

Aus der Klinik für Orthopädie  
der Philipps-Universität Marburg  
geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. P. Griss

---

**Vergleich verschiedener Methoden  
zur graphischen Darstellung  
der Bestimmung des anatomischen Drehzentrums  
der menschlichen Hüfte**

INAUGURAL-DISSERTATION

zur

Erlangung des Doktorgrades der gesamten Medizin  
des Fachbereiches der Humanmedizin der

PHILIPPS-UNIVERSITÄT  
MARBURG

vorgelegt von  
Markus Härter  
aus Bietigheim-Bissingen

Marburg, 2004

Angenommen vom Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg am  
04.11.2004.

Gedruckt mit der Genehmigung des Fachbereich.

**Dekan:** Prof. Dr. Maisch

**Referent:** Prof. Dr. Griss

**Korreferent:** Prof. Dr. Siebert

<b><u>1</u></b>	<b><u>EINLEITUNG .....</u></b>	<b><u>6</u></b>
1.1	ZIELSETZUNG DER ARBEIT	8
<b><u>2</u></b>	<b><u>MATERIAL UND METHODEN .....</u></b>	<b><u>10</u></b>
2.1	PATIENTEN- UND RÖNTGENBILDAUSWAHL	10
2.2	RÖNTGENBILDDIGITALISIERUNG	11
2.2.1	HARDWARE UND SOFTWARE .....	11
2.2.2	VERWALTUNG DER PATIENTENDATEN .....	12
2.3	RÖNTGENBILDBEARBEITUNG	12
2.3.1	PROGRAMMBESCHREIBUNG UND ALLGEMEINE ZEICHNERISCHE VORGEHENSWEISE .....	12
2.3.2	BESCHREIBUNG WICHTIGER ANATOMISCHER STRUKTUREN .....	14
2.3.2.1	Die Tränenfigur .....	14
2.3.2.2	Die Köhler-Linie .....	16
2.3.2.3	Die Shenton-Ménard-Linie .....	16
2.3.3	BESCHREIBUNG DER VERSCHIEDENARTIGEN BESTIMMUNG DES DREHZENTRUMS.. .....	17
2.3.3.1	Bestimmung des Drehzentrums nach der Methode von Fessy et al. [15].....	17
2.3.3.2	Bestimmung des Drehzentrums nach der Methode von John und Fisher [26] .	19
2.3.3.3	Bestimmung des Drehzentrums nach der Methode von Pierchon et al. [47]....	20
2.3.3.4	Bestimmung des Drehzentrums nach der Methode von Ranawat et al. [48]....	21
2.4	AUSWERTUNG	23
2.4.1	STATISTISCHE KENNWERTE .....	23
2.4.2	VERGLEICH DER PUBLIKATIONEN MIT DEM WIRKLICHEN DREHZENTRUM.....	25
2.4.3	GRAFISCHE AUFBEREITUNG .....	28
<b><u>3</u></b>	<b><u>ERGEBNISSE .....</u></b>	<b><u>29</u></b>
3.1	PATIENTENBEZOGENE DATEN	29
3.2	LOKALISATION DES HÜFTKOPFZENTRUMS	29
3.3	ABSTAND DES REALEN ROTATIONSZENTRUMS VON DEM DER PUBLIZIERTEN LAGE	32

3.3.1	DARSTELLUNG DER AUSMESSUNG DES HÜFTKOPFZENTRUMS BEI MÄNNLICHEN PATIENTEN .....	33
3.3.1.1	Abstand der publizierten zur realen Lokalisation des Zentrums in horizontaler Richtung .....	33
3.3.1.2	Abstand der publizierten zur realen Lokalisation des Zentrums in vertikaler Richtung .....	40
3.3.1.3	Erfolgte durch die Methode eine adäquate Beschreibung des Drehzentrums? ..	48
3.3.1.4	Werte innerhalb des Toleranzbereiches von 3 mm in horizontaler Richtung ...	49
3.3.1.5	Werte innerhalb des Toleranzbereiches von 3 mm in vertikaler Richtung .....	51
3.3.1.6	Wertebereich für 90% der Werte .....	53
3.3.1.7	Vergleich der Verteilung der Methoden untereinander.....	59
3.3.2	DARSTELLUNG DER AUSMESSUNG DES HÜFTKOPFZENTRUMS AN WEIBLICHEN PATIENTEN .....	62
3.3.2.1	Abstand der publizierten zur realen Lokalisation des Zentrums in horizontaler Richtung .....	62
3.3.2.2	Abstand der publizierten zur realen Lokalisation des Zentrums in vertikaler Richtung .....	68
3.3.2.3	Erfolgte durch die Methode eine adäquate Beschreibung des Drehzentrums? ..	76
3.3.2.4	Werte innerhalb des Toleranzbereiches von 3 mm in horizontaler Richtung ...	77
3.3.2.5	Werte innerhalb des Toleranzbereiches von 3 mm in vertikaler Richtung .....	79
3.3.2.6	Wertebereich für 90% der Werte .....	81
3.3.2.7	Vergleich der Verteilung der Methoden untereinander.....	86
<b>4</b>	<b><u>DISKUSSION .....</u></b>	<b>89</b>
<b>4.1</b>	<b>AUSSAGEKRAFT VON RELATIVWERTEN</b>	<b>90</b>
<b>4.2</b>	<b>EINFLUSS DER EINSTELLUNG DES BECKENS AUF DIE MESSUNG</b>	<b>92</b>
<b>4.3</b>	<b>ABSTAND DES TATSÄCHLICHEN VOM PUBLIZIERTEN ROTATIONSZENTRUM</b>	<b>95</b>
4.3.1	RICHTUNG DER ABWEICHUNG VON DER TATSÄCHLICHEN LOKALISATION DES DREHZENTRUMS .....	96
4.3.2	BIOMECHANISCHE EFFEKTE EINER UNPHYSIOLOGISCHEN LAGE DES DREHZENTRUMS .....	98
<b>4.4</b>	<b>DISKUSSION DER ERGEBNISSE DER TOLERANZBEREICHSMESSUNG</b>	<b>101</b>
<b>4.5</b>	<b>AUSSAGEKRAFT DES BEREICHES, IN DEM SICH 90% DER WERTE BEFANDEN</b>	<b>103</b>

<b>4.6</b>	<b>VERGLEICH DER VERTEILUNG DER METHODEN</b>	<b>104</b>
<b>4.7</b>	<b>EINSCHRÄNKUNGEN DER ANWENDBARKEIT DER METHODEN</b>	<b>105</b>
<b><u>5</u></b>	<b><u>ZUSAMMENFASSUNG .....</u></b>	<b><u>107</u></b>
<b><u>6</u></b>	<b><u>LITERATURVERZEICHNIS .....</u></b>	<b><u>110</u></b>
<b><u>7</u></b>	<b><u>ABKÜRZUNGEN .....</u></b>	<b><u>116</u></b>
<b><u>8</u></b>	<b><u>VERZEICHNIS DER AKADEMISCHEN LEHRER .....</u></b>	<b><u>118</u></b>
<b><u>9</u></b>	<b><u>DANKSAGUNG .....</u></b>	<b><u>119</u></b>

Meinen lieben Eltern  
in Dankbarkeit gewidmet

# 1 Einleitung

Die Anzahl der an einer Coxarthrose leidenden Menschen nimmt aufgrund der stetig steigenden Lebenserwartung beständig zu. Schätzungsweise 2% der 65- bis 74-jährigen leiden an mittelschwerer bis schwerer Coxarthrose. Sowohl die primäre Form der Coxarthrose, bei der es unter anderem durch Alterungsprozesse des Gewebes zu einer Zerstörung der knorpelhaltigen Gelenkfläche kommt, als auch die sekundäre Form der Coxarthrose durch nicht vollständig ausgeheilte Hüfterkrankungen (zum Beispiel Hüftdysplasie, Hüftkopfnekrose, Traumata) können zur Notwendigkeit der Implantation eines künstlichen Hüftgelenkes führen [Niethard und Pfeil, Orthopädie, 3. Auflage, Hippokrates Verlag Stuttgart, S. 474f].

Unter anderem hängt der Erfolg der Implantation einer Hüfttotalendoprothese von der anatomisch korrekten Lage des Drehzentrums der Totalendoprothese ab. Das Ziel der Implantation ist es, dem Patienten eine nachhaltige Beschwerdelinderung zu bringen. Dies ist aber nur möglich, wenn der Patient nach der Implantation keine Nachteile, wie zum Beispiel postoperativ neu aufgetretene Muskelschwäche mit begleitendem Hinken, verspürt. Eine Revisionsoperation sollte möglichst lange hinausgezögert werden, da der Patient bei jeder Operation den bekannten allgemeinen und speziellen Operationsrisiken und deren Folgen ausgesetzt werden muss. Die Fortschritte in der Weiterentwicklung der Endoprothetik haben an der Lebensdauer von Endoprothesen einen erheblichen Anteil. Als Beispiel seien hier die Veränderungen in der Form, der Oberflächenbeschaffenheit und der verwendeten Werkstoffe bei der Herstellung angeführt. Zentrale Bedeutung bezüglich der Haltbarkeit einer implantierten Endoprothese und der Zufriedenheit des Patienten hat jedoch die richtige Lage des Rotationszentrums.

Ein Patient, der eine Totalendoprothese der Hüfte erhalten hat, macht im Durchschnitt pro Jahr 0,9 - 1,5 Millionen Schritte mit jedem Bein [54]. Aus dieser Tatsache ergibt sich, dass eine Hüftendoprothese ebenso belastbar sein sollte wie natürlicher Knochen. Es muss daher ein Ziel der modernen Medizin sein, ein künstliches Gelenk so anzupassen, dass es eine möglichst lange Haltbarkeit erreicht.

Ein unphysiologischer Sitz einer Totalendoprothese der Hüfte kann biomechanisch ungünstige Konsequenzen nach sich ziehen, was den Langzeiterfolg der Operation gefährden kann. So konnten mehrere Autoren zeigen, dass ein nicht in anatomisch

korrekter Lage implantiertes Kopfbzentrum zu vermehrten Wanderungstendenzen und nachfolgend notwendiger Revision der Prothese führen kann [12, 22, 30, 46]. Des Weiteren vermag eine nicht in korrekter Position implantierte Totalendoprothese zu frühzeitiger Lockerung der Prothese führen [60]. Auch kann es durch die anatomisch nicht korrekt platzierte Endoprothese aufgrund veränderter Muskellänge mit inadäquater Kontraktion des Muskels zu einem muskulären Defizit kommen. So besteht zum Beispiel die Gefahr, dass es wegen eines zu weit lateral gelegenen Hüftkopfbzentrums zu einem positiven Trendelenburg-Zeichen infolge insuffizienter Kontraktion des M. gluteus medius und des M. gluteus minimus kommt [23].

Somit ist eine möglichst genaue Rekonstruktion des Rotationszentrums des Hüftgelenkes mit entscheidend für den Erfolg eines künstlichen Hüftersatzes [7, 21, 37, 41, 55]. Ist nur eine Seite betroffen, so besteht die Möglichkeit, das gesunde Hüftgelenk spiegelbildlich auf die erkrankte Seite zu übertragen [26]. Diese Möglichkeit besteht aber nicht mehr bei bilateralen Erkrankungen des Hüftgelenkes, wie sie unter anderem bei angeborener Hüftdysplasie, Coxarthrose und Traumata vorkommen können.

Verschiedene Autoren haben bereits auf die zentrale Bedeutung der anatomisch korrekten Position der Hüfttotalendoprothese hingewiesen. Die Position des Kopfbzentrums sollte möglichst zentrisch in der optimalen Belastungszone des Azetabulums sein [4, 27, 32, 48, 51]. Diese Zone lässt sich aber unter gewissen Umständen nur schwer lokalisieren, so zum Beispiel bei einem infolge einer Coxarthrose stark deformierten Hüftgelenk. Es muss nach einer Möglichkeit gesucht werden, mit der sich auch in diesen Fällen die anatomische Position des Drehzentrums der menschlichen Hüfte exakt vorhersagen und damit die Implantation einer Endoprothese in die anatomisch korrekte Lage bewerkstelligen lässt.

Zahlreiche Autoren haben sich dieses Problems bereits angenommen, wobei unterschiedliche anatomische Strukturen als Bezugspunkte dienten. Von diesen Referenzpunkten aus wurde die anatomisch korrekte Position des Hüftkopfbzentrums bestimmt [4, 5, 8, 9, 12, 14, 15, 16, 18, 21, 22, 24, 26, 28, 30, 33, 35, 36, 40, 42, 47, 48, 51, 55, 56, 57, 60].



## 1.1 Zielsetzung der Arbeit

Bei bilateralen Erkrankungen des Hüftgelenkes ist oftmals die anatomisch korrekte Position des Rotationszentrums des Hüftgelenkes nicht mehr erkennbar. In diesen Fällen gestaltet es sich schwierig, präoperativ am Röntgenbild die physiologisch einwandfreie Lage des Mittelpunktes des Femurkopfes festzulegen. Unterschiedliche Methoden wurden veröffentlicht, mit denen eine genaue und einfache Bestimmung möglich sein soll.

Bisher wurden jedoch diese unterschiedlichen Methoden nie auf ihre Reliabilität hin überprüft. Unklar ist, ob es Unterschiede in den Messergebnissen gibt und wie groß diese Unterschiede sind, welche die Verwendung verschiedener Methoden mit sich bringt. Bisher wurde nicht auf die Frage eingegangen, ob all diese Methoden das Zentrum gleichwertig genau und präzise bestimmen. In der präoperativen Planung der Implantation einer Totalendoprothese wird die angestrebte postoperative Lage vorab im Röntgenbild festgelegt. Durch die Vielzahl der in der Literatur genannten Werte für die Lokalisation des Drehzentrums ist der „richtige“ Wert hierfür nicht bekannt. Folglich ist nicht klar, nach welcher Methode sich die anatomisch korrekte Lage des Hüftkopfszentrums präoperativ am genauesten bestimmen lässt.

Zumeist geben die entsprechenden Autoren die Lokalisation des Hüftkopfszentrums, welche sie in ihrer Untersuchung gemessen hatten, an. In der vorliegenden Arbeit wurden diese Angaben auf ihre Anwendbarkeit auf ein anderes Patientengut hin überprüft. Verglichen wurden die Angaben, die Fessy et al. [15], John und Fisher [26] und Pierchon et al. [47] genannt hatten. Allen eben genannten Methoden ist gemein, dass diese Messungen von den Autoren an gesunden Hüften durchgeführt worden waren. Auch war das anatomische Rotationszentrum jeweils mit in die Messung einbezogen worden. Zusätzlich wurde die Methode, die Ranawat et al. [48] veröffentlichten, wegen der Verbreitung, die diese Methode erfahren hat, mit in die Untersuchung aufgenommen. Diese Untersuchung war von Ranawat et al. [48] an erkrankten Hüften (rheumatoide Arthritis) entwickelt worden. Es waren hierbei keine Angaben zur Lokalisation des Zentrums gemacht worden. Bei dieser Methode war es nicht notwendig, das Rotationszentrum mit in die Messung einzubeziehen.

Ziel der Arbeit ist es, die Ergebnisse der Messungen der vorher genannten gängigen Methoden zur Bestimmung des anatomischen Rotationszentrums der Hüfte untereinander ob ihrer Übertragbarkeit auf ein anderes Patientenkollektiv hin zu

untersuchen. Zu diesem Zweck wurde überprüft, ob die in diesen Publikationen genannten Werte die tatsächliche Lokalisation des Rotationszentrums der Hüfte widerspiegeln.

## **2 Material und Methoden**

In diesem Abschnitt wird erläutert, welche Daten zur Bestimmung des anatomischen Drehzentrums ermittelt wurden und auf welche Weise dies geschah. Es wird auf die von den verschiedenen in Abschnitt 1.1 genannten Autoren angewandten Methoden, die Zusammensetzung des Patientenkollektives sowie die statistische Auswertung der gewonnenen Daten näher eingegangen.

### **2.1 Patienten- und Röntgenbildauswahl**

Grundlage dieser Studie waren Röntgenaufnahmen des Beckens, auf denen sowohl das rechte als auch das linke Hüftgelenk identifiziert werden konnte, sogenannte Beckenübersichtsaufnahmen. Diese Aufnahmen wurden in der Abteilung für Strahlendiagnostik des Universitätsklinikums der Philipps-Universität Marburg in der Zeit von 1995 bis 2001 angefertigt.

Für die Studie waren ausschließlich Röntgenbilder von Patienten mit abgeschlossener Skelettreifung und anatomisch korrekter Konfiguration des Beckens verwendet worden. Das Hüftgelenk musste dabei folgende Charakteristika erfüllen:

- der Hüftkopf musste kugelförmig sein, wobei das Kugelzentrum das Drehzentrum darstellt,
- es durften keine Anzeichen arthrotischer Veränderung vorhanden sein, dazu zählen Gelenkspaltverschmälerung, inkongruente Gelenkflächen, Sklerosierungen, Zystenbildungen, Randwülste,
- es durften keine dysplastischen Veränderungen des Hüftgelenkes vorliegen,
- auf den Röntgenbildern musste das gesamte Becken sichtbar sein, einschließlich des Beckenkammes.

Indikationen für die Anfertigung der Röntgenbilder waren zum Beispiel Frakturausschluss, unklare Schmerzen oder Verdacht auf Coxarthrose.

Als Patientengrundstock waren insgesamt 115 Patienten ausgewählt worden, wobei 69 männlichen und 46 weiblichen Geschlechts waren. Das Alter lag zum Zeitpunkt der Röntgenaufnahme bei den weiblichen Patienten zwischen 18 und 74 Jahren (arithmetisches Mittel 41,07, Standardabweichung 17,8 Jahre). Bei den männlichen

Patienten lag der Altersdurchschnitt zu diesem Zeitpunkt bei 35,06 Jahren, bei einer Spannweite von 17 bis 73 Jahren (Standardabweichung 11,48 Jahre).

Neun Patienten (vier Frauen und fünf Männer) wiesen auf ihren Röntgenbildern bereits operativ versorgte Verletzungen im Becken-Bein-Bereich auf. Bei fünf Patienten (drei Frauen und zwei Männer) lag eine Schenkelhalsfraktur, bei zwei Patienten (beides Männer) eine Femurschaftfraktur vor, eine Patientin wies eine subtrochantäre und ein Patient eine Sitzbeinfraktur auf. Allesamt führten diese Verletzungen nicht zu einer veränderten Lage des Hüftkopfes in Bezug zur Hüftpfanne, sodass dies nicht zu einem Ausschluss aus der Studie führt.

Wenn möglich, wurde sowohl das rechte als auch das linke Hüftgelenk in die Analyse einbezogen. Bei einigen Röntgenbildern verhinderte ein Gonadenschutz das Erkennen verschiedener anatomischer Strukturen. Dies führte dazu, dass an diesen Bildern verschiedene Messmethoden nicht angewandt werden konnten.

## **2.2 Röntgenbilddigitalisierung**

In der vorliegenden Arbeit wurde das Drehzentrum der Hüfte an digitalisierten Röntgenbildern bestimmt. Durch die Verwendung digitalisierter Bilder konnte mit geeigneter Software der jeweils zur Messung benötigte Bildausschnitt vergrößert werden. Aufgrund dieser Vergrößerung war es möglich, eine genauere Messung durchzuführen, als dies bei konventionellen Röntgenbildern der Fall ist. Im Folgenden wird näher auf die verwandte Hard- und Software und die Verwaltung der ermittelten Patientendaten eingegangen.

### **2.2.1 Hardware und Software**

Verwendet wurde ein Pentium Rechner mit 200 MHz, einem Arbeitsspeicher von 64 MB RAM und einer internen 4 GB Festplatte. Zur Digitalisierung der Bilder stand ein VIDAR<sup>®</sup> VXR12 Röntgenbildscanner zur Verfügung. Die Speicherung der digitalisierten Röntgenbilder erfolgte auf einer externen 18 GB SCSI-Festplatte und magnetooptischen Speichermedien. Die Digitalisierung, Bearbeitung und Archivierung der Röntgenbilder erfolgte mithilfe des Programms DiagnostiX<sup>®</sup> der Firma Gemed (Freiburg im Breisgau).

## **2.2.2 Verwaltung der Patientendaten**

Zur Archivierung wurde in dem Programm DiagnostiX<sup>®</sup> für jeden Patienten eine elektronische Karteikarte angelegt. Inhalt jeder Karteikarte waren die Patientendaten wie Name, Vorname, Geburtsdatum, Geschlecht, die durch das Universitätsklinikum zur Identifizierung vergebene PID-Nummer sowie die digitalisierten Röntgenbilder.

Die Daten wurden auf dem abteilungsinternen Server abgelegt, sodass dadurch der Datenschutz gewährleistet ist. Die Erhebung der Daten und deren Auswertung geschah in anonymisierter Form.

## **2.3 Röntgenbildbearbeitung**

In den folgenden Abschnitten wird dargestellt, wie nach erfolgter Auswahl der Röntgenbilder die zur Bestimmung des Mittelpunktes des Femurkopfes benötigten Linien in die Röntgenbilder eingezeichnet wurden. Der erste Abschnitt befasst sich mit der für alle Methoden gültigen Vorgehensweise zur zeichnerischen Bestimmung des realen Hüftkopfes. Nachfolgend sollen die im Röntgenbild abgrenzbaren anatomischen Strukturen, welche zur Bestimmung der genauen Lokalisation des Drehzentrums benötigt werden, näher beschrieben werden. Zum Abschluss dieses Abschnittes werden unter Abschnitt 2.3.3 die Methoden, wie sie von den jeweiligen Autoren entwickelt wurden, erläutert.

### **2.3.1 Programmbeschreibung und allgemeine zeichnerische Vorgehensweise**

Pro Patient wurde ein Röntgenbild zur Analyse ausgewählt und digitalisiert. Nach der Digitalisierung bestand die Möglichkeit, relevante Ausschnitte eines Bildes auszuschneiden. Dies erleichterte einerseits die Arbeit, andererseits reduzierte dies die Datenmenge.

Mithilfe des Programms DiagnostiX<sup>®</sup> ließen sich einzelne Bereiche eines Röntgenbildes vergrößern, womit bestimmte Strukturen besser erkannt werden konnten. Des Weiteren ließ sich mit der Farbverwaltung die Helligkeit und der Kontrast verändern, was in einigen Fällen die Bestimmung bestimmter Strukturen im Röntgenbild erheblich

verbesserte. Durch Vergrößerung des Bildausschnittes und Veränderung der Kontraste konnten benötigte Linien und Punkte präziser festgelegt werden. Dadurch wurde eine genauere Vermessung ermöglicht. Die Messgenauigkeit des Programms wurde vom Hersteller mit  $\pm 0,1\text{mm}$  angegeben.

Die Vermessung der Bilder erfolgte nach Erstellung eines sogenannten Layers, der dem Originalzustand des Röntgenbildes entsprach. Pro Röntgenbild ließen sich beliebig viele Layer erstellen, die jeweils getrennt voneinander bearbeitet werden konnten. Dadurch bestand die Möglichkeit, für jede zu untersuchende Methode einen Layer anzulegen und damit eine bessere Übersichtlichkeit der jeweiligen Vermessungspunkte zu schaffen. Innerhalb jedes Layers konnten Linien eingezeichnet und Strecken vermessen werden. Bei dieser Studie wurde für jeden Patienten für jede Methode jeweils ein Layer angelegt. In diesen Layer wurden gemäß den im Folgenden genannten Publikationen die erforderlichen Linien eingezeichnet und Messungen durchgeführt.

Mit Ausnahme der von Ranawat et al. [48] 1980 publizierten Methode, die den Hüftkopf nicht in die Messung mit einbezieht, ist allen weiteren im Folgenden aufgeführten Methoden gemein, dass der Hüftkopf im Röntgenbild als Kreis betrachtet wird, wobei der Kreismittelpunkt das Drehzentrum darstellt.

Die zeichnerische Darstellung des Hüftkopfmittelpunktes geschah wie folgt. Um den Hüftkopf wurde ein Kreis gezeichnet, der die Gelenkfläche des Hüftkopfes umspannte. Die Größe des Kreises sollte so gewählt sein, dass der Kreis die Gelenkfläche auf maximaler Länge berührte. Nun wurde in den Kreis ein beliebiges Rechteck gezeichnet, dessen Eckpunkte auf dem Kreis lagen. Durch diagonales Verbinden der Eckpunkte erhielt man mit dem Schnittpunkt beider Strecken den Mittelpunkt des Kreises und somit den zeichnerisch bestimmbaren Mittelpunkt des Hüftkopfes [17].

Die weiteren benötigten Linien und Strecken konnten mit den entsprechenden Menüpunkten des Programms an den geforderten anatomischen Strukturen gezeichnet und vermessen werden.

Bei allen Patienten wurde zusätzlich einmalig die Beckengesamthöhe bestimmt, da dieser Wert für die Auswertung aller angewandten Methoden und deren Vergleich untereinander benötigt wurde. Dies geschah durch die Messung des Abstandes zwischen zwei Tangenten, die einerseits am kranialen Rand der Beckenkämme, andererseits an der kaudalen Begrenzung der Sitzbeinhöcker angelegt wurden. Die Messung erfolgte auf einer Linie, die senkrecht auf letztgenannter Tangente stand und durch die Symphysenfuge zog. Diese Messung wird in den folgenden Abbildungen nur

exemplarisch in der Methode nach Ranawat et al. (siehe Abschnitt 2.5.4) mit angegeben.

## **2.3.2 Beschreibung wichtiger anatomischer Strukturen**

Im Folgenden werden die Linien beziehungsweise röntgenologischen Strukturen näher beschrieben, die als Referenzpunkte bei den genannten Autoren dienten. Dies waren die Tränenfigur, die Köhler-Linie und die Shenton-Ménard-Linie. Von den jeweiligen Referenzpunkten aus wurde die Entfernung zum Mittelpunkt des Hüftkopfes bestimmt. Die Bestimmung der Lokalisation des Hüftkopfmittelpunktes erfolgte bei den genannten Autoren aus unterschiedlichen Beweggründen. Neben der präoperativen Planung zur Lokalisation des Hüftkopfszentrums ließ sich durch diese Bestimmung sowohl eine Wanderung der künstlichen Hüftgelenkspfanne nachweisen [4, 5, 18, 19, 25, 28, 30, 35, 56, 57, 58] als auch eine bestehende Protrusio acetabuli, ein Einsinken des Femurkopfes in die ins kleine Becken vertieft vorgewölbte Pfanne [16, 36, 48].

### **2.3.2.1 Die Tränenfigur**

Die Tränenfigur wurde als erstes 1931 von Köhler beschrieben [31]. Sie ist die am häufigsten verwandte anatomische Struktur zur Positionierung des Kopfszentrums bei Hüfttotalendoprothesen.

Zur Bestimmung der Lokalisation des Hüftkopfszentrums in vertikaler Richtung von der Tränenfigur werden die am weitesten kaudal gelegenen Punkte beider Tränenfiguren miteinander verbunden. Auf die sich dadurch ergebende Linie wird eine senkrecht dazu zum Hüftkopfszentrum verlaufende Strecke gezogen und vermessen. In horizontaler Richtung ist die anatomische Bezugsstruktur je nach Publikation entweder ebenfalls der am weitesten kaudal gelegene Punkt [12, 16, 21, 40, 47, 51, 60] oder aber die laterale Begrenzung der Tränenfigur [9, 26].

Ist der Mittelpunkt des Hüftkopfes durch Vermessung in seiner Lage bekannt, so lassen sich in später angefertigten Röntgenaufnahmen auch Aussagen bezüglich einer Protrusio acetabuli oder einer Pfannenmigration nach Einbau einer Totalendoprothese machen. Von Goodman et al. [18] wurde bei der Einschätzung einer Protrusion oder einer Pfannenmigration die mediale Begrenzung der Tränenfigur als Bezugspunkt zur Einschätzung der Lage des Hüftkopfes in vertikaler Ebene empfohlen. Massin et al. [35]

empfehlen zur Bestimmung des Ausmaßes der Pfannenmigration sowohl in vertikaler als auch in horizontaler Richtung den am weitesten kaudal gelegenen Rand der Tränenfigur als Referenzpunkt.

Die Tränenfigur wird auf dem Röntgenbild zweidimensional dargestellt. Sie hat kein direktes anatomisches Korrelat, sondern setzt sich durch röntgenologische Überlagerung verschiedener anatomischer Strukturen zusammen. Diese Strukturen ergeben in der Projektion übereinander in einem Röntgenbild in anterior-posteriorem Strahlengang entlang der medialen Fläche des Azetabulums eine U-förmige Figur. Das Azetabulum wird gebildet aus Anteilen des Darm-, Sitz- und Schambeines [aus Schiebler, Schmidt, Zilles, Anatomie, 7.Auflage, Springer-Verlag, S. 321]. Samani und Weinstein [53] beschrieben die Tränenfigur als eine Struktur ohne gleich bleibendes radiografisches Ausmaß. Aus welchen Strukturen sich die Tränenfigur genau zusammensetzt und welche exakten Begrenzungen sie hat, ist umstritten. Köhler [31] sah die Begrenzungen nach kranial im epiphysealen Knorpel des Azetabulums, nach medial in der inneren Oberfläche des unteren Beckens, nach kaudal in der vordersten Kante und nach lateral im Boden des Azetabulums. Katz [29] sah die gesamte Tränenfigur aus Anteilen des Azetabulums gebildet. Ihm zufolge repräsentiert der laterale Rand der Tränenfigur den tiefsten Anteil des Azetabulums. Goodman et al. [18] zufolge besteht die Tränenfigur ebenfalls nur aus Anteilen des Azetabulums, wobei der laterale Rand von der äußeren, der mediale Rand von der inneren Wand des Azetabulums gebildet wird. Bowerman et al. [2] sahen die Begrenzungen der Tränenfigur in Knochenanteilen des Sitz- und Schambeines, die den anterioren und inferioren Anteil der Fossa acetabuli in der Incisura acetabuli bilden. Nach den Ergebnissen von O`Sullivan et al. [43] entspricht der laterale Rand der Tränenfigur der knöchernen „Oberfläche zwischen dem anterioren und mittleren Drittel der Fossa acetabuli“. Die Innenwand des Beckens bildet den Boden des „U“. Nach kaudal mündet die Tränenfigur in die Eminentia iliopubica und die knöcherne Kante des vorderen Anteils des Azetabulums. Nach posterior läuft sie in der Wand des Azetabulums an der dünnsten Stelle aus. 1994 veröffentlichten Samani und Weinstein [53] eine Arbeit, in der beschrieben wurde, dass die Tränenfigur kaudal aus Knochen des Sitzbeines und kranial in einem geringeren Umfang aus Knochen des Darmbeines gebildet wird. Lateral kommt die Begrenzung durch knöcherne Anteile des Azetabulums zu Stande. Dieser Anteil scheint sich den Autoren zufolge noch bis ins kaudale Drittel der medialen Begrenzung fortzusetzen. Die kranialen zwei Drittel werden von Knochen entlang des medialen Randes des Beckens gebildet. In sagittaler



Ebene betrachtet liegt das kaudale Drittel der Tränenfigur weiter anterior lokalisiert als die kranialen zwei Drittel.

### **2.3.2.2 Die Köhler-Linie**

Die Köhler-Linie, im anglikanischen Sprachgebrauch auch als ilioischial line bezeichnet, bildet eine Gerade, die den medialen Rand des Darmbeines mit dem medialen Rand des Sitzbeines verbindet [36]. Sie liegt kaudal dem lateralen Anteil des Foramen obturatum an. In der Literatur wird die Köhler-Linie zumeist als Bezugspunkt zur Bestimmung einer Pfannenmigration oder einer Protrusio acetabuli verwandt [4, 18, 31, 36, 56]. Zur Bestimmung einer Protrusion oder einer Pfannenmigration ist ebenfalls die Lokalisation des Kopfbereichs in Bezug auf die Köhler-Linie nötig. Einige Autoren benannten die Köhler-Linie direkt mit dem Ziel, das Zentrum des Hüftkopfes auszumessen [15, 56]. Gemessen wurde jeweils der Abstand des Kopfbereichs zur Köhler-Linie auf einer Strecke, die senkrecht zur Köhler-Linie verlief.

Knöchernen Grundriss der Köhler-Linie ist die posterior gelegene knöchernen Oberfläche des Acetabulums [2].

### **2.3.2.3 Die Shenton-Ménard-Linie**

Die Shenton-Ménard-Linie stellt die Verlängerung der medialen Schenkelhalskontur zur kranialen Begrenzung des Foramen obturatum dar. In gesunden Hüften bildet sie einen glatten Bogen. Stellenwert hat diese Linie insbesondere in der Beurteilung einer Luxation. Im Falle einer Luxation stellt sich kein glatter Bogen dar, sondern es kommt zur Stufenbildung [Schinz, radiologische Diagnostik in Klinik & Praxis, Band VI, Teil 2, 7. Auflage, Georg Thieme Verlag, S. 1052].

Von den betrachteten Methoden empfohlen nur Ranawat et al. [48] die Benutzung der Shenton-Ménard-Linie zur Bestimmung des Hüftkopfmittelpunktes (siehe Abschnitt 2.3.3.4).

### **2.3.3 Beschreibung der verschiedenartigen Bestimmung des Drehzentrums**

In dieser Arbeit wurden die Methoden von Fessy et al. [15], John und Fisher [26], Pierchon et al. [47] und Ranawat et al. [48] zur Bestimmung des anatomischen Drehzentrums der Hüfte untereinander ob ihrer Genauigkeit und Präzision verglichen. Ziel dieses Abschnittes ist es, die Ermittlung des Drehzentrums nach den unterschiedlichen Methoden und die Umsetzung in dieser Arbeit darzustellen.

#### **2.3.3.1 Bestimmung des Drehzentrums nach der Methode von Fessy et al. [15]**

Nachdem der Hüftkopfmittelpunkt zeichnerisch bestimmt worden war (siehe Abschnitt 2.3.1), wurden die weiteren Linien, die von Fessy et al. [15] 1999 beschrieben wurden, eingezeichnet.

Auf beiden Seiten des Beckens wurde der jeweils am weitesten kaudal gelegene Punkt der Tränenfigur aufgesucht (**TränenFigur.INF**eriorer Punkt, TF.INF). Beide Punkte wurden nun durch eine Linie miteinander verbunden, wobei diese Linie mindestens bis auf die Höhe des Hüftkopfmittelpunktes reichen musste (**TränenFigurLinie**, TFL), da die Distanz zum Hüftkopfmittelpunkt auf einer senkrecht zu TFL verlaufenden Linie gemessen wurde. Als weitere horizontale Linie wurde eine Gerade durch die kaudalen Begrenzungen beider Iliosakralgelenke (**IlioSakralGelenksLinie**, ISGL) gezeichnet.

Die Strecke TF\_IS (**TränenFigur\_IlioSakralgelenk**) maß die Distanz zwischen TFL und ISGL, senkrecht zur TFL. Die Bestimmung dieser Strecke war für die später in diesem Abschnitt beschriebene Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15] notwendig. Fessy et al. [15] vermaßen die Distanz zwischen TFL und ISGL an keiner spezifischen Stelle des Beckens. Aus ihrer Publikation geht hervor, dass bei dem verwandten Patientenkollektiv beide Linien parallel verliefen. Um in dieser Arbeit die Methode nach Fessy et al. [15] anwenden zu können wurde sie modifiziert, weil bei dem in dieser Arbeit verwandten Patientenkollektiv der Parallelverlauf der Linien TFL und ISGL nicht immer gegeben war. Hier wurde die Strecke TF\_IS auf jeder Seite, ausgehend von der ipsilateralen Tränenfigur, gemessen. Der maximale Unterschied zwischen der Strecke TF\_IS auf der rechten und der linken Seite betrug bei dem zu Grunde gelegten männlichen Kollektiv 3,2% der jeweiligen Beckengesamthöhe, bei dem entsprechenden weiblichen Kollektiv 5,2% der jeweiligen Beckengesamthöhe. Somit konnte den jeweiligen anatomischen Gegebenheiten, bei denen der Abstand zwischen

Iliosakralgelenk und ipsilateraler Tränenfigur auf beiden Seiten unterschiedlich war, entsprochen und diese Methode auch bei dem vorliegenden Kollektiv angewandt werden.

