

Aus dem Zentrum für operative Medizin
der Philipps-Universität Marburg
Geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. P. Griss
Klinik für Orthopädie und Rheumatologie
Direktor: Prof. Dr. P. Griss

Die Bestimmung des anatomischen Rotationszentrums im Hüftgelenk

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der gesamten Zahnmedizin
dem Fachbereich Humanmedizin der Philipps-Universität Marburg

vorgelegt von

Janina Hilgert
aus Münster

Marburg 2003

Angenommen vom Fachbereich Humanmedizin der Philipps-Universität Marburg am:
11.12.2003

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs

Dekan: Prof. Dr. B. Maisch

Referent: Prof. Dr. P. Griss

Korreferent: PD Dr. R. Mengel

1.	Einleitung	4
1.1.	Einführung	4
1.2.	Ziel dieser Arbeit	8
2.	Material und Methoden	9
2.1.	Patienten und Röntgenbilder	9
2.2.	Röntgenbilddigitalisierung und Bearbeitung	10
2.2.1.	Hardware	10
2.2.2.	Software	11
2.2.3.	Verwaltung der Patientendaten	11
2.2.4.	Bildbearbeitung	11
2.2.5.	Bildvermessung	12
2.3.	Auswertung der Messergebnisse	17
2.3.1.	Statistik-Programm	17
2.3.2.	Herstellen von Vergleichsgrößen und Auswertung	17
2.3.2.1.	Untersuchung einer einzelnen Vergleichsgröße am Beispiel des Verhältnisses A : Beckengesamthöhe	18
2.3.2.2.	Analyse der Verteilung der Werte	19
3.	Ergebnisse	21
3.1.	Vergleich der Bezugsgrößen Beckengesamthöhe, Becken- innenhöhe und Beckenbreite	21
3.1.1.	Werte von A, B, C und D in Bezug auf die Beckengesamthöhe	21
3.1.1.1.	Größe A	21
3.1.1.2.	Größe B	22
3.1.1.3.	Größe C	23
3.1.1.4.	Größe D	24
3.1.2.	Werte von A, B, C und D in Bezug auf die Beckeninnenhöhe	25
3.1.2.1.	Größe A	25
3.1.2.2.	Größe B	26
3.1.2.3.	Größe C	27
3.1.2.4.	Größe D	28
3.1.3.	Werte von A, B, C und D in Bezug auf die Beckenbreite	29
3.1.3.1.	Größe A	29
3.1.3.2.	Größe B	30
3.1.3.3.	Größe C	31

3.1.3.4.	Größe D	32
3.1.4.	Vergleich der Bezugsgrößen	33
3.1.4.1.	Größe A	33
3.1.4.2.	Größe B	34
3.1.4.3.	Größe C	34
3.1.4.4.	Größe D	34
3.2.	Detaillierte Analyse der Werte in Bezug auf die Beckengesamthöhe	35
3.2.1.	Auswertung nach Aufteilung des Patientenkollektivs in Altersklassen	35
3.2.1.1.	Altersklasse 5 im Vergleich zu den Klassen 1-4	36
3.2.1.2.	Die Altersklassen 1-3 im Vergleich zu 1-4	37
3.3.	Werte von A, B, C und D in Bezug auf die Beckengesamthöhe der Altersklassen 1-4	38
3.3.1.	Größe A	38
3.3.2.	Größe B	39
3.3.3.	Größe C	40
3.3.4.	Größe D	41
3.4.	Getrennte Auswertung von Männern und Frauen	42
3.4.1.	Isolierte Auswertung der Männer	42
3.4.1.1.	Größe A	42
3.4.1.2.	Größe B	43
3.4.1.3.	Größe C	44
3.4.1.4.	Größe D	45
3.4.2.	Isolierte Auswertung der Frauen	46
3.4.2.1.	Größe A	46
3.4.2.2.	Größe B	47
3.4.2.3.	Größe C	48
3.4.2.4.	Größe D	49
3.4.3.	Vergleich der Mittelwerte von Männern und Frauen	50
3.4.4.	Zusammenfassende Gegenüberstellung der Ergebnisse	51
4.	Diskussion	53
4.1.	Allgemeines	53
4.2.	Kräfte am Hüftgelenk	53

4.3.	Auswirkungen falscher Positionierung des Rotationszentrums	55
4.3.1.	Änderung der Kräfte im Hüftgelenk, der sogenannten Hüftgelenksresultierenden	55
4.3.2.	Auswirkungen auf die Abduktorenkräfte	56
4.3.3.	Veränderung des Biegemoments	57
4.3.4.	Mikrobewegungen der Prothese	58
4.3.5.	Einfluss auf den Bewegungsumfang des Hüftgelenks	58
4.3.6.	Auswirkungen auf Lockerungs- und Spätkomplikatonsraten und röntgenologische Demarkationszeichen	58
4.3.7.	Untersuchungen zu Patienten mit Protrusio acetabuli	60
4.4.	Bisherige Untersuchungen zur Bestimmung des Rotationszentrums	61
4.5.	Bewertung von Material und Methoden	64
4.5.1.	Röntgenbilder	64
4.5.2.	Vermessung der Röntgenbilder	64
4.5.3.	Alter der Patienten	65
4.5.4.	Varianz bei verschiedenen Vermessungen desselben Röntgenbildes	66
4.5.5.	Verwenden der Tränenfigur als Referenzpunkt	67
4.5.6.	Benutzung der Köhlerlinie als zweiten Referenzpunkt	69
4.6.	Diskussion der Ergebnisse	69
4.7.	Einschränkungen und Probleme bei der Anwendung dieser Methode	71
4.8.	Anwendungsmöglichkeiten	73
4.9.	Zukunftsperspektiven	74
5.	Zusammenfassung	76
6.	Literaturverzeichnis	78
7.	Anhang	86
7.1.	Legende der im Röntgenbild gemessenen Größen	86

1. Einleitung

1.1. Einführung

Der Ersatz eines erkrankten Hüftgelenks durch eine Hüftendoprothese zählt heute zu den am häufigsten durchgeführten Operationen in der Orthopädie. Durch die erhöhte Lebenserwartung der Patienten treten Verschleißerscheinungen des Bewegungsapparates, insbesondere des Hüftgelenkes, immer häufiger auf. Zudem ist die Zahl der Operationen durch eine erweiterte Indikationsstellung auch bei jüngeren Patienten in den letzten Jahren stark gestiegen. Es wird geschätzt, dass allein in Deutschland pro Jahr 100.000 Hüftgelenke durch eine Totalendoprothese (TEP) ersetzt werden (persönliche Mitteilung; Bundesversicherungsanstalt).

Die häufigste Ursache für den endoprothetischen Ersatz des Hüftgelenkes ist die primäre Coxarthrose. Andere Indikationen zur Implantation eines künstlichen Gelenkes sind die angeborene Hüftgelenkdysplasie, angeborene oder erworbene Hüftgelenkluxationen, die Hüftkopfnekrose, der Morbus Perthes und maligne Tumoren. Eine weitere, erheblich zunehmende Bedeutung haben Revisionseingriffe, bei denen gelockerte Endoprothesen ausgewechselt werden müssen. Internen Schätzungen zufolge gibt es deutschlandweit etwa 150.000 Patienten mit revisionsbedürftigen Hüftendoprothesen.

Daraus ergibt sich die Notwendigkeit, die Langzeitstabilität einer Hüftendoprothese weiter zu verlängern. Auf der Suche nach Lösungsansätzen für dieses Problem rücken die mittlerweile weitgehend bekannten Ursachen einer Prothesenlockerung in den Mittelpunkt der Betrachtung. Neben individuellen Problemen wie dem Übergewicht, sportlichen Belastungen und der Knochenfestigkeit spielen selbstverständlich auch Fragen der Operationstechnik und des Prothesendesigns eine wesentliche Rolle. Die wissenschaftlichen Untersuchungen der letzten Jahre konnten dabei den maßgeblichen Mechanismus der Prothesenlockerung aufdecken.

Durch tribologische Phänomene kommt es zur Freisetzung von Abriebpartikeln der artikulierenden Prothesenkomponenten. Eine herausragende Stellung nehmen dabei Polyethylenpartikel ein [1;2], aber auch die übrigen in der Endoprothetik angewandten Biomaterialien wie Chrom- Kobald- Legierungen und Reintitan oder Titanlegierungen sowie Aluminiumoxidpartikel. Diese entstehen als Abriebprodukte der Hüftpfanne oder

aufgrund von Mikrobewegungen zwischen der Prothesenoberfläche und dem Knochenzement oder bei zementfreien Prothesen direkt zwischen der Implantatoberfläche und dem umgebenden Knochen [69; 70]. Durch diese Fremdkörper werden Entzündungsreaktionen ausgelöst, in deren Verlauf es zu einer zunehmenden Auflösung des periprothetischen Knochens kommt [3-6]. Dieser Vorgang verläuft chronisch bis zur Auslockerung der Prothese [73]. Der zugrunde liegende Prozess besteht offensichtlich in einer chronischen Aktivierung des Immunsystems durch eben diese Partikel. Bedeutsam ist, dass aufgrund der besonderen chemischen Zusammensetzung und insbesondere der Größe der Partikel eine Phagozytierung nicht möglich ist. Die freigesetzten Partikel verbleiben in unmittelbarer Umgebung der Prothese im Bereich der Gelenkkapsel und des angrenzenden Knochens beziehungsweise der dazwischen liegenden Bindegewebslamelle. Es wird, ausgelöst durch diese Partikel, eine Kaskade von Entzündungsmediatoren freigesetzt [72; 74; 78; 80], welche über die Aktivierung von Osteoklasten zur Ausbildung von periprothetischen Osteolysen und schlussendlich zum Versagen des Implantates führt.

Aus logischen Überlegungen heraus wird deutlich, dass eine Verringerung der Abriebrate und damit eine geringere Menge anfallender Partikel die Entzündungsreaktion verzögert. Dies würde die Verlängerung der Standzeit einer Prothese implizieren. Es erscheint nicht überraschend, dass das Ausmaß des Entzündungsprozesses dabei direkt von der Zusammensetzung der Partikel abhängt. Verschiedene Forschergruppen haben deutliche Unterschiede in der biologischen Wirksamkeit hinsichtlich der Auslösung des Entzündungsprozesses und der dabei freigesetzten Zytokine festgestellt [75; 76; 77; 79]. Ausgehend von diesen Zusammenhängen stellt sich die Frage, wodurch die Abriebrate einer Prothese verringert werden kann. Selbstverständlich spielen hier zunächst die eingesetzten Materialien eine wesentliche Rolle. Beispielsweise konnte durch den Einsatz einer Metall – Metall – Gleitpaarung die Abriebrate um 90% im Vergleich zu den üblichen Polyethylenpfannen gesenkt werden (Mitteilung Firma Sulzer; Schweiz). Aus naheliegenden Gründen spielt hierbei aber auch die mechanische Belastung des menschlichen Hüftgelenks eine maßgebliche Rolle.

Die mechanische Belastung des Hüftgelenks entsteht durch das Zusammenspiel von Körpergewicht und Muskelkräften. Dabei beeinflusst die Geometrie der Hüfte dieses Zusammenspiel. Durch Veränderung der Gelenkgeometrie entstehen auch entsprechend veränderte Gelenkbelastungen. Dies führt direkt zu einer veränderten Partikelfreisetzung.

Die Position des Drehzentrums der Hüfte spielt bei der Frage der Gelenkbelastung eine wesentliche Rolle. Vergegenwärtigt man sich, dass ein Patient mit einer Totalendoprothese im Durchschnitt pro Jahr 0,9 Millionen Lastzyklen absolviert [7], wird die enorme Beanspruchung des Gelenkes deutlich. Diese Beanspruchungen müssen von dem künstlichen Hüftgelenk aufgefangen werden.

Es gibt zahlreiche Untersuchungen darüber, wie sich eine falsche Positionierung des Drehzentrums des Hüftgelenks auswirken kann. Zum einen ändern sich die Kräfte im Hüftgelenk [8-12], zum anderen können die Muskeln im Hüftgelenk erheblich in ihrer Funktion und Kraft beeinflusst werden. Im Wesentlichen stimmen die Autoren dahingehend überein, dass eine Abweichung des Rotationszentrums von der anatomischen Position zu einer deutlichen Vergrößerung der Hüftkräfte führt. Insbesondere die Proximalisierung und Lateralisierung des Drehzentrums führen dabei zu einem signifikanten Anstieg der Hüftkräfte [10;11;13-16]. Berücksichtigt werden sollte dabei, dass die Belastung des Hüftgelenkes im Wesentlichen durch dynamische Kräfte entsteht. So steigt die Hüftkraft bereits beim Einbeinstand auf das 2,5-fache des Körpergewichtes an [24]. Im Falle einer zusätzlichen Abweichung des Drehzentrums von seiner anatomischen Position würde es zu einer Potenzierung dieses Effektes kommen. Dabei spielt neben der Vergrößerung der Abriebrate durch Verstärkung der tribologischen Phänomene an den artikulierenden Flächen des Gelenkes auch die verstärkte Belastung der Grenzschicht zwischen Implantat und Zement oder Implantat und Knochen eine wichtige Rolle. Es liegt auf der Hand, dass eine Erhöhung der Hüftkräfte natürlich auch eine Vergrößerung des Kraftflusses am Interface zwischen Implantat und Knochen zur Folge hat. Hierdurch werden nicht nur die Relativbewegungen an der Grenzfläche mit dem konsekutiv erhöhten Abrieb zum Problem [68], sondern es kann unter Umständen die Grenzflächenbelastung so weit ansteigen [81], dass es zu einer Desintegration der Verbindung zwischen dem einliegenden Implantat und dem umgebenden Knochen kommt [71]. Dies sind wesentliche Faktoren, welche die Lebenszeit des Implantats entscheidend beeinflussen und unter ungünstigen Verhältnissen zu einer vorzeitigen Lockerung bis hin zum Verlust der Prothese führen können.

Ausgeprägte knöcherne Defekte der Hüftpfanne wie sie beispielsweise bei Hüft-dysplasien, starken arthrotischen Veränderungen oder Verlust der Knochensubstanz bei gelockerten Endoprothesen auftreten, erfordern häufig komplexe Rekonstruktionsvorgänge. Die korrekte Rekonstruktion des anatomischen Drehzentrums des Hüft-

gelenkes kann sich in diesen Fällen als äußerst kompliziert erweisen. Bei einem einseitigen Befall kann das Rotationszentrum durch Spiegeln der gegenüberliegenden, nicht betroffenen Seite sehr gut und zuverlässig bestimmt werden [17]. Deutlich schwieriger gestaltet sich die Lösung dieses Problems bei beidseitigen schweren Knochenverlusten. Wird das Rotationszentrum nicht in seiner anatomisch korrekten Position rekonstruiert, kann dies Folgen auf den Langzeiterfolg der Operation haben. Unter anderem kann es zu frühzeitiger Lockerung der Prothese kommen [18].

Bisher gibt es wenige Untersuchungen über die Frage, wo dieses Rotationszentrum idealerweise liegen sollte. Die Bedeutung der präoperativen Planung und Lokalisierung der optimalen Position des Rotationszentrums wurde von mehreren Autoren betont [19-21]. Jedoch zeigt die bisherige klinische Praxis, dass normalerweise die Festlegung der Position der zu implantierenden Hüftpfanne und damit des Drehzentrums weitgehend nach empirischen Gesichtspunkten erfolgt. Der Operateur orientiert sich hierbei an der Position der Originalpfanne. Wichtige Orientierungshilfen sind dabei anatomische „landmarks“ wie beispielsweise das knöcherne Pfannendach und die Tränenfigur. In Situationen, bei denen aufgrund von Beckendysmorphien, Unfällen oder bei acetabulären Defektzuständen im Rahmen der Revisionsendoprothetik die anatomischen Orientierungspunkte nicht mehr präzise zu bestimmen sind, wird die exakte anatomische Rekonstruktion des Drehzentrums dem Zufall überlassen. Der Operateur benötigt in solchen Fällen eine möglichst einfache, kostengünstige, leicht verfügbare und praktikable Möglichkeit, das Drehzentrum zu bestimmen.

Dieses Verfahren sollte unter Zuhilfenahme der normalerweise zur Verfügung stehenden konventionellen Röntgenaufnahmen anwendbar sein. Üblicherweise wird die Tränenfigur als Bezugspunkt zur Bestimmung des Drehzentrums herangezogen. Insbesondere bei ausgeprägten Defekten des Pfannenlagers lässt sich diese anatomische Struktur häufig nicht mehr identifizieren. In diesen Fällen müssen alternative Bestimmungsmöglichkeiten genutzt werden. Eines der Hauptprobleme allerdings liegt darin, dass kaum Standardwerte für die Festlegung des anatomischen Drehzentrums existieren. Die in der Arbeit von John et al. [17] ermittelten Werte nehmen als Bezugspunkt die Tränenfigur, eben jene Struktur, welche unter oben genannten Bedingungen häufig nicht mehr erkennbar ist. Für diese häufig auftretende Situation existieren derzeit keine Methoden, das Drehzentrum der Hüfte präoperativ zu bestimmen. Damit ist eine exakte Planung einer solchen Operation erschwert.

1.2. Ziel dieser Arbeit

Ziel dieser Studie war es, eine praktikable Methode zur Bestimmung des anatomischen Drehzentrums der menschlichen Hüfte zu entwickeln. Es sollte basierend auf der Methode von John et al. [17] die Lage des anatomischen Rotationszentrums in Relation zu anatomischen Bezugspunkten in vertikaler und horizontaler Richtung auf dem Röntgenbild bestimmt werden.

Gleichzeitig zur Bereitstellung einer Methode zur Bestimmung des Rotationszentrums sollten auch Normalwerte für diese Lagebeziehungen gegeben werden. Mit Hilfe dieser Methode sollte die Möglichkeit geschaffen werden, trotz eventueller Pathologien des Gelenkes die ideale Position des Rotationszentrums im individuellen Fall festzulegen. Die Methode sollte zudem flexibel einsetzbar und auch für die postoperative Einschätzung des Operationserfolges anwendbar sein.

2. Material und Methoden

2.1. Patienten und Röntgenbilder

Für die vorliegende Arbeit wurde ein Antrag bei der Ethikkommission gestellt, der Antrag wurde jedoch nicht weiter bearbeitet mit der Begründung, ein Votum der Kommission sei für diese Arbeit nicht notwendig, da die Datenerhebung in anonymisierter Form erfolgte und lediglich bereits vorhandenes Datenmaterial ausgewertet wurde.

Die zu erhebenden Daten wurden durch Auswertung von Beckenübersichtsaufnahmen ermittelt. Ausgewertet wurden lediglich diejenigen Röntgenaufnahmen, welche eindeutig korrekte anatomische Verhältnisse zeigten. Diese Aufnahmen wurden in der Universitätsklinik für Orthopädie der Philipps-Universität Marburg in der Zeit von 1995 bis 2001 angefertigt. Indikationen für die Röntgenaufnahmen waren zum Beispiel ein Frakturausschluss bei Patienten, die sich nach Traumata vorstellten, oder unklare Schmerzen bzw. Verdacht auf eine Coxarthrose.

Es wurden 214 Hüftgelenke von 114 Patienten untersucht. Bei 14 Patienten war aus verschiedenen Gründen nur eine Seite auswertbar, so dass sich in diesen Fällen die Analyse auf jeweils ein Hüftgelenk beschränkte. Bei neun dieser Patienten war der Grund für die Nicht-Verwertbarkeit der Bilder ein Gonadenschutz, der so auf das Röntgenbild projiziert war, dass für die Vermessung wichtige Punkte verdeckt waren. Andere Gründe waren eine einseitige Pfannendysplasie (ein Patient) oder Femurfrakturen (vier Patienten). Bei neun Patienten waren im Röntgenbild bereits versorgte Frakturen im Femurbereich zu erkennen. Diese veränderten jedoch in keinem Fall die Relation des Femurkopfes zum Acetabulum, so dass die Bilder in diese Studie eingeschlossen werden konnten.

Die Analyse umfasste 83 Hüftgelenke von 45 weiblichen und 131 Hüftgelenke von 69 männlichen Patienten. Das Alter der Patienten lag zwischen 17 und 74 Jahren mit einem Durchschnitt von 37 und einem Medianwert von 36 Jahren. Die Altersverteilung bei den weiblichen Patienten stellte sich folgendermaßen dar: Die jüngste Patientin war 18, die älteste 74 Jahre alt. Der Altersdurchschnitt lag bei 40,5 Jahren, der Medianwert bei 36. Bei den männlichen Patienten reichte die Altersspanne von 17 bis zu 73 Jahren. Der Mittelwert lag bei 35, der Medianwert bei 34 Jahren.

Die in die Studie aufgenommenen Röntgenbilder mussten bestimmte Kriterien erfüllen: Einbezogen wurden nur jene Röntgenbilder, welche ausgewachsene, anatomisch korrekte und gesunde Hüftgelenke zeigten, die also folgenden Kriterien der normalen Hüftanatomie entsprechen mussten:

- Der Hüftkopf musste genau kugelförmig mit einer kongruenten Pfanne sein, wobei das Kugelzentrum das Drehzentrum darstellte.
- Es durften keine Anzeichen von Dysplasien vorhanden sein, es bestand also eine normale Überdachung des Hüftkopfes.
- Weiterhin durften keinerlei arthrotische Veränderungen vorhanden sein, die sich durch Inkongruenzen, Verschmälerungen des Gelenkspaltes, Sklerosierungen oder Zysten darstellen können.
- Aus praktischen Gründen musste auf den Röntgenaufnahmen das gesamte Becken abgebildet sein, inklusive dem oberen knöchernen Rand.
- Darüber hinaus musste auf allen Röntgenbildern die Tränenfigur erkennbar sein.

2.2. Röntgenbilddigitalisierung und Bearbeitung

2.2.1. Hardware

Es wurde ein Pentium-Rechner mit 200 MHz mit einem Arbeitsspeicher von 64 MB RAM und einer internen 4 GB Festplatte verwendet. Eine Grafikkarte mit 4 MB RAM Speicher und einer maximalen Auflösung von 1280×1024 Bildpunkten bei 76 Hz mit 16,7 Mio. Farben war in den Computer integriert. Zudem gab es zwei SCSI-Netzwerkkarten, ein 3,5'' Disketten-Laufwerk sowie ein CD-ROM-Laufwerk (12-fach-Geschwindigkeit). Angeschlossen waren eine externe 18 GB SCSI-Festplatte, ein magnetooptisches Laufwerk mit 1,2 GB Speicherkapazität, ein Laserdrucker, ein 19''-Monitor und ein Vidar VXR12 Röntgenbildscanner.

2.2.2. Software

Alle Programme liefen unter dem Betriebssystem Microsoft Windows 95[®]. Zur Digitalisierung und Archivierung der Röntgenbilder wurde das Computerprogramm DiagnostiX[®] der Firma GEMED (Ulm, Deutschland) eingesetzt. Bei diesem System stehen neben der Bilddigitalisierung verschiedene Möglichkeiten zur Patienten-datenarchivierung und zur Bildbearbeitung zur Verfügung. Dieses Programm gestattet präzise Messungen mit einer Auflösung bis zu 0,1 mm.

2.2.3. Verwaltung der Patientendaten

Die Patientendaten wie Name, Vorname, Geburtsdatum, Geschlecht und die durch das Uniklinikum zur Identifizierung vergebene PID-Nummer können in das Programm DiagnostiX in Form einer Karteikarte aufgenommen werden. Ebenfalls in dieser Karteikarte werden die Röntgenbilder des Patienten in digitalisierter Form archiviert. Da das Programm zusätzlich über die Möglichkeit verfügt, die Patienten in Gruppen einzuteilen, konnten auf diese Weise sehr leicht die untersuchten Patienten gefunden werden. Weitere mögliche Eingaben sind Notizen über den Patienten oder seine Behandlung, die jedoch hier nicht benötigt wurden. Da die zu speichernden Röntgenbilder eine sehr große Datenmenge darstellten, wurden sie auf einer externen SCSI-Festplatte abgelegt.

Der Datenschutz wurde insofern gewährleistet, als die Daten auf dem abteilungsinternen Server abgelegt wurden und die für die Arbeit relevanten gemessenen Daten konsequent von den persönlichen Patientendaten wie Name, Vorname etc. getrennt wurden.

2.2.4. Bildbearbeitung

Aus den Karteikarten des Patienten wurde in der Regel ein Röntgenbild ausgewählt und digitalisiert; in einigen Fällen lagen schon mehrere digitalisierte Bilder vor. Nach der Digitalisierung stehen vielfältige Bildbearbeitungsmöglichkeiten zur Verfügung.

Zunächst ist es möglich, die relevanten Ausschnitte eines Bildes auszuschneiden, was die Arbeit insofern erleichtert, als dass nicht benötigte Anteile des Bildes nicht gezeigt werden, so dass das Röntgenbild nicht unnötig oft auf dem Bildschirm hin- und herbewegt werden muss. Darüber hinaus kann auf diese Weise die Datenmenge

reduziert werden. Weiterhin kann man einzelne Bereiche eines Röntgenbildes beliebig vergrößern, um bestimmte Strukturen besser erkennen zu können. Dem gleichen Zweck dient die Farbverwaltung, in der Kontrast und Helligkeit verändert werden können, was in einigen Fällen die Auswertbarkeit der Röntgenbilder erheblich verbessert. Dies ermöglicht eine sehr viel genauere Vermessung des Röntgenbildes, da die benötigten Linien oder Punkte sehr viel präziser festgelegt werden können.

2.2.5. Bildvermessung

Die Vermessung der Röntgenbilder wurde mithilfe des oben erwähnten Graphikprogrammes DiagnostiX[®] der Firma GEMED (Ulm, Deutschland) durchgeführt, welches eine Vermessung der Röntgenbilder auf elektronischem Wege gestattet. Für jedes Bild wurde ein sogenannter Layer angelegt, in dem die Messungen abgespeichert und später wieder abgerufen werden können. Über jedes Röntgenbild können beliebig viele Layer angelegt werden, die unabhängig voneinander ein- oder ausgeblendet sowie bearbeitet werden können. Auf diese Weise kann ein Bild sowohl mehrfach als auch von verschiedenen Personen vermessen werden.

Die benötigten Linien, Kreise und anderen geometrischen Figuren werden über das Bild projiziert und Längen, Winkel und Flächen gemessen. Darüber hinaus liefert das Programm bestimmte Vorgaben, die ausgenutzt werden können. Mit bekannten Referenzen ist es zudem möglich, die Röntgenbilder zu kalibrieren. Das Programm wurde ursprünglich zur postoperativen Vermessung des Hüftgelenkes entwickelt.

