

Aus dem Charité Centrum 9
Klinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie
Klinik für Orthopädie
Charité Campus Mitte
Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. Dr. h.c. Norbert P. Haas

Habilitationsschrift

Lokalisation und Orientierung des Hüftgelenkzentrums: Rekonstruktion des nativen Rotationszentrums in der Primär- und Revisionsendoprothetik

Zur Erlangung der Lehrbefähigung für das Fach Orthopädie und Unfallchirurgie

Vorgelegt dem Fakultätsrat der Medizinischen Fakultät
Charité-Universitätsmedizin Berlin

von

Dr. med. Stephan Tohtz
geboren am 03. Juni 1968
in Lübz

Eingereicht: November 2010

Dekanin: Frau Prof. Dr. med. A. Grüters-Kieslich

- 1. Gutachter: Herr Prof. Dr. med. K.-P. Günther**
- 2. Gutachter: Frau Prof. Dr. med. A. Meurer**

Zusammenfassung

Es werden sowohl alters- als auch geschlechterspezifische Parameter des Beckens dargestellt, die zum Teil signifikant differieren. Die azetabuläre als auch koxale femorale Orientierung und Lokalisation wird von diesen Einflussgrößen als auch vom funktionellen Sagittalprofil bestimmt. In der Primärendoprothetik werden diese Unterschiede weitestgehend vernachlässigt aufgrund des hohen Freiheitsgrades der möglichen ROM der Prothese. Die Rekonstruktion der Pfannenneigung in der Frontalebene ist in der überwiegenden Mehrheit nicht zu gewährleisten, da Stabilitätskriterien, Abriebverhalten und potentielle Impingementsyndrome berücksichtigt werden müssen. Navigationsassistierte Operationsverfahren können bei definierter Zielgröße die Streubreite der Hüftpfannenpositionierung reduzieren, einem funktionellen Ansatz wird diese Methodik bei unterschiedlichen Sagittalorientierungen des Beckens nicht gerecht.

Die Implantation des femoralen Ersatzes sollte adjustiert zum azetabulären Ersatz erfolgen. Diese Forderung kann nicht für alle anatomischen Varianten und alle Prothesenmodelle erfüllt werden. Femoral ist die achsgerechte Positionierung und Antetorsionsstellung mit Auswirkung auf das femorale Drehzentrum des Implantates durch manuelle Markraumreferenzierung erheblich fehlerbehaftet, so dass auch hier ein funktionelles Malalignment intraoperativ nicht detektiert werden kann. Zusätzlich zur rotatorisch justierten Antetorsionsstellung kann sich eine Anteriorverlagerung des femoralen Drehzentrums durch sagittale Schaftmalpositionierungen ergeben und eine funktionelle Antetorsion resultieren, die die Funktion und Hüftkontaktkraft ungünstig beeinflussen.

Fehlerquellen können in der Primär- und Revisionsendoprothetik auch resultieren, wenn eine unzureichende knöcherne Deckung des Implantates, vornehmlich der Pfannenkomponente vorliegt. Dieses Risiko besteht bei einer Veränderung des azetabulären Rotationszentrums, bei der Nutzung überdimensionierter Implantatgrößen und bei größeren azetabulären Pfeilerdefekten resp. pathologischen Orientierungen des Azetabulums. Unter Ausschluss anderer Ursachen ist eine resultierende Impingementsymptomatik für einen Teil der funktionell schlechten Ergebnisse und der schmerzhaften Zustände nach hüftendoprothetischer Versorgung verantwortlich. Die Orientierung des Implantates und somit die Adjustierung des Drehzentrums ist aufgrund modularer Lösungen in der Revision

femoral gut umsetzbar. Azetabulumseitig werden bei Destruktion des originären Hüftzentrums heute auch zunehmend modulare Systeme genutzt, um die Rekonstruktion defektabhängig bei gleichzeitig sicherer Implantatverankerung zu gewährleisten.

Abstract

Both age and sex-specific parameters of the pelvis are represented, which differ partially significant. The acetabular and femoral neck orientation and localization are determined by these measured variables and by the functional pelvic tilt. In primary hip arthroplasty these differences are mostly neglected due to the high degree of freedom of the artificial range of motion. The anatomical reconstruction of the cup inclination and anteversion is not always possible and limited by conditions of stability, wear debris and expected impingement syndromes. Navigation-assisted operation procedures can reduce the spread of the malpositioning of the cup but a functional impact including the pelvic rotation is currently not available.

The implantation of the femoral stem should follow with respect to the orientation of the acetabular component. This demand cannot be performed for all anatomical variants and all prosthetic devices. The accurate femoral stem insertion using the endofemoral canal as a reference and the antetorsion of the implant with effect on the femoral hip center are difficult to control in a bi-plane view, so that a functional malalignment cannot be precisely detected intraoperatively. Additionally to the adjusted rotation of the stem a sagittal tilt may occur with influence on the femoral hip center and resulting functional antetorsion, which affects the function and hip contact force unfavourably.

A dissatisfying outcome in primary and revision arthroplasty can also result, if an insufficient osseous coverage of the implant is present, especially on the acetabular side. This risk exists in pathological orientations of the native acetabular cavity with a change of the rotational center, with the use of oversized implants and with larger acetabular column defects. Excluding other causes a resulting impingement syndrome is responsible for a part of the functional disability and the painful outcome after endoprosthetic treatment. The orientation of the implant and the adjustment of the hip center are accurately reproducible due to modular solutions in the femoral revision. On the acetabular side modular systems are also increasingly used in enlarged deficiencies, to enable the reconstruction of bony defects combined with a safe implant anchorage.

1	Einleitung	7
1.1	Charakteristik.....	7
1.2	Reifung des Hüftgelenkes bis zum Wachstumsabschluss.....	9
1.2.1	Entwicklung des pelvinen Sagittalprofils.....	9
1.2.2	Orientierung des Azetabulums im Reifungsprozess.....	12
1.2.3	Koxale femorale Ausrichtung im Wachstum.....	13
1.3	Wissenschaftliche Fragestellung.....	13
2	Azetabuläre und femorale Orientierung des adulten und endoprothetisch versorgten Hüftgelenkes	17
2.1	Das native Hüftgelenk des Erwachsenen.....	17
2.1.1	Das Azetabulum im Geschlechtervergleich.....	17
2.1.2	Das koxale Femur im Geschlechtervergleich.....	19
2.2	Rekonstruktion beim endoprothetischen Gelenkersatz.....	20
2.2.1	Orientierung der azetabulären Komponente.....	20
2.2.2	Fehlermöglichkeiten der Hüftpfannenpositionierung auf das postoperative outcome.....	22
2.2.3	Torsion und femorales Offset.....	24
2.2.4	Fehlermöglichkeiten der femoralen Rekonstruktion.....	26
2.3	Rekonstruktion in der Revisionsendoprothetik.....	28
2.3.1	Die femorale Revision.....	28
2.3.2	Die azetabuläre Rekonstruktion des originären Hüftzentrums.....	29
2.3.2.1	Verwendung von gestielten Monoblock-Implantaten.....	29
2.3.2.2	Verwendung modularer Implantate.....	31
3	Diskussion	33
4	Zusammenfassung	42
5	Literaturverzeichnis	44

Verzeichnis relevanter Abkürzungen

ASA	Criteria of American Society of Anesthesiologists
APP	anterior pelvic plane
BMI	body mass index
CCD	Centrum-Collum-Diaphysenwinkel
CT	Comutertomographie
HHS	Harris Hip Score
M.	Musculus
Mb.	Morbus
MRT	Magnetresonanztomographie
ROM	Range of motion
TMT	Trabecular Metal Technology
VAS	Visuelle Analog-Skala
z. B.	zum Beispiel
3D	dreidimensional

1 Einleitung

1.1 Charakteristik

Das Hüftgelenk gewährleistet durch seine Form und Dimensionierung große Freiheitsgrade an Beweglichkeit und ein hohes Maß an notwendiger Lastaufnahme.

Die Beweglichkeit ist nach Wachstumsabschluss am größten und reduziert sich mit zunehmendem Lebensalter [11]. Im Alterungsprozess wird die postpubertäre ROM nicht nur durch femoro-azetabuläre Veränderungen und Degenerationen reduziert [130], sondern auch beeinflusst durch Veränderungen des lumbopelvinen Sagittalprofils, muskuläre und ligamentäre Alterationen und Strukturveränderungen und operative Interventionen [72, 115, 116, 128]. Die im Mittel mögliche, summierte range of motion des nativen Gelenkes ist charakterisiert durch ein Extensions-Flexions-Ausmaß von 130 bis 140°, einen Abduktion-Adduktions-Umfang von 70° bis 80° und eine Rotationsfähigkeit von 65° bis zu 110° [3, 107]. Die individuelle Beweglichkeit ist abhängig von der azetabulären Orientierung, die Form des Margo acetabuli [82] und variiert durch Reifungsunterschiede im Wachstumsprozess, die sowohl das Azetabulum als auch die coxale Femurorientierung betreffen können. Die Reifung des Hüftgelenkes ist individuell sehr unterschiedlich, disponierende Einflussfaktoren (genetisch, lokomotorisch) sind zum Teil bekannt, dennoch folgt sie einem definierten Algorithmus mit einer variablen Streuung [150].

Unabhängig von pathologischen Entwicklungsveränderungen ist im Geschlechtervergleich eine reduzierte Flexions- und Innenrotationsfähigkeit beim männlichen Individuum nachzuweisen [129], so dass trotz der individuellen Streubreite der ROM in der Gesamtheit eine geschlechterspezifische Unterscheidung möglich erscheint.

Die Belastung des Hüftgelenkes ist zweifelsohne abhängig vom Körpergewicht, gewichtsassoziierte Adaptationsvorgänge hinsichtlich der Oberfläche bestehen nicht, da die Größe determiniert ist. Darüber hinaus ist die Belastung beeinflusst durch körperliche Aktivität, Muskelkraft und Stellung sowie Form der gelenkbildenden Strukturen [44, 45, 60, 61].

In Deutschland werden jährlich etwa 200.000 primäre hüftendoprothetische Gelenkoperationen durchgeführt, darüber hinaus ca. 40.000 Revisionsoperationen mit Wechsel von Einzelkomponenten oder dem vollständigen Austausch [126].

Trotzdem die Endoprothetik heute eines der erfolgreichsten Verfahren in der Orthopädie darstellt, ist neben der aseptischen Lockerung die Luxation eines der häufigsten Probleme, die nach alloarthroplastischen Ersatz auftreten können [148]. Interessanter Weise ist die Luxationsrate beim weiblichen Geschlecht höher [56, 65, 86, 148], ferner werden bei Frauen häufiger operationsassoziierte Frühkomplikationen beobachtet [119, 120].

Im Rahmen des alloarthroplastischen Gelenkersatzes werden geschlechterabhängige Differenzierungen bedingt durch den hohen Freiheitsgrad an Beweglichkeit bei mechanistischer Betrachtung nicht berücksichtigt.

Azetabulumseitig sind einem derartigen Ansatz folgend, die Orientierung der Hüftpfanne und die resultierende ROM gut untersucht [144], ebenso die Stellung beider Prothesenkomponenten zueinander [145].

Unberücksichtigt bleiben in vorliegenden dreidimensionalen Untersuchungen zur impingementfreien Beweglichkeit in vitro die Aspekte Tribologie und Instabilität des arifizierten Gelenkes in vivo.

Allgemeingültigkeit besteht nach wie vor für die Instabilitätskriterien von Lewinnek mit der Empfehlung für eine luxationssichere Positionierung der Gelenkpfannenkomponente mit maximaler Steubreite von $\pm 10^\circ$ bei einer Inklination von 40° und einer Anteversion von 15° [75]. Auch wenn heute eine dreidimensionale Referenz und ein funktioneller Ansatz für die Beurteilung einer optimierten Pfannenorientierung gefordert werden und berechtigt sind [5], haben die Instabilitätskriterien in der Primär- und Revisionsendoprothetik des Hüftgelenkes weiterhin Bestand.

Bei aktuell verfügbaren Gleitpaarungen ist eine der größten Herausforderungen, eine impingementfreie Positionierung der Komponenten zu erreichen bzw. abriebinduzierte Lockerungen zu vermeiden. Hierzu ist in jedem Fall ein Inklinationswinkel der Pfanne von kleiner als 50° zu wählen [38, 63], wohingegen der Einfluss der Anteversion auf den Gleitpaarungsverschleiß aktuell geringere Berücksichtigung findet. D.h., die Umsetzung eines mechanistischen Ansatzes mit größtmöglicher ROM des artifiziellen Gelenkes ist durch strukturelle und

funktionelle aber auch den operativen Zugangsweg betreffenden Besonderheiten und Gleitpaarungseigenschaften limitiert.

Die individuell unterschiedliche Belastung des Hüftgelenkes spielt im klinischen Alltag der Hüftgelenkprothetik keine wesentliche Rolle, da die verfügbaren Implantate gewichtsunabhängig zugelassen und einsetzbar sind.

In der Wechselsituation des prothetisch versorgten Hüftgelenkes besteht die wesentliche Aufgabe, vorbestehende knöcherne als auch muskuläre Defektsituationen in das Revisionsmanagement einzubeziehen. Besteht auf der femoralen Seite durch die kranio-kaudale Ausdehnung gewissermaßen Reserve für die Implantatfixation und Rekonstruktion sowohl der anatomischen Länge als auch des femoralen Offsets, ist die Rekonstruktion des defizitären Azetabulums limitiert. Gerade bei Destruktion des originären Rotationszentrums, einhergehend mit dem Verlust lasttragender Pfeilerstrukturen und der Kranialisierung der Artikulationsebene ist die Wiederherstellung der anatomischen Gelenkebene herausfordernd und aufgrund des Ausmaßes des Knochenverlustes nicht immer optimal zu gewährleisten. Trotz der Vielzahl entwickelter und verfügbarer Systeme für die Revisionsendoprothetik am Hüftgelenk und den zum Teil innovativen Techniken der Rekonstruktion ist auch die Qualität der Index-Operation weiter im Fokus der Diskussionen. Die Versorgung eines Patienten mit einem artifiziellem Gelenkersatz der Hüfte folgt aktuell einer statischen Betrachtung der Beckengeometrie unter Respektierung von Empfehlungen und gegebener Normen, ein funktioneller Ansatz ist aufgrund der bislang fehlenden Reproduzierbarkeit als Standard in der Breite nicht umsetzbar und ist deshalb nicht gegenwärtig.

1.2 Reifung des Hüftgelenkes bis zum Wachstumsabschluss

1.2.1 Entwicklung des pelvinen Sagittalprofils

Unterschiedliche Parameter werden benutzt, um die Beckenmorphologie am Stehenden zu beschreiben. Diese morphologischen Kenngrößen sind für jedes Individuum spezifisch und unabhängig von der dreidimensionalen Orientierung des Beckens.

In den 80-er Jahren konnte erstmalig eine Einschätzung der sagittalen Orientierung durch Definition des pelvisakralen Winkel erfolgen, der dem Winkel zwischen einer Tangenten am Kreuzbeinplateau und einer Geraden zwischen dem Hüftgelenkzentrum und dem Mittelpunkt des Kreuzbeinplateaus entspricht [24].

