

Der sichere infraazetabuläre Korridor - eine 3D radiomorphometrische  
Analyse von 124 Becken-CT-Datensätzen

DISSERTATION

zur

Erlangung des akademischen Grades  
doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt dem Rat  
der Medizinischen Fakultät der  
Friedrich-Schiller-Universität Jena

von Stephan Arlt

geboren am 06.08.1978 in Dessau

Gutachter:

1. PD Dr. Thomas Mendel
2. apl. Prof. Dr. Ulrich C. Smolenski
3. Prof. Dr. Ingo Marzi

Tag der öffentlichen Verteidigung: 07.09.2021

## Inhaltsverzeichnis

1.	ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	1
2.	ZUSAMMENFASSUNG	2
3.	EINLEITUNG	4
3.1	Allgemeines, Einführung in die Thematik	4
3.2	Funktionelle Anatomie, Biomechanik und operative Therapie	5
3.3	Bildgebung im Rahmen der Diagnostik und Therapie	10
4.	FRAGESTELLUNG UND ZIELE DER ARBEIT	17
5.	ORIGINALARBEIT	19
	SECURE CORRIDOR FOR INFRAACETABULAR SCREWS IN ACETABULAR FRACTURE FIXATION - A 3-D RADIOMORPHOMETRIC ANALYSIS OF 124 PELVIC CT DATASETS, ARLT S, NOSER H, WIENKE A, RADETZKI F, HOFMANN GO, MENDEL T. JOURNAL OF ORTHOPAEDIC SURGERY AND RESEARCH, 13(1):119, 2018	19
6.	DISKUSSION	20
7.	SCHLUSSFOLGERUNGEN	25
8.	LITERATUR UND QUELLENVERZEICHNIS	26
9.	ANHANG	28
9.1	Abbildungs- und Tabellenverzeichnis	28
9.2	Ehrenwörtliche Erklärung	30
9.3	Danksagung	32

## 1. Abkürzungsverzeichnis

3D	dreidimensional
a.p.	anterior posterior
Abb.	Abbildung
AF	Austrittsfläche
AI	azetabulärer Index (Tragflächenwinkel)
AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
BMI	Body-Mass-Index
bzw.	beziehungsweise
CE-Winkel	Center-Edge-Winkel (Zentrum-Ecken-Winkel)
CT	Computertomografie
DICOM	Digital Imaging and Communication in Medicine
DWI	Tiefe-Weite-Index (Depth-Width-Index)
EF	Eintrittsfläche
HE	Hounsfield Einheiten
IAC	Infraazetabulärer Korridor
IAS	Infraazetabuläre Schraube
i.d.R.	in der Regel
Lig.	Ligament
Ligg.	Ligamente (Plural)
M.	Musculus
Mm.	Musculi (Plural)
ORIF	Open Reduction and Internal Fixation
OTA	Orthopaedic Trauma Association
p.tr.	posttraumatisch (nach Verletzung)
QLF	quadrilaterale Fläche
RAA	Roof Arc Angle
SI- Gelenk	Sacroiliakgelenk
SICOT	Society of Orthopaedic Surgery and Traumatology
V <sub>IAC</sub>	Volumen des infraazetabulären Korridors

## 2. Zusammenfassung

### Hintergrund und Ziele:

Ziele der osteosynthetischen Versorgung von Azetablumfrakturen sind die anatomische Rekonstruktion der Hüftpfanne und die stabile Retention der Frakturkomponenten. Biomechanische Studien konnten zeigen, dass die osteosynthetische Versorgung von Azetabulumfrakturen, welche mit einer physischen Trennung von vorderem und hinterem Pfeiler einhergehen, durch eine zusätzlich applizierte Schraube in der infraazetabulären Region in ihrer Stabilität verdoppelt werden kann. Aufgrund der komplexen Anatomie und der engen Lagebeziehung zum Hüftgelenk sowie zu neurovaskulären Strukturen ist die Einbringung einer solchen Schraube jedoch mit einem nicht unerheblichen Komplikationsrisiko verbunden. Im Rahmen dieser Arbeit sollen die anatomiebedingte Form und Größe des infraazetabulären Knochenkorridors (IAC) untersucht werden, um und die Sicherheit der Schraubenimplantation vor dem Hintergrund des biomechanischen Benefits zu erhöhen.

### Methodik:

In der vorliegenden Arbeit erfolgte die computergestützte 3D-radiomorphometrische Untersuchung von 124 CT-Datensätzen intakter humaner Becken (248 Azetabula). Als epidemiologische Daten wurden Geschlecht, Lebensalter, Körpergewicht, Körpergröße und Body-Mass-Index (BMI) erfasst. Die Bilddatenakquisition erfolgte mittels eines klinischen Standard 64 Zeilen CT-Scanners „SOMATOM Sensation 64“ (Siemens AG, Erlangen, Deutschland). Die DICOM-Daten wurden anhand der Visualisierungssoftware Amira® 5.2.2 (Visage Imaging GmbH, Berlin, Deutschland) im Rahmen einer semiautomatischen Segmentierung in dreidimensionale Beckenmodelle konvertiert. Die Korridorberechnung/-visualisation basiert auf der Summation aller vollständig interaossären Schraubenverläufe für Schraubendurchmesser von 3,5mm bis 7,5 mm und erfolgte anhand eines eigens entwickelten Softwarealgorithmus. Die volumetrischen Daten jedes einzelnen Korridors wurden berechnet und anschließend mit der Statistiksoftware SPSS 21® (SPSS Inc., Chicago, USA) ausgewertet. Mittels Korrelation und Regressionsanalyse wurde der Einfluss der biometrischen Daten auf das Korridorvolumen ( $V_{IAC}$ ) untersucht. Geschlechtsspezifische quantitative Unterschiede des IAC wurden anhand des T-Testes und des Chi-Quadrat-Testes ermittelt. In einem weiteren Schritt wurde auf der Grundlage jedes pelvinen 3D-Datensatzes eine individuelle röntgenbildähnliche

planare Darstellung in der a.p. Inlet- und Outlet-Projektion generiert, um zu untersuchen, ob die Ausdehnung IAC mit der dysplastischen Pfannenformvarianz korreliert.

### **Ergebnisse:**

Der virtuelle Positivabdruck des IAC entspricht konsistent einem sanduhrähnlichen Doppelkegel, dessen Spitzen sich in Projektion auf die Fovea acetabuli vereinen und hier den Isthmus bilden. In 97% der männlichen und in 91% der weiblichen Azetabula konnte ein IAC für eine 3,5mm Schraube gefunden werden. Somit ergab sich diesbezüglich kein signifikanter geschlechtsspezifischer Unterschied. Dieser wurde erst ab einem Schraubendurchmesser  $\geq 4,5$  mm zu Ungunsten des weiblichen Geschlechts signifikant. Das durchschnittliche Korridorvolumen ( $V_{IAC}$ ) einer 3,5mm Schraube konnte im männlichen Becken mit  $16 \text{ cm}^3$  und im weiblichen Becken mit  $9,2 \text{ cm}^3$  berechnet werden. Die Volumina waren signifikant positiv korreliert mit dem Körpergewicht, der Körpergröße sowie dem Durchmesser der Köhler'schen Tränenfigur in der a.p.-Projektion des Beckens. Zusammenhänge zwischen der individuellen Größe des IAC und etwaigen dysplastischen azetabulären Fehlformen (15% der Population) konnten nicht gefunden werden.

### **Schlussfolgerung:**

Die Studienergebnisse tragen zu einem detaillierteren Verständnis der Anatomie des Azetabulums in Hinblick auf die sichere Einbringung von IA-Schrauben bei. Mit der Visualisierung des sicheren Knochenkorridors lässt sich das räumliche Vorstellungsvermögen des Chirurgen verbessern. Der IAC ist bei Frauen konsistent kleiner als bei Männern, existiert aber bei Verwendung einer 3,5 mm Schraube in beiden Geschlechtern zu  $>90\%$  der Fälle. Signifikante geschlechtsspezifische Unterschiede ergeben sich erst bei Schrauben mit Durchmessern ( $\geq 4,5$  mm). Somit kann eine 3,5 mm Schraube als Standardimplantat empfohlen werden. Die beschriebene Methodik ermöglicht die halbautomatische 3D-Formanalyse einer großen Anzahl von CT-DICOM-Datensätzen mit reproduzierbaren Ergebnissen. Körpergröße, -gewicht und der Durchmesser der Köhler'schen Tränenfigur in der Beckenübersicht wurden als Einflussvariablen auf die Ausdehnung des IAC identifiziert und können daher als Prädiktoren für die Größe eines IAC gesehen werden. Sie gelten somit als Anhaltspunkte zur Beurteilung des individuellen IAC im Rahmen der präoperativen Planung ohne die Durchführung aufwendiger

3D-Rekonstruktionen. Die kongenitale Hüft dysplasie hat keinen Einfluss auf die sichere Applikation einer IAS.

### 3. Einleitung

#### 3.1 Allgemeines, Einführung in die Thematik

In den Jahren des Schaffens von Hippokrates (460-370 v. Chr.) bis Ambrosius Pare (1510-1590) gab es lediglich Beschreibungen und Klassifizierungen von Hüftluxationen, ohne auf Azetabulumfrakturen einzugehen. Frakturen dieser Art konnten nur aufgrund von Schwierigkeiten bei Reposition und Stabilisation des Hüftgelenkes vermutet werden. Erst nachdem sich Ende des 19. Jahrhunderts die Radiografie allmählich etabliert hatte, konnten erste Studien zu Azetabulumfrakturen durchgeführt werden. Bis 1960 gestaltete sich die Behandlung allerdings hauptsächlich konservativ.

Erste operative Therapieversuche unternahmen Vaughn 1912, Lambotte 1913 und Leriche 1915. Jedoch blieb die operative Behandlung bis in die 50er Jahre die seltene Ausnahme. Emile Letournel war die Ikone der Becken- und Azetabulumchirurgie des 20. Jahrhunderts. Er studierte intensiv die Anatomie des Beckens und des Azetabulums. Seine späteren Untersuchungen zu radiologischen Landmarken wichtiger anatomischer Strukturen der Hüftpfanne führten zu einem deutlich besseren Verständnis der Zusammenhänge zwischen traumatischer Krafteinwirkung und resultierenden Frakturverläufen. Darauf basierend entwickelte er eine eigene, bis heute international anerkannte Klassifikation der Azetabulumfrakturen. Mit dem rasanten Entwicklungsfortschritt der bildgebenden diagnostischen Möglichkeiten konnten Letournel's Prinzipien der Hüftgelenkschirurgie mit zunehmendem Erfolg umgesetzt werden (Prevezas 2007). Dabei erbrachte die Entwicklung der Computertomografie (CT) einen enormen Vorteil hinsichtlich der Beurteilung und der operativen Behandlung der Frakturen (Hufner et al. 1999).

Trotz des technischen Fortschrittes in Diagnostik und Therapie stellt die operative Behandlung Azetabulumfrakturen den Operateur auch im 21. Jahrhundert noch vor große Herausforderungen. So verlangt die komplexe knöcherne Anatomie dem Chirurgen ein

ausgeprägtes räumliches Vorstellungsvermögen ab. Auch die geringe Anzahl der Azetabulumfrakturen im klinischen Alltag von 3 Fällen pro 100 000/Jahr (Laird und Keating 2005) und einer damit einhergehenden flach ansteigenden Lernkurve trägt entscheidend zur Problematik bei (Rommens und Hessmann 1999).

Gegenüber diesen Erschwernissen steht die zentrale biomechanische Rolle des Azetabulums in der Funktion als Artikulationsfläche und Interface der Kraftübertragung zwischen Rumpf und unterer Extremität im aufrechten Gang und Stand des Menschen. Die Belastung eines Hüftgelenkes beim zweibeinigen Stand beträgt 80 - 100% des Körpergewichts. Dieser Umstand ist dem permanenten Muskelzug zu schulden, welcher auf das Hüftgelenk einwirkt (Polkowski und Clohisy 2010). Beim langsamen Gang beträgt die Belastung ca. 300 % des Körpergewichts, steigt auf 500 % beim Jogging (Polkowski und Clohisy 2010) und erreicht Spitzenwerte von 870 % beim unvorhergesehenen Stolpern über ein Hindernis (Bergmann et al. 1993). Diese Tatsachen unterstreichen in der Fraktursituation die Notwendigkeit einer möglichst anatomischen Gelenkrekonstruktion und stabilen Fixation, um eine posttraumatische Arthrose zu verzögern bzw. zu verhindern (Matta 1996, Mears et al. 2003). Um dieses Ziel zu erreichen, hat sich die offene Reposition mit interner Fixation durchgesetzt (Matta et al. 1986, Letournel und Judet 1993).

### **3.2 Funktionelle Anatomie, Biomechanik und operative Therapie**

Das Becken ist eine knöcherne Ringstruktur, gebildet aus dem Os sacrum und zwei Os coxae. Sie sind ventral durch die Symphysis pubis und dorsal durch die SI-Gelenke verbunden. Jedes Os coxae besteht aus Os Ilium, Os ischium und Os pubis, welche sich im Azetabulum (lat. Essignäpfchen) über die sogenannten Y-Fuge vereinen. Die daraus resultierende komplexe Form des Os coxae veranlasste frühe Anatomen wie Henry Gray dazu, es als Os innominatum oder „namenlosen Knochen“ zu bezeichnen (Gray 1901). Mollier beschreibt seine Form treffend als eine in sich um etwa 90° gewundene Ziffer „8“. Etwas unterhalb des Kreuzungspunktes befindet sich das Azetabulum, dessen Öffnung nach anterior, inferior, lateral ausgerichtet ist (Tscherne H und Pohlemann T 1998). Seine mediale knöcherne Begrenzung wird als quadrilaterale Fläche bezeichnet.

Die Incisura acetabuli unterbricht die knöcherne Wulst, welche das Azetabulum umgibt, nach ventrocaudal. Die Facies lunata ist der mit dem Femurkopf artikulierende sichelmondförmige Anteil des Azetabulums. Im Zentrum dieses knorpligen Sichelmondes liegt die Fossa acetabuli, die nach kaudal in Richtung des Foramen obturatum ausläuft und den tiefsten Punkt der Hüftpfanne darstellt. Im belastungsfreien Zustand steht nur ein kleiner Teil der Gesamtoberfläche des Caput femoris im Kontakt mit der Fascies lunata. Mit steigender Belastung nimmt die Größe der Kontaktfläche zu (Greenwald und Haynes 1972).

Um die Zusammenhänge zwischen Unfallmechanismus, Frakturform und der daraus entstehenden Konsequenzen zu verstehen, bedarf es neben der rein deskriptiven Anatomie einer funktionellen Ergänzung. In diesem Sinne teilte bereits Rouvière das Os coxae in einen vorderen und einen hinteren Pfeiler auf, welche in ihrer Lage einem auf dem Kopf gestellten „Y“ entsprechen und dessen Schenkel das Azetabulum vorn und hinten begrenzen. Der hintere Pfeiler ist durch den dichten Knochenanteil des Foramen ischiadicum gekennzeichnet und wird durch die Spina ischiadica und die Tuberositas ischiadica eingefasst. Er eignet sich sehr gut für die interne Fixierung durch Osteosynthesematerialien. Der vordere Pfeiler erstreckt sich von der Crista iliaca bis zur Symphyse und beinhaltet die gesamte vordere Wand des Azetabulums. Die Grenze zwischen vorderem und hinterem Pfeiler verläuft durch das Zentrum der Hüftpfanne, durch das Foramen obturatum und durch den Ramus pubicus inferior.