Eine weitere anatomische Bezugsstruktur bei der Methode nach Fessy et al. [15] stellt die Köhler-Linie oder auch Ilium-Ischium-Linie dar. Dies ist eine Tangente an der Innenseite des Os ilium zur lateralen Begrenzung des Foramen obturatum [Meßmethoden in der Skelettradiologie, J. Hellinger, Thieme-Verlag, S.120]. Die jeweiligen Berührungspunkte wurden am Foramen obturatum als B und am Os ilium als E bezeichnet.

Ausgehend von den genannten Linien und Punkten wurden verschiedene Strecken, die der zeichnerischen und rechnerischen Bestimmung des Drehzentrums der Hüfte dienen, vermessen. Vom Punkt E ausgehend wurde entlang der Köhler-Linie der Abstand zur ISGL (E\_IS) und zur TFL (E\_TF) gemessen. Das Hüftkopfbzentrum wurde durch die Linien Z\_TF.VE (Zentrum\_TränenFigur.VERTikale) als Vertikale und Z\_K (Zentrum\_Köhler-Linie) als Horizontale definiert, wobei Z\_TF.VE die senkrechte Verbindung zwischen Zentrum und TFL darstellt. Z\_K definiert die Strecke zwischen Köhler-Linie und Zentrum, im rechten Winkel zur Köhler-Linie.

Des Weiteren wurden von Fessy et al. [15], ausgehend von den Messergebnissen, Formeln angegeben, mit deren Hilfe eine Berechnung der Strecken Z\_TF.VE und Z\_K ermöglicht werden sollte. Hierbei entsprach die Strecke Z\_TF.VE dem Y-Wert, die Strecke Z\_K dem X-Wert.

Für beide Geschlechter galt:  $Y = 0,204 * L - 0,794$

In dieser Arbeit entsprach die Strecke TF\_IS der in der Originalpublikation beschriebenen Strecke L.

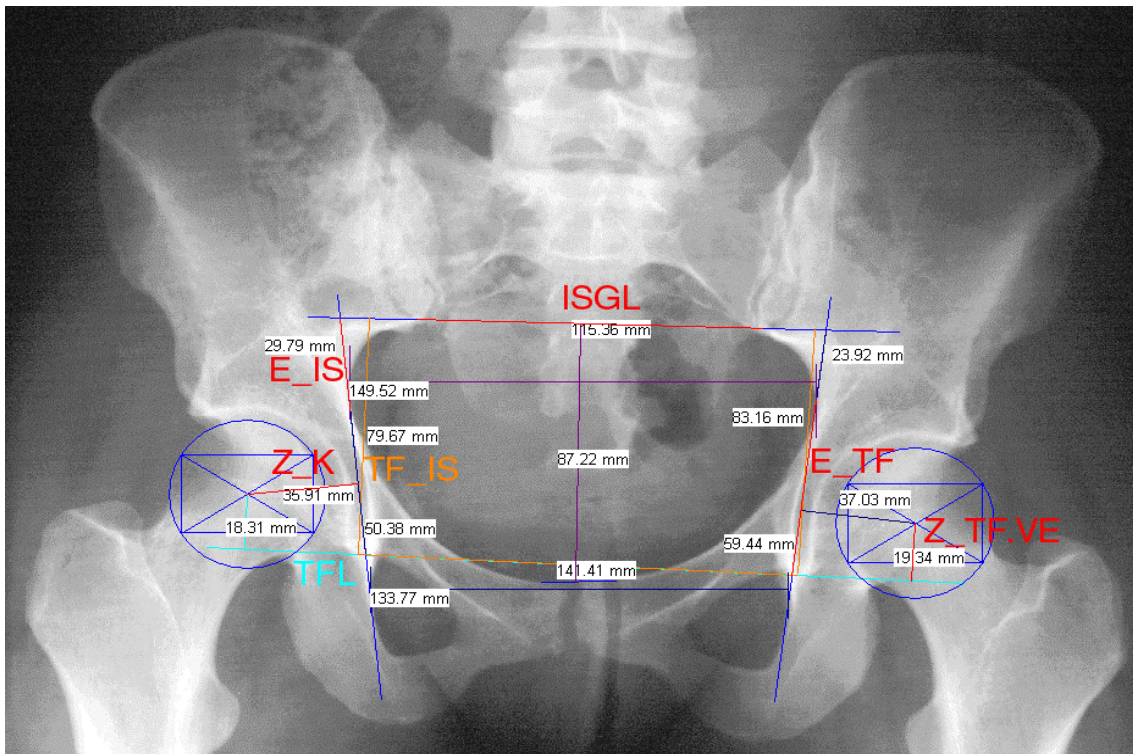
Für den Abszissenwert wurde bei Fessy et al. [15] zwischen Männern und Frauen unterschieden.

Es galt für Männer:  $X = 0,093 * l' + 33,195$

In dieser Arbeit entsprach die Strecke E\_IS der in der Originalpublikation beschriebenen Strecke l'.

Für Frauen galt:  $X = 0,284 * Y + 29,016$

Es entsprach, wie zuvor erwähnt, X der Strecke Z\_K und Y der Strecke Z\_TF.VE.  
 In dieser Arbeit wurden die Messmethode und die Berechnungsmethode getrennt voneinander betrachtet.  
 Fessy et al. [15] hatten noch weitere Strecken zur Bildung verschiedener Indices und Korrelationsberechnungen benannt. Diese waren jedoch für diese Arbeit nicht von Belang. Der Vollständigkeit halber sind sie in folgendem Beispiel mit aufgeführt.



*Abb. 2.1: Beckenübersichtsaufnahme, komplett vermessen nach der Methode von Fessy et al. [15].*

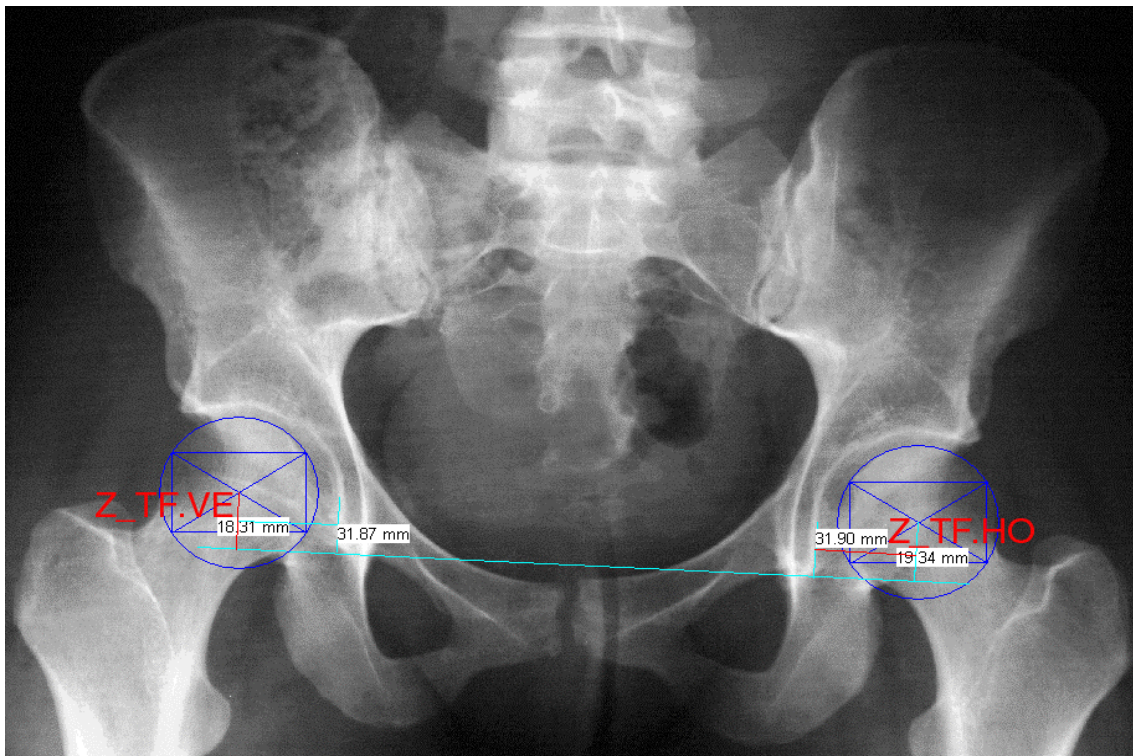
### 2.3.3.2 Bestimmung des Drehzentrums nach der Methode von John und Fisher [26]

Auch von John und Fisher [26] wurde die Lokalisation des anatomischen Drehzentrums der Hüfte von der Tränenfigur ausgehend betrachtet.

Nach der Markierung des Hüftkopfmittelpunktes (siehe Abschnitt 2.3.1) wurde auch hier beiderseits der am weitesten kaudal gelegene Punkt der Tränenfigur markiert und dann beide so bestimmten Punkte miteinander verbunden (TFL). Die entstandene Linie musste mindestens bis zum Zentrum des Hüftkopfes ragen, um eine Bestimmung des Zentrums in vertikaler Richtung zu ermöglichen. Als Ausgangspunkt der Messung in

horizontalen Richtung diente der laterale Rand der Tränenfigur, an den eine Tangente senkrecht zur TFL gelegt wurde.

Ausgehend von diesen Markierungslinien wurden nun der vertikale Abstand des Hüftkopfes zum TFL und der horizontale Abstand zur Tangente an der lateralen Seite der Tränenfigur gemessen. Als Wert für die Horizontale fungiert in dieser Arbeit  $Z_{TF.HO}$  (**Z**entrum\_**T**ränen**F**igur.**H**ORizontale), als Wert für die Vertikale wiederum  $Z_{TF.VE}$ . John und Fisher [26] schlugen vor, die erhaltenen Werte aufgrund der unterschiedlichen Vergrößerungsfaktoren der Röntgenbilder noch ins Verhältnis zur Beckengesamthöhe zu setzen, um so Relativwerte zu erhalten. Der Nutzen der Relation der Werte wird in Abschnitt 4.1 erläutert.



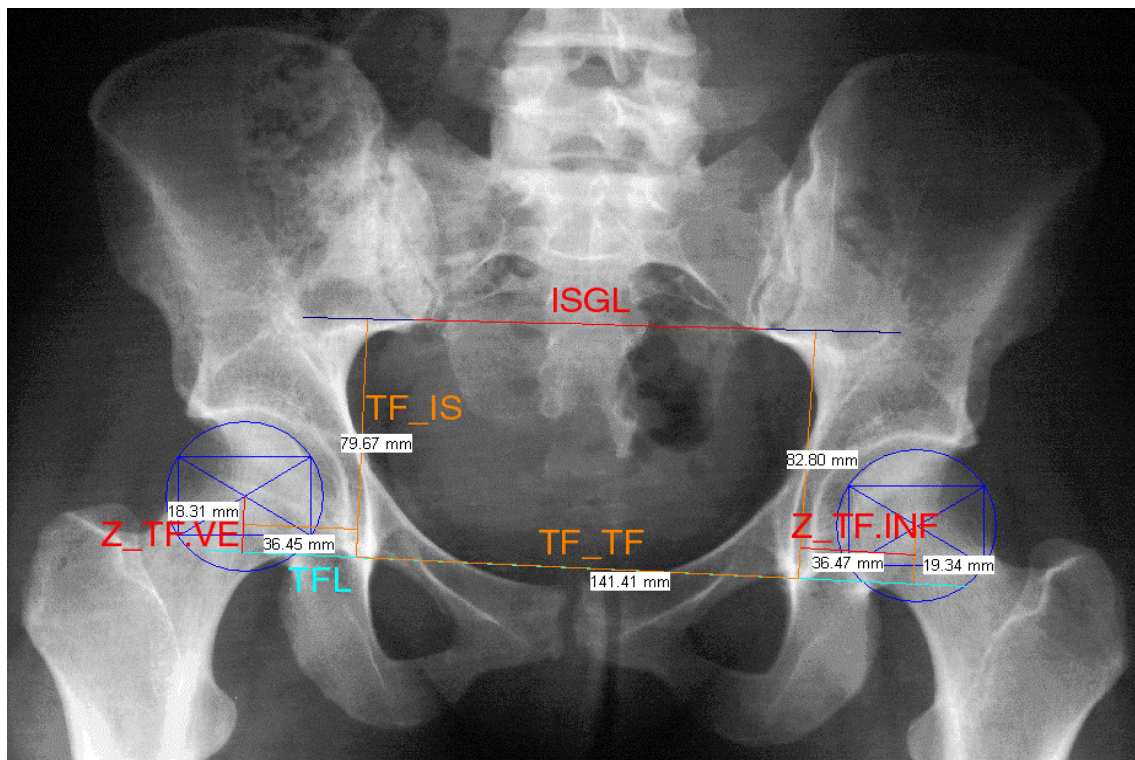
*Abb. 2.2: Beckenübersichtsaufnahme, komplett vermessen nach der Methode von John und Fisher [26].*

### **2.3.3.3 Bestimmung des Drehzentrums nach der Methode von Pierchon et al. [47]**

Pierchon et al. [47] beschrieben 1993 eine weitere Methode zur Identifizierung des Rotationszentrums der Hüfte.

Nach Festlegung der Linien TFL, ISGL und TF\_IS (siehe Abschnitt 2.3.3.1) wurden die Strecken  $Z_{TF.INF}$  (**Z**entrum\_**T**ränen**F**igur.**I**NFeriorer Punkt),  $Z_{TF.VE}$ , TF\_IS und die Distanz der beiden am weitesten kaudal gelegenen Punkte der Tränenfigur

zueinander (TränenFigur\_TränenFigur, TF\_TF) vermessen. Dabei stellt die Linie Z\_TF.INF eine horizontale Verbindung zwischen dem Drehzentrum der Hüfte zu einer durch den am weitesten kaudal gelegenen Punkt der Tränenfigur führenden Linie, senkrecht zur TFL verlaufend, dar. Wie von Pierchon et al. [47] beschrieben, wurden die Strecke Z\_TF.INF ins Verhältnis zu TF\_TF und die Strecke Z\_TF.VE ins Verhältnis zu TF\_IS gesetzt. Dies hat den Vorteil, dass durch Ermittlung dieser Werte der unterschiedliche Vergrößerungsfaktor der Röntgenbilder vernachlässigt werden kann (siehe Abschnitt 4.1).



*Abb. 2.3: Beckenübersichtsaufnahme, komplett vermessen nach der Methode von Pierchon et al. [47].*

#### **2.3.3.4 Bestimmung des Drehzentrums nach der Methode von Ranawat et al. [48]**

Von Ranawat et al. [48] wurde 1980 eine Methode entwickelt, nach der man mit Hilfe der Konstruktion eines gleichschenkligen Dreiecks die Mitte des Azetabulums und damit auch die Mitte des Hüftkopfes zeichnerisch bestimmen kann.

Neben der Köhler-Linie musste die Shenton-Ménard-Linie gezeichnet werden. Ausgehend vom medialen Rand des Schenkelhalses über die Schenkelhalsspitze bis zur oberen Kurve des Foramen obturatum wurde hierbei ein durchgängiger Bogen gezeichnet [Z. Zsebäck, Handbuch der medizinischen Radiologie, IV/2, herausgegeben

von Diethelm, Olsson, Strand, Vieten, Zyppinger, Springer Verlag, S. 744]. Die Verbindung zwischen Schenkelhals und Foramen obturatum wurde aufgrund fehlender anatomischer Leitstrukturen durch Extrapolation gewonnen.

Zusätzlich wurde eine Tangente an beide Sitzbeinhöcker gelegt (ST, SitzbeinhöckerTangente). Ausgehend von dieser Tangente wurde eine senkrecht hierzu durch die Symphyse führende Strecke bis zu einer Tangente an den Beckenkämmen gezeichnet. Der so erhaltene Abstand entsprach der Beckengesamthöhe (siehe auch Abschnitt 2.3.1).

Vom Schnittpunkt der Köhler-Linie mit der Shenton-Ménard-Linie ausgehend wurde eine 5 mm lange waagrechte Parallele zu eben genannter Tangente nach lateral gezeichnet. Das Ende dieser Strecke wurde als Punkt A bezeichnet. Ausgehend von diesem Punkt A wurde nun eine Senkrechte zu ST kranialwärts gezeichnet, die 1/5 der Beckengesamthöhe entsprach. Nach Ranawat et al. [48] entspricht die Höhe des Azetabulum 1/5 der Beckengesamthöhe. Der so erhaltene Punkt wurde mit B bezeichnet. Von B ausgehend wurde dann eine Strecke gezeichnet, die waagrecht zu der Strecke AB lag und deren Länge ebenfalls 1/5 der Beckengesamthöhe betrug. Dieser Punkt wurde als C bezeichnet. Durch Verbinden der Punkte A und C entstand die letzte Seite eines gleichschenkligen Dreieckes, welches nach Ranawat et al. [48] die korrekte Lage des Azetabulums widerspiegelt. Der Mittelpunkt der Hypotenuse soll dem Zentrum des Azetabulums und somit der ungefähren Lage des Mittelpunktes des Femurkopfes entsprechen [46, 55].

Nun wurde der Abstand des durch das konstruierte Dreieck dargestellten Hüftkopfmittelpunktes zum wirklichen Hüftkopfmittelpunkt ermittelt. Dazu wurde die Strecke AC halbiert und von diesem Punkt der horizontale (Z\_HY.HO, Zentrum\_HYpotenuse des Dreiecks.HORizontale) und der vertikale (Z\_HY.VE, Zentrum\_HYpotenuse des Dreiecks.VErtikale) Abstand zum zuvor bestimmten realen Hüftkopfzentrum gemessen. In horizontaler Richtung besagen positive Werte, dass das durch die Anwendung der Methode nach Ranawat et al. [48] bestimmte Hüftkopfzentrum weiter medial, bei negativen Werten weiter lateral als das tatsächliche Zentrum lokalisiert war. In vertikaler Richtung bedeuten positive Werte, dass das durch die Methode bestimmte Zentrum weiter kaudal, bei negativen Werten weiter kranial als das tatsächliche Zentrum lokalisiert war.

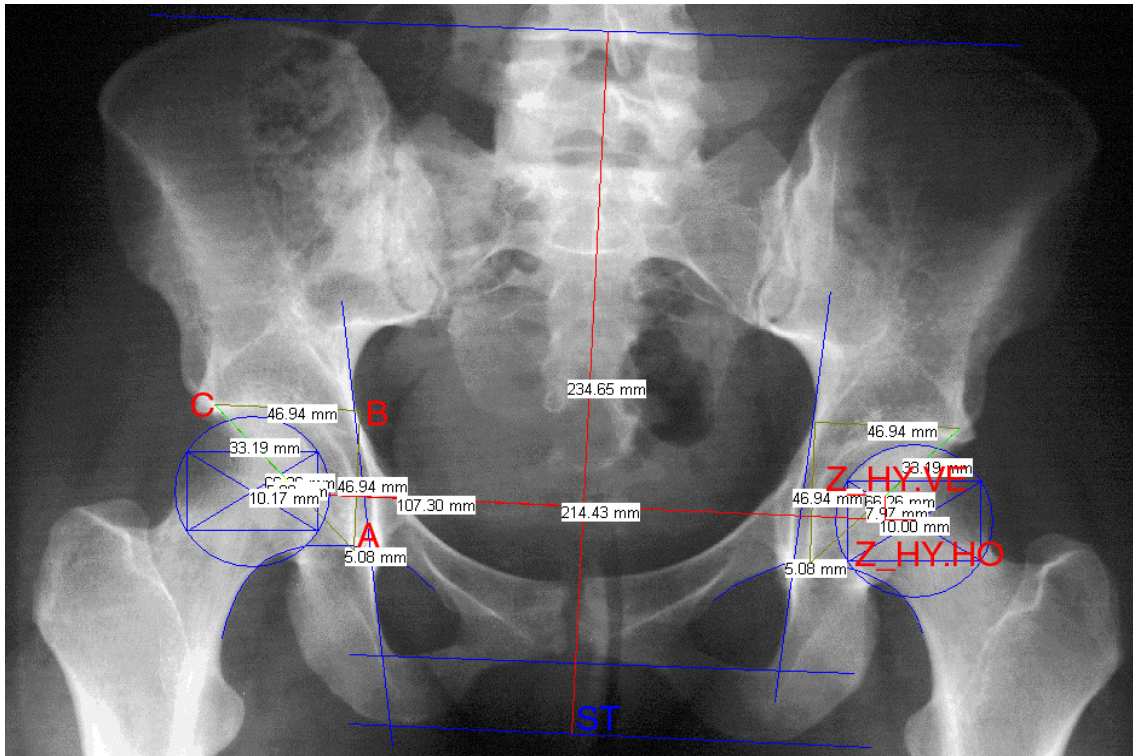


Abb. 2.4: Beckenübersichtsaufnahme, komplett vermessen nach der Methode von Ranawat et al. [48].

## 2.4 Auswertung

In diesem Abschnitt wird gezeigt, wie die Auswertung der ermittelten Daten geschah. Zuerst werden die hierfür angewandten statistischen Kennwerte vorgestellt. Dann wird erklärt, wie die in den Publikationen veröffentlichten Werte für die Lokalisation des Drehzentrums der Hüfte mit dem an dem verwandten Kollektiv vorhandenen realen Zentrum verglichen wurden. Danach soll noch auf die grafische Aufarbeitung der Daten eingegangen werden.

### 2.4.1 Statistische Kennwerte

Die zeichnerisch ermittelten Daten wurden in eine SPSS-Datei (SPSS 11.0<sup>1</sup> für Windows) übertragen. Ausgehend von diesen Daten wurden für jede Methode statistische Kennwerte errechnet. Dazu gehörten das arithmetische Mittel einschließlich des 95%-Konfidenzintervalles, Standardabweichung, Median, 25%- und 75%-Perzentil, Interquartilsabstand, 90%-Perzentil, Schiefe einschließlich ihres Standardfehlers,

<sup>1</sup> SPSS GmbH Software München



minimaler und maximaler Wert sowie die daraus resultierende Spannweite. Mithilfe der Angabe von Extremwerten wurde überprüft, ob es sich bei auftretenden Ausreißern um tatsächlich vorhandene Werte oder um Übertragungsfehler handelte. Hierzu wurden jeweils die 5 größten und die 5 kleinsten Werte angegeben. Aufgetretene Übertragungsfehler wurden korrigiert.

Um die Bedeutung der jeweiligen statistischen Werte für diese Arbeit zu erklären, wird im Folgenden jeder einzelne Kennwert vorgestellt [aus Timischl, Biostatistik, Eine Einführung für Biologen und Mediziner, zweite, neubearbeitete Auflage, Springer Verlag, S. 51-112].

Das arithmetische Mittel ist ein statistischer Wert, der den Durchschnitt der Werte eines Kollektives widerspiegelt. Hierzu werden die einzelnen Werte addiert und anschließend durch die Anzahl der Werte dividiert.

Die Standardabweichung ist ein Streuungsmaß des arithmetischen Mittels. Sie errechnet sich aus der Wurzel eines weiteren statistischen Wertes, der Varianz. Zur Berechnung der Varianz müssen die Differenzen aller einzelnen Werte zum Mittelwert gebildet und alle Differenzen quadriert werden. Anschließend wird die Summe dieser Quadrate gebildet und dann durch die Anzahl der verwandten Werte, vermindert um 1, geteilt.

Die Spannweite ist ein Streuungsmaß der Verteilung der gemessenen Werte. Diese wird durch Ermittlung der Differenz von maximalem und minimalem Wert errechnet.

Allerdings können sowohl das arithmetische Mittel als auch die Standardabweichung und die Spannweite durch Ausreißer stark beeinflusst werden. Aus diesem Grund wurde zusätzlich der Median bestimmt, der eine robuste Kenngröße gegen Ausreißer darstellt. Bei der Bestimmung des Medianes wird eine Rangliste der ermittelten Werte gebildet. In der Mitte dieser Rangliste befindet sich der Median, es befinden sich dann links und rechts des Medianes gleich viele Werte.

Das 95%-Konfidenzintervall ist der Bereich, welcher einen Wert mit der vorab bestimmten Wahrscheinlichkeit von hier 95% einschließt.

Das untere und das obere Quartil sind gleichbedeutend mit dem 25%- beziehungsweise dem 75%-Perzentil. Das untere Quartil stellt den Wert dar, unter dem in einer Rangliste 25% der Werte rangieren. Dementsprechend befinden sich in einer Rangliste 75% der Werte unterhalb des oberen Quartils. Mittels des Medianes, welcher das 50%-Perzentil darstellt, und des oberen und unteren Quartils kann eine rasche Beurteilung einer Verteilung eines untersuchten Merkmales erfolgen. Das 90%-Perzentil stellt den

Bereich dar, unterhalb dessen sich in einer Rangliste 90% der ermittelten Werte befinden.

Durch den Interquartilsabstand wird der Bereich zwischen dem 25%- und dem 75%-Perzentil beschrieben. Somit umfasst dieser Wert wenigstens 50% der zentral liegenden Werte und ist dadurch ein ebenfalls von Extremwerten unabhängiges Maß für die Streuung.

Die Schiefe beschreibt die Symmetrie einer Verteilung. Gemeinsam mit dem dazugehörigen Standardfehler lässt sich eine Aussage bezüglich der Normalverteilung der Werte eines Merkmales treffen.

Beim Vergleich des publizierten Wertes der Lokalisation des Drehzentrums mit der tatsächlichen Lokalisation wurde der Einstichproben-T-Test bei normalverteilten Werten verwandt. Bei nicht normalverteilten Werten kam der Wilcoxon-Test zur Anwendung. Beide Tests werden im nächsten Abschnitt näher erläutert.

Die im vorigen genannten Kennwerte und alle weiteren Daten wurden getrennt nach Geschlecht ermittelt und beurteilt.

#### **2.4.2 Vergleich der Publikationen mit dem wirklichen Drehzentrum**

In dieser Arbeit wurde überprüft, ob die von den in den Abschnitten 2.3.3.1 bis 2.3.3.4 genannten Autoren ermittelten Ergebnisse der Lokalisation des Drehzentrums der Hüfte mit den von dem hier vorliegenden Kollektiv ermittelten Ergebnissen übereinstimmen.

Die Publikationen von Fessy et al. [15], John und Fisher [26] und Pierchon et al. [47] beinhalten jeweils einen Wert für den horizontalen und einen Wert für den vertikalen Abstand des Rotationszentrums der Hüfte von der jeweils angegebenen anatomischen Struktur. Bei der Methode nach Ranawat et al. [48] war kein Wert für die Lokalisation des Drehzentrums, von einer bestimmten Struktur aus gemessen, angegeben.

Um zu überprüfen, ob das wirkliche Rotationszentrum durch diesen Wert exakt beschrieben wurde, wurden diese Werte von den in dieser Studie gemessenen Werten subtrahiert. Auf diese Weise konnte ermittelt werden, wie groß der Abstand des wirklichen Rotationszentrums der Hüfte zu der jeweils publizierten Lokalisation war. Bei der Methode nach Ranawat et al. [48] konnte durch die in Abschnitt 2.3.3.4 beschriebene Vorgehensweise die Lokalisation, bei der sich Ranawat et al. [48] zufolge das Drehzentrum der Hüfte befindet, zeichnerisch bestimmt werden. Von diesem Punkt

ausgehend konnte der Abstand zur tatsächlichen Lokalisation des Mittelpunktes des Hüftkopfes ermittelt werden.

In horizontaler Richtung bedeuten positive Werte, dass der publizierte Wert das Zentrum weiter medial lokalisierte, als es in Wirklichkeit der Fall war. Bei negativen Werten wurde der publizierte Wert des Zentrums zu weit lateral lokalisiert. In der Vertikalen bedeuten positive Werte eine Lokalisation des publizierten Zentrums weiter kaudal, negative Werte weiter kranial als es tatsächlich der Fall war.

Es wurden die Absolutwerte in mm und die relativen Werte (%) in Relation zur Beckengesamthöhe ermittelt. Eine Ausnahme stellt die Methode nach Pierchon et al. [47] dar. Hier wurde zusätzlich zu der Relation zur Beckengesamthöhe die von Pierchon et al. [47] vorgeschlagene Relation aufgeführt. Die Autoren hatten hierfür die waagrechte Distanz in Relation zur Strecke TF\_TF, die senkrechte Distanz in Relation zur Strecke TF\_IS gesetzt. Die Relation zur Beckengesamthöhe wurde zusätzlich berechnet, um eine direkte Vergleichbarkeit zu anderen Methoden zu ermöglichen. Bei reiner Betrachtung der von Pierchon et al. [47] verwendeten Relation wäre ein umfassender Vergleich mit den anderen aufgeführten Methoden nicht möglich gewesen. Trotzdem wurde die Methode zusätzlich in ihrer ursprünglichen Form betrachtet, um beurteilen zu können, ob die auf diesem Wege erhaltene Streuung der Werte stark von der Streuung der sich auf die Beckengesamthöhe beziehenden Werte abwich. Somit konnte beurteilt werden, ob bei der ursprünglichen Methode ein gravierender Vorbeziehungsweise Nachteil hinsichtlich der Streuung der erhaltenen Werte gegenüber der Relation zur Beckengesamthöhe entstanden wäre.

Zusätzlich wurde ein Toleranzbereich festgelegt, innerhalb dessen eine Verschiebung des Rotationszentrums der Hüfte akzeptiert wurde. Dieser Toleranzbereich betrug 3 mm in jede Richtung. Untersuchungen von Kordelle und Starker [30] ergaben für einen Abstand von mehr als 5 mm des Prothesenkopfmittelpunktes zum anatomisch korrekten Rotationszentrums in kranialer und medialer Richtung eine Erhöhung der Migrationsrate der Pfanne. Eine Lateralisation und Kaudalisation von bereits weniger als 5 mm führte in derselben Arbeit ebenfalls zu einer erhöhten Migrationsrate. Infolgedessen scheint dieser vorab festgelegte Toleranzbereich von 3 mm im Bereich dessen zu liegen, was in biomechanischer Hinsicht akzeptiert werden kann. Es wurde ermittelt, wie viele Werte, einschließlich des dazugehörigen 95%-Konfidenzintervalles, innerhalb des Toleranzbereiches lagen. Die auf diese Art erhaltenen Werte, basierend auf den unterschiedlichen Methoden, wurden untereinander verglichen.

Da bei der Methode nach Pierchon et al. [47], bei welcher der Abstand des Zentrums zur publizierten Lokalisation nicht in Relation zur Beckengesamthöhe zu setzen war, keine Absolutwerte in Millimetern vorhanden waren, wurden diese ausgehend von den vorhandenen prozentualen Werten berechnet. Da die Strecken TF\_TF und TF\_IS bekannt waren, konnte der prozentuale Abstandswert von der publizierten zur realen Lokalisation des Drehzentrums durch einen Dreisatz in einen Millimeterwert umgerechnet werden.

Die Umrechnung für den Abstand in der Horizontalen geschah mittels der Formel:

$$\text{Abstand in mm} = \lceil \text{TF\_TF (in mm)} * \text{Abstand in \%} \rceil / 100$$

In der Vertikalen geschah die Umrechnung für den Abstand durch die Formel:

$$\text{Abstand in mm} = \lceil \text{TF\_IS (in mm)} * \text{Abstand in \%} \rceil / 100$$

Somit konnte auch für diese Methode errechnet werden, wie viele Werte sich innerhalb des Toleranzbereiches von 3 mm befanden.

Auch wurde ermittelt, in welchem Bereich sich 90% der Werte befanden. Dies wurde wiederum zum einen als Absolutwert, zum anderen als relativer Wert ausgedrückt. Dazu wurde das 90%-Perzentil der jeweiligen Methode errechnet. Grafisch wurde dieser Wert dann noch der gesamten Spannweite der jeweiligen Methode gegenübergestellt.

Weiterhin wurde ein Einstichproben-T-Test mit dem angegebenen Testwert 0, welcher die tatsächliche Lage des Drehzentrums widerspiegelt, durchgeführt. Mit diesem Test sollte überprüft werden, ob der Mittelwert der Daten dem realen Zentrum entsprach. Der T-Test darf nur bei annähernd normalverteilten Stichproben angewandt werden. Um die Stichproben auf Normalverteilung zu prüfen, wurde verglichen, wie sich die Schiefe zu ihrem Standardfehler verhielt. Eine Normalverteilung der Werte war anzunehmen, wenn das Verhältnis Schiefe zu dazugehörigem Standardfehler innerhalb  $\{-2;2\}$  lag. Bei nicht normalverteilten Stichproben wurde anstelle des T-Tests der Wilcoxon-Test durchgeführt, wobei ebenfalls die betreffende Datenreihe mit dem Mittelwert 0, welcher auch hier die tatsächliche Lokalisation des Drehzentrums darstellte, verglichen wurde. Der Wilcoxon-Test wurde ausgewählt, da er eine Alternative zum T-Test hinsichtlich der Güte der Ergebnisse darstellt, wenn die Werte nicht normalverteilt sind. Allerdings ist die Güte des T-Tests höher einzustufen als die des Wilcoxon-Tests, so dass der T-

Test, wenn aufgrund der Verteilung der Werte möglich, zu bevorzugen ist [aus Timischl, Biostatistik, Eine Einführung für Biologen und Mediziner, zweite, neubearbeitete Auflage, Springer Verlag, S. 115]. Zuletzt wurde überprüft, ob die Verteilung der verschiedenen Methoden signifikant voneinander verschieden war. Hierbei kam der Wilcoxon-Test zur Anwendung. Ergaben sich Werte, die größer als 0,05 waren, so bestand bei der Verteilung der Werte der verglichenen Methoden kein signifikanter Unterschied.

### **2.4.3 Grafische Aufbereitung**

Grafisch dargestellt wurden die Werte zum einen durch Histogramme mit dem Programm SPSS 11.0 für Windows<sup>2</sup>, zum anderen mittels des Programms Microsoft Excel. Durch eine Oberflächengrafik ließ sich die Breite der Messwertestreuung der verschiedenen Methoden gut vergleichen.

Ebenfalls grafisch dargestellt wurden die Konfidenzintervalle. Auf diese Weise ließ sich zeichnerisch nachweisen, ob die verschiedenen Konfidenzintervalle überlappend oder disjunkt waren. Ebenso wurden die Wertebereiche, die 90% der Werte beinhalteten, sowie die Spannweite dieser Werte grafisch dargestellt. Zur Darstellung der in diesem Absatz aufgeführten Werte wurden Balkendiagramme verwendet.

Die ermittelten Abstandswerte wurden zusätzlich mit Boxplots dargestellt. Innerhalb der Box wurde der Interquartilbereich, also der Bereich zwischen dem 25. und dem 75. Perzentil, mit 50% der Werte dargestellt. Das 25. Perzentil, oder auch erstes Quartil genannt, war derjenige Punkt der Messwerteskala, unterhalb dessen 25% aller Werte lagen. Dementsprechend lagen unterhalb des 75. Perzentils 75% der Werte. Außerdem wurden der größte und der kleinste Wert durch von der Box ausgehende Linien markiert, sofern sie keine Ausreißer darstellten. Ausreißer waren Werte, die zwischen 1,5 und 3 Boxlängen vom oberen oder unteren Rand der Box entfernt waren. Sie wurden mit einem Kreis markiert. Mit einem Stern wurden Extremwerte markiert, die um mehr als 3 Boxlängen außerhalb der Box lagen. Der quer über die Box gelegte Strich markierte den Medianwert.

---

<sup>2</sup> SPSS GmbH Software München

### **3 Ergebnisse**

Die Darstellung der Ergebnisse, welche durch die Anwendung der unterschiedlichen Methoden zur Bestimmung der korrekten Lokalisation des anatomischen Drehzentrums der Hüfte ermittelt wurden, erfolgt in diesem Abschnitt.