Schließlich konnte mit Beschreibung der pelvic incidence [25], welche den komplementären Winkel des pelvisakralen Winkels darstellt, eine Detektierung des pelvinen Lordosewinkels zur Einschätzung der Beckenmorphologie im Raum erfolgen [52]. In einer Studie aus dem Jahr 2003 [53] konnte herausgestellt werden, dass die Reliabilität für alle drei Messmethoden ähnlich ist (Abb. 1).

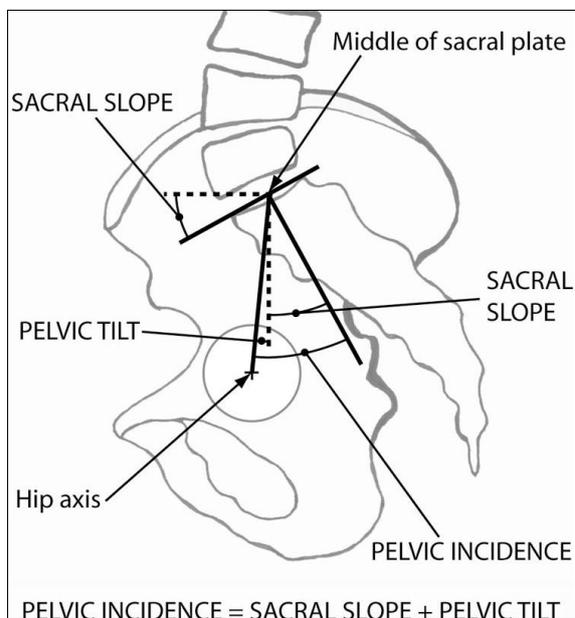


Abbildung 1: Sagittale Kenngrößen zur Charakterisierung stehender, seitlicher Röntgenaufnahmen des Beckens [78].

Die sagittale Ausrichtung des Beckens beeinflusst stark die Balance am stehenden, gesunden Erwachsenen, insbesondere indem sie die lumbale Lordose reguliert [51, 73, 81, 140]. Im Erwachsenenalter bleibt die pelvic incidence relativ konstant [81, 80], dennoch sind die Änderung der sagittalen Beckenausrichtung nach Erlernen der Gehfähigkeit und beeinflussende Faktoren bisher noch wenig dokumentiert.

Einige Autoren konnten herausstellen [79], dass die pelvic incidence im Kindesalter stark ansteigt und im Alter von ungefähr 10 Jahren einen stabilen Wert annimmt. Die Studien wurden allerdings mit nur einer geringen Stichprobe durchgeführt. Die zurzeit größte Untersuchung zur Entwicklung des lumbopelvinen Sagittalprofils kommt zu dem Ergebnis, dass sich die pelvic incidence linear mit dem Alter von Kindern und Erwachsenen vergrößert und dass diese Kontinuität bei Kindern in einem Alter unter oder über 10 Jahren nicht unterbrochen wird [78]. In der Ergebnisakkumulation liegt die mittlere pelvic incidence bei Kindern und Jugendlichen ($48,4^\circ$) unter der von Erwachsenen ($55,4^\circ$) [78, 79]. Interessant ist, dass darüber hinaus eine Geschlechterdifferenz [73] aufgezeigt werden konnte und in der männlichen Population dieser Wert durchschnittlich $53,2^\circ$, in der weiblichen etwa $48,2^\circ$ beträgt.

Um die bipedale Haltung und Fortbewegung zu erlernen, muss das wachsende Kind ständig die Beckenmorphologie und –ausrichtung anpassen, um eine adäquate sagittale Balance, skelettale Belastung, Arbeit und Energieaufwendung der Rückenmuskulatur zu gewährleisten [1, 2, 25, 79, 80].

Geometrisch gesehen kann die pelvic incidence als Summe der sakralen Neigung (sacral slope) und der Beckenkipfung (pelvic tilt) angesehen werden (Abb. 1). Die Beckenkipfung dient dazu den Körperschwerpunkt über den Hüftgelenken und den unteren Extremitäten optimal zu positionieren, indem das Kreuzbeinplateau hinter der Hüftachse gehalten wird [25, 51, 73].

Während des Erlernens der stehenden Position richtet sich das Kreuzbeinplateau in vertikaler Richtung aus, wodurch sich die sakrale Neigung (sacral slope) erhöht. Nach Erlernen des Gehens stabilisiert sich die sakrale Neigung und wird durch weiteres Wachstum nicht mehr beeinflusst [78]

Die lumbale Lordose ist ursächlich wie die sagittale Beckenausrichtung an der Ausbildung einer balancierten stehenden Position beteiligt [24, 25, 31, 140]. Eine entsprechende lumbale Lordose inhibiert eine Vorwärtsverlagerung des Körperschwerpunkts, wodurch das Gleichgewicht in der stehenden Haltung beeinträchtigt werden würde.

Neben den altersabhängigen Differenzierungen sind somit individuelle, aber auch geschlechterspezifische Differenzen zu belegen.

1.2.2 Orientierung des Azetabulums im Reifungsprozess

Die Reifung des Hüftgelenkes geschieht geschlechterdifferent und wird dominiert von phasenhaftem Wachstum gelenkbildender Beckenknochen.

Zwischen dem 1. und 13. Lebensjahr stellen sich die Anteversionsstellung betreffend bei linearem Wachstum keine wesentlichen Abweichungen dar, auch nach Schluss der Y-Fuge in einem Alter von 11 bis 13 Jahren ist keine signifikante Veränderung der Anteversion zu detektieren [54, 142]. Die Daten zur geschlechterdifferenten zeitlichen Ausreifung belegen einen früheren Fugenschluss des weiblichen Geschlechts [15]. Mit dem 2. bis 3. Lebensjahr beginnt die posteriore Reifung (dorsaler Pfeiler), später, ab dem 6. Lebensjahr ist eine Zunahme der knöchernen anterioren Reifung zu belegen. In einem Lebensalter von 13 Jahren sind nur etwa 25 % der anterioren Hüftkopfkontur, jedoch mehr als 50 % der posterioren Oberfläche knöchern durch das Azetabulum gedeckt. [142]. Geschlechterspezifischer Dimorphismus ist in der frühen Individualentwicklung weniger auffällig als zwischen dem 8 und 18. Lebensjahr. Die azetabuläre Tiefe nimmt beim weiblichen Geschlecht während der späten Wachstumsphase weniger zu als beim männlichen [15]. Darüber hinaus differiert die Reifung des den anterioren Azetabulumpfeiler bildenden Schambeines [70].

Als einen der wenigen, differierenden Parameter lässt sich der größere azetabuläre Durchmesser beim männlichen Geschlecht in der frühen Reifungsphase detektieren. Dieser Parameter ist geschlechterspezifisch determiniert und bleibt bis zum Wachstumsabschluss different. Neben anderen, die Beckendimension beschreibenden Größen, stellt sich die Reifung des Azetabulums hauptsächlich nach dem 8. Lebensjahr geschlechterspezifisch dar.

Diese geschlechterdifferente Reifung der azetabulären Pfeilerstrukturen ist belegt, ebenso ein akzelerierter Wachstumsabschluss mit vorzeitigem Ausbleiben der antero-kranialen Ausreifung in wenigen weiblichen der beobachteten Fälle [17].

Vor der schnellen Wachstumsphase wachsen das Os pubis und Os ischium gleich schnell. Während der abschließenden Wachstumsphase nimmt die Geschwindigkeit mit der das Os pubis wächst relativ zu, was zu einer Vergrößerung des ischiopuberalen Index (Verhältnis von Beckenlänge zur Sitzbeinlänge) in beiden Geschlechtern führt [106].

Sowohl die Beckenanteile als auch die Sitzbeinanteile am Azetabulum wachsen im vertikalen Durchmesser schneller als im horizontalen. Insgesamt überwiegt jedoch das schnelle vertikale Wachstum des Sitzbeins [105].

Der abschließende Wachstumsschub wird beim weiblichen Geschlecht im Alter von 10 Jahren und beim männlichen Geschlecht im Alter von 14 Jahren erreicht, so dass die Reifung des Azetabulums bei Frauen früher (mittleres Alter 12.94) als bei Männern (mittleres Alter 15.57) abgeschlossen ist [29, 132].

1.2.3 Koxale femorale Ausrichtung im Wachstum

Die femorale Anteversion liegt im ersten Lebensjahr zwischen 30° und 48° und reduziert sich bis zum Wachstumsabschluss auf etwa 15° [27, 71, 118, 151]. Ebenso stellt sich mit zunehmendem Wachstum eine Reduktion der femoralen Inklination (CCD) ein, die im zweiten Lebensjahr durchschnittlich 133° mit einer hohen Streubreite zu valgischen CCD-Winkeln beträgt. Bis zum Wachstumsabschluss ist eine Verringerung der femoralen Inklination auf ca. 127° zu erwarten [151]. Im Altersvergleich tritt eine weitere Verminderung des CCD-Winkels um etwa 2° auf, die als nicht geschlechterdifferent beobachtet werden kann [96].

Das femorale laterale Offset sowie die Dimension der Hüftkopfgröße hingegen unterscheiden sich geschlechterspezifisch und sind in der männlichen Population durchschnittlich höher [17, 95], eine altersabhängige Veränderung nach Wachstumsabschluss am Gesunden kann nicht dargestellt werden [96].

1.3 Wissenschaftliche Fragestellungen

Die Aussagen über die während des endoprothetischen Gelenkersatzes anzustrebende azetabuläre Inklination und Anteversion differieren zum Teil erheblich. Grund hierfür sind einerseits variierende Angaben über die anatomische Orientierung, die aufgrund der jeweils angewandten Meßmethodik unterschiedlich stark differieren können. Andererseits richtet sich die Positionierung der künstlichen Pfanne nach Kenngrößen wie Luxationsrisiko, Abrieb,

Impingementrisiko, operativem Zugang und orientiert sich nicht zuletzt an der erreichbaren, sicheren Verankerung. Die Frage, ob eine anatomische Rekonstruktion bei primärer Koxarthrose überhaupt angestrebt werden sollte oder sinnvoll umsetzbar erscheint, ist bis heute nicht beantwortet. Gleichmaßen stellt sich die Frage, ob eine Implantation entsprechend der knöchernen Orientierung überhaupt möglich ist und welche Fehlermöglichkeiten die abweichende artifizielle Implantation birgt. Eine konkrete Empfehlung kann nur bei Kenntnis anatomischer Parameter erfolgen und ob diese bei der Implantation der Hüftpfanne respektiert oder vernachlässigt werden müssen resp. können.

Für die native femorale Antetorsion und Inklination liegen große Fallstudien mit altersabhängigen Fokussierungen vor, Einigkeit besteht über die postpubertäre Orientierung des koxalen Femurs im Alterungsprozess. Ebenso sind individuelle und geschlechterspezifische Unterschiede, das femorale Offset betreffend, dokumentiert. In der Implantationschirurgie sind das Offset, welches bei nicht-modularen Schäften in der Regel mit der Dimensionierung des Prothesenstiels korreliert und der CCD-Winkel durch das Prothesendesign definiert. Obwohl Modifikationen mit variablem CCD-Winkel existieren, ist es häufig erforderlich, intraoperativ Kompromisse einzugehen, um sich den vorbestehenden anatomischen Dimensionen zu nähern. Die Empfehlung zur Rekonstruktion des femoralen Offsets bei der primären Koxarthrose und der ggf. notwendigen Korrektur bei sekundären Veränderungen ist unumstritten und ist für die Kraftentwicklung und Funktion hinreichend belegt. Der Einfluss der Prothesenschaftrotation auf das funktionelle laterale Offset des Femurs findet in vorliegenden Arbeiten wenig bis keine Berücksichtigung. Eine eindeutige Empfehlung für die rotatorische Orientierung des Prothesenschaftes in situ fehlt bislang. Diesbezüglich fehlen Aussagen, ob z. B. die Notwendigkeit der individuellen Rekonstruktion besteht, ob die mittlere anatomische Antetorsion als Referenz zu nutzen oder die Rotation in Abhängigkeit vom chirurgischen Zugangsweg zu justieren ist. Unter Berücksichtigung von Stabilität und Impingement des Hüftgelenkes sollte sich die Schaftrotation an der Positionierung der Hüftpfanne orientieren, dies bedingt, dass die Orientierung der Pfannenkomponente intraoperativ detektiert werden muss. Die Schaftposition in der sagittalen Betrachtungsebene ist beeinflusst durch den Eintrittspunkt im proximalen Femur. Eine Abweichung von der endofemorale Achse kann zu einer

Ventral- oder Dorsalverlagerung des Rotationszentrums gegenüber der Femurachse führen. Ein Einfluss auf die resultierende funktionelle Torsion ist durch diese Abweichung anzunehmen.

In der Wechselsituation des endoprothetisch versorgten Hüftgelenkes besteht die wesentliche Aufgabe im Management ausgedehnter acetabulärer Defekte. Während die femorale Defektsituation häufig noch Optionen für die Implantatfixation bietet, die Rekonstruktion von Beinlänge und lateralem Offset durch die Einsatzmöglichkeit modularer Implantate gewährleistet werden kann, ist der Acetabulumdefekt letztlich die herausfordernde Aufgabe. Hier steht neben der Augmentation von Defekten im Areal der lasttragenden Zone und suffizienten Implantatfixation die Rekonstruktion eines kranialisierten Rotationszentrums für den Funktionserhalt im Vordergrund. Inwieweit eine Reduktion postero-kranialer Defekte erreicht werden kann, wird maßgeblich durch den Einsatz unterschiedlicher modularer und nicht-modularer Revisionslösungen bestimmt. Der Erfolg orientiert sich neben der Standzeit der Versorgung an der erlangten Funktion des Gelenkes.

Daraus ergaben sich die wissenschaftlichen Fragestellungen, die in folgenden Studien untersucht wurden:

- a) Wie stellen sich die Lokalisation des Hüftgelenkes sowie die Orientierung hinsichtlich der Inklination und Anteversion des Acetabulums in der Alters- und Geschlechterverteilung dar?
- b) Mit welcher Genauigkeit ist die Implantation einer Hüftpfannenkomponente im Rahmen des endoprothetischen Gelenkersatzes unter Verwendung navigationsgestützter Operationstechniken möglich?
- c) Welche Auswirkungen können bei der Korrektur des acetabulären Rotationszentrums durch veränderte Pfannenpositionierung resultieren, und welche anatomischen Grenzstrukturen sind zu respektieren?
- d) Welchen Einfluss hat die Orientierung des Prothesenschaftes und daraus resultierende Veränderung des femoralen Rotationszentrums auf die Hüftkontaktkraft sowie auf die kortikale Beanspruchung des proximalen Femurs?
- e) Welche Konsequenz resultiert aus einer achsabweichenden Prothesenschaftposition: Besteht ein Einfluss auf die Lokalisation des femoralen Drehzentrums bei Summation implantationsassoziiierter Kenngrößen?

f) Die Rekonstruktion des azetabulären Rotationszentrums in der Wechseloperation: Wo liegen die Möglichkeiten und Grenzen nicht-modularer und modularer Revisionsimplantate?

