, wie der Müller-Geradschaft der Firma Corin Germany, den es aber auch in einer lateralisierten Variante gibt und den Schaft Thompson der Firma Depuy, der allerdings mit seinem hohen CCD-Winkel von 141° eine Sonderstellung einnimmt. Andere Prothesentypen haben einen variierenden CCD-Winkel, wie die Prothese CLS Spotorno von der Firma Zimmer, die deutliche Unterschiede in ihren Offsetgrößen je nach CCD-Winkel hat. Verringert sich der CCD-Winkel, so erhöht sich auch der Femorale Offset. Damit die einzelnen Prothesentypen vergleichbar bleiben, werden nur CCD-Winkel von 130° - 135° betrachtet. Dabei werden die Prothesentypen mit einer zementfreien Verankerung von den zementierten unterschieden. Weiterhin werden innerhalb der Gruppen 'zementfrei' und 'zementiert' die Prothesen betrachtet, die einen vergrößerten Offset aufweisen oder von den Firmen als lateralisiert gekennzeichnet wurden. In der zementfreien Gruppe ha-

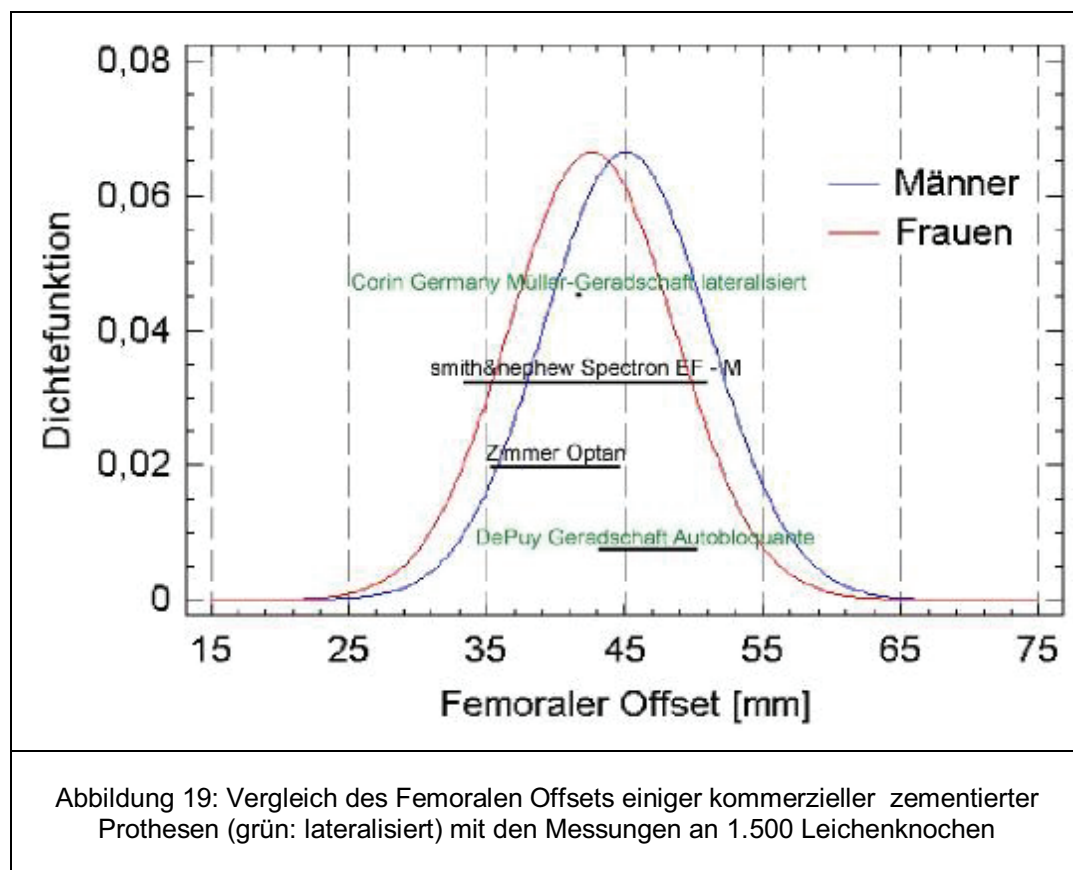
ben die Prothesen Eurometric, Future Hip (beide Firma Depuy) und CLS Spotorno 135° (Firma Zimmer) die größten Offsetwerte von allen zementfreien Prothesen (51,9 mm CLS Spotorno und 52 mm Eurometric und Future Hip). Den niedrigsten Offsetwert in dieser Gruppe hat die Alloclassic Zweymüller von der Firma Zimmer mit 32,75 mm. Der Prothesentyp Synergy der Firma Smith & Nephew ist bei den zementfreien, mit höherem Offset gekennzeichneten Prothesentypen, die Prothese, welche den niedrigsten (42 mm) und höchsten Wert (51 mm) hat. Sie bleibt damit noch unter den Werten der als Standardprothesen (CLS Spotorno, Eurometric und Future Hip) bezeichneten Prothesentypen. Bei der Vermessung der erwähnten 1500 Leichenknochen konnte eine Punktwolke gefunden werden, die zwei Maxima aufwies. Diese weisen auf einen Größenunterschied zwischen Männern und Frauen hin. Davon ausgehend konnten Normalverteilungen anhand der ermittelten Mittelwerte und Standardabweichungen (männlich: 45,1 ($\pm$ 6,0) mm; weiblich: 42,6 ($\pm$ 6,0) mm) für den Femoralen Offset erstellt werden. Diese Verteilungen wurden mit den Offsetwerten der genannten Prothesentypen ergänzt und sind in den Abbildungen 18 und 19 dargestellt. Hier zeigt sich, dass die Alloclassic Zweymüller Prothese die bestmögliche Deckung mit den beiden Kurven aufwies. Keine der angegebenen Prothesen kann jedoch eine vollständige Versorgung der Bevölkerung erreichen. Vor allem die Kurve der Männer ist im Bereich der größeren Offsetwerte unterversorgt.



Bei der Betrachtung der zementierten Prothesen ist die Spectron EF Prothese der Prothesentyp, der die größte Breite an Offsetwerten anbietet. Im Vergleich dazu zeigt sich bei der Prothese Optan der Firma Zimmer, die nach der Spectron die meisten Offsetvarianten anbietet, keine Möglichkeit mehr, in höheren Offsetwertebereichen eine adäquate Versorgung zu gewährleisten.

Bei den Prothesentypen, die mit der Bezeichnung 'lateralisiert' einen vergrößerten Femoralen Offset erwarten lassen, findet sich mit 41,6 mm der niedrigste Wert bei der Prothese Müller-Geradschaft der Firma Corin Germany. Diese Prothese bietet aber einen deutlich verbesserten Femoralen Offset zu ihrem Standardmodell an (34 mm). Leider war aus den Produktinformationen zu dieser Prothese nicht ersichtlich, ob es sich bei dem angegebenen Wert um einen standardisierten Wert handelt oder ob der Wert bei steigender Größe der Prothese mitwächst.

Der Prothesenschaft der Firma Depuy mit dem Namen Autobloquante lateralisiert wies die höchsten Offsetwerte bei den lateralisierten zementierten Prothesentypen auf. Sein höchster Wert beträgt 50,1 mm und liegt damit noch hinter der Spectron EF der Firma Smith & Nephew (51 mm), die als zementierte Standardprothese angeboten wird. Dennoch zeigt sich bei dem Prothesentyp Autobloquante, dass mit den lateralisierten Schäften eine deutlich verbesserte Offsetrekonstruktion vorgenommen werden kann, wenn man neben dem Standardmodell auch noch das 'lateralisierte' Model benutzt. Auch bei den zementierten Prothesen zeigt sich, dass sie eine Offsetrekonstruktion von großen Männern nicht ermöglichen können.



7 Diskussion und Schlussfolgerung

Die Implantation von Hüftendoprothesen gehört zu den standardisierten Verfahren in der operativen Medizin. Die Operation wird in der Regel zur Verbesserung der Lebensqualität (bei Koxarthrose) oder beim medialen Schenkelhalsbruch durchgeführt. Die Erwartungen des Patienten an das künstliche Gelenk sind hoch, so dass ein Hüftendoprothesensystem eine lange Lebensdauer, bestmögliche Funktion und geringste Komplikationen aufweisen muss.

Bei der Operation ändert sich die Kraftübertragung auf den Knochen, da es sich bei den implantierten Komponenten um starre, wenig elastische Kraftträger handelt. Die Kraft wird nicht über den Schenkelhals auf den Oberschenkelknochen übertragen, sondern durch den intramedullär gelegenen Schaft der Prothese auf den Knochen. Durch die Veränderung der Belastung (Kraftübertragung) wird der Knochen gemäß des Transformationsgesetzes von Wolff⁸ beeinflusst. Seine ossäre Antwort korreliert mit den auf ihn einwirkenden Druckkräften. Eine unzureichende Belastung führt zu einem Knochenabbau und eine übermäßige Belastung zu einem Knochenaufbau. Die Belastung vom Schaft auf den Knochen muss also den physiologisch wirkenden Kräften gleichen, um eine Deformierung oder gar Destruktion des Knochens zu vermeiden.

Parameter, die auf die Gelenkbelastung einwirken, sind der CCD-Winkel, die Positionierung der Prothese (Valgus- oder Varusstellung des Schaftes), der Antetorsionswinkel und die Veränderungen des Femoralen Offsets. Bei den biomechanischen Betrachtungen des Femoralen Offsets zeigt sich, dass eine Verkleinerung des Offsets zu einer erhöhten Belastung des Gelenkes führt und eine Vergrößerung sie verringert.

