

Aus dem Centrum für Muskuloskeletale Chirurgie
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

Validierung und klinische Anwendung einer neuen 3D-CT-
Analysesoftware - Eine neue Methode zur prä- und
postoperativen Auswertung der bildgebenden Diagnostik
degenerativer Erkrankungen des Hüftgelenkes

zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Marcus Pierre Wenzl

Datum der Promotion: 03. März 2023

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis	4
Zusammenfassung.....	5
Abstract (aus Wenzl et al. 2017, (I)).....	5
1 Einführung.....	7
1.1 Femoroazetabuläres Impingement.....	7
1.2 Bildgebende Diagnostik bei Hüftpathologien	7
1.2.1 Röntgen.....	7
1.2.2 MRT und CT.....	8
1.3 Morphologische Parameter und deren Bestimmung in der Bildgebung	8
1.4 Zielstellung.....	9
2 Material und Methodik.....	10
2.1 Definition von Becken- und Tischsystem.....	10
2.2 Berechnung der Beckenkipfung	10
2.3 Anteversion und Inklination	11
2.4 Bestimmung des Cross-Over-Sign (COS) und des Posterior Wall Sign (PWS) ..	12
2.5 Morphologie	13
2.6 Azetabuläre Abdeckung	14
2.7 Phantommodell	15
2.8 Studiendesign	17
2.9 Datenanalyse und Statistik.....	18
3 Ergebnisse.....	19
3.1 3D-CT-Analysesoftware vs. konventionelle AP-Röntgenuntersuchungen bei FAI- Patienten.....	19
3.2 3D-Messung der azetabulären Ausrichtung am Phantommodell	20
3.3 Evaluierung der 3D-CT-Analysesoftware mittels Phantommodell.....	21
3.4 Anwendung der 3D-CT-Analysesoftware in der Kontrollgruppe.....	22
4 Diskussion.....	22
4.1 Azetabuläre Retroversion.....	22
4.2 Pfannenorientierung und Cross-Over-Sign.....	23
4.3 Azetabuläre Abdeckung	23
4.4 Klinischer Einsatz der Analysesoftware.....	24
4.5 Schlussfolgerung und Ausblick.....	24
5 Literaturverzeichnis	26

Anteilerklärung / eidesstattliche Versicherung	28
Anteilerklärung an den erfolgten Publikationen.....	29
Druckexemplare der ausgewählten Publikationen.....	30
Lebenslauf	63
Publikationsliste.....	64
Danksagung.....	65

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Definition der APP	11
Abbildung 2: Messung der Orientierung des Azetabulum im Becken. a Anteversion, b Inklination.	11
Abbildung 3: Berechnung des wahren Cross-Over-Signs (COS) und des Posterior-Wall-Signs (PWS).....	12
Abbildung 4: Projektion des azetabulären Randes (gelbe Linie) auf die APP (rote Fläche). RASIS rechte Spina iliaca anterior superior, LASIS linke Spina iliaca anterior superior	13
Abbildung 5: a. Schnittwinkel α beginnend bei der Incisura acetabuli mit 0° . b morphologischer Winkel β	14
Abbildung 6: a. Bestimmung des azetabulären Randes. b Projektion des azetabulären Randes auf das Femurkopfzentrum	15
Abbildung 7: Einteilung des Kugelfit in 8 Bereiche.....	15
Abbildung 8: Projektion der 12 Messpunkte gegen die frontale APP, um ein COS zu simulieren	17
Abbildung 9: Messung der azetabulären Morphologie durch Bestimmung des alpha-Winkels.....	17
Abbildung 10: Simulation des medialen Teils der azetabulären Abdeckung bezogen auf die frontale APP.....	17

Zusammenfassung

Abstract (aus Wenzl et al. 2017, (I))

Fragestellung: Die Erhebung radiologischer Parameter und knöcherner Projektionen als Hinweis auf das Vorliegen eines femoroazetabulären Impingements oder einer Hüftdysplasie anhand von Röntgenaufnahmen ist aufgrund der individuellen Stellung des Beckens sehr ungenau. Ziel der Studie war es, ein Computerprogramm zu entwickeln, mit welchem die Überdachung des Femurkopfes durch die Hüftgelenkspfanne, die Morphologie des Azetabulum und das Cross-Over-Sign (COS) unabhängig von der Lage des Patienten und der Beckenkipfung berechnet werden können. Dieses dreidimensionale Rechenprogramm basiert auf einer handelsüblichen 3D Software und führt die Berechnungen anhand von CT-Bildern durch. Es wurden die Reliabilität, Validität und Genauigkeit des Programms getestet.

Untersuchungsaufbau, Material und Methoden: Wir entwickelten auf der Grundlage der Software *Amira* (data visualization analysis and modeling software) eine 3D-CT-Analysesoftware, um die Überdachung des Femurkopfes durch das Azetabulum, die Morphologie der Hüftgelenkspfanne und das Cross-Over-Sign (COS) projiziert auf die Beckeneingangsebene (APP) zu berechnen. Die Genauigkeit der Analysesoftware testeten wir mit einem speziell hierfür konstruierten Phantommodell des Beckens als Referenz. Mit diesem wurden verschiedene Konfigurationen der Überdachung des Femurkopfes simuliert. Die Messungen wurden zu drei verschiedenen Zeitpunkten von drei verschiedenen Untersuchern durchgeführt.

Ergebnisse: Es wurde eine mittlere Genauigkeit der Analysesoftware von -0.37° (Range -3.84 bis 3.88; $SD \pm 1.43$) bezogen auf die Morphologie und 0.02% (Range -7.28% bis 6.90%; $SD \pm 1.60\%$) bezogen auf die Abdeckung des Femurkopfes im Vergleich zum Referenzmodell ermittelt. Zudem ergab sich eine hohe intra- und interindividuelle Übereinstimmung gemessen an einem hohen Intra-Klassen-Korrelationskoeffizient (ICC) von $r=0.839$ und $r=0.999$ bezogen auf die Messungen der Morphologie der Hüftgelenkspfanne sowie der Abdeckung des Femurkopfes bei einem Phantommodell. Darüber hinaus berechneten wir mit der Analysesoftware das Vorliegen bzw. Fehlen des COS bezogen auf die Beckeneingangsebene (APP). Wir fanden eine signifikante Übereinstimmung zwischen erwartetem und berechnetem COS ($p=0.01$) mit einer hohen Reproduzierbarkeit der Ergebnisse, die drei verschiedene Untersucher erhoben haben ($p=0.02$).

Schlussfolgerungen: In der vorliegenden Studie entwickelten wir eine neue, CT-basierte Berechnungshilfe zur verlässlichen und präzisen Ermittlung der Überdachung des Femurkopfes durch die Hüftgelenkspfanne, der unterschiedlichen Morphologie des

Azetabulum und des Cross over Signs. Wir empfehlen den Einsatz der Analysesoftware zur Planung und Auswertung operativer Behandlungen degenerativer Erkrankungen des Hüftgelenkes wie des femoroazetabulären Impingement oder der Hüftdysplasie.

Abstract

Objective: The aim of this thesis was to test the accuracy of a new 3D CT evaluation script for the calculation of acetabular coverage profile and acetabular orientation independent of patient positioning or pelvic tilt. In addition, we validated the diagnostic accuracy of the crossover sign (COS) and the posterior wall sign (PWS) in identifying acetabular retroversion.

Patients, material and methods: We developed a 3D CT evaluation script based on the data visualization analysis and modeling software (Amira), to calculate the cover of the femoral head, the COS and PWS projected on the anterior pelvic plane (APP) and examined the acetabular morphology and orientation. To test the accuracy of our evaluation script, we constructed a special phantom pelvic model as the gold standard, in which the acetabulum was mounted at various coverages of the femoral head. Measurements were performed on three separate occasions by three different investigators. Furthermore, COS and PWS were evaluated from radiographs and computed tomography (CT) scans as the standard of reference in 50 hips of patients with symptoms of femoroacetabular impingement (FAI).

Results: We observed an average accuracy of the 3D CT evaluation script of -0.37° (range -3.84 to 3.88 ; $SD \pm 1.43$) for acetabular morphology, and 0.002% (range -7.28% to 6.90% ; $SD \pm 1.60\%$) for coverage of the femoral head compared with the gold standard. Besides, the presence or absence of the COS in relation to the APP was calculated with our evaluation script. A significant accordance between the expected and calculated COS ($p=0.01$) was found. The calculation of the acetabular orientation showed a high accuracy as well with -0.3° (range -1.4° to 1.3° ; $SD 0.6^\circ$) for abduction and 0.2° (range -1.4° to 1.4° ; $SD 0.6^\circ$) for anteversion. In our clinical testing a low level of agreement for COS and PWS was found between radiographs and CT scans and a positive COS strongly correlated with pelvic tilt.

Conclusion: This work found that our new 3D CT evaluation script provides high accuracy and is a method that permits a very precise evaluation of the acetabular coverage profile and acetabular orientation independent of patient positioning or pelvic tilt. We could show a big difference between the results of PWS and COS in 3D-CT scan compared to anteroposterior radiographs which indicate a high influence of patient positioning or pelvic tilt. We recommend our new 3D CT evaluation script for pre- and postoperative Evaluation of treatment for degenerative hip disease.

1 Einführung

1.1 Femoroazetabuläres Impingement

Das Krankheitsbild der Arthrose wurde in der Vergangenheit durch stetige Verbesserung diagnostischer Maßnahmen zunehmend besser verstanden. Dennoch verblieb eine klinisch relevante Gruppe von Patienten, bei denen die Ursache ihrer Beschwerden nicht erklärt werden konnte (1). Im Zuge der Etablierung der chirurgischen Hüftexploration (operative Gelenkeröffnung mittels Luxation) war es erstmals möglich, eine direkte Beurteilung der Oberflächenstrukturen der intrakapsulären Kontaktstellen zwischen proximalem Femur und Azetabulum zu treffen (2). So gelang es, eine neue und häufige Ursache der Arthrose zu identifizieren, die sich initial nicht durch die klassischen radiologischen Zeichen einer Osteoarthritis (Gelenkspaltverschmälerung, Osteophyten, Sklerosierung, subchondrale Zysten) erkennen lässt (3).