#### **3.1 Patientenbezogene Daten**

Die Gesamtzahl der ausgewerteten Röntgenbilder lag bei 115, wobei 69 Bilder von männlichen Patienten und 46 von weiblichen Patienten stammten.

Es konnten bei an männlichen Patienten vermessenen Hüften zumeist 138 Hüftgelenke ausgewertet werden. Lediglich bei der Methode nach Ranawat et al. [48] waren es in horizontaler und in vertikaler Richtung nur 137 Hüftgelenke.

Bei an weiblichen Patienten vermessenen Hüften konnten in horizontaler Richtung lediglich bei der Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15] und der Messmethode nach Fessy et al. [15] nicht alle 92 vorhandenen Hüftgelenke ausgewertet werden. Die Anzahl der auswertbaren Hüftgelenke betrug hier 84 beziehungsweise 91. In vertikaler Richtung konnten bei der Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15] und der Methode nach Pierchon et al. [47], bei welcher nach der publizierten Methode die Werte in Relation gesetzt wurden, nicht alle 92 Hüftgelenke ausgewertet werden. Auswertbar waren hier jeweils 84 Hüftgelenke. Bei beiden Geschlechtern war hierfür Ursache, dass anatomische Bezugsstrukturen nicht erkennbar waren.

Das Alter lag bei den weiblichen Patienten zwischen 18 und 74 Jahren (arithmetisches Mittel 41,07 Jahre), bei den männlichen zwischen 17 und 73 Jahren (arithmetisches Mittel 35,06 Jahre).

#### **3.2 Lokalisation des Hüftkopfzentrums**

Bevor die Diskrepanz zwischen der Lokalisation in der betreffenden Publikation und der tatsächlichen Lokalisation untersucht wurde, erfolgte die Vermessung der Hüftkopfzentren. Die Vermessung wurde wie in den Abschnitten 2.3.3.1 – 2.3.3.4 beschrieben durchgeführt. Die Abszissen- und Ordinatenwerte wurden getrennt

voneinander betrachtet. Aus dem in Abschnitt 2.3.3.2 genannten Grund der Übertragbarkeit der Daten auf Röntgenbilder mit anderem Vergrößerungsfaktor wurden alle im Folgenden beschriebenen Daten neben dem Absolutwert in mm auch als Relativwert in Prozent zur Beckengesamthöhe beziehungsweise bei der Methode nach Pierchon et al. [47] zusätzlich in Prozent zu den Strecken TF\_TF in horizontaler Richtung und TF\_IS in vertikaler Richtung dargestellt. In Tabelle 3.1 sind die Werte für die jeweiligen Strecken aufgeführt, die gemessen oder nach der Methode von Fessy et al. [15] berechnet wurden. Dargestellt in dieser Tabelle ist das jeweilige arithmetische Mittel, in Klammern die dazugehörige Standardabweichung. Bei an männlichen Patienten gemessene oder berechnete Werte finden sich in der jeweils ersten Zeile, bei an weiblichen Patienten gemessene oder berechnete Werte in der zweiten Zeile.

<b>erhaltener Wert</b>	absolut in mm (Standardabweichung)	relativ in % (Standardabweichung)
Z_K berechnet	35,21 (0,87) ♂	14,21 (1,88) ♂
	34,06 (0,77) ♀	14,76 (1,52) ♀
Z_K gemessen	39,79 (6,04) ♂	15,84 (1,69) ♂
	33,57 (4,44) ♀	14,45 (1,81) ♀
Z_TF.VE berechnet	17,79 (3,02) ♂	7,07 (0,85) ♂
	17,77 (2,72) ♀	7,62 (0,89) ♀
Z_TF.VE gemessen	17,77 (4,16) ♂	7,06 (1,37) ♂
	16,59 (3,69) ♀	7,09 (1,34) ♀
Z_TF.INF	40,09 (6,19) ♂	15,93 (1,57) ♂
	35,40 (4,57) ♀	15,21 (1,62) ♀
Z_TF.HO	35,82 (5,17) ♂	14,25 (1,30) ♂
	31,72 (3,72) ♀	13,64 (1,34) ♀
Z_HY.HO	13,60 (5,24) ♂	5,39 (1,93) ♂
	8,30 (4,33) ♀	3,56 (1,83) ♀
Z_HY.VE	-6,70 (4,93) ♂	-2,70 (1,93) ♂
	-7,20 (4,10) ♀	-3,10 (1,39) ♀

**Tab. 3.1:** Darstellung der in dieser Arbeit erhaltenen Werte für die jeweils angegebenen Strecken.

Von den verschiedenen Autoren wurden unterschiedliche Mittelwerte für gleiche Strecken publiziert, was auch auf die Schwierigkeit der genauen Messung hindeutet. Meist wurden nur Absolutwerte in mm publiziert. In Tabelle 3.2 sind die publizierten Werte für die jeweiligen Strecken dargestellt. In der jeweils ersten Zeile sind die

arithmetischen Mittelwerte für die männlichen Patienten, in der jeweils zweiten Zeile für die weiblichen Patienten aufgeführt. In Klammern wurde die dazugehörige Standardabweichung aufgeführt, sofern sie von den jeweiligen Autoren genannt worden war.

Die Werte der Berechnungs- (Methode 1) und der Messmethode (Methode 2) nach Fessy et al. [15] unterscheiden sich nicht. Bei Ranawat et al. [48] wurde das Zentrum nicht wie bei den restlichen Methoden von einem feststehenden anatomischen Punkt aus vermessen, sondern durch die Konstruktion eines gleichschenkligen Dreiecks bestimmt (siehe Abschnitt 2.3.3.4). Aus diesem Grund war für diese Methode kein publizierter Mittelwert zur Lokalisation des Hüftkopfzentrums vorhanden.

<b>publizierter Wert in mm</b>	Fessy et al. [15]	John und Fisher [26]	Pierchon et al. [47]
Z_K	36,90 (4,96) ♂ 30,30 (4,45) ♀		
Z_TF.VE	16,50 (4,53) ♂ 16,10 (4,86) ♀	16,00 (3,0) ♂ 14,00 (3,1) ♀	14,42 ♂ 14,29 ♀
Z_TF.INF			37,06 ♂ 34,40 ♀
Z_TF.HO		29,00 (3,2) ♂ 25,00 (2,5) ♀	

*Tab. 3.2: Darstellung der vom jeweiligen Autor publizierten Werte zur Lokalisation des Drehzentrums.*

Bei allen drei in Tabelle 3.2 aufgeführten Methoden wurde zur Bestimmung des Drehzentrums in vertikaler Richtung jeweils von dem am weitesten kaudal gelegenen Punkt der Tränenfigur aus gemessen. Trotzdem unterscheiden sich die Ergebnisse sowohl untereinander als auch gegenüber den in dieser Arbeit gemessenen Werten. Es ist nicht klar, ob diese Unterschiede nur aufgrund zufälliger Messfehler entstanden sind, oder ob es andere Ursachen gibt. Als Ursache käme eine Messungenauigkeit durch zu klein gewählte Vergrößerung bei der Vermessung der Röntgenbilder in Frage. Es besteht auch noch die Möglichkeit, dass diese Unterschiede durch die verschiedenen Vergrößerungsfaktoren während der Aufnahme der Röntgenbilder zu Stande kamen. John und Fisher [26] schlugen aus zuletzt genannten Grund vor, die gemessenen Werte in Relation zur Beckengesamthöhe zu setzen, um dadurch den Vergrößerungsfaktor der



Röntgenbilder vernachlässigen zu können. Diese Vorgehensweise ist erstrebenswert, da durch den oftmals differierenden Vergrößerungsfaktor eine exakte Vergleichbarkeit verschiedener Bilder nicht gegeben ist. Auf diesen Punkt wird in Abschnitt 4.1 näher eingegangen werden.

Als prozentualen Wert hatten John und Fisher [26] in horizontaler Richtung eine Entfernung des Hüftkopfzentrums von der Tränenfigur von 13 Prozent und in vertikaler Richtung von 7 Prozent der Beckengesamthöhe bei beiden Geschlechtern errechnet. Wie aus Tabelle 3.1 ersichtlich, betrug bei den hier vorliegenden Messungen die Entfernung des Hüftkopfzentrums von der Tränenfigur aus gemessen bei männlichen Patienten in horizontaler Richtung im Mittel 14,25% der Beckengesamthöhe, in vertikaler Richtung 7,06%. Bei weiblichen Patienten wurde eine Entfernung in horizontaler Richtung von 13,64% der Beckengesamthöhe, in vertikaler Richtung von 7,09% gemessen.

### **3.3 Abstand des realen Rotationszentrums von dem der publizierten Lage**

In diesem Abschnitt werden die Ergebnisse dargestellt, die bei der Berechnung des Abstandes des tatsächlichen Drehzentrums von der bei den jeweiligen Autoren genannten Lokalisation des Drehzentrums ermittelt wurden. Um zu beurteilen, wie genau die Lage des Zentrums des Hüftkopfes durch die veröffentlichten Werte beschrieben worden war, wurde der veröffentlichte Wert von dem hier gemessenen Wert subtrahiert. Die Vorgehensweise wurde in Abschnitt 2.4.2 näher beschrieben. Ebenfalls wurden die erhaltenen Werte zusätzlich in Relation zur Beckengesamthöhe und bei der Methode nach Pierchon et al. [47] zusätzlich in Relation zu den Strecken TF\_TF und TF\_IS betrachtet. In den folgenden Abbildungen wird jeweils verglichen, wie sich die Verteilung der Werte, angegeben in Millimeter oder Prozent, bei der Entfernung des realen Zentrums von der publizierten Lokalisation darstellt. Es werden alle Methoden miteinander verglichen. Messwerte von weiblichen Patienten werden von denen der männlichen Patienten getrennt beobachtet. Die einzelnen Methoden sind wie folgt nummeriert:

- 1 Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15]
- 2 Messmethode nach Fessy et al. [15]

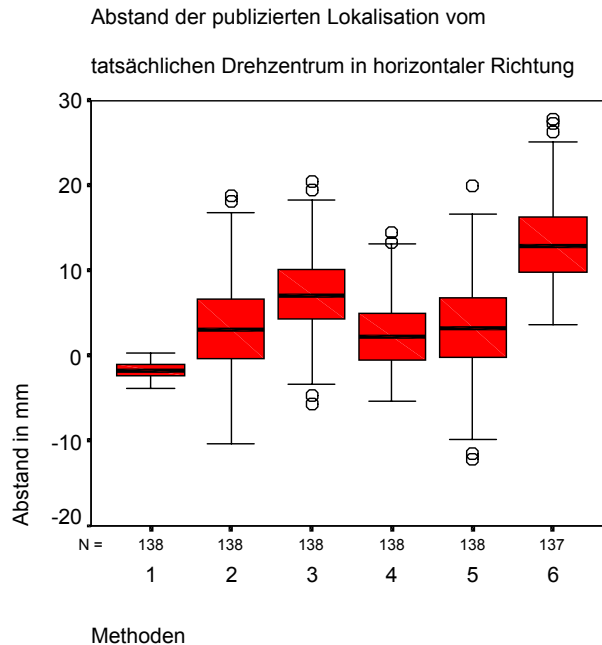
- 3 Methode nach John und Fisher [26]
- 4 Methode nach Pierchon et al. [47] (bei den prozentual angegebenen Werten wurde der horizontale Wert in Relation zum Abstand beider Tränenfiguren voneinander (TF\_TF), der vertikale Wert in Relation zum Abstand der Tränenfigur zum ipsilateralen Iliosakralgelenk (TF\_IS) gesetzt)
- 5 Methode nach Pierchon et al. [47] (bei den prozentual angegebenen Werten wurde der Wert in Relation zur Beckengesamthöhe gesetzt)
- 6 Methode nach Ranawat et al. [48]

### **3.3.1 Darstellung der Ausmessung des Hüftkopfzentrums bei männlichen Patienten**

In dieser Arbeit wurden die Daten nach Geschlecht getrennt voneinander betrachtet. Es sind in diesem Abschnitt ausschließlich Messwerte aufgeführt, die an männlichen Hüftgelenken gemessen wurden.

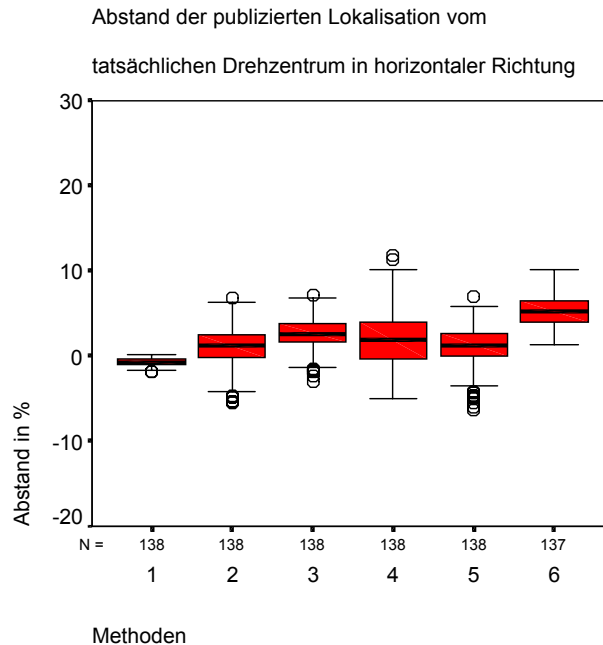
#### **3.3.1.1 Abstand der publizierten zur realen Lokalisation des Zentrums in horizontaler Richtung**

Nachstehend werden anhand von Boxplots und von Histogrammen die verschiedenen Methoden einander gegenübergestellt. Es wird jeweils der rechnerisch ermittelte Wert dargestellt, der bestimmt wurde, indem der publizierte Wert der Lokalisation des Drehzentrums von dem zeichnerisch bestimmten subtrahiert wurde. Die so erhaltenen Werte zeigen den Abstand der jeweils publizierten Lokalisation von der realen Lokalisation des Drehzentrums der Hüfte, ausgehend von den jeweiligen anatomischen Strukturen. Miteinander verglichen wurde der Abstand in Millimeter und in Prozent zur Beckengesamthöhe, beziehungsweise bei Methode 4 (Methode nach Pierchon et al. [47], Relation zu TF\_TF bzw. TF\_IS) als anderweitige Relation, in horizontaler und in vertikaler Richtung.



**Abb. 3.1:** Abweichung des publizierten Drehzentrums von der realen Lokalisation in horizontaler Richtung in mm bei an männlichen Patienten vermessenen Hüften.

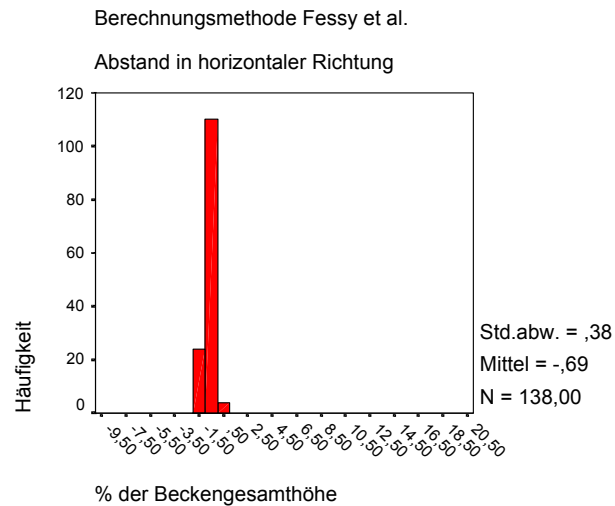
In Abbildung 3.1 erkennt man deutlich, dass die Methode von Fessy et al. [15] zur Berechnung der horizontalen Lokalisation beim männlichen Geschlecht den kleinsten Wertebereich einnahm (Methode 1). Auch wurde durch den Wert von 36,9 mm, der von Fessy et al. [15] genannt wurde, das Zentrum in Verbindung mit der Berechnungsmethode (Methode 1) am besten beschrieben. Es zeigt sich, dass der von Fessy et al. [15] publizierte Wert für die horizontale Lokalisation des Zentrums mittels der Berechnung im Mittel nur 1,69 mm (bei einer Standardabweichung von 0,87 mm) weiter lateral gelegen war als es in Wirklichkeit der Fall war. Abweichend verhält es sich, wenn die Messmethode von Fessy et al. [15] (Methode 2) als Grundlage genommen wurde. Hierbei lag das publizierte Zentrum im Mittel 2,9 mm (bei einer Standardabweichung von 6,04 mm) weiter medial als das reale Zentrum.



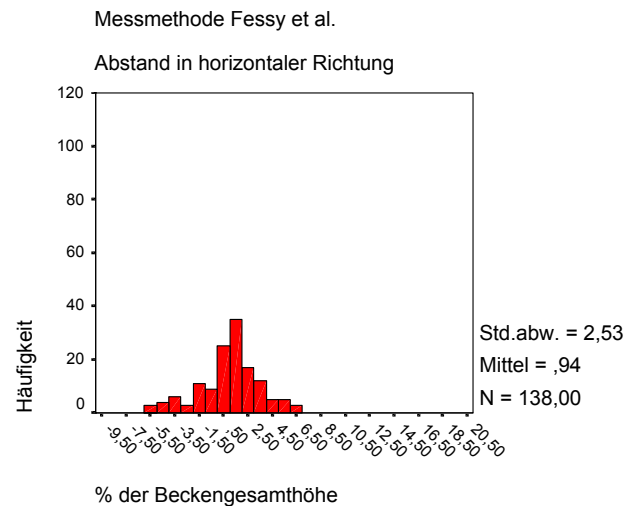
**Abb. 3.2:** Abweichung des publizierten Drehzentrums von der realen Lokalisation in horizontaler Richtung in % der Beckengesamthöhe (1-3, 5, 6) beziehungsweise als anderweitige Relation (4) bei an männlichen Patienten vermessenen Hüften.

Der Abbildung 3.2 lagen dieselben Messergebnisse zugrunde wie der Abbildung 3.1, die Werte wurden aber nicht in Millimetern angegeben, sondern als Prozentangabe. Auch bei prozentualer Angabe des Abstandes des realen Zentrums zur publizierten Lokalisation wird ersichtlich, dass die Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15] (Methode 1) in horizontaler Richtung den kleinsten Wertebereich einnahm.

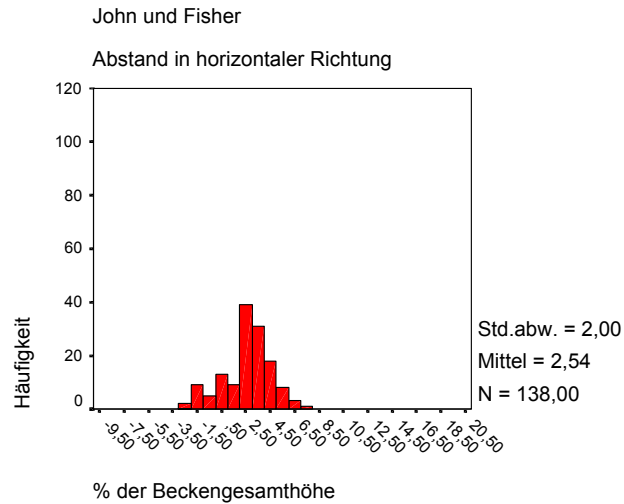
In den folgenden Abbildungen werden jeweils die Verteilung der Werte der betreffenden Methode dargestellt. Neben der grafischen Darstellung in Form von Histogrammen werden jeweils zusätzlich das arithmetische Mittel sowie die Standardabweichung der Werte genannt. Es werden nur relative Werte dargestellt, wobei die Methoden 1-3, 5 und 6 in Relation zur Beckengesamthöhe gesetzt wurden und Methode 4 in Relation zu der Strecke TF\_TF beziehungsweise TF\_IS.



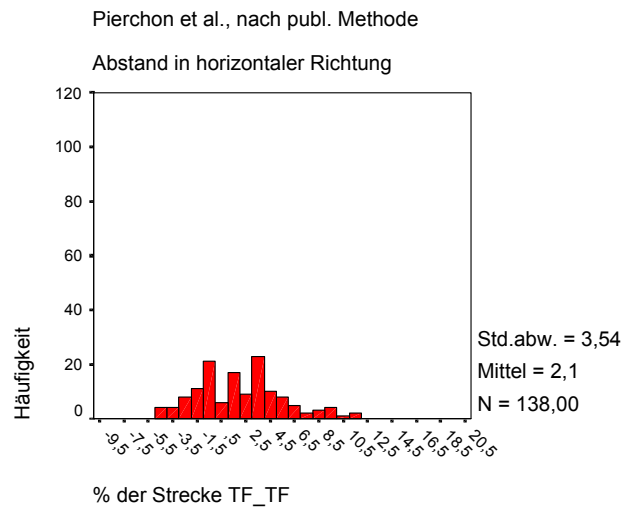
**Abb. 3.3:** Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15] (Methode 1), die Werte sind in Prozent zur Beckengesamthöhe angegeben.



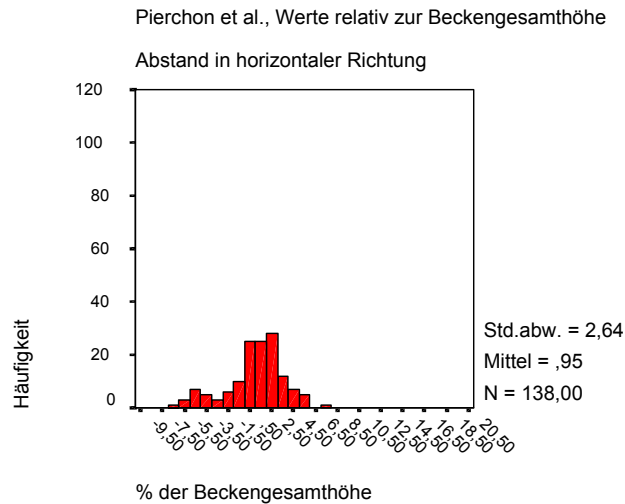
**Abb. 3.4:** Messmethode nach Fessy et al. [15] (Methode 2), die Werte sind in Prozent zur Beckengesamthöhe angegeben.



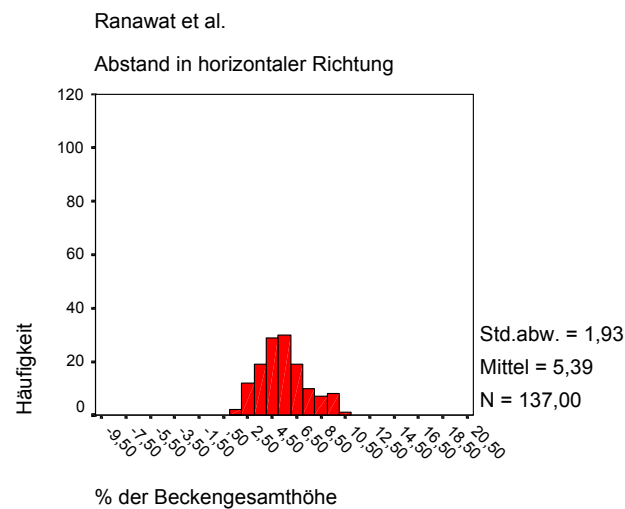
**Abb. 3.5:** Messmethode nach John und Fisher [26] (Methode 3), die Werte sind in Prozent zur Beckengesamthöhe angegeben.



**Abb. 3.6:** Messmethode nach Pierchon et al. [47] (Methode 4), die Werte sind, wie publiziert, in Prozent zur Strecke TF\_TF angegeben.



**Abb. 3.7:** Messmethode nach Pierchon et al. [47] (Methode 5), die Werte sind in Prozent zur Beckengesamthöhe angegeben, um eine Vergleichbarkeit mit den anderen Methoden zu ermöglichen.



**Abb. 3.8:** Messmethode nach Ranawat et al. [48] (Methode 6), die Werte sind in Prozent zur Beckengesamthöhe angegeben.

In der folgenden Tabelle werden für jede Methode nochmals die Anzahl der jeweils gemessenen Werte, das arithmetische Mittel ihrer Verteilung sowie deren Standardabweichung aufgeführt.

<b>Methode</b>	<b>Anzahl der Werte</b>	<b>Arithmetisches Mittel der Prozentangaben</b>	<b>Standardabweichung</b>
Fessy et al. [15] (Berechnungsmethode), 1	138	-0,69%	0,38%
Fessy et al. [15] (Messmethode), 2	138	0,94%	2,53%
John und Fisher [26], 3	138	2,54%	2,00%
Pierchon et al. [47] (nach publizierter Methode), 4	138	2,10%	3,54%
Pierchon et al. [47], 5	138	0,95%	2,64%
Ranawat et al. [48], 6	137	5,39%	1,93%

***Tabelle 3.3:** Abstand der publizierten zur realen Lokalisation des Drehzentrums der Hüfte in horizontaler Richtung bei an männlichen Patienten vermessenen Hüften.*

Aus den Abbildungen 3.3 bis 3.8 wird ersichtlich, dass der Abstand des realen Zentrums zur publizierten Lage, angegeben als Relativwert (%), bei der Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15] (Methode 1) in horizontaler Richtung bei an männlichen Patienten vermessenen Hüften am geringsten war (0,69% der Beckengesamthöhe). Auch wies diese Methode die geringste Streuung auf (Standardabweichung 0,38%).

Da Methode 4 (Methode nach Pierchon et al. [47], Relation zu TF\_TF bzw. TF\_IS) aufgrund der anderen Relativierung nicht ohne weiteres mit den anderen Methoden vergleichbar war, sind in Tabelle 3.4 die Werte in Millimetern aufgetragen.



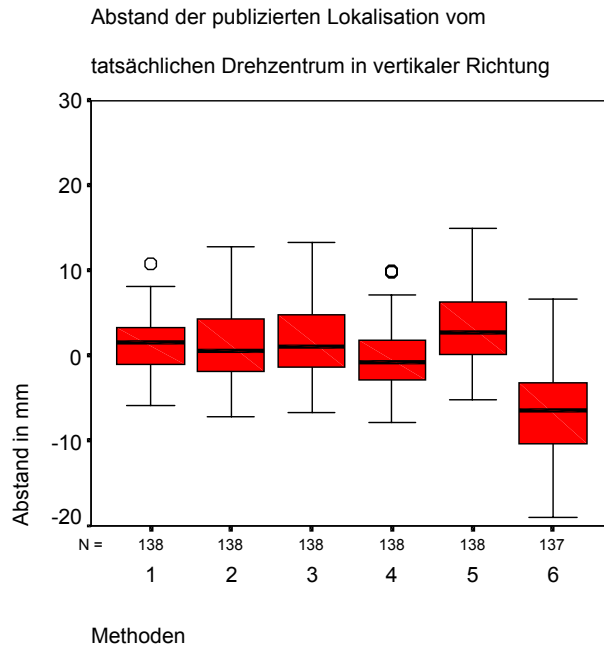
<b>Methode</b>	<b>Anzahl der Werte</b>	<b>Arithmetisches Mittel der Millimeterangaben</b>	<b>Standardabweichung</b>
Fessy et al. [15] (Berechnungsmethode), 1	138	-1,69 mm	0,87 mm
Fessy et al. [15] (Messmethode), 2	138	2,90 mm	6,04 mm
John und Fisher [26], 3	138	6,80 mm	5,17 mm
Pierchon et al. [47] (nach publizierter Methode), 4	138	2,62 mm	4,36 mm
Pierchon et al. [47], 5	138	3,00 mm	6,19 mm
Ranawat et al. [48], 6	137	13,60 mm	5,24 mm

***Tabelle 3.4:** Abstand der publizierten zur realen Lokalisation des Drehzentrums der Hüfte in horizontaler Richtung bei an männlichen Patienten vermessenen Hüften, gezeigt sind die Werte in mm.*

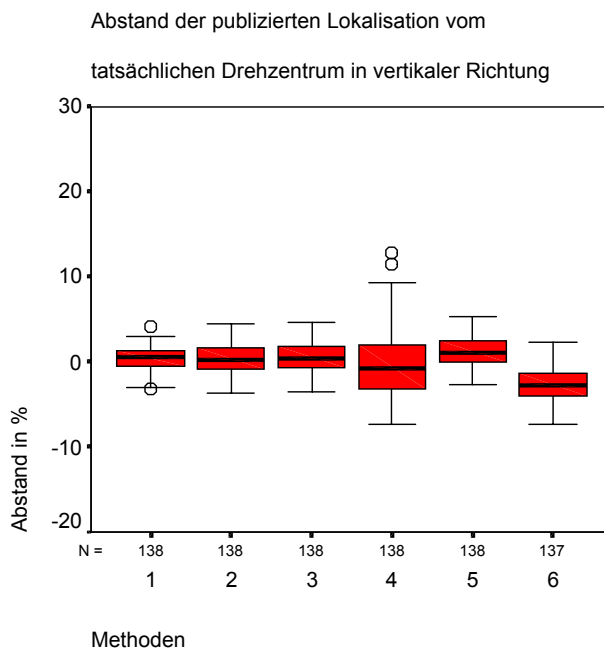
Es stellt sich auch nach Angabe der Absolutwerte so dar, dass Methode 1 die geringste Streuung der Werte und den geringsten Abstand der publizierten Lokalisation vom tatsächlichen Rotationszentrum aufwies.

### **3.3.1.2 Abstand der publizierten zur realen Lokalisation des Zentrums in vertikaler Richtung**

Wie bereits unter 3.3.1.1 in horizontaler Richtung, so wurde auch in vertikaler Richtung der Abstand des publizierten vom tatsächlichen Drehzentrum wie vorab beschrieben bestimmt.



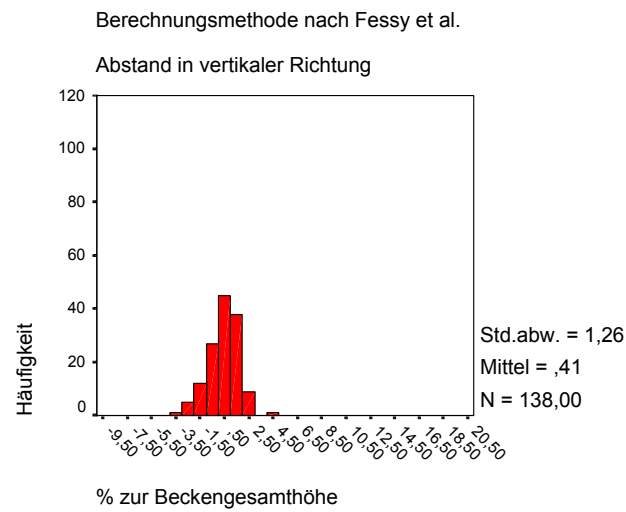
**Abb. 3.9:** Abweichung des publizierten Drehzentrums von der realen Lokalisation in vertikaler Richtung in mm bei an männlichen Patienten vermessenen Hüften.



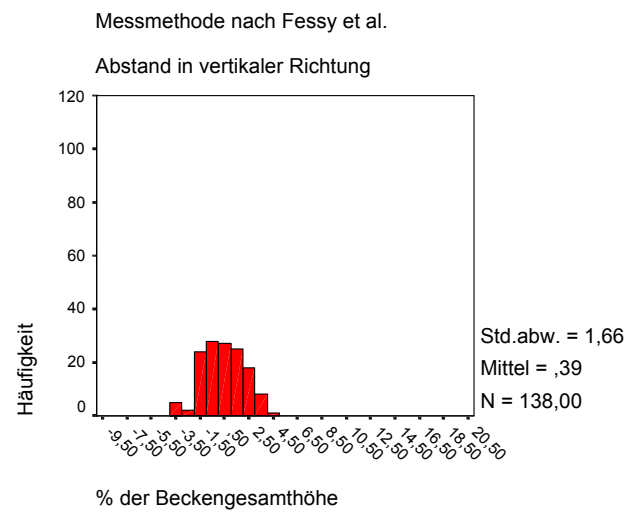
**Abb. 3.10:** Abweichung des publizierten Drehzentrums von der realen Lokalisation in vertikaler Richtung in % der Beckengesamthöhe (1-3, 5, 6) beziehungsweise als anderweitige Relation (4) bei an männlichen Patienten vermessenen Hüften.

In vertikaler Richtung waren die Unterschiede zwischen den Methoden nicht so eindeutig wie in horizontaler Richtung (siehe Abschnitt 3.3.1.1). In den nachstehenden Abbildungen wird jeweils der relativierte Abstand der publizierten zur realen

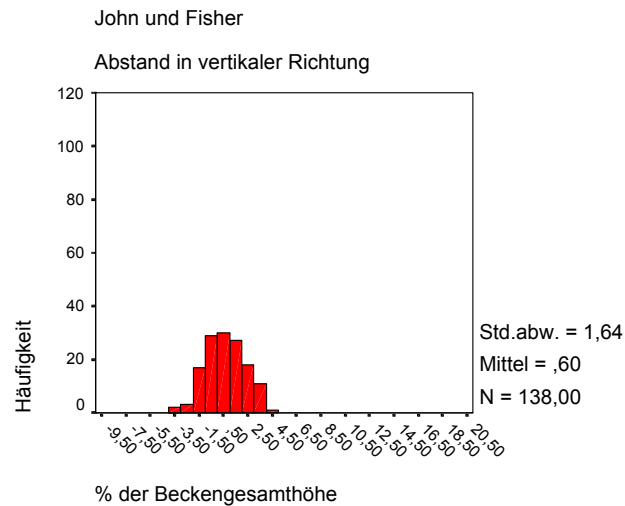
Lokalisation des Drehzentrums der Hüfte in vertikaler Richtung dargestellt. Grundlage waren an männlichen Patienten vermessene Hüften.



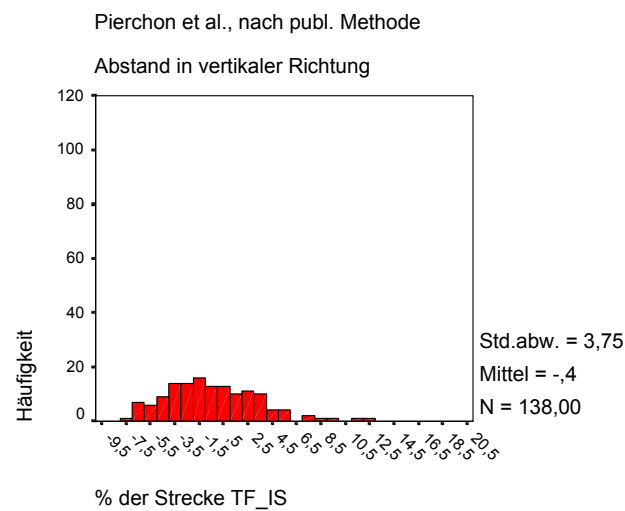
**Abb. 3.11:** Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15] (Methode 1), die Werte sind in Prozent zur Beckengesamthöhe angegeben.



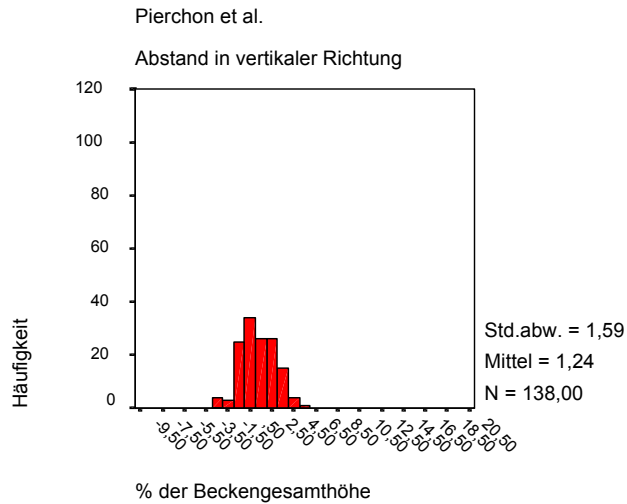
**Abb. 3.12:** Messmethode nach Fessy et al. [15] (Methode 2), die Werte sind in Prozent zur Beckengesamthöhe angegeben.