In der Literatur wird gezeigt, dass eine Offsetvergrößerung neben einer geringen Belastung auch zu einer verbesserten Stabilität des künstlichen Gelenkes, einer geringeren Luxationsrate und einer verbesserten muskulären Kraft führt^{15,16,17,44}. Somit ist der Femorale Offset ein wichtiger Parameter bei der Implantation eines künstlichen Hüftgelenkersatzes. Seine Rekonstruktion wurde schon früh eingefordert⁴⁵, konnte aber in den Pioniertagen der Endoprothetik der Hüfte nicht umgesetzt werden. Die

heutigen Materialien lassen höhere Belastungen zu, so dass eine Rekonstruktion des physiologischen Offsets möglich ist.

Was ist der physiologische Femorale Offset? Um diesen auszumessen, bleibt nur die computertomografische Untersuchung des Hüftgelenkes oder die Vermessung von Leichenknochen übrig. Die erste Methode ist mit einer hohen Strahlenbelastung und größeren Kosten verbunden. Die Vermessung von Leichenknochen ist dagegen kostengünstig und ohne Strahlenbelastung durchzuführen. Bereits bei Messungen in Nordamerika, in Japan und aktuell in der Türkei konnte so über den physiologischen Femoralen Offset Aufschluss gewonnen werden^{22,23,46}.

Bei Messungen an 1500 Leichenknochen aus der Sammlung femoraler Knochen des Anthropologischen Institutes der Charité in Berlin konnte ein physiologischer Femoraler Offset für den mittleren europäischen Raum ermittelt werden²¹. Da die Knochen alle aus dem 19. Jahrhundert stammten, stellte sich die Frage, ob der ermittelte Offsetwert auch auf die jetzige Bevölkerung übertragbar ist.

7.1 Auswirkungen der säkularen Körperhöhenakzeleration auf Femurlänge und Femoralen Offset

Dass die Körpergröße im Laufe der Zeit zugenommen hat, ist sicherlich unbestritten. Erstmalig 1935 wurde jedoch durch E. W. Koch eine kontinuierliche Akzeleration (Beschleunigung) in der Entwicklung beobachtet. Dabei zeigte sich neben einer schnelleren Entwicklung auch eine Zunahme der Körpergröße^{25,27,28,47,48}.

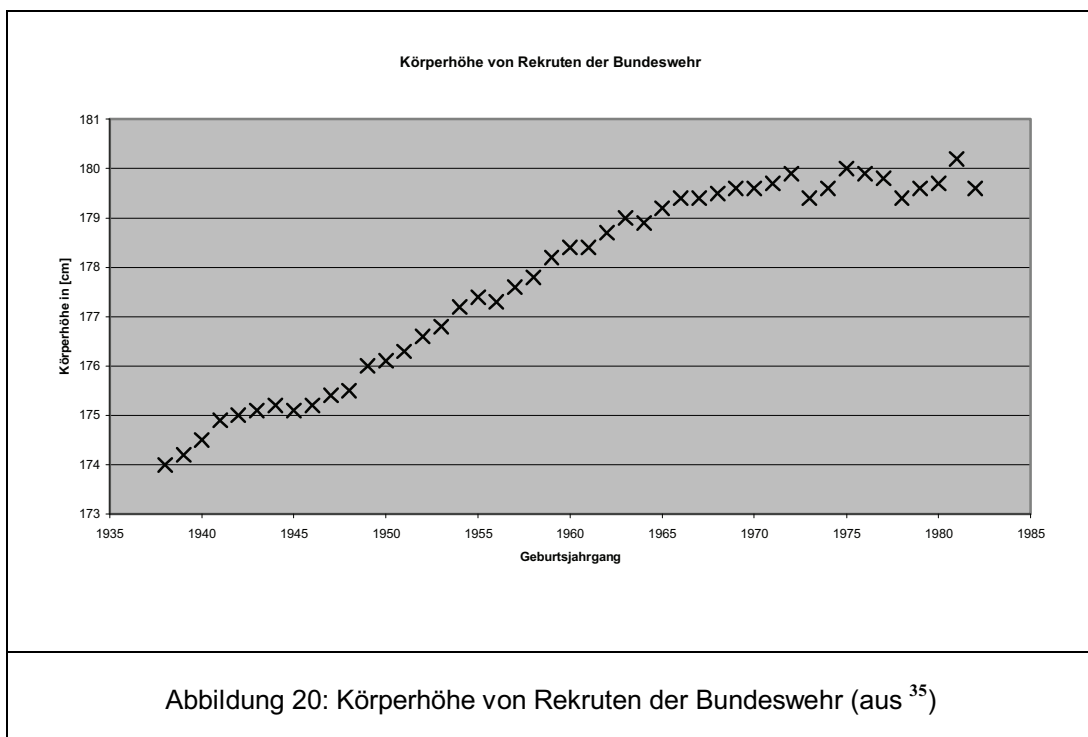
Diese säkulare Akzeleration ist ein häufig untersuchtes Phänomen, welches wie durch E. W. Koch bei Untersuchungen von Kindern bestimmt wurde⁴⁸. Die bei der Einschulung von Kindern erfassten Daten lassen sich problemlos bis in das 19. Jahrhundert zurückverfolgen.

Die Untersuchung von im Wachstum befindlichen Kindern ist jedoch nicht geeignet, um einen möglichst exakten Wert der durchschnittlichen Er bei der Musterung von Männern zum Wehrdienst erfasst werden, sind dagegen gut geeignet, um eine Körpergrößenakzeleration von Erwachsenen zu bestimmen.

Es konnte gezeigt werden, dass die durchschnittliche Körpergröße der deutschen männlichen Bevölkerung sich vom Geburtsjahrgang 1790 bis 1982 um 13,7 cm vergrößert hat. Dies lässt sich nachweisen, wenn man die Kurve in Abbildung 11 in den Jahren 1790 bis ca. 1900 und von 1966 bis 1982 mittelt. Damit ist ein Körpergrößenwachstum bis zur Stagnation der Akzeleration von ca. 8 % nachweisbar.

Bereits mehrere Autoren haben darauf hingewiesen, dass die Körperhöhenakzeleration voraussichtlich bis zum Jahre 2000 zum Erliegen kommen wird^{34,49}.

Die Darstellung der Körpergrößenakzeleration mit Musterungsdaten bis zum Jahre 2001 zeigt nun relativ deutlich die Stagnation der Zunahme des Körperhöhenwachstums seit 10 Jahren, so dass davon ausgegangen werden kann, dass es voraussichtlich nicht mehr zu einer weiteren Größenzunahme kommen wird.



Eine Erklärung des Phänomens Akzeleration kann jedoch bisher nicht eindeutig gegeben werden. Die von Koch vermutete Ursache, Menschen seien vermehrt dem Sonnenlicht ausgesetzt, kann ebenso wenig aufrechterhalten werden, wie die Vermutung genetische und ernährungs-

bedingte Gründe wären alleine für die Zunahme der Körpergröße verantwortlich. Insgesamt handelt es sich nicht nur um die Vergrößerung der Körperhöhe, sondern vielmehr um eine Beschleunigung der gesamten Entwicklung.

In den Untersuchungen von Schulkindern zeigte sich auch bei den Mädchen eine schnellere Entwicklung und eine anhaltende Körpergrößenzunahme⁵⁰.

Da das Akzelerationsphänomen nicht nur bei wehrpflichtigen jungen Männern nachgewiesen wurde, sondern auch bei Studentinnen⁵¹ und bei Soldatinnen⁴⁹, kann von einem Körperhöhenzuwachs auch bei Frauen ausgegangen werden. Leider musste die Untersuchung der Auswirkung der Akzeleration auf den Femoralen Offset auf die Untersuchungen von Männern beschränkt bleiben, da Untersuchungen und Daten von Körpergrößen erwachsener Frauen vor allem aus dem letzten Jahrhundert nicht zu finden sind. Dennoch ist auch bei den Frauen eine Größenzunahme während des letzten Jahrhunderts anzunehmen.

Die benutzten Formeln zur Errechnung der Körpergröße ergaben Ergebnisse, welche mit den Daten der Musterungen des untersuchten Jahrhunderts gut übereinstimmten. Berechnet man die Körperhöhe anhand anderer Messungen von Femurknochen, so zeigen sich zu große Körpergrößenmaße¹⁸. Allerdings waren die Messungen an Knochen aus Nordamerika vorgenommen worden. Es ist aber bekannt, dass in Nordamerika die Akzeleration deutlich früher eingesetzt hat und die Bevölkerung insgesamt eine höhere Körpergröße aufwies als die europäische Bevölkerung.⁵²

Die berechnete Femurlänge entwickelte sich gemäß dem proportionalen Wachstum kontinuierlich, was aufgrund der linearen Beziehung zu erwarten war.

Die Vergrößerung des Oberschenkelknochens betrug jedoch nur wenige Zentimeter. Die Entwicklung der gesamten Körpergröße hat sich um mehr als zehn Zentimeter gesteigert, so dass die Gesamtakzeleration nicht auf das Wachstum aus dem Femur allein zurückgeführt werden kann. Da der Femur hauptsächlich während der puberalen Phase an Größe zunimmt, kann ein Einfluss durch die Akzeleration zwar angenommen werden, aber

diese Wachstumsphase ist nicht alleinig verantwortlich für die Zunahme der Körpergröße. Dennoch konnte eine Zunahme der Femurlänge nachgewiesen werden. Aufgrund ihrer proportionalen Beziehung zum Femoralen Offset muss dies also auch für ihn zutreffen^{42, 53}.

