

Aus der Klinik und Poliklinik für Orthopädie der Universität Rostock  
Universitätsmedizin Rostock  
Direktor: Prof. Dr. med. W. Mittelmeier | Leiter Forschungslabor: Prof. Dr. med. habil. Dipl.-Ing. R. Bader

## DISSERTATION

# Ermittlung von charakteristischen Morphologien humaner Beckenknochen zur optimalen Dimensionierung von Hüftendoprothesen-Pfannen

Inauguraldissertation  
zur  
Erlangung des akademischen Grades  
Doktor der Medizin  
der Universitätsmedizin Rostock



vorgelegt von:  
Herbert Raddatz, geboren am 24.01.1984 in Rostock  
aus Rostock  
vorgelegt März 2016

Rostock, 01. März 2016

---

**Gutachter:**

1. Gutachter:

PD Dr.-Ing. habil. Daniel Klüß  
Universität Rostock, Medizinische Fakultät  
Forschungslabor für Biomechanik und Implantattechnologie,  
Orthopädische Klinik und Poliklinik

2. Gutachter:

Prof. Dr. med. Andreas Wree  
Universität Rostock, Medizinische Fakultät  
Institut für Anatomie

3. Gutachter:

Prof. Dr. med. Timm Filler  
Universität Düsseldorf, Medizinische Fakultät  
Institut für Anatomie I

**Datum der Dissertation: 21. Februar 2017**

Datum der Einreichung: 01. März 2016

---

## Inhaltsverzeichnis

### 1. Einleitung

1.1. Einführung in die Thematik	1
1.2. Morphologie und Anatomie des Beckens	
1.2.1. Anatomie des Os Coxae	2
1.2.2. Morphologie des Acetabulums	6
1.3. Biomechanik des Beckens	8
1.4. Grundlagen der Totalendoprothetik am Hüftgelenk	
1.4.1. Historische Aspekte	11
1.4.2. Indikationen für die Implantation einer Hüft-TEP	12
1.4.3. Komplikationen nach Implantation einer Hüft-TEP	14
1.5. Ziele der Studie	18

### 2. Material und Methodik

2.1. Datenauswahl	19
2.2. Datenerfassung	
2.2.1. Segmentierung der CT-Daten	19
2.2.2. Standardisierte Positionierung des Beckens im Koordinatensystem	21
2.2.3. Festlegung der Landmarks	23
2.3. Berechnungen	
2.3.1. Berechnung der Strecken	25
2.3.2. Berechnung der Winkel	26
2.3.3. Berechnung des mittleren Acetabulumdurchmessers	27
2.4. Festlegung der Strecken	28
2.5. Statistische Auswertung	32
2.6. Gruppierung der Daten	32

### 3. Ergebnisse

3.1. Nomenklatur der Auswertung	34
3.2. Allgemeine deskriptive Statistik	34
3.3. Test auf Normalverteilung	35
3.4. Allgemeine, geschlechtsspezifische und gruppenabhängige deskriptive Statistik ganzer Becken	
3.4.1. Allgemeine deskriptive Statistik	38
3.4.2. Geschlechtsspezifische deskriptive Statistik	39
3.4.3. Gruppenspezifische deskriptive Statistik	41

---

3.5. Geschlechtsspezifische, seitenspezifische und gruppenabhängige deskriptive Statistik ipsilateraler Becken	
3.5.1. Geschlechtsspezifische deskriptive Statistik	44
3.5.2. Seitenspezifische deskriptive Statistik	46
3.5.3. Gruppenspezifische deskriptive Statistik	47
3.6. Korrelationsberechnungen	51
<b>4. Diskussion</b>	<b>57</b>
<b>5. Limitationen der Studie</b>	<b>72</b>
<b>6. Zusammenfassung</b>	<b>74</b>
<b>7. Quellenverzeichnis</b>	<b>I</b>
<b>8. Thesen</b>	<b>XI</b>
<b>9. Anhang</b>	
<b>Abkürzungsverzeichnis</b>	<b>XIII</b>
<b>Abbildungsverzeichnis</b>	<b>XIV</b>
<b>Tabellenverzeichnis</b>	<b>XVI</b>
<b>Danksagung</b>	<b>XVIII</b>
<b>Eidesstattliche Erklärung</b>	<b>XIX</b>
<b>Lebenslauf</b>	<b>XX</b>

---

## 1. Einleitung

### 1.1. Einführung in die Thematik

Die Endoprothetik nimmt nicht nur in Deutschland, sondern auch in anderen Industriestaaten einen hohen prozentualen Anteil an der medizinischen Versorgung ein. Hierbei entfallen seit Jahren stetig allein in der Bundesrepublik auf 100.000 Einwohner  $295 \pm 1$  Implantationen eines künstlichen Hüftgelenkes. Mit ca. 210.000 Operationen im Jahr 2013 belegt die Implantation einer HTEP Rang sieben aller in Deutschland durchgeführten operativen Eingriffe. [98] Damit liegt Deutschland über dem Durchschnitt der OECD-Länder. Diese verzeichneten zusammengefasst in den Jahren 2000-2009 eine Zuwachsrate an Implantationen einer Totalendoprothese zwischen 3,1-3,6%. [94-96]

Die Kenntnis der anatomischen Grundlagen und der Eigenschaften des Implantates sind für die operative Versorgung des Hüftgelenkes Voraussetzung, nicht zuletzt wegen der zu erwartenden Komplikationen. Diese obliegen zum Einen der Fachkenntnis des Operateurs und zum Anderen in der Anatomie des Operationssitus begründet. Gleichfalls ist das zumeist hohe Alter der Patienten und damit verbundene Komorbiditäten ein wichtiger Indikator für Komplikationen. [35][37][49][51-54][96] Aktuell steigende Revisionszahlen bestätigen, dass ein gutes perioperatives Management und die Expertise aller beteiligten unabdingbar ist. [97][105]

Die Grundlage der Endoprothetik stellt, grob genommen, die knöcherne Verankerung und die muskuläre Führung dar. Durch einen optimalen Sitz der eingebrachten Prothese können eine bestmögliche Kraftübertragung und lange Standzeiten gewährleistet werden. Im Fall der Hüftendoprothese ist die Verankerung der Pfanne in exakter Position und Einstellung von großem Vorteil für Funktion und Überlebenszeit. [37][38] Verschiedene Formgebungen und Verankerungsmöglichkeiten werden derzeit auf dem Markt angeboten. Veränderungen von Werkstoffen und Beschaffenheit des Implantats obliegen regelmäßigen Prüfungen. Anatomische Studien hingegen, welche mittels einfacher mathematischer Berechnung eine Kartographierung des Beckens und somit die anatomischen Voraussetzungen aufzeigen, gibt es nur wenige. [23-25] [43-46][58][64][67] Wegen der verschiedenen Ausprägung einzelner Strukturen des menschlichen Beckens ist die bestmögliche Kenntnis dieser nicht zuletzt zur

---

Planung und Durchführung einer endoprothetischen Versorgung von Nöten. Gleichzeitig ist in der Forensik und Anthropologie die Kenntnis morphologischer Charakteristika ossärer Strukturen zur Feststellung von Geschlecht, Alter oder anderer Merkmale grundlegend.

Diese Studie soll charakteristische Morphologien humaner Beckenknochen mittels exakter Vermessung innerhalb segmentierter CT Schnittserien abbilden. Hierbei sind mögliche Korrelationen zwischen Acetabulumgröße und in der Studie festgelegten Landmarks zu erwarten. Die Studie soll eine Hilfestellung zur Verbesserung und Weiterentwicklung von Hüftendoprothesenpfannen und deren Verankerung am Beckenknochen geben. Dabei wird der weichgewebige Anteil des Beckens nicht in die Untersuchung mit einbezogen. Vergleichsweise Rückschlüsse können somit mit bereits vorliegenden anatomischen Untersuchungen an Kadavern oder radiologisch gestützten Studien vorgenommen werden.

## **1.2. Morphologie und Anatomie des Beckens**

### **1.2.1. Anatomie des Os Coxae**

Das menschliche Becken ist ein morphologisch funktioneller Komplex, dessen Form und Konfiguration durch Evolution, Adaptation an die stehende Position, die Bipedie und die Fähigkeit durch kurzzeitige Anpassungsvorgänge zu gebären, geprägt wurde. [44]

Der knöcherner Beckenring bildet die artikuläre und biomechanische Verbindung zwischen Rumpf und unteren Extremitäten und ist aus acht Knochen zusammengesetzt: Dem Os sacrum und den jeweils paarigen Ossa ilii, Ossa pubis und Ossa ischii. Das Os coccygis wird nur im entfernten Sinn funktionell dazu gezählt.

Das Becken wird ventral durch die synarthrotische Verbindung, die Symphyse, geschlossen. Weitere artikuläre Verbindungen des Beckens sind einerseits die intrapelvinen Gelenke zwischen Darm- und Kreuzbein (Iliosacralgelenke) und die sich anschließenden Gelenke zwischen Becken und Oberschenkelknochen, den Articc. coxae, sowie der gelenkigen Verbindung zwischen dem Os sacrum und dem fünften Lendenwirbel, dem lumbosacralen Übergang.

---

Das Becken ist bei frontaler Ansicht durch eine schräge, plane Ebene, welche sich zwischen der Prominenz des Sacrums und dem Oberrand der Symphyse erstreckt, in zwei Räume geteilt.

Das Große Becken, im angloamerikanischen Raum als „falsches Becken“ bezeichnet, welches den Raum oberhalb dieser gedachten Ebene darstellt, beinhaltet die intraabdominellen Organe. Dieser Raum wird bilateral durch die Ossa ilii, ventral durch die Symphysenoberkante und anterior durch die Bauchwand begrenzt.

Unterhalb der gedachten Ebene ist das Kleine Becken. Der sogenannte Beckeneingang wird durch die Linea iliopectinea beschrieben. Diese verläuft seitengleich, frontal beginnend an der Symphysenvorderkante, über den Pecten ossis pubis, die Eminentia iliopubica, entlang der Linea arcuata bis zum Promontorium des Sacrums. Der Verlauf zeichnet üblicherweise eine Herzform und weist interindividuelle und intersexuelle Unterschiede auf. [25][64-70][84][85] Die Ebene hat drei vorrangig in der Literatur beschriebene Durchmesser, den antero-posterioren Durchmesser (zwischen Symphyse und Promontorium), den transversalen Durchmesser (zwischen den beiden in laterolateraler Ausdehnung entferntesten Punkten der Ossa ilii) und den schrägen Durchmesser (zwischen Eminentia iliopectinea und der iliosacralen Gelenkfläche der kontralateralen Seite). Das Kleine Becken beinhaltet die Harnblase, das Rektum sowie die männlichen oder weiblichen Geschlechtsorgane.

Der Beckenausgang, die distale Öffnung des kleinen Beckens, ist sehr irregulär geformt. Dieser ist umgeben von drei Knochenvorsprüngen: (1) Posterior- Os coccygis, (2) lateral- Spina ischiadica, (3) anterior- Angulus subpubicus. In der Beckenausgangsebene werden der latero-laterale und der antero-posteriore Durchmesser beschrieben. Bei aufrechtem Stand hat das Becken einen Neigungswinkel von 60-65° aus lateraler Ansicht. [84][85][100]

Wie obig beschrieben, bilden die Gelenke des Beckens zum einen Verbindungen innerhalb des knöchernen Ringes, zum Anderen Verbindungen zu Rumpf und unterer Extremität auf beiden Seiten. Einen entscheidenden Anteil an diesen Gelenken spielen die ligamentären Strukturen, welche eine wichtige biomechanische Rolle einnehmen. Die Bänder, welche die einzelnen Knochen des Beckens miteinander verbinden, können in vier funktionelle Gruppen eingeteilt werden: (1) Zwischen Os sacrum und Os ilium, (2) zwischen

Os sacrum und Os ischii, (3) zwischen Os sacrum und dem Os coccygis, (4) zwischen beiden Ossa pubis. [84][85][69][99]

Die bandhaften Verbindungen sind schematisch gruppiert in Abbildung 1.1.a und Abbildung 1.1.b dargestellt. Kurz erläutert wird hier das Lig. sacrotuberale. Es bildet bei Aufsicht von latero-dorsal einen Raum, welcher als For. ischiadicum bezeichnet wird. Dieses wiederum wird durch das Lig. sacrospinale in das superior gelegene For. ischiadicum majus und das inferior gelegene For. ischiadicum minus unterteilt. Beide Foramina sind Durchtrittsstellen für Gefäß-Nervenbahnen und muskuloligamentäre Strukturen, welche bei endoprothetischen und allgemeinen Operationen der Hüft- und Beckenregion als „high-risk“ Zonen mit hoher Verletzungsgefahr bezeichnet werden. [79][82][84-85] Die Symphyse ist Ansatz des M. rectus abdominis und somit essentiell für die ventrale Stabilisierung des Rumpfes.

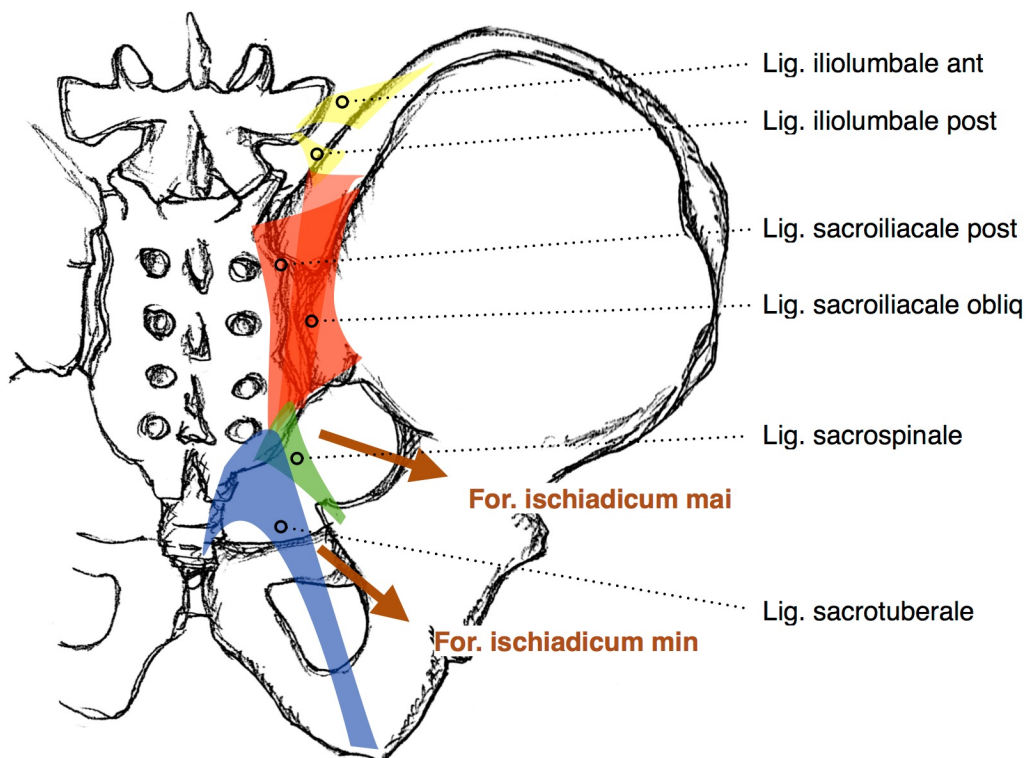


Abbildung 1.1.a - menschliches Becken in Dorsalansicht [77][84][85][87]

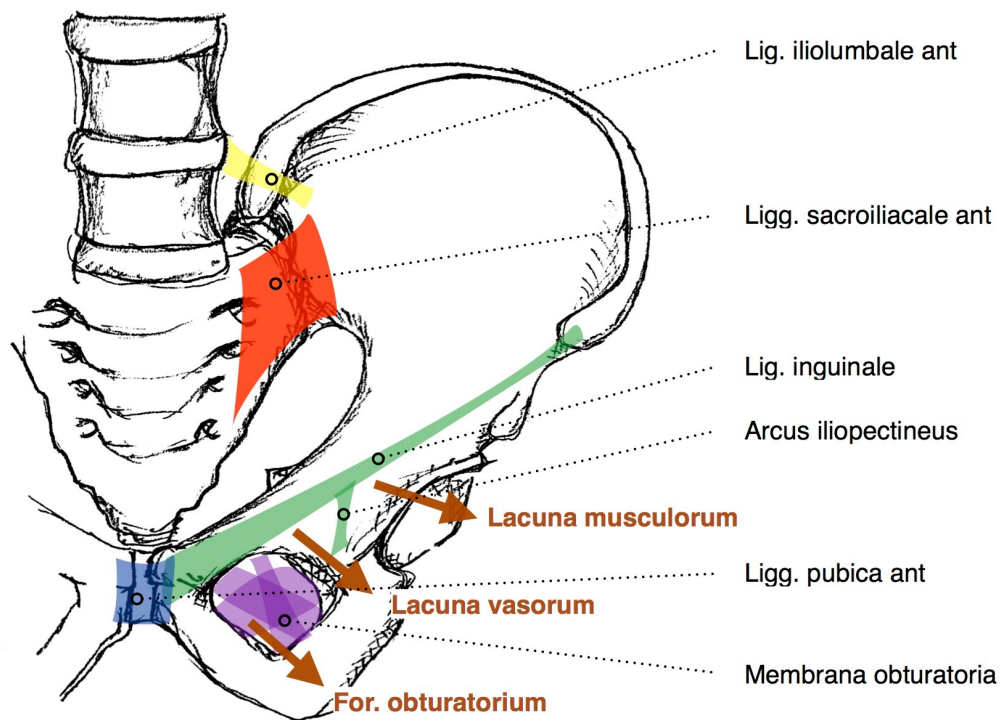


Abbildung 1.1.b - menschliches Becken in Ventralansicht [77][84][85][87]

Das Art. coxae ist symmetrisch angelegt. Dieses Gelenk ist nach dem Kniegelenk das zweitgrößte im menschlichen Körper. Die artikulierenden Partner sind das Acetabulum, welches embryologisch aus Os ischii, Os ilium und dem Os pubis gebildet wird, und das Caput femoris. Beide Flächen sind mit hyalinem Knorpel überzogen. Das Acetabulum ist eine konkave Gelenkpfanne, welche unter Mitwirkung der bandhaften und kapsulären Strukturen den kugelförmigen Hüftkopf fast komplett umschließt. Somit bildet es eine Sonderform des Kugelgelenkes aus, das Nussgelenk oder Art. cotylica. Die bandhafte Stabilität wird durch große Ligamente gesichert.

Das Lig. capitis femoris, welches eine direkte intraartikuläre Verbindung zwischen Caput femoris und Acetabulum herstellt, fixiert den Hüftkopf direkt in der Pfanne und beinhaltet den arteriellen R. acetabularis aus der A. obturatoria. Die Gelenkkapsel entspringt am Pfannenrand, an der ventralen Linea trochanterica femoris und etwa 1,5cm proximal der posterioren Crista intertrochanterica femoris. Zwischen Kapsel und Hüftkopf befindet sich, dem Lig. transversum acetabuli am Pfannenrand aufliegend, das Labrum acetabuli, eine ringförmige Gelenkklippe aus Faserknorpel.

Extern setzen drei derbe ligamentäre Züge zirkumferent an den Oberschenkelhals an: (1) Lig. iliofemorale, (2) Lig. ischiofemorale, (3) Lig. pubo-

---

femorale. Alle drei verlaufen von den jeweilig namentlich bezeichneten Anteilen des Os coxae zur Linea intertrochanterica spiralförmig nach antero-kaudal in die ringförmige Zona orbicularis, welche dem Hüftgelenk Stabilität gibt und als wichtigstes Hindernis einer Gelenkdistraktion dient. [27] Entgegen den in meisten anatomischen Lehrbüchern oder durch Kapandji et al. vertretenen Meinungen, ist die Form nach einer aktuellen MR- gestützten Studie hufeisenförmig mit einer ventral gelegenen Lücke. [28] Neben der Gelenkstabilität sorgt es zusätzlich für einen konstanten Fluss der Synovia aus dem peripheren in das zentrale Kompartiment des Gelenks. [29] Durch die Verlaufsrichtung der Ligamente ergibt sich eindeutig eine Mobilitäts-einschränkung in Innenrotation und Extension.

Insgesamt sind im Hüftgelenk drei Hauptachsen als Bewegungsachsen beschrieben. Flexion und Extension in der transversalen, Ab- und Adduktion in der sagittalen, sowie Innen- und Außenrotation in der vertikalen Achse.

### **1.2.2. Morphologie des Acetabulums**

Das Acetabulum bildet die Gelenkpfanne des Hüftgelenkes mit der Facies lunata und dem Lig. transversum acetabuli, welches die Incisura acetabularis füllt. Die Facies lunata ist mit hyalinem Knorpel überzogen und bildet die einzige artikulierende Kontaktfläche mit dem Caput femoris. Die Form des Acetabulums spielt nicht zuletzt in chirurgischen Eingriffen eine entscheidende Rolle um eine gute Fixation von Komponenten und Endoprothesenpfannen zu ermöglichen. Hierbei ist es wichtig, Kenntnis von der normalen Anteversion, Größe, Form und der Geometrie zu haben.

Die Facies lunata ist eine Fläche, welche sich bogenförmig vom anterioren bis zum posterioren Rand des Acetabulums erstreckt. In Studien wird ihre Fläche zwischen  $21,9 \pm 3,6 \text{cm}^2$  in männlichen und  $19,9 \pm 2,9 \text{cm}^2$  in weiblichen Becken beschrieben. Hierbei sind in einer Kadaverstudie insgesamt 4 Formtypen unterschieden worden: kleeblattähnlich, halbkreisförmig, kompakt mit schwammiger Oberfläche und mit isoliertem Defekt am oberen Schenkel. Die Form des Pfannenrandes aus lateraler Ansicht wird ebenfalls in unterschiedlicher Ausprägung beschrieben. In selbiger und anderen Studien wurde die Kontur oval, birnenförmig oder elongiert bezeichnet. [1][5] Die Konfiguration des vorderen Pfannenrandes ist durch Figen et al. und Maruyama et al. als geschwungen, kantig, gerade und irregulär beschrieben. [1][3][58] Das Wissen

um die Konfiguration ist zur optimalen Verankerung einer Endoprothesenpfanne unabdingbar.

Die Gelenkfläche des Acetabulums ist nach ventral-kaudal-lateral gerichtet. [57]  
Die acetabuläre Anteversion wird bei männlichen Hüften mit 17-19°, bei weiblichen Hüften mit 21-23° beschrieben. [2][3][114]

Der acetabuläre Durchmesser wird in der Literatur in Abhängigkeit von Studiendesign, -durchführung und geographischen / ethnischen Faktoren unterschiedlich beschrieben. (Tab.1.2.2.a)

Tabelle 1.2.2.a - Durchmesser der ACE in verschiedenen Studien (in Klammern: Spannweite der Messwerte, sofern angegeben)

Studie	ACE
<b>Franklin et al. 2014 [26]</b>	männlich 57,06±3,06mm (50,1-64,6) N=200 weiblich 51,8±2,75mm (44,8-60,0) N=200
<b>Govsa et al. 2004 [1]</b>	männlich: 56,39±3,94 (45,28-70) weiblich: 53,50±3,04 (49,06-63,0)
<b>Steyn et al. 2008 [67]</b>	männlich: 54,59±3,07mm weiblich: 49,15±2,76mm
<b>Steyn et al. 2009 [66]</b>	männlich: 55,0±3,02mm N=293 weiblich: 49,73±3,15mm N=294
<b>Patriquin et al. 2005/ 2008 [65][64]</b>	männlich, weiß: 55,8±3,09mm (49-64) weiblich, weiß; 50,78±2,9mm (45-61) männlich, schwarz: 54,59±2,76mm (46-62) weiblich, schwarz: 49,23±3,42mm (37-63)
<b>Perreira et al. 2011 [70]</b>	männlich: 51,1±2,5mm (47,1-56,4) weiblich: 45,4±2,0mm (43,1-49,9)
<b>Solomon et al. 2014 [71]</b>	männlich: 50,7±3,4mm N=29 weiblich: 45,8±3,0mm N=21
<b>Vandenbussche et al. 2008 [72]</b>	männlich: 51,9±3,1mm (44,6-59,5) N=100 weiblich: 45,1±2,2mm (40-51,2) N=100
<b>Krebs et al. 2009 [73]</b>	männlich: 52,4±3,44mm weiblich: 45,5±2,44mm
<b>Vacca et al. 2012 [74]</b>	männlich: 53,2±2,9mm (47,2-59,3) weiblich: 46,8±2,92mm (41,0-54,0)
<b>Dong et al. 2005 [108]</b>	gesamt: 60,9±4,1mm
<b>Meldrum et al. 2001 [109]</b>	gesamt: 52±5mm
<b>vorliegende Studie</b>	männlich: 49,98±4,21mm (41,25-60,35) N=41 weiblich: 49,30±3,92mm (41,1-57,5) N=28

Um die Nennung zu komplettieren ist ein Winkel, welcher zur Diagnose einer Dysplasie herangezogen wird, wichtig. Der CE-Winkel (Zentrum-Erker-Winkel

---

nach Wiberg), zu dessen Bestimmung der Mittelpunkt des Caput femoris als Scheitelpunkt herangezogen wird. In der Literatur wird dieser mit  $39\pm 7^\circ$  in der männlichen und  $43\pm 7^\circ$  in der weiblichen Bevölkerung beschrieben. In der Regel ist ein CE-Winkel von  $>25^\circ$  als normal definiert. Sollte der Winkel  $<25^\circ$  sein, beschreibt man eine dysplastische Hüfte. Gerade diese Hüften stellen an das Können des Operateurs bei der Implantation von Hüftendoprothesen aufgrund der besonderen anatomischen Gegebenheiten hohe Anforderungen. [2][4][84][85] Andere Autoren geben eine weitere Spannbreite des normalen CE-Winkels zwischen  $20-46^\circ$  an. [15][56] Weitere Winkel werden ebenfalls zur Beschreibung der Konfiguration des Acetabulums herangezogen, werden hier aber nicht weiter beschrieben.

Das Acetabulum ist somit nicht nur ein gelenkiger Partner des Femurkopfes, sondern bildet auch das Gleitlager für den biomechanischen Drehpunkt des Hüftgelenkes in und über welches endogene und exogene Kräfte wirken.

### **1.3. Biomechanik des Beckens**

Um die Biomechanik zu verstehen, sollte eine Gliederung in Statik, Kinematik und Kinetik erfolgen. Die Statik beschreibt die anatomischen und mechanischen Winkel. Die Kinematik beschreibt die funktionelle Anatomie, grundlegend für die Beweglichkeit der Gelenke und der daran beteiligten Muskulatur. Die Kinetik berücksichtigt Kräfte und Momente, welche durch äußere Belastungen, sowie muskuläre Kräfte erzeugt werden. Die Beschreibung der Statik beschränkt sich in dieser Arbeit lediglich auf die am Hüftgelenk beteiligten Knochen, das Femur und das Os coxis. Das Femur weist eine Torsion auf, welche durch den Schenkelhals gegenüber der Kondylenachse des Kniegelenkes gebildet wird und beträgt etwa  $17-19^\circ$ . In Extremfällen kann eine unphysiologische Antetorsion von  $42^\circ$  oder Retrotorsion von  $10^\circ$  festgestellt werden. [12] Hierbei ist auch zu berücksichtigen, dass während des Wachstums eine Reduktion des Winkels von ca.  $30^\circ$  bei Geburt auf bis zu  $15^\circ$  im Erwachsenenalter stattfindet. Des Weiteren wird der Schenkelhals durch die Schenkelhalsneigung charakterisiert. Diese bildet den CCD-Winkel. Während der Entwicklung nimmt dieser physiologischerweise ab. Zur Geburt beträgt der Winkel ca.  $150^\circ$ , beim Erwachsenen ca.  $130^\circ$ . [14][18][84][85] In Abbildung 1.3.a erfolgt eine schematische anatomische Darstellung.

Die kinematische Beschreibung erfolgt nach der Neutral-Null-Methode. Jene beschreibt eine „Range of Motion“, angegeben in Winkelgraden. Die Nullstellung wird mit 0° angegeben. Die maximale Flexion und Extension werden vor und hinter jene Ziffer geschrieben und vereinheitlichen so die Darstellung der Gelenkbeweglichkeit.

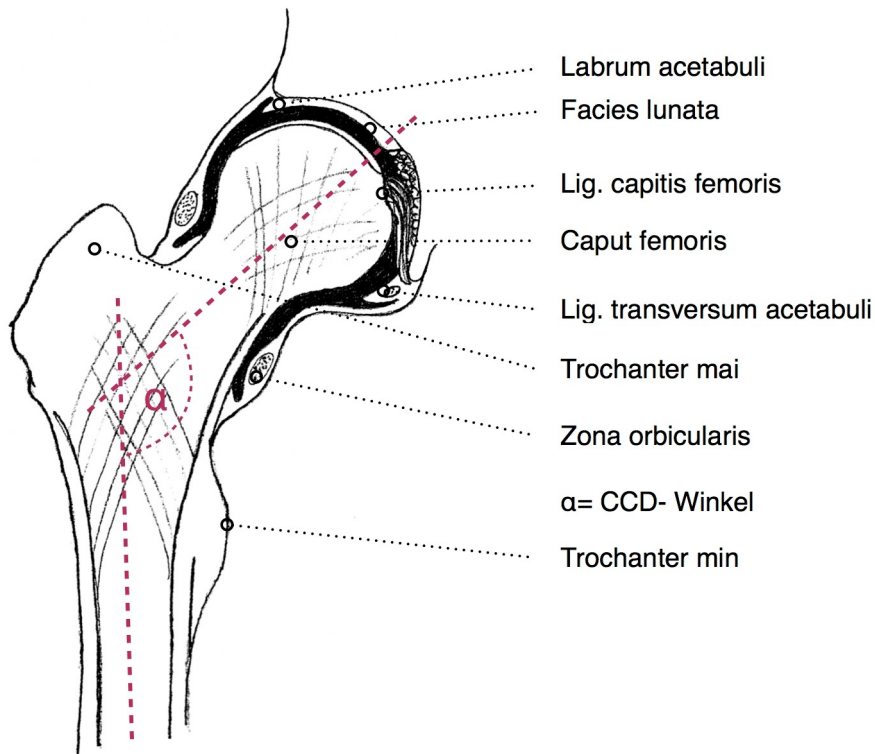


Abbildung 1.3.a - Querschnitt durch das Artic. coxae, inklusive CCD-Winkel [77][84][85][87]

Das Hüftgelenk besitzt mit drei rotatorischen Freiheitsgraden den größtmöglichen Bewegungsumfang an der unteren Extremität. Der Drehpunkt liegt hierbei im Zentrum des Hüftkopfes. Die Bewegungen werden durch die Form des Acetabulums und den umgebenden Bandapparat limitiert. Des Weiteren ist durch die Kopplung der einzelnen Bewegungen eine weitere Einschränkung der Ausmaße gegeben. So zum Beispiel verringert sich bei zunehmender Ab- und Adduktion die Fähigkeit zur Extension und Flexion. Durch die radiär einstrahlenden Bänder des Hüftgelenkes ist die Innenrotation ebenfalls limitiert. Die normalen physiologischen Ausmaße der Hüftbeweglichkeit sind wie folgt: Extension/ Flexion (30-0-120°), Innen-/ Außenrotation (40-0-50°) und Ab-/ Adduktion (45-0-20°). [12]

---

Die Bewegungen des Beckens sind hierbei gering. Während der Gangphase wird eine maximale Beckenkippung von ca. 5° ausgeführt. Bei schnellem Gang oder gar Laufen ist hier eine Kippung bis zu 15° möglich. Auf der Seite des Schwungbeines kommt es in der Frontalebene während des Gangzyklus zum Absinken von ca. 6°. Ist dieser Winkel merklich größer, ist dies als positives neurologisches Trendelenburg Zeichen zu werten. Die Rotation während des Gangzyklus aus der transversalen Ebene kann bis zu 10° betragen. [12]

In der kinetischen Beschreibung der Biomechanik sind insbesondere die muskulären Kräfte zu erwähnen. Die Kraftwirkung wird hierbei, entsprechend der physikalischen Hebelgesetze, durch Länge, Größe und Richtung der Muskeln bestimmt. Insgesamt sind 41 Muskeln an der Stabilität des Beckens beteiligt. [60] Kommt es zur Veränderung der Hebelarme, beispielsweise durch Implantation einer HTEP, führt dies zwangsläufig zur Veränderung der auf ein Gelenk wirkenden Kräfte. Käme es in diesem Fall zur Medialisierung des Gelenkzentrums um ca. 10mm, wird die Kraft des Hüftgelenks um 14% reduziert. [13] Die ersten Berechnungen am Hüftgelenk zur Kräfteverteilung wurden von Pauwels et al. in zweidimensionaler Ebene durchgeführt. [16] Aktuelle, durch Bergmann et al. in vivo durchgeführte Untersuchungen beschreiben Kräfte, welche auf ein Hüftgelenk bei verschiedenen Aktivitäten, wie zum Beispiel Ein- oder Zweibeinstand, Laufen, Gehen, Treppensteigen oder anderen sportlichen Aktivitäten wirken. Hierbei konnte gezeigt werden, dass die Standardbelastung im Gehen ca. das 6-fache des Körpergewichtes beträgt. Beim Treppensteigen wirkt das 7-fache und bei Stolpern sogar das 18-fache des Körpergewichtes auf die Hüfte. [93]

---

## **1.4. Grundlagen der Totalendoprothetik am Hüftgelenk**

### **1.4.1. Historische Aspekte**

Bereits Mitte des 18. Jahrhunderts ist erstmals bei einem an Osteomyelitis erkrankten Jungen eine Resektionsarthroplastik des Humerus durch den schottischen Chirurgen Charles White vorgenommen worden. In Deutschland beschrieb der Würzburger Arzt Heine im 19. Jahrhundert eine subperiostale Gelenkresektion mit Osteotom.