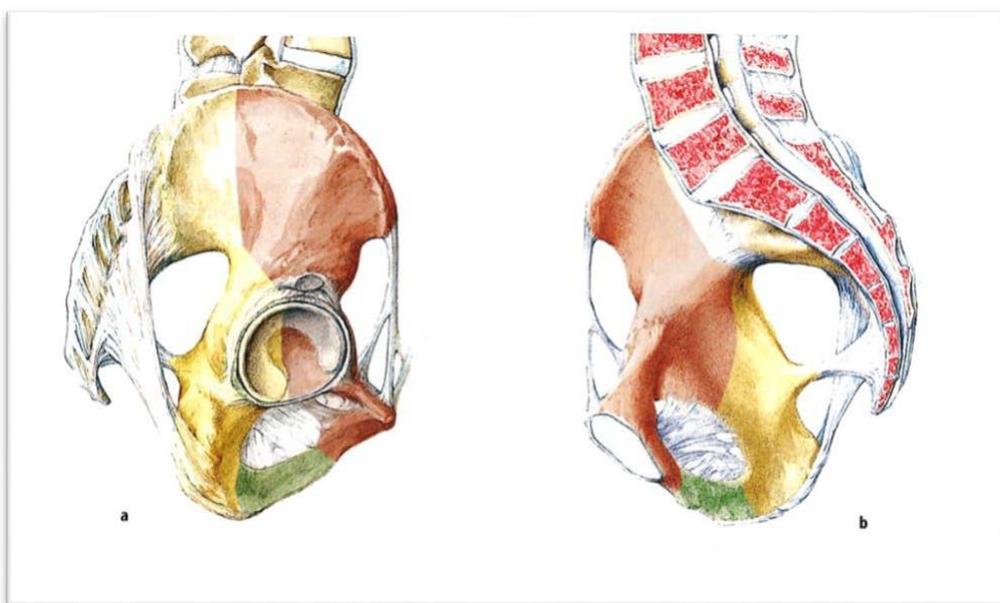


Abbildung 1 Darstellung der Pfeilerstruktur des Os ilium (aus: Tscherne, Pohlemann, Unfallchirurgie, Becken und Azetabulum 1998)

Struktur und Form des Hüftbeines stehen in engem Zusammenhang mit den Kräften, welche vom Femurkopf zur Wirbelsäule und vice versa übertragen werden. Rouviere beschrieb, wie diese Kräfte das Os innominatum durchlaufen. Von den starken, verdichteten Zonen tangential neben den aurikulären Gelenkflächen (SI-Gelenk) weiter zu der kranialen Begrenzung des Foramen ischiadicum major. Diese partiellen Verdickungen nannte er Sciatic buttress (ischialer Stützpfiler). Von diesem Stützpfiler gehen zwei Trabekelsysteme aus. Das erste ist relevant für die aufrechte stehende Position und beinhaltet Elemente des hinteren, oberen Anteils des Azetabulums, welche weiter in den vorderen Pfeiler verlaufen. Das zweite ist funktionell relevant für die sitzende Position, in welcher die knöchernen Verdickungen fast vertikal im Bereich der Tuberositas ischiadica verlaufen und bezieht den gesamten hinteren Pfeiler mit ein (Rouvière 1940). Campanacci (1967) führte weitere Analysen der Trabekelstrukturen durch, welche die Arbeit von Rouvier sicherten und erweiterten. Er unterschied 3 fundamentale Systeme innerhalb der Knochenstruktur: das sakroazetabulare, das sakropubische und das sakroischiale System (Letournel und Judet 1993).

Das Hüftgelenk (Articulatio coxae) stellt eine zentrale Schlüsselposition für die Bewegung der unteren Extremität gegenüber dem Rumpf im aufrechten Stand und Gang dar. Beim Gehen behält immer ein Bein Bodenkontakt und trägt somit die komplette Körperlast. Als Reaktion auf diese auftretenden Kräfte zeigt sich die ausgeprägte knöcherne Morphologie des azetabulären Doms. Dieser spielt eine biomechanisch wichtige Rolle in der Azetabulumchirurgie. Er verläuft von direkt unterhalb der Spina iliaca anterior inferior bis zum hinteren Pfeiler (Buchholz und Heckmann 2002b). Der Hüftkopf als distaler Gelenkpartner hat eine annähernde Kugelform, das Azetabulum entspricht eher einer Ellipse. Dabei entspricht der Kopfdurchmesser dem kleineren Durchmesser der Pfanne. Die durch dieses Größenverhältnis entstehende Vorspannung zwischen den Gelenkanteilen bremst unter Last das Einsinken des Kopfes in die elastische Pfanne. Diese Eigenschaft geht im Rahmen von erlittenen Azetabulumfrakturen verloren. Über die resultierenden Konsequenzen gibt es bis dato noch keine hinreichenden Untersuchungen (Tscherne H und Pohlemann T 1998). Die Fasern des Labrum acetabulare verlaufen konzentrisch parallel zum Pfannenrand und fungieren neben der funktionellen Vertiefung des Azetabulums als eine Art „Dichtungsring“, indem es den Austritt intraartikulärer Gelenkflüssigkeit verhindert (Polkowski und Clohisy 2010).

Das Azetabulum ist von einem kräftigen Weichteilmantel umgeben, welcher direkte Verletzungen selten zulässt. In der Mehrheit der Fälle ist die Hüftgelenkspfanne somit von indirekten Traumen betroffen, wobei die Kraft über das Femur eingeleitet wird. Die Kraft kann dabei über 4 verschiedene Eintrittspunkte eingeleitet werden:

- Trochanter major (seitlicher Anprall)
- Knie bei gebeugtem Unterschenkel (dashboard injury)
- Fuss bei gestrecktem Knie (Sturz aus großer Höhe)
- dorsales Becken

Dabei ist die Frakturform in erster Linie abhängig von der Stellung des Hüftkopfes im Moment der Krafteinwirkung. Der Kraftvektor, welcher parallel zur Achse des Schenkelhalses verläuft, ist von entscheidender Bedeutung für die Frakturform. Alle anderen Kraftvektoren üben lediglich ein Drehmoment auf das Gelenk aus und sind für die Frakturentstehung von geringerer Bedeutung. Durch die Vielzahl von Stellungsvariationen und Größen des Kraftvektors lässt sich die Vielfalt der Azetabulumfrakturen erklären (Tscherne H und Pohlemann T 1998b).

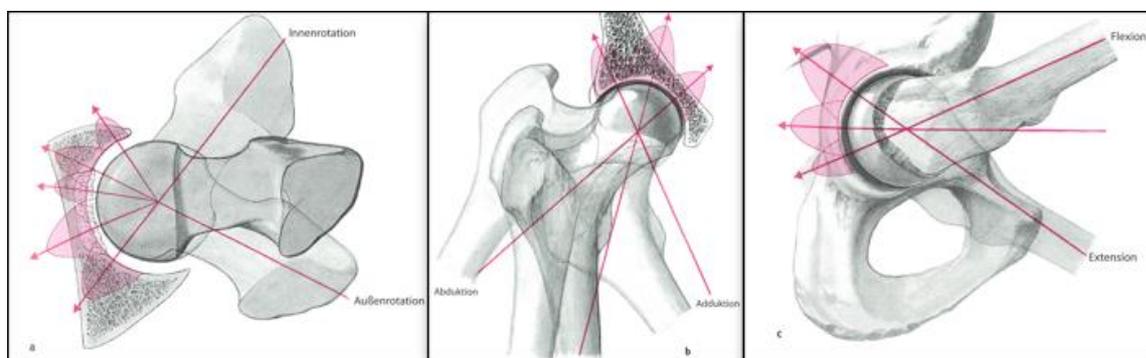


Abbildung 2 Entstehung von Azetabulumfrakturen. Pathobiomechanik der Acetabulumfrakturen nach Letournel. Frakturtyp in Abhängigkeit von a. Innenrotation/Aussenrotation b. Abduktion/Adduktion und c. Flexion und Extension (aus: Tscherne H und Pohlemann T 1998)

Die erste Klassifikation welche auch Begleitfaktoren, wie den Grad der Dislokation, den Grad der Fragmentierung, den exakten Verlauf der Frakturlinien und die Beschaffenheit des Knochens implementierte, wurde von Judet 1964 noch vor der Entwicklung der Computertomografie erstellt. Später wurde sie von Letournel leicht modifiziert. Sie basierte auf Röntgenaufnahmen im anterior-posterioren (a.p.) und in oblique verlaufenden Strahlengängen

(Ala- und Obturator Aufnahmen). Die Frakturen wurden in fünf einfache und fünf komplexe Frakturtypen unterteilt, welche in Abbildung 3 dargestellt sind.

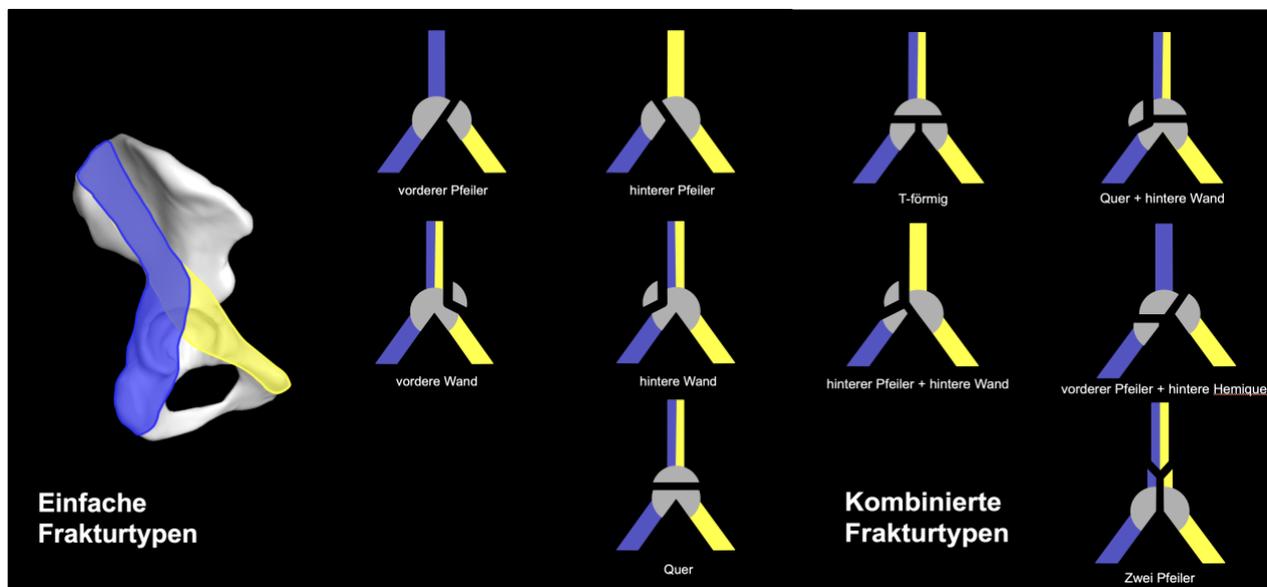


Abbildung 3 Schematische Darstellung der Einteilung von Azetabulumfrakturen nach Letournel

Basierend auf dieser Klassifikation wurde durch die AO eine international anerkannte (SICOT, OTA und AO), umfassendere, alphanumerische "Konsensusklassifikation" entwickelt (Hüfner et al. 1999). Ziel war es, einen internationalen Standard einzuführen und die Einteilung um zusätzliche, wichtige Prognosefaktoren zu erweitern. Dabei sind die Frakturen aufsteigend nach ihrer Schwere in folgende Gruppen eingeteilt:

- A (Frakturen eines Pfeilers)
- B (Querfrakturen)
- C (Zweipfeilerfrakturen)

Diese universelle Klassifikation ist trotz ihres Umfangs verständlich und eignet sich sehr gut, Fallvergleiche zwischen verschiedenen Behandlungszentren durchzuführen. (Bucholz und Heckmann 2002a).

### 3.3 Bildgebung im Rahmen der Diagnostik und Therapie

Das anatomische Verständnis der Morphologie von Azetabulumfrakturen nach den Beschreibungen von Judet und Letournel basiert historisch gesehen auf planaren Röntgenprojektionsaufnahmen. Neben der a.p.-Aufnahme des Beckens werden die schrägen Ala- und Obturatorprojektionen durchgeführt, um zwei zusätzliche senkrecht zueinanderstehende Aufnahmen der Hüftgelenkspfanne zu erhalten. Heutzutage erleichtert die präoperative Computertomografie dem Chirurgen die Planung und Interpretation mit überlagerungsfreien Schnittbildern in diversen Raumebenen wie auch 3-dimensionalen Summationsbildern deutlich. Wenngleich in modernen Zentren mittlerweile auch schon die situative intraoperative Schnittbilddarstellung mittels Cone-Beam- oder CT-Geräten z.B. nach erfolgter Frakturpositionierung oder nach Komplettierung der Osteosynthese möglich ist (Stuby et al. 2011, Richter et al. 2018), bleiben fluoroskopische Projektionsaufnahmen in den Standardebenen für die Orientierung des Operateurs nachwievor unverzichtbar. Definierte Landmarken erlauben hierbei in den unterschiedlichen Projektionen die Interpretation der Frakturmorphologie. Diese Linien repräsentieren die Pfeiler und Wände des Azetabulums. Deren Beurteilungsfähigkeit ist essentiell, um das planare Röntgenbild auf das komplizierte dreidimensionale Os innominatum zu übertragen (Stannard et al. 2007). Aus der frakturbedingten Unterbrechung dieser Linien ergibt sich die individuelle Frakturmorphologie, wie in Tabelle 1 dargestellt ist.

Anatomische Struktur	Landmarke	Beurteilbarkeit		
		a.p.	Ala	Obturator
vorderer Pfeiler	Linea iliopectinea	x		x
hinterer Pfeiler	Linea ilioischiadica	x	x	
Pfannendach	Pfannendach	x	x	
Vorderwand	Vorderwand	(x)	x	
Hinterwand	Hinterwand	(x)		x
quadrilaterale Fläche	Köhlersche Tränenfigur	x		

*Tab 1 Projektionsradiografische Kennlinien für anatomische Landmarken in den klassischen planaren Röntgenaufnahmen a.p., Ala und Obturator*

Ein weiteres wichtiges Kriterium bei der radiologischen Beurteilung von Azetabulumfrakturen ist die Bestimmung des Roof-Arc-Angle (RAA), anhand dessen die Mitbeteiligung des Pfannendaches erfasst werden kann. Ist das Pfannendach und somit der lasttragende Teil involviert, resultiert mit hoher Wahrscheinlichkeit eine posttraumatische Arthrose des Hüftgelenkes (Matta und Merritt 1988). Die Fraktur ist nicht belastungsstabil. Somit ist der Erhalt des Pfannendaches neben dem Dislokationsgrad ein prognostisch bedeutsamer Faktor. Der RAA wird bestimmt durch eine vertikale Linie, die durch das Zentrum des Hüftkopfes läuft und eine zweite Linie verlaufend vom Hüftkopfbereich zum Punkt, wo die Fraktur die Gelenkoberfläche erreicht. Dieser Winkel ist auf allen 3 Standardprojektionen zu bestimmen. Dabei darf der Hüftkopf nicht luxiert und das Bein nicht unter Zug stehen (Stannard et al. 2007).

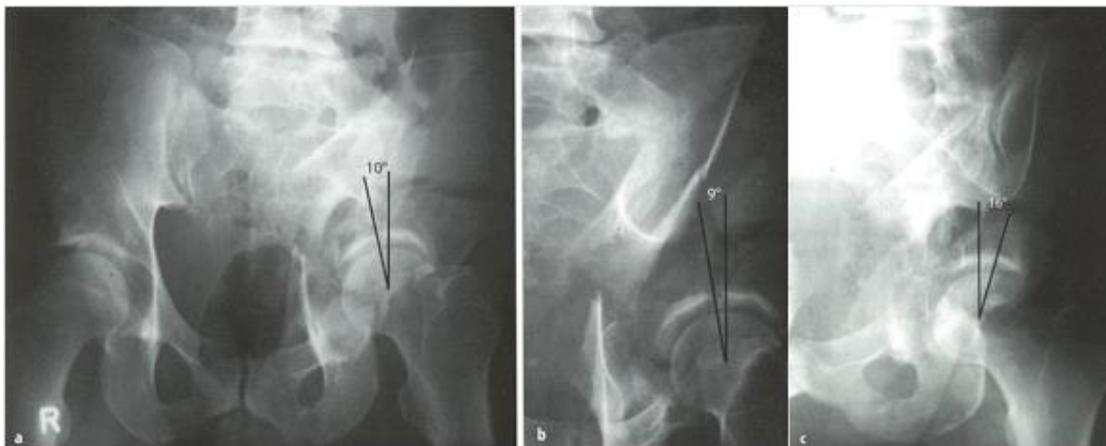


Abbildung 4 Bestimmung des Pfannendachwinkels (RAA) nach Matta in den Standardprojektionen a) AP-(a), Ala-(b) und Obturatorprojektionen (c) (Tscherne H und Pohlemann T 1998)

Laut Matta und Olson ist ein RAA  $\geq 45^\circ$  konservativ behandelungsfähig (Matta 2009). Alles unterhalb dieses Wertes ist potentiell operativ zu versorgen. Chuckpaiwong et al. stellten mit ihren Untersuchungen ähnliche Ergebnisse fest und beschrieben, dass die dislozierte Azetabulumfraktur mit einem medialen RAA  $< 46^\circ$  (a.p.), anterioren RAA  $< 52^\circ$  (Obturator) und einem posterioren RAA  $< 61^\circ$  (Ala) die gewichttragende Zone (Weight Bearing Dome) des Azetabulums kreuzen. Bei Frakturen solcher Art sollte daher eine operative Versorgung in Betracht gezogen werden (Chuckpaiwong et al. 2009).