2 Azetabuläre und femorale Orientierung des adulten und endoprothetisch versorgten Hüftgelenkes

2.1 Das native Hüftgelenk des Erwachsenen

2.1.1 Das Azetabulum im Geschlechtervergleich

CT evaluation of native acetabular orientation and localization: sex-specific data comparison on 336 hip joints.

Tohtz SW, Sassy D, Matziolis G, Preininger B, Perka C, Hasart O.

Technol Health Care. 2010 Jan;18(2):129-36.

Das Ziel der vorliegenden Arbeit war, altersabhängige und geschlechterspezifische Merkmale der Pfannenparameter Anteversion, Inklination und Lage des Hüftzentrums am nativen Becken zu analysieren und zu prüfen, ob die Ausrichtung des Azetabulums im gesunden Becken als Grundlage für die Orientierung bei der totalendoprothetischen Hüftversorgung genutzt werden kann. In dieser Studie wurde erstmalig die Lokalisation des Hüftzentrums und die azetabuläre Orientierung in einer hohen Fallzahl von 336 Hüftgelenken untersucht. Hintergrund der Analyse ist die zum Teil hohe Inzidenz von Luxationsereignissen in der Primär- und Revisionsendoprothetik [23, 34, 42, 136], die nach der aseptischen Lockerung die zweithäufigste Komplikation in der Prothesenversorgung der Hüfte darstellt [148]. Die Luxationsrate ist unter anderem assoziiert mit zunehmendem Alter des Patienten, dem weiblichen Geschlecht und der Orientierung und der Art der Prothese [122]. Eine falsche Orientierung der Hüftpfanne ist unter diesen Kriterien der häufigste Grund für eine Luxation [20, 42, 46, 136].

Als mechanische Ursache für die Dislokation wird in der Regel ein Impingement angenommen [85, 93], welches nach heutigem Wissen auch ohne Dislokationsereignis zu bewegungsabhängigen Schmerzen im artifizialen Hüftgelenk führen kann [90, 117].

Inwieweit das Alter und Geschlecht Einfluss auf die Luxationshäufigkeit oder das Auftreten eines postoperativen Impingements haben, wurde bislang nicht analysiert.

An 168 CT-Datensätzen (72 Frauen, 96 Männer) wurden 336 native und nicht arthrotisch deformierte Hüftgelenke analysiert. Erhoben wurden Inklination und Anteversion der knöchernen Pfanne sowie die Lokalisation des Hüftzentrums. Als Referenz erfolgte die Aufnahme der APP, zum Ausschluss bestehender Beckenasymmetrien die Bestimmung des Abstandes zur Sagittalen. Bei den 144 weiblichen Hüftgelenken stellte sich im Mittel eine Inklination von $53.0^\circ \pm 6.1^\circ$ und eine Anteversion von $24.6^\circ \pm 6.6^\circ$ dar. Die 192 männlichen Hüftgelenke wiesen eine Inklination von $53.6^\circ \pm 6.7^\circ$ und eine Anteversion von $21.3^\circ \pm 6.2^\circ$ auf. Signifikante Unterschiede im Geschlechtervergleich bestanden in der Anteversion des nativen Azetabulums und der Lokalisation des Hüftzentrums. Ebenso bestand eine signifikante Korrelation zwischen der Lokalisation des Hüftzentrums und dem Grad der Anteversion. Ferner konnte belegt werden, dass nach Wachstumsabschluss keine altersabhängige Beeinflussung der Anteversion und Inklination des Azetabulums sowie der Azetabulumgröße und der Position des Hüftzentrums besteht.

2.1.2 Das koxale Femur im Geschlechtervergleich

Das ausgereifte koxale Femur weist eine Antetorsion von durchschnittlich 15° auf [6, 143], teilweise werden größere Antetorsionswinkel von bis zu 21° angegeben [112]. Ein geschlechterspezifischer Unterschied in der Antetorsion ist in der Mehrzahl der Studien nicht zu belegen. Andere Arbeiten konnten aufzeigen, dass durchaus geringgradig höhere Antetorsionswinkel beim weiblichen Geschlecht beobachtet werden können [47, 82].

Ferner besteht grundsätzlich kein wesentlicher Geschlechterunterschied des CCD-Winkels, der im Mittel bei 125° liegt, mit leichter Valgisierungstendenz bei der Frau [82]. Die dreidimensionale Orientierung des proximalen Femurs ist somit im Wesentlichen eine statische Größe im Alterungsprozess, geschlechterassoziierte Abweichungen sind in der Mehrheit nur tendenziell zu detektieren.

Die Dimensionierung des koxalen Femurs berücksichtigend ist ein signifikanter Unterschied in der femoralen Kopfgröße zwischen Mann und Frau zu verzeichnen, ebenso in der Differenz des lateralen Offsets [82, 95, 96, 141].

Demgegenüber differiert die Kopf-Hals-Ratio im Geschlechtervergleich (1.4 bis 1.8) nicht. Bedingt durch Unterschiede im lateralen Offset resultiert im Zusammenhang mit der Antetorsion eine veränderliche Position des femoralen Drehzentrums.

Die Antekurvatur des proximalen Femurs ist beim männlichen Geschlecht bei gleichzeitiger Varisierung der Femurschaftachse signifikant größer [82].

Im Alterungsprozess resp. Altersgruppenvergleich ergeben sich in dieser Arbeit für das männliche Geschlecht keine Veränderungen. Beim weiblichen Geschlecht wird jedoch im höheren Lebensalter (>60) eine zunehmende Varisierung der Femurschaftachse, eine geringe Verminderung des CCD-Winkels und somit eine Vergrößerung des lateralen Offsets beobachtet. Zusammenfassend bestehen sowohl geschlechterabhängige als auch altersbedingte Unterschiede in der Lokalisation des resultierenden femoralen Rotationszentrums. Individuelle Varianzen beeinflussen jedoch erheblich die Wahrnehmung dieser Unterschiede.

2.2 Rekonstruktion beim endoprothetischen Gelenkersatz

2.2.1 Orientierung der azetabulären Komponente

Comparison between pointer-based and ultrasound-based navigation technique in THA using a minimally invasive approach.

Hasart O, Perka C, Tohtz S.

Orthopedics. 2008 Oct;31(10 Suppl 1).

Der künstliche Gelenkersatz des Hüftgelenkes ist einer der erfolgreichsten Eingriffe in der orthopädischen Chirurgie. Es liegen Langzeitergebnisse mit exzellenten Ergebnissen vor, die eine Standzeit von über 95 % nach zehn Jahren ausweisen [4, 57, 101, 121]. Dennoch besteht das Ziel, die Qualität der Implantatpositionierung zu verbessern. In den letzten Jahren haben sich navigationsgestützte Operationsverfahren, gerade im Zusammenhang mit minimal-invasiven Zugängen zum Teil etabliert. Grundsätzlich ist die Nutzung von Navigationstechniken in der primären Hüftendoprothetik geeignet, die Genauigkeit der Positionierung von Prothesenkomponenten, insbesondere der Hüftpfanne zu verbessern [30, 36]. Nachteilig hat sich die Referenzierung der APP als Bezugsebene für die Implantation der Pfannenkomponente aufgrund der individuell unterschiedlichen Gewebsdicke über den knöchernen Landmarken herausgestellt [124]. Trotz Verbesserung dieser epikutanen Referenzierung [104] wurde die Ultraschall-Navigation inauguriert, um die habitusabhängigen Fehlerquellen zu umgehen.

Das Ziel dieser Untersuchung war, Navigationsmethoden mit epikutaner und ultraschall-gestützter Referenzierung zu vergleichen. Für beide Methoden erfolgte die Akquirierung von jeweils 30 Patienten, die einen Hüftgelenkersatz über einen minimal-invasiven anterolateralen Zugang erhielten. Die Zielgröße für die Pfanneninklination und –anteversion wurde als 40° bis 45° und 20° bis 30° definiert [75]. Die Auswertung beider Patientengruppen ergab im Mittel keinen Unterschied zwischen der epikutanen und ultraschall-gestützten Aufnahme der APP als Referenz und der Genauigkeit der Implantation der künstlichen Pfanne. Bei Gleichverteilung von Alter, Geschlecht, BMI und ASA wurde jedoch eine größere Streubreite in der Gruppe mit epikutaner Referenzierung für die Anteversion der Pfanne detektiert, die sich signifikant zur Ultraschallgruppe

unterschied. Als Ergebnis dieser Studie kann die ubiquitäre Anwendung der Navigation die Genauigkeit der Pfannenorientierung bei definierter Zielgröße verbessern. Die Streubreite des von der epikutanen Referenzierung beeinflussten Parameters Anteversion ist mit dieser Methodik jedoch erheblich, so dass die Aufnahme knöcherner Landmarken z. B. durch Ultraschalltechniken in der navigationsassistierten Versorgung zu präferieren ist.

2.2.2 Fehlermöglichkeiten der Hüftpfannenpositionierung auf das postoperative outcome

Relationship between cup position and obturator externus muscle in total hip arthroplasty.

Müller M, Dewey M, Springer I, Perka C, Tohtz S.
J Orthop Surg Res. 2010 Jul 21;5:44.

Obwohl die Primärendoprothetik des Hüftgelenkes sich als überaus erfolgreiches operatives Verfahren in der orthopädischen Chirurgie etabliert hat und mit einem hohen Maß an postoperativer Patientenzufriedenheit assoziiert ist, zeigt ein Teil von Patienten postoperativ persistierende oder neu aufgetretene Beschwerden, deren Ursache häufig eine diagnostische Herausforderung darstellt [12, 14]. Beschwerdeursachen sind Komplikationen wie Infektionen, Frakturen, Dislokationen, Implantatmalpositionierungen oder auch andere zugrundeliegende Pathologien wie degenerative Wirbelsäulen- oder vaskuläre Erkrankungen. Eine der seltenen Ursachen ist das muskuläre Impingementsyndrom. Hier führt eine sehr enge räumliche Lage zwischen muskulärer Struktur und Implantatkomponente, zu einer chronischen Reizung und schmerzhaften Bewegungseinschränkung des Hüftgelenks. Das Psoasimpingement ist das bekannteste Impingementsyndrom was implantationsbedingt und abhängig von der Lokalisation, der Orientierung und Größe einer Prothesenkomponente auftreten kann. Aufgrund einer chronischen Reizung der Psoassehne am vorderen Pfannenrand, resultiert eine schmerzhafte aktive oder auch passive Beugung des Hüftgelenks [21]. Darüber hinaus sind weitere Syndrome wie das Obturator-externus-Impingement beschrieben [90].

Ziel der durchgeführten Untersuchung war, erstmalig die Implantat-verursachten Alterationen des M. obturator externus nach primärem Hüftgelenkersatz zu analysieren.

Hierzu wurden 40 Patienten mit alloarthoplastischen Hüftgelenkersatz 12 Monate postoperativ einer klinischen und MR-tomographischen Untersuchung unterzogen. Tomographisch wurde der räumliche Zusammenhang von M. obturator externus und Pfannenkomponente evaluiert.

Ebenfalls wurden der Pfanneninklinationswinkel sowie das Volumen und die Muskelquerschnittsfläche des M. obturator externus gemessen.

Aufgrund der MRT-Datenerhebung konnten 3 Typisierungen vorgenommen werden. Gruppe 1-Patienten (n=18) zeigten keinen Kontakt zwischen Obturator externus und Pfanne. Gruppe 2 (n=13) zeigten einen Kontakt, in Gruppe 3 (n=9) konnte zusätzlich zu Gruppe 2 eine deutliche Verdrängung des Muskels in seinem Verlauf dargestellt werden. Ein Zusammenhang zwischen bildgebendem Befund, HHS, VAS und Patientenzufriedenheit konnte nicht nachgewiesen werden. Auffällig war ein signifikanter Unterschied zwischen mittleren Inklinationswinkel in Gruppe 1 ($40^{\circ} \pm 5.4^{\circ}$) und Gruppe 3 ($49^{\circ} \pm 4.7^{\circ}$) ($p < 0.05$). Der durchschnittliche Inklinationswinkel in Gruppe 2 betrug $43.3^{\circ} \pm 3.8^{\circ}$

Ein Kontakt zwischen M. obturator externus und dem kaudalen Pfannenrand ist häufig, geht jedoch nur in seltenen Fällen mit einem schmerzhaften muskulären Impingement einher. Die Pfannenposition ist als eines der wesentlichen Risikofaktoren für einen Kontakt zwischen Pfannenrand und Obturator zu sehen. Ein potentielles Risiko besteht bei Pfannenpositionierungen mit hohen Inklinationswinkeln und Lateralisierungen des azetabulären Rotationszentrums. Eine ausreichende knöchernerne Deckung des kaudalen Pfannenrandes sowie der Erhalt des Ligamentum transversum acetabuli als protektive Deckung ist anzustreben.

2.2.3 Torsion und femorales Offset

On the biomechanics of the hip: relevance of femoral anteversion for hip contact force and loading using a short-stemmed prostheses.

Tohtz SW, Heller MO, Taylor WR, Perka C, Duda GN.

Orthopäde 2008. 37:923–930

Sowohl die Implantationstiefe als auch die Orientierung des Prothesenschaftes beeinflussen neben der Beinlänge die Funktion und Stabilität des Gelenkes. Zusätzlich zu bewährten Standardimplantaten haben sich sogenannte Kurzschaftprothesen in den letzten Jahren aufgrund der knochensparenden Implantationstechnik, der minimal-invasiven Zugangsmöglichkeit sowie der potenziell günstigeren Optionen der Revision durch den Erhalt des diaphysären Knochens in der Hüftendoprothetik etabliert [35, 87]. Nachteilig erscheint jedoch, dass einerseits die Verankerungsfläche ab- und somit die Kraftereinleitung auf die betroffenen Areale des proximalen Femurs zunimmt und andererseits die Rekonstruktionsmöglichkeiten des proximalen Femurs hinsichtlich der Wiederherstellung des Offset und insbesondere der Korrektur der Antetorsion bei Verwendung von Kurzschaftprothesen limitiert sind [61, 125].

Ziel der Arbeit war die Untersuchung des Einflusses der justierten artifiziiellen Antetorsion auf die Hüftkontaktkraft sowie die Kraftereinleitung im proximalen Femur.

Das 3D-Modell einer Kurzschaftprothese wurde virtuell in das Volumenmodell des „Standardisierten Femurs“ implantiert [125] und 2 differierende Torsionsstellungen simuliert. Zur Beanspruchungsanalyse des Knochens wurde ein Finite-Element-Modell des Knochen-Implantat-Verbundes generiert, welches die unterschiedlichen Implantatpositionen berücksichtigt [125]. Vorausgesetzt wurde im Modell eine vollständige Osteointegration der Prothese im spongiösen Knochen.