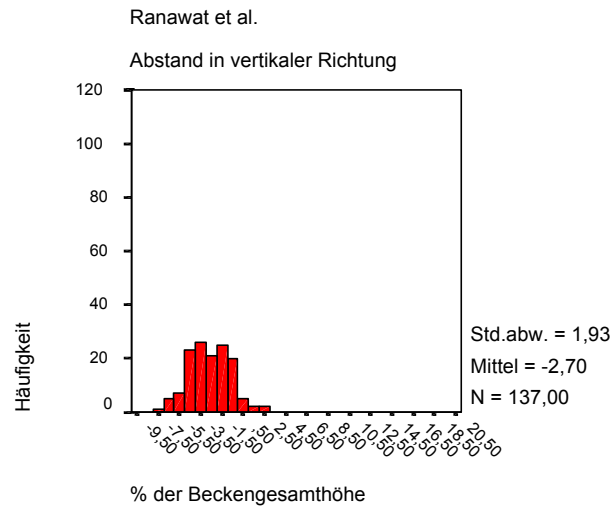
**Abb. 3.13:** Messmethode nach John und Fisher [26] (Methode 3), die Werte sind in Prozent zur Beckengesamthöhe angegeben.



**Abb. 3.14:** Messmethode nach Pierchon et al. [47] (Methode 4), die Werte sind, wie publiziert, in Prozent zur Strecke TF\_IS angegeben.



**Abb. 3.15:** Messmethode nach Pierchon et al. [47] (Methode 5), die Werte sind in Prozent zur Beckengesamthöhe angegeben, um eine Vergleichbarkeit mit den anderen Methoden zu ermöglichen.



**Abb. 3.16:** Messmethode nach Ranawat et al. [48] (Methode 6), die Werte sind in Prozent zur Beckengesamthöhe angegeben.

In Tabelle 3.5 werden für jede Methode nochmals die Anzahl der jeweils gemessenen Werte, das arithmetische Mittel ihrer Verteilung sowie deren Standardabweichung jeweils als Relativwert aufgeführt.

Methoden	Anzahl der Werte	Arithmetisches Mittel der Prozentangaben	Standardabweichung
Fessy et al. [15] (Berechnungsmethode), 1	138	0,41%	1,26%
Fessy et al. [15] (Messmethode), 2	138	0,39%	1,66%
John und Fisher [26], 3	138	0,60%	1,64%
Pierchon et al. [47] (nach publizierter Methode), 4	138	-0,40%	3,75%
Pierchon et al. [47], 5	138	1,24%	1,59%
Ranawat et al. [48], 6	137	-2,70%	1,93%

*Tabelle 3.5: Abstand der publizierten zur realen Lokalisation des Drehzentrums der Hüfte in vertikaler Richtung bei an männlichen Patienten vermessenen Hüften.*

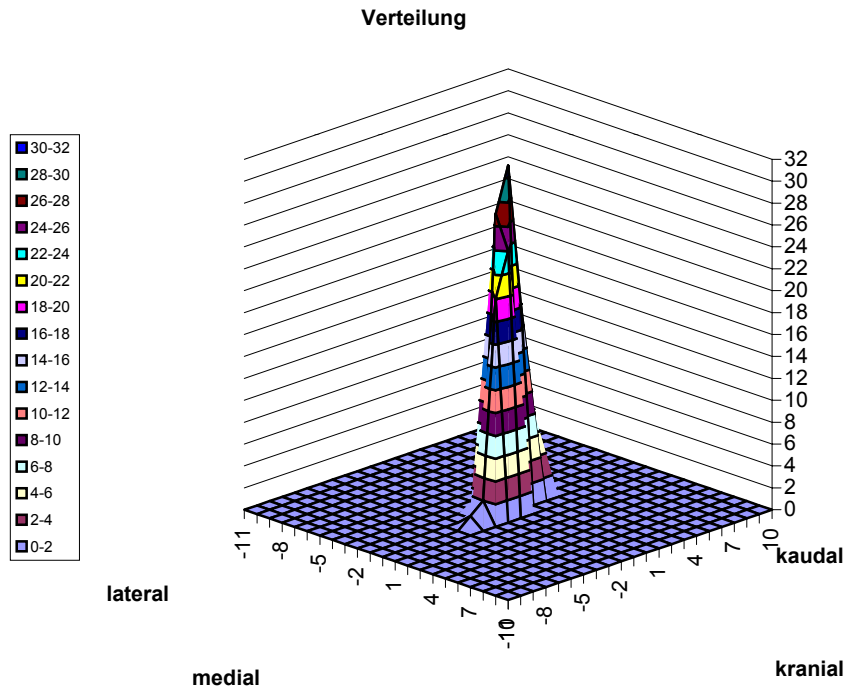
Die Abbildungen 3.11 bis 3.16 zeigen, dass auch in vertikaler Richtung die Messwerte mit der Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15] (Methode 1) die geringste Standardabweichung aufwiesen (1,26%). Zwar wurde mittels der Messmethode nach Fessy et al. [15] (Methode 2) das Zentrum um 0,02% der Beckengesamthöhe genauer beschrieben, jedoch wiesen die Werte hier eine höhere Streuung auf als bei der Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15] (Standardabweichung 1,66% vs. 1,26%). Methode 4 (Methode nach Pierchon et al. [47], Relation zu TF\_TF bzw. TF\_IS) wies eine deutlich höhere Standardabweichung auf als die übrigen Methoden. Dies lag begründet in der anderweitigen Relation bei dieser Methode im Vergleich zu den restlichen Methoden. Aufgrund der mangelnden Vergleichbarkeit der Methode 4 mit den übrigen untersuchten Methoden sind in Tabelle 3.6 die Absolutwerte in Millimeter angegeben.

<b>Methode</b>	<b>Anzahl der Werte</b>	<b>Arithmetisches Mittel der Millimeterangaben</b>	<b>Standardabweichung</b>
Fessy et al. [15] (Berechnungsmethode), 1	138	1,30 mm	3,02 mm
Fessy et al. [15] (Messmethode), 2	138	1,30 mm	4,16 mm
John und Fisher [26], 3	138	1,80 mm	4,16 mm
Pierchon et al. [47] (nach publizierter Methode), 4	138	-0,45 mm	3,32 mm
Pierchon et al. [47], 5	138	3,40 mm	4,16 mm
Ranawat et al. [48], 6	137	-6,70 mm	4,93 mm

***Tabelle 3.6:** Abstand der publizierten zur realen Lokalisation des Drehzentrums der Hüfte in vertikaler Richtung bei an männlichen Patienten vermessenen Hüften.*

Aus Tabelle 3.6 ergibt sich, dass bei Betrachtung der Absolutwerte Methode 4 (Methode nach Pierchon et al. [47], Relation zu TF\_TF bzw. TF\_IS) in vertikaler Richtung am genauesten das Drehzentrum beschrieb. Die geringste Streuung wies weiterhin Methode 1 auf.

Grafisch dargestellt wurden die prozentualen Werte sowohl in vertikaler als auch in horizontaler Richtung in Abbildung 3.17 anhand der Werte der Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15] (Methode 1).

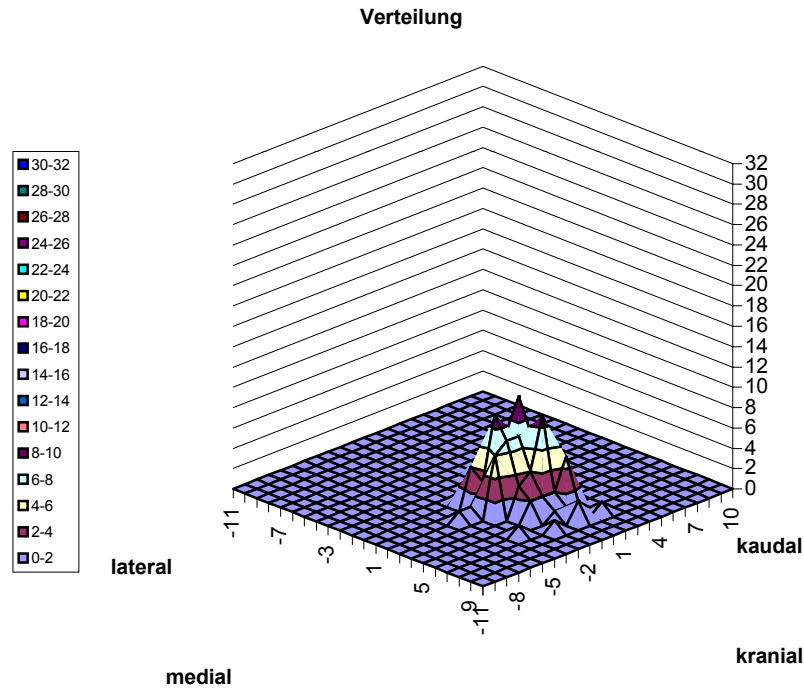


**Abb. 3.17:** Dreidimensionale Darstellung des Abstandes der publizierten Lokalisation von Fessy et al. [15] (Methode 1) durch die Berechnung des Drehzentrums vom realen Drehzentrum in vertikaler und horizontaler Richtung, wobei die Koordinate X/Y (0/0) den wirklichen Mittelpunkt des Hüftkopfes darstellt. Gemessen wurde der Abstand auf den Strecken, die von Fessy et al. [15] angegeben wurden. Die Daten stammen von an männlichen Patienten vermessenen Hüften.

Anhand Abbildung 3.17 wird deutlich, dass die Lokalisation, die von Fessy et al. [15] genannt wurde, sich sehr genau mit der realen Lokalisation, gemessen mit der Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15] (Methode 1), deckte.

Zum Vergleich wurden in Abbildung 3.18 die Werte eingetragen, die nach der von John und Fisher [26] publizierten Methode erhalten wurden. Diese Methode wurde als Vergleich gewählt, da sie neben Methode 1 in horizontaler Richtung die geringste Streuung bei den Relativwerten aufwies. In vertikaler Richtung wies neben Methode 1 nur Methode 5 (Methode nach Pierchon et al. [47], Relation zur Beckengesamthöhe) eine geringfügig kleinere Streuung auf.





*Abb. 3.18: Dreidimensionale Darstellung des Abstandes der publizierten Lokalisation des Drehzentrums von John und Fisher [26] (Methode 3) vom realen Drehzentrum in vertikaler und horizontaler Richtung, wobei die Koordinate X/Y (0/0) den wirklichen Mittelpunkt des Hüftkopfes darstellt. Gemessen wurde der Abstand auf den Strecken, die von John und Fisher [26] angegeben wurden. Die Daten stammen von an männlichen Patienten vermessenen Hüften.*

In den Abbildungen 3.17 und 3.18 wurde die Verteilung der Werte plastisch dargestellt. Es wurde ersichtlich, dass bei der Lokalisation des Drehzentrums mit Methode 1 mehr Werte auf kleinerem Raum dargestellt waren und somit die Messung präziser war.

### **3.3.1.3 Erfolgte durch die Methode eine adäquate Beschreibung des Drehzentrums?**

Um zu überprüfen, ob durch die von den Autoren publizierte Lokalisation in Verbindung mit den angewandten Methoden das anatomische Drehzentrum der Hüfte im vorliegenden Kollektiv adäquat beschrieben worden war, wurde der T-Test bei annähernd normalverteilten Werten beziehungsweise der Wilcoxon-Test bei nicht normalverteilten Werten angewandt. Mit beiden Tests wurde überprüft, ob die Verteilung der Werte der jeweiligen Methode mit dem Wert 0, welcher die tatsächliche Lokalisation des Drehzentrums darstellt, übereinstimmte. War die asymptotische

Signifikanz (2seitig) kleiner als 0,05, so war die jeweilige Verteilung signifikant von dem Wert 0 verschieden. Ob eine Verteilung annähernd normalverteilt war, wurde, wie bereits unter 2.4.2 beschrieben, festgestellt, indem das Verhältnis der Schiefe zu ihrem Standardfehler bestimmt wurde.

Daraus ergab sich, dass in horizontaler Richtung bei an männlichen Patienten vermessenen Hüften keine der Methoden annähernd normalverteilt war. Infolgedessen kam bei allen Methoden in horizontaler Richtung der Wilcoxon-Test zur Anwendung.

In vertikaler Richtung waren die Methoden 2 (Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15]), 3 (Methode nach John und Fisher [26]), 5 (Methode nach Pierchon et al. [47], Relation zur Beckengesamthöhe) und 6 (Methode nach Ranawat et al. [48]) annähernd normalverteilt, sodass hier der T-Test zur Anwendung kam. Bei den Methoden 1 (Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15]) und 4 (Methode nach Pierchon et al. [47], Relation zu TF\_TF bzw. TF\_IS) wurde aufgrund der nicht normalverteilten Werte der Wilcoxon-Test durchgeführt.

In horizontaler Richtung ergab sich für keinen der Werte eine Signifikanz, die kleiner als 0,05 war.

In vertikaler Richtung wurde für die Methode 4 (Methode nach Pierchon et al. [47], Relation zu TF\_TF bzw. TF\_IS) eine Signifikanz von 0,053 ermittelt. Bei allen anderen Methoden lag die Signifikanz unter 0,01, sodass nur die Verteilung der Werte, die mit Methode 4 ermittelt wurden, nicht signifikant von dem Wert 0 verschieden war.

#### **3.3.1.4 Werte innerhalb des Toleranzbereiches von 3 mm in horizontaler Richtung**

Zu Beginn der Untersuchung wurde ein Toleranzbereich festgelegt, innerhalb dessen eine Abweichung der publizierten von der tatsächlichen Lokalisation des anatomischen Drehzentrums der Hüfte geduldet wurde. Dieser Bereich wurde vorab auf 3 Millimeter in jede Richtung festgelegt.

Bei der Methode nach Ranawat et al. [48] waren in horizontaler Richtung keine Werte innerhalb des Toleranzbereiches gemessen worden.

In Tabelle 3.7 sind für jede Methode jeweils die Anzahl der Werte sowie das arithmetische Mittel und die Standardabweichung der Verteilung dargestellt.

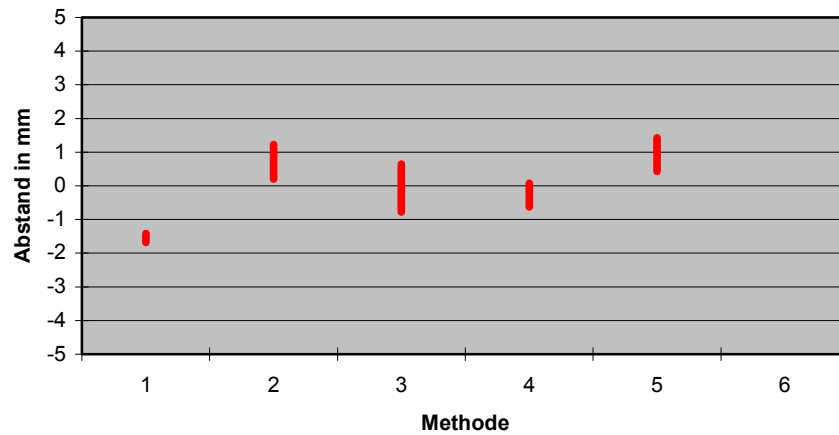
Methoden	Anzahl der Werte	Arithmetisches Mittel in mm	Standardabweichung
Fessy et al. [15] (Berechnungsmethode), 1	128	-1,55 mm	0,74 mm
Fessy et al. [15] (Messmethode), 2	48	0,71 mm	1,82 mm
John und Fisher [26], 3	25	-0,06 mm	1,82 mm
Pierchon et al. [47] (nach publizierter Methode), 4	64	0,14 mm	1,70 mm
Pierchon et al. [47], 5	45	0,93 mm	1,71 mm
Ranawat et al. [48], 6	0		

*Tab. 3.7: Verteilung der Werte innerhalb des Toleranzbereiches von 3 mm in horizontaler Richtung bei an männlichen Patienten vermessenen Hüften.*

Die meisten Werte innerhalb des Toleranzbereiches in horizontaler Richtung wurden bei Methode 1 (Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15]) beobachtet (128 von 138 Werten), wohingegen es bei den anderen Methoden deutlich weniger waren (bei Methode 4 (Methode nach Pierchon et al. [47], Relation zu TF\_TF bzw. TF\_IS), der Methode mit den meisten Werten innerhalb der Toleranz nach Methode 1, waren es 64 von 138 Werten). Methode 1 wies die geringste Streuung auf.

In Abbildung 3.19 wurden die 95%-Konfidenzintervalle der verschiedenen Methoden bezüglich der Verteilung der Werte innerhalb des Toleranzbereiches aufgetragen. Waren die Konfidenzintervalle der verschiedenen Methoden überlappend, so bestand kein signifikanter Unterschied. Waren sie disjunkt, so waren sie auch signifikant voneinander verschieden. Bei Methode 6, der Methode nach Ranawat et al. [48], wurde kein Wert innerhalb der Toleranz von 3 mm gemessen.

**95%-Konfidenzintervall der Werte innerhalb des Toleranzbereiches von 3 mm in horizontaler Richtung**



*Abb. 3.19:* Darstellung des 95%-Konfidenzintervalles der Werte, die innerhalb der Toleranz von 3 mm Abstand in der Horizontalen zum realen Zentrum lagen, bei an männlichen Patienten vermessenen Hüftgelenken.

Man erkennt, dass das 95%-Konfidenzintervall der Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15] (Methode 1) den kleinsten Wertebereich einnahm und disjunkt zu allen anderen Methoden und somit signifikant verschieden von den anderen Methoden war.

### **3.3.1.5 Werte innerhalb des Toleranzbereiches von 3 mm in vertikaler Richtung**

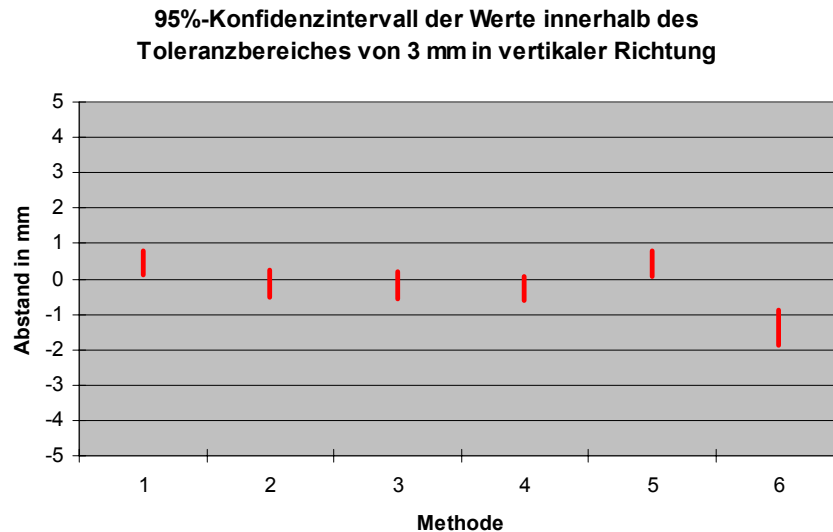
In Tabelle 3.8 wurde für jede Methode nochmals jeweils die Anzahl der Werte sowie das arithmetische Mittel und die Standardabweichung der Verteilung der Werte in numerischer Form dargestellt.

<b>Methode</b>	<b>Anzahl der Werte</b>	<b>Arithmetisches Mittel in mm</b>	<b>Standardabweichung in mm</b>
Fessy et al. [15] (Berechnungsmethode), 1	81	0,46 mm	1,60 mm
Fessy et al. [15] (Messmethode), 2	65	-0,12 mm	1,55 mm
John und Fisher [26], 3	72	-0,18 mm	1,69 mm
Pierchon et al. [47] (nach publizierter Methode), 4	87	-0,27 mm	1,68 mm
Pierchon et al. [47], 5	68	0,43 mm	1,59 mm
Ranawat et al. [48], 6	30	-1,36 mm	1,39 mm

***Tabelle 3.8:** Verteilung der Werte innerhalb des Toleranzbereiches von 3 mm in vertikaler Richtung bei an männlichen Patienten vermessenen Hüften.*

Aus der Tabelle 3.8 wird erkennbar, dass in vertikaler Richtung bei Methode 4 (Methode nach Pierchon et al. [47], Relation zu TF\_TF bzw. TF\_IS) die meisten Werte innerhalb des Toleranzbereiches lagen.

In der folgenden Abbildung wurden jeweils die 95%-Konfidenzintervalle der verschiedenen Methoden bezüglich der Verteilung der Werte innerhalb des Toleranzbereiches dargestellt.

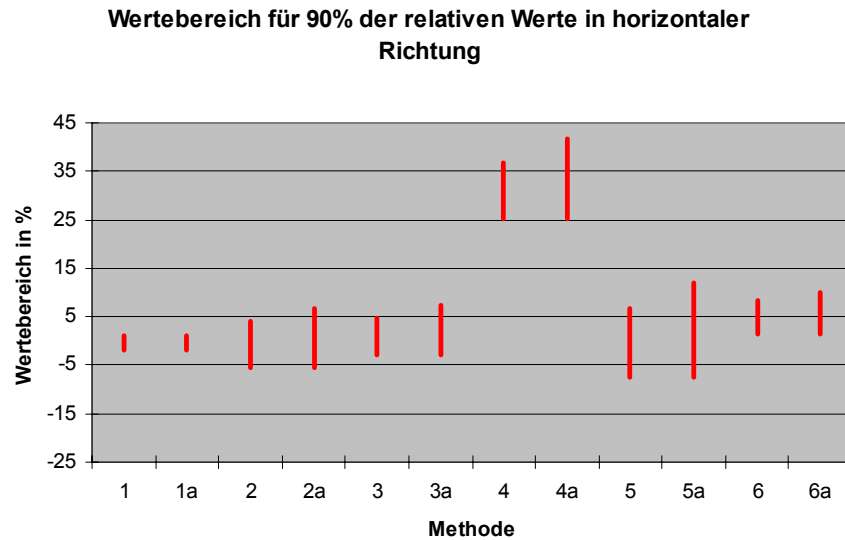


*Abb. 3.20: Darstellung des 95%-Konfidenzintervalles der Werte, die innerhalb der Toleranz von 3 mm Abstand in der Vertikalen zum realen Zentrum lagen, bei an männlichen Patienten vermessenen Hüftgelenken.*

Betrachtet man die Konfidenzintervalle, so wird ersichtlich, dass die Methode nach Ranawat et al. [48] disjunkt zu allen anderen Methoden war. Auch wiesen bei dieser Methode die Werte die geringste Streuung auf (Standardabweichung 1,39 mm). Diese Methode ist jedoch nur eingeschränkt zu empfehlen. Die Gesamtverteilung der Werte zeigt, dass die Spannweite der Werte in vertikaler Richtung mittels der Methode nach Ranawat et al. [48] 25,6 mm betrug (kleinster Wert  $-19,00$  mm, größter Wert  $+6,60$  mm). Hingegen betrug die Spannweite bei der Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15] lediglich 16,75 mm (kleinster Wert  $-5,85$  mm, größter Wert  $10,90$  mm).

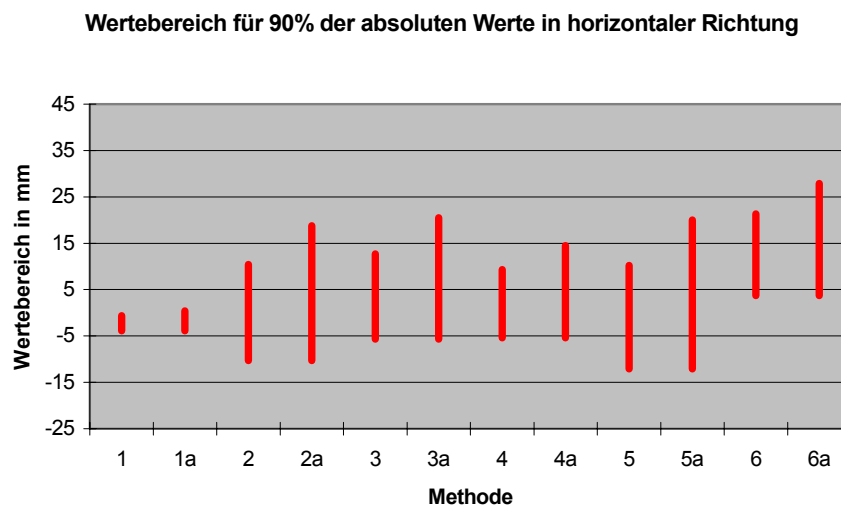
### 3.3.1.6 Wertebereich für 90% der Werte

In den Abbildungen 3.21 bis 3.24 wird für jede Methode beschrieben, in welchem Bereich sich 90% der Werte befanden. Gleichzeitig wurde die Spannweite dieses Bereichs mit der Spannweite aller Werte einer Methode verglichen. Grundlage waren die relativen Werte des Abstandes der publizierten Lokalisation vom realen Zentrum in horizontaler Richtung bei an männlichen Patienten vermessenen Hüften. Die Ziffern 1-6 stellen die verschiedenen Methoden dar, der Zusatz „a“ den gesamten Wertebereich der jeweiligen Methode.



*Abb. 3.21: Darstellung des Wertebereiches, in dem sich 90% der gemessenen Werte befanden.*

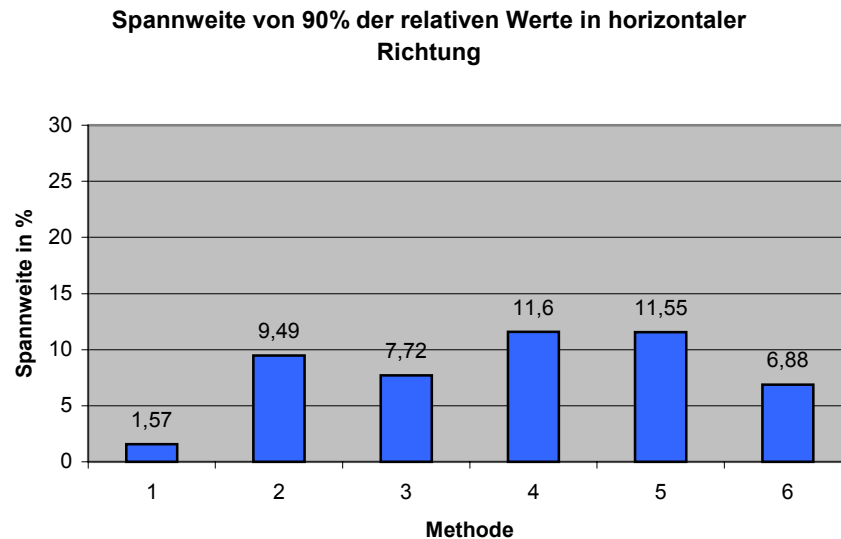
Die Werte der Methode 4 (Methode nach Pierchon et al. [47], Relation zu TF\_TF bzw. TF\_IS) waren aufgrund der zu den anderen Methoden abweichenden Relation außerhalb des Bereiches, in dem sich die anderen Methoden befanden. Aus diesem Grund wird in Abb. 3.22 der Wertebereich in mm angegeben.



*Abb. 3.22: Darstellung des Wertebereiches, in dem sich 90% der gemessenen Werte befanden.*

In der folgenden Abbildung wird zur besseren Übersicht nochmals dargestellt, wie groß die Spannweite war, in der sich 90% der Werte befanden. Grundlage waren die relativen Werte des Abstandes der publizierten Lokalisation vom realen Zentrum in horizontaler Richtung bei an männlichen Patienten vermessenen Hüften. Die Ziffern 1-6 stellen die

verschiedenen Methoden dar. Innerhalb der Abbildung wird über den Balken der jeweilige numerische Wert angegeben.



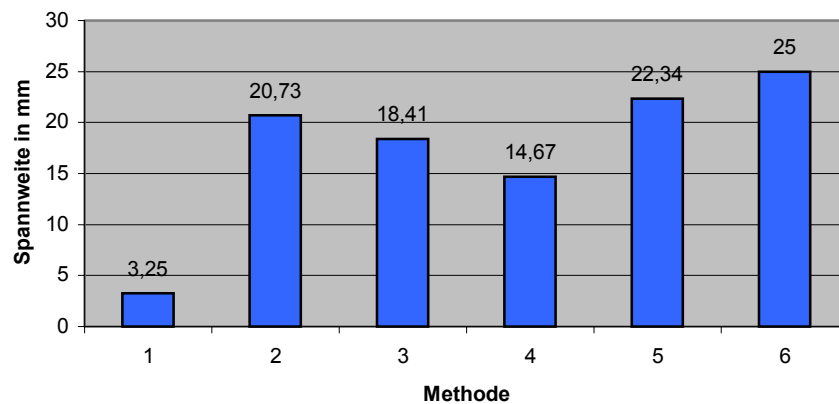
*Abb. 3.23: Darstellung der Spannweite, die von 90% der gemessenen Werte eingenommen wurde.*

Aus den Abbildungen 3.21 und 3.23 geht hervor, dass in horizontaler Richtung bei Methode 1 (Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15]) 90% der Werte innerhalb einer Spannweite lagen, die kleiner als 2% der Beckengesamthöhe war. Auch gruppierten sich diese Werte enger um den Wert 0, welcher das tatsächliche Rotationszentrum des Hüftkopfes darstellt, als dies bei den anderen Methoden der Fall war.

Die folgende Abbildung hat die absoluten Werte in Millimeter des Abstandes der publizierten Lokalisation vom realen Zentrum in horizontaler Richtung bei an männlichen Patienten vermessenen Hüften zur Grundlage. Die Ziffern 1-6 stellen die verschiedenen Methoden dar.



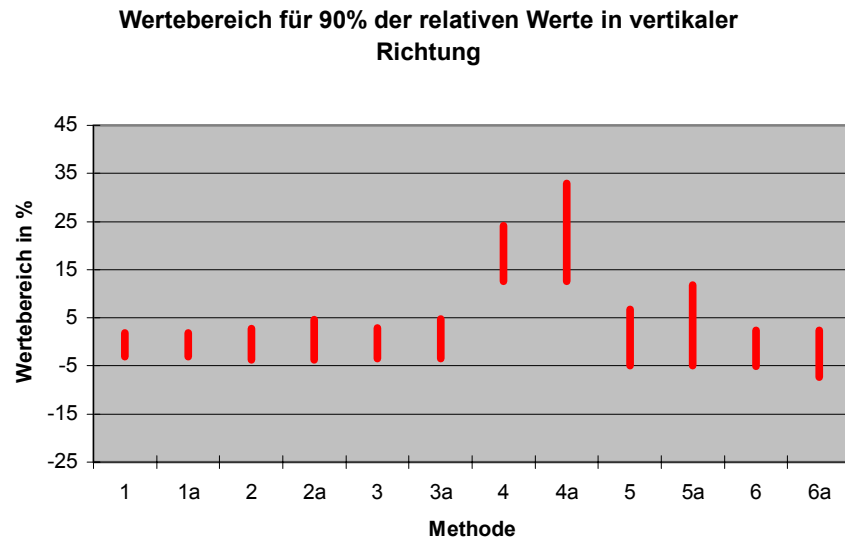
### Spannweite von 90% der absoluten Werte in horizontaler Richtung



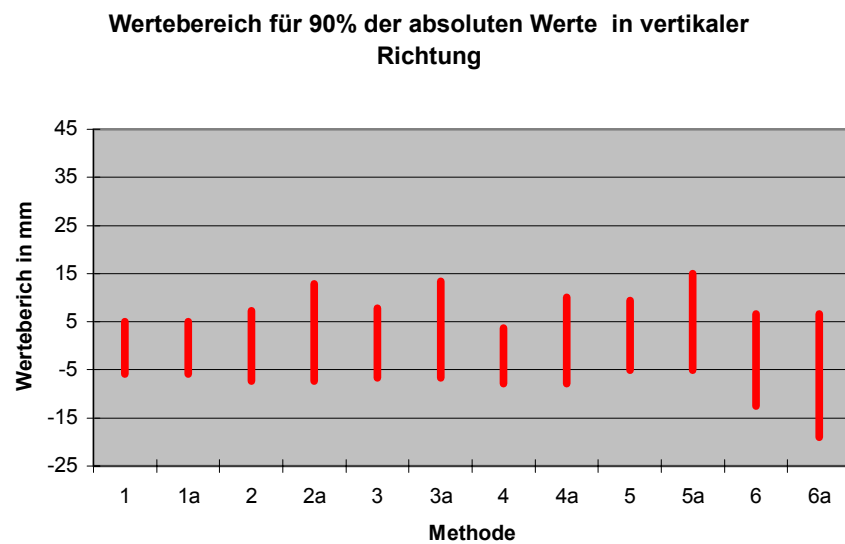
*Abb. 3.24: Darstellung der Spannweite, die von 90% der gemessenen Werte eingenommen wurde.*

Betrachtet man allerdings die absoluten Werte, so war zwar weiterhin die Spannweite von Methode 1 (Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15]) am geringsten, jedoch wies Methode 4 (Methode nach Pierchon et al. [47], Relation zu TF\_TF bzw. TF\_IS) nun eine deutlich geringere Spannweite für 90% der Werte auf als die Methoden 2, 3, 5 oder 6.

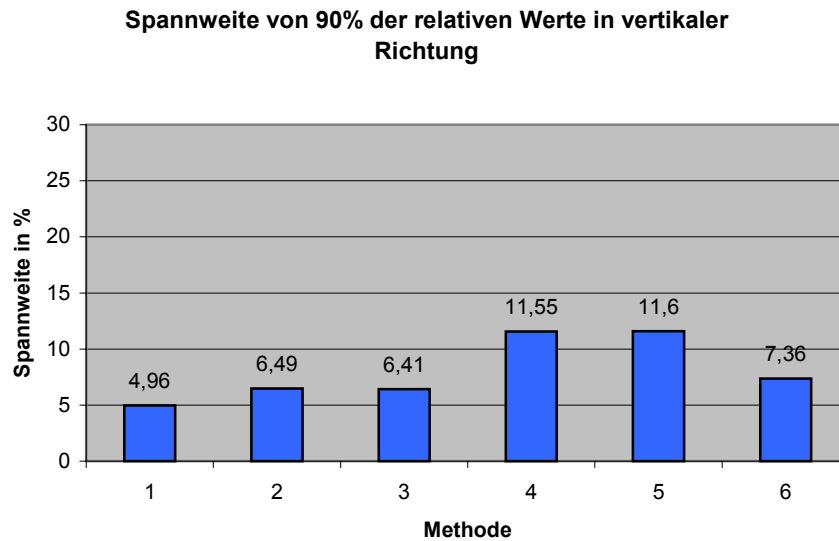
Wie in den Abbildungen 3.21 bis 3.24 für die horizontale Richtung geschehen, so werden in den Abbildungen 3.25 bis 3.28 der Wertebereich für 90% der Werte sowie die Spannweite dieses Bereiches in vertikaler Richtung dargestellt. Die jeweils erste Abbildung hat relative Werte, die jeweils zweite absolute Werte als Grundlage. Die Ziffern 1-6 stellen die verschiedenen Methoden dar. Wenn vorhanden, so stellt der Zusatz „a“ den gesamten Wertebereich der jeweiligen Methode dar. Bei der Darstellung der Spannweite wird innerhalb der Abbildung über den Balken der jeweilige numerische Wert angegeben.