Ergänzend zur Projektionsradiografie hat sich die CT insbesondere zur präoperativen Planung durchgesetzt und ist nun ein fester Bestandteil der Diagnostik von Azetabulumfrakturen. Damit wird eine präzisere Klassifikation der Frakturen möglich, indem man prognosebestimmende

Modifikatoren wie Trümmerzonen, intraartikuläre Fragmente, Impressionsfrakturen des Hüftkopfes und Gelenkinkongruenzen erkennen und darauf basierend die Therapieoptionen anpassen kann. Zudem geben 3D-Rekonstruktionen einen enormen Zuwachs an Diagnosesicherheit. Dies ist insbesondere für junge, unerfahrene Chirurgen von Vorteil (Hüfner et al. 1999). Neben der Bestimmung des RAA auf den drei planaren Standardaufnahmen wird inzwischen auch hierfür die CT eingesetzt. Dabei stellen sich die oberen 10 mm der Gelenkfläche äquivalent zum azetabulären Dom dar (Olson und Matta 1993). Auch ein postoperativer Einsatz der CT zur Beurteilung des OP-Ergebnisses gehört zum diagnostischen Standard. Eberl et al. untersuchten die Notwendigkeit der postoperativen CT nach Frakturversorgung des Azetabulums. Nach Analyse der Strahlenbelastung und der Genauigkeit der CT-Untersuchung bezüglich Materialfehlage kam er zu dem Schluss, dass die postoperative CT ihre Berechtigung besitzt (Eberl et al. 2003). Der Nutzen zur Beurteilung einer etwaigen Revisionsnotwendigkeit und damit zur Vermeidung von Spätschäden rechtfertigen das Strahlenrisiko. Auch Moed et al. zeigten, dass das postoperative CT nach Hinterwandfrakturen bei der Beurteilung von Frakturreduktion und Frakturstabilisierung deutlich überlegen ist und sehr gut mit dem klinischen Outcome korreliert. (Moed et al. 2003).

Trotz der stetigen Weiterentwicklung der bildgebenden Diagnostik mittels CT bilden die o.g. Standardprojektionen nach wie vor die Grundlage für das chirurgische Frakturverständnis, die Klassifikation, die sich daraus ergebende Behandlungsstrategie und die intraoperative Orientierung.

### *Konservative Versorgung*

Die konservative Behandlung von Azetabulumfrakturen spielt heutzutage eine untergeordnete Rolle. Trotz der fortgeschrittenen chirurgischen Behandlungstechniken der Azetabulumfrakturen gibt es jedoch Umstände, bei denen eine chirurgische Versorgung nicht erforderlich ist. Hierzu zählen undislozierte Frakturen, die nicht den lasttragenden Dom betreffen und somit als ausreichend stabil einzuschätzen sind. Hierunter zählen u.a. niedrige Querfrakturen. Allerdings gibt es auch Konstellationen, bei denen sich die operative Versorgung verbietet und die konservative Behandlung aufgrund patientenbezogener Kontextfaktoren als einzige Alternative verbleibt. Hierzu zählen u.a. lokale Weichteilprobleme wie Morel-Lavallée Läsion), Verbrennungen, schwere Zertrümmerung der Frakturkomponenten und starke

Osteoporose (Sen und Veerappa 2009). Aber auch ein reduzierter Allgemeinzustand, Vorerkrankungen des kardiopulmonalen Systems, lokale Infektionen und vorbestehende Thrombosen sind als relative Kontraindikationen anzusehen (Kuner 1997). Die konservative Behandlung bietet im Falle von eventuellen Kontraindikationen für das operative Verfahren eine gute Alternative, welche in Abhängigkeit von der Frakturmorphologie durchaus auch gute Langzeitergebnisse zeigen kann (Weise et al. 1997), (Sen und Veerappa 2009).

### *Operative Versorgung*

Grundsätzlich stellt die Azetabulumfraktur, sofern sie als Monotrauma auftritt, keine Notfallsituation dar. Ausnahmen bilden hier alle irreponiblen und/oder instabilen Hüftkopfluxationen, Frakturen mit gleichzeitiger Femurkopfsegmentfraktur (Pipkin Typ 4) und Frakturen, die mit Schäden des N. ischiadicus einhergehen (Kuner 1997). Vor der Entscheidung für die operative Therapieoption ist die Realisierbarkeit der Ziele, wie sie von Letournel formuliert wurden zu bedenken:

1. Möglichst exakte Wiederherstellung der Pfanne rund um den Femurkopf, um die gestörte Gelenkkongruenz zu beseitigen.
2. Verwirklichung einer stabilen Osteosynthese, die ohne jede zusätzliche externe Stabilisierung auskommt und eine sofortige aktive Mobilisation ermöglicht, wodurch das funktionelle Resultat von Gelenkverletzungen entscheidend beeinflusst wird (Letournel 1966).

Sind diese Ziele offensichtlich nicht erreichbar, so sollte über die konservative Therapie oder einen primär endoprothetischen Gelenkersatz nachgedacht werden. Aus diesen Punkten lassen sich zugleich Indikationen der Operation ableiten:

- Frakturen mit Subluxation des Hüftkopfes
- Kongruenzverlust zwischen Hüftkopf und Gelenkfläche
- sekundäre Frakturdislokationen und Verbleiben von inkarzerierten Knochenfragmenten
- Frakturen, welche den azetabulären Dom mit einbeziehen und über 2mm disloziert sind
- Beteiligung des lasttragenden Domsegmentes
- Hinterwandfrakturen mit einer Gelenkbeteiligung von über 20%

## *Osteosynthesen*

Die Osteosynthese ermöglicht eine stabile Fixation, insbesondere der gelenkflächenbildenden Frakturkomponenten, welche zuvor möglichst anatomisch über einen zumeist standardisierten ventralen oder dorsalen Zugang zum Azetabulum reponiert wurden. Ein weiteres grundstrategisches Ziel der osteosynthetischen Versorgung von Azetabulumfrakturen ist die Stabilisierung des vorderen u./od. hinteren Pfeilers bzw. von Vorder- und Hinterwand. Zur Anwendung kommen i.d.R. 3,5 mm Rekonstruktionsplatten aus dem Kleinfragmentinstrumentarium.

Neben der Plattenosteosynthese bietet sich im Bereich des Beckens auch die interfragmentäre Stabilisierung durch überlange Schrauben an. Die Anatomie des knöchernen Beckenringes ist geradezu prädestiniert, an verschiedenen Stellen durch spongiöse Räume (sog. „Korridore“) hindurch einzelne, möglichst lange Schrauben zu platzieren (sog. Magic screws). Voraussetzung ist die genaue Kenntnis der komplexen 3-dimensionalen Anatomie des Os innominatum in Bezug auf die Trajektorien – also die kapazitären Bereiche und die Kenntnis sog. „safe zones“ und „danger zones“ der periazetabulären Region hinsichtlich der Penetrationsgefahr in das Hüftgelenk sowie der potentiellen Verletzung von angrenzenden neurovaskulären Leitstrukturen. Schon geringe Abweichungen des Einbringungsortes und des Bohrwinkels können die Positionierung in optimaler Schraubenlage verhindern. Abb. 5 a,b zeigt beispielhaft nutzbare Schraubentrajektorien. Diese können bei nicht dislozierten, jedoch instabilen Frakturen auch gut minimalinvasiv unter Bildwandlerkontrolle eingebracht werden. Dies kann insbesondere bei adipösen und oder multimorbiden Patienten die perioperativen Risiken, wie implantatassoziierte Infekte reduzieren (Caviglia et al. 2018).

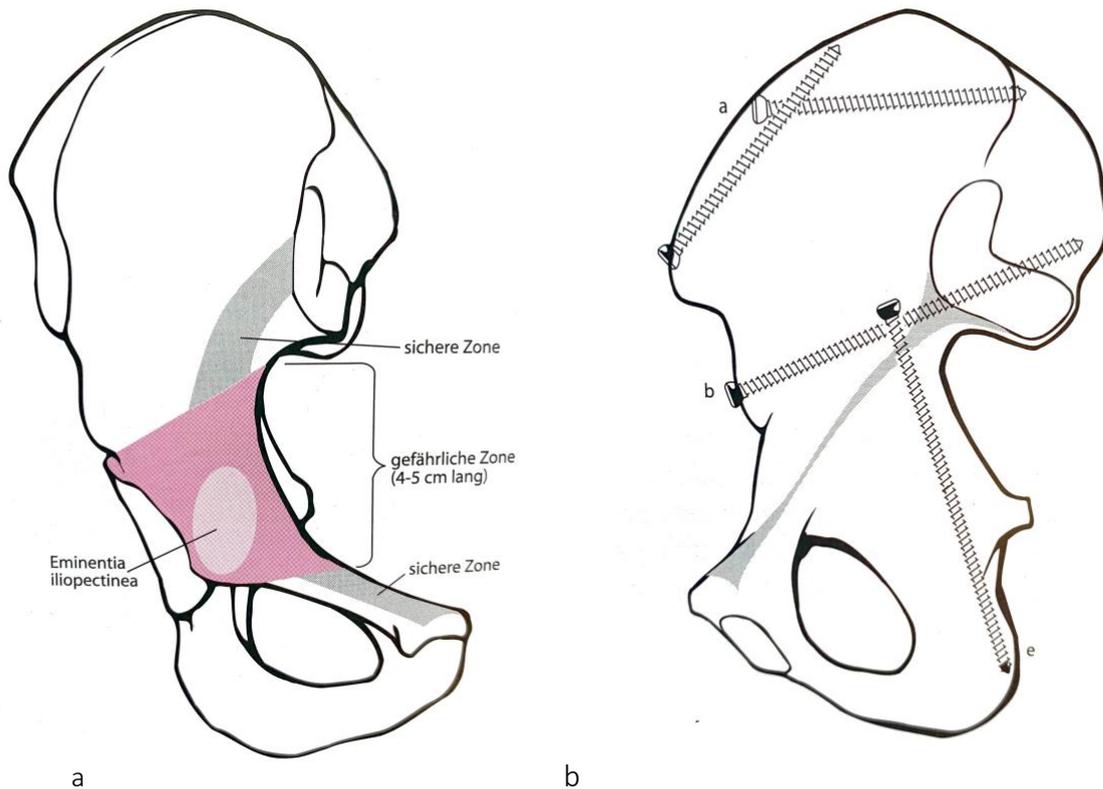


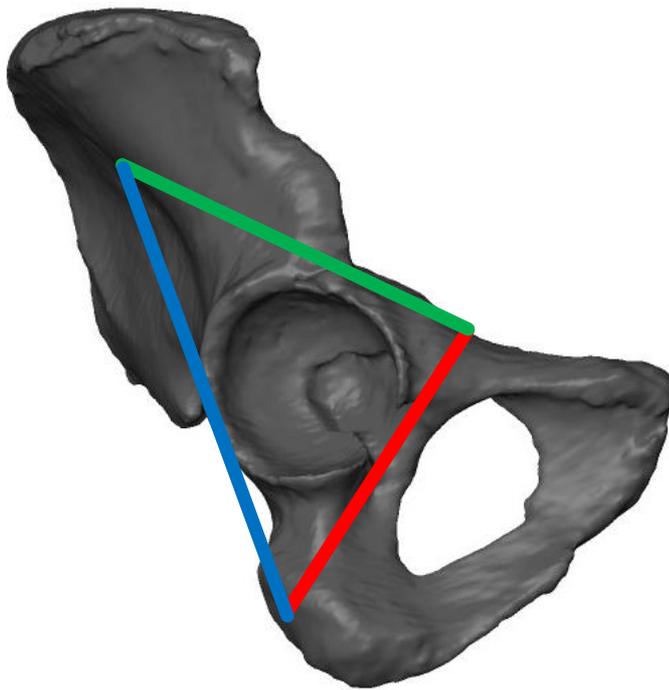
Abbildung 5 Regionen zur Schraubenplatzierung im Bereich des Os ilium und Azetabulum (Tscherne H und Pohlemann T 1998)

Häufige Verwendung findet die sog. „anterior column screw“ für die Stabilisierung des vorderen Pfeilers, welche retrograd vom Körper des Os ilium in Richtung Symphyse und dabei durch den Ramus superior des Os pubis platziert wird. Sie passiert das Azetabulum medial. Sie verläuft 2 Finger breit über dem Azetabulum. Die Schraube für die hintere Säule (posterior column screw) wird über die Fossa iliaca in Richtung des Sitzbeins platziert und dient damit der langstreckigen Schienung von Frakturen des hinteren Pfeilers bzw. (hemi-)queren Frakturkomponenten.

Bei Frakturtypen mit Separation des lasttragenden vorderen und hinteren Pfeilers bietet sich die Platzierung einer Schraube in der sog. danger zone (Abb. 5 a) zur Transfixation beider Pfeiler an. Hierunter zählen:

- T-shaped Frakturen (62-B2)
- 2-Pfeiler Frakturen (62-C)
- hintere (62-A2) und vordere Pfeilerfrakturen
- sowie vordere Pfeilerfrakturen mit hinterer hemitransverser Komponente (62-B3).

Biomechanische Untersuchungen konnten den signifikanten Zugewinn einer solchen infraazetabulären Schraube (IAS) bestätigen (Culemann et al. 2011, Marintschev et al. 2012), mit welcher ein suffizienter Schluss des periazetabulären Rahmens erreicht werden kann (Abb. 6). Hierdurch kann eine Protrusion des Femurkopfes durch ein Auseinanderweichen der beiden Pfeiler vermieden werden (Culemann et al. 2011).



*Abbildung 6 Infraazetabulärer Schraubenverlauf (rot) zum Schluss des periazetabulären Fixationsrahmens zwischen vorderem (grün) und hinterm Pfeiler (blau)*

Die Implantation der IA-Schraube wird nachfolgend beschrieben: Nach anatomischer Reposition der Pfeiler zueinander wird eine kurvierte Rekonstruktionsplatte entlang der Linea iliopectinea platziert. Danach wird die IAS über das 2. Fenster des ilioinguinalen Zuganges in ein freies Plattenloch implantiert. Der korrekte Eintrittspunkt wird ca. 1 cm unterhalb der Eminentia iliopectinea mittig auf dem oberen Schambeinast in Projektion auf die Tränenfigur in der inlet-Aufnahme angegeben. Unter digitaler Palpation entlang der Innenseite der quadrilateralen Fläche, angrenzend an das Foramen obturatorium, wird dann der Bohrer bzw. später die Schraube bis in den hinteren Pfeiler eingebracht (Culemann et al. 2011).

#### 4. Fragestellung und Ziele der Arbeit

Insbesondere vor dem Hintergrund der steigenden Lebenserwartung unserer Gesellschaft zeigte sich in den letzten Jahrzehnten eine Verschiebung in der Kausalität der Inzidenz von Frakturen. Auch die Verletzungen der Hüftgelenkspfanne werden zunehmend durch banale Stürze aus dem Stand als sog. Niedrigenergietrauma des älteren Menschen verursacht. Mit zunehmendem Patientenalter kommt es zur Minderung der Knochenqualität im Sinne osteoporotischer Veränderungen. Die reduzierte Knochenqualität führt zu einem geschwächten Knochen-Implantat-Interface und somit zur geringeren Belastbarkeit und dem erhöhten Risiko von Materiallockerung und -versagen. Das perioperative Risiko bzgl. des Auftretens von Pneumonien, Thrombembolien und schließlich Dekubitalulzerationen steigt im Alter ebenso. Somit ist es umso wichtiger, dass die Osteosynthese eine Stabilität erzeugt, welche eine frühzeitige Belastung und somit eine effektive Rehabilitation ermöglicht.

Biomechanische Studien konnten zeigen, dass sich die Stabilität der Osteosynthese bei Frakturformen, welche den vorderen und hinteren Azetabulumpfeiler separieren, durch die zusätzliche Applikation einer sog. infraazetabulären Schraube nahezu verdoppeln lässt (Gras et al. 2012, Marintshev et al. 2012). Zusammen mit der Osteosynthese des vorderen und des hinteren Azetabulumpfeilers gelingt hierdurch der Schluss eines triangulären periazetabulären Rahmens (Abb. 6). Um die intraoperative Sicherheit bzgl. der zusätzlichen Applikation der IAS zu erhöhen, suchten und analysierten wir im Rahmen dieser Arbeit den infraazetabulären Knochenkorridor (IAC). Allerdings ist der für eine IAS nutzbare sichere Knochenkorridor eng begrenzt, und anatomische Kenntnisse über seine regelhafte Existenz, Formvarianz räumliche Ausdehnung sind bis dato ungenügend. Die dieser Arbeit zugrundeliegenden Untersuchungen zielen auf die Beantwortung folgender Fragestellungen ab:

- Existiert ein sicherer Knochenkorridor regelhaft?
- Inwieweit variiert dieser, und von welchen Variablen kann auf seine interindividuelle Existenz und Ausdehnung geschlossen werden?
- Welche Form und Größe besitzt er?
- Kann in planaren Röntgenprojektionsaufnahmen auf die Existenz, und Größe des IA-Korridors geschlossen werden?