Bei Zunahme der Antetorsionsstellung der femoralen Komponente auf 11° stellte sich sowohl beim Gehen als auch Treppensteigen eine Erhöhung der Hüftkontaktkraft ein. Im Mittel ergab sich eine Steigerung der resultierenden Hüftkontaktkraft bei Veränderung der Antetorsion um +7° für den Belastungszustand Gehen von +6,2 %, für das Treppensteigen von +4,0 %, am

stärksten ausgeprägt war der Zuwachs für die antero-posteriore Kraftkomponente. Die generierten Belastungsprofile zeigten die größten Unterschiede im proximalen Femur. Im Vergleich zum Referenzmodell bestand im Antetorsionsmodell eine Erhöhung der medialen und lateralen kortikalen Beanspruchung beim Gehen. Die Unterschiede mit Projektion in die anteriore und posteriore Kortikalis zwischen beiden Modellimplantationen waren geringer ausgeprägt. Mit Projektion in das distale Femur nahmen die Unterschiede kortikaler Belastungen ab und waren etwa vergleichbar mit dem nativen „Standardisierten Femur“-Modell.

Die vorliegenden Ergebnisse belegen, dass schon bei relativ geringen Torsionsänderungen der Schaftkomponente die resultierende Hüftkontaktkraft für definierte Belastungen am Modell um bis zu 22,5 % gegenüber der Referenz ansteigen kann. Bei größeren Antetorsionswinkeln implantierter Standardprothesen ist jedoch eine weitaus höhere Hüftkontaktkraft belegt [43, 61]. Eine Modifikation der Anteversion der Pfannenkomponente hat hierauf keinen Einfluss und ist limitiert durch die Gefahr eines Weichgewebsimpingements zwischen Iliopsoassehne und Pfannenimplantat. Ob eine Assoziation zwischen einem höheren Risiko des Versagens von Prothesenschäften und anatomisch orientierter Implantation bei präoperativ erhöhten Antetorsionswinkeln besteht, lässt sich derzeit nicht aussagen.

2.2.4 Fehlermöglichkeiten der femoralen Rekonstruktion

The association between the sagittal femoral stem alignment and the resulting femoral head centre in total hip arthroplasty.

Müller M, Crucius D, Perka C, Tohtz S.

Int Orthop. 2010 Jun 13. [Epub ahead of print]

Die Positionierung der Pfannenkomponente ist aufgrund der offensichtlich größeren Aufwendung und resultierender Fehlermöglichkeiten weitaus besser dokumentiert als Empfehlungen für eine optimierte Schaftpositionierung [149]. Die Orientierung und Implantation der Schaftkomponente ist bei Reduzierung auf zu berücksichtigende Parameter wie Offset, CCD-Winkel, Antetorsion und Implantationstiefe gut umsetzbar. Neben der Vermeidung einer Varus-/Valgusfehlstellung des Prothesenschaftes in der Frontalebene ist die Position in der Sagittalebene und der Einfluss auf die Lage des femoralen Rotationszentrum bislang nicht untersucht.

Ziel der Arbeit war es, den Einfluss der sagittalen Schaftverkipfung auf die resultierende Antetorsion der prothetischen Versorgung zu analysieren. Hierzu wurde einerseits durch eine 3D-Hüftgelenksrekonstruktion von CT-Datensätzen die Schaftposition in allen Ebenen evaluiert, und zum anderen mit Hilfe einer 3D-Koordinatentransformation, ein mathematisch-geometrisches Modell abgeleitet.

Ausgewertet wurden 30 Patienten mit primärer Koxarthrose, denen eine Hüftendoprothese unter Verwendung eines nicht zementierten Geradschaftes implantiert wurde. Prä- und postoperativ erfolgten eine CT-Untersuchung und die 3D-Rekonstruktion der CT-Datensätze, in welcher Femurachse, Schaftachse, Antetorsion und die sagittale Verkipfung ermittelt wurden. Entsprechend der Lage von Femur- und Schaftachse wurden die reelle und die funktionelle Antetorsion gemessen. Darüber hinaus wurde eine 3D-Koordinatentransformation unter Verwendung der Eulerschen Winkel zur Herleitung eines mathematisch-geometrischen Zusammenhanges von sagittaler Schaftverkipfung und dem einhergehenden Einfluss auf die Schaftantetorsion durchgeführt.

Die mittlere rotatorische Antetorsion im Patientenkollektiv lag bei 8° ($-11,6^\circ$ bis 26°), die funktionelle Antetorsion bei 18° ($6,2^\circ$ bis 37°). Es zeigte sich eine durchschnittliche Differenz zwischen funktioneller und reeller Antetorsion von 10°

(8,8° bis 18°). Die Verkippung in der Sagittalebene lag im Mittel bei 5,2° (0,7° bis 9°) nach anterior. Das errechnete mathematisch-geometrische Modell veranschaulicht den Einfluss der sagittalen Verkippung auf die Antetorsion.

Es besteht eine deutliche Assoziation zwischen der sagittalen Verkippung und der funktionellen Schaftantetorsion und somit auf die Lage des femoralen Drehzentrums. Für eine optimale Komponentenpositionierung sollte die Schaftverkippung in der Sagittalebene berücksichtigt werden, da die Position der Prothese bei ungünstiger Komponentenkonstellation ein Risikofaktor für ein Impingement oder Luxation darstellen kann. Bei Luxationsereignissen ohne primär ersichtliche Ursache oder dem Vorliegen eines Impingements sollte die Computertomographie zur 3D-Analyse als zusätzliches Analysetool mit herangezogen werden.

2.3 Rekonstruktion in der Revisionsendoprothetik

2.3.1 Die femorale Revision

Die femorale Rekonstruktion ist in der Revisionssituation heute unter Verwendung modularer Schaftsysteme durch variable Torsionswinkel und die Wahl unterschiedlicher metaphysärer Längen relativ einfach umsetzbar. Der Vorteil beruht in der diaphysären Verankerung der Implantatstiele in Kombination mit einem wählbaren metaphysären Aufbau. Femorales Offset und Beinlänge sind durch die Modularität von Revisionssystemen so sehr zufriedenstellend zu rekonstruieren, bei gleichzeitiger Wiederherstellung einer stabilen Gelenkführung [33, 59, 91, 103].

Neben der Komponentenpositionierung hat in der Revision die Art des chirurgischen Zugangsweges wesentlichen Einfluss auf die Stabilität des Gelenkes [39, 76]. In diesem Zusammenhang wird der Einfluss des Weichgewebsmanagements am stärksten unterschätzt [16]. Dies belegen Luxationsraten von bis zu 25 % nach Revisionarthroplastiken des Hüftgelenkes, die gegenüber der Inzidenz nach Primärimplantation deutlich erhöht sind [23, 34, 42, 136]. Folglich ist die Orientierung der femoralen Komponente oft weniger herausfordernd als die notwendige Weichgewebsschonung und –rekonstruktion zur Wahrung einer stabilen Gelenkfunktion.

Trotz potenzieller Nachteile modularer Schaftimplantate [18, 111] überwiegt der Vorteil dieser Revisionslösungen hinsichtlich der Rekonstruktion des koxalen Femurs und auch bezüglich des Komplikationsmanagement im Falle eines Luxationsereignisses.

2.3.2 Die azetabuläre Rekonstruktion des originären Hüftzentrum

2.3.2.1 Verwendung von gestielten Monoblock-Implantaten

The reconstruction of extended acetabular bone defects in revision hip arthroplasty--risk factors for migration and loosening using the pedestal cup.

Tohtz S, Katterle H, Matziolis G, Drahn T, Perka C.

Z Orthop Unfall. 2007 Mar-Apr;145(2):176-80.

Das wesentliche Ziel der Revisionsarthroplastik des Azetabulums ist die stabile Fixierung der neuen Pfannenkomponente. Für die Funktion des revidierten Gelenkes ist die Wiederherstellung des anatomischen Hüftzentrums essentiell.

Für ausgedehnte Defekte stehen hier Implantate zur Verfügung, die eine großflächige Abstützung an den verbliebenen knöchernen Reststrukturen ermöglichen. Die Korrektur eines durch den Defekt resultierenden kranialisierten Drehzentrums ist durch diese Versorgungsoption nicht immer möglich. Die alleinige zementierte Verankerung zeigt nur bei einzelnen Autoren unter Verwendung der Technik des impaction grafting zufriedenstellende Resultate [19, 114], zementierte Defektaugmentationen und Versorgungen ohne zusätzliche Allografts haben dagegen eine sehr hohe Fehlschlagsquote [147]. Letztlich ist für Revisionseingriffe bei großen azetabulären Defekten die Anwendung von Stützringen am besten dokumentiert [10, 113, 146]. Die notwendige großflächige Auflage des Implantates mit pelviner Ablösung glutealer Muskelstrukturen und die nur zum Teil mögliche Rekonstruktion des Drehzentrums spiegeln sich in den nur befriedigenden funktionellen Ergebnissen wider. Bei dorso-kranialen Defektsituationen ist die Migration des Implantates signifikant erhöht [99]. Implantate die nicht optimal positioniert sind, weisen zudem eine höhere Rate von Lockerungen und Migrationen auf [74, 97, 100, 131]. Die Wiederherstellung der Beinlänge und der Funktion der pelvitrochantären Muskulatur ist in dieser Technik mit verbleibendem hohem Hüftzentrum nur unzureichend möglich.

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, Indikationen und potenzielle Risikofaktoren für die Migration oder Lockerung der Sockelpfanne, als Rekonstruktionsimplantat für ausgedehnte azetabuläre Substanzdefekte, zu analysieren.

In einer retrospektiven Studie wurden die ersten 50 durchgeführten Sockelpfannenimplantationen bei hochgradigen azetabulären Defekten in einem Zeitraum von durchschnittlich 26 Monaten nachuntersucht. Unterschiede zwischen radiologisch gesichert gelockerten und knöchern integrierten Implantaten hinsichtlich der präoperativen knöchernen Situation und der Implantatpositionierung wurden als Risikofaktoren eines Implantatversagens bestimmt. Die Rekonstruktion eines präoperativ kranialisierten Rotationszentrums gelang in ca. 76 %, die Korrektur eines medialisierten Drehzentrums wurde in allen Fällen erreicht. Die vektorielle Abweichung des Hüftzentrums wurde mit Versorgung eines Sockelpfannenimplantates signifikant reduziert.

Kurz- und mittelfristige Ergebnisse weisen klare Indikationen für den Einsatz eines gestielten Monoblockimplantates für die Revision hochgradiger azetabulärer Defektsituationen aus.

2.3.2.2 Verwendung modularer Implantate

Reconstruction of large acetabular defects using trabecular metal augments.

Hasart O, Perka C, Lehnigk R, Tohtz S.

Oper Orthop Traumatol. 2010 Jul;22(3):268-77.

Größere azetabuläre Defektsituationen mit Kontinuitätsunterbrechung des lasttragenden Pfeilers (uncontained defect) sind in der Paprosky-Klassifikation als IIIa und IIIb-Defekte definiert und mit einem kranialen Knochenverlust von größer als 2 cm assoziiert [98]. Für die Rekonstruktion derartiger Defekte stehen unterschiedliche Revisionslösungen wie bipolare Pfannen, ovaläre, zementierte Pfannen unter Verwendung des „impaction bone grafting“, die Kombination mit strukturierten Allografts, die Verwendung von Stützringen, die Sockelpfanne sowie Individualprothesen zur Verfügung [37, 68, 88].

Bei allen zementfreien Implantaten ist eine hohe Primärstabilität Voraussetzung für die sekundäre Osteointegration. Schraubenfixationen und Oberflächenvergrößerungen (Spikes, Beschichtungen usw.) erhöhen die Primärstabilität, können aber z. B. durch Abriebinduktion zu knöchernen Defekten führen und durchaus ein Grund für eine erneute Revision sein [26, 94, 108]. Das Management des ausgedehnten azetabulären Knochenverlustes besteht in der Defektreduktion und Überführung von „uncontained“ Defekten in „contained“ Defekte. Hierfür stehen eine Vielzahl von autologen und allogenen Knochentransplantaten zur Verfügung. Für große Knochendefekte werden zum Teil strukturierte Allografts verwendet, welche jedoch nur teilweise durch den autochthonen Knochen ersetzt werden, da die Revaskularisierung nur ein Ausmaß von etwa 2 mm in der direkten Kontaktzone erreicht [49], so dass große strukturierte Allografts oftmals nach 6–8 Jahren versagen [48, 55, 66]. Auch bei Verwendung eines Burch-Schneider-Rings, der über viele Jahre als Implantat der Wahl zur Rekonstruktion großer Knochendefekte empfohlen wurde [32], kommt es bei den höhergradigen Defekten nach 6–8 Jahren in mehr als 30 % der Fälle zum Versagen des Implantats [98, 99, 137].

Von 2005 bis 2007 erfolgte bei 38 Patienten mit Pfannendefektsituationen Typ IIIa und IIIb nach Paprosky die Rekonstruktion mit dem TMT-System, einer

Kombinationsmöglichkeit aus metallischem Defektaugmentat und hemispherischer Pressfitpfanne.

Durch die Defektreduktion gelang es das acetabuläre Lager auf ein annähernd sphärisches Cavum zu reduzieren. Darüber hinaus besteht mit diesem Augmentat die Möglichkeit Knochen in der lasttragenden Zone zu transplantieren, bei gleichzeitigem Schutz vor zu großer Lastaufnahme. Im Nachbeobachtungszeitraum von mehr als 2 Jahren, wurden eine Pfannenmigration und eine Pfannenlockerung registriert, die jeweils zur erneuten Revision führten. Nach 25 Monaten war bei allen nicht revidierten Patienten eine signifikante Verbesserung der Funktion zu beobachten. Der Merle-d'Aubigné-Score stieg von 6 auf 13 Punkte, der Harris-Hip-Score von 29 auf 78 Punkte.

Im Ergebnis des kurzfristigen Nachuntersuchungszeitraumes stellen sich ein hoffnungsvoller Ansatz und eine durchaus individuelle Revisionslösung für acetabuläre Defektsituationen dar, mittel- bis langfristige Ergebnisse müssen diese Erwartungen noch bestätigen.

3 Diskussion

Die endoprothetische Versorgung des Hüftgelenkes ist höchst artifizuell hinsichtlich anatomischer knöcherner Landmarken. Folgt die Orientierung der Implantatkomponenten in der Knieendoprothetik einem stark mechanistischem Ansatz, in der die Bewertung von Rotation- und Achsausrichtung als Indiz für eine regelrechte Implantatstellung dienen [28, 69], so ist die optimal implantierte Hüftprothese nicht einheitlich zu definieren. Der Grund hierfür liegt in der Orientierung des Beckens mit Beeinflussung der acetabulären Stellung und ist bestimmt durch die Stellung der Körperachse im Sagittalprofil.

Die Entwicklung der sagittalen Orientierung des Beckens (pelvic tilt) in der Individualentwicklung geht mit einer Erhöhung der pelvic incidence einher. Durch die Aufrichtung des Beckens bis zum Wachstumsabschluss resultiert somit eine Rückwärtsverlagerung des Beckens gegenüber dem Drehzentrum der Hüftgelenke, postpubertär tritt keine wesentliche Veränderung der sagittalen Beckenorientierung auf [78]. Diese Entwicklung ist phänotypisch variabel, so dass nach abgeschlossener Skelettreifung eine interindividuelle Varianz der pelvic incidence zwischen 34° und 84° [138, 139] in Abhängigkeit vom vertebragenen Sagittalprofil resultiert. Diese Ergebnisse werden in anderen Untersuchungsgruppen mit geringerer Streubreite bestätigt [115, 116], ebenso die Konstanz der pelvic incidence und des pelvic tilt mit 14° (SD $\pm 6^\circ$) nach Wachstumsabschluss. Eine veränderliche Größe ist der pelvisakrale Winkel mit einer geringen altersabhängigen und nicht geschlechterspezifischen Abnahme [109, 115, 116].