Im Rahmen der vorliegenden Studie wurde es dazu verwandt, Bilder gesunder Patienten zu vermessen, um die relative Lage des Drehzentrums zu markanten Strukturen des Röntgenbildes zu bestimmen. Das Verfahren, das bei der Vermessung der Röntgenbilder angewandt wurde, umfasste im Einzelnen folgende Schritte:

Im Vermessungsmenü mussten zunächst einige Vermessungsvorgaben festgelegt werden:

- Art der Röntgenaufnahme (Beckenübersicht)
- vermessene Seite
- Erkennbarkeit oder Nichterkennbarkeit der Tränenfigur (die grundsätzlich als nicht erkennbar bezeichnet wurde, auch wenn dies nicht der Fall war)
- Durchmesser des implantierten Hüftkopfes. Hier wurde in allen Fällen ein „fiktiver“ Kopfdurchmesser von 32 mm vom System vorgegeben.

Unter diesen Vorgaben erfolgte die Vermessung, die folgende Schritte umfasst:
Position und Größe des Hüftkopfes werden mithilfe des vom System vorgeschlagenen Kreises festgelegt. Das System bestimmt den Röntgenfaktor aus der vorgegebenen und der im Bild gemessenen Größe des Hüftkopfes.

Die Köhlerlinie wird festgelegt als die Verbindungslinie zwischen dem lateralen Rand der Beckenringkontur und dem lateralen Rand des Foramen obturatum.

Im Anschluss wird die Grundtangente, die dann die Lage der Beckenlagelinien bestimmt, an die Unterränder der Foramina obturatoria beider Seiten gelegt.

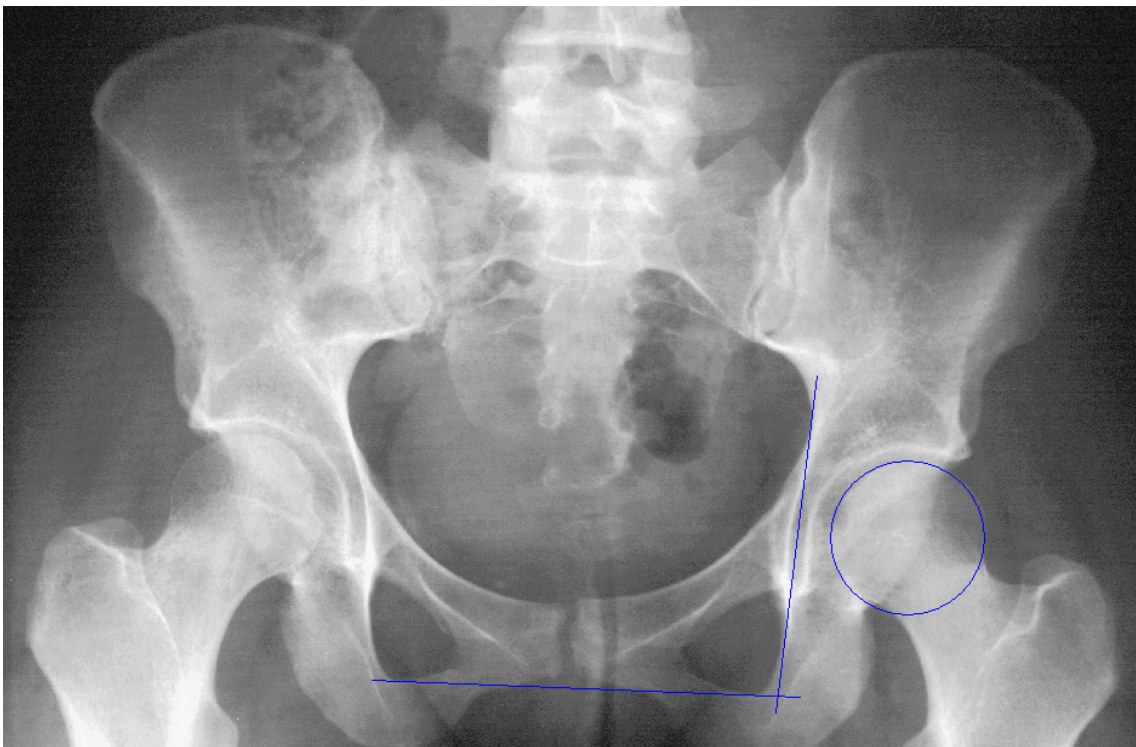


Abb. 1: Beckenübersichtsaufnahme mit eingezeichnetem Femurkopf, Köhlerlinie und Grundtangente

Vom System werden Beckenlagelinien vorgeschlagen, die parallel bzw. orthogonal zur Grundtangente verlaufen und die vom Anwender korrigiert werden müssen.

Die Beckenhöhe wird durch zwei am oberen Rand der Beckenringkontur sowie am oberen Rand des Foramen obturatum verlaufende Parallelen, die Beckenbreite durch Orthogonalen zur Grundtangente bestimmt, die jeweils an die Seiten der Beckenringkontur gelegt werden.

Beckenhöhe und -breite werden auf Befehl vom System ermittelt.

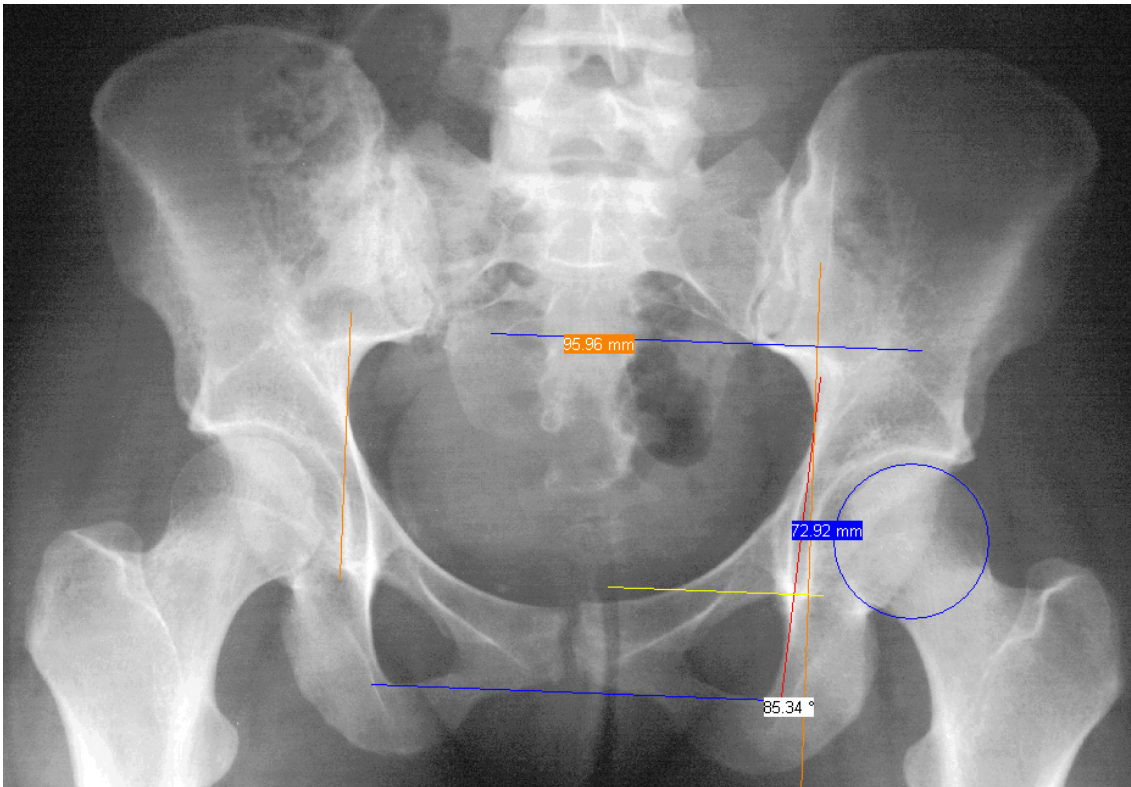


Abb. 2: Beckenübersichtsaufnahme, die Beckenlagelinien wurden eingezeichnet und Beckenhöhe und -breite vom System berechnet

Dadurch, dass vorgegeben wurde, die Tränenfigur sei nicht erkennbar, nimmt das System als Annäherung an die Tränenfigur den Schnittpunkt aus der Köhlerlinie und der Parallele zur Grundtangente an den oberen Rand des Foramen obturatum an und berechnet mithilfe dieses Punktes die unten genannten Größen C und D.

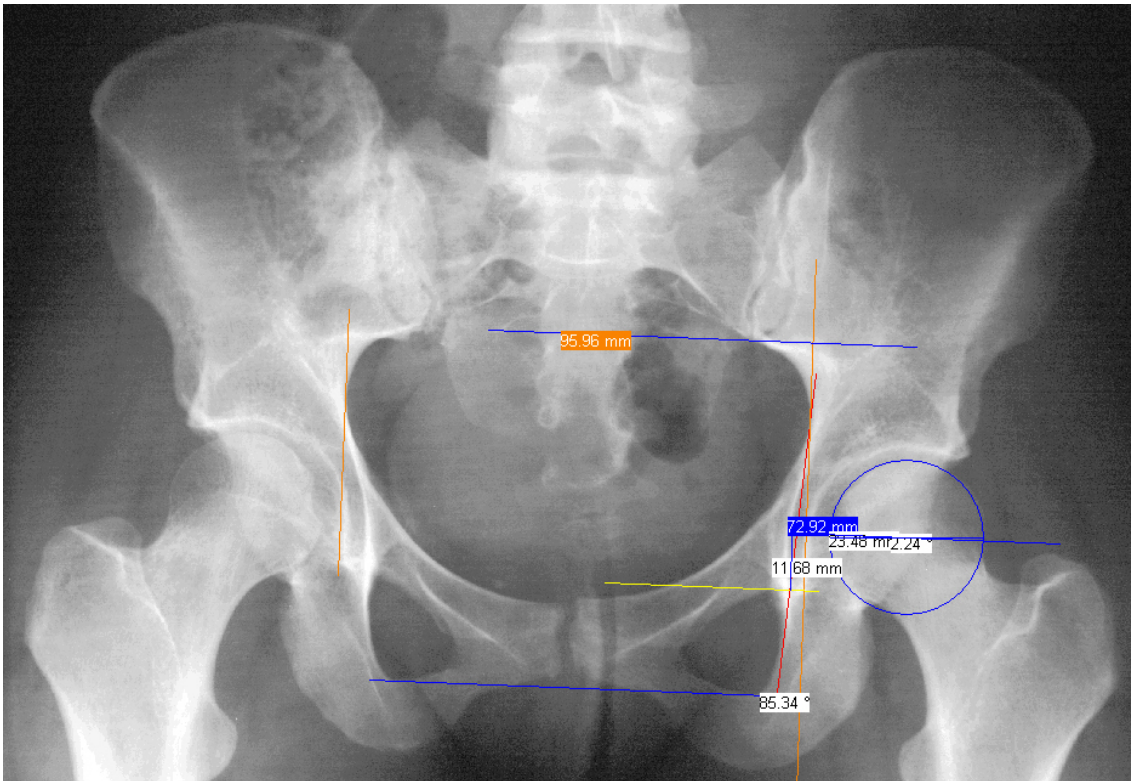


Abb. 3: Die Abstände des Mittelpunkts des Femurkopfs zum Schnittpunkt von Köhlerlinie und Tangente an das Foramen obturatum in vertikaler und horizontaler Richtung wurden vom System berechnet.

Es wird nun im gleichen Layer der tatsächliche Tränenfigurpunkt durch den Schnittpunkt einer lateralen und einer kaudalen Tangente an die Tränenfigur festgelegt.

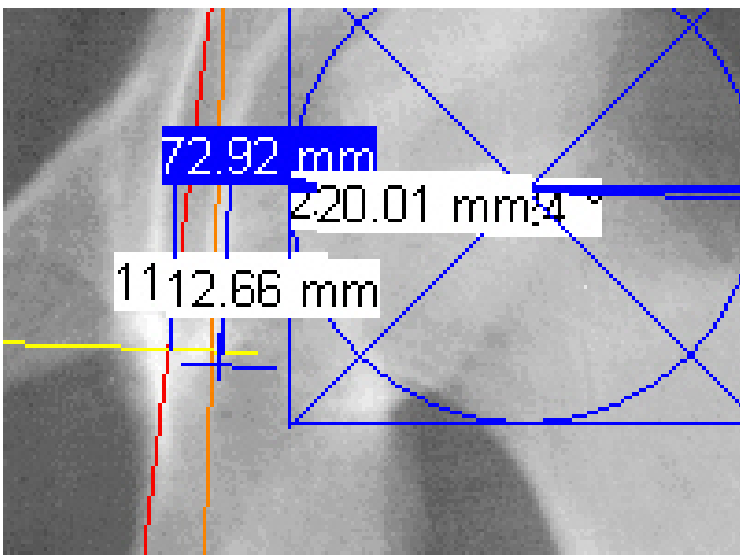


Abb. 4: Ausschnittsvergrößerung: Die Tangenten an die Tränenfigur am lateralen und distalen Rand wurden eingezeichnet und die Abstände zum Mittelpunkt des Femurkopfes berechnet.

Da in dem System der Mittelpunkt des „Prothesenkopfes“ nicht erkennbar ist, muss nun auch dieser bestimmt werden. Dieses geschieht über zwei Rechtecke, die zusammen ein Quadrat bilden, welches den Kreis des Pfannenkopfes einschließt, und zwei Diagonalen durch dieses Quadrat. Der Schnittpunkt dieser Diagonalen ergibt den Mittelpunkt.

Im Anschluss können dann der vertikale und der horizontale Abstand des Tränenfigurpunktes vom Kreis-, das heißt, dem Pfannenkopfmittelpunkt gemessen werden.

Im Einzelnen wurden in jeder Messung folgende Werte ermittelt und direkt in eine gesonderte Datenbank übertragen:

- Beckeninnenhöhe: Abstand zwischen der Grundtangente und einer hierzu parallel liegenden Markierungslinie am kranialen Rand der Beckenringkontur
- Beckenbreite: Abstand der Markierungslinien am rechten und linken Rand der Beckenringkontur
- Beckengesamthöhe: vertikaler Abstand einer Verbindungslinie der Cristae iliacae zu einer Verbindungslinie der Tubera ischiadica beider Seiten, gemessen auf einer Linie durch die Symphysenfuge
- Vertikaler Abstand des Schnittpunktes der lateralen und kaudalen Tangenten an die Tränenfigur zum Mittelpunkt des Femurkopfes, im Nachfolgenden Größe A genannt
- Horizontaler Abstand des Schnittpunktes der lateralen und kaudalen Tangenten an die Tränenfigur zum Mittelpunkt des Femurkopfes, im Nachfolgenden Größe B genannt
- Vertikaler Abstand des Schnittpunktes von Köhlerlinie und Tangente an den oberen Rand des Foramen obturatum zum Mittelpunkt des Femurkopfes, im Nachfolgenden Größe C genannt
- Horizontaler Abstand des Schnittpunktes von Köhlerlinie und Tangente an den oberen Rand des Foramen obturatum zum Mittelpunkt des Femurkopfes, im Nachfolgenden Größe D genannt

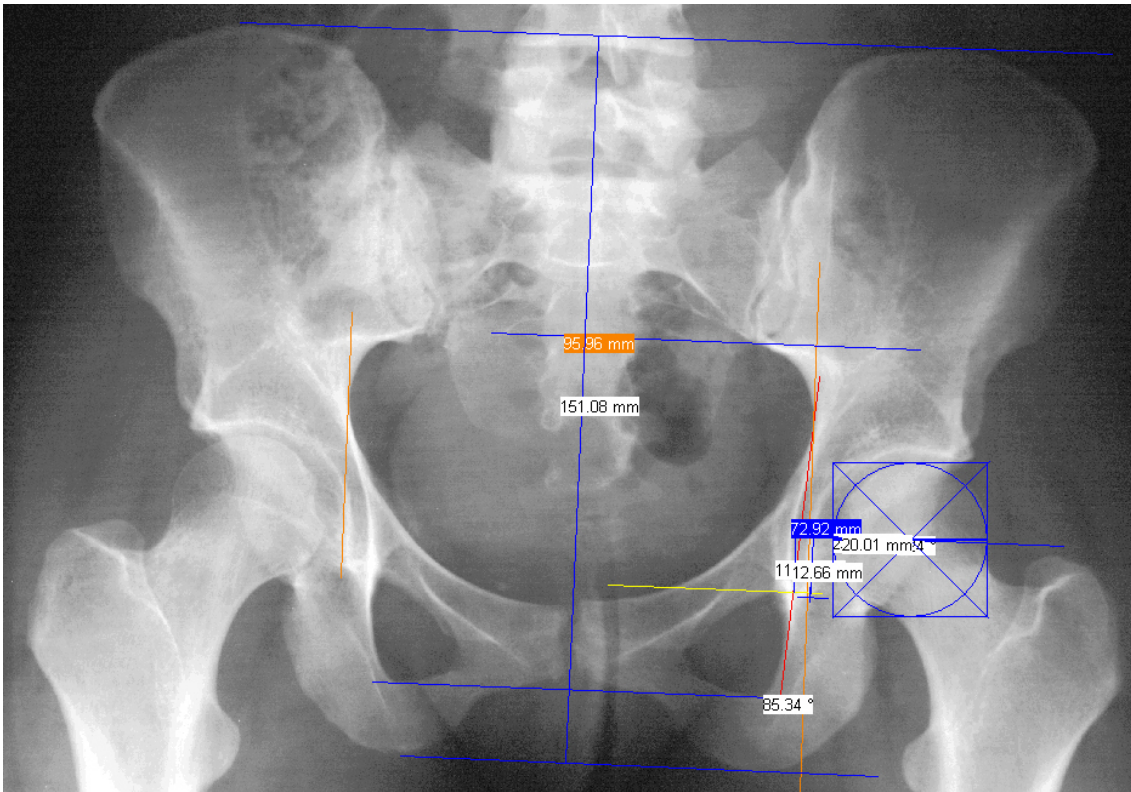


Abb. 5: Komplette Vermessung eines Röntgenbildes

2.3. Auswertung der Messergebnisse

2.3.1. Statistik-Programm

Die Datenauswertung erfolgte mit rechnerischer Unterstützung durch das Statistik-Programm SPSS.

Es wurde eine entsprechend den gemessenen Größen adaptierte SPSS-Datei angelegt. Die ermittelten Daten wurden anschließend in die SPSS-Datei eingetragen. Eine automatische Übertragung der ermittelten Werte in die SPSS-Datenbank war nicht möglich.

2.3.2. Herstellen von Vergleichsgrößen und Auswertung

Wie bereits erläutert, wurden in den Röntgenbildern die Werte A, B, C, und D bestimmt. Diese Werte an sich sind jedoch noch nicht aussagekräftig, da sie, bedingt durch die Röntgenverzeichnung, bei jedem Patienten individuell unterschiedlich und deshalb nicht untereinander vergleichbar sind.

Es musste demnach eine Möglichkeit gefunden werden, diese Werte miteinander zu vergleichen. Dazu wurde jeder der vier Werte eines jeden Patienten in ein prozentuales Verhältnis gesetzt zu jeweils drei anderen Werten, die bei demselben Patienten gemessen wurden. Dies waren die Beckengesamthöhe, die Beckeninnenhöhe und die Beckenbreite.

Dadurch wurden die individuell gemessenen absoluten Werte relativiert, so dass nunmehr ein Vergleich der Patientendaten möglich war. Auf diese Weise ergaben sich insgesamt 12 verschiedene Werteverteilungen, die es nun genauer zu untersuchen galt.

Die Bestimmung der Verhältnisse A : Beckengesamthöhe und B : Beckeninnenhöhe wurde schon von John et al. [17] durchgeführt. In der vorliegenden Arbeit wurde zusätzlich zu den Messungen von John et al. die Lage des Rotationszentrums in Relation zum Schnittpunkt der Köhlerlinie mit der schon näher erläuterten Tangente an das Foramen obturatum bestimmt. Der Grund dafür war, dass die Tränenfigur trotz ihrer schon untersuchten und bereits belegten relativen Rotationskonstanz [22;23] im Röntgenbild doch nicht hundertprozentig verlässlich ist. In einigen Röntgenbildern ist sie kaum oder gar nicht zu erkennen oder in stark veränderter Form. Für diesen Fall muss es andere Referenzpunkte geben, die zur Bestimmung des Rotationszentrums herangezogen werden können müssen. Da die Köhlerlinie und das Foramen obturatum in jedem Röntgenbild zu erkennen sind und der Schnittpunkt in der Nähe der Tränenfigur liegt, wurde dieser Referenzpunkt gewählt. Wenn die Tränenfigur gut zu identifizieren ist, ist diese jedoch als Bezugspunkt vorzuziehen, da ihre Konstanz bekannt und belegt ist [22].

2.3.2.1. Untersuchung einer einzelnen Vergleichsgröße am Beispiel des Verhältnisses A : Beckengesamthöhe

Ziel dieser Untersuchung war es, dieses bei allen Patienten ermittelte Verhältnis untereinander zu vergleichen und feststellen, ob die Werte innerhalb des Patientenkollektivs relativ konstant sind oder weit streuen. Hierzu wurden zunächst Mittelwert und Standardabweichung berechnet, die zusammen betrachtet zeigen, wie weit die Werte um den Mittelwert verteilt liegen. Außerdem wurde zum Vergleich der Medianwert ermittelt. Zu dem gleichen Zweck wurden bestimmte Quantilwerte, nämlich die 2,5, 5, 10, 25, 75, 90, 95 und 97,5%-Quantile berechnet.

Der 2,5%-Quantilwert entspricht dem Wert, unter dem nur noch 2,5% der Messwerte liegen, so dass innerhalb des 2,5-97,5%-Interquantiilsbereiches 95% der Messwerte liegen. Dies zeigt die Spannbreite der Messwerte einer Verteilung an. In diesem Fall wurde das Hauptaugenmerk auf eben diese 2,5- und 97,5%-Perzentilwerte gelegt, da diese für die Begutachtung am aussagekräftigsten erschienen. Die anderen genannten Perzentilwerte wurden zwar auch begutachtet, ihnen wurde jedoch nur eine untergeordnete Rolle zugewiesen. Diese sogenannten empirischen Quantile werden zur Begutachtung von Verteilungen herangezogen, die einer Normalverteilung nicht so gut folgen.

Es wurden bei allen Verteilungen Tests auf Normalverteilung durchgeführt, und zwar wurde der Kolmogorov-Smirnov-Test durchgeführt, und es wurde ein Q-Q-Diagramm angefertigt. Der Kolmogorov-Smirnov-Test kann keinen Beweis auf eine Normalverteilung liefern. Wenn er jedoch nicht signifikant ausfällt, heißt das, dass kein Hinweis vorliegt, dass die Werte nicht aus einer Normalverteilung kommen. Bei dem Q-Q-Diagramm wird die Abweichung der Werte von dem erwarteten Wert graphisch dargestellt, wobei alle Werte möglichst auf einer Geraden liegen sollten, die vom System vorgegeben wird.

Wenn diese Tests nicht signifikant ausfielen, wurde das 95%-Normintervall, das heißt, der Mittelwert $\pm 1,96$ x Standardabweichung, berechnet, das man zur Begutachtung von Normalverteilungen heranzieht. Innerhalb dieses Bereiches liegen dann etwa 95% der Messwerte, je nachdem, wie gut die Werte einer Normalverteilung folgen. Dies kann man wiederum nachprüfen, indem man die 2,5- und 97,5%-Quantile zur Beurteilung heranzieht.

Jeweils 10 Extremwerte pro Größe wurden vom SPSS-Programm ermittelt, die dann in der Röntgenbildvermessung noch einmal auf Richtigkeit überprüft wurden.

Das 95%-Konfidenzintervall des Mittelwertes wurde bestimmt, welches eine Spanne angibt, in der mit 95%iger Wahrscheinlichkeit der wahre Mittelwert liegt.

2.3.2.2. Analyse der Verteilungen der Werte

Nach der Untersuchung der einzelnen 12 Verteilungen wie oben beschrieben wurden die Verteilungen untereinander verglichen.

Die gemessenen Werte A, B, C und D wurden mit den drei genannten Werten Beckengesamthöhe, Beckeninnenhöhe und Beckenbreite in Bezug gesetzt. Von Interesse war die Frage, ob diese drei Bezugsgrößen gleich gut geeignet sind, einen relativ konstanten Mittelwert herzustellen, der als Anhaltspunkt für die Operationsplanung genutzt werden kann, oder ob eine oder zwei der Größen besser geeignet sind. Hierzu wurden die drei einzelnen Verteilungen zu einem Wert, zum Beispiel die Größen A : Beckengesamthöhe, A : Beckeninnenhöhe und A : Beckenbreite miteinander verglichen. Dies wurde für alle 4 Messgrößen A, B, C und D durchgeführt.

Im Einzelnen wurden von den jeweils drei Verteilungen die Mittelwerte in Verbindung mit der Standardabweichung betrachtet, im Besonderen wurde der sogenannte Variationskoeffizient bestimmt, der definiert ist als die Standardabweichung dividiert durch den Mittelwert.

Dieser Variationskoeffizient stellt eine Möglichkeit dar, Verteilungen mit verschiedenen Mittelwerten zu vergleichen. Je kleiner der Variationskoeffizient, desto enger sind die Werte einer Verteilung um den Mittelwert angeordnet. Außerdem wurden wiederum die Quantilwerte und das 95%-Normintervall einer Betrachtung unterzogen und untereinander verglichen in Bezug auf Weite des Interquantilbereichs bzw. des Normintervalls, sowie die Gesamtspannweite der Werte in Relation zur Größe des Mittelwertes.

Im Anschluss wurde das Patientenkollektiv zunächst in Altersgruppen aufgeteilt.

Diese wurden folgendermaßen definiert:

- Altersgruppe 1: bis 29 Jahre
- Altersgruppe 2: 30 bis 39 Jahre
- Altersgruppe 3: 40 bis 49 Jahre
- Altersgruppe 4: 50 bis 59 Jahre
- Altersgruppe 5: 60 Jahre und älter

Jede dieser Altersklassen wurde einzeln analysiert. Im Anschluss daran wurden die Werte nach Geschlecht gesondert betrachtet.

Zur Veranschaulichung wurde der Sachverhalt in Balkendiagrammen dargestellt.

3. Ergebnisse

3.1. Vergleich der Bezugsgrößen Beckengesamthöhe, Beckeninnenhöhe und Beckenbreite

Nach Messen der Werte A, B, C und D wurden diese in ein prozentuales Verhältnis zu den drei Bezugsgrößen Beckengesamthöhe, Beckeninnenhöhe und Beckenbreite gesetzt, um zu vergleichen, welche dieser drei Referenzen am besten geeignet ist, eine Verteilung herzustellen, bei der die Werte möglichst wenig um den Mittelwert streuen.