Das Syndrom des femoroazetabulären Impingements (FAI) beschreibt einen pathologischen intrakapsulären Kontakt zwischen Azetabulum und proximalem Femur. Dieser führt bei Bewegungen der Hüfte langfristig zu Gelenkschäden und deutlicher Funktionseinschränkung (1). Das FAI wird je nach seiner Ätiologie weiter unterteilt. Allgemein unterschieden werden dabei die Morphologie des Azetabulum und die des proximalen Femurs. Unphysiologische Belastungen, z.B. bei Sportarten mit sehr hohem Bewegungsumfang (Ballet) oder extrem hoher Krafteinwirkung (sog. High-Impact-Sportarten), beschleunigen generell den Verlauf des FAI und können im Extremfall auch die Krankheitsursache darstellen (1). Hinzu kommen weitere begünstigende Faktoren, wie zum Beispiel die Legg-Calvé-Perthes Krankheit, kongenitale Hüftdysplasien, vaskulär bedingte Hüftkopfnekrose, Fehlstellungen nach Schenkelhals-Frakturen, Protrusion des Azetabulum sowie ein elliptisch geformter Hüftkopf (4-6).

Sämtliche Formen des FAI führen durch Scher-, Druck- oder Reibungskräfte an Azetabulum und Femur zu Mikrotraumata und Knorpelschäden. Somit sind diese beispielsweise Auslöser peripherer Gelenkschäden bei idiopathischer u. sekundärer Koxarthrose sowie eine Hauptursache der frühen ossären Koxarthrose (3).

1.2 Bildgebende Diagnostik bei Hüftpathologien

1.2.1 Röntgen

Die native Röntgendiagnostik ist das Standardverfahren zur primären Befunderhebung bei Pathologien der Hüfte. Sie umfasst zwei Varianten, eine orthograde, anteroposteriore

Beckenübersichtsaufnahme und eine je nach Indikation gewählte seitliche oder schräge Bildaufnahme. Die a.p. Beckenübersichtsaufnahme ermöglicht dabei Aussagen über den allgemeinen Gelenkstatus sowie eine Beurteilung des Azetabulum einschließlich subtiler Merkmale und Veränderungen. Anschließend stehen verschiedene Aufnahmetechniken mit unterschiedlichen Präferenzen zur Auswahl, beispielsweise die Dunn-Aufnahme, die laterale Projektion nach Lauenstein, die Cross-table Aufnahme und die Faux-profil Aufnahme nach Lequesne und De Seze. Aus den Röntgenbildern lassen sich Verhältniswerte bilden, die eine genauere Klassifikation ermöglichen. Bezüglich der Cam-FAI ist eine Vermessung des „ α -Winkels“, des „anteriore Offset“ und der „Offset-Ratio“ von Bedeutung. Bei dem Pincer- FAI ist das Vorhandensein einer Coxa profunda, einer azetabulären Protrusion bzw. Retroversion und einer „Contre-coup-Läsion“ von Interesse, sowie die Ermittlung des LCE-Winkels, des „Femurkopf-Extrusionsindex“ und des „Azetabulären Index“.

1.2.2 MRT und CT

Die Magnetresonanztomographie wird als Ergänzung zur primären Röntgendiagnostik durchgeführt, um Aussagen über periartikuläre Weichteilstrukturen zu treffen. Zur Wahl stehen dafür das native MRT oder das MRT mit i.v. Kontrastmittelinjektion. Typisch für die CAM-FAI sind ventrolaterale Läsionen bis hin zu ausgedehnten Knorpelschäden mit subchondralen Ödemen und darunterliegenden Pfannenerkerzysten. Bei der Pincer-FAI stellt sich häufig ein degeneriertes, teilweise verknöchertes Labrum dar. Zusätzlich können mit Hilfe der MRT auch das „anteriore Offset“ sowie der α -Winkel bestimmt werden. Die Magnetresonanztomographie (MRA), bei der zusätzlich eine intraartikuläre Injektion einer 0,1 mM Gadolinium-DTPA-Lösung benutzt wird, stellt eine Alternative zur MRT dar. Strukturelle Läsionen des Labrums stellen sich dabei durch Größen- und Signalalterationen dar. Die Computertomographie ermöglicht eine gute Darstellung knöcherner Strukturen. Dies erlaubt die Beurteilung einer möglichen Asphärität am Kopf-Hals-Übergang des Femurs, die Messung des α -Winkels und eine dreidimensionale Rekonstruktion, die bei der Planung und Durchführung operativer Maßnahmen genutzt wird.

1.3 Morphologische Parameter und deren Bestimmung in der Bildgebung

Die Morphologie des Hüftgelenkes und dessen Lage im Raum (menschlichen Körper) sind zur Beurteilung von Hüftpathologien und daraus resultierenden Therapien von entscheidender Bedeutung. Krankheitsbilder wie die Hüftdysplasie oder das femoroazetabuläre Impingement (FAI) werden häufig an zweidimensionalen Röntgenbildern diagnostiziert und eine entsprechende Therapie daraus abgeleitet. Beim Krankheitsbild der

Hüftdysplasie ist eine Hypoplasie des Azetabulum und somit verminderte Abdeckung des Femurkopfes charakteristisch. Beim Krankheitsbild des FAI, welches in zwei Untertypen (Pincer und Cam) unterteilt wird, sind jeweils eine vermehrte Überdachung des Azetabulum bzw. eine fehlende Taillierung des Schenkelhalses entscheidend. Die Beschreibung des Azetabulum in nativen Röntgenbildern erfolgt über die Messung des LCE und ACE als Maß für die Überdachung sowie des COS und PWS zur Beschreibung einer azetabulären Retroversion und des TFW.

Diese Messwerte berücksichtigen weder die Position des Azetabulum im Becken, noch ermöglichen sie eine dreidimensionale Betrachtung der Hüftgelenkspfanne unter Einbeziehung aller Parameter und Messwerte, wodurch untersucherabhängige und untersuchungsbedingte Messfehler entstehen können.

1.4 Zielstellung

Ziel der Studie war die Validierung und klinische Anwendung der von uns entwickelten 3D CT Analysesoftware in der radiologischen Diagnostik des Hüftgelenkes.

Die Beurteilung der Abdeckung des Hüftkopfes ist in der Hüftchirurgie ein entscheidendes Element der Behandlung der FAI und der Hüftdysplasie. Hauptziele der Korrekturoperation sind eine Optimierung der femoralen Überdachung, z.B. durch Vergrößerung mittels periazetabulärer Umstellungsosteotomie (PAO) bei der Hüftdysplasie, oder die Vermeidung eines Impingement durch Randresektion mittels chirurgischer Hüftexploration oder Arthroskopie beim femoroazetabulären Impingement (FAI).

Die morphologischen Parameter des Azetabulum werden üblicherweise anhand von Röntgenaufnahmen analysiert und hieraus die Indikation zur operativen Intervention abgeleitet. Die Diagnostik der azetabulären Parameter anhand von Röntgenaufnahmen zeigen eine begrenzte Reliabilität. So werden Formeln zur Berechnung der Abdeckung, basierend auf normalen Röntgenaufnahmen, durch die Position und Kippung des Beckens beeinflusst. Zweidimensionale morphologische Parameter anhand von Röntgenaufnahmen existieren, (z.B. die Größe des Foramen obturatorium als Hinweis auf die Beckenkippung), quantifizieren aber nicht die azetabuläre Morphologie oder Überdachung. CT Aufnahmen können hingegen nachbearbeitet und dreidimensional rekonstruiert werden. Dieses ist unabhängig von der Position des Beckens während der Untersuchung.

2 Material und Methodik

2.1 Definition von Becken- und Tischsystem

Das Referenzsystem des Beckenknochens basiert auf manuell gesetzten Messpunkte, die die linke und rechte Spina iliaca anterior superior und die Symphyse beschreiben. Hierfür wurde eine 3D Rekonstruktion des Beckenknochens benutzt. Die X-Achse ist die Normale der vorderen Beckenebene, die durch die drei gesetzten Messpunkte gegeben und folglich nach anterior orientiert ist. Die Y-Achse ist nach lateral orientiert, wobei für die linke Seite ein linkshändiges und für die rechte Seite ein rechtshändiges Koordinatensystem genutzt wurde. Die Z-Achse ist stets nach superior orientiert. Im CT-System ist die Orientierung des Tisches analog zu der der Beckeneingangsebene, sodass die Orientierung des Beckenknochens nicht berücksichtigt wird. Die Beckeneingangsebene ist definiert als Fläche der Verbindungslinien zwischen den beiden vorderen Darmbeinstacheln (Spina iliaca anterior superior, SIAS) und der Symphyse. Die Normale des Tisches bzw. der vorderen Beckenebene definiert im CT die Y-Achse, während die X-Achse mediolateral und die Z-Achse longitudinal orientiert sind.

2.2 Berechnung der Beckenkipfung

Aufgrund des Einflusses auf die Beckenkipfung muss für die Ermittlung der Beckenkipfung die Rotation des Beckenknochens berücksichtigt werden. Die Beckenrotation ist als Winkel zwischen der Y-Achse des Beckensystems und dessen orthogonaler Projektion auf die koronale Ebene des Tischsystems definiert. Zum Ausgleich der Rotation wird das Beckensystem um die Z-Achse des Tischsystems rotiert, bis die X-Achse des Beckensystems in der sagittalen Ebene des Tischsystems liegt. Zwischen dem hieraus resultierenden rotiertem Vektor X' des Beckensystems und dem X-Vektor des Tischsystems wird die Beckenkipfung ohne Einfluss der Beckenrotation berechnet. Die Beckenkipfung wird als positiv bzw. anterior definiert, sollte der Vektor X' unterhalb der transversalen Ebene des Tischsystems liegen, und als negativ bzw. posterior, wenn der Vektor darüber liegt (Abbildung 1).