Der nächste Schritt in dieser Entwicklung folgte durch Gelenkersatz mittels Interponat. Durch Helferich wurde 1874 hierfür erstmals ein Muskellappen genutzt und der Begriff der Interpositionsarthroplastik geprägt. Versuche mit anderen Materialien folgten.

Die erste Idee eines Gelenkersatzes durch „einheilbares“ Material wurde durch den Berliner Chirurgen Themistokles Gluck begründet. Er implantierte Elfenbeinprothesen in Kniegelenke. Zement mischte er aus Kolophonium, Bimsstein und Gips an. Die erste Veröffentlichung seiner Idee erfolgte am 12. April 1890 auf dem XIX. Kongress der Deutschen Gesellschaft für Chirurgie. Parallel erfolgte 1907 die erste Transplantation eines menschlichen Gelenks durch Erich Lexer (Königsberg und München).

1950 begann der Franzose Robert Judet Prothesen aus Plexiglas zu entwerfen. Materialversagen, Lockerung und Gewebereaktionen waren Probleme dieses Verfahrens. Nach Resektion des Schenkelhalses erfolgte schließlich die Implantation einer Femurkomponente.

Bereits in den 30er Jahren wurde durch den englischen Arzt Philips Wiles eine HTEP entwickelt. Nach dem zweiten Weltkrieg folgte die Zweite, entwickelt von McKee im Jahre 1951. Hierbei handelte es sich um die erste Metall-Metall-Gleitpaarung. Durch schlechte Verarbeitung kam es schnell zu Metallabrieb und Versagen des Implantates.

Zur Verankerung der Prothese im Knochen wurden Materialien aus der Zahnheilkunde genutzt. 1953 verwendete Haboush Polymethylmetacrylat zur Implantation einer Prothese. Schließlich wurde durch Sir John Charnley in den 50er Jahren der Knochenzement etabliert, welcher die Verankerung im Knochen entscheidend verbesserte. Die erste modulare, bananenförmige Hüftendoprothese wurde durch Weber im Jahre 1968 entwickelt. Nachdem auch die verwendeten Polyesterköpfe einen starken Abrieb aufwiesen, erfolgte die Paarung von Metallköpfen mit einem Polyethylen-Inlay. Ein weiterer Schritt

---

war erstmalig die Nutzung von Aluminiumoxidkeramik für den Hüftkopf, wodurch der Abrieb um ein weiteres verringert wurde. Die aseptische Lockerung infolge der geringen Schwingfähigkeit des Polymethylmetacrylats stellte die Endoprothetik vor ein neues Problem. Die Rate der aseptischen Lockerung war nach 5-10 Jahren mit 19% beschrieben. In England wurde bereits 1964 wieder mit der zementfreien Implantation der HTEP begonnen. Weitere Entwicklung in den folgenden Jahren verfolgten das Ziel die Oberfläche der Prothese für eine bessere Festigkeit zu vergrößern. So folgte der Porometallprothese im Jahre 1973 die madrepore Prothese, welche eine korallenartige Struktur aufwies. Ein Jahr darauf stellte Mittelmeier die Tragrippenprothese vor. Der Schaft war konisch und leicht gebogen. Er wies sogenannte Tragrippen auf.

1980 wurde von Zweymüller ein Prothesenstiel aus Titan mit Press-fit-Verankerung entwickelt. Die Pfanne aus Polyethylen konnte sich in den 80er Jahren aufgrund seiner zu hohen Elastizität nicht durchsetzen.

Schließlich gibt es heutzutage eine Vielzahl an Prothesenformen und Zusammensetzungen aus verschiedensten Legierungen. Die Indikation zur totalendoprothetischen Versorgung muss dennoch weiterhin mit viel Sorgfalt getroffen werden. [39][113]

#### **1.4.2. Indikationen für die Implantation einer Hüft-TEP**

Auch wenn die Implantation einer HTEP heute einen Routineeingriff darstellt, ist die Indikationsstellung aufgrund der zu erwartenden Komplikationen ernst zu nehmen. Jährlich werden in Deutschland ca. 210.000 HTEP implantiert. Gründe hierfür sind unter anderem die gestiegene Lebenserwartung der Bevölkerung assoziiert mit einem entsprechenden Leistungsanspruch sowie exzessiv ausgeübte, gelenkbelastende Sportarten. [6][94-96][98]

In den USA hat die Implantationsrate von HTEP zwischen 1990 und 2002 um 50% zugenommen, die Implantationsrate von KTEP wurde verdreifacht. Gleichzeitig lag die Revisionsrate nach HTEP bei 17,5%. [37] Nicht zuletzt aus diesen Gründen muss die Indikationsstellung exakt und mit hoher Sorgfalt geschehen.

Die Indikation zur Implantation einer HTEP ist in der Regel die Coxarthrose. Hierbei muss zwischen primärer und sekundärer Coxarthrose differenziert werden, wobei auf Genese einer Arthrose im Allgemeinen in dieser Arbeit nicht eingegangen wird. (Tab. 1.4.2.a) Des Weiteren werden HTEP nach hüftnahen

Knochenbrüchen in Abhängigkeit von Frakturform, Fragmentdislokation und Lebensalter implantiert. Auch Osteolysen, welche durch Tumoren oder Metastasen bedingt sein können, zwingen zur Implantation einer HTEP, sei es als kurativer oder palliativer Ansatz. [7] Laut den aktuellen Veröffentlichungen einer Studie auf Basis des schwedischen Prothesenregisters werden 77,7% der Implantationen bei primärer Coxarthrose vorgenommen. Weitere 18% nach Fraktur, 2,2% nach kindlicher Hüfterkrankung und 5% nach entzündlicher Erkrankung der Hüfte. [11][62]

Tabelle 1.4.2.a - Ursachen und Einteilung der Coxarthrose [30]

primäre Coxarthrose	n.n.
sekundäre Coxarthrose	Hüftdysplasie, Epiphyseolysis capitis femoris Morbus Perthes, Hüftkopfnekrose posttraumatisch, Achondroplasie Morbus Paget Hämophilie Labrumläsionen und Impingement rheumatische Arthritiden Gelenkinfektionen

Genauer ist aber eine Zusammenschau aller Befunde zu berücksichtigen. Somit ist es unabdinglich neben den objektiven, radiologischen Befunden das subjektive Krankheitserleben des Patienten und den entsprechenden Leidensdruck, die Erwartungen, Compliance und Komorbiditäten sowie die klinischen Untersuchungsbefunde zu berücksichtigen. Im Alltag korrelieren Röntgenbilder oft nicht mit der Symptomatik des Patienten. So sollte bei einem Patienten mit schleichender Symptomatik auch bei fast aufgebrauchtem Gelenkspalt eher eine abwartende Haltung unter regelmäßigen Kontrollen eingenommen werden. [6]

Ist der Patient hingegen in seiner täglichen Routine erheblich eingeschränkt und die konservativen Therapiemaßnahmen über mindestens 3-6 Monate frustriert ausgeschöpft, wird die Entscheidung zur HTEP gefällt. [7] Auch bei geringen klinischen Symptomen, aber bereits röntgenologisch destruiertem Knochen des Acetabulums sollte eine sofortige Implantation einer Prothese erwogen werden. Tilbury et al. und Valdez et al. beschreiben, dass das Outcome und die postoperativen Schmerzen nach HTEP-Implantation mit der Schwere der radiologisch vorbestehenden Arthrose negativ korrelieren. [115][116] Die Entscheidung zur Implantation muss dann in einem aufklärenden Gespräch unter Nennung der Vor- und Nachteile dieser Operation geschehen und mit

---

dem Patienten zusammen getroffen werden. Es folgt dann eine gründliche und detaillierte OP-Vorbereitung und Planung unter Berücksichtigung der Komorbiditäten des Patienten, um das Komplikationsrisiko bestmöglich zu minimieren. Neben Röntgenbildern werden auch zunehmend dreidimensionale Knochenmodelle, welche mit hoher Genauigkeit und Verlässlichkeit anatomische Abmessungen bereitstellen, genutzt. [22] In einer Studie aus dem Jahr 2006 wurden die Ergebnisse der Qualitätssicherung von über 270.000 Hüft- und Knieendoprothesen präsentiert. Es wurde von Schröder et al. publiziert, dass die Indikationsstellung bei unter 60-jährigen Patienten in 25% und bei über 60-jährigen Patienten in 23,5% der Fälle falsch gestellt wurde. [9] In einer zusammenfassenden Studie auf Grundlage der externen Qualitätssicherung werden dieselben Werte beschrieben. Des Weiteren wird genannt, dass in ländlichen Regionen und bei Männern die Indikationskriterien eher erfüllt sind als in städtischen Ballungsgebieten. Dies ist durch unterschiedliches Anspruchsverhalten zu begründen. [63]

Durch eine genaue Prüfung der Indikation wird die Wahrscheinlichkeit für unnötige, lebensgefährliche Komplikationen deutlich verringert.

#### **1.4.3. Komplikationen nach Implantation einer Hüft-TEP**

Die allgemeinen Komplikationen der Endoprothetik der Hüfte müssen in drei Gruppen eingeteilt werden: (1) allgemeine operationsbedingte Risiken. (2) implantat- und endoprothesenspezifische Komplikationen und (3) postoperative Beschwerden. [7] Im Folgenden wird kurz auf die allgemeinen Komplikationen eingegangen. Die Komplikationsrate wird im Qualitätssicherungsbericht aus dem Jahre 2003 zwischen 10-15% beziffert. In den Folgejahren sind die Zahlen ähnlich stabil. Reoperationen infolge von Komplikationen werden im Bericht aus 2008 mit 1,9% bei Primärimplantationen und mit 5,6% bei TEP-Wechseln beziffert. Eine genaue Auflistung der in Deutschland festgelegten Qualitätsmerkmale kann online abgerufen werden. [21][101][102]

Zu den peri- und postoperativen Risiken gehört zweifelsohne die Thrombose und folglich assoziierte Lungenembolie. Allgemein wird das Risiko infolge eines solchen Hochrisikoeingriffes an einer tiefen Beinvenenthrombose (TVT) zu erkranken zwischen 0,5-2% beziffert. [7] In einer Kohortenstudie aus Amerika wurde die Inzidenz abhängig von Komorbiditäten mit 3,8% benannt. Eine um 25% erhöhte Gefahr der Thrombose besteht insbesondere bei Patienten mit

---

COPD laut Kapoor et al. [8] Zahir et al. beschreiben in ihrer Studie die Inzidenz einer Lungenarterienembolie nach Implantation einer HTEP mit 0,2%. [117] Die intraoperative Mortalität infolge einer Lungenarterienembolie während einer Primärimplantation wurde in einer retrospektiven Studie von Parvizi et al. mit 0,06% beziffert. [19] Bei Implantation einer TEP infolge einer Schenkelhalsfraktur liegt das Risiko bei ca. 8%.

Die Mortalität bei elektiven HTEP wird von Leidinger et al. mit unter 0,1% beschrieben. [20] Das BQS hat beschreibt eine Letalität nach HTEP Implantation von 0,2%. [101][102]

Die Infektion stellt eine weitere wichtige und folgenschwere Komplikation dar. Hierbei wird zwischen Früh- und Spätinfekt (6 Wochen postoperativ) unterschieden. Die wirksamsten Schutzmaßnahmen sind weiterhin eine adäquate peri- und/ oder postoperative antibiotische Abschirmung, die Desinfektion des OP-Gebietes, sowie das sterile Arbeiten, aber auch die postoperative Wundversorgung. Das Risiko für eine Infektion ist durch lange Operationszeiten, Übergewicht, Immundefekte u.A. deutlich erhöht. Die Inzidenz wird im Allgemeinen mit 0,5-2% nach Primärimplantation und 4-6% nach Revisionsoperation beziffert. [7][10][21]

Rauchen erhöht die Rate von Wundheilungsstörungen nach HTEP. Kyle et al. beschreiben, dass Raucher in 1,8% der Fälle (vgl. Nichtraucher 1,1%) hiervon betroffen sind. Die Rate an allgemeinen Komplikationen ist mit 5,9% gegenüber 5,4% ebenfalls erhöht. [118] Als weitere allgemeine operative Komplikationen sind Gefäß- und Nervenverletzungen zu nennen. Die Inzidenz ist mit 0,5-2% beschrieben.

Weiterhin gehört die Beinlängendifferenz zu den häufigsten Komplikationen nach endoprothetischen Eingriffen am Hüftgelenk. Postoperativ muss diese durch Schuheinlagen ausgeglichen werden. In einer Rostocker Studie wurde beschrieben, dass ab der 91. Minute die Komplikationsrate, unabhängig von der Erfahrung des Operateurs, um das 6,4-fache ansteigt. [49]

Blutungswahrscheinlichkeit und Transfusionspflicht sind bei einer allgemeinen Narkose erhöht, wohingegen adipöse Patienten wiedererwartend weniger Blutverlust verzeichnen. Die Art der Begleiterkrankungen scheint nur in geringerem Maße Komplikationen zu bedingen. [52] Allerdings wird die Standzeit einer Prothese laut einer schwedischen Studie von psychischen Vorer-

---

krankungen, bestehenden kardiovaskulären Erkrankungen und Diabetes verringert. [106]

Die Überlebensrate von Prothesen wird in den verschiedensten Studien unabhängig von Komplikation nach zehn Jahren mit ca. 85-96% und nach 18-25 Jahren mit 65-78% beschrieben. [48][50][38][40-42] Dabei besteht eine Abhängigkeit von verschiedenen Faktoren. Eine Zusammenfassung des schwedischen Registers für Endoprothetik aus dem Jahr 2010 von Hailer et al. beschreibt, dass die Revisionsrate zementfrei implantierter Prothesen unabhängig von Prothesendesign und Grunderkrankungen höher ist als jene zementierter Prothesen. [34] Es wird aber gleichzeitig eingeräumt, dass bei jüngeren Patienten ein vergleichbares bis besseres Ergebnis erzielt wird. In einer Studie von Takenaka et al., in welcher ein 10-Jahres follow-up nach zementfreier Implantation von HTEP bei unter Fünfzigjährigen untersucht wurde, sind die Überlebenszeiten für zementfreie HTEP besser als jene für zementierte HTEP. [30] Die letzte Veröffentlichung von Mäkelin et al. beschreibt, dass die häufigsten Gründe für eine Revision eine aseptische Lockerung (36-53%), eine Dislokation von Komponenten (19-28%), periprothetische Frakturen (4-8%) und tiefe Infektionen (6-15%) waren. [107] Zementierte und unzementierte Implantationen hatten in dieser und anderen Studien ein vergleichbares Outcome. Ebenso sind die Revisionsraten bei zementierten und unzementierten Hüften vergleichbar, wobei eine Zunahme an Frührevisionen durch Dislokationen, Frakturen und Infektionen genannt wird. Adipositas ist weiterhin ein strittiges Thema. Eindeutig ist, dass das Outcome adipöser Patienten den der normalgewichtigen Patienten unterlegen ist. Übergewichtige Patienten (BMI>30) haben im allgemeinen ein erhöhtes Komplikationsrisiko. [119] In einer weiteren Studie ist beschrieben, dass acetabuläre Frakturen häufiger (0,4% über alles) in unzementierten, nicht aber in zementierten Pfannen vorkommen. Weiterhin werden Alter, Geschlecht, ethnische Zugehörigkeit, verschiedene Vorerkrankungen, und operative Zugänge in verschiedenen Studien als Risikofaktoren bei Hüftendoprothesenimplantation diskutiert. [17][38][40][41][42][51][55][86][102][105][110-112][119][120]

Zusammenfassend wird heutzutage dazu übergegangen, jüngeren Patienten unzementierte und älteren Patienten zementierte Hüfte zu implantieren. Patientenindividuelle Besonderheiten müssen vom Operateur gesondert betrachtet werden. Das Lebensalter stellt laut Perka et al. keinen Risikofaktor

zur Implantation von Hüftendoprothesen dar. [52] Zudem aber spielt das Alter zum Zeitpunkt der Implantation eine entscheidende Rolle bezüglich des subjektiven Wohlbefindens und der Schmerzwahrnehmung. So zeigte eine schwedische Studie von Gordon et al., dass Patienten älter als 69 Jahre insgesamt ein schlechteres Outcome betreffend Schmerzen und Lebensqualität haben. [35] Eine weitere Studie von Gordon et al. beschrieb selbiges Ergebnis mit dem Zusatz, dass ebenso jüngere Patienten ein mäßig schlechteres Outcome in ihrer Lebensqualität nach Prothesenimplantation erfahren. [36]

Des Weiteren ist es unabdingbar, dass rund um die Implantation einer HTEP die komplette Patientenversorgung standardisiert erfolgen muss. Dies beginnt bei der präoperativen Vorbereitung und wird nicht zuletzt mit der physiotherapeutischen Nachbehandlung und allen Folgen fortgesetzt. [61]

Eine grobe Zusammenfassung der allgemeinen Komplikationen ist in Tabelle 1.4.3.a zusammengestellt.

Tabelle 1.4.3.a - Zusammenstellung der Komplikationen bei HTEP Implantation [52][49][53][54]

	<b>Komplikationen</b>
intraoperativ	Gefäßläsion Nervenschaden Implantatfehl-/-dislokation periprothetische Fraktur thrombembolisches Ereignis
postoperativ, kurzfristig	postoperatives Wundhämatom Nachblutung, Blutungsanämie Infektionen Implantatdislokation, -luxation thrombembolisches Ereignis (akute Lungenarterienembolie, Apoplex und Reapoplex) kardiovaskuläre Komplikationen (Arrhythmien, kardiale Insuffizienz) postoperatives Delir Harnwegserkrankungen akutes Nierenversagen allergische Reaktionen Dekubitus
postoperativ, langfristig	Implantatluxationen periprothetische Fraktur Materialverschleiß Implantatlockerung Infektion

---

## 1.5. Ziele der Studie

Das Design und die Dimensionierung von acetabulären Komponenten für den Hüftgelenkersatz beruht meist auf Erfahrungswerten. Insbesondere bei zementfreien Revisionspfannen, welche mit zusätzlichen Fixationselementen versehen sind, ergeben sich intraoperativ Probleme durch patientenindividuelle Beckenmorphologien. Beispielsweise kann es vorkommen, dass durch eine mangelhafte Passung des Implantats mehr Knochen als nötig reseziert werden muss und hieraus weitere Komplikationen resultieren. Aufgrund der multivarianten Dimensionen einzelner Strukturen des menschlichen Beckens ist eine genaue Vermessung und die exakte Kenntnis dieser nicht nur zur Planung und Durchführung einer endoprothetischen Versorgung von Nöten. Firmen der Endoprothetik warten mit unterschiedlich angepassten und geformten Acetabulumprothesen auf, welche, vergleichbar mit Konfektionsgrößen in der Kleidungsindustrie, in verschiedenen Maßen zur Verfügung stehen.

Morphologische Charakteristika des Acetabulums sind bereits in einigen wenigen Kadaver- oder CT- gestützten Studien beschrieben. Des Weiteren finden sich einige forensische Studien zur Vermessung des Beckens. Die Korrelation der einzelnen Beckenmaße in Abhängigkeit von der Acetabulumgröße wurde bisher nur selten untersucht.

Ziel dieser Arbeit ist es, charakteristische Morphologien humaner Beckenknochen in Abhängigkeit von der Acetabulumgröße zu ermitteln, um nachfolgend Verbesserungen hinsichtlich Dimensionierung der acetabulären Komponenten erarbeiten zu können. Durch die Vermessung unterschiedlicher Landmarks soll eine genauere Einschätzung der Abstände zwischen ossären Komponenten und Weichgewebe gegeben werden. Des Weiteren können die erhobenen Daten als Vergleich und Grundlage für anthropologische und forensische Fragen herangezogen werden. Die Studie bildet einen Querschnitt durch ein ethnisch unterschiedliches Patientengut ab und soll eine Hilfestellung für oben genannte Problematik geben.

## 2. Material und Methodik

### 2.1. Datenauswahl

Die Auswahl der Daten erfolgte randomisiert in der Unfallklinik Murnau. Hierzu wurden Computertomogramme des Beckens von Patienten aus dem laufenden Klinikalltag ausgewählt.

### 2.2. Datenerfassung

#### 2.2.1. Segmentierung der Daten

Es wurden CT Schnittserien der Anzahl N=69 als Grundlage für alle weiteren Berechnungen genutzt. Diese Serien bildeten jeweils den Bereich des Beckens, kaudal beginnend in Höhe des Tochanter minor femoris +/- 1cm bis zur kranialen Begrenzung in Höhe des vierten oder fünften Lendenwirbels ab. Die Serien variierten in der Schichtdicke. Somit wurden zwischen 115 bis 345 Schnitte pro Serie abgebildet. (Abb. 2.2.1.a)

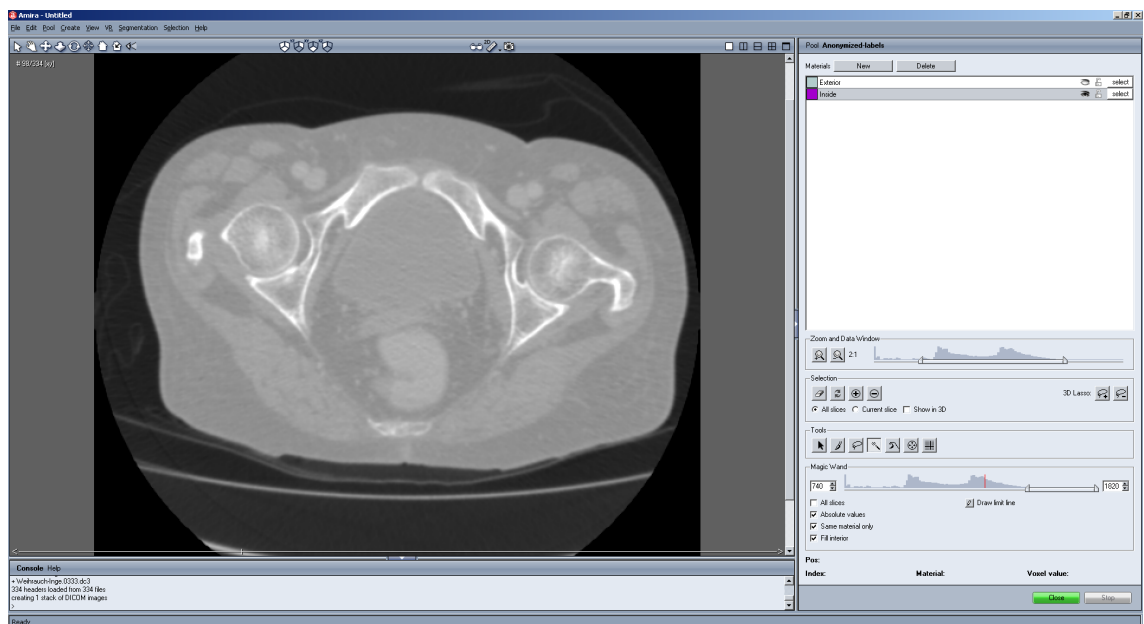


Abbildung 2.2.1.a - Ansicht eines CT-Schnittes im Programm Amira 4.0 vor der Markierung des Knochengewebes

Die Bearbeitung und Vermessung erfolgte mit dem Programm Amira 4.0 (Mercury Computer Systems Inc., Chelmsford, MA USA) Dieses Computerprogramm ermöglicht es, bestimmte Strukturen in den Schnittebenen eines Computertomogrammes zu markieren und jene markierten Flächen in ein dreidimensionales Modell, welches rotationsfähig im Raum liegt, zu überführen.

Die Daten und Schnittebenen wurden zunächst in das Bearbeitungsprogramm eingelesen. Folgend wurde das abgebildete Knochengewebe markiert und extrahiert. Um die Arbeit in diesem Schritt zu vereinfachen, bietet das Computerprogramm diverse Hilfestellungen und Tools, mit denen die Markierung des Knochengewebes zunächst automatisch möglich ist.

Die Knochenstrukturen mussten in jedem einzelnen Schnitt markiert werden, um jene anschließend in ein dreidimensionales Bild zu überführen. Dies erfolgte durch die Threshold-Funktion. Über eine Menüleiste ließen sich verschiedene Tools zur Markierung auswählen. Zuerst wurden standardisiert alle Strukturen der H.E. Dichte zwischen 250H.E. <math>x</math> 2000H.E. lokalisiert. Die untere Grenze konnte je nach Dichte der Knochenstrukturen und Mineralisation um  $\pm 10$ H.E. variieren. [91] (Abb. 2.2.1.b)

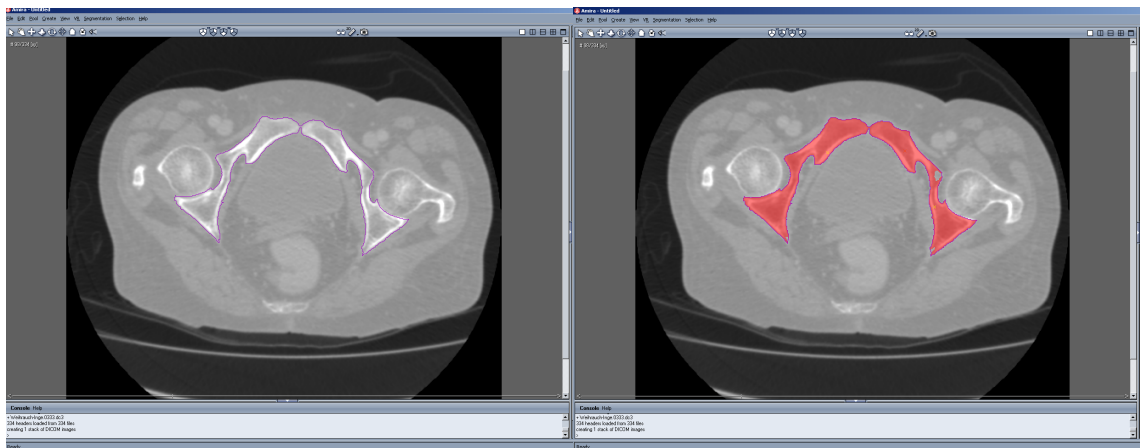


Abbildung 2.2.1.b - Ansicht eines CT-Schnittes im Programm Amira 4.0 nach der Markierung des Knochengewebes

Eine manuelle Nachbearbeitung jedes einzelnen Schnittes war wegen Artefakten und falsch erkannter Strukturen nötig. Als Grundlage und Voraussetzung hierfür diente das anatomische Wissen und Abbildungen aus anatomischen Atlanten. Große Osteophyten, Gefäßverläufe und muskulo-ligamentäre Ossifikationen wurden in diesem Schritt nicht mit in die Segmentierung einbezogen. Ebenso wurden Artefakte durch liegende Implantate oder Osteosynthesematerialien bei der Bearbeitung berücksichtigt und nicht segmentiert. In internationalen Studien wird diese Vorgehensweise ebenso als gängiges Verfahren beschrieben. [31] Nach der Segmentierung erfolgte eine Überführung in ein dreidimensionales Bild des Beckens. (Abb. 2.2.1.c)

Nach diesem Schritt konnte die standardisierte Positionierung und Vermessung erfolgen.

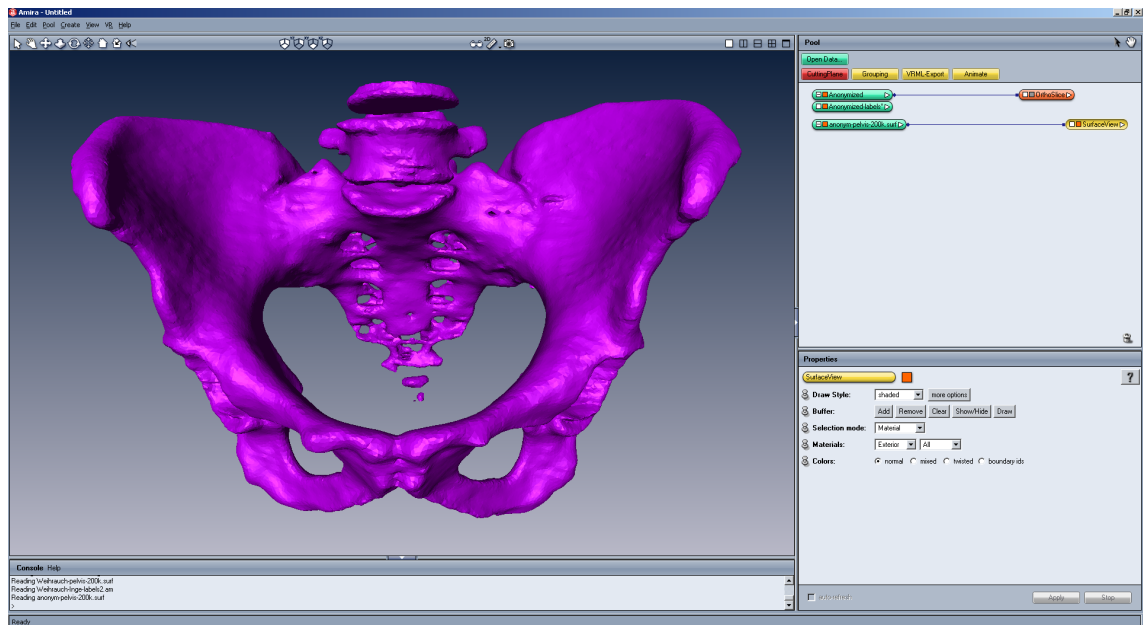


Abbildung 2.2.1.c - Ansicht des Beckens nach Überführung in ein dreidimensionales Bild

## 2.2.2. Standardisierte Positionierung des Beckens im Koordinatensystem

Nachdem eine Schnittserie komplett segmentiert war, wurde diese mit Hilfe des Programmes in ein dreidimensionales Bild umgewandelt. So konnte das ermittelte Bild des Beckens im Raum frei bewegt, verschoben und rotiert werden.