3.1.1. Werte von A, B, C und D in Bezug auf die Beckengesamthöhe

3.1.1.1. Größe A

Der Mittelwert der Verteilung liegt bei 6,63%, die Standardabweichung bei 1,44. Der Median liegt bei 6,62, also sehr dicht am Mittelwert. Dies bedeutet, dass der Mittelwert auch gleichzeitig in etwa mit dem Wert übereinstimmt, bei dem 50% der Messwerte oberhalb und 50% unterhalb liegen. Die Tests auf Normalverteilung fallen nicht signifikant aus, der Kolmogorov-Smirnov-Test sowie das Q-Q-Diagramm weisen darauf hin, dass die Werte einer Normalverteilung folgen.

Es wurde daraufhin das 95%-Normintervall ermittelt, das sich von 3,81 bis 9,44 erstreckt, was relativ gut mit den 2,5%- und 97,5%-Perzentilen von 3,52 und 9,16 übereinstimmt. Dies bedeutet, dass wirklich etwa 95% der Messwerte innerhalb des 95%-Normintervalls liegen. Das 95%-Konfidenzintervall des Mittelwertes erstreckt sich von 6,44 bis 6,82. Der Variationskoeffizient liegt bei 0,22.

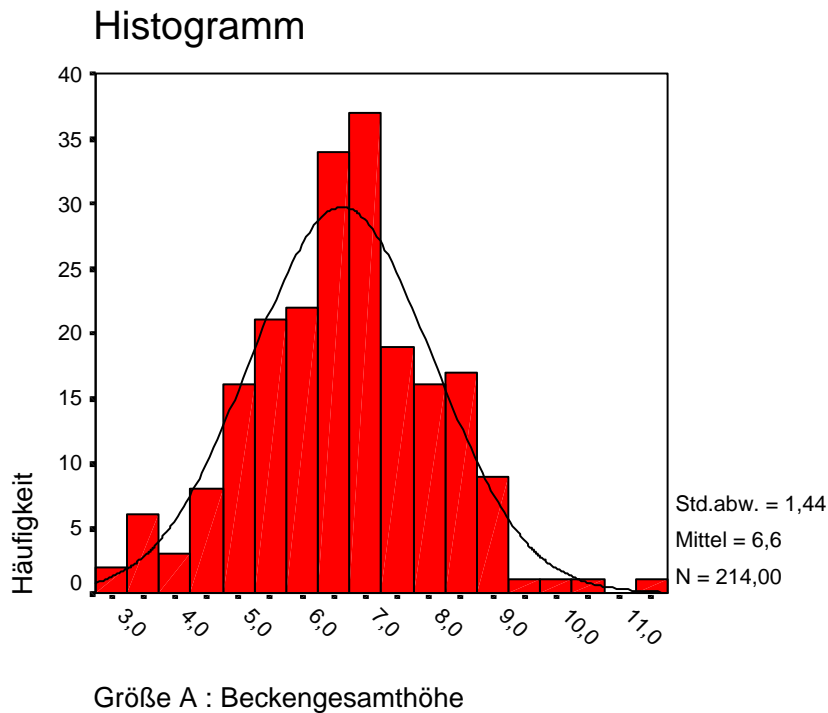


Abb. 6: Graphische Darstellung der Werteverteilung vom Verhältnis der Messgröße A im Verhältnis zur Beckengesamthöhe

3.1.1.2. Größe B

Die Verteilung hat den Mittelwert 14,31% mit einer Standardabweichung von 1,64. Der Median liegt mit 14,18 sehr dicht an diesem Mittelwert. Trotz signifikantem Kolmogorov-Smirnov-Tests ist im Q-Q-Diagramm zu erkennen, dass die Werte im großen und ganzen einer Normalverteilung folgen und dass einige extreme Ausreißer das Bild insgesamt verfälschen. Das 95%-Normintervall kann in diesem Fall nur eingeschränkt zur Auswertung herangezogen werden, da die Verteilung nicht genau einer Normalverteilung folgt. Es erstreckt sich von 11,09 bis 17,53, was zwar gut mit dem 2,5%-Perzentil von 11,22, jedoch weniger gut mit dem 97,5%-Perzentil von 19,04 übereinstimmt. Dies entspricht der Beobachtung im Q-Q-Diagramm, dass es einige wenige Ausreißer im hohen Wertebereich gibt. Das 95%-Konfidenzintervall des Mittelwertes liegt zwischen 14,09 und 14,53, der Variationskoeffizient bei 0,11.

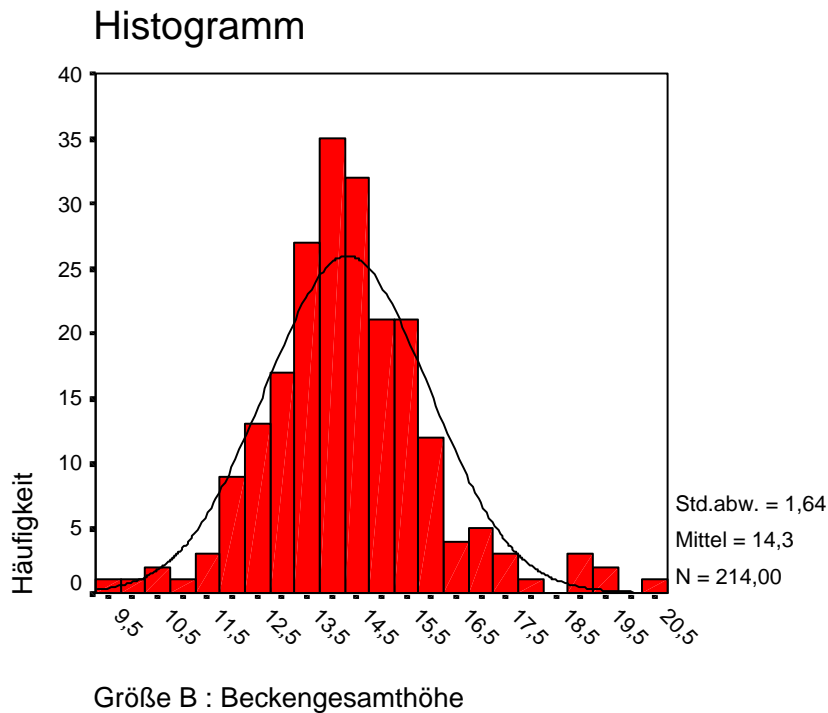


Abb. 7: Graphische Darstellung der Werteverteilung vom Verhältnis der Messgröße B im Verhältnis zur Beckengesamthöhe

3.1.1.3. Größe C

Die Verteilung bewegt sich um den Mittelwert 7,58% und hat eine Standardabweichung von 1,91. Der Medianwert ist 7,44 und liegt demnach sehr dicht am Mittelwert. Sowohl der Kolmogorov-Smirnov-Test als auch das Q-Q-Diagramm weisen darauf hin, dass die Werte einer Normalverteilung folgen. Daher wurde das 95%-Normintervall ermittelt, das von 3,83 bis 11,33 geht, was relativ gut mit den 2,5%- und 97,5%-Perzentilen von 3,59 und 11,26 korreliert und somit die Vermutung einer Normalverteilung bekräftigt. Das 95%-Konfidenzintervall des Mittelwertes erstreckt sich von 7,32 bis 7,84, die Verteilung hat einen Variationskoeffizienten von 0,25.

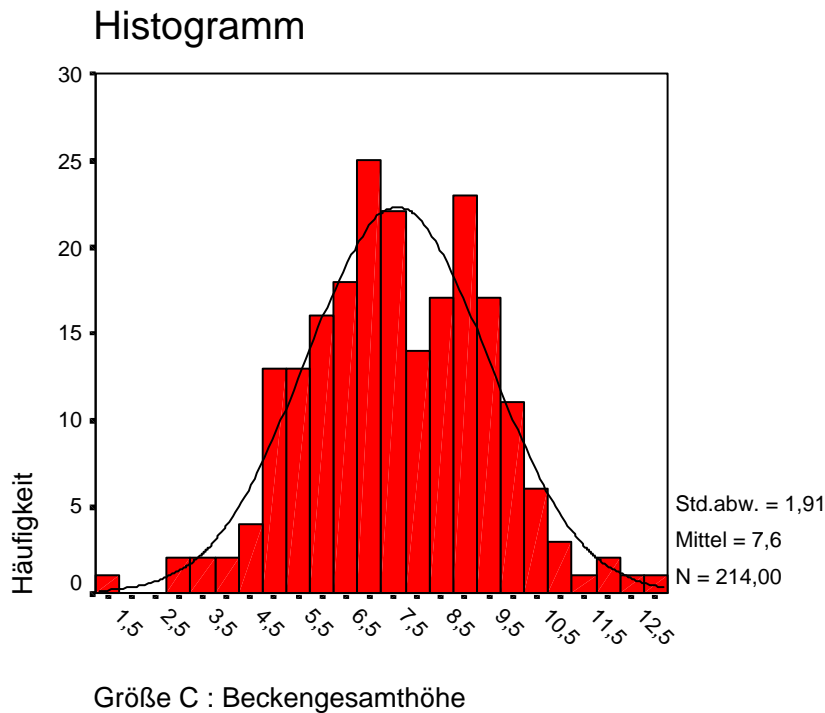


Abb. 8: Graphische Darstellung der Werteverteilung vom Verhältnis der Messgröße C im Verhältnis zur Beckengesamthöhe

3.1.1.4. Größe D

Die Verteilung hat einen Mittelwert von 16,70% und die Standardabweichung beträgt 2,18. Sehr dicht am Mittelwert liegt der Median mit 16,67. Der Kolmogorov-Smirnov-Test und das Q-Q-Diagramm weisen darauf hin, dass die Werte einer Normalverteilung folgen. Somit wurde das 95%-Normintervall ermittelt, welches zwischen 12,43 und 20,96 liegt. Die 2,5%- und 97,5%-Perzentile liegen bei 12,4 und 21,54 und bewegen sich somit im Vergleich zu diesem Normintervall im Rahmen einer Normalverteilung. Der Mittelwert hat ein 95%-Konfidenzintervall, welches sich von 16,4 bis 17 erstreckt. Der Variationskoeffizient liegt bei 0,13.

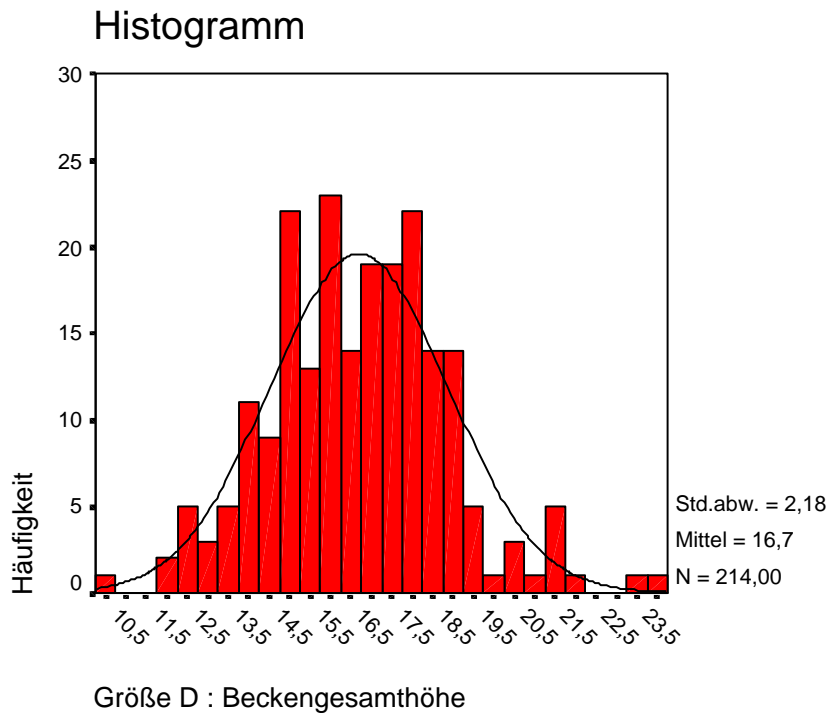


Abb. 9: Graphische Darstellung der Werteverteilung vom Verhältnis der Messgröße D im Verhältnis zur Beckengesamthöhe

3.1.2. Werte von A, B, C und D in Bezug auf die Beckeninnenhöhe

3.1.2.1. Größe A

Die Werte der Verteilung bewegen sich um den Mittelwert 17,22%, die Standardabweichung beträgt 4,46. Der Median liegt bei 16,77, also relativ nah am Mittelwert. Die Tests auf Normalverteilung fallen nicht signifikant aus, der Kolmogorov-Smirnov-Test jedoch nur sehr knapp. Sie weisen darauf hin, dass die Werte einer Normalverteilung folgen. Das 95%-Normintervall erstreckt sich von 8,48 bis 25,96, was den 2,5%- und 97,5%-Perzentilen von 8,91 und 27,14 relativ gut entspricht, so dass auch aus diesem Grund von einer Normalverteilung auszugehen ist. Der Mittelwert hat ein 95%-Konfidenzintervall von 16,62 bis 17,82. Der Variationskoeffizient beträgt 0,26.

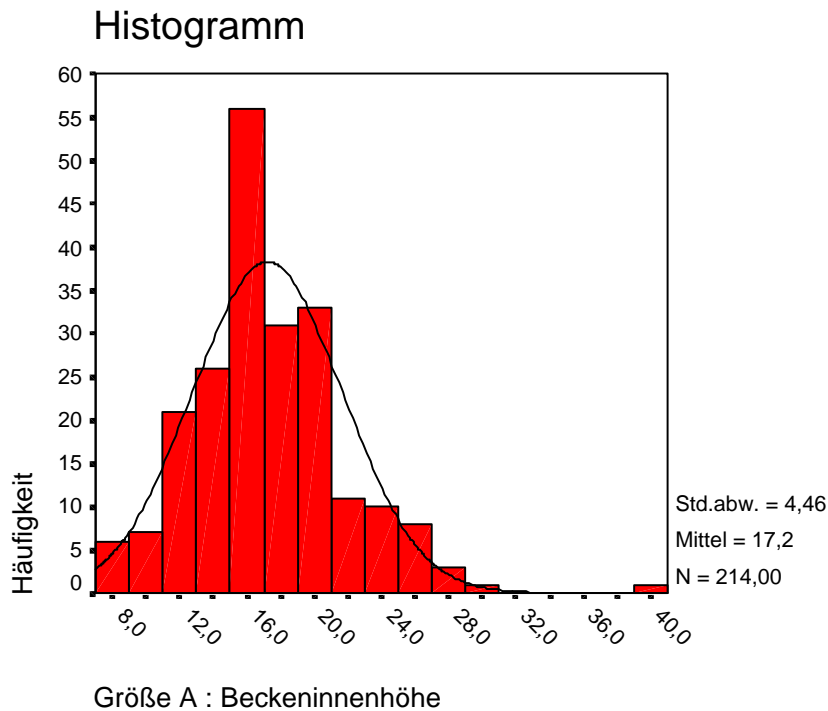


Abb. 10: Graphische Darstellung der Werteverteilung vom Verhältnis der Messgröße A im Verhältnis zur Beckeninnenhöhe

3.1.2.2. Größe B

Der Mittelwert ist 37,70%, die Standardabweichung 9,06. Der Median liegt mit 35,85 relativ weit vom Mittelwert entfernt. Sowohl Kolmogorov-Smirnov-Test als auch Q-Q-Diagramm fallen signifikant aus, was darauf hinweist, dass die Werte keiner Normalverteilung folgen. Das 95%-Normintervall wurde also nicht ermittelt, sondern nur die 2,5%- und 97,5%-Perzentile bestimmt, die bei 25,11 bzw. 60,2 liegen. Das 95%-Konfidenzintervall des Mittelwertes erstreckt sich von 36,47 bis 38,92. Der Variationskoeffizient ist 0,24.

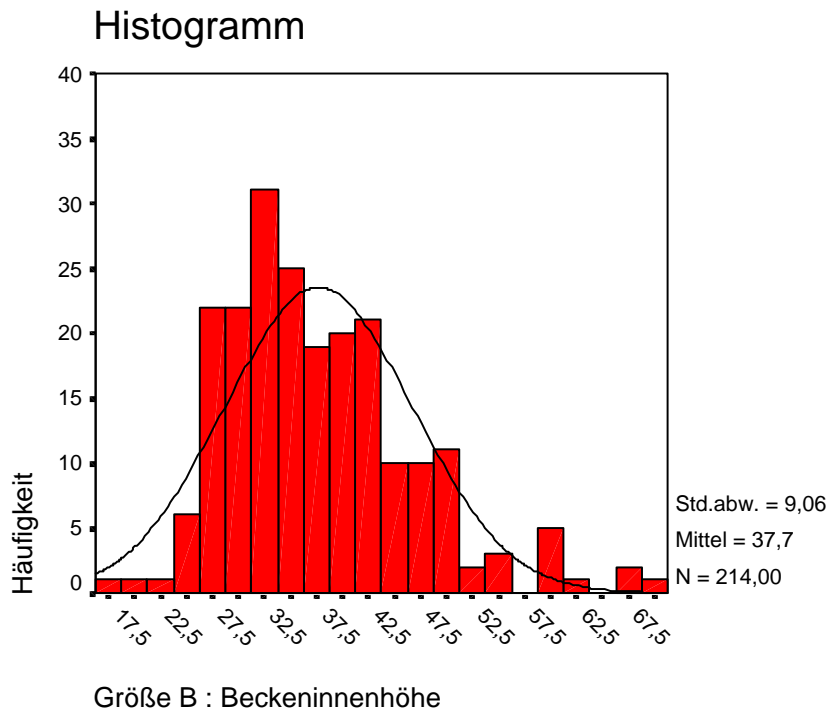


Abb. 11: Graphische Darstellung der Werteverteilung vom Verhältnis der Messgröße B im Verhältnis zur Beckeninnenhöhe

3.1.2.3. Größe C

Um den Mittelwert der Verteilung von 19,36% bewegen sich die Werte mit einer Standardabweichung von 4,28. Der Medianwert von 19,42 liegt sehr dicht am Mittelwert. Nichtsignifikante Tests (Kolmogorov-Smirnov-Test und Q-Q-Diagramm) deuten darauf hin, dass die Werte einer Normalverteilung folgen. Das daraufhin bestimmte 95%-Normintervall liegt zwischen 10,98 und 27,75 und findet eine relativ gute Entsprechung in den 2,5%- und 97,5%-Perzentilen von 10,56 und 28,0, wie es die Normalverteilung fordert. Der Mittelwert liegt in dem 95%-Konfidenzintervall von 18,79 bis 19,94. Die Verteilung hat den Variationskoeffizienten 0,22.

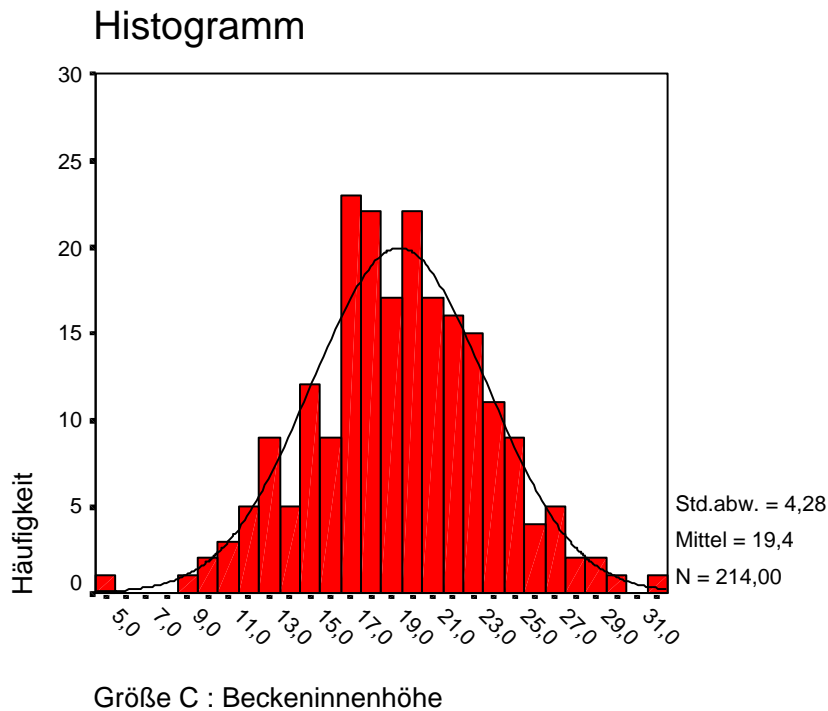


Abb. 12: Graphische Darstellung der Werteverteilung vom Verhältnis der Messgröße C im Verhältnis zur Beckeninnenhöhe

3.1.2.4. Größe D

Der Mittelwert der Verteilung ist 43,95%, die Standardabweichung 10,55. Bei 42,37, also relativ weit vom Mittelwert entfernt, liegt der Medianwert. Sowohl ein nicht signifikanter Kolmogorov-Smirnov-Test als auch das Q-Q-Diagramm weisen darauf hin, dass die Werte einer Normalverteilung folgen. Das 95%-Normintervall wurde errechnet und erstreckt sich von 23,27 bis 64,63, was jedoch relativ wenig mit den 2,5%- und 97,5%-Perzentilen von 26,55 und 68,34 übereinstimmt. Das 95%-Konfidenzintervall des Mittelwertes bewegt sich zwischen 42,53 und 45,37. Der Variationskoeffizient liegt bei 0,24.

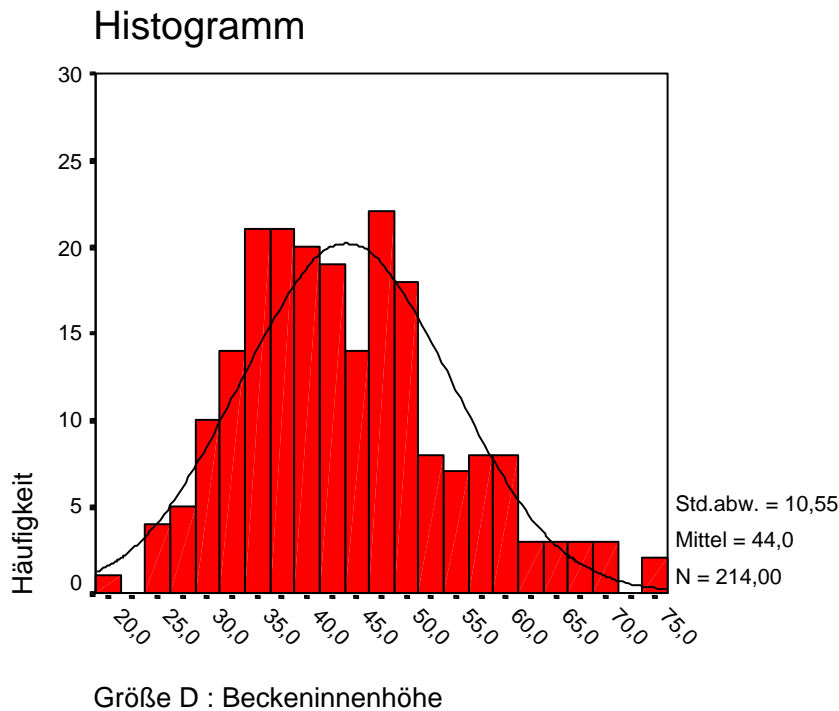


Abb. 13: Graphische Darstellung der Werteverteilung vom Verhältnis der Messgröße D im Verhältnis zur Beckeninnenhöhe

3.1.3. Werte von A, B, C und D in Bezug auf die Beckenbreite

3.1.3.1. Größe A

Mit einer Standardabweichung von 2,76 liegt der Mittelwert der Verteilung bei 11,04%. Der Median liegt bei 11,11 also sehr dicht am Mittelwert. Keiner der beiden Tests auf Normalverteilung fällt signifikant aus, was auf eine Normalverteilung schließen lässt. Das 95%-Normintervall reicht von 5,63 bis 16,44 und entspricht somit relativ gut den 2,5%- und 97,5%-Perzentilen von 5,17 und 16,58. Das 95%-Konfidenzintervall des Mittelwertes liegt zwischen 10,67 und 11,41; der Variationskoeffizient beträgt 0,25.

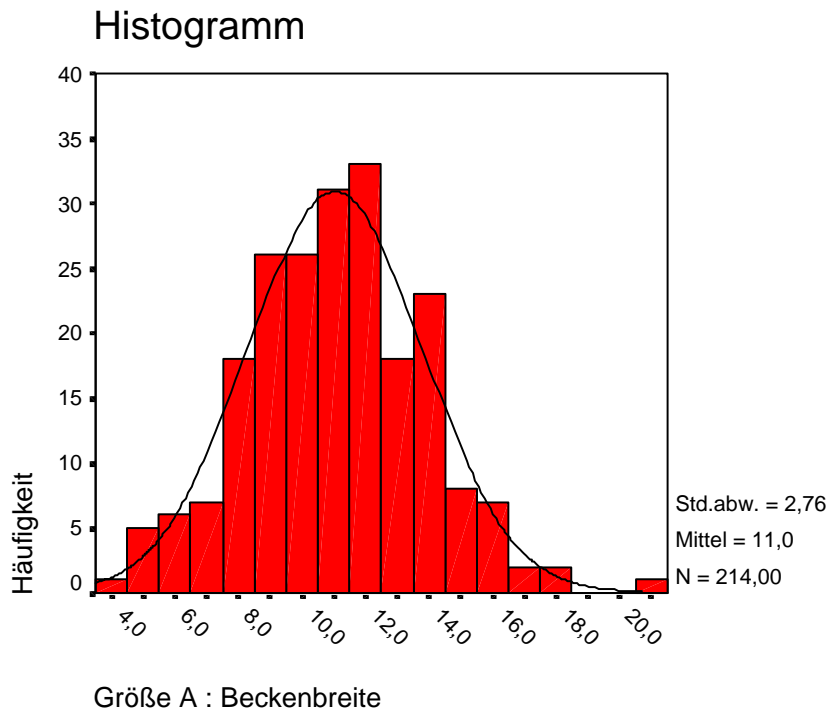


Abb. 14: Graphische Darstellung der Werteverteilung vom Verhältnis der Messgröße A im Verhältnis zur Beckenbreite

3.1.3.2. Größe B

Die Verteilung hat den Mittelwert 23,73%, die Standardabweichung beträgt 3,43 und der Median 23,67, womit er sehr dicht am Mittelwert liegt. Die Tests auf Normalverteilung fallen nicht signifikant aus, woraufhin das 95%-Normintervall ermittelt wurde. Es erstreckt sich von 17,01 bis 30,45, was gut mit den 2,5%- und 97,5%-Perzentilen von 17,48 und 30,69 übereinstimmt. Dies ist bei einer Normalverteilung der Fall. Der Mittelwert liegt in einem 95%-Konfidenzintervall von 23,27 bis 24,19. Als Variationskoeffizient wurde 0,14 ermittelt.

