

Aus der Universitätsklinik und Poliklinik für Orthopädie und physikalische Medizin

(Direktor: Prof. Dr. med. Karl-Stefan Delank)

**Computerassistierte operative Planung und
anatomische Formanalyse chirurgisch relevanter
knöcherner Regionen an hochpräzisen virtuellen
3D-Knochenmodellen**

Habilitation

zur Erlangung des akademischen Grades

habilitierter Doktor der Medizin (Dr. med. habil.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät

der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

von **Dr. med. Florian Radetzki**

geboren am 11. Juni 1980 in Halle

Gutachter:

1. Prof. Dr. med. Markus Rickert
2. Prof. Dr. med. Andreas Roth

Verteidigungsdatum: 19.04.2016

Inhaltsverzeichnis

Teil I	Synopsis	1
1.	Einleitung	2
1.1	Allgemeines	3
1.2	Die Visualisierungssoftware Amira®	4
1.3	Das STL-Format	6
1.4	Die Datenakquise	7
1.5	Generierung von virtuellen 3D-Knochenmodellen	7
2.	Klinische und methodische Studien	9
2.1	„Das laterale Sakraldreieck“ - Entscheidungshilfe für eine sichere transversale sakroiliakale (SI-) Verschraubung	10
2.1.1	Hintergrund und Fragestellung	10
2.1.2	Methodik	11
2.1.3	Ergebnisse	12
2.1.4	Zusammenfassung	13
2.2	Computergestützte Generierung virtueller Raummodelle sicherer transversaler sakroiliakaler Knochenkorridore – eine 3Dmorphometrische Analyse von 125 Beckenmodellen	14
2.2.1	Hintergrund und Fragestellung	14
2.2.2	Methodik	15
2.2.3	Ergebnisse	16
2.2.4	Zusammenfassung	17
2.3	Möglichkeiten und Grenzen einer Datenbank dreidimensionaler virtueller Knochenmodelle	19
2.3.1	Hintergrund und Fragestellung	19
2.3.2	Methodik	20
2.3.3	Ergebnisse	21
2.3.4	Zusammenfassung	23
2.4	Präoperative computergestützte 3D-Planung zur sicheren Platzierung eines neuen knochenverankerten Hörimplantats	25
2.4.1	Hintergrund und Fragestellung	25
2.4.2	Methodik	26

2.4.3 Ergebnisse	26
2.4.4 Zusammenfassung	27
2.5 Dreidimensionale virtuelle computergestützte Simulation und Evaluation des femoroazetabulären Impingements (FAI) mit Hilfe der Magnetresonanzzarthrographie (MRA).....	28
2.5.1 Hintergrund und Fragestellung.....	28
2.5.2 Methodik	29
2.4.3 Ergebnisse	30
2.4.4 Zusammenfassung	31
3. Zusammenfassende Diskussion	32
4. Abkürzungsverzeichnis	38
5. Literaturverzeichnis	39
 Teil II Originalarbeiten	 43
 Teil III Anhang	 75

Teil I

Synopsis

1. Einleitung

1.1 Allgemeines

Seit der Einführung von Schnittbildverfahren wie der Computertomographie (CT) und Magnetresonanztomographie (MRT) können Skelettabschnitte mittels einzelner Schichten detailliert betrachtet und analysiert werden. Die räumliche Verarbeitung und dreidimensionale Orientierung muss jedoch durch den Betrachter mental erfolgen. Das Erkennen und die Zusammenführung knöcherner Beziehungen zwischen den einzelnen Schnittebenen erfordert ein hohes Maß an räumlicher Vorstellung, Gedächtnisleistung und Erfahrung, wobei durch eine Soll-Wunsch-Vorstellung des Anwenders das mental zusammengesetzte dreidimensionale Bild beeinflusst werden kann (23). Infolgedessen werden zunehmend virtuelle dreidimensionale (3D)-Rekonstruktionen von Knochenabschnitten für diagnostische Zwecke und therapeutische Planungen generiert. Grundlage bilden heute prinzipiell Daten der Computertomographie. Diese kommt vor allem bei komplexen knöchernen Deformitäten oder Läsionen zur Anwendung, die allein mit planaren Röntgenbildern nur schwer interpretiert werden können. Dabei steht primär das Scannen einer verletzten Region im Vordergrund, so dass eine 3D-Rekonstruktion eines kompletten Knochens nur selten erstellt wird. Zur Reduzierung der Datenmenge werden zudem in den radiologischen Abteilungen die Ausgangsdaten stets verkleinert und moduliert. Dies hat zur Folge, dass nur qualitätsgeminderte 3D-Abbildungen angefertigt werden können, welche dem Anspruch hochwertige virtueller Volumenmodelle nicht gerecht werden. Für präklinische Forschung, Entwicklungen und perioperative Planungen sind diese im klinischen Alltag zur Anwendung kommenden 3D-Rekonstruktionen nur eingeschränkt verwendbar. So sind beispielweise Untersuchungen interiorer ossärer Strukturen wie Markhöhle, Kortikalisstärke oder Kortikalisverlauf, die neben den morphologischen Aspekt auch Hinweise auf biomechanische Eigenschaften geben (39), kaum oder gar nicht durchführbar.

Dagegen ermöglichen hochgenaue virtuelle Volumenmodelle des Knochens, klinische sowie anatomische Fragestellungen durch 2D- und 3D-Analysen unter Berücksichtigung biologischer Variabilität zu beantworten. Dies beinhaltet morphologische Studien und Untersuchungen biomechanischer knöcherner Charakteristika komplexer anatomischer Regionen, die insbesondere dem Verständnis und der dreidimensionalen Vorstellung des Chirurgen dienen. Hierfür

kann die Visualisierungssoftware Amira® (FEI, Burlington, Massachusetts, USA), die neben der Generierung von virtuellen Knochenmodellen auch 2D- und 3D-Vermessungen sowie komplexe Formanalysen zulässt, verwendet werden. Sie ermöglicht darüber hinaus die Integration von selbstgenerierten Softwaremodulen, welche eine schnelle vollautomatische und zielgerichtete Bearbeitung großer Datenmengen erlauben.

Die vorliegende kumulative Habilitationsschrift befasst sich mit der computerassistierten operativen Planung und anatomischen Formanalyse chirurgisch relevanter knöcherner Regionen an hochpräzisen virtuellen 3D-Knochenmodellen anhand 5 publizierter Originalarbeiten. Es wird zum einen der Arbeitsprozess, der zur Generierung präziser virtueller 3D-Modelle notwendig ist, erläutert und wissenschaftliche und klinische Anwendungen vorgestellt.

1.2 Die Visualisierungssoftware Amira®

Die Software Amira® der Firma FEI Visualization Sciences Group (Burlington, Massachusetts, USA) ist ein kommerzielles modulares Produkt und ermöglicht die Visualisierung, Bearbeitung und Auswertung wissenschaftlicher Daten der Computertomographie, Mikroskopie, Magnetresonanztomographie und anderer bildgebender Verfahren. Die Anwendung liegt hauptsächlich im medizinischen und naturwissenschaftlichen Bereich. Dabei unterstützt die Software viele der gängigen Bildformate, u.a. STL (Standard Triangulation Language) und ist in der Lage, DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine)-Daten einzulesen und zu bearbeiten. Die Architektur und das Design von Amira® sind charakterisiert durch einfache Bedienbarkeit, Flexibilität, Interaktivität und Erweiterbarkeit über Verwendung moderner Algorithmen. Skripte auf der Basis gängiger Computersprachen, wie zum Beispiel MatLab oder C++, können für bestimmte Fragestellungen und Auswertungen integriert und entsprechend repetitiv genutzt werden. Die Software enthält verschiedene Module zur Visualisierung, Generierung, und Analyse von Bilddaten. Für die computerassistierte operative Planung und anatomische Formanalyse an virtuellen 3D-Knochenmodellen steht der Segmentierungseditor im Mittelpunkt der Anwendung. Mit diesem werden die knöchernen Anteile der CT- und MRT-Schnittbilder manuell und semiautomatisch

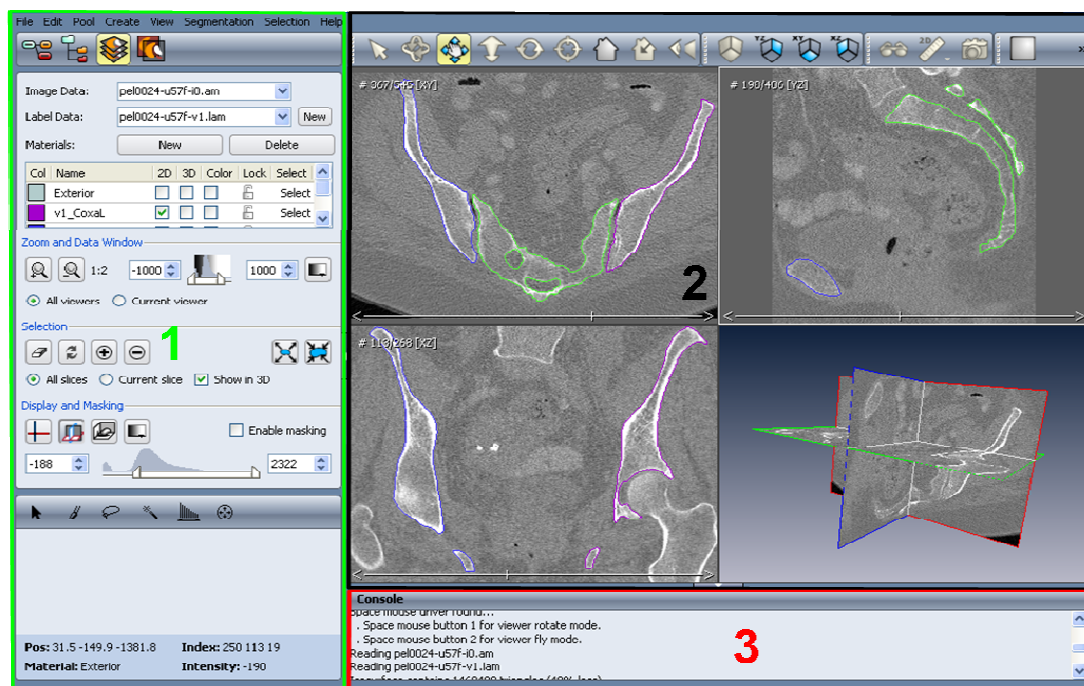
segmentiert. Das Segmentierungsergebnis ist Grundlage für die in Amira® vollautomatisch ablaufende Generierung und Visualisierung von 3D-Knochenmodellen im STL-Format.

Die grafische Benutzeroberfläche ist aus drei Einheiten bzw. Fenstern zusammengesetzt. Im ersten Fenster werden die geöffneten Grafikdateien angezeigt. Die Bearbeitung der Dateien wird durch Verbindungslinien zum entsprechenden Werkzeug oder verwendeten Visualisierungsmodul, welches ebenfalls bei Nutzung in diesem Fenster angezeigt wird, abgebildet. Es lassen sich einzelne Dateien, Bearbeitungsmodule oder Visualisierungsergebnisse aus- und einblenden, so dass die Bedienung visuell einen hohen Grad an Übersichtlichkeit erhält. Im dritten und größten Fenster werden simultan die Grafikdateien und die Aktionen des ersten Fensters zwei- oder dreidimensional dargestellt. Dem Anwender stehen dabei mehrere Grafikinstrumente zur Verfügung, die verschiedene Ansichtsoptionen ermöglichen. Es lassen sich Längen- und Winkelmessungen im zwei- und dreidimensionalen Modus durchführen.

In einem weiteren Fenster befindet sich die Konsole zur Eingabe von Befehlen und zur Anzeige von Meldungen. Hier können Skripte und selbstentwickelte Algorithmen durch den Nutzer auf die geöffnete Grafikdatei angewendet werden.

Abb. 1:

Benutzeroberfläche der Amira® Software bestehend aus 3 Fenstern



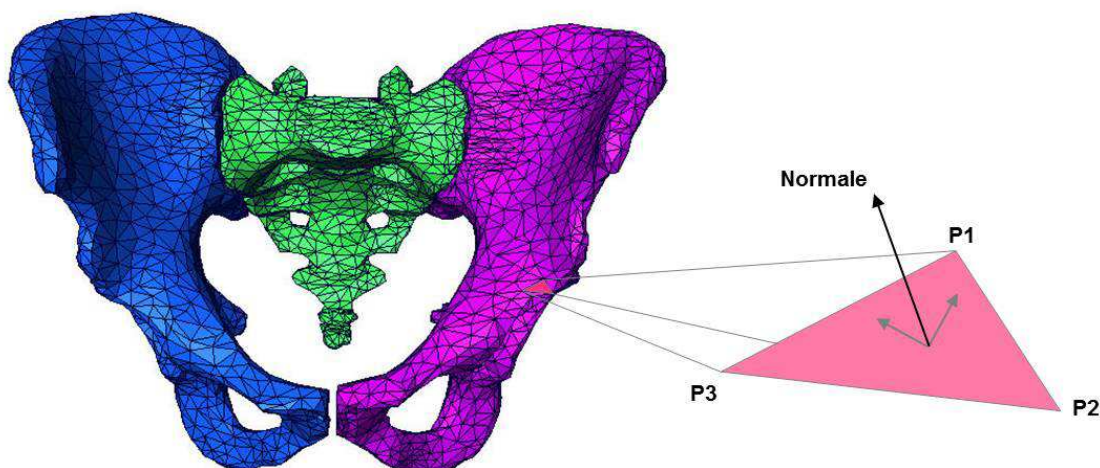
1.3 Das STL-Format

Das STL-Format ist ein standardisiertes Dateiformat für 3D-Modelle, das eine genaue dreidimensionale Rekonstruktion der Körperoberfläche wiedergibt. Das dreidimensionale Modell wird durch eine Oberflächengestaltung mittels mosaikartig zusammengesetzten Dreiecksfacetten beschrieben (englisch Tessellation = „Parkettierung“, Abb. 2). Jedes Dreieck wird durch die Eckpunkte und seine Flächennormale definiert. Diese geometrischen Daten bilden die Grundlage für sämtliche Datenverarbeitungsprozesse des Modells. Da mindestens drei Dreiecke einen gemeinsamen Eckpunkt besitzen, wird jeder Punkt mindestens dreimal ausgelesen. Dies erhöht die Genauigkeit der Oberfläche, führt jedoch auch zu großen Datenmengen und einem gesteigerten Zeitbedarf für den Aufbau eines virtuellen Modells.

Oberflächenkrümmungen können durch Dreiecke nur angenähert werden. Dadurch ergibt sich ein Fehler, der als Oberflächentoleranz, Durchhang oder Sekantenfehler bezeichnet wird. Je höher die Anzahl der Dreiecke, desto kleiner ist der Fehler bzw. sind die Abweichungen vom Original. Mit höherer Genauigkeit des Modells steigt die Datenmenge des STL-Formats an. STL-Dateien können als ASCII oder als binäre Datei vorkommen. Binäre Dateien finden in der Praxis mehr Anwendung, da diese deutlich weniger Speicher benötigen. Abgesehen von den enormen Datenmengen wird das STL-Format als gängiges, standardisiertes und einfach strukturiertes Format von vielen 3D-Softwares unterstützt.

Abb. 2:

STL-Format: Darstellung der triangulierten Oberfläche am 3D- Beckenmodell



1.4 Die Datenakquise

Die Akquirierung der Schnittbild-Datensätze findet in der Universitätsklinik und Poliklinik für Diagnostische Radiologie der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg statt. Es handelt sich dabei um Daten der Computertomographie und Magnetresonanztomographie, die im Rahmen der Diagnostik verschiedenster klinischer Fachbereiche durchgeführt werden. Die CT-Scans werden mit dem Multislice-Computertomographen SOMATOM Sensation (Siemens AG, Erlangen, Germany) mit einer Bildauflösung 512 x 512 Pixels, Schichtdicke von 0,6 mm und einem Kernel B45f vorgenommen. Die Akquirierung der MRT-Daten erfolgt in einem 3.0 Tesla Magnetresonanztomographen (Skyra; Siemens, Erlangen, Germany). Dabei wird eine spezielle 3D T1-gewichtete Gradientenechosequenz (VIBE, volume interpolated breathhold examination; sequence: TR 10 ms, TE 4.92 ms, flip angle 10°, FOV 30 cm, matrix 512x486) mit einer Auflösung von 0.59 x 0.59 mm und einer Schichtdicke von 0.8 mm verwendet.

Die DICOM-Rohdaten werden in der radiologischen Abteilung weder moduliert noch in der Datenmenge verkleinert und können in voller Größe weiterverwendet werden. Daten, die für morphologische retrospektive Studien genutzt werden, durchlaufen einen vollautomatischen Anonymisierungsprozess nach Einspielung in die Amira® Software. Zusätzlich werden die Metadaten der gescannten Patienten (Alter, Geschlecht, Größe und Gewicht) aus den Krankenakten erhoben.

1.5 Generierung von virtuellen 3D-Knochenmodellen

Die akquirierten DICOM-Rohdaten der CT- oder MRT-Untersuchung werden zunächst von der Visualisierungssoftware Amira® eingelesen. Alle Schnittbilder einer Untersuchung werden dabei zu einem amira-konformen Datenpaket zusammengefasst und als AmiraMesh-Format abgespeichert. Die durchschnittliche Größe einer solchen Datei beträgt ca. 120 MB. Zur Datenverkleinerung wird zunächst das AmiraMesh, welches bereits als dreidimensionales Bild verfügbar ist, auf die wesentliche Struktur mit dem Crop-Editor manuell verkleinert.

Im Anschluss folgt über eine standardisierte Methode die semiautomatische Segmentierung des Datensatzes im Segmentationseditor. Dazu werden in jedem

einzelnen Schnittbild die knöchernen Strukturen manuell farblich markiert, dem entsprechenden Knochen zugeordnet und abgespeichert. Dafür steht dem Anwender ein axiales, coronales oder sagittales Bild zur Verfügung und erleichtert die Orientierung sowie die Kontrolle der Segmentierung. Eine auf grauwertbasierende Segmentierungshilfe, die Threshold-Funktion, erlaubt eine automatische Erkennung der Knochengrenzen und unterstützt den Segmentationsprozess. Unscharfe Bereiche müssen dennoch nachträglich manuell korrigiert und nachbearbeitet werden. Dafür stehen dem Anwender verschiedene Segmentationswerkzeuge zur Verfügung. Am Ende wird das Segmentationsergebnis wieder im AmiraMesh-Format gespeichert, wobei nur die farbliche Segmentierung ohne primärem Schnittbild abgelegt wird.

Mit dem Befehl „SurfaceGen“ generiert die Software aus dem Segmentationsergebnis eine dreidimensionale Rekonstruktion des Knochens im STL-Format. Dabei erfolgt eine vollautomatische Triangulierung der Modelloberfläche. Voraussetzung für diesen Schritt ist eine vollständig geschlossene Segmentation in allen drei Ebenen. Das Ergebnis ist ein hochgenaues 3D-Modell des segmentierten Knochens. Noser et al. prüften bereits 2011 die Segmentationsschritte und die Generierung von Modellen durch die Amira® Software und stellten mit Hilfe eines Kontrollobjektes mit bekannter Geometrie eine hohe Genauigkeit und Präzision des STL-Formats fest (24). Trotz dessen und sofern erwünscht kann das generierte 3D-Modell simplifiziert werden. Dabei werden sehr kleine Dreiecksflächen des Modells zu größeren zusammengefasst. Dies spart Speicherplatz und begünstigt die Laufzeit von späteren Berechnungen. Dabei darf jedoch der Genauigkeitsverlust, gerade an gekrümmten Bereichen, nicht außer Acht gelassen werden.

2. Klinische und methodische Studien

2.1 „Das laterale Sakraldreieck“ - Entscheidungshilfe für eine sichere transversale sakroiliakale (SI-) Verschraubung

2.1.1 Hintergrund und Fragestellung

Die minimalinvasive perkutane SI-Verschraubung ist eine elegante Methode zur Stabilisierung instabiler Verletzungen des hinteren Beckenrings. Die Technik wurde bereits 1989 erstmalig von Matta et al. beschrieben (18) und weist im Vergleich zur offenen Versorgung einige Vorteile auf. Diese sind zum einen die geringere perioperative Morbidität (1) zum anderen eine niedrigere Infektrate (32;34;47;48) sowie ein geringerer Blutverlust (4). Die Schraubeninsertion in den 1. Sakralwirbel kann in zwei Wegen erfolgen. Es besteht die Möglichkeit der schrägen Insertion, wobei die posterior-anteriore und inferior-superiore Schraubeninklination mit der cranialen Elevation des 1. Sakralsegments (S1) gegenüber den Darmbeinflügeln steigt. Dementgegen steht die horizontale Schraubenlage, die es ermöglicht lange Schrauben zu implantieren, welche weit über die Mittellinie des Os sacrum reichen (2;33). Damit wird die biomechanische Ausrissfestigkeit, gerade bei osteoporotischen Knochenverhältnissen, erhöht. Darüberhinaus können so zentrale Frakturen des Sakrums, aber auch bilaterale Verletzungen adäquat stabilisiert werden (20-22;50). Allerdings besteht durch die hohe Formvarianz des Sakrums die Gefahr, dass eine horizontale intraossäre SI-Schraubenplatzierung erschwert oder unmöglich wird (7;8). Dabei nimmt bei steigender cranialer Elevation des 1. Sakralsegments im Sinne der vielumschriebenen sogenannten Sakrumdysplasie die Größe des nutzbaren transversalen Knochenkorridors ab oder wird gar aufgehoben. Es steigt damit das Risiko von extraossären Schraubenfehlplatzierungen mit entsprechenden perioperativen Komplikationen, die in der Literatur mit einer Inzidenz von bis zu 25% angegeben werden (35;45;51).

Bis dato existiert keine exakte und objektive Methode, die mit Hilfe von prä- und intraoperativen Röntgenbildern des Beckens eine Beurteilung zur Existenz und Größe eines Knochenkorridors für eine sichere transversale SI-Verschraubung zulässt. Ziel dieser Arbeit war es, anhand einer radiomorphometrischen Analyse virtueller Beckenmodelle bildmorphologische Kenndaten zu erarbeiten und damit ein objektives Verfahren zur Beurteilung des hinteren Beckenrings zur sicheren

Durchführung einer transversalen Schraubeninsertion in das 1.Sakralsegment zu entwickeln.

2.1.2 Methodik

Zur radiomorphometrischen Untersuchung wurden insgesamt 80 Becken-CT-Datensätze herangezogen. Hierunter waren 33 Frauen und 47 Männer mit einem Durchschnittsalter von 56 (18-89) Jahre. Das Körpergewicht betrug Ø 76 (54-125) kg und die Größe lag bei Ø 173 (147-193) cm.

Nach Generierung virtueller Beckenmodelle (Kapitel 1.5) erfolgte in der Amira[®] Software die räumliche Ausrichtung der Becken unter Verwendung eines entsprechenden Software-Algorithmus in eine streng seitliche, Inlet- und in eine Outlet-Projektion. Mit Hilfe einer semitransparenten Darstellung wurden in den Projektionen knöcherne Landmarken definiert und radiomorphometrische Messdaten erfasst, die auf die Existenz und Ausdehnung des Knochenkorridors für eine sichere transversale SI-Verschraubung im 1.Sakralsegment Einfluss nehmen könnten. So wurde in der seitlichen Projektion die Länge der Deckplatte (body width – BW) und der Vorderwand (body height – BH) des 1.Sakralwirbels gemessen. Des Weiteren wurde in dieser Projektion die Existenz eines knöchernen transversalen Korridors und die maximale Anzahl implantierbarer Schrauben durch Ermittlung der sichtbaren Pedikelhöhe (PH) zwischen ersten sakralen Neuroforamen und den Sakrumflügeln erfasst. Dabei wurde von einem gängigen Schraubendurchmesser von 7,3 mm ausgegangen. In der Outlet-Projektion wurde zusätzlich der Abstand zwischen Deckplatte S1 und SI-Gelenk (endplate-joint-distance, EJ) gemessen.

Die statistische Auswertung erfolgte mit der Software SPSS[®] 13 (SPSS Inc., Chicago, USA). Es wurde ein Vertrauensintervall von 95% angenommen. Eine lineare Regressionsanalyse diente zur Untersuchung der Variabilität der ermittelten Messdaten und deren Einfluss auf die Existenz eines sicheren Knochenkorridors. Der Chi-Quadrat-Test wurde zur Prüfung definierter Grenzwerte und deren Voraussagekraft genutzt.

2.1.3 Ergebnisse

Die 3D-Analyse der 80 virtuellen Beckenmodelle erbrachte, dass in 14 Fällen (18%) die Platzierung einer transversalen 7,3 mm SI-Schraube nicht möglich war. In 9 Becken (11%) konnte gerade eine Schraube implantiert werden. Genügend Platz für 2 oder mehr Schrauben boten 57 (71%) Beckenmodelle.