Um eine entsprechende Vermessung der Koordinaten des Beckens zu ermöglichen und vergleichen zu können, musste eine standardisierte Ausrichtung erfolgen. Zu diesem Zwecke wurde der Ursprung eines Koordinatensystems entsprechend in das Becken positioniert. Bei Frontalansicht kommt hierbei die x-Achse auf eine Linie in der transversalen Ebene zwischen den beiden *Spinae iliacae anteriores superiores* des Os ilium zu liegen. Die y-Achse des Koordinatensystems liegt in selbiger Ebene im anterior-posterioren Verlauf. Die z-Achse bildet in koronarer Ebene in latero-lateraler Ansicht eine Linie zwischen der *Spina iliaca anterior superior* und dem *Tuberculum pubicum*. (Abb. 2.2.2.a)

Durch diesen Schritt ist der Ursprung des Koordinatensystems in jedem Becken fest definiert worden. In einer Studie von Tannast et al. aus 2005 ist dieses

Vorgehen als Festlegung einer APP (anterior pelvic plane) beschrieben, um eine „allgemeingültige Terminologie und exakte Definitionen“ festzulegen. [90]

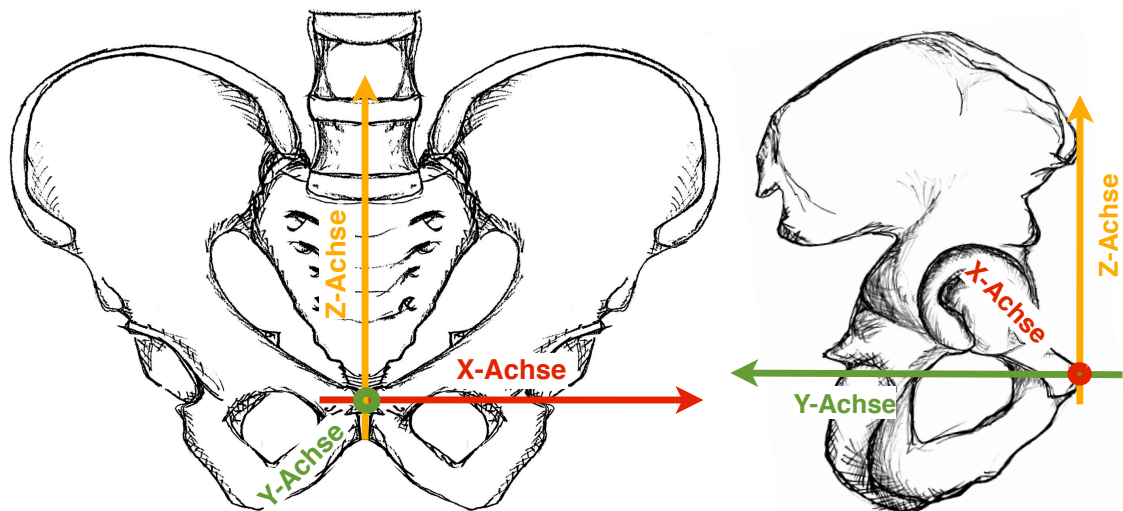


Abbildung 2.2.2.a - standardisierte Lage des Beckens im Koordinatensystem, ap/lat Ansicht

Nach Ausrichtung des Beckens wurde eine Transformationsmatrix ermittelt. Jene ermöglicht es, die erhaltenen Daten in endlichdimensionalen Räumen, hier standardisierte Lage und Ausgangsposition, darzustellen und die Koordinaten für die neue Position zu berechnen. Die Matrix ist in Abbildung 2.2.2.b dargestellt. Durch die definierte Lage des Koordinatenursprunges konnten nun alle Punkte der Becken standardisiert vermessen und verglichen werden.

$$T(t_x, t_y, t_z) = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & t_x \\ 0 & 1 & 0 & t_y \\ 0 & 0 & 1 & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Abbildung 2.2.2.b - Transformationsmatrix für eine Translation

---

### 2.2.3. Festlegung der Landmarks

Die Festlegung der zu vermessenden Punkte erfolgte in Abhängigkeit von der Aufgabenstellung und nach Ermessen des Bearbeiters. In vielen Studien wurden die Messpunkte ähnlich oder gleich gewählt. [59][25][26][32][33][43][45][46]

Neben den markanten Landmarks des Beckenknochens wurden zusätzliche Punkte für weitere Berechnungen ermittelt. Die zur Vermessung herangezogenen Punkte sind wie folgt zu beschreiben: *Spina iliaca anterior superior et inferior dextra et sinistra*, sowie *Spina iliaca posterior superior et inferior dextra et sinistra* in typischer anatomischer Position. Als *Incisura ischiadica dextra et sinistra* und *Incisura iliaca superior dextra et sinistra* sind jeweils die Scheitelpunkte der bogenförmigen Aussparung zwischen den umliegenden Spinae gewählt worden. Als Punkte der *Facies auricularis/ Linea terminalis dexter et sinister* wurden der Schnittpunkt zwischen dem anterioren Gelenkspalt des Iliosacralgelenkes und der in der anatomischen Literatur beschriebenen Linea terminalis verwendet. Als *Facies auricularis cranial dexter et sinister* wurde der kranialste Punkt der anterioren Kontaktfläche des Iliosacralgelenkes gewählt. Das *Tuberculum pubicum* ist in typischer anatomischer Lage vermessen worden. (Abb. 2.2.3.a/ Tab. 2.2.3.b)

Weiterhin wurden die Acetabuli in standardisierter festgelegter Methode vermessen. Hierzu wurden zwei Durchmesser vom anterior-kranialen zum posterior-kaudalen und vom anterior-kaudalen zum posterior-kranialen Acetabulumrand mit einem Schnittwinkel von  $\alpha = \text{ca.} 50^\circ$  vermessen. Hieraus wurde das arithmetische Mittel gebildet um einen definitiven Acetabulumdurchmesser zu erhalten. Die Messwerte wurden als Koordinaten eines dreidimensionalen Koordinatensystems in eine Microsoft-Excel-Tabelle übertragen.

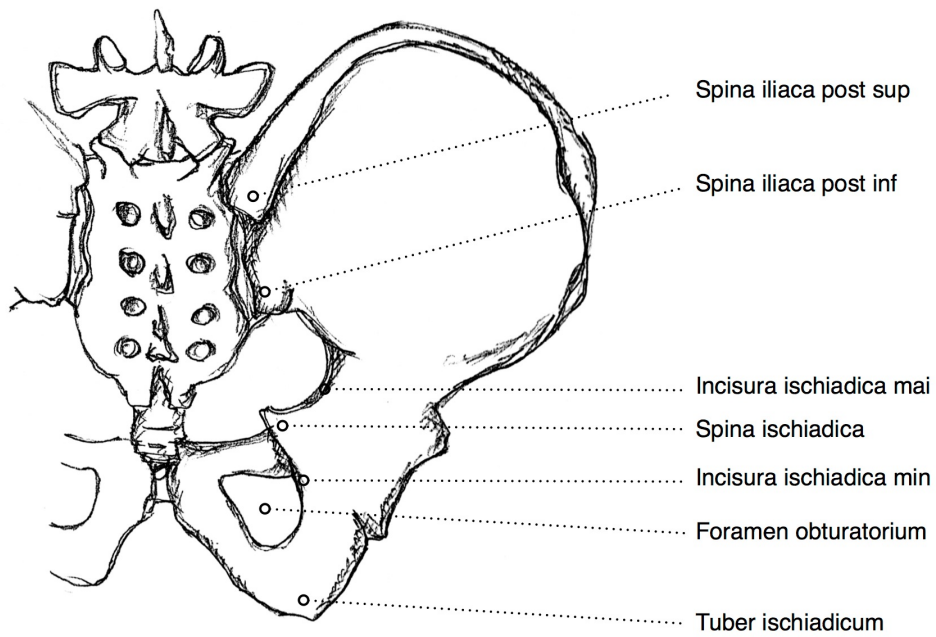
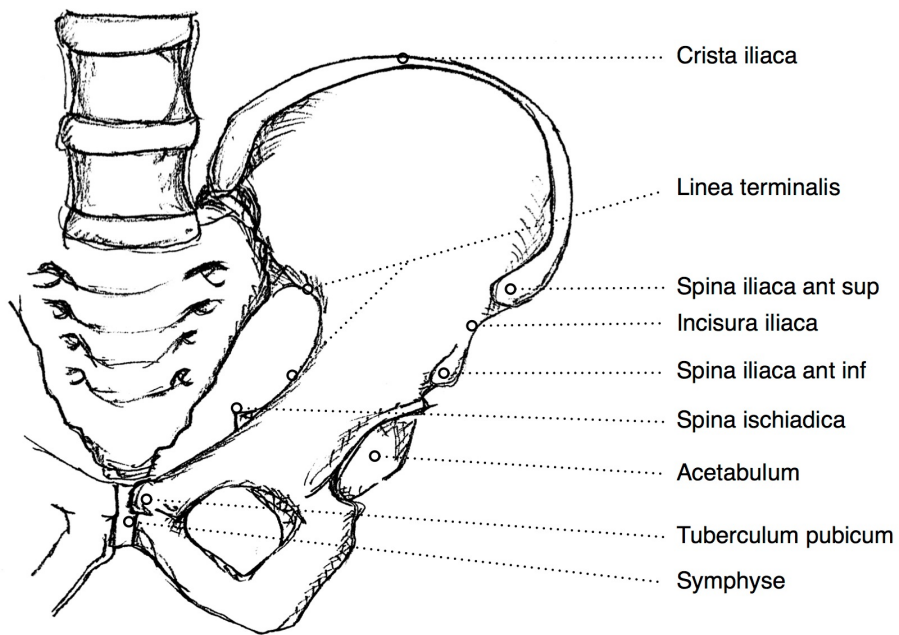


Abbildung 2.2.3.a - bildliche Darstellung der festgelegten Landmarks, Becken von ventral obere Abbildung, Becken von dorsal untere Abbildung [84][85][87]

Tabelle 2.2.3.b - tabellarische Auflistung der Landmarks

Abkürzung		Bezeichnung
SIAS	SIASS	Spina iliaca anterior superior sinistra
	SIASD	Spina iliaca anterior superior dextra
SIAI	SIAIS	Spina iliaca anterior inferior sinistra
	SIAID	Spina iliaca anterior inferior dextra
SIC	SICS	Spina ischiadica sinistra
	SICD	Spina ischiadica dextra
SIPS	SIPSS	Spina iliaca posterior superior sinistra
	SIPSD	Spina iliaca posterior superior dextra
SIPI	SIPI S	Spina iliaca posterior inferior sinistra
	SIPI D	Spina iliaca posterior inferior dextra
FAC	FACS	Facies auricularis cranial sinister
	FACD	Facies auricularis cranial dexter
FAL	FALS	Facies auricularis/ Linea terminalis sinister
	FALD	Facies auricularis/ Linea terminalis dexter
TP	TPS	Tuberculum pubicum sinister
	TPD	Tuberculum pubicum dexter
IIL	IILS	Insicura iliaca superior sinistra (Scheitelpunkt)
	IILD	Incisura iliaca superior dextra (Scheitelpunkt)
IIS	IISS	Incisura ischiadica maior sinistra (Scheitelpunkt)
	IISD	Incisura ischiadica maior dextra (Scheitelpunkt)

## 2.3. Berechnungen

### 2.3.1. Berechnungen der Strecken

Alle benannten Berechnungen wurden in Microsoft Excel und folgend dem Kalkulationsprogramm Numbers von Mac vorgenommen.

Unter der Annahme, dass eine Strecke zwischen zwei Punkten mit den Koordinaten  $P(x;y;z)$  und  $Q(x;y;z)$  einem Längenvektor aus einem einfachen dreidimensionalen Koordinatensystem entspricht, wurde zur Berechnung eine Vektorengleichung verwendet. (Abb. 2.3.1.a/ Abb. 2.3.1.b) Ausgehend von P als erstem, und Q als zweitem Punkt, ergibt sich folgende Formel:

$$|PQ| = \sqrt{(xp-xq)^2 + (yp-yq)^2 + (zp-zq)^2}$$

$$|PQ| = \sqrt{(\Delta x)^2 + (\Delta y)^2 + (\Delta z)^2}$$

Abbildung 2.3.1.a - Vektorengleichung [92]

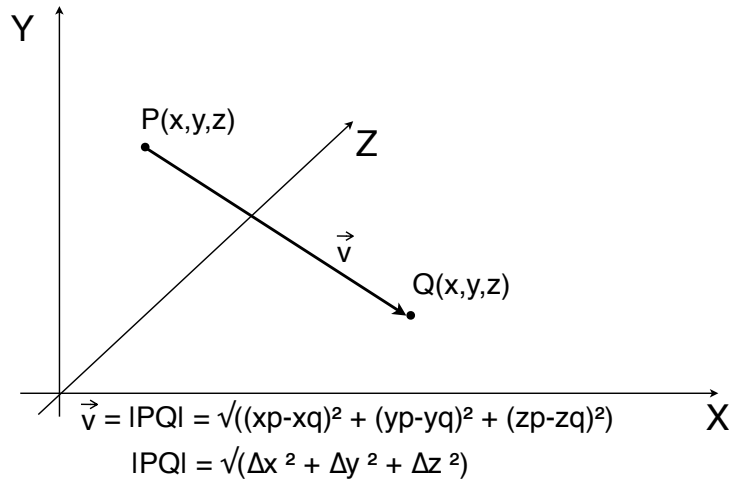


Abbildung 2.3.1.b - bildliche Darstellung der Vektorenberechnung im dreidimensionalen Koordinatensystem [92]

### 2.3.2. Berechnung der Winkel

Neben der Erfassung der Strecken erfolgte die Berechnung einzelner Winkel. Diese wurden in Projektion auf jeweils eine Ebene des Koordinatensystem berechnet. In Frontalebene wurden zur Berechnung die z- und x-Koordinaten genutzt, zur Berechnung eines Winkels in der Saggitalebene die x- und y-Koordinaten. Unter Nutzung der Winkelgleichungen ergaben sich folgende Formeln: (Abb. 2.3.2.a/ Abb. 2.3.2.b)

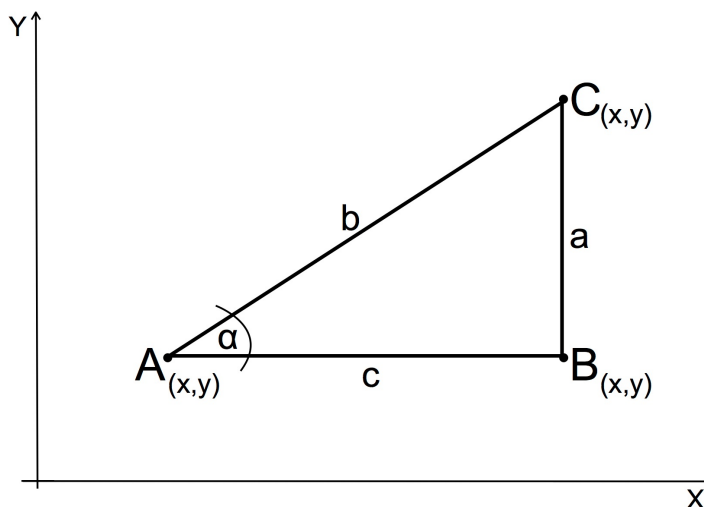


Abbildung 2.3.2.a - bildliche Darstellung der Winkelgleichung im Koordinatensystem [92]

$$\sin \alpha = a/b$$

$$\cos \alpha = b/c$$

$$\tan \alpha = a/c$$

$$\tan \alpha = (|\Delta y_C - \Delta y_B|) / (|\Delta x_B - \Delta x_A|)$$

Abbildung 2.3.2.b - Winkelgleichungen [92]

### 2.3.3. Berechnung des mittleren Acetabulumdurchmessers

Durch das arithmetische Mittel der zwei gemessenen Strecken wurde der Acetabulumdurchmesser der jeweiligen Seite bestimmt. Um für weitere Klassifizierungen einen allgemeinen Mittelwert des Acetabulums eines Beckens zu erhalten, ist aus den beidseitigen Messwerten ein weiteres arithmetisches Mittel gebildet worden.

### 2.4. Festlegung der Strecken

Die Anfangs- und Endpunkte der Strecken, sowie die Scheitel- und Schnittpunkte der Winkel wurden jeweils in die zuvor festgelegten Landmarks gelegt. (Kapitel 2.2.3.)

Die Berechnung erfolgte mittels obig genannter Gleichungen für Winkel und Vektoren. Zunächst sind die Transversalmaße zwischen ausgewählten Punkten berechnet worden. (Tab. 2.4.a/ Abb. 2.4.b-c) Danach erfolgte die Berechnung der Strecken zwischen ipsilateralen Markierungen der Becken. (Tab. 2.4.d/ Abb. 2.4.e) Schließlich wurden vier Winkel ermittelt. (Tab. 2.4.f/ Abb. 2.4.g-i)

Tabelle 2.4.a - Transversalen des Beckens

Bezeichnung	Verlauf
SIAS tr	zw. den kontralateralen Spinae iliacaе anteriores superiores
SIAI tr	zw. den kontralateralen Spinae iliacaе anteriores inferiores
SIC tr	zw. den kontralateralen Spinae ischiadicae
SIPS tr	zw. den kontralateralen Spinae iliacaе posteriores superiores
SIPI tr	zw. den kontralateralen Spinae iliacaе posteriores inferiores
FAL tr	zw. den kontralateralen Facies auriculares/ Lineae terminales
TP tr	zw. den kontralateralen Tubercula pubica
FAC tr	zw. den kontralateralen Facies auriculares craniales

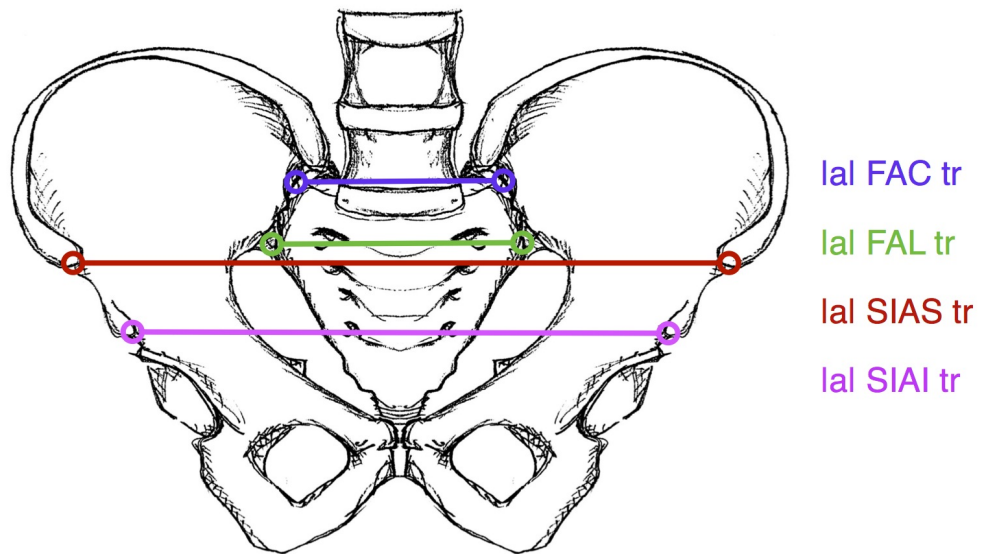


Abbildung 2.4.b - Transversalen Becken von ventral

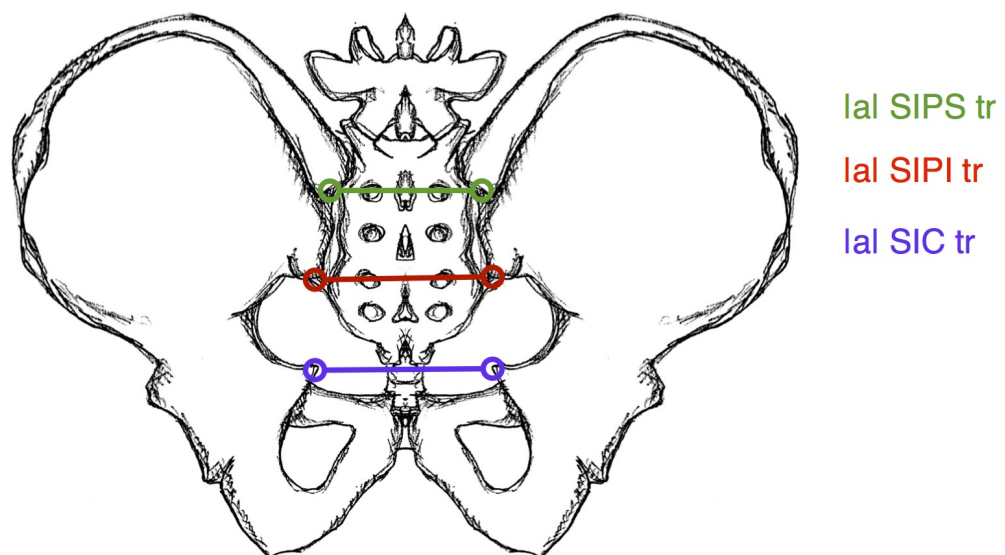
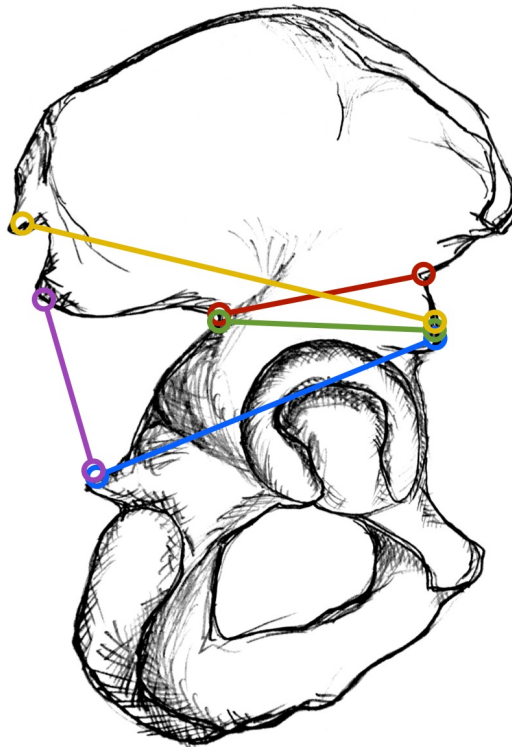


Abbildung 2.4.c - Transversalen des Beckens von dorsal

Tabelle 2.4.d - ipsilaterale Strecken des Beckens

Bezeichnung	Verlauf	
IIL_IIS	Inscura iliaca superior	Incisura ischiadica maior
SIAI_IIS	Spina iliaca anterior inferior	Incisura ischiadica maior
SIAI_SIC	Spina iliaca anterior inferior	Spina ischiadica
SIPI_SIC	Spina iliaca posterior inferior	Spina ischiadica
SIPS_SIAI	Spina iliaca posterior superior	Spina iliaca anterior inferior



- la IIL-IIS D/S
- la IIS-SIAI D/S
- la SIC-SIAI D/S
- la SIPS-SIAI D/S
- la SIPI-SIC D/S

Abbildung 2.4.e - ipsilaterale Strecken des Beckens in lateraler Ansicht

Tabelle 2.4.f - Winkel des Beckens

Bezeichnung	Lage	
	Scheitelpunkt	Schnittpunkte
$\mu$ TP SIAI	Tuberculum pubicum	y-Achse
		Spina ischiadica anterior inferior
$\mu$ TP SIAS	Tuberculum pubicum	y-Achse
		Spina ischiadica anterior superior
$\mu$ SIAI SIPI kk	Spina ischiadica anterior inferior	x-Achse
		Spina ischiadica posterior inferior
$\mu$ SIAI SIPI lat	Spina ischiadica anterior inferior	z-Achse
		Spina ischiadica posterior inferior

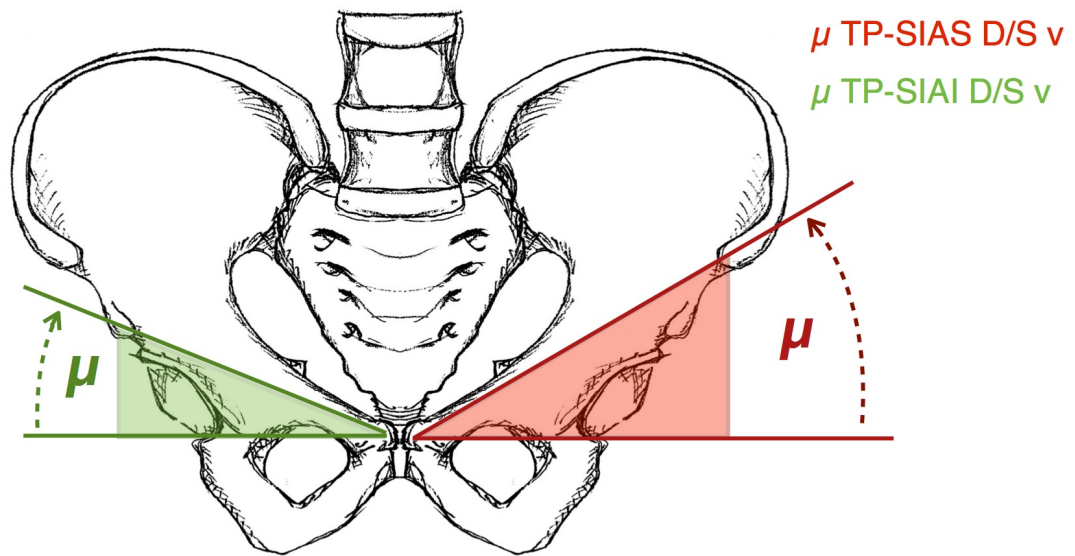


Abbildung 2.4.g - Winkel des Beckens von ventral

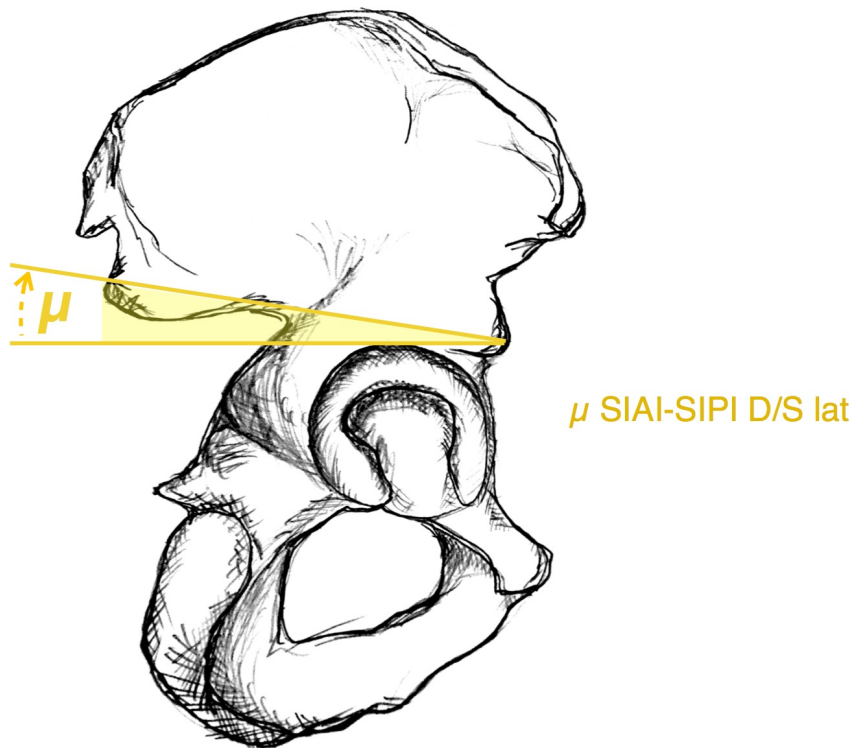


Abbildung 2.4.h - Winkel des Beckens von lateral

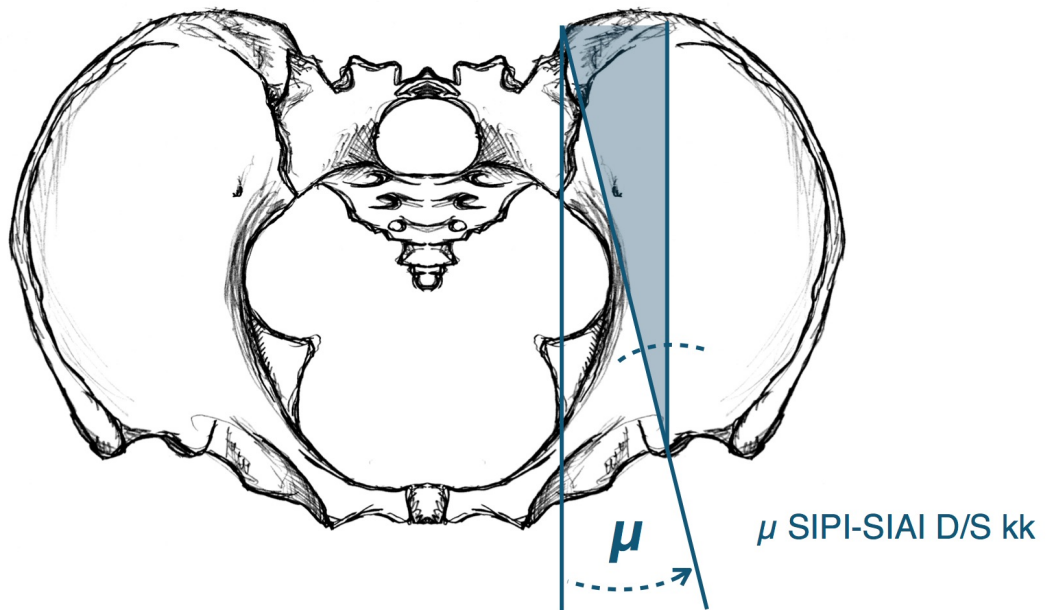


Abbildung 2.4.i - Winkel des Beckens von kranial

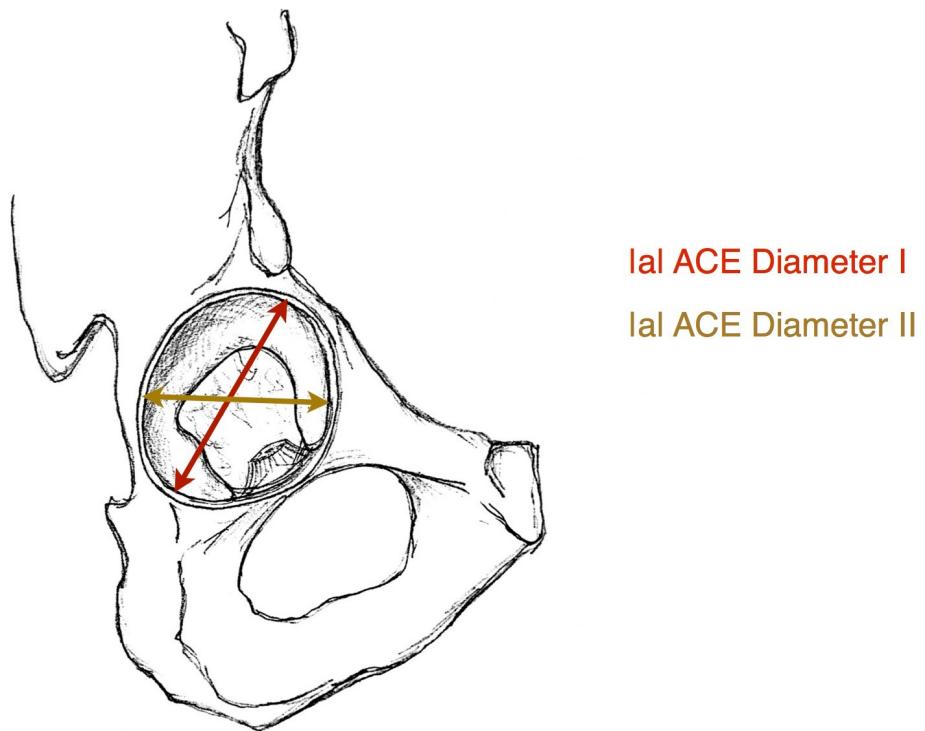


Abbildung 2.4.j - Diameter des Acetabulum

## 2.5. Statistische Auswertung

Zur statistischen Auswertung wurden die erhobenen Daten in einer Excel Tabelle zusammengefasst und dann in das Statistikprogramm SPSS 20.0 übertragen. In diesem Programm erfolgte die Erstellung der deskriptiven Statistik, der Häufigkeiten und die Gruppierungen der Daten nach verschiedenen Parametern. Bei Bedarf wurden diese in Diagrammen oder Tabellen dargestellt. Die Korrelationskoeffizienten konnten in einer Kreuztabelle erhoben und für die weitere Auswertung herangezogen werden. Zur Prüfung der Normalverteilung erfolgte der Kolmogorov-Smirnow-Test. Bei Normalverteilung wurde der Korrelationskoeffizient nach Pearson und bei fehlender Normalverteilung der Korrelationskoeffizient nach Spearman genutzt. (Tab. 2.5.a) Die Berechnung der Signifikanz erfolgte mittels T-Test. Die Beurteilung des Korrelationskoeffizienten ist in den folgenden Tabellen aufgeführt. (Tab. 2.5.a/b)

Tabelle 2.5.a - Interpretation des Korrelationskoeffizienten

Korrelationskoeffizient r	Interpretation
$0 < r \leq 0,2$	sehr geringe Korrelation
$0,2 < r \leq 0,5$	geringe Korrelation
$0,5 < r \leq 0,7$	mittlere Korrelation
$0,7 < r \leq 0,9$	hohe Korrelation
$0,9 < r \leq 1$	sehr hohe Korrelation

Tabelle 2.5.b - Interpretation des Signifikanzwertes

Signifikanz p	$\geq 0,05$	$< 0,05$	$< 0,01$	$< 0,001$
Bedeutung	nicht signifikant	signifikant	sehr signifikant	hoch signifikant

## 2.6. Gruppierung der Daten

Anhand der Acetabulumgrößen erfolgte eine Gruppierung der Messwerte. Um die Grenzen dieser Gruppen festzulegen, wurde mit Hilfe des Statistik-Programmes SPSS ein Histogramm erstellt (Abb. 2.6.b), anhand welchem die drei geschlechtsspezifischen Gruppen determiniert werden konnten. (Tab. 2.6.a)

Tabelle 2.6.a - Wertspannen zur Gruppierung nach Acetabulumgröße

	Wertspanne in mm		Wertspanne in mm	
M-I	al ≤ 48,9		F-I	al ≤ 47,9
M-II	49,0 <  al ≤ 52,9		F-II	48,0 <  al ≤ 51,9
M-III	al > 53,0		F-III	al > 52

Eine weitere Gruppierung wurde anhand des Geschlechts und in den ipsilateralen Becken an der Seite vorgenommen.