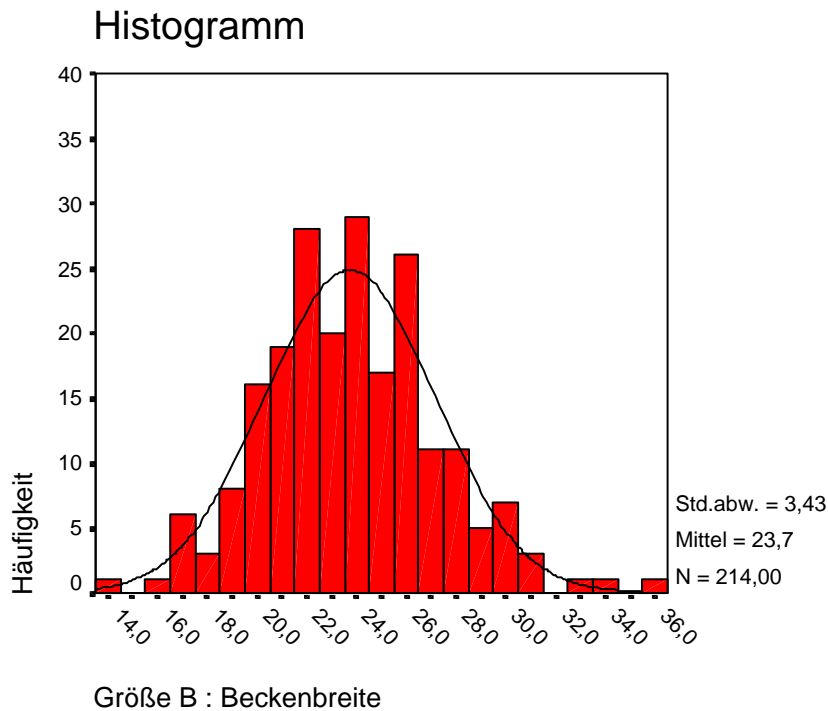


Abb. 15: Graphische Darstellung der Werteverteilung vom Verhältnis der Messgröße B im Verhältnis zur Beckenbreite

3.1.3.3. Größe C

Die Verteilung bewegt sich mit einer Standardabweichung von 3,78 um den Mittelwert 12,68%. Sehr dicht am Mittelwert liegt der Medianwert 12,35. Der nicht signifikante Kolmogorov-Smirnov-Test und auch das Q-Q-Diagramm lassen darauf schließen, dass die Werte einer Normalverteilung folgen. Das 95%-Normintervall reicht von 5,28 bis 20,09 und entspricht somit sehr gut dem 2,5%-Perzentil von 5,42, jedoch weniger gut dem 97,5%-Perzentil von 21,49. Das 95%-Konfidenzintervall des Mittelwertes liegt zwischen 12,17 und 13,19. Der Variationskoeffizient liegt in dieser Verteilung bei 0,3.

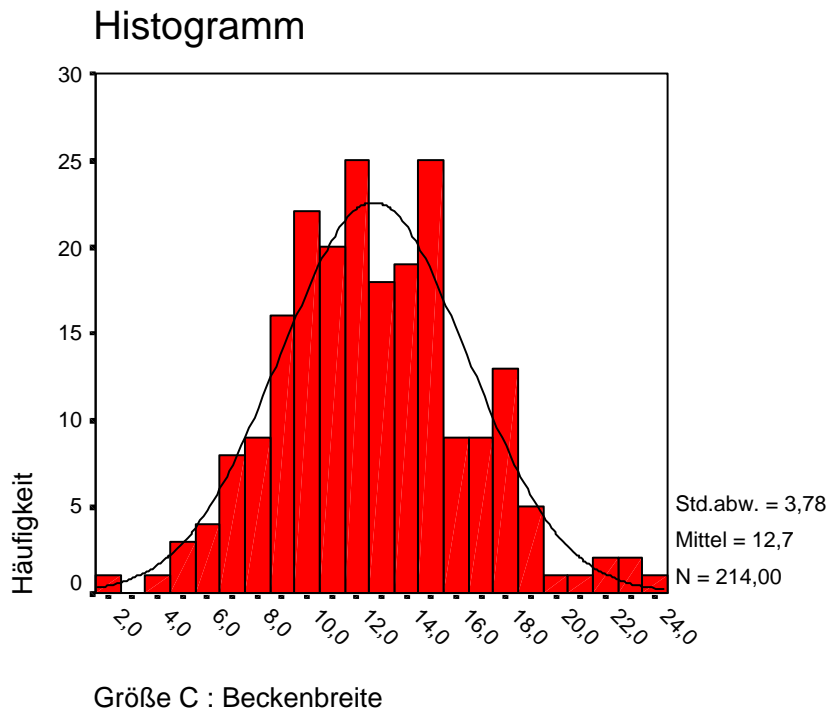


Abb. 16: Graphische Darstellung der Werteverteilung vom Verhältnis der Messgröße C im Verhältnis zur Beckenbreite

3.1.3.4. Größe D

Der Mittelwert der Verteilung liegt bei 27,74% und die Standardabweichung bei 4,67. Der Median von 27,78 liegt sehr dicht am Mittelwert. Beide Tests auf Normalverteilung fallen nicht signifikant aus und weisen darauf hin, dass die Werte einer Normalverteilung folgen. Es wurde daraufhin das 95%-Normintervall ermittelt, das sich von 18,60 bis 36,89 erstreckt, was in etwa mit den 2,5%- und 97,5%-Perzentilen von 19,88 und 37,25 übereinstimmt. Das 95%-Konfidenzintervall des Mittelwertes reicht von 27,11 bis 28,37. Der Variationskoeffizient ist 0,17.

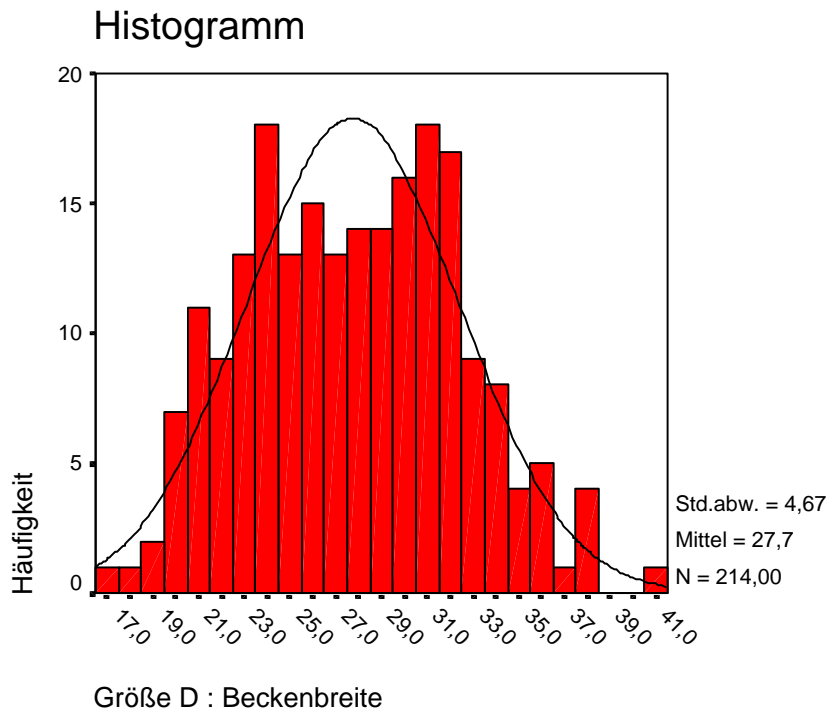


Abb. 17: Graphische Darstellung der Werteverteilung vom Verhältnis der Messgröße D im Verhältnis zur Beckenbreite

3.1.4. Vergleich der Bezugsgrößen

Es muss nun aus den drei Bezugsgrößen Beckengesamthöhe, Beckeninnenhöhe und Beckenbreite diejenige bestimmt werden, welche die konstantesten Ergebnisse innerhalb des Patientenkollektivs liefert. Dazu wird jeder der vier Werte A, B, C und D jeweils zu allen drei Bezugsgrößen in Relation gesetzt. Zum Vergleich dienen Mittelwert und Standardabweichung, zusammen betrachtet. Einen direkten Vergleich des Verhältnisses dieser beiden Größen zueinander bietet der Variationskoeffizient.

3.1.4.1. Größe A

Die Variationskoeffizienten der drei verschiedenen Verteilungen sehen folgendermaßen aus:

- A : Beckengesamthöhe: 0,22
- A : Beckeninnenhöhe: 0,26
- A : Beckenbreite: 0,25

In diesem Fall stellt folglich die Beckengesamthöhe die Bezugsgröße dar, mit der die konstantesten Ergebnisse innerhalb des Patientenkollektivs erreicht werden. Das heißt,

die Streuung um den Mittelwert ist am geringsten, was wünschenswert ist. Es wäre also die Beckengesamthöhe die Bezugsgröße der Wahl, auch wenn in diesem Fall die Unterschiede relativ gering sind.

3.1.4.2. Größe B

Die drei Verteilungen weisen folgende Variationskoeffizienten auf:

B : Beckengesamthöhe: 0,11

B : Beckeninnenhöhe: 0,24

B : Beckenbreite: 0,14

Auch bei dem Messwert B wäre also die Beckengesamthöhe die Bezugsgröße, mit der die geringste Streuung auftritt. Die Beckeninnenhöhe erzeugt Werte mit sehr viel größerer Streuung, die Beckenbreite nur mit moderat größerer Streuung.

3.1.4.3. Größe C

Folgende Variationskoeffizienten der drei verschiedenen Verteilungen wurden ermittelt:

C : Beckengesamthöhe: 0,25

C : Beckeninnenhöhe: 0,22

C : Beckenbreite: 0,30

Bei Messwert C wäre also die Beckeninnenhöhe die Bezugsgröße mit der geringsten Streuung der Werte um den Mittelwert. Die Beckengesamthöhe liefert in diesem Fall weniger konstante Ergebnisse, das heißt, die Streuung um den Mittelwert ist geringfügig größer als in Bezug auf die Beckeninnenhöhe, während die Streuung bei der Bezugsgröße Beckenbreite stark ist.

3.1.4.4. Größe D

Die Berechnung der Variationskoeffizienten der drei verschiedenen Verteilungen ergab folgende Werte:

D : Beckengesamthöhe: 0,13

D : Beckeninnenhöhe: 0,24

D : Beckenbreite: 0,17

Auch bei dem Messwert B wäre also die Beckengesamthöhe die Bezugsgröße, die die konstantesten Werte erzeugt. Die Beckeninnenhöhe weist eine deutlich größere Streuung der Messwerte um den Mittelpunkt auf, die Beckenbreite eine moderat größere.

Insgesamt betrachtet bietet also die Beckengesamthöhe als Bezugsgröße die beste Möglichkeit, Werte zu erzeugen, die innerhalb des Patientenkollektivs möglichst konstant sind. Im Einzelnen stellt sich unter diesem Aspekt bei den Werten A, B und D die Beckengesamthöhe als optimale Bezugsgröße dar, beim Messwert C bietet sie die zweitbeste Möglichkeit. Die optimale Bezugsgröße wäre hier die Beckeninnenhöhe, die jedoch bei allen drei anderen Messwerten eindeutig schlechter geeignet ist, konstante Werte zu generieren, bei zweien davon sehr deutlich.

In allen weiteren Analysen werden also die Bezugsgrößen Beckeninnenhöhe und Beckenbreite nicht mehr berücksichtigt und mit der Größe Beckengesamthöhe die Messwerte A, B, C und D näher betrachtet.

3.2. Detaillierte Analyse der Werte in Bezug auf die Beckengesamthöhe

3.2.1. Auswertung nach Aufteilung des Patientenkollektivs in Altersklassen

Nachdem die einzelnen Messwerte innerhalb des gesamten Patientenkollektivs analysiert wurden, war es nun von Interesse, zu untersuchen, ob die Werte unabhängig vom Alter konstant sind oder ob die Werte verschiedener Altersgruppen differieren oder sich sogar mit zunehmendem Alter konstant in eine Richtung verändern. Dazu wurde das Patientenkollektiv folgendermaßen in Altersgruppen aufgeteilt:

- Altersgruppe 1: bis 29 Jahre
- Altersgruppe 2: 30 bis 39 Jahre
- Altersgruppe 3: 40 bis 49 Jahre
- Altersgruppe 4: 50 bis 59 Jahre
- Altersgruppe 5: 60 Jahre und älter

Die vier Messwerte A, B, C und D in Bezug auf die Beckengesamthöhe wurden für die einzelnen Altersgruppen ermittelt und verglichen.

3.2.1.1. Altersklasse 5 im Vergleich zu den Klassen 1-4

Es wurde zunächst jede Altersklasse einzeln ausgewertet. Für jede Altersklasse wurden wieder alle oben schon beschriebenen Größen bestimmt. Mittelwerte, Standardabweichungen, 95%-Normintervall und Variationskoeffizienten wurden in einer Tabelle gegenübergestellt, um einen direkten Vergleich zu ermöglichen. Dabei fiel vor allem beim Vergleich der Mittelwerte auf, dass die Altersklasse 5 mit den Patienten von 60 Jahren oder mehr in fast jedem Fall von allen anderen Altersklassen abwich. Es ist mit zunehmendem Alter jedoch kein Trend zu höheren bzw. niedrigeren Werten festzustellen. Zur Veranschaulichung werden die Mittelwerte auch hier in einer Tabelle dargestellt:

Altersklasse	Größe A	Größe B	Größe C	Größe D
1	6,88	14,21	8,44	16,63
2	6,66	14,17	7,45	16,44
3	6,51	14,49	7,36	17,37
4	6,69	14,29	6,61	16,52
5	5,84	14,72	5,97	16,48

Tab. 1: Gegenüberstellung der Mittelwerte der Verteilungen von den Größen A-D im Verhältnis zur Beckengesamthöhe unter den einzelnen Altersklassen

Es fällt auf, dass bei drei Werten, nämlich A, B und C die Mittelwerte von Altersklasse 5 deutlich kleiner bzw. größer sind als alle anderen Werte. Lediglich bei Größe D liegt der Mittelwert von Altersklasse 5 zwischen denen der anderen Altersklassen, und zwar mit dem zweitniedrigsten Wert in einem sehr engen Feld. Eine stärkere Abweichung zeigt die Altersklasse 3, deren Wert jedoch in den anderen Messungen nahe den Mittelwerten liegt.

Des Weiteren wurden die Variationskoeffizienten der einzelnen Altersklassen betrachtet. Das Ergebnis ist nachfolgend tabellarisch zusammengefasst:

Altersklasse	Größe A	Größe B	Größe C	Größe D
1	0,18	0,09	0,16	0,12
2	0,26	0,10	0,26	0,13
3	0,21	0,13	0,29	0,14
4	0,14	0,16	0,22	0,13
5	0,26	0,15	0,32	0,14

Tab. 2: Gegenüberstellung der Variationskoeffizienten der Verteilungen von den Größen A-D im Verhältnis zur Beckengesamthöhe unter den einzelnen Altersklassen

Dabei stellte sich heraus, dass der Variationskoeffizient der Altersklasse 5 in drei Fällen den höchsten Wert aufweist, wobei man jedoch einschränkend sagen muss, dass in zwei der drei Fälle eine andere Altersklasse den selben Wert aufweist. Im vierten Fall, der Größe B, ist der Wert der Klasse 5 der zweithöchste. Dies zeigt, dass nicht nur die Mittelwerte in der Altersklasse 5 von denen der anderen abweichen, sondern dass auch die Werte innerhalb der Altersklasse weiter um den Mittelwert streuen.

Um sicherzustellen, dass es sich bei dieser Beobachtung nicht um ein auf die Beckengesamthöhe beschränktes Phänomen handelt, wurde die gleiche Auswertung in einzelnen Altersklassen auch mit den Bezugsgrößen Beckeninnenhöhe und Beckenbreite durchgeführt. Auch hier weichen die Mittelwerte der Altersklasse 5 wiederum deutlich von denen der anderen Altersklassen ab.

3.2.1.2. Die Altersklassen 1-3 im Vergleich zu 1-4

Um herauszufinden, ob auch die Altersklasse 4, das heißt die Patienten im Alter von 50-59 Jahren, schon abweicht oder ob diese Beobachtung sich wirklich nur auf Altersklasse 5 beschränkt, wurden die Altersklassen 1-3 zusammen analysiert und ebenso die Altersklassen 1-4. Beispielhaft seien die Mittelwerte erläutert:

Altersklasse	Größe A	Größe B	Größe C	Größe D
1-3	6,72	14,26	7,87	16,74
1-4	6,72	14,26	7,76	16,72
5	5,84	14,72	5,97	16,48
alle	6,63	14,31	7,58	16,70

Tab. 3: Gegenüberstellung der Mittelwerte der Verteilungen von den Größen A-D im Verhältnis zur Beckengesamthöhe der Altersklassen 1-3, 1-4, 5 und des gesamten Patientenkollektivs

Wie gut zu erkennen ist, sind die Mittelwerte der Klassen 1-3 und 1-4 in zwei Größen, nämlich A und B bis auf zwei Dezimalstellen identisch, während die Mittelwerte von Altersklasse 5 deutlich abweichen. Bei Größe D unterscheiden sich die Mittelwerte nur um 0,02, lediglich bei Größe C weichen die Werte von 1-3 und 1-4 um eine Dezimalstelle voneinander ab, wobei aber wiederum der Wert der Klasse 5 nochmals stark abweicht.

3.3. Werte von A, B, C und D in Bezug auf die Beckengesamthöhe der Altersklassen 1-4

Im Nachfolgenden sollen nun die Werte der Altersklassen 1-4 noch einmal gesondert untersucht werden, denn aufgrund der großen Abweichungen der Klasse 5 sollen die Werte der über 59jährigen Patienten nicht in die Analyse einbezogen werden, da sie, wie erläutert, das Ergebnis eher verfälschen würden.

3.3.1. Größe A

Mit einer Standardabweichung von 1,40 liegt der Mittelwert der Verteilung bei 6,72%. Der Medianwert ist 6,74 und liegt damit sehr dicht am Mittelwert. Die Tests auf Normalverteilung weisen darauf hin, dass die Werte einer Normalverteilung folgen. Das 95%-Normintervall reicht von 3,98 bis 9,46 und entspricht somit relativ gut den 2,5%- und 97,5%-Perzentilen von 3,54 und 9,20. Dies bedeutet, dass wirklich etwa 95% der Messwerte innerhalb des 95%-Normintervalls liegen. Das 95%-Konfidenzintervall des Mittelwertes liegt zwischen 6,52 und 6,92, der Variationskoeffizient beträgt 0,21.

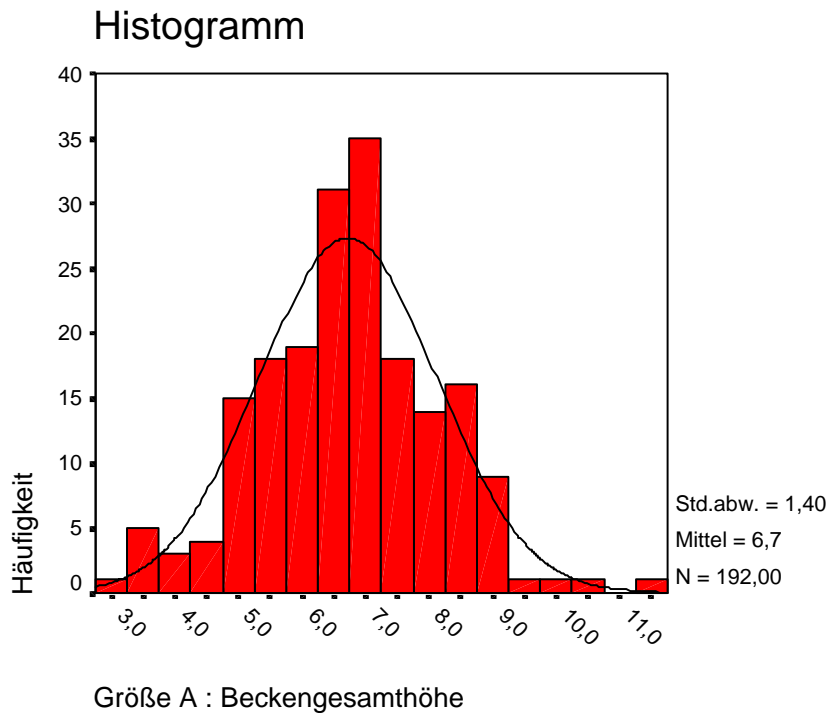


Abb. 18: Graphische Darstellung der Werteverteilung vom Verhältnis der Messgröße A im Verhältnis zur Beckengesamthöhe, beschränkt auf die Altersklassen 1-4

3.3.2. Größe B

Die Verteilung hat den Mittelwert 14,26%, die Standardabweichung beträgt 1,56 und der Median 14,18, liegt also sehr dicht am Mittelwert. Die Tests auf Normalverteilung fallen nicht signifikant aus, sowohl der Kolmogorov-Smirnov-Test (im Gegensatz zur Analyse aller Patienten, das heißt inklusive Altersgruppe 5), als auch das Q-Q-Diagramm weisen darauf hin, dass die Werte einer Normalverteilung folgen. Daraufhin wurde das 95%-Normintervall ermittelt, das sich von 11,20 bis 17,33 erstreckt, was relativ gut mit den 2,5%- und 97,5%-Perzentilen von 11,34 und 18,14 übereinstimmt. Der Mittelwert liegt in einem 95%-Konfidenzintervall von 14,04 bis 14,49. Als Variationskoeffizient wurde 0,11 ermittelt.

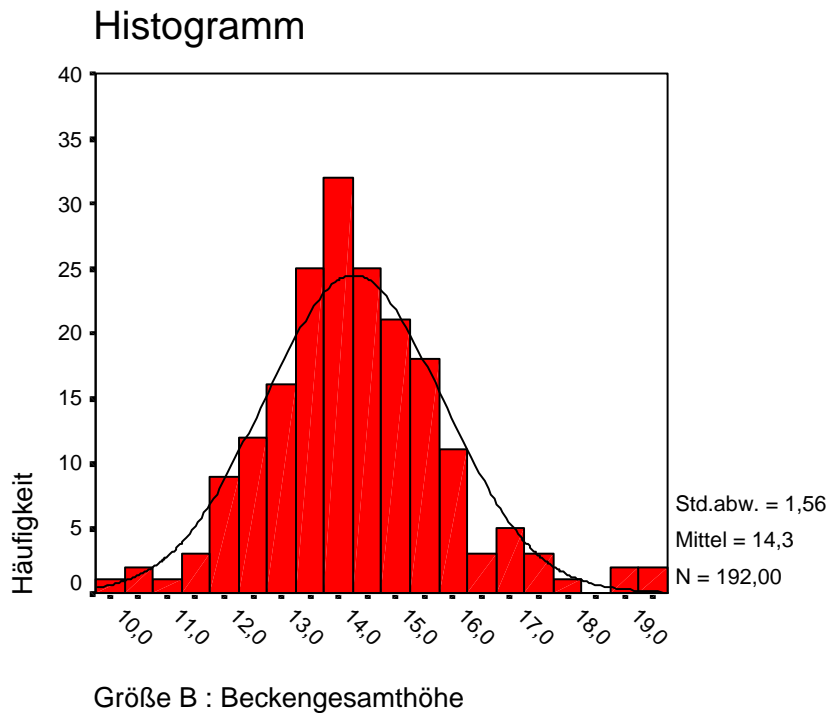


Abb. 19: Graphische Darstellung der Werteverteilung vom Verhältnis der Messgröße B im Verhältnis zur Beckengesamthöhe, beschränkt auf die Altersklassen 1-4

3.3.3. Größe C

Die Verteilung bewegt sich mit einer Standardabweichung von 1,83 um den Mittelwert von 7,76%. Sehr dicht am Mittelwert liegt der Medianwert 7,64. Der Kolmogorov-Smirnov-Test und das Q-Q-Diagramm sind nicht signifikant und weisen auf eine Normalverteilung hin. Das 95%-Normintervall reicht von 4,18 bis 11,35 und korreliert somit gut mit den 2,5%- und 97,5%-Perzentilen von 4,26 und 11,46. Das 95%-Konfidenzintervall des Mittelwertes liegt zwischen 7,50 und 8,02. Der Variationskoeffizient liegt in dieser Verteilung bei 0,24.

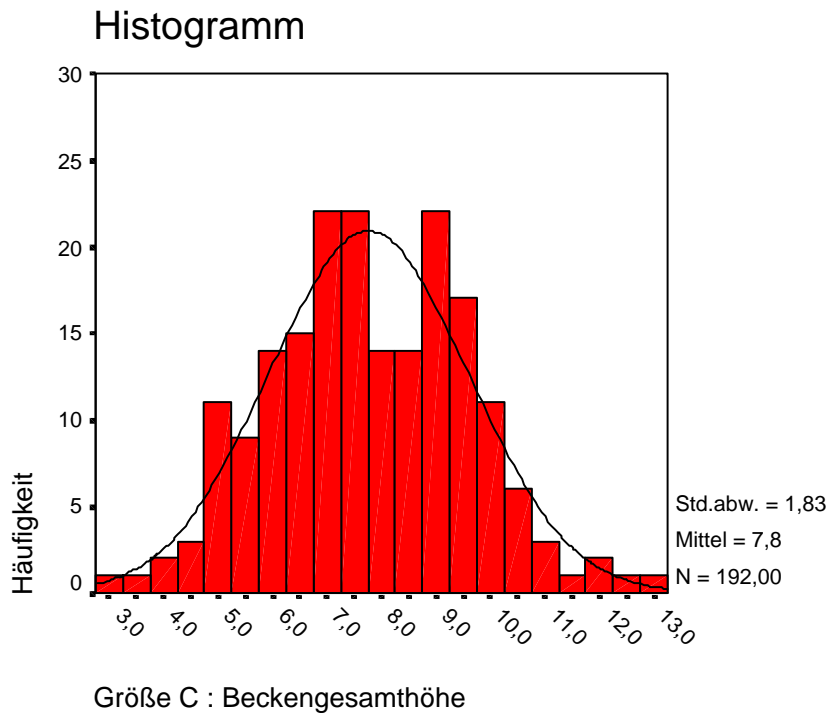


Abb. 20: Graphische Darstellung der Werteverteilung vom Verhältnis der Messgröße C im Verhältnis zur Beckengesamthöhe, beschränkt auf die Altersklassen 1-4

3.3.4. Größe D

Der Mittelwert der Verteilung liegt bei 16,72% und die Standardabweichung bei 2,17. Der Median von 16,78 liegt sehr dicht am Mittelwert. Beide Tests auf Normalverteilung fallen nicht signifikant aus und weisen darauf hin, dass die Werte einer Normalverteilung folgen. Es wurde daraufhin das 95%-Normintervall ermittelt, das sich von 12,47 bis 20,98 erstreckt, was in etwa mit den 2,5%- und 97,5%-Perzentilen von 12,37 und 21,41 übereinstimmt. Das 95%-Konfidenzintervall des Mittelwertes reicht von 16,41 bis 17,03. Der Variationskoeffizient ist 0,13.