Die angewandten Formeln zur Errechnung der Femurlänge und zur Berechnung des Femoralen Offsets weisen eine große Streuung auf. Da aber insgesamt der Mittelwert einer Normalverteilung betrachtet wurde, kann man die Berechnungen in ihrer Tendenz als Bestimmung der Entwicklung des Femoralen Offsets annehmen. Anhand dieser Berechnungen ist ein Zuwachs des Femoralen Offsets von etwa 7 % zu erwarten.

Wie oben bereits angedeutet ist davon auszugehen, dass die Akzeleration auch auf die Körperhöhe von Frauen gewirkt hat. Das Ausmaß der Körpergrößenzunahme ist aufgrund mangelnder Daten aber nicht ermittelbar. Aufgrund der in der Literatur beschriebenen Entwicklung bei Schulkindern, bei der sich die Körpergröße sowohl bei Jungen als auch bei Mädchen vergrößert hat und dem nachgewiesenen Körperhöhenzuwachs bei Studentinnen und Soldatinnen ist auch hier eine Zunahme des Femoralen Offsets anzunehmen⁵⁰.

7.2 Bedeutung der Hüftprothesenimplantation für den Femoralen Offset

Die Analyse der Röntgenbilder sollte und konnte keinen physiologischen Offset nachweisen. Dafür waren die vielen Unbekannten (Anteversion des Schenkelhalses, Umfang des Patienten und unbekannte Weichteilverhältnisse bei fehlendem Referenzkörper) verantwortlich. Die Unbekannten neutralisieren sich jedoch unter der Fragestellung einer Veränderung des Offsets nach Implantation eines Hüftendoprothesensystemes, so dass anhand von vergleichbaren Röntgenbildern vergleichbare Werte erfasst werden konnten. Die nach Maßgabe der Ausschlusskriterien verbleibenden Gruppen zeigten sich in ihrer Zusammensetzung zu inhomogen, als dass man sie im Rahmen einer Normalverteilung hätte angeben können. Dennoch sind die präoperativen Werte mit den postoperativen Werten in den jeweiligen Gruppen gut vergleichbar und aussagekräftig. Hierbei zeigte sich bei allen drei Prothesentypen eine Verringerung des

Femorale Offsets. Beim Vergleich der Geschlechter fand sich in der weiblichen Gruppe der Zweymüller-Prothese ein nahezu gleicher Offsetwert vor und nach der Operation. Dies lässt sich eventuell aus der vergleichsweise geringen Anzahl von untersuchten Patientinnen mit dem Zweymüller-Implantat erklären, oder es zeigt, dass die Zweymüller-Prothese den Offset bei Frauen rekonstruiert und somit eine empfehlenswerte Prothese für Frauen ist.

Weiterhin zeigt sich beim Erstellen der Block-Whisker-Diagramme, dass die Quartile und die Whisker im Diagramm der postoperativen Werte deutlich schmäler beziehungsweise geringer ausgeprägt sind als bei den präoperativen. Die Streuung in den postoperativen Werten ist somit deutlich geringer als vorher. Es wird also durch die Operation ein prothesenspezifischer Offset generiert. Anhand der Röntgenanalyse konnte bei den untersuchten Prothesentypen die Bildung eines prothesenspezifischen Offsets gezeigt werden, welcher bei allen drei Systemen vermindert war. Eine Verminderung des Femoralen Offsets bedingt aber auch (Verringerung des Lastarmes) eine Mehrbelastung des Prothesenschafts, welcher wiederum die aufgenommenen Kräfte auf den Oberschenkel überträgt. Bei der Betrachtung des Hüftgelenkes im Stehen, beziehungsweise beim langsamen Gang, erscheint eine Verminderung des Offsets in der nachgewiesenen Größe eher eine geringfügige Mehrbelastung auszumachen. Die Belastung beim normalen Gang verändert sich proportional um den Faktor der Trägheitskraft und steigt beim Stolpern, wie G. Bergmann et al. in in vivo Modellen nachweisen, auf das Achtfache an¹⁰. Aber auch bei anderen Tätigkeiten des alltäglichen Lebens kommt es zu einer Zunahme der Belastung des Hüftgelenkes: Beim Treppensteigen wird die Hüfte um 10 % und beim Herabsteigen um 20 % mehr belastet. Auch beim Tragen von Lasten können höhere Belastungen auftreten^{54,55}. Somit ist eine Rekonstruktion des Femoralen Offsets von entscheidender Bedeutung.

7.3 Auswirkungen der Körpergrößenakzeleration auf Hüftendoprothesensysteme

Die aseptische Lockerung nach Hüfttotalendoprothesenimplantation ist regelmäßig die Hauptkomplikation und verantwortlich für die meisten

Erneuerungen an den Hüftendoprothesensystemen⁵⁶. Es gibt zahlreiche Theorien für die aseptische Lockerung. Sie reichen von einer genetischen Determination über lockerungsauslösende Endotoxine bis zu einer fehlerhaften Biomechanik nach operativem Hüftgelenkersatz^{57, 58}. Dabei ist als Hauptthema, betrachtet man nur den Schaft, die Problematik des Interfaces zwischen Prothese und Knochen, beziehungsweise zwischen Prothese und Zement, anzusehen. Die hier wirkenden Scherkräfte zwischen den beiden unterschiedlichen Materialien werden für Materialabnutzung (-verbrauch) und somit auch für die Lockerung der Prothese verantwortlich gemacht^{59,60}.

Der Femorale Offset verändert, wie gezeigt, vor allem die hüftresultierende Kraft im Bereich der Hüfte. Diese Kraft verhält sich aber auch wie die Kräfte im Interface zwischen Prothese und Knochen beziehungsweise Zement. Verändert man also den Femoralen Offset, so verändert man auch die hüftresultierende Kraft und somit die Kräfte im Protheseninterface. Er sollte wie alle anderen Parameter (AT- und CCD-Winkel, Pfannenöffnungswinkel, Beinlänge, etc.) wenn möglich rekonstruiert werden oder, wenn das Hüftgelenk krankhaft verändert ist, an eine Normalverteilung angepasst werden.

Durch die hier präsentierten Messungen an Femurknochen konnte nun eine Normalverteilung für den Femoralen Offset berechnet werden. Es konnte weiterhin gezeigt werden, dass zwischen dem Femoralen Offset und der Femurlänge eine lineare Beziehung besteht. Da die zur Messung verfügbaren Knochen vorwiegend aus dem vorletzten Jahrhundert stammten, war es wichtig zu überprüfen, ob der Femorale Offset der säkularen Akzeleration unterworfen ist. Es konnte gezeigt werden, dass der Femorale Offset sich durch die säkulare Körpergrößenakzeleration um knapp 7 % vergrößert hat.

Da die meisten Hüftendoprothesensysteme heutzutage eine Offsetrekonstruktion schwierig machen und häufig zu einer Offsetverkleinerung führen¹², könnte eine bekannte Normalverteilung des Femoralen Offsets dazu führen, dass der Offset in der Zukunft durch den Prothesenschaft eines Hüftendoprothesensystems besser rekonstruiert werden kann.

7.4 Auswirkungen der Akzeleration des Femoralen Offsets auf heutzutage gängige Hüftendoprothesensysteme

Die Variation der angebotenen Hüftendoprothesen ist groß. Ihr Design unterscheidet sich in vielen Dingen. Die Entwicklung hat dabei vor allem Wert auf die Verbesserung der verwendeten Materialien gelegt. Stabilere Polyethyleninlays und die Verbesserung der Oberflächenbeschichtung sind Neuerungen bei den zementfreien Prothesentypen, die in den letzten Jahren eine deutlich längere Standzeit erwirkt haben. Die Verbesserung der Zementiertechnik hat nachweislich eine Verringerung der Revisionsrate bei zementierten Prothesen erbracht⁶¹. Dennoch bleibt die aseptische Lockerung die Hauptursache für Revisionen der Hüftendoprothetik.

Der Femorale Offset ist nachgewiesenermaßen eine wichtige Größe in der endoprothetischen Versorgung des Hüftgelenkes. Eine Verkleinerung führt zu einer schlechteren muskulären Führung und einer Veränderung im Bereich der hüftresultierenden Kraft. Bei verringertem Offset erhöht sich der Krafteinfluss, was durch einen vermehrten Abrieb im Bereich des Polyethyleninlays der Pfanne nachweisbar ist¹⁴. Bei Vergrößerung oder Rekonstruktion verbessert er aber die muskuläre Kraft der Abduktion, verringert die Gefahr der Hüftprothesenluxation und mindert die Kraft mit der der Hüftkopf in die Pfanne gedrückt wird^{14,15,16}.