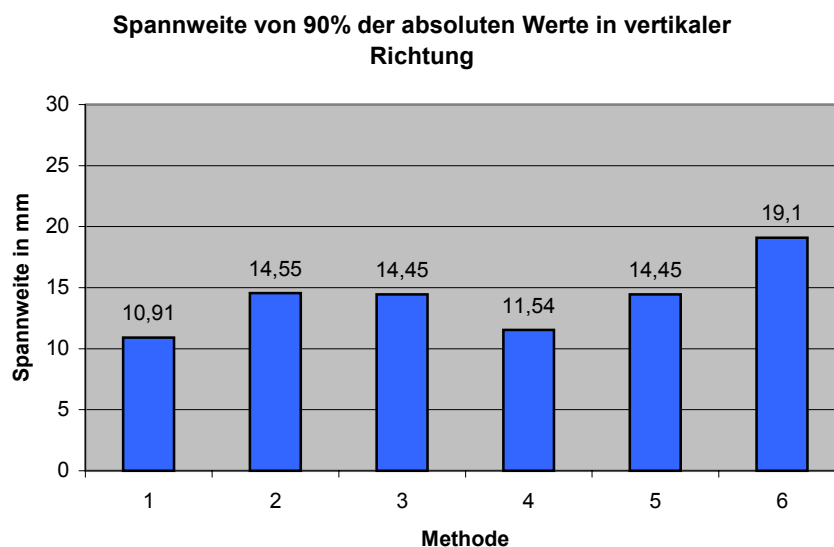
*Abb. 3.25: Darstellung des Wertebereiches, in dem sich 90% der gemessenen Werte befanden.*



*Abb. 3.26: Darstellung des Wertebereiches, in dem sich 90% der gemessenen Werte befanden.*



*Abb. 3.27: Darstellung der Spannweite, die von 90% der gemessenen Werte eingenommen wurde.*



*Abb. 3.28: Darstellung der Spannweite, die von 90% der gemessenen Werte eingenommen wurde.*

Aus den Abbildungen 3.26 und 3.28 geht hervor, dass in vertikaler Richtung Methode 1 (Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15]) und Methode 4 (Methode nach Pierchon et al. [47], Relation zu TF\_TF bzw. TF\_IS) eine ähnlich große Spannweite für 90% der Werte aufwiesen. Es wird auch ersichtlich, dass bei den Absolutwerten der Unterschied zwischen den Methoden geringer ausfiel als bei den relativen Werten.

Auch in vertikaler Ausrichtung nahmen die Werte der Methode 1 (Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15]) den kleinsten Wertebereich ein und waren am engsten um den Wert 0, welcher das tatsächliche Drehzentrum darstellt, gruppiert.

### 3.3.1.7 Vergleich der Verteilung der Methoden untereinander

Um zu vergleichen, ob die Verteilung der Methoden signifikant voneinander verschieden war, wurde der Wilcoxon-Test durchgeführt.

Grundlage waren die an männlichen Patienten gemessenen Werte des Abstandes der publizierten Lokalisation von der realen Lokalisation in horizontaler beziehungsweise in vertikaler Richtung. Hierbei wurde in den Tabellen 3.9 und 3.11 der Vergleich auf der Grundlage relativer Werte angegeben. In den Tabellen 3.10 sowie 3.12 erfolgte der Vergleich absoluter Werte. Werte, die größer als 0,05 sind, deuten darauf hin, dass die Verteilungen der verglichenen Methoden nicht signifikant voneinander verschieden waren.

Fessy Messmethode (2)	John und Fisher (3)	Pierchon publ. Methode (4)	Pierchon (5)	Ranawat (6)	
0	0	0	0	0	Fessy Berechnungsmethode (1)
	0	0	0,595	0	Fessy Messmethode (2)
		0,029	0	0	John und Fisher (3)
			0	0	Pierchon publ. Methode (4)
				0	Pierchon (5)

*Abb. 3.9: Vergleich der Methoden untereinander auf der Basis relativer Werte in horizontaler Richtung.*

In horizontaler Richtung bestand bei Betrachtung der Relativwerte zwischen den Methoden 2 und 5 kein signifikanter Unterschied hinsichtlich der Verteilung der Werte.

Fessy Messmethode (2)	John und Fisher (3)	Pierchon publ. Methode (4)	Pierchon (5)	Ranawat (6)	
0	0	0	0	0	Fessy Berechnungsmethode (1)
	0	0,609	0,471	0	Fessy Messmethode (2)
		0	0	0	John und Fisher (3)
			0,071	0	Pierchon publ. Methode (4)
				0	Pierchon (5)

*Abb. 3.10: Vergleich der Methoden untereinander auf der Basis absoluter Werte in horizontaler Richtung.*

In horizontaler Richtung bestand bei den Absolutwerten zwischen den Methoden 2 und 4, 2 und 5 sowie 4 und 5 kein signifikanter Unterschied in Bezug auf ihre Verteilung.

Fessy Messmethode (2)	John und Fisher (3)	Pierchon publ. Methode (4)	Pierchon (5)	Ranawat (6)	
0,62	0,197	0,003	0	0	Fessy Berechnungsmethode (1)
	0	0	0	0	Fessy Messmethode (2)
		0	0	0	John und Fisher (3)
			0	0	Pierchon publ. Methode (4)
				0	Pierchon (5)

*Abb. 3.11: Vergleich der Methoden untereinander auf der Basis relativer Werte in vertikaler Richtung.*

In vertikaler Richtung bestand bei Betrachtung der Relativwerte zwischen den Methoden 1 und 2 sowie 1 und 3 kein signifikanter Unterschied bezüglich ihrer Verteilung.

Fessy Messmethode (2)	John und Fisher (3)	Pierchon publ. Methode (4)	Pierchon (5)	Ranawat (6)	
0,616	0,205	0	0	0	Fessy Berechnungsmethode (1)
	0	0	0	0	Fessy Messmethode (2)
		0	0	0	John und Fisher (3)
			0	0	Pierchon publ. Methode (4)
				0	Pierchon (5)

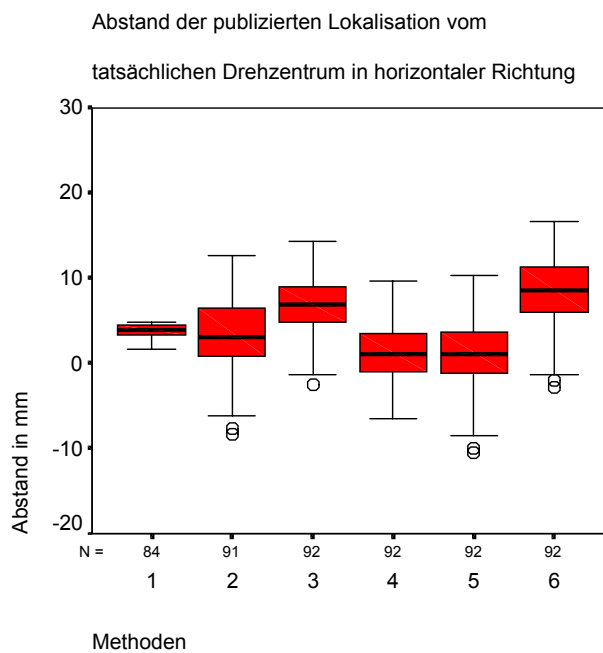
**Abb. 3.12:** Vergleich der Methoden untereinander auf der Basis absoluter Werte in vertikaler Richtung.

In vertikaler Richtung bestand bei Betrachtung der Absolutwerte zwischen den Methoden 1 und 2 sowie zwischen den Methoden 1 und 3 hinsichtlich ihrer Verteilung kein signifikanter Unterschied.

### 3.3.2 Darstellung der Ausmessung des Hüftkopfzentrums an weiblichen Patienten

Wie in Abschnitt 3.3.1 für Daten, die an männlichen Patienten ermittelt wurden, geschehen, so wird in diesem Abschnitt ausgehend von an weiblichen Patienten ermittelten Daten verglichen, welche der Methoden das anatomische Drehzentrum am besten beschrieb.

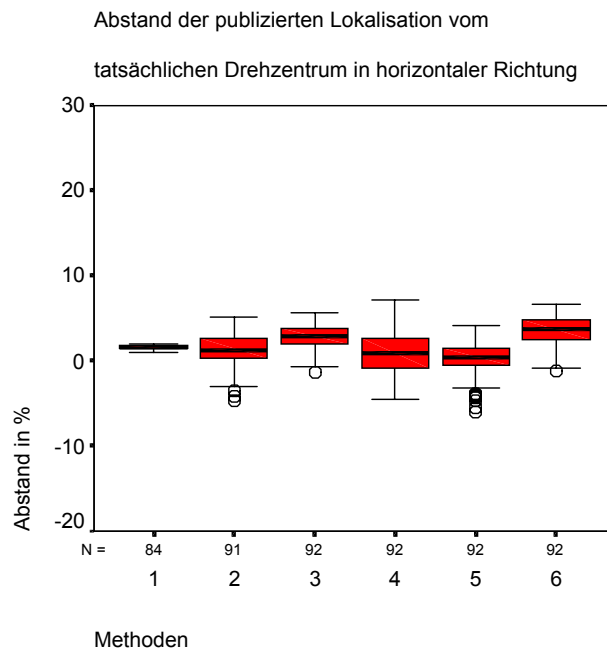
#### 3.3.2.1 Abstand der publizierten zur realen Lokalisation des Zentrums in horizontaler Richtung



*Abb. 3.29: Abweichung des publizierten Drehzentrums von der realen Lokalisation in horizontaler Richtung in mm bei an weiblichen Patienten vermessenen Hüften.*

Ebenso wie bei den an männlichen Patienten vermessenen Hüften, so nahm auch bei den an weiblichen Patienten vermessenen Hüften die Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15] (Methode 1) den kleinsten Wertebereich ein. Allerdings wird aus der Abbildung 3.29 auch deutlich, dass bei Methode 1 (Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15]) die geringste Fallzahl ausgewertet wurde, nämlich lediglich 84 Hüften. Dem liegt zugrunde, dass für die Anwendung der von Fessy et al. [15] vorgestellten Berechnungsmethode beide Iliosakralgelenke auf dem Röntgenbild identifizierbar sein

mussten und eben dies durch den bei weiblichen Patienten im gebärfähigen Alter oftmals verwendeten Gonadenschutz erschwert oder gar verhindert wurde. Somit war diese Methode nur begrenzt anwendbar.



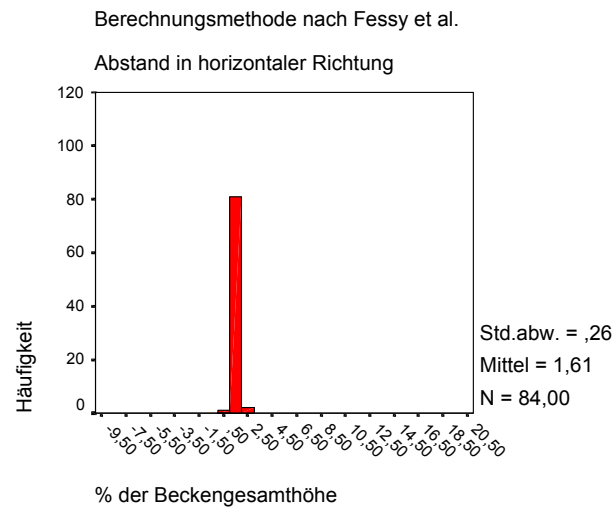
**Abb. 3.30:** Abweichung des publizierten Drehzentrums von der realen Lokalisation in horizontaler Richtung in % der Beckengesamthöhe (1-3, 5, 6) beziehungsweise als anderweitige Relation (4) bei an weiblichen Patienten vermessenen Hüften.

Bei der Betrachtung der Abbildungen 3.29 und 3.30, die den Abstand in Millimeter beziehungsweise als Prozentangabe darstellen, wird deutlich, dass, ähnlich wie bei männlichen Hüften, in horizontaler Richtung die Methode 1 (Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15]) den geringsten Wertebereich einschloss, also sich die Werte in einem kleineren Fenster bewegten. Ferner ist zu beachten, dass auch bei an weiblichen Patienten vermessenen Hüften die von Pierchon et al. [47] vorgeschlagene Indexbildung, die bereits unter Abschnitt 2.3.3.3 näher beschrieben wurde, ebenso wie bei an männlichen Patienten vermessenen Hüften einen größeren Wertebereich einnahm.

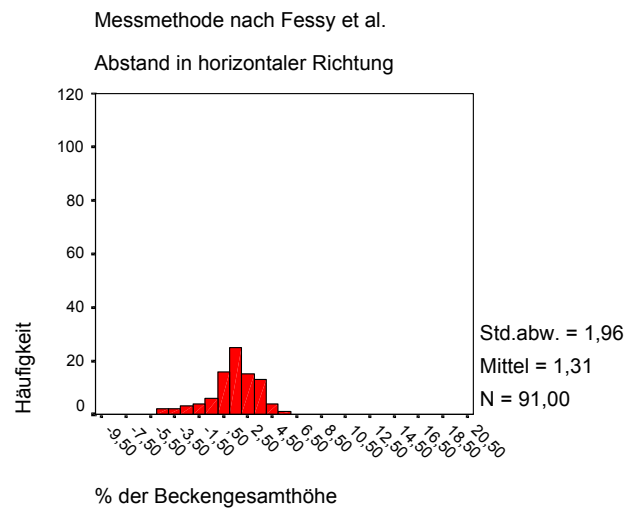
In den folgenden Abbildungen wird für jede Methode der Abstand der publizierten zur realen Lokalisation des Drehzentrums der Hüfte in horizontaler Richtung bei an weiblichen Patienten vermessenen Hüften dargestellt. Grundlage sind jeweils relative Werte, bei den Methoden 1-3, 5 und 6 relativ zur Beckengesamthöhe, bei Methode 4 in



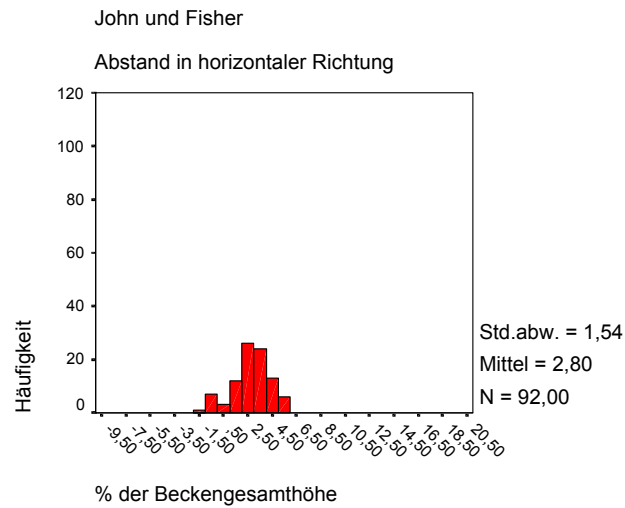
horizontalen Richtung in Relation zu der Strecke TF\_TF, in vertikalen Richtung zu der Strecke TF\_IS.



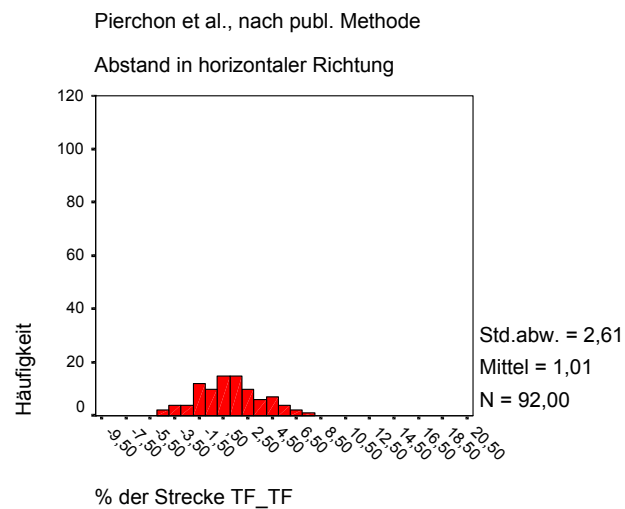
**Abb. 3.31:** Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15] (Methode 1), die Werte sind in Prozent zur Beckengesamthöhe angegeben.



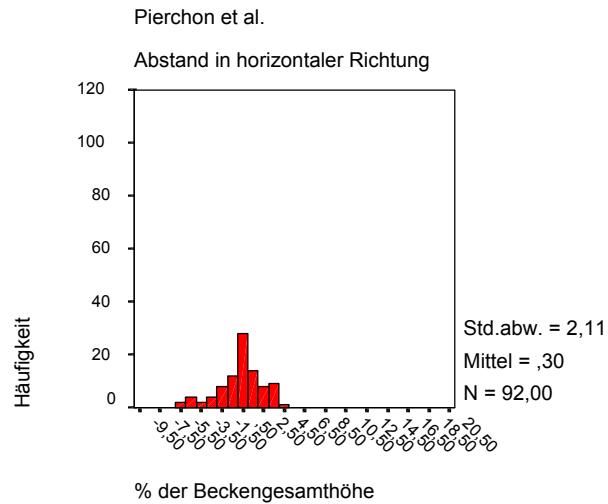
**Abb. 3.32:** Messmethode nach Fessy et al. [15] (Methode 2), die Werte sind in Prozent zur Beckengesamthöhe angegeben.



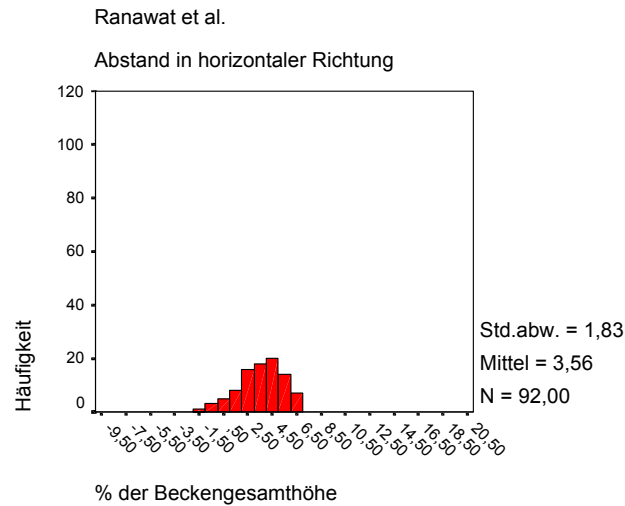
**Abb. 3.33:** Messmethode nach John und Fisher [26] (Methode 3), die Werte sind in Prozent zur Beckengesamthöhe angegeben.



**Abb. 3.34:** Messmethode nach Pierchon et al. [47] (Methode 4), die Werte sind, wie publiziert, in Prozent zur Strecke TF\_TF angegeben.



**Abb. 3.35:** Messmethode nach Pierchon et al. [47] (Methode 5), die Werte sind in Prozent zur Beckengesamthöhe angegeben, um eine Vergleichbarkeit mit den anderen Methoden zu ermöglichen.



**Abb. 3.36:** Messmethode nach Ranawat et al. [48] (Methode 6), die Werte sind in Prozent zur Beckengesamthöhe angegeben.

In Tabelle 3.13 werden für jede Methode gesondert die Anzahl der Werte sowie das arithmetische Mittel und die Standardabweichung ihrer Verteilung aufgeführt.

Methoden	Anzahl der Werte	Arithmetisches Mittel der Prozentangaben	Standardabweichung
Fessy et al. [15] (Berechnungsmethode), 1	84	1,61%	0,26%
Fessy et al. [15] (Messmethode), 2	91	1,31%	1,96%
John und Fisher [26], 3	92	2,80%	1,54%
Pierchon et al. [47] (nach publizierter Methode), 4	92	1,01%	2,61%
Pierchon et al. [47], 5	92	0,30%	2,11%
Ranawat et al. [48], 6	92	3,56%	1,83%

*Tabelle 3.13: Abstand der publizierten zur realen Lokalisation des Drehzentrums der Hüfte in horizontaler Richtung bei an weiblichen Patienten vermessenen Hüften, gezeigt sind die Werte in %.*

Bei Betrachtung der Abbildungen 3.31 bis 3.36 sowie Tabelle 3.13 fällt auf, dass auch bei an weiblichen Patienten vermessenen Hüften die Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15] (Methode 1) in horizontaler Richtung eine geringere Streuung (Standardabweichung 0,26%) hatte als die anderen Methoden. Allerdings waren hier auch die wenigsten Messwerte vorhanden.

In Tabelle 3.14 werden die Werte nochmals in Millimetern angegeben. Dadurch wird eine Vergleichbarkeit von Methode 4 (Methode nach Pierchon et al. [47], Relation zu TF\_TF bzw. TF\_IS) mit den anderen Methoden gewährleistet. Dargestellt sind jeweils das arithmetische Mittel und die dazugehörige Standardabweichung.

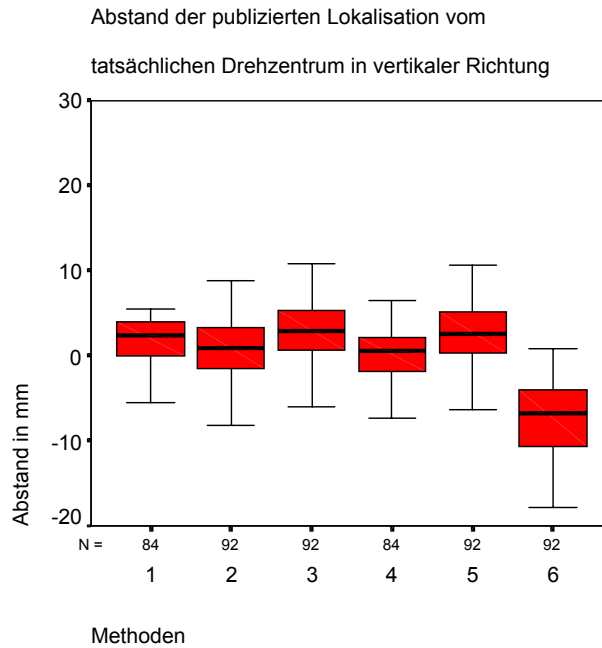
<b>Methode</b>	<b>Anzahl der Werte</b>	<b>Arithmetisches Mittel der Millimeterangaben</b>	<b>Standardabweichung</b>
Fessy et al. [15] (Berechnungsmethode), 1	84	3,76 mm	0,77 mm
Fessy et al. [15] (Messmethode), 2	91	3,30 mm	4,44 mm
John und Fisher [26], 3	92	6,70 mm	3,72 mm
Pierchon et al. [47] (nach publizierter Methode), 4	92	1,34 mm	3,57 mm
Pierchon et al. [47], 5	92	1,00 mm	4,57 mm
Ranawat et al. [48], 6	92	8,30 mm	4,33 mm

*Tabelle 3.14: Abstand der publizierten zur realen Lokalisation des Drehzentrums der Hüfte in horizontaler Richtung bei an weiblichen Patienten vermessenen Hüften, gezeigt sind die Werte in mm.*

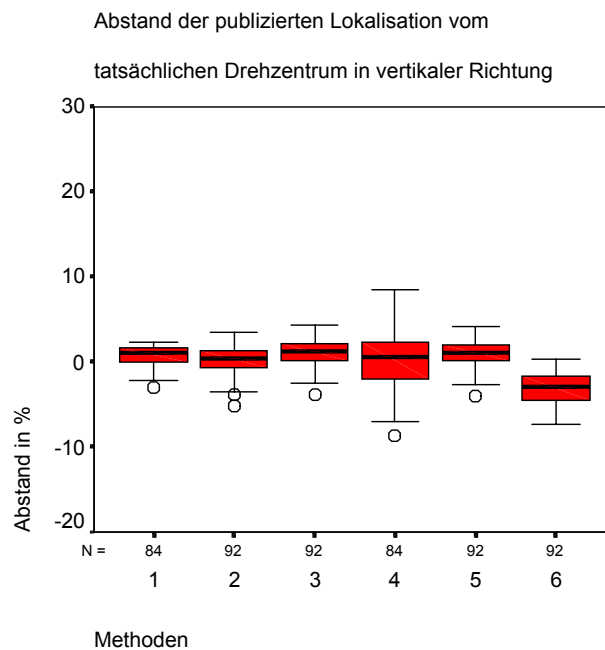
Aus Tabelle 3.14 geht hervor, dass Methode 1 (Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15]) zwar nicht die genaueste Messung lieferte, dafür aber die geringste Streuung aufwies. Methode 5, welche die genaueste Messung lieferte, hatte eine deutlich größere Streuung der Werte als es bei Methode 1 der Fall war.

### **3.3.2.2 Abstand der publizierten zur realen Lokalisation des Zentrums in vertikaler Richtung**

In den folgenden beiden Abbildungen wird jeweils der Abstand der publizierten Lokalisation zur tatsächlichen Lokalisation des Drehzentrums in vertikaler Richtung in Millimeter und in Prozent zur Beckengesamthöhe dargestellt. Bei Methode 4 (Methode nach Pierchon et al. [47], Relation zu TF\_TF bzw. TF\_IS) erfolgt die Darstellung prozentual zu der Strecke TF\_IS.



**Abb. 3.37:** Abweichung des publizierten Drehzentrums von der realen Lokalisation in vertikaler Richtung in mm bei an weiblichen Patienten vermessenen Hüften.

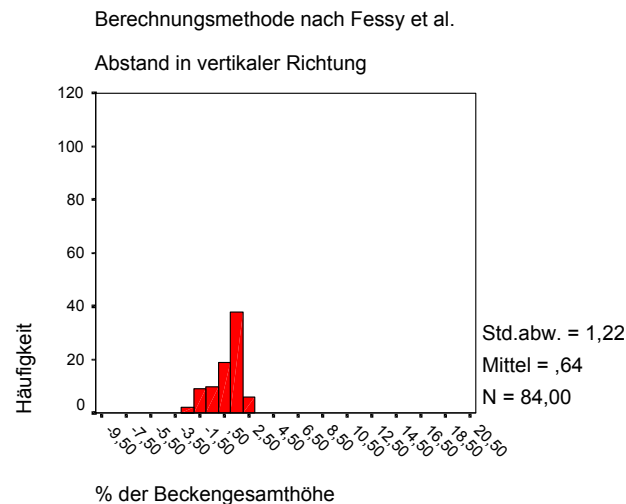


**Abb. 3.38:** Abweichung des publizierten Drehzentrums von der realen Lokalisation in vertikaler Richtung in % der Beckengesamthöhe (1-3, 5, 6) beziehungsweise als anderweitige Relation (4) bei an weiblichen Patienten vermessenen Hüften.

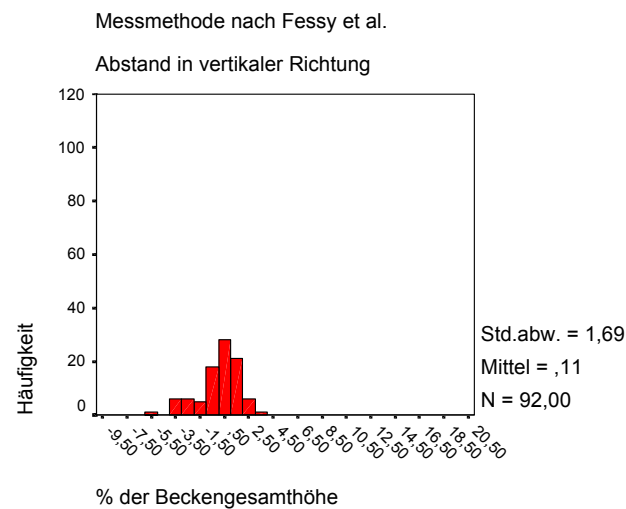
Aus den Abbildungen 3.37 und 3.38 geht hervor, dass auch bei den an weiblichen Patienten vermessenen Hüften die Unterschiede zwischen den Methoden in horizontaler Richtung größer waren als in vertikaler. Ähnlich wie bei den am männlichen Kollektiv erhaltenen Werten, so wurde auch hier ersichtlich, dass durch die Indexbildung von

Pierchon et al. [47] (Methode 4) ein größerer Wertebereich durch die ermittelten Werte eingenommen wurde als dies bei den Methoden 1-3, 5 und 6 der Fall war.

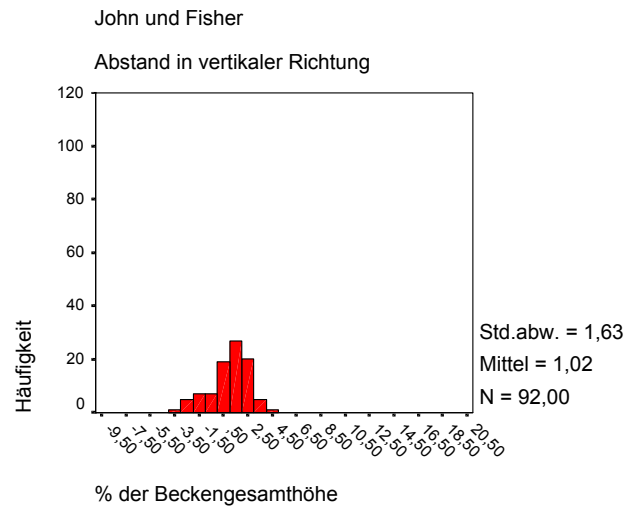
Im Folgenden wird in Histogrammen jeweils für jede einzelne Methode die Verteilung der Werte des Abstandes der publizierten zur realen Lokalisation des Drehzentrums der Hüfte in vertikaler Richtung bei an weiblichen Patienten vermessenen Hüften dargestellt.



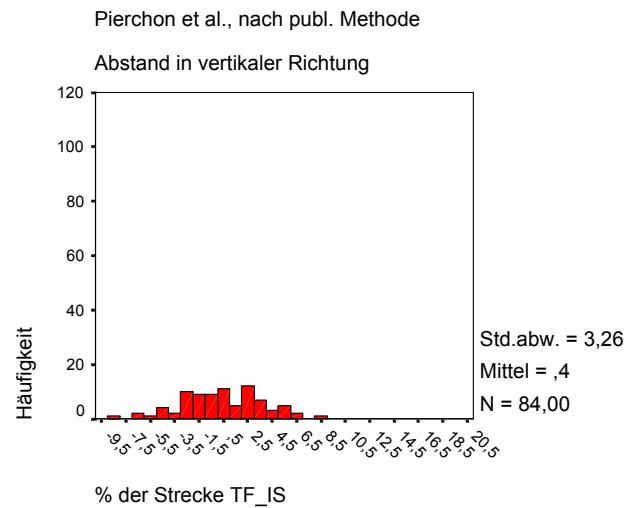
**Abb. 3.39:** Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15] (Methode 1), die Werte sind in Prozent zur Beckengesamthöhe angegeben.



**Abb. 3.40:** Messmethode nach Fessy et al. [15] (Methode 2), die Werte sind in Prozent zur Beckengesamthöhe angegeben.

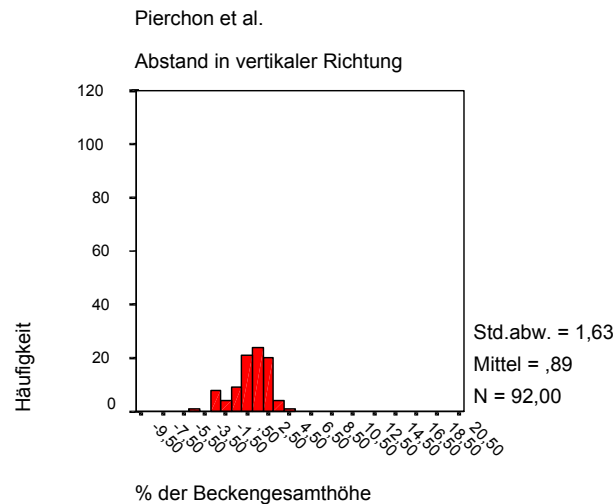


**Abb. 3.41:** Messmethode nach John und Fisher [26] (Methode 3), die Werte sind in Prozent zur Beckengesamthöhe angegeben.

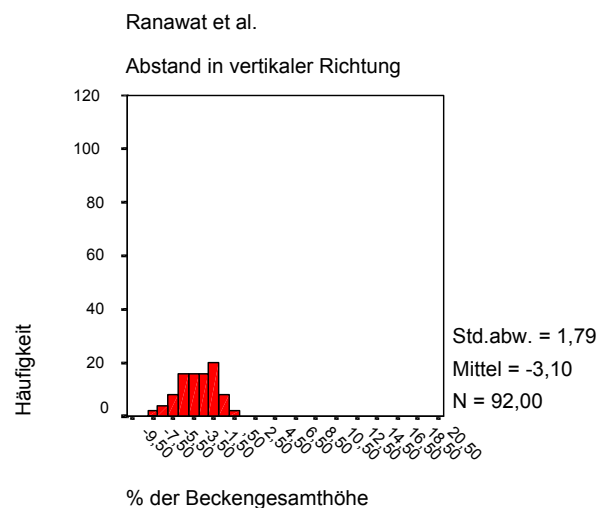


**Abb. 3.42:** Messmethode nach Pierchon et al. [47] (Methode 4), die Werte sind, wie publiziert, in Prozent zur Strecke TF\_IS angegeben.





**Abb. 3.43:** Messmethode nach Pierchon et al. [47] (Methode 5), die Werte sind in Prozent zur Beckengesamthöhe angegeben, um eine Vergleichbarkeit mit den anderen Methoden zu ermöglichen.



**Abb. 3.44:** Messmethode nach Ranawat et al. [48] (Methode 6), die Werte sind in Prozent zur Beckengesamthöhe angegeben.

Im Folgenden werden in Tabelle 3.15 gesondert für jede Methode die Anzahl der vorhandenen Werte sowie das arithmetische Mittel und die Standardabweichung ihrer Verteilung in numerischer Form aufgeführt.

Methoden	Anzahl der Werte	Arithmetisches Mittel der Prozentangaben	Standardabweichung
Fessy et al. [15] (Berechnungsmethode), 1	84	0,64%	1,22%
Fessy et al. [15] (Messmethode), 2	92	0,11%	1,69%
John und Fisher [26], 3	92	1,02%	1,63%
Pierchon et al. [47] (nach publizierter Methode), 4	84	0,40%	3,26%
Pierchon et al. [47], 5	92	0,89%	1,63%
Ranawat et al. [48], 6	92	-3,10%	1,79%

**Tabelle 3.15:** Abstand der publizierten zur realen Lokalisation des Drehzentrums der Hüfte in vertikaler Richtung bei an weiblichen Patienten vermessenen Hüften.

Die Abbildungen 3.39 bis 3.44 und die Tabelle 3.15 zeigen, dass ebenfalls in vertikaler Richtung bei den an weiblichen Patienten vermessenen Hüftgelenken die Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15] (Methode 1) die Werte mit der geringsten Streuung aufwies (Standardabweichung 1,22%), jedoch konnten nicht alle Hüften ausgewertet werden. Der Grund hierfür wurde bereits in Abschnitt 2.1 näher beschrieben.

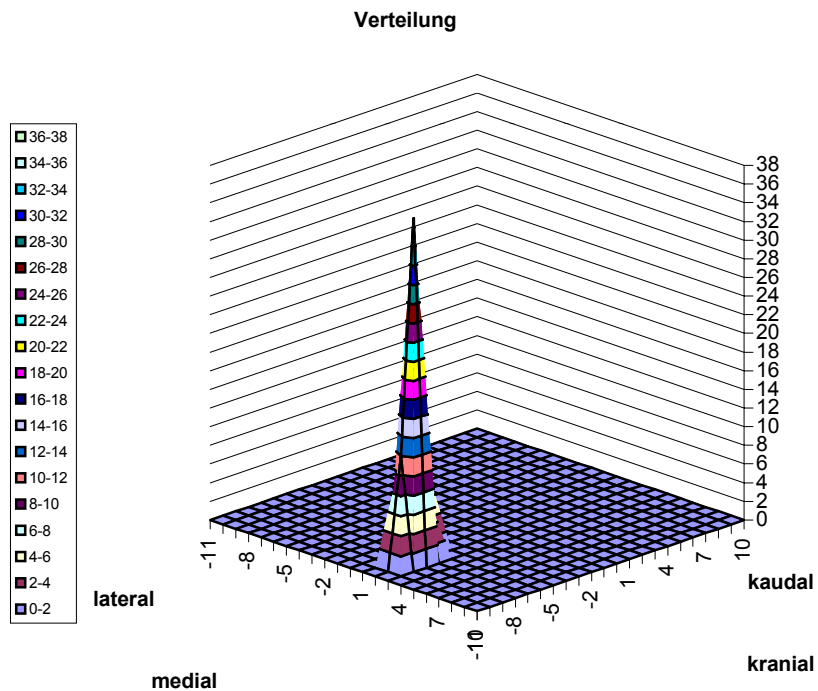
In der folgenden Tabelle werden die Messwerte der verschiedenen Methoden zusätzlich in Millimeter aufgeführt. Durch diese Absolutangabe ließ sich Methode 4 (Methode nach Pierchon et al. [47], Relation zu TF\_TF bzw. TF\_IS) mit den anderen Methoden vergleichen.