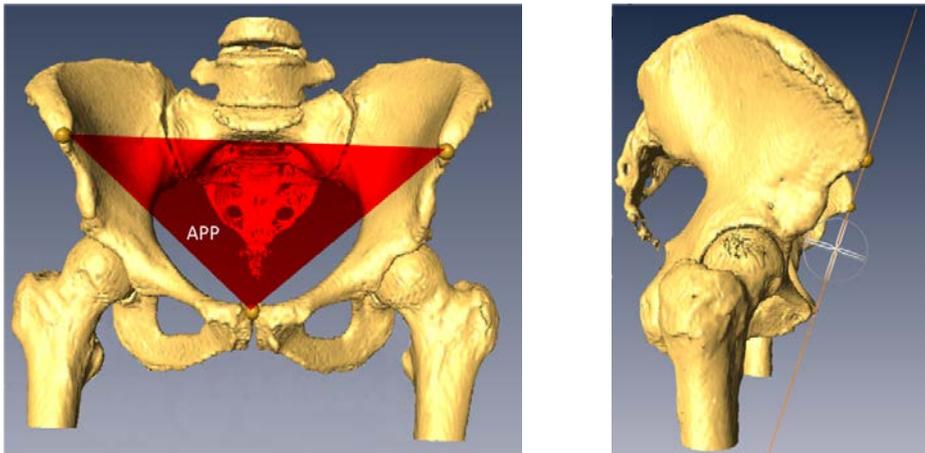


Abbildung 1 (aus Wenzl et al. 2017 (I)): Definition der Beckeneingangsebene (APP)

2.3 Anteversion und Inklination

Inklination und Anteversion des Azetabulum werden im Beckensystem definiert, um den Einfluss hinsichtlich der Position und der Kippung des Beckens auszuschließen. Um die azetabuläre Orientierung zu ermitteln, wurde eine Ausgleichsebene auf die manuell gesetzten Messpunkte angewandt, welche den azetabulären Rand darstellen. Mit Hilfe der Normalen n der Ausgleichsebene kann die Orientierung des Azetabulum gemessen werden (Abbildung 2).

Die Anteversion α ergibt sich aus dem Winkel zwischen dem Vektor $n(\alpha)$, welcher orthogonal auf die vordere Beckenebene projiziert wurde, und der Normalen n . Die Inklination β ist der Winkel zwischen Vektor $n(a)$ und der Z-Achse. In einer ersten Validierungsstudie (III), bei der Phantombecken vermessen wurden, erzielte die 3D CT-Methode eine mittlere Genauigkeit von $-0.3^\circ \pm 0.6^\circ$ für die Inklination und $0.2^\circ \pm 0.6^\circ$ für die Anteversion. Zusätzlich wurde mittels der Intraklassenkorrelation (ICC) eine hohe intra- und inter-individuelle Übereinstimmung von über 0.8 belegt.

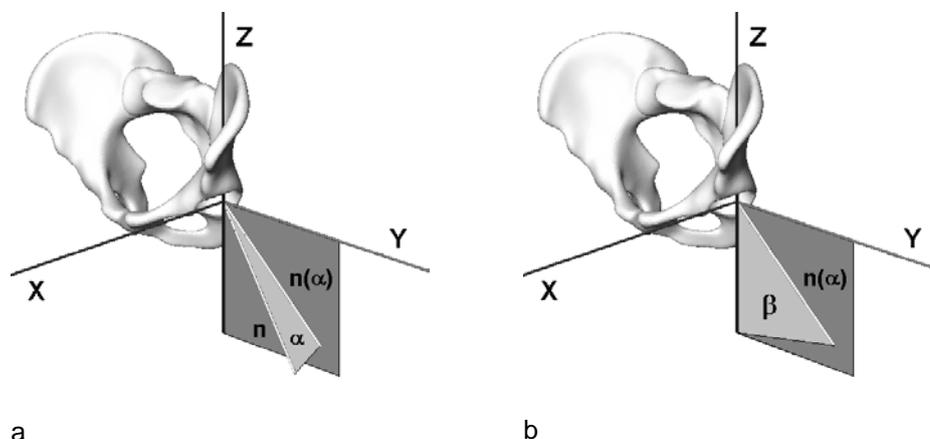
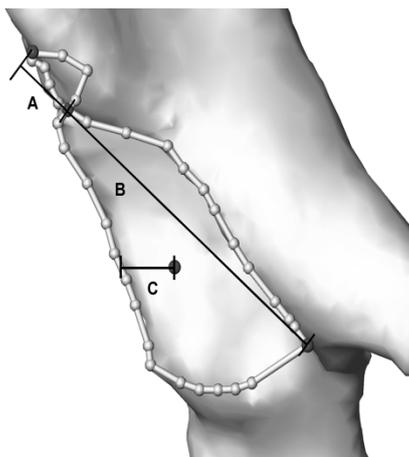


Abbildung 2 (modifiziert nach Wassilew et al. 2011 (III)): Messung der Orientierung des Azetabulum im Becken. a Anteversion, b Inklination

2.4 Bestimmung des Cross-Over-Sign (COS) und des Posterior Wall Sign (PWS)

Für die Berechnung des COS ist es notwendig, die Überlappung von posteriorem und anteriorem Rand des Azetabulum zu finden. Zunächst muss eine Unterscheidung beider Teile des mit Messpunkten versehenen Randes gemacht werden, indem Messpunkte, die näher an der APP liegen als der durchschnittliche Abstand der Messpunkte zur APP, als anterior und Messpunkte, deren Abstand größer ist als der Durchschnitt, als posterior definiert werden.

Basierend auf den Messpunkte, die dann auf die APP projiziert wurden, wird ein sogenanntes Lineset definiert, welches alle Geraden benachbarter Messpunkte beschreibt. So kann recht einfach eine mögliche Überlappung bestimmt werden, wobei sich schneidende Geraden zu verschiedenen Teilen des Randes gehören müssen. Weiterhin muss eine Gerade definiert werden, welche die am weitesten inferomedial orientierte Landmarke und den Punkt, der die Überlappung von anteriorem und posteriorem Rand darstellt, verbindet. Die azetabuläre Größe kann dann gefunden werden, indem der Abstand des Schnittpunktes, der durch eine orthogonale Projektion der am weitesten superolateral liegenden Markierung auf die zuvor definierte Gerade gegeben ist, zur am weitesten inferomedial liegenden Markierung bestimmt wird. Das tatsächliche Cross-Over-Sign ist dann das Verhältnis zwischen der azetabulären Länge und der Distanz zwischen der am weitesten superolateral liegenden Markierung und dem Schnittpunkt zwischen den beiden Teilen des Randes (Abbildung 3).



$$\text{Wahres Cross-Over-Sign: } \frac{A}{A+B}$$

Posterior-Wall-Sign: C

Abbildung 3 (modifiziert nach Wenzl et al. 2017 (I)): Berechnung des tatsächlichen Cross-Over-Sign und des Posterior-Wall-Sign

Eine abweichende Darstellung des azetabulären Randes oder eine auffällige Morphologie resultieren insbesondere im superioren Bereich in Abweichungen von der normalen Form des Randes. Dahingegen bleibt der inferiore Bereich unverändert, sodass die Bestimmung

des COS mit der hier vorgestellten Methode, welche die maximale Ausdehnung der Hüftgelenkspfanne von laterokraniel bis mediokaudal berücksichtigt, unabhängig von der Konfiguration des Azetabulum konstant reproduzierbar bleibt. Das Posterior-Wall-Sign ist durch den mediolateralen Abstand des posterioren Randes des auf die APP projizierten Femurkopfzentrums gegeben. Nach Definition ist ein PWS vorhanden, falls das projizierte Zentrum medial zum Rand liegt (Abbildung 4).

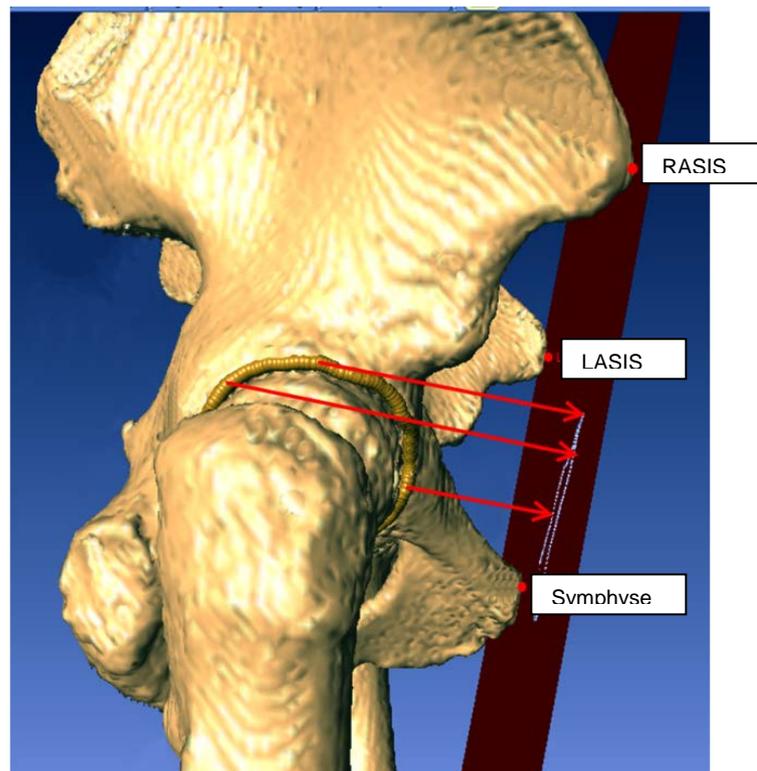


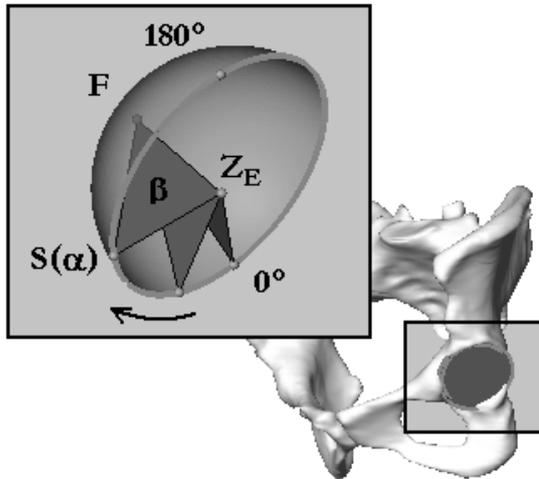
Abbildung 4 (aus Wenzl et al. 2017, (I)): Projektion des azetabulären Randes (gelbe Linie) auf die APP (rote Fläche). RASIS rechte Spina iliaca anterior superior, LASIS linke Spina iliaca anterior superior

Zur Auswertung der Messergebnisse wurde ein C++ Programm entwickelt, welches in die medizinische Planungssoftware AMIRA integriert wurde.