Eine vermehrte Frühlockerungsrate bei Prothesensystemen mit einem verminderten Offset soll jedoch nicht nachweisbar sein. Bei dieser Studie von Ebied et al. wurde der Charnley low-offset femoral stem retrospektiv nachuntersucht¹³. Insgesamt konnten 49 Patienten nachuntersucht werden, davon waren 47 Frauen. Der mittlere präoperative Wert, der an präoperativen Röntgenbildern erfasst wurde, war 41,9 mm. Er stimmt also relativ gut mit dem mittleren Wert für Frauen (42.6 (± 6.0) mm) des 19. Jahrhunderts überein. Es wurden zwei Gruppen gebildet, wobei eine Gruppe einen präoperativen Wert von unter 40 mm und die zweite einen von über 40 mm hatte. Der mittlere postoperative Wert wurde nicht bestimmt. Die meisten heutigen Prothesentypen ohne Vergrößerung des Offsets können den Offset von Frauen problemlos rekonstruieren, so dass sich die Frage stellt, ob bei den 47 nachuntersuchten Frauen eine

vollständige Rekonstruktion des Offsets postoperativ bestanden hat und somit die guten Standzeiten von 91 % über 12 Jahre erklären kann. Bei Männern zeigte sich bei den heute gängigen Prothesentypen im Vergleich zu dem gemessenen Offset des 19. Jahrhunderts eine Unterdimensionierung, vor allem bei größeren Männern. Die guten 'medium-term results' in dieser Studie sind somit nicht aussagekräftig, ob ein postoperativ verkleinerter oder vergrößerter Offset die Lebensdauer der Endoprothese beeinflusst. Bei der Betrachtung von Prothesentypen mit vergrößertem Offset fiel sowohl bei den zementierten als auch bei den zementfreien Prothesentypen auf, dass die High Offset oder lateralisierten Prothesen häufig unter den größten Offsetwerten der standardisierten Prothesentypen blieben, wenn man nur den Prothesentyp wechselt. Bleibt man bei demselben Prothesentyp, ergibt sich allerdings eine deutlich verbesserte Bandbreite, um den Offset zu rekonstruieren. Die untersuchten Prothesentypen sind jedoch nicht imstande, den Offset von großen Männern zu rekonstruieren. Sicherlich ist diese Gruppe relativ klein, aber der Vergleich von Prothesen und Offsetwerten bezieht sich nur auf Daten von Leichenknochen aus dem 18. und 19. Jahrhundert. Für die Patienten, die heute mit einer Endoprothese versorgt werden müssen, sind diese Prothesensysteme, was den Femoralen Offset angeht, noch ausreichend, da die Patienten Anfang des 19. Jahrhunderts geboren wurden und somit noch nicht der säkularen Akzeleration unterworfen sind. Für kommende Patienten gilt allerdings, dass es zu einem Größenzuwachs und somit auch zu einer Zunahme des Offsets kommen wird. Der Femorale Offset wird um ungefähr 7 % zunehmen und die heutigen Prothesensysteme haben diesen Zuwachs noch nicht berücksichtigt.

Es gibt bisher keine Studien, die Patienten über einen längeren Zeitraum mit prä- und postoperativen Offsetwerten überwachen. Herberts und Malchau berichteten 1998 im Rahmen der Studie des National Hip Arthroplasty Register über das Revisionsrisiko bei Primärimplantationen:

„Die ungünstigsten Versagensraten finden sich bei Männern mit Osteoarthritis, die zum Zeitpunkt der Operation 55 - 64 Jahre alt waren. Der Grund für dieses unerwartete Ergebnis ist unklar, das Phänomen ist jedoch seit Beginn des Registers feststellbar“⁶².

Leider werden in diesem Register, in dem seit 1998 über 140.000 Prothesen geführt werden, keine spezifischen Werte der Prothesentypen geführt. Dennoch könnte der bei Männern unterdimensionierte Femorale Offset ein Hinweis für das Versagen der Prothesen sein.

8 Zusammenfassung

Die Zunahme der Körperhöhe ist ein populäres Thema, welches in der Öffentlichkeit eine weite Verbreitung findet. Jeder weiß, dass es eine Körpergrößenzunahme seit dem 19. Jahrhundert gegeben haben muss. Dieser Körpergrößenzuwachs konnte in dieser Arbeit nun dargestellt werden. Dabei wurde auf Körpergrößenvermessungen, welche zu Musterungszwecken beim Militär vorgenommen wurden, zurückgegriffen. So konnten Werte über die Körperhöhe von Geburtsjahrgängen seit 1790 erfasst werden. Dabei konnte vor allem auf eine enorme Menge von Daten zurückgegriffen werden, welche seit 1953 bis zum Jahre 2001 bei den Musterungen der Bundesrepublik Deutschland gesammelt wurden. Anhand dieser Daten konnte festgestellt werden, dass die Körpergröße bei Männern sich erst im Bereich der Jahrhundertwende vom 19. zum 20. Jahrhundert veränderte. Alle Daten, die vor dieser Jahrhundertwende gesammelt wurden, zeigten eine relativ gleich bleibende mittlere Körpergröße. Auch in den betrachteten letzten zehn Jahren ist eine Stagnation der Körpergrößenzunahme festzustellen. Vergleicht man die Mittelwerte der Jahre 1790 bis ca. 1900 (Geburtsjahrgänge) und 1966 bis 1982, so findet man eine Körpergrößenzunahme von 13,7 cm oder anders ausgedrückt von etwa 8 %.

Durch Untersuchungen an 1.500 Leichenknochen aus den Beinhäusern der Charité in Berlin konnte eine lineare Beziehung zwischen Femoralem Offset und der Länge eines Femurs festgestellt werden. Aus der Rechtsmedizin weiß man, dass aus der Länge eines Oberschenkelknochens auf die Körpergröße eines Menschen geschlossen werden kann. Folglich muss es eine Beziehung zwischen Körpergröße und Femurknochen geben und somit auch eine Beziehung zum Femoralen Offset²¹. Sowohl die Beziehung des Femoralen Offsets zum Femur als auch dessen Beziehung zur Körpergröße sind starken Schwankungen (möglichen Fehlern) unterworfen. Da hierbei jedoch eine Aussage über die gesamte (männliche) Bevölkerung getroffen werden sollte und bei beiden Beziehungen davon ausgegangen werden konnte, dass sie einer Normalverteilung der Bevölkerung unterliegen, konnte die Veränderung des Femoralen Offsets

durch den Körperhöhenanstieg der Akzeleration errechnet werden. Demnach nimmt der Femorale Offset durch die Akzeleration um 6,7 % - 7,6 % zu.

Schon in den Anfängen der Hüftprothesenentwicklung wurde darauf hingewiesen, dass eine Rekonstruktion des Femoralen Offsets anzustreben sei. Seine Verkleinerung führt zu einer vermehrten Belastung des Hüftgelenkes, so dass heutzutage eher eine Vergrößerung des Femoralen Offsets empfohlen wird. Inwiefern eine Hüftprothesenimplantation Auswirkungen auf den Offset hat, konnte durch eine Röntgenanalyse von 188 Patienten, die mit einer Endoprothese versorgt wurden, nachgewiesen werden. Dabei wurden drei Prothesentypen (GAP, CS-Plus, Zweymüller) untersucht und die Veränderung des prä- und postoperativen Offsets aufgezeichnet. Bei der Betrachtung aller Patienten fanden sich eine Verringerung der Streuung und eine Verminderung des gesamten Offsets. Innerhalb der drei Einzelgruppen zeigte sich bei nahezu allen das gleiche Phänomen. Lediglich bei der Gruppe der Zweymüller-Prothese war bei den Frauen der prä- und postoperative Offsetwert unverändert. Dies lässt sich entweder durch die geringe Anzahl von Frauen, die hier mit dieser Prothese versorgt wurden, erklären oder es weist daraufhin, dass die Prothese Zweymüller vor allem für Frauen geeignet ist. Da sich bei allen Prothesentypen die Streuung deutlich verkleinerte, kann man postulieren, dass jede Prothese offensichtlich einen prothesenspezifischen Offset generiert.

Aus diesem Grund wurden heute übliche Hüftprothesensysteme mit der aus den Leichenknochen erstellten Häufigkeitsverteilung für den Femoralen Offset verglichen. Es fiel schon bei der einfachen Betrachtung der Endoprothesenwerte auf, dass nahezu alle Firmen mittlerweile Prothesen mit einem vergrößerten Offset herstellen. Diese wurden von den anderen gesondert betrachtet. Revisionsprothesen wurden nicht in die Betrachtung einbezogen. Zudem wurden nur Prothesen mit einem CCD-Winkel von 130 - 135° betrachtet. Hierbei zeigte sich, dass die Prothesen mit erhöhtem Offset nicht besser zu der dargestellten Normalverteilung des Offsets passten als die als 'Standard' bezeichneten. Dies erklärt sich

daraus, dass diese Prothesen weiterentwickelte Standardprothesen sind und somit ein größeres Angebot an Offsetwerten ermöglichen.

Vor allem bei den physiologisch großen Offsetwerten fehlen aber entsprechende Prothesen. Davon ausgehend, dass die jüngste Patientengruppe, die heutzutage eine endoprothetische Versorgung erhält, etwa 65 Jahre alt ist, sich also in den Geburtsjahrgängen befindet, in denen der Körpergrößenzuwachs sich auf der Hälfte seiner Entwicklung befindet, muss das heutige Endoprothesendesign bezüglich seiner zukünftigen Offsetrekonstruktion noch einmal ausführlich überprüft werden. Die Prothesen, die auf Daten aus dem 19. Jahrhundert basieren, sind sicherlich in den nächsten Jahren um ca. 7 % zu klein. Vor allem Personen, die größer als 190 cm sind, können nicht mehr mit einer Prothese versorgt werden, die ihren physiologischen Offset wiedergeben kann. Da vor allem Männer bei der Versorgung mit einem künstlichen Hüftgelenk hinsichtlich des Offsets unterdimensioniert werden und eine erhöhte Versagensrate bei Männern auftritt⁶³, sollte überprüft werden, ob eine Unterdimensionierung des Femoralen Offsets zu einem erhöhten Versagen führt.