<b>Methode</b>	<b>Anzahl der Werte</b>	<b>Arithmetisches Mittel der Millimeterangaben</b>	<b>Standardabweichung</b>
Fessy et al. [15] (Berechnungsmethode), 1	84	1,67 mm	2,72 mm
Fessy et al. [15] (Messmethode), 2	92	0,50 mm	3,69 mm
John und Fisher [26], 3	92	2,60 mm	3,69 mm
Pierchon et al. [47] (nach publizierter Methode), 4	84	0,29 mm	2,81 mm
Pierchon et al. [47], 5	92	2,30 mm	3,69 mm
Ranawat et al. [48], 6	92	-7,20 mm	4,10 mm

***Tabelle 3.16:** Abstand der publizierten zur realen Lokalisation des Drehzentrums der Hüfte in vertikaler Richtung bei an weiblichen Patienten vermessenen Hüften, gezeigt sind die Werte in mm.*

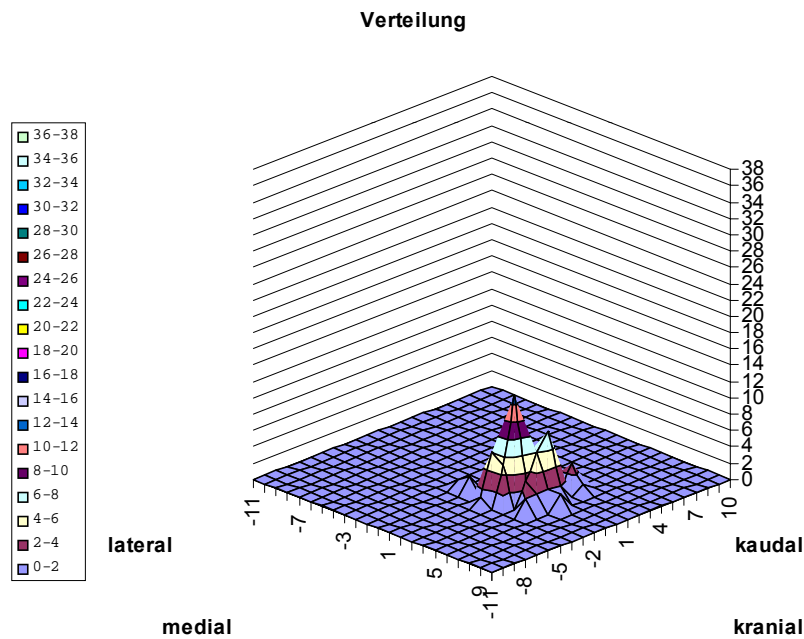
Bei Betrachtung von Tabelle 3.16 fällt auf, dass die Methode 4 (Methode nach Pierchon et al. [47], Relation zu TF\_TF bzw. TF\_IS) nunmehr nur eine wenig größere Streuung aufwies als Methode 1 (Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15]). Allerdings waren die gemessenen Werte bei Methode 4 im Durchschnitt näher an der publizierten Lokalisation als es bei Methode 1 der Fall war.

In der folgenden Abbildung werden die prozentualen Werte sowohl in vertikaler als auch in horizontaler Richtung anhand mit der Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15] ermittelten Werten dargestellt.



**Abb. 3.45:** Dreidimensionale Darstellung des Abstandes der publizierten Lokalisation von Fessy et al. [15] (Methode 1) durch die Berechnung des Drehzentrums vom realen Drehzentrum in vertikaler und horizontaler Richtung, wobei die Koordinate X/Y (0/0) den wirklichen Mittelpunkt des Hüftkopfes darstellt. Gemessen wurde der Abstand auf den Strecken, die von Fessy et al. [15] angegeben wurden. Die Daten stammen von an weiblichen Patienten vermessenen Hüften.

Auch in dieser Abbildung wird, wie bereits in Abbildung 3.17 bei den Werten männlicher Patienten dargestellt, deutlich, dass mit der Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15] (Methode 1) die Lokalisation des Drehzentrums sehr genau beschrieben wurde. Es wird erkennbar, dass die Daten nicht breit streuten. Zum Vergleich wurden in Abbildung 3.46 die Ergebnisse dargestellt, die mit der Methode nach John und Fisher [26] erreicht wurden. Diese Methode wurde als Vergleich gewählt, da sie neben Methode 1 die geringste Streuung bei den Relativwerten aufweist.



**Abb. 3.46:** Dreidimensionale Darstellung des Abstandes der publizierten Lokalisation des Drehzentrums von John und Fisher [26] (Methode 3) vom realen Drehzentrum in vertikaler und horizontaler Richtung, wobei die Koordinate X/Y (0/0) den wirklichen Mittelpunkt des Hüftkopfes darstellt. Gemessen wurde der Abstand auf den Strecken, die von John und Fisher [26] angegeben wurden. Die Daten stammen von an weiblichen Patienten vermessenen Hüften.

Ebenso wie bei den Hüften männlicher Patienten, so wurde auch bei den Hüften weiblicher Patienten deutlich, dass mit der Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15] (Methode 1) die Lokalisation des Drehzentrums am genauesten beschrieben wurde.

### 3.3.2.3 Erfolgte durch die Methode eine adäquate Beschreibung des Drehzentrums?

Im Folgenden wird für die an weiblichen Patienten vermessenen Hüften die Verteilung der Werte hinsichtlich der Tatsache überprüft, ob sie signifikant von dem Wert 0 verschieden waren. Diese Überprüfung erfolgte analog zu der unter Abschnitt 3.3.1.3 beschriebenen Untersuchung, wie sie an Hüften von männlichen Patienten durchgeführt worden war.

In horizontaler Richtung ergab sich nur für Methode 4 (Methode nach Pierchon et al. [47], Relation zu TF\_TF bzw. TF\_IS) eine annähernde Normalverteilung der Werte,

während die übrigen Methoden nicht normalverteilt waren. Somit wurde bei Methode 4 der Einstichproben-T-Test, bei allen anderen Methoden der Wilcoxon-Test angewandt. In vertikaler Richtung ergab sich für die Methoden 4 (Methode nach Pierchon et al. [47], Relation zu TF\_TF bzw. TF\_IS) und 6 (Methode nach Ranawat et al. [48]) eine annähernde Normalverteilung. Hier wurde der Einstichproben-T-Test angewandt. Die restlichen Methoden waren nicht normalverteilt, sodass hier der Wilcoxon-Test angewandt wurde.

In horizontaler Richtung war bei allen Methoden die Signifikanz kleiner als 0,05.

In vertikaler Richtung ergab die Ermittlung der Signifikanz für die Methode 4 (Methode nach Pierchon et al. [47], Relation zu TF\_TF bzw. TF\_IS) eine Signifikanz von 0,325 und für Methode 2 (Messmethode nach Fessy et al. [15]) einen Wert von 0,158. Die Werte für die Signifikanz sämtlicher anderer Methoden lagen unter dem Werte von 0,05.

Somit war bei den an weiblichen Patienten erhaltenen Werten lediglich die Methoden 2 und 4 in vertikaler Richtung nicht signifikant von dem Wert 0 verschieden.

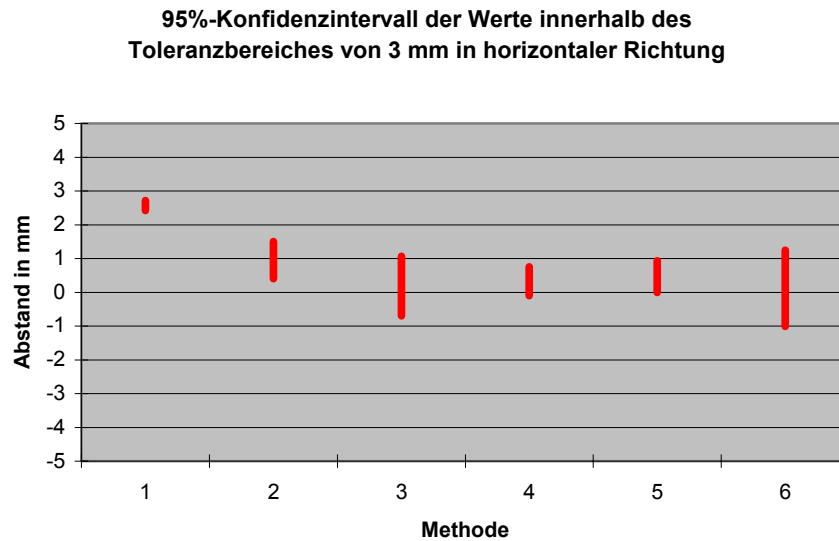
#### **3.3.2.4 Werte innerhalb des Toleranzbereiches von 3 mm in horizontaler Richtung**

In Tabelle 3.17 werden in numerischer Form für jede Methode die Anzahl der Werte sowie das arithmetische Mittel und die Standardabweichung der Verteilung der Werte, die sich innerhalb der Toleranz befanden, dargestellt.

<b>Methode</b>	<b>Anzahl der Werte</b>	<b>Arithmetisches Mittel in mm</b>	<b>Standardabweichung in mm</b>
Fessy et al. [15] (Berechnungsmethode), 1	18	2,57 mm	0,32 mm
Fessy et al. [15] (Messmethode), 2	36	0,95 mm	1,68 mm
John und Fisher [26], 3	14	0,20 mm	1,68 mm
Pierchon et al. [47] (nach publizierter Methode), 4	57	0,33 mm	1,64 mm
Pierchon et al. [47], 5	53	0,47 mm	1,74 mm
Ranawat et al. [48], 6	10	0,10 mm	1,82 mm

***Tabelle 3.17:** Verteilung der Werte innerhalb des Toleranzbereiches von 3 mm in horizontaler Richtung bei an weiblichen Patienten vermessenen Hüften.*

Es wird ersichtlich, dass bei Methode 1 (Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15]) die geringste Streuung vorhanden war. Es lagen aber auch nur 18 Werte innerhalb der Toleranz. Die meisten Werte innerhalb der Toleranz von 3 mm wurden durch Anwendung der Methode 4 (Methode nach Pierchon et al. [47], Relation zu TF\_TF bzw. TF\_IS) ermittelt.



*Abb. 3.47: Darstellung des 95%-Konfidenzintervalles der Werte, die innerhalb der Toleranz von 3 mm Abstand in der Horizontalen zum realen Zentrum lagen, bei an weiblichen Patienten vermessenen Hüftgelenken.*

Aus den 95%-Konfidenzintervallen geht hervor, dass lediglich Methode 1 (Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15]) disjunkt zu den anderen Methoden und somit signifikant von den anderen Methoden verschieden war.

### 3.3.2.5 Werte innerhalb des Toleranzbereiches von 3 mm in vertikaler Richtung

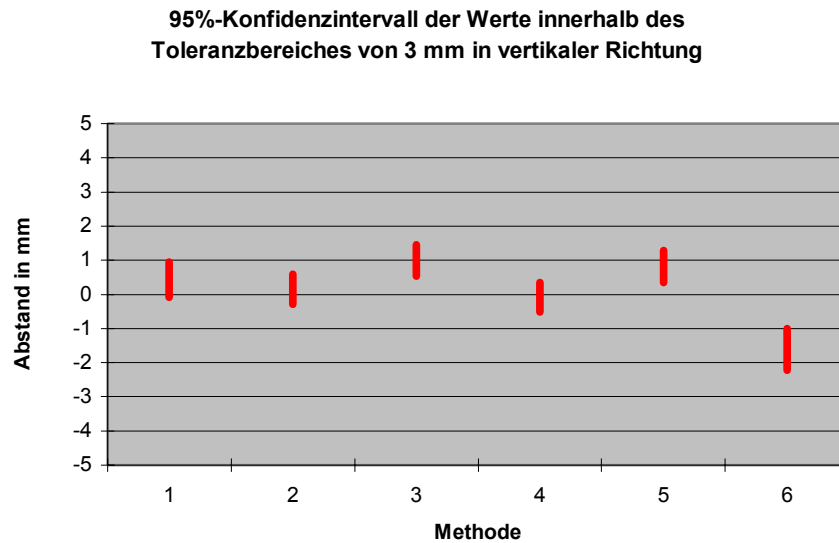
In Tabelle 3.18 sind für alle Methoden die Anzahl der Werte sowie das arithmetische Mittel und die Standardabweichung der Verteilung der Werte in numerischer Form aufgeführt.



Methoden	Anzahl der Werte	Arithmetisches Mittel in mm	Standardabweichung in mm
Fessy et al. [15] (Berechnungsmethode), 1	41	0,43 mm	1,66 mm
Fessy et al. [15] (Messmethode), 2	52	0,15 mm	1,64 mm
John und Fisher [26], 3	36	1,00 mm	1,41 mm
Pierchon et al. [47] (nach publizierter Methode), 4	58	-0,09 mm	1,70 mm
Pierchon et al. [47], 5	38	0,82 mm	1,46 mm
Ranawat et al. [48], 6	14	-1,61 mm	1,15 mm

**Tabelle 3.18:** Verteilung der Werte innerhalb des Toleranzbereiches von 3 mm in vertikaler Richtung bei an weiblichen Patienten vermessenen Hüften.

Aus der Tabelle geht hervor, dass bei Methode 4 (Methode nach Pierchon et al. [47], Relation zu TF\_TF bzw. TF\_IS) die meisten Werte innerhalb der Toleranz lagen und das kleinste arithmetische Mittel vorhanden war, aber gleichzeitig die Werte die größte Standardabweichung aufwiesen. Die geringste Streuung wurde mit der Methode 6 (Methode nach Ranawat et al. [48]) erzielt, allerdings lagen hier auch nur 14 Werte innerhalb des Toleranzbereiches von 3 mm.

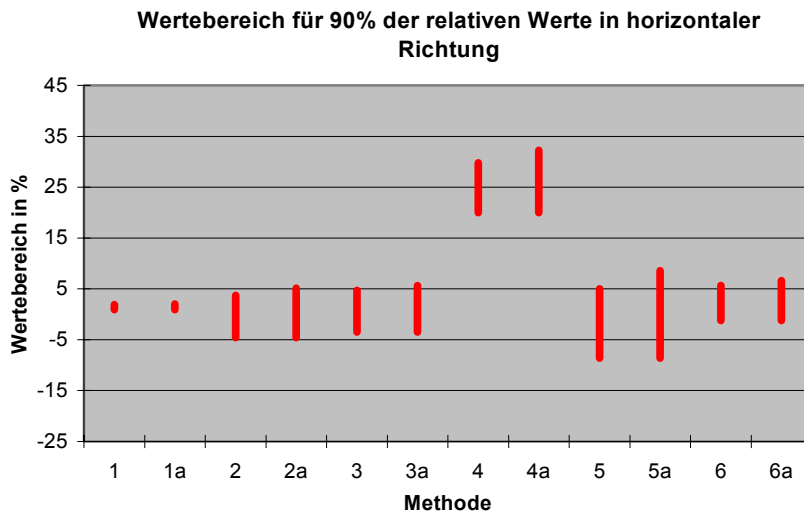


*Abb. 3.48:* Darstellung des 95%-Konfidenzintervalles der Werte, die innerhalb der Toleranz von 3 mm Abstand in der Vertikalen zum realen Zentrum lagen, bei an weiblichen Patienten vermessenen Hüftgelenken.

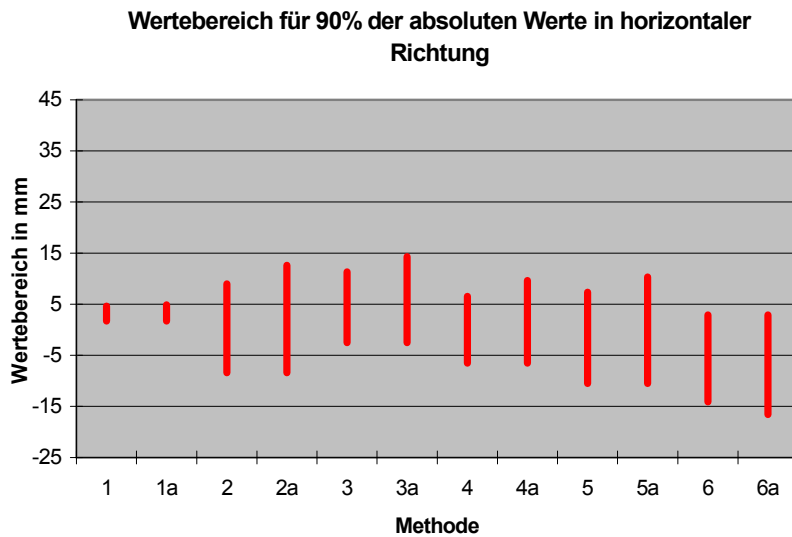
Bei der Darstellung des 95%-Konfidenzintervalles wird ersichtlich, dass Methode 6 (Methode nach Ranawat et al. [48]) disjunkt und somit signifikant verschieden zu den anderen Methoden war.

### 3.3.2.6 Wertebereich für 90% der Werte

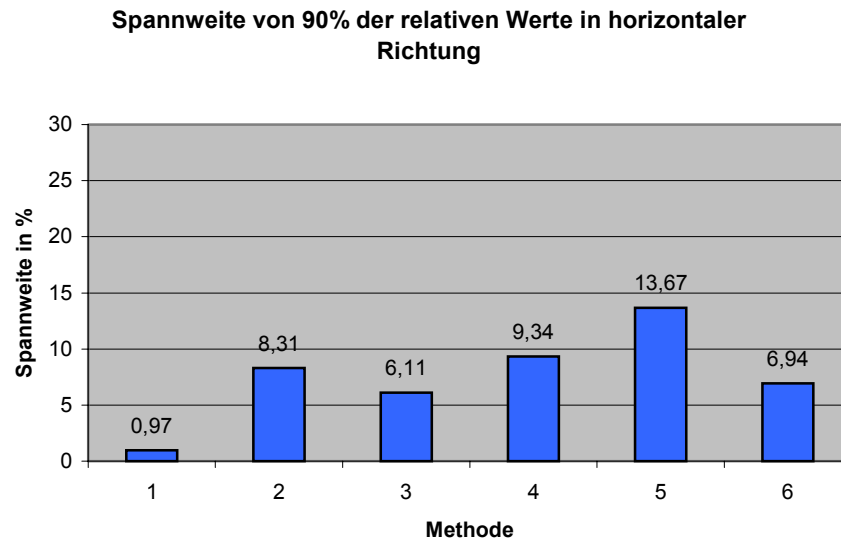
Im Folgenden wird der Bereich, in dem 90% der Werte lagen, sowie die Spannweite dieses Bereiches demonstriert. In den Abbildungen 3.49 bis 3.52 sind die Werte, die in horizontaler Richtung ermittelt wurden, aufgeführt, in den Abbildungen 3.53 bis 3.56 für Werte in vertikaler Richtung. Grundlage war jeweils der Abstand der publizierten Lokalisation vom realen Zentrum bei an weiblichen Patienten vermessenen Hüften. Die Ziffern 1-6 stellen die verschiedenen Methoden dar, der Zusatz „a“, wenn vorhanden, den gesamten Wertebereich der jeweiligen Methode. Bei der Darstellung der Spannweite wird innerhalb der Abbildung über den Balken der jeweilige numerische Wert angegeben.



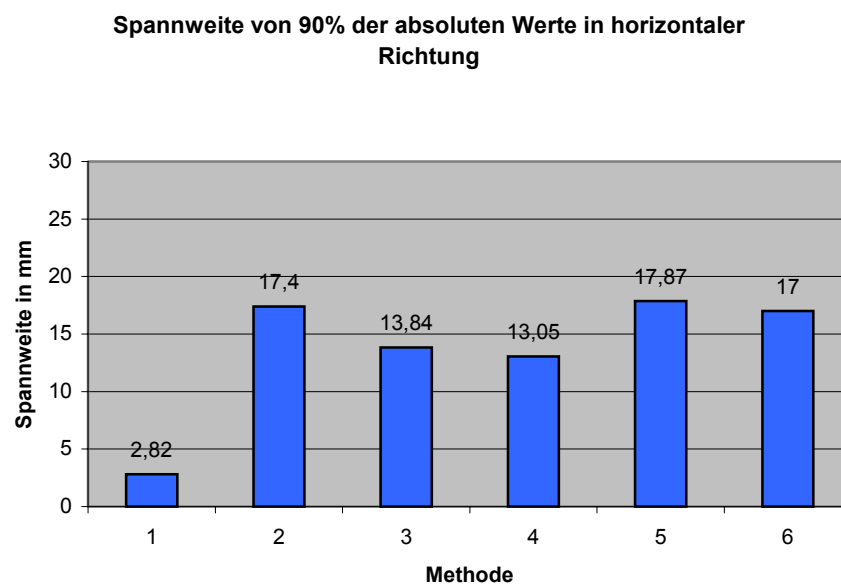
*Abb. 3.49: Darstellung des Wertebereiches, in dem sich 90% der gemessenen Werte befanden.*



*Abb. 3.50: Darstellung des Wertebereiches, in dem sich 90% der gemessenen Werte befanden.*

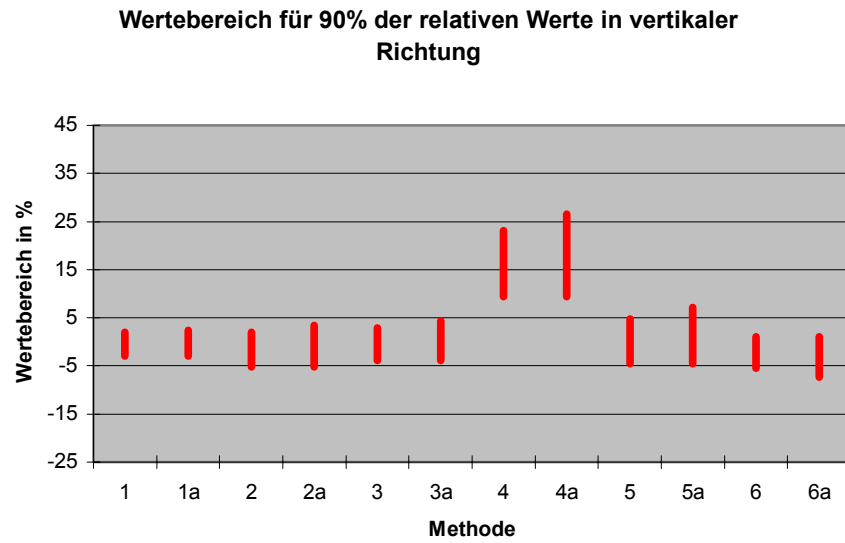


*Abb. 3.51: Darstellung der Spannweite, die von 90% der gemessenen Werte eingenommen wurde.*

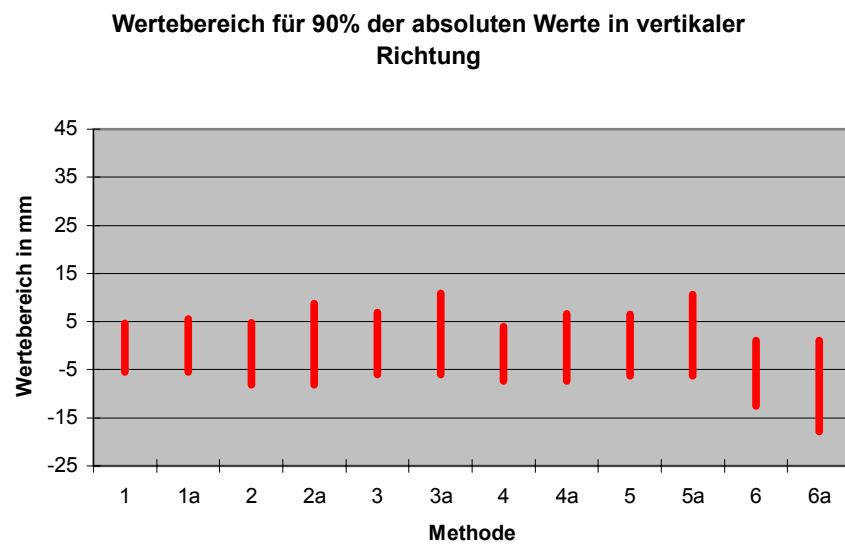


*Abb. 3.52: Darstellung der Spannweite, die von 90% der gemessenen Werte eingenommen wurde.*

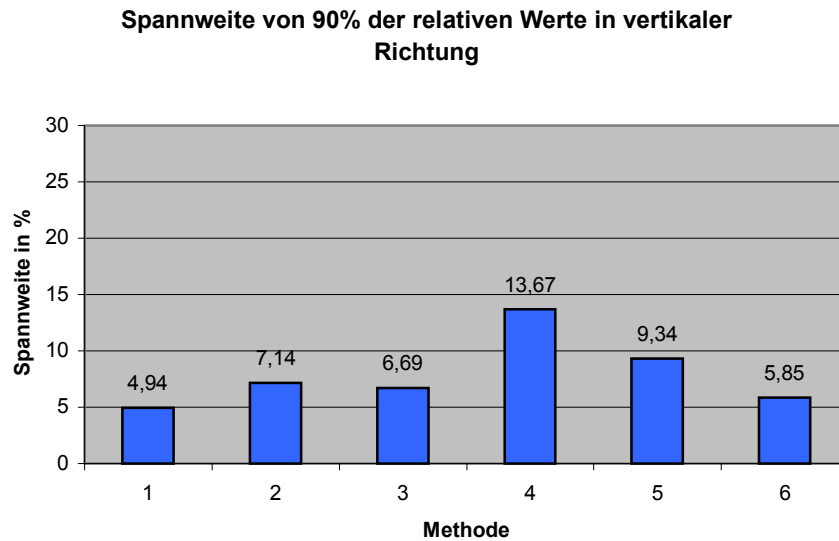
Bei den Abbildungen 3.49 und 3.51 wird anschaulich, dass auch bei an weiblichen Patienten vermessenen Hüften bei Methode 1 (Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15]) in horizontaler Richtung 90% der Werte in einem Wertebereich lagen, der weniger als 2% der Beckengesamthöhe betrug. Betrachtet man zusätzlich die Abbildungen 3.50 und 3.52, so wies bei absoluten Werten Methode 4 (Methode nach Pierchon et al. [47], Relation zu TF\_TF bzw. TF\_IS) neben Methode 1 in horizontaler Richtung die geringste Spannweite für 90% der Werte auf.



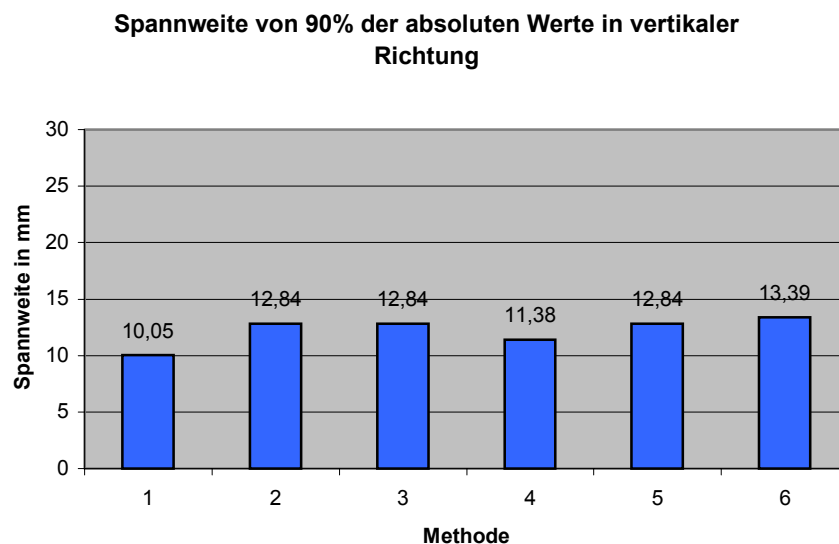
*Abb. 3.53: Darstellung des Wertebereiches, in dem sich 90% der gemessenen Werte befanden.*



*Abb. 3.54: Darstellung des Wertebereiches, in dem sich 90% der gemessenen Werte befanden.*



*Abb. 3.55: Darstellung der Spannweite, die von 90% der gemessenen Werte eingenommen wurde.*



*Abb. 3.56: Darstellung der Spannweite, die von 90% der gemessenen Werte eingenommen wurde.*

Ebenso wie in der Horizontalen, so lagen auch in der Vertikalen 90% der Werte bei Methode 1 (Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15]) im kleinsten Wertebereich. Es fällt aber auch hier auf, dass bei Betrachtung der absoluten Werte der Unterschied zwischen Methode 1 und Methode 4 (Methode nach Pierchon et al. [47], Relation zu TF<sub>TF</sub> bzw. TF<sub>IS</sub>) hinsichtlich der Spannweite von 90% der Werten sehr gering war.

### 3.3.2.7 Vergleich der Verteilung der Methoden untereinander

Auch bei an weiblichen Patienten vermessenen Hüften wurde die Verteilung der Werte der jeweiligen Methoden untereinander nochmals mithilfe des Tests nach Wilcoxon untersucht.

Ebenso wie in Abschnitt 3.3.1.7 für männliche Patienten beschrieben, so war auch bei weiblichen Patienten der Abstand der publizierten Lokalisation von der realen Lokalisation in horizontaler beziehungsweise in vertikaler Richtung die Grundlage. Hierbei wurde in den Tabellen 3.19 und 3.21 der Vergleich auf der Grundlage relativer Werte angegeben. In den Tabellen 3.20 sowie 3.22 erfolgte der Vergleich absoluter Werte. Nach Aussage des Wilcoxon-Tests deuten Werte, die größer als 0,05 sind, darauf hin, dass die Verteilungen der verglichenen Methoden nicht signifikant voneinander verschieden waren.

Fessy Messmethode (2)	John und Fisher (3)	Pierchon publ. Methode (4)	Pierchon (5)	Ranawat (6)	
0,433	0	0,107	0	0	Fessy Berechnungsmethode (1)
	0	0,15	0	0	Fessy Messmethode (2)
		0	0	0	John und Fisher (3)
			0,011	0	Pierchon publ. Methode (4)
				0	Pierchon (5)

*Abb. 3.19: Vergleich der Methoden untereinander auf der Basis relativer Werte in horizontaler Richtung.*

In horizontaler Richtung bestand bei Betrachtung der Relativwerte zwischen den Methoden 1 und 2, 1 und 4 sowie 2 und 4 kein signifikanter Unterschied hinsichtlich ihrer Verteilung.

Fessy Messmethode (2)	John und Fisher (3)	Pierchon publ. Methode (4)	Pierchon (5)	Ranawat (6)	
0,498	0	0,002	0	0	Fessy Berechnungsmethode (1)
	0	0,187	0	0	Fessy Messmethode (2)
		0	0	0	John und Fisher (3)
			0	0	Pierchon publ. Methode (4)
				0	Pierchon (5)

*Abb. 3.20: Vergleich der Methoden untereinander auf der Basis absoluter Werte in horizontaler Richtung.*

In horizontaler Richtung bestand bei Betrachtung der Absolutwerte zwischen den Methoden 1 und 2 sowie zwischen den Methoden 2 und 4 kein signifikanter Unterschied bezüglich ihrer Verteilung.

Fessy Messmethode (2)	John und Fisher (3)	Pierchon publ. Methode (4)	Pierchon (5)	Ranawat (6)	
0,001	0,003	0,309	0,038	0	Fessy Berechnungsmethode (1)
	0	0,834	0	0	Fessy Messmethode (2)
		0,003	0	0	John und Fisher (3)
			0,01	0	Pierchon publ. Methode (4)
				0	Pierchon (5)

*Abb. 3.21: Vergleich der Methoden untereinander auf der Basis relativer Werte in vertikaler Richtung.*



In vertikaler Richtung bestand bei Betrachtung der Relativwerte zwischen den Methoden 1 und 4 sowie 2 und 4 kein signifikanter Unterschied hinsichtlich ihrer Verteilung.

Fessy Messmethode (2)	John und Fisher (3)	Pierchon publ. Methode (4)	Pierchon (5)	Ranawat (6)	
0,001	0,002	0,002	0,032	0	Fessy Berechnungsmethode (1)
	0	0,187	0	0	Fessy Messmethode (2)
		0	0	0	John und Fisher (3)
			0	0	Pierchon publ. Methode (4)
				0	Pierchon (5)

Abb. 3.22: Vergleich der Methoden untereinander auf der Basis absoluter Werte in vertikaler Richtung.

Bei Betrachtung der Absolutwerte bestand in vertikaler Richtung zwischen den Methoden 2 und 4 kein signifikanter Unterschied in Bezug auf ihre Verteilung.

## 4 Diskussion

Die Lokalisation des Rotationszentrums einer Hüfttotalendoprothese ist hinsichtlich des Langzeiterfolges der durchgeführten Operation von zentraler Bedeutung. Wird das Rotationszentrum des künstlichen Hüftgelenkes nicht in die Position des physiologischen Drehzentrums gebracht, so kann eine frühzeitige Lockerung der Femurkomponente [4, 32] oder der Pfannenkomponente [4, 60] der Prothese zu einer Revisionsoperation führen. Des Weiteren kann es zu einem Hinken mit einem positiven Trendelenburg-Zeichen kommen. Dies kann eintreten, wenn der Muskel während der Kontraktion aufgrund veränderter Muskellänge mit resultierender Änderung der Vorspannung des Muskels nicht die Kraft aufbringen kann, die für den physiologischen Bewegungsablauf des Gelenkes erforderlich ist [23].

Ist nur ein Hüftgelenk pathologisch verändert, so kann die korrekte Positionierung des Rotationszentrums der Endoprothese durch spiegelbildliche Übertragung der gesunden Seite erfolgen [26]. Bei beidseitiger Erkrankung des Hüftgelenkes ist diese Methode nicht durchführbar. Durch die Verwendung von Referenzlinien oder Referenzpunkten im knöchernen Becken gelingt es jedoch auch in diesen Fällen, den Drehpunkt des Prothesenkopfes anatomisch korrekt zu positionieren. Ausgehend von einem dieser Referenzpunkte kann bei bekanntem Abstand des Mittelpunktes des Hüftkopfes von diesem Punkt die korrekte Position des Drehzentrums der Hüfte ermittelt werden. Als Referenzlinien oder Referenzpunkte beschrieben und in dieser Arbeit angewandt wurden die Tränenfigur [9, 16, 18, 21, 26, 35, 40, 46, 47, 51, 60], die Köhler-Linie [4, 15, 18, 31, 36, 46, 48, 56] und die Shenton-Ménard-Linie [48]. In den Abschnitten 2.3.2.1 bis 2.3.2.3 wurde auf die Lage und die Verwendung dieser Strukturen und Linien näher eingegangen.

Von einigen Autoren wurde bereits untersucht, wo sich das anatomische Drehzentrum der Hüfte in Relation zu bestimmten anatomischen Referenzpunkten befindet. Am häufigsten wurde dabei die Tränenfigur als Bezugsstruktur im knöchernen Becken verwendet [4, 5, 8, 9, 12, 15, 16, 18, 21, 22, 24, 26, 28, 30, 33, 35, 40, 42, 47, 48, 51, 56, 57, 60]. Trotz desselben Referenzpunktes innerhalb der Tränenfigur wurden unterschiedliche Angaben darüber gemacht, wo das Rotationszentrum des Hüftkopfes anatomisch korrekt lokalisiert ist. Im Vergleich zu den Werten, welche die Autoren der in dieser Arbeit verwendeten Methoden angegeben hatten, wurden auch in der hier vorliegenden Untersuchung divergierende Werte gemessen oder berechnet. Die in Frage

kommenden Gründe für diese Unterschiede sind mannigfaltig [42]. Ein unterschiedlich gestaltetes Patientenkollektiv kann ebenso ein Grund sein wie Messungenauigkeiten [56] oder die unterschiedliche Betrachtungsweise eines Röntgenbildes von verschiedenen Untersuchern [3]. Sutherland et al. [56] bezifferten diese Messungenauigkeiten auf  $\pm 1$  Millimeter. Statistisch können Unterschiede aber auch auf einem zufälligen Fehler beruhen. Dies sollte allerdings durch die Verwendung aller Methoden an jedem einmalig vermessenen Röntgenbild, soweit dies durch die anatomischen Gegebenheiten möglich war, minimiert sein.