- Welchen Einfluss haben dysplastische Formvarianten des Azetabulums auf die Größe und Existenz des IA-Korridors?

Zur Beantwortung dieser Fragen erfolgten die:

- Entwicklung einer computer-gestützten Methode zur automatischen 3-dimensionalen Berechnung und Visualisierung sicherer Schraubenkorridore am Beispiel der IA-Region im Bereich der Hüftpfanne
- Untersuchung von Lage und Formvarianz des IA-Korridors in Abhängigkeit von verschiedenen Schraubendurchmessern
- Identifikation von epidemiologischen Einflussvariablen für die Existenz und Ausdehnung des IAC
- Prüfung der Aussagekraft von planaren Röntgenaufnahmen in den Standardprojektionen in Bezug auf die Nutzung des IAC

## 5. Originalarbeit

Secure corridor for infraacetabular screws in acetabular fracture fixation - a 3-D radiomorphometric analysis of 124 pelvic CT datasets, Arlt S, Noser H, Wienke A, Radetzki F, Hofmann GO, Mendel T. Journal of Orthopaedic Surgery and Research, 13(1):119, 2018

RESEARCH ARTICLE

Open Access



# Secure corridor for infraacetabular screws in acetabular fracture fixation—a 3-D radiomorphometric analysis of 124 pelvic CT datasets

Stephan Arlt<sup>1,2\*</sup>, Hansrudi Noser<sup>3</sup>, Andreas Wienke<sup>4</sup>, Florian Radetzki<sup>5</sup>, Gunther Olaf Hofmann<sup>1,2</sup> and Thomas Mendel<sup>1,2</sup>

## Abstract

**Background:** Acetabular fracture surgery is directed toward anatomical reduction and stable fixation to allow for the early functional rehabilitation of an injured hip joint. Recent biomechanical investigations have shown the superiority of using an additional screw in the infraacetabular (IA) region, thereby transfixing the separated columns to strengthen the construct by closing the periacetabular fixation frame. However, the inter-individual existence and variance concerning secure IA screw corridors are poorly understood.

**Methods:** This computer-aided 3-D radiomorphometric study examined 124 CT Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) datasets of intact human pelvis (248 acetabula) to visualize the spatial IA corridors as the sum of all intraosseous screw positions. DICOM files were pre-processed using the Amira® 4.2 visualization software. Final corridor computation was accomplished using a custom-made software algorithm. The volumetric measurement data of each corridor were calculated for further statistical analyses. Correlations between the volumetric values and the biometric data were investigated. Furthermore, the influence of hip dysplasia on the IA corridor configuration was analyzed.

**Results:** The IA corridors consistently showed a double-cone shape with the isthmus located at the acetabular fovea. In 97% of male and 91% of female acetabula, a corridor for a 3.5-mm screw could be found. The number of IA corridors was significantly lower in females for screw diameters  $\geq 4.5$  mm. The mean 3.5-mm screw corridor volume was 16 cm<sup>3</sup> in males and 9.2 cm<sup>3</sup> in female pelvis. Corridor volumes were significantly positively correlated with body height and weight and with the diameter of Köhler's teardrop on standard AP pelvic X-rays. No correlation was observed between hip dysplasia and the IA corridor extent.

**Conclusion:** IA corridors are consistently smaller in females. However, 3.5-mm small fragment screws may still be used as the standard implant because sex-specific differences are significant only with screw diameters  $\geq 4.5$  mm. Congenital hip dysplasia does not affect secure IA screw insertion. The described method allows 3-D shape analyses with highly reliable results. The visualization of secure IA corridors may support the spatial awareness of surgeons. Volumetric data allow the reliable assessment of individual IA corridors using standard AP X-ray views, which aids preoperative planning.

**Keywords:** Infraacetabular screw, Acetabulum, Acetabular fracture, Virtual bone corridor, Corridor volume, Computed tomography, Computer-aided imaging

\* Correspondence: [stephan.arlt@gmail.com](mailto:stephan.arlt@gmail.com)

<sup>1</sup>Department of Trauma Surgery, BG Klinikum Bergmannstrost Halle gGmbH, Merseburger Straße 165, 06112 Halle (Saale), Germany

<sup>2</sup>Department of Trauma Surgery, Univeritätsklinikum Jena, Am Klinikum 1, 07747 Jena, Germany

Full list of author information is available at the end of the article

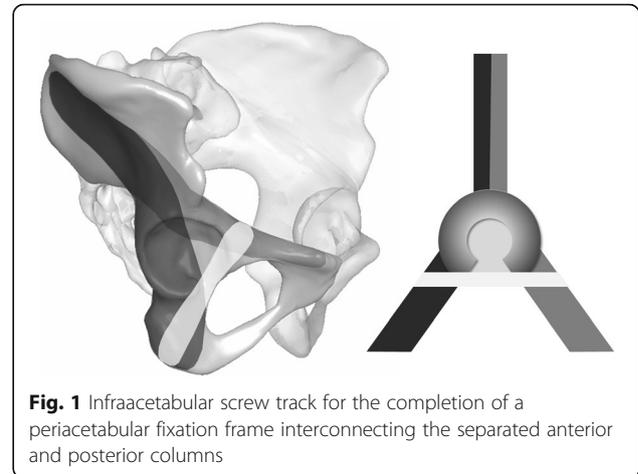


## Background

Since the prodigious surgical oeuvre of Letournel and Judet in the 1960s, the surgical fixation principles for the treatment of displaced acetabular fractures associated with instability or incongruity of the hip joint have remained mainly unchanged [1, 2]. Thereby, accurate anatomical joint reconstruction mostly by open reduction and internal fixation (ORIF) is still considered to be the key factor for an optimal clinical outcome and for reducing the risk of posttraumatic osteoarthritis [3–8]. Depending on the fracture type, numerous stabilization methods have been developed in the past several decades that allow early patient mobilization to prevent complications such as venous thromboembolism, pneumonia, or muscular atrophy. All fixation constructs attempt to stabilize the alignment of the fractured anterior or posterior (or both) acetabular column(s).

Due to demographic changes, the incidence of acetabular fractures in older adults has steadily increased in recent decades, a trend that will inevitably continue in the coming years [9–12]. Operative treatment of these patients is more complex due to their higher rate of comorbidities, including lower immune defenses and, in particular, their osteoporotic bone stock. The latter makes adequate stabilization by plates and screws difficult because of the weak implant-bone interface. Additionally, the inability of elderly patients to unload the affected leg postoperatively places greater mechanical strain on the fixation construct, often leading to secondary implant loosening and fracture reduction loss. Particularly in fracture patterns with a separation of both columns through the acetabulum and extending into the obturator foramen, distension of the specifically fixed load-bearing columns, which leads to central protrusion of the femoral head, must be avoided. Such fracture patterns include T-shaped fractures (62-B2), both column fractures (62-C), posterior column fractures (62-A2), and anterior column posterior hemi-transverse fractures (62-B3).

To address this lack of fixation strength, an additional construct is desirable that would transfix the anterior and posterior columns beneath the acetabular fossa to close the periacetabular fixation frame [13] (Fig. 1). Emile Letournel cited a screw insertion parallel to the quadrilateral wall and medial to the joint in his well-known book, “Fractures of the Acetabulum” [14]. However, this bone zone is quite small. Hence, in the case of malpositioning, the screw insertion places the adjacent inner pelvic structures and the hip joint itself at potential risk. Currently, the spatial proportions of the infraacetabular (IA) bone region corresponding to the thin bone mass of the quadrilateral surface at the level of the acetabular fossa projecting to Köhler’s teardrop on the anteroposterior (AP) pelvic X-ray view are poorly understood.



Furthermore, the proposed spatial shape of such a screw corridor and its structural anatomical limitations are lacking, which explains why the IA screw has not gained wide acceptance in the acetabular trauma surgeon community. Reports have rarely described the routine application of an IA screw for conventional osteosynthesis of the impaired column(s) [15].

However, recent biomechanical investigations have clearly demonstrated the superiority of a preferably inferiorly positioned interconnecting screw in the IA region beneath the acetabular fossa [13, 16]. Gras et al. [17] recently presented a mean-shape analysis of 523 healthy pelvises and found the existence of an IAC with a minimum corridor diameter of 5 mm in 93%.

In our study, a computer-assisted 3-D radiomorphometric analysis of the IA region was used to assess the presence, true shape, and extent of the intraosseous secure screw corridor. This analysis was performed based on conventional CT Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) datasets using custom-made software algorithms and differs from Letournel’s original description of the possible screw positions along the quadrilateral wall by allowing the partial penetration of the acetabular fossa without altering the cartilage of the femoral head [14].

Furthermore, a possible relationship between the IA corridor dimensions and the presence of dysplastic acetabular shape variants warrants investigation. In this regard, some authors have reported the widening of the quadrilateral plate due to a traumatic lesion of the triradiate cartilage in infantile acetabula, resulting in posttraumatic dysplasia [18, 19]. Consequently, a lateralization of the hip’s center of rotation accompanied by lesser roofing of the femoral head may be hypothesized to result in a wider bone stock of the quadrilateral plate at the level of the acetabular fovea, even in cases of congenital hip dysplasia.

## Methods

### Epidemiology and data pre-processing

For this study, 124 CT datasets of unimpaired human pelvis from a Caucasian cohort provided the basis for the virtual analysis of the existence, shape, and variability of the IA corridor. The datasets were primarily prepared by the diagnostic radiology department of the Martin Luther University of Halle-Wittenberg, Germany, for the diagnosis of individual diseases from September 2008 to August 2010. All patients declared their consent for further scientific use of their anonymized imaging data. The CT scans were generated by a SOMATOM Sensation 64 Multislice CT scanner (Siemens AG, Erlangen, Germany). The image resolution was  $512 \times 512$  pixels, the slice distance was 0.4 mm, and the slice thickness was 0.6 mm.

The generated DICOM files were pre-processed semi-automatically by a custom-made C++ software algorithm implemented in the scientific visualization software Amira® (Visage Imaging, Berlin, Germany). The first preparatory steps included the anonymization, cropping, labeling, and segmentation of the datasets. Next, gray-scale values of the voxels were labeled with a value of “1” if representing bone. Voxels on the exterior of the pelvic bone were labeled with a value of “0”, and the voxels comprised an STL data file. This process represented a key step in transforming the 3-D anatomical shape conditions of the pelvis into a valuable matrix for a mathematical software algorithm. Details of this standardized workflow were described in previously published studies by our working group [20–25].

### Spatial alignment

Twelve anatomical landmarks were set using a mouse-click on the bone surface of each 3-D pelvic model to allow spatial alignment in the standard Matta “inlet” and “outlet” views. To compute the IA corridor, the establishment of three supplemental landmarks was required. For this purpose, the corridor was adjusted in an orthograde manner in a semi-transparent display mode to set the first landmark (P0) on the bony surface in the center of Köhler’s teardrop in the region of the iliopubic eminence. The second landmark (P1) was set on the projection in the region of the ischial tuberosity. The conjunction of these entry and exit points represented the basic valid vector (BVV) for an IA screw track entirely situated in the compact bone, with a voxel transition sequence of “0-1-0” signifying “no bone–bone–no bone”.

### Operating principles of the IA corridor algorithm

A rectangular start and a target area were generated at a distance of 50 voxels above P0 and 15 voxels beneath P1 using another custom-made software module. The

intersecting BVV corresponded to the center point of each area. Subsequently, the transition sequences from every raster point of the start area and ending on the given raster points of a target area were registered by the script based on the Bresenham algorithm [26] (Fig. 2).

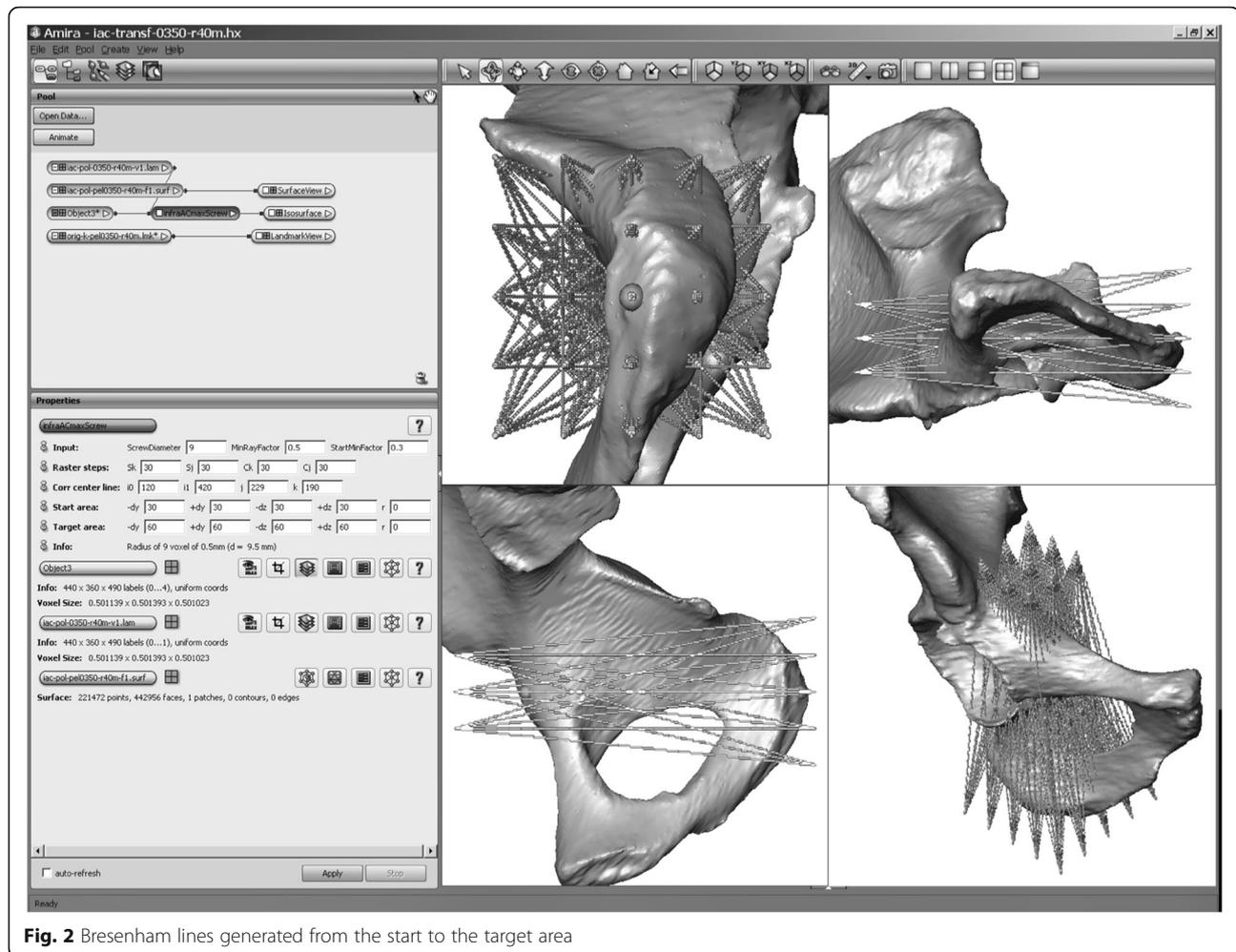
All lines generating the transition sequence 0-1-0 were registered as potentially valid screw tracks. Higher sequences (e.g., 0-1-0-1-0) represented breaks beyond the bone during the course through the IA region and were therefore excluded by the script. Because they were not surgically pertinent, potential entry points medial to the pelvic brim with screw tracks passing through the IA bone region were avoided. For this reason, 5 to 10 landmarks were set by mouse-clicks along the terminal line for each investigated acetabulum. Bresenham lines that passed the bone medial to these landmarks were excluded automatically. Furthermore, screw tracks along the quadrilateral bone stock beyond the fovea acetabuli throughout the posterior column were avoided by an iterative search operation of the program script that determined the thinnest point ( $P_F$ ) in the acetabular fossa as the cut-off (Fig. 3). The segmentation of the entirety of all the valid screw tracks constituted the secure IA bone corridor. At the initial run of the script, the Bresenham lines had a thickness of 0.5 mm (1 voxel). By enlarging the line diameter in 1-mm intervals, the spatial IA corridor volumes could be generated for the different screw diameters commonly used in surgical fracture fixation. As a final operation, the script computed the volumetric values of the 3-D corridor models, namely, the volume and the isthmus, entry, and exit areas for further statistical analyses.