Da sich eine direkte Korrelation von Sagittalprofil und Beckenrotation darstellen lässt, ist bei einem Sagittaltyp I von einer Reklination des Beckens auszugehen, wohingegen die Sagittaltypen III und IV [110] mit einer höhergradigen Beckeninklination einhergehen. Korrespondierend zu den genannten Phänotypisierungen lassen sich in der Hüftgelenkchirurgie zum Teil erheblich differierende sagittale Beckenorientierungen darstellen wie z. B. bei hoher Hüftluxation mit erhöhter Beckeninklination oder dem Reklinationstyp bei der Spondylitis ankylosans.

Neben der individuell unterschiedlichen Orientierung ist eine geschlechterspezifische Differenz der pelvic incidence belegt und in der

männlichen Population durchschnittlich höher [73]. Da sich die pelvic incidence aus der Summation von pelvic tilt und sacral slope rekrutiert, kann sich eine Vergrößerung entweder aus einer anterioren Lage des Hüftzentrums oder einer stärkeren lumbalen Lordose mit folgender Horizontalisierung des Sakrums generieren. Eine potentiell anteriore Positionierung des Hüftzentrums in Relation zur APP beim weiblichen Geschlecht [135] kann eine Reduktion der pelvic incidence im Geschlechtervergleich nicht erklären. Vielmehr resultiert dieser Geschlechterunterschied aus einer im Mittel geringeren lumbalen Lordose und folglich kleinerem pelvisakralem Winkel bei der Frau. [73].

Neben der geschlechterdifferenten Reifung des Azetabulums ist die dreidimensionale Orientierung der Pfanneneingangsebene folglich auch bedingt durch die sagittal unterschiedliche Ausrichtung der Beckenachse. Durch den Einfluss der Beckenrotation auf die knöchernen Pfanneneingangsebene, vornehmlich auf die Anteversion [5], ist beim Sagittaltyp I eine verstärkte, hingegen beim Typ III und IV [110] eine reduzierte Anteversionsstellung zu erwarten.

In der Summe belegter morphologischer und funktioneller Daten des Beckens sind eine individuelle Streubreite, geringe altersabhängige Veränderungen sowie geschlechterspezifische Merkmale zu belegen.

Die Reifung des Azetabulums betreffend, überwiegen in einigen Studien die individuellen Unterschiede [17] und geschlechter-morphologische Unterschiede sind nicht darstellbar.

Sowohl für die Lokalisation als auch die Orientierung des Azetabulums lassen sich in größeren Fallstudien hier jedoch signifikante Unterschiede darstellen. Bei geschlechtergleicher Distanz des azetabulären Zentrums von der medianen Sagittalebene [82, 135], besteht ein signifikanter Unterschied in der antero-posterioren Lokalisation in Bezug zur APP zwischen den Geschlechtern [135].

Die azetabuläre Inklination unterscheidet sich in beiden Gruppen nicht, die Anteversion ist bei der Frau jedoch signifikant größer [64, 92, 127, 135, 141]. Im Alterungsprozess stellen sich keine detektierbaren Veränderungen dieser Kenngrößen dar [82].

Werden die anatomischen Daten schematisch in ein Koordinatensystem übertragen mit der APP als Referenzebene, gepaart mit den Kenngrößen Stabilität, impingementfreie ROM sowie Abrieb, resultieren nur sehr limitierte

Implantatorientierungen (Abb. 2). Dieser Vergleich ist zulässig unter der Annahme, dass die APP von der Frontalebene im Mittel nur gering abweicht [112, 135]. Hierdurch wird deutlich, dass eine anatomische Orientierung der Pfanneneingangsebene nur in wenigen Fällen möglich und in der überwiegenden Mehrheit nicht zu empfehlen ist.

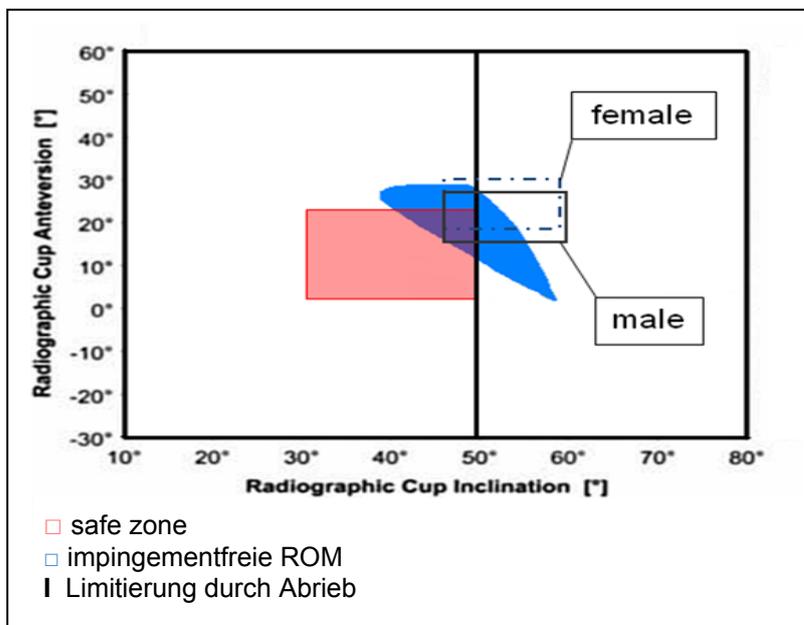


Abbildung 2: Modifikation der Darstellung über die impingementfreie ROM eines artifiziiellen Hüftgelenkersatzes bei einer Schaft-Antetorsion von 15°, einem Prothesenschaft-CCD-Winkel von 130° und einer head-neck-ratio von 2.33 [145], Vergleich mit den klinischen Daten der empfohlenen safe zone [75] und Projektion der Mittelwerte (+/- 1 SD) erhobener anatomischer Daten für das weibliche und männliche Geschlecht. Markierung der Inklinationslimitierung durch Abrieb [38, 63].

Die konventionelle Ausrichtung der Pfannenpositionierung erfolgt anhand der Lage des Patienten und der Tischebene. Die ist bei endoprothetischen Versorgungen in Rückenlage relativ sicher handhabbar, in Seitlage ist die Orientierung durch mögliche Beckenverkipfung auf dem OP-Tisch erschwert und die Orientierung kann im Wesentlichen nur an knöchernen Landmarken erfolgen [85]. Diese konventionelle Implantation der Pfannenkomponente ist mit einer relativ hohen

Streubreite der Orientierung assoziiert [58], weshalb bildfreie navigationsgestützte Operationsmodule auf dem Markt etabliert wurden.

Wesentlicher Vorteil dieser navigationsgestützten Operationsmethodik ist die Reduktion der Streubreite definierter Anteversions- und Inklinationsstellungen [41, 58] und die Kontrolle der Beinlänge. Neben der Adjustierung der Implantationstiefe und der Kontrolle des azetabulären Rotationszentrums ist in der Regel auch eine Evaluation des resultierenden Offsets während der Operation möglich. Die Definition des azetabulären Rotationszentrums ist bei primärer Koxarthrose sowohl durch Erhebung des kinematischen als auch durch Detektion des getasteten Zentrums problemlos möglich. Schwierigkeiten können sich in der intraoperativen Erhebung des Drehzentrums bei der Protrusionskoxarthrose darstellen oder bei sekundären Arthroseformen mit aspärischem Azetabulum, wie bei der Dysplasie. In diesem Zusammenhang wäre bei navigationsgestützten Verfahren ein Verbindungstool zwischen präoperativer Planung und intraoperativ genutzter Software wünschenswert, was gegenwärtig sowohl aufgrund der Planungsdimension als auch der bildfrei arbeitenden Software nicht umsetzbar erscheint. Folglich orientieren sich diese Techniken alleinig an der APP für die Orientierung der Hüftpfanne. Pelvic incidence und tilt müssen jedoch mit der APP nicht zwangsläufig korrelieren. Die Referenzebene APP in der Navigation verbessert die Genauigkeit der Pfannenimplantation, aber eben nur in Bezug auf diese Ebene. Die anatomische Varianz weniger oder stärker prominenter ausgeprägter Knochenlandmarken wird inkludiert, eine funktionelle Orientierung ist nicht möglich.

Die Beckenrotation ist nicht nur individuell determiniert sondern auch eine variierende Größe und von der Körperhaltung abhängig. So ist die anteriore Beckenkipfung detektiert über die APP in liegender Position signifikant größer als in der stehenden Position und beim Aufrichten im Mittel um $5,4^\circ \pm 4,6^\circ$ reduziert. Dies beeinflusst die Messung der Anteversion während der Implantation der Totalendoprothese, wenn sie in Bezug zur Tischebene gemessen wird (konventionelles Koordinatensystem) [5]. Durch die Verkippung zwischen der APP und der Frontalebene in Rückenlage kann die Größe der azetabulären Inklination um $2,2^\circ$ und $4,2^\circ$ für die Anteversion in Abhängigkeit von der Referenzebene differieren [112]. Zwischen sitzender und stehender Position ist eine Abnahme der Beckeninklination zu verzeichnen, in diesem Zusammenhang

ist ebenfalls eine Zunahme der Anteversion der Pfanne zwischen beiden Zuständen zu registrieren [72]. Ferner ist eine altersbedingte Reduktion der Beckeninklination mit einer Zunahme der funktionellen Anteversion assoziiert. Gleichzeitig resultiert während des Alterungsprozesses eine Abnahme der Beweglichkeit im lumbosakralen Übergang, d.h., es besteht weniger Variabilität zwischen stehendem und sitzendem Zustand als bei jungen Patienten. Es ist somit eine veränderliche Stellung des Azetabulums festzuhalten, woraus bei alleiniger Positionierung der Pfannenkomponente mit Referenz zur APP ein postoperativ komplikationsassoziierter Verlauf auf Grund des fehlenden funktionellen Ansatzes resultieren kann.

Der einzig funktionelle Ansatz ist der alters- und positionsabhängig veränderliche sacral slope [72]. Zwischen diesem Parameter und der Anteversion der Pfanne besteht eine indirekte Korrelation (Abb. 3). Bleibt die Frage, ob der sacral slope der einzige Parameter ist, der für die funktionelle Orientierung der künstlichen Hüftpfanne genutzt werden könnte, da keine belastungsfähigen Daten existieren, die eine Korrelation zwischen der APP und allen anderen Parametern der sagittalen Beckenorientierung nachweisen [109]. Die vorgeschlagene Methodik zur Adjustierung der Anteversion in Abhängigkeit von der sakralen Grundplattenneigung erscheint unter funktionellem Ansatz plausibel, da der sakro-azetabuläre Komplementärwinkel eine unveränderliche morphologische Größe darstellt.

Ob der Empfehlung für die Umsetzung eines alleinig funktionellen Ansatzes gefolgt werden soll, ist nicht abhängig von zusätzlichen und zu rechtfertigenden radiologischen Untersuchungen und einem intraoperativen Mehraufwand. Vielmehr ist eine anatomische Rekonstruktion schon der Inklination aufgrund der linearen und volumetrischen Abriebrate von Gleitpaarungen nicht möglich [77]. Bei notwendiger Reduktion des Inklinationswinkels ist deshalb bereits eine veränderte Justierung der Anteversion für eine impingementfreie ROM erforderlich [145]. Bei Respektierung der Geschlechterdifferenz sind zusätzlich höhere Anteversionsstellungen für das weibliche Geschlecht empfohlen [56], so dass der führende funktionelle Bezug allein nicht umsetzbar erscheint.

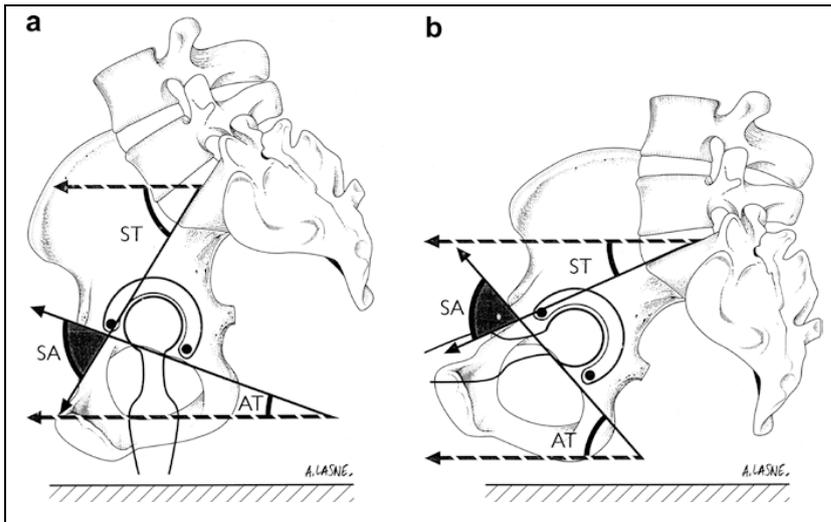


Abbildung 3: Schematische Darstellung der Korrelation von sacral slope (ST) und azetabulärer Inklination (AT) bei unterschiedlicher Beckenrotation (a-stehend, b-sitzend) mit resultierendem sakro-azetabulärem Komplementärwinkel [72].

Für die operative Umsetzung einer optimierten Pfannenpositionierung ist gegenwärtig durch Nutzung von Navigationshilfen eine Reduktion der Fehlerstreuung zu erreichen. Nicht weniger bedeutend ist jedoch die klinische Funktionsanalyse einschließende individuelle und geschlechterrespektierende Planung und Implantation unter Berücksichtigung der Kenngrößen eines artifizialen Gelenkersatzes.

Sowohl in der primär- als auch revisionsendoprothetischen Versorgung des Azetabulums treten bei Implantationen abweichend von der anatomischen Orientierung erwartungsgemäß Komplikationen auf, die schmerzassoziiert imponieren können. Neben Fehlplatzierungen sind durchaus sowohl röntgenologisch unauffällige Implantatstellungen als auch Positionierungen mit bewusster Korrektur der Orientierung oder des Rotationszentrums betroffen. Bei korrigierenden Positionierungen wie in der Versorgung der Dysplasie- oder Protrusionskoxarthrose besteht neben der Beeinflussung der Hüftkontaktkraft [45] immer das Risiko einer Irritation periartikulärer Strukturen mit der Folge schmerzhafter Funktionsbeeinträchtigung. Der Grund hierfür liegt in der nicht-anatomiekonformen Rekonstruktion des Azetabulums. Diese ist darüber hinaus

bestimmt durch die individuelle- und geschlechterabhängige Varianz der Lokalisation und Orientierung und letztlich bedingt durch die gewünschte Korrektur bei sekundären Arthrosen. Die knöcherne Deckung des implantierten Gelenkersatzes ist hier der beeinflussende Parameter. Dieses postoperativ auftretende Problem wird erst seit Kurzem adressiert und kann unterschiedliche Muskel-/Sehnenstrukturen betreffen [8, 13, 67, 90].