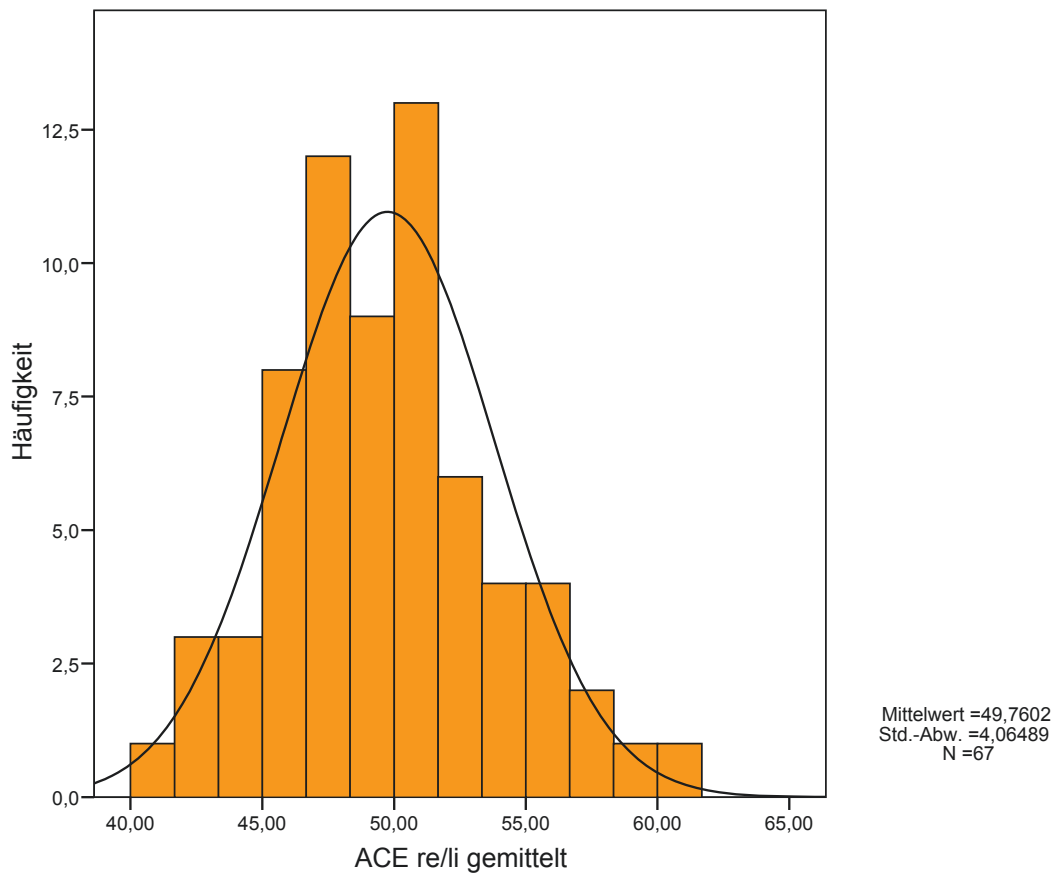


Abbildung 2.6.b - Histogramm der Acetabulumgröße aller Becken

### 3. Ergebnisse

#### 3.1. Nomenklatur der Auswertung

Um die statistische Auswertung übersichtlich zu gestalten, wird in den folgenden Tabellen und Grafiken eine einheitliche Nomenklatur verwendet. (Tab. 3.1.a) Hierbei erhalten Werte und Wertegruppen bestimmte Buchstabenzusätze und Farben, welche eine eindeutige Zuordnung zu einer Gruppe zulassen.

Tabelle 3.1.a - Nomenklatur

Abkürzung		Beschreibung	Farbe
G		Gesamtheit aller Daten	gelblich
M	M-I, M-II, M-III	Daten männlicher Becken, gruppiert	bläulich
F	F-I, F-II, F-III	Daten weiblicher Becken, gruppiert	rötlich

#### 3.2. Allgemeine deskriptive Statistik

Von den 69 untersuchten Patientendaten, waren 41 männlich und 28 weiblich. Insgesamt entspricht dies einer prozentualen Verteilung von 59,4% männlichen und 40,6% weiblichen Becken. Das Patientenalter der gesamten Patientengruppe beträgt  $16 \leq x \leq 107$  Jahre. In insgesamt zwei Serien waren keine Acetabulumdurchmesser wegen größerer Artefakte messbar. Andere Strecken waren ebenfalls in verschiedenen Serien aus gleicher Ursache nicht zu vermessen. Die Größe der Acetabuli aller Becken maß zwischen  $41,4\text{mm} \leq x \leq 60,28\text{mm}$ . Alle Werte zur allgemeinen deskriptiven Statistik sind in Tabelle 3.2.a aufgeführt, die geschlechtsspezifischen Ergebnisse folgen in Kapitel 3.3.

Tabelle 3.2.a - allgemeine deskriptive Statistik

Häufigkeitstabelle Geschlecht, insgesamt			
		Häufigkeit	Prozent
männlich	M	41	58,6
weiblich	F	28	40,6
Gesamt	G	69	100,0
männlich	M-I	18	26,9
	M-II	14	20,9
	M-III	8	11,9
weiblich	F-I	10	14,9
	F-II	12	17,9
	F-III	5	7,5

### 3.3. Test auf Normalverteilung

Nach Auswertung der deskriptiven Statistik erfolgte der Test auf Normalverteilung aller berechneten Transversalen und ipsilateralen Strecken des Beckens. Nach Ermittlung des Kolmogorov-Smirnov-Indizes kann die Annahme einer Normalverteilung aller berechneten Strecken und Winkel bestätigt werden. Diese liegt vor, wenn rund zwei Drittel aller Messwerte innerhalb der Entfernung einer Standardabweichung zum Mittelwert liegen und dieser mit dem Median gleich ist. (Tab. 3.3.a) Nach Gruppierung der Messwerte sind nicht alle Strecken und Winkel normalverteilt. Eine Übersicht ist in der Tabelle 3.3.c/d dargestellt.

Tabelle 3.3.a - Kolmogorov-Smirnov-Test auf Normalverteilung (1)

Test auf Normalverteilung (Kolmogorov-Smirnov)					
		Alter	ACE re/li ge	SIAS tr	SIAI tr
N		69	67	64	67
Parameter der Normalverteilung	Mittelwert	54,84	49,76	232,89	195,61
	Standardabweichung	20,18	4,06	18,33	10,17
Extremste Differenzen	Absolut	,063	,057	,107	,085
	Positiv	,063	,057	,060	,048
	Negativ	-,057	-,054	-,107	-,085
Kolmogorov-Smirnov-Z		,525	,467	,859	,694
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)		,946	,981	,451	,722
		SIC tr	SIPS tr	SIPI tr	FAL tr
N		66	64	65	63
Parameter der Normalverteilung	Mittelwert	102,71	91,27	99,02	117,69
	Standardabweichung	12,60	11,53	6,85	9,76
Extremste Differenzen	Absolut	,108	,099	,058	,107
	Positiv	,108	,099	,058	,072
	Negativ	-,062	-,064	-,055	-,107
Kolmogorov-Smirnov-Z		,880	,789	,470	,848
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)		,421	,562	,980	,469

Tabelle 3.3.a - Kolmogorov-Smirnov-Test auf Normalverteilung (2)

Test auf Normalverteilung (Kolmogorov-Smirnov)					
		FAC tr	SIPI SIC D	SIPS SIAI D	SIPS SIAI S
N		62	65	65	64
Parameter der Normalverteilung	Mittelwert	117,60	74,59	149,35	148,50
	Standardabweichung	7,97	10,68	9,96	8,86
Extremste Differenzen	Absolut	,058	,147	,069	,075
	Positiv	,036	,147	,069	,075
	Negativ	-,058	-,123	-,057	-,042
Kolmogorov-Smirnov-Z		,459	1,184	,560	,601
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)		,984	,121	,912	,863
		Apertura sup	$\mu$ TP SIAI Sv	$\mu$ TP SIAI Dv	$\mu$ TP SIAI Sv
N		59	62	64	62
Parameter der Normalverteilung	Mittelwert	16428,1	32,95	33,68	40,56
	Standardabweichung	1804,77	3,58	4,25	4,59
Extremste Differenzen	Absolut	,102	,095	,104	,063
	Positiv	,071	,090	,104	,047
	Negativ	-,102	-,095	-,081	-,063
Kolmogorov-Smirnov-Z		,782	,751	,831	,493
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)		,574	,625	,494	,968

Tabelle 3.3.a - Kolmogorov-Smirnov-Test auf Normalverteilung (3)

Test auf Normalverteilung (Kolmogorov-Smirnov)					
		$\mu$ TP SIAI S	$\mu$ SIAI SIPI	$\mu$ SIAI SIPI	$\mu$ SIAI SIPI
N		63	62	61	63
Parameter der Normalverteilung	Mittelwert	40,96	17,90	17,57	23,55
	Standardabweichung	3,95	4,52	4,98	3,11
Extremste Differenzen	Absolut	,093	,092	,070	,075
	Positiv	,093	,092	,070	,075
	Negativ	-,045	-,051	-,068	-,047
Kolmogorov-Smirnov-Z		,739	,724	,543	,597
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)		,646	,671	,929	,868
		$\mu$ SIAI SIPI	IIL IIS D	IIL IIS S	SIAI IIS D
N		65	62	63	63
Parameter der Normalverteilung	Mittelwert	23,01	83,79	82,36	78,88
	Standardabweichung	3,21	7,01	6,80	7,41
Extremste Differenzen	Absolut	,100	,134	,110	,116
	Positiv	,100	,134	,110	,116
	Negativ	-,063	-,082	-,075	-,076
Kolmogorov-Smirnov-Z		,805	1,052	,877	,922
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)		,536	,219	,425	,364

Tabelle 3.3.a - Kolmogorov-Smirnov-Test auf Normalverteilung (4)

Test auf Normalverteilung (Kolmogorov-Smirnov)					
		SIAI IIS S	SIAI SIC D	SIAI SIC S	SIPI SIC S
N		65	66	66	64
Parameter der Normalverteilung	Mittelwert	77,85	107,71	106,98	67,78
	Standardabweichung	6,56	7,95	8,56	8,11
Extremste Differenzen	Absolut	,126	,067	,094	,122
	Positiv	,126	,067	,094	,053
	Negativ	-,095	-,057	-,083	-,122
Kolmogorov-Smirnov-Z		1,014	,545	,766	,979
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)		,256	,927	,601	,293

Tabelle 3.3.c - Übersicht zur Normalverteilung der einzelnen Gruppierungen, ganze Becken

Gruppierung nach	Gruppe M-I - F-III	Geschlecht
ACE re/li gemittelt	nicht normalverteilt	normalverteilt
SIAS tr	normalverteilt	normalverteilt
SIAI tr	nicht normalverteilt	normalverteilt
SIC tr	nicht normalverteilt	nicht normalverteilt
SIPS tr	normalverteilt	normalverteilt
SIPI tr	normalverteilt	normalverteilt
FAL tr	nicht normalverteilt	nicht normalverteilt
FAC tr	normalverteilt	normalverteilt
$\mu$ TP SIAI Sv	normalverteilt	normalverteilt
$\mu$ TP SIAI Dv	normalverteilt	nicht normalverteilt
$\mu$ TP SIAS Sv	normalverteilt	normalverteilt
$\mu$ TP SIAS Dv	normalverteilt	normalverteilt
$\mu$ SIAI SIPI Dlat	normalverteilt	normalverteilt
$\mu$ SIAI SIPI Slat	normalverteilt	normalverteilt
$\mu$ SIAI SIPI Dkk	normalverteilt	normalverteilt
$\mu$ SIAI SIPI Skk	normalverteilt	normalverteilt
IIL IIS D	nicht normalverteilt	nicht normalverteilt
IIL IIS S	nicht normalverteilt	nicht normalverteilt
SIAI IIS D	nicht normalverteilt	nicht normalverteilt
SIAI IIS S	nicht normalverteilt	nicht normalverteilt
SIAI SIC D	nicht normalverteilt	nicht normalverteilt
SIAI SIC S	nicht normalverteilt	nicht normalverteilt
SIPI SIC S	normalverteilt	normalverteilt
SIPI SIC D	normalverteilt	normalverteilt
SIPS SIAI D	nicht normalverteilt	nicht normalverteilt
SIPS SIAI S	nicht normalverteilt	nicht normalverteilt

Tabelle 3.3.d - Übersicht zur Normalverteilung der einzelnen Gruppierungen, halbe Becken

Gruppierung nach	Gruppe M-I - F-III	Geschlecht	Seite
ACE re/li gemittelt	nicht normalverteilt	normalverteilt	normalverteilt
IIL IIS	nicht normalverteilt	nicht normalverteilt	normalverteilt
SIAI IIS	nicht normalverteilt	nicht normalverteilt	normalverteilt
SIAI SIC	nicht normalverteilt	nicht normalverteilt	normalverteilt
SIPI SIC	normalverteilt	normalverteilt	nicht normalverteilt
SIPS SIAI	nicht normalverteilt	nicht normalverteilt	normalverteilt
$\mu$ TP SIAI v	normalverteilt	nicht normalverteilt	normalverteilt
$\mu$ TP SIAS v	normalverteilt	normalverteilt	normalverteilt
$\mu$ SIAI SIPI lat	nicht normalverteilt	normalverteilt	normalverteilt
$\mu$ SIAI SIPI kk	normalverteilt	normalverteilt	normalverteilt

### 3.4. Allgemeine, geschlechtsspezifische und gruppenabhängige deskriptive Statistik ganzer Becken

#### 3.4.1. Allgemeine deskriptive Statistik

Wie obig beschrieben, ist die Wertspanne aller Acetabuli zwischen  $41,3\text{mm} \leq x \leq 60,3\text{mm}$  in der vorliegenden Patientengruppe. Zur allgemeinen Beschreibung der Strecken des Beckens sind geschlechtsunabhängig alle deskriptiven Werte in Tabelle 3.4.1.a gelistet.

Tabelle 3.4.1.a - allgemeine deskriptive Statistik (1)

	N	MIN	MAX	MIT	STW
Alter	69	16	107	54,84	20,181
ACE re/li	67	41,33	60,28	49,76	4,06
SIAS tr	64	185,78	271,18	232,89	18,33
SIAI tr	67	176,07	217,32	195,61	10,17
SIC tr	66	81,50	132,77	102,71	12,60
SIPS tr	64	69,16	118,49	91,27	11,53
SIPI tr	65	80,56	114,78	99,02	6,85
FAL tr	63	96,27	135,95	117,69	9,76
FAC tr	62	100,76	133,61	117,60	7,97
$\mu$ TP SIAI Sv	62	22,62	43,95	32,95	3,58
$\mu$ TP SIAI Dv	64	22,52	48,04	33,68	4,25
$\mu$ TP SIAS Sv	62	27,69	51,48	40,56	4,59
$\mu$ TP SIAS Dv	63	32,68	52,48	40,96	3,95
$\mu$ SIAI SIPI Dlat	62	9,02	33,71	17,90	4,52
$\mu$ SIAI SIPI Slat	61	7,42	30,63	17,57	4,98
$\mu$ SIAI SIPI Dkk	63	16,90	33,79	23,55	3,11

Tabelle 3.4.1.a - allgemeine deskriptive Statistik (2)

	N	MIN	MAX	MIT	STW
$\mu$ SIAI SIPI Skk	65	14,67	29,63	23,01	3,21
IIL IIS D	62	68,52	97,46	83,79	7,01
IIL IIS S	63	71,17	95,68	82,36	6,80
SIAI IIS D	63	64,69	95,39	78,88	7,41
SIAI IIS S	65	67,88	91,03	77,85	6,56
SIAI SIC D	66	87,77	126,25	107,71	7,95
SIAI SIC S	66	93,51	126,65	106,98	8,56
SIPI SIC S	64	36,18	84,96	67,78	8,11
SIPI SIC D	65	50,60	132,42	74,59	10,68
SIPS SIAI D	65	129,21	179,31	149,35	9,96
SIPS SIAI S	64	128,04	174,92	148,50	8,86

### 3.4.2. Geschlechtsspezifische deskriptive Statistik

Nach Gruppierung der Ergebnisse nach dem Geschlecht, erfolgte auch hier die Berechnung der Spannweiten. In der männlichen Gruppe ist das Maß der Acetabuli  $41,9\text{mm} \leq x \leq 60,3\text{mm}$ . Der Mittelwert beträgt 49,9mm. In der weiblichen Gruppe messen die Acetabuli  $41,3\text{mm} \leq x \leq 57,5\text{mm}$ . Mittelwert und Median betragen 49,4mm. Alle Strecken sind in der Tabelle 3.4.2.a aufgeführt.

Tabelle 3.4.2.a - allgemeine deskriptive Statistik, geschlechtsabhängig

	m/w	MIT	STW	MIN	MAX	ANOVA/sig
ACE re/li gemittelt	m	49,98	4,21	41,90	60,28	,600
	w	49,44	3,89	41,33	57,50	
SIAS tr	m	233,85	17,43	200,63	271,18	,615
	w	231,48	19,83	185,78	267,56	
SIAI tr	m	196,43	10,54	176,81	217,32	,425
	w	194,40	9,65	176,07	211,59	
SIC tr	m	99,02	10,83	81,87	124,82	,002
	w	108,39	13,22	81,50	132,77	
SIPS tr	m	89,80	11,28	69,16	118,49	,219
	w	93,43	11,78	70,60	110,08	
SIPI tr	m	98,33	6,67	80,56	114,78	,321
	w	100,07	7,11	87,28	113,00	
FAL tr	m	114,36	8,98	96,27	129,84	,001
	w	122,43	8,97	97,51	135,95	
FAC tr	m	116,55	7,36	100,76	130,96	,225
	w	119,05	8,68	103,20	133,61	

Ein Unterschied in den geschlechtsabhängigen Maßen des Acetabulums zeigt sich nicht. Wie in obiger Tabelle und den unten angefügten Boxplot dargestellt, sind zwar Mittelwerte und Wertspannen der weiblichen Becken geringer, allerdings lässt sich kein erheblicher Unterschied feststellen. Der Abstand zwischen den SIAS, den SIC, den FAL und FAC hingegen zeigt einen deutlichen Unterschied. Ebenso bei den Winkeln lässt sich ein geringer Unterschied in ablesen. Lediglich die Ergebnisse für SIC tr und FAL tr sind signifikant. Alle weiteren in diesem Kapitel beschriebenen Werte sind nicht signifikant. Ein weitaus größerer Unterschied der Mittelwerte und damit der Wertspannen zeigt sich in den ipsilateralen Strecken des Beckens. Die genauere Darstellung erfolgt in der Betrachtung der „halben Becken“. In Abbildung 3.4.2.b sind die Boxplots für die Transversalen der Becken, abhängig vom Geschlecht dargestellt.

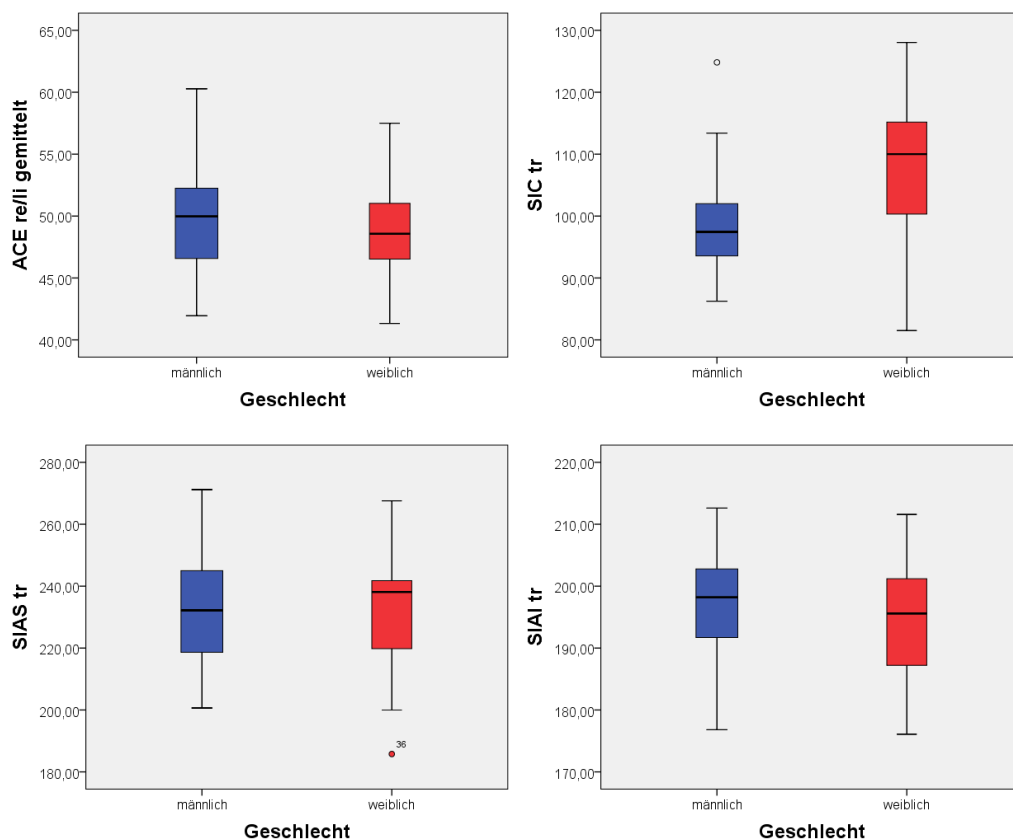


Abbildung 3.4.2.b - Boxplots der Transversalen und des ACE des Beckens, gruppiert nach Geschlecht (1)

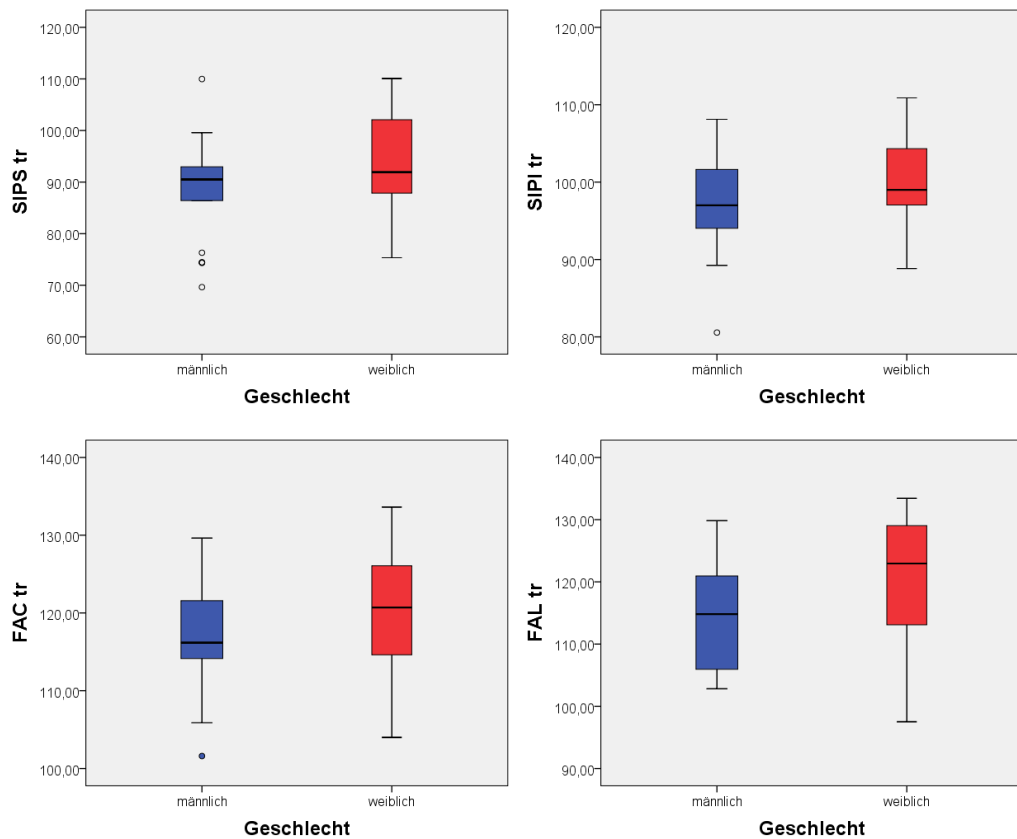


Abbildung 3.4.2.b - Boxplots der Transversalen und des ACE des Beckens, gruppiert nach Geschlecht (2)

### 3.4.3. Gruppenspezifische deskriptive Statistik

Nach Aufteilung der Schnittserien in 6 Gruppen, klassifiziert nach Acetabulumgröße, ergaben sich folgende Ergebnisse der deskriptiven Statistik (Tab. 3.4.3.a).

Tabelle 3.4.3.a - deskriptive Statistik der ganzen Becken, gruppiert nach ACE-Größe (1)

	Mittelwert					
	M-I	M-II	M-III	F-I	F-II	F-III
ACE re/li	45,96	51,32	56,75	45,70	49,90	55,40
SIAS tr	234,82	228,63	239,22	227,39	232,94	245,63
SIAl tr	196,16	193,72	203,25	190,76	192,79	209,85
SIC tr	103,85	95,52	95,81	112,17	106,63	100,25
SIPS tr	90,91	86,51	85,92	98,99	90,06	81,69
SIPI tr	98,16	97,43	95,61	98,91	99,83	101,05
FAL tr	110,21	115,74	122,75	119,14	121,26	129,08
FAC tr	115,55	118,91	115,38	119,91	120,74	116,16
$\mu$ TP SIAI Sv	30,46	33,82	32,33	33,06	34,90	30,74
$\mu$ TP SIAI Dv	31,64	33,65	32,57	36,23	35,12	33,22
$\mu$ TP SIAS Sv	37,62	41,98	41,29	41,36	42,48	37,27
$\mu$ TP SIAS Dv	39,62	42,01	41,04	41,79	41,68	38,95

Tabelle 3.4.3.a - deskriptive Statistik der ganzen Becken, gruppiert nach ACE-Größe (2)

	Mittelwert					
	M-I	M-II	M-III	F-I	F-II	F-III
$\mu$ TP SIAS Dv	39,62	42,01	41,04	41,79	41,68	38,95
$\mu$ SIAI SIPI Dlat	19,15	17,01	17,46	17,66	18,31	17,70
$\mu$ SIAI SIPI Slat	19,53	14,76	14,73	19,16	17,19	19,62
$\mu$ SIAI SIPI Dkk	23,40	22,37	24,55	22,67	23,75	25,90
$\mu$ SIAI SIPI Skk	22,87	23,02	22,19	22,52	23,48	28,15
IIL IIS D	86,10	89,55	90,68	78,48	77,54	83,72
IIL IIS S	84,24	86,20	89,77	74,90	76,71	83,76
SIAI IIS D	82,12	81,60	85,63	76,19	73,11	79,00
SIAI IIS S	79,99	81,43	85,63	72,59	72,57	82,53
SIAI SIC D	107,21	111,35	118,80	100,16	102,93	109,74
SIAI SIC S	105,40	112,14	119,03	98,67	102,15	113,04
SIPI SIC S	68,53	64,87	71,42	70,53	69,94	56,03
SIPI SIC D	71,20	70,70	76,56	74,60	74,96	71,17
SIPS SIAI D	152,08	147,89	159,79	142,89	144,78	150,94
SIPS SIAI S	150,72	150,40	160,47	142,48	142,73	150,73

Anhand der Mittelwerte und der grafischen Darstellung in den Boxplots (Abb. 3.4.3.b), lässt sich bereits ein Zusammenhang zwischen Acetabulumgröße und den berechneten Strecken erkennen. Die ACE zeigen aufgrund der Gruppierung die größten Unterschiede der Mittelwerte. Weiterhin lassen sich eindeutige Größenunterschiede in den einzelnen Gruppen bei den SIAS tr, den SIAI tr, den SIC tr, den SIPS tr und den FAL tr der Patientinnen erkennen. Bei den männlichen Patientin ist lediglich bei den SIPS tr, den SIPI tr und den FAL tr eine Veränderung sichtbar. Deutlich wird allerdings, dass die FAL tr in den weiblichen Becken eindeutig größer als in den männlichen Becken ist. Ebenso sind SIPI tr und SIPS tr bei den weiblichen Becken länger. Die SIAS tr sind gering länger bei den weiblichen als bei den männlichen Becken. In den übrigen transversalen Strecken unterscheiden sich die Größen und Spannbreiten nur geringfügig. Signifikant sind diese Ergebnisse nur für das ACE, die SIAI tr, die SIC tr und die FAL tr. Alle übrigen in diesem Kapitel genannten Ergebnisse sind mit  $p > 0,05$  nicht signifikant. In den unten aufgeführten Boxplots ist dieser Sachverhalt grafisch dargestellt. (Abb. 3.4.3.b)