Die Auswertung der ermittelten Messdaten ergab, dass die Pedikelhöhe (PH) den limitierenden Parameter für die Existenz eines transversalen Korridors darstellt. Multiple Überlappungen kortikaler Strukturen aber auch osteoporotische Knochenverhältnisse sowie Darmgasüberlagerungen schränken im klinischen OP-Alltag die Qualität des BV-Bildes regelhaft ein. Dadurch ist die zur Beurteilung der Existenz eines transversalen Knochenkorridors radiomorphometrische Größe PH nicht regelhaft erkennbar. Die Messungen an der zweidimensionalen lateralen Projektion des Beckens haben erbracht, dass die hingegen regelhaft sichtbaren Landmarken BH und BW des 1. Sakralwirbels und deren Verhältnis zueinander die Existenz und die Ausdehnung eines transversalen Korridors wiedergeben. Die Größen BH und BW bilden mit der Linea terminalis das „laterale Sakraldreieck“, das die Schlüssellandmarke für eine sichere transversale SI-Verschraubung darstellt. So zeigte der Dreiecksquotient BW/BH ($ratio_T$) eine signifikante lineare Korrelation zu PH ($p=0,0001$) mit einem Pearson-Koeffizienten von 0,85. Es konnte sogar für eine $ratio_T$ von 1,5 ein präziser Grenzwert zur Unterscheidung zwischen 0 und ≥ 1 implantierbaren Schrauben mit dem Chi-Quadrat-Test ermittelt werden. Dabei lag der positive Vorhersagewert bei 97% und die Sensitivität bei 94% ($p=0,0001$). Insgesamt steigt mit größer werdender $ratio_T$ auch die Anzahl implantierbarer Schrauben stetig an.

Die Datenanalyse der Outlet-Projektion zeigte, dass die gemessene Größe EJ mit der limitierenden Pedikelhöhe PH mit einem Pearson-Koeffizienten von 0,8 ($p=0,0001$) reziprok korreliert. Je geringer also der Abstand zwischen der S1 Endplatte und dem SI-Gelenk als Maß der Sakrumelevation in der Outlet-Projektion, desto größer war PH.

2.1.4 Zusammenfassung

Virtuelle Knochenmodelle erlauben morphometrische Analysen komplexer anatomischer Regionen, die ein hohes dreidimensionales Verständnis erfordern, in großer Fallzahl durchzuführen. Im chirurgischen Alltag stellt insbesondere der hintere Beckenring mit seiner komplexen Anatomie und interindividueller Formvarianz des Sakrums hohe Ansprüche an Geschick und räumliche Vorstellungskraft des Operators bei der Ausführung einer minimalinvasiven perkutanen SI-Verschraubung.

Die Erarbeitung und Auswertung radiomorphometrischen Messdaten an insgesamt 80 virtuellen Beckenmodellen hat gezeigt, dass in bis zu 18% die Platzierung einer transversalen 7,3 mm SI-Schraube nicht möglich ist. Darüber hinaus konnte das „laterale Sakraldreieck“ als bis dato erste objektive reproduzierbare Entscheidungshilfe für eine sichere transversale SI-Verschraubung anhand eines einzigen Bildwandlerbildes herausgearbeitet werden.

2.2 Computergestützte Generierung virtueller Raummodelle sicherer transversaler sakroiliakaler Knochenkorridore – eine 3D-morphometrische Analyse von 125 Beckenmodellen

2.2.1 Hintergrund und Fragestellung

Die sakroiliakale (SI-) Verschraubung ist ein minimal-invasives Verfahren zur Versorgung instabiler Beckenringverletzungen. Dafür wird das 1.Sakralsegment vorwiegend zur Schraubenplatzierung genutzt. Zur Stabilitätserhöhung wird empfohlen 2 Schrauben, entweder isoliert im 1. Sakralsegment (S1) oder zusätzlich im 2.Sakralsegment (S2), zu platzieren (31;48). Die transversale Insertion ermöglicht hierbei die Verwendung sehr langer Schrauben, die zusätzlich die biomechanische Stabilität begünstigen und bei abnehmender Knochendichte eine etwaige Schraubenlockerung oder gar Schraubendislokation entgegenreten. Bereits Vanderschot et al. und Mehling et al. (19;49) postulierten, dass die transversale ilio-sakro-iliakale Verschraubung eine hochwertige und elegante Methode zur Fixierung sogenannter Insuffizienzfrakturen des hinteren Beckenrings darstellt.

In bis zu 25% ist jedoch bei sakralen Formvariabilitäten, insbesondere bei Vorliegen einer sog. Sakrumdysplasie, die transversale Schraubeninsertion im 1. Sakralsegment erschwert oder unmöglich (7;8). In solchen Situationen muss das 2. Sakralsegment für die Schraubenplatzierung in Erwägung gezogen werden. Jedoch ist die Knochendichte in diesem Segment deutlich geringer (9), sodass bei Schraubeneinbringung im 2. Sakralsegment von einer verminderten biomechanischen Stabilität ausgegangen werden muss. Mit diesem Hintergrund ist bei Vorliegen einer Sakrumdysplasie eine zusätzliche Schraubeneinbringung im 3. Sakralsegment (S3) zur Stabilitätserhöhung zu diskutieren. Bis dato gibt es weder eine Aussage über die Möglichkeit, eine transversale SI-Verschraubung im 3. Sakralsegment sicher durchzuführen, noch anatomische Untersuchungen über die dreidimensionale Form und Ausdehnung der für eine sichere Verschraubung nutzbaren transversalen ilio-sakro-iliakalen Knochenkorridore für das erste, zweite und dritte Sakralsegment.

Ziel dieser Arbeit war es, anhand von 125 virtuellen Beckenmodellen ein Softwarealgorithmus für die vollautomatische Generierung und Visualisierung von transversalen Korridoren zur sicheren SI-Verschraubung im ersten, zweiten und dritten Sakralsegment zu entwickeln. Ferner sollten 3D-morphometrische Analysen

des hinteren Beckenrings die anatomischen Gegebenheiten und deren potentiellen Einfluss auf die Größe der nutzbaren Knochenkorridore evaluieren.

2.2.2 Methodik

Insgesamt wurden 125 virtuelle Beckenmodelle für die 3D-morphometrischen Analysen und Erarbeitung des Softwarealgorithmus zur Generierung transversaler Knochenkorridore herangezogen. Davon waren 76 männlichen und 49 weiblichen Geschlechts mit kaukasischer Herkunft. Das durchschnittliche Alter betrug 59 (18-93) Jahre. Die Körpergröße betrug Ø 172 (147 -196) cm, das Körpergewicht Ø 76 (44-125) kg.

Der Softwarealgorithmus zur vollautomatischen Berechnung und Visualisierung der transversalen Korridoren für die Sakralsegmente S1, S2 und S3 wurde innerhalb der Amira® Software beruhend auf der Computersprache C++ entwickelt. Grundlage für die Anwendung bildete die Umwandlung der Bildinformation des 3D-Modells anhand der Hounsfield-Einheiten zu einer Voxelwertigkeit „1 = Knochen“ und „0 = kein Knochen“. Dafür wurden die Becken seitlich ausgerichtet, sodass unter Nutzen der seitlichen 2D-Projektion des hinteren Beckenrings der Softwarealgorithmus sämtliche transversale Durchtritte durch den Knochen auf Höhe des ersten, zweiten und dritten Sakralsegments prüfen konnte. Eine weitere Bedingung für diesen Workflow war es, im Rahmen der Segmentation des CT-Datensatzes die Iliosakralfugen manuell zu schließen. Nur so war es möglich, dass Knochendurchtritte mit der geringsten Anzahl von Materialübergängen, sprich einem Wechsel der Voxelwertigkeit von „0-1-0“ (Eintritt Os ilium links zu Austritt Os ilium rechts), als sicherer ossärer Anteil eines nutzbaren transversalen Korridors registriert wurden. Knöcherne Durchtritte mit abweichenden Sequenzen von „0-1-0“ wurden vom Algorithmus nicht berücksichtigt. Die Summe aller Strahlenverläufe mit der Sequenz „0-1-0“ erbrachte für das jeweilige Segment den vollständigen Korridor zur sicheren intraossären Platzierung einer transversalen SI-Schraube.

Im nächsten Schritt wurde der generierte Korridor in seiner Form mit Hilfe eines kreisrunden Strukturelements mit einem Durchmesser von 7,3 mm entsprechend eines im klinischen Alltag verwendeten SI-Schraubenmodells modifiziert. Dadurch wurden Randbereiche des Korridors oder ein kompletter Korridor mit einer

Querschnittsfläche kleiner 7,3 mm, die zu einer extraossären Schraubenlage geführt hätten, eliminiert. Am Ende wurde das Volumen, die Querschnittsfläche, die Eintrittsfläche am Os ilium rechts und links sowie die Länge aller ermittelten Korridore bestimmt.

Die statistische Auswertung erfolgte mit der Software SPSS® 13 (SPSS Inc., Chicago, USA). Es wurde ein Konfidenzintervall von 95% angenommen. Der t-Test für unabhängige Stichproben wurde zur Prüfung signifikanter Unterschiede der Mittelwerte herangezogen.

2.2.3 Ergebnisse

Die automatische skriptbasierte 3D-morphometrische Analyse ergab für das erste Sakralsegment einen transversalen Korridor für die Insertion einer 7,3 mm Schraube in 80% (n=100) der 125 geprüften Beckenmodelle. Diese zeigten morphologisch eine konsistent zylinderartige Form mit ovoider Grundfläche. Das durchschnittliche Volumen der Korridore betrug $43,4 \pm 18,1 \text{ cm}^3$, die sagittale Querschnittsfläche $2,7 \pm 1,1 \text{ mm}^2$, die linke iliakale Eintrittsfläche $3,3 \pm 1,3 \text{ mm}^2$ und die rechte iliakale Eintrittsfläche $3,3 \pm 1,4 \text{ mm}^2$. Die Länge der Korridore lag bei $\varnothing 16,3 \pm 1,1 \text{ cm}$. In 25 Becken (20%) wurde kein transversaler Korridor für das 1. Sakralsegment generiert. Dagegen konnten in 124 von 125 Becken ein Korridor für die Insertion einer 7,3 mm Schraube für das 2. Sakralsegment gefunden werden. Das durchschnittlich gemessene Volumen der Korridore für das 2. Sakralsegment betrug $24,6 \pm 10,0 \text{ cm}^3$, die sagittale Querschnittsfläche $1,7 \pm 0,6 \text{ mm}^2$, die linke iliakale Eintrittsfläche $1,9 \pm 0,7 \text{ mm}^2$ und die rechte iliakale Eintrittsfläche $1,9 \pm 0,7 \text{ mm}^2$. Die Korridorlänge belief sich auf $\varnothing 14,1 \pm 1,1 \text{ cm}$. Eine sichere transversale SI-Verschraubung mit einer 7,3 mm Schraube im 3. Sakralsegment war bei 30 von 125 Becken (24%) möglich. Das durchschnittliche Volumen der Korridore des 3. Sakralsegments betrug $8,9 \pm 4,0 \text{ cm}^3$, die sagittale Querschnittsfläche $0,7 \pm 0,3 \text{ mm}^2$, die linke iliakale Eintrittsfläche $0,9 \pm 0,4 \text{ mm}^2$ und die rechte iliakale Eintrittsfläche $0,9 \pm 0,3 \text{ mm}^2$. Die Länge der Korridore lag bei $\varnothing 11,6 \pm 0,9 \text{ cm}$. Damit sind die ermittelten Korridordaten für das 3. Sakralsegment durchweg kleiner als die der ersten beiden Sakralsegmente.

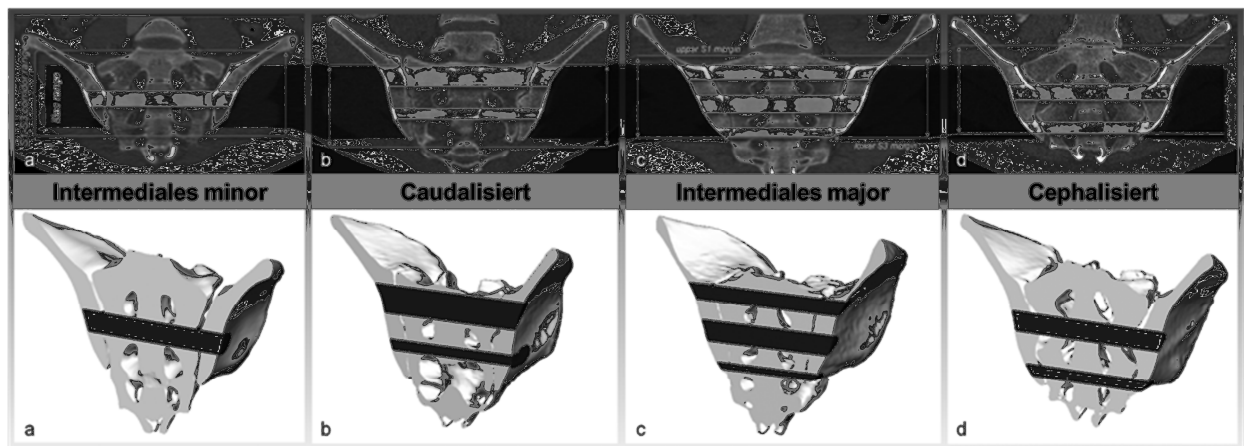
Bei dysplastischen Formvarianten des Sakrums, ohne Nachweis eines transversalen Schraubenkorridor im 1. Sakralsegment (n=25), liegt die Rate eines existierenden

S3-Korridors bei 60% und ist signifikant höher im Vergleich zu „normalen“ Sakren (n=100) mit einer Rate von 15%. Dabei zeigte die morphometrische Auswertung einen deutlichen Einfluss der individuellen Position des Sakrums zwischen den angrenzenden Darmbeinen in Bezug auf die Existenz transversaler SI-Knochenkorridore für S1, S2 und S3. Anhand dieser Ergebnisse konnte eine neue Klassifikation postuliert werden, die das Sakrum in 4 Typen einteilt und Auskunft über die segmentbezogene Existenz der einzelnen Korridore gibt. Das „kaudale“ Sakrum kann in Segment S1 und S2 transversal verschraubt werden, das „intermediale minor“ Sakrum nur in S2, das „intermediale major“ Sakrum in S1, S2, S3 und das „cephale“ Sakrum in S2 und S3 (Abb. 3).

Alter, Geschlecht, Körpergröße und Körpergewicht haben weder auf die kalkulierten Korridordaten noch auf eine mögliche Schraubeninsertion in S3 einen signifikanten Einfluss ($p>0,05$).

Abb. 3:

Sakrumklassifikation bezogen auf die Existenz transversaler iliosakraler Korridore
a) *Intermediales minor (S2)*, b) *Caudalisiertes (S1+S2)*, c) *Intermediales major (S1+S2+S3)*, d) *Cephalisiertes Sakrum (S2+S3)*



2.2.4 Zusammenfassung

Softwaremodule innerhalb der Amira® Software erlauben präzise und hochkomplexe Formanalysen an virtuellen Knochenmodellen. Im Gegensatz zu

manuellen Vermessungen gestatten computergestützte morphometrische Untersuchungen große Datenmengen objektiv, repetitiv und bei stetig steigender Fallzahl in weitaus kürzerer Zeit reproduzierbar zu bearbeiten.

In dieser Studie wurden, aufbauend auf die vorherigen manuellen morphometrischen Untersuchungen des hinteren Beckenrings zur sicheren SI-Verschraubung mit dem Ergebnis des „lateralen Sakraldreiecks“, 125 virtuelle Beckenmodelle computergestützt analysiert. Mit Hilfe eines Softwarealgorithmus konnten für die Sakralsegmente S1, S2 und S3 Knochenkorridore für die sichere transversale Insertion eines 7,3 mm Schraubenmodells vollautomatisch berechnet und visualisiert werden. Die Auswertung erbrachte, dass in dysplastischen Sakrumvarianten neben der SI-Verschraubung in S2 das 3. Sakralsegment als potenzielle Option für eine zusätzliche Schraubenimplantation in überwiegender Zahl (60%) zur Verfügung steht. Anhand der Ergebnisse wurde eine neue Sakrumklassifikation erarbeitet, welche Auskunft über die segmentbezogene Existenz transversaler Knochenkorridore gibt.

2.3 Möglichkeiten und Grenzen einer Datenbank dreidimensionaler virtueller Knochenmodelle

2.3.1 Hintergrund und Fragestellung

Die vorangestellten morphometrischen Untersuchungen des hinteren Beckenrings haben gezeigt, dass virtuelle Knochenmodelle ermöglichen, klinische sowie anatomische Fragestellungen durch morphometrische manuelle sowie computergestützte Analysen zu beantworten. Dabei wurden an insgesamt 125 virtuellen Beckenmodellen morphologische Parameter analysiert. Es konnte die anatomische Komplexität und individuelle Vielfalt mit der entsprechenden Einflussnahme auf die Möglichkeit der sicheren Durchführung einer transversalen SI-Verschraubung dargestellt werden.

Volumen- und Oberflächendaten von virtuellen Knochenmodellen liefern wichtige Erkenntnisse für die Entwicklung neuer Prothesen- und Osteosynthesematerialien und sind darüber hinaus hilfreich für die Realisierung virtueller computerassistierter präoperativer Simulationen und Verbesserung bisheriger Navigationsverfahren. Mit stetigem Zuwachs kann die Aggregation und qualifizierte Archivierung virtueller Knochenmodelle als funktionsfähige Datenbank die Grundlage für verschiedene virtuelle wissenschaftliche Untersuchungen eine vielsprechende Option darstellen. Darüber hinaus kann eine Datenbank virtueller Knochenmodelle eine Plattform für Aus- und Weiterbildung bieten. Gerade junge Kollegen und Studenten profitieren von der Arbeit mit dreidimensionalen Knochenmodellen, wobei das selbstständige Generieren solcher Modelle im Rahmen der Ausbildung das radiologische Verständnis sowie die dafür notwendigen technischen Fertigkeiten schult (41;46).

In dieser Originalarbeit wurden die Möglichkeiten und Grenzen einer Datenbank virtueller dreidimensionaler Knochenmodelle anhand einer Sammlung humaner Becken mit dazugehörigen proximalen Femura aufgezeigt. Es wurde der Arbeitsprozess, der zur Generierung präziser virtueller 3D-Modelle notwendig ist, erläutert und bisherige wissenschaftliche Verwendungen vorgestellt. Eine Evaluierung zur Arbeit mit virtuellen Knochenmodellen im Rahmen der medizinischen Ausbildung gab Aufschluss über Ausbildungspotential und Akzeptanz innerhalb der Studierenden der Humanmedizin.

2.3.2 Methodik

Die Datenakquise und Generierung virtueller Knochenmodelle mit der Amira® Software wurden bereits im Kapitel 1.5 ausführlich erläutert. Die erzeugten Knochenmodelle werden gemeinsam mit den Metadaten des Patienten, Körpergröße, Körpergewicht, Alter und Geschlecht, systematisch auf einem Server der Universitätsklinik Halle (Saale) archiviert und können jederzeit mit der passenden Software abgerufen werden. Neben der reinen dreidimensionalen Visualisierung der STL-Daten mit einem STL-Viewer erlaubt die Amira® Software je nach wissenschaftlicher Fragestellung die manuelle Ermittlung von 2- und 3D-Daten (Distanzen, Flächen, Volumina) sowie computergestützte komplexe morphologische Untersuchungen. Ebenso sind virtuelle Simulationen wie das Setzen von knöchernen Deformitäten oder Frakturen am Knochenmodell mit anschließender Formanalyse durchführbar.

Abb. 4:

Verwendung von 3D-Knochenmodellen im Studentenseminar: Röntgenologische und 3D-Darstellung einer fortgeschrittenen Coxarthrose rechts



Zur Veranschaulichung knöcherner Umbauprozesse am arthrotisch fortgeschrittenen Hüftgelenk sowie Darstellung röntgenologischer Projektionseffekte wurden den Studierenden im Rahmen des Orthopädie-seminars „Coxarthrose“ im 4. Studienjahr Humanmedizin Beckenmodelle zuerst in röntgenähnlichen, planaren Abbildungen und darauffolgend in dreidimensionaler solider Form als Computersimulation präsentiert und erläutert (Abb. 4). Im Anschluss des Seminars evaluierten die Studenten mittels Fragebögen (1 „sehr gut“ – 5 „kann mich nicht mehr erinnern“) die Anwendung virtueller Knochenmodelle als didaktisches Hilfsmittel. Die Datenauswertung erfolgte mit der Software SPSS® 13 (SPSS Inc., Chicago, USA).

2.3.3 Ergebnisse

In unserer Einrichtung wurde damit begonnen, eine Datenbank bestehend aus humanen dreidimensionalen Knochenmodellen für präklinische Forschung, Entwicklungen sowie Aus- und Weiterbildung aufzubauen. An diesen Knochenmodellen ließen sich bisher repetitiv und mit stetig steigender Fallzahl präzise computerassistierte Formanalysen durchführen. Täglich finden Aktualisierungsprozesse mit ständiger Erweiterung der Datenbank mit neuen Knochenmodellen statt. Zum Zeitpunkt der Veröffentlichung der Originalarbeit bestand die Datenbank aus insgesamt 131 vollständigen Becken (79 männlich, 52 weiblich), wobei das Os sacrum und beide Ossa ilia getrennt voneinander dargestellt und bearbeitet werden konnten. Des Weiteren konnten von sechzig der bis dato akquirierten Becken 120 proximale Femora (60 rechts, 60 links) in die Datenbank aufgenommen werden. Das Durchschnittsalter betrug 60 Jahre. Zum Zeitpunkt des CT-Scans waren der jüngste Patient 18 Jahre und der älteste Patient 89 Jahre alt. Die durchschnittliche Körpergröße betrug 172 cm ($\pm 9,9$) und das durchschnittliche Körpergewicht 76 kg ($\pm 14,9$).

Die Zahl der Knochenmodelle konnte bis heute auf insgesamt 841 Modelle (189 x Os ilium rechts, 189 x Os ilium links, 125 x Os sacrum, 155 x proximales Femur rechts, 159 x proximales Femur links, 1 x Tibia, 1 x Fibula, 1 x Talus, 1 x Calcaneus, 1 x kompletter Fuss, 19 x Schädel/Felsenbeine) vergrößert werden. Dabei stand die Datenbank im Mittelpunkt verschiedener wissenschaftlicher Untersuchungen, die vor

allem ausgiebige computerassistierte morphometrische Analysen des hinteren Beckenrings und des Azetabulums umfassten.

Neben den bereits genannten morphologischen Arbeiten zur sicheren sakroiliakalen Verschraubung wurde in einer weiteren virtuellen Untersuchung die Varianz der Patientenlage auf dem OP-Tisch und deren Einflussnahme auf die konventionelle intraoperative Positionierung der Gelenkpfanne bei Implantation einer Hüfttotalendoprothese überprüft. Es erfolgte an 80 Beckenmodellen der Datenbank über einen eigens entwickelten Softwarealgorithmus die Bestimmung der Anteversion, Inklination und Rotation der ventralen Beckenebene in Bezug auf die Tischebene. Des Weiteren wurden Anteversion und Abduktion der Pfannen sowohl zur CT-Tischebene sowie zur ventralen Beckenebene ermittelt. Es bestanden hinsichtlich Patientenlage nur marginale Abweichungen zwischen ventraler Beckenebene und Tischebene. Die Orientierung der Pfanneneingangsebene zur Tischebene ist mit der physiologischen Ausrichtung im Becken dementsprechend zur ventralen Beckenebene gleichzusetzen. Damit konnte gezeigt werden, dass die konventionelle intraoperative Orientierung am OP-Tisch mit instrumentellen Hilfsmitteln eine geeignete und einfache Technik zur sicheren und korrekten Pfannenpositionierung in der Hüftendoprothetik darstellt (52).

Zur Verwendung virtueller Knochenmodelle im Rahmen des Orthopädieseminars wurden 83 Medizinstudierende, 51 (61%) weiblich und 32 (39%) männlich, befragt. Das Durchschnittsalter der Studierenden betrug 24 Jahre (21-30 Jahre). Insgesamt bewerteten 96 % der Studenten die Arbeit mit Knochenmodellen als „gut“ bis „sehr gut“. Drei Studenten (4%) gaben an, dass virtuelle Knochenmodelle im Rahmen der Ausbildung nicht zwingend erforderlich sind. Alter und Geschlecht hatten keinen Einfluss auf das Evaluationsergebnisse. Von der Mehrzahl der Befragten wurde der Ausbau und die Anwendungsintensivierung der Datenbank im Rahmen der studentischen Seminare als notwendig erachtet.

Neben den beschriebenen Möglichkeiten und Vorteilen konnten auch Grenzen und Schwächen der bestehenden Datenbank und deren Knochenmodelle aufgezeigt werden. Goldstandard für die Generierung von 3D-Modellen ist die Computertomographie (27). Aufgrund der röntgenologischen Strahlenbelastung ist die Akquirierung von Datensätzen junger und gesunder Probanden ethisch nicht vertretbar. Das Modellsortiment wird somit deutlich eingeschränkt und spezifische wissenschaftliche Fragestellungen können nur bedingt beantwortet werden. Eine

Alternative stellt als strahlenfreie Schnittbildgebung die Magnetresonanztomographie dar. Rathnayka et al. konnten zeigen, dass sich die Ergebnisse halbautomatischer grauwertbasierender Generierungsprozesse langer Röhrenknochen auf der Basis von MRT-Datensätzen und CT-Datensätzen hinsichtlich Genauigkeit nicht signifikant unterscheiden (27). Die subtilen Grauwertabstufungen der MRT-Daten verlangen jedoch gerade an Gelenkregionen mit teils unscharfer Abgrenzung der unterschiedlichen Materialien eine nachträgliche manuelle Korrektur. Dies bürgt neben dem zeitlichen Mehraufwand auch eine Gefahrenquelle für Ungenauigkeiten der 3D-Modelle. Des Weiteren können Bewegungsartefakte, bedingt durch längere Scanzeiten im MRT, die Bildqualität störend beeinflussen (27). Aufgrund des schlechten MR-Signals, wird die MRT nicht routinemäßig für das Scannen von Knochen verwendet, sodass insgesamt eine Generierung von Knochenmodellen über MRT-Datensätze nur bei spezifischer Fragestellung und mit beschränkter Fallzahl außerhalb des Klinikbetriebs denkbar ist.