2.5 Morphologie

Zur Bestimmung der Morphologie des Azetabulum muss dessen Eingangsebene E bekannt sein. Das Zentrum des femoralen Kopfes Z wird aus einem Kugelfit ermittelt, welcher zuvor auf den sphärischen Teil des Femurkopfes angewandt wurde. Weiterhin ist es wichtig, die Fossa des Azetabulum zu ermitteln. Hierbei wird ein Punkt F durch die Projektion von Z entlang der Normalen von E auf die Oberfläche des Azetabulum bestimmt. Basierend auf diesen Informationen wird eine Schnittebene durch das femorale Kopfzentrum Z , die Fossa F und den azetabulären Rand definiert. Diese wird, von der azetabulären Inzisur ausgehend, um die Normale von E in 1° Schritten (Winkel α) nach posterior rotiert, um so je nach

Orientierung der Schnittebene einen Schnitt $S(\alpha)$ mit dem Rand des Azetabulum zu berechnen. 180° entsprechen so dem der azetabulären Inzisure gegenüberliegenden Punkt auf dem azetabulären Rand und 0° der Inzisure selbst. Als ein weiterer morphologischer Parameter wird die Tiefe des Azetabulum durch den Abstand des auf die Pfanneneingangsebene projizierten Zentrums des femoralen Kopfes Z_E und F ermittelt. Der Winkel β , mit dem die Morphologie des Azetabulum beschrieben wird, wird durch den Vektor zwischen F und Z_E sowie $S(\alpha)$ und Z_E bestimmt (Abbildung 5).



$$\cos(\beta) = \frac{F - Z_E \cdot S(\alpha) - Z_E}{F - Z_E \cdot S(\alpha) - Z_E}$$

a

b

Abbildung 5 (aus Wenzl et al. 2017, (I)): a. Schnittwinkel α beginnend bei der Incisura acetabuli mit 0° . b morphologischer Winkel β

2.6 Azetabuläre Abdeckung

Durch den auf den gefitteten Femurkopf projizierten Rand des Azetabulum kann eine Einteilung in einen durch das Azetabulum abgedeckten und nicht abgedeckten Bereich erfolgen. Die Projektion erfolgt also in Richtung des aus dem Kugelfit ermittelten Femurkopfszentrums (Abbildung 6). Zur Ermittlung der Abdeckung muss der Bereich medial bzw. lateral der projizierten Messpunktlinie analysiert werden. Da zwar Anteversion und Inklination des Azetabulum ermittelt, jedoch bei der Einteilung der Bereiche nicht berücksichtigt wurden, soll hier der gesamte durch den projizierten Rand getrennte Bereich als Fläche berechnet und somit prozentual eine gegebene Abdeckung ermittelt werden. Da die Oberfläche durch eine Anzahl von Dreiecken beschrieben wird, genügt es, die Flächeninhalte der Dreiecke aller einzelnen Bereiche zu berechnen und im Verhältnis zur gesamten Fläche prozentual anzugeben.

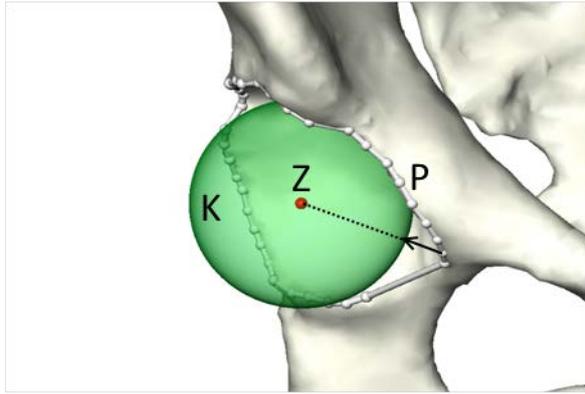


Abbildung 6a (aus Wenzl et al. 2017, (I)): Die azetabuläre Abdeckung des Femurkopfes kann durch die Projektion des azetabulären Randes (schwarzer Pfeil, gepunktete Linie) auf das Zentrum des Femurkopfes (Z) berechnet werden. P: vorher definierte Messpunkte des azetabulären Randes; K optimierte Oberfläche des Femurkopfes (grün).

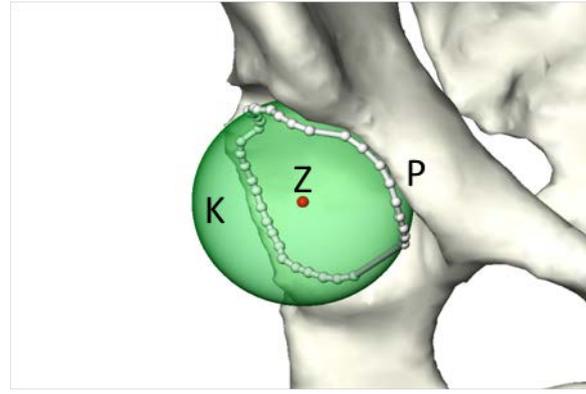


Abbildung 7b (aus Wenzl et al. 2017, (I)): Projektion des azetabulären Randes in Richtung des Femurkopfzentrums (P_K)

Der Femurkopf wird in acht Bereiche geteilt, die eine quadrantengenaue Analyse der Abdeckung ermöglichen (Abbildung 7). Hierbei wird, parallel zu den durch die vordere Beckenebene vorgegebenen Ebenen, der Femurkopf ausgehend von dessen Zentrum geschnitten und in die entsprechenden Bereiche gegliedert.



Abbildung 8 (aus Wenzl et al. 2017, (I)): Einteilung des Kugelfit in 8 Bereiche (A=anterior, P=posterior, L=lateral, M=medial, S=superior, I=inferior), grün=abgedeckt, rot=nicht abgedeckt

2.7 Phantommodell

Um die Genauigkeit der 3D-CT-Analysesoftware zu prüfen, wurde ein Phantommodell konstruiert, welches ein vereinfachtes menschliches Becken einschließlich eines korrespondierenden Azetabulum simuliert. An einer quadratischen Acrylglasbox wurden drei im CT sichtbare Metallmarkierungen befestigt, um die APP zu definieren. In der Box wurde eine Konstruktion von Acrylglasstäben (Gestänge) und Metallmarkern installiert, um die Position und Form des Femurkopfes, das Femurkopfzentrum und das Azetabulum mit Fossa

acetabuli zu definieren (Abbildung 8-10). Die Projektion des COS analog zu Röntgenbildern wurde durch zwölf Markierungen, welche das Azetabulum simulieren, in einer Ebene senkrecht zur APP positioniert. Die Messpunkte in 3- und 9-Uhr-Position stellten den anterioren und posterioren azetabulären Rand dar (Abbildung 8). Mittels der 3D-CT-Analysesoftware wurde ein COS durch die Projektion des anterioren und posterioren Randes auf die APP identifiziert. Mit dem Phantommodell simulierten wir zwei verschiedene azetabuläre Konfigurationen (retrovertiertes und antvertiertes Azetabulum) und verschiedene Manifestationen eines Kreuzens des anterioren und posterioren Randes.

Drei unabhängige Untersucher (erfahrene Hüftchirurgen) prüften verblindet je zweifach ob die Software ein COS aufdeckt. Zur Bestimmung der Morphologie wurde der Rand des Azetabulum in Korrelation zur Position des Femurkopfes simuliert. Eine Kugel wurde neben der abstrahierten Fossa acetabuli und innerhalb der zwölf Messpunkte, welche den azetabulären Rand repräsentierten, platziert. Die azetabulären Messpunkte wurden zirkulär um das Zentrum der azetabulären Fossa gesetzt (Abbildung 9). Die Entfernung der zwölf azetabulären Messpunkte von der azetabulären Fossa konnte manuell in 1mm Schritten modifiziert werden. Dadurch konnte der β -Winkel zwischen der Linie vom Zentrum der Fossa und dem Zentrum der Kugel und der Linie von jeder der zwölf Messpunkte und dem Zentrum der Kugel mittels des Satzes des Pythagoras berechnet werden.

Um die azetabuläre Abdeckung des Femurkopfes zu ermitteln, wurde der Femurkopf, wie zuvor beschrieben, in acht gleichgroße Sektoren eingeteilt. Die azetabuläre Abdeckung wurde durch zwölf Messpunkte, welche den azetabulären Rand repräsentierten, gebildet. Die Messpunkte wurden in einer Ebene senkrecht zur simulierten APP projiziert (Abbildung 10). Verschiedene Positionen der Abdeckung des Femurkopfes konnten mit sechs verschiedenen APP-Settings simuliert werden. Durch das Ändern der Referenz, in diesem Fall die Änderung der simulierten APP von 90° in jede Richtung, wurde eine Abdeckung in allen acht Quadranten simuliert und beurteilt. Um die Genauigkeit der 3D-CT-Analysesoftware zu bestimmen, wurden die digital gemessenen und manuell eingestellten Unterschiede der azetabulären Abdeckung und Morphologie bestimmt und in Form von Mittelwert, Standardabweichung und Range dargestellt. Um die Fähigkeit des 3D Evaluationsskriptes, ein COS zu bestimmen, zu bestätigen, simulierten wir sechs verschiedene azetabuläre Konfigurationen. Drei unabhängige Untersucher (erfahrene Hüftchirurgen) prüften verblindet jeweils zweimal, ob das Evaluationsskript ein COS aufdeckt. Somit erhielten wir die Sensitivität und Spezifität der COS Beurteilung.