Am koxalen Femur hat das Weichgewebsimpingement nach endoprothetischem Ersatz einen geringen Stellenwert, hier überwiegen Impingementsyndrome in Abhängigkeit von genutzten Implantaten im Sinne eines Implantat-Knochen- oder Komponenten- Konfliktes [62]. Diese femoral assoziierten Impingementsyndrome sind vermeidbar durch die Wahl eines Implantates, mit dem die Antetorsion und das Offset entsprechend der Planung einstellbar sind. Von einer unbedingten Rekonstruktion der anatomischen Torsion ist Abstand zu nehmen, da keine Korrelation zwischen anatomischer Anteversion der Pfanne und Antetorsion des Schenkelhalses nachweisbar ist [6, 50, 102]. Darüber hinaus ist die Torsion der femoralen Komponente unter Berücksichtigung der Pfannenstellung als kombinierte Anteversion zu justieren [22]. Hier sollte die kombinierte native Anteversion, die bis zu 43° betragen kann [112], nicht angestrebt werden. Da eine in diesem Fall hohe Antetorsionsstellung des femoralen Implantates sowohl die impingementfreie ROM reduziert [145] als auch die resultierende Hüftkontaktkraft erhöht [9, 133]. Mit Einflussnahme auf das Abriebverhalten der Gleitpaarung sind Implantate und Verfahrensweisen ohne Korrekturmöglichkeiten der Torsion nicht ohne Vorbehalt zu empfehlen. Darüber hinaus wird die Stabilität des Gelenkes durch die femorale Schafttorsion in Abhängigkeit von der Pfannenorientierung beeinflusst [83]. Empfehlungen für die kombinierte Anteversion bestehen aus rein mechanistischen Ansätzen und definieren die Größe mit $37,3^\circ$ bei Inklinationswinkeln der Pfanne zwischen 40° und 45° [145]. Darüber hinaus sind klinische Erfahrungen dokumentiert unter Respektierung der Geschlechterdifferenz mit einer Empfehlung der kombinierten Anteversion von 45° bei der Frau und zwischen 20° und 30° beim Mann [56]. Diese für das weibliche Geschlecht sehr hohen Werte respektieren erstmalig die geschlechterspezifische Differenz, sind jedoch nicht kritiklos zu übernehmen, da die Ausrichtung der Komponenten immer auch die individuellen Merkmale inkludieren sollte und nicht zuletzt erfolgt die Orientierung auch entsprechend dem chirurgischen

Zugangsweg, um eine Instabilität zu vermeiden [84, 85]. Folglich gibt es keine einheitlichen oder eindeutigen Empfehlungen für die isolierte rotatorische Ausrichtung der Schaftkomponente. Bei notwendiger Justierung einer Anteversion der Pfanne von ca. 20° ist eine Antetorsion des Prothesenschaftes von größer als 15° nicht empfohlen [56] und aufgrund beobachteter Ausrichtungen in der Sagittalebene noch weiter zu reduzieren. Wenig Beachtung fand bisher die präparationsbedingte und implantationsassoziierte sagittale Schaftverkipfung in Bezug zur Femurachse. Diese ist umso größer, je weiter ventral der femorale Schafttritt im proximalen Femur bei Verwendung von Standardschäften gewählt wird. Beeinflusst wird die Lage der Markraumeröffnung sowohl durch die Höhe der Schenkelhalsresektion als auch durch den Habitus des zu versorgenden Patienten. Hieraus kann eine anteriore Verkipfung des definitiven Schaftimplantates resultieren mit deutlicher Ventralisation des Drehzentrums [89]. Der Einfluss auf die funktionelle Antetorsion ist, abhängig vom Grad der sagittalen Abweichung, in Addition der rotatorischen Torsion durchaus erheblich. Diese wenig berücksichtigte aber häufige Fehlerquelle bei der femoralen Justierung des Drehzentrums ist zu detektieren und in Bezug zur kombinierten Antetorsion einzukalkulieren, um das Risiko einer instabilen Gelenksituation zu verhindern. Beeinflusst wird die Stabilität des endoprothetisch versorgten Gelenkes, ebenso wie die Funktion durch die Rekonstruktion des femoralen Offsets. Vermag die Reduktion des femoralen Offsets gegenüber der präoperativen Situation die volumetrische Abriebrate zu verringern, verglichen mit einer Vergrößerung [77], so kann eine fehlende Rekonstruktion eine muskuläre Insuffizienz, ein Impingement oder eine Instabilität verursachen [7] und ist aus diesem Grund zu vermeiden. Die Revision des endoprothetisch versorgten Hüftgelenkes folgt hier den gleichen Grundsätzen wie denen der Index-Operation. Instabilitäten resultieren weit häufiger aus zugangsbedingten und wiederholten Weichgewebstraumatisierungen [16]. Die Rekonstruktion von Offset, die Justierung des femoralen wie auch des azetabulären Drehzentrums ist bei ausgedehnten knöchernen Defektsituationen weitaus schwieriger umzusetzen. Für die bildfreie Navigation in der Revisionsendoprothetik existieren keine validen Daten, da sowohl die kinematische Detektion des Hüftzentrums als auch manuelle Erhebung des azetabulären Rotationszentrums nicht sinnvoll umzusetzen sind. Darüber hinaus

sind zum Teil notwendige Revisionslösungen mit verfügbaren Navigationssystemen nicht kompatibel.

Die femorale Revision mit Justierung von Torsion, Offset und Beinlänge ist weitestgehend unabhängig von der Defektsituation beherrschbar durch Verwendung verfügbarer unterschiedlicher Prothesendesigns, einschließlich modularer Revisionslösungen [33, 59, 91, 103]. Auch bei isolierter femoraler Revision erfolgt die Einstellung des Drehzentrums in Relation zur Position und Orientierung der implantierten Pfannenkomponente.

Die azetabuläre Revision bei ausgedehnten knöchernen Defekten ist primär gekennzeichnet durch die Notwendigkeit einer stabilen Implantatverankerung im autochthonen Knochen, was im Vergleich zum Femur erheblich erschwert sein kann. Ein direkter Implantat-Knochenkontakt zumindest im Bereich der lasttragenden Zone ist zwingend notwendig, um die mittel- bis langfristige Standzeit zu gewährleisten [48, 55, 66, 147]. Verfügbare Revisionsimplantate mit großflächiger Abstützung am defizitären Azetabulum erreichen diesen notwendigen Knochenkontakt [10, 99, 113, 146], können die Position des originären Rotationszentrums jedoch nur zum Teil rekonstruieren. Alternativ können Revisionsimplantate eingesetzt werden, die dem Anspruch eines direkten Knochenkontaktes im kranialen Knochenlager folgen und durch eine Verankerung im supraazetabulären Ilium eine hohe Primärstabilität aufweisen können [134]. Die Implantation dieser gestielten Monoblockimplantate bestimmt maßgeblich das resultierende Drehzentrum, da die Position des Hüftzentrums immer durch die Position und Richtung der Ilium-Verankerung definiert wird. Trotz verfügbarer Größenunterschiede müssen auch bei Verwendung dieser Implantate Abweichungen erwartet werden. Neuere Entwicklungen ermöglichen die Nutzung modularer Revisionsysteme, die eine defektadaptierte metallische Augmentation erlauben und eine gleichzeitige knöcherne Rekonstruktion ermöglichen [40]. Gewährleistet werden hierdurch ein direkter autologer Knochenkontakt zum Implantat und eine nahezu individuelle Rekonstruktion der azetabulären Parameter. Trotz dieser Versorgungsmöglichkeiten, die eine längerfristige Kontrolle hinsichtlich der Standzeit erfahren müssen, werden in der Revision des Azetabulums einhergehend mit ausgedehnten Defekten häufiger Kompromisse getätigt, die primär immer zu Gunsten der stabilen Implantatfixation durchgeführt werden.

4 Zusammenfassung

Die Ausrichtung des sagittalen Beckenalignements ist reifungsabhängig determiniert, jedoch von einer individuellen Varianz gekennzeichnet. Sowohl alters- als auch geschlechterspezifisch können Parameter erhoben werden die zum Teil erheblich differieren. So wird die azetabuläre als auch koxale femorale Orientierung und Lokalisation von diesen Parametern als auch vom funktionellen Sagittalprofil bestimmt. In der Primärendoprothetik werden diese Einflussgrößen weitestgehend vernachlässigt aufgrund des hohen Freiheitsgrades der möglichen ROM und der Rekonstruktion unter Wahrung von Stabilitätskriterien hinsichtlich des Luxationsrisikos. Anatomische Kenngrößen bleiben zum Teil unberücksichtigt, da azetabulär eine Rekonstruktion der Pfannenneigung in der Frontalebene in der überwiegenden Mehrheit nicht zu gewährleisten ist. Auf Grund der Reduktion der artifiziellen Inklination muss der Anteversionsstellung eine besondere Berücksichtigung zukommen. Die Implantation des femoralen Ersatzes sollte adjustiert zum azetabulären Ersatz erfolgen, da Stabilitätskriterien, Abriebverhalten und ROM berücksichtigt werden müssen. Diese Forderung kann nicht für alle anatomischen Varianten unter Verwendung von Prothesen wie dem Oberflächenersatz oder der Kurzschaftprothese erfüllt werden. Navigationsassistierte gelenkersetzende Operationsverfahren können bei definierter Zielgröße die Streubreite der Hüftpfannenpositionierung reduzieren, einem funktionellen Ansatz wird diese Methodik bei differierenden Sagittalorientierungen des Beckens nicht gerecht. Femoral ist die Implantationstiefe und resultierende Beinlänge gut kontrollierbar, die achsgerechte und funktionelle Antetorsionsstellung mit Auswirkung auf das femorale Drehzentrum des Implantates ist durch manuelle Markraumreferenzierung erheblich fehlerbehaftet, so dass auch hier ein funktionelles Malalignment intraoperativ nicht detektiert werden kann. Eine sagittale Schaftverkipfung kann hier sowohl bei der navigations-assistierten als auch konventionellen Implantationstechnik auftreten. Im ungünstigsten Fall kann sich so zusätzlich zur rotatorisch justierten Antetorsionsstellung eine weitere Anteriorverlagerung des femoralen Drehzentrums ergeben und eine funktionelle Antetorsion resultieren, die die Funktion und Hüftkontaktkraft ungünstig beeinflussen.

Fehlerquellen können in der Primär- und Revisionsendoprothetik auch resultieren, wenn eine unzureichende knöchernen Deckung des Implantates, vornehmlich der Pfannenkomponente vorliegt. Dieses Risiko besteht bei einer Veränderung des azetabulären Rotationszentrums, bei der Nutzung überdimensionierter Implantatgrößen und bei größeren azetabulären Pfeilerdefekten resp. pathologischen Orientierungen des Azetabulums. Unter Ausschluss anderer Ursachen ist die resultierende Impingementsymptomatik für einen Teil der funktionell schlechten Ergebnisse und der schmerzhaften Zustände nach hüftendoprothetischer Versorgung verantwortlich. Die Orientierung des Implantates und somit die Adjustierung des Drehzentrums ist aufgrund modularer Lösungen in der Revision femoral gut umsetzbar. Azetabulumseitig werden bei Destruktion des originären Hüftzentrums heute auch zunehmend modulare Systeme genutzt, um die Rekonstruktion defektabhängig bei gleichzeitig sicherer Implantatverankerung zu gewährleisten. Diese modularen Implantate müssen mittel-bis langfristig die Überlegenheit gegenüber konventionellen Lösungen unter Beweis stellen.

5 Literaturverzeichnis

1. Abitbol MM. Evolution of the lumbosacral angle. *Am J Phys Anthropol.* 1987 Mar;72(3):361-72.
2. Abitbol MM. Effect of posture and locomotion on energy expenditure. *Am J Phys Anthropol.* 1988 Oct;77(2):191-9.
3. Ahlberg A, Moussa M, Al-Nahdi M. On geographical variations in the normal range of joint motion. *Clin Orthop Relat Res.* 1988 Sep;(234):229-31.
4. Aldinger PR, Thomsen M, Mau H, Ewerbeck V, Breusch SJ. Cementless Spotorno tapered titanium stems: excellent 10-15-year survival in 141 young patients. *Acta Orthop Scand.* 2003 Jun;74(3):253-8.
5. Babisch JW, Layher F, Amiot LP. The rationale for tilt-adjusted acetabular cup navigation. *J Bone Joint Surg Am.* 2008 Feb;90(2):357-65.
6. Bargar WL, Jamali AA, Nejad AH. Femoral anteversion in THA and its lack of correlation with native acetabular anteversion. *Clin Orthop Relat Res.* 2010 Feb;468(2):527-32.
7. Barrack RL. Factors influencing polyethylene wear in total joint arthroplasty. *Orthopedics.* 1998 Sep;21(9):937-40.
8. Bartelt RB, Sierra RJ. Recurrent Hematomas Within the Iliopsoas Muscle Caused by Impingement After Total Hip Arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2010 Jun 10.
9. Bergmann G, Deuretzbacher G, Heller M, Graichen F, Rohlmann A, Strauss J, Duda GN. Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *Biomech.* 2001 Jul;34(7):859-71.

10. Böhm P, Banzhaf S. Acetabular revision with allograft bone. 103 revisions with 3 reconstruction alternatives, followed for 0.3-13 years. *Acta Orthop Scand*. 1999 Jun;70(3):240-9.
11. Boone DC, Azen SP. Normal range of motion of joints in male subjects. *J Bone Joint Surg Am*. 1979 Jul;61(5):756-9.
12. Bozic KJ, Rubash HE. The painful total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res*. 2004 Mar;(420):18-25.
13. Brew CJ, Stockley I, Grainger AJ, Stone MH. Iliopsoas Tendonitis Caused by Overhang of a Collared Femoral Prosthesis. *J Arthroplasty*. 2010 Jan 20. [Epub ahead of print]
14. Brown TE, Larson B, Shen F, Moskal JT. Thigh pain after cementless total hip arthroplasty: evaluation and management. *J Am Acad Orthop Surg*. 2002 Nov-Dec;10(6):385-92.
15. Brückl R, Tönnis D. The growth of the juvenile hip joint. A planimetric study of x-ray films. *Arch Orthop Trauma Surg*. 1979 Jan 29;93(2):149-59.
16. Charles MN, Bourne RB, Davey JR, Greenwald AS, Morrey BF, Rorabeck CH. Soft-tissue balancing of the hip: the role of femoral Offset restoration. *Instr Course Lect*. 2005;54:131-41.
17. Coleman WH. Sex differences in the growth of the human bony pelvis. *Am J Phys Anthropol*. 1969 Sep;31(2):125-51.
18. Collier JP, Mayor MB, Williams IR, Surprenant VA, Surprenant HP, Currier BH. The tradeoffs associated with modular hip prostheses. *Clin Orthop Relat Res*. 1995 Feb;(311):91-101.