Eine weitere Einschränkung ist, dass die akquirierten CT-Datensätze im Rahmen der Diagnostik verschiedenster klinischer Fachbereiche erstellt worden. Dadurch konnten bisher Daten zur Anamnese und orthopädische Untersuchungsbefunde nur in geringem Umfang retrospektiv ermittelt werden. Für die Gesamtbeurteilung morphologischer Untersuchungsergebnisse sind Angaben zur Anamnese und klinische Untersuchungsbefunde hilfreich. Die Ermittlung solcher Daten setzt jedoch eine zum CT-Scan unmittelbare orthopädische Vorstellung des Patienten voraus und lässt sich nur durch eine Optimierung der bisherigen Infrastruktur unter personellem Mehraufwand umsetzen.

2.3.4 Zusammenfassung

Eine Datenbank dreidimensionaler virtueller Knochenmodelle ermöglicht morphologische Studien und Untersuchungen biomechanischer knöcherner Charakteristika komplexer anatomischer Regionen repetitiv und mit stetig steigender Fallzahl nachhaltig durchzuführen. Sie stellt damit eine wichtige Alternative für die aufwendige und preisintensive Arbeit an der humanen Leiche dar. Darüber hinaus dienen virtuelle Knochenmodelle der medizinischen Aus- und Weiterbildung. Sie unterstützen die Schulung des räumlichen Verständnisses und erlauben,

theoretisches anatomisches sowie chirurgisches Fachwissen am dreidimensionalen Objekt zu überprüfen und zu festigen.

Zukünftig ist der weitere Ausbau der Datenbank mit 3D-Modellen des Schädels, langer Röhrenknochen und Wirbelsäulensegmenten vorgesehen. Dabei soll die Verwendung von MRT-Datensätzen eingeschlossen und intensiviert werden. Ebenso sind die Entwicklung und der Einsatz vollautomatischer Softwaremodule je nach Fragestellung zur Vermessung und Analyse am Knochenmodell unabdingbar. Damit können gerade bei zunehmenden Datensatzzahlen komplexe Formanalysen beherrscht und gewährleistet werden.

2.4 Präoperative computergestützte 3D-Planung zur sicheren Platzierung eines neuen knochenverankerten Hörimplantats

2.4.1 Hintergrund und Fragestellung

Knochenverankerte Hörimplantate dienen Patienten, deren Schallübertragung durch Luftleitung oder ein defektes Mittelohr eingeschränkt oder unmöglich ist. Dabei wird eine in den Schädelknochen implantierte Titanschraube an einen elektromechanischen Prozessor über eine perkutane mechanische Verbindung angekoppelt. Der Schall wird somit über die Schädelknochen in das Innenohr zur Cochlea geleitet, um diese mechanisch zu stimulieren. Obwohl die bisherigen Implantate chirurgisch einfache und zuverlässige Lösungen für eine direkte Knochenstimulation darstellen, werden gerade bei jungen Patienten Nachteile wie die permanente Hautpenetration mit erhöhtem Risiko einer Hautirritation, fehlende Osteointegration der Titanschraube sowie Revisionseingriffe bei Implantatausfall gesehen (15).

Ein neues knochenverankertes Hörimplantat, das sogenannte „Bonebridge“ (Vibrant MedEl, Innsbruck, Österreich), verspricht mit verbessertem Hör- und Sprachverstehensvermögen ein besseres Tragekomfort ohne störende Hautirritation. Das Implantat besteht aus einer internen Spuleneinheit mit einem Magneten, Spule, Demodulator sowie aus dem Bone Conduction-Floating Mass Transducer (BC-FMT), der den Schädelknochen in Schwingung versetzt. Die flexible Spuleneinheit wird in einer Hauttasche versenkt, wobei der zur Spuleneinheit verbundene zylindrisch geformte Transducer mit einem Durchmesser von 15,8 mm und einer Höhe von 8,7 mm direkt in ein knöchernes Bett, idealerweise im Mastoid, implantiert wird. Dabei werden Schwierigkeiten in der genauen Positionierung des Transducers im Mastoid gesehen, ohne die Dura mater, den Sinus sigmoideus oder den äußeren Gehörgang zu verletzen. Einschränkendes Kriterium ist dabei die zur Verfügung stehende knöcherne Ausdehnung des Mastoids und die Wanddicke des Schläfenbeins. Beobachtungen von Reinfeldt et al. zeigten bereits, dass nur in 40% der Fälle das Implantat sicher knöchern platziert werden konnte (28). Aus diesem Grund ist eine akkurate präoperative Prüfung der knöchernen Verhältnisse und Planung der Implantatplatzierung Grundvoraussetzung für einen erfolgreichen operativen Eingriff.

Die Originalarbeit beschreibt einen präoperativen computergestützten Prozess zur patientenindividuellen dreidimensionalen knöchernen Analyse und virtuellen Implantatplatzierung am 3D-Knochenmodell des Schädels zur sicheren Implantation des neuen knochenverankerten Hörimplantats „Bonebridge“.

2.4.2 Methodik

Im Rahmen der präoperativen Vorbereitung erfolgte eine Computertomographie des Schädels des zu operierenden Patienten nach vorgegebenem Protokoll in der Klinik für Diagnostische Radiologie der Universitätsklinik Halle (Saale) (Kapitel 1.4). Im Anschluss wurde der DICOM-Datensatz in die Amira® Software übertragen und ein 3D-Modell des Schädels im STL-Format semiautomatisch generiert. Zusätzlich wurde auf dem gleichen Weg ein virtuelles 3D-Modell des Bonebridge-Implantats erstellt.

Im weiteren Schritt wurden die beiden Objekte, Schädel und Bonebridge-Implantat, in der Amira® Software, vereinigt. Das Bonebridge-Implantat wurde mit Hilfe des „Transformation Editors“ manuell in das Felsenbein transferiert. Dabei erlaubte die 3D-Ansicht der Objekte sowie die simultan zugeschalteten axialen, coronalen und sagittalen CT-Schnitte des Schädels eine genaue Beurteilung der korrekten intraossären Implantatlage. Abschließend wurden reproduzierbare Distanzen zwischen dem platzierten Implantat und markanten anatomischen Landmarken, wie lateraler Orbitarand, Mastoidspitze und Jochbeinfortsatz, ermittelt und intraoperativ als Referenz am Patienten übertragen.

Zwischen Juli 2012 und Juli 2013 erhielten 6 Patienten (3 männlich, 3 weiblich) mit einem Durchschnittsalter von 48 (10-76) Jahre ein „Bonebridge“ Hörimplantat in der Universitätsklinik und Poliklinik für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Kopf- und Hals-Chirurgie Halle.

2.4.3 Ergebnisse

Die Generierung der virtuellen Knochenmodelle im Rahmen der präoperativen 3D-Planung dauerte nur wenige Minuten ohne weitere Schwierigkeiten. Abhängig von

den anatomischen Gegebenheiten nahm die eigentliche Planung, das heißt die Fusion beider Objekte, Schädel und Bonebridge-Implantat, ca. 10 bis max. 30 Minuten in Anspruch.

Alle Implantate konnten nach Vorgabe der 3D-Planung ohne Durakompression oder Verletzung des Sinus sigmoideus sicher im Knochen platziert werden. Dabei nahm die Außerachtlassung der Weichteile und der Schädelkrümmung bei der Ermittlung der reproduzierbaren Distanzen präoperativ keinen Einfluss auf das Operationsergebnis. Insbesondere war die präoperative 3D-Analyse eines 10-jährigen Kindes mit Malformation sehr hilfreich, bei dem das Implantat in ein nur anatomisch kleines Mastoid exakt nach vorgegebener Planung implantiert werden konnte.

2.4.4 Zusammenfassung

Mit der Visualisierungssoftware Amira ist es möglich, unkompliziert das 3D-Modell des Implantats präzise in den dreidimensional rekonstruierten Schädel des Patienten virtuell zu setzen. Dabei lässt sich prüfen, ob genügend Knochensubstanz zur sicheren Implantatplatzierung zur Verfügung steht. Zudem wird die endgültige Lage mittels Definition reproduzierbarer anatomischer Landmarken als Orientierung am Situs im OP übertragen. Die erarbeitete Methode ist vor allem bei hypoplastischen Mastoid, Mastoidmalformation, schlechter knöcherner Situation nach Mastoidektomie und bei Kindern mit primär kleinem Mastoid zu empfehlen.

2.5 Dreidimensionale virtuelle computergestützte Simulation und Evaluation des femoroazetabulären Impingements (FAI) mit Hilfe der Magnetresonananzarthrographie (MRA)

2.5.1 Hintergrund und Fragestellung

Das femoroazetabuläre Impingement (FAI) ist eine Hauptursache für die Entwicklung einer sekundären Coxarthrose und bedarf einer adäquaten Behandlung (25;42). Das Krankheitsbild ist durch eine schmerzhafteste Bewegungseinschränkung aufgrund eines mechanischen Konfliktes zwischen Femurkopf und Hüftpfanne bei vermindertem Schenkelhalsversatz und/oder Pfannenfehlform charakterisiert. Man unterscheidet zwischen einem „CAM“-Impingement“ und „Pincer-Impingement“. Das femorale Cam-Impingement, das vorzugsweise bei jungen Männern auftritt, weist eine nicht-sphärische Ausziehung des epimetaphysären Überganges des proximalen Femurs auf. Dies führt bei Hüftbeugung zum Anschlag des Schenkelhalses am Pfannenrand und somit zu Schäden des Labrums und labrumnahen Knorpels (5;25;44).

Beim azetabulären Pincer-Impingement kommt es aufgrund eines zu tiefen oder fehlorientierten Azetabulums zur Labrumschädigung durch direkten Anschlag des Schenkelhalses (42). Im weiteren Fortgang ist eine zunehmende Knorpelschädigung und Gelenkdegeneration mit entsprechenden arthrotischen Beschwerden zu erwarten (25;26). Dabei können bei frühzeitiger Diagnosestellung und Fehlen fortgeschrittener degenerativer Veränderungen gezielt arthroskopische oder minimalinvasive gelenkerhaltende Verfahren mit Trimmung des Schenkelhalses und/oder des Pfannenrandes erfolgsversprechend durchgeführt werden (5). Arthroskopische und minimalinvasive Eingriffe stellen aber auf Grund verminderter intraoperativer Übersicht nicht nur für geübte Operateure eine Herausforderung dar (5;11). Komplikationen wie inkomplette oder fehlerhafte Trimmungen führen nicht selten zu Revisionsarthroskopen (10;11;25). Für die Wahl des operativen Verfahrens und für einen maximalen Behandlungserfolg ist eine präzise präoperative Planung des Eingriffs entscheidend. Eine individuelle anatomische 3D-Analyse des Hüftgelenks mit der Bestimmung des Bewegungsausmaß (Range of Motion, ROM) sowie Visualisierung knöcherner Kollisionen wurde bereits von Tannast et al. beschrieben (43). Diese Methode basiert auf CT-Datensätze, deren Verwendung zur

Generierung von 3D-Knochenmodellen noch immer als Goldstandard gilt (27). Im Rahmen der Diagnostik des FAI spielt jedoch die CT-Untersuchung mit entsprechender röntgenologischer Strahlenbelastung gerade bei jungen Patienten eine zunehmend untergeordnete Rolle.

Diese Arbeit beschreibt eine computergestützte Prozedur, die mit Hilfe der Magnetresonanarthrographie (MRA), als klassisches Diagnostikum des FAI, die vollautomatische Berechnung der ROM sowie die Simulation von knöchernen Eingriffen am 3D-Modell ermöglicht.

2.5.2 Methodik

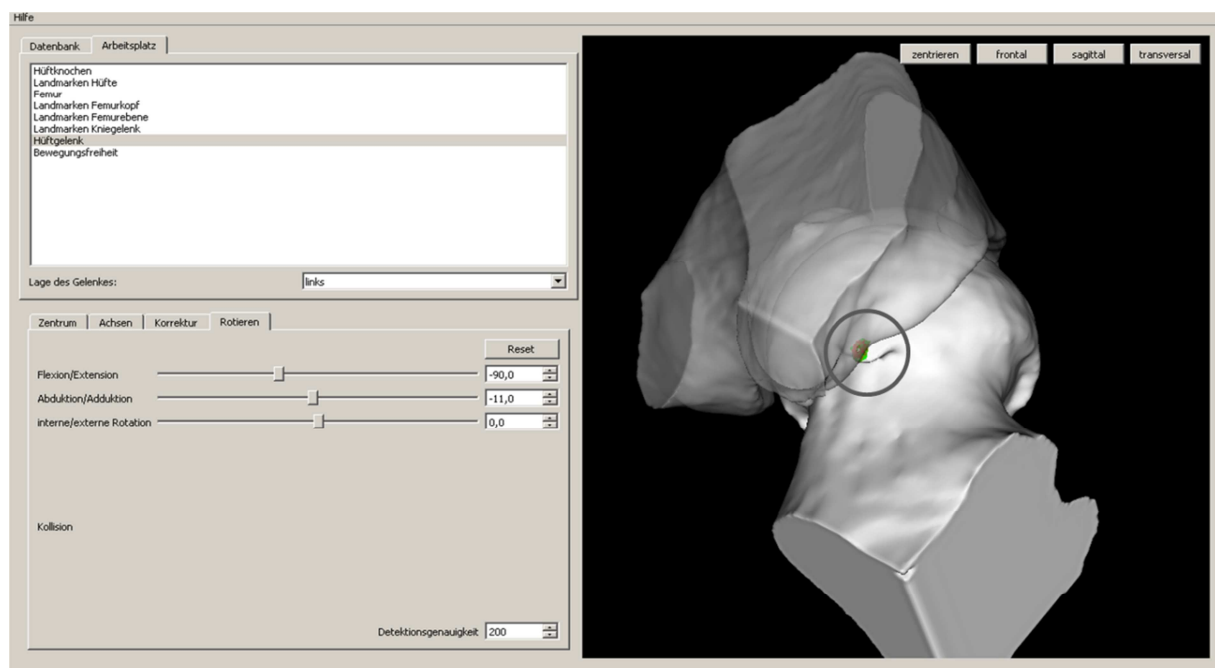
Nach steriler intraartikulärer Injektion von 15 ml Kontrastmittel erfolgte zunächst eine MRA des Hüftgelenkes in Rückenlage des Patienten mit Neutralstellung des betroffenen Beines in einem 3.0 Tesla Magnetresonanztomograph (Skyra; Siemens, Erlangen, Germany). Dabei wurde eine spezielle 3D T1-gewichtete Gradientenechosequenz (VIBE, volume interpolated breathhold examination; sequence: TR 10 ms, TE 4.92 ms, flip angle 10°, FOV 30 cm, matrix 512x486) mit einer Auflösung von 0.59 x 0.59 mm und einer Schichtdicke von 0.8 mm verwendet. Dann folgte mit Hilfe der Amira® Software die Generierung eines virtuellen 3D-Modells des Hüftgelenks durch semiautomatische Segmentation der MRA-Daten. Grundvoraussetzung für die Beschleunigung der aufwendigen Datenverarbeitung war die manuelle Verkleinerung der Datenmenge bis auf eine Größe, dass ein ausreichender Gelenkausschnitt zur Analyse des ROM zur Verfügung stand. Im Anschluss wurde aus dem Segmentationsergebnis durch die Amira® Software vollautomatisch ein 3D-Modell des Hüftgelenks im STL-Format generiert.

Die Daten wurden nun in eine in der Programmiersprache C++ entwickelte Software namens „HipProject“ übertragen. Basierend auf freie Softwarebibliotheken wie Qt, VCollide und VTK, berechnete diese vollautomatisch die maximale ROM (Flexion/Extension, Außenrotation/Innenrotation und Abduktion/Adduktion) des virtuellen Gelenks. Das Rotationszentrum wurde dem Hüftkopfszentrum, das zuvor über gesetzte Landmarken berechnet wurde, gleichgesetzt. Die ventrale Beckenebene wurde als Referenz für die Achsen der 3 Freiheitsgrade definiert.

Bei maximaler Auslenkung des Gelenks konnten Bereiche knöcherner Kollisionen azetabulär und femoral am Modell farblich sichtbar gemacht werden (Abb. 5). Diese konnten in einem weiteren Schritt als Korrekturingriff virtuell getrimmt werden, um im Anschluss unter Berechnung der neuen ROM das theoretische Operationsergebnis zu prüfen.

Abb. 5:

Software „HipProject“: Berechnung der ROM und Visualisierung der knöchernen Kollisionen zwischen Hüftkopf und Azetabulum (graue Kreismarkierung)



2.5.3 Ergebnisse

Für die Arbeit wurde ein linkes Hüftgelenk eines 30-jährigen mit schmerzhafter eingeschränkter Innenrotation bei 90° Flexion untersucht. Die MRA erbrachte eine CAM-Deformität im Bereich des anterioren Kopf-Hals-Überganges mit einem Alpha-Winkel von 77°. Darüber hinaus zeigten sich zystische Veränderungen am anterolateralen Schenkelhals und ein kleiner Labrumriss ventrocranial. Neben morphologischen Informationen konnten spezielle Sequenzen der MRA-Daten mit hoher Knochen-Weichteil-Kontrastierung genutzt werden, um ein präzises 3D-Modell

des Gelenks zu generieren. Anhand des Modells wurde mit der Software „HipProject“ folgende ROM berechnet: Flexion/Extension 105/50°; Innen-/Außenrotation in 90° Flexion 11/91°; Abduktion/Adduktion 70/41°. Passend zu den klinischen Zeichen zeigte sich ein femoroazetabuläres Impingement am Schenkelhals und am knöchernen Pfannenrand bei 11° Innenrotation in 90° Flexion. Eine alleinige virtuelle Trimmung femoral erbrachte eine vergrößerte Innenrotation von 20° in 90° Flexion. Erst die Trimmung beider Zonen, femoral und azetabulär, ergab eine deutliche Verbesserung der ROM in Zunahme der Innenrotation auf 28° in 90° Flexion und insgesamt eine vergrößerte Flexion von 113°.

2.5.4 Zusammenfassung

Bisher gilt für die Generierung und Analyse von 3D-Knochenmodellen als Goldstandard die strahlenintensive Computertomographie. Im Rahmen der Diagnostik des FAI spielt jedoch die CT-Untersuchung mit entsprechender röntgenologischer Strahlenbelastung eine untergeordnete Rolle. Vielmehr lassen mit Hilfe der Magnetresonanztomographie neben Knorpel- und Labrumschäden auch knöcherne Deformitäten identifizieren. Für die Wahl des operativen Verfahrens ist eine präzise präoperative Planung des Eingriffs entscheidend. Die erarbeitete Methode nutzt erstmals spezielle Sequenzen der im Rahmen der Diagnostik anfallenden MRT-Daten zur Generierung präziser 3D-Knochenmodelle. Daran lässt sich vollautomatisch eine Berechnung der ROM des Hüftgelenks sowie die Simulation von knöchernen Eingriffen durchführen. Es wird das anatomische Verständnis für individuelle pathologische Veränderungen verbessert und die Wahl des jeweiligen Behandlungskonzeptes unterstützt. Zukünftig sollen die ermittelten Daten des virtuellen Debridements in Navigationsverfahren implementiert werden, um die intraoperative Orientierung und Übersicht grundlegend zu verbessern.

3. Zusammenfassende Diskussion

Die in dieser Arbeit vorgestellten Studien und Methoden befassen sich interdisziplinär mit der computerassistierten operativen Planung und anatomischen Formanalyse anhand hochpräziser virtueller 3D-Knochenmodelle. Dazu wurden Untersuchungen des hinteren Beckenrings, der Aufbau und die Pflege einer Knochenmodelldatenbank, die präoperative Planung eines neuen knochenverankerten Hörimplantats, sowie die individuelle Simulation und Evaluation des femoroazetabulären Impingements vorgestellt. Etablierte computerassistierte Methoden wurden hierfür genutzt, aber auch neue Prozeduren entwickelt und verfeinert.

Virtuelle Knochenmodelle ermöglichen klinische sowie anatomische Fragestellungen durch manuelle sowie computergestützte morphometrische Analysen zu beantworten. In der Literatur finden sich bereits fächerübergreifend zahlreiche Arbeiten über deren Anwendungen. Kamer et. al. analysierten 2010 morphologische Parameter an 140 virtuellen dreidimensionalen Orbitae. Es konnten die anatomische Komplexität und individuelle Vielfalt mit der entsprechenden Einflussnahme auf Dekompressionseingriffe bei endokriner Orbitopathie dargestellt werden (14). Volumen- und Oberflächendaten von Knochenmodellen sind jedoch auch eine wichtige Grundlage für die Entwicklung neuer Prothesen- und Osteosynthesematerialien und darüber hinaus hilfreich für die Realisierung virtueller computerassistierter Simulationen und Verbesserung bisheriger Navigationsverfahren. So untersuchten Schmutz et al. virtuelle dreidimensionale humane Tibiae zur Formoptimierung einer Osteosyntheseplatte für die Frakturversorgung der distalen Tibia (37). Zur Beurteilung der Passgenauigkeit zweier gängiger Tibianägel im asiatischen Raum wurden in einer weiteren Studie Formanalysen an 3D-Modellen von Tibiae junger Japaner durchgeführt (36). Kamer et al. zeigten in einer anderen Untersuchung an 70 3D-Orbitae, dass industriell vorgefertigte Implantatmaterialien nur bedingt der individuellen anatomischen Variabilität gerecht werden (13).

Die komplexe Anatomie des hinteren Beckenrings sowie die hohe Formenvariabilität des Sakrums, die nachweislich die Orientierung und Durchführung minimalinvasiver operativer Versorgung von Verletzungen in diesem Bereich erschweren, stellten den Mittelpunkt zweier in dieser Arbeit vorgestellten morphometrischen Untersuchungen dar. Zur Analyse von Knochenkorridoren für eine sichere sakroiliakale Verschraubung wurde mit Hilfe virtueller Beckenmodelle ein

Softwarealgorithmus entwickelt, der vollautomatisch knöcherne Korridore für freiwählbare Schraubendurchmesser generiert und visualisiert. Mit 2D-Formanalysen konnte gezeigt werden, dass das „laterale Sakraldreieck“ die erste reproduzierbare Entscheidungshilfe für eine sichere transversale SI-Verschraubung anhand eines einzigen Bildwandlerbildes darstellt. Eine computergestützte Analyse von 125 virtuellen Beckenmodellen erbrachte, dass die individuelle Position des Sakrums zwischen den angrenzenden Darmbeinen einen deutlichen Einfluss auf die Existenz transversaler SI-Knochenkorridore der Segmente S1, S2 und S3 nimmt. Basierend auf diese Ergebnisse konnte eine neue anatomische Sakrumklassifikation postuliert werden.

Eine entscheidende Einschränkung beider Studien ist, dass nur knöchern vollständig intakte Becken untersucht wurden. Im Rahmen der Versorgung hinterer Beckenringverletzungen finden sich im klinischen Alltag jedoch andere Bedingungen. Knöcherne Diskontinuitäten oder Dislokationen können die anatomische Situation derart verändern, dass mit Hilfe vorgestellter Methoden qualitative Aussagen über eine sichere Schraubenplatzierung in S1, S2 und S3 limitiert werden. Zukünftig müssen knöcherne Verletzungen und Pathologien am Becken untersucht werden, um die bisher gewonnen morphologischen Daten zu präzisieren und praxisrelevanter zu machen. Das virtuelle Setzen von Frakturen und Osteotomien am 3D-Modell ist dabei Voraussetzung, um klinische Alltagssituationen virtuell zu simulieren und zu verifizieren. Bereits im Jahr 2000 verglichen Jerosch et al. die Knochenflächen virtuell gesetzter Osteotomien an 25 Schenkelhälsen dreidimensionaler Rekonstruktionen proximaler Femura zur Optimierung der Auflagefläche einer konventionellen Druckscheibenprothese am Hüftgelenk. Hier wurde eine ausgesprochene große Formvarianz ohne konstantes Muster deutlich (12).

Die stetig steigende Fallzahl verlangt einen gezielten Aufbau und kontinuierliche Pflege einer Datenbank dreidimensionaler virtueller Knochenmodelle. Dazu wurden in einer weiteren Originalarbeit die Stärken und Schwächen CT-basierter Knochenmodelle herausgestellt. Als Alternative für die Arbeit an der humanen Leiche ermöglicht die Datenbank, morphologische Studien und Untersuchungen biomechanischer knöcherner Charakteristika komplexer anatomischer Regionen repetitiv durchzuführen. Es hat sich gezeigt, dass die Entwicklung und der Einsatz vollautomatischer Softwaremodule je nach Fragestellung am Knochenmodell unabdingbar werden, um bei zunehmenden Datensatzzahlen komplexe

Formanalysen zu gewährleisten. Darüber hinaus kommen die Modelle der Datenbank im Rahmen der studentischen Ausbildung als verschiedene Animationen zur Vermittlung von Lerninhalten regelmäßig zur Anwendung. Animationen als didaktisches Mittel bieten eine effektive Hilfestellung für den Abruf von Informationen aus dem Gedächtnis (17). Es ist belegt, dass gerade ansprechende unterhaltsame Informationsdarstellungen im Stande sind, die Lernmotivation der Lernenden positiv zu beeinflussen (29;30;40). So überrascht es nicht, dass fast alle befragten Studenten des Orthopädie-seminars die Methodik als sehr hilfreich und ansprechend bewerteten. Gerade Lernende mit niedrigen räumlichen Vorstellungsfähigkeiten profitieren von Animationen beim Erlernen dreidimensionaler Sachverhalte (3). Neben der Schulung des räumlichen Verständnisses komplexer knöcherner Regionen sind virtuelle Knochenmodelle im Stande, das theoretische orthopädische Fachwissen zu visualisieren. Seddon et al. machte bereits 1984 deutlich, dass eine wichtige Funktion von Animationen in Lernmaterialien eine Unterstützung für den Erwerb von Wahrnehmungs- und Vorstellungsfähigkeiten sein kann (38).