### 2-D anatomical analysis of planar pelvic projections

To determine whether the extension of the IA bone mass correlated with the dysplastic acetabular shape variance, correlations between the script-based volumetric corridor data and the commonly accepted radiological indices for hip dysplasia on planar pelvic X-rays were investigated. For this purpose, Wiberg’s lateral center-edge angle (LCE), Lequesne’s acetabular index (AI), and the Heyman and Herndon (DWI) depth-to-width index were assessed in the AP planar projection of each pelvis bilaterally [27]. Additionally, the diameter of Köhler’s teardrop in the AP pelvic view was measured for each acetabulum.

### Statistics

Statistical analysis was completed using SPSS 21® (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). A confidence interval of 95% was assumed (significance level  $p < 0.05$ ). The chi-square test was used to compare the gender-related corridor prevalence to the different screw diameters. The independent samples  $t$  test was performed to analyze sex- and laterality-related differences of the IA corridors. To



**Fig. 2** Bresenham lines generated from the start to the target area

allow predictive statements, multivariate regression analysis was performed to determine the influence of individual variables on the corridor extent. The descriptive statistics presented in this study include the mean and the first standard deviation.

#### Ethical review committee

The study was approved by the independent ethical committee of the medical council of Saxony-Anhalt, Germany, and confirmed under approval no. 63/17.

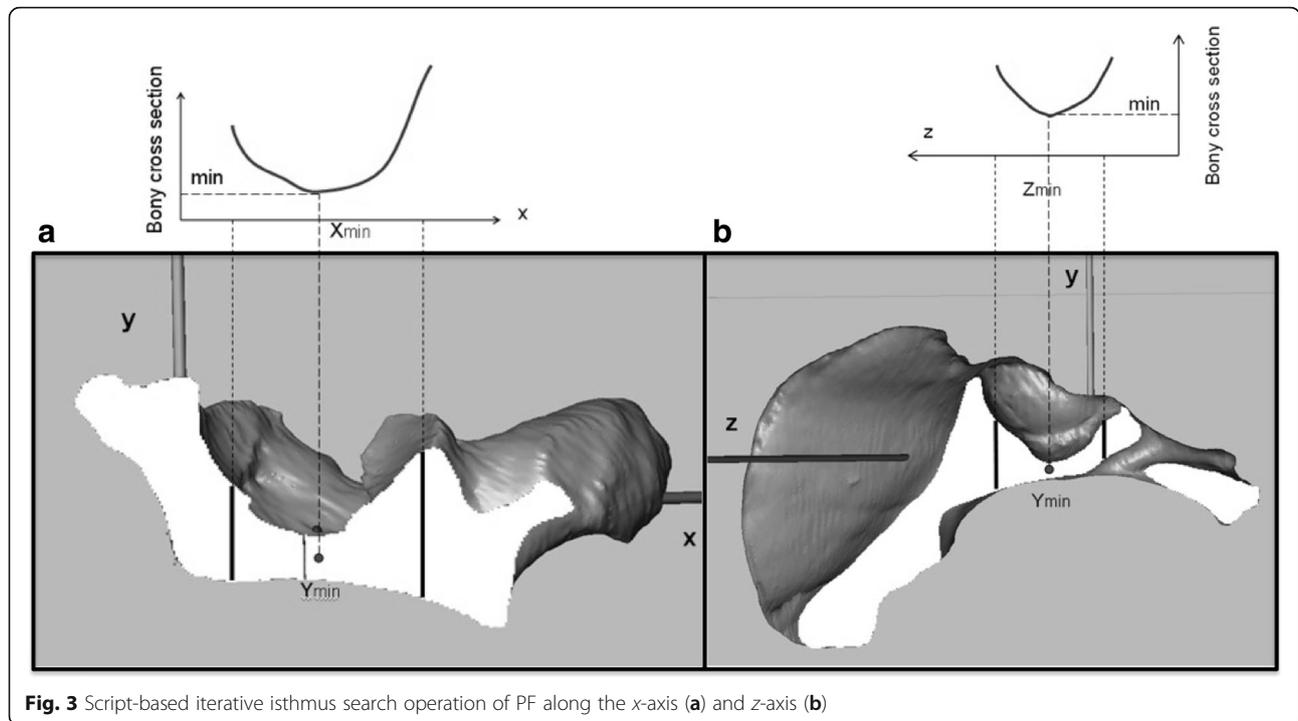
#### Results

The 124 investigated CT scans (248 hemipelvises (HP) in total) included 75 males and 49 females. The epidemiological data are shown in Table 1. Computational procedures for the IA corridor calculation were completely performed for each dataset. The existence of corridors was examined for different screw diameters starting with 3.5 mm and increasing in 1-mm intervals up to 7.5 mm.

All IA corridor volumes consistently showed a double-cone shape with the isthmus located in the

region of the acetabular fovea as the limiting anatomical structure. The screw entry areas were projected to the iliopectineal eminence. The smaller the screw diameter, the more the shape of the entry area conformed to a teardrop. With increasing screw diameters, the shape thus became more spherical, and the corridor volumes decreased to a tubular shape. The exit areas were consistently localized to the sciatic protuberance. The surface of both areas mutually decreased with higher screw diameters (Fig. 4).

In 145 of the 150 male HP (97%) and 89 of the 98 female HP (91%), the analysis revealed an existing corridor for a 3.5-mm screw. The chi-square test did not reveal any gender-related differences ( $p = 0.3$ ). However, a safe IA bone path existed for a 4.5-mm screw in 139 male HP (93%), whereas only 75 female HP (77%) displayed sufficient bone space. This difference was highly significant ( $p = 0.003$ ). This trend continued for screw diameters up to 7.5 mm, with significantly fewer IA corridors present in the female pelvis than in the male pelvis ( $p < 0.0001$ ) (Fig. 5).



**Fig. 3** Script-based iterative isthmus search operation of PF along the x-axis (a) and z-axis (b)

Based on these findings, we exclusively focused our further analyses on the 3.5-mm IA corridors, which existed in more than 90% of both genders and which is, therefore, the most appropriate implant diameter for this surgical application. However, although no difference in the corridor prevalence was observed for the 3.5-mm screws between genders, all the volumetric corridor data (namely, volume, entry and exit areas, and isthmus area) notably showed significant sex-specific differences (Table 2). With regard to the direct correlations between the shape and the proportion of the aforementioned corridor-describing parameters, the mean volume was the most useful and will, therefore, be considered for further applications. In this dimension, the mean corridor volume of the acetabula in males was 6.8 cm<sup>3</sup> larger than that in females ( $p < 0.001$ ) (Fig. 6).

Linear multivariate regression analysis was used to reveal the potential influence of the individual epidemiological data and the measurement values on the planar X-rays, which showed a reliable correlation with the

extent of the corridor. In ascending sequence, the body weight ( $r = 0.3$ ), body height ( $r = 0.4$ ), and the diameter of Köhler’s teardrop in the AP X-ray view ( $r = 0.5$ ) showed significant positive correlations with the corridor volume (coefficient of determination:  $R^2 = 0.54$ ; ANOVA  $p < 0.001$ ). Therefore, Köhler’s teardrop diameter represented a strong predictive parameter for corridor existence in 100% of our cases, with a cut-off value of  $\geq 4$  mm (Fig. 7).

According to our hypothesis of a lateralized rotational center and a lesser roofing of the femoral head leading to a wider bone stock of the quadrilateral plate at the level of the acetabular fovea in dysplastic hip shape variants, the following results were found. In the 248 hemipelves, we observed dysplastic malformations by measuring Wiberg’s lateral center-edge angle in 3 (2.4%), Lequesne’s acetabular index in 37 (14.9%), and the depth-to-width index according to Heyman and Herndon in 13 acetabula (5.2%) (Fig. 8). Multivariate regression analysis did not show any significant correlation between the corridor extent and the three aforementioned radiological indices for hip dysplasia (coefficient of determination:  $R^2 = 0.02$ ; ANOVA  $p = 0.2$ ). Therefore, our hypothesis of increasing corridor volumes in cases of dysplastic hip variations could not be confirmed.

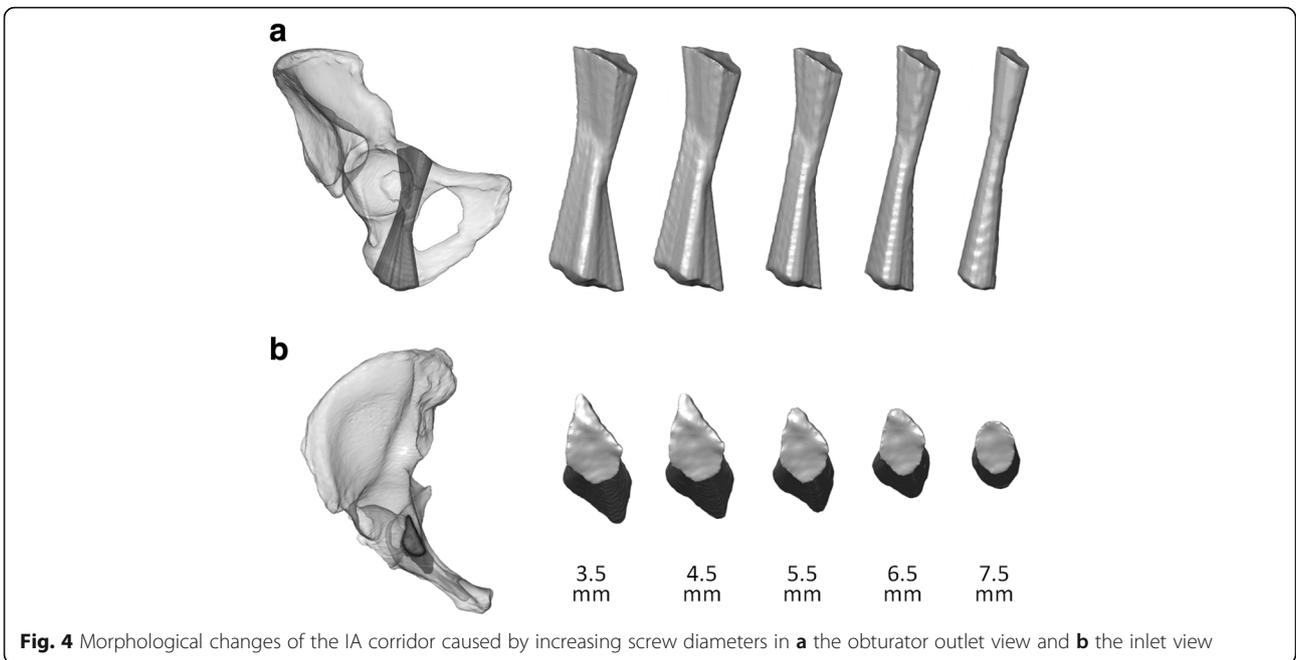
**Table 1** Epidemiological data of the patient population

	Males <i>n</i> = 75	Females <i>n</i> = 49
	Mean ± SD	Mean ± SD
Age (years)	58 ± 17.2	61 ± 12.6
Height (cm)	177 ± 7.6	165 ± 8.1
Weight (kg)	80 ± 14.5	71 ± 14.0

SD standard deviation

## Discussion

Acetabular surgery is one of the most challenging procedures in skeletal trauma. The complex bony anatomy and the difficult spatial orientation presented by this

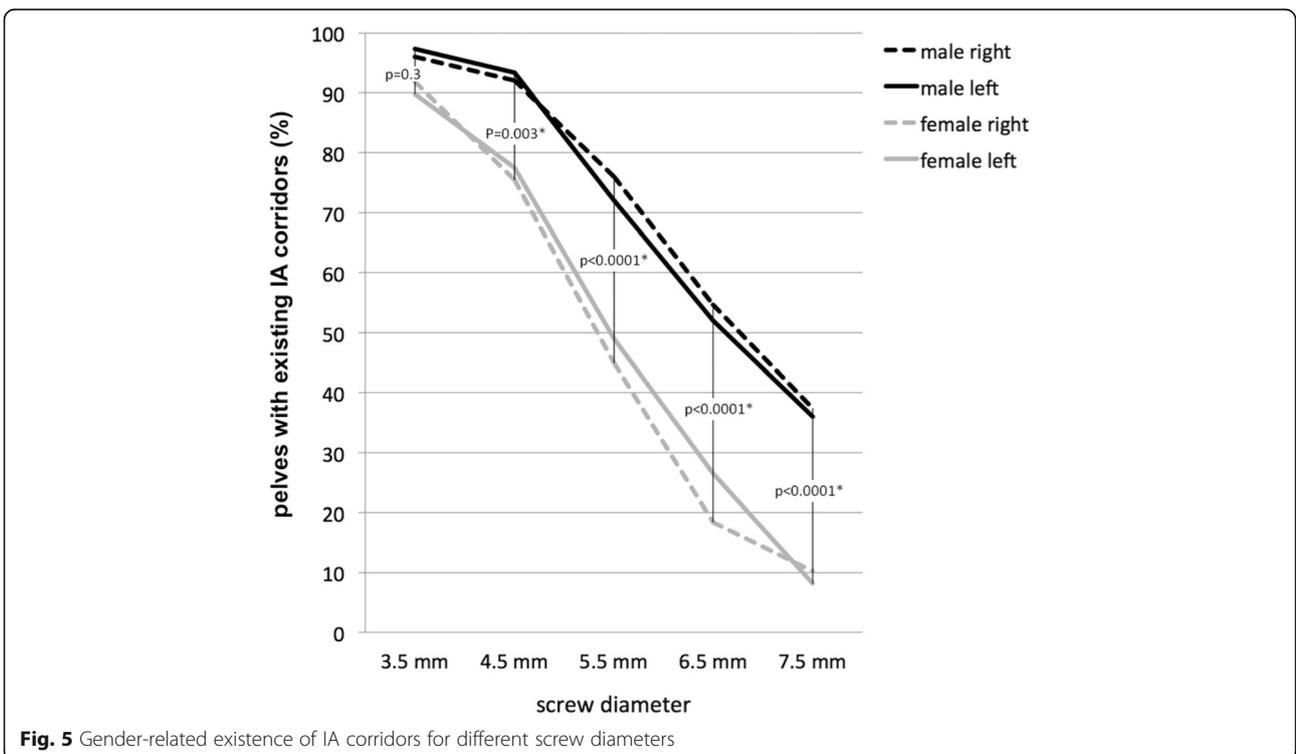


**Fig. 4** Morphological changes of the IA corridor caused by increasing screw diameters in **a** the obturator outlet view and **b** the inlet view

type of surgery contribute to this fact. Anatomical reduction and rigid fracture fixation are necessary to preserve hip joint function. Thus, numerous approaches and fixation techniques have been established over the past decades with the goal of restoring the integrity of the anterior and posterior columns. Additionally, recent biomechanical studies have shown that the fixation

strength may be increased up to 50% for fracture patterns with a separation of both columns by closing the periacetabular fixation frame using an interconnecting IA screw [13, 16].

However, IA screw insertion is technically demanding and places adjacent neurovascular structures along with the hip joint at potential risk. The small isthmus at the



**Fig. 5** Gender-related existence of IA corridors for different screw diameters

**Table 2** Volumetric data of 234 hemipelves with an existing 3.5-mm IA corridor

	Volume (cm <sup>3</sup> )		Entry area (mm <sup>2</sup> )		Exit area (mm <sup>2</sup> )		Isthmus area (mm <sup>2</sup> )	
	Male	Female	Male	Female	Male	Female	Male	Female
Mean	16	9.2	320	190	383	262	78	46
SD	5.7	4.6	127.5	97	126.5	122.1	32.1	24
Min	0.7	0.8	15.7	19.9	15	21	11.3	10.7
Max	32.8	20.2	627	437	862	554	210	108

SD standard deviation, *Min* minimum, *Max* maximum

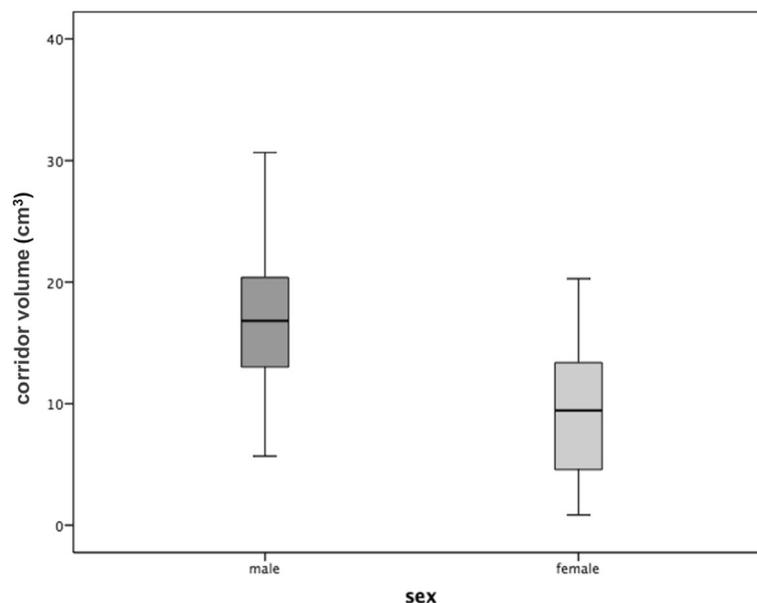
level of the acetabular fovea requires accurate fracture reduction and precise screw insertion to avoid implant malpositioning. However, the small number of acetabular fracture cases [28] in routine clinical practice leads to a flat learning curve of surgeons, representing an additional barrier in this field [3]. To increase the safety of IA screw insertion, exact fluoroscopic imaging of the screw pathway is mandatory [17]. Otherwise, serious consequences such as iatrogenic lesions of vessels and nerves or penetration into the hip joint may result.