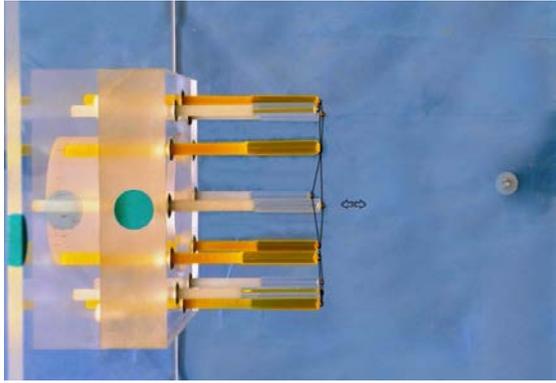


Abbildung 9 (aus Wenzl et al. 2017, I): Projektion der 12 Messpunkte gegen die frontale APP, um ein COS zu simulieren

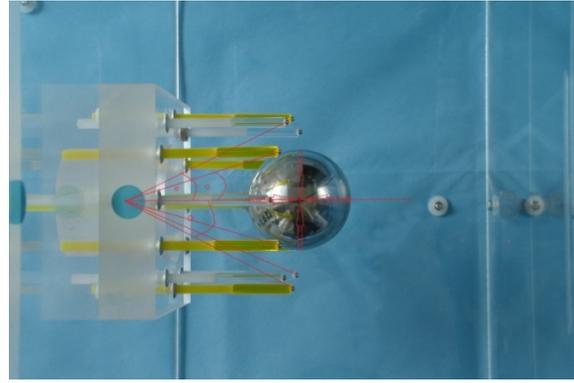


Abbildung 10 (aus Wenzl et al. 2017, I): Messung der azetabulären Morphologie durch Bestimmung des α -Winkels

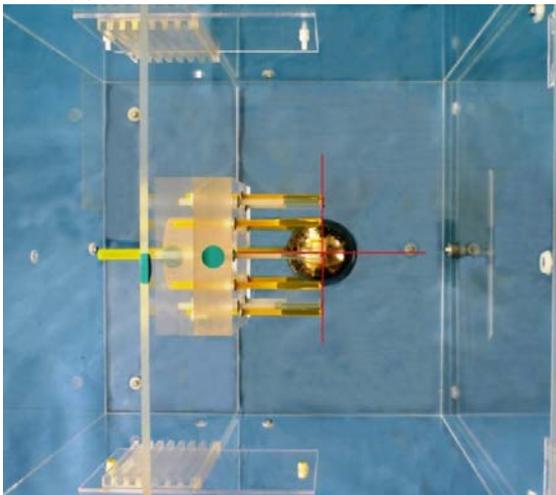


Abbildung 11 (aus Wenzl et al. 2017, I): Simulation des medialen Teils der azetabulären Abdeckung bezogen auf die frontale APP

2.8 Studiendesign

Die Evaluierungsparameter wurden an axialen CT-Untersuchungen erhoben. Die FAI-Gruppe umfasste n=25 Patienten (Alter 24-50 Jahre, m=26, w=24). Die Diagnosestellung erfolgte anhand der klinischen und radiologischen Untersuchung. Alle in die Studie eingeschlossenen Patienten hatten Schmerzen im Hüftgelenk mit Bewegungseinschränkung, einen positiven vorderen Impingement-Test mit Schmerzauslösung bei Flexion und Innenrotation mit Adduktion sowie radiologische Zeichen für ein Impingement. Die Dauer der Beschwerden lag im Mittel bei 13 Monaten (Range 6 bis 24 Monate). Davon lag in 26 Fällen eine Pincer-FAI (mit einem positiven COS und PWS) sowie in 36 Fällen eine CAM-FAI (mit einer positiven *pistol grip* Deformität) vor. Eine weitere von uns untersuchte Patientengruppe (Kontrollgruppe) umfasste n=10 (Alter 20-40 Jahre, m=6, w=4). Hierbei handelte es sich um asymptotische Patienten ohne morphologische Hüftgelenkpathologie, ohne stattgehabtes Trauma und mit einem Harris Hip Score von >90. Hierbei untersuchten wir die Anwendbarkeit des Programms bei Gesunden. Bei der Fallzahlplanung orientierten wir uns

an vergleichbaren Studien zur CT-gestützten Evaluierung der Hüftanatomie (7-10). Die Zustimmung der Verwendung der Daten wurde im Voraus eingeholt. Für die Studie liegt ein positives Ethikvotum vor (Nummer EA1-021-09).

Die Untersuchungen erfolgten an einem Siemens Sensation 64 Scanner (Siemens, Erlangen, Germany) unter Verwendung eines standardisierten Untersuchungsprotokolls mit Darstellung des Beckens von der Spina iliaca anterior superior bis zum Trochanter minor. Während der Untersuchung lagen die Patienten in einer standardisierten Position mit beiden Beinen in Neutralstellung und mit den Patellae orthograd zum CT-Tisch.

2.9 Datenanalyse und Statistik

Alle CT-Daten wurden mit der 3D "data visualisation, analysis and modelling software" (AMIRA software; Visage Imaging, Berlin, Germany) ausgewertet. Amira stellt eine erweiterungsfähige Softwareplattform für die Visualisierung, Verarbeitung und Analyse von 3D- und 4D-Daten dar, entwickelt von Thermo Fisher Scientific und dem Zuse Institute Berlin (ZIB). Für die von uns verwendete Programversion Amira 5.2.0 wurden folgende Mindest-Systemanforderungen benötigt: Windows XP/Vista, 32-bit oder Windows XP/Vista (Intel 64/AMD64 Architektur), 64-bit (Mac OS X 10.5 (Leopard) mit Intel CPU), 3D-Grafikhardware mit hardwarebeschleunigter OpenGL-3D-Grafik, einer Bildschirmauflösung von mindestens 1280 x 1024 Pixel mit 24 Bit Farbtiefe, einem Arbeitsspeicher von 512 MB und für die PC-Versionen mindestens einen 2-GHz-Prozessor. Die CT-Datensätze wurden im DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine)-Format in Amira verwendet. Amira ist ein kommerzielles Produkt, welches nach Erwerb einer Lizenz oder eines akademischen Abonnements genutzt werden kann. In diese Softwareplattform wurde ein von uns entwickeltes Script eingebunden, mit welchem die Evaluierungsparameter erstellt und berechnet wurden.

Die azetabuläre Ante- und Retroversion, die Beckenkippung und das Vorliegen eines COS wurden mit ihren Mittelwerten, Standardabweichung und Variationsbreite angegeben. Um die gemessenen Werte der Anteversions- und Abduktionswinkel in Bezug zur APP bzw. zur Koronarebene zu vergleichen, wurde der Mann-Whitney-U-Test verwendet. Die Prävalenz ante- und retrovertierter Hüften, des COS, des PWS und die Prävalenz der unterschiedlichen Ausprägungsgrade des COS in der APP im Vergleich zur Koronarebene wurden mittels exaktem Fisher-Test verglichen. Der Einfluss der Beckenkippung auf die Anteversion wurde mit dem Spearman Korrelationskoeffizient analysiert. Die intra- und interindividuelle Übereinstimmung (Reliabilität und Objektivität) wurde als Intraklassenkorrelationskoeffizient (ICC) der Auswertung jedes Untersuchers mittels Produkt-Moment-Korrelationskoeffizient nach Pearson (r) bestimmt. Dieser Korrelationskoeffizient kann Werte zwischen -1 und 1

haben, wobei hier nur Werte von 0 bis 1 von Interesse sind. Ein Wert von 0.00 steht für die komplette Abwesenheit von Übereinstimmung und ein Wert von 1.00 steht für komplette Übereinstimmung. Werte von $r \leq 0.4$ stehen für geringe Übereinstimmung, Werte zwischen $0.4 < r < 0.7$ stehen für mäßig bis gute Übereinstimmung und Werte von $r \geq 0.7$ stehen für sehr hohe Übereinstimmung. Zur Bestimmung der intra-individuellen Variabilität (Reliabilität) und der inter-individuellen Variabilität (Objektivität) wurden die ICC-Werte der Phantommodell-Studien und der Patientenmessungen verglichen und als Mittelwert mit Standardabweichung angegeben. Desweiteren wurden die Sensitivität und Spezifität des COS und PWS berechnet. Alle statistischen Analysen wurden mit dem Statistikprogramm SPSS 11.5 (Statistical Package for Social Sciences, Inc., Chicago, IL, USA) durchgeführt.

3 Ergebnisse

3.1 3D-CT-Analysesoftware vs. konventionelle AP-Röntgenuntersuchungen bei FAI-Patienten

Wir untersuchten 25 Patienten (13 Männer, 12 Frauen) mit einem Durchschnittsalter von 32.2 Jahren (Range: 24 bis 50 Jahre). Von diesen 50 Hüftgelenkaufnahmen wurden 36 (72%) als Cam Typ und 26 (52%) als Pincer Typ FAI klassifiziert. In den konventionellen AP-Röntgenuntersuchungen wurde ein positives COS bei 40% der Becken (20/50) identifiziert. Anhand von CT-Aufnahmen wurde durch Referenzierung auf die Frontalebene bei 48% (24/50) und durch Referenzierung auf die APP lediglich bei 28% (14/50) ein COS ermittelt. Ein positives PWS wurde in 38% der Hüften (19/50) unter Verwendung von AP-Röntgenbildern erkannt, in 34% (17/50) in CT-Bildern mit Referenz zur Frontalebene und in 24% (12/50) in CT-Bildern mit Referenz zur APP. Daraus ergibt sich, dass die Identifizierung eines COS anhand von CT-Aufnahmen, die auf die Frontalebene referenziert sind, genauer ist, als anhand von AP-Röntgenaufnahmen. Unter zusätzlicher Berücksichtigung der Beckenkipfung, welches durch Referenz zur APP gewährleistet wird, zeigt sich jedoch deutlich seltener ein COS. Eine ähnliche Diskrepanz zwischen AP-Röntgenaufnahme und CT-Aufnahme lag für das PWS vor. In CT-Aufnahmen mit Referenz zur Frontalebene lag eine signifikant höhere Anzahl von retrovertierten Hüften vor und somit eine signifikant reduzierte Anteversion, als in CT-Aufnahmen mit Referenz zur APP mit einer Durchschnittsdifferenz von 3.6° (Range -4.2° bis 13.9° , SD $\pm 4.1^\circ$, $p=0.01$, Mann-Whitney-U-Test).