Goldstandard für die Generierung von 3D-Modellen ist noch immer die Computertomographie, wobei aufgrund der röntgenologischen Strahlenbelastung die Verwendung von MRT-Datensätzen eingeschlossen und intensiviert werden muss. Mit konventionellen MRT-Daten lässt sich jedoch Knochen durch die subtile Grauwertabstufung nur schwer von umgebenden Strukturen abgrenzen und segmentieren. Es setzt einen zeitlichen und personellen Mehraufwand voraus, wobei nur bestimmte MRT-Daten verwendet werden können. Im Rahmen der FAI Diagnostik konnte eine spezielle MRA-Sequenz mit hoher Knochen-Weichteil-Kontrastierung erarbeitet werden, die die Segmentation und Generierung von präzisen Knochenmodellen zulässt. Daran lässt sich mit Hilfe einer eigens entwickelten Software vollautomatisch eine Berechnung der ROM des Hüftgelenks sowie die Simulation von knöchernen Eingriffen durchführen. Zur Beschleunigung der Datenverarbeitung bleibt eine Verkleinerung der Datenmenge bis auf eine Modellgröße mit ausreichendem Gelenkausschnitt unabdingbar. Vollständige Modelle des Beckens und des Femurs können damit noch nicht erzeugt werden und stehen für andere Fragestellungen, die sich über das Hüftgelenk hinaus beziehen, nicht zur Verfügung. Eine weitere Limitation dieser Prozedur ist, dass das ROM nur allein durch die knöcherne Morphologie ohne Beachtung der kartilaginären Strukturen und Weichteile bestimmt wird. Zudem wird bei der virtuellen Bewegung

des Gelenks das Drehzentrum dem Hüftkopfmittelpunkt gleichgesetzt. Hüften mit azentrischer Gelenkmorphologie, wie bei Dysplasien oder fortgeschrittener Coxarthrose, bei denen neben einer Rotation auch eine zusätzliche Translation des Kopfes in der Pfanne auftritt, sollte die Software „HipProject“ nicht angewendet werden.

Eine weitere klinisch-relevante Anwendung finden Knochenmodelle in der präoperativen Planung von Implantatmaterialien. Bisherige konventionelle CT-basierte 2D-Planungen eines neuen knochenverankerten Hörimplantats, das sogenannte „Bonebridge“, haben sich als schwierig im Finden der optimalen Implantatlage sowie im Datentransfer in den OP-Saal gezeigt. Überdies wurden über iatrogene Durakompressionen berichtet, bei denen im Vorfeld die Planung mit einer frei zur Verfügung stehenden Planungssoftware „3D Slicer“ erfolgte (6;16).

Die in dieser Arbeit dargestellte einfache Methode erlaubt über eine präoperative 3D-Planung alle „Bonebridge“-Implantate bisher sicher und ohne Durakompression oder Verletzung des Sinus sigmoideus im Knochen zu platzieren. Trotz gewissen Mehraufwands präoperativ erhält der Operateur mit dem Wissen über die optimale Implantatlage gerade bei nichtphysiologischen Situationen eine bessere räumliche Orientierung sowie eine höhere chirurgische Sicherheit. Mit der richtigen Wahl und genauen Platzierung des Implantats ist letzten Endes nicht nur dem Operateur sondern vielmehr den Patienten geholfen.

Mit der vorliegenden Habilitationsschrift konnte anhand 5 publizierter Originalarbeiten die Generierung, Verwaltung und Verwendung virtueller 3D-Knochenmodelle im medizinischen Bereich erläutert werden. Neben präklinischen morphologischen Studien zur Entwicklung von neuen Implantaten und Verbesserung bestehender Navigationsverfahren bergen virtuelle Knochenmodelle ein hohes Potenzial für die medizinische Ausbildung und Vorbereitung auf komplexe chirurgische Eingriffe. Darüber hinaus nehmen sie als Vorlage für operative Simulationen und präoperative Planung spezieller Implantate zunehmend Einzug in den klinischen Bereich. Zukünftig ist die Erweiterung des Modellsortiments vorgesehen. Dabei soll die Verwendung von MRT-Datensätzen intensiviert werden, damit gezielt und nach Bedarf Knochenmodelle ohne Strahlenbelastung trotz zeitlichen und personellen Mehraufwands akquiriert werden können. Langfristig muss

mit verbesserter Bildqualität, kürzeren Scanzeiten und speziellen MR-Sequenzen die Magnetresonanztomographie als Goldstandard für die Generierung von 3D Knochenmodellen die Computertomographie ablösen.

4. Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
BC-FMT	Bone Conduction-Floating Mass Transducer
BH	body height
BV	Bildverstärker
BW	body width
bzw.	beziehungsweise
ca.	circa
CT	Computertomographie
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
EJ	endplate-joint distance
FAI	Femoroazetabuläres Impingement
FOV	field of view
Inc.	incorporated
max.	maximal
MB	Megabyte
MRA	Magnetresonanarthrographie
MRT	Magnetresonanztomographie
OP	Operation
PH	Pedikelhöhe
ROM	range of motion
SI	sakroiliakal
sog.	sogenannt
STL	Standard Triangulation Language
TE	echo time
TR	repetition time
u.a.	unter anderem
VIBE	volume interpolated breathhold examination
2D	zweidimensional
3D	dreidimensional

5. Literaturverzeichnis

1. Antekieier SB, Antekieier DP, Crawford CH, et al. Accuracy of computer assisted percutaneous placement of iliosacral screws: a cadaveric study. *Comput Aided Surg.* 2003;8:198-203.
2. Barei DP, Bellabarba C, Mills WJ, et al. Percutaneous management of unstable pelvic ring disruptions. *Injury.* 2001;32 Suppl 1:SA33-SA44.
3. Blake T. Motion in instructional media: some subject-display mode interactions. *Perceptual and Motor Skills.* 1977;44:975-985.
4. Blake-Toker AM, Hawkins L, Nadalo L, et al. CT guided percutaneous fixation of sacroiliac fractures in trauma patients. *J Trauma.* 2001;51:1117-1121.
5. Byrd JW, Jones KS. Arthroscopic femoroplasty in the management of cam-type femoroacetabular impingement. *Clin Orthop Relat Res.* 2009;467:739-746.
6. Canis M, Ihler F, Blum J, et al. [CT-assisted navigation for retrosigmoidal implantation of the Bonebridge]. *HNO.* 2013;61:1038-1044.
7. Carlson DA, Scheid DK, Maar DC, et al. Safe placement of S1 and S2 iliosacral screws: the "vestibule" concept. *J Orthop Trauma.* 2000;14:264-269.
8. Day CS, Prayson MJ, Shuler TE, et al. Transsacral versus modified pelvic landmarks for percutaneous iliosacral screw placement--a computed tomographic analysis and cadaveric study. *Am J Orthop (Belle Mead NJ).* 2000;29:16-21.
9. Ebraheim NA, Lin D, Xu R, et al. Computed tomographic evaluation of the internal structure of the lateral sacral mass in the upper sacra. *Orthopedics.* 1999;22:1137-1140.
10. Heyworth BE, Shindle MK, Voos JE, et al. Radiologic and intraoperative findings in revision hip arthroscopy. *Arthroscopy.* 2007;23:1295-1302.
11. Ilizaliturri VM, Jr. Complications of arthroscopic femoroacetabular impingement treatment: a review. *Clin Orthop Relat Res.* 2009;467:760-768.
12. Jerosch J, Wetzel R, Aldinger G, et al. [Virtual simulation for optimizing the range of motion in hip alloarthroplasty using an adapted thrust-plate prosthesis model]. *Orthopade.* 2000;29:605-613.
13. Kamer L, Noser H, Schramm A, et al. Orbital form analysis: problems with design and positioning of precontoured orbital implants: a serial study using post-processed clinical CT data in unaffected orbits. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2010;39:666-672.

14. Kamer L, Noser H, Schramm A, et al. Anatomy-based surgical concepts for individualized orbital decompression surgery in graves orbitopathy. I. Orbital size and geometry. *Ophthal Plast Reconstr Surg*. 2010;26:348-352.
15. Kiringoda R, Lustig LR. A meta-analysis of the complications associated with osseointegrated hearing aids. *Otol Neurotol*. 2013;34:790-794.
16. Lassaletta L, Sanchez-Cuadrado I, Munoz E, et al. Retrosigmoid implantation of an active bone conduction stimulator in a patient with chronic otitis media. *Auris Nasus Larynx*. 2014;41:84-87.
17. Lewalter D. Lernen mit Bildern und Animationen. Studie zum Einfluß von Lernmerkmalen auf die Effektivität von Illustrationen. Münster: Waxmann; 1997.
18. Matta JM, Tornetta P, III. Internal fixation of unstable pelvic ring injuries. *Clin Orthop Relat Res*. 1996;129-140.
19. Mehling I, Hessmann MH, Rommens PM. Stabilization of fatigue fractures of the dorsal pelvis with a trans-sacral bar. Operative technique and outcome. *Injury*. 2012;43:446-451.
20. Mendel T, Appelt K, Kuhn P, et al. [Bony sacroiliac corridor. A virtual volume model for the accurate insertion of transarticular screws]. *Unfallchirurg*. 2008;111:19-26.
21. Mendel T, Kuhn P, Wohlrab D, et al. [Minimally invasive fixation of a sacral bilateral fracture with lumbopelvic dissociation]. *Unfallchirurg*. 2009;112:590-595.
22. Mendel T, Radetzki F, Wohlrab D, et al. CT-based 3-D visualisation of secure bone corridors and optimal trajectories for sacroiliac screws. *Injury*. 2013;44:957-963.
23. Mittelmeier W, Peters P, Ascherl R, et al. [Rapid prototyping. Construction of a model in the preoperative planning of reconstructive pelvic interventions]. *Orthopade*. 1997;26:273-279.
24. Noser H, Heldstab T, Schmutz B, et al. Typical accuracy and quality control of a process for creating CT-based virtual bone models. *J Digit Imaging*. 2011;24:437-445.
25. Nouh MR, Schweitzer ME, Rybak L, et al. Femoroacetabular impingement: can the alpha angle be estimated? *AJR Am J Roentgenol*. 2008;190:1260-1262.
26. Philippon MJ, Stubbs AJ, Schenker ML, et al. Arthroscopic management of femoroacetabular impingement: osteoplasty technique and literature review. *Am J Sports Med*. 2007;35:1571-1580.
27. Rathnayaka K, Momot KI, Noser H, et al. Quantification of the accuracy of MRI generated 3D models of long bones compared to CT generated 3D models. *Med Eng Phys*. 2012;34:357-363.

28. Reinfeldt S, Ostli P, Hakansson B, et al. Study of the feasible size of a bone conduction implant transducer in the temporal bone. *Otol Neurotol*. 2015;36:631-637.
29. Rieber LP. Animation, incidental learning, and continuing motivation. *Journal of Educational Psychology*. 1991;83:318-328.
30. Rieber LP, Kini AS. Theoretical foundations of instructional applications of computer-generated animated visuals. *Journal of Computer-Based Instruction*. 1991;18:83-88.
31. Rommens PM. Is there a role for percutaneous pelvic and acetabular reconstruction? *Injury*. 2007;38:463-477.
32. Routt ML, Jr., Kregor PJ, Simonian PT, et al. Early results of percutaneous iliosacral screws placed with the patient in the supine position. *J Orthop Trauma*. 1995;9:207-214.
33. Routt ML, Jr., Nork SE, Mills WJ. Percutaneous fixation of pelvic ring disruptions. *Clin Orthop Relat Res*. 2000;15-29.
34. Routt ML, Jr., Simonian PT, Mills WJ. Iliosacral screw fixation: early complications of the percutaneous technique. *J Orthop Trauma*. 1997;11:584-589.
35. Schep NW, Haverlag R, van Vugt AB. Computer-assisted versus conventional surgery for insertion of 96 cannulated iliosacral screws in patients with postpartum pelvic pain. *J Trauma*. 2004;57:1299-1302.
36. Schmutz B, Rathnayaka K, Wulschleger ME, et al. Quantitative fit assessment of tibial nail designs using 3D computer modelling. *Injury*. 2010;41:216-219.
37. Schmutz B, Wulschleger ME, Kim H, et al. Fit assessment of anatomic plates for the distal medial tibia. *J Orthop Trauma*. 2008;22:258-263.
38. Seddon G, Eniayeju PA, Jusoh. The visualization of rotation in diagrams of threedimensional structures. *American Educational Research Journal*. 2009;21:25-28.
39. Seebeck J, Goldhahn J, Stadele H, et al. Effect of cortical thickness and cancellous bone density on the holding strength of internal fixator screws. *J Orthop Res*. 2004;22:1237-1242.
40. Surber JR, Leeder JA. The effect of graphic feedback on student motivation. *Journal of Computer-Based Instruction*. 1988;15:14-17.
41. Tam MD. Building virtual models by postprocessing radiology images: A guide for anatomy faculty. *Anat Sci Educ*. 2010;3:261-266.
42. Tannast M, Goricki D, Beck M, et al. Hip damage occurs at the zone of femoroacetabular impingement. *Clin Orthop Relat Res*. 2008;466:273-280.

43. Tannast M, Kubiak-Langer M, Langlotz F, et al. Noninvasive three-dimensional assessment of femoroacetabular impingement. *J Orthop Res.* 2007;25:122-131.
44. Tannast M, Siebenrock KA, Anderson SE. Femoroacetabular impingement: radiographic diagnosis--what the radiologist should know. *AJR Am J Roentgenol.* 2007;188:1540-1552.
45. Tonetti J, Cazal C, Eid A, et al. [Neurological damage in pelvic injuries: a continuous prospective series of 50 pelvic injuries treated with an iliosacral lag screw]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 2004;90:122-131.
46. Trelease RB, Rosset A. Transforming clinical imaging data for virtual reality learning objects. *Anat Sci Educ.* 2008;1:50-55.
47. van den Bosch EW, van Zwienen CM, van Vugt AB. Fluoroscopic positioning of sacroiliac screws in 88 patients. *J Trauma.* 2002;53:44-48.
48. van Zwienen CM, van den Bosch EW, Snijders CJ, et al. Biomechanical comparison of sacroiliac screw techniques for unstable pelvic ring fractures. *J Orthop Trauma.* 2004;18:589-595.
49. Vanderschot P, Kuppens M, Sermon A, et al. Trans-iliac-sacral-iliac-bar procedure to treat insufficiency fractures of the sacrum. *Indian J Orthop.* 2009;43:245-252.
50. Vanderschot P, Meuleman C, Lefevre A, et al. Trans iliac-sacral-iliac bar stabilisation to treat bilateral lesions of the sacro-iliac joint or sacrum: anatomical considerations and clinical experience. *Injury.* 2001;32:587-592.
51. Webb LX, de AW, Donofrio P, et al. Electromyography monitoring for percutaneous placement of iliosacral screws. *J Orthop Trauma.* 2000;14:245-254.
52. Wohlrab D, Radetzki F, Noser H, et al. Cup positioning in total hip arthroplasty: spatial alignment of the acetabular entry plane. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2012;132:1-7.

Teil II

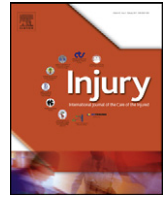
Originalarbeiten



Contents lists available at ScienceDirect

Injury

journal homepage: www.elsevier.com/locate/injury



The lateral sacral triangle—A decision support for secure transverse sacroiliac screw insertion

T. Mendel^{a,b,*}, H. Noser^c, D. Wohlrab^d, K. Stock^e, F. Radetzki^d

^a Department of Trauma Surgery, Employers' Liability Insurance Association Hospital Bergmannstrost, Merseburger Straße 165, D-06112 Halle (Saale), Germany

^b Department of Trauma Surgery, Friedrich Schiller University Jena, Erlanger Allee 101, D-07747 Jena, Germany

^c AO Research Institute, Clavadelerstrasse 8, CH-7270 Davos Platz, Switzerland

^d Department of Orthopaedic Surgery, Martin Luther University Halle-Wittenberg, Magdeburger Str. 22, D-06112 Halle (Saale), Germany

^e Department of Radiology, Martin Luther University Halle-Wittenberg, Magdeburger Str. 22, D-06112 Halle (Saale), Germany

ARTICLE INFO

Article history:

Accepted 15 March 2010

Keywords:

Lateral sacral triangle
Sacroiliac screw
Anatomical landmarks
Safe screw insertion
Sacral shape variability
Decision support

ABSTRACT

Sacroiliac (SI) screw fixation represents an effective method to stabilise pelvic injuries. However, to date neither reliable radiological landmarks nor effective anatomical classifications of the sacrum exist. This study investigates the influence of variability in sacral shape on secure transverse SI-screw positioning. Furthermore, consistent correlations of these anatomical conditions are analysed with respect to standard planar pelvic views.

For shape analysis, 80 human computed tomography data sets were segmented with the software Amira 4.2 to obtain 3D reconstructions. We identified anatomical conditions (ACs) according to the extent of the effect on the bony screw pathway. Subsequently, the pelvis was spatially aligned using representative bone protuberances in order to create standard Matta projections. In each view, the ACs were described in terms of distance from bone landmarks.

Three-dimensional shape analysis revealed the height of the pedicular isthmus (PH) as the limiting variable for secure screw insertion. The lateral and outlet views allowed an orthogonal projection of PH. In the lateral view, the ratio of the lateral sacral triangle framed by the S1 body height and width showed a high correlation to PH ($p = 0.0001$). A boundary ratio of 1.5 represented a reliable variable to determine whether or not a screw can be inserted (positive predictive value: 97%). In the outlet view, the distance between the S1 endplate and the SI joint top level (EJ) strongly correlated with PH ($p = 0.0001$). With $EJ \leq 0$ mm, screw insertion was possible in all cases (100%).

SI-screw insertion requires a well-planned procedure. Orientation of the sacral pedicle is of extreme relevance. A narrow sacroiliac channel and high sacral shape variability limit secure screw placement. However, no determining parameters exist, allowing accurate prediction of secure screw insertion based on X-rays or fluoroscopy.

The lateral sacral triangle in the lateral view represents a simple and accurate preoperative method of support for the surgeon's decision to undertake this procedure. No additional technical effort is necessary. A boundary ratio of 1.5 predicts a sufficient bone stock for at least one 7.3 mm screw. Furthermore, the evaluation of the outlet projection can be used to assess the safety of the operation. Basically, a preoperative lateral pelvic image should be mandatory.

© 2010 Elsevier Ltd. All rights reserved.

Percutaneous sacroiliac (SI) screw fixation is an effective method to stabilise bony injuries of the posterior pelvic ring with minimal soft tissue dissection. The procedure is indicated in non-displaced unstable sacroiliac joint injuries or sacral fractures.^{13–15} Freehand SI-screw insertion under fluoroscopic control in the

standard Matta projections (anterior-posterior (a.p.), inlet, outlet) actually represents the state of the art.^{4,8} Two techniques have been used in the past. The oblique method of SI-screw placement aligns the screw in an oblique fashion, directed inferiorly to superiorly and posteriorly to anteriorly.⁴ However, tilting of the screw increases the risk of unrecognised anterior protrusion of screws beyond the sacral body.⁷ In the other technique, the SI screw is aligned in a strictly transverse course through the sacral ala on both the inlet and outlet views of the sacrum.^{4,19} This technique results in a smaller secured area of the sacral isthmus bone because the optimal vector through the sacroiliac portion

* Corresponding author at: BG-Kliniken Bergmannstrost, Klinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie, Merseburger Straße 165, D-06112 Halle (Saale), Germany. Tel.: +49 345 132 7824; fax: +49 345 132 6326.

E-mail address: thomasmendel@hotmail.com (T. Mendel).

follows the angulated sacral ala. However, central sacral fractures (Denis 3) or bilateral injuries require long screws to complete iliosacroiliac fixation.^{10,21}

SI-screw insertion is technically demanding and places adjacent neurovascular structures at potential risk.^{4,5,15,24} Numerous retrospective studies reported iatrogenic neural complications associated with implant malposition in up to 25% of patients.^{17,18,22} Important anatomical landmarks need to be detected from different fluoroscopic views. The complex shape of the posterior pelvic ring is extremely different from simple geometric structures like orbs, cylinders or cuboids, which are easy to image.⁹ Bone overlap, obesity, poor bone quality and bowel gas limit the detection of these relevant anatomical landmarks in fluoroscopic images.¹ Additionally, image interpretation is aggravated by the high degree of variability in the shape of the upper sacrum. A more cephalic position of the first sacral segment in relation to the iliac crests is observed with an incidence of 30–54%.^{2,7,15} This is imprecisely described as sacral dysplasia^{2,4,11,15} and can make transverse SI-screw insertion impossible.

Numerous previous investigations presented data on the anatomical conditions of the posterior pelvic ring based on cadaveric or computed tomography (CT) studies.^{2,4,6,12,23} However, those data are not really useful for clinical applications. This study was performed to detect relevant anatomical conditions for strictly transverse screw insertion, using the fluoroscopic standard views based on an analysis of 3D CT data to obtain a precise idea of viability in the shape of the upper sacral segment. For this purpose, we looked for anatomical landmarks that correlate strongly with the extent of the secure bone area throughout the first sacral segment, to be regularly identified in the fluoroscopic views.

Materials and methods

For the study, pelvic CT data sets of a representative Caucasian population treated in our hospital from July to December 2008 were collected. The CT scans were primarily generated to diagnose individual diseases. Informed patient consent for further research applications of individual image data was obtained. Pelvic bones showing traumatic residuals as well as tumorous, inflammatory or high-grade degenerative alterations were excluded. Overall, 80 data sets were used for further analysis. The mean age was 56 years (range: 18–89) with a mean body height of 173 cm (range: 147–193 cm) and a mean body weight of 76 kg (54–125 kg) including 33 females and 47 males. All CT scans were performed on a medical multi-slice CT scanner Siemens SOMATOM Sensation (Siemens AG, Erlangen, Germany). Scanning parameters included image resolution of 512×512 pixels, slice distance of 0.6 mm and kernel B45f.

DICOM (digital imaging and communication in medicine) files of the anonymised CT raw data were post-processed by Amira 4.2 software (Visage Imaging GmbH, Berlin, Germany). Cross-sectional images were cropped to decrease the data amount by neglecting all soft tissue but not the bone structure. Semi-automatic programme codes were used for the first step of the segmentation process of each bone slice, associating DICOM threshold grey-scale values to bone. Additional manual segmentation was required in some cases of thin cortical bone areas in osteoporotic pelvis to avoid pseudo-holes in 3D views. As a result of the segmentation process, the software produced triangulated bone surfaces in the STL format (Standard Triangulated Language).

To allow 2D measurements in the planar projections of the 3D CT reconstructions, the virtual pelvis needed to be spatially aligned in a standardised automatic procedure. At first, representative bone protuberances were marked by a mouse click in order to define the inlet, outlet and strict lateral plane of the pelvis. The outlet projection was obtained by aligning the symphysis pubis and the centre point between the first and the second neural

foramina in order to project one above the other. We overlapped the promontory and the median anterior sacral cortex at the level of the second foramina to obtain inlet projection. The strict lateral pelvic view was defined by bilaterally overlapping the most anterior as well as superior portions of the lateral margin of the alar slope. Alignment was performed automatically for each pelvis using a programme code custom-made for Amira®.

Numerous cortical bone structures of the posterior pelvic ring have a potential influence on the dimensions of the sacroiliac bone region that is usable for secure transverse screw insertion. However, most of these bone structures are not regularly seen in fluoroscopic imaging with standard Matta views.^{8,20} In this study, all potential cortical structures of the upper sacral segments were defined for every view. For further analysis, landmarks were necessary; these were usually detectable even in poor quality images, for instance, in the context of osteoporotic bone or obesity. In our experience, repetitive overlapping of cortical structures is the main reason for insufficient representation and occurs in more or less all standard views. Therefore, landmarks located in regions with extensive cortical bone superposition were excluded in each plane.

Statistical analysis was performed with SPSS® 13 software (SPSS Inc., Chicago, USA). A confidence interval of 95% was assumed (significance level $p < 0.05$). Linear regression analysis was performed to identify the association between various anatomical distances with regard to their influence on secure transverse SI-screw insertion. For further considerations, the chi-square test was used to investigate the prediction value of defined boundary ratios. Descriptive statistics presented include the mean, minimum and maximum. For the reported investigations, the dimensions of a commonly used 7.3 mm cannulated screw were assumed.

Results

3D analysis of 80 adult pelvis revealed an impossible transverse insertion for one 7.3 mm screw in the first sacral segment in 14 cases (18%). In nine samples (11%), there was enough space for one SI screw. However, in 57 specimens (71%), 2 or more screws could be inserted through the sacroiliac bone region. At most, seven SI screws could be inserted within the first sacral segment (five pelvises). All of these pelvises were male without any anatomical anomaly or a conspicuously large body height.

The evaluation of the 3D data revealed the presence of the shortest height of the first sacral segment in the isthmus region (pedicle height (PH)) as the limiting factor for a secure transverse SI-screw track (Fig. 1). The pedicular isthmus is limited by the alar slope anteriorly as well as the first neural foramina posteriorly and inferiorly. It is best shown in an orthogonal projection in the strict lateral pelvic view (Fig. 2a). Besides, the width of the pedicular area (pedicle width (PW)) is typically much bigger than PH and therefore does not represent any restriction for a 7.3 mm screw. The outlet view also provides an accurate projection of the limiting alar segment height. However, the inlet and a.p. plane do not allow sufficient evaluation of this critical anatomical region and were hence excluded from further considerations (Fig. 2a and b).