Verzeichnis der Tabellen

Tabelle 1: Sammlung femoraler Knochen, Anthropologisches Institut, Charité Berlin	15
Tabelle 2: Korrelationskoeffizienten des Offsets (FO), des Antetorsionswinkels (AT) und des CCD (aus)	18
Tabelle 3: Daten der Musterungsjahre 1999- 2001	24
Tabelle 4: Anzahl der untersuchten Patientengruppen in den einzelnen Gruppen	28
Tabelle 5: Femurlänge und Femoraler Offset vor und nach der Akzeleration, berechnet nach Penning sowie Gehring und Graw	33
Tabelle 6: Mittelwert und Standardabweichung aller Offsetwerte aus der Röntgenanalyse	34

Verzeichnis der Abbildungen

Abbildung 1: Position Kopf/Pfanne (aus ²).....	3
Abbildung 2: Das Wardsche Dreieck (aus ³)	4
Abbildung 3: Zirkumduktion im Hüftgelenk (aus ⁴).....	5
Abbildung 4: Belastung des Hüftgelenkes beim langsamen Gang (aus ⁵) ..	6
Abbildung 5: Hüfte, resultierende Kraft (aus ⁷)	7
Abbildung 6: Hüfte, resultierende Kraft mit zusätzlichem Pfeil (aus ¹¹).....	10
Abbildung 7: Messung der femoralen Knochenwerte (aus ¹⁹)	16
Abbildung 8: Häufigkeitsverteilung gemessener Femurlängen (aus ²¹).....	17
Abbildung 9: Korrelation der Messwerte von Femurlänge und Offset. Die senkrechten Linien bezeichnen die Femurlänge für gegenwärtige, mitteleuropäische Populationen. (aus ¹⁹)	19
Abbildung 10: Prinz Charles und Familie (aus ²⁴).....	21
Abbildung 11: Säkulare Akzeleration der Körperhöhe.....	31
Abbildung 12: Whisker-Box-Plots der prä- und postoperativen Werte aller betrachteten Prothesen	34
Abbildung 13: Whisker-Box-Plots der prä- und postoperativen Wert Prothese GAP, Männer und Frauen	35
Abbildung 14: Whisker-Box-Plots der prä- und postoperativen Werte der Prothese CS-Plus (zementiert), Männer und Frauen.....	36
Abbildung 15: Whisker-Box-Plots der prä- und postoperativen Werte der Prothese Zweymüller, Männer und Frauen	36
Abbildung 16: Whisker-Box-Plots der prä- und postoperativen Werte der Prothese Zweymüller, nur Männer.....	37
Abbildung 17: Whisker-Box-Plots der prä- und postoperativen Werte der Prothese Zweymüller, nur Frauen	38
Abbildung 18: Vergleich des Femoralen Offsets einiger kommerzieller zementfreier Prothesen (grün: lateralisiert) mit den Messungen an 1.500 Leichenknochen.....	40
Abbildung 19: Vergleich des Femoralen Offsets einiger kommerzieller zementierter Prothesen (grün: lateralisiert) mit den Messungen an 1.500 Leichenknochen.....	41
Abbildung 20: Körperhöhe von Rekruten der Bundeswehr (aus ³⁵).....	44

Quellenverzeichnis

- ¹ Wikipedia (2007) Endoprothese. URL: <http://de.wikipedia.org/wiki/Endoprothese>, 20.6.2007
- ² Kapandji IA (2001) Funktionelle Anatomie der Gelenke, Band 2: Untere Extremitäten. Hippokrates Verlag, Stuttgart: S. 19
- ³ R. Bertolini (1995) Sytematische Anatomie des Menschen. Ullstein Mosby, Berlin Wiesbaden: S. 19
- ⁴ Kapandji IA (2001) Funktionelle Anatomie der Gelenke, Band 2: Untere Extremitäten. Hippokrates Verlag, Stuttgart: S. 15
- ⁵ Brinckmann P, Frobin W, Leivseth G (2000) Orthopädische Biomechanik. Thieme Verlag, Stuttgart New York: S. 75
- ⁶ Pauwels F (1973) Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte. Prinzipien, Technik und Resultate einer kausalen Therapie. Springer, Berlin Heidelberg New York
- ⁷ Kapandji IA (2001) Funktionelle Anatomie der Gelenke, Band 2: Untere Extremitäten. Hippokrates Verlag, Stuttgart: S. 19
- ⁸ Wolff J (1991) Das Gesetz der Transformation der Knochen (Reprint). Schattauer Verlag, Stuttgart
- ⁹ Brinckmann B, Frobin W, Leivseth G (2000) Orthopädische Biomechanik. Thieme Verlag, Stuttgart New York: S. 80
- ¹⁰ Bergmann G, Graichen F, Rohmann A (2004) Hip joint contact forces during stumbling. Langenbecks Arch Surg 389: 53-9
- ¹¹ Kapandji IA (2001) Funktionelle Anatomie der Gelenke, Band 2: Untere Extremitäten. Hippokrates Verlag, Stuttgart: S. 19
- ¹² Jerosch J, Funken S (2004) Veränderungen des Offsets nach Implantation von Hüftalloarthroplastiken. Unfallchirurg 107: 475-82
- ¹³ Ebied A, Hoad-Reddick DA, Raut V (2005) Medium-term results of the Charnley low-offset femoral stem. J Bone Joint Surg Br 87: 916-20
- ¹⁴ Sakalkale DP, Sharkey PF, Eng K, Hozack WJ, Rothman RH (2001) Effect of femoral component offset on polyethylene wear in total hip arthroplasty. Clin Orthop Relat Res 388: 125-34
- ¹⁵ Fackler CD, Poss R (1980) Dislocation in total hip arthroplasties. Clin Orthop Relat Res 151: 169-78
- ¹⁶ Sakai T, Sugano N, Ohzono K, Nishii T, Haraguchi K, Yoshikawa H (2002) Femoral anteversion, femoral offset, and abductor lever arm after total hip arthroplasty using a modular femoral neck system. J Orthop Sci 1: 62-7
- ¹⁷ McGrory B, Morrey BF, Cahalan TD, An KN, Cabanela ME (1995) Effect of femoral offst on range of motion and abductor strength after total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Br 77: 865-9
- ¹⁸ Trotter M, Gleser GC (1952) Estimation of Stature from Long Bones of American Whites and Negroes. Am J Phys Anthropol 10: 463-514
- ¹⁹ Plath J, Säverin R, Kadzioch C, Hesse H, Johnson M, Mach J. (1998) Femoral Offset Range. Representative values for current populations derived from 1500 anthropological figures, unveröffentlichte Befunde
- ²⁰ Sachs L (1984) Angewandte Statistik. Springer, Berlin Heidelberg New York, aus¹⁹
- ²¹ Plath J (2004) Experimetelle Validierung des femoralen Offsets. In: Neumann HW Ascherl R (Hrsg) Ersatz der großen Gelenke – klinische und technische Aspekte.

- Buchreihe für Orthopädie und orthopädische Grenzgebiete, Band 19. Medizinische Literarische Verlagsgesellschaft mbH, Uelzen: S. 52-68
- ²² Noble PC "Biomechanical advances in total hip replacement". In: Niwa S, Perren SM, Harriot T (1992) "Biomechanics in Orthopaedics", Springer, Berlin, New York, Tokyo, aus ¹⁹
 - ²³ Fuku H (1994) Cementless hip prosthesis design: A basic study and analysis of the proximal femur in normal Japanese people. Nippon Seikeigeka Gakkai Zasshi 68: 763-73 (Japanese)
 - ²⁴ Berliner Morgenpost (2005) Hochzeitsphoto von Prince Charles und Camilla. URL: http://morgenpost.berlin1.de/images/2005/12/21/aus_aller_welt/111268_normal.jpg, 20.6.2007
 - ²⁵ Koch EW (1935) Über die Veränderungen menschlichen Wachstums im ersten Drittel des 20. Jahrhunderts. Med. Wschr. 32, aus ³³
 - ²⁶ Knußmann R (1996) Vergleichend Biologie des Menschen. Lehrbuch der Anthropologie und Humangenetik. Fischer, Stuttgart: S. 205
 - ²⁷ Rada H (1969) Zur Akzeleration und Milieuabhängigkeit frühkindlicher Entwicklungstermine. Dissertation Universität Rostock
 - ²⁸ Reißig M (1985) Körperliche Entwicklung und Akzeleration Jugendlicher. Verlag Volk und Gesundheit, Berlin: S. 9-25
 - ²⁹ Eveleth PB, Tanner JM (1990) Worldwide Variation in Human Growth. University Press, Cambridge: S. 204-7
 - ³⁰ Knußmann R (1996) Vergleichend Biologie des Menschen. Lehrbuch der Anthropologie und Humangenetik. Fischer, Stuttgart, S. 56
 - ³¹ Lenz W (1943) Wandlungen des menschlichen Wachstums in der Gegenwart. Dissertation Greifswald. In: Z Mensch Vererb Konstitutionsl 27: 543-78
 - ³² Wurm H (1982) Über die Schwankungen der durchschnittlichen Körperhöhe im Verlauf der deutschen Geschichte und die Einflüsse des Eiweißanteils der Kost. Homo 33: 21-42
 - ³³ Sälzler A (1967) "Ursachen und Erscheinungsformen der Akzeleration", VEB Verlag Volk und Gesundheit, Berlin, S. 11-40
 - ³⁴ Jaeger U, Bruchhaus H, Finke L, Kromeyer-Hauschild K, Zellner K (1998) Säkularer Trend bei der Körperhöhe seit dem Neolithikum. Anthropol Anz. 56:117-30
 - ³⁵ Beiträge zur Wehrmedizinallstatistik (2006), Herausgeber: Bundesministerium für Verteidigung, Bearbeitung: Institut für Wehrmedizinallstatistik und Berichtswesen, Heft 66, 78, 93, 104 sowie Auskunft der Abteilung III Wehrmedizinallstatistik
 - ³⁶ Beiträge zur Wehrmedizinallstatistik (2006), Herausgeber: Bundesministerium für Verteidigung, Bearbeitung: Institut für Wehrmedizinallstatistik und Berichtswesen, Heft 104
 - ³⁷ Harbeck R (1960) Die Körpergröße 20jähriger Männer. Wehrdienst Gesundheit 1:308-45
 - ³⁸ Schwiening H (1913) Rekrutierungsstatistik. In: Bischoff H, Hoffmann W, Schwiening H (Hrsg) Lehrbuch der Militärhygiene, Band V. Springer, Berlin, aus ³⁷
 - ³⁹ Schjerning O (1910) Sanitätsstatische Betrachtungen über Volk und Heer. Hirschwald, Berlin, aus ³⁷
 - ⁴⁰ Müller H (1940) Musterungsstatistik. In Burgdörfer (Hrsg) Die Statistik in Deutschland nach ihrem heutigen Stand. Schmidt, Berlin, aus ³⁷
 - ⁴¹ Komlos J (1985) Stature and nutrition in the Habsburg Monarchy: the standard of living and economic development in the eighteenth century. Am Hist Rev 90: 1149-61