Wir konnten zeigen, dass die Bestimmung der acetabulären Retroversion in konventionellen AP-Röntgenaufnahmen unter Verwendung von COS und PWS eine limitierte Sensitivität (57% für das COS, 83% für das PWS) aufweist und zudem von der Beckenkipfung abhängig

ist. Die 3D-CT-basierte Methode zur Beurteilung der azetabulären Morphologie referenziert auf die APP bietet den Vorteil, eine objektive und reproduzierbare Bewertung des anterioren und posterioren Hüftgelenksrandes vorzunehmen, ohne von der Position oder Neigung des Beckens oder der Bildqualität beeinträchtigt zu werden – und somit die tatsächliche azetabuläre Lage zu bestimmen. Die Verwendung der 3D-CT-Analysesoftware führt daher zu einer genaueren und reproduzierbaren Bestimmung der Ante- oder Retroversion der Hüftgelenkspfanne.

3.2 3D-Messung der azetabulären Ausrichtung am Phantommodell

Die Unterschiede zwischen den mit der 3D-CT-Analysesoftware gemessenen Inklinations- und Anteversionswinkeln versus der digital gemessenen Werte (elektronisches Winkelmesser) wurden für jeden Untersucher bestimmt. Die Software zeigte eine Genauigkeit von -0.3° (Range $-1.4^\circ - 1.3^\circ$; SD $\pm 0.6^\circ$) für die Inklination und 0.2° (Range $-1.4^\circ - 1.4^\circ$; SD $\pm 0.6^\circ$) für die Anteversion. Hinsichtlich der ex-vivo Phantomstudien konnte mittels Produkt-Moment-Korrelationskoeffizient nach Pearson eine hohe Signifikanz der intra-individuellen Übereinstimmung (Reliabilität und Objektivität) für jede der drei Messungen gezeigt werden, mit einem Intraklassen-Korrelationskoeffizient (ICC) von $r = 0.919$ bis $r = 0.989$ ($p = 0.001$) für die Inklination und einem ICC von $r = 0.958$ bis $r = 0.979$ ($p = 0.001$) für die Anteversion (Tabelle 3). Die inter-individuelle Reproduzierbarkeit für jeden der drei Untersucher ergab einen ICC von $r = 0.899$ bis $r = 0.969$ ($p = 0.001$) für die Inklination und einen ICC von $r = 0.931$ bis $r = 0.962$ ($p = 0.001$) für die Anteversion.

Zusammenfassend stellten wir fest, dass die 3D-CT-Analysesoftware eine intra-individuell und inter-individuell reproduzierbare und präzise Methode zur Bestimmung der Pfannenposition für die Planung eines endoprothetischen Hüftgelenkersatz ist. Ein entscheidender Vorteil ist, dass durch Referenzierung auf die APP die Position und Kippung des Beckens die Ergebnisse nicht beeinträchtigen können. Somit ist die Durchführung der Analyse auch postoperativ nach endoprothetischer Versorgung möglich. Im Gegensatz zu den vorab durchgeführten statischen Untersuchungen ist die Beckenaufnahme als Referenz zu verstehen. Ein weiterer Vorteil der CT Untersuchung ist die Möglichkeit, die Schaftantetorsion zu messen, was unter Verwendung einer konventionellen AP-Röntgenaufnahme nicht möglich ist.

3.3 Evaluierung der 3D-CT-Analysesoftware mittels Phantommodell

Die Unterschiede zwischen der azetabulären Morphologie und der azetabulären Abdeckung, kalkuliert mit der 3D-CT-Analysesoftware versus der von dem Phantommodell simulierten Werte, sind für jeden Untersucher in Tabelle 1 dargestellt. Mit der Software ergab sich eine durchschnittliche Genauigkeit von -0.37° (Range -3.84° bis 3.88° ; SD; ± 1.43) für die azetabuläre Morphologie und 0.02% (Range -7.28% bis 6.90% ; SD $\pm 1.60\%$) für die Abdeckung des Hüftkopfes. In den ex-vivo Studien konnte eine hohe intra-individuelle Reproduzierbarkeit für die einzelnen drei Messungen demonstriert werden, mit einem entsprechenden Intraklassen-Korrelationskoeffizienten im Bereich von $r = 0.994$ bis $r = 0.997$ ($p = 0.001$, Produkt-Moment-Korrelationskoeffizient nach Pearson) für die Bestimmung der azetabulären Morphologie und einem Intraklassen-Korrelationskoeffizient von $r = 0.994$ bis 0.996 ($p = 0.01$, Produkt-Moment-Korrelationskoeffizient nach Pearson) für die Abdeckung des Hüftkopfes.

Tabelle 1 (aus Wenzl et al. 2017): Ergebnisse der Messung der azetabulären Morphologie und der azetabulären Abdeckung mit der neuen 3D-CT-Analysesoftware an einem Phantommodell durch drei verschiedene Untersucher

	Azetabuläre Morphologie ($^\circ$)	Azetabuläre Abdeckung (%)
Untersucher 1	-0.39 ± 1.39 (-3.63 to 3.44)	0.60 ± 2.02 (-7.28 to 6.90)
Untersucher 2	-0.38 ± 1.39 (-3.48 to 3.40)	0.0011 ± 1.42 (-5.24 to 5.44)
Untersucher 3	-0.36 ± 1.52 (-3.84 to 3.88)	0.128 ± 1.28 (-5.77 to 5.93)

Werte angegeben als Median \pm Standardabweichung, Variationsbreite in Klammern.

Die intra-individuelle Reproduzierbarkeit für die drei Untersucher zeigte einen Intraklassen-Korrelationskoeffizienten im Bereich von $r = 0.839$ bis $r = 0.913$ ($p = 0.01$, Produkt-Moment-Korrelationskoeffizient nach Pearson) für die Bestimmung der azetabulären Morphologie und einen Intraklassen-Korrelationskoeffizienten $r = 0.999$ bis 1.000 ($p = 0.01$, Produkt-Moment-Korrelationskoeffizient nach Pearson) für die Überdachung des Femurkopfes. Wir berechneten das Vorliegen oder Fehlen eines COS in Bezug zu APP und fanden eine signifikante Übereinstimmung zwischen einem COS, welches vom Phantommodell simuliert wurde, und dem von der 3D-CT-Analysesoftware kalkulierten COS ($p = 0.01$, exakter Fisher-Test verglichen) mit einer hohen Reproduzierbarkeit für die drei Untersucher ($p = 0.02$,

Produkt-Moment-Korrelationskoeffizient nach Pearson). Die Sensitivität und Genauigkeit der Software hinsichtlich der Kalkulation des COS betrug 1.

3.4 Anwendung der 3D-CT-Analysesoftware in der Kontrollgruppe

Wir identifizierten mit einer hohen Reproduzierbarkeit für die drei Untersucher ($p < 0.05$, Produkt-Moment-Korrelationskoeffizient nach Pearson) ein COS in drei der zehn Patienten der Kontrollgruppe. Die mittlere azetabuläre Abdeckung des Femurkopfes lag bei 48% (Range 43.5% bis 61%, $SD \pm 4.6$). Die durch den β -Winkel gekennzeichnete, azetabuläre Morphologie der zehn gesunden Patienten zeigte eine Standardabweichung von 4.1° vom idealen Rechteck mit einem hohen intra-azetabulären Range (37° bis 28° , $SD \pm 14.9$).

4 Diskussion

4.1 Azetabuläre Retroversion

Die sichere Diagnose der azetabulären Retroversion, welche zu den morphologischen Kriterien des FAI gehört, ist entscheidend für eine effektive Behandlung in einem frühen Stadium der Hüftgelenksarthrose und daher eine Voraussetzung für eine Dezeleration der Ausprägung des Vollbildes der Erkrankung. Gegenwärtig basiert die Diagnose der azetabulären Retroversion oft auf einer Auswertung von radiologischen Zeichen, wie dem Cross-Over-Sign (COS) und/oder dem Posterior-Wall-Sign (PWS). Dabei handelt es sich um morphologische Zeichen, die typischerweise in AP-Röntgenaufnahmen des Beckens festgestellt werden (11; 12), deren Feststellung ist von der Beckenkipfung und der Qualität der Aufnahmen beeinflusst.

Das COS, welches durch Röntgenaufnahmen ermittelt wurde, zeigte eine niedrige Sensitivität (57%) und Spezifität (61%). Obwohl das PWS eine höhere Sensitivität (83%) vorwies, war die Feststellung des PWS in der AP Aufnahme weniger spezifisch (50%) als die des COS. Dahingehend bestätigen diese Ergebnisse die Vermutung, dass beide Messungen, die von reinen AP-Röntgenaufnahmen ermittelt wurden, nur eingeschränkt zur Bewertung einer tatsächlichen azetabulären Retroversion (13) hinzugezogen werden können. Im Gegensatz zum COS wurde ein tatsächliches PWS in 83% der Becken mittels konventioneller Röntgenaufnahmen korrekt identifiziert. Dennoch wurde in 38% der Becken ein tatsächlich negatives PWS fälschlicherweise in den Röntgenaufnahmen als positiv angenommen. Diese Daten implizieren, dass der Nachweis eines COS oder eines PWS in AP-Röntgenaufnahmen oder in CT-Aufnahmen bezogen auf die Frontalebene nicht sensitiv oder spezifisch genug ist, um eine azetabuläre Retroversion zu identifizieren oder

auszuschließen. Der Fokus der Studie lag auf der Etablierung einer zuverlässigen Messmethode zum Nachweis eines COS, PWS und einer azetabulären Anteversion unabhängig von der Beckenposition, Beckenkipfung und Bildqualität.