Die Werte für die Lokalisation des anatomischen Drehzentrums der Hüfte in der Literatur beziehen sich auf nicht digitalisierte Röntgenbilder. Durch die Digitalisierung und Bearbeitung der Röntgenaufnahmen mit entsprechenden Programmen lässt sich der Messfehler durch Vergrößerung der Aufnahmen senken.

Wird angenommen, dass der Femurkopf einer Kugel gleicht, beziehungsweise auf einem Röntgenbild einem Kreis, so sind Kopfmittelpunkt und Rotationszentrum der Hüfte identisch. In der Literatur wird diese Annahme kontrovers diskutiert. Einige Autoren nehmen an, dass der Hüftkopf einer Kugel, beziehungsweise einem Kreis, gleicht [15, 21, 44, 47]. Anderen Autoren zufolge ist der Hüftkopf nicht ganz kugelförmig [1, 20, 52] oder muschelförmig [38]. In dieser Arbeit wurde der Hüftkopf, auf dem Röntgenbild betrachtet, einem Kreis gleichgesetzt.

#### **4.1 Aussagekraft von Relativwerten**

Nahezu allen Publikationen ist gemein, dass die Werte als Absolutwerte in Millimeter angegeben wurden [4, 5, 8, 9, 12, 14, 15, 16, 18, 21, 22, 24, 26, 28, 30, 33, 35, 36, 40, 42, 47, 48, 51, 55, 56, 57, 60]. Dies führt jedoch unweigerlich aufgrund unterschiedlicher Vergrößerungsfaktoren zwischen verschiedenen Röntgenaufnahmen zu unterschiedlichen Ergebnissen. Ziel dieses Abschnittes soll sein, diesen Effekt näher zu erläutern.

Die Größe eines Objektes auf dem Röntgenbild ist abhängig von dem Abstand des Objektes einerseits zur Röntgenquelle, andererseits zum Röntgenfilm [14]. Somit müssten bei jeder Röntgenaufnahme die Abstände Objekt – Röntgenquelle und Objekt – Röntgenfilm exakt gleich sein, um einen vergleichbaren Vergrößerungsfaktor auf allen

Röntgenaufnahmen zu erhalten. Da dies aber sehr unwahrscheinlich ist, sollten die Strecken, die in einer Röntgenaufnahme gemessen werden, als relative Werte betrachtet werden. Wird immer dieselbe Relation zu Hilfe genommen, so ist trotz unterschiedlicher Vergrößerung die Möglichkeit des Vergleichs der Röntgenbilder untereinander gegeben.

John und Fisher [26] empfahlen, alle Strecken in Relation zur Beckengesamthöhe zu betrachten. Pierchon et al. [47] betrachteten horizontale Strecken in Relation zu dem Abstand beider Tränenfiguren voneinander (TF\_TF), vertikale Strecken in Relation zu dem senkrechten Abstand der Tränenfigur zum am weitesten kaudal gelegenen Punkt des ipsilateralen Iliosakralgelenkes (TF\_IS). Es zeigte sich, dass im Vergleich zu der nach Pierchon et al. [47] vorgeschlagenen Relation eine größere Spannweite zu Stande kam als bei Relation der Werte zur Beckengesamthöhe. Die Diskrepanz dieser Werte lässt sich so erklären, dass die Strecken TF\_TF und TF\_IS kleinere Werte annehmen als die Beckengesamthöhe. Bei Männern betrug die Strecke TF\_TF im arithmetischen Mittel 49,7% der Beckengesamthöhe (bei Frauen 58,5%), die Strecke TF\_IS erreichte bei Männern im arithmetischen Mittel nur eine Länge von 36,2% (bei Frauen 39,1%) der Beckengesamthöhe. Somit mussten bei Division durch die Beckengesamthöhe zwangsläufig kleinere Werte errechnet werden als dies bei Division durch die Strecke TF\_TF oder TF\_IS der Fall war. Um diesem Fehler vorzubeugen, wurden neben prozentualen Werten auch Absolutwerte in Millimeter angegeben (siehe Abschnitt 3.3.1.1 und 3.3.2.1). Dabei wurde ersichtlich, dass die Methode, wie sie Pierchon et al. [47] entwickelten, einer Relation der Werte zur Beckengesamthöhe überlegen war. Sowohl bei Männern als auch bei Frauen wurde in horizontaler und in vertikaler Richtung mit der Methode 4 (Methode nach Pierchon et al. [47], Relation zu TF\_TF bzw. TF\_IS) eine geringere Streuung und somit eine präzisere Messung gemessen als mit Methode 5, welche die Beckengesamthöhe mit einbezog, ansonsten aber mit Methode 4 übereinstimmte.

In der Tat kann es vorkommen, nicht die Beckengesamthöhe als Mittel zur prozentualen Umrechnung der Werte heranziehen zu können, sondern eine alternative Methode anwenden zu müssen. Wären nicht auf jedem Röntgenbild beide Beckenschaufeln oder beide Sitzbeinhöcker vollständig abgebildet, würde eine genaue Bestimmung der Beckengesamthöhe erschwert werden. Zwar könnten die horizontalen Tangenten an der jeweils rechten und linken Beckenschaufel durch Extrapolation annähernd bestimmt werden, jedoch wäre dadurch keine exakte Messung möglich.

Allerdings können auch die Iliosakralgelenke und die Tränenfiguren nicht immer eindeutig identifizierbar sein. Die Iliosakralgelenke können durch einen Gonadenschutz verdeckt oder die Tränenfiguren auf einem Röntgenbild nicht eindeutig erkennbar sein. Robb et al. [49] fanden bei 93 von 100 zufällig ausgewählten Röntgenbildern eine klar definierte Tränenfigur. Dies bedeutet, dass in 93% aller Beckenübersichtsaufnahmen die Bestimmung des Rotationszentrums der Hüfte mithilfe der Tränenfigur möglich ist. In den für diese Arbeit verwendeten Beckenübersichtsaufnahmen war bei allen Bildern auf beiden Seiten die Tränenfigur abgrenzbar.

Falls die Tränenfigur nicht erkennbar sein sollte, schlugen Gates et al. [16] vor, in horizontaler Richtung die Messung basierend auf der Köhler-Linie, in vertikaler Richtung basierend auf dem jeweils ipsilateralen Tuber ischiadicum durchzuführen. Callaghan et al. [4] führten die Messung der Lokalisation des Zentrums bei schlechter Darstellung der Tränenfigur vom oberen Rand des jeweiligen Foramen obturatum durch.

Ist die Bestimmung der Beckengesamthöhe nicht möglich und wurde dem Patienten bereits eine Totalendoprothese implantiert, so kann bei bekanntem Kopfdurchmesser der Prothese der Vergrößerungsfaktor der Röntgenaufnahme berechnet [59] und auf diese Weise dem Vergrößerungsfaktor der Aufnahme Rechnung getragen werden. Ebenso kann auf diese Weise der Vergrößerungsfaktor an anderen Röntgenaufnahmen desselben Patienten berechnet werden, sofern gewisse anatomische Leitstrukturen auf der Aufnahme mit und der Aufnahme ohne Prothesenkopf vorhanden sind. So ist es möglich, bei Röntgenaufnahmen nur der kontralateralen Hüfte ohne Darstellung der Endoprothese den jeweiligen Vergrößerungsfaktor zu berechnen, wenn auf beiden Bildern gewisse anatomische Strukturen auszumachen sind. Es kann zum Beispiel bei Darstellung des jeweils ipsilateralen Beckenkammes und des Tuber ischiadicums beide Male die Beckengesamthöhe gemessen werden. Differiert die Beckengesamthöhe auf beiden Aufnahmen, so besteht die Möglichkeit, durch Berechnung des Quotienten beider Beckengesamthöhen den Unterschied in der Vergrößerung zu ermitteln.

## **4.2 Einfluss der Einstellung des Beckens auf die Messung**

Im vorigen Kapitel wurde auf den Effekt, den eine Relation der Messwerte zu definierten Strecken mit sich bringt, näher eingegangen. Ziel dieses Abschnittes soll

sein, zu verdeutlichen, in wie fern eine Änderung der röntgenologischen Darstellung des Beckens zu veränderten Messergebnissen führt.

Es ist nicht davon auszugehen, dass in jeder Beckenübersichtsaufnahme die röntgenologische Darstellung des Beckens identisch ist. Eine Standardisierung der Aufnahmen hinsichtlich Kippung oder Rotation des Beckens ist nur begrenzt möglich. Orientierend bestimmen lässt sich die Rotation des Beckens durch Betrachtung etwaiger Asymmetrien der Foramina obturatoria oder der Beckenschaufeln. Den Untersuchungen von Sutherland et al. [56] zufolge beträgt der maximale Rotationsfehler des Beckens um eine vertikale oder eine horizontale Achse 2,33 Millimeter in jede Richtung. Der Messfehler lässt sich allerdings durch steigende Nähe des Referenzpunktes zum Hüftkopfmittelpunkt minimieren [57], wodurch genauere Messungen ermöglicht werden. Durch Zuhilfenahme der Tränenfigur bei der Berechnung des Rotationszentrums der Hüfte wird eine anatomische Struktur gewählt, die in derselben Ebene wie die Prothese liegt [42]. Jedoch beeinflussen Bowerman et al. [2] zufolge bereits geringe Rotationen des Beckens den Abstand von der Tränenfigur zum Drehzentrum der Hüfte, was somit wiederum zu steigender Ungenauigkeit der Messung führt.

Eine weitere häufig verwendete Struktur, die Köhler-Linie, ist posterior des Azetabulums lokalisiert [43]. Die Arbeitsgruppen um Gates, III. [16] und um Goodman [18] konnten nachweisen, dass die Tränenfigur bei Rotation des Beckens eine höhere Beständigkeit als die Köhler-Linie aufweist.

Nach Rusotti et al. [51] ist bereits eine Steigerung der Beckenflexion von  $0^\circ$  auf  $10^\circ$  in Beckenübersichtsaufnahmen mit einer Zunahme der Höhenlokalisierung des Zentrums von zwei Millimetern, ausgehend von der Tränenfigur gemessen, verbunden. Dies zeigt, dass auch die Kippung des Beckens Einfluss auf die Genauigkeit der Messung hat. Die Flexion des Beckens lässt sich retrospektiv grob orientierend an den Foramina obturatoria feststellen.

Ist in einer Beckenübersichtsaufnahme das Becken deutlich um eine Achse verdreht, so sollte beachtet werden, dass die Tränenfigur die Bezugsstruktur zum knöchernen Azetabulum ist, die sowohl im sagittalen als auch im coronaren Strahlengang bei Rotation die höchste Beständigkeit aufweist [14].

Erscheint auf einem Röntgenbild das Becken ersichtlich um eine Achse gedreht, so sollte aus den eben genannten Gründen einer Methode der Vorzug gegeben werden, welche sich der Tränenfigur als anatomischem Bezugspunkt bedient.

Durch Kippung des Beckens in eine Richtung wird jede der untersuchten Methoden ein verfälschtes Ergebnis liefern. Allerdings wird bei den Methoden 2 bis 6 nur die Messung beeinflusst, die eine Strecke in jener Richtung misst, in welche das Becken verkippt ist. Bei Kippung des Beckens in transversaler Ebene wird die vertikale Distanz verfälscht, bei Kippung des Beckens in sagittaler Ebene die horizontale. Bei der Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15] (Methode 1) hingegen wird bei der Bestimmung der horizontalen Distanz des Hüftkopfzentrums zur Köhler-Linie bei beiden Geschlechtern eine vertikale Strecke verwendet, was bei Kippung des Beckens in transversaler Ebene eine Verfälschung der Messung in horizontaler sowie in vertikaler Richtung zur Folge hat. In welchem Maße dies zu einer Verfälschung der Messung beiträgt, konnte in dieser Arbeit nicht analysiert werden. Grund hierfür war, dass auf bereits vorhandene Aufnahmen zurückgegriffen wurde, deren Beckenposition nur retrospektiv grob abschätzbar und daher nicht genau auswertbar war.

Keinen Einfluss scheint indes zu haben, ob die Aufnahme am stehenden oder am liegenden Patienten angefertigt wurde. Moore et al. [39] zufolge ändert sich die Lage des Femurkopfes nicht bei an stehenden Patienten angefertigten Aufnahmen im Vergleich zu Aufnahmen, die bei auf dem Rücken liegenden Patienten angefertigt wurden.

Bei keiner der in dieser Arbeit verwendeten Methoden zur Bestimmung des Drehzentrums der Hüfte wurden die Röntgenbilder vorab hinsichtlich der Rotation oder der Kippung des Beckens kritisch betrachtet. Da jedoch alle sechs Messmethoden jeweils auf jedes einzelne Röntgenbild angewendet wurden, unterlagen alle Messmethoden den gleichen Ausgangsbedingungen, so dass dies keinen Einfluss auf etwaige Differenzen in den Messungen zwischen unterschiedlichen Methoden hat.

Da sich eine Standardisierung der Röntgenaufnahmen der Hüfte hinsichtlich der Kippung oder Drehung des Beckens schwer bewerkstelligen lassen wird, sollten die eben angesprochenen Punkte in die kritische Beurteilung der Messung des Hüftkopfmittelpunktes auf einer Beckenübersichtsaufnahme einfließen.

### 4.3 Abstand des tatsächlichen vom publizierten Rotationszentrum

Die Überprüfung, inwieweit die von den Autoren jeweils veröffentlichten Werte der Lokalisation des Hüftkopfzentrums sich auf andere Patientenkollektive übertragen lassen, erbrachte bei den einzelnen Methoden sehr unterschiedliche Ergebnisse.

So zeigte sich bei beiden Geschlechtern, dass der Wert, der von Fessy et al. [15] für die Lokalisation des Hüftkopfzentrums angegeben worden war, in Verbindung mit der Berechnungsmethode an dem in dieser Arbeit betrachteten Kollektiv die Lokalisation am besten beschrieb. Es bleibt jedoch anzumerken, dass Fessy et al. [15] von Patienten ausgingen, bei denen die Tangenten, die an den jeweils kaudalsten Punkt der Iliosakralfuge und den jeweils kaudalsten Punkt der Tränenfigur gelegt wurden, parallel verliefen (siehe Abschnitt 2.3.3.1). Da dies in dem vorliegenden Kollektiv nicht der Fall war, wurde die Messung des Abstandes zwischen Iliosakralgelenk und Tränenfigur wie in 2.3.3.1 beschrieben durchgeführt. Zwar lag der Mittelwert bei den Methoden 2 (Messmethode nach Fessy et al. [15]), 3 (Methode nach John und Fisher [26]), 4 (Methode nach Pierchon et al. [47], Relation zu TF\_TF bzw. TF\_IS), 5 (Methode nach Pierchon et al. [47], Relation zur Beckengesamthöhe) und 6 (Methode nach Ranawat et al. [48]) zum Teil näher an der publizierten Lage, jedoch war bei Männern und bei Frauen sowohl in vertikaler als auch in horizontaler Richtung die Streuung mit der Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15] (Methode 1) am geringsten. Dies bedeutet, dass durch Subtraktion des publizierten Wertes von dem in dieser Arbeit erhaltenen Wert das Zentrum sehr genau beschrieben wurde.

Auffällig war, dass insbesondere in horizontaler Richtung die Methode 1 (Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15]) bei Männern und Frauen eine Streuung der Werte lieferte, die deutlich unter 1% der Beckengesamthöhe lag (0,38% der Beckengesamthöhe bei Männern, 0,26% bei Frauen). Die Werte der Methoden 2 (Messmethode nach Fessy et al. [15]), 3 (Methode nach John und Fisher [26]), 4 (Methode nach Pierchon et al. [47], Relation zu TF\_TF bzw. TF\_IS), 5 (Methode nach Pierchon et al. [47], Relation zur Beckengesamthöhe) und 6 (Methode nach Ranawat et al. [48]) lagen wenigstens 1% der Beckengesamthöhe weiter entfernt vom tatsächlichen Zentrum als es bei Methode 1 der Fall war.



In vertikaler Richtung waren die Unterschiede zwischen den einzelnen Methoden nicht so ausgeprägt. Ein Grund könnte sein, dass zwischen den Strecken X und E\_IS beziehungsweise Y eine engere Beziehung besteht als zwischen Y und TF\_IS.

Weiterhin fiel auf, dass bei der Methode nach Ranawat et al. [48] für das vorliegende Kollektiv bei beiden Geschlechtern das Zentrum zu weit nach kranial und medial projiziert wurde. Bei Männern betrug die Kranialisation, die durch Anwendung dieser Methode erreicht wurde, im Durchschnitt 2,7% der Beckengesamthöhe, die Medialisation 5,4%. Die Messung an den Hüftgelenken der weiblichen Patienten wies durchschnittlich eine Kranialisation von 3,1% der Beckengesamthöhe und eine Medialisation von 3,6% auf. Tendenziell entspricht dies den Ergebnissen von John und Fisher [26]. Sie hatten für beide Geschlechter eine Kranialisation von 2,7% und eine Medialisation von 3% der Beckengesamthöhe mit der Methode, wie sie Ranawat et al. [48] propagierten, gemessen. Olmedo-Garcia et al. [44] hielten als ausschlaggebend für diese Tendenz, dass Ranawat et al. [48] diese Methode an Hüften entwickelt hatten, die eine Protrusio acetabuli aufwiesen. Dass diese Methode an Patienten mit einer Vorwölbung des Hüftkopfes in Richtung des kleinen Beckens entwickelt worden war scheint durchaus eine Rolle zu spielen, da bei einer Protrusio acetabuli der Hüftkopf nach medial und kranial verlagert ist.

Ein weiterer Punkt für die Ungenauigkeit, welche die Methode nach Ranawat et al. [48] aufwies, mag sein, dass mit der Shenton-Ménard-Linie eine anatomische Struktur als Referenz benötigt wurde, die zum Teil nur durch Extrapolation zu gewinnen war. Um die Verbindung zwischen dem medialen Rand der Schenkelhalsspitze und der kranialen Begrenzung des ipsilateralen Foramen obturatum zu erhalten, musste wegen einer fehlenden anatomischen Leitstruktur extrapoliert werden. Dadurch waren Ungenauigkeiten kaum zu vermeiden.

#### **4.3.1 Richtung der Abweichung von der tatsächlichen Lokalisation des Drehzentrums**

Im folgenden Abschnitt soll dargestellt werden, in welche Richtung die publizierte von der tatsächlich vorhandenen Lokalisation des anatomischen Drehzentrums bei den verschiedenen Methoden abwich.

Es zeigte sich bei der Analyse der Ergebnisse, dass sich bei an männlichen Patienten vermessenen Hüften die publizierte Lage des Drehzentrums im Mittel bei Methode 1 (Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15]) weiter kaudolateral, bei Methode 4 (Methode nach Pierchon et al. [47], Relation zu TF\_TF bzw. TF\_IS) und Methode 6 (Methode nach Ranawat et al. [48]) weiter kranio-medial und bei den Methoden 2 (Messmethode nach Fessy et al. [15]), 3 (Methode nach John und Fisher [26]) und 5 (Methode nach Pierchon et al. [47], Relation zur Beckengesamthöhe) weiter kaudomedial befand als es tatsächlich der Fall war. Bei an weiblichen Patienten vermessenen Hüften war der publizierte Wert des Drehzentrums im Mittel bei den Methoden 1 bis 5 weiter kaudomedial, bei der Methode 6 (Methode nach Ranawat et al. [48]) weiter kranio-medial lokalisiert. Für eine möglichst präzise und genaue Lokalisation des anatomischen Drehzentrums müsste bei Verwendung der jeweiligen Methoden auf diesen Umstand rechnerisch eingegangen werden.

Um beurteilen zu können, inwieweit die Ergebnisse einer Methode der Lage des tatsächlichen Hüftkopfzentrums entsprachen, wurde die jeweilige Verteilung statistisch dahingehend überprüft, ob sie signifikant von dem Wert 0, welcher das tatsächliche Zentrum darstellte, verschieden war.

Es zeigte sich, dass bei männlichen Patienten lediglich die Methode 4 (Methode nach Pierchon et al. [47], Relation zu TF\_TF bzw. TF\_IS) in vertikaler Richtung eine Verteilung aufwies, die nicht signifikant von dem Wert 0 verschieden war. Die Methoden 1 (Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15]), 2 (Messmethode nach Fessy et al. [15]), 3 (Methode nach John und Fisher [26]), 5 (Methode nach Pierchon et al. [47], Relation zur Beckengesamthöhe) und 6 (Methode nach Ranawat et al. [48]) entsprachen sowohl in horizontaler als auch in vertikaler Richtung nicht dem tatsächlichen Zentrum. Bei an weiblichen Patienten vermessenen Hüftgelenken ergab sich in horizontaler Richtung ebenfalls für keine der betrachteten Methoden eine Übereinstimmung mit dem tatsächlichen Zentrum. In vertikaler Richtung waren die Werte, die mit Methode 2 (Messmethode nach Fessy et al. [15]) und Methode 4 (Methode nach Pierchon et al. [47], Relation zu TF\_TF bzw. TF\_IS) gemessen wurden, nicht signifikant von dem Wert 0 verschieden, wiesen also eine gewisse Übereinstimmung mit dem tatsächlichen Zentrum auf.

Es konnte dementsprechend statistisch nachgewiesen werden, dass keine der angewandten Methoden in Verbindung mit der publizierten Lokalisation des Drehzentrums dieses genau beschrieb. Daher kann auch nicht empfohlen werden, einen

von den Autoren in den jeweiligen Veröffentlichungen publizierten Wert ohne weitergehende Korrektur für einen anderen Patienten zu übernehmen.

Wie sich diese Abweichungen der publizierten von der tatsächlichen Lokalisation des Drehzentrums der Hüfte auswirken, soll in Abschnitt 4.3.2 näher erläutert werden.

### **4.3.2 Biomechanische Effekte einer unphysiologischen Lage des Drehzentrums**

In folgendem Kapitel sollen die biomechanischen Auswirkungen näher erläutert werden, die eine Abweichung des Drehzentrums von der anatomisch korrekten Position zur Folge hat.

22 Muskeln kreuzen das Hüftgelenk. Sie stabilisieren das Gelenk und dienen der weiteren Bewegung des Femur während des Gehens [45]. Ändert sich nun die Lage des Rotationszentrums der Hüfte, so hat dies eine Änderung der Biomechanik zur Folge. Die Muskelspannung kann sich dadurch verringern oder erhöhen und bei signifikanter Verlängerung der Hüftmuskulatur kann durch Dehnung eines motorischen Nervs die Innervation eines Muskels gestört werden [6]. Dies kann bei einer Dysplasiecoxarthrose der Fall sein, welche die Implantation einer Endoprothese mit Pfannendachplastik erforderlich macht.

Iglič et al. [23] fanden in ihrer Untersuchung, dass eine Lageänderung des Rotationszentrums der Hüfte in anterior-posteriorer Richtung nur einen geringen Effekt auf den Kontaktdruck des Hüftgelenkes sowie die Muskelkräfte im Hüftbereich hat. Je weiter medial das Zentrum gelegen ist, desto geringer werden die auf das Hüftgelenk wirkenden Kräfte. Die Muskelkräfte im Hüftgelenk werden zum einen als die Vektorsumme der maximal verfügbaren Abduktorkräfte ( $F_{av}$ , entspricht  $F_{available}$ ) im Hüftgelenk und zum anderen als die Vektorsumme der Abduktorkräfte, die für das Gleichgewicht benötigt werden ( $F_{req}$ , entspricht  $F_{required}$ ), beschrieben. Weiterhin hat eine Änderung der Zentrumslokalisierung sowohl in mediolateraler als auch in kraniokaudaler Richtung einen signifikanten Einfluss auf  $F_{av}$  und  $F_{req}$ . Ist bei einer Lokalisation des Zentrums von 2 cm kranial der anatomisch korrekten Lage  $F_{av}$  noch geringer als  $F_{req}$ , so dreht sich das Verhältnis um, je weiter das Zentrum kaudal der korrekten Lage lokalisiert ist, wobei in physiologisch korrekter Lage beide Kräfte gleich

stark sind. Ähnlich verhält es sich in mediolateraler Richtung. Ist bei 2 cm weiter lateral gelegenem Zentrum die benötigte Kraft ( $F_{\text{req}}$ ) noch deutlich größer als die verfügbare ( $F_{\text{av}}$ ), so dreht sich nach medial hin das Verhältnis auch hier um. Ist  $F_{\text{av}}$  kleiner als  $F_{\text{req}}$ , so kann es zu einem positiven Trendelenburg-Zeichen kommen. Es wird daher von Iglíč et al. [23] empfohlen, das Rotationszentrum so weit medial wie möglich zu platzieren. Hirakawa et al. [22] ermittelten bei der Analyse von 75 zementierten Totalendoprothesen eine optimale Lokalisation des Drehzentrums von weniger als 35 mm kranial und 25 mm lateral der Tränenfigur. Bei 10 Endoprothesen war der Femurkopf mehr als 25 mm lateral und 35 mm kranial der Tränenfigur lokalisiert. In diesen 10 Fällen musste die Pfannenkomponente revidiert werden.

Russotti und Harris [51] zufolge bringt eine rein kraniale Dislokation des Zentrums ohne laterale Komponente hinsichtlich der Stabilität der Prothese keine nachteiligen Effekte mit sich. Unterstützt wird dieses Ergebnis durch die Untersuchungsergebnisse der Arbeitsgruppe um Doehring [13]. Sie fand keinen Anstieg der auf das Hüftgelenk wirkenden Kräfte bei rein kranialer Dislokation des Zentrums. Eine Verschiebung des Zentrums in kraniolateraler Richtung hingegen führte zu einer höheren auf das Hüftgelenk einwirkenden Kraft und zu gesteigerter Misserfolgsrate bei Implantation einer Hüftendoprothese.

Kordelle und Starker [30] stellten bei der Überprüfung der Lage des Rotationszentrums an 47 Implantaten eine durchschnittliche Kranialisation von 4 mm und eine Medialisation von 3 mm fest. Des Weiteren fanden sie eine signifikant höhere Migrationsrate bei Pfannen, die maximal 5 mm nach lateral oder kaudal abwichen im Vergleich zu Pfannen, die um denselben Betrag nach medial oder kranial entfernt vom korrekten Drehzentrum implantiert worden waren. Die Distanz des Prothesenkopfes zu dem anatomischen Rotationszentrum, bei der in der betreffenden Untersuchung auch eine Medialisation oder Kranialisation mit einer erhöhten Migrationsrate einherging, lag bei 5 mm.

Diehlmann et al. [12] kamen auch zu dem Schluss, dass eine Lateralisation des Prothesenkopfes, die bei ihren Untersuchungen 4-9 mm betrug, zu einer deutlich erhöhten Migrationsrate führt. Eine Kranialisation im selben Umfang beeinflusst die Pfannenwanderung allerdings nur wenig.

Lengsfeld et al. [34] untersuchten die auf das Hüftgelenk einwirkenden Kräfte in anatomisch korrekter Position des Drehzentrums sowie bei Dislokation um jeweils 10 mm in mediolateraler, kraniokaudaler und anterior-posteriorer Richtung. Es zeigte sich

die geringste Belastung für das Hüftgelenk bei einer Verschiebung in medialer, kaudaler und anteriorer Richtung. Die höchste Belastung kam bei Dislokation des Zentrums in lateraler, kranialer und posteriorer Richtung zu Stande.

Auf die funktionelle Muskelkapazität nimmt eine Dislokation in kranialer Richtung keinen negativen Einfluss, sofern die Muskellänge wiederhergestellt wird. Dies kann zum Beispiel durch eine entsprechende Verlängerung des Schenkelhalses geschehen [11]. Unterbleibt jedoch die Anpassung der Muskellänge, so kann eine Schwäche der Abduktoren mit nachfolgend auftretendem Hinken [23, 25] die Folge sein.

Auch Pagnano et al. [46] kamen in ihrer Studie zu dem Ergebnis, dass sich eine rein kraniale Dislokation nachteilig auswirken kann. Besteht eine Verschiebung des Drehzentrums der Hüfte um mehr als 15 mm kranial der physiologischen Lokalisation, oder auch mehr als 35 mm kranial der Tränenfigur, so kann dies durchaus zu einer erhöhten Revisionsrate aufgrund vermehrter Lockerung der Femurkomponente führen.

Rösler und Perka [50] kamen bei der Analyse des Gangbildes von 26 Patienten nach Implantation einer Hüftendoprothese zu dem Ergebnis, dass eine Kranialisation des Rotationszentrums zu einer Verschlechterung der Gangparameter führt. Eine Medialisation des Zentrums hingegen bleibt ohne nachteiligen Effekt.

Delp und Maloney [10] hatten den Effekt einer Dislokation des Hüftkopfszentrums um jeweils 2 cm nach kraniokaudal, mediolateral und anterior-posterior auf die Hüftmuskulatur untersucht. Es zeigte sich, dass die Dislokation in kraniokaudaler Richtung den größten Effekt auf die Kraftkapazität der Hüftmuskulatur hat, wobei die kraniale Dislokation zu einer Abnahme der Kräfte der Abduktoren und Flexoren führt. Die kaudale Dislokation hat den gegenteiligen Effekt.

Bewegt sich der Winkel der Zugrichtung der Abduktoren, in dem diese Muskelgruppe am Femur angreift, innerhalb einer Spanne von  $10^\circ$  bis  $30^\circ$ , so hat dies laut Genda et al. [17] keinen Effekt auf den Kontaktdruck innerhalb des Hüftgelenkes. Dies führt folglich nicht zu einer Erhöhung des Kontaktdruckes und somit nicht zu einer erhöhten Belastung des Gelenkes. Eine vertikalere Zugrichtung der Abduktoren kann jedoch zu einer starken Erhöhung des Kontaktdruckes innerhalb des Hüftgelenkes führen, was sich nachteilig auf die Lebensdauer der Prothese auswirken kann.

Es wird jedoch nicht nur die Kraft der Hüftmuskulatur durch eine veränderte Lage des Drehzentrums der Hüfte verändert, auch die Kniemusculatur wird dadurch einer Änderung unterworfen. Insbesondere die Knieflexoren verändern dadurch ihre Kraftentwicklung [10]. So führt eine Dislokation des Hüftkopfszentrums um jeweils 2

em nach kaudal und anterior zu einer Maximierung der Kraftentwicklung, eine Dislokation um denselben Betrag nach kranial und anterior minimiert diese Entwicklung. Die Knieextensoren werden durch Änderung der Lage des Rotationszentrums der Hüfte kaum beeinflusst. Delp und Maloney [10] nennen als Grund hierfür, dass lediglich der M. rectus femoris beeinflusst wird, dieser jedoch den geringsten Anteil an den Extensoren im Knie hält.

Diese Ergebnisse zeigen die nachteiligen Effekte auf, die eine Lokalisationsänderung des Drehzentrums insbesondere in lateraler Richtung mit sich bringt. So führt eine Dislokation von wenigen Millimetern in kaudomedialer Richtung, wie sie bei den Methoden 2 (Messmethode nach Fessy et al. [15]), 3 (Methode nach John und Fisher [26]) und 5 (Methode nach Pierchon et al. [47], Relation zur Beckengesamthöhe) bei beiden Geschlechtern der Fall war, laut den im vorigen genannten Ergebnissen an dem in dieser Arbeit untersuchten Patientenkollektiv zu keinem negativen Effekt. Ausnahmen bilden beim männlichen Kollektiv die Methoden 1 (Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15]), 4 (Methode nach Pierchon et al. [47], Relation zu TF\_TF bzw. TF\_IS) und 6 (Methode nach Ranawat et al. [48]), die, wie bereits unter 4.3.1 erwähnt, das Drehzentrum weiter kaudolateral (Methode 1) beziehungsweise kraniomedial (Methoden 4 und 6) lokalisierten. Bei den an weiblichen Patienten vermessenen Hüftgelenken zeigte sich bei der Methode nach Ranawat et al. [48] (Methode 6) ebenfalls eine Dislokation nach kraniomedial. Die Effekte, die eine solche Dislokation mit sich bringt, wurden innerhalb dieses Abschnittes bereits näher beschrieben.

Für den Erfolg einer Hüftprothesenimplantation von geringerer Bedeutung als die korrekte Lage des Drehzentrums scheint der Inklinationswinkel zu sein, in dem die Pfannenkomponente implantiert wird [21]. Wobei jedoch zu bedenken ist, dass durch Änderung dieses Winkels ein erhöhter Abrieb zu Stande kommen und somit die Lebensdauer der Prothese verkürzt sein kann.

#### **4.4 Diskussion der Ergebnisse der Toleranzbereichsmessung**

Im Folgenden werden die Ergebnisse diskutiert, die bei der Überprüfung des Toleranzbereiches von 3 mm in vertikaler oder horizontaler Richtung, innerhalb dessen eine Dislokation des Drehzentrums noch geduldet wurde, zu Stande kamen.

Die Arbeitsgruppe um Egli [14] untersuchte die Differenz zwischen präoperativ geplanter und postoperativ tatsächlich vorhandener Lokalisation des Drehzentrums der Hüfte. Dabei fanden sie heraus, dass sich in dem von ihnen untersuchten Kollektiv die postoperativ erreichte Position in horizontaler Richtung um  $4,4 \pm 2,1$  Millimeter, in vertikaler Richtung um  $2,5 \pm 1,1$  Millimeter von der präoperativ angestrebten Position unterschied. Es kam in 84% der Fälle zu einer Medialisation und in 64% der Fälle zu einer Kaudalisation des künstlichen Hüftgelenkes. Auch in dieser Arbeit wurde größtenteils eine Dislokation des Drehzentrums in kaudaler und in medialer Richtung gemessen (siehe Abschnitt 4.3.1). Diese Ergebnisse zeigen die Diskrepanz auf, die zwischen der geplanten und tatsächlich erreichten Position des Drehzentrums der Endoprothese besteht. Durch eine geringere präoperative Fehlerquote kann bei entsprechender intraoperativer Umsetzung der Messergebnisse die Genauigkeit der Implantation der Endoprothese verbessert werden.

Bei der Betrachtung der Ergebnisse dieser Arbeit zeigte sich, dass erneut ein deutlicher Unterschied bei der Betrachtung der Werte in horizontaler und in vertikaler Richtung bestand. Bei den an männlichen Patienten vermessenen Hüften zeigte sich, dass sowohl in vertikaler als auch in horizontaler Richtung die Methoden 1 (Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15]) und 4 (Methode nach Pierchon et al. [47], Relation zu TF\_TF bzw. TF\_IS) die meisten Werte innerhalb dieses Toleranzbereiches aufwiesen (siehe Tabellen 3.7 und 3.8). Dabei ist zu beachten, dass in horizontaler Richtung mit Methode 1 die doppelte Menge an Werten innerhalb des Toleranzbereiches nach medial oder lateral gemessen wurde als mit Methode 4.