- ⁴² Gehring KD, Graw M (2001) Determining body height by the femur and femoral fragments. Arch Kriminol. 207:170-80
- ⁴³ Penning R (2006) Rechtsmedizin systematisch, 2te Auflage. UNI_MED, Bremen, S.35, Tab.1.4
- ⁴⁴ Yamaguchi T, Naito M, Asayama I, Ishiko T (2004) Total hip arthroplasty: the relationship between posterolateral reconstruction, abductor muscle strength, and femoral offset. J Orthop Surg (Hong Kong) 12:164-7
- ⁴⁵ Charnley J (1979) Low friction arthroplasty of the hip. Springer, Berlin Heidelberg New York, S.332-44
- ⁴⁶ Attila B, Oznur, Cagla OA, Tokgozoglu M, Alpaslan M (2007) Osteometry of the femora in turkish individuals: a morphometric study in 114 cadaveric femora as an anatomical basis of femoral component design. Acta Orthop Traumatol Turc 41, S. 64-8 (abstract)
- ⁴⁷ Kromeyer-Hauschild K, Jaeger U (2000) Growth studies in Jena, Germany: Changes in sitting height, biacromial and bicristal breadth in the past decenniums. Am J Hum Biol 12:646-654
- ⁴⁸ Komlos J, Tanner JM, Davies PS, Cole T (1992) The growth of boys in the Stuttgart Carlschule, 1771-93. Ann Hum Biol 19:139-52
- ⁴⁹ Jürgens HW, Pieper U (1982) Anthropometrisches Bewertungssystem; Auftragsstudie des Bundesamt für Wehrtechnik und Beschaffung. Bundesamt für Wehrtechnik und Beschaffung, Kiel
- ⁵⁰ Jaeger U, Zellner K, Kromeyer-Hauschild K (1990) Results of the anthropologic studies of school children in Jena between 1880 and 1985. Anthropol Anz 48:239-45
- ⁵¹ Kenntner G (1992) Wachstumsbeschleunigung und Körpergröße des Menschen im 20. Jahrhundert; industrieanthropologische, medizinische und pädagogische Konsequenzen. Universität Karlsruhe, Fridericiana Heft 46: 45-54
- ⁵² Komlos J (2005) Körpergröße und Wohlstand. Spektrum der Wissenschaft (September), S. 92-3
- ⁵³ Penning R (1999) Rechtsmedizin systematisch. UNI-MED Verlag, Bremen, S. 35
- ⁵⁴ Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A (1995) Is staircase walking a risk factor for the fixation of hip implants? J Biomech 28:535-53
- ⁵⁵ Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A, Linke H (1997) Hip joint forces during load carrying. Clin Orthop Relat Res 335:190-201
- ⁵⁶ Herberts P, Malchau H (2000) Long-term registration has improved the quality of hip replacement: a review of the Swedish THR Register comparing 160,000 cases. Acta Orthop Scand 71:111-21
- ⁵⁷ Huiskes R (1993) Failed innovations in total hip replacements. Acta Orthop Scand 64:699-716 (Review)
- ⁵⁸ Sundfeldt M, Carlsson LV, Johansson CB, Thomsen P, Gretzer C (2006) Aseptic loosening, not only a question of wear. Acta Orthop 77:177-97 (Review)
- ⁵⁹ B.S. Ramamurti, T.E. Orr, C.R. Bragdon, J.D. Lowenstein, M. Jasty, W.H. Harris "Factors influencing stability at the interface between a porous surface and cancellous bone: a finite element analysis of a canine in vivo micromotion experiment", J. Biomed. Mater. Res. 36 (1997) S. 274-280
- ⁶⁰ Glyn-Jones S, Polgar K, Hicks J, Murray DW, Gills HS (2006) RSA-measured inducible micromotion and interface modeling with finite element methods. Clin Orthop Relat Res 448:98-104
- ⁶¹ Malchau H, Herberts P, Garellick G, Söserman P, Eisler T (2002) Prognose der Hüft-Totalendoprothese. Abstracts des 67. Annual Meeting der American Academy of Orthopaedics Surgeons, 13.- 17. Februar, Dallas USA, S. 5

- ⁶² Malchau H, Herberts P (1998) Prognose der totalen Hüftarthroplastik. Abstracts des 65. Annual Meeting der American Academy of Orthopaedics Surgeons, 19.- 23. März , New Orleans, S.6
- ⁶³ Malchau H, Herberts P (1998) Prognose der totalen Hüftarthroplastik. Abstracts des 65. Annual Meeting der American Academy of Orthopaedics Surgeons, 19.- 23. März , New Orleans, S.9

Literaturverzeichnis

Attila B, Oznur, Cagla OA, Tokgozoglu M, Alpaslan M (2007) Osteometry of the femora in turkish individuals: a morphometric study in 114 cadaveric femora a san anatomis basis of femoral component design. Acta Orthop Traumatol Turc 41: 64-8 (abstract)

Beiträge zur Wehrmedizinalstatistik (2006), Herausgeber: Bundesministerium für Verteidigung, Bearbeitung: Institut für Wehrmedizinalstatistik und Berichtswesen, Heft 66, 78, 93, 104 sowie Auskunft der Abteilung III Wehrmedizinalstatistik

Beiträge zur Wehrmedizinalstatistik (2006), Herausgeber: Bundesministerium für Verteidigung, Bearbeitung: Institut für Wehrmedizinalstatistik und Berichtswesen, Heft 104

Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A (1995) Is staircase walking a risk fort he fixation of hip implants? J Biomech 28: 535-53

Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A, Linke H (1997) Hip joint forces during load carrying. Clin Orthop Relat Res 335: 190-201

Bergmann G, Graichen F, Rohmann A (2004) Hip joint contact forces during stumbling. Langenbecks Arch Surg 389: 53-9

Berliner Morgenpost (2005) Hochzeitsphoto von Prince Charles und Camilla. URL: http://morgenpost.berlin1.de/images/2005/12/21/aus_aller_welt/111268_normal.jpg, 20.6.2007

R. Bertolini (1995) Sytematische Anatomie des Menschen. Ullstein Mosby, Berlin Wiesbaden: S. 19

Brinckmann P, Frobin W, Leivseth G (2000) Orthopädische Biomechanik. Thieme Verlag, Stuttgart New York: S. 75

Charnley J (1979) Low friction arthroplasty of the hip. Springer, Berlin Heidelberg New York, S.332-44

Ebied A, Hoad-Reddick DA, Raut V (2005) Medium-term results of the Charnley low-offset femoral stem. J Bone Joint Surg Br 87:916-20

Eveleth PB, Tanner JM (1990) Worldwide Variation in Human Growth. University Press, Cambridge

Fackler CD, Poss R (1980) Dislocation in total hip arthroplasties. Clin Orthop Relat Res 151: 169-78

Fuku H (1994) Cementless hip prothesis design: A basic study and analysis of the proximal femur in normal Japanese people. Nippon Seikeigeka Gakkai Zasshi 68: 763-73

Gehring KD, Graw M (2001) Determining body height by the femur and femoral fragments. Arch Kriminol. 207: 170-80

Glyn-Jones S, Polgar K, Hicks J, Murray DW, Gills HS (2006) RSA-measured inducible micromotion and interface modeling with finite element methods. Clin Orthop Relat Res 448: 98-104

Harbeck R (1960) Die Körpergröße 20jähriger Männer. Wehrdienst Gesundheit 1: 308-45

Herberts P, Malchau H (2000) Long-term registration has improved the quality of hip replacement: a review of the Swedish THR Register comparing 160,000 cases. Acta Orthop Scand 71: 111-21

Huiskes R (1993) Failed innovations in total hip replacements. Acta Orthop Scand 64: 699-716 (Review)

Jaeger U, Zellner K, Kromeyer-Hausschild K (1990) Results of the anthropologic studies of school children in Jena between 1880 and 1985. Anthropol Anz 48: 239-45