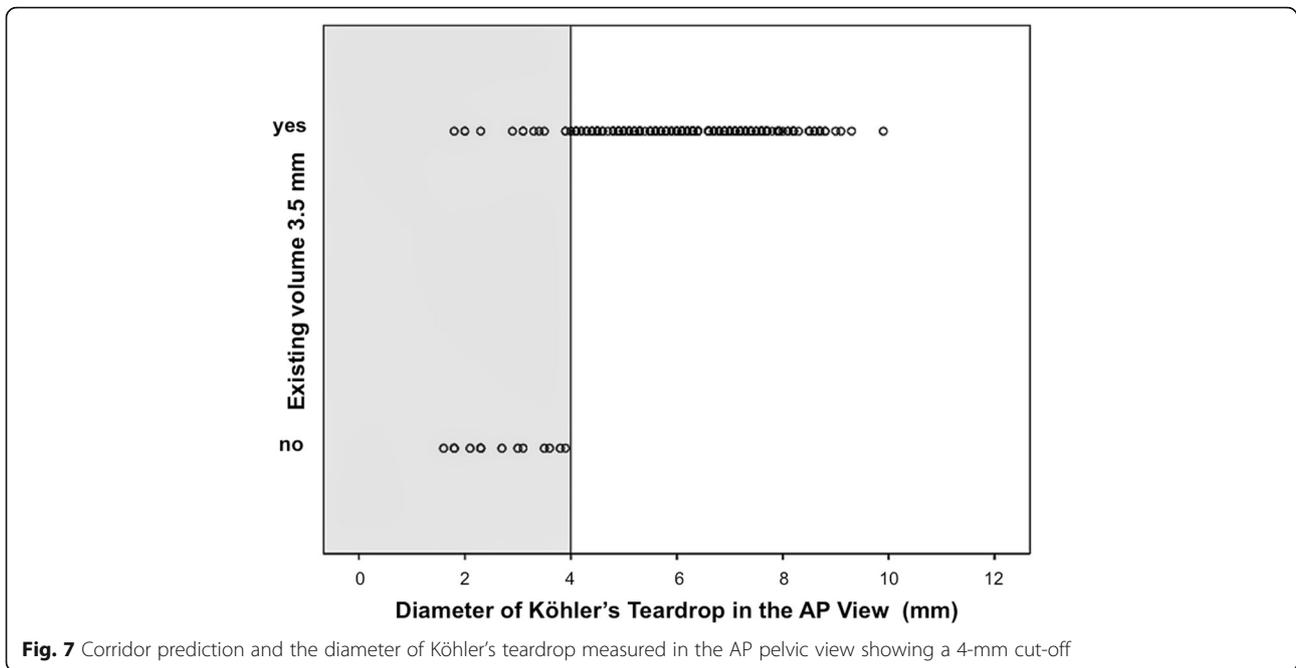
To date, the inter-individual variance of the secure infraacetabular bone path remains poorly understood. Therefore, a detailed understanding of the complex pelvic anatomy is of substantial surgical pertinence [17]. With this study of 248 hemipelves, we present a method to visualize the actual spatial shape of the individual osseous IA corridors based on precise 3-D CT reconstructions of all possible intraosseous screw positions crossing the quadrilateral section of the acetabulum. To achieve this, the IA corridors for different screw diameters commonly used in trauma surgery were computed by specially developed software algorithms. To the best

of our knowledge, we are the first group to present a realistic visualization of this unfamiliar region of high biomechanical interest.

In accordance with the rapid developments of IT-based image processing, virtual anatomical research based on precise 3-D image data obtained from CT or MRI datasets has spurred the development of a wide range of new methods to answer specific questions. The obtained results may command both scientific [25, 29–31] and didactic interest [20, 24]. Furthermore, their role in preoperative surgical planning is expanding [17, 23, 32, 33]. The computational workflow needed to generate highly precise 3-D reconstructions from raw conventional pelvic CT datasets in this study represents a standardized procedure that has been published previously in several radiomorphometric studies [23, 25]. Moreover, our working group has investigated safe bone corridors in the sacroiliac region of the pelvis using specially developed software algorithms [21, 22].

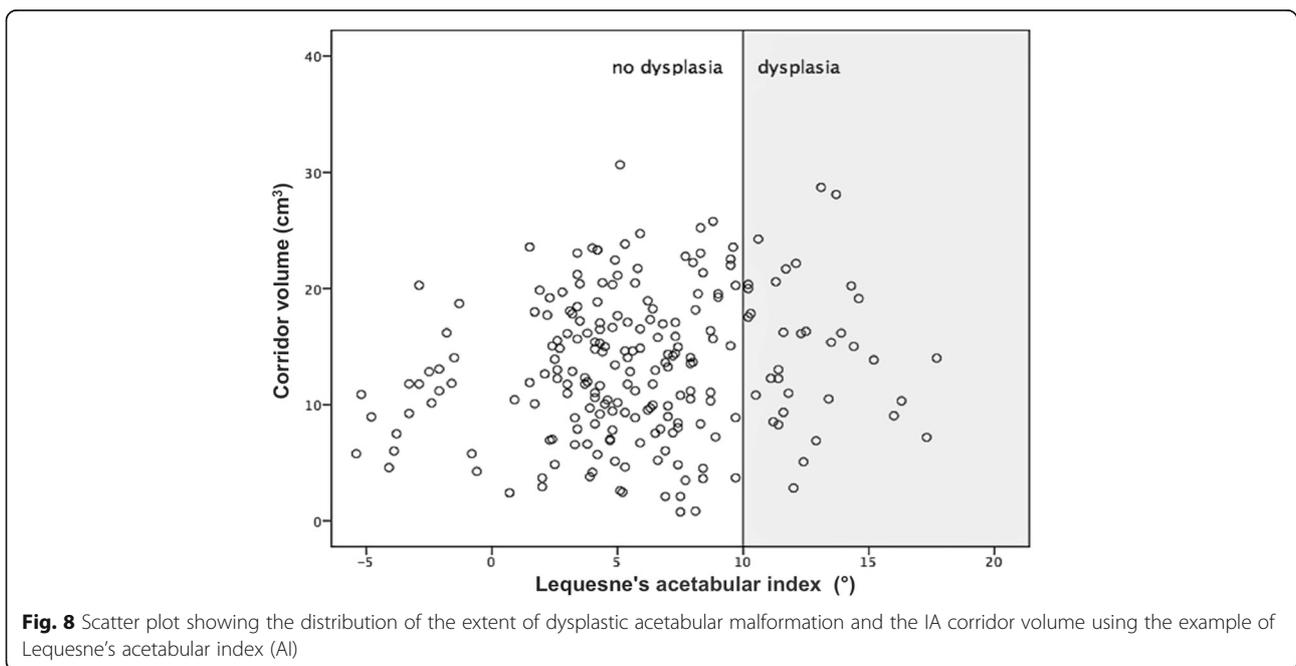
In 2014, Gras et al. [17] reported the results of a biomorphometric CT-based analysis of 523 pelvises regarding the IA corridor. They found a corridor diameter of

**Fig. 6** Sex-specific differences in the corridor volume



at least 5 mm in 484 pelves (93%). Similar to our results, they found significantly smaller corridors in females than in males. However, their study focused on the spatial alignment of secure IA screw tracks in relation to different pelvic planes to allow for an improved intraoperative surgical orientation. They did not analyze the influence of increasing the screw diameter on the shape and spatial extent of the corridor. No volumetric analysis of the corridor volume was performed.

Our data showed that the shape, extent, and presence of a safe IA screw corridor differ according to certain individual variables. In both genders, an IA corridor for a 3.5-mm screw existed in more than 90% of all our cases. In females, however, the bone stock of the medial acetabular margin was consistently smaller (42% smaller than in males), which corresponded to the findings of Gras et al. [17]. Notwithstanding these observations, this difference is not germane to the frequency of existing corridors that may accommodate 3.5-mm screws,



that is, 97 and 91% as observed herewith in males and females, respectively ( $p = 0.3$ ). With increasing screw diameters of 4.5 mm or greater, however, the prevalence of a sufficient corridor significantly decreased in females ( $p < 0.05$ ). Based on these findings, 3.5-mm small fragment screws should be used as the standard implant to transfix fracture separation of the anterior and posterior columns via the IA corridor.

Furthermore, the individual epidemiological variables of body height and weight were shown to strongly influence the existence and extent of the IA screw track. Both parameters showed significant positive correlations with increasing corridor volumes. Additionally, linear multivariate regression analyses of the volumetric corridor data revealed a significant correlation between the transverse diameter of Köhler's teardrop on the standard AP pelvic X-ray view and a boundary value of  $\geq 4$  mm, allowing the secure insertion of a 3.5-mm screw. Therefore, we achieved the successful transfer of knowledge from virtual volumetric research to an easily measurable value that may serve as an important predictor in preoperative planning.

With regard to congenital hip dysplasia, our research did not focus on the joint pathology itself. In fact, it is important to ascertain whether hip dysplasia, which is easily identified on standard AP X-rays, may be used as a helpful indicator of the presence of a capacious IA bone corridor. However, our results disprove the hypothesis of a more capacious quadrilateral bone stock in hip dysplasia that would provide greater space for an IA screw. In contrast to observations in posttraumatic hip dysplasia after juvenile acetabular injury [18, 19], in congenital dysplasia, a lateralized rotational hip center with lesser roofing of the femoral head does not correlate with a widened IA region, thereby precluding a safer IA screw insertion.

## Conclusion

Our results provide a comprehensive understanding of the unique anatomic details of the quadrangular bone stock with regard to secure IA screw insertion. The described methods allow the computation of 3-D corridor volumes from conventional pelvic CT data implemented in the C++ computer language as a user-specific module of Amira® software [22]. The workflow allows the semiautomatic shape analyses of a large number of CT DICOM datasets with highly reliable results. The visualization of secure IA corridors may aid in training surgeons and in improving their spatial awareness.

The primary aim of this study was the determination of consistent anatomical landmarks that could regularly be seen in planar X-rays to allow the prediction of the existence of a safe IA bone corridor for a 3.5-mm screw. As a result, the transverse diameter of Köhler's teardrop

in the standard AP pelvic X-ray turned out as the most predictive value. In our population, the secure IA-bone corridor was found in 100% of the pelvises showing a teardrop diameter of  $\geq 4$  mm. Hence, the teardrop diameter can be considered a safety indicator to support the surgeon's decision to apply a 3.5-mm screw without preoperative CT.

However, an accurate preoperative analysis using conventional X-rays and CT scans remains mandatory for planning the entire surgical intervention.

Some limitations of our study must be noted. Semiautomatic CT-based segmentation and computing the IA corridor volume are time-consuming and require expensive software applications. Therefore, the presented methodological workflow is not yet feasible for applications in daily routine clinical practice. The data presented reflect only the physiological situation of the uninjured acetabulum. Any residual dislocation associated with incomplete fracture reduction would thus strongly influence all the volumetric parameters of the IA corridor and would likely lead to an insufficient screw path. Currently, the computed scripts allow only intact pelvises to be analyzed. In our study population, the differences between the left and the right acetabulum were not significant; thus, measuring the contralateral acetabulum may be indicative of the corridor existence on the fractured side. Prospectively, advanced software adaptations might enable corridor computation for arbitrary patterns of acetabular fractures and a simulation of residual malreduction. Such innovations are the focus of our future research.

## Abbreviations

3-D: Three-dimensional; AI: Lequesne's acetabular index; ANOVA: Analysis of variance; AO: Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen; AP: Anterior posterior; BMI: Body mass index; BVV: Basic valid vector; CT: Computed tomography; DICOM: Digital Imaging and Communication in Medicine; DWI: Heyman and Herndon depth-to-width index  $DWI = \text{depth of acetabulum } (a) / \text{width of acetabulum } (b) \times 100$ ; HP: Hemipelvis; IA: Infraacetabular; IAC: Infraacetabular corridor; LCE: Wiberg's lateral center-edge angle; Max: Maximum; Min: Minimum; MRI: Magnetic resonance imaging; No.: Number (numero); ORIF: Open reduction and internal fixation; SD: Standard deviation; SPSS: Statistical Package for the Social Sciences Software by IBM; STL: Stereolithography (File Format)

## Acknowledgements

The authors would like to thank the AO Research Institute Davos/Switzerland for supporting this project.

## Funding

The present study was made possible by funding from the AO Foundation (AO Research Grant Project No. AR2011\_4).

## Availability of data and materials

All anonymized DICOM data were stored in the database of the HMS (Human Morphology Services) AO Research Institute Davos, Switzerland. The software algorithms written for this project are a property of the AO Research Institute.

## Authors' contributions

TM was responsible for the initial study idea. GH, TM, and FR were involved in the study design and acquisition of CT datasets. SA performed the literature search and the segmentation of CT DICOM files. HN and SA were

involved in the computation of C++ software algorithms and visualization of 3-D infraacetabular screw corridors based on segmented CT datasets for implementation in the scientific visualization software Amira® (Visage Imaging SA, Berlin, Germany). AW was responsible for the statistical data analysis. SA and TM were involved in manuscript writing. SA, HN, and TM prepared the figures and tables. All authors approved this final manuscript version.

#### Ethics approval and consent to participate

The study was approved by the independent ethical committee of the medical council of Saxony-Anhalt, Germany, and confirmed under approval no. 63/17.

#### Consent for publication

All patients involved in this study gave their consent for the anonymized data to be used for scientific purposes and published in a scientific journal. The signed consent forms are stored at the database of the AO Research Institute, Davos.

#### Competing interests

The authors declare that they have no competing interests.

#### Publisher's Note

Springer Nature remains neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.

#### Author details

<sup>1</sup>Department of Trauma Surgery, BG Klinikum Bergmannstrost Halle gGmbH, Merseburger Straße 165, 06112 Halle (Saale), Germany. <sup>2</sup>Department of Trauma Surgery, Uniklinikum Jena, Am Klinikum 1, 07747 Jena, Germany. <sup>3</sup>AO Research Institute, Clavadelstrasse 8, CH-7270 Davos Platz, Switzerland. <sup>4</sup>Martin Luther University Halle-Wittenberg, Institute of Medical Epidemiology, Biometry and Informatics, Magdeburger Str. 8, 06112 Halle (Saale), Germany. <sup>5</sup>Department of Orthopaedic and Trauma Surgery, Martin Luther University Halle-Wittenberg, Ernst-Grube-Straße 40, 06120 Halle (Saale), Germany.