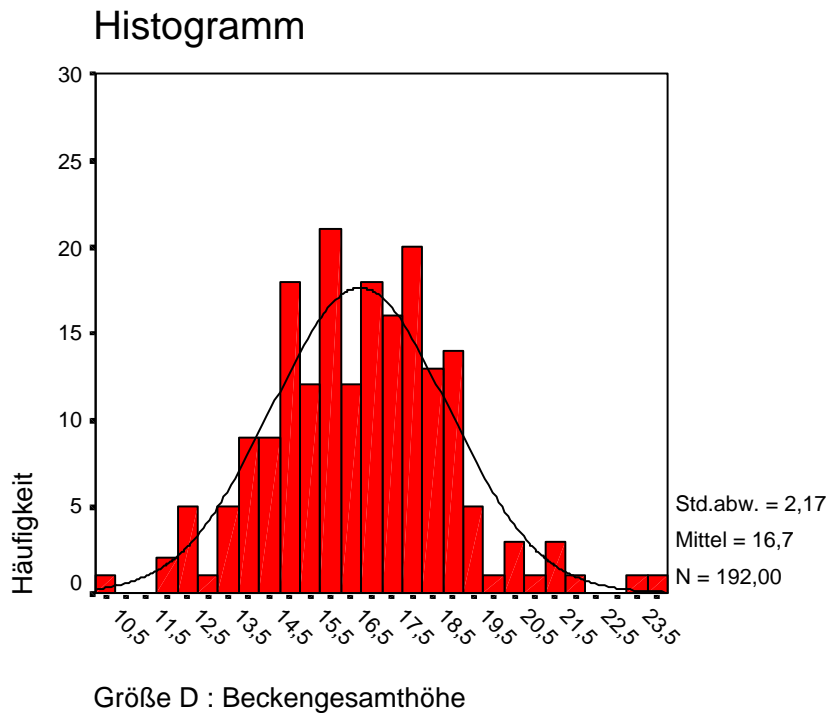


Abb. 21: Graphische Darstellung der Werteverteilung vom Verhältnis der Messgröße D im Verhältnis zur Beckengesamthöhe, beschränkt auf die Altersklassen 1-4

3.4. Getrennte Auswertung von Männern und Frauen

Zum Vergleich, ob die gemessenen und berechneten Werte geschlechtsspezifisch sind, wurde das Patientenkollektiv in männliche und weibliche Patienten aufgeteilt und die Messwerte einzeln analysiert.

3.4.1. Isolierte Auswertung der Männer

3.4.1.1. Größe A

Die Verteilung hat den Mittelwert 6,60% und die Standardabweichung 1,45. Ein Median von 6,59 wurde ermittelt, der sehr dicht am Mittelwert liegt. Nicht signifikante Tests weisen darauf hin, dass die Werte einer Normalverteilung folgen. Das daraufhin ermittelte 95%-Normintervall dehnt sich von 3,76 bis 9,44 aus und findet seine Entsprechung relativ gut in den 2,5%- und 97,5%-Perzentilen von 3,47 und 9,86, was die Vermutung einer Normalverteilung bekräftigt. Der Mittelwert hat das 95%-Konfidenzintervall von 6,35 bis 6,86. Es wurde ein Variationskoeffizient von 0,22 berechnet.

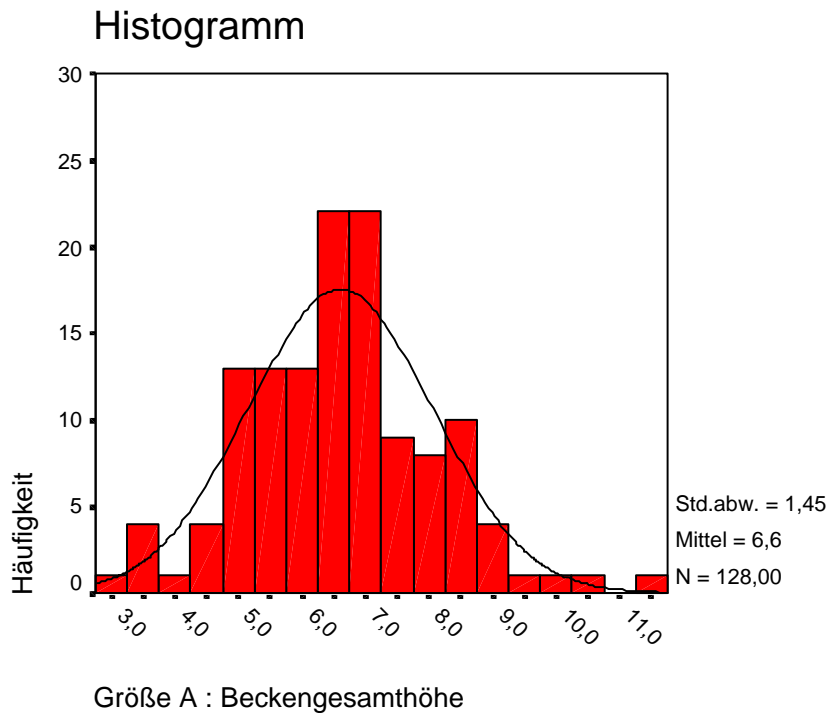


Abb. 22: Graphische Darstellung der Werteverteilung vom Verhältnis der Messgröße A im Verhältnis zur Beckengesamthöhe der männlichen Patienten

3.4.1.2. Größe B

Die Werte bewegen sich um den Mittelwert 14,54%, mit einer Standardabweichung von 1,59. Der Median liegt bei 14,38 und sehr dicht am Mittelwert. Sowohl Kolmogorov-Smirnov-Test als auch das Q-Q-Diagramm weisen auf eine Normalverteilung hin. Konsekutiv wurde das 95%-Normintervall ermittelt, welches sich von 11,42 bis 17,65 erstreckt und relativ gut mit den 2,5%- und 97,5%-Perzentilen von 11,70 und 19,06 übereinstimmt. Das 95%-Konfidenzintervall des Mittelwertes liegt zwischen 14,26 und 14,82. Der Variationskoeffizient ist 0,11.

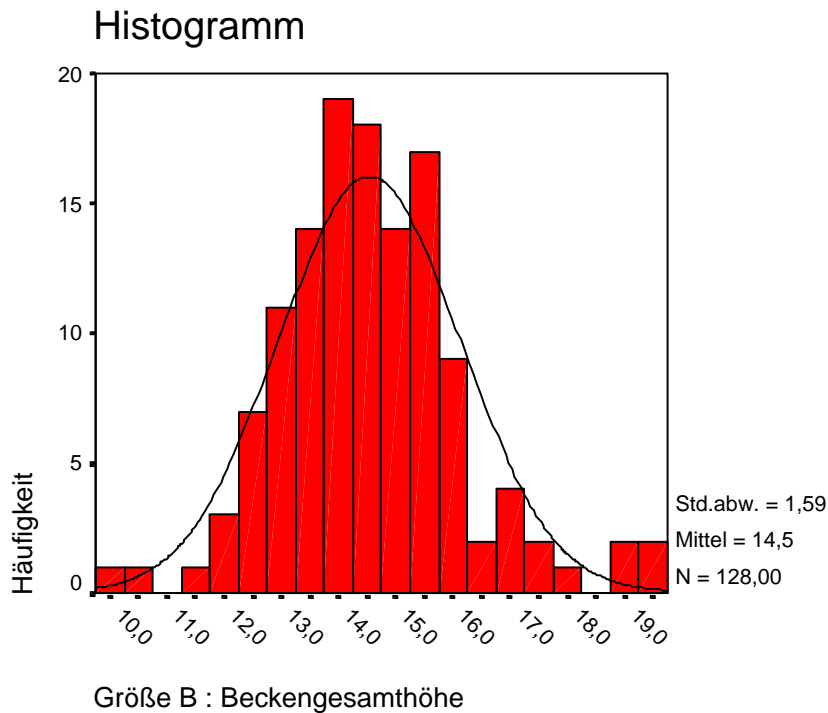


Abb. 23: Graphische Darstellung der Werteverteilung vom Verhältnis der Messgröße B im Verhältnis zur Beckengesamthöhe der männlichen Patienten

3.4.1.3. Größe C

Der Mittelwert der Verteilung ist 7,77%, die Standardabweichung 1,93, der Median liegt mit 7,60 sehr dicht am Mittelwert. Keiner der beiden Tests auf Normalverteilung ist signifikant. Es wurde also das 95%-Normintervall ermittelt, welches, sich von 3,99 bis 11,54 erstreckend, relativ gut mit den 2,5%- und 97,5%-Perzentilen von 4,07 und 12,16 übereinstimmt. Dies weist wiederum auf eine Normalverteilung hin. Ein 95%-Konfidenzintervall für den Mittelwert wurde bestimmt und liegt zwischen 7,43 und 8,10. Außerdem wurde ein Variationskoeffizient von 0,25 errechnet.

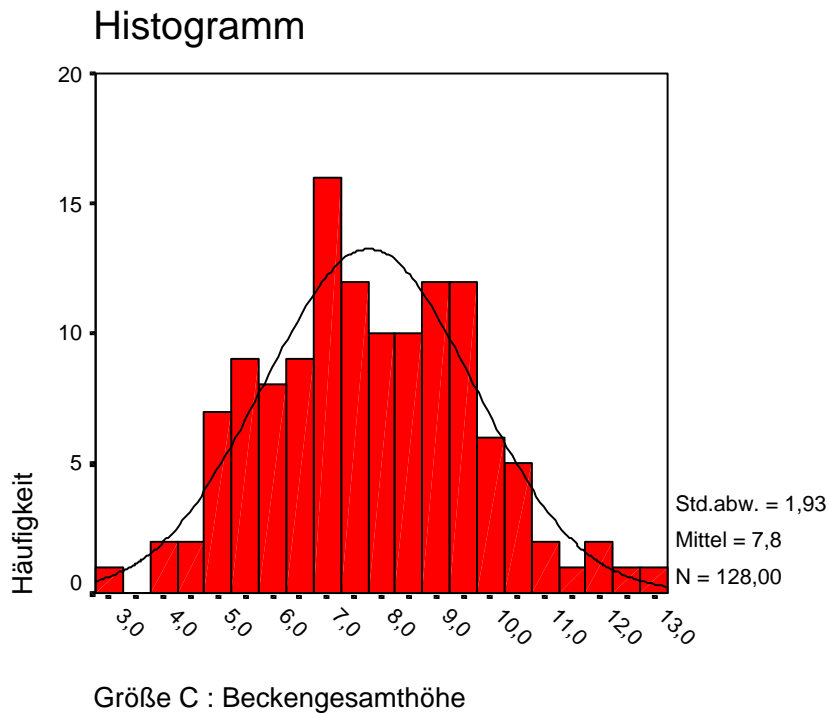


Abb. 24: Graphische Darstellung der Werteverteilung vom Verhältnis der Messgröße C im Verhältnis zur Beckengesamthöhe der männlichen Patienten

3.4.1.4. Größe D

Bezogen auf die Größe D wurde ein Mittelwert von 17,41% ermittelt und eine Standardabweichung von 2,00. Der Medianwert liegt bei 17,41, also sehr dicht am Mittelwert. Der Kolmogorov-Smirnov-Test und das Q-Q-Diagramm weisen darauf hin, dass die Werte einer Normalverteilung folgen. Das daraufhin kalkulierte 95%-Normintervall dehnt sich von 13,49 bis 21,34 aus und steht in Beziehung zu den 2,5%- und 97,5%-Perzentilen von 14,01 und 22,02. Für das 95%-Konfidenzintervall für den Mittelwert wurde der Bereich von 17,06 bis 17,77 errechnet. Die Verteilung hat den Variationskoeffizienten 0,12.

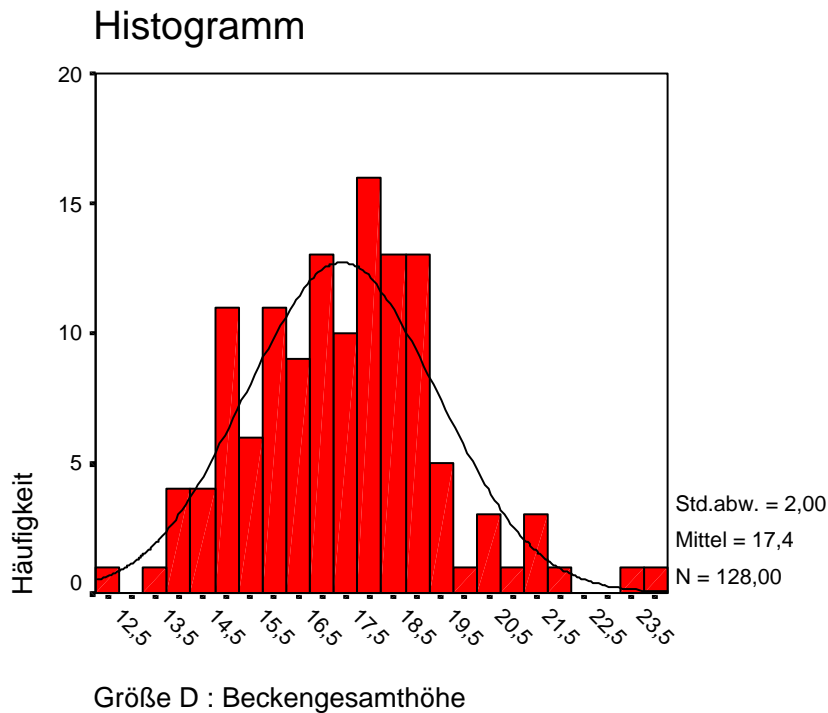


Abb. 25: Graphische Darstellung der Werteverteilung vom Verhältnis der Messgröße D im Verhältnis zur Beckengesamthöhe der männlichen Patienten

3.4.2. Isolierte Auswertung der Frauen

3.4.2.1. Größe A

Die Verteilung hat einen Mittelwert von 6,95% und eine Standardabweichung von 1,26. Der Median wurde ermittelt und liegt mit 7,02 sehr dicht am Mittelwert. Die nicht signifikanten Tests weisen darauf hin, dass die Werte einer Normalverteilung folgen. Das im Anschluss ermittelte 95%-Normintervall erstreckt sich von 4,48 bis 9,42 und stimmt relativ gut mit den 2,5%- und 97,5%-Perzentilen von 3,66 und 9,15 überein, was die Vermutung einer Normalverteilung bekräftigt. Der Mittelwert hat das 95%-Konfidenzintervall von 6,64 bis 7,27. Es wurde der Variationskoeffizient mit 0,18 berechnet.

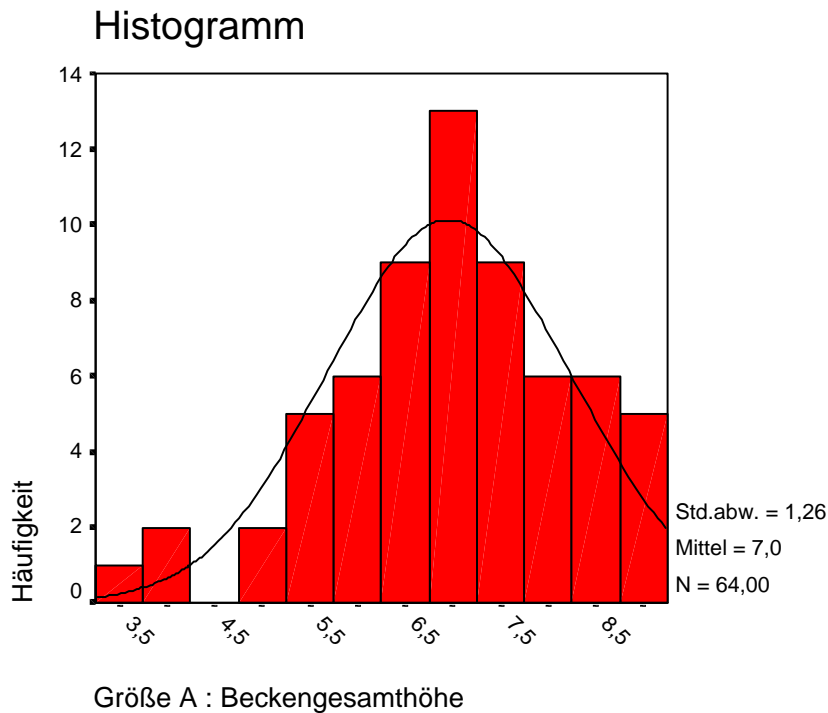


Abb. 26: Graphische Darstellung der Werteverteilung vom Verhältnis der Messgröße A im Verhältnis zur Beckengesamthöhe der weiblichen Patienten

3.4.2.2. Größe B

Die Werte der Verteilung bewegen sich um einen Mittelwert von 13,71% mit einer Standardabweichung von 1,36. Der Median ist bei 13,84 und liegt sehr dicht am Mittelwert. Sowohl der Kolmogorov-Smirnov-Test als auch das Q-Q-Diagramm weisen auf eine Normalverteilung hin. Also wurde das 95%-Normintervall ermittelt, welches sich von 11,04 bis 16,39 erstreckt und relativ gut mit den 2,5%- und 97,5%-Perzentilen von 10,92 und 17,05 übereinstimmt. Das 95%-Konfidenzintervall des Mittelwertes liegt zwischen 13,37 und 14,06. Der Variationskoeffizient ist 0,10.

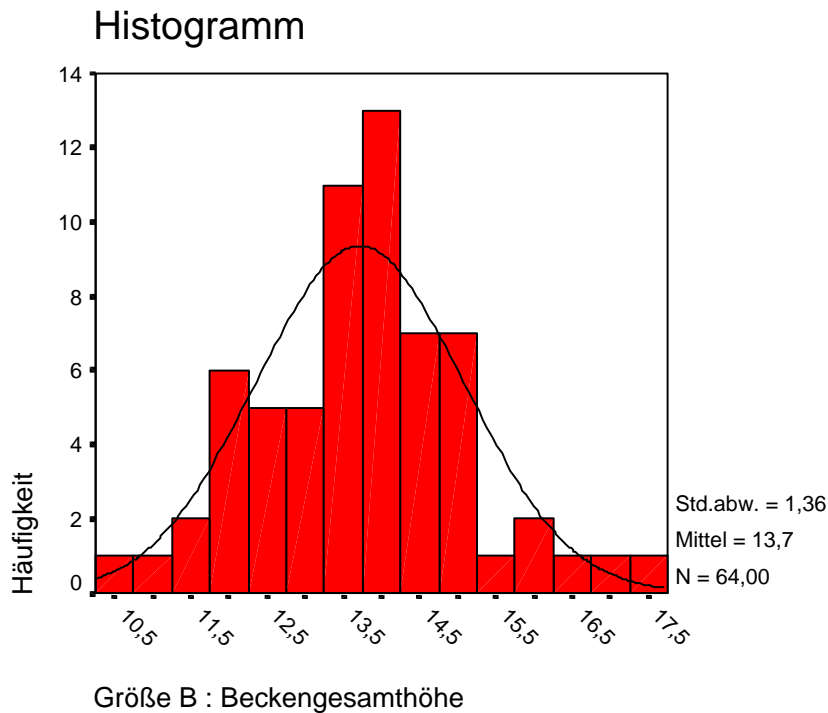


Abb. 27: Graphische Darstellung der Werteverteilung vom Verhältnis der Messgröße B im Verhältnis zur Beckengesamthöhe der weiblichen Patienten

3.4.2.3. Größe C

Der Mittelwert der Verteilung ist 7,75%, die Standardabweichung 1,64 und der Median liegt mit 7,69 sehr dicht am Mittelwert. Die beiden Tests auf Normalverteilung fallen nicht signifikant aus. Es wurde dementsprechend das 95%-Normintervall ermittelt, welches sich von 4,55 bis 10,96 erstreckt. Dies entspricht den 2,5%- und 97,5%-Perzentilen von 4,06 und 10,72 relativ gut und bekräftigt somit die Vermutung einer Normalverteilung. Ein 95%-Konfidenzintervall für den Mittelwert wurde bestimmt und erstreckt sich von 7,35 bis 8,16. Ein Variationskoeffizient von 0,21 wurde errechnet.

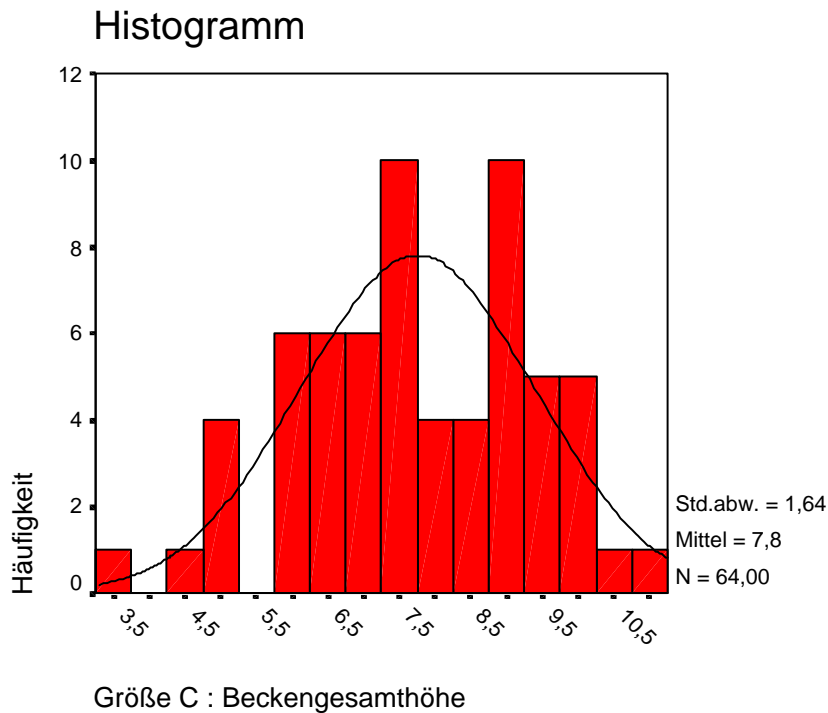


Abb. 28: Graphische Darstellung der Werteverteilung vom Verhältnis der Messgröße C im Verhältnis zur Beckengesamthöhe der weiblichen Patienten

3.4.2.4. Größe D

Der Mittelwert beträgt 15,34%, die Standardabweichung 1,80. Der Medianwert liegt bei 15,49, also dicht am Mittelwert. Der Kolmogorov-Smirnov-Test und das Q-Q-Diagramm weisen darauf hin, dass die Werte einer Normalverteilung folgen. Das daraufhin kalkulierte 95%-Normintervall liegt zwischen 11,80 und 18,88 und findet Entsprechung in den 2,5%- und 97,5%-Perzentilen von 11,44 und 18,53. Ein 95%-Konfidenzintervall für den Mittelwert wurde von 14,89 bis 15,79 festgelegt, der Variationskoeffizient mit 0,12.

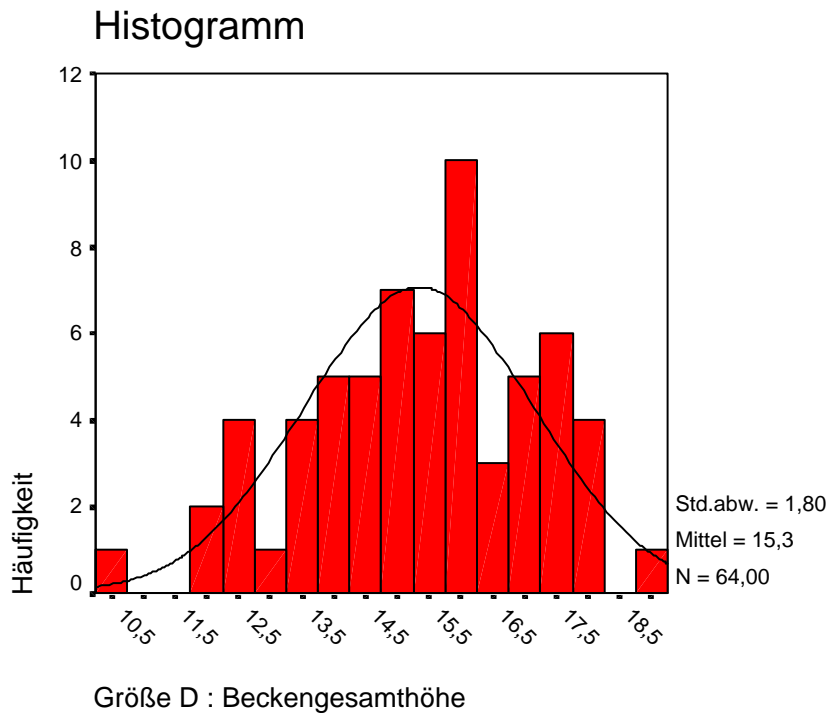


Abb. 29: Graphische Darstellung der Werteverteilung vom Verhältnis der Messgröße D im Verhältnis zur Beckengesamthöhe der weiblichen Patienten

3.4.3. Vergleich der Mittelwerte von Männern und Frauen

Wie zu erkennen ist, gibt es auch zwischen den Geschlechtern Unterschiede in den Messwerten. Die Unterschiede sind jedoch nicht derart, dass ein Geschlecht konstant die größeren oder kleineren Werte aufweist, sondern je nach Messgröße ist entweder der Wert der weiblichen Patienten größer oder der der männlichen. Der Unterschied ist bei Größe C unbedeutend, bei Größe A ist er ebenfalls gering, bei Größe B wird er schon relativ größer und bei Größe D sind erhebliche Differenzen der Mittelwerte festzustellen.

Damit sind die für alle Patienten (Männer und Frauen zusammen) der Altersgruppen 1-4 berechneten Werte, die vorhergehend dargestellt wurden, zwar eine grobe Orientierung, es sollten jedoch zur präoperativen Planung die nach Männern und Frauen getrennt ermittelten Werte zur Orientierung herangezogen werden.