4.2 Pfannenorientierung und Cross-Over-Sign

Eine azetabuläre Fehlausrichtung ist mit Komplikationen wie Impingement, Dislokation und einem erhöhten Polyethylenverschleiss verbunden (14, 15). Im Falle von Komplikationen ist eine reproduzierbare und verlässliche Methode zur Berechnung der Pfannenpositionierung notwendig, um über eine Revisionsoperation aufgrund einer Fehlausrichtung zu entscheiden. Daher entwickelten wir eine Methode, die auf CT Scans basiert und die APP als Referenz nutzt. Die intra- und inter-individuelle Reproduzierbarkeit (Reliabilität und Validität) wie auch eine akkurate 3D-CT-Analysesoftware wurden mittels computertomographischer Messungen getestet. Auch wurden die intra- und inter-individuelle Reproduzierbarkeit in einer klinischen Anwendung überprüft.

Wir konnten eine hohe Reliabilität und Validität in der Bestimmung der Pfannenposition, unter Nutzung der 3D-CT-Analysesoftware in klinischen in-vivo und ex-vivo Messungen, nachweisen. Es wurden keine Unterschiede zwischen ex-vivo und in-vivo Untersuchungen festgestellt. Kalteis et al. (16) konnten ebenfalls eine hohe intra-individuelle Reproduzierbarkeit ihrer 3D-CT-Analysesoftware nachweisen. Sie zeigten, dass intra-individuelle und inter-individuelle Korrelationskoeffizienten ($r = 0.941$ bis $r = 160\ 0.983$ und $r = 0.898$ bis $r = 0.985$, respektive) Indikatoren für eine hohe Reliabilität und Validität der Methode darstellen (16).

4.3 Azetabuläre Abdeckung

Die Bewertung radiologischer Parameter und knöcherner Projektionen durch AP-Röntgenaufnahmen, welche auf ein femoroazetabuläres Impingement oder eine Entwicklungsstörung am Hüftgelenk hinweisen, ist aufgrund der individuellen Beckenausrichtung sehr ungenau (17). In den vorgestellten Studien entwickelten wir eine einfache und reproduzierbare Methode für eine objektive und genaue Identifikation der azetabulären Abdeckung und Morphologie, des COS und des PWS. Zudem wurden die Reliabilität, Validität und Genauigkeit der 3D-CT-Analysesoftware mithilfe eines Phantommodells getestet. Wir erzielten eine hohe Reliabilität, Validität und Genauigkeit mit der neuen Software, was eine Genauigkeit von -0.37° ($SD \pm 1.43$; Range 3.84° bis 3.88°) für die azetabuläre Morphologie zeigte. Zur Berechnung des Center-Edge-Winkels (CE-Winkel) im Röntgenbild bestimmt man den Mittelpunkt des Hüftkopfes. In einem asphärischen Hüftkopf, wie er typischerweise bei Entwicklungsstörung am Hüftgelenk auftritt, ist die

Bestimmung dieses idealisierten Mittelpunktes und somit die Berechnung des CE-Winkels starken (untersucherabhängigen) Schwankungen unterlegen. In der vorgestellten Studie wurde der Mittelpunkt für einen 3D-Femurkopf berechnet, so dass wir Selektionsfehler vermeiden konnten. Zusätzlich war das Azetabulum in 3D-Rekonstruktionen direkt mit Markierungen gekennzeichnet, was zu einer höheren Zuverlässigkeit beitragen konnte.

4.4 Klinischer Einsatz der Analysesoftware

Die von uns entwickelte Analysesoftware eingebunden in die Softwareplattform Amira ermöglicht auf der Grundlage der Datensätze einer CT des Beckens und nach Festlegung der Referenzpunkte die schnelle und einfache 3D-Berechnung der acetabulären Ante- und Retroversion, Inklination, sowie acetabuläre Abdeckung in wenigen Minuten unter Berücksichtigung der Beckenkipfung. Die Festlegung der Referenzpunkte erfolgt manuell auf den beiden SIAS, der Symphyse und dem acetabulären Rand durch Markierung weniger Punkte auf der 3D-Darstellung des Beckens (generiert durch die Software Amira nach Segmentierung der CT des Beckens).

Der klinische Einsatz ist in Planung. Für die bisher genutzte sehr zeitaufwendige Arbeit der manuellen Segmentierung jeder einzelnen Schicht einer CT wurden mittlerweile externe Programme entwickelt, welche die Segmentierung in wenigen Minuten automatisch durchführen können. In weiteren Studien sollte eine Validierung der existierenden automatischen Segmentierungsprogramme mit unserer Software erfolgen. Zudem wurde unsere Software bereits an asymptomatischen Patienten ohne morphologische Hüftgelenkpathologie angewendet. Aufgrund der niedrigen Fallzahl konnte noch keine abschließende Beurteilung getroffen werden

Unsere 3D-CT-Analysesoftware ist für die praktische Anwendung im Rahmen der Sprechstunde oder bei der präoperativen Planung (z.B. einer PAO bei der Hüftdysplasie oder chirurgischen Hüftluxation / Arthroskopie bei FAI) vorgesehen.

4.5 Schlussfolgerung und Ausblick

Wir konnten nachweisen, dass die Beckenkipfung den Grad des COS beeinflusst. Daher sind konventionelle Röntgenaufnahmen für eine zuverlässige Bestimmung eines COS nicht geeignet. Durch die Projektion des COS auf die APP ist eine objektive Einschätzung des COS möglich. Wir stellten fest, dass lediglich eine weitere Studie das COS unter Verwendung von CT-Aufnahmen beschrieb. Kang et al. (18) ermittelten das COS ebenfalls unter Verwendung transparenter 3D-CT-Modelle. Allerdings erwähnten sie nicht den Abstand zum Messobjekt. Wenn ein 3D-Modell vom Beobachter entlang der z-Achse entfernt wird,

dann kann ein vorheriges COS in einem negativen Wert erscheinen. Dies macht die Standardisierung der Perspektive oder der Referenzebene unabdingbar und wurde in der Studie von Kang et al. (18) nicht berücksichtigt. In der vorgestellten Studie nutzten wir hingegen die APP als Referenzebene auf welche die azetabulären Markierungen projiziert wurden. Bis heute wird das COS mit anteroposterioren Röntgenbildern des Beckens ermittelt. Berichte bzgl. diagnostischer Genauigkeit des COS und des PWS sind kontrovers, da sie durch diverse Faktoren beeinflusst werden können, wie Aufnahmequalität, falscher Film-Fokus-Abstand oder inkorrekte Zentrierung des Röntgens. Zusammenfassend ist zu sagen, dass die 3D-CT-Analysesoftware für die Messung der azetabulären Abdeckung eine hohe Zuverlässigkeit und Genauigkeit zeigen konnte. Es ist ein hilfreiches Instrument zur Diagnostik, Quantifikation und Planung der chirurgischen Therapie von Hüftgelenkserkrankungen, wie z.B. Hüft dysplasie und femoroazetabulärem Impingement. Das spinopelvine Alignment hat ebenfalls einen Einfluss auf die Beckenkipfung und entsprechend auf die funktionelle Ausrichtung des Azetabulum (19).

In einem nächsten Schritt wäre es denkbar, die tatsächliche anatomische Ausrichtung des Azetabulum im Becken und die funktionelle Ausrichtung des Azetabulum unter Berücksichtigung der Beckenkipfung und des spinopelvinen Alignment zu untersuchen. Hierdurch könnten mit der neuen 3D-CT-Analysesoftware neben der reinen Anatomie auch funktionelle Pathologien detektiert werden, welche direkten Einfluss auf die weitere Therapieplanung (konservativ mittels Physiotherapie versus operativ z.B. azetabuläre Umstellung, arthroskopische Pfannenrandtrimmung) haben, sowie auf die Planung einer funktionell sicheren (luxationssicheren) endoprothetischen Versorgung in der Hüftchirurgie.