Received: 6 February 2018 Accepted: 10 May 2018

Published online: 21 May 2018

#### References

- Letournel E. Acetabulum fractures: classification and management. *Clin Orthop Relat Res.* 1980;151:81–106.
- Judet R, Judet J, Letournel E. Fractures of the acetabulum: classification and surgical approaches for open reduction. Preliminary report. *J Bone Joint Surg Am.* 1964;46:1615–46.
- Rommens PM, Hessmann MH. Acetabulum fractures. *Unfallchirurg.* 1999;102:591–610.
- Mears DC, Velyvis JH, Chang C-P. Displaced acetabular fractures managed operatively: indicators of outcome. *Clin Orthop Relat Res.* 2003;407:173–86.
- Matta JM, Anderson LM, Epstein HC, Hendricks P. Fractures of the acetabulum: a retrospective analysis. *Clin Orthop Relat Res.* 1986;205:230–40.
- Gänsslen A, Krettek C. Internal fixation of acetabular both-column fractures via the ilioinguinal approach. *Oper Orthop Traumatol.* 2009;21:270–82.
- Øvre S, Madsen JE, Røise O. Acetabular fracture displacement, roof arc angles and 2 years outcome. *Injury.* 2008;39:922–31.
- Matta JM. Fractures of the acetabulum: accuracy of reduction and clinical results in patients managed operatively within three weeks after the injury. *J Bone Joint Surg Am.* 1996;78:1632–45.
- Ochs BG, Marintschev I, Hoyer H, Rolaußs B, Culemann U, Pohlemann T, et al. Changes in the treatment of acetabular fractures over 15 years: analysis of 1266 cases treated by the German Pelvic Multicentre Study Group (DAO/DGU). *Injury.* 2010;41:839–51.
- Helfet DL, Borrelli J, DiPasquale T, Sanders R. Stabilization of acetabular fractures in elderly patients. *J Bone Joint Surg Am.* 1992;74:753–65.
- Ferguson TA, Patel R, Bhandari M, Matta JM. Fractures of the acetabulum in patients aged 60 years and older: an epidemiological and radiological study. *J Bone Joint Surg Br.* 2010;92:250–7.
- Pagenkopf E, Grose A, Partal G, Helfet DL. Acetabular fractures in the elderly: treatment recommendations. *HSS J.* 2006;2:161–71.
- Marintschev I, Gras F, Schwarz CE, Pohlemann T, Hofmann GO, Culemann U. Biomechanical comparison of different acetabular plate systems and constructs—the role of an infra-acetabular screw placement and use of locking plates. *Injury.* 2012;43:470–4.
- Letournel E, Judet R. *Fractures of the acetabulum.* 2nd ed. New York: Springer Verlag; 1993.
- Culemann U, Marintschev I, Gras F, Pohlemann T. Infra-acetabular corridor—technical tip for an additional screw placement to increase the fixation strength of acetabular fractures. *J Trauma.* 2011;70:244–6.
- Gras F, Marintschev I, Schwarz CE, Hofmann GO, Pohlemann T, Culemann U. Screw- versus plate-fixation strength of acetabular anterior column fractures: a biomechanical study. *J Trauma Acute Care Surg.* 2012;72:1664–70.
- Gras F, Gottschling H, Schroder M, Marintschev I, Reimers N, Burgkart R. Sex-specific differences of the infraacetabular corridor: a biomorphometric CT-based analysis on a database of 523 pelvis. *Clin Orthop Relat Res.* 2015;473:361–9.
- Stabe-Heyl J, Slongo T, Beck M, Ganz R. Bilateral post-traumatic acetabular dysplasia. *Orthopade.* 2006;35:566–70.
- Dora C, Zurbach J, Hersche O, Ganz R. Pathomorphologic characteristics of posttraumatic acetabular dysplasia. *J Orthop Trauma.* 2000;14:483–9.
- Radetzki F, Mendel T, Noser H, Stoevesandt D, Rollinghoff M, Gutteck N, et al. Potentialities and limitations of a database constructing three-dimensional virtual bone models. *Surg Radiol Anat.* 2013;35:963–8.
- Noser H, Radetzki F, Stock K, Mendel T. A method for computing general sacroiliac screw corridors based on CT scans of the pelvis. *J Digit Imaging.* 2011;24:665–71.
- Mendel T, Radetzki F, Wohlrab D, Stock K, Hofmann GO, Noser H. CT-based 3-D visualisation of secure bone corridors and optimal trajectories for sacroiliac screws. *Injury.* 2013;44:957–63.
- Mendel T, Noser H, Wohlrab D, Stock K, Radetzki F. The lateral sacral triangle—a decision support for secure transverse sacroiliac screw insertion. *Injury.* 2011;42:1164–70.
- Mendel T, Noser H, Kuervers J, Goehre F, Hofmann GO, Radetzki F. The influence of sacral morphology on the existence of secure S1 and S2 transverse bone corridors for iliosacroiliac screw fixation. *Injury.* 2013;44:1773–9.
- Messmer P, Matthews F, Jacob AL, Kikinis R, Regazzoni P, Noser H. A CT database for research, development and education: concept and potential. *J Digit Imaging.* 2007;20:17–22.
- Bresenham JE. Algorithm for computer control of a digital plotter. In: Wolfe R, editor. *Seminal graphics.* New York: ACM; 1998. p. 1–6.
- Werner CM, Ramseier LE, Ruckstuhl T, Stromberg J, Copeland CE, Turen CH, et al. Normal values of Wiberg's lateral center-edge angle and Lequesne's acetabular index—a coxometric update. *Skelet Radiol.* 2012;41:1273–8.
- Laird A, Keating JF. Acetabular fractures: a 16-year prospective epidemiological study. *J Bone Joint Surg Br.* 2005;87:969–73.
- Radetzki F, Saul B, Hagel A, Mendel T, Doring T, Delank KS, et al. Three-dimensional virtual simulation and evaluation of the femoroacetabular impingement based on "black bone" MRA. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2015;135:667–71.
- Wagner D, Kamer L, Sawaguchi T, Richards RG, Noser H, Rommens PM. Sacral bone mass distribution assessed by averaged three-dimensional CT models: implications for pathogenesis and treatment of fragility fractures of the sacrum. *J Bone Joint Surg Am.* 2016;98:584–90.
- Wagner D, Kamer L, Rommens PM, Sawaguchi T, Richards RG, Noser H. 3D statistical modeling techniques to investigate the anatomy of the sacrum, its bone mass distribution, and the trans-sacral corridors. *J Orthop Res.* 2014;32:1543–8.
- Plontke SK, Radetzki F, Seiwerth I, Herzog M, Brandt S, Delank KS, et al. Individual computer-assisted 3D planning for surgical placement of a new bone conduction hearing device. *Otol Neurotol.* 2014;35:1251–7.
- Radetzki F, Wohlrab D, Goehre F, Noser H, Delank KS, Mendel T. Anatomical conditions of the posterior pelvic ring regarding bisegmental transverse sacroiliac screw fixation: a 3D morphometric study of 125 pelvic CT datasets. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2014;134:1115–20.

## 6. Diskussion

Die chirurgische Versorgung von Azetabulumfrakturen stellt auch heute noch eine der größten Herausforderungen für den Unfallchirurgen dar. Gründe hierfür stellen die komplexe Anatomie des Beckens und der umgebenden Weichteile sowie die damit verbundene schwierige räumliche Orientierung dar. Eine anatomische Reposition und stabile Fixation der Fragmente sind notwendig, um die Funktionalität des Hüftgelenkes weitestgehend zu erhalten.

Zahlreiche chirurgische Zugänge und Stabilisierungstechniken haben sich in den letzten Jahrzehnten etabliert. Biomechanische Studien konnten zeigen, dass die zusätzliche Verwendung einer infraazetabulären Schraube die Stabilität der Osteosynthese bei Frakturmustern mit Separation beider Azetabulumpfeiler um bis zu 50 % erhöhen kann. Der Schluss des periazetabulären Osteosyntheserahmens, welcher sich zumeist aus Plattenosteosynthese des vorderen Pfeilers und des hinteren Pfeilers zusammensetzt, wird durch die Applikation der IAS ermöglicht (Gras et al. 2012, Marintschev et al. 2012).

Das Einbringen der IAS ist jedoch aufgrund der Nähe zu wichtigen neurovaskulären Leitstrukturen, Organen des kleinen Beckens und schließlich des Hüftgelenkes technisch äußerst anspruchsvoll. Der schmale Isthmus des Knochenkorridors auf Höhe der Fovea acetabuli verlangt eine exakte Frakturposition und eine präzise Schraubenplatzierung, um Fehllagen zu verhindern. Einen weiteren erschwerenden Faktor stellt die geringe Anzahl an Azetabulumfrakturen im klinischen Alltag und eine somit verbundene flache Lernkurve für den Chirurgen dar (Rommens und Hessmann 1999, Laird und Keating 2005). Um die Sicherheit der Schraubenplatzierung zu erhöhen, sind eine umfassende Kenntnis des Schraubenkorridors sowie die exakte intraoperative Bildwandlerkontrolle und -darstellung des Schraubenkorridors notwendig. Somit ist ein detailreiches Verständnis der komplexen Anatomie des Beckens entscheidend (Gras et al. 2015). Die interindividuelle Varianz des sicheren IAC war bis dato noch nicht vollständig geklärt.

Aufgrund der sich rasant entwickelnden Hard- und Software im medizinischen Bereich werden immer präzisere, realitätsnahe 3-dimensionale anatomische Analysen komplexer knöcherner Strukturen möglich. Neue interessante Methoden der Forschung zur Beantwortung

spezifischer wissenschaftlicher oder auch didaktischer Fragestellungen bilden sich heraus (Messmer et al. 2007, Noser et al. 2011, Wagner et al. 2014). Im Rahmen der präoperativen Planung wird der digitalen Bildgebung eine immer größere Bedeutung zugewiesen (Mendel et al. 2011, Plontke et al. 2014). Der Workflow, der für die Generierung hochpräziser 3D-Rekonstruktionen aus konventionellen Becken-CT-Rohdatensätzen in dieser Studie erforderlich ist, stellt ein standardisiertes Verfahren dar, das zuvor in mehreren radiomorphometrischen Studien veröffentlicht wurde (Messmer et al. 2007, Mendel et al. 2011). Unsere Arbeitsgruppe hat sich bereits in der Vergangenheit mit der virtuellen Untersuchung von sicheren Knochenkorridoren im sakroiliakalen Bereich des Beckens beschäftigt. Für die computergestützte Berechnung wurden speziell entwickelte Software-Algorithmen etabliert (Noser et al. 2011, Mendel et al. 2013).

Die grundsätzliche Form eines virtuellen, sicheren Korridors für ein Implantat durch eine interessierende Knochenregion wird durch folgende Bedingungen limitiert:

1. individuelle knöcherne Anatomie der interessierenden Region
2. die Implantatgeometrie
3. die Länge bzw. Penetrationstiefe des Implantates (Mendel et al. 2008)

Die hochgenaue semiautomatische Segmentation und Erstellung von 3D-Rekonstruktionen für jedes der 124 in die Untersuchung eingehenden humanen Becken erfüllt hierfür Bedingung 1. Für interne Osteosynthesen bei der Versorgung von Azetabulumfrakturen werden i.d.R. 3,5mm Platten und Schrauben aus den Kleinfragmentsortiment verwendet. Für die Platzierung sog. Kriechschrauben (magic screws) stehen auch überlange 3,5 mm Schrauben bis zu einer Länge von 150 mm zur Verfügung. Sie stellen somit auch für den infraazetabulären Verlauf das zu verwendende Implantat dar. Wir definierten daher entsprechend Bedingung 2 zylindrische Körper mit aufsteigenden Durchmessern von 3,5 bis 7,5 mm als zugrundeliegende Implantatgeometrien. Um eine maximale Stabilität der Schraubenosteosynthese zu erreichen, sollte grundsätzlich die größtmögliche Schraubenlänge gewählt werden. Bei individueller Größenvarianz der einzelnen Becken wurde für die Ermittlung des virtuellen IAC eine variable Länge des Zylinders von seinem Eintritt im Bereich der Eminentia iliopectinea bis zu seinem Austritt am Tuber ischiadicum als Randbedingung 3 festgelegt. Neben einer Visualisierung der

räumlichen Form des sicheren infraazetabulären Knochenkorridors waren zur anatomischen Beschreibung dieser Region folgende morphometrische Variablen von Interesse:

- Volumen des Korridors (VE)
- Eintrittsfläche (Dunbar et al.)
- Austrittsfläche (AA)
- Isthmusfläche des Korridors (AI)
- optimaler Schraubenverlauf

Dementsprechend wurde bei der Programmierung und Entwicklung des Scriptes die Priorität auf die Visualisierung und Berechnung dieser Punkte gelegt. Gras et al. publizierten ihre Ergebnisse einer biomorphometrischen CT-basierten Analyse von 523 Becken in Bezug auf den IAC (Gras et al. 2015). Hier fand sich ein IA-Korridor mit dem Minstdurchmesser von 5 mm in 484 Becken (93%). Wie auch in unserer Studie fanden sich signifikant kleinere Korridore in weiblichen Becken als in männlichen Becken. Die Studie fokussierte sich auf die räumliche Ausrichtung der sicheren infraazetabulären Schraubenlagen in Relation zu den verschiedenen Beckenebenen. Hiermit war die Verbesserung der intraoperativen Orientierung des Chirurgen möglich. Der Einfluss verschiedener Schraubendurchmesser auf die Form und Ausdehnung des Knochenkorridors wurde allerdings nicht berücksichtigt. Volumetrische Analysen des Korridorvolumens wurden ebenso nicht durchgeführt.

Mit unserer Studie, welche insgesamt 248 Hüftgelenkspfannen einschließt, präsentieren wir eine Methode, welche die genaue räumliche Ausdehnung und Form der individuellen knöchernen Knochenkorridore in der infraazetabulären Region semiautomatisch visualisieren und berechnen kann. Dieser Knochenkorridor setzt sich aus einer Summation der dreidimensionalen Rekonstruktionen aller möglicher Schraubenlagen im Bereich der quadrilateralen Fläche zusammen. Die Berechnung des IAC erfolgte für gebräuchliche Schraubendurchmesser in 1 mm-Schritten von 3,5 mm bis hin zu einem Durchmesser von 7,5 mm. Unsere Daten konnten zeigen, dass die Form, Ausdehnung und Existenz des Korridors von verschiedenen individuellen Variablen abhängt. Bei beiden Geschlechtern existierte ein Korridor für eine 3,5 mm Schraube in über 90% unserer Becken. Weibliche Becken wiesen durchgehend kleinere Knochenkorridore auf (42% kleiner als in männlichen Becken);

korrespondierend zu den Ergebnissen von Gras (Gras et al. 2015). Dieser Größenunterschied wirkt sich jedoch nicht signifikant auf die Häufigkeit der Existenz eines Korridors für 3,5 mm Schrauben aus. 97% männlich vs. 91% weiblich ( $p=0.3$ ). Mit zunehmenden Schraubendurchmessern von 4,5 mm aufsteigend, unterschied sich die Prävalenz eines geeigneten Korridors jedoch signifikant ( $p < 0,05$ ). Auf diesen Ergebnissen basierend ist grundsätzlich die Verwendung einer 3,5 mm Kleinfragmentschraube als Standardimplantat für die infraazetabuläre Verschraubung zu empfehlen. Weiterhin scheinen Körpergröße und -gewicht die Existenz und die Größe des IAC zu beeinflussen. Beide Parameter zeigten eine signifikante positive Korrelation zum Korridorvolumen.

Zur Prüfung der Aussagekraft von Röntgenaufnahmen in den Standardprojektionen in Bezug auf die Nutzung des IAC wurden röntgenbildähnliche planare Projektionen individuell für jedes der 248 untersuchten Azetabula erzeugt und mit den Ergebnissen aus den IT-gestützten 3D-Analysen korreliert. Anhand einer multivariaten Regressionsanalyse konnten signifikante Zusammenhänge zwischen dem Korridorvolumen und dem transversalen Durchmesser der Köhlerschen Tränenfigur in einer Standard-a.p.-Beckenübersicht gefunden werden. Im Rahmen der statistischen Auswertung konnte hier ein Cutoff-Wert von  $\geq 4$  mm festgestellt werden. Ab einem gemessenen Querdurchmesser der Tränenfigur von  $\geq 4$  mm war in jedem der untersuchten Becken ein Korridor für eine 3,5 mm Schraube vorhanden. Somit gelang die erfolgreiche Erkenntnisübertragung von der virtuellen volumetrischen Forschung auf einen mit einfachen Mitteln am Röntgenbild messbaren Wert, der als wichtiger Prädiktor in der präoperativen Planung und intraoperativen Orientierung dienen kann.

Auf der Suche nach weiteren Indikatoren, welche auf das Vorhandensein eines IAC schließen lassen könnten, stießen wir in der Literatur auf Beobachtungen, wonach es bei posttraumatischen Hüftdysplasien nach Verletzungen des Azetabulums im Jugendalter zu einer Lateralisation des Rotationszentrums des Hüftgelenkes mit konsekutiver Verbreiterung der Knochensubstanz im Bereich der quadrilateralen Fläche kommt (Dora et al. 2000, Stabe-Heyl et al. 2006). Der Gedanke lag nahe, dass individuelle Fehlformen mit Lateralisation des Hüftdrehzentrums z.B. im Rahmen einer angeborenen Hüftdysplasie einen ähnlichen Effekt auf die Existenz und Größe des IAC haben. Diese Hypothese konnte jedoch anhand unserer Daten nicht bestätigt werden. Kritisch anzumerken ist hierbei der Umstand, dass in unserer Kohorte

nach Messung der klassischen Dysplasieindizes in den röntgenbildähnlichen semitransparenten Projektionen der errechneten 3D-Modelle keine ausgeprägten Hüftgelenksdysplasien vorlagen. Lediglich dysplastische Fehlformen konnten bei der Messung des Center-Edge-Winkels (2,4%), des Azetabulären Index (14,9%) und des Tiefe-Weite-Index (5,2%) identifiziert werden.