Im Anschluss sind die Mittelwerte mit ihren jeweiligen 95%-Normintervallen dargestellt, um den Wertebereich darzustellen, in dem 95% der Messwerte liegen:

Geschlecht	Wert	Größe A	Größe B	Größe C	Größe D
Männer	Mittelwert	6,60	14,54	7,77	17,41
	95%- Normintervall	3,76 – 9,44	11,42 – 17,65	3,99 – 11,54	13,49 – 21,34
Frauen	Mittelwert	6,95	13,71	7,75	15,34
	95%- Normintervall	4,48 – 9,42	11,04 – 16,39	4,55 – 10,96	11,80 – 18,88

Tab.4: Gegenüberstellung der Mittelwerte der Verteilungen von den Größen A-D im Verhältnis zur Beckengesamthöhe mit ihren 95%-Normintervallen von Männern und Frauen

3.4.4. Zusammenfassende Gegenüberstellung der Ergebnisse

Es wurden zunächst die Werte A (vertikaler Abstand des distalsten Punktes der Tränenfigur zum Mittelpunkt des Femurkopfes), B (horizontaler Abstand des lateralsten Punktes der Tränenfigur zum Mittelpunkt des Femurkopfes), C (vertikaler Abstand des Schnittpunkts von Köhlerlinie und Tangente an den oberen Rand des Foramen obturatum zum Femurzentrum) und D (horizontaler Abstand dieses Schnittpunkts zum Femurkopfmittelpunkt) bestimmt und mit den drei Bezugsgrößen Beckengesamthöhe, Beckeninnenhöhe und Beckenbreite in Relation gesetzt. Dabei stellte sich die Beckengesamthöhe als die am besten geeignete Bezugsgröße heraus, um relativ konstante Werte innerhalb des Patientenkollektivs herzustellen. Daher wurden die weiteren Analysen nur mit dieser Bezugsgröße durchgeführt.

Das Patientenkollektiv wurde zunächst in 5 Altersgruppen unterteilt und jede dieser Altersgruppen einzeln untersucht. Dabei fiel auf, dass die Werte der Altersgruppe 5 (Patienten im Alter von 60 Jahren und älter) sehr stark von denen der jüngeren Patienten abwichen.

Um sicherzustellen, dass dieses nicht auf die Bezugsgröße Beckengesamthöhe zurückzuführen war, wurde die gleiche Untersuchung innerhalb der einzelnen Altersklassen auch mit den anderen zwei Bezugsgrößen durchgeführt. Es ergaben sich jedoch ähnliche Resultate.

Sicherheitshalber wurde überprüft, ob auch schon in der Altersgruppe 4 (50-59 Jahre) Abweichungen bestanden. Dazu wurden die Altersgruppen 1-3 und 1-4 jeweils zusammengefasst untersucht. Es ergaben sich jedoch einheitliche Werte für beide Gruppen. Die Diskrepanzen beschränkten sich also eindeutig auf die Patienten ab einem Alter von 60 Jahren. Die Patienten der Altersgruppe 5 wurden somit nicht mehr in die weiteren Analysen einbezogen, um die Ergebnisse nicht zu verfälschen.

Zunächst wurde dieses neue Patientenkollektiv in seiner Gesamtheit untersucht. Im Anschluss daran wurden die Werte für Männer und Frauen getrennt berechnet. Das Resultat war, dass es zwischen den Geschlechtern Unterschiede in den Messgrößen gibt, die nicht vernachlässigt werden sollten. Für die Auswertung sollte demnach der jeweils geschlechtsspezifische Mittelwert herangezogen werden. Diese Werte für alle vier Größen und beide Geschlechter sind zur besseren Übersicht nachfolgend in einer Tabelle zusammengestellt.

Geschlecht	Größe A	Größe B	Größe C	Größe D
Männer	6,60	14,54	7,77	17,41
Frauen	6,95	13,71	7,75	15,34

Tab. 5: Zusammenstellung der Mittelwerte der Verteilungen von den Größen A-D im Verhältnis zur Beckengesamthöhe von Männern und Frauen

4. Diskussion

4.1. Allgemeines

Die richtige Positionierung der künstlichen Pfanne ist eines der Hauptprobleme und einer der wichtigsten Faktoren für einen langfristigen Erfolg der Operation. Bei einseitigem Befall kann das Rotationszentrum durch Spiegeln der gegenüberliegenden, nicht betroffenen Seite sehr gut und zuverlässig bestimmt werden. Wenn jedoch bei ausgedehnten knöchernen Defekten des Acetabulums oder bei anlagebedingten Dysmorphien, wie beispielsweise der Hüftdysplasie, beide Hüftgelenke betroffen sind, ist die korrekte Positionierung ein schwer zu lösendes Problem.

Bisher gibt es wenige Untersuchungen über die Lage des Rotationszentrums der gesunden Hüfte. Dieser Frage wurde bisher wenig Beachtung geschenkt. Demgegenüber wurden systematische Untersuchungen zum Problem der resultierenden Kräfte am Hüftgelenk durchgeführt. Dabei konnte bewiesen werden, dass eine Änderung des Drehzentrums der menschlichen Hüfte in bestimmten Fällen zu einem deutlichen Anstieg der Hüftgelenksresultierenden führt [12, 22, 25, 30]. Die Implikationen hinsichtlich der Implantatliegezeiten bei einer in biomechanisch ungünstiger Position implantierten Hüftpfanne liegen auf der Hand.

Ziel dieser Studie war es, mit möglichst einfachen, kostengünstigen und leicht verfügbaren Mitteln, das heißt Standardröntgenaufnahmen, das Rotationszentrum zu bestimmen. Die Ergebnisse dieser Untersuchung sollen als praktisches Mittel zur präoperativen Planung in der Hüftendoprothetik und auch für retrospektive Untersuchungen dienen.

4.2. Kräfte am Hüftgelenk

An den Artikulationsflächen des Hüftgelenks entstehen enorm große Kräfte. Allein im Einbeinstand trägt das Hüftgelenk das 2,5-fache des Körpergewichts. Im Sprung können sich die Kräfte sogar auf das Zehnfache des Körpergewichtes vergrößern [24].

In zwei verschiedenen Studien maßen Bergmann et al. [57, 58] die bei verschiedenen Bewegungen im Hüftgelenk auftretenden Kräfte. In der ersten Studie wurden mithilfe einer instrumentierten Prothese bei zwei Patienten die Kräfte gemessen. Beim ersten Patienten wurden beim Gehen mit einer Geschwindigkeit von 5 km/ h Kräfte vom fast 4,8-fachen des Körpergewichts registriert, beim zweiten beim Gehen mit einer Geschwindigkeit von 3 km/ h Kräfte vom 4,1-fachen des Körpergewichts. Bei beiden Patienten wurden außerdem die beim Stolpern auftretenden Kräfte gemessen. Beim ersten fanden sich Kräfte vom 7,2-fachen des Körpergewichts, beim zweiten Patienten sogar Kräfte vom 8,7-fachen des Körpergewichtes [25].

In der zweiten Arbeit wurden wiederum mit instrumentierten Prothesen vier Patienten untersucht. Es wurden etwas geringere Kräfte registriert als in der ersten Untersuchung. Beim Laufen mit einer Geschwindigkeit von etwa 4 km/ h traten durchschnittlich Kräfte vom 2,38-fachen des Körpergewichts auf. Beim Treppensteigen wurde das 2,5-fache des Körpergewichts verzeichnet, beim Heruntersteigen das 2,6-fache [26].

In einer experimentellen Messung der im Hüftgelenk auftretenden Kontaktkräfte im Acetabulum fanden Crowninshield et al. [27] beim normalen Gehen eine Hüftgelenksresultierende, welche dem 3,3- bis 5-fachen des Körpergewichtes entspricht. Beim Treppensteigen traten die größten Kräfte auf. Sie überstiegen das Siebenfache des Körpergewichts. Es liegt auf der Hand, dass die an einem gesunden Hüftgelenk wirkenden Kräfte auch nach einem endoprothetischen Ersatz des Gelenkes wirksam sind. Insbesondere bei jungen, agilen Patienten können die resultierenden statischen und dynamischen Kräfte ein Ausmaß erreichen, welches den Materialverbund zwischen lebendem Knochen und Prothese bis an die Grenze der Belastbarkeit beansprucht. Treten in einer solchen Situation zusätzliche Kräfte, wie sie durch falsch positionierte Implantate entstehen können, auf, so ist die Integrität des Knochen-Implantat-Verbundes gefährdet. Es muss mit einer früheren Lockerung der Prothese gerechnet werden.

4.3. Auswirkungen falscher Positionierung des Rotationszentrums

Es gibt viele sowohl klinische als auch theoretische oder mathematische Untersuchungen darüber, wie sich Verlagerungen des Rotationszentrums des Hüftgelenks auswirken können.

4.3.1. Änderung der Kräfte im Hüftgelenk, der sogenannten Hüftgelenksresultierenden

Von Antolič et al. [8] wurde der Einfluss des Rotationszentrums auf die resultierende Hüftgelenkskraft erforscht. Es zeigte sich, dass eine Verlagerung in proximaler oder distaler Richtung kaum Einfluss auf die resultierende Hüftgelenkskraft hat, während die Kraft bei einer Verlagerung in medialer Richtung ab- und in lateraler Richtung zunahm.

Der Einfluss eines proximal und/ oder eines proximolateral gelegenen Hüftzentrums auf die Hüftgelenkskräfte wurde von Doehring et al. [9] in einer Modellstudie erforscht. Eine proximale Positionierung allein brachte ihren Erkenntnissen nach noch keine signifikanten Änderungen. Sie beobachteten jedoch, dass bei proximolateraler Verlagerung des Rotationszentrums die Kräfte, die auf das Hüftgelenk wirken, stark anstiegen. Außer der Größe der Kräfte änderte sich hier auch ihre Richtung; sie konzentrierten sich in mediale Richtung.

Ein mathematisches Modell wurde von Iglič et al. [10] verwendet, um die Kontaktkraft im Hüftgelenk und die Abduktorenstärke nach Veränderung der Lage des Hüftgelenkes zu untersuchen. Sie fanden, dass die Verlagerung in anteroposteriorer Richtung keinen großen Einfluss auf die Hüftgelenkskraft hat, wohl aber die Verlagerung nach lateral, wobei in einer Extremsituation sogar Hinken oder ein positiver Trendelenburgtest auftreten können.

Johnston et al. [11] untersuchten in einem Modell die Muskel- und Gelenkskräfte für verschiedene Positionen des Rotationszentrums beim normalen Laufen, Treppensteigen und Aufstehen von einem Stuhl. Die sich ergebenden Kräfte im Hüftgelenk bei proximaler, lateraler und posteriorer Orientierung des Rotationszentrums waren deutlich größer als bei normaler Position. Jedoch stellten die Autoren klar heraus, dass diese

Untersuchungen nicht zum Anlass genommen werden sollten, das Rotationszentrum aus seiner natürlichen Position herauszunehmen, da diese für die anderen vielfältigen Aufgaben, die das Gelenk zu erfüllen habe, die beste sei.

Mithilfe eines dreidimensionalen Finite-Elemente-Modells untersuchten Lengsfeld et al. [12] den Einfluss einer Verlagerung des Rotationszentrums auf die Größe und Richtung der resultierenden Kraft. Ein starker Anstieg der Kräfte wurde bei lateraler, proximaler und posteriorer Verlagerung des Drehzentrums im flektierten Einbeinstand gefunden.

4.3.2. Auswirkungen auf die Abduktorenkräfte

In einem mathematischen Modell untersuchten Antolič et al. [13], wie sich eine Verlagerung des Rotationszentrums auf die von ihnen so genannte verfügbare, das heißt, die durch die Abduktoren maximal erzeugbare, und die erforderliche Abduktorenkraft auswirkt. Es wurde nachgewiesen, dass bei einer Lateralverlagerung des Rotationszentrums die erforderliche Abduktionskraft die verfügbare durch ungünstige Hebelverhältnisse erreicht oder im Extremfall sogar übersteigt, so dass es zu einem positiven Trendelenburgtest kommen kann.

In einer Untersuchung über die Auswirkungen der Verlagerung des Rotationszentrums auf die Fähigkeit der Muskeln, Momente zu erzeugen, beobachteten Delp et al. [14], dass es für jede Muskelgruppe zwar eine Position gibt, die ihre Kraft maximal erhöht, aber auch eine, die dieselbe maximal herabsetzt. Beispielsweise wurde für die Abduktoren eine Position um 2 cm distal, 2 cm medial und 1,4 cm anterior des anatomischen Rotationszentrums gefunden, die die Abduktionskraft maximal erhöht. Dahingegen ist die durch die Abduktoren erzeugbare Kraft bei Verlagerung des Rotationszentrums um 2 cm proximal, 2 cm medial und 1,2 cm anterior maximal erniedrigt. Sie fanden einen Einfluss einer Verschiebung des Rotationszentrums des Hüftgelenks selbst auf die Kniemuskeln.

Eine Proximalverlagerung des Rotationszentrums verursacht laut Iglič et al. [10] eine Schwächung der Abduktoren.

In einem Modellversuch bestimmten Johnston et al. [11] die Abduktorenkräfte und Momentarme in Abhängigkeit von der Lage des Rotationszentrums. Sie erklärten, je näher das Hüftzentrum zur Achse des Körpergewichts liege, desto geringer sei das resultierende Moment, und je größer der Momentarm der Abduktoren sei, desto geringer sei die benötigte zu erzeugende Kraft.

In einer Arbeit über die Mechanik des Hüftgelenks erläutert Johnston [15], wie sich die Geometrieänderungen der Hüfte auf die Momentarme und damit auf die zu erzeugenden Momente der Muskeln auswirken. Er erklärt, dass der Hebelarm der Abduktoren so lang und der des Körpergewichts so kurz wie möglich sein müssen, um das Gleichgewicht in der Hüfte zu halten.

In einer klinischen Studie setzten Johnston et al. [16] die sogenannte Momentarm-Ratio, das heißt, die Differenz der Verhältnisse von Körpergewichtsmomentarm und Abduktorenmomentarm, prä- und postoperativ klinisch mit dem Trendelenburgtest in Verbindung. War das Verhältnis etwa null oder geringfügig größer (das heißt, die erforderliche Kraft ist postoperativ gleich der eines normalen Hüftgelenks), trat kaum ein positiver Trendelenburgtest auf. Außerdem wurde die Länge des Abduktorenarms ebenfalls mit dem Trendelenburgtest in Verbindung gebracht. Je stärker der Momentarm der Abduktoren gekürzt wurde, das heißt, je weiter lateral das Rotationszentrum positioniert wurde, desto wahrscheinlicher war ein positiver Trendelenburgtest.

4.3.3. Veränderung des Biegemoments

Der Einfluss, den die Lage des Rotationszentrums auf die am Femurstamm auftretenden Biegemomente ausübt, wurde von Antolič et al. [8] untersucht. Bei Verlagerung des Rotationszentrums in proximaler oder distaler Richtung zeigten sich kaum Änderungen, wobei bei einer Verlagerung in medialer Richtung das Biegemoment geringer und in lateraler Richtung größer wurde. Es wurde demnach ein Zusammenhang mit einer erhöhten Lockerungsrate vermutet.

4.3.4. Mikrobewegungen der Prothese

In einer postoperativen Analyse maßen Doehring et al. [28] Mikrobewegungen zwischen Implantat und Knochen in Abhängigkeit von Lage des Rotationszentrums und Halslänge der Prothese. Dabei beobachteten sie, dass in einigen Fällen mit einem proximolateral verlagerten Rotationszentrum die Mikrobewegungen stark erhöht waren. Dies resultierte daraus, dass der Chirurg in diesen Fällen gezwungen gewesen war, den Schenkelhals zu verlängern. Über veränderte Muskelgeometrie wurden dadurch indirekt die Kräfte im Gelenk erhöht. Außerdem rief der verlängerte Schenkelhals auf direktem Wege erhöhte Torsionsbewegungen hervor, welche als einer der Hauptfaktoren für ein Implantatversagen verdächtigt werden.

4.3.5. Einfluss auf den Bewegungsumfang des Hüftgelenks

In einer Ganganalyse nach TEP fanden Rösler et al. [29], dass bei einer Medialverlagerung des Rotationszentrums der Gang nicht beeinflusst wird. Mit Proximalisierung des Rotationszentrums war eine Minderung der Flexion und der Extension der Hüfte zu verzeichnen.

4.3.6. Auswirkungen auf Lockerungs- und Spätkomplikationsraten und röntgenologische Demarkationszeichen

Einer postoperativen Untersuchung von Callaghan et al. [30] zufolge hat die Lage des Rotationszentrums Einfluss auf die Lockerungsraten sowohl der Hüftpfannen- also auch der Femurkomponente der implantierten Endoprothese.

Eine erhöhte Migrationsrate in Abhängigkeit von einer Lateralisierung des Prothesenkopfes um 4-9 mm beobachteten Diehlmann et al. [31]. Eine Verlagerung des Rotationszentrums nach proximal brachte nach ihren Untersuchungen keine relevante Änderung der Migrationsrate.

Bei der Nachuntersuchung von Röntgenbildern fanden Hirakawa et al. [32] für die proximale Position als alleinigen Parameter keinen signifikanten Zusammenhang mit einem frühen Versagen der Prothesen. Es war jedoch bei einer eher lateralen Position

eine deutlich höhere Revisionsrate zu verzeichnen als bei einer eher medialen. Der größte Teil der gelockerten und revidierten Pfannen lag nach proximal außerhalb des Ranawatschen Dreiecks [33], das als Referenz herangezogen wurde.

Die Lage des Rotationszentrums in Relation zur Tränenfigur wurde 12-18 Jahre postoperativ radiologisch von Karachalios et al. [34] untersucht. Sie entdeckten eine Korrelation zwischen einem mehr als 2 mm über dem normalen Abstand von anatomischen Punkten gelegenen Rotationszentrum und einer signifikant erhöhten Rate von Spätkomplikationen. Die horizontale Distanz zwischen Pfanne und Tränenfigur wurde als signifikantester Faktor für unerwünschte radiologische Anzeichen angesehen.

Auch Lachiewicz et al. [35] fanden eine Korrelation zwischen frühzeitiger Lockerung der Hüftpfanne und inkorrekt Positionierung des Rotationszentrums.

Pagnano et al. [36] untersuchten den Effekt von zu stark proximaler Implantation auf die Verlustrate. Sie fanden eine höhere Verlustrate sowohl der Pfanne als auch der Femurkomponente bei um 15 mm zu hoch implantierten Hüftpfannen.

Eine postoperative Studie von Patienten mit Protrusio acetabuli wurde von Ranawat et al. [33] durchgeführt. Sie stellten einen Zusammenhang zwischen einer hohen Rate von Typ-III Zement-Knochen-Interface Demarkation entsprechend der von DeLee und Charnley definierten Klassifikation [37] einerseits und einer Verlagerung der Pfannenkomponente um 1 cm proximal oder medial der anatomischen Position andererseits fest. Außerdem registrierten sie, dass bei allen Hüften, bei denen die Pfanne innerhalb des anatomischen Bereiches lag (± 5 mm), keine schlechtere Demarkation als Typ II vorlag. Man schloss daraus, dass eine Zement-Knochen-Demarkation durch inkorrekte Positionierung der Hüftpfanne und damit des Drehzentrums gefördert wird.

Aus verschiedenen Studien, die zeigten, dass die Position des Drehzentrums die auf die Hüftgelenkskomponenten einwirkenden Kräfte beeinflussen, schlossen Yoder et al. [38], dass mit steigenden Kräften das Verlustrisiko auf lange Sicht erhöht würde. Sie untersuchten dies in einer klinischen postoperativen Studie, indem sie Röntgenbilder vermaßen und die Position des tatsächlichen Rotationszentrums im Vergleich zum anatomischen bestimmten. Dabei ergab sich eine statistisch signifikante Relation

zwischen der Verlustrate der Femurkomponente und zu stark proximaler oder lateraler Pfannenposition. Es war statistisch gesehen keine höhere Verlustrate der Acetabulum-Komponente in Abhängigkeit von der Lage des Rotationszentrums festzustellen, wohl aber eine Tendenz in diese Richtung.

4.3.7. Untersuchungen zu Patienten mit Protrusio acetabuli

Crowninshield et al. [39] untersuchten die optimale Positionierung der Hüftpfanne beim Vorliegen einer Protrusio acetabuli. Sie empfahlen in diesem Fall eine stärker laterale Lage, da sich in einer medialen Position die Kräfte auf den ohnehin schon geschwächten Pfannenboden erhöhen.

Ebenso empfahlen Ranawat et al. [40] basierend auf einer vorherigen Studie [33] bei einem bestimmten Ausmaß von Protrusio acetabuli, die anatomische Situation durch Transplantate wieder herzustellen.

Zusammenfassend ist zu sagen, dass eine Änderung der anatomischen Position des Rotationszentrums verschiedene Auswirkungen hat: Eine Veränderung der auf die Hüfte wirkenden Kräfte kann zu verstärkten Verschleißerscheinungen führen, über Mikrobewegungen das Einheilen der Prothese behindern, Biegemomente verstärken, die Richtung der einwirkenden Kräfte verändern und damit indirekt die Standzeit der Prothese verkürzen.

Um normale Bewegungen durchführen zu können, müssen die Patienten fähig sein, bestimmte Momente zu erzeugen, die für die entsprechenden Bewegungen nötig sind. Sind die Abduktoren nicht fähig, der Kraft des Körpergewichtes im Einbeinstand entgegenzuwirken, ist Hinken unumgänglich. Sind die Extensoren zu schwach, ist es dem Patienten im Extremfall nicht möglich, Treppen zu steigen oder von einem Stuhl aufzustehen. Die maximal mögliche Kraft einer Muskelgruppe kann reduziert werden, wenn durch Veränderungen der Hüftgeometrie das Längen-Spannungsverhältnis dieser Muskelgruppe geändert wird. Außerdem können durch chirurgische Interventionen die Entfernungen zwischen Muskelursprung und -ansatz einerseits und Hüftzentrum andererseits verändert und damit der Momentarm ungünstig beeinflusst werden.

4.4. Bisherige Untersuchungen zur Bestimmung des Rotationszentrums

Es gibt bisher wenige Untersuchungen, in denen versucht wurde, das Rotationszentrum auf radiologische Art und Weise zu bestimmen. Eine von ihnen ist eine postoperative Studie von Ranawat et al. [33] zur Bestimmung der Lage des Rotationszentrums. Sie untersuchten mit Hilfe einer geometrischen Bestimmung die Röntgenaufnahmen von 35 Hüftgelenken, die nach bestehender Protrusio acetabuli endoprothetisch ersetzt wurden.

Eine Lokalisierung des Rotationszentrums in Bezug auf die Tränenfigur unternahmen John und Fisher [17]. Sie untersuchten an 31 Leichen 31 männliche und 26 weibliche Gelenke. Das Durchschnittsalter lag für männliche Präparate bei 80, für weibliche bei 73 Jahren. Es wurden die horizontale und die vertikale Distanz der Tränenfigur vom Rotationszentrum, das durch den Mittelpunkt des Femurkopfes dargestellt wurde, gemessen. Die horizontale Distanz wurde gemessen bis zum lateralen Rand der Tränenfigur, die vertikale Distanz bis zum am weitesten kaudal gelegenen Punkt derselben. Um Röntgenverzeichnung auszuschalten, wurden die Werte normalisiert und als prozentuale Werte der Beckengesamthöhe angegeben. Es ergab sich kein Unterschied zwischen den beiden Geschlechtern, die horizontale Distanz lag durchschnittlich bei 13%, die vertikale bei 7%.

Pierchon et al. [41] untersuchten die Röntgenbilder von 54 Patienten und vermaßen insgesamt 98 normale Hüftgelenke. Das Alter der Patienten lag zwischen 20 und 70 Jahren; es wurden 57 männliche und 41 weibliche Hüften vermessen. Als Bezugspunkt wurde wiederum die Tränenfigur, und zwar der kaudalste Punkt, gewählt und der vertikale und horizontale Abstand zum Rotationszentrum gemessen. Die gemessenen Werte wurden in ein Verhältnis gesetzt mit bestimmten anderen Werten. Es wurde festgestellt, dass die horizontale Distanz C in einem konstanten Verhältnis zu der Größe D stand (D entspricht der horizontalen Distanz zwischen den beiden Tränenfiguren). Die vertikale Distanz der Tränenfigur vom Rotationszentrum, hier Größe A genannt, war bei männlichen Individuen mit der Beckengesamthöhe korreliert, bei den weiblichen jedoch nicht. Das Verhältnis A : E (E bezeichnete die vertikale Distanz zwischen dem tiefsten Punkt der Tränenfigur und dem Sakroiliakgelenk) war beim Mann ebenfalls konstant, bei der Frau jedoch eher nur annäherungsweise. Dennoch wurden diese beiden Verhältnisse C : D und A : E als Berechnungsgrundlage für das

Rotationszentrum angenommen, wobei C : D beim Mann 0,3 und bei der Frau 0,25 war, A : E wurde beim Mann mit 0,2 angegeben und bei der Frau mit 0,18.

Eine vergleichende Studie über die Methoden von Andriacchi et al. [42], Tylkowski et al. [43] und die Rotationsmethode von Capozzo [44] führten Bell et al. [45] durch. Andriacchi lokalisierte das Rotationszentrum 1,5 – 2 cm distal des Mittelpunktes einer Verbindungslinie zwischen der Symphysis pubica und der Spina iliaca anterior superior und direkt medial der Trochanter major.

Tylkowski maß die Distanz zwischen den Spinae iliaca anteriores superiores und lokalisierte das Rotationszentrum über Prozentsätze dieser Distanz. Er nahm an, das Rotationszentrum liege jeweils in einem Abstand von 11% dieser Distanz medial, 12% distal und 21% posterior der jeweiligen Spina iliaca anterior superior.

Capozzo ging von der Annahme aus, der Oberkörper sei ein starrer Körper und das Rotationszentrum sei der Mittelpunkt einer Kugel, die durch dreidimensionale Rotation eines Punktes auf diesem Körper beschrieben wird. Die Untersuchung wurde mit Hautmarkern und Bewegungsanalyse durchgeführt. Es wurde festgestellt, dass alle drei Methoden unzureichend sind.