Bei an weiblichen Patienten vermessenen Hüften stellte Methode 4 diejenige Methode dar, bei der in horizontaler und in vertikaler Richtung die meisten Werte innerhalb des Toleranzbereiches gemessen wurden (siehe Tabellen 3.17 und 3.18). Auffällig war, dass in horizontaler Richtung bei Methode 1 lediglich 18 von 84 vorhandenen Werten innerhalb des Toleranzbereiches lagen. Dies hatte den Grund, dass der Mittelwert bei den Werten dieser Methode bei 3,74 Millimeter und somit außerhalb des Toleranzbereiches von 3 Millimetern lag (siehe Abschnitt 3.3.2.4). Wird allerdings die Standardabweichung betrachtet, so fällt auf, dass die Streuung bei Methode 1 deutlich geringer ausfiel als bei Methode 4 (0,77 mm vs. 3,57 mm). Somit ließe sich die Genauigkeit der Messung bei Methode 1, wenn der Messwert durch Subtraktion oder Addition um den Mittelwert zum tatsächlichen Zentrum hin verschoben würde, erhöhen. Dies hätte zur Folge, dass durch diese Korrektur um den Mittelwert aufgrund

der geringen Standardabweichung der Messwerte der Methode 1 die meisten Werte innerhalb des Toleranzbereiches lägen. Dieses Vorgehen würde bei keiner der anderen untersuchten Methoden einen ähnlichen Vorteil bringen wie bei der Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15] (Methode 1). Insofern ist im Hinblick auf die Anzahl der Werte innerhalb des Toleranzbereiches Methode 1 für beide Geschlechter mit der Einschränkung der eben genannten Korrektur zu empfehlen. Ob sich die Korrektur um den in dieser Arbeit ermittelten Mittelwert auf ein anderes Patientenkollektiv übertragen lässt und dort ähnliche Ergebnisse liefert, sollte Gegenstand weiterer Untersuchungen sein.

#### **4.5 Aussagekraft des Bereiches, in dem sich 90% der Werte befanden**

Weiterhin wurden die ermittelten Daten dahingehend überprüft, in welchem Bereich sich 90% der Werte befanden. Dies soll in diesem Abschnitt näher beschrieben werden.

Die Analyse ergab, dass für beide Geschlechter sowohl in horizontaler als auch in vertikaler Richtung die Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15], also Methode 1, den kleinsten Bereich für 90% der Werte lieferte. Besonders in horizontaler Richtung bewegten sich mit dieser Methode bei beiden Geschlechtern 90% der Werte innerhalb eines kleinen Rahmens. Bei männlichen Patienten innerhalb von 1,6% und bei weiblichen Patienten innerhalb von 1,0% der Beckengesamthöhe. In vertikaler Richtung lag der Wert bei 5,0% beziehungsweise bei 4,9% der Beckengesamthöhe. Der Unterschied hinsichtlich der Spannweite von 90% der Werte zwischen Methode 1 und den Methoden 2 (Messmethode nach Fessy et al. [15]), 3 (Methode nach John und Fisher [26]), 4 (Methode nach Pierchon et al. [47], Relation zu TF\_TF bzw. TF\_IS), 5 (Methode nach Pierchon et al. [47], Relation zur Beckengesamthöhe) und 6 (Methode nach Ranawat et al. [48]) war in horizontaler Richtung bei beiden Geschlechtern deutlich größer als in vertikaler Richtung.

Wurden Absolutzahlen betrachtet, so fiel auf, dass jeweils die Methode 4 (Methode nach Pierchon et al. [47], Relation zu TF\_TF bzw. TF\_IS) im Vergleich zu den anderen Methoden eine kleinere Spannweite einnahm als bei den Relativwerten. Dem liegt zu Grunde, dass angesichts der unterschiedlichen Indexbildung zwischen Methode 4 und



den Methoden 1-3, 5 und 6 ein direkter Vergleich nicht möglich war. Dies verdeutlicht, dass auf die gleiche Indexbildung geachtet werden muss.

Ein kleiner Bereich für 90% der Werte sagt aus, dass die Präzision einer Methode höher ist als bei anderen Methoden, bei denen 90% der Werte einen größeren Bereich einnehmen. Demzufolge ist es sinnvoll, sich bei der Wahl zwischen mehreren Methoden für diejenige zu entscheiden, bei der 90% der Werte in einem möglichst kleinen Bereich liegen. Dies ist bei beiden Geschlechtern sowohl in horizontaler als auch in vertikaler Richtung bei Methode 1, der Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15], der Fall.

#### **4.6 Vergleich der Verteilung der Methoden**

Dieser Abschnitt legt die Ergebnisse dar, die beim Vergleich der Messwerteverteilung der verschiedenen Methoden entstanden.

Beim Vergleich der Methoden hinsichtlich ihrer Verteilung durch den Wilcoxon-Test ergab sich für männliche Patienten bei Betrachtung der Relativwerte in horizontaler Richtung zwischen den Methoden 2 (Messmethode nach Fessy et al. [15]) und 4 (Methode nach Pierchon et al. [47], Relation zu TF\_TF bzw. TF\_IS) kein signifikanter Unterschied. Wurden die Absolutwerte betrachtet, so war zwischen den Methoden 2 und 4 sowie 2 und 5 (Methode nach Pierchon et al. [47], Relation zur Beckengesamthöhe) und 4 und 5 kein signifikanter Unterschied vorhanden. In vertikaler Richtung war bei Betrachtung der relativen und der absoluten Werte zwischen den Methoden 1 (Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15]) und 2 (Messmethode nach Fessy et al. [15]) sowie 1 und 3 (Methode nach John und Fisher) kein signifikanter Unterschied nachweisbar.

Für weibliche Patienten ergab sich für relative und absolute Werte in horizontaler Richtung zwischen den Methoden 1 (Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15]) und 2 (Messmethode nach Fessy et al. [15]) sowie 1 und 4 (Methode nach Pierchon et al. [47], Relation zu TF\_TF bzw. TF\_IS) kein signifikanter Unterschied. Zusätzlich bestand bei Relativwerten zwischen den Methoden 2 und 4 kein signifikanter Unterschied. In vertikaler Richtung war bei relativen und absoluten Werten zwischen den Methoden 2 (Messmethode nach Fessy et al. [15]) und 4 (Methode nach Pierchon et al. [47], Relation zu TF\_TF bzw. TF\_IS) kein signifikanter Unterschied nachweisbar. Zusätzlich

war bei den Relativwerten noch zwischen den Methoden 1 (Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15]) und 4 kein signifikanter Unterschied vorhanden.

Dies bedeutet, dass bei den Methoden, bei denen kein signifikanter Unterschied festgestellt werden konnte, eine ähnliche Verteilung der Werte bestand. Somit könnte bei Nichtanwendbarkeit einer Methode ersatzweise diejenige Methode angewandt werden, die hinsichtlich der Verteilung der Werte statistisch ähnliche Werte lieferte. Dadurch kann sich zwar der Mittelwert ändern, die Veränderung der Grundverteilung der Werte aber wäre statistisch nicht signifikant. Somit wären diese Methoden austauschbar und würden ähnliche Ergebnisse liefern.

#### **4.7 Einschränkungen der Anwendbarkeit der Methoden**

Im folgenden Abschnitt sollen die Unterschiede hinsichtlich der Praktikabilität der unterschiedlichen Methoden erläutert werden.

Zur röntgenologischen Bestimmung des anatomischen Drehzentrums der Hüfte ist ein Bezugspunkt auf der Röntgenaufnahme erforderlich. Bei den Methoden 1 (Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15]), 2 (Messmethode nach Fessy et al. [15]), 3 (Methode nach John und Fisher [26]), 4 (Methode nach Pierchon et al. [47], Relation zu TF\_TF bzw. TF\_IS) und 5 (Methode nach Pierchon et al. [47], Relation zur Beckengesamthöhe) wurde die Entfernung des Drehzentrums von unterschiedlichen Punkten der Tränenfigur oder von der Köhler-Linie aus gemessen. Lediglich bei der Zentrumsbestimmung nach Ranawat et al. [48] (Methode 6) wurde von einer künstlich konstruierten Linie aus gemessen. Die Konstruktion dieser Linie wurde in den Abschnitten 2.3.2.3 und 2.3.3.4 näher erläutert.

Bei der Vermessung der Röntgenbilder fiel auf, dass nicht alle Methoden auf alle Beckenübersichtsaufnahmen anwendbar waren. Bei einigen Beckenübersichtsaufnahmen war die Köhler-Linie durch einen Gonadenschutz verdeckt. Dadurch waren Methode 1 (Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15]), Methode 2 (Messmethode nach Fessy et al. [15]) und Methode 6 (Methode nach Ranawat et al. [48]) nicht anwendbar. Die Tränenfigur war zwar auf allen in dieser Arbeit ausgewerteten Beckenübersichtsaufnahmen eindeutig abgrenzbar. Wie jedoch bereits in Abschnitt 4.1 erwähnt, ist im arithmetischen Mittel laut Robb et al. [49] bei 7 Prozent aller

Beckenübersichtsaufnahmen die Tränenfigur auf einer oder auf beiden Seiten nicht eindeutig abgrenzbar. Kann die Tränenfigur nicht eindeutig identifiziert werden, kann von den in dieser Arbeit miteinander verglichenen Methoden lediglich Methode 6 (Methode nach Ranawat et al. [48]) angewandt werden.

Ebenfalls in Abschnitt 4.1 erwähnt wurden alternative Messmethoden, wie sie bei undeutlich dargestellter oder nicht abgrenzbarer Tränenfigur angewandt werden können. In dieser Arbeit wurde keine dieser Alternativen hinsichtlich ihrer Genauigkeit überprüft. Zu beachten bleibt allerdings, dass Methode 6 die ungenaueste Bestimmung des anatomischen Drehzentrums lieferte und somit per se anderen Methoden der Vorzug bei der Zentrumsbestimmung gegeben werden sollte. Wie sich der Abstand des anatomischen Drehzentrums zu weiteren Hilfspunkten, wie zum Beispiel dem Oberrand des jeweils ipsilateralen Foramen obturatum, wie von Callaghan et al. [4] vorgeschlagen, verhält, sollte noch überprüft werden.

Auch die Shenton-Ménard-Linie lässt sich unter bestimmten Voraussetzungen nicht bestimmen. Zum Beispiel kann bei einer Dislokation des Hüftkopfes nach kranial die mediale Begrenzung des Schenkelhalses nicht adäquat mit dem Foramen obturatum verbunden werden. Ist dies der Fall, so kann die Methode nach Ranawat et al. [48] (Methode 6) nicht angewandt werden. Wie bereits unter Abschnitt 4.3 näher erläutert, ist durch das Fehlen einer anatomischen Leitstruktur zwischen dem Oberrand des Foramen obturatum und dem medialen Rand der ipsilateralen Schenkelhalsspitze bei der Festlegung der Shenton-Ménard-Linie eine gewisse Ungenauigkeit gegeben, die sich auf die spätere Messung auswirken kann.

## 5 Zusammenfassung

Die Implantation einer Hüfttotalendoprothese erfordert präoperativ die Festlegung der anatomisch korrekten Lage des Zentrums des Hüftkopfes. Die bereits vor der Operation durchgeführte Messung an Beckenübersichtsröntgenaufnahmen dient als Stütze bei der Implantation. Eine nicht in anatomisch korrekter Position implantierte Totalendoprothese vermag den Langzeiterfolg dieser Operation zu gefährden. Die ungenaue Lage der Endoprothese kann sich nachteilig für den Patienten auswirken, da sie unter anderem zur Entstehung eines Trendelenburg-Hinkens durch veränderte Biomechanik führen kann.

In der vorliegenden Arbeit wurde bei 115 Patienten mit morphologisch unauffälligen Beckenübersichtsröntgenaufnahmen das Drehzentrum der Hüfte bestimmt. Anschließend wurden sechs Methoden zur Lokalisation des Drehzentrums der Hüfte, welche von vier verschiedenen Autoren publiziert worden waren, auf ihre Übertragbarkeit auf das vorliegende Patientenkollektiv, welches in männliche und weibliche Patienten aufgeteilt worden war, überprüft. Hierzu wurden die publizierten Werte von den in dieser Studie gemessenen Werten subtrahiert. Als Resultat erhielten wir die Abweichung der publizierten von der tatsächlichen Lokalisation des anatomischen Drehzentrums der Hüfte. Durch statistische Aufbereitung der Daten des Kollektives konnte gezeigt werden, welche Methode beziehungsweise welcher publizierte Wert dem tatsächlichen Drehzentrum am ehesten entsprach. In horizontaler Richtung war eine genaue Übereinstimmung bei keiner der publizierten Methoden der Fall. In vertikaler Richtung konnte bei männlichen Patienten für Methode 4 (Methode nach Pierchon et al. [47], Relation zu TF\_TF bzw. TF\_IS), bei weiblichen Patienten für die Methoden 2 (Messmethode nach Fessy et al. [15]) und 4 eine annähernde Übereinstimmung mit der Lokalisation des tatsächlichen Drehzentrums der Hüfte nachgewiesen werden.

Um eine Übertragbarkeit der Daten zu ermöglichen und um dem unterschiedlichen Vergrößerungsfaktor der angefertigten Röntgenaufnahmen Rechnung zu tragen, sollten die Werte für die Lokalisation des Drehzentrums der Hüfte nicht als Absolutwert, sondern als Relativwert angegeben werden. In dieser Arbeit wurden die Werte bei den Methoden 1 (Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15]), 2 (Messmethode nach Fessy et al. [15]), 3 (Methode nach John und Fisher [26]), 5 (Methode nach Pierchon et al. [47], Relation zur Beckengesamthöhe) und 6 (Methode nach Ranawat et al. [48]) in

Beziehung zur Beckengesamthöhe gesetzt. Bei Methode 4 (Methode nach Pierchon et al. [47], Relation zu TF\_TF bzw. TF\_IS) wurden die horizontalen Werte in Relation zum Abstand beider Tränenfiguren voneinander (TF\_TF), die vertikalen Werte in Relation zum Abstand der Tränenfigur zu einer Tangente durch beide am weitesten kaudal gelegenen Punkte beider Iliosakralgelenke (TF\_IS) betrachtet.

Nach den in dieser Arbeit vorliegenden Daten ist die Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15], in dieser Arbeit als Methode 1 aufgeführt, für die Bestimmung des Drehzentrums der Hüfte zu empfehlen. Die in dieser Arbeit ermittelten Daten decken sich weitestgehend mit den von Fessy et al. [15] ermittelten Werten. Zwar wurde bei anderen untersuchten Methoden mitunter ein geringerer mittlerer Unterschied zwischen publizierter und tatsächlicher Lage des Rotationszentrums der Hüfte festgestellt, jedoch wiesen diese Methoden allesamt eine größere Streuung der Werte auf.

Die Methode, nach welcher Ranawat et al. [48] (Methode 6) das Zentrum des Hüftkopfes bestimmt hatten, ist nicht empfehlenswert, da sie zum einen das Drehzentrum deutlich zu weit nach kranio-medial lokalisierte, zum anderen lieferte sie keinen Vorteil gegenüber den übrigen Methoden hinsichtlich der Streuung der Werte. In biomechanischer Hinsicht können sowohl eine Kranialisierung als auch eine Medialisierung in einem gewissen Rahmen toleriert werden. Die Abweichung der durch Anwendung dieser Methode gewonnenen Werte war jedoch deutlich größer, als es in biomechanischer Hinsicht akzeptiert werden kann. Zu dem höheren Zeitaufwand, der bei Anwendung dieser Methode notwendig war, kam, dass die Shenton-Ménard-Linie nur durch Extrapolation gewonnen werden kann und die Methode somit anfälliger für Fehler ist.

Die übrigen untersuchten Methoden (2, 3 und 5) lieferten ebenfalls keinen eindeutigen Vorteil gegenüber der Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15] (Methode 1).

Sollte die Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15] nicht anwendbar sein, zum Beispiel aufgrund eines Gonadenschutzes, der das Einzeichnen der Köhler-Linie verhindert, so kann der von Pierchon et al. [47] publizierte Wert (Methode 4) zur Bestimmung des Drehzentrums angewandt werden, da hierdurch ähnlich genaue Werte ermittelt wurden wie mit Methode 1.

Aufgrund der geringen Standardabweichung, welche die Berechnungsmethode nach Fessy et al. [15] lieferte, lässt sich sagen, dass diese Methode die präzisesten Werte lieferte. Erfolgt noch eine Korrektur des von Fessy et al. [15] angegebenen Wertes um das arithmetische Mittel, welches bei der Messung der Abweichung des publizierten

Wertes zu dem in dieser Arbeit gemessenen Wert ermittelt wurde, so wird die anatomisch korrekte Lage des Drehzentrums der Hüfte mit einer Genauigkeit und einer Präzision bestimmt, die allen anderen Methoden überlegen ist. Es bleibt zu bemerken, dass die Berechnungsmethode, wie sie Fessy et al. [15] entwickelt hatten, bei jedem Patienten individuell angewandt werden konnte, sofern die notwendigen anatomischen Strukturen auf Beckenübersichtsaufnahmen abgrenzbar und verwertbar waren. Diese Methode sowie die Methode nach Ranawat et al. [48] (Methode 6) stellten die einzigen der in dieser Arbeit aufgeführten Methoden dar, bei denen eine Bestimmung individuell für jeden Patienten durchgeführt werden konnte. Bei den übrigen Methoden (2-5) konnte lediglich der Wert, der von den jeweiligen Autoren publiziert wurde, auf das Röntgenbild des betreffenden Patienten übertragen werden. Es scheint sinnvoll, eine Methode zur Lokalisierung des Hüftkopfzentrums zu wählen, welche die unterschiedlichen Proportionen des Beckens eines jeden Patienten berücksichtigt.

Es konnte nachgewiesen werden, dass keine der von den genannten Autoren publizierten Lokalisationen des Drehzentrums der Hüfte mit den in dieser Arbeit gemessenen Lokalisationen übereinstimmte. Somit sollte generell davon Abstand genommen werden, einen publizierten Wert ohne weitergehende Korrektur zu übernehmen. Wird die in dieser Arbeit gemessene Abweichung des publizierten Wertes bei Methoden mit geringer Standardabweichung um das arithmetische Mittel korrigiert, so wäre an diesem Kollektiv eine verhältnismäßig präzise Bestimmung des Rotationszentrums möglich gewesen. Ob sich diese Aussage auf abweichend geartete Patientenkollektive übertragen lässt, bedarf weiterer Untersuchungen.

## 6 Literaturverzeichnis

1. N. Y. Afoke, P. D. Byers, and W. C. Hutton. The incongruous hip joint - a casting study. *J.Bone Joint Surg.Br.* 62 (4):511-514, 1980.
2. J. W. Bowerman, J. M. Sena, and R. Chang. The teardrop shadow of the pelvis; anatomy and clinical significance. *Radiology* 143 (3):659-662, 1982.
3. R. A. Brand, S. A. Yoder, and D. R. Pedersen. Interobserver variability in interpreting radiographic lucencies about total hip reconstructions. *Clin.Orthop.* (192):237-239, 1985.
4. J. J. Callaghan, E. A. Salvati, P. M. Pellicci, P. D. Wilson, Jr., and C. S. Ranawat. Results of revision for mechanical failure after cemented total hip replacement, 1979 to 1982. A two to five-year follow-up. *J.Bone Joint Surg.Am.* 67 (7):1074-1085, 1985.
5. J. J. Callaghan, E. E. Forest, S. M. Sporer, D. D. Goetz, and R. C. Johnston. Total hip arthroplasty in the young adult. *Clin.Orthop.* (344):257-262, 1997.
6. C. Castelli, U. M. Borromeo, A. Ferrario, M. Capodaglio, and P. Cherubino. Complications of prosthetic surgery in the dysplastic hip. *Chir Organi Mov* 82 (2):177-182, 1997.
7. J. A. D'Antonio, W. N. Capello, L. S. Borden, W. L. Bargar, B. F. Bierbaum, W. G. Boettcher, M. E. Steinberg, S. D. Stulberg, and J. H. Wedge. Classification and management of acetabular abnormalities in total hip arthroplasty. *Clin.Orthop.* (243):126-137, 1989.
8. J. T. Dearborn and W. H. Harris. High placement of an acetabular component inserted without cement in a revision total hip arthroplasty. Results after a mean of ten years. *J.Bone Joint Surg.Am.* 81 (4):469-480, 1999.
9. D. K. DeBoer and M. J. Christie. Reconstruction of the deficient acetabulum with an oblong prosthesis: three- to seven-year results. *J.Arthroplasty* 13 (6):674-680, 1998.

10. S. L. Delp and W. Maloney. Effects of hip center location on the moment-generating capacity of the muscles. *J.Biomech.* 26 (4-5):485-499, 1993.
11. S. L. Delp, A. V. Komattu, and R. L. Wixson. Superior displacement of the hip in total joint replacement: effects of prosthetic neck length, neck-stem angle, and anteversion angle on the moment-generating capacity of the muscles. *J.Orthop.Res.* 12 (6):860-870, 1994.
12. S. W. Dihlmann, P. E. Ochsner, A. Pfister, and P. Mayrhofer. [Analysis of migration of screwed acetabular components following revision arthroplasty of the hip joint. Results of single-image roentgen analysis]. *Z.Orthop.Ihre Grenzgeb.* 132 (4):286-294, 1994.
13. T. C. Doehring, H. E. Rubash, F. J. Shelley, L. J. Schwendeman, T. K. Donaldson, and Y. A. Navalgund. Effect of superior and superolateral relocations of the hip center on hip joint forces. An experimental and analytical analysis. *J.Arthroplasty* 11 (6):693-703, 1996.
14. S. Eggli, M. Pisan, and M. E. Muller. The value of preoperative planning for total hip arthroplasty. *J.Bone Joint Surg.Br.* 80 (3):382-390, 1998.
15. M. H. Fessy, A. N'Diaye, J. P. Carret, and L. P. Fischer. Locating the center of rotation of the hip. *Surg.Radiol.Anat.* 21 (4):247-250, 1999.
16. H. S. Gates, III, S. C. Poletti, J. J. Callaghan, and D. E. McCollum. Radiographic measurements in protrusio acetabuli. *J.Arthroplasty* 4 (4):347-351, 1989.
17. E. Genda, N. Iwasaki, G. Li, B. A. MacWilliams, P. J. Barrance, and E. Y. Chao. Normal hip joint contact pressure distribution in single-leg standing--effect of gender and anatomic parameters. *J.Biomech.* 34 (7):895-905, 2001.
18. S. B. Goodman, S. J. Adler, D. P. Fyhrie, and D. J. Schurman. The acetabular teardrop and its relevance to acetabular migration. *Clin.Orthop.* (236):199-204, 1988.
19. S. B. Goodman. Comparison of radiographic parameters for analysis of normal and dysplastic hips in the adult. *Contemp.Orthop.* 20 (5):505-511, 1990.
20. S. Greenwald and D. W. Haynes. Weight bearing areas in the human hip joint. *J.Bone Joint Surg.Br.* 54 (1):157-163, 1972.



21. H. W. Hamilton. Prosthetic position in total hip replacement. *Orthop.Rev.* 15 (5):294-300, 1986.
22. K. Hirakawa, N. Mitsugi, T. Koshino, T. Saito, Y. Hirasawa, and T. Kubo. Effect of acetabular cup position and orientation in cemented total hip arthroplasty. *Clin.Orthop.* 388:135-42.:135-142, 2001.
23. Iglic, V. Antolic, and F. Srakar. Biomechanical analysis of various operative hip joint rotation center shifts. *Arch.Orthop.Trauma Surg.* 112 (3):124-126, 1993.
24. T. Ilchmann, H. Franzen, B. Mjoberg, and H. Wingstrand. Measurement accuracy in acetabular cup migration. A comparison of four radiologic methods versus roentgen stereophotogrammetric analysis. *J.Arthroplasty* 7 (2):121-127, 1992.
25. J. Jerosch, J. Steinbeck, J. Stechmann, and V. Guth. Influence of a high hip center on abductor muscle function. *Arch.Orthop.Trauma Surg.* 116 (6-7):385-389, 1997.
26. J. F. John and P. E. Fisher. Radiographic determination of the anatomic hip joint center. A cadaver study. *Acta Orthop.Scand.* 65 (5):509-510, 1994.
27. R. C. Johnston, R. A. Brand, and R. D. Crowninshield. Reconstruction of the hip. A mathematical approach to determine optimum geometric relationships. *J.Bone Joint Surg.Am.* 61 (5):639-652, 1979.
28. T. Karachalios, G. Hartofilakidis, N. Zacharakis, and M. Tsekoura. A 12- to 18-year radiographic follow-up study of Charnley low-friction arthroplasty. The role of the center of rotation. *Clin.Orthop.* (296):140-147, 1993.
29. J. F. Katz. Identification of the "teardrop" figure and acetabular margins on the roentgenogram. *Clin.Orthop.* 62:232-9.:232-239, 1969.
30. J. Kordelle and M. Starker. [Migration analysis of cemented Muller polyethylene acetabular cups versus cement-free Zweymuller screw-attached acetabular cups]. *Z.Orthop.Ihre Grenzgeb.* 138 (1):46-51, 2000.
31. Köhler. Roentgenology. The borderlands of the normal and early pathological in the Skiagram. *London: Bailliere, Tindall, and Cox:*214-222, 1935.

32. P. F. Lachiewicz, B. McCaskill, A. Inglis, C. S. Ranawat, and B. D. Rosenstein. Total hip arthroplasty in juvenile rheumatoid arthritis. Two to eleven-year results. *J.Bone Joint Surg.Am.* 68 (4):502-508, 1986.
33. R. Laforgia, F. Specchiulli, G. Solarino, and L. Nitti. Radiographic variables in normal and osteoarthritic hips. *Bull.Hosp.Jt.Dis.* 54 (4):215-221, 1996.
34. M. Lengsfeld, A. Bassaly, U. Boudriot, T. Pressel, and P. Griss. Size and direction of hip joint forces associated with various positions of the acetabulum. *J.Arthroplasty* 15 (3):314-320, 2000.
35. P. Massin, L. Schmidt, and C. A. Engh. Evaluation of cementless acetabular component migration. An experimental study. *J.Arthroplasty* 4 (3):245-251, 1989.
36. D. E. McCollum, J. A. Nunley, and J. M. Harrelson. Bone-grafting in total hip replacement for acetabular protrusion. *J.Bone Joint Surg.Am.* 62 (7):1065-1073, 1980.
37. D. E. McCollum and W. J. Gray. Dislocation after total hip arthroplasty. Causes and prevention. *Clin.Orthop.* (261):159-170, 1990.
38. F. Menschik. The hip joint as a conchoid shape. *J.Biomech.* 30 (9):971-973, 1997.
39. K. D. Moore, R. L. Barrack, C. J. Sychterz, J. Sawhney, A. M. Yang, and C. A. Engh. The effect of weight-bearing on the radiographic measurement of the position of the femoral head after total hip arthroplasty. *J.Bone Joint Surg.Am.* 82 (1):62-69, 2000.
40. F. Nagasawa, Y. Miyake, H. Akazawa, Y. Konishi, K. Uchida, S. Mitani, and H. Inoue. Predictability of the progress of secondary osteoarthritis after developmental dislocation of the hip, utilizing inferior edge (of the teardrop)--center (of the femoral head) distance. *J.Orthop.Sci.* 5 (1):10-17, 2000.
41. P. C. Noble, J. W. Alexander, L. J. Lindahl, D. T. Yew, W. M. Granberry, and H. S. Tullos. The anatomic basis of femoral component design. *Clin.Orthop.* (235):148-165, 1988.
42. D. Nunn, M. A. Freeman, P. F. Hill, and S. J. Evans. The measurement of migration of the acetabular component of hip prostheses. *J.Bone Joint Surg.Br.* 71 (4):629-631, 1989.

43. G. S. O'Sullivan, S. B. Goodman, and H. H. Jones. Computerized tomographic evaluation of acetabular anatomy. *Clin.Orthop.* (277):175-181, 1992.
44. N. Olmedo-Garcia, F. Lopez-Prats, A. Agullo, A. Ortuno, and A. Palazon. A comparative study of the accuracy of Ranawat's and Pierchon's methods to determine the centre of rotation in bilateral coxopathy. *Skeletal Radiol.* 29 (11):652-655, 2000.
45. S. A. Olson, B. K. Bay, and A. Hamel. Biomechanics of the hip joint and the effects of fracture of the acetabulum. *Clin.Orthop.* (339):92-104, 1997.
46. W. Pagnano, A. D. Hanssen, D. G. Lewallen, and W. J. Shaughnessy. The effect of superior placement of the acetabular component on the rate of loosening after total hip arthroplasty. *J.Bone Joint Surg.Am.* 78 (7):1004-1014, 1996.
47. F. Pierchon, H. Migaud, A. Duquennoy, and C. Fontaine. [Radiologic evaluation of the rotation center of the hip]. *Rev.Chir Orthop.Reparatrice Appar.Mot.* 79 (4):281-284, 1993.
48. C. S. Ranawat, L. D. Dorr, and A. E. Inglis. Total hip arthroplasty in protrusio acetabuli of rheumatoid arthritis. *J.Bone Joint Surg.Am.* 62 (7):1059-1065, 1980.
49. J. E. Robb, L. A. Rymaszewski, H. B. Bentley, and P. T. Donnan. Reliability of the acetabular teardrop as a landmark. *Surg.Radiol.Anat.* 13 (3):181-185, 1991.
50. J. Rosler and C. Perka. The effect of anatomical positional relationships on kinetic parameters after total hip replacement. *Int.Orthop.* 24 (1):23-27, 2000.
51. G. M. Russotti and W. H. Harris. Proximal placement of the acetabular component in total hip arthroplasty. A long-term follow-up study. *J.Bone Joint Surg.Am.* 73 (4):587-592, 1991.
52. N. Rydell. Biomechanics of the hip-joint. *Clin.Orthop.* 92:6-15.:6-15, 1973.
53. D. J. Samani and S. L. Weinstein. The pelvic tear-figure: a three-dimensional analysis of the anatomy and effects of rotation. *J.Pediatr.Orthop.* 14 (5):650-659, 1994.

54. T. P. Schmalzried and E. S. Northfield M. R. Szuszczewicz. Quantitative assessment of walking activity after total hip or knee replacement. *J.Bone Joint Surg.Am.* 80 (1):54-59, 1998.
55. Stans, M. W. Pagnano, W. J. Shaughnessy, and A. D. Hanssen. Results of total hip arthroplasty for Crowe Type III developmental hip dysplasia. *Clin.Orthop.* (348):149-157, 1998.
56. J. Sutherland, A. H. Wilde, L. S. Borden, and K. E. Marks. A ten-year follow-up of one hundred consecutive Muller curved-stem total hip-replacement arthroplasties. *J.Bone Joint Surg.Am.* 64 (7):970-982, 1982.
57. J. Sutherland and S. J. Bresina. Measurement of acetabular component migration using two-dimensional radiography. *J.Arthroplasty* 7 Suppl:377-9.:377-379, 1992.
58. R. G. Wetherell, A. A. Amis, and F. W. Heatley. Measurement of acetabular erosion. The effect of pelvic rotation on common landmarks. *J.Bone Joint Surg.Br.* 71 (3):447-451, 1989.
59. T. O. White and T. W. Dougall. Arthroplasty of the hip. Leg length is not important. *J.Bone Joint Surg.Br.* 84 (3):335-338, 2002.
60. S. A. Yoder, R. A. Brand, D. R. Pedersen, and T. W. O'Gorman. Total hip acetabular component position affects component loosening rates. *Clin.Orthop.* (228):79-87, 1988.

## 7 Abkürzungen

TF.INF	<b>TränenFigur.INF</b> eriorer Punkt, am weitesten kaudal gelegener Punkt der Tränenfigur
TFL	<b>TränenFigurLinie</b> , Verbindungslinie zwischen den beiden am weitesten kaudal gelegenen Punkten der Tränenfigur
ISGL	<b>IlioSakralGelenksLinie</b> , Verbindungslinie zwischen den kaudalen Begrenzungen beider Iliosakralgelenke
TF_IS	<b>TränenFigur_IlioSakralgelenk</b> , Verbindung zwischen TFL und ISGL, senkrecht zur TFL verlaufend
E_IS	Abstand vom Punkt E (Berührungspunkt der Köhler-Linie am medialen Rand des Os ilium) zu ISGL, entlang der Köhler-Linie verlaufend
E_TF	Abstand vom Punkt E (Berührungspunkt der Köhler-Linie am medialen Rand des Os ilium) zu TFL, entlang der Köhler-Linie verlaufend
Z_TF.VE	<b>Zentrum_TränenFigur.VERT</b> ikale, vertikale Verbindung zwischen Hüftkopffzentrum und TFL, senkrecht zur TFL verlaufend
Z_TF.HO	<b>Zentrum_TränenFigur.HO</b> izontale, horizontale Verbindung zwischen Hüftkopffzentrum und lateralem Rand der Tränenfigur, rechtwinklig zu einer an den lateralen Rand der Tränenfigur gelegten Tangente verlaufend
Z_K	<b>Zentrum_Köhler-Linie</b> , Verbindung zwischen Hüftkopffzentrum und Köhler-Linie, senkrecht zur Köhler-Linie verlaufend
Z_TF.INF	<b>Zentrum_TränenFigur.INF</b> eriorer Punkt, horizontale Verbindung zwischen dem Drehzentrum der Hüfte zu einer durch den am weitesten kaudal gelegenen Punkt der Tränenfigur führenden Linie, senkrecht zur TFL verlaufend
TF_TF	<b>TränenFigur_TränenFigur</b> , Distanz der beiden am weitesten kaudal gelegenen Punkte der Tränenfigur zueinander
ST	<b>SitzbeinhöckerTangente</b> , durch die am weitesten kaudal gelegenen Punkte beider Sitzbeinhöcker führende Tangente
Z_HY.HO	<b>Zentrum_HY</b> potenuse des Dreiecks. <b>HO</b> izontale, horizontale Distanz zwischen dem Mittelpunkt der Hypotenuse des nach Ranawat et al. [48] gezeichneten gleichschenkligen Dreiecks zum Hüftkopffzentrum

Z\_HY.VE Zentrum\_HYpotenuse des Dreiecks.VErtikale, vertikale Distanz zwischen dem Mittelpunkt der Hypotenuse des nach Ranawat et al. [48] gezeichneten gleichschenkligen Dreiecks zum Hüftkopfzentrum

## 8 Verzeichnis der akademischen Lehrer

Meine akademischen Lehrer waren die Damen und Herren:

in Marburg

Arnold, Aumüller, Barth, Basler, Baum, Christiansen, Czubayko, Daut, Doss, Eilers, Feuss, Geus, Gotzen, Griss, Happle, Hellinger, Hesse, Hofmann, Jungclas, Kern, Klenk, Krieg, Lammel, Lang, Lennartz, Lippert , Löffler, Maisch, Moll, Müller, Mutters, Oertel, Reichardt, Remschmidt, Rothmund, Schäfer, Schmidt, Seyberth, Vohland, von Wichert, Weihe, Werner.

in Oldenburg

Engelhardt, Hoffmann, Lazovic, Niemann, Röhn, Schwarz-Eywill, Volling.

## 9 Danksagung

Danken möchte ich in erster Linie Herrn Prof. (apl.) Dr. Dr. Axel Wilke für die Überlassung der Arbeit.

Herrn Dr. Ulrich Boudriot danke ich herzlich für die Betreuung, die er mir während der Entstehung der Arbeit zukommen ließ.

Weiterhin gilt mein Dank Frau Astrid Dempfle vom Institut für Medizinische Biometrie und Epidemiologie der Philipps-Universität Marburg für Ihre Hilfe und Ihre Anregungen bei der statistischen Auswertung der Daten.

Mein Dank gilt auch Herrn Hartmut Winter, der mir bei der Datenerfassung zur Seite stand.

Danken möchte ich auch Herrn Markja Melzer, der mir bei technischen Problemen bei der Niederschrift der Arbeit sehr geholfen hat.

Für die kritische Durchsicht bedanke ich mich bei Herrn Tim Verspohl und Frau Guadalupe Pellón.

Zu danken habe ich auch Herrn Dr. Nikolaus Verspohl und Frau Ingrid Verspohl für Ihre Unterstützung bei der Niederschrift der Arbeit.

Mein besonderer Dank gilt meiner Frau Meike für ihre Geduld beim Erstellen der Arbeit.

Ohne die Unterstützung meiner Eltern wäre diese Arbeit nicht möglich gewesen. Ihnen gebührt ebenso mein besonderer Dank.