Die in dieser Arbeit beschriebene Methodik weist einige Limitierungen auf. Bei der verwendeten grafischen Auflösung beträgt die Kantenlänge der Voxel 0,5mm. Da die Segmentierung des Knochenkorridors ein semiautomatischer Prozess ist, und die Durchmesser gerade im Bereich der engsten Stelle des Korridors sehr gering sind, können bereits kleine Abweichungen bei den manuellen Arbeitsschritten der Segmentierung zu Fehlinterpretationen führen. Variationen von mindestens 1 Voxel pro Objektkante sind durchaus üblich. Die Form des Schraubendurchmessers ist eine ausschlaggebende Variable für die Form und Größe des berechneten Korridors. In der digitalen Bildbearbeitung von CT-Bildern können Kreise oder Scheiben nur annähernd dargestellt werden. Da die Voxel eine Kantenlänge von 0,5 mm besitzen, konnte der Schraubendurchmesser bei einer 3,5 mm Schraube nur abstrakt dargestellt werden. Der Umfang dieses Schraubenmodells besteht aus 16 Voxeln und die Querschnittsfläche aus 29 Voxeln. Die virtuelle Randstruktur macht also 55% der Oberfläche aus. Daraus folgt, dass Variationen von nur einem Voxel bei der semiautomatischen Segmentierung mitunter zu Fehleinschätzungen bzgl. einer korrekten Schraubenlage kommen können.

Die präsentierten Ergebnisse basieren auf CT-Daten von insgesamt 248 intakten Azetabula. Anzumerken ist, dass die Übertragung der hier vorgestellten Ergebnisse auf die Fraktursituation eine anatomische Reposition des vorderen und hinteren Pfeilers zwingend voraussetzt. Jegliche verbliebene Stufenbildung hat erheblichen Einfluss auf die volumetrischen Größen des IAC. Auch sind die entwickelten Software-Scripte bis dato ausschließlich zur Analyse von intakten Becken geeignet. Perspektivisch kann deren Weiterentwicklung und Anpassung aber die Möglichkeit bieten, sichere Knochenkorridore auch an dislozierten Azetabulumfrakturen zu berechnen. In unserer Studienpopulation zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen dem rechtsseitigen und dem linksseitigen Azetabulum. Somit wäre die Messung der

intakten kontralateralen Seite eine Möglichkeit, um die Existenz des Korridors des frakturierten Azetabulums vorherzusagen.

## 7. Schlussfolgerungen

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit vermitteln ein umfassendes Verständnis für die einzigartigen anatomischen Details des quadrilateralen Knochenmassivs im Hinblick auf die sichere IA-Schraubeneinlage. Die beschriebenen Methoden ermöglichen die Berechnung von 3D-Korridoren aus klinischen CT-Daten intakter Becken, die in der C<sup>++</sup>-Computersprache als anwenderspezifisches Modul der Amira<sup>®</sup>-Software entwickelt wurden. Der Workflow ermöglicht die semiautomatische Formanalyse einer Vielzahl von CT DICOM-Datensätzen mit reliablen Ergebnissen. Die Visualisierung von sicheren IA-Korridoren verbessert die räumliche Vorstellung der anatomisch komplexen Region und kann somit zur Ausbildung von Operateuren in der Azetabulumchirurgie hilfreich sein.

Eines der Ziele dieser Studie war die Bestimmung von konsistenten anatomischen Landmarken, die regelmäßig in planaren Röntgeneinstellungen vorkommen, um die Vorhersage der Existenz eines sicheren IA-Knochenkorridors für eine 3,5mm-Schraube zu ermöglichen. Hierbei stellte sich heraus, dass der Querdurchmesser der Köhlerschen Tränenfigur in der Beckenübersichtsaufnahme die größte Vorhersagekraft besitzt. In unserer Population konnte der IAC in 100% der Becken nachgewiesen werden, wenn der Durchmesser der Tränenfigur  $\geq 4$  mm war. Daher bietet sich dieser Wert dem Chirurgen als einfach zu bestimmender und sicherer Indikator bei der Entscheidungsfindung zur Applikation der IAS auch ohne CT-Diagnostik an. Für die Planung des gesamten chirurgischen Eingriffs bleibt letztlich jedoch eine genaue präoperative Analyse mit herkömmlichen Röntgen- und CT-Scans erforderlich.

## 8. Literatur und Quellenverzeichnis

- Bucholz RW, J.D.Heckmann. 2002c. Rockwood And Green`s Fractures In Adults. In: Robert W. Bucholz, Heckmann JD, Hrsg. 5 Aufl, 1470-1478.
- Caviglia H, Mejail A, Landro ME, Vatani N. 2018. Percutaneous fixation of acetabular fractures. EFORT open reviews, 3(5):326–334.
- Culemann U, Marintschev I, Gras F, Pohlemann T. 2011. Infra-acetabular corridor---technical tip for an additional screw placement to increase the fixation strength of acetabular fractures. J Trauma, 70.
- Dora C, Zurbach J, Hersche O, Ganz R. 2000. Pathomorphologic characteristics of posttraumatic acetabular dysplasia. J Orthop Trauma, 14.
- Gras F, Marintschev I, Schwarz CE, Hofmann GO, Pohlemann T, Culemann U. 2012. Screw-versus plate-fixation strength of acetabular anterior column fractures: a biomechanical study. J Trauma Acute Care Surg, 72.
- Gras F, Gottschling H, Schroder M, Marintschev I, Reimers N, Burgkart R. 2015. Sex-specific differences of the infraacetabular corridor: a biomorphometric CT-based analysis on a database of 523 pelvises. Clin Orthop Relat Res, 473.
- Hufner T, Pohlemann T, Gansslen A, Assassi P, Prokop M, Tscherne H. 1999. [The value of CT in classification and decision making in acetabulum fractures. A systematic analysis]. Die Wertigkeit der CT zur Klassifikation und Entscheidungsfindung nach Acetabulumfrakturen. Eine systematische Analyse.
- Laird A, Keating JF. 2005. Acetabular fractures: a 16-year prospective epidemiological study. J Bone Joint Surg Br, 87.
- Letournel E, Judet R. 1993. Fractures of the acetabulum. New York: Springer Verlag.
- Marintschev I, Gras F, Schwarz CE, Pohlemann T, Hofmann GO, Culemann U. 2012. Biomechanical comparison of different acetabular plate systems and constructs---the role of an infra-acetabular screw placement and use of locking plates. Injury, 43.
- Matta JM. 1996. Fractures of the acetabulum: accuracy of reduction and clinical results in patients managed operatively within three weeks after the injury. J Bone Joint Surg Am, 78.
- Matta JM, Anderson LM, Epstein HC, Hendricks P. 1986. Fractures of the acetabulum: a retrospective analysis. Clin Orthop Relat Res, 205.

- Mears DC, Velyvis JH, Chang C-. P. 2003. Displaced acetabular fractures managed operatively: indicators of outcome. *Clin Orthop Relat Res*, 407.
- Mendel T, Noser H, Wohlrab D, Stock K, Radetzki F. 2011. The lateral sacral triangle---a decision support for secure transverse sacroiliac screw insertion. *Injury*, 42.
- Mendel T, Radetzki F, Wohlrab D, Stock K, Hofmann GO, Noser H. 2013. CT-based 3-D visualisation of secure bone corridors and optimal trajectories for sacroiliac screws. *Injury*, 44.
- Messmer P, Matthews F, Jacob AL, Kikinis R, Regazzoni P, Noser H. 2007. A CT database for research, development and education: concept and potential. *J Digit Imaging*, 20.
- Noser H, Radetzki F, Stock K, Mendel T. 2011. A method for computing general sacroiliac screw corridors based on CT scans of the pelvis. *J Digit Imaging*, 24.
- Plontke SK, Radetzki F, Seiwerth I, Herzog M, Brandt S, Delank KS. 2014. Individual computer-assisted 3D planning for surgical placement of a new bone conduction hearing device. *Otol Neurotol*, 35.
- Prevezas N. 2007. Evolution of pelvic and acetabular surgery from ancient to modern times. *Injury*.
- Richter P, Eickhoff A, Gebhard F, Schuetze K. 2018. Intraoperative Bildgebung in der Beckenchirurgie. *OP-JOURNAL*, 34:18–24.
- Rommens PM, Hessmann MH. 1999. Acetabulum fractures. *Unfallchirurg*, 102.
- Rouvière H. 1940. *Anatomie humaine. Descriptive et topographique*. 4. Aufl. 4. Aufl. Paris: Masson.
- Stabe-Heyl J, Slongo T, Beck M, Ganz R. 2006. Bilateral post-traumatic acetabular dysplasia. *Orthopade*, 35.
- Stuby F, Seethaler AC, Shiozawa T, Weise K, Mroue A, Badke A, Buchgeister M, Ochs BG. 2011. [Evaluation of image quality of two different three-dimensional cone-beam-scanners used for orthopedic surgery in the bony structures of the pelvis in comparison with standard CT scans]. *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie*.
- Wagner D, Kamer L, Rommens PM, Sawaguchi T, Richards RG, Noser H. 2014. 3D statistical modeling techniques to investigate the anatomy of the sacrum, its bone mass distribution, and the trans-sacral corridors. *J Orthop Res*, 32.

## 9. Anhang

### 9.1 Abbildungs- und Tabellenverzeichnis

Abbildung 1 Darstellung der Pfeilerstruktur des Os ilium (aus: Tscherne, Pohlemann, Unfallchirurgie, Becken und Azetabulum 1998) .....	6
Abbildung 2 Entstehung von Azetabulumfrakturen. Pathobiomechanik der Acetabulumfrakturen nach Letournel. Frakturtyp in Abhängigkeit von a. Innenrotation/Aussenrotation b. Abduktion/Adduktion und c. Flexion und Extension (aus: Tscherne H und Pohlemann T 1998) ...	8
Abbildung 3 Schematische Darstellung der Einteilung von Acetabulumfrakturen nach Letournel .....	9
Tab 1 Projektionsradiografische Kennlinien für anatomische Landmarken in den klassischen planaren Röntgenaufnahmen a.p., Ala und Obturator .....	10
Abbildung 4 Bestimmung des Pfannendachwinkels (RAA) nach Matta in den Standardprojektionen a) AP-(a), Ala-(b) und Obturatorprojektionen(c) (Tscherne H und Pohlemann T 1998) .....	11
Abbildung 5 Regionen zur Schraubenplatzierung im Bereich des Os ilium und Acetabulum (Tscherne H und Pohlemann T 1998) .....	15
Abbildung 6 Infra-azetabulärer Schraubenverlauf (rot) zum Schluss des peri-azetabulären Fixationsrahmens zwischen vorderem (grün) und hinterm Pfeiler (blau) .....	16

Wissenschaftliche Vorträge und Präsentationen:

12th Annual Meeting of the International Society for Computer Assisted Orthopaedic Surgery (CAOS), Seoul, Republic of Korea, 13.-16. Juni 2012

Vortrag: „A Three- Dimensional CT- Based Visualization of a Safe Pathway for Long Screws“

62. Jahrestagung der Norddeutschen Orthopäden- und Unfallchirurgenvereinigung e.V. 2013 (NOUV). Hamburg, 13.06.-15.06.2013

Posterpreis: „Frakturversorgung am Azetabulum - Existiert in der infraazetabulären Region regelhaft ein Knochenkorridor für eine 3.5mm - Schraube?“

Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie (DKOU 2015) 20.10. - 23.10.2015, Berlin

Vortrag: *Hat die kongenitale Hüftgelenksdysplasie Einfluss auf die Größe des infraazetabulären Korridors im Hinblick auf die Versorgung von Azetabulumfrakturen – Eine 3D-radiomorphometrische Analyse*

## 9.2 Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität bekannt ist,

ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben:

**PD Dr. med. habil. Thomas Mendel**

**Klinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie am BG Klinikum Bergmannstrost Halle**

- Umfassende Hilfe bei der Umsetzung der radiomorphometrischen und experimentellen Untersuchungen, Diskussion der Befunde und Ergebnisse, ausführliche Beratung und Hilfestellung bei der Verfassung der Dissertation

**Prof. Dr. med. Dr. rer. nat. Gunther O. Hofmann**

**Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie der Friedrich-Schiller-Universität Jena**

- Bereitstellung der Arbeitsmöglichkeiten, Diskussion der Befunde und Ergebnisse

**Prof. Dr. Hansrudi Noser**

**AO Research Institute Davos, Schweiz**

- Entwicklung der Software-Algorithmen für die PC-gestützte Berechnung der IA-Korridore. Die Projektfinanzierung erfolgte über einen AO Research Grant (Projekt-Nr. AR2011\_4).

Prof. Dr. rer. nat. habil. Andreas Wienke

Institut für medizinische Epidemiologie, Biometrie und Informatik der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

- Hilfe bei der statistischen Auswertung der Studienergebnisse

die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und

dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Halle, 17.05.2020

Ort, Datum

Unterschrift des Verfassers

### 9.3 Danksagung

An erster Stelle gilt mein Dank Herrn Prof. Dr. med. Dr. rer. nat. Gunther O. Hofmann, welcher mich auf meiner bisherigen wissenschaftlichen und klinischen Laufbahn stets begleitet, ausgebildet und gefördert hat.

Kein geringerer Dank gilt Herrn PD Dr. med. habil. Thomas Mendel, der mich seit den frühen Anfängen meines klinischen und wissenschaftlichen Werdeganges durch sein Wissen, seine Analytik, seine operativen Fähigkeiten, seinen Ehrgeiz, sowie seine brillante Didaktik zu begeistern weiß. Die Möglichkeit meiner 6-monatigen Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter im AO Research Institute Davos wurde durch ihn ermöglicht und hat die Grundlagen für das Thema der vorliegenden Arbeit geschaffen.

Lieber Thomas, du warst und bist stets ein guter Lehrer, fairer Vorgesetzter, erfolgreicher Wissenschaftler und Chirurg, der die nachwachsende Ärzteschaft und den Patienten stets im Mittelpunkt sieht und beide Gattungen entsprechend fürsorglich ausbildet, fördert, behandelt, und das Ganze - selbst unter widrigsten Umständen - meistens erfolgreich.

Vielen Dank für alles, was du mir auf unserem gemeinsamen Weg mitgegeben hast. Ich werde es gut behüten und weiterreichen. Vor allem aber vielen Dank für das in mich gesetzte Vertrauen, die unermüdliche Motivation und die unendliche Geduld mit einem nicht immer perfekten Doktoranden.

Mein ganz besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Hansrudi Noser. Sein unendliches Wissen auf dem Gebiet der Informatik war der Schlüssel zur Entwicklung der 3D-Korridorskripte. Lieber Hansrudi! Vielen Dank für die gelungen interdisziplinäre Zusammenarbeit!

Vielen Dank auch an Prof. Dr. rer. nat. habil. Andreas Wienke für die Hilfe bei der statistischen Auswertung der gewonnenen Daten.

Ein großes, herzliches und unendliches Dankeschön, Thank you, Nagyon köszönöm, Muito obrigado, ധന്യവോ gilt meinen lieben Freunden und Wegbegleitern und Mitbewohnern der AO Fellow Flat „BUDAG“ Promenade 60:

Angharad Simpson, Endre Varga, Justine Roberts, Rafael Lara De Freitas, Paata Gudushauri und Fabian Duttenhoefer. Ihr habt mein Leben bereichert. Es war eine wundervolle Zeit! Vielen Dank für eure Unterstützung und die wunderbaren „english lessons“ des Alltags!

Nicht zuletzt möchte ich mich bei meiner Frau Dr. med. Kristin Engler für ihre Geduld, Unterstützung und Motivation zur Fertigstellung der vorliegenden Arbeit danken. Unsere beiden Kinder Gustav und Greta konnten allein durch ihre Existenz ihren Teil zu meiner Unterstützung beitragen.

Unendlicher Dank gilt meinen Eltern Klaus- Dieter und Christine Arlt. Vielen Dank für eure stetige Unterstützung auf allen meinen Wegen. Eure bedingungslose Liebe, Fürsorge und Selbstlosigkeit, welche glücklicherweise nun auch eure Enkelkinder durch euch erfahren dürfen, bilden das Fundament meines Lebens.