Jaeger U, Bruchhaus H, Finke L, Kromeyer-Hauschild K, Zellner K (1998) Säkularer Trend bei der Körperhöhe seit dem Neolithikum. Anthropol Anz. 56: 117-30

- Jerosch J, Funken S (2004) Veränderungen des Offsets nach Implantation von Hüftalloarthroplastiken. Unfallchirurg 107: 475-82
- Jürgens HW, Pieper U (1982) Anthropometrisches Bewertungssystem; Auftragsstudie des Bundesamt für Wehrtechnik und Beschaffung. Bundesamt für Wehrtechnik und Beschaffung, Kiel
- Kapandji IA (2001) Funktionelle Anatomie der Gelenke, Band 2: Untere Extremitäten. Hippokrates Verlag, Stuttgart
- Kenntner G (1992) Wachstumsbeschleunigung und Körpergröße des Menschen im 20. Jahrhundert; industrieanthropologische, medizinische und pädagogische Konsequenzen. Universität Karlsruhe, Fridericiana Heft 46: 45-54
- Koch EW (1935) Über die Veränderungen menschlichen Wachstums im ersten Drittel des 20. Jahrhunderts. J.A. Barth, Leipzig
- Knußmann R (1996) Vergleichend Biologie des Menschen. Lehrbuch der Anthropologie und Humangenetik. Fischer, Stuttgart
- Komlos J (1985) Stature and nutrition in the Habsburg Monarchy: the standard of living and economic development in the eighteenth century. Am Hist Rev 90: 1149-61
- Komlos J, Tanner JM, Davies PS, Cole T (1992) The growth of boys in the Stuttgart Carlschule, 1771-93. Ann Hum Biol 19: 139-52
- Komlos J (2005) Körpergröße und Wohlstand. Spektrum der Wissenschaft (September). S. 92-3
- Kromeyer-Hauschild K, Jaeger U (2000) Growth studies in Jena, Germany: Changes in sitting height, biacromial and bicristal breadth in the past decenniums. Am J Hum Biol 12: 646-654
- Lenz W (1943) Wandlungen des menschlichen Wachstums in der Gegenwart. Dissertation Greifswald. In: Z Mensch Vererb Konstitutionsl 27: 543-78
- Lenz W, Kellner H (1965) Die körperliche Akzeleration, Juventa Verlag, München
- Malchau H, Herberts P (1998) Prognose der totalen Hüftarthroplastik. Abstracts des 65. Annual Meeting der American Academy of Orhtopaedics Surgeons, 19.- 23. März , New Orleans
- Malchau H, Herberts P, Garellick G, Söserman P, Eisler T (2002) Prognose der Hüft-Totalendoprothese. Abstracts des 67. Annual Meeting der American Academy of Orthopaedics Surgeons, 13.- 17. Februar, Dallas USA
- McGrory B, Morrey BF, Cahalan TD, An KN, Cabanela ME (1995) Effect of femoral offst on range of motion and abductor strength after total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Br 77: 865-9
- Müller H (1940) Musterungsstatistik. In Burgdörfer (Hrsg) Die Statistik in Deutschland nach ihrem heutigen Stand. Schmidt, Berlin
- Noble PC "Biomechanical advances in total hip replacement". In: Niwa S, Perren SM, Harriot T (1992) "Biomechanics in Orthopaedics", Springer, Berlin, New York, Tokyo
- Plath J, Säverin R, Kadzioch C, Hesse H, Johnson M, Mach J. (1998) Femoral Offset Range. Representative values for current populations derived from 1500 anthropological figures, unveröffentlichte Befunde
- Plath J (2004) Experimentelle Validierung des femoralen Offsets. In: Neumann HW Ascherl R (Hrsg) Ersatz der großen Gelenke – klinische und technische Aspekte. Buchreihe für Orthopädie und orthopädische Grenzgebiete, Band 19. Medizinische Literarische Verlagsgesellschaft mbH, Uelzen: S. 52-68
- Penning R (2006) Rechtsmedizin systematisch, 2te Auflage. UNI_MED, Bremen
- Rada H (1969) Zur Akzeleration und Milieuabhängigkeit frühkindlicher Entwicklungstermine. Dissertation Universität Rostock
- Ramamurti BS, Orr TE, Bragdon CR, Lowenstein JD, Jasty M, Harris WH (1997) Factors influencing stability at the interface between a porous surface and cancellous bone: a

- finite element analysis of a canine in vivo micromotion experiment. J Biomed Mater Res 36: 274-80
- Reißig M (1985) Körperliche Entwicklung und Akzeleration Jugendlicher. Verlag Volk und Gesundheit, Berlin
- Sachs L (1984) "Angewandte Statistik", Springer, Berlin Heidelberg New York
- Sakai T, Sugano N, Ohzono K, Nishii T, Haraguchi K, Yoshikawa H (2002) Femoral anteversion, femoral offset, and abductor lever arm after total hip arthroplasty using a modular femoral neck system. J Orthop Sci 1: 62-7
- Sakalkale DP, Sharkey PF, Eng K, Hozack WJ, Rothman RH (2001) Effect of femoral component offset on polyethylene wear in total hip arthroplasty. Clin Orthop Relat Res 388: 125-34
- Sälzler A (1967) "Ursachen und Erscheinungsformen der Akzeleration", VEB Verlag Volk und Gesundheit, Berlin
- Schwiening H (1913) Rekrutierungsstatistik. In: Bischoff H, Hoffmann W, Schwiening H (Hrsg) Lehrbuch der Militärhygiene, Band V. Springer, Berlin
- Schjerning O (1910) Sanitätsstatistische Betrachtungen über Volk und Heer. Hirschwald, Berlin
- Sundfeldt M, Carlsson LV, Johansson CB, Thomsen P, Gretzer C (2006) Aseptic loosening, not only a question of wear. Acta Orthop 77: 177-97 (Review)
- Trotter M, Gleser GC (1952) Estimation of Stature from Long Bones of American Whites and Negroes. Am J Phys Anthropol 10: 463-514
- Wolff J (1991) Das Gesetz der Transformation der Knochen (Reprint). Schattauer Verlag, Stuttgart
- Wurm H (1982) Über die Schwankungen der durchschnittlichen Körperhöhe im Verlauf der deutschen Geschichte und die Einflüsse des Eiweißanteils der Kost. Homo 33: 21-42
- Yamaguchi T, Naito M, Asayama I, Ishiko T (2004) Total hip arthroplasty: the relationship between posterolateral reconstruction, abductor muscle strength, and femoral offset. J Orthop Surg (Hong Kong) 12: 164-7
- Wikipedia (2007) Endoprothese. URL: <http://de.wikipedia.org/wiki/Endoprothese>, 20.6.2007

Wertetabellen Röntgenanalyse

GAP-Schaft, Firma Alphanorm, zementfrei

Nr.	Offset präoperativ (mm)	Offset postoperativ (mm)	Geschlecht
1	36,8	37,8	w
2	41,7	37,8	w
3	22,8	38,7	w
4	39,6	35,2	w
5	39,0	33,9	w
6	31,9	42,2	w
7	41,5	38,3	w
8	36,7	33,9	w
9	45,2	39,6	w
10	35,7	36,1	w
11	34,0	37,8	w
12	37,1	37,8	w
13	38,7	38,7	w
14	40,3	37,8	w
15	40,0	36,1	w
16	34,2	37,8	w
17	38,2	33,9	w
18	34,1	37,4	w
19	43,1	37,8	w
20	38,3	38,3	w
21	42,6	33,9	w
22	35,0	38,3	w
23	41,3	37,8	w
24	39,4	34,3	w
25	50,2	33,9	w
26	44,1	36,1	w
27	44,2	38,3	w
28	51,8	37,8	w
29	37,0	37,8	w
30	36,0	35,6	w
31	38,5	35,6	w
32	37,4	38,3	w
33	39,6	37,8	w
34	32,9	42,6	w
35	41,6	42,6	w
36	38,1	35,2	w
37	33,5	38,3	w
38	40,7	37,4	w
39	34,7	42,2	w
40	33,7	38,3	w
41	45,4	37,8	m
42	40,5	36,5	m
43	39,9	36,5	m
44	49,4	39,6	m
45	45,4	36,1	m
46	37,2	40,4	m
47	53,6	40,0	m

Nr.	Offset präoperativ (mm)	Offset postoperativ (mm)	Geschlecht
48	40,6	36,5	m
49	37,2	36,1	m
50	50,3	39,6	m
51	44,9	35,2	m
52	51,3	36,5	m
53	54,0	40,0	m

Mittelwert (w)	38,5	37,5
Standardabweichung (w)	5,04	2,31
Mittelwert (m)	45,4	37,8
Standardabweichung (m)	5,97	1,88