Lateral view

Unfortunately, due to multiple instances of bone overlap the critical height of the sacral isthmus (PH) could not be seen in most lateral fluoroscopic images. Anatomical distances with a potential influence on the dimensions of utilisable sacroiliac bone mass were therefore evaluated in the lateral pelvic projection, namely the anterior height (BH) and superior width (BW) of the first sacral body. These bone structures are detectable even in cases of poor fluoroscopic image quality. A detailed consideration of the strict

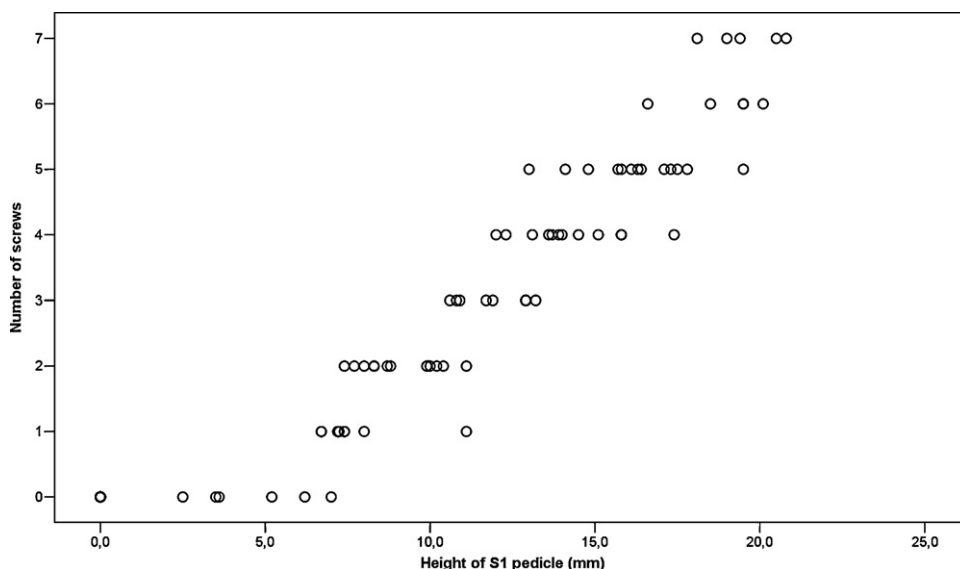


Fig. 1. Influence of S1 pedicular isthmus height on secure transverse SI-screw insertion.

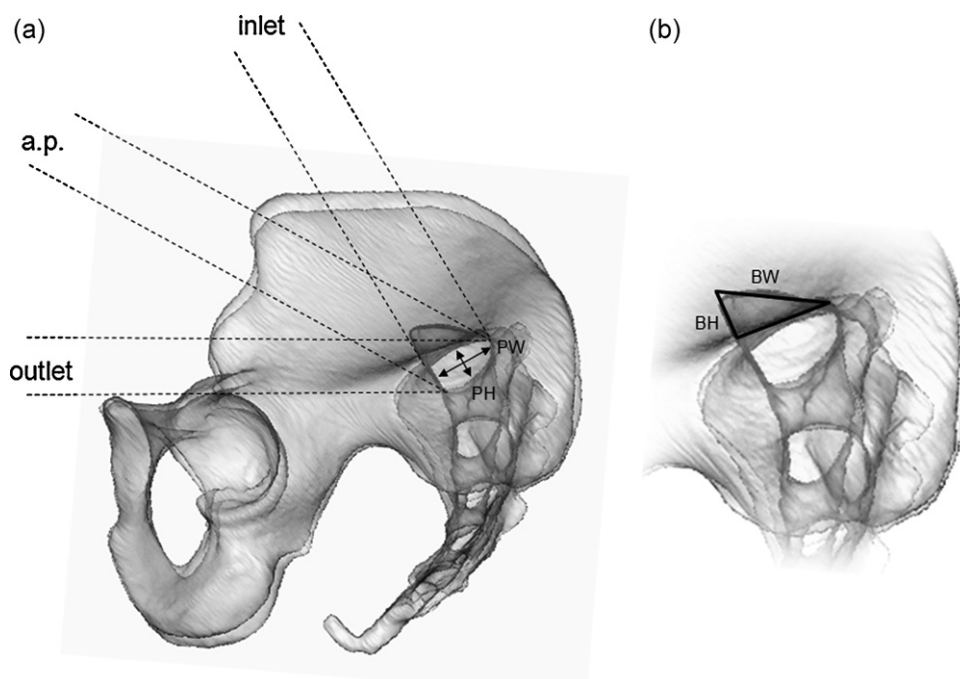


Fig. 2. (a and b) Image reflecting the perspectives of the lateral as well as the outlet, a.p. and inlet views (dashed lines) in relation to the spatial positions of height (PH) and width (PW) of the secure S1 alar bone mass for transverse SI-screw insertion. Lateral projection displays orthogonal proportions to the limiting value PH. The outlet view allows a slightly shifted projection. The a.p. and the inlet view do not reflect accurate information about PH. The height (BH), the width (BW) and the iliac cortical density form the “lateral sacral triangle”.

lateral view shows BH and BW combined with the iliac cortical density of the pelvic brim forming a triangle. This lateral sacral triangle is proposed by the author (T.M.) as the reliable key landmark for secure SI-screw insertion (Fig. 2b). The smallest height of the S1 pedicle (PH) as a limiting variable for secure screw insertion was used for further comparisons. The ratio of BH and BW (triangle ratio – ratio_T) reveals a significant linear correlation to PH ($p = 0.0001$) with a Pearson coefficient of 0.85 (Fig. 3). In this analysis, values of PH beyond 18 mm (10 pelves) were excluded, because the extensive dimensions of a capacious sacroiliac bone mass allowed trouble-free insertion of 5 or more SI screws.

With regard to the possible number of horizontally inserted SI screws, the chi-square test identifies a triangle ratio of 1.5 as a

precise boundary value for 0 versus 1 or more screws. A positive predictive value of 97% and a sensitivity of 94% predict enough bone stock for secure insertion of at least one transverse screw ($p = 0.0001$) (Table 1 and Fig. 4). Only 2 of 80 pelves (3%) did not provide enough space for one 7.3 mm screw, although the ratio_T amounted to ≥ 1.5 . In four cases (5%) with a ratio_T lower than 1.5, screw insertion was still possible. The ratios of an assumed boundary value of ≥ 2 provide enough bone stock for the secure location of two or more screws with a safety of 98%. In contrast, a ratio_T between defined boundary values of 1.5 and 2 could not predict that the spatial bone area allowed an implantation of exactly 1 screw. Eleven (19%) of 57 specimens with 2 or more possible screws showed a ratio_T lower than 2. Finally, as a general

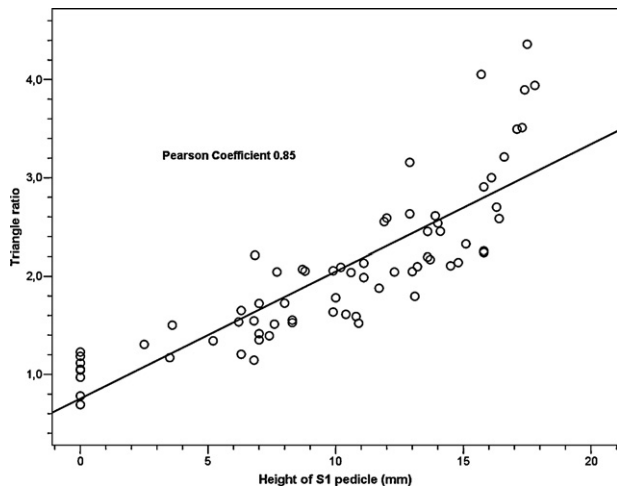


Fig. 3. Linear correlation of the triangle ratio ($ratio_T$) and the smallest height of the first sacral segment in the isthmus region (PH).

Table 1
Cross-tabulation of SI-screw number related to boundary ratio $ratio_T$ 1.5.

		Number of possible SI screws		
		No screw	≥1 screw	
Boundary ratio $ratio_T$	<1.5	12	4	16
	≥1.5	2	62	64
		14	66	80

rule, the number of potential 7.3 mm SI screws in a horizontal track rises with an increasing triangle ratio (Fig. 6).

Outlet view

In many cases, it is difficult to detect the sacral neural foramina in the outlet radiograph because of the summative effect of bone overlapping, bowel gas and poor bone quality. Therefore, even in this projection, the limiting height of the alar isthmus region cannot be directly determined by the surgeon. However, the

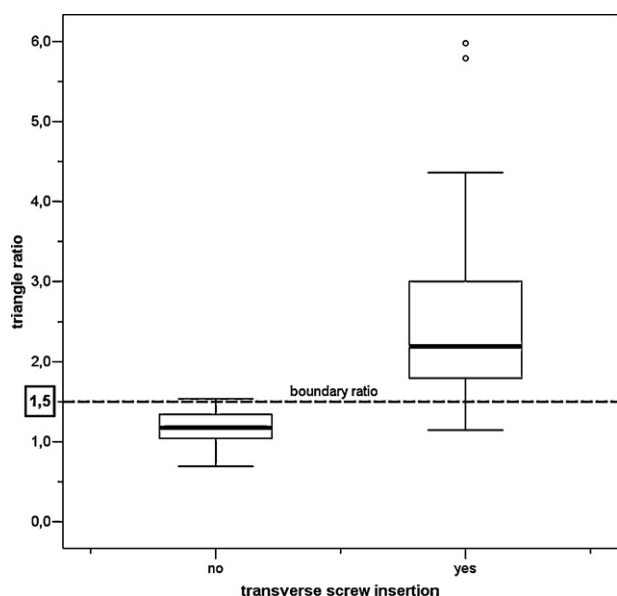


Fig. 4. Box-plots representing the distribution of 80 pelvises according to the possibility of transverse SI-screw insertion, including the boundary ratio $ratio_T$ of 1.5.

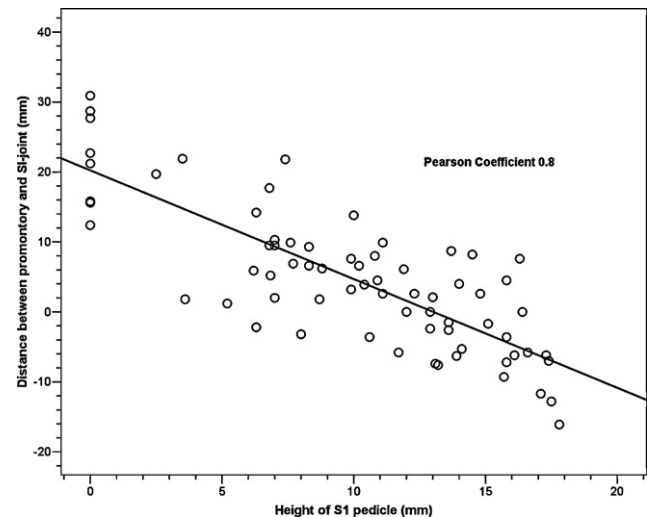


Fig. 5. Linear correlation of the endplate–joint distance (EJ) and the smallest height of the first sacral segment in the isthmus region (PH).

margins of the first sacral segment including the upper part of the lateral mass of the sacrum above the pubic symphysis are typically visible in the outlet view. Due to the significant influence of the anterior distance from the promontory to the pelvic brim on the lateral view (BH), the position of the superior endplate S1 to the top level of the SI joints bilaterally (EJ (endplate–joint distance)) must correlate with the extension of PH and therefore is used for further considerations (Fig. 6). The comparison of EJ in relation to the effective height of the pedicular isthmus (PH) revealed a highly significant reciprocal dependency with a Pearson coefficient of 0.8 ($p = 0.0001$). Fig. 5 shows the linear correlation of the assumed landmark EJ to PH. The 10 pelvises with a capacious sacroiliac bone mass (PH beyond 18 mm) were again excluded. A smaller EJ is associated with a greater height of the limiting pedicular isthmus and a greater chance of risk-free screw insertion (Fig. 6). Notably, the parallax shift of the diverging X-ray bundle does not, in practice, allow the measurement of the EJ at the image intensifier. However, if the S1 endplate conformed to the topmost level of the SI joint in the outlet view or was projected below this line ($EJ \leq 0$ mm), the isthmus cross-section provided enough space for at least one screw. Thirty-five of 80 pelvises (44%), including 25 male and 10 female specimens, displayed an EJ of ≤ 0 mm.

Table 2 represents a summary of relevant anatomical distances in the lateral and the outlet view, with potential influence on the extent of the sacroiliac pedicle region with regard to the possibility of a 7.3 mm screw insertion.

Discussion

Percutaneous SI-screw insertion requires a well-planned operative procedure. Screw insertion to be geared indirectly to fluoroscopic images appeals to the spatial sense of the surgeon.^{9,16} Numerous anatomical studies deal with the problems resulting from the complex anatomical shape of the posterior pelvic ring.^{2,4,6,12,23} However, the accurate prediction of secure transverse SI-screw insertion based on conventional X-rays or fluoroscopic images remains elusive. This study was conducted to determine a consistent anatomical landmark that could regularly be seen in planar X-rays, even in those of poor quality bone. As a result, the surgeon receives a reliable decision support without increased technical effort.

The orientation of the first sacral pedicle is relevant for SI-screw insertion. Some authors have reported challenges related to the high degree of variability in the shape of the sacrum.^{2,7,15} Basically,

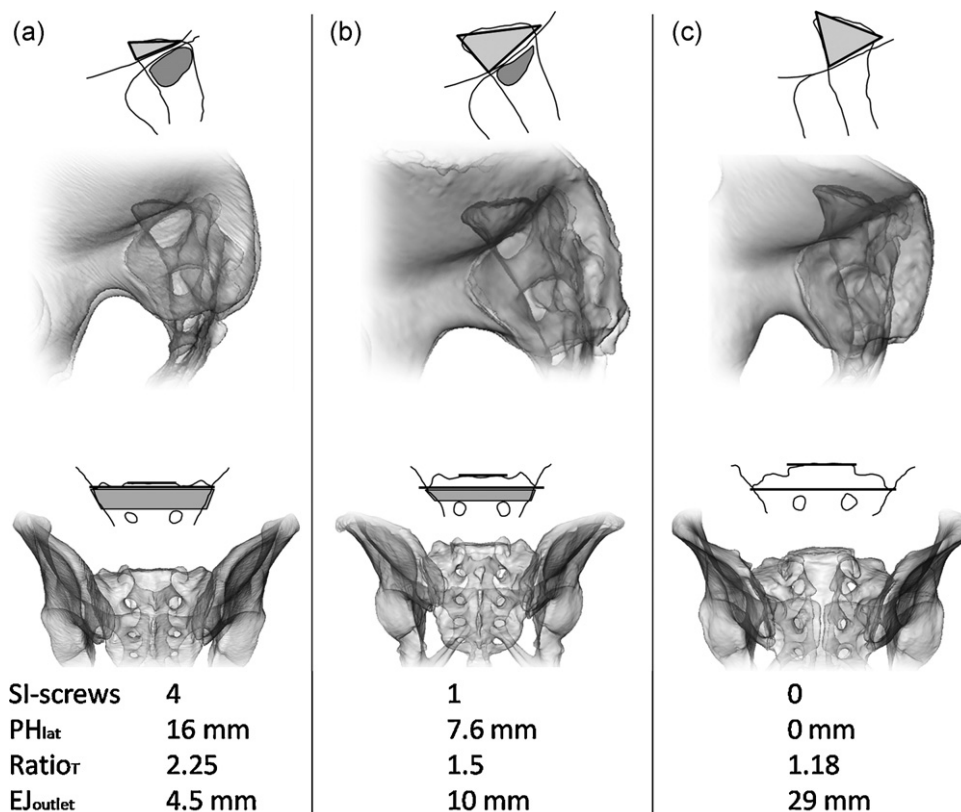


Fig. 6. Influence of the “lateral sacral triangle” in the lateral view (light grey) and the distance between the S1 upper endplate to the top level of the sacroiliac joint (bilaterally) in the outlet projection (bold black lines) on a strict transversal screw track (dark grey) as represented by capacious (a), medium (b) and small alar pedicle regions (c).

Table 2
Summary of the relevant anatomical distances in the lateral and outlet pelvic projections.

			No SI screw (n = 14)		≥1 SI screw (n = 66)	
			Mean	Min–max	Mean	Min–max
Lateral						
S1 body height (mm)	BH		28.8	22.2–48.0	14.8	1.0–26.2
S1 body width (mm)	BW		31.6	27.5–36.6	33.8	26.1–43.6
Triangle ratio	ratio _r		1.16	0.7–1.5	3.1	1.15–29.3
Outlet						
S1 endplate–joint distance (mm)	EJ		16.8	1.2–30.9	0.5	–16.1–21.8
Reference						
S1 pedicular isthmus height (mm)	PH		4.7	2.5–7.0	13.1	7.5–20.8
Pedicular isthmus width (mm)	PW		17.6	9.4–23.2	25.5	13.1–31.0

a more cephalic orientation of the upper sacral segment relative to the iliac crests is considered to aggravate secure screw positioning, rendering it virtually impossible. The first sacral pedicle displays a more angulated course in terms of the posterior–inferior direction. This leads to a more cephalic position of the S1 neural foramina in relation to the sacral alae.⁹ This condition is imprecisely described as sacral dysplasia. Notably, different proposals exist for a sacrum classification. Routt et al. reported morphological abnormalities in 28 of 80 patients (35%).¹⁵ In other reports, a cephalic position of the sacral alae relative to the iliac crests and sacral alar mamillary processes has been seen on the pelvic outlet view. This parameter as well as an acute position of the alar slope in the lateral projection are proposed as radiographic signs for a dysplastic sacrum. Based on an analysis of 30 pelvic CT scans, Carlson et al. divided sacral shape variability into several categories. Type 1 represents a capacious sacrum with a large cross-section (vestibule) for placing

a transverse SI screw. The smaller pedicle space of an intermediate sacrum (type 2) aggravates screw placement. Furthermore, a dysplastic sacrum (type 3) represents an inadequate bone stock for safe screw tracking.² Kim et al. suggested radiographic signs for normal, transitional and dysplastic shapes of the posterior pelvic ring in an analysis of 100 post-processed CT data sets with no, mild or definitive elevation of the S1 body above the iliac cortical density in the lateral projection.⁷ The authors observed dysplastic sacra in 54% of a Korean cohort investigated. In summary, the existing classifications consist of subjective observer evaluations. None of these evaluations allow for a reproducible determination of the sacral shape. Furthermore, no parameters currently exist to facilitate surgeons' decisions with regard to SI-screw fixation.

The smallest height of the first sacral segment in the isthmus region (PH) represents the limiting variable for secure screw insertion in a strict transverse direction. Our data reveal a high

correlation of the described triangle ratio in the lateral view with the extent of the secure SI bone region. In the authors' opinion, the description of the lateral sacral triangle allows the surgeon to predict whether or not a 7.3 mm screw can be inserted. A secure inner bony pathway for at least one screw exists, if the dimensions of the S1 body depth are at least 1.5-fold as long as the S1 anterior body height (boundary ratio 1.5). Numerous authors have emphasised the importance of the lateral view for secure SI-screw insertion.^{4,15} In 2007, Day et al. compared the standard freehand technique to the computer-assisted SI-screw insertion in 20 cadaveric specimens. In that publication, the sacral triangle was highlighted in a lateral view of a dysplastic pelvis, where accurate screw placement failed.³ However, the authors did not recognise the importance and influence of this configuration on the dimensions of the bony sacroiliac pathway. Our data reveal the lateral sacral triangle configuration, representing a reliable proposition for secure screw placement. Therefore, it constitutes a valuable source of information when making the decision to proceed with surgery.

Furthermore, outlet projections can be used to assess the safety of a horizontal screw. The distance between the promontory and the upper margin of the SI joints in the outlet view facilitates the evaluation of the sacral anatomy. A decreasing distance consistently raises the critical limit of the PH, resulting in more space for a transverse screw insertion (Fig. 6). There was enough space for at least one horizontal screw if the S1 endplate was in line with or below the top level of the SI joints (bilaterally) in the outlet view. Considering this fact, 100% ($n = 35$) of these cases could be revealed in our population.

In the literature, a distinct opinion exists that dysplastic sacrum variants hinder horizontal screw insertion, rendering the procedure impossible. In such cases (14/80 in our study population), there was not enough space to position one 7.3 mm screw. After applying the triangle ratio method, 12 of 14 dysplastic pelves were detected (86%) through the use of a ratio_T lower than 1.5. Using only three of the six radiological criteria recommended by Routt et al. for a dysplastic sacrum,¹⁵ we detected only 4 of 14 (29%) dysplasias in our cohort. None of our dysplastic sacra displayed the six Routt criteria in total.

To date no other objective method is available to evaluate the safety of horizontal 7.3 mm SI-screw placement based on only one planar radiograph of the pelvis. The proposed methodical approach, evaluating the triangle ratio in the strict lateral pelvic view, allows secure screw insertion with a positive predictive value of 97%. The outlet view can confirm the surgeon's decision (Fig. 6). Our results are confirmed by a statistical analysis of 80 post-processed pelvic CT data sets. The proposed method does not require a subjective evaluation of inconsistent morphological abnormalities such as the alar mamillary processes or a cephalic position of the sacral alae¹⁵ to detect dysplastic pelves. Furthermore, the surgeon does not need to perform various measurements of numerous angles and distances in different CT slices.^{3,6,12} Nevertheless, preoperative planning with CT data sets stays recommended.

One major limitation of our study is that the proposed reliable method for secure screw placement only addresses the strict transverse course of a 7.3 mm SI screw. Additionally, it does not allow us to evaluate the screw track in an oblique fashion, which is needed in dysplastic variances with a triangle ratio lower than 1.5. Another limitation is the fact that the 80 pelves were intact, whereas in the clinical situation, this may not be the case. The extent of residual (ilio-)sacral fracture dislocation also limits the validity of the triangle ratio. However, the lateral sacral triangle is a suitable tool for decision-making in non-displaced or fully reducible unstable fracture patterns of the posterior pelvic ring.

Conclusions

The lateral sacral triangle has accurate predictive value, allowing the surgeon to decide whether the insertion of one or more 7.3 mm SI screws with a strict transverse vector is possible. The surgeon's decision can rely on only one planar image in the lateral projection. No additional technical effort is necessary. Based on our results, we conclude that a strict lateral sacral radiograph should be an essential preoperative X-ray in addition to an a.p. view, inlet and outlet. If the lateral image is not performed preoperatively, an intra-operative lateral fluoroscopic view can lead to clarification. A strict overlay of the bilateral alar slope and the iliac cortical density are necessary. In contrast to other publications,³ the authors conclude that the lateral image indeed fully captures the severity of sacral dysplasia as well as the safety of a transverse SI-screw insertion.

Conflict of interest statement

The authors confirm that there are no financial and personal relationships with any other people or organisations that could inappropriately influence the content or the statements of the submitted article.

Role of funding source

No sources of funding were required for this study.

Acknowledgements

The authors would like to thank the AO Research Institute Davos/Switzerland for supporting this project. Furthermore, we thank Lukas Kamer for supportive comments and insightful debates. Thanks are also extended to Thomas Heldstab for his contributions in preparing and evaluating the data. Finally, the authors thank Andreas Wienke for assistance with the statistical analysis.

References

- Blake-Toker AM, Hawkins L, Nadalo L, et al. CT guided percutaneous fixation of sacroiliac fractures in trauma patients. *J Trauma* 2001;51:1117–21.
- Carlson DA, Scheid DK, Maar DC, et al. Safe placement of S1 and S2 iliosacral screws: the "vestibule" concept. *J Orthop Trauma* 2000;14:264–9.
- Day AC, Stott PM, Boden RA. The accuracy of computer-assisted percutaneous iliosacral screw placement. *Clin Orthop Relat Res* 2007;463:179–86.
- Day CS, Prayson MJ, Shuler TE, et al. Transsacral versus modified pelvic landmarks for percutaneous iliosacral screw placement—a computed tomographic analysis and cadaveric study. *Am J Orthop* 2000;29:16–21.
- Ebraheim NA, Lin D, Xu R, Yeasting RA. Evaluation of the upper sacrum by three-dimensional computed tomography. *Am J Orthop* 1999;28:578–82.
- Ebraheim NA, Xu R, Biyani A, Nadaud MC. Morphologic considerations of the first sacral pedicle for iliosacral screw placement. *Spine* 1997;22:841–6.
- Kim JJ, Jung CY, Oh HK, Chang JS. Measurement of optimal pelvic tilt angle for iliosacral screw fixation using 3-D CT scan (Poster). In: 8th EFORT congress Florence, Italy; 2007.
- Matta JM, Saucedo T. Internal fixation of pelvic ring fractures. *Clin Orthop Relat Res* 1989;83–97.
- Mendel T, Appelt K, Kuhn P, Suhm N. Bony sacroiliac corridor: a virtual volume model for the accurate insertion of transarticular screws. *Unfallchirurg* 2008;111:19–26.
- Mendel T, Kuhn P, Wohlrab D, Brehme K. Minimally invasive fixation of a sacral bilateral fracture with lumbopelvic dissociation. *Unfallchirurg* 2009;112:590–5.
- Moed BR, Geer BL. S2 iliosacral screw fixation for disruptions of the posterior pelvic ring: a report of 49 cases. *J Orthop Trauma* 2006;20:378–83.
- Noojin FK, Malkani AL, Haikal L, et al. Cross-sectional geometry of the sacral ala for safe insertion of iliosacral lag screws: a computed tomography model. *J Orthop Trauma* 2000;14:31–5.
- Reilly MC, Bono CM, Litkouhi B, et al. The effect of sacral fracture malreduction on the safe placement of iliosacral screws. *J Orthop Trauma* 2003;17:88–94.
- Routt Jr ML, Kregor PJ, Simonian PT, Mayo KA. Early results of percutaneous iliosacral screws placed with the patient in the supine position. *J Orthop Trauma* 1995;9:207–14.