19. Comba F, Buttaro M, Pusso R, Piccaluga F. Acetabular reconstruction with impacted bone allografts and cemented acetabular components: a 2- to 13-year follow-up study of 142 aseptic revisions. *J Bone Joint Surg Br.* 2006 Jul;88(7):865-9.
20. Daly PJ, Morrey BF. Operative correction of an unstable total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 1992 Oct;74(9):1334-43.
21. Della Valle CJ, Rafii M, Jaffe WL. Iliopsoas tendinitis after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2001 Oct;16(7):923-6.
22. Dorr LD, Malik A, Dastane M, Wan Z. Combined anteversion technique for total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2009 Jan;467(1):119-27.
23. Dorr LD, Wolf AW, Chandler R, Conaty JP. Classification and treatment of dislocations of total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1983 Mar;(173):151-8.
24. During J, Goudfrooij H, Keessen W, Beeker TW, Crowe A. Toward standards for posture. Postural characteristics of the lower back system in normal and pathologic conditions. *Spine (Phila Pa 1976).* 1985 Jan-Feb;10(1):83-7.
25. Duval-Beaupère G, Schmidt C, Cosson P. A Barycentremetric study of the sagittal shape of spine and pelvis: the conditions required for an economic standing position. *Ann Biomed Eng.* 1992;20(4):451-62
26. Engh CA, Hopper RH Jr, Engh CA Jr. Long-term porous-coated cup survivorship using spikes, screws, and press-fitting for initial fixation. *J Arthroplasty.* 2004 Oct;19(7 Suppl 2):54-60.
27. Fabry G, MacEwen GD, Shands AR Jr. Torsion of the femur. A follow-up study in normal and abnormal conditions. *J Bone Joint Surg Am.* 1973 Dec;55(8):1726-38.

28. Fang DM, Ritter MA, Davis KE. Coronal alignment in total knee arthroplasty: just how important is it? *J Arthroplasty*. 2009 Sep;24(6 Suppl):39-43.
29. Faust MS. Somatic development of adolescent girls. *Monogr Soc Res Child Dev*. 1977;42(1):1-90.
30. Gandhi R, Marchie A, Farrokhyar F, Mahomed N. Computer navigation in total hip replacement: a meta-analysis. *Int Orthop*. 2008 Apr 3. [Epub ahead of print]
31. Gelb DE, Lenke LG, Bridwell KH, Blanke K, McEneaney KW. An analysis of sagittal spinal alignment in 100 asymptomatic middle and older aged volunteers. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1995 Jun 15;20(12):1351-8
32. Gill TJ, Sledge JB, Müller ME. Total hip arthroplasty with use of an acetabular reinforcement ring in patients who have congenital dysplasia of the hip. Results at five to fifteen years. *J Bone Joint Surg Am*. 1998 Jul;80(7):969-79.
33. Goldberg VM. Revision total hip arthroplasty using a cementless modular femoral hip design. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)*. 2002 Apr;31(4):202-4.
34. Grigoris P, Greccula MJ, Amstutz HC. Tripolar hip replacement for recurrent prosthetic dislocation. *Clin Orthop Relat Res*. 1994 Jul;(304):148-55.
35. Gulow J, Scholz R, Freiherr von Salis-Soglio G. Short-stemmed endoprostheses in total hip arthroplasty. *Orthopade*. 2007 Apr;36(4):353-9.
36. Haaker RG, Tiedjen K, Ottersbach A, Rubenthaler F, Stockheim M, Stiehl JB. Comparison of conventional versus computer-navigated acetabular component insertion. *J Arthroplasty*. 2007 Feb;22(2):151-9.

37. Hadjari MH, Hollis JM, Hofmann OE, Flahiff CM, Nelson CL. Initial stability of porous coated acetabular implants. The effect of screw placement, screw tightness, defect type, and oversize implants. *Clin Orthop Relat Res.* 1994 Oct;(307):117-23.
38. Hart AJ, Buddhdev P, Winship P, Faria N, Powell JJ, Skinner JA. Cup inclination angle of greater than 50 degrees increases whole blood concentrations of cobalt and chromium ions after metal-on-metal hip resurfacing. *Hip Int.* 2008 Jul-Sep;18(3):212-9.
39. Hartman CW, Garvin KL. Dislocation of the hip after reimplantation for infection: an analysis of risk factors. *Clin Orthop Relat Res.* 2006 Jun;447:24-7.
40. Hasart O, Perka C, Lehnigk R, Tohtz S. Reconstruction of large acetabular defects using trabecular metal augments. *Oper Orthop Traumatol.* 2010; 22: 268-77.
41. Hasart O, Perka C, Tohtz S. Comparison between pointer-based and ultrasound-based navigation technique in THA using a minimally invasive approach. *Orthopedics.* 2008 Oct;31(10 Suppl 1).
42. Hedlundh U, Sanzén L, Fredin H. The prognosis and treatment of dislocated total hip arthroplasties with a 22 mm head. *J Bone Joint Surg Br.* 1997 May;79(3):374-8.
43. Heller MO, Bergmann G, Deuretzbacher G, Claes L, Haas NP, Duda GN. Influence of femoral anteversion on proximal femoral loading: measurement and simulation in four patients. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2001 Oct;16(8):644-9.
44. Heller MO, Bergmann G, Deuretzbacher G, Dürselen L, Pohl M, Claes L, Haas NP, Duda GN. Musculo-skeletal loading conditions at the hip during walking and stair climbing. *J Biomech.* 2001 Jul;34(7):883-93.

45. Heller MO, Schröder JH, Matziolis G, Sharenkov A, Taylor WR, Perka C, Duda GN. Musculoskeletal load analysis. A biomechanical explanation for clinical results and more? *Orthopade*. 2007 Mar;36(3):188, 190-4.
46. Herrlin K, Selvik G, Pettersson H. Space orientation of total hip prosthesis. A method for three-dimensional determination. *Acta Radiol Diagn (Stockh)*. 1986 Nov-Dec;27(6):619-27.
47. Hoaglund FT, Low WD. Anatomy of the femoral neck and head, with comparative data from Caucasians and Hong Kong Chinese. *Clin Orthop Relat Res*. 1980 Oct;(152):10-6.
48. Hooten JP Jr, Engh CA Jr, Engh CA. Failure of structural acetabular allografts in cementless revision hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br*. 1994 May;76(3):419-22.
49. Hooten JP Jr, Engh CA, Heekin RD, Vinh TN. Structural bulk allografts in acetabular reconstruction. Analysis of two grafts retrieved at post-mortem. *J Bone Joint Surg Br*. 1996 Mar;78(2):270-5.
50. Høiseth A, Reikerås O, Fønstelién E. Lack of correlation between femoral neck anteversion and acetabular orientation. Radiography and computed tomography in cadavers and in vivo. *Acta Orthop Scand*. 1989 Feb;60(1):93-6
51. Jackson RP, Hales C. Congruent spinopelvic alignment on standing lateral radiographs of adult volunteers. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2000 Nov 1;25(21):2808-15
52. Jackson RP, Kanemura T, Kawakami N, Hales C. Lumbopelvic lordosis and pelvic balance on repeated standing lateral radiographs of adult volunteers and untreated patients with constant low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2000 Mar 1;25(5):575-86.

53. Jackson RP, Phipps T, Hales C, Surber J. Pelvic lordosis and alignment in spondylolisthesis. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2003 Jan 15;28(2):151-60.
54. Jacquemier M, Jouve JL, Bollini G, Panuel M, Migliani R. Acetabular anteversion in children. *J Pediatr Orthop*. 1992 May-Jun;12(3):373-5.
55. Jasty M, Harris WH. Salvage total hip reconstruction in patients with major acetabular bone deficiency using structural femoral head allografts. *J Bone Joint Surg Br*. 1990 Jan;72(1):63-7.
56. Jolles BM, Zangger P, Leyvraz PF. Factors predisposing to dislocation after primary total hip arthroplasty: a multivariate analysis. *J Arthroplasty*. 2002 Apr;17(3):282-8.
57. Kärrholm J, Garellick G, Herberts P. Swedish National Hip Arthroplasty Register; Annual Report 2006. <http://www.jru.orthop.gu.se/>
58. Kalteis T, Handel M, Bäthis H, Perlick L, Tingart M, Grifka J. Imageless navigation for insertion of the acetabular component in total hip arthroplasty: is it as accurate as CT-based navigation? *J Bone Joint Surg Br*. 2006 Feb;88(2):163-7.
59. Kang MN, Huddleston JI, Hwang K, Imrie S, Goodman SB. Early outcome of a modular femoral component in revision total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2008 Feb;23(2):220-5. Epub 2007 Oct 24.
60. Kassi JP, Heller MO, Stoeckle U, Perka C, Duda GN. Stair climbing is more critical than walking in pre-clinical assessment of primary stability in cementless THA in vitro. *J Biomech*. 2005 May;38(5):1143-54.
61. Kleemann RU, Heller MO, Stoeckle U, Taylor WR, Duda GN. THA loading arising from increased femoral anteversion and Offset may lead to critical cement stresses. *J Orthop Res*. 2003 Sep;21(5):767-74.

62. Kluess D, Zietz C, Lindner T, Mittelmeier W, Schmitz KP, Bader R. Limited range of motion of hip resurfacing arthroplasty due to unfavorable ratio of prosthetic head size and femoral neck diameter. *Acta Orthop*. 2008 Dec;79(6):748-54.
63. Ko BH, Yoon YS. Optimal orientation of implanted components in total hip arthroplasty with polyethylene on metal articulation. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2008 Oct;23(8):996-1003.
64. Kordelle J, Richolt JA, Millis M, Jolesz FA, Kikinis R. Development of the acetabulum in patients with slipped capital femoral epiphysis: a three-dimensional analysis based on computed tomography. *J Pediatr Orthop*. 2001 Mar-Apr;21(2):174-8.
65. Kristiansen B, Jørgensen L, Hölmich P. Dislocation following total hip arthroplasty. *Arch Orthop Trauma Surg*. 1985;103(6):375-7.
66. Kwong LM, Jasty M, Harris WH. High failure rate of bulk femoral head allografts in total hip acetabular reconstructions at 10 years. *J Arthroplasty*. 1993 Aug;8(4):341-6.
67. Lachiewicz PF, Kauk JR. Anterior iliopsoas impingement and tendinitis after total hip arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg*. 2009 Jun;17(6):337-44.
68. Lachiewicz PF, Suh PB, Gilbert JA. In vitro initial fixation of porous-coated acetabular total hip components. A biomechanical comparative study. *Arthroplasty*. 1989 Sep;4(3):201-5.
69. Lakstein D, Zarrabian M, Kosashvili Y, Safir O, Gross AE, Backstein D. Revision Total Knee Arthroplasty for Component Malrotation is Highly Beneficial A Case Control Study. *J Arthroplasty*. 2010 Jan 18. [Epub ahead of print]

70. LaVelle M. Natural selection and developmental sexual variation in the human pelvis. *Am J Phys Anthropol.* 1995 Sep;98(1):59-72.
71. Lanz T von, Wachsmuth W. *Praktische Anatomie*, Bd 1, Teil 3. Springer, Berlin Heidelberg 1938.
72. Lazennec JY, Charlot N, Gorin M, Roger B, Arafati N, Bissery A, Saillant G. Hip-spine relationship: a radio-anatomical study for optimization in acetabular cup positioning. *Surg Radiol Anat.* 2004 Apr;26(2):136-44.
73. Legaye J, Duval-Beaupère G, Hecquet J, Marty C. Pelvic incidence: a fundamental pelvic parameter for three-dimensional regulation of spinal sagittal curves. *Eur Spine J.* 1998;7(2):99-103
74. Lengersfeld M, Bassaly A, Boudriot U, Pressel T, Griss P. Size and direction of hip joint forces associated with various positions of the acetabulum. *J Arthroplasty.* 2000 Apr;15(3):314-20.
75. Lewinnek GE, Lewis JL, Tarr R, Compere CL, Zimmerman JR. Dislocations after total hip-replacement arthroplasties. *J Bone Joint Surg Am.* 1978 Mar;60(2):217-20.
76. Li YJ, Zhang LC, Yang GJ, Zhang CC, Wang WL, Lin RX, Cai CY. Prevention of prosthesis dislocation after the revision of total hip arthroplasty. *Zhongguo Gu Shang.* 2008 Mar;21(3):173-5.
77. Little NJ, Busch CA, Gallagher JA, Rorabeck CH, Bourne RB. Acetabular polyethylene wear and acetabular inclination and femoral Offset. *Clin Orthop Relat Res.* 2009 Nov;467(11):2895-900.
78. Mac-Thiong JM, Berthonnaud E, Dimar JR 2nd, Betz RR, Labelle H. Sagittal alignment of the spine and pelvis during growth. *Spine (Phila Pa 1976).* 2004 Aug 1;29(15):1642-7

79. Mangione P, Gomez D, Senegas J. Study of the course of the incidence angle during growth. *Eur Spine J.* 1997;6(3):163-7.
80. Mangione P, S negas J. Sagittal balance of the spine. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 1997;83(1):22-32.
81. Marty C, Boisaubert B, Descamps H, Montigny JP, Hecquet J, Legaye J, Duval-Beaupère G. The sagittal anatomy of the sacrum among young adults, infants, and spondylolisthesis patients. *Eur Spine J.* 2002 Apr;11(2):119-25. Epub 2002 Jan 11.
82. Maruyama M, Feinberg JR, Capello WN, D'Antonio JA. The Frank Stinchfield Award: Morphologic features of the acetabulum and femur: anteversion angle and implant positioning. *Clin Orthop Relat Res.* 2001 Dec;(393):52-65.
83. Matsushita A, Nakashima Y, Fujii M, Sato T, Iwamoto Y. Modular Necks Improve the Range of Hip Motion in Cases with Excessively Anteverted or Retroverted Femurs in THA. *Clin Orthop Relat Res.* 2010 May 15. [Epub ahead of print]
84. Mohler CG, Collis DK. Early Complications and Their Management. In Callaghan JJ, Rosenberg AG, Rubash HE (eds). *The Adult Hip.* Philadelphia, Lippincott-Raven Publishers 1125–1147, 1998.
85. Morrey BF. Instability after total hip arthroplasty. *Orthop Clin North Am.* 1992 Apr;23(2):237-48.
86. Morrey BF. Difficult complications after hip joint replacement. Dislocation. *Clin Orthop Relat Res.* 1997 Nov;(344):179-87
87. Morrey BF, Adams RA, Kessler M. A conservative femoral replacement for total hip arthroplasty. A prospective study. *J Bone Joint Surg Br.* 2000 Sep;82(7):952-8.