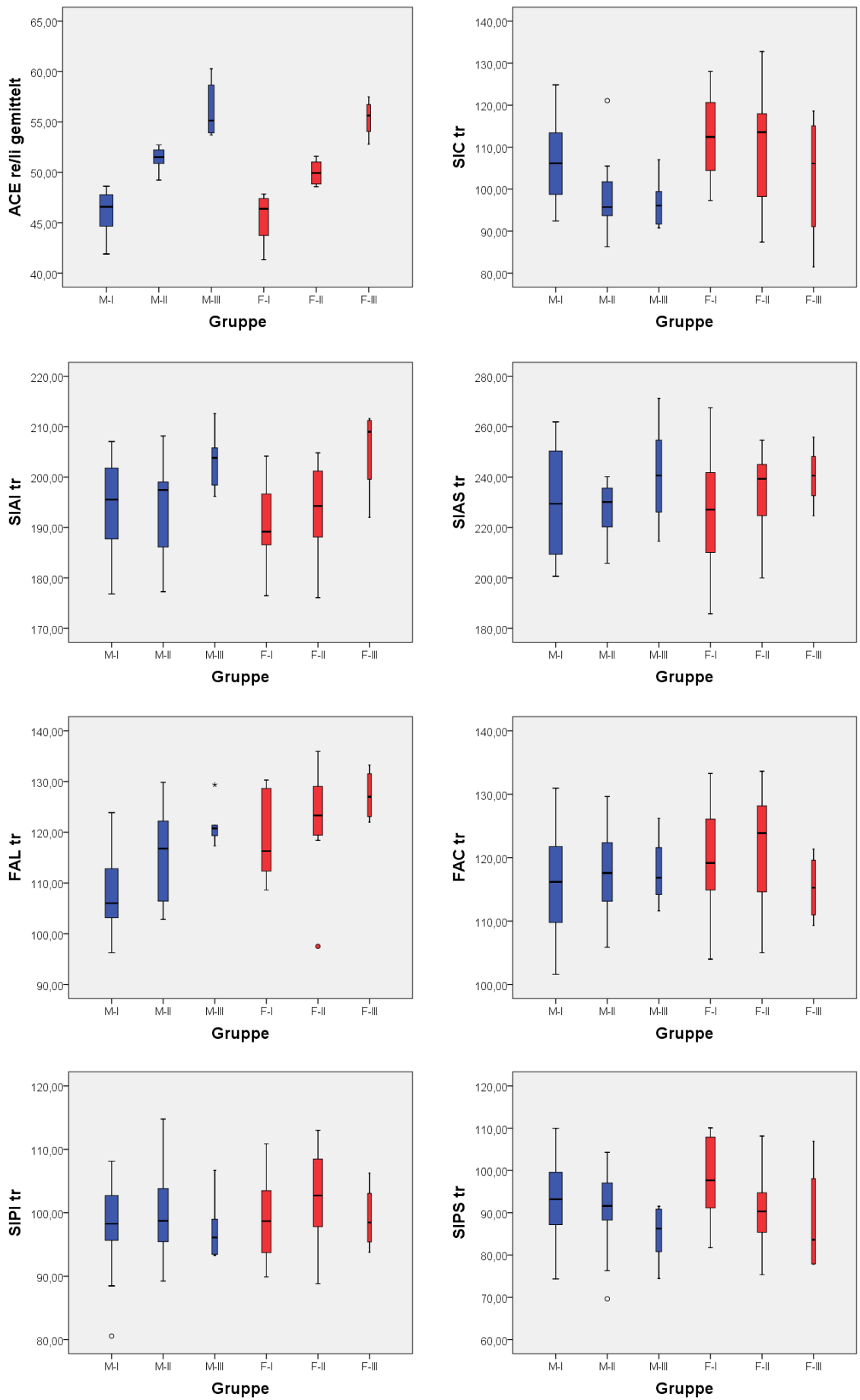


Abbildung 3.4.3.b - Boxplots der Transversalen und des ACE des Beckens, gruppiert nach ACE

### 3.5. Geschlechtsspezifische, seitenspezifische und gruppenabhängige deskriptive Statistik halber, ipsilateraler Becken

#### 3.5.1. Geschlechtsspezifische deskriptive Statistik

Als Grundlage für die statistische Auswertung der „halben Becken“ gelten die jeweiligen ipsilateralen Acetabulumdurchmesser. Bei einer Anzahl N=128 Acetabuli entfallen auf die rechte Seite N=66 und auf die linke Seite N=62 Durchmesser. Zehn Acetabuli wurden aufgrund fehlender Werte nicht in die Auswertung mit einbezogen. Signifikante Unterschiede in den Messwerten zeigen sich in folgenden Strecken und Winkeln: IIL\_IIS, SIAI\_IIS, SIAI\_SIC, SIPS\_SIAI und  $\mu$ TP\_SIAIv. Alle übrigen Unterschiede sind in den geschlechtsabhängigen Gruppen nicht signifikant. (Tab. 3.5.1.a)

Tabelle 3.5.1.a - deskriptive Statistik der halben Becken, gruppiert nach Geschlecht

	m/w	MIT	STW	MIN	MAX	ANOVA/ sign
<b>ACE</b>	M	49,82	4,16	41,25	60,35	0,476
	F	49,30	3,92	41,10	57,50	
<b>IIL IIS</b>	M	86,26	6,25	73,99	97,46	0,000
	F	78,45	4,96	68,52	91,59	
<b>SIAI IIS</b>	M	80,86	6,66	64,69	93,41	0,000
	F	74,38	5,10	67,88	87,97	
<b>SIAI SIC</b>	M	110,44	7,79	94,79	126,65	0,000
	F	102,74	6,61	87,77	120,44	
<b>SIPI SIC</b>	M	71,20	11,05	49,43	132,42	0,983
	F	71,24	8,41	36,18	90,58	
<b>SIPS SIAI</b>	M	151,76	9,06	131,59	179,31	0,000
	F	144,73	8,32	128,04	158,85	
<b><math>\mu</math>TP SIAI v</b>	M	32,68	3,69	22,52	43,95	0,029
	F	34,23	4,12	25,18	48,04	
<b><math>\mu</math>TP SIAS v</b>	M	40,56	4,23	27,69	51,48	0,549
	F	41,03	4,34	31,97	52,48	
<b><math>\mu</math> SIAI SIPI lat</b>	M	17,88	5,09	8,80	33,71	0,691
	F	17,53	4,22	7,42	27,04	
<b><math>\mu</math> SIAI SIPI kk</b>	M	23,13	2,99	16,90	33,79	0,539
	F	23,48	3,41	14,67	31,87	

In den männlichen und weiblichen Becken lassen sich in den SIAI\_SIC und den Winkeln nur geringfügige Unterschiede erkennen. Dieser Wert ist für SIAI\_SIC signifikant. In den übrigen ipsilateralen Strecken ist zu erkennen, dass die

weiblichen Beckenmaße eher kleiner ausfallen. Lediglich zwei Winkel zeigen in den weiblichen Becken einen Größenunterschied. Diese Zusammenhänge sind vergleichend in folgenden Boxplots aufgeführt. (Abb. 3.5.1.b)

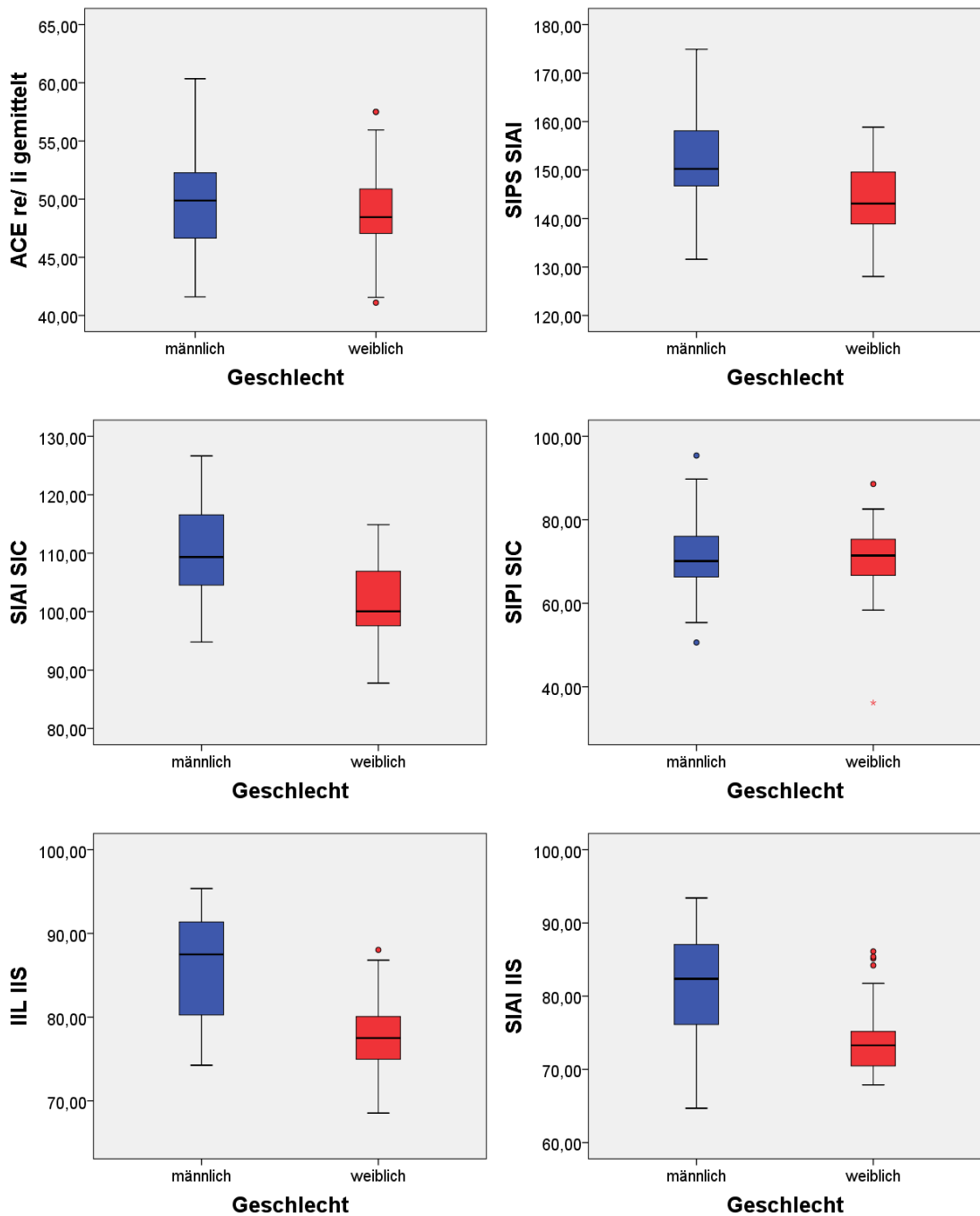


Abbildung 3.5.1.b - Boxplots der ipsilateralen Strecken, der Winkel und des ACE des Beckens, gruppiert nach Geschlecht (1)

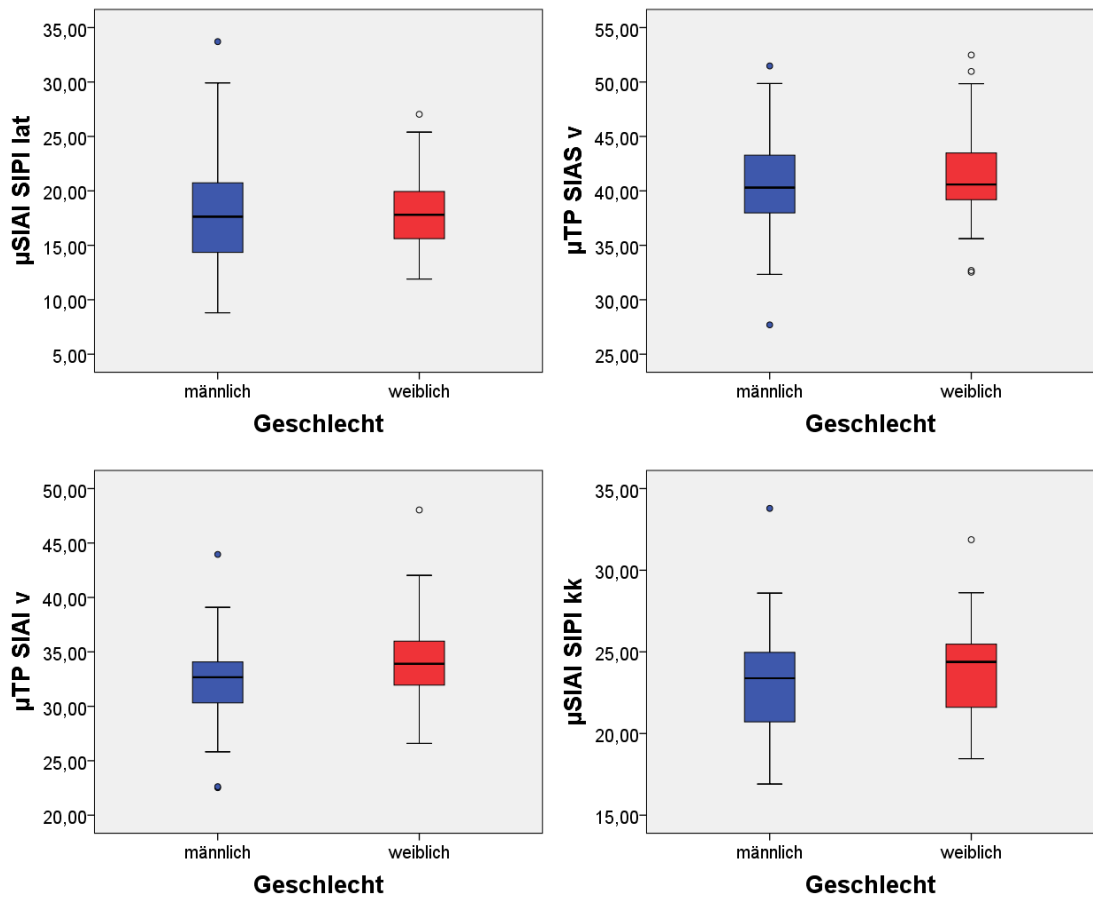


Abbildung 3.5.1.b - Boxplots der ipsilateralen Strecken, der Winkel und des ACE des Beckens, gruppiert nach Geschlecht (2)

### 3.5.2. Seitenspezifische deskriptive Statistik

Nach Aufteilung der halben Becken in linke und rechte Seite sind die deskriptiven Werte der Strecken in Tabelle 3.5.2.a dargestellt. Die festgestellten Unterschiede sind in allen Strecken, ausgenommen SIPI\_SIC nicht signifikant.

Tabelle 3.5.2.a - deskriptive Statistik der halben Becken, gruppiert nach Seite (1)

	D/S	MIT	STW	MIN	MAX	ANOVA/ sign
<b>ACE</b>	S	49,47	4,052	41,55	60,35	0,690
	D	49,76	4,088	41,10	60,20	
<b>IIL IIS</b>	S	82,36	6,795	71,17	95,68	0,249
	D	83,79	7,012	68,52	97,46	
<b>SIAI IIS</b>	S	77,85	6,565	67,88	91,03	0,472
	D	78,72	7,156	64,69	93,41	
<b>SIAI SIC</b>	S	106,98	8,556	93,51	126,65	0,610
	D	107,71	7,950	87,77	126,25	
<b>SIPI SIC</b>	S	67,78	8,107	36,18	84,96	0,000
	D	74,59	10,676	50,60	132,42	

Tabelle 3.5.2.a - deskriptive Statistik der halben Becken, gruppiert nach Seite (2)

	D/S	MIT	STW	MIN	MAX	ANOVA/ sign
<b>SIPS SIAI</b>	S	148,50	8,855	128,04	174,92	0,612
	D	149,35	9,957	129,21	179,31	
<b><math>\mu</math>TP SIAI v</b>	S	32,95	3,577	22,62	43,95	0,297
	D	33,68	4,247	22,52	48,04	
<b><math>\mu</math>TP SIAI v</b>	S	40,56	4,593	27,69	51,48	0,604
	D	40,96	3,946	32,68	52,48	
<b><math>\mu</math> SIAI SIPI lat</b>	S	17,57	4,979	7,42	30,63	0,700
	D	17,90	4,522	9,02	33,71	
<b><math>\mu</math> SIAI SIPI kk</b>	S	23,01	3,215	14,67	29,63	0,330
	D	23,55	3,105	16,90	33,79	

### 3.5.3. Gruppenspezifische deskriptive Statistik

Die gemessenen Unterschiede der halben Becken sind in ACE, IIL\_IIS, SIAI\_IIS, SIAI\_SIC, SIPS\_SIAI,  $\mu$ TP\_SIAIv,  $\mu$ SIAI\_SIPIlat und  $\mu$ SIAI\_SIPIkk signifikant. Eine komplette Auflistung und grafische der statistischen Werte erfolgt in den Tabellen und Abbildungen 3.5.3.a-d.

Nach Gruppierung lässt sich ein deutlicher Unterschied in mehreren Strecken feststellen. In den IIL\_IIS sind nicht nur die Längen der weiblichen Becken signifikant kürzer als bei den männlichen, sondern ist auch ein Anstieg der Größe in Abhängigkeit der Gruppierung festzustellen. Diese Aussage lässt sich für die SIAI\_SIC, die SIPS\_SIAI und die SIAI\_IIS repetieren. Betreffend der Winkel ist kein eindeutiger Trend in den Gruppen abzulesen. Bei den männlichen Becken ist ein deutlicher Unterschied mit Größenzunahme nach Gruppierung in den IIL\_IIS, den SIAI\_IIS und den SIAI\_SIC anzunehmen. Hier ist der Trend beider Geschlechter gleich. Bei den Winkeln verhält es sich ähnlich denen der weiblichen Becken. Lediglich  $\mu$ TP\_SIAIv zeigt eine Größenabnahme mit aufsteigender Gruppierung. Keine aussagekräftigen Ergebnisse zeigen sich in den SIAI\_SIC und den übrigen Winkeln.

Tabelle 3.5.3.a - deskriptive Statistik ACE der halben Becken, gruppiert nach ACE

	Gruppe	MIT	STW	MIN	MAX	ANOVA/ sign
<b>ACE Seite gemittelt</b>	1/ M-I	46,2825	2,09	41,25	50,51	0,000
	2/ M-II	51,23	1,10	48,25	53,45	
	3/ M-III	56,13	2,51	53,65	60,35	
	4/ F-I	45,70	2,25	41,10	48,25	
	5/ F-II	50,13	1,17	48,20	51,85	
	6/ F-III	55,34	4,06	41,10	60,35	

Tabelle 3.5.3.b - deskriptive Statistik der ipsilateralen Strecken der halben Becken, gruppiert nach ACE

	Gruppe	MIT	STW	MIN	MAX	ANOVA/ sign
<b>IIL IIS</b>	1/ M-I	83,57	6,46	73,99	95,36	0,000
	2/ M-II	87,40	4,75	79,11	95,68	
	3/ M-III	90,94	4,84	78,91	97,46	
	4/ F-I	76,69	4,69	68,52	86,52	
	5/ F-II	78,23	3,47	71,77	84,43	
	6/ F-III	82,41	6,91	68,52	97,46	
<b>SIAI IIS</b>	1/ M-I	78,43	6,22	68,55	93,41	0,000
	2/ M-II	82,13	6,67	64,69	91,03	
	3/ M-III	84,23	5,82	72,66	90,84	
	4/ F-I	73,90	4,61	68,00	85,39	
	5/ F-II	72,81	3,72	67,88	81,74	
	6/ F-III	78,62	6,85	64,69	93,41	
<b>SIAI SIC</b>	1/ M-I	105,25	5,92	94,79	118,31	0,000
	2/ M-II	113,60	6,24	103,76	126,65	
	3/ M-III	116,24	7,02	104,58	126,25	
	4/ F-I	99,42	5,41	87,77	109,01	
	5/ F-II	102,52	6,00	93,06	114,40	
	6/ F-III	109,90	8,24	87,77	126,65	
<b>SIPI SIC</b>	1/ M-I	70,77	8,57	55,68	90,85	0,27
	2/ M-II	71,58	15,43	49,43	132,42	
	3/ M-III	71,54	5,47	60,56	77,92	
	4/ F-I	72,57	7,52	58,34	88,59	
	5/ F-II	73,35	6,28	64,78	90,58	
	6/ F-III	64,13	10,05	36,18	132,42	
<b>SIPS SIAI</b>	1/ M-I	149,00	6,83	135,93	163,58	0,000
	2/ M-II	150,83	8,71	131,59	166,02	
	3/ M-III	159,31	10,18	143,81	179,31	
	4/ F-I	142,69	8,33	129,21	158,85	
	5/ F-II	145,34	8,39	128,04	158,51	
	6/ F-III	147,45	9,40	128,04	179,31	

Tabelle 3.5.3.c - deskriptive Statistik der ipsilateralen Winkel der halben Becken, gruppiert nach ACE

	Gruppe	MIT	STW	MIN	MAX	ANOVA/ sign
<b><math>\mu</math>TP SIAI v</b>	1/ M-I	32,19	3,92	22,52	40,13	0,036
	2/ M-II	33,55	3,93	27,58	43,95	
	3/ M-III	32,36	2,53	28,52	39,02	
	4/ F-I	34,65	5,07	26,59	48,04	
	5/ F-II	34,91	3,23	29,07	41,34	
	6/ F-III	31,55	3,93	22,52	48,04	
<b><math>\mu</math>TP SIAS v</b>	1/ M-I	39,61	4,63	27,69	48,02	0,117
	2/ M-II	41,81	4,43	33,65	51,48	
	3/ M-III	40,68	2,11	35,82	43,32	
	4/ F-I	41,58	5,41	32,53	52,48	
	5/ F-II	41,62	3,45	31,97	47,98	
	6/ F-III	38,23	4,27	27,69	52,48	
<b><math>\mu</math> SIAI SIPI lat</b>	1/ M-I	20,28	4,82	14,39	33,71	0,000
	2/ M-II	16,02	4,74	8,80	27,99	
	3/ M-III	15,98	4,21	9,86	24,80	
	4/ F-I	18,42	3,94	11,90	27,04	
	5/ F-II	17,02	4,38	7,42	25,30	
	6/ F-III	16,73	4,74	7,42	33,71	
<b><math>\mu</math> SIAI SIPI kk</b>	1/ M-I	23,14	3,21	17,70	33,79	0,000
	2/ M-II	22,78	2,99	16,90	28,66	
	3/ M-III	23,79	2,48	18,80	27,07	
	4/ F-I	22,60	2,37	18,59	26,12	
	5/ F-II	22,88	3,30	14,67	28,29	
	6/ F-III	26,59	3,16	14,67	33,79	

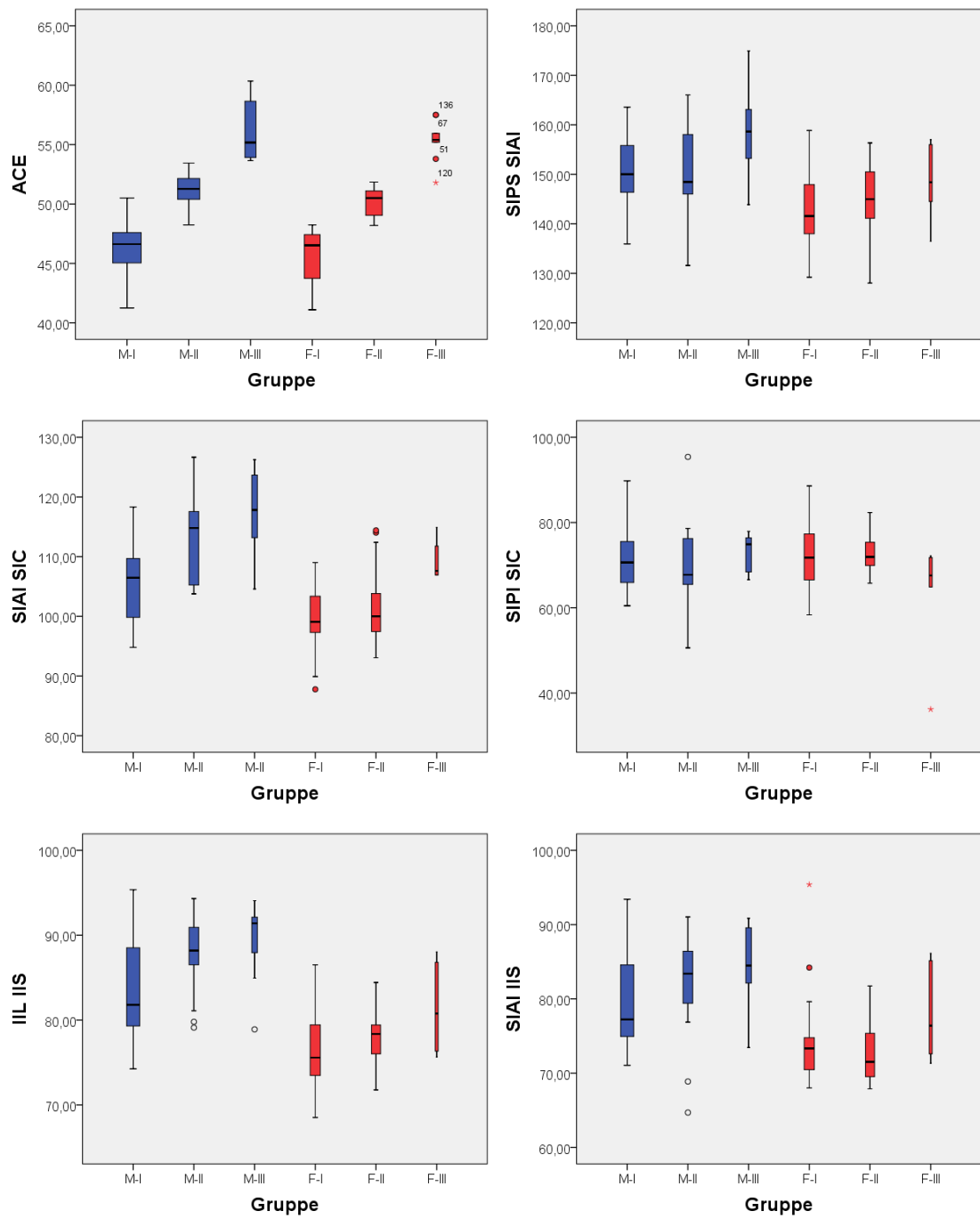


Abbildung 3.5.3.d - Boxplots der ipsilateralen Strecken und Winkel und des ACE des Beckens, gruppiert nach ACE (1)

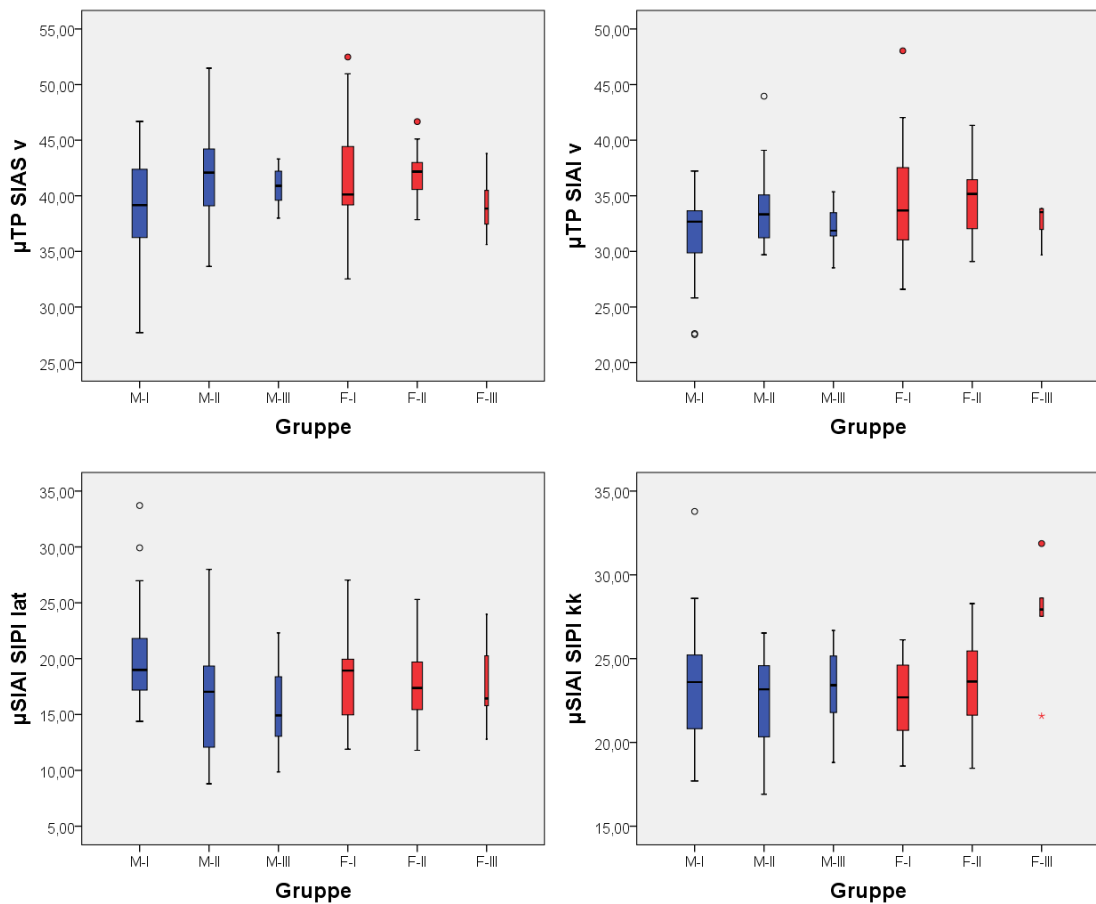


Abbildung 3.5.3.d - Boxplots der ipsilateralen Strecken und Winkel und des ACE des Beckens, gruppiert nach ACE (2)

### 3.6. Korrelationsberechnungen

In Abhängigkeit vom Acetabulumdurchmesser nehmen die Abstände zwischen den kontralateralen SIAI und den FAL mit steigendem Durchmesser signifikant zu. Gleichfalls steigt die Streckenlängen der ipsilateralen SIAI\_SIC, SIPS\_SIAI und die Winkelgröße zwischen Tuberculum pubicum und den SIAI/ SIAS. Alle weiteren möglichen Korrelationen in Abhängigkeit vom Acetabulumdurchmesser sind nicht signifikant. Die Korrelationen aller Strecken sind in Tabelle 3.6.a aufgeführt. Die signifikanten Korrelationen wurden fett markiert. Der Zusammenhang ausgewählter Strecken und Winkel ist in Abbildungen 3.6.b-g grafisch in Punktdiagrammen mit Regressionsgerade dargestellt.