15. Routt Jr ML, Simonian PT, Agnew SG, Mann FA. Radiographic recognition of the sacral alar slope for optimal placement of iliosacral screws: a cadaveric and clinical study. *J Orthop Trauma* 1996;10:171–7.
16. Routt Jr ML, Simonian PT, Mills WJ. Iliosacral screw fixation: early complications of the percutaneous technique. *J Orthop Trauma* 1997;11:584–9.
17. Schep NW, Haverlag R, van Vugt AB. Computer-assisted versus conventional surgery for insertion of 96 cannulated iliosacral screws in patients with postpartum pelvic pain. *J Trauma* 2004;57:1299–302.
18. Tonetti J, Cazal C, Eid A, et al. Neurological damage in pelvic injuries: a continuous prospective series of 50 pelvic injuries treated with an iliosacral lag screw. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 2004;90:122–31.
19. Tosounidis G, Culemann U, Wirbel R, et al. Percutaneous sacroiliac lag screw fixation of the posterior pelvic ring: increasing safety by standardization of visualization and insertion technique. *Unfallchirurg* 2007;110:669–74.
20. van den Bosch EW, van Zwienen CM, van Vugt AB. Fluoroscopic positioning of sacroiliac screws in 88 patients. *J Trauma* 2002;53:44–8.
21. Vanderschot P, Meuleman C, Lefevre A, Broos P. Trans iliac–sacral–iliac bar stabilisation to treat bilateral lesions of the sacro-iliac joint or sacrum: anatomical considerations and clinical experience. *Injury* 2001;32:587–92.
22. Webb LX, de Araujo W, Donofrio P, et al. Electromyography monitoring for percutaneous placement of iliosacral screws. *J Orthop Trauma* 2000;14:245–54.
23. Xu R, Ebraheim NA, Douglas K, Yeasting RA. The projection of the lateral sacral mass on the outer table of the posterior ilium. *Spine* 1996;21:790–4.
24. Xu R, Ebraheim NA, Yeasting RA, et al. Morphometric evaluation of the first sacral vertebra and the projection of its pedicle on the posterior aspect of the sacrum. *Spine* 1995;20:936–40.

Anatomical conditions of the posterior pelvic ring regarding bisegmental transverse sacroiliac screw fixation: a 3D morphometric study of 125 pelvic CT datasets

Florian Radetzki · D. Wohlrab · F. Goehre · H. Noser ·
K. S. Delank · T. Mendel

Received: 26 December 2013
© Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2014

Abstract

Introduction Sacroiliac (SI) screws are used for osteosynthesis in unstable posterior pelvic ring injuries. In the cases of “sacral dysplasia”, in which the elevated upper sacrum does not allow a secure SI screw insertion into the S1 level, the S2 segment must be used to achieve stable fixation. The bone quality of the S2 segment is thinner compared to that of the S1 vertebra and may cause biomechanical weakness. An additional SI screw insertion into the S3 level may improve stability. With respect to the anatomical conditions of the posterior pelvic ring, there have been no anatomical investigations to date regarding SI screw placement into the third sacral segment.

Materials and methods CT raw datasets from 125 patients (ø59 years, ø172 cm, ø76 kg) were post-processed using Amira 5.2 software to generate 3D pelvic models. A

program code implemented in C++ computed a transverse bone corridor for the first, second and third sacral segments for a typical SI screw diameter of 7.3 mm. Volume, sagittal cross-section, iliac entrance area and length of the determined screw corridors were measured. A confidence interval of 95 % was assumed ($p < 0.05$).

Results The fully automatic computation revealed a possible transverse insertion for one 7.3-mm screw in the third sacral segment in 30 cases (24 %). The rate (60 %) of feasible S3 screw placements in the cases of sacral dysplasia ($n = 25$) is significantly higher compared to that (15 %) of “normal” sacra ($n = 100$). With regard to the existence of transverse iliosacroiliac corridors as a function of sacral position in between the adjacent iliac bone bilaterally, a new classification of three different shape conditions can be made: caudad, intermediate minor, intermediate major, and cephalad sacrum. Gender, age, body height and body weight had no statistically significant influence on either possible screw insertion or on the calculated data of the corridors ($p > 0.05$).

Conclusion SI screw insertion into the third sacral level deserves discussion in the cases of sacral dysplasia. Biomechanical and practical utility must be verified.

Keywords Sacroiliac screw · Virtual bone corridor · Sacral dysplasia · Third sacral segment

F. Radetzki (✉) · D. Wohlrab · K. S. Delank
Department of Orthopedic Surgery, Martin Luther University
Halle-Wittenberg, Magdeburger Strasse 22, 06112 Halle (Saale),
Germany
e-mail: florian.radetzki@gmx.de; florian.radetzki@uk-halle.de

F. Goehre
Department of Neurosurgery, BG-Kliniken Bergmannstrost,
Merseburger Strasse 165, 06112 Halle (Saale), Germany

H. Noser
AO Research Institute, AO Foundation, Clavadelerstrasse 8,
7270 Davos Platz, Switzerland

T. Mendel
Department of Trauma Surgery, BG-Kliniken Bergmannstrost,
Merseburger Straße 165, 06112 Halle (Saale), Germany

T. Mendel
Department of Trauma Surgery, Friedrich Schiller University
Jena, Erlanger Allee 101, 07747 Jena, Germany

Introduction

Sacroiliac (SI) screw placement is an effective method for fixing unstable posterior pelvic ring injuries with minimal soft-tissue dissection. The majority of SI screws are placed into the first sacral body [3, 17]. For higher stability, especially in fatigue fractures, which have been growing in

number [9, 19, 22], the insertion of two screws either in the first sacral segment or in the first and second sacral levels is recommended [18, 21]. However, SI screw anchorage remains problematic and screw loosening or pull-out in osteoporotic bone is a common phenomenon even in young patients [9, 23]. Therefore, long screws (>100 mm) that cross the sacral body are required in the cases of an unilateral sacroiliac lesion or central sacral fractures [2]. Moreover, bilateral lesions of the posterior pelvic ring require complete iliosacroiliac fixation [10]. Vanderschot et al. and Mehling et al. [9, 23] concluded that the trans-iliac-sacroiliac bar procedure is a valuable and elegant method for rigid fixation of insufficiency fractures of the dorsal pelvis. For both purposes, the osteosynthesis must be performed in a strict horizontal fashion through a secure transverse bone corridor whereby the bilateral sacral isthmus embodies the limiting region of the bony canal.

In regards of anatomic, ontogenetic and traumatological point of view, the term “Sacral dysplasia” is used for various applications. In Traumatology, “Sacral dysplasia” occurs with an incidence of 25–54 % [1, 20]. It is defined as a more cephalad position of the upper sacral segments in relation to the iliac crests that makes a SI screw placement into the first sacral segment more difficult and even an osteosynthesis performed in a strict horizontal fashion in S1 impossible [1, 3, 13, 20]. In such a situation, the S2 segment must be considered for screw implantation to achieve stable fixation. However, the bone density of the S2 lateral mass and S2 vertebral body is obviously lower compared with that of the S1 vertebra and may cause biomechanical weakness [5]. Hence, additional SI screw insertion into the S3 level might improve stability in the cases of “sacral dysplasia” when the elevated upper sacrum does not allow a secure transverse SI screw insertion into the S1 segment.

With respect to the anatomical conditions of the posterior pelvic ring, there have been no anatomical investigations to date regarding a realisable SI screw placement into the third sacral segment. The purpose of the current study was to determine the feasibility of a secure transverse screw insertion through the third sacral segment in pelvises with and without sacral dysplasia. To this end, a fully automatic computation of secure sacroiliac transverse bone corridors for the first, second and third sacral segment in 3D pelvic models was accomplished.

Materials and methods

For the radiomorphometric study, pelvic CT datasets were collected from a representative Caucasian population treated in our hospital. The CT scans were primarily generated to diagnose individual diseases. Informed patient consent for further research applications of individual images

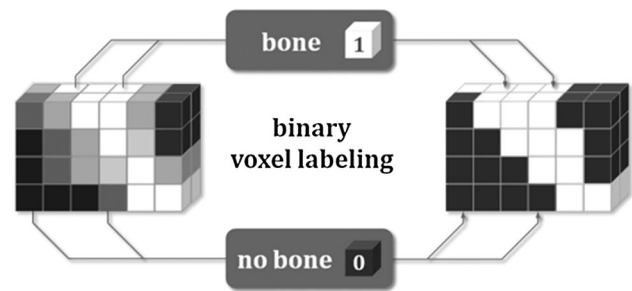


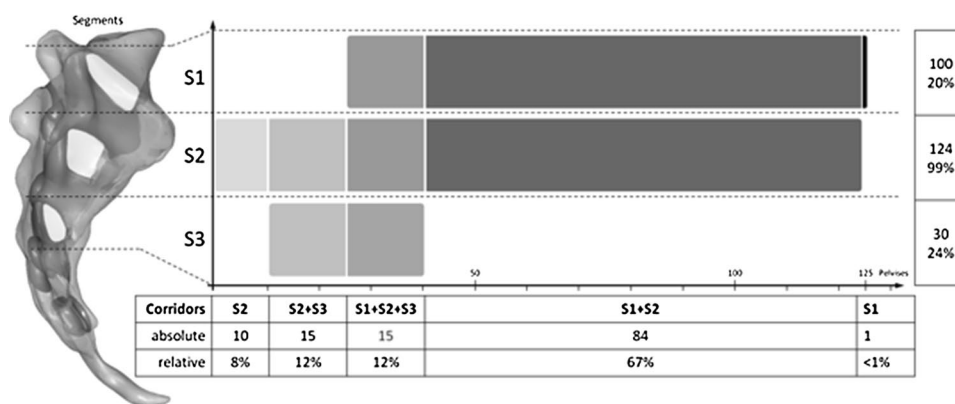
Fig. 1 The program code computed transverse bone corridors acquiring data transitions from “bone” to “no bone” in the 2D lateral projection to detect bony material boundaries. In this process, voxels representing bone were labelled with the value of “1”, whereas voxels exterior of the pelvis were defined by a value of “0”

data was obtained. Pelvic bones showing residual trauma as well as tumorous, inflammatory or high-grade degenerative alterations were excluded. A total of 125 data sets were used for further analysis. All CT scans were performed on a Siemens SOMATOM Sensation multislice CT scanner (Siemens AG, Erlangen, Germany). Scanning parameters included image resolution of 512×512 pixels, slice distance of 0.6 mm and kernel B45f.

DICOM files of the anonymised CT raw data were post-processed by Amira 5.2 software (Visage Imaging GmbH, Berlin, Germany). The software computed triangulated bone surfaces in the STL (Standard Triangulated Language) format. The 3D data were then transformed into a common coordinate system following fluoroscopic standard Matta projections (outlet, inlet and lateral). For this purpose, several standard pre-processing and semi-automatic segmentation operations of the CT data were performed; these have been described in detail elsewhere [11, 14, 16]. After this, the transformed pelvis surfaces were converted into a volumetric representation resulting in a binary 3D image or label field with an isotropic voxel size of $0.5 \times 0.5 \times 0.5 \text{ mm}^3$. The voxel value “1” represented bone and the value “0” conformed to structures exterior to the pelvic bone, including neurovascular structures (Fig. 1).

The program code was developed in C++ within the Amira framework and computed transverse bone corridors for the first, second and third sacral segments in each pelvis. In the 2D lateral projection, data transitions from “bone” to “no bone” were acquired to detect bony material boundaries. Hence, the projected area with the lowest number of cortical transitions (1st transition—left ilium in, 2nd transition—right ilium out) represented the oval footprint of the later transverse 3D corridor [12]. This workflow assumed that the script incorporated only the safe bone area that was limited by the narrow pedicular regions between the sacral ala superiorly, the 1st, 2nd and 3rd neural foramina and the iliac bone protuberance posterior to

Fig. 2 Corridor distribution and anatomical classification with regard to possible transverse SI screw insertion into the first, second and third sacral segments



the iliac notch. Finally, the plane shape was corrected using a disc-like structuring element with a radius close to the commonly used SI screw diameter of 7.3 mm, resulting in a corresponding 3D transverse corridor for each of the three sacral segments. This procedure excluded the marginal narrow zones of the corridor that could lead to a partial cortical exit of marginal screw positions. In the end, volume, sagittal cross-section, screw entrance area and length of the determined screw corridors were measured and analysed.

Statistical analysis was performed with SPSS® 13 software (SPSS Inc., Chicago, USA) using the *t* test and the Chi-square test. A confidence interval of 95 % was assumed (significance level $p < 0.05$).

Results

CT raw datasets of 125 patients (50 females, 75 males) of a representative Caucasian population were collected to examine the feasibility of secure transverse SI screw insertion through the first, second and third sacral segments. The patients' mean age was 59 ± 16 years (range 18–89) with a mean body height of 172 ± 11 cm (range 147–196 cm) and a mean body weight of 76 ± 13 kg (50–125 kg). The mean body mass index was calculated to be 26 ± 5 kg/m² (range 15–39 kg/m²). The fully automatic computation revealed a possible transverse insertion for one 7.3-mm screw in the third sacral segment in 30 of 125 pelvises (24 %). Twenty-five pelvises (20 %) did not allow any implantation of a transverse 7.3-mm screw in the first sacral segment. These pelvises were defined as dysplastic and their third sacral segment could be safely implanted with a transverse 7.3-mm screw in 15 cases (60 %). This reveals a significant difference ($p < 0.05$) regarding to non-dysplastic pelvises with 100 consistently existing screw corridors in S1. Among these cases, an additional S3 corridor was detected in only 15 cases and an S2 transverse corridor was observed in 124 pelvises. Solely in 1 specimen a singular S1-bone bath was registered whereas there was no corridor at the

S2- and S3- segmental level. The complete transverse corridor contribution in our population is illustrated in Fig. 2. Our data show that the craniocaudal position of the entire sacrum between the adjacent iliac bone bilaterally represents the crucial condition for the existence of transverse SI corridors throughout the corresponding sacral levels. With regard to this anatomical dependency, iliosacroiliac shape variants can be classified into 4 different shape conditions representing the possibilities of secure transverse SI screw insertion (Fig. 3):

1. Intermediate minor sacrum: without S1 and S3; S2 corridor present, central sacrum position, small iliac wings encompassing just the central S2 segment, but not the S1 and the S3 sacral level
2. Caudad sacrum: without S3 corridor, the adjacent ilium does not span the sacrum at the S3 sacral level
3. Intermediate major sacrum: S1, S2 and S3 corridors present, central sacrum position, prominent iliac wings encompassing the S1, S2, and S3 sacral level
4. Cephalad sacrum: without S1 corridor, the adjacent ilium does not span the sacrum at the S1 sacral level.

The bone corridors determined for the third sacral segment were limited by the bilateral isthmus bordered by the second neural foramen cranially and the third foramina and the posterior iliac bone protuberance caudally. The screw entry areas on the posterolateral ilium were situated directly posterior to the greater sciatic notch limited by the posterior inferior iliac spine.

S3 transverse corridors are consistently smaller compared to corridors of the S1 and S2 levels. Comparing the screw entry areas of S3 on both sides, there were only marginal differences with 96.2 ± 35.0 mm² left and 94.4 ± 31.7 mm² right. The sagittal cross-sectional area of the S3 corridor averaged 74.5 ± 29.8 mm². In comparison, the 7.3-mm screw cross-section amounted to 41.8 mm². Consequently, there is no extensive safety distance to the limiting cortical structures. The average length

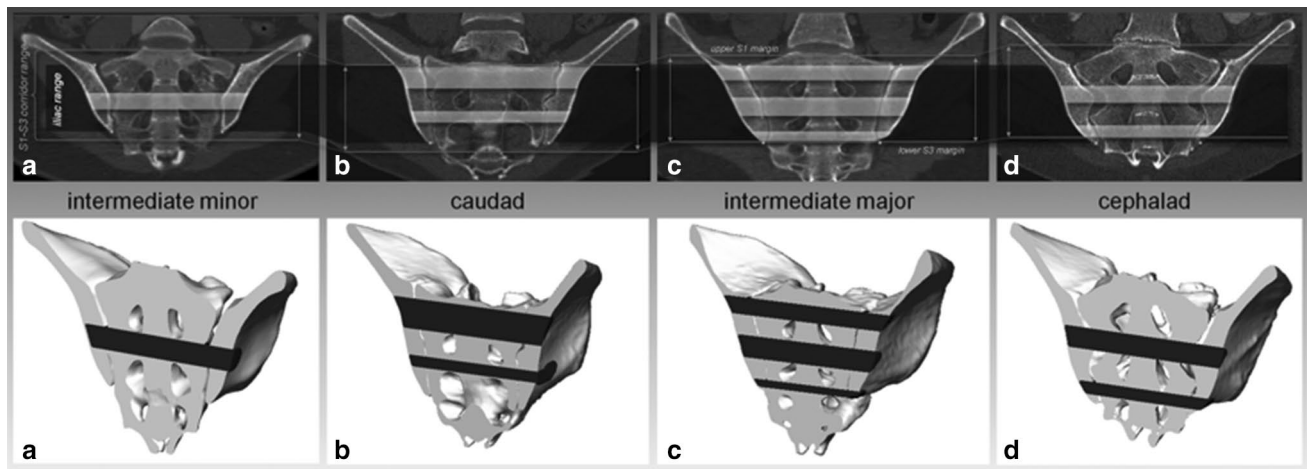


Fig. 3 Picture showing the existence of transverse iliosacroiliac corridors as a function of sacral position in between the adjacent iliac bone bilaterally in oblique coronal CT scans and 3D images for **a**

intermediate minor, **b** caudated, **c** intermediate major, and **d** cephalad sacral position

Table 1 Relationship of size data for the S1, S2, and S3 transverse SI corridors

Corridor level		S1 ^a			S2 ^a			S3		
No. of corridors	<i>n</i> (%)	100 (80 %)			124 (>99 %)			30 (24 %)		
		Ø ± Std	Min	Max	Ø ± Std	Min	Max	Ø ± Std	Min	Max
Volume	cm ³	43.4 ± 18.1	6.6	81.6	24.6 ± 10.0	8.0	66.8	8.9 ± 4.0	4.0	22.1
Sagittal cross-section	cm ²	2.7 ± 1.1	0.4	4.9	1.7 ± 0.6	0.6	4.4	0.7 ± 0.3	0.4	1.5
Iliac entry area left	cm ²	3.3 ± 1.3	0.5	5.9	1.9 ± 0.7	0.6	4.9	0.9 ± 0.4	0.5	1.9
Iliac entry area right	cm ²	3.3 ± 1.4	0.5	6.1	1.9 ± 0.7	0.6	4.8	0.9 ± 0.3	0.5	1.7
Corridor length	cm	16.3 ± 1.1	13.4	18.8	14.1 ± 1.1	11.9	19.5	11.6 ± 0.9	9.9	14.7

^a Measurement data of the S1 and S2 corridors already published by Mendel et al. [10]

of the S3 corridors between the surfaces of the right and left ilia was 11.6 ± 0.9 cm and the volume measured was 8.9 ± 4.0 cm³. There was no significant gender difference for all parameters of the determined screw corridors in S3 ($p > 0.05$). Age, body height and body weight had no statistically significant influence on the calculated data of the corridors ($p > 0.05$). All measurement data of the S1 and S2 corridors are shown in Table 1.

Discussion

Sacroiliac screws are commonly used for osteosynthesis of unstable posterior pelvic ring injuries. Therefore, screws are commonly inserted into the S1 segment because of an acceptable fluoroscopic presentation and the assumption of larger SI bone corridor in S1 compared to S2. Biomechanical investigations have shown that an additional SI screw in S2 gives more posterior stability [21]. However,

the high anatomical shape variation of the upper sacrum frequently leads to a complicated screw insertion or even prevents screw placement in S1. Such dysplastic pelvises occur at a considerable rate of up to 35 % in European [20] and as high as 54 % in Asian cohorts [8]. A minimally invasive method of SI screw placement can be accomplished at S2. The feasibility of percutaneous fixation with iliosacral screws in S2 has been shown in several anatomical and clinical studies and case reports. This has now become a valuable procedure after it had previously been largely avoided [1, 6, 7, 21].

SI screw fixation at the S3 segmental level is still a theoretical notion and to our knowledge, previous researchers have not considered this option. We feel that this lack of attention is due to the insufficient body of anatomical knowledge about the posterior pelvic ring. Indeed, a more cephalad position of the first sacral segment has been observed previously in sacral dysplasia [1, 11, 20]. This cephalic orientation within the pelvis involves the

complete sacrum and results in the third segment being enclosed by adequate bone stock of both right and left ilia. The cephalad sacrum may present a sufficient S3 transverse corridor. According to this anatomical dependency, our data suggest a distinction of the 4 iliosacroiliac shape variants described here. Our results indicate that SI screw fixation into the S2 and S3 segments could be considered for a two-level sacroiliac screw fixation in the “intermediate major” (12 %) or “cephalad” (12 %) sacral variants. The latter variant is equivalent to the commonly used but inaccurate term “sacral dysplasia”; its anatomical limitations are the isthmus between the second and third sacral foramina and the iliac bone stock that is constrained by the posterior inferior iliac spine. The number of feasible S3 screws in the cases of sacral dysplasia is significantly higher in comparison to “normal” non-elevated sacra. We believe that screw insertion into S3 deserves discussion for dysplastic cases in consideration of this incidence. This presupposes that the surgeon is able to detect sacral dysplasia preoperatively and recognises whether screw insertion in S3 can be performed. Until now, several investigations revealed indicators for dysplastic conditions based on fluoroscopy or computed tomography [1, 11, 20]. Recently, Mendel et al. described the lateral sacral triangle as an accurate predictive value allowing the surgeon to decide whether the insertion of one or more 7.3-mm SI screws with a strict transverse vector in S1 is possible using one planar image in the strict lateral pelvic projection. However, in the cases of sacral dysplasia, the feasibility of secure transverse SI screw insertion through the third sacral segment cannot be evaluated with these methods. Thus, a preoperative imaging study, preferably a computed tomography scan, is necessary to assess the anatomical situation at S1, S2 and S3. The radiologists should mandatorily generate oblique coronal CT scans to determine preoperatively the sacral position in between the adjacent iliac bone bilaterally showing the existence of transverse iliosacroiliac corridors (Fig. 3).

Furthermore, our method provides an individual CT-based computation and visualisation of secure transverse SI corridors for the upper sacrum confirming whether SI screw insertion can be safely performed based on the anatomy. However, this study has shown that the S3 transverse corridor has a minimal safety distance to the limiting cortical structures. The risk of screw protrusion increases tremendously by missing the optimal transverse screw path and places the adjacent superior gluteal vessels and the gluteal neural ramus at potential risk. In addition to the anatomical conditions of the upper sacrum, bone quality must not be disregarded. The bone density of certain parts of the sacrum is variable and decreases caudally [4, 5, 15]. With respect to the expected weaker bone quality and biomechanics, an insertion in S3 should be performed

with long SI screws, preferably ending in the contralateral ilium. However, many remain sceptical regarding the feasibility of a screw insertion into this small corridor. In sum, the biomechanical and practical feasibility of transverse SI screw insertion in the third sacral segment of dysplastic sacra must still be verified.

One major limitation of our study is the fact that the 125 pelvises were intact, whereas in the clinical situation, this may not be the case. The extent of residual (ilio)-sacral fracture dislocation may change the anatomical situation and potentially prevent SI screw insertion into S3.

Conclusion

Sacral dysplasia occurs reasonably often and can make transverse SI screw insertion into the first sacral segment impossible. Therefore, the S2 body has to be used optionally to achieve SI screw implantation. An additional SI screw placement into the S3 body might improve stability in elderly and in osteoporotic bone and could be performed regularly in the cases of dysplastic sacra. Our experimental study has shown that SI screw insertion into S3 could be considered, especially in the cases of sacral dysplasia. Furthermore, a more appropriate classification of four anatomical types is introduced describing the existence of transverse corridors at the S1, S2 and the S3 levels as a function of sacral position relative to the adjacent iliac bones. Biomechanical and practical feasibility must still to be verified in future research endeavours.

Acknowledgments The authors would like to thank the AO Research Institute Davos/Switzerland for supporting this project and Prof. Dr. Andreas Wienke, PhD for assistance of the statistical analysis.

Conflict of interest The authors confirm that there are no financial and personal relationships with any other people or organisations that could inappropriately influence the content or the statements of the submitted article.