88. Morscher E, Masar Z. Development and first experience with an uncemented press-fit cup. *Clin Orthop Relat Res.* 1988 Jul;(232):96-103.
89. Müller M, Crucius D, Perka C, Tohtz S. The association between the sagittal femoral stem alignment and the resulting femoral head centre in total hip arthroplasty. *Int Orthop.* 2010 Jun 13. [Epub ahead of print]
90. Müller M, Perka C, Tohtz S. Obturator externus impingement after total hip replacement. *Orthopade.* 2009 Nov;38(11):1113-6.
91. Murphy SB, Rodriguez J. Revision total hip arthroplasty with proximal bone loss. *J Arthroplasty.* 2004 Jun;19(4 Suppl 1):115-9.
92. Murtha PE, Hafez MA, Jaramaz B, DiGioia AM 3rd. Variations in acetabular anatomy with reference to total hip replacement. *J Bone Joint Surg Br.* 2008 Mar;90(3):308-13.
93. Nicholas RM, Orr JF, Mollan RA, Calderwood JW, Nixon JR, Watson P. Dislocation of total hip replacements. A comparative study of standard, long posterior wall and augmented acetabular components. *J Bone Joint Surg Br.* 1990 May;72(3):418-22.
94. Nieuwenhuis JJ, Malefijt Jde W, Hendriks JC, Gosens T, Bonnet M. Unsatisfactory results with the cementless Omnifit acetabular component due to polyethylene and severe osteolysis. *Acta Orthop Belg.* 2005 Jun;71(3):294-302.
95. Nieves JW, Formica C, Ruffing J, Zion M, Garrett P, Lindsay R, Cosman F. Males have larger skeletal size and bone mass than females, despite comparable body size. *J Bone Miner Res.* 2005 Mar;20(3):529-35. Epub 2004 Oct 11.

96. Noble PC, Box GG, Kamaric E, Fink MJ, Alexander JW, Tullos HS. The effect of aging on the shape of the proximal femur. *Clin Orthop Relat Res*. 1995 Jul;(316):31-44.
97. Pagnano W, Hanssen AD, Lewallen DG, Shaughnessy WJ. The effect of superior placement of the acetabular component on the rate of loosening after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 1996 Jul;78(7):1004-14.
98. Paprosky WG. Cementless sockets: optimums and outcomes. *Orthopedics*. 1997 Sep;20(9):777-9.
99. Perka C, Ludwig R. Reconstruction of segmental defects during revision procedures of the acetabulum with the Burch-Schneider anti-protrusion cage. *J Arthroplasty*. 2001 Aug;16(5):568-74.
100. Ranawat CS, Dorr LD, Inglis AE. Total hip arthroplasty in protrusion acetabuli of rheumatoid arthritis. *J Bone Joint Surg Am*. 1980 Oct;62(7):1059-65.
101. Reigstad O, Siewers P, Røkkum M, Espehaug B. Excellent long-term survival of an uncemented press-fit stem and screw cup in young patients: follow-up of 75 hips for 15-18 years. *Acta Orthop*. 2008; 79(2):194-202.
102. Reikerås O, Bjerkreim I, Kolbenstvedt A. Anteversion of the acetabulum in patients with idiopathic increased anteversion of the femoral neck. *Acta Orthop Scand*. 1982 Dec;53(6):847-52.
103. Restrepo C, Mashadi M, Parvizi J, Austin MS, Hozack WJ. Modular Femoral Stems for Revision Total Hip Arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2010 Sep 24. [Epub ahead of print]

104. Richolt JA, Rittmeister ME. Misinterpretation of the anteversion in computer-assisted acetabular cup navigation as a result of a simplified palpation method of the frontal pelvic plane. *Z Orthop Ihre Grenzgeb.* 2006 May-Jun;144(3):305-10.
105. Rissech C, García M, Malgosa A. Sex and age diagnosis by ischium morphometric analysis. *Forensic Sci Int.* 2003 Aug 27;135(3):188-96.
106. Rissech C, Malgosa A. Pubis growth study: applicability in sexual and age diagnostic. *Forensic Sci Int.* 2007 Dec 20;173(2-3):137-45.
107. Roaas A, Andersson GB. Normal range of motion of the hip, knee and ankle joints in male subjects, 30-40 years of age. *Acta Orthop Scand.* 1982 Apr;53(2):205-8.
108. Röhrli SM, Nivbrant B, Ström H, Nilsson KG. Effect of augmented cup fixation on stability, wear, and osteolysis: a 5-year follow-up of total hip arthroplasty with RSA. *J Arthroplasty.* 2004 Dec;19(8):962-71.
109. Rousseau MA, Lazennec JY, Boyer P, Mora N, Gorin M, Catonné Y. Optimization of total hip arthroplasty implantation: is the anterior pelvic plane concept valid? *J Arthroplasty.* 2009 Jan;24(1):22-6.
110. Roussouly P, Nnadi C. Sagittal plane deformity: an overview of interpretation and management. *Eur Spine J.* 2010 Jun 22. [Epub ahead of print]
111. Salvati EA, Lieberman JR, Huk OL, Evans BG. Complications of femoral and acetabular modularity. *Clin Orthop Relat Res.* 1995 Oct;(319):85-93.
112. Sariali E, Mouttet A, Pasquier G, Durante E. Three-dimensional hip anatomy in osteoarthritis. Analysis of the femoral Offset. *J Arthroplasty.* 2009 Sep;24(6):990-7.

113. Schlegel UJ, Bitsch RG, Pritsch M, Clauss M, Mau H, Breusch SJ. Mueller reinforcement rings in acetabular revision: outcome in 164 hips followed for 2-17 years. *Acta Orthop*. 2006 Apr;77(2):234-41.
114. Schreurs BW, Busch VJ, Welten ML, Verdonschot N, Slooff TJ, Gardeniers JW. Acetabular reconstruction with impaction bone-grafting and a cemented cup in patients younger than fifty years old. *J Bone Joint Surg Am*. 2004 Nov;86-A(11):2385-92.
115. Schwab F, Lafage V, Boyce R, Skalli W, Farcy JP. Gravity line analysis in adult volunteers: age-related correlation with spinal parameters, pelvic parameters, and foot position. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2006 Dec 1;31(25):E959-67.
116. Schwab F, Lafage V, Patel A, Farcy JP. Sagittal plane considerations and the pelvis in the adult patient. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2009 Aug 1;34(17):1828-33.
117. Scifert CF, Brown TD, Lipman JD. Finite element analysis of a novel design approach to resisting total hip dislocation. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1999 Dec;14(10):697-703.
118. Shands AR Jr, Steele MK. Torsion of the femur; a follow-up report on the use of the Dunlap method for its determination. *J Bone Joint Surg Am*. 1958 Jul;40-A(4):803-16.
119. Shimmin AJ, Back D. Femoral neck fractures following Birmingham hip resurfacing: a national review of 50 cases. *J Bone Joint Surg Br*. 2005 Apr;87(4):463-4.
120. Shimmin AJ, Bare J, Back DL. Complications associated with hip resurfacing arthroplasty. *Orthop Clin North Am*. 2005 Apr;36(2):187-93, ix.

121. Siebold R, Scheller G, Schreiner U, Jani L. Long-term results with the cement-free Spotorno CLS shaft. *Orthopade*. 2001 May;30(5):317-22.
122. Sotereanos NG, Miller MC, Smith B, Hube R, Sewecke JJ, Wohlrab D. Using intraoperative pelvic landmarks for acetabular component placement in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2006 Sep;21(6):832-40.
123. Speirs AD, Heller MO, Taylor WR, Duda GN, Perka C. Influence of changes in stem positioning on femoral loading after THR using a short-stemmed hip implant. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2007 May;22(4):431-9.
124. Spencer JM, Day RE, Sloan KE, Beaver RJ. Computer navigation of the acetabular component: a cadaver reliability study. *J Bone Joint Surg Br*. 2006 Jul;88(7):972-5.
125. Speirs AD, Heller MO, Taylor WR. Influence of changes in stem positioning on femoral loading after THR using a short-stemmed hip implant. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2007; 22: 431–439
126. Statistisches Bundesamt, Wiesbaden 2009. Fallpauschalenbezogene Krankenhausstatistik (DRG-Statistik 2008) Operationen und Prozeduren der vollstationären Patientinnen und Patienten in Krankenhäusern. <http://www.destatis.de>
127. Stem ES, O'Connor MI, Kransdorf MJ, Crook J. Computed tomography analysis of acetabular anteversion and abduction. *Skeletal Radiol*. 2006 Jun;35(6):385-9. Epub 2006 Mar 29.
128. Steppacher SD, Tannast M, Ganz R, Siebenrock KA. Mean 20-year followup of Bernese periacetabular osteotomy. *Clin Orthop Relat Res*. 2008 Jul;466(7):1633-44.

129. Sugano N, Yamanashi W, Sasama T, Sato Y, Nishii T, Miki H, Yoshikawa H. Ranges of motion in anatomically normal hips using computer collision detection. 49th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society; 2003 Feb 2-5; New Orleans, LA. Paper no. 0155.
130. Tannast M, Kubiak-Langer M, Langlotz F, Puls M, Murphy SB, Siebenrock KA. Noninvasive three-dimensional assessment of femoroacetabular impingement. *J Orthop Res.* 2007 Jan;25(1):122-31.
131. Tanzer M. Role and results of the high hip center. *Orthop Clin North Am.* 1998 Apr;29(2):241-7.
132. Todd TW. Age changes in the pubic bone: the male white pubis. *Am J Phys Anthropol.* 1921;3:285-339.
133. Tohtz SW, Heller MO, Taylor WR, Perka C, Duda GN. On the biomechanics of the hip: relevance of femoral anteversion for hip contact force and loading using a short-stemmed prostheses. *Orthopade.* 2008 Sep;37(9):923-9.
134. Tohtz S, Katterle H, Matziolis G, Drahn T, Perka C. The reconstruction of extended acetabular bone defects in revision hip arthroplasty--risk factors for migration and loosening using the pedestal cup. *Z Orthop Unfall.* 2007 Mar-Apr;145(2):176-80.
135. Tohtz SW, Sassy D, Matziolis G, Preininger B, Perka C, Hasart O. Evaluation of native acetabular orientation and localization: Sex-specific data comparison on 336 hip joints. *Technology and Health Care.* 2010; 18: 1-8
136. Turner RS. Postoperative total hip prosthetic femoral head dislocations. Incidence, etiologic factors, and management. *Clin Orthop Relat Res.* 1994 Apr;(301):196-204.

137. Udomkiat P, Dorr LD, Won YY, Longjohn D, Wan Z. Technical factors for success with metal ring acetabular reconstruction. *J Arthroplasty*. 2001 Dec;16(8):961-9.
138. Van Royen BJ, De Gast A, Smit TH. Deformity planning for sagittal plane corrective osteotomies of the spine in ankylosing spondylitis. *Eur Spine J*. 2000 Dec;9(6):492-8.
139. Van Royen BJ, Toussaint HM, Kingma I, Bot SD, Caspers M, Harlaar J, Wuisman PI. Accuracy of the sagittal vertical axis in a standing lateral radiograph as a measurement of balance in spinal deformities. *Eur Spine J*. 1998;7(5):408-12.
140. Vaz G, Roussouly P, Berthonnaud E, Dimnet J. Sagittal morphology and equilibrium of pelvis and spine. *Eur Spine J*. 2002 Feb;11(1):80-7
141. Wang SC, Brede C, Lange D, Poster CS, Lange AW, Kohoyda-Inglis C, Sochor MR, Ipaktchi K, Rowe SA, Patel S, Garton HJ. Gender differences in hip anatomy: possible implications for injury tolerance in frontal collisions. *Annu Proc Assoc Adv Automot Med*. 2004;48:287-301.
142. Weiner LS, Kelley MA, Ulin RI, Wallach D. Development of the acetabulum and hip: computed tomography analysis of the axial plane. *J Pediatr Orthop*. 1993 Jul-Aug;13(4):421-5.
143. Westhoff B, Jäger M, Krauspe R. Axes of the legs in childhood. What is pathologic? *Orthopade*. 2007 May;36(5):485-98.
144. Widmer KH. Containment versus impingement: finding a compromise for cup placement in total hip arthroplasty. *Int Orthop*. 2007 Aug;31 Suppl 1:S29-33.
145. Widmer KH, Zurfluh B. Compliant positioning of total hip components for optimal range of motion. *J Orthop Res*. 2004 Jul;22(4):815-21.

146. Winter E, Piert M, Volkmann R, Maurer F, Eingartner C, Weise K, Weller S. Allogeneic cancellous bone graft and a Burch-Schneider ring for acetabular reconstruction in revision hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2001 Jun;83-A(6):862-7.
147. Wirtz DC, Niethard FU. Etiology, diagnosis and therapy of aseptic hip prosthesis loosening-a status assessment. *Z Orthop Ihre Grenzgeb.* 1997 Jul-Aug;135(4):270-80.
148. Woo RY, Morrey BF. Dislocations after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 1982 Dec;64(9):1295-306.
149. Ybinger T, Kumpan W. Enhanced acetabular component positioning through computer-assisted navigation. *Int Orthop.* 2007; 31 (Suppl 1): 35–38
150. Ziegler J, Thielemann F, Mayer-Athenstaedt C, Günther KP. The natural history of developmental dysplasia of the hip. A meta-analysis of the published literature. *Orthopade.* 2008 Jun;37(6):515-6, 518-24.
151. Zippel H. Normal development of the structural elements of the hip joint in adolescence. *Beitr Orthop Traumatol.* 1971 May;18(5):255-70.

Danksagung

Ein besonderer Dank gilt Herrn Univ.-Prof. Dr. med. Dr. h.c. Norbert P. Haas, Direktor des Zentrums für Muskuloskeletale Chirurgie der Charité, der mir die Arbeit ermöglicht hat. Ich danke ihm für das in mich gesetzte Vertrauen sowie seine Unterstützung in der Umsetzung der wissenschaftlichen Arbeit.

Herrn Univ.-Prof. Dr. med. Carsten Perka, Stellvertretender Direktor des Zentrums für Muskuloskeletale Chirurgie und Direktor der Klinik für Orthopädie der Charité, danke ich für die intensive wissenschaftliche Begleitung bei der Planung, Durchführung und Auswertung durchgeführter Studien. Er trägt in hohem Maß Mitverantwortung für den Erfolg der durchgeführten Arbeiten.

Bedanken möchte ich mich ebenso bei Herrn Prof. Dr. Georg N. Duda, Leiter der Forschung im Zentrum für Muskuloskeletale Chirurgie der Charité und Direktor des Julius Wolff Institutes, sowie seinen Mitarbeitern für die konzeptionelle Zusammenarbeit zu Aspekten der Biomechanik des Hüftgelenkes.

Danken möchte ich ebenso allen Kolleginnen und Kollegen der Klinik für die geleistete Unterstützung sowohl wissenschaftlich als auch durch ihre klinische Tätigkeit.

ERKLÄRUNG

§ 4 Abs. 3 (k) der HabOMed der Charité

Hiermit erkläre ich, dass

- weder früher noch gleichzeitig ein Habilitationsverfahren durchgeführt oder angemeldet wurde,
- die vorgelegte Habilitationsschrift ohne fremde Hilfe verfasst, die beschriebenen Ergebnisse selbst gewonnen sowie die verwendeten Hilfsmittel, die Zusammenarbeit mit anderen Wissenschaftlern/Wissenschaftlerinnen und mit technischen Hilfskräften sowie die verwendete Literatur vollständig in der Habilitationsschrift angegeben wurden,
- mir die geltende Habilitationsordnung bekannt ist.

02.11.2010

Stephan W. Tohtz