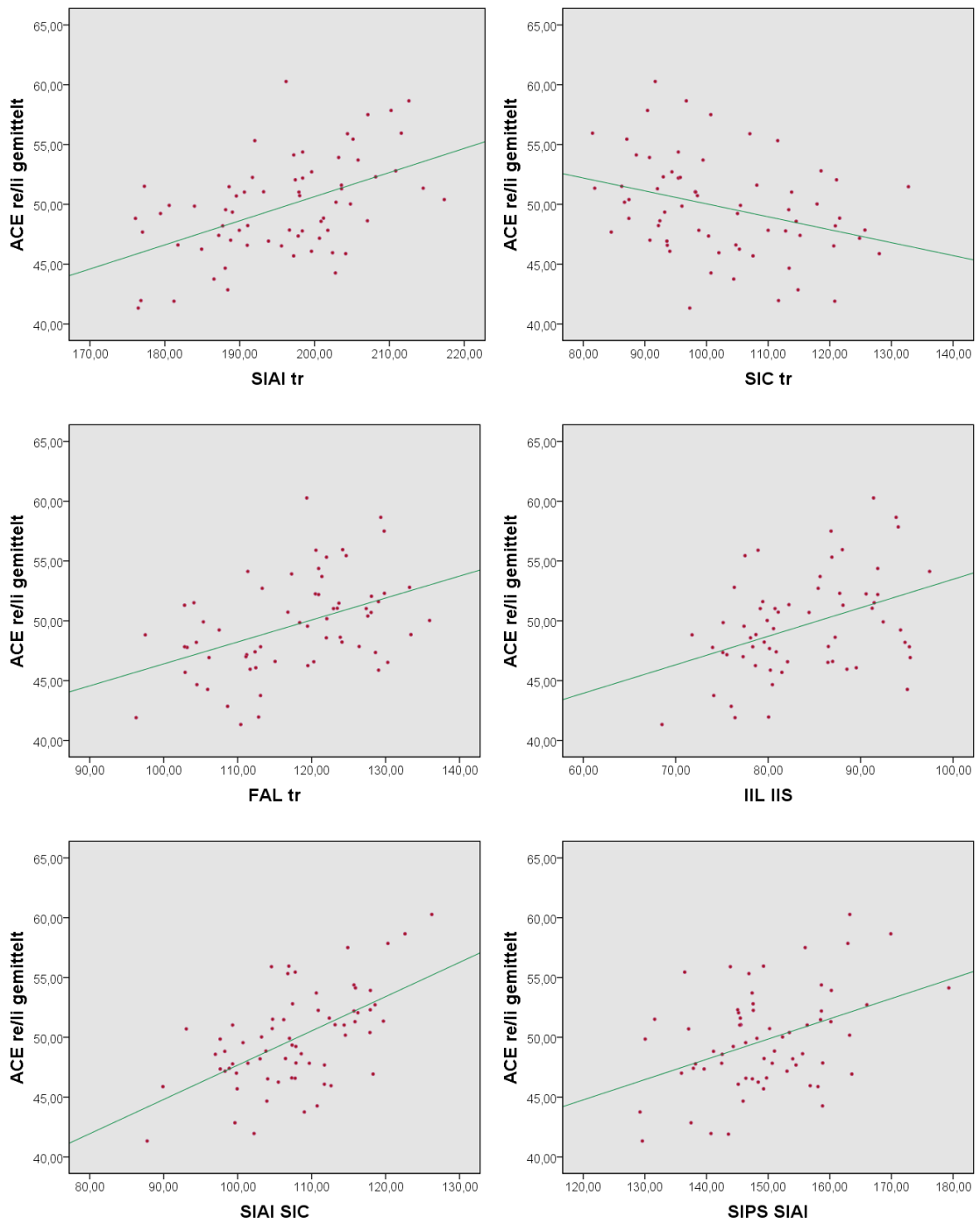


Abbildung 3.6.b - grafische Darstellung der Korrelation der Strecken in Abhängigkeit vom ACE

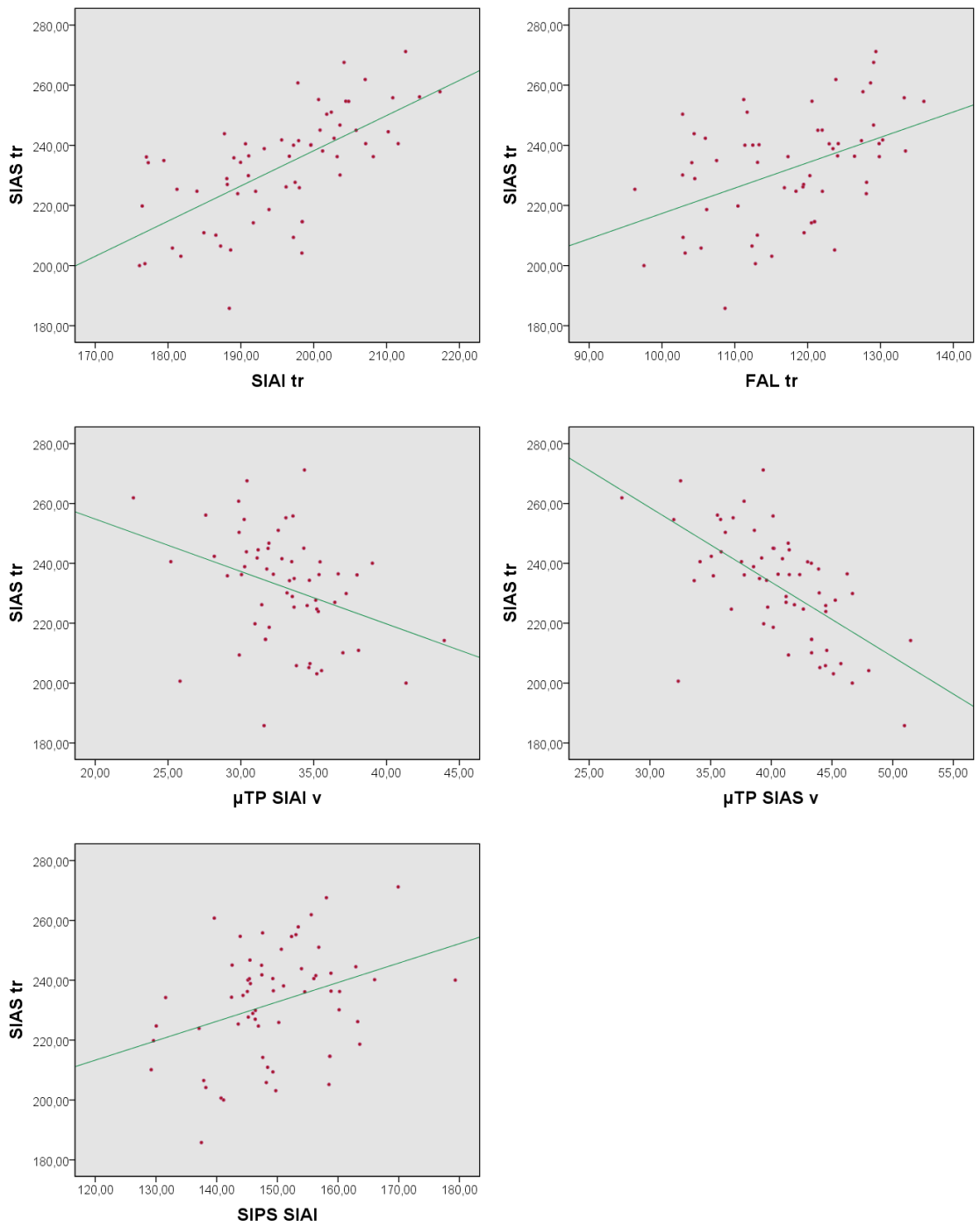


Abbildung 3.6.c - grafische Darstellung der Korrelation der Strecken und Winkel in Abhängigkeit von SIAS

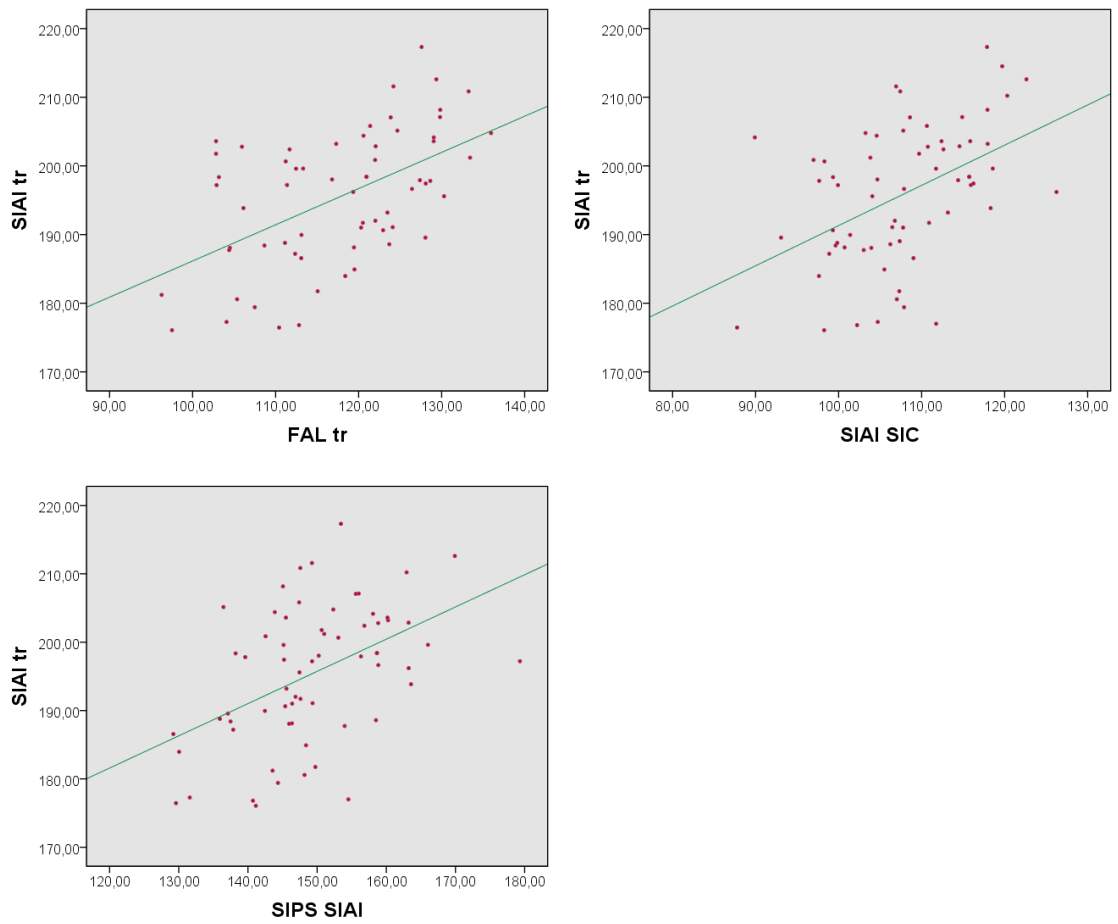


Abbildung 3.6.d - grafische Darstellung der Korrelation der Strecken in Abhängigkeit von SIAI

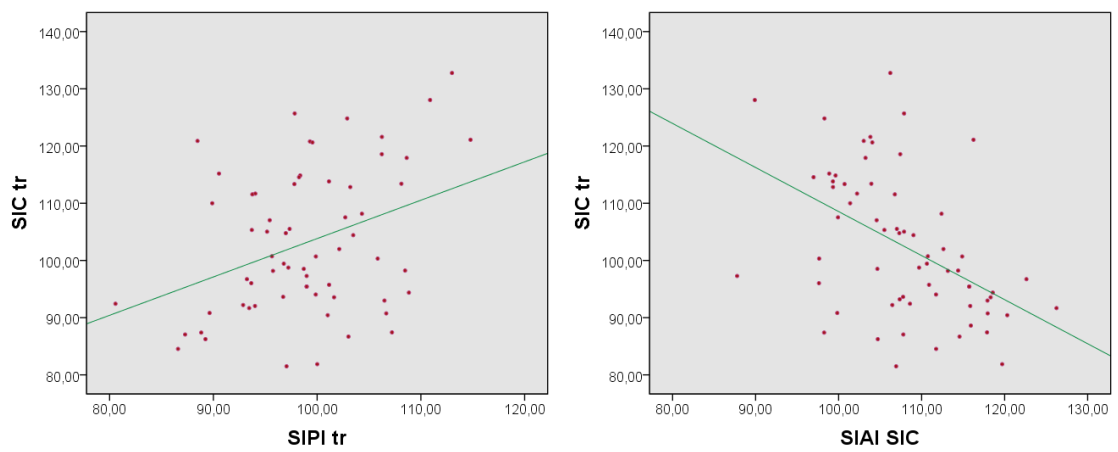


Abbildung 3.6.e - grafische Darstellung der Korrelation der Strecken in Abhängigkeit von SIC

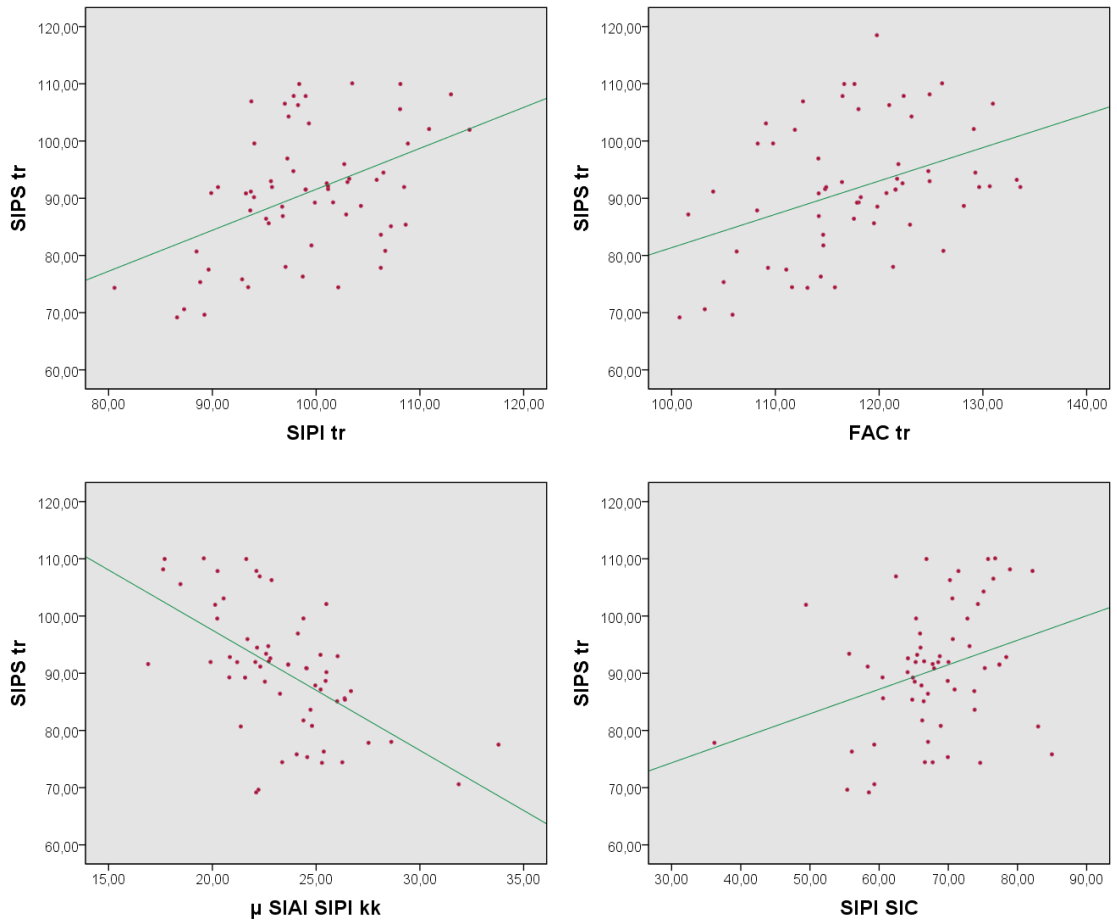


Abbildung 3.6.f - grafische Darstellung der Korrelation der Strecken und Winkel in Abhängigkeit von SIPS

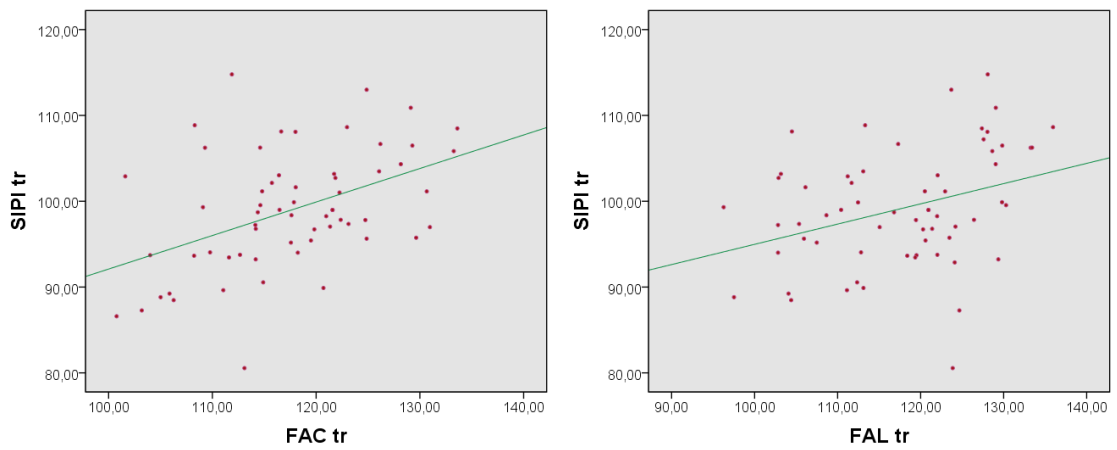


Abbildung 3.6.g - grafische Darstellung der Korrelation der Strecken in Abhängigkeit von SIPI

---

#### 4. Diskussion

Medizinische Atlanten bilden anatomische Strukturen und Merkmale des menschlichen Körpers ab. In den operativen Fächern werden diese als Grundlage aller operativen Eingriffe genutzt. In dieser Arbeit wurde eine Vermessung des knöchernen Beckens vorgenommen. Abhängigkeiten der intrapelvinen Entfernungen konnten festgestellt werden. Unter Einbezug anatomischer und forensischer Studien ist eine differenzierte Betrachtung der Ergebnisse möglich.

Durch die vorliegende Studie lassen sich Abhängigkeiten der intrapelvinen Strecken in Bezug auf den Acetabulumdurchmesser in verschiedener Ausprägung nachweisen. Sowohl Aufbau der Studie, als auch Vorgehen bei Vermessung und Bestimmung der einzelnen Maße der segmentierten Becken werden nach Recherche international in gleicher oder ähnlicher Weise durchgeführt. [23-25] Nicht nur zur Planung orthopädisch-chirurgischer Eingriffe, sondern auch in Hinblick auf forensische Aufgaben kann diese Studie als Grundlage und Ergänzung dienen. [26] Einige Autoren beschreiben ein Vorgehen mittels CT-technischer Vermessung der pelvinen Strukturen exakter als in manueller oder anderer Weise. [70][25][72] In vielen Studien wird mittlerweile eine CT als sehr gute Diagnostikmöglichkeit und grundlegende Bildgebung zur genauen und exakten Darstellung und Vermessung von knöchernen Strukturen gegeben. Trotzdem sind diesem Verfahren aufgrund der nötigen Nachbearbeitung am PC Grenzen gesetzt. [46][47]

Das Acetabulum ist in der vorliegenden Studie zumindest für alle Berechnungen, welche Korrelationen und mögliche Abhängigkeiten aufzeigen sollen, der abhängige Faktor. Seine Form ist in bereits genannten Studien beschrieben. [1][3][58] In einer Studie von Guy et al. hingegen wird das Caput femoris als Grundlage für alle Korrelationsberechnungen herangezogen. Er beschreibt jenes als schneller zugänglich und vergleichsweise einfacher zu vermessen. [83]

Aufbau und Durchführung der vorliegenden Studie ähneln unter anderem einer Studie aus Australien von Franklin et al. [26] in welcher ebenfalls verschiedene Landmarks von insgesamt 400 männlichen und weiblichen Becken, allerdings vor dem Hintergrund der forensischen Medizin vermessen wurden. Zwischen

---

der vorliegenden Studie und jener von Franklin et al. zeigt sich ein erheblicher Unterschied zwischen den Acetabulumdurchmessern. Dies mag durch die ungleich große Anzahl und die sehr unterschiedliche Spannbreite der untersuchten Becken zu erklären sein. Gleichfalls wurde in der vorliegenden Studie nicht auf Patientengröße Rücksicht genommen, ferner waren keine weiteren klinischen Informationen der Patienten verfügbar. Überblickend sind in allen unten zitierten Studien die weiblichen Beckenmaße und Acetabulumdurchmesser signifikant kleiner als in der vorliegenden Studie. Im Vergleich der Hemipelvi wurde hier nur ein geschlechtsspezifischer Unterschied von ca. 0,5cm errechnet. Zusätzlich weist diese Berechnung bei einem  $p=0,47$  keinerlei Signifikanz auf. Somit kann kein Unterschied zwischen männlichen und weiblichen ACE festgestellt werden. Ursachen für dieses vergleichend differente Ergebnis ist unter anderem die Auswahl der Becken. Informationen über Vorerkrankungen und Fehlstellungen waren nicht bekannt und konnten in allgemein gültiger Häufigkeit vorkommen. Ein weitaus größerer Unterschied besteht hingegen in den geschlechtsabhängigen Abmaßen der Becken in allen gesichteten Studien. (Tab. 4.a)

Wohingegen in anderen Studien der Durchmesser des Acetabulums als ein überaus guter Indikator zur Festlegung des Geschlechts benannt wurde, ist dies durch vorliegende Studie nicht zu bekräftigen.

Ursache für die unterschiedlichen Ergebnisse kann auch die Art der Vermessung und der Berechnung sein. In einigen Studien wurden, wie in der vorliegenden Studie zwei Acetabulumdurchmesser zur Berechnung herangezogen. [26][71][73] In anderen Studien sind nur ein Quermaß oder der Radius beschrieben. [64-67][72][109] In einigen Studien ist die Acetabulumhöhe, in anderen die anteroposteriore Distanz oder ein Querdurchmesser verwendet worden. Wieder andere Studien maßen zwei bis drei verschiedene Acetabulumdurchmesser oder legten mehrere Horizontalen durch die Gelenkpfanne um weitere Winkelberechnungen zu ermöglichen. Diese erfolgten entweder manuell, an entworfenen Messgeräten oder im CT. Wenige Studien nannten keine Angaben über die Ablösung des Durchmessers. Des Weiteren ist die Messtechnik in den einzelnen Studien unterschiedlich. Die Messungen erfolgten an der äußeren oder inneren Facette des Acetabulumrandes.

Tabelle 4.a - Durchmesser der ACE in verschiedenen Studien (in Klammern: Spannweite der Messwerte, sofern angegeben)

Studie	ACE
<b>Franklin et al. 2014 [26]</b>	männlich 57,06±3,06mm (50,1-64,6) N=200 weiblich 51,8±2,75mm (44,8-60,0) N=200
<b>Govsa et al. 2004 [1]</b>	männlich: 56,39±3,94 (45,28-70) weiblich: 53,50±3,04 (49,06-63,0)
<b>Steyn et al. 2008 [67]</b>	männlich: 54,59±3,07mm weiblich: 49,15±2,76mm
<b>Steyn et al. 2009 [66]</b>	männlich: 55,0±3,02mm N=293 weiblich: 49,73±3,15mm N=294
<b>Patriquin et al. 2005/2008 [65][64]</b>	männlich, weiß: 55,8±3,09mm (49-64) weiblich, weiß; 50,78±2,9mm (45-61) männlich, schwarz: 54,59±2,76mm (46-62) weiblich, schwarz: 49,23±3,42mm (37-63)
<b>Perreira et al. 2011 [70]</b>	männlich: 51,1±2,5mm (47,1-56,4) weiblich: 45,4±2,0mm (43,1-49,9)
<b>Solomon et al. 2014 [71]</b>	männlich: 50,7±3,4mm N=29 weiblich: 45,8±3,0mm N=21
<b>Vandenbussche et al. 2008 [72]</b>	männlich: 51,9±3,1mm (44,6-59,5) N=100 weiblich: 45,1±2,2mm (40-51,2) N=100
<b>Krebs et al. 2009 [73]</b>	männlich: 52,4±3,44mm weiblich: 45,5±2,44mm
<b>Vacca et al. 2012 [74]</b>	männlich: 53,2±2,9mm (47,2-59,3) weiblich: 46,8±2,92mm (41,0-54,0)
<b>Meldrum et al. 2001 [85]</b>	gesamt: 52±5mm
<b>vorliegende Studie</b>	männlich: 49,98±4,21mm (41,25-60,35) N=41 weiblich: 49,30±3,92mm (41,1-57,5) N=28

Ein weiterer Unterschied zwischen den zitierten Studien ist die dortige Untersuchung von Becken verschiedener Ethnizitäten. Somit beschreiben die europäischen Studien zumindest in der weiblichen Patientengruppe vergleichsweise ähnliche Abmessungen des Acetabulums. Andere Studien beschränken ihre Untersuchungen auf eine ethnische Gruppe. In der eigenen Studie lässt sich keine Aussage über Ethnizität der Patienten geben. In verschiedenen Studien ist ein signifikanter Unterschied morphologischer Charakteristika der Becken unterschiedlicher ethnischer Zugehörigkeit genannt. [26][32-33][65-67] Aus dem Bericht des bayerischen Staatsministeriums ist zu ersehen, dass der Anteil an bayerischen Bürgern mit Migrationshintergrund ca.

---

19% beträgt. Somit muss bei einer zufälligen Auswahl an Becken für diese Studie davon ausgegangen werden, dass rund 13 untersuchte Becken einer anderen Ethnizität angehören. [81]

Des Weiteren ist die Durchführung in Studien unterschiedlich. In der vorliegenden Studie wurden CT-Schnittserien von 69 Becken segmentiert und eine Markierung der Landmarks an einem 3D-Modell vorgenommen. Andere Studien führten Vermessungen an menschlichen Kadavern oder Exponaten aus Sammlungen verschiedener Universitäten durch. [64-67][71][73] Weitere Studien nutzten für die Vermessung von Kadavern ebenfalls CT-Schnittserien. [25][68][72] Ein wichtiger Unterschied der Studien an Kadavern und denen in vivo ist, dass in Kadaverstudien wiederholte Messungen stattfinden können um die Genauigkeit zu überprüfen und Artefakte zu minimieren. In Untersuchungen in vivo ist dies nicht möglich, da eine erhöhte Strahlenbelastung des Patienten nicht zu rechtfertigen wäre. [25] Ossifikationen oder Artefaktstrahlen von liegenden Implantaten können die Vermessung und Markierung von Punkten beeinflussen. Des Weiteren sind in anatomischen Werken Definitionen von markanten Knochenpunkten gegeben, allerdings können die tatsächlichen Gegebenheiten deutlich abweichen.

Da die Spannweite der Acetabulumdurchmesser in beiden Geschlechtern normalverteilt war, ließ sich eine Einteilung in sechs Gruppen vornehmen. Aufgrund der vergleichsweise geringen Anzahl an untersuchten Becken ist die Anzahl der Messwerte in den einzelnen Gruppen entsprechend klein. Gerade in den Randbereichen ist die Zahl der einbezogenen Becken bei den weiblichen mit fünf und den männlichen mit acht Becken sehr gering. Solch eine Klassifizierung ist nur in der Untersuchung von Guy et al. beschrieben. [83] Auch lassen sich in den so gewonnenen Ergebnissen nur Richtwerte, kaum aber signifikante Aussagen treffen. Hier ist sicher eine weitere Betrachtung mit größerem Patientenkollektiv notwendig.

Vergleichsweise wenig Literatur existiert zu Abmessungen des Beckens, welche vornehmlich das Os ilium und nicht die klassischen Abmessungen der Beckenein- und ausgangsebene beschreiben. In der Regel beschränken sich die Studien auf die Vermessung der ipsilateralen Becken (der Hemipelvi) oder einzelner Knochen des Beckenringes. Die Vermessung von ipsilateralen

---

Becken wird als einfacher und eindeutiger beschrieben. Steyn et al. beschreiben, dass die Vermessung des Os Coxae eine Genauigkeit zwischen 79-93% in der Geschlechtszuordnung zeigt. Tatsächlich wird dieser Fakt durch signifikante Ergebnisse in der vorliegenden Studie bekräftigt. Andere Strecken und Dimensionen zeigen eine geringere Reliabilität. Einzig das Acetabulum ist mit durchschnittlicher Genauigkeit von 84% verlässlich um Rückschlüsse auf das Geschlecht zuzulassen. [67] Diese Aussage wird in einigen Studien bekräftigt, in anderen widerlegt. Schließlich kommen aber die Autoren zu der Schlussfolgerung, dass zur Bestimmung von Geschlecht oder Rückschluss auf Körpergröße das komplette Becken vorhanden sein sollte. [25][26][45][64][66][67][74] Diese Fragen sind vornehmlich von Bedeutung in der forensischen Medizin, da zur Planung und Durchführung eines endoprothetischen Hüftgelenkersatzes oder der Entwicklung von Revisionspfannen lediglich die locoregionalen Gegebenheiten entscheidend sind.

Unterschiedlich wird in verschiedenen forensischen Studien auch der Nutzen des Sacrums zur Bestimmung von Geschlecht und Körpergröße eingeschätzt. Wird es von einigen Autoren befürwortet, widerlegen andere Studien den Nutzen zur Bestimmung von Größe und Geschlecht. Vermessen wurden in den Betrachtungen nicht nur Breite, sondern auch Dicke oder Länge des Sacrums. [23][26][67] Eine generelle Aussage über die Verwendung zur Bestimmung von Geschlecht kann jedoch nur getroffen werden, wenn genügend Messwerte dieses Knochens vorhanden sind. Was jedoch beschrieben ist, ist eine signifikante Abhängigkeit zwischen Länge des Sacrums und der Körpergröße. In einer Studie von Franklin et al. ist eine Strecke beschrieben, welche mit dem Transversalmaß zwischen den beiden Schnittpunkten der Facies auricularis mit der Linea arcuata der vorliegenden Studie ähnlich ist. [26] In genannter Untersuchung wird diese Strecke als maximale Länge zwischen den meist lateralen Punkten der anterioren Sacrumfläche in Projektion auf die Facies auricularis angegeben. (Tab. 4.b)

In der eigenen Studie sind die Messwerte durchschnittlich größer. Gemein ist allerdings, dass die weiblichen Transversalmaße des Sacrums an dieser Stelle in beiden Studien länger sind. [26] Die Mittelwerte sind geschlechtsabhängig unterschiedlich. Dieser Unterschied ist hier hoch signifikant.

Tabelle 4.b - Liste der FAL tr in Vergleichsstudie

Studie	FAL tr
<b>Franklin et al. 2014 [26]</b>	männlich: 101,9±7,34mm (79,6-121,5) N=200 weiblich: 105,3±7,46mm (79,0-126,5) N=200
<b>Guy et al. 2010 [83]</b>	gesamt: 117,9±6,32mm N=93
<b>vorliegende Studie</b>	männlich: 114,3±8,98mm (96,3-129,8) N=41 weiblich: 122,43±8,97mm (97,5-135,9) N=28

Aus der vorliegenden Studie kann also geschlossen werden, dass das Sacrum einen sehr guten Indikator zur Geschlechtsbestimmung in forensischen Fragestellungen darstellen kann. Allerdings wird dies durch einige forensische Studien widerlegt oder zumindest diskutiert. Aber auch dort ist der Ausblick auf weitere Untersuchungen gegeben. [26][65] Die Maße in der sagittalen Ebene werden in anderen Studien in den männlichen Becken als größer beschrieben. [23] In der eigenen Studie sind diese nicht vermessen und seien nur der Komplettierung halber genannt. Dies mag auch eine Limitation der aufgestellten Behauptung sein, da in der vorliegenden Studie nur eine Strecke des Sacrums vermessen wurde. Weitere Vermessungen könnten zukünftig möglich signifikante Ergebnisse bringen.

Zu den übrigen Transversalmaßen finden sich in der Literatur kaum Vergleichsstudien. Lediglich in einer Studie von Solomon et al. findet sich ein Maß zwischen den beiden Cristae Osis Ilii. Dieses ist allerdings nur errechnet und nicht wie in der vorliegenden Studie zwischen den beiden SIAS und SIAI vermessen worden. [71] Wenn auch nicht die Strecke selber, so kann zumindest der Trend vergleichend herangezogen werden. In der genannten Studie ist kaum ein geschlechtsabhängiger Unterschied des Diameters zwischen den beiden Cristae angegeben. In der eigenen Studie ist dies mit den Transversalmaßen zwischen den SIAI und SIAS reproduzierbar. Allerdings sind die gemessenen Ergebnisse nicht signifikant. Auch die Spannweiten der Strecken sind in männlichen und weiblichen Becken ungefähr gleich. Somit sollte diese Strecke rein deskriptiv verwendet werden, da sowohl aus forensischer, als auch aus orthopädischer Sicht kaum eine Relevanz besteht. Mögliche Bedeutung kann allerdings die Abhängigkeit einiger Strecken von der Größe des Acetabulums haben. So zeigt sich eine hohe Korrelation der

Transversalmaße zwischen den SIAS, den SIAI, den SIPI und den bereits genannten FAL. Zusammengefasst zeigen diese, dass mit der Größenzunahme des Acetabulums auch die Abstände in den Becken zwischen den kontralateralen Seiten größer werden. Auffällig ist aber auch, dass sobald sich die anterioren Anteile des Beckens voneinander entfernen, die posterioren, zumindest die SIPS annähern. Die Strecke zwischen den SIAS korreliert in diesem Fall mit den SIPS negativ. Die SIAI korrelieren mit den SIPI hingegen positiv. Alle diese Verhältnismäßigkeiten sind signifikant. Somit lässt sich beschreiben, dass bei zunehmendem Abstand der SIAS der Abstand zwischen den SIPS kleiner wird, das Becken also dorsal schließt und ventral öffnet. Im Gegensatz hierzu ist bei steigendem Abstand zwischen den SIAI eine zunehmende Strecke zwischen den SIPI zu erwarten. Treffen beide Beschreibungen gleichfalls zu, so bedingen größere Diameter des Acetabulums nicht nur eine Größenzunahme des Beckens, sondern auch eine Veränderung des Os Ilii in sich. Bei hoher Signifikanz der Ergebnisse ist diese Tatsache als wahrscheinlich anzunehmen. Diese Gegebenheit kann in der Endoprothetik eine entsprechende Relevanz haben, da es durch die Veränderung der Strecken zusätzlich zu einer Veränderung der Winkel kommen kann. Diese Ergebnisse wären mit einer größeren Stichprobe zu überprüfen.