References

- Carlson DA, Scheid DK, Maar DC, Baele JR, Kaehr DM (2000) Safe placement of S1 and S2 iliosacral screws: the “vestibule” concept. *J Orthop Trauma* 14(4):264–269
- Culemann U, Scola A, Tosounidis G, Pohlemann T, Gebhard F (2010) Concept for treatment of pelvic ring injuries in elderly patients. A challenge. *Unfallchirurg* 113(4):258–271
- Day CS, Prayson MJ, Shuler TE, Towers J, Gruen GS (2000) Transsacral versus modified pelvic landmarks for percutaneous iliosacral screw placement—a computed tomographic analysis and cadaveric study. *Am J Orthop* 29(9 Suppl):16–21
- Ebraheim N, Sabry FF, Nadim Y, Xu R, Yeasting RA (2000) Internal architecture of the sacrum in the elderly. An anatomic and radiographic study. *Spine (Phila Pa 1976)* 25(3):292–297

5. Ebraheim NA, Lin D, Xu R, Stanescu S, Yeasting RA (1999) Computed tomographic evaluation of the internal structure of the lateral mass in the upper sacra. *Orthopedics* 22(12):1137–1140
6. Griffin DR, Starr AJ, Reinert CM, Jones AL, Whitlock S (2006) Vertically unstable pelvic fractures fixed with percutaneous iliosacral screws: does posterior injury pattern predict fixation failure? *J Orthop Trauma* 20(1 Suppl):S30–S36
7. Hinsche AF, Giannoudis PV, Smith RM (2002) Fluoroscopy-based multiplanar image guidance for insertion of sacroiliac screws. *Clin Orthop Relat Res* 395:135–144
8. Kim JJ, Jung CY, Oh HK, Chang JS (2007) Measurement of optimal pelvic tilt angle for iliosacral screw fixation using 3-D CT scan. 8th EFORT Congress, Florence, Italy
9. Mehling I, Hessmann MH, Rommens PM (2012) Stabilization of fatigue fractures of the dorsal pelvis with a trans-sacral bar. Operative technique and outcome. *Injury* 43(4):446–451
10. Mendel T, Noser H, Kuervers J, Goehre F, Hofmann GO, Radetzki F (2013) The influence of sacral morphology on the existence of secure S1 and S2 transverse bone corridors for iliosacral screw fixation. *Injury* 44(12):1773–1779
11. 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(10):1164–1170
12. 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(7):957–963
13. Moed BR, Geer BL (2006) S2 iliosacral screw fixation for disruptions of the posterior pelvic ring: a report of 49 cases. *J Orthop Trauma* 20(6):378–383
14. 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(4):665–671
15. Peretz AM, Hipp JA, Heggeness MH (1998) The internal bony architecture of the sacrum. *Spine (Phila Pa 1976)* 23(9):971–974
16. Radetzki F, Mendel T, Noser H, Stoevesandt D, Rollinghoff M, Gutteck N et al (2013) Potentialities and limitations of a database constructing three-dimensional virtual bone models. *Surg Radiol Anat* 35(10):963–968
17. Reilly MC, Bono CM, Litkouhi B, Sirkin M, Behrens FF (2003) The effect of sacral fracture malreduction on the safe placement of iliosacral screws. *J Orthop Trauma* 17(2):88–94
18. Rommens PM (2007) Is there a role for percutaneous pelvic and acetabular reconstruction? *Injury* 38(4):463–477
19. Rommens PM, Hofmann A (2013) Comprehensive classification of fragility fractures of the pelvic ring: recommendations for surgical treatment. *Injury* 44(12):1733–1744
20. Routt ML Jr, Simonian PT, Agnew SG, Mann FA (1996) Radiographic recognition of the sacral alar slope for optimal placement of iliosacral screws: a cadaveric and clinical study. *J Orthop Trauma* 10(3):171–177
21. van Zwienen CM, van den Bosch EW, Snijders CJ, Kleinrensink GJ, van Vugt AB (2004) Biomechanical comparison of sacroiliac screw techniques for unstable pelvic ring fractures. *J Orthop Trauma* 18(9):589–595
22. Vanderschot P (2007) Treatment options of pelvic and acetabular fractures in patients with osteoporotic bone. *Injury* 38(4):497–508
23. Vanderschot P, Kupperts M, Sermon A, Lateur L (2009) Transiliac-sacral-iliac-bar procedure to treat insufficiency fractures of the sacrum. *Indian J Orthop* 43(3):245–252

Potentialities and limitations of a database constructing three-dimensional virtual bone models

F. Radetzki · T. Mendel · H. Noser ·
D. Stoevesandt · M. Röllinghoff · N. Gutteck ·
K. S. Delank · D. Wohlrab

Received: 3 October 2012 / Accepted: 2 April 2013 / Published online: 10 April 2013
© Springer-Verlag France 2013

Abstract

Background 3D bone reconstructions performed during general clinical practice are of limited use for preclinical research, education, and training purposes. For this reason, we are constructing a database of human 3D virtual bone models compiled from computer tomography (CT) scans. **Materials and methods** CT data sets were post-processed using Amira® 5.2 software. In each cut, bone structures were isolated using semiautomatic labeling program codes. The software then generated extremely precise 3D bone models in STL format (standard triangulated language). These bone models offer a sustainable source of information for morphologic studies and investigations of biomechanical bony characteristics in complex anatomic regions.

F. Radetzki (✉) · M. Röllinghoff · N. Gutteck ·
K. S. Delank · D. Wohlrab
Department of Orthopedic Surgery, Martin Luther University
Halle-Wittenberg, Magdeburger Straße 22, 06112 Halle (Saale),
Germany
e-mail: florian.radetzki@gmx.de

T. Mendel
Department of Trauma Surgery, Employers' Liability Insurance
Association Hospital Bergmannstrost, Merseburger Straße 165,
06112 Halle (Saale), Germany

T. Mendel
Department of Trauma Surgery, Friedrich Schiller University
Jena, Erlanger Allee 101, 07747 Jena, Germany

H. Noser
AO Research Institute, Clavadelerstrasse 8, 7270 Davos Platz,
Switzerland

D. Stoevesandt
Clinic for Diagnostic Radiology, Martin Luther University
Halle-Wittenberg, Ernst-Grube-Straße 40, Halle (Saale),
Germany

Regarding educational value and student acceptance models were introduced during bedside teaching and evaluated by medical students.

Results The current database is comprised of 131 pelvises and 120 femurs (ø 60 years, ø 172 cm, ø 76 kg), and is continuously growing. To date, 3D morphometric analyses of the posterior ring and the acetabulum have been successfully completed. Eighty students (96 %) evaluated instruction with virtual 3D bone models as “good” or “very good”. The majority of students want to increase learning with virtual bone models covering various regions and diseases.

Conclusion With consistent and steadily increasing case numbers, the database offers a sustainable alternative to human cadaver work for practical investigations. In addition, it offers a platform for education and training.

Keywords Bone models · Database · Education · Three-dimensional (3D) · Virtual analysis

Background

Since the introduction of sectional imaging procedures like computer tomography (CT) and magnetic resonance imaging (MRI), it has been possible to carry out detailed examinations and analyses of skeletal cross-sections. However, spatial conception and three-dimensional (3D) orientation must be performed internally by the observer. Recognition and internal coordination of individual levels require excellent spatial conception, memory, and experience, through which preconceptions of the examiner may influence the mentally compiled image [8]. Consequently, virtual 3D reconstructions are increasingly generated for diagnostic and therapeutic planning purposes. At this point,

most data comes from CT scans, which are performed most often for complex bony deformities or lesions that are not easily interpreted with two-dimensional X-rays. For such scans, generally, the injured area is the center of focus, so that a 3D reconstruction of the complete bone rarely occurs. In addition, to reduce the quantity of stored records, data sets are minimized and modulated by radiology departments. This means that only 3D images of reduced quality can be reproduced, which are not comparable to the standards of high quality volume models. For preclinical research and development as well as for educational or training purposes, these reconstructions from general clinical data are of limited value.

A working database of human virtual bone models represents a promising option to support any number of virtual scientific investigations. Virtual bone models facilitate finding solutions to clinical and anatomic questions through computer-supported analysis with consideration for biological variability. This includes morphologic studies and investigations of the biomechanical characteristics of the bone in complex anatomic regions, which particularly serve the comprehension and 3D awareness of surgeons.

In a study, Kamer et al. [4] analyzed the morphologic parameters of 140 virtual 3D orbital bones, and were able to represent the anatomic complexities and individual variations with the corresponding influences of decompression interventions for Grave's ophthalmopathy. 3D and surface data from bone models are also an important foundation for the development of new prostheses and fixation materials, as well as of great assistance in the realization of virtual computer-assisted simulations and improvement of current navigation procedures. Schmutz et al. [16] used 3D virtual human tibias to evaluate profile optimization of an internal fixation plate for fractures of the distal tibia. To evaluate the fit of two popular tibial nails in Asian patients, another study used 3D models of tibiae from young Japanese patients for design analysis [15]. In another study with 70 3D orbital bones, Kamer et al. [3] found that industrially produced implant materials were only somewhat adjusted for individual anatomic variability. For the optimization of the bearing surface of a conventional press-fit hip prosthesis, Jerosch et al. [2] compared the bone surfaces of virtually placed osteotomies on 25 femoral necks of 3D reconstructions of proximal femurs. They found a great anatomical variance without a consistent pattern. Yagci et al. [23] used a 3D volume-rendered reconstruction to visualize a bilateral stylohyoid chain ossification of a 26-year-old male patient with nasal obstruction and headache. According to the authors, 3D reconstruction may play a critical role in the pre-operative evaluation of symptomatic otolaryngological patients.

In summary, virtual bone models offer an important alternative for the laborious and expensive design analysis performed on human cadavers. In addition, the database offers a platform for education and training. Young colleagues and students especially benefit from work with 3D bone models. Independent generation of such models during training teaches not only radiologic acumen but also important technical skills [20, 21].

The purpose of this study is to particularize the work with a database of virtual 3D bone models, a collection of human pelvises with the corresponding proximal femurs. For pointing out potentialities and limitations, the generation process of precise virtual 3D models is described; scientific applications are discussed while also testing the hypothesis that 3D models provide useful teaching aides.

Methods

Acquisition of the CT data sets is performed by the Department of Diagnostic Radiology at the hospital. The data will be collected from diagnostic CT scans performed for various clinical departments. Exclusion criteria are traumatic bone injuries.

The scans are performed with the multi-slice SOM-ATOM Sensation (Siemens AG, Erlangen, Germany) CT machine with a picture resolution of 512×512 pixels, layer thickness of 0.6 mm, and kernel B45f. The DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) raw data are neither modulated nor minimized so that they can be re-used in full size. Metadata (body weight, height, age and sex) are collected retrospectively from patients medical files before an automatic anonymization process of the scans are done. The study is considered for exempt status (Level 1).

Standardization is performed using Amira® visualization software version 5.2 (Visage Imaging GmbH, Berlin, Germany), with semiautomatic segmentation of the loaded CT data sets. In addition, for each individual CT cut, the bony structures are manually marked and stored. A grey-scale based threshold function permits automatic recognition of bone borders and thus facilitates the segmentation process. Indistinct regions must later be corrected manually. From the segmentation data, the software then generates a 3D reconstruction of the bone in STL (standard triangulated language) format (Fig. 1). STL is a file format that is widely used and supported by many 3D software packages. It is structured very simply, and in the binary form, it requires little storage space.

For assessing the quality of 3D bone models, Noser et al. [9] recently verified this workflow by coprocessing a control object with known geometry showing accuracy and precision of the generated models. The bone models are

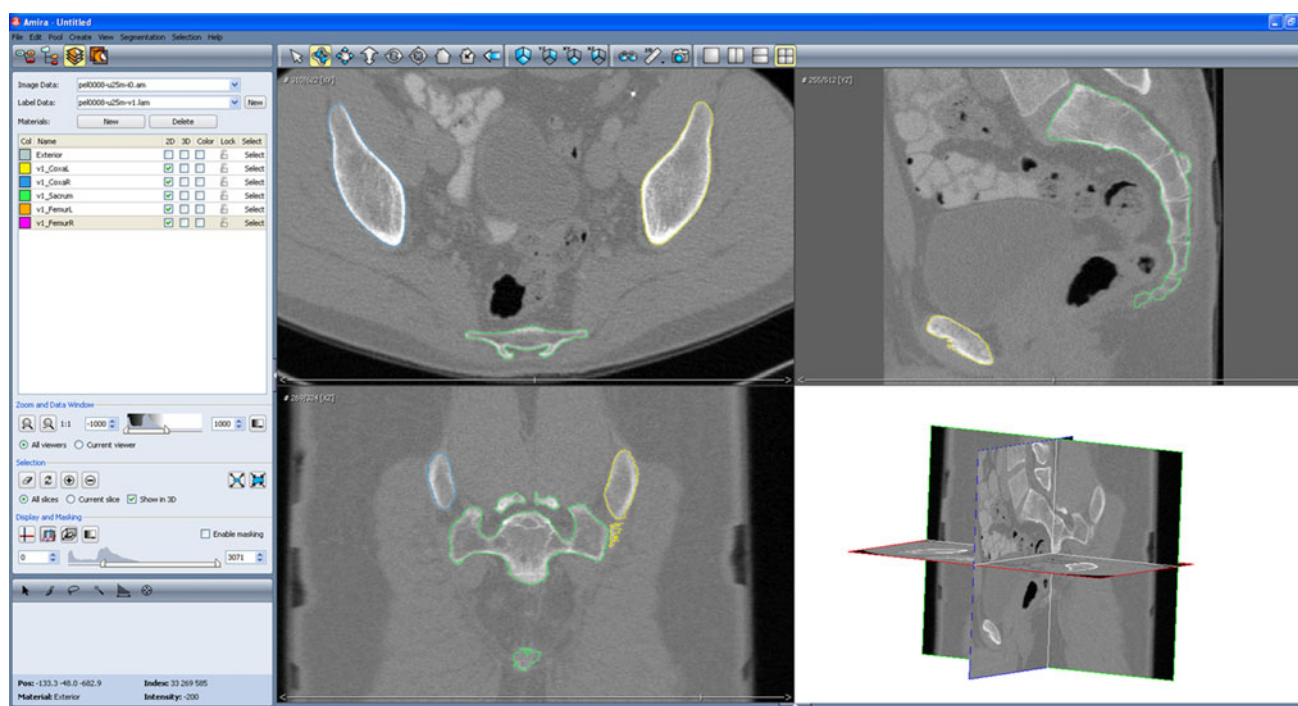


Fig. 1 Amira software interface: Segmentation Editor with axial, coronal and sagittal plane

systematically archived on a hospital server and they can be recalled at any time. In addition to the visualization function for education and training, Amira® supports all types of research by enabling the manual determination of 2 and 3D data (distance, area, volume) as well as computer-supported investigations of complex morphology. Virtual simulation is also feasible, e.g., setting of bony deformities or fractures on the bony model with subsequent morphologic analysis.

During bedside teaching for fourth year medical students, pelvic models were presented to demonstrate bony remodeling processes on the severely arthritic hip joint and to illustrate radiographic projection effects, first with radiograph-like, planar images and subsequently in 3D solid form as a computer simulation (Fig. 2). At the end, students evaluated the use of virtual bone models as a didactic tool using a questionnaire (range 1 = very good to 5 = not remember). Data analysis was carried out using SPSS® 13.

Results

As a foundation for various research investigations as well as for education and training purposes, construction of a database of human 3D bone models was initiated. For this purpose, daily update procedures are performed

with constant enlargement of the database through the generation of new bone models based on CT data sets. Currently, the database consists of 131 complete pelvises (79 males, 52 females), for which the sacrum and both ilia can also be separately represented and worked on. In addition, to date, 120 proximal femurs (60 right, 60 left) from 60 of the compiled pelvises have been assimilated into the database (Table 1). The average age of patients at the time of CT scan is 60 years, with a range from 18 to 89 years. Average body height measures 172 cm (± 9.9 cm), and the average body weight is 76 kg (± 14.9 kg).

To date, the database has been the focus of various scientific investigations, comprised extensively of computer-assisted morphometric analyses of the posterior pelvic ring and the acetabulum. Some aspects of this will be detailed in the discussion section.

Regarding the student population participating the orthopedic bedside teaching and completing the questionnaire regarding use of bone models, there were 83 medical students, 51 (61 %) females and 32 (39 %) males. The average age of the students was 24 years (21–30 years). Altogether, 96 % of the students evaluated the work with bone models as “good” or “very good”. Three students (4 %) indicated that virtual bone models were not imperative in the context of the training (Fig. 3). Age and gender did not influence evaluation results.



Fig. 2 Use of 3D bone models during bedside teaching: radiographic representation of advanced right coxarthrosis with marked changes of the acetabulum, verified on the 3D model

Table 1 Current database inventory

3D bone models	Number
Ilium right	131
Ilium left	131
Sacrum	131
Proximal femur right	60
Proximal femur left	60
Total	513

Discussion

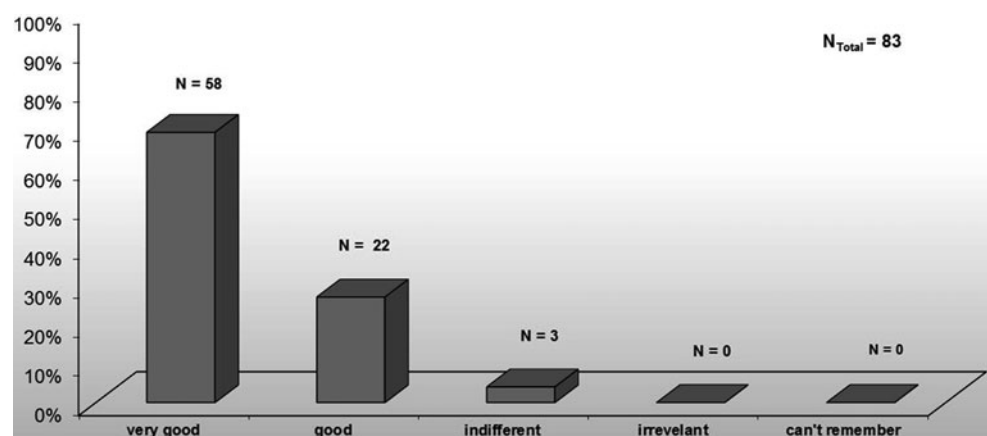
Potentialities

3D bony reconstructions performed in general clinical practice are of limited value for preclinical research and development, as well as for educational and training purposes. They do not present high precision volume models and do not allow exact morphometric analysis. Thus, for

example, investigation of the interior osseous structures such as medullary cavity, cortical thickness, or cortical distribution, which along with the morphologic aspect also indicate biomechanical properties [18], is hardly or not at all feasible. For these reasons, construction of a database to create human 3D bone models for preclinical research and development as well as training and education purposes was initiated at our facility.

With consistent and constantly increasing case numbers, these bone models enable highly accurate, computer-assisted profile analyses to be performed. The complex anatomy of the posterior pelvic ring as well as the large variability of the sacrum complicates orientation and performance of minimally invasive procedures for injuries to this area. For the morphologic evaluation of bony corridors for safe screw fixation of the sacroiliac (SI) joint, Noser et al. [10] used virtual pelvic models to develop a software algorithm that automatically generates bone corridors for any chosen screw diameter and depicts them in STL format. Quantitative 2D profile analysis was carried out with 80 pelvic models from the database, from which anatomical landmarks with potential influence on the size of the usable bone corridors were determined. They identified the “lateral sacral triangle” as the first reproducible decision guide for safe transverse SI screw fixation using image guidance exclusively. The positive predictive value for a safe transverse SI screw fixation was 97 % if, on lateral X-ray, the anterior height of the first sacral body fit at least 1.5 times within the superior plate of the same [7]. Another study on this subject was done by Kwan et al. [5] analyzing feasibility, morphometric parameters and safety of S1, S2 and S2-ilium screw insertion in the Asian population. Therefore, 180 pelvic CT scans were converted into 3D bone models and anatomical parameters were measured. The bone models enabled virtual manipulation so that the entry point for the screws could be accurately localized and the plane and the direction of the screws could be determined. The evaluation has shown once again that the use of

Fig. 3 Results of the evaluation by fourth year medical students for the use of 3D bone models



3D bone models promote accuracy and reliability of anatomical measurements.

Another virtual investigation explored variations in patient positioning on the operating table and the influence on conventional intraoperative positioning of the acetabular socket during implantation of a total hip prosthesis. This was carried out using 80 pelvic models and a self-developed software algorithm for the determinations of anteversion, inclination, and rotation of the anterior pelvic plane in relation to the plane of the table. In addition, anteversion and abduction of the cup as well as CT table and anterior pelvic planes were assessed. Regarding patient positioning, there were only marginal deviations between the anterior pelvic and table planes. The orientation of the cup insertion plane to that of the table can be equated to the physiological adjustment in the cup according to the anterior pelvic plane. Thus, it was shown that conventional intraoperative positioning on the operating table using instrumental aids represents a suitable and simple technology for safe and correct acetabular cup positioning in hip replacement surgery [22].

For educational purposes, the database models have also been used regularly as various animations to convey subject matter. As a didactic method, animation is an effective tool assisting memory recall [6]. It has been shown that appealing, entertaining presentations of information can positively influence motivation to learn [12, 13, 19]. Thus, it is no surprise that nearly all student respondents evaluated the methodology as very helpful and interesting. Learners with poor spatial conception abilities benefit particularly from animations to grasp 3D situations [1]. In addition to the training of spatial awareness of complex bony regions, virtual bone models facilitate visualization of theoretic orthopedic practice. The study of Seddon et al. [17] makes clear that one important function of animations as learning material is support for the acquisition of conceptual and perception abilities. The majority of questionnaire respondents considered it important to continue development and intensify application of the database within the bedside teaching.

Besides our database, another potentiality of surface and volume meshes obtained from CT or MRI scans by using special segmentation software like Amira[®] is the finite element model (FE) analysis. Savoldelli et al. [14] investigated stress distribution in the temporo-mandibular joint discs during jaw closing. Therefore, surface and volume meshes of skull and mandible, both of joint discs, temporo-mandibular capsules and ligaments and dental arches were generated. Afterwards the 3D surface meshes were transferred to a FE analysis software. The authors could show that the 3D finite element model of the masticatory system represents an effective method to simulate and proof anatomic conditions leading to joint damage.

Limitations

The gold standard for the generation of 3D models is computer tomography [11]. Because of the radiation dose involved, the acquisition of data sets from younger and healthier subjects is not ethically justifiable. The model assortment is thus clearly limited, and specific scientific questions may be only conditionally answered. One alternative is the use of magnetic resonance tomography, which is radiation-free. Rathnayka et al. [11] identified no significant difference in the accuracy of results generated using semiautomatic grey-scale-based processes for MR versus CT data of long bones. The subtle grey-scale gradations of the MR data, however, do require manual correction, particularly in joint regions with areas of diffuse borders of varying materials. In addition to the extra time expense involved in this step, it threatens the accuracy of the 3D model. Moreover, movement artifacts, which occur because of the longer scanning time for MR, can also damage picture quality. Because of poor MR signal, it is not routinely used to scan bone. Thus, generation of bone models using MR data sets is feasible only in specific research cases and with limited case numbers outside of clinical practice.

The CT data were compiled from diagnostic scans of various clinical departments. Regarding past medical history and physical examination findings in respect to orthopedic background, data have been determined only retrospectively and in limited fashion. Past medical history and clinical investigation findings could be helpful for the overall evaluation of the morphologic findings. However, the collection of such data would require orthopedic staff presence prior to each scan, and thus would be possible only through restructuring the current system with increased time costs.

Conclusion

With consistent and constantly increasing case numbers, the database of 3D virtual bone models offers a sustainable source of information for morphologic studies and investigations of biomechanical bony characteristics in complex anatomic regions. Thus, it represents an important alternative to work with human cadavers. Beyond that, virtual bone models facilitate spatial conception and allow visualization of theoretic practice in three dimensions.

In the future, further expansion of the database to include 3D models of skulls, the long bones, and vertebral segments is planned. The use of MR data sets should be included and intensified.

Likewise, the development and the implementation of fully automatic software modules according to the

measurements and analysis of bone models are essential. Thus, particularly with increasing quantities of data, complex profile analyses can be managed and guaranteed.

Conflict of interest The authors declare that they have no conflict of interest.