Ebenfalls auf radiologische Art und Weise bestimmten Fessy et al. [46] das Rotationszentrum bei 70 Patienten, davon 35 Frauen und 35 Männer mit einem Durchschnittsalter von 45 Jahren. Sie bestimmten die Größen X: horizontaler Abstand des Rotationszentrums vom lateralen Rand der Tränenfigur und Y: vertikaler Abstand des Rotationszentrums vom kaudalsten Punkt der Tränenfigur. Bei dem Versuch, die Koordinaten X und Y rechnerisch zu bestimmen, fanden sie eine Korrelation zwischen Y und der Distanz zweier Linien, und zwar der Tränenfigurlinie, einer Verbindungslinie zwischen den zwei Tränenfiguren einerseits und einer Verbindungslinie des jeweils kaudalsten Punktes der Sakroiliakalgelenke beider Seiten andererseits. X ließ sich rechnerisch aus Y ableiten.

Mithilfe des sogenannten QUESTOR precision radiography system lokalisierten Kirkwood et al. [47] das Rotationszentrum der Hüfte und verglichen verschiedene Methoden miteinander:

Seidel et al. [15] setzten das Rotationszentrum in Relation zu der jeweiligen Spina iliaca anterior superior. Es liege 14% der Beckenbreite medial von ihr, 34% der Beckentiefe

distal und 79% der Beckenhöhe distal des Mittelpunktes zwischen rechter und linker Spina iliaca anterior superior.

Bell et al. [45;48] kamen zu dem Ergebnis, das Rotationszentrum liege um 14% der Beckenbreite medial der rechten Spina iliaca anterior superior, um 30% distal und um 22% posterior von ihr.

Andriacchi und Strickland [133, 66] errechneten, das Rotationszentrum liege 1,5 cm distal des Mittelpunktes der Verbindungslinie der Spina iliaca anterior superior mit der Symphysis pubica in der Frontalebene. Diese letzte Methode wurde wiederum variiert und das Rotationszentrum um 20 mm weiter distal gelegt.

Die Autoren fanden in den Methoden von Seidel und Bell in allen Ebenen sehr große Abweichungen vom anatomischen Drehpunkt, lediglich die Variation der Methode von Andriacchi und Strickland scheint das Rotationszentrum relativ akzeptabel zu bestimmen.

Einen Vergleich von in vivo und ex vivo bestimmtem Drehzentrum am selben Exemplar unternahm McGibbon et al. [49]. Es wurden zunächst sieben verschiedene Durchgänge einer Ganganalyse über drei Jahre hinweg durchgeführt und dann post mortem an einer dann implantierten Pfanne die Position gemessen. Dazu wurden vier Marker am Rand des Acetabulums angebracht, die in einem Koordinatensystem gemessen und dann nach Implantation mit der gemessenen Distanz zwischen der Referenzebene mit den vier Markern und dem Zentrum des Femurkopfes verglichen wurden. Die eigene in vivo Messung brachte die geringsten Abweichungen vom wahren Drehzentrum, die größten Abweichungen brachte die Methode von Tytkowski. Die Methoden von Bell und Andriacchi waren nur in jeweils einer Ebene akzeptabel.

Olmedo-Garcia et al. [50] verglichen die Genauigkeit der beiden populärsten Methoden, das Rotationszentrum zu bestimmen, nämlich die von Ranawat [33] und Pierchon [41]. Es wurden 24 Patienten mit unilateraler Osteoarthritis mit einem Durchschnittsalter von 66 Jahren ausgewählt. Auf einem prä- und einem postoperativen Röntgenbild wurde sichergestellt, dass sich das Rotationszentrum auf der gesunden Seite in dieser Zeit nicht geändert hatte. Ein Koordinatensystem wurde definiert, in dem die x-Achse die Tränenfigurlinie und die y-Achse eine Orthogonale dazu an der Schnittstelle mit der Köhlerlinie darstellte. Die prä- und postoperativen Messungen ergaben fast identische

Werte, was bewies, dass die Methode, das Rotationszentrum zu bestimmen, geeignet war.

Die Werte, die nach der Methode von Ranawat gemessen wurden, wichen stark nach proximal und medial ab, die nach der Methode von Pierchon jedoch ergaben weder für die x- noch für die y-Werte signifikante Abweichungen. Die starke Abweichung der von Ranawat et al. gemessenen Werte führten die Autoren auf die Tatsache zurück, dass diese ihre Untersuchungen an Patienten mit Protrusio acetabuli durchführten. Demnach erwies sich die Methode nach Pierchon als gut geeignet, das Rotationszentrum zu bestimmen.

4.5. Bewertung von Material und Methoden

4.5.1. Röntgenbilder

Für die vorliegende Studie wurden Anterior-Posterior-Beckenübersichtsaufnahmen verwendet. Dies entspricht der Forderung nach einer möglichst einfachen, immer verfügbaren und kostengünstigen Möglichkeit des Operateurs, das Rotationszentrum zu bestimmen.

4.5.2. Vermessung der Röntgenbilder

Da es sich in der Studie um natürliche Femurköpfe handelt, auf die Kreise projiziert wurden um ihre Position festzulegen, sind diese naturgemäß nicht vollkommen rund. Menschik et al. [51] bewiesen in einer postmortalen Untersuchung und Vermessung von Femurköpfen, dass diese nicht vollkommen kreisförmig sind, sondern in ihrer Form eher einer umgedrehten Schneckenmuschel entsprechen. Auch andere Autoren konstatierten, der Femurkopf sei nicht vollkommen kugelförmig [52-54]. In dieser Studie wurde jedoch von der Voraussetzung ausgegangen, sie seien vollkommene Kreise. Dies ist auch der Fall in nahezu allen Untersuchungen, in denen die Mechanik des Hüftgelenks untersucht wurde [20;41;46;50;55].

Dabei wurde Wert darauf gelegt, eine größtmögliche Kongruenz zwischen Femurkopf und dem entsprechend darüberprojizierten Kreis zu erreichen. Da es sich in diesem Fall ja um gesunde Hüftgelenke ohne Anzeichen einer Dymorphie oder Degeneration

handelte, die der Idealform des Kreises relativ nahe kamen, stellte dieses kein größeres Problem dar.

Wichtig ist bei der Vermessung, dass die Bilder in einem Stück vermessen werden, da eine nachträgliche Kalibrierung, die jederzeit möglich ist, zu Ungenauigkeiten führen kann. Auch wenn diese nur minimal sind, sollten sie vermieden werden.

Noch wichtiger jedoch ist, dass ein Bild in demselben Layer komplett vermessen wird. In einem Layer ist die Kalibrierung zwar, wie gesagt, noch möglich, in verschiedenen Layern wird bei unterschiedlicher Platzierung der Beckenlagelinien aber eine andere Beckengesamthöhe gemessen, die ja die Referenzgröße ist. Somit sind die Werte aus zwei verschiedenen Layern nicht miteinander kombinierbar.

4.5.3. Alter der Patienten

Das Alter der weiblichen Patienten lag zwischen 18 und 74 Jahren, im Mittel bei 40,5 Jahren. Das Alter der männlichen Patienten bewegte sich zwischen 17 und 73 Jahren, der Durchschnitt lag bei 35 Jahren. In die endgültige Auswertung der Messergebnisse wurden jedoch nur die Patienten bis zu einem Alter von einschließlich 59 Jahren einbezogen. Wie zuvor erläutert, veränderten sich die Messergebnisse in der Altersklasse 5, das heißt, bei den Patienten von 60 Jahren oder mehr, signifikant.

Beim Vergleich der Mittelwerte der einzelnen Altersklassen fiel auf, dass die Abweichungen der Altersklasse 5 keinem bestimmten Trend nach oben oder nach unten folgten. Die Altersklassen 1-3 und die Altersklassen 1-4 wurden zusätzlich gesondert untersucht, um auszuschließen, dass die Altersklasse 4 nicht auch schon von den übrigen abwich. Die Divergenzen traten jedoch eindeutig ab einem Patientenalter von 60 Jahren auf.

Da die Messwerte in dieser Altersgruppe so signifikant von denen der anderen Altersklassen abwichen, wurde beschlossen, sie aus der Auswertung herauszunehmen. In Anbetracht der Tatsache, dass totale Endoprothesen immer noch hauptsächlich im höheren Lebensalter eingesetzt werden, mag es zunächst fragwürdig erscheinen, nur die Patienten bis zu 59 Jahren in die Studie einzubeziehen. Durch die immer breitere Indikationsstellung auch bei jüngeren Patienten und in Anbetracht der sicher noch „ursprünglicheren“ anatomischen Situation bei jüngeren Patienten scheint es jedoch sinnvoll, hauptsächlich von der anatomischen Situation in diesem Alter auszugehen.

Die Frage, ob es günstiger ist, eine sich dem „Idealzustand“ annähernde Situation herzustellen oder eine eher an die mit den Jahren erworbene habituelle Situation angeglichen, wird im Einzelfall zu klären sein. Diese Entscheidung muss dem jeweiligen Operateur überlassen bleiben. Zu diskutieren bliebe also, ob nicht für Patienten mit einem höheren Alter eine eigene Gruppe von Standardwerten für die präoperative Planung genutzt werden müsste.

4.5.4. Varianz bei verschiedenen Vermessungen desselben Röntgenbildes

Um sicher zu stellen, dass die gemessenen Werte konstant und reproduzierbar sind, wurden zwei der Röntgenbilder je zehnmal vermessen, und die gemessenen Werte wurden miteinander verglichen. Etwa 25 weitere Bilder wurden je zweimal vermessen. Es wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen den Messungen festgestellt, auch wenn sich einzelnen Messwerte mitunter um bis zu 5 mm unterschieden. Da jedoch in diesen Fällen auch die gemessenen Werte für die Beckengesamthöhe differierten, wurden diese Messunterschiede wieder kompensiert. Man kann also von einer guten Reproduzierbarkeit der Messwerte ausgehen.

Etwas größer war die Varianz bei Vermessungen durch verschiedene Untersucher. Die absoluten Messwerte wichen zum Teil stärker voneinander ab. Bei Herstellen der prozentualen Beziehungen in Abhängigkeit von der Beckengesamthöhe wurden diese Abweichungen jedoch ebenfalls relativiert, so dass auch hier eine Aussagefähigkeit gegeben war.

Ein „Training“ für die Vermessung war demnach nicht erforderlich. Es war bei den 10 Vermessungen ein und desselben Röntgenbildes weder eine größere Abweichung der Werte am Beginn der Vermessungen noch eine geringere bei den letzten Vermessungen festzustellen.

Messungenauigkeiten können zum einen durch ein unterschiedliches Patientenkollektiv entstehen, zum anderen durch eine Varianz bei der Vermessung der Bilder durch verschiedene Untersucher [56] hervorgerufen werden. Sutherland et al. legten diese Messungenauigkeiten für ihre eigene Arbeit mit $\pm 0,2$ mm fest [23]. Dieser Wert bezieht

sich auf digitalisierte Röntgenaufnahmen, in denen der Messfehler durch selektive Vergrößerung des relevanten Bereiches deutlich gesenkt werden kann.

4.5.5. Verwenden der Tränenfigur als Referenzpunkt

Die Tränenfigur ist in vielen vorhergehenden Untersuchungen als Referenzpunkt gewählt [17, 14, 20, 49, 27, 39, 48, 162] und ihre Rotationskonstanz im Verhältnis zu umgebenden Strukturen als relativ konstant angegeben worden [22;23].

Die Tränenfigur wurde 1931 erstmals von Köhler beschrieben [57]. Ihm zufolge setzt sie sich aus verschiedenen anatomischen Strukturen zusammen, die im Anterior-Posterior-Röntgenbild durch Projektion übereinander eine U-förmige Struktur ergeben. Proximal sei sie durch den epiphysealen Knorpel des Acetabulums begrenzt, nach medial in der inneren Oberfläche des inneren Beckens, distal in der vordersten Kante und lateral im Boden des Acetabulums. Es gibt verschiedene andere Untersuchungen darüber, durch welche knöchernen Strukturen die Tränenfigur gebildet wird.

Bowerman et al. [58] vermuteten in einer postmortalen Studie, dass sie durch Knochenstrukturen im anteroinferioren Teil des Acetabulums gebildet wird.

Katz [59] vermutete, dass der kaudale Abschnitt der Tränenfigur nur aus Anteilen des Acetabulums gebildet sei.

O'Sullivan et al. [60] zufolge wird der laterale Rand der Tränenfigur durch die knöcherne Oberfläche zwischen dem anterioren und mittleren Drittel der Fossa acetabuli gebildet. Der Boden des U entspräche der Innenwand des Beckens, nach kaudal begrenze die Eminentia iliopubica und die knöcherne Kante des vorderen Anteils des Acetabulums die Tränenfigur. Nach posterior laufe sie an der dünnsten Stelle des Acetabulums aus.

In einer radiologischen Studie untersuchten Goodman et al. [22] die Lokalisation und die Erscheinung dieser Struktur. Der laterale Anteil der Tränenfigur wurde als äußerer Teil der Acetabulumwand identifiziert, der mediale als innere. In dieser Studie wurde außerdem die Rotationskonstanz der Tränenfigur mit der der Köhlerlinie verglichen. Es wurde empfohlen, die Tränenfigur als Referenzpunkt für Messungen vorzuziehen. In

einer Studie über die Messung der Pfannenmigration untersuchten Sutherland et al. [23] den Einfluss kleiner Projektionsänderungen bei der Anfertigung von Anterior-Posterior-Beckenübersichtsaufnahmen auf die Lage verschiedener anatomischer Bezugspunkte im Verhältnis zum Acetabulum. Sie implantierten eine Pfanne mit äquatorialem Markerring und vier weitere Marker an bestimmten anatomischen Bezugspunkten in das Becken einer Leiche und fertigten oben genannte Röntgenaufnahmen in 21 verschiedenen Projektionen an. Im Anschluss verglichen sie die Lage der verschiedenen anatomischen Bezugspunkte zum Rotationszentrum, das durch den Schnittpunkt der größeren und kleineren Achse der von dem Acetabulumring projizierten Ellipse dargestellt wurde. Es wurden in allen Fällen die geringsten Abweichungen bei Messungen mit der Tränenfigur als anatomischem Bezugspunkt gefunden. Dies erklärten sie sich unter anderem dadurch, dass die Tränenfigur sehr nah am Hüftkopfzentrum liegt und durch diese Nähe die Messfehler minimiert werden.

Dem gegenüber untersuchten Samani et al. [61] die Tränenfigur und fanden durchaus Unterschiede in ihrer Erscheinung abhängig von der Projektion der Röntgenaufnahmen. Sie definierten den lateralen, den unteren und das untere Drittel des medialen Rands als Kortikalisstruktur, die sich vom kaudalsten Punkt des Acetabulums entlang der unteren medialen Wand des Ischiums zieht. Die oberen zwei Drittel des medialen Randes der Tränenfigur definierten sie als mediale Wand des Iliums.

Dennoch wurde die Tränenfigur in dieser Studie als Bezugspunkt gewählt. Wie in den vorhergehend erwähnten Veröffentlichungen belegt, ist sie zwar nicht vollkommen konstant gegenüber Projektionswechseln, weist jedoch gegenüber allen anderen Strukturen die größtmögliche Konstanz auf. Da die Tränenfigur bei Defekten des knöchernen Implantatlagers nur in seltenen Fällen korrekt abgebildet wird, wurde die Schnittstelle der Köhlerlinie mit der superioren Tangente an das Foramen obturatum als Ersatzreferenzpunkt gewählt.

Robb et al. fanden in einer Studie eine klar definierte Tränenfigur nur in 93 % aller untersuchten Hüften [62].

Für den Fall einer nicht erkennbaren Tränenfigur gingen Gates et al. [63] bei der Messung der Position des Rotationszentrums von zwei verschiedenen Referenzpunkten aus. Die horizontale Koordinate legten sie in Relation zur Köhlerlinie fest, die vertikale in Beziehung zum jeweils ipsilateralen Tuber ischiadicum.

Dahingegen empfahlen Callaghan et al. [30], das Rotationszentrum vom oberen Rand des Foramen obturatum aus zu lokalisieren.

4.5.6. Benutzung der Köhlerlinie als zweiten Referenzpunkt

Die Köhlerlinie, auch ilioischial line genannt, stellt eine Gerade zwischen dem lateralen Rand der Beckenringkontur und dem lateralen Rand des Foramen obturatum dar. Sie wurde in vorhergehenden Studien hauptsächlich als Referenz verwendet, um die Migration einer Pfanne zu beurteilen oder zur Diagnostik einer bestehenden Protrusio acetabuli [22;30;31;64;65]. Zur Bestimmung der Lage des Rotationszentrums wurde sie von Fessy et al. [46] und Sutherland et al. [65] herangezogen. Sie maßen den Abstand des Rotationszentrums auf einer Orthogonalen zur Köhlerlinie zu derselben. Laut Bowermann et al. [58] ist die knöcherne Grundlage der Köhlerlinie die posteriore Oberfläche des Acetabulums. Vom Schnittpunkt der Köhlerlinie mit der Tränenfigurlinie ausgehend legen Pagnano et al. [36] ein gleichschenkliges Dreieck fest, das die Lage des Rotationszentrums definieren soll.

4.6. Diskussion der Ergebnisse

Der Mittelwert für das Verhältnis von A zur Beckengesamthöhe ergab für Männer 6,6%. Für Frauen ergab sich ein Mittelwert von 6,95%. Das Verhältnis B : Beckengesamthöhe lag bei Frauen im Mittel bei 13,71%, bei Männern bei 14,54%. Diese Werte lassen sich in etwa mit den Ergebnissen von John und Fisher [17] vergleichen, die die gleichen Bezugspunkte im Röntgenbild benutzten und sie mit der Beckengesamthöhe in Bezug brachten. In ihrer Studie ergab sich für das Verhältnis A : Beckengesamthöhe 7% und für B : Beckengesamthöhe 13%. Sie fanden jedoch keine geschlechtsspezifischen Unterschiede, was sie von unserer Studie unterscheidet. Die Gründe für diese abweichenden Ergebnisse sind nicht ersichtlich. John und Fisher fanden bei ihren Messungen ebenfalls Unterschiede zwischen Männern und Frauen, diese wurden jedoch laut ihrer Aussage durch das Herstellen prozentualer Verhältnisse in Abhängigkeit von der Beckengesamthöhe relativiert.

Die abweichenden Ergebnisse lassen sich vielleicht durch das Alter der Patienten bzw. Präparate erklären. Bei John und Fisher lag das Durchschnittsalter bei den Männern bei 73 und bei den Frauen bei 80 Jahren, während in der vorliegenden Studie das

Durchschnittsalter mit 35 Jahren bei den Männern und 41 Jahren bei den Frauen deutlich niedriger lag. Außerdem wurden in dem Experiment von John und Fisher Leichen geröntgt und untersucht, während sich die vorliegende Studie mit lebenden Patienten beschäftigt, bei denen individuelle Faktoren wie Körperposition und -haltung während der Röntgenaufnahme eine Rolle gespielt haben könnten.

Wenn man nun die 95%-Konfidenzintervalle der jeweiligen Verteilungen betrachtet, gewinnt man den Eindruck, diese seien sehr weit gestreckt und die Mittelwerte demnach nicht als repräsentativ anzusehen. Um diese Frage zu klären, werden nachfolgend die Werte für die Größe A bei den männlichen Patienten exemplarisch untersucht. Das 95%-Konfidenzintervall liegt in diesem Fall zwischen 3,76 und 9,44. Das bedeutet somit einen Bereich von etwa 6 Prozentpunkten, in dem 95% der Messwerte liegen. Wenn man diese 6 Prozentpunkte wieder von der Beckengesamthöhe unabhängig macht und die ursprünglich gemessenen absoluten Werte für die Größe A betrachtet, bekommt man einen Bereich von 5,33 mm bis 13,40 mm, mit anderen Worten, einen Bereich von 8 mm, in dem die Messwerte liegen.

Für die anderen Größen sieht die Situation ähnlich aus: Bei den männlichen Patienten wurden folgende Werte ermittelt: Größe B: 16,21 mm bis 25,06 mm, Größe C: 5,67 mm bis 16,39 mm; Größe D: 19,16 mm bis 30,30 mm. Die Bandbreite der Messwerte erstreckt sich also über etwa 9, 11 oder 11 mm. Bei den weiblichen Patienten sieht es folgendermaßen aus: Größe A: 6,36 mm bis 13,38 mm, Größe B: 15,68 mm bis 23,27 mm, Größe C: 6,46 mm bis 15,56 mm, Größe D: 16,76 mm bis 26,81 mm. Die Spanne der Messwerte erstreckt sich demnach über 7, 8, 9 bzw. 10 mm.

Es kann also insgesamt gesagt werden, dass die Messwerte sich in einem 95%-Konfidenzintervall von maximal 11mm Differenz vom niedrigsten bis zum höchsten Wert bewegen. Diese niedrigsten bzw. höchsten Werte liegen jedoch nur um etwa die Hälfte der Distanz von 11 mm, das heißt, etwa 5,5 mm vom Mittelwert entfernt. Wenn dieser Mittelwert nun zur Lokalisierung des Rotationszentrums herangezogen wird, kann davon ausgegangen werden, dass der wahre Ort des Rotationszentrums in 95% der Fälle maximal 5,5 mm von dem gewählten entfernt liegt. Dies ist ein recht akzeptables Ergebnis, wenn man bedenkt, dass kaum andere Möglichkeiten, die nicht mit erheblichem apparativen und finanziellen Aufwand verbunden sind, zur Verfügung stehen, um das Rotationszentrum zu bestimmen.

Zudem sei noch einmal betont, dass selbst unter Verwendung anderer Methoden immer noch keine Standardwerte verfügbar wären. Eben die Erstellung von Referenzwerten hebt die hier vorgestellte Methoden von anderen Verfahren ab.

4.7. Einschränkungen und Probleme bei der Anwendung dieser Methode

Wie bereits erwähnt, ist die vorliegende Arbeit ein Versuch, eine möglichst einfache und für den Operateur praktikable Möglichkeit der Bestimmung des Rotationszentrums herzustellen.

Bei Primärimplantationen werden die hier präsentierten Berechnungen kaum zum Einsatz kommen, da bei nicht dysplastischen Gelenken die Pfanne eine problemlos zu identifizierende anatomische Struktur darstellt. Geringe Abweichungen von der anatomisch korrekten Pfannenlage wären bei einer Prothesenerstimplantation durchaus zu vertreten. Die Möglichkeit, die Hüftpfanne in der festen Kortikalis des Pfannenbodens zu verankern, sollte nicht für eine etwaige „Optimierung“ des Drehzentrums geopfert werden. Dadurch wäre der Operateur gezwungen, die Pfanne in die wesentlich weniger tragfähige Spongiosa des Beckens zu implantieren. Der biomechanische Gewinn würde sicherlich durch die verminderte Belastbarkeit des Interface relativiert.

Ebenso ist bei einseitigen Erkrankungen, die eine totale Endoprothese erfordern, die einfachere und sicher exaktere Methode das Spiegeln an der gegenüberliegenden gesunden Seite, so dass diese Fälle ebenfalls aus dem Indikationsbereich auszuschließen sind.

Beim Vorhandensein schwerer Pfannendysplasie mit einer konsekutiven Proximalisierung des Drehzentrums um mehrere Zentimeter sollte jedoch auf jeden Fall eine anatomische Rekonstruktion des Drehzentrums erfolgen. Ähnlich verhält es sich bei ausgeprägten Defiziten des knöchernen Pfannenlagers, wie sie beispielsweise bei Pfannenlockerungen häufig zu finden sind.

Aus diesen Einschränkungen ergibt sich eine Indikationsstellung eher für Wechseloperationen, bei starkem Fehlwuchs des Gelenkes oder ausgeprägter Knochendestruktion.

Probleme der Arbeit bestehen nach unserer Sicht zunächst in der Tatsache, dass ein komplexer Sachverhalt relativ stark simplifiziert wurde. Das Rotationszentrum ist ein

Punkt, der in einem dreidimensionalen Raum liegt und demnach letztendlich nur in einem dreidimensionalen Koordinatensystem genau lokalisiert werden kann. Dies wäre jedoch mit extrem erhöhtem apparativem und finanziellem Aufwand und erhöhter Röntgenbelastung verbunden, der in den wenigsten Fällen unternommen wird. Außerdem würde man auch in dieser Situation vor dem Problem stehen, dass selbst bei einer etwaigen 3D-CT-Rekonstruktion des Beckens immer noch keine Standardwerte verfügbar wären. Da Beckenübersichtsaufnahmen zur Standarddiagnostik gehören und in Verbindung mit der vorgestellten Methode einen guten Überblick erlauben, sind diese für eine präoperative Einschätzung sehr gut geeignet.

Zudem veröffentlichten Iglič et al. [10] eine Studie, in der sie den Einfluss verschiedener Rotationszentrumsverlagerungen auf die in der Hüfte entstehende Kontaktkraft, auf die von den Abduktoren zu erbringende und die verfügbare Kraft untersuchten. Dabei kamen sie zu dem Schluss, dass hauptsächlich Verlagerungen in mediolateraler und proximal-distaler Richtung Einfluss auf diese drei Größen haben. Die Verlagerung in anteroposteriorer Richtung hat laut dieser Arbeit sehr wenig Einfluss auf alle drei Größen.

Eine weitere Problematik entsteht durch die Beckenkipfung, die die Werte verändert. Dies kann sogar bei ein und demselben Patienten der Fall sein, wenn man unterschiedliche Röntgenbilder betrachtet. Den Einfluss der Beckenkipfung auf die Röntgenverzeichnung untersuchten Rusotti et al. [66] und fanden bei einer um 10° gesteigerten Beckenflexion eine Verlagerung des experimentell bestimmten Rotationszentrums um 2 mm in proximaler Richtung. Für die praktische Umsetzung ergeben sich insofern Probleme, als die Umsetzung für die Operation mit konventionellen Anterior-Posterior-Beckenübersichtsaufnahmen im Moment noch nicht ganz möglich ist, da die Röntgenverzeichnung eine Umsetzung der Werte in numerische Werte nicht erlaubt.

Die Röntgenverzeichnung ist abhängig von dem Abstand zwischen Strahlenquelle und Objekt, zum anderen von dem Abstand zwischen Objekt und Röntgenfilm [19]. Wenn es sich jedoch bei der Operation um eine Sekundäroperation handelt und die Größe des zuvor implantierten Kopfes bekannt ist, kann mit Hilfe dieses Wertes der Röntgenfaktor berechnet werden.

Im Falle einer Sekundärimplantation, die wie schon erläutert eine der Hauptindikationen für diese Berechnungsmethode ist, gilt diese Einschränkung also nicht. Zudem werden Röntgenaufnahmen in zunehmendem Maße in digitaler Technik durchgeführt. Dabei kann problemlos ein Maßstab eingeblendet werden. Auf diesem Weg ist mittlerweile eine numerische Ermittlung des Drehzentrums problemlos möglich.

Auch die vorgenannte Problematik der Beckenkipfung und der Röntgenverzeichnung ist weniger schwerwiegend als zunächst angenommen werden könnte. Wie bereits erläutert läge nach der hier vorgestellten Methode das errechnete Rotationszentrum maximal 5,5 mm vom anatomischen Drehzentrum entfernt. Wird jedoch keinerlei Berechnung und präoperative Planung durchgeführt, liegen die künstlichen Pfannen nicht selten um bis zu zwei oder drei Zentimeter vom wahren Rotationszentrum entfernt. In keiner der vorgenannten Studien war ein Anhaltspunkt dafür zu finden, dass eine Abweichung des operativ realisierten Rotationszentrums um 5,5 mm vom anatomischen Rotationszentrum sich signifikant auf die Hüftgelenksresultierende oder die erzeugbaren Muskelkräfte auswirkt.

In der Arbeit von Kordelle et al. [67] fanden diese erst für einen Abstand des Prothesenkopfes zu seiner anatomisch korrekten Lage von mehr als 5 mm in proximaler und medialer Richtung eine erhöhte Migrationsrate. Jedoch führte eine Lateralisierung und Distalisierung des Rotationszentrums von weniger als 5 mm schon zu Erhöhung der Migrationsrate.

4.8. Anwendungsmöglichkeiten

Der Chirurg steht vor dem Problem, dass es bisher wenige Untersuchungen zu der Frage gibt, wo das Rotationszentrum liegt. Er hat demnach sowohl präoperativ bei der Planung als auch intraoperativ kaum Anhaltspunkte, wohin die künstliche Pfanne zu platzen sei.

Die vorgestellte Methode, das Rotationszentrum zu bestimmen, kann sehr gut für Primärimplantationen in Situationen mit ausgedehnten knöchernen Defekten des Acetabulums oder ausgeprägten Dysmorphien des Hüftgelenks eingesetzt werden. Voraussetzung für eine numerische Bestimmung der Werte wäre dann allerdings das Einblenden eines Maßstabes. Dies ist bei der digitalen Radiographie der Fall. Bei

konventionellen Aufnahmen könnte im Bedarfsfall ein entsprechender Maßstab mit geröntgt werden.

Bei Sekundäroperationen, bei denen anhand der Größe des primär implantierten Hüftkopfes direkt die Röntgenverzeichnung bestimmt werden kann, ist der Einsatz der Methode schon beim konventionellen Röntgen ohne eingblendeten Maßstab problemlos möglich. Mit Hilfe des Röntgenbildes kann die korrekte anatomische Position bestimmt und mit der der primär implantierten Pfanne verglichen werden. Anhand der intraoperativ sichtbaren Position der ersten Pfanne kann dann die Lage der neuen, sekundär zu implantierenden Pfanne festgelegt werden.

Ein weiterer Einsatzbereich besteht für die Durchführung von Qualitätskontrollen und retrospektiven Studien. Für prospektive Studien käme sicherlich eher die Anwendung der Röntgenstereophotogrammetrie in Frage, da diese noch wesentlich exaktere Daten liefern kann. Es kann dann anhand der tatsächlichen Position der Pfanne und der theoretisch bestimmten anatomisch korrekten Lage der Erfolg der Operation eingeschätzt werden.

Es ist auch möglich, die Röntgenbilder verschiedener Jahre zu vermessen und zu vergleichen, um die Migration pro Jahr oder pro Zeiteinheit zu ermitteln.

4.9. Zukunftsperspektiven

Wie in vielen Bereichen der modernen Medizin werden auch in der Hüftchirurgie mehr und mehr computer- oder robotergestützte Operationsverfahren Einzug halten. Der Einsatz einer Computernavigation setzt jedoch voraus, dass der Operateur bzw. der Computer weiß, wo die künstliche Pfanne idealerweise liegen sollte. Bisher gibt es jedoch noch keine Daten, die die Berechnung dieser Lage erlauben. Eine Methode zum Auffinden des Drehpunktes einerseits und das Bereitstellen von Normalwerten andererseits ist aber dafür eine „*Conditio sine qua non*“. Mit der in der vorliegenden Arbeit vorgestellten Methode und den hier präsentierten Normalwerten wird diese Voraussetzung geschaffen. Es ist damit möglich, dem Computer die Normalwerte als Vorlage zu geben und im individuellen Fall die ideale Lage des Rotationszentrums zu bestimmen.

Diese Methode beschränkt sich vorerst auf die Bestimmung des Rotationszentrums in der Frontalebene, das heißt, nur auf zweidimensionaler Ebene. Der nächste Schritt wird nun sein, das Rotationszentrum mithilfe von computertomographischen Aufnahmen im dreidimensionalen Raum zu bestimmen. Eine weitere denkbare Anwendung besteht in der ebenfalls computergestützten individuellen Herstellung neuer Pfannen, wie sie bereits in der Tumorprothetik realisiert wird.

5. Zusammenfassung

Beim Ersatz eines erkrankten Hüftgelenkes durch eine Hüftendoprothese ist eines der Hauptziele und Hauptprobleme die anatomisch korrekte Positionierung der Prothese. Die Auswirkungen einer falschen Positionierung sind verschiedentlich beschrieben worden [2, 3, 10, 11, 12, 13, 22, 25, 26, 27, 30, 42, 44, 48, 51, 52, 120, 165].

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, die Lage des anatomischen Rotationszentrums in einer gesunden Hüfte in Relation zu bestimmten anatomischen Referenzpunkten im Röntgenbild zu bestimmen. Dazu wurden Röntgenbilder von 114 Patienten ausgewertet, welche insgesamt 214 erwachsene, anatomisch korrekte und gesunde Hüftgelenke zeigten. Das Durchschnittsalter der Patienten lag bei 37 Jahren mit einer Altersspanne von 17 bis 74 Jahren. Es wurden 83 Hüftgelenke von 45 weiblichen Patienten und 131 Hüftgelenke von 69 männlichen Patienten untersucht. Das Alter der weiblichen Patienten lag zwischen 18 und 74 Jahren mit einem Durchschnitt von 40,5 Jahren. Die Altersspanne bei den männlichen Patienten reichte von 17 bis zu 73 Jahren, der Mittelwert betrug 35 Jahre.

Die Röntgenbilder wurden nach dem Einscannen mit Hilfe eines Computerprogrammes auf elektronischem Wege vermessen. Zum einen wurde als anatomischer Referenzpunkt im Röntgenbild der Schnittpunkt einer lateral und einer kaudal an die Tränenfigur gelegten Tangente gewählt. Zum anderen wurde der Schnittpunkt der sogenannten Köhlerlinie mit einer parallel zu einer Verbindungslinie der beiden kaudalen Ränder der Foramina obturatoria verlaufenden Tangente an das Foramen obturatum als Bezugspunkt genommen.

Für beide Referenzpunkte wurden jeweils der vertikale und der horizontale Abstand zum Rotationszentrum, das durch den Mittelpunkt des Femurkopfes dargestellt wurde, bestimmt. Der vertikale Abstand für den ersten Referenzpunkt wurde Größe A genannt, der horizontale Größe B. Dem entsprechend erhielten der vertikale und der horizontale Abstand für den zweiten Referenzpunkt die Bezeichnung Größe C bzw. D. Die vier pro Röntgenbild gemessenen Werte wurden jeweils in Bezug gesetzt zur gemessenen Gesamthöhe des Beckens.

Diese Werte wurden nach Geschlechtern getrennt ausgewertet. Wegen der festgestellten anatomischen Abweichungen wurden die Patienten ab einem Alter von 60 Jahren aufwärts nicht in die Auswertung einbezogen.

Folgende Werte wurden ermittelt:

Geschlecht	Größe A	Größe B	Größe C	Größe D
Männer	6,60	14,54	7,77	17,41
Frauen	6,95	13,71	7,75	15,34

Bei diesen Größen handelt es sich jeweils um die prozentualen Anteile der in mm gemessenen Werte im Röntgenbild von der Beckengesamthöhe.

Die hier vorgestellte Methode der Ermittlung der Lage des Rotationszentrums kann dem Chirurgen bei der präoperativen Planung wertvolle Hilfestellung leisten. Ihm steht damit ein Verfahren mit den entsprechenden Normwerten zur Verfügung, das es ihm ermöglicht, die anatomisch korrekte Lage des Rotationszentrums präoperativ zu bestimmen.

Auf diese Weise ist es ihm möglich, die optimale Lage des Rotationszentrums auch bei großen Knochenverlusten einzuschätzen. Von noch größerem Nutzen könnten die hier ermittelten Daten für die computer-navigierte Prothetik sein. Der Einsatz einer Computernavigation setzt voraus, dass Daten verfügbar sind, die es ermöglichen, Informationen darüber zu liefern, wo die künstliche Pfanne idealerweise liegen sollte. Mit dieser Methode kann die anatomisch korrekte Lage des Rotationszentrums zunächst in der Frontalebene genau lokalisiert werden. Eine weiterführende Untersuchung zur Ermittlung der relevanten Daten für eine dreidimensionale Bestimmung des anatomischen Drehzentrums wurde bereits begonnen.

Ein weiterer wichtiger Vorteil dieser Methode besteht in der Möglichkeit, retrospektive Untersuchungen hinsichtlich des Einflusses der Positionierung des Drehzentrums auf die Lockerungsrate von Hüftendoprothesen durchzuführen. Schlussendlich wird dem Operateur mit diesem Verfahren und den jetzt verfügbaren Standardwerten für die anatomische Position des Hüftdrehzentrums ein Verfahren in die Hand gegeben, welches ihm ermöglicht, den Operationserfolg im Sinne einer Qualitätssicherung zu validieren.

6. Literaturverzeichnis

- [1] Goodman S, Aspenberg P, Song Y, Doshi A, Regula D, Lidgren L: Effects of particulate high-density polyethylene and titanium alloy on tissue ingrowth into bone harvest chamber in rabbits. *J Appl Biomater* 6:27-33, 1995
- [2] Jacobs JJ, Shanbhag A, Glant TT, Black J, Galante JO: Wear Debris in Total Joint Replacements. *J Am Acad Orthop Surg* 2:212-220, 1994
- [3] Case CP, Langkamer VG, James C, Palmer MR, Kemp AJ, Heap PF, Solomon L: Widespread dissemination of metal debris from implants. *J Bone Joint Surg Br* 76:701-712, 1994
- [4] Case CP, Langkamer VG, Lock RJ, Perry MJ, Palmer MR, Kemp AJ: Changes in the proportions of peripheral blood lymphocytes in patients with worn implants. *J Bone Joint Surg Br* 82:748-754, 2000
- [5] Shanbhag AS, Jacobs JJ, Black J, Galante JO, Glant TT: Human monocyte response to particulate biomaterials generated in vivo and in vitro. *J Orthop Res* 13:792-801, 1995
- [6] Stea S, Visentin M, Granchi D, Cenni E, Ciapetti G, Sudanese A, Toni A: Apoptosis in peri-implant tissue. *Biomaterials* 21:1393-1398, 2000
- [7] Schmalzried TP, Szuszczewicz ESNMR: Quantitative assessment of walking activity after total hip or knee replacement. *J Bone Joint Surg Am* 80:54-59, 1998
- [8] Antolic V, Igljic A, Herman S, Srakar F, Macek LA, Krajl I, V, Brajnik D, Stanic U: Resultant hip joint force after total hip replacement. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech* 61:42-44, 1994
- [9] Doehring TC, Rubash HE, Shelley FJ, Schwendeman LJ, Donaldson TK, Navalgund YA: Effect of superior and superolateral relocations of the hip center on hip joint forces. An experimental and analytical analysis. *J Arthroplasty* 11:693-703, 1996

- [10] Igljic A, Antolic V, Srakar F: Biomechanical analysis of various operative hip joint rotation center shifts. *Arch Orthop Trauma Surg* 112:124-126, 1993
- [11] Johnston RC, Brand RA, Crowninshield RD: Reconstruction of the hip. A mathematical approach to determine optimum geometric relationships. *J Bone Joint Surg Am* 61:639-652, 1979
- [12] Lengsfeld M, Bassaly A, Boudriot U, Pressel T, Griss P: Size and direction of hip joint forces associated with various positions of the acetabulum. *J Arthroplasty* 15:314-320, 2000
- [13] Antolic V, Igljic A, Herman S, Srakar F, Igljic VK, Lebar AM, Stanic U: The required resultant abductor force and the available resultant abductor force after operative changes in hip geometry. *Acta Orthop Belg* 60:374-377, 1994
- [14] Delp SL, Maloney W: Effects of hip center location on the moment-generating capacity of the muscles. *J Biomech* 26:485-499, 1993
- [15] Johnston RC: Mechanical considerations of the hip joint. *Arch Surg* 107:411-417, 1973
- [16] Johnston RC, Larson CB: Biomechanics of Cup Arthroplasty. *Clin.Orthop.* 66: 56-69, 1969.
- [17] John JF, Fisher PE: Radiographic determination of the anatomic hip joint center. A cadaver study. *Acta Orthop Scand* 65:509-510, 1994
- [18] Richolt JA, Teschner M, Everett PC, Millis MB, Kikinis R: Impingement simulation of the hip in SCFE using 3D models. *Comput Aided Surg* 4:144-151, 1999
- [19] Egli S, Pisan M, Muller ME: The value of preoperative planning for total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* 80:382-390, 1998
- [20] Hamilton HW: Prosthetic position in total hip replacement. *Orthop Rev* 15:294-300, 1986

- [21] Stans AA, Pagnano MW, Shaughnessy WJ, Hanssen AD: Results of total hip arthroplasty for Crowe Type III developmental hip dysplasia. *Clin Orthop* 149-157, 1998
- [22] Goodman SB, Adler SJ, Fyhrie DP, Schurman DJ: The acetabular teardrop and its relevance to acetabular migration. *Clin Orthop* 199-204, 1988
- [23] Sutherland CJ, Bresina SJ: Measurement of acetabular component migration using two-dimensional radiography. *J Arthroplasty* 7 Suppl:377-9.:377-379, 1992
- [24] Pauwels F: Kurzer Überblick über die mechanische Beanspruchung des Knochens und ihre Bedeutung für die funktionelle Anpassung. *Z.Orthop.Ihre Grenzgeb* 111: 681-705, 1973
- [25] Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A: Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. *J.Biomech*, 1993
- [26] Bergmann G, Deuretzbacher G, Heller M, Graichen F: Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *J.Biomech* 34:859-871, 2001
- [27] Crowninshield RD, Johnston RC, Andrews JG, Brand RA: A biomechanical investigation of the human hip. *J Biomech* 11:75-85, 1978
- [28] Doehring TC, Rubash HE, Dore DE: Micromotion measurements with hip center and modular neck length alterations. *Clin Orthop* 230-239, 1999
- [29] Rosler J, Perka C: The effect of anatomical positional relationships on kinetic parameters after total hip replacement. *Int Orthop* 24:23-27, 2000
- [30] Callaghan JJ, Salvati EA, Pellicci PM, Wilson PD, Jr., Ranawat CS: 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* 67:1074-1085, 1985
- [31] Dihlmann SW, Ochsner PE, Pfister A, Mayrhofer P: [Analysis of migration of screwed acetabular components following revision arthroplasty of the hip joint. Results of single-image roentgen analysis]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 132:286-294, 1994

- [32] Hirakawa K, Mitsugi N, Koshino T, Saito T, Hirasawa Y, Kubo T: Effect of acetabular cup position and orientation in cemented total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 388:135-42.:135-142, 2001
- [33] Ranawat CS, Dorr LD, Inglis AE: Total hip arthroplasty in protrusio acetabuli of rheumatoid arthritis. *J Bone Joint Surg Am* 62:1059-1065, 1980
- [34] Karachalios T, Hartofilakidis G, Zacharakis N, Tsekoura M: A 12- to 18-year radiographic follow-up study of Charnley low-friction arthroplasty. The role of the center of rotation. *Clin Orthop*140-147, 1993
- [35] Lachiewicz PF, McCaskill B, Inglis A, Ranawat CS, Rosenstein BD: Total hip arthroplasty in juvenile rheumatoid arthritis. Two to eleven-year results. *J Bone Joint Surg Am* 68:502-508, 1986
- [36] Pagnano W, Hanssen AD, Lewallen DG, Shaughnessy WJ: The effect of superior placement of the acetabular component on the rate of loosening after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 78:1004-1014, 1996
- [37] De Lee JG, Charnley J: Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement. *Clin.Orthop* 121: 20-32, 1976
- [38] Yoder SA, Brand RA, Pedersen DR, O'Gorman TW: Total hip acetabular component position affects component loosening rates. *Clin Orthop*79-87, 1988
- [39] Crowninshield RD, Brand RA, Pedersen DR: A stress analysis of acetabular reconstruction in protrusio acetabuli. *J Bone Joint Surg Am* 65:495-499, 1983
- [40] Ranawat CS, Zahn MG: Role of bone grafting in correction of protrusio acetabuli by total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 1:131-137, 1986
- [41] Pierchon F, Migaud H, Duquennoy A, Fontaine C: [Radiologic evaluation of the rotation center of the hip]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 79:281-284, 1993
- [42] Andriacchi TP, Strickland AB: Gait analysis as a tool to assess joint kinetics. *Proceedings of NATO Advanced Study Institute Biomechanics of Normal and Pathological Articulating Joints* 83-102, 1983

- [43] Tylkowski CM, Simon SR, Mansour JM: Internal rotation gait in spastic cerebral palsy in the hip. Proceedings of the 10th Open Scientific Meeting of the Hip Society 89-125, 1982
- [44] Cappozzo A: Gait analysis methodology. *Hum.Movemt.Sci.* 3, 27-50, 1984
- [45] Bell AL, Pedersen DR, Brand RA: A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. *J Biomech* 23:617-621, 1990
- [46] Fessy MH, N'Diaye A, Carret JP, Fischer LP: Locating the center of rotation of the hip. *Surg Radiol Anat* 21:247-250, 1999
- [47] Kirkwood RN, Culham EG, Costigan P: Radiographic and non-invasive determination of the hip joint center location: effect on hip joint moments. *Clin Biomech (Bristol , Avon)* 14:227-235, 1999
- [48] Bell AL, Brand RA, Pedersen DR: Prediction of hip joint centre location from external landmarks. *Hum.Movemt.Sci.* 8: 3-16, 1989
- [49] McGibbon CA, Riley PO, Krebs DE: Comparison of hip center estimation using in-vivo and ex-vivo measurements from the same subject. *Clin Biomech (Bristol , Avon)* 12:491-495, 1997
- [50] Olmedo-Garcia N, Lopez-Prats F, Agullo A, Ortuno A, Palazon A: A comparative study of the accuracy of Ranawat's and Pierchon's methods to determine the centre of rotation in bilateral coxopathy. *Skeletal Radiol* 29:652-655, 2000
- [51] Menschik F: The hip joint as a conchoid shape. *J Biomech* 30:971-973, 1997
- [52] Rydell N: Biomechanics of the hip-joint. *Clin Orthop* 92:6-15.:6-15, 1973
- [53] Afoke NY, Byers PD, Hutton WC: The incongruous hip joint - a casting study. *J Bone Joint Surg Br* 62:511-514, 1980
- [54] Greenwald AS, Haynes DW: Weight bearing areas in the human hip joint. *J Bone Joint Surg Br* 54:157-163, 1972

- [55] Hammond BT, 'Charnley J: The sphericity of the femoral head. *Journal of Medical and Biological Engineering* 5:445-445, 1967
- [56] Brand RA, Yoder SA, Pedersen DR: Interobserver variability in interpreting radiographic lucencies about total hip reconstructions. *Clin Orthop* 237-239, 1985
- [57] Köhler A: Roentgenology. The borderlands of the normal and early pathological in the Skiagram. London: Bailliere, Tindall, and Cox 214-222, 1935
- [58] Bowerman JW, Sena JM, Chang R: The teardrop shadow of the pelvis; anatomy and clinical significance. *Radiology* 143:659-662, 1982
- [59] Katz JF: Identification of the "teardrop" figure and acetabular margins on the roentgenogram. *Clin Orthop* 62:232-9.:232-239, 1969
- [60] O'Sullivan GS, Goodman SB, Jones HH: Computerized tomographic evaluation of acetabular anatomy. *Clin Orthop* 175-181, 1992
- [61] Samani DJ, Weinstein SL: The pelvic tear-figure: a three-dimensional analysis of the anatomy and effects of rotation. *J Pediatr Orthop* 14:650-659, 1994
- [62] Robb JE, Rymaszewski LA, Bentley HB, Donnan PT: Reliability of the acetabular teardrop as a landmark. *Surg Radiol Anat* 13:181-185, 1991
- [63] Gates HS, III, Poletti SC, Callaghan JJ, McCollum DE: Radiographic measurements in protrusio acetabuli. *J Arthroplasty* 4:347-351, 1989
- [64] McCollum DE, Nunley JA, Harrelson JM: Bone-grafting in total hip replacement for acetabular protrusion. *J Bone Joint Surg Am* 62:1065-1073, 1980
- [65] Sutherland CJ, Wilde AH, Borden LS, Marks KE: A ten-year follow-up of one hundred consecutive Muller curved-stem total hip-replacement arthroplasties. *J Bone Joint Surg Am* 64:970-982, 1982
- [66] Russotti GM, Harris WH: Proximal placement of the acetabular component in total hip arthroplasty. A long-term follow-up study. *J Bone Joint Surg Am* 73:587-592, 1991

- [67] Kordelle J, Starker M: [Migration analysis of cemented Muller polyethylene acetabular cups versus cement-free Zweymuller screw-attached acetabular cups]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 138:46-51, 2000
- [68] Burke DW, O'Connor DO, Zalenski EB, Jasty M, Harris WH: Micromotion of cemented and uncemented femoral components. *J Bone Joint Surg Br* 73:33-37, 1991
- [69] Gebauer D, Refior HJ, Haake M: Micromotions in the primary fixation of cementless femoral stem prostheses. *Arch Orthop Trauma Surg* 108:300-307, 1989
- [70] Walker PS, Schneeweis D, Murphy S, Nelson P: Strains and micromotions of press-fit femoral stem prostheses. *J Biomech* 20:693-702, 1987
- [71] Lanyon LE: Control of bone architecture by functional load bearing. *J Bone Miner Res* 7 Suppl 2:S369-75.:S369-S375, 1992
- [72] Meyer U, Meyer T, Schlegel W, Scholz H, Joos U: Tissue differentiation and cytokine synthesis during strain-related bone formation in distraction osteogenesis. *Br J Oral Maxillofac Surg* 39:22-29, 2001
- [73] Roodman GD: Role of cytokines in the regulation of bone resorption. *Calcif Tissue Int* 53 Suppl 1:S94-S98, 1993
- [74] Shanbhag AS, Jacobs JJ, Black J, Galante JO, Glant TT: Human monocyte response to particulate biomaterials generated in vivo and in vitro. *J Orthop Res* 13:792-801, 1995
- [75] Wilke A, Schroder G, Orth J, Griss P, Franke RP: [Evaluation of the biocompatibility of implant materials with human bone marrow cell cultures]. *Biomed Tech (Berl)* 38:126-129, 1993
- [76] Wilke A, Orth J, Lomb M, Fuhrmann R, Kienapfel H, Griss P, Franke RP: Biocompatibility analysis of different biomaterials in human bone marrow cell cultures. *J Biomed Mater Res* 40:301-306, 1998

- [77] Stea S, Visentin M, Granchi D, Cenni E, Ciapetti G, Sudanese A, Toni A: Apoptosis in peri-implant tissue. *Biomaterials* 21:1393-1398, 2000
- [78] Donati ME, Savarino L, Granchi D, Ciapetti G, Cervellati M, Rotini R, Pizzoferrato A: The effects of metal corrosion debris on immune system cells. *Chir Organi Mov* 83:387-393, 1998
- [79] Allen MJ, Myer BJ, Millett PJ, Rushton N: The effects of particulate cobalt, chromium and cobalt-chromium alloy on human osteoblast-like cells in vitro. *J Bone Joint Surg Br* 79:475-482, 1997
- [80] Pap G, Bartels K, Neumann W, Kekow J: Elevated plasma levels of transforming growth factor beta 1 in patients with aseptic loosening of total hip arthroplasties. *Scand J Rheumatol* 28:383-384, 1999
- [81] Burger EH, Klein-Nulend J, Veldhuijzen JP: Mechanical stress and osteogenesis in vitro. 31. *J Bone Miner Res* 7 Suppl 2:S397-401.:S397-S401, 1992

7. Anhang

7.1. Legende der im Röntgenbild gemessenen Größen

- **Beckeninnenhöhe:** Abstand zwischen der Grundtangente und einer hierzu parallel liegenden Markierungslinie am kranialen Rand der Beckenringkontur
- **Beckenbreite:** Abstand der Markierungslinien am rechten und linken Rand der Beckenringkontur
- **Beckengesamthöhe:** vertikaler Abstand einer Verbindungslinie der Cristae iliacae zu einer Verbindungslinie der Tubera ischiadicae beider Seiten, gemessen auf einer Linie durch die Symphysenfuge
- Vertikaler Abstand des Schnittpunktes der lateralen und kaudalen Tangenten an die Tränenfigur zum Mittelpunkt des Femurkopfes, **Größe A** genannt
- Horizontaler Abstand des Schnittpunktes der lateralen und kaudalen Tangenten an die Tränenfigur zum Mittelpunkt des Femurkopfes, **Größe B** genannt
- Vertikaler Abstand des Schnittpunktes von Köhlerlinie und Tangente an den oberen Rand des Foramen obturatum zum Mittelpunkt des Femurkopfes, **Größe C** genannt
- Horizontaler Abstand des Schnittpunktes von Köhlerlinie und Tangente an den oberen Rand des Foramen obturatum zum Mittelpunkt des Femurkopfes, **Größe D** genannt

Meine akademischen Lehrer waren die Damen/ Herren in Marburg:

Austermann, Cetin, Dibbets, Feuser, Flores-de-Jacoby, Katschinski, Kern, Lehmann, Lotzmann, Mittag, Niessing, Pieper, Radsak, Ramaswamy, Stachniss, Stinner, Sundermeyer, Voigt

Danksagung:

Für die Betreuung der Arbeit, die Bereitstellung des Themas sowie die Durchsicht des Manuskriptes bedanke ich mich bei meinem Doktorvater, Herrn Prof. Dr. P. Griss.

Meinem Betreuer, Herrn Dr. U. Boudriot, danke ich vielmals für die umfangreiche fachliche und organisatorische Unterstützung und Beratung bei der Durchführung der Arbeit.

Einen herzlichen Dank an Frau A. Dempfle aus dem Institut für Medizinische Biometrie und Epidemiologie der Philipps-Universität Marburg für die Hilfe bei der Planung der statistischen Auswertung.