5 Literaturverzeichnis

- (I) **Wenzl M**, Heller M, Janz V, Perka C, Wassilew GI. Validation of CT image-based software for three-dimensional measurement of acetabular coverage profile. *Technol Health Care*. 2017 Oct 23;25(5):989-1004. doi: 10.3233/THC-170932. PMID: 28759983.
- (II) Wassilew GI, Heller MO, Diederichs G, Janz V, **Wenzl M**, Perka C. Standardized AP radiographs do not provide reliable diagnostic measures for the assessment of acetabular retroversion. *J Orthop Res*. 2012 Sep;30(9):1369-76. doi: 10.1002/jor.22086. Epub 2012 Mar 12. PMID: 22411574.
- (III) Wassilew GI, Janz V, Heller M, **Wenzl M**, Perka C, Hasart O. Validation of a CT image based software for three-dimensional measurement of acetabular cup orientation. *Technol Health Care*. 2011;19(3):185-93. PMID: 21957510.
- (1) Leunig M, Ganz R. Femoroacetabular impingement. A common cause of hip complaints leading to arthrosis. *Unfallchirurg* 2005; 108(1):9-7.
- (2) Ganz R, Gill TJ, Gautier E, Ganz K, Krugel N, Berlemann U. Surgical dislocation of the adult hip a technique with full access to the femoral head and acetabulum without the risk of avascular necrosis. *J Bone Joint Surg Br* 2001; 83(8):1119-1124.
- (3) Locher S, Werlen S, Leunig M, Ganz R. [Inadequate detectability of early stages of coxarthrosis with conventional roentgen images]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 2001; 139(1):70-74.
- (4) Ito K, Minka MA, Leunig M, Werlen S, Ganz R. Femoroacetabular impingement and the cam-effect. A MRI-based quantitative anatomical study of the femoral head-neck offset. *J Bone Joint Surg Br* 2001; 83(2):171-176.
- (5) Notzli HP, Wyss TF, Stoecklin CH, Schmid MR, Treiber K, Hodler J. The contour of the femoral head-neck junction as a predictor for the risk of anterior impingement. *J Bone Joint Surg Br* 2002; 84(4):556-560.
- (6) Siebenrock KA, Schoeniger R, Ganz R. Anterior femoro-acetabular impingement due to acetabular retroversion. Treatment with periacetabular osteotomy. *J Bone Joint Surg Am* 2003; 85-A(2):278-286.
- (7) Jamali AA, Mak W, Wang P, Tai L, Meehan JP, Lamba R. What is normal femoral head/neck anatomy? An analysis of radial CT reconstructions in adolescents. *Clin Orthop Relat Res*. 2013 Nov;471(11):3581-7. doi: 10.1007/s11999-013-3166-5. Epub 2013 Aug 7.
- (8) Steppacher SD, Tannast M, Zheng G, Zhang X, Kowal J, Anderson SE, Siebenrock KA, Murphy SB. Validation of a new method for determination of cup orientation in THA. *J Orthop Res*. 2009 Dec;27(12):1583-8.
- (9) Dandachli W, Kannan V, Richards R, Shah Z, Hall-Craggs M, Witt J. Analysis of cover of the femoral head in normal and dysplastic hips: new CT-based technique. *J Bone Joint Surg Br*. 2008 Nov;90(11):1428-34.
- (10) Janzen DL, Aippersbach SE, Munk PL, Sallomi DF, Garbuz D, Werier J, Duncan CP. Three-dimensional CT measurement of adult acetabular dysplasia: technique, preliminary results in normal subjects, and potential applications. *Skeletal Radiol*. 1998 Jul;27(7):352-8.
- (11) Giori, NJ, Trousdale, RT. Acetabular retroversion is associated with osteoarthritis of the hip. *Clin Orthop Relat Res* 2003: 263-269.
- (12) Reynolds, D, Lucas, J, Klaue, K. Retroversion of the acetabulum. A cause of hip pain. *J Bone Joint Surg Br* 1999; 81: 281-288.
- (13) Dandachli W, Islam SU, Liu M, Richards R, Hall-Craggs M, Witt J. Three-dimensional CT analysis to determine acetabular retroversion and the implications for the management of femoro-acetabular impingement. *J Bone Joint Surg Br* 2009; 91: 1031-1036.
- (14) Kennedy JG, Rogers WB, Soffe KE, Sullivan RJ, Griffen DG, Sheehan LJ. Effect of acetabular component orientation on recurrent dislocation, pelvic osteolysis, polyethylene wear, and component migration. *J Arthroplasty* 1998; 13(5):530-534.
- (15) Biedermann R, Tonin A, Krismer M, Rachbauer F, Eibl G, Stockl B. Reducing the risk of dislocation after total hip arthroplasty: The effect of orientation of the acetabular component. *J Bone Joint Surg Br* 2005; 87(6):762-769.

- (16) Kalteis T, Handel M, Herold T, Perlick L, Paetzel C, Grifka J. Position of the acetabular cup - accuracy of 268 radiographic calculation compared to ct-based measurement. *Eur J Radiol* 2006; 58 (2):294-300.
- (17) Siebenrock KA, Kalbermatten DF, Ganz R. Effect of pelvic tilt on acetabular retroversion: a study of pelves from cadavers. *Clin Orthop Relat Res.* 2003; 407: 241.
- (18) Kang Y, Engelke K, Fuchs C, Kalender WA. An anatomic coordinate system of the femoral neck for highly reproducible BMD measurements using 3D QCT. *Comput Med Imaging Graph.* 2005; 29(7): 533. doi: 101016/j.compmedimag. 2005.05.002.
- (19) Zimmerer, A., Hoffmann, M., Hofer, A, Janz V, Wassilew GI. Hip-Spine-Syndrom – Aktuelle Entwicklungen und Evidenzlage. *Orthopäde* 2020; 49, 841–848. <https://doi.org/10.1007/s00132-020-03972-y>

Anteilerklärung / eidesstattliche Versicherung

„Ich, Marcus P. Wenzl, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: *Validierung und klinische Anwendung einer neuen 3D-CT- Analysesoftware - Eine neue Methode zur prä- und postoperativen Auswertung der bildgebenden Diagnostik degenerativer Erkrankungen des Hüftgelenkes / Validation and clinical implementation of a new 3D CT analysis software - a new method of pre- and postoperative imaging evaluation of degenerative hip disease* selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren/innen beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) werden von mir verantwortet.

Ich versichere ferner, dass ich die in Zusammenarbeit mit anderen Personen generierten Daten, Datenauswertungen und Schlussfolgerungen korrekt gekennzeichnet und meinen eigenen Beitrag sowie die Beiträge anderer Personen korrekt kenntlich gemacht habe (siehe Anteilerklärung). Texte oder Textteile, die gemeinsam mit anderen erstellt oder verwendet wurden, habe ich korrekt kenntlich gemacht.

Meine Anteile an etwaigen Publikationen zu dieser Dissertation entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem Erstbetreuer, angegeben sind. Für sämtliche im Rahmen der Dissertation entstandenen Publikationen wurden die Richtlinien des ICMJE (International Committee of Medical Journal Editors; www.icmje.org) zur Autorenschaft eingehalten. Ich erkläre ferner, dass ich mich zur Einhaltung der Satzung der Charité – Universitätsmedizin Berlin zur Sicherung Guter Wissenschaftlicher Praxis verpflichte.

Weiterhin versichere ich, dass ich diese Dissertation weder in gleicher noch in ähnlicher Form bereits an einer anderen Fakultät eingereicht habe.

Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unwahren eidesstattlichen Versicherung (§§156, 161 des Strafgesetzbuches) sind mir bekannt und bewusst.“

Datum

Unterschrift

Anteilerklärung an den erfolgten Publikationen

Marcus P. Wenzl hatte folgenden Anteil an den folgenden Publikationen:

Publikation 1: Wenzl MP, Heller M, Janz V, Perka C, Wassilew GI. Validation of CT image-based software for three-dimensional measurement of acetabular coverage profile. Technol Health Care. 2017 Oct

Beitrag im Einzelnen: Mitentwicklung der Analysesoftware, Konstruktion der Box (Abb. 8-10), Planung des Versuchsaufbaus, Datenerhebung, Datenanalyse, statistische Auswertung (Tabelle 1, Abb. 4), Verfassung des Manuskripts, Abb. 5, 6, 7.

Publikation 2: Wassilew GI, Heller MO, Diederichs G, Janz V, Wenzl M, Perka C. Standardized AP radiographs do not provide reliable diagnostic measures for the assessment of acetabular retroversion. J Orthop Res. 2012 Sep

Beitrag im Einzelnen: Mitentwicklung der Analyse-Software, Datenerhebung und -analyse.

Publikation 3: Wassilew GI, Janz V, Heller M, Wenzl M, Perka C, Hasart O. Validation of a CT image based software for three-dimensional measurement of acetabular cup orientation. Technol Health Care. 2011

Beitrag im Einzelnen: Mitentwicklung der Analyse-Software, Datenerhebung und -analyse.

Unterschrift, Datum und Stempel des erstbetreuenden Hochschullehrers

Unterschrift des Doktoranden

Druckexemplare der ausgewählten Publikationen

- (I) **Wenzl M**, Heller M, Janz V, Perka C, Wassilew GI. Validation of CT image-based software for three-dimensional measurement of acetabular coverage profile. Technol Health Care. 2017 Oct 23;25(5):989-1004. <https://doi.org/10.3233/THC-170932>. PMID: 28759983.
- (II) Wassilew GI, Heller MO, Diederichs G, Janz V, **Wenzl M**, Perka C. Standardized AP radiographs do not provide reliable diagnostic measures for the assessment of acetabular retroversion. J Orthop Res. 2012 Sep;30(9):1369-76. <https://doi.org/10.1002/jor.22086>. Epub 2012 Mar 12. PMID: 22411574.
- (III) Wassilew GI, Janz V, Heller M, **Wenzl M**, Perka C, Hasart O. Validation of a CT image based software for three-dimensional measurement of acetabular cup orientation. Technol Health Care. 2011;19(3):185-93. <https://doi.org/10.3233/THC-2011-0629>. PMID: 21957510.

Lebenslauf

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

Publikationsliste

- (I) **Wenzl M**, Heller M, Janz V, Perka C, Wassilew GI. Validation of CT image-based software for three-dimensional measurement of acetabular coverage profile. *Technol Health Care*. 2017 Oct 23;25(5):989-1004. doi: 10.3233/THC-170932. PMID: 28759983.
- (II) Wassilew GI, Heller MO, Diederichs G, Janz V, **Wenzl M**, Perka C. Standardized AP radiographs do not provide reliable diagnostic measures for the assessment of acetabular retroversion. *J Orthop Res*. 2012 Sep;30(9):1369-76. doi: 10.1002/jor.22086. Epub 2012 Mar 12. PMID: 22411574.
- (III) Wassilew GI, Janz V, Heller M, **Wenzl M**, Perka C, Hasart O. Validation of a CT image based software for three-dimensional measurement of acetabular cup orientation. *Technol Health Care*. 2011;19(3):185-93. PMID: 21957510.

Danksagung

Mein Dank gilt in erster Linie Herrn Professor Dr. Carsten Perka und Herrn Professor Dr. Georgi Wassilew für die Bereitstellung des Themas und der damit verbundenen Forschungskapazitäten, die vielen hilfreichen Diskussionen und Korrekturen sowie die gute Betreuung, sowohl in meiner wissenschaftlichen als auch in meiner klinischen Tätigkeit. Herrn PD Dr. Viktor Janz und Herrn Prof. Dr. Markus Heller möchte ich für die unkomplizierte Zusammenarbeit im Julius Wolff Institut danken. Herrn Alexander Wurl danke ich für die exzellente mathematisch-technische Unterstützung.

Ein großer Dank gilt meinen Eltern und B.K., die mich immer in allen Belangen unterstützten und mir zur Seite standen.