References

- Blake T (1977) Motion in instructional media: some subject-display mode interactions. *Percept Mot Skills* 44:975–985
- Jerosch J, Wetzel R, Aldinger G, Weipert A, Hanusek S, Filler TJ, Peuker ET (2000) Virtual simulation for optimizing the range of motion in hip alloarthroplasty using an adapted thrust-plate prosthesis model. *Der Orthopade* 29(7):605–613
- Kamer L, Noser H, Schramm A, Hammer B (2010) Orbital form analysis: problems with design and positioning of precontoured orbital implants: a serial study using post-processed clinical CT data in unaffected orbits. *Int J Oral Maxillofac Surg* 39(7):666–672. doi:[10.1016/j.ijom.2010.03.005](https://doi.org/10.1016/j.ijom.2010.03.005)
- Kamer L, Noser H, Schramm A, Hammer B, Kirsch E (2010) Anatomy-based surgical concepts for individualized orbital decompression surgery in graves orbitopathy. I. Orbital size and geometry. *Ophthalmic Plast Reconstr Surg* 26(5):348–352. doi:[10.1097/IOP.0b013e3181c9bb52](https://doi.org/10.1097/IOP.0b013e3181c9bb52)
- Kwan MK, Jeffry A, Chan CY, Saw LB (2012) A radiological evaluation of the morphometry and safety of S1, S2 and S2-ilium screws in the Asian population using three dimensional computed tomography scan: an analysis of 180 pelvis. *Surg Radiol Anat* SRA 34(3):217–227. doi:[10.1007/s00276-011-0919-2](https://doi.org/10.1007/s00276-011-0919-2)
- Lewalter D (1997) Lernen mit Bildern und Animationen. Studie zum Einfluß von Lernmerkmalen auf die Effektivität von Illustrationen, vol 1. Waxmann, Münster
- 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(10):1164–1170
- Mittelmeier W, Peters P, Ascherl R, Gradinger R (1997) Rapid prototyping. Construction of a model in the preoperative planning of reconstructive pelvic interventions. *Der Orthopade* 26(3):273–279
- Noser H, Heldstab T, Schmutz B, Kamer L (2011) Typical accuracy and quality control of a process for creating CT-based virtual bone models. *J Digit Imaging* 24(3):437–445. doi:[10.1007/s10278-010-9287-4](https://doi.org/10.1007/s10278-010-9287-4)
- 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(4):665–671. doi:[10.1007/s10278-010-9327-0](https://doi.org/10.1007/s10278-010-9327-0)
- Rathnayaka K, Momot KI, Noser H, Volp A, Schuetz MA, Sahama T, Schmutz B (2012) Quantification of the accuracy of MRI generated 3D models of long bones compared to CT generated 3D models. *Med Eng Phys* 34(3):357–363. doi:[10.1016/j.medengphy.2011.07.027](https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2011.07.027)
- Rieber LP (1991) Animation, incidental learning, and continuing motivation. *J Educ Psychol* 83(3):318–328
- Rieber LP, Kini AS (1991) Theoretical foundations of instructional applications of computer-generated animated visuals. *J Comput Based Instr* 18(3):83–88
- Savoldelli C, Bouchard PO, Loudad R, Baque P, Tillier Y (2012) Stress distribution in the temporo-mandibular joint discs during jaw closing: a high-resolution three-dimensional finite-element model analysis. *Surg radiol anat* SRA 34(5):405–413. doi:[10.1007/s00276-011-0917-4](https://doi.org/10.1007/s00276-011-0917-4)
- Schmutz B, Rathnayaka K, Wullschleger ME, Meek J, Schuetz MA (2010) Quantitative fit assessment of tibial nail designs using 3D computer modelling. *Injury* 41(2):216–219. doi:[10.1016/j.injury.2009.10.012](https://doi.org/10.1016/j.injury.2009.10.012)
- Schmutz B, Wullschleger ME, Kim H, Noser H, Schutz MA (2008) Fit assessment of anatomic plates for the distal medial tibia. *J Orthop Trauma* 22(4):258–263. doi:[10.1097/BOT.0b013e31816b10ba](https://doi.org/10.1097/BOT.0b013e31816b10ba)
- Seddon G, Eniaijeju PA, Jusoh I (2009) The visualization of rotation in diagrams of three-dimensional structures. *Am Educ Res J* 21:25–28
- Seebeck J, Goldhahn J, Stadelé H, Messmer P, Morlock MM, Schneider E (2004) Effect of cortical thickness and cancellous bone density on the holding strength of internal fixator screws. *J Orthop Res Off Publ Orthop Res Soc* 22(6):1237–1242. doi:[10.1016/j.orthres.2004.04.001](https://doi.org/10.1016/j.orthres.2004.04.001)
- Surber SR, Leeder JA (1988) The effect of graphic feedback on student motivation. *J Comp Based Instr* 15(1):14–17
- Tam MD (2010) Building virtual models by postprocessing radiology images: a guide for anatomy faculty. *Anat Sci Educ* 3(5):261–266. doi:[10.1002/ase.175](https://doi.org/10.1002/ase.175)
- Trelease RB, Rosset A (2008) Transforming clinical imaging data for virtual reality learning objects. *Anat Sci Educ* 1(2):50–55. doi:[10.1002/ase.13](https://doi.org/10.1002/ase.13)
- Wohlrab D, Radetzki F, Noser H, Mendel T (2012) Cup positioning in total hip arthroplasty: spatial alignment of the acetabular entry plane. *Arch Orthop Trauma Surg* 132(1):1–7. doi:[10.1007/s00402-011-1379-1](https://doi.org/10.1007/s00402-011-1379-1)
- Yagci AB, Kiroglu Y, Ozdemir B, Kara CO (2008) Three-dimensional computed tomography of a complete stylohyoid ossification with articulation. *Surg Radiol Anat* Sra 30(2):167–169. doi:[10.1007/s00276-008-0302-0](https://doi.org/10.1007/s00276-008-0302-0)

Individual Computer-Assisted 3D Planning for Surgical Placement of a New Bone Conduction Hearing Device

*Stefan K. Plontke, †Florian Radetzki, *Ingmar Seiwerth, *Michael Herzog,
‡Silvio Brandt, †Karl-Stefan Delank, and *Torsten Rahne

**Departments of Otorhinolaryngology, Head and Neck Surgery, †Orthopedic and Trauma Surgery,
and ‡Diagnostic and Interventional Radiology, University of Halle-Wittenberg, Halle (Saale), Germany*

Objective: To evaluate the benefit of a preoperative three-dimensional (3D) planning tool for surgically placing the bone conduction floating mass transducer (BC-FMT) of the Bonebridge (BB) bone conduction implant.

Patients: Adult patients (n = 5) and one pediatric patient (n = 1) with conductive or mixed hearing loss caused by chronic ear disease, malformation, or single-sided deafness.

Intervention(s): Development of a preoperative planning tool that allowed free adjustment of the implant in an individual 3D model of the skull to evaluate completely fitting the BC-FMT into a bony bed and to identify an optimal implant position. Implantation of the BB with mastoid or retrosigmoid placement after individual preoperative planning and “virtual surgery”.

Main Outcome Measures: Feasibility of the preoperative 3D planning process, transfer into the intraoperative situation, and audiologic results after BB implantation.

Results: Individual preoperative planning was considered beneficial especially in cases of small mastoid bone volume, for example, because of previous canal wall down mastoidectomies, and in the case with malformation.

Conclusion: For optimal placement of the BC-FMT of the BB, preoperative 3D planning is recommended especially in primarily small poorly pneumatized mastoids, hypoplastic mastoids in malformations, reduced bone volume after canal wall down mastoidectomy, or the small mastoids in children. Effort should be made to reduce segmentation and surgical planning time by means of automation. **Key Words:** Bone conduction—Bonebridge—Computer assisted—Conductive hearing loss—Hearing aid—Implantable hearing aid—Three-dimensional planning.

Otol Neurotol 00:00–00, 2014.

For almost 30 years, bone-anchored hearing implants (BCIs) have been used successfully for hearing rehabilitation in conductive and mixed hearing loss in adults and children (1,2). In addition to bilateral hearing loss, BCI also has proven beneficial in patients with single-sided deafness to overcome head shadow effects (3–6). Although it is a surgically straightforward and reliable solution for direct bone stimulation, percutaneous BCIs like the Baha (Cochlear Bone Anchored Solutions, Mölnlycke, Sweden) carry certain disadvantages related to the permanent penetration of the skin and the necessity of an osseointegration process. Pediatric patients are more likely to have complications of both soft tissue and bone (7), specifically, complications with percutaneous BCIs that include skin reactions

(2.4%–38.1%), failure of osseointegration (0%–18%), revision surgery (1.7%–44.4% in pediatric patients), and implant loss (1.6%–25%) (8).

A new BCI was recently introduced, the Bonebridge (BB) (Vibrant MedEl, Innsbruck, Austria) (9–12). This BCI overcomes the disadvantages of the permanent skin penetration that is necessary with BCIs such as the Baha and the Ponto (Oticon Medical, Gothenburg, Sweden), a high magnetic retention force (Sophono; Sophono Inc., Boulder, CO, USA) (13), or a transcutaneous high-frequency attenuation effect (Sophono, Baha Softband) (14). The devices consist of a coil section including the magnet, the coil, the demodulator, and the transition element and a transducer section with the bone conduction floating mass transducer (BC-FMT). The flexible coil section is 180 degrees flexible at the transition element and can be placed in a subcutaneous pocket, and the BC-FMT is cylindrically shaped with a diameter of 15.8 mm and a depth of 8.7 mm with two anchor holes at a distance of 23.8 mm. The BC-FMT needs to be fitted in a bed of the temporal bone, optimally without compromising the sinus, the dura mater, and the external auditory canal. Personal experience

Address correspondence and reprint requests to Stefan K. Plontke, M.D., Department of Otorhinolaryngology-Head and Neck Surgery, University of Halle-Wittenberg, Ernst-Grube-Str. 40, D-06120 Halle (Saale), Germany; E-mail: Stefan.Plontke@uk-halle.de

S.K.P. and F.R. contributed equally to this study.

This work was not sponsored by any third party outside the University. The authors disclose no conflicts of interest.

from a national temporal bone training course at our department showed that, despite two-dimensional (2D) planning with available computed tomographic (CT) scans in three planes, the BB dummy could not be implanted into a number of specimens without relevant impression of the dura or sigmoid sinus or not at all because of the small size of the mastoid. These outcomes were in agreement with observations by another group that found that the implant would fit only in approximately 40% of the participants included in their study if the mastoid site was approached (15).

For these reasons, we developed a preoperative three-dimensional (3D) planning tool that allowed free adjustment of the implant in a 3D model of the skull. The model was then successfully used for preoperative planning of an optimal implant position for the BC-FMT.

METHODS

3D Modeling

The hospital's Department of Radiology performed acquisition of the CT data sets. The scans of the skulls were done with a multislice SOMATOM Sensation 64 (Siemens AG, Erlangen, Germany) with a quadratic FoV and a 512×512 matrix size, layer thickness of 0.6 mm, and kernel B45f. The DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) raw data were neither modulated nor minimized so that they could be reused in full size. Standardization was performed using Amira visualization software version 5.2 (FEI Visualization Sciences Group, Burlington, MA, USA) with semiautomatic segmentation of the CT data sets. In addition, for each individual CT cut, the bony structures were manually marked. A gray scale-based threshold function permitted automatic recognition of bone borders, which facilitated the segmentation process. Indistinct regions were later corrected manually. From the segmentation data, the software then

generated a 3D reconstruction of the bone in standard triangulated language format. In addition, a 3D model of the BB implant was generated in standard triangulated language format with CT. This workflow was recently verified by coprocessing a control object with known geometry showing the accuracy and precision of the generated models (16).

3D Planning

The software allowed fusing the bone model with the virtual implant model. The BB model was manually moved into the petrous bone using the "transformation editor" function of the program. The 3D virtual situation that permits an overview from all perspectives while simultaneously using the axial, sagittal, and coronal planes enabled evaluation for the correct intraosseous position of the implant (Figs. 1–3). After this, distances between the center of the BC-FMT and characteristic landmarks such as the lateral orbital rim, the mastoid apex, and zygomatic root were determined.

Patients

Between July 2012 and July 2013, we implanted six patients with conductive or mixed hearing loss arising from chronic ear disease ($n = 4$), single-sided deafness ($n = 1$), or malformation ($n = 1$). Detailed demographic data and otologic histories are provided in Table 1. The distances to anatomic landmarks determined during the 3D planning process were intraoperatively transferred to the patient. Surgery followed basic principles of otologic surgery and the instructions from the surgical handbook from the manufacturer of the BB.

RESULTS

The generation of precise bone models lasted only a few minutes and could be achieved without problems (Figs. 1–3). The actual preoperative planning process requiring manually maneuvering the implant ("virtual

TABLE 1. Demographic data, otologic history, and surgical procedures

No.	Age	M/F	S	Diagnosis	Otologic history	Planning	Surgery
1	50	F	L	Severe combined HL, middle ear cholesteatoma, post inflammatory stapes fixation	Typla I and Typla I revision 2 and 1 years ago	2D	Typla III (PORP), BB implantation (mastoid)
2	54	F	R	Anacusis right (SSD), CROS with hearing aids not tolerated	CROS	2D	BB implantation (mastoid)
3	10	M	R	Moderate conductive HL; malformation (Altmann Typ II, Microtia), missing external auditory canal, hypoplastic mastoid, Softband Baha and Baha deselected	Softband Baha	3D	BB implantation (mastoid)
4	59	F	R	Moderate combined HL right, Profound HL left, Conventional hearing aids not tolerated	Cholesteatoma surgery and Typla III (PORP) 6 month ago <i>Contralateral</i> : CWD 25 years ago, cavity revision with Typla (PORP) 2 years ago	2D	BB implantation (mastoid)
5	37	M	R	Slight to moderate HL, Recurrent cholesteatoma in open mastoid cavity, recurrent otitis externa conventional hearing aids not successful	CWD approx. 18 years ago, Typla revision and partial cavity obliteration 7 years ago <i>Contralateral</i> : CWD approx. 17 years ago, Typla revision 13 years ago	3D	Cavity revision and partial obliteration, cartilage and Palva flap, Typla III PORP, BB implantation (Mastoid)
6	76	M	L	Severe combined HL bilaterally, Bone conduction hearing glasses unsatisfying (conventional hearing aids not tolerated), Secreting open mastoid cavity, Middle ear fibrosis	CWD 40 years ago	3D	Cavity revision and partial obliteration, Typla III revision (TORP), BB implantation (retrosigmoid)

S indicates side; HL, hearing loss; CWD, canal wall down mastoidectomy; Typla, tympanoplasty type I or III; BB, Bonebridge; SSD, single-sided deafness; CROS, contralateral routing of sound; PORP, partial ossicular reconstruction prosthesis; TORP, total ossicular reconstruction prosthesis.

surgery”) by means of a fusion process of the 3D skull model and the BC-FMT took between 10 and 30 minutes (more commonly the latter) depending on the individual anatomy.

The preoperatively determined optimal BC-FMT position was intraoperatively transferred using idealized distances to anatomic landmarks. Although neither the soft tissues nor the curvature of the skull was considered in the measured distances, it was surprising how precisely the BC-FMTs fitted without compression of the dura or the sigmoid sinus. Thus, in our cases, a navigation system was not necessary for identifying the optimal BC-FMT position during surgery.

All implants were placed without compromising the dura or the sigmoid sinus. In one patient, a mastoidectomy and antrotomy for chronic fibrosing mastoiditis had to be performed through the 16-mm-diameter implant bed, which could not be enlarged because of the need to fit the fixation screws. At the tegmen of the antrum, a small cerebrospinal fluid leak needed to be repaired after managing bleeding from a dural vessel. An earlier cone-beam CT showed no mastoid disease in this patient, and these already processed data sets could not be transferred into the software. For this reason and because 3D planning did not appear necessary because of the mastoid size, no repeated CT scan with preoperative 3D planning was performed in this patient (patient 4 in Table 1).

Audiologic results for all patients are provided in detail in Table 2. The mean improvement of the word recognition score (WRS) at 65 dB sound pressure level (SPL) was 79.2% (SD, 17.7%). For the patient group, we observed a mean aided WRS at 65 dB SPL of 91.7% (SD, 5.2%). Even compared with the best-aided preoperative condition, all patients showed an increase in WRS. Hearing in noise was improved in five of six patients (S_0N_0 condition). If the noise was presented to the opposite ear ($S_{-90}N_{90(SP)}$ condition), all measured patients showed a clear improvement (mean, -7.2 dB SNR; SD, 3.2 dB SNR). The BB in all measured patients improved sound localization.

DISCUSSION

Several arguments support the preoperative 3D planning of the surgical approach for semi-implantable hearing aids, including safety, transduction efficacy, and didactic rationales. In normally pneumatized mastoids in adults (e.g., Patients 1 and 2; Table 1), the implantation of the BB can be considered a straightforward surgery for a trained otosurgeon. Despite this, the manufacturer informs surgeons that “...the position of the bone bed and the fixation points must be chosen with great care based on the CT analysis” (17). For some challenging anatomic situations, an image-guided approach to surgical planning is of special importance. These situations include primarily small poorly pneumatized mastoids, small mastoids in children, hypoplastic mastoids in malformations (e.g., Patient 3; Table 1), and reduced mastoid bone volume after canal wall down (CWD) mastoidectomy (Patients 5 and 6; Table 1). Some may argue that no complications are expected from impression

TABLE 2. Audiologic baseline and outcome measures

No.	Before BCI implantation				After BCI implantation							
	PTA		WRS		WRS		HINT S_0N_0		HINT $S_{-90}N_{90(SP)}$		Sound localization	
	dB HL		% correct at 65 dB SPL		% correct at 65 dB SPL		dB SNR		dB SNR		Angle detection error (degrees)	
	BC	AC	Unaided	Best aided	Unaided	Best aided	Unaided	Aided	Unaided	Aided	Unaided	Aided
1	20.0	70.0	0	75	0	95	-5.7	-5.2	-2.8	-11.8	96	31
2	SSD	SSD	0	80	0	90	-4.5	-4.8	2.9	-1.3		
3	0.00	52.5	0	80	0	90	-3.6	-5.2	2.1	-5.7	33	0
4	7.5	40.0	40	90	40	90	-1.3	-1.7				
5	12.50	38.75	50	80	35	100	-3.8	-3.9	3.9	-8.5	25	30
6	28.75	76.25	0	40	0	85	2.9	0.7	1.4	-4.2	87	83
Mean	13.8	55.5	15.0	73.0	12.5	91.7	-2.7	-3.4	1.5	-6.3	60.3	36.0
SD	11.1	17.1	23.5	19.2	19.4	5.2	3.1	2.4	2.6	4.0	36.4	34.5

The pure-tone average (PTA) is calculated as the mean hearing threshold for the frequencies 0.5, 1, 2, and 4 kHz.

BCI indicates bone conduction implant; dB, decibel; BC, bone conduction; AC, air conduction; HL, hearing level; SD, standard deviation; WRS, word recognition score (% of monosyllables correctly understood at 65 dB SPL in quiet); HINT, hearing in noise test (OLSA: Oldenburg sentence test); SPL, sound pressure level; SNR, signal-to-noise ratio.

of the dura or the sigmoid sinus or protrusion of the implant into an open mastoid cavity after CWD mastoidectomy; indeed, no complications have been reported so far. However, long-term results with this implant, which was first market approved in late 2012, are not yet available. We therefore feel that, for an elective surgery with an expensive hearing device, special care should be taken to find the optimal implant position. Impression of the dura and sigmoid sinus or protrusion of the implant into an open mastoid cavity should be avoided if possible. In our cases, 3D planning and virtual surgery were especially helpful in the 10-year-old child with a malformation (Patient 3; Table 1), in whom the BC-FMT could be precisely placed in the only available

space in the small mastoid, as analyzed preoperatively in the 3D planning (Fig. 1). In another patient, 3D planning helped locate the BC-FMT in a way that protrusion into the open mastoid cavity was avoided without impression of the dura or sigmoid sinus (patient 5; Table 1, Fig. 2). The necessity of a retrosigmoid approach (Patient 6; Table 1) could also be foreseen because of the preoperative 3D planning, resulting in a more straightforward intraoperative procedure.

Routine retrosigmoid placement of the BC-FMT, however, should be avoided. Crossover stimulation, referring to additional stimulation of the cochlea contralateral to the bone conduction device side, might deteriorate binaural

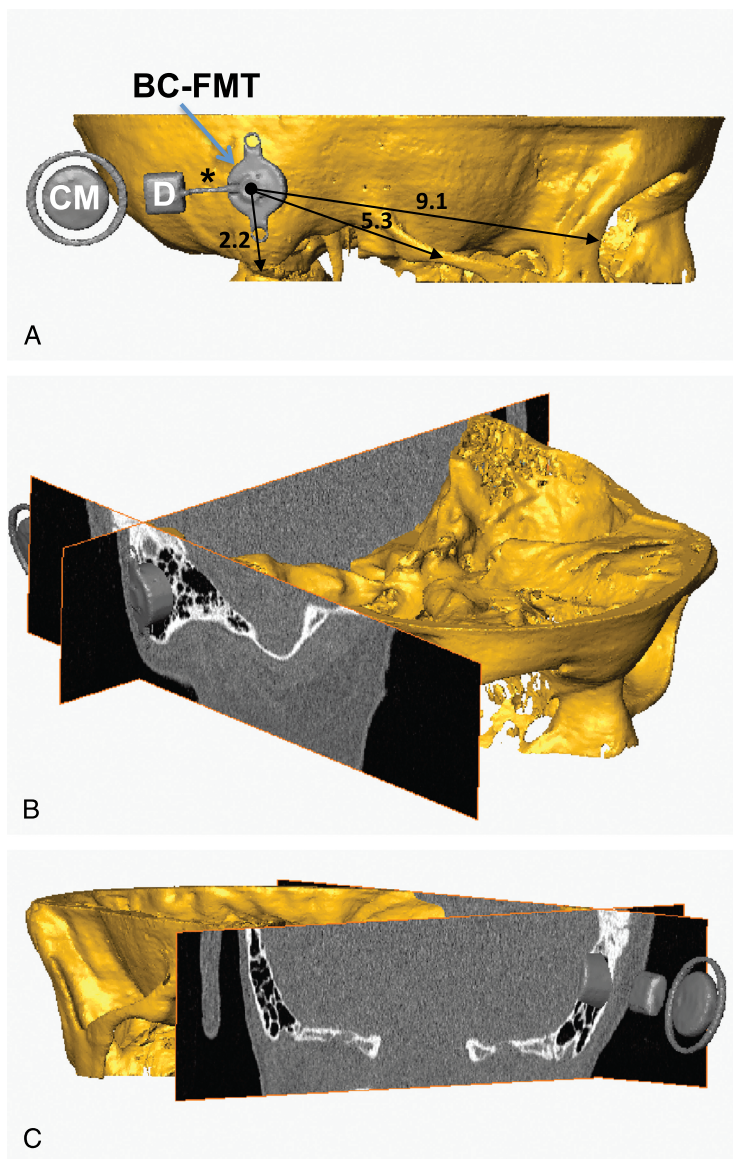


FIG. 1. Three-dimensional preoperative surgical planning of Patient 3 (child with malformation). Lateral view (A) with distances to anatomic landmarks (in centimeters) and combined sagittal and coronal planes with frontolateral (B) and occipital (C) views. CM indicates coil with magnet; D, demodulator; *180-degree flexible transition; BC-FMT, bone conduction floating mass transducer.

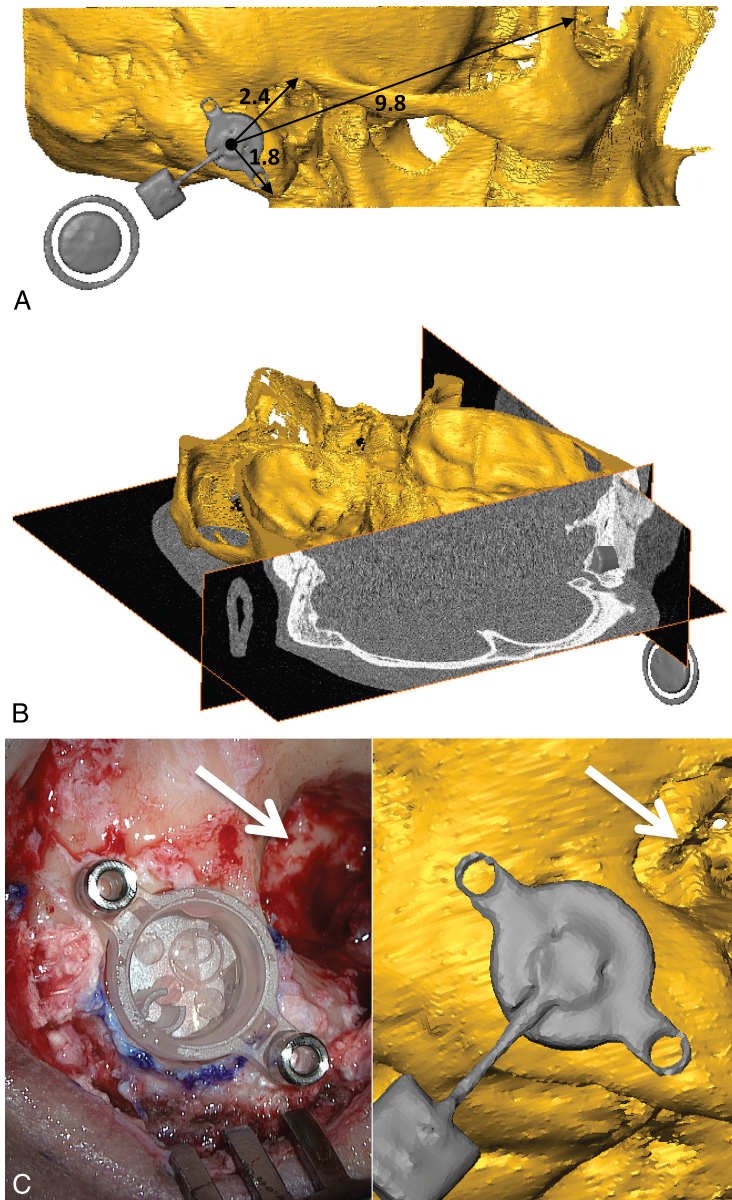


FIG. 2. Three-dimensional preoperative surgical planning of Patient 5 (sinus-dura angle after previous canal wall down [CWD] mastoidectomy). *A*, Lateral view. *B*, Axial, sagittal, and coronal planes, occipital view. *C*, Comparison of intraoperative situation with planned implant. Arrows indicate the open mastoid cavity after previous CWD mastoidectomy in the planning situation and after surgical revision.

hearing. With a stimulation at the mastoid, the maximum output level is considerably low at the contralateral ear as compared with a classical BAHA stimulation site (18). A small distance between a stimulator position on the skull and the cochlea increases the ipsilateral cochlear vibration velocity, but the contralateral cochlear vibration velocity has a tendency to a slight decrease, especially in the high-frequency range (19,20). Consequently, the difference between the ipsilateral and contralateral cochlear vibration velocities is substantial when the stimulation position is close to the ipsilateral cochlea, amounting up to 25 dB. Thus, mastoid placement of osseointegrated implants should be

chosen rather than retrosigmoid placement. Audiologic results (Table 2) were similar to those reported in the few cases or small case series on BB implantation published so far (9,10,12) and to those from studies with the Baha implant (21).

3D volume and surface models also play a role in other clinical specialties, as in orthopedic and trauma surgery. They may assist in the development of new prostheses and fixation materials, in the improvement of navigation procedures, and in preoperative surgical planning (22,23). In addition, for accurate treatment planning and rehearsal, 3D models demonstrate a benefit for education and training (24).

Conventional 2D preoperative planning by measuring bone thickness in axial, sagittal, and coronal planes of CT scans allows only perpendicular evaluation of the respective images, which is associated with some uncertainty in terms of identifying the optimal BC-FMT position. Furthermore, transfer to the intraoperative situation causes difficulties. Different ways of radiologic planning and intraoperative transfer have been suggested in BB implantation; these include using the free and open source software 3D Slicer (<http://www.slicer.org/>) (10,12), a software planning tool with simple 2D dragging and rotation operations on the bone