CS-Schaft, Firma Plus Endoprothetik, zementiert

Nr.	Offset präoperativ (mm)	Offset postoperativ (mm)	Geschlecht
1	38,8	41,7	w
2	45,0	41,2	w
3	32,5	39,9	w
4	43,0	40,4	w
5	48,0	38,7	w
6	42,9	38,7	w
7	39,3	42,4	w
8	51,0	37,5	w
9	44,6	43,7	w
10	49,2	43,7	w
11	43,2	37,5	w
12	47,8	41,2	w
13	48,5	41,1	w
14	45,9	42,4	w
15	42,4	42,4	w
16	49,4	37,5	w
17	42,7	41,2	w
18	36,7	43,7	w
19	38,9	45,1	w
20	44,9	41,2	w
21	34,1	43,7	w
22	46,4	41,2	w
23	61,0	42,6	w
24	34,7	42,4	w
25	37,3	40,1	w
26	44,3	41,2	w
27	42,5	45,1	w
28	47,3	49,9	w
29	46,9	38,7	w
30	41,5	39,2	w
31	47,4	47,4	w
32	35,9	45,1	w
33	40,7	36,7	w
34	41,4	39,2	w
35	45,7	48,8	w
36	51,7	46,1	w
37	45,3	43,7	w
38	42,1	43,7	w
39	39,1	42,6	w
40	43,7	43,7	w
41	45,1	49,9	w
42	41,8	38,7	w
43	41,8	40,1	w
44	50,9	40,1	w
45	36,9	40,1	w
46	42,1	41,2	w
47	45,5	41,2	w
48	44,6	42,4	w
49	33,9	45,5	w

Nr.	Offset präoperativ (mm)	Offset postoperativ (mm)	Geschlecht
1	38,8	41,7	w
50	46,4	39,9	w
51	47,8	44,9	w
52	46,2	43,7	w
53	38,6	46,3	w
54	36,2	47,4	w
55	40,3	41,2	w
56	56,5	42,4	m
57	34,6	43,7	m
58	49,2	46,3	m
59	47,1	42,4	m
60	46,7	41,7	m
61	45,0	42,4	m
62	49,3	44,9	m
63	44,4	47,4	m
64	51,3	41,1	m
65	40,8	42,4	m
66	44,2	42,4	m
67	46,4	48,6	m
68	39,0	43,6	m

Mittelwert (w)	43,8	42,5
Standardabweichung (w)	5,76	3,12
Mittelwert (m)	45,2	43,8
Standardabweichung (m)	3,83	2,62

Zweymüller SL-Schaft, Firma Plus Endoprothetik, zementfrei

Nr.	Offset präoperativ (mm)	Offset postoperativ (mm)	Geschlecht
1	37,9	41,3	w
2	38,5	33,9	w
3	36,7	38,3	w
4	42,2	35,2	w
5	46,7	34,8	w
6	34,3	41,3	w
7	33,8	33,5	w
8	37,3	41,3	w
9	39,1	38,3	w
10	27,2	32,6	w
11	41,3	43,9	w
12	42,2	41,3	w
13	43,3	35,2	w
14	39,5	35,7	w
15	38,4	44,3	w
16	36,3	40,0	w
17	31,6	34,8	w
18	39,3	43,9	w
19	46,3	37,8	w
20	43,3	34,8	w
21	44,3	40,0	w
22	34,5	37,0	w
23	29,7	47,4	w
24	32,0	35,2	w
25	38,7	41,3	m
26	47,8	40,9	m
27	51,3	47,0	m
28	44,3	43,0	m
29	48,2	42,6	m
30	42,2	35,7	m
31	42,4	37,0	m
32	42,0	50,0	m
33	47,4	44,8	m
34	54,7	42,2	m
35	56,8	42,6	m
36	48,5	37,8	m
37	40,5	38,3	m
38	47,4	43,0	m
39	47,0	39,6	m
40	43,1	43,9	m
41	43,3	45,2	m
42	49,4	39,6	m
43	63,2	43,5	m
44	51,3	45,2	m
45	38,0	37,0	m
46	43,7	38,7	m
47	40,0	45,2	m
48	55,7	40,9	m
49	45,2	42,6	m

Nr.	Offset präoperativ (mm)	Offset postoperativ (mm)	Geschlecht
1	37,9	41,3	w
50	38,3	42,6	m
51	39,7	38,3	m
52	39,5	36,5	m
53	50,1	39,6	m
54	44,1	40,9	m
55	61,0	43,9	m
56	38,0	42,2	m
57	59,7	40,9	m
58	48,4	41,3	m
59	40,5	37,8	m
60	51,0	33,9	m
61	38,0	45,6	m
62	34,2	39,6	m
63	48,6	42,6	m
64	36,9	35,2	m
65	42,0	38,3	m
66	39,3	41,3	m
67	45,4	37,8	m

Mittelwert (w)	38,2	38,4
Standardabweichung (w)	5,12	4,02
Mittelwert (m)	45,7	41,1
Standardabweichung (m)	6,85	3,39

Wertetabelle Endoprothesensysteme

Firma	Typ	Winkel	Femoraler Offset min.	Femoraler Offset max.
Zimmer	CLS Spotorno	145	32,8	47,8
		135	35,1	51,9
		125	37,5	55,7
	Alloclassic Zweymüller	131	32,75	50,26
		121	39	56,51
	Original M.E. Müller	135	35,18	41,72
	Original M.E. Müller lateralisiert	135	43,24	49,96
	Optan		34	45,2
	Optan zementiert		36,1	44,5
	Metablock	131 135,5	39,2	49,1
	MS 30	130 134	37,67	42,28
	Lateral	130 134	42,19	47,35
	M/L Taper		35	45
	M/L Taper Extended Offset		40	50
Smith&Nephew	Spectron EF		35	51
	Synergy		36	43
	Synergy High Offset		42	51
	Spartakus		30	45,5
Corin Germany	ALPHA Cera Fit		43	49
	ALPHA Fit		42,5	50,5
	ALPHA Zementschaft		44	49
	Müller Geradschaft		34	
	Müller Geradschaft Lateralisiert		41,6	
DePuy	Taper Fit		36	45
	ENDURANCE		39	50
	Geradschaft Autobloquante		43,6	50,1
	Geradschaft Autobloquante Lateralisiert		35,1	41,7
	Thompson	141	42,1	
	Eurometric	132	34,2	52
	Vision2000	135	40	45
		125	40	43
	Future Hip	135	36,5	52
	Corail AMT STD		38,2	45,6
	Corail AMT Coxa Vara		45,6	50,6
	Corail AMT High Offset		45,6	50,6
	G2		29,6	43,3
	G2 Lateralisiert		32,6	50,3

Anhang

Thesen

Durch die Implantation einer Hüftendoprothese wird der Femorale Offset (der Abstand zwischen Hüftkopfdrehzentrum und Femurschaftachse) verändert und es wird ein endoprothesenspezifischer Femoraler Offset generiert.

Durch den Einbau von Hüftendoprothesen kommt es bei Männern häufig zu einer Verkleinerung des Femoralen Offsets. Dadurch steigen die Belastung des Hüftgelenkes und das Versagensrisiko.

Die säkulare Akzeleration hat in den letzten 10 Jahren nicht weiter zugenommen.

Durch die säkulare Akzeleration ist es zu einem durchschnittlichen Körpergrößenwachstum von über 10 cm gekommen.

Diese größere Körperhöhe bedingt einen größeren Femoralen Offset, da Körperhöhe und Maße des Oberschenkelknochens zusammenhängen. Er vergrößert sich.

Heutige kommerzielle Prothesen berücksichtigen den durch die Akzeleration verursachten Anstieg des Femoralen Offsets noch nicht. Für die größeren Männer, die jetzt heranwachsen, könnten dadurch verursachte Probleme also noch ansteigen.

Lebenslauf

Name:	Haar
Vorname:	Patrick
Geburtsdatum/- ort:	16.02.1972 in Osnabrück
Anschrift:	Margaretenstr.59a 18057 Rostock
Familienstand:	verheiratet
Kinder:	1 Tochter
Staatsangehörigkeit:	deutsch

Schulische Ausbildung:

1978- 1982	Grundschule Mitte, Oberursel
1982- 1988	Bischof Neumann Schule (Gymnasium), Königstein
1988- 1991	Carl- Duisberg Gymnasium, Wuppertal

Wehrersatzdienst:

1991- 1992	Wehrersatzdienst und Pflegehelfer am Universitätsklinikum in Düsseldorf
------------	--

Studium:

1992- 1999	Studium der Medizin an der Universität Rostock
23.11.1999	Dritter Abschnitt der ärztlichen Prüfung

Beruf:

02.2000- 07.2001	Arzt im Praktikum, Orthopädische Universitätsklinik Rostock
09.2001- 04.2002	Assistenzarzt, Orthopädische Universitätsklinik Rostock
05.2002- 09.2004	Assistenzarzt, Abteilung für Unfall- und Wieder- herstellungschirurgie der Chirurgischen Universitätsklinik Rostock
09.2004- 04.2005	Assistenzarzt, Chirurgische Intensivstation der Chirurgischen Universitätsklinik Rostock
Seit 01.05.2005	Assistenzarzt, Abteilung für Unfall- und Wieder- erstellungschirurgie der Chirurgischen Universitätsklinik Rostock

Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass diese Dissertation von mir selbständig, ohne unzulässige Hilfe Dritter verfasst wurde. Sie enthält auch in Teilen keine Kopien anderer Arbeiten. Die benutzten Hilfsmittel sowie die Literatur habe ich vollständig angegeben.

Juli 2007

Patrick Haar

Danksagungen

In erster Linie möchte ich mich bei meinem Betreuer Herrn Prof. h. c. Dr. med. J. Plath bedanken, für die Überlassung des Themas und die intensive und unermüdliche Unterstützung bei der Ausfertigung dieser Arbeit.

Mein besonderer Dank gilt auch Herrn Prof. Dr. med. Th. Mittlmeier für sein besonderes Interesse am Fortgang der Arbeit.

Ebenfalls bedanken möchte ich mich bei dem Institut für Wehrmedizinalstatistik sowie bei den Endoprothesenfirma DePuy, Corin Germany, Smith & Nephew und Zimmer für die großzügige Überlassung von Daten und Veröffentlichungen.