Tabelle 4.c - Liste der SIAS tr in Vergleichsstudie

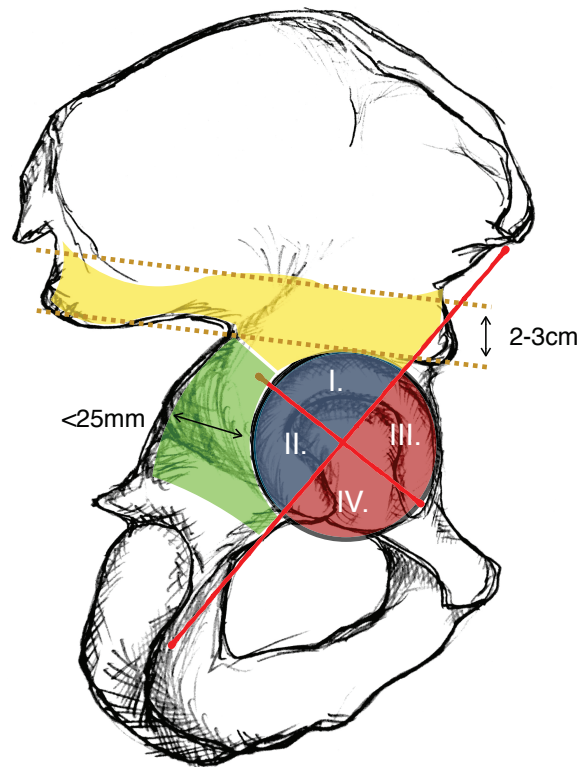
Studie	SIAS tr
<b>Perreira et al. 2011 [70]</b>	männlich: 228,0±14,7mm (205-258) weiblich: 222,4±18,6mm (180,5-156,7)
<b>vorliegende Studie</b>	männlich: 233,85±7,43 (200,6-271,2) weiblich: 231,48±19,83 (185,8-267,7)

Die Studie von Perreira et al. beschreibt den Abstand zwischen den SIAS. [70] Weiterhin zeigt sich, dass in den Gruppierungen eine Zunahme des Mittelwertes und damit des Abstandes zwischen den Spinae zu sehen ist. Dies lässt auf eine direkte Abhängigkeit schließen, welche überdies zumindest für die SIAI aufgrund der Nähe zum Operationssitus wichtig ist. Solomon et al. beschrieben in ihrer Studie sehr eindeutig, wie sich Dichte- und Dickeverhältnisse in dieser für operative Eingriffe hochriskante Region verhalten (Tab. 4.c). [71] Die Autoren beschrieben, dass es in horizontaler Ebene der SIAI kranial binnen 3-9mm zu einem erheblichen Abfall der Dicke des Os ilii

---

käme. Somit erschließt sich der geringe Raum, welcher in der Revisionsendoprothetik zur Fixation von Pfannen mittels Schrauben o.a. genutzt werden kann und muss.

Unabhängig hiervon wird die Konstellation durch einen möglichen knöchernen Defekt erheblich erschwert. Selbige Studie zeigte, dass die Volumina der Hemipelvis stark variieren und ein möglich kleiner knöcherner Defekt einen hohen prozentualen Anteil der vorhandenen Knochenmasse dieser Region einnehmen kann. Ausgehend von der Kenntnis, dass die Volumina der Hemipelvis mit Größe des Acetabulums zunehmen [71] ist eine grobe präoperative Abschätzung möglich. Das breiteste knöcherne Areal des Os ilii ist direkt über der Incisura ischiadica und dem Acetabulum gelegen. [76] Krebs et al. beschreiben in ihrer morphometrischen Studie die S1/ S2 Region als prominenteste Stelle des Iliums. Auch hier besteht eine rasche Abflachung des Knochens zu den Ala ossis ilii hin. Unter Berücksichtigung dieser Fakten und der Kenntnis der Lage der anatomischen Incisuren ist eine sichere Platzierung von Schrauben in der Endoprothetik und anderen Eingriffen möglich. Insbesondere die Incisura ischiadica mit den enthaltenen anatomischen Strukturen, wie dem N. ischiadicus als prominenteste Struktur, und anderen Gefäß- und Nervenbahnen zur Versorgung der Glutealregion und der unteren Extremität, wurde in verschiedenen Studien beschrieben (Abb. 4.d). [65][75][78-80] Die Kenntnis der obig genannten Strecken und anatomischen Beziehungen ist nicht nur bei Primärimplantationen, sondern auch gerade bei Komponentenwechsel der HTEP, insbesondere der Pfannen von großer Bedeutung. Wie bereits in obigen Untersuchungen erwähnt, wird eine Größenzunahme des Hemipelvis in Abhängigkeit von Acetabulumgröße beschrieben. Es finden sich aber nur wenige Studien, die sich mit der Position möglich zu implantierender Schrauben der Prothesenpfanne beschäftigen.



- |   |  |
|---|--|
| <p>I. „Target Zone“</p> <p>II. „Caution Zone“</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- N. ischiadicus</li> <li>- A./N./V. glutealis inf.</li> <li>- A./N./V. pudendus int.</li> </ul> | <p>III. „Danger Zone“</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- A./N./V. obturatorius</li> </ul> <p>IV. „Death Zone“</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- A./V. iliaca ext./ N. fem.</li> </ul> |
|---|--|

Abbildung 4.d - Sichere Zonen des Acetabulums zur Schraubenplatzierung n. Patriquin et al.

In mehreren Studien erfolgt die Einteilung einer sicheren Schraubenposition über Quadranten des Acetabulums. Hierbei wird durch die Verbindungslinie zwischen der Spina iliaca ant. sup. und der Mitte des Corpus ossis ischii gezogen. Mittig im Acetabulum wird eine weitere Linie im rechten Winkel zur vorherig genannten gebildet. Es ergeben sich nun vier Quadranten. (Abb. 4.d) [78] [79][82][84][103][104][109]

Viele Autoren kommen übereinstimmend zu dem Schluss, dass die sicherste Position der Schrauben in dem post. sup. und dem post. inf. Quadranten liegen. In den ant. sup. und ant. inf. Quadranten ist die Schraubenposition aufgrund möglicher Verletzung der Gefäß- und Nervenstraßen zu gefährlich. [82-84] Diese Einschränkung wird durch eine Studie von Meldrum et al. erweitert. Sie fügen in ihrer Untersuchung ein zusätzliches post. sup. Achtel hinzu, in welchem die Verletzungsgefahr für A./N. obturatorius und die A./V. iliaca ext., sowie den N. femoralis deutlich erhöht ist. [109] Die Schraubenlängen, welche zur Fixierung

einer Prothesenpfanne genutzt werden, sollten je nach Operationssitus differieren. Diese werden aber im allgemeinen im post. sup. Quadranten mit ca. 25mm und dem post. inf. Quadranten mit <25mm angegeben. [84] Eine weitere Untersuchung von Guy et al., welche sich vorrangig mit der Platzierung extraartikulärer Schrauben bei Frakturen beschäftigte, unterstützt Genanntes. Es wird beschrieben, dass die sichere Strecke (Strecke mit akzeptabler Dicke zur Schraubenfixation) zwischen Gelenk und Spina ischiadica unabhängig von Gelenkgröße ca. 30mm beträgt. Somit wäre eine Schraubenlänge von 25mm „sicher“. [83]

Unter anderem ist die Form und Tiefe dieser knöchernen Konkavität zwischen männlichen und weiblichen Becken unterschiedlich. So beschreiben Patriquin et al. den Abstand zwischen der SIC und der SIPI in weiblichen Becken als signifikant größer gegenüber den männlichen. [65][64] In der vorliegenden Studie ist dies nicht zu belegen. Bei beiden Geschlechtern ist der Abstand zwischen den SIPI-SIC annähernd gleich. Hinzu kommt, dass das eigene Ergebnis nicht signifikant ist. Mögliche Ursachen für die große Abweichung von den internationalen Studien mag die unterschiedliche Festlegung der Messpunkte sein. In den Studien von Patriquin und Steyn wird die Messstrecke zwischen der Spina ischiadica und dem kaudalen Umschlagpunkt zwischen der SIPI zu Incisura ischiadica gemessen (Tab. 4.e). In der vorliegenden Studie ist die SIPI, wie zuvor beschrieben, die anatomische Prominenz über eben diesem Umschlagpunkt. Ebenso sind alle bereits genannten Gründe als Ursachen für die Messwerte zu nennen. Auffällig ist, dass in den eigenen Berechnungen eine breite Streuung der Punkte vorliegt.

Tabelle 4.e - Liste der Breite der Incisura ischiadica in Vergleichsstudien

Studie	Breite der Incisura ischiadica
<b>Patriquin et al. 2005 [64] [65]</b>	männlich, weiß: 43,03±3,9mm (30-56) N=100 weiblich, weiß: 48,83±5,78mm (34-73) N=100 männlich, schwarz: 36,96±4,6mm (28-49) N=100 weiblich, schwarz: 43,35±5,82mm (28-58) N=100
<b>Steyn et al. 2008 [67]</b>	männlich: 43,37±3,94mm N=94 weiblich: 50,96±5,89mm N=84
<b>vorliegende Studie</b>	männlich: 71,2±11,05mm weiblich: 71,24±8,41mm (p=0,983)!

Die Transversalen zwischen den beiden posterioren Spinae des Iliums sind in der Literatur nicht beschrieben. Es zeigt sich auch hier kein signifikanter Unterschied zwischen den Geschlechtern und den einzelnen Gruppen. Somit lässt sich auch hier nur ein deskriptiver Nutzen sehen.

Einen hoch signifikanten Unterschied zeigt die Transversale zwischen den beiden kontralateralen Spinae ischiadicae. Einige Studien beschäftigen sich mit Form, Ausprägung und Abmessung der Incisura ischiadica und der dazugehörigen Spina. [75][80] Die Form wird hier als abhängig von Geschlecht, Größe und Alter beschrieben. In einer anderen Studie, welche ebenfalls die Formgebung der Incisura ischiadica beschreibt, werden einzelne Punkte zur Vermessung als mangelhaft genannt. Zur geschlechtsspezifischen Kartographierung sollte in jedem Fall eine komplette Formbeschreibung mittels einer Linie erfolgen. [100] Es ist auch in dieser Studie beschrieben, dass eine Unterscheidung der Geschlechter über die Inc. ischiadica erfolgen kann. Der Abstand zwischen den beiden Spinae ischiadicae unterscheidet sich in der eigenen Studie signifikant in den Geschlechtern. Auch in den Gruppen sind signifikante Unterschiede zu sehen. So haben weibliche Becken einen größeren Abstand als männliche. In beiden Geschlechtern nimmt dieser mit zunehmender Acetabulumgröße ab. Die Studie von Perreira et al. hat die Strecke zwischen den kontralateralen Spinae ischiadicae vermessen. (Tab. 4.f) [70]

Tabelle 4.f - Liste der SIC tr in Vergleichsstudie

Studie	SIC tr
<b>Perreira et al. 2011 [70]</b>	männlich: 90,2±8,0mm (74,8-109,2) weiblich: 107,2±6,7mm (94,5-121,1)
<b>vorliegende Studie</b>	männlich: 99,2±10,8mm (81,8-124,82) weiblich: 108,4±13,22mm (81,5-132,77) p=0,002

Aimee et al. beschreiben eine Zunahme des Transversalmaßes zwischen beiden Spina mit steigender Anteversion des Acetabulums. [70] Die in ihrer CT gestützten Studie erhobenen Maße gleichen annähernd den vorliegenden. Da die Ergebnisse in beiden Studien hoch signifikant sind, kann von einer Abhängigkeitskette ausgegangen werden. Wenn also der Abstand der Spinae ischiadicae mit zunehmender Acetabulumgröße steigt, so müsste unter

---

Einbezug zitierter Studie im Rückschluss mit steigendem Diameter die Anteversion kleiner werden. Ein Zusammenhang ist hier allerdings ohne weitere Untersuchungen nur anzunehmen, da hier zwei unterschiedliche Sachverhalte betrachtet werden.

Das Acetabulum wird in seiner Form durch Körpergröße und Funktionalität festgelegt, die Transversale zwischen den Spinae ist erheblich abhängig von Geschlecht, Alter und maßgeblich vom Geburtsvorgang der Frauen abhängig. Alle einstrahlenden Bandstrukturen haben weiterhin einen formenden Charakter. [67] Weiterhin muss beachtet werden, dass ligamentäre Ossifikationen am Ansatz der Ligg. sacrospinalia mögliche Messfehler bedingen.

Von weithin größerer Bedeutung ist in mehreren Untersuchungen das Ilium. Als größter Teil des Os coxae sind in vielen Studien maximale Iliumbreite- oder höhe beschrieben. [25][65-68] Viele der Werte sind aufgrund der guten klinischen Palpationsmöglichkeiten dieses Knochens auch ohne bildliche, radiologische Darstellung reproduzierbar, wenngleich weniger akkurat. Allerdings unterscheiden sich in vielen Studien die Endpunkte der vermessenen Strecken geringfügig. So wird die Breite des Iliums zum einen zwischen den beiden SIPS und SIAS, zum anderen zwischen den SIAI und SIPI unterschiedlich angegeben. Eine dritte Möglichkeit ist eine Diagonale zwischen genannten Punkten. In der vorliegenden Studie wurde die Messung zwischen der SIAI und der SIPS vorgenommen, weil diese Strecke für eine mögliche Schraubensposition während einer endoprothetischen Versorgung wichtig ist. Gleichzeitig wurde der Abstand zwischen den IIL und IIS gemessen. Als Maß quer durch das Acetabulum wurde die Strecke zwischen der SIAI und der SIC gemessen. Eine kurze vergleichende Darstellung der Strecken aus verschiedenen Studien ist in Tabelle 4.g aufgelistet.

Die Strecke zwischen der SIAI und der SIC aus der eigenen Studie kann als diagonales Maß durch Ilium und Ischii gewertet werden. In einer Studie von Torimitsu et al. wurde die Vermessung bis zur sup. ant. Spina ausgedehnt und in Bezug mit der Körpergröße der Kadaver vorgenommen um in forensischen Fragestellungen einen Rückschluss auf die Körpergröße ziehen zu können. [68] Dort wird beschrieben, dass sich die Strecken unabhängig vom Geschlecht verhalten. In der vorliegenden Studie ist der Unterschied zwischen den männlichen und weiblichen Strecken zwar gering, aber hoch signifikant. Diese

Behauptung wird auch durch die gruppenspezifische Auswertung untermauert. Die Mittelwerte steigen abhängig von Geschlecht und Größe des Acetabulums an. Auch dieses Ergebnis ist hoch signifikant.

Tabelle 4.g - Liste der intrailiären Strecken in Vergleichsstudien

Studie	intrailliäre/ ipsilaterale Strecken
Steyn et al. 2009 [66]	männlich: 157,38±9,58mm (SIPS-SIAS) weiblich: 153,58±10,72mm (SIPS-SIAS)
Steyn et al. 2008 [67]	männlich: 159,26±7,52mm (SIPI-SIAI) weiblich: 154,51±7,27mm (SIPI-SIAI)
Tian et al. 2010 [68]	männlich: 135,4±14,4 N=9 (SIPS-SIAI) weiblich: 125,2±15,6 N=9 (SIPS-SIAI)
Torimitsu et al. 2014 [25]	männlich: 147,2±7,0mm (127,0-161,9) (SIAS-SIC) N=108 weiblich: 134,1±6,6mm (122,2-150,1) (SIAS-SIC) N=102
vorliegende Studie	IIL-IIS männlich: 86,26±6,25mm (73,9-97,46) weiblich: 78,45±4,96mm (68,5-91,6) SIAI-SIC männlich: 110,44±7,79mm (94,79-126,65) weiblich: 102,74±6,61mm (87,77-120,4) SIPS-SIAI männlich: 151,76±9,1mm (131,6-179,3) weiblich: 144,73±8,32mm (128,04-158,85)

Eine weitere Strecke, welche nur das Ilium beschreibt, ist die Diagonale zwischen der SIPS und der SIAI der ipsilateralen Seite. Die Werte der eigenen Studie sind im Vergleich zur Untersuchung von Tian et al. [68] größer, aber lassen den selben Trend erkennen. In beiden Studien sind die Maße der weiblichen Becken signifikant kleiner als jene der männlichen. Die Strecke verläuft ungefähr in der zuvor beschriebenen Zone des Iliums, welche die prominenteste Ausdehnung und dickste Knochenstruktur aufweist. Somit ist diese Strecke nicht nur für endoprothetische Operationen, sondern auch für Eingriffe zur Polytraumataversorgung bei Beckenringfrakturen interessant. Die Dicke um diese Strecke wird in genannter Studie mit 6,6-16,2mm beschrieben. [68] In der eigenen Studie ist die Spannweite der Streckenlängen in den männlichen Becken groß. Es zeigt sich in dieser Studie nicht nur ein signifikanter Unterschied zwischen den Geschlechtern, sondern auch eine eindeutige Abhängigkeit von der Acetabulumgröße mit signifikantem

---

Unterschied in den einzelnen Gruppen. So wird die Strecke mit zunehmendem Durchmesser des Acetabulums entsprechend größer.

Eine andere Studie von Berry et al. [89] beschreibt detailliert die Dicke des Iliums im Verlauf der Strecken zwischen der Spina iliaca post. sup. und dem kranialen Pfannenrand, sowie zwischen der Spina iliaca post. sup. und der Spina iliaca ant. inf.. Die Breite des Iliums auf dieser Strecke variiert zwischen 14-27mm. Der Autor weist darauf hin, dass die schmalste Stelle in Höhe der Incisura ischiadica besteht. Die breiteste Region des Iliums liegt in dieser Untersuchung direkt über dem kranialen Pfannenrand. Vergleichend mit der eigenen Studie sind die Streckenlängen ähnlich. Eine weitere deskriptive Studie von Mahato et al. erwähnt ebenfalls ein dickeres Ilium über dem kranialen Acetabulumrand in selbiger horizontaler Ebene. Der kraniale Teil des Iliums ist signifikant dünner.

[88]

Zwei weitere Strecken, welche zur Abschätzung der Dimensionen des Iliums herangezogen werden können, sind die Abstände zwischen den beiden Incisuren und zwischen der SIAI und der SIC als weitere Diagonale. Erstere Strecke ist in keiner Studie zu finden, sollte aber zur Beschreibung des Iliums herangezogen werden. Gerade aufgrund der Formänderung kranial der Incisura ischiadica. Ebenso wie alle anderen bisher erhobenen Strecken dieses Knochens, sind die weiblichen signifikant kürzer als die männlichen. Auch in den Gruppen lässt sich ein signifikanter Unterschied mit Größenzunahme in Abhängigkeit vom Acetabulum erkennen. Gleiches gilt für die zweitgenannte Strecke.

Nach Zusammenschau aller Strecken, welche die groben Maße des Iliums beschreiben, kommt diese Studie zu einer Übereinstimmung mit der Aussage von Solomon et al. [71] welcher eine Zunahme des Volumens mit Größenzunahme des Acetabulums beschreibt. Unter der Annahme, dass auch in vorliegender Studie mit Änderung des Durchmessers des Acetabulums eine entsprechend gleichsam korrelierende Änderung der Strecken beschrieben werden kann, wird diese Aussage bekräftigt. Unterschiede lassen sich lediglich in den Abmessungen der einzelnen Strecken finden, was hauptsächlich auf die unterschiedlichen Messpunkte zurück zu führen ist. In der Untersuchung von Guy et al. [83] wird die Größenzunahme des Hemipelvis mit Zunahme des Durchmessers des Caput femoris beschrieben. Es werden hier nur zwei

---

Strecken beschrieben: (1) vom Acetabulum zur Spina ischiadica und (2) zum Foramen obturatorium. Nach Einteilung der Femora in zwei Gruppen ist auch hier eine signifikante Zunahme der Strecken mit steigendem Durchmesser des Caput femoris beschrieben. [83] Zuletzt sei erwähnt, dass in einer Studie von Badii et al. beschrieben wurde, dass das rechte Becken bei vielen Patienten signifikant kleiner ist, als das linke (>5mm in 5,3% und >1mm in 87% der untersuchten Probanden). [47] Diese Behauptung konnte durch die vorliegende Studie nicht bestätigt werden.

Neben der Beschreibung von Strecken im Ilium wurden in der vorliegenden Studie insgesamt vier Winkel berechnet. In vielen Studien wird der Schambeinwinkel des gesamten Beckens als am spezifischsten zur Unterscheidung eines Geschlechts genannt.

In der vorliegenden Studie wurden nur Winkel der Hemipelves bestimmt um eine Veränderung in Abhängigkeit vom Acetabulum festzustellen. Der vermutlich wichtigste Winkel ist, ausgehend von einem rechtwinkligen Dreieck, jener mit Scheitelpunkt in der SIPI, Hypotenuse zwischen SIPI und SIAI und Ankathete in der Sagittalebene oder der Horizontalebene ( $\mu$ SIAI-SIPI  $kk/lat$ ) des Iliums, da der Verlauf der Schenkel gleichsam die Strecke SIAI-SIPS/ SIPI beschreibt. Die Lage der Hypotenuse der Winkel wäre weiterhin eine mögliche Verlaufsrichtung von Schraube bei endoprothetischer Versorgung. Jene läge in der beschriebenen sicheren Position für eine Schraubenfixierung, nämlich im post. sup. Quadranten.

Zwischen weiblichen und männlichen Becken zeigt sich ein geringer Unterschied, wie auch in den einzelnen Gruppen. Es lässt sich beschreiben, dass in horizontaler Ebene ein Mittelwert von  $23,6 \pm 3,11^\circ$  gegenüber der a.p.-Achse und in sagittaler Ebene ein Mittelwert von  $23,0 \pm 3,2^\circ$  gegenüber der a.p.-Achse als geschlechtsunabhängiger Wert ermittelt werden konnte. Dies bedeutet, dass in post. sup. Position der Schraube, jene mit einer Neigung von  $23^\circ$  nach kraniodorsal und  $23^\circ$  nach mediodorsal eine sichere Position haben sollte, da dieser Korridor vollends knöchern ist.

---

## 5. Limitierungen der Studie

Im Gegensatz zu vielen zitierten Studien verfügt die vorliegende Untersuchung über eine vergleichsweise geringe Zahl an untersuchten Becken-CT. Internationale Studien, welche für das jeweilige Geschlecht knapp 200 oder mehr Becken untersuchten bilden exaktere Werte ab. Insbesondere nach Einteilung in verschiedene Gruppen und die geringe Anzahl der dort einzeln zugeordneten Becken lässt sich die vergleichsweise geringe Zahl der Becken als Einschränkung dieser Studie festlegen. Für einzelne Werte konnten signifikante Ergebnisse errechnet werden.

Eine weitere Limitierung der Studie ist die Auswahl der Patienten. Wenngleich eine zufällige Auswahl erfolgte und somit ein breiter Ausschnitt aus der Gesamtbevölkerung gegeben wird, so liegen doch wenig Informationen zu den einzelnen Patienten vor. Somit hätte die Körpergröße eine Möglichkeit zu weiteren Berechnungen im Vergleich mit den forensischen Studien erbracht. Lediglich Alter und Geschlecht der Patienten wurden den Unterlagen beigelegt. Da die Studie zum Nachweis von möglichen Korrelationen innerhalb des Beckens durchgeführt wurde, ist das Fehlen weiterer patientenbezogener Informationen tolerabel.

In der Bearbeitung der CT-Serien lassen sich Fehlerquellen finden. Trotz Festlegung der genauen Positionen der Landmarks sind Messfehler möglich. Im Vergleich mit anderen Studien wurde dies deutlich, da ein Punkt, wie die SIPI, an minimal unterschiedlichen Stellen vermessen werden kann und die Definition nicht eindeutig ist. Ebenso kann in den Incisuren der Scheitelpunkt unterschiedlich festgelegt werden. Weiterhin sind die vorliegenden anatomischen Gegebenheiten unbeeinflussbare Probleme bei der Vermessung der Becken gewesen. Einige Becken wiesen bereits einliegendes Osteosynthesematerial auf, welches für deutliche Artefakte in der Bildgebung verantwortlich ist. Andere Becken zeigten Frakturen, Fissuren, Kalzifikationen, untypische Ossifikationen der Spinae und arteriosklerotische Veränderungen. Dortige Landmarks wurden somit nur bei eindeutiger Ablesbarkeit vermessen oder nicht mit in die Bearbeitung einbezogen. Diese Fehlerquellen wurden durch die Vermessung durch nur einen Bearbeiter gering gehalten. Es wurden mehrere anatomische Bild-Atlanten zum Vergleich herangezogen.

Weitere Fehlerquellen sind beim manuellen Erstellen der Ur-Datenliste, welche aus ca. 5000 Werten besteht, möglich. Jeder Wert wurde einzeln abgelesen

---

und im Folgenden in den Computer übertragen. Fehler zeigten sich bei späteren Berechnungen und Korrekturen und konnten durch nochmaliges Ablesen berichtigt werden.

Die große Anzahl an vermessenen Strecken und Winkeln gibt einen Eindruck von den Dimensionen und Abmaßen der knöchernen Strukturen des Beckens wieder. Die Studie geht allerdings nur eingeschränkt auf die speziellen Fragestellungen, wie nach möglicher Schraubenlänge und -lage oder Pfannenposition ein. Mit den zugrundeliegenden Daten und weiteren Berechnungen wäre dies mit geringen Einschränkungen möglich. Die Wahl der Landmarks und der berechneten Strecken erfolgte auf Grundlage von in der Literatur angewandten Systemen und nach eigenem Ermessen. Hierdurch lassen sich einige Strecken nicht mit Angaben aus anderen Studien vergleichen, bieten aber Raum und Anregungen für weiterführende Untersuchungen.

---

## 6. Zusammenfassung

Morphometrische Studien des muskuloskelettalen Systems sollen anatomische und biomechanische Grundlagen und Gegebenheiten beschreiben, um jene zu verstehen und um operative Eingriffe planen und ohne Komplikationen durchführen zu können. Gleichfalls bilden diese Studien eine wertvolle Grundlage für Entwicklung von Implantatdesigns und für forensische Fragestellungen.

Ziel dieser Studie war es, Maße und anatomische Charakteristika im knöchernen Ring des menschlichen Beckens zu beschreiben, in Bezug zu setzen und etwaige Aussagen über typische anatomische Besonderheiten zu geben. Somit schließt sich diese Untersuchung einer Reihe morphometrischer Studien unterschiedlichster Zielsetzung an.

Es zeigen sich signifikante, geschlechtsspezifische Unterschiede des Beckens, insbesondere in den Abmaßen des Hemipelvis und einiger Transversalmaße, wie dem zwischen den kontralateralen Spinae ischiadicae. Ein geschlechtsspezifischer Unterschied der Acetabulumgröße konnte widerwartend nicht nachgewiesen werden. Gründe hierfür mögen im Studiendesign und der Stichprobengröße liegen.

Eine eindeutige Aussage kann über die Veränderung des Hemipelvis in Abhängigkeit von der Acetabulumgröße getroffen werden. Mit Zunahme des Diameters kommt es gleichzeitig zu einer Längenzunahme der vermessenen Distanzen in Os Ilium und Os Ischium. Hier schließt sich der Autor mit seinem Ergebnis international publizierten Studien an. Nicht zuletzt die errechneten Distanzen können für die endoprothetische und osteosynthetische Versorgung des Acetabulums, aber auch des Iliums von großer Bedeutung sein.

Die Studie liefert signifikante Werte zur Beschreibung des knöchernen Beckenringes in Abhängigkeit von Geschlecht und Größe des Acetabulums. Diese grobe Beschreibung kann und muss durch folgende Studien und genauere Zielsetzungen präzisiert werden. Eine Beschreibung der genauen Beziehungen und Längen der drei Pfeiler des Acetabulums, den Corpora der Ossa Ischii, Ilii und Pubis, würde noch eindeutigere Ergebnisse zu Längen und Dimensionen erbringen können.



---

## 7. Quellenverzeichnis

- [1] Figen G (2005): Morphologic features of the acetabulum. Arch Orthop Trauma Surg 125: 453-46
- [2] Tallroth K, Lepistö J (2006): Computed tomography measurement of acetabular dimensions: Normal values for correction of dysplasia. Acta Orthopaedica; 77(4): 598-602
- [3] Maruyama M, Feinberg JR, et al. (2001): Morphologic Features of the Acetabulum and Femur. Clinical Orthopedics and Related Research Number 393, pp. 52–65
- [4] Guevara CJ, MD; Pietrobon R, MD et al. (2006): Comprehensive Morphologic Evaluation of the Hip in Patients with Symptomatic Labral Tear. Clinical Orthopedics and Related Research Number 453, pp 277–285
- [5] Gupta V, Choudhry R et al. (2001): Unusual facets on the acetabulum in dry adult human coxal bones - A morphological and radiological study. Surg Radiol Anat 23: 263-267
- [6] Jansson V, Fottner A. Hüftendoprothetik. Orthopädie und Unfallchirurgie Up2date. 2 2007, p. 333-352
- [7] Günther KP, Hamann C et al.: Die „Standardprothese“ am Hüftgelenk - Teil 1 / Teil 2. Orthopädie und Traumatologie up2date 7 2012, 275-284
- [8] Kapoor A, Chew P, et al. (2013): Venous Thromboembolism After Joint Replacement in Older Male Veterans with Comorbidity. JAGS Apr –Vol. 61, NO. 4
- [9] Schröder P, O. Boy O et al. (2008): Indikationsstellung in der primären Hüft- und Kniegelenksendoprothetik. Orthopäde 37:1016-1026
- [10] Malchau H, Herberts P et al. (2002): The Swedish total Hip Replacement Register. JBone Joint Surg [Am] 84-A (Suppl 2): 2-20
- [11] Krupic F, Eisler T et al. (2013): No influence of immigrant background on the outcome of total hip arthroplasty. 140,299 patients born in Sweden and 11,539 immigrants in the Swedish Hip Arthroplasty Register. Acta Orthopaedica; 84 (1): 18–24

- 
- [12] Augat P (2011): Biomechanik des Becken-Bein-Übergangs. Trauma Berufskankh 13 (Suppl 1): 92-96
- [13] Heller MO, Schroder JH et al. (2007): Muskuloskelettale Belastungsanalysen. Biomechanische Erklärung klinischer Resultate - und mehr? Orthopäde 36: 188-194
- [14] Lanz T von, Wachsmuth W (1972): Praktische Anatomie, I. Bd 4. Teil: Bein und Statik. Springer, Berlin Heidelberg New York
- [15] Tönnis D (1976): Normal values of the hip joint for the evaluation of X-rays in children and adults. Clin Orthop 119: 39-48
- [16] Pauwels F (1935): Der Schenkelhalsbruch, ein mechanisches Problem. Grundlagen des Heilungsvorganges, Prognose und kausale Therapie. Z Orthop Chir 63 (Beilageheft)
- [17] Hailer NP, Weiss RJ et al. (2012): The risk of revision due to dislocation after total hip arthroplasty depends on surgical approach, femoral head size, sex, and primary diagnosis - An analysis of 78,098 operations in the Swedish Hip Arthroplasty Register. Acta Orthopaedica; 83 (5): 442-448
- [18] Legal H, Reinecke M, Ruder H, (1980) Zur biostatistischen Analyse des Hüftgelenks III. Z Orthop 118: 804-15
- [19] Parvizi J, Holiday AD et al. (1999): The Frank Stinchfield Award. Sudden death during primary total hip arthroplasty. Clinical Orthopaedics and Related Research 369: 39-48
- [20] Leidinger W, Hoffmann G et al. (2002): Reduction of severe cardiac complications during implantation of cemented total hip endoprotheses in femoral neck fractures. Unfallchirurg 105:675-9
- [21] Mohr VD, Bauer J, et al. (2004): Qualität sichtbar machen. BQS-Qualitätsreport 2003, Düsseldorf
- [22] Radetzki F, Mende T et al. (2013): Potentialities and limitations of a database constructing three-dimensional virtual bone models. Surg Radiol Anat 35:963-968
- [23] Torimitsu S, Yohsuke M et al. (2014): Stature estimation in Japanese cadavers using the sacral and coccygeal length measured with multidetector computed tomography. Legal Medicine 16, 14-19

- 
- [24] Goriux CL, Wescott BA et al. (2008): Stature Estimation Based in Dimensions of the Bony Pelvis and the Proximal Femur. *J Forensic Sci*, Vol 53: 65-68
- [25] Torimitsu S, Makino Y et al. (2014): Stature estimation in Japanese cadavers based in pelvic measurements in three-dimensional multi detector computed tomographic images. *Int J Legal Med*, published Online 01 May 2014
- [26] Franklin D, Cardini A et al. (2014): Morphometric analysis of pelvic sexual dimorphism in a contemporary Western Australian population. *Int J Legal Med*, published online 02 May 2014
- [27] Ito H, Song Y et al. (2009): The proximal hip joint capsule and the zone orbicularis contribute to hip joint stability in distraction. *J Orthop Research* 27(8):989-995
- [28] Malagelada F, Tayar R et al. (2014): Anatomy of the zona orbicularis of the hip: a magnetic resonance study. *Surg Radiol Anat*, published online 29 Feb 2014
- [29] Field RE, Rajakulendran K (2011): The labro-acetabular Complex. *J Bone Joint Surg Am* 93(2):22-27
- [30] Takenaga RK, Callaghan JJ et al. (2012): Cementless Total Hip Arthroplasty in Patients Fifty Years of Age or Younger: A Minimum Ten-Year Follow-Up. *J Bone Joint Surg Am*. 2012;94:2153-9
- [31] Messmer F, Matthews F et al.(2007): A CT Database for Research, Development and Education: Concept and Potential. *J of Digital Imaging*, Vol 20 No1: pp17-22
- [32] Ross AH, Ubelaker DH, et al. (2011): Implications of Dimorphism, population variation, and secular change in estimating population affinity in Iberian Peninsula. *Forensic Sci Int* 206:214—e1-214-e5
- [33] Fujii M, Nakashima Y et al. (2011): Pelvic Deformity Influences Acetabular Version and Coverage in Hip Dysplasia. *Clin Orthop Relat Res* 469:1735-1742
- [34] Hailer NP, Garellick G. et al. (2010): Uncemented and cemented primary total hip arthroplasty in the Swedish Hip Arthroplasty Register, Evaluation of 170,413 operations. *Acta orthopaedica*; 81(1):34-41

- 
- [35] Gordon M, Greene M et al. (2014): Age- and health-related quality of life after total hip replacement - Decreasing gains in patients above 70 years of age. *Acta orthopaedica*; 85(3):x-x
- [36] Gordon M, Paulsen A et al. (2013): Factors influencing health-related quality of life after total hip replacement - a comparison of data from the Swedish and Danish hip arthroplasty registers. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 14:316
- [37] Kurtz S, Mowat F et al. (2005): Prevalence of Primary and Revision Total Hip and Knee Arthroplasty in the United States from 1990 through 2002. *J Bone and Joint Surg*, Vol 87A No7, Juli 2005
- [38] Pedersen AB, Mehnert F et al. (2014): Association between fixation technique and revision risk in total hip arthroplasty patients younger than 55 years of age. Results from the Nordic Arthroplasty Register Association. *Osteoarthritis and Cartilage* 22, 659-667
- [39] Winter E (2009): Entwicklung und aktueller Stand der Hüftendoprothetik. [http://www.klinikum-friedrichshafen.de/fileadmin/editoren\\_DE/pdfs/leistungen/kliniken/chirurgie2/UCHIR\\_Hueftendo.pdf](http://www.klinikum-friedrichshafen.de/fileadmin/editoren_DE/pdfs/leistungen/kliniken/chirurgie2/UCHIR_Hueftendo.pdf)
- [40] The New Zealand Joint Registry - Fourteen Year Report. Januar 1999-December 2012, AOA Nov 2013
- [41] The National Joint Registry for England, Wales and Northern Ireland - 10th annual Report 2013 - Surgical Data to 31 December 2012. NJR Editorial Board
- [42] Dansk Hoftealloplastik Register - Årsrapport 2012, dækker fra 1. januar 1995 til 31. december 2011. DHR Århus
- [43] Patriquin ML, Steyn M et al. (2005): Metric analysis of sex differences in South African black and white pelvis. *Forensic Science International* 147 (2006) 119-127
- [44] Rosenberg KK, Trevathan W (2002): Birth, obstetrics and human evolution, *BJOG. Int. J. Obstet. Gynaecol.* 109 (11) 1199–1206.
- [45] Vacca E, di Vella G (2012): Metric characterization of the human coxal bone on a recent Italian sample and multivariate discriminant analysis to determine sex. *Forensic Science Int* 222 (2012) 401.e1-401.e9

- 
- [46] Janzen DL, Aippersbach SE et al. (1998): Three-dimensional CT measurement of adult acetabular dysplasia: technique, preliminary results in normal subjects, and potential applications. *Skeletal Radiol* (1998) 27:352-358
- [47] Badii M, Shin S, et al. (2003): Pelvic Bone Asymmetry in 323 Study Participants Receiving Abdominal CT Scans. *Spine* Volume 28, No 12, pp 1335-1330, 2003
- [48] McAuley JP, Szuszcsewicz ED et al. (2004): Total Hip Arthroplasty in Patients 50 Years and Younger. *Clinic Orthop*, No418, Jan 2004
- [49] Zenk H, Finze S, Kluess D et al.: Einfluss der Erfahrung des Operateurs in der Hüftendoprothetik. *Orthopäde* 2014
- [50] Sochart DH, Porter ML (1997): The long-term results of Charnley low-friction arthroplasty in young patients who have congenital dislocation, degenerative osteoarthritis, or rheumatoid arthritis. *J Bone Joint Surg.* 1997;79A:1599–1617.
- [51] Haidukewych GJ, Jacofsky DJ et al. (2006): Intraoperative Fractures of the Acetabulum During Primary Total Hip Arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2006;88:1952-1956.
- [52] Perka C, Paul C, Matzolis G (2004): Einflussfaktoren auf die perioperative Morbidität und Mortalität in der primären Hüftendoprothetik. *Der Orthopäde* 2004 33:715-720
- [53] Lavernia CJ, Cook CC et al. (2007): Neurovascular Injuries in Acetabular Reconstruction Cage Surgery. *J Arthroplasty* Vol.22 No.1
- [54] Ratliff AHC (1985): Arterial Injuries After Total Hip Replacement - Editorial. *J Bone Joint Surg Brit.* 1985
- [55] Healy WL (2002): Hip Implant Selection for Total Hip Arthroplasty in Elderly Patients. *Clin Orthop Rel Research* No.45, pp54-64
- [56] Guevara CJ, Petrobon R et al. (2006): Comprehensive Morphologic Evaluation of the Hip in Patients with Symptomatic Labral Tear. *Clinic Orthop Rel Research* No. 453, pp277-285
- [57] Murray DW (1993): The Definition and Measurement of the Acetabular Orientation. *J Bone Joint Surg (Br)* 1993; 75-B:228-32
- [58] O´Sullivan GS, Goodman SB et al. (1992): Computerized Tomographic Evaluation of Acetabular Anatomy. *Clinic Orthop Rel Research* No.277

- 
- [59] Spatial Geometry of the Human Pelvis. Federal Aviation Administration Washington DC, Mar 1982
- [60] Phillips ATM, Pankaj P et al. (2007): Finite element modelling of the pelvis: Inclusion of muscular and ligamentous boundary conditions. *Medical Engineering and Physics* 29(2007) 739-748
- [61] Jerosch J, Heisel J (2010): Perioperatives Management beim endoprothetischem Ersatz. *Unfallchirurg* 2010 113:6-13
- [62] Frank C, Siozos P et al. (2010): Hüftendoprothese bei Koxarthrosen nach Azetabulumfrakturen. *Unfallchirurg* 2010 113:1013-1022
- [63] Schröder P, Boy O et al. (2008): Indikationsstellung in der primären Hüft- und Kniegelenkendoprothetik. *Orthopäde* 2008 37:1016-1026
- [64] Patriquin ML, Steyn M et al. (2002): Metric Assessment of the race from the pelvis in South Africans. *Forensic Science Intl* 127, 104-113
- [65] Patriquin ML, Steyn M et al. (2005): Metric Analysis in South African black and white pelvises. *Forensic Science Intl* 147, 119-127
- [66] Steyn M, Patriquin ML (2009): Osteometric sex determination from the pelvis - Does population specificity matter? *Forensic Science Intl* 113.e1-113.e5
- [67] Steyn M, Iscan MY (2008): Metric sex determination from the pelvis in modern Greeks. *Forensic Science Intl*. 179, 86.e1-86.e6
- [68] Tian X, Li J et al. (2010): Morphometry of iliac anchorage for transiliac screws: A cadaver and CT study of Eastern population. *Surg Radiol Anat* 32:455-462
- [69] Atlas der Anatomie der Menschen, Köpf-Maier; 5.Auflage 2000, Karger-Verlag
- [70] Perreira AC (2011), Hunter JC et al.: Multilevel Measurement of Acetabular Version Using 3-D CT-generated Models. *Clin Orthop Relat Res* 469:552-561
- [71] Solomon LB, Howie DW et al. (2014): The Variability of the Volume of the Os Coxae and Linear Pelvic Morphometry. Considerations for Total Hip Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty* 29, 769-776
- [72] Vandebussche E, Saffarini M et al. (2008): The Asymmetric Profile of the Acetabulum. *Clin orthop Relat Res* 466:417-423
- [73] Krebs V, Incavo SJ et al. (2009): The Anatomy of the Acetabulum- What is normal. *Clin Orthop Relat Res* 467:868-875

- 
- [74] Vacca E, Di Vella G (2012): Metric characterization of the human coxal bone on a recent Italian sample and multivariate discriminant analysis to determine sex. *Forensic Science Intl.* 222, 401.e1-401.e9
- [75] Walker PL (2005): Greater Sciatic Notch Morphology: Sex, Age and Population Differences. *American Journal of Physical Anthropology* 127:385–391
- [76] Letournel E, Judet R (1993): *Fractures of the Acetabulum*. Berlin: Springer-Verlag 1993
- [77] Schiebler T, Schmidt W: *Anatomie*. 8. Auflage, Springer Verlag 2003
- [78] Keating E, Ritter M et al.: Structures at Risk from Medially Placed Acetabular Screws. *J Bone Joint Surg Am.* 1990;72:509-511
- [79] Wasielewski RC, Cooperstein LA et al. (1990): Acetabular anatomy and the transacetabular fixation of screws in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*;72:501-508
- [80] Singh S, Potturi BR (1978): Greater sciatic notch in sex determination. *J Anat*, 125, 3, pp.619-624
- [81] Lutz A, Heckmann F (2010): *Die Bevölkerung mit Migrationshintergrund in Bayern*. Bayerisches Staatsministerium für Arbeit und Sozialförderung, Familie und Frauen
- [82] Liu Q, Zhou YX et al. (2009): Safe Zone for Transacetabular Screw Fixation in Prosthetic Acetabular Reconstruction of High Developmental Dysplasia of the Hip. *J Bone Joint Surg Am*;91:2880-5
- [83] Guy P, Al-Otaibi M et al. (2010): The „Safe Zone“ for Extra-Articular Screw Placement During Intra-Pelvic Acetabular Surgery. *J Orthop Trauma* 24:279-283
- [84] Platzer W: *dtv-Atlas Anatomie - Band 1*, 7.Auflage 1999, Georg Thieme Verlag
- [85] Gray H: *Anatomy- descriptive and surgical*, 15th Edition 2010, Barnes & Noble
- [86] Stukenborg-Colsman C. et al. (2005): Welchen Einfluß hat Übergewicht auf die Ergebnisse von Hüft- und Knieendoprothesen? *Orthopäde* 34:664–667
- [87] Wolf-Heidegger´s, *Atlas of Human Anatomy*. 5th Edition, Karger 2000

- 
- [88] Mahato NK (2012): Dorsal iliac dimensions in elderly females: anatomical considerations in two bolt iliac foundation construct. *Surg Radiol Anat* 34:145-149
- [89] Berry JL, Stahursky T et al. (2001): Morphometry of the Supra Sciatic Notch Intraileiac Implant Anchor Passage. *SPINE* Vol 26, Number 7, pp E143-E148
- [90] Tannast M, Langlotz U et al. (2005): Anatomic referencing of cup orientation in total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2005 Jul; (436):144-50
- [91] Vogl, Reith, Rummeny: *Diagnostische und Interventionelle Radiologie*, 2011
- [92] Erbrecht, König et al.: *Das große Tafelwerk*, 1.Auflage, Verlag Volk und Wissen, 1999
- [93] Bergmann G, Graichen F et al. (2010): Realistic loads for testing hip implants. *Biomed Mater Eng* 20(2):65-75
- [94] hkk Gesundheitsreport | 2013, Knie- und Hüfte-(Total-) Endoprothesen 2008 bis 2012, Bernard Braun
- [95] Schoenstein M. et al. (2013): Managing hospital volumes. Germany and experiences from OECD countries. *OECD-Working Paper*. Paris.
- [96] McPherson K, Gon G et al. (2013): International Variations in a Selected Number of Surgical Procedures, *OECD Health Working Papers*, No. 61, OECD Publishing.
- [97] Niethard F, Malzahn J et al. (2013): Uneinheitliches Versorgungsgeschehen. *Dtsch Arztebl* 110(27-28): A 1362-5
- [98] statistisches Bundesamt, *Die 50 häufigsten Operationen der vollstationären Patientinnen und Patienten in Krankenhäusern*, 2013
- [99] Schünke M: *Funktionelle Anatomie - Topographie und Funktion des Bewegungssystems*. Stuttgart; New York; Thieme Verlag 2000
- [100] Velemínska J, Krajčec V et al. (2013): Technical Note: Geometric Morphometrics and Sexual Dimorphism of the Greater Sciatic Notch in Adults From Two Skeletal Collections: The Accuracy and Reliability of Sex Classification. *Am J of Physical Anthropology* 152:558-565
- [101] [http://www.bqs-qualitaetsreport.de/2008/ergebnisse/leistungsbereiche/hueft\\_endo\\_erst](http://www.bqs-qualitaetsreport.de/2008/ergebnisse/leistungsbereiche/hueft_endo_erst)

- 
- [102] [http://www.bqs-qualitaetsreport.de/2008/ergebnisse/leistungsbereiche/hueft\\_tep\\_wechsel/uebersicht](http://www.bqs-qualitaetsreport.de/2008/ergebnisse/leistungsbereiche/hueft_tep_wechsel/uebersicht)
- [103] [www.wheelsonline.com/ortho/screw\\_fixation\\_of\\_acetabular\\_components](http://www.wheelsonline.com/ortho/screw_fixation_of_acetabular_components); Wheelless´ Textbook of Orthopaedics 2014.
- [104] Kong ELM, Knight MR (2013): Internal Iliac Injury and Total Hip Arthroplasty - Discovery after 10 Years. The Journal of Arthroplasty Vol. 28 No. 1 2013, 196.315-17
- [105] Lindgren V, Garellick G et al.(2012): The Type of surgical approach influences the risk of revision in total hip arthroplasty - A study from swedish arthroplasty register of 90,662 total hip replacements with 3 different cemented prostheses. Acta Orthopaedica 83 (6): 559-565
- [106] Jämsen E, Peltola M et al. (2013): Comorbid diseases as predictors of survival of primary hip and knee replacements: a nationwide register based study of 96,754 operations on patients with primary osteoarthritis. Ann Rheum Dis 72: 1975-1982.
- [107] Mäkelä KT, Matilainen M et al. (2014): Countrywise results of total hip replacement - An analysis of 438,733 hips based on the Nordic Arthroplasty Register Association database. Acta Orthopaedica 85 (2): 107-116
- [108] Dong JD, Wang Y (2005): Computerized three dimensional reconstruction and morphologic measurement of adult acetabulum bone structure. Zhonghua Wai Ke Za Zhi. 2005 Dec 15;43(24):1583-6 (Abstract)
- [109] Meldrum R, Johansen RL (2001): Safe Screw Placement in Acetabular Revision Surgery. The Journal of Arthroplasty Vol.16 No 8
- [110] Wetters NG, Murray TG (2013): Risk Factors for Dislocation after Revision Total Hip Arthroplasty. Cain Orthop Relat Res 471:410-416
- [111] Protopetz JJZ, Rosina E et al. (2012): Risk factors for revision of primary total hip arthroplasty: a systematic review. BMC Musculoskeletal Disorders, 13:251
- [112] Corbett KL, Losina E et al. (2010): Population-Based Rates of Revision of Primary Total Hip Arthroplasty: A Systematic Review. PLoS ONE 5(10): e13520
- [113] <http://www.bvmed.de/de/technologien/geschichte/geschichte-gelenkersatz>

- 
- [114] Tannenbaum EP, Zhang P et al. (2015): A Computed Tomography Study of Gender Differences in Acetabular Version and Morphology: Implications for Femoroacetabular Impingement. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* Vol 31, Issue 7, July 2015, pg 1247-1254
- [115] Tilbury C, Holtslag MJ et al. (2016): Outcome of total hip arthroplasty, but not of total knee arthroplasty, is related to the preoperative radiographic severity of osteoarthritis. A prospective cohort study of 573 patients. *Acta Orthopaedica* 2016; 87 (1): 67-71
- [116] Valdes A, Doherty S et al. (2012) Inverse Relationship Between Preoperative Radiographic Severity and Postoperative Pain in Patients with Osteoarthritis who Have Undergone Total Joint Arthroplasty. *Semin Arthritis Rheum* 41: 568-575
- [117] Zahir U, Sterling RS et al. (2013): Inpatient Pulmonary Embolism After Elective Primary Total Hip and Knee Arthroplasty in the United States. *J Bone Joint Surg Am.* 2013;95:e175(1-8)
- [118] Duchman KR, Gar Y et al. (2015): The Effect of Smoking on Short-Term Complications Following Total Hip and Knee Arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2015;97:1049-58
- [119] Liu W, Wafafu T (2015): The influence of obesity on primary total hip arthroplasty outcomes: A meta-analysis of prospective cohort studies. *Orthopedics & Traumatology: Surgery & Research* 101 (2015) 289-296
- [120] Ponnusamy KE, Jain A et al. (2015): Inpatient Mortality and Morbidity for Dialysis-Dependent Patients Undergoing Primary Total Hip or Knee Arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2015;97:1326-32

---

## 8. Thesen

1. Die Grundlage der vorliegenden Arbeit bieten 69 CT-Serien des Beckens, welche mittels digitaler Technik segmentiert und vermessen wurden. Die Auswahl der Becken erfolgte zufällig ohne Rücksicht auf Begleiterkrankungen oder etwaige Vorbefunde.
2. Die Einteilung der Becken erfolgte nach Erstellung eines Histogrammes in geschlechts- und größenspezifische Gruppen, um signifikante Unterschiede und Messdaten zuordnen und vergleichen zu können.
3. Hochsignifikante Zusammenhänge und Korrelationen werden mit unterschiedlichen anatomischen, forensischen und medizinischen Studien diskutiert und können Grundlage für Planung operativer Eingriffe und Entwurf von Prothesendesigns sein.
4. Das in dieser Arbeit beschriebene Vorgehen ist in der Durchführung präziser als vergleichende Kadaverstudien und kann zur Untersuchung anderer Körperregionen und Fragestellungen einwandfrei übertragen und genutzt werden. Das Vorgehen ist in mehreren publizierten Studien in gleicher Weise angewendet worden.
5. Mit hoher Signifikanz besteht ein positiver Zusammenhang zwischen Größenzunahme des Acetabulumdurchmessers und Zunahme des Abstandes zwischen den kontralateralen anterioren Spinae iliacae.
6. Es besteht mit hoher Signifikanz ein negativer Zusammenhang zwischen Größenzunahme des Acetabulumdurchmessers und Zunahme des Abstandes zwischen den kontralateralen posterioren Spinae iliacae.
7. Nach Kombination der Korrelationen ergibt sich bei zunehmendem Acetabulumdurchmesser ein ventrales Öffnen des Beckens bei gleichzeitigem Annähern der posterioren Anteile der Ossa Ilii.
8. Mit steigendem Durchmesser des Acetabulums nehmen die Abstände zwischen den kontralateralen Spinae ischiadicae ab.
9. Die kontralateralen Abstände der Spinae ischiadicae sind in den weiblichen Becken signifikant größer als in den männlichen Becken dieser Studie.
10. Mit Änderung des Acetabulumdurchmessers ändert sich die Konfiguration des gesamten Os Ilii aufgrund bestehender, unterschiedlicher Abhängigkeiten der vermessenen Strecken und Winkel.

- 
11. Mit Zunahme des Acetabulumdurchmessers korreliert eine Zunahme der Streckenlängen in den ipsilateralen Beckenhälften. Somit lässt sich bei größeren Acetabuli eindeutig eine Größenzunahme des Os Ilii beschreiben.
  12. Die männlichen Ossa Ilii sind in der vorliegenden Studie im Vergleich zu den weiblichen Ossa Ilii signifikant größer.
  13. Die Studie bildet einen Querschnitt durch ein mitteleuropäisches Patientengut mit beschriebener ethnischer Durchmischung und kann somit im genannten geografischen Raum als Vergleich herangezogen werden.

## 9. Anhang

### Abkürzungsverzeichnis

A./ Aa.	Arteria/ Arteriae, lat. (Arterie/-n)
Abb.	Abbildung
abh.	abhängig
ACE	Acetabulum
ant.	anterior, lat. (vorne gelegen)
Artic./ Articc.	Articulatio/ Articulationes, lat. (Gelenk/-e)
CT	Computertomographie
ca.	circa
dext./ D	dexter, lat. (rechts)
dors.	dorsal, lat. (hinten gelegen)
ext.	externa, lat. (außerhalb gelegen)
For.	Foramen, lat. (Loch, Öffnung)
H.E.	Houndsfield Einheiten
HTEP	Hüft- Totalendoprothese
int.	interna, lat. (innen gelegen)
kaud.	kaudal, lat. (unten, schwanzwärts)
kran.	kranial, lat. (oben, kopfwärts)
Lig./ Ligg.	Ligament/ Ligamenta, lat. (Band/ Bänder)
M	Mittelwert
MRT	Magnetresonanztomographie
mai.	major, lat. (groß)
MAX	Maximum
MIN	Minumum
min.	minor, lat. (klein)
MIT	Mittelwert
N./ Nn.	Nervus/ Nervi, lat. (Nerv/-en)
o.a.	oder anderen
obliq.	obliquum, lat. (quer)
OECD	Organisation for Economic Co-Operation and Development
post.	posterior, lat. (hinten gelegen)
prof.	profund, lat. (tief gelegen)
SIGN	Signifikanz
sin./ S	sinister, lat. (links)
STW	Standardabweichung
sup.	superior, lat. (oben gelegen)
supf.	superficial, lat. (oberflächlich)
Tab.	Tabelle
TEP	Totalendoprothese
u.a.	unter anderem
V./ Vv.	Vena/ Venae, lat. (Vene/-n)
ventr.	ventral, lat. (vorne gelegen)

---

## Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1.1.a	menschliches Becken in Dorsalansicht [77][84][85][87]
Abbildung 1.1.b	menschliches Becken in Ventralansicht [77][84][85][87]
Abbildung 1.3.a	Querschnitt durch das Artic. coxae, inklusive CCD-Winkel [77][84][85][87]
Abbildung 2.2.1.a	Ansicht eines CT-Schnittes im Programm Amira 4.0 vor der Markierung des Knochengewebes
Abbildung 2.2.1.b	Ansicht eines CT-Schnittes im Programm Amira 4.0 nach der Markierung des Knochengewebes
Abbildung 2.2.1.c	Ansicht des Beckens nach Überführung in ein dreidimensionales Bild
Abbildung 2.2.2.a	standardisierte Lage des Beckens im Koordinatensystem, ap/lat Ansicht
Abbildung 2.2.2.b	Transformationsmatrix für eine Translation
Abbildung 2.2.3.a	bildliche Darstellung der festgelegten Landmarks, Becken von ventral obere Abbildung, Becken von dorsal untere Abbildung [84][85][87]
Abbildung 2.3.1.a	Vektorgleichung
Abbildung 2.3.1.b	bildliche Darstellung der Vektorenberechnung im dreidimensionalen Koordinatensystem [92]
Abbildung 2.3.2.a	bildliche Darstellung der Winkelgleichung im Koordinatensystem [92]
Abbildung 2.3.2.b	Winkelgleichungen [92]
Abbildung 2.4.b	Transversalen Becken von ventral
Abbildung 2.4.c	Transversalen des Beckens von dorsal
Abbildung 2.4.e	ipsilaterale Strecken des Beckens in lateraler Ansicht
Abbildung 2.4.g	Winkel des Beckens von ventral
Abbildung 2.4.h	Winkel des Beckens von lateral
Abbildung 2.4.i	Winkel des Beckens von kranial
Abbildung 2.4.j	Diametern des Acetabulums
Abbildung 2.6.b	Histogramm der Acetabulumgröße aller Becken
Abbildung 3.4.2.b	Boxplots der Transversalen und des ACE des Beckens, gruppiert nach Geschlecht (1-2)
Abbildung 3.4.3.b	Boxplots der Transversalen und des ACE des Beckens, gruppiert nach ACE

---

Abbildung 3.5.1.b	Boxplots der ipsilateralen Strecken, der Winkel und des ACE des Beckens, gruppiert nach Geschlecht (1-2)
Abbildung 3.5.3.d	Boxplots der ipsilateralen Strecken und Winkel und des ACE des Beckens, gruppiert nach ACE (1-2)
Abbildung 3.6.b	grafische Darstellung der Korrelation der Strecken in Abhängigkeit vom ACE
Abbildung 3.6.c	grafische Darstellung der Korrelation der Strecken und Winkel in Abhängigkeit von SIAS
Abbildung 3.6.d	grafische Darstellung der Korrelation der Strecken in Abhängigkeit von SIAI
Abbildung 3.6.e	grafische Darstellung der Korrelation der Strecken in Abhängigkeit von SIC
Abbildung 3.6.f	grafische Darstellung der Korrelation der Strecken und Winkel in Abhängigkeit von SIPS
Abbildung 3.6.g	grafische Darstellung der Korrelation der Strecken in Abhängigkeit von SIPI
Abbildung 4.d	Sichere Zonen des Acetabulums zur Schraubenplatzierung n. Patriquin et al.

---

## Tabellenverzeichnis

Tabelle 1.2.2.a	Durchmesser der ACE in verschiedenen Studien (in Klammern: Spannbreite der Messwerte, sofern angegeben)
Tabelle 1.4.2.a	Ursachen und Einteilung der Coxarthrose [30]
Tabelle 1.4.3.a	Zusammenstellung der Komplikationen bei HTEP Implantation [49][52][53][54]
Tabelle 2.2.3.b	tabellarische Auflistung der Landmarks
Tabelle 2.4.a	Transversalen des Beckens
Tabelle 2.4.d	ipsilaterale Strecken des Beckens
Tabelle 2.4.f	Winkel des Beckens
Tabelle 2.5.a	Interpretation des Korrelationskoeffizienten
Tabelle 2.5.b	Interpretation des Signifikanzwertes
Tabelle 2.6.a	Wertspannen zur Gruppierung nach Acetabulumgröße
Tabelle 3.1.a	Nomenklatur
Tabelle 3.2.a	allgemeine deskriptive Statistik
Tabelle 3.3.a	Kolmogorov-Smirnov-Test auf Normalverteilung (1-4)
Tabelle 3.3.c	Übersicht zur Normalverteilung der einzelnen Gruppierungen, ganze Becken
Tabelle 3.3.d	Übersicht zur Normalverteilung der einzelnen Gruppierungen, halbe Becken
Tabelle 3.4.1.a	allgemeine deskriptive Statistik (1-2)
Tabelle 3.4.2.a	allgemeine deskriptive Statistik, geschlechtsabhängig
Tabelle 3.4.3.a	deskriptive Statistik der ganzen Becken, gruppiert nach ACE-Größe (1-2)
Tabelle 3.5.1.a	deskriptive Statistik der halben Becken, gruppiert nach Geschlecht
Tabelle 3.5.2.a	deskriptive Statistik der halben Becken, gruppiert nach Seite
Tabelle 3.5.3.a	deskriptive Statistik ACE der halben Becken, gruppiert
Tabelle 3.5.3.b	deskriptive Statistik der ipsilateralen Strecken der halben Becken, gruppiert nach ACE
Tabelle 3.5.3.c	deskriptive Statistik der ipsilateralen Winkel der halben Becken, gruppiert nach ACE
Tabelle 3.6.a	Korrelationen der vermessenen Strecken

---

Tabelle 4.a	Durchmesser der ACE in verschiedenen Studien
Tabelle 4.b	Liste der FAL tr in Vergleichsstudie
Tabelle 4.c	Liste der SIAS tr in Vergleichsstudie
Tabelle 4.e	Liste der Breite der Incisura ischiadica in Vergleichsstudien
Tabelle 4.f	Liste der SIC tr in Vergleichsstudie
Tabelle 4.g	Liste der intrailiären Strecken in Vergleichsstudien

---

## Danksagung

Ich danke Herrn Prof. Dr. med. habil. Dipl. Ing. R. Bader für die Möglichkeit eine Promotion in seiner Abteilung beginnen zu können und folgend für die stetige Motivation diese schließlich zu beenden.

Auch danke ich meinem betreuenden Doktorvater PD Dr.-Ing. habil. Daniel Klüß, der seit dem ersten Tag stets ein offenes Ohr hatte und für meine manch noch so kleinen oder großen Probleme immer Lösung und Hilfe wusste.

Des Weiteren danke ich der Unfallklinik Murnau für die einfache Bereitstellung und Zusendung der genutzten Daten und dem Forschungslabor der Orthopädischen Klinik und Poliklinik der Universität Rostock, dessen Räumlichkeiten ich für die Bearbeitung meiner Daten nutzen konnte.

Ein liebes Dankeschön gilt auch meinen Freunden und Kollegen, die mir nicht nur fachlich zur Seite standen und Unterstützung boten sondern auch ein wachsames Auge bei der Korrekturhilfe hatten.

Der weitaus größte Dank gilt meiner Familie, meinen Eltern, Großeltern und Brüdern. Es ist keine Selbstverständlichkeit, einen großartigen Beruf erlernen zu können und schließlich an diesem Punkt zu stehen. Ohne den Rückhalt, die gelehrte Disziplin, das Verständnis und das liebevolle zu Hause, welches mir gegeben wurde, wäre dies sicherlich nicht möglich gewesen. Außerdem danke ich einem mir wichtigen Menschen für den Halt und die Hilfe in der vergangenen Zeit.

---

## **Eidesstattliche Erklärung**

Ich, Herbert Raddatz, erkläre hiermit, dass die vorgelegte Arbeit selbständig und ohne (unzulässige) Hilfe Dritter verfasst, andere als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommene Stellen als solche von mir kenntlich gemacht wurden.

Rostock, d. 01.03.2016

Herbert Raddatz

---

## Lebenslauf

### Persönliche Daten

Vor- und Zuname: Herbert Raddatz  
Anschrift: Fritz- Reuter- Str. 54  
18057 Rostock  
Geburtsdatum: 24. Januar 1984  
Geburtsort: Rostock

### Schulausbildung

Sep 1990 – Jun 1991: Grundschule an der Elisabethwiese  
Sep 1991 – Jun 1994: Grundschule am Magarethenplatz  
Sep 1994 – Jun 2002: Jugenddorf Christophorusschule Rostock  
*Schulabschluss:* Abitur 2002

### Hochschulstudium

#### *Studium:*

Okt 2002- Dez 2008 Universität Rostock, Rostock, Deutschland  
Juli 2007- Dez 2007 Brown University, Providence, RI USA  
seit Okt 2010, International Academy of Osteopathy, Gent,  
Belgien, berufsbegleitend

#### *Abschlüsse:*

Okt 2004 Physikum  
Dez 2008 Staatsexamen und Approbation als Arzt

### Beruflicher Werdegang

#### *Weiterbildung zum Facharzt für Orthopädie*

#### *Universität Rostock, Rotationsprogramm*

28.12.08- 31.12.2010 Klinik Ahrensburg, Ahrensburg  
Leitung: Dr. med. M. Zellner/ Dr. med. H. Hansen  
01.01.11- 30.06.2011 Universitätsklinik und Poliklinik für Orthopädie,  
Rostock, Leitung: Prof. Dr. med. W. Mittelmeier  
01.07.11- 30.06.2012 Abteilung für Unfallchirurgie, Klinikum Südstadt,  
Rostock, Leitung: Dr. med. T. Westphal  
01.07.12- 31.08.2013 Abteilung für Intensivtherapie, Universität Rostock  
Leitung: Prof. Dr. med. G. Nöldge-Schomburg  
seit 01.09.13 Universitätsklinik und Poliklinik für Orthopädie,  
Rostock, Leitung: Prof. Dr. med. W. Mittelmeier

20.04.2016

**Facharzt f. Orthopädie und Unfallchirurgie**  
Fachkunde Säuglingssonographie

### Außerklinische Tätigkeit

seit Aug 2012

Lehrtätigkeit als Dozent an der EUFH- Med in  
Rostock in Physiotherapie und Ergotherapie

Herbert Raddatz  
Rostock, den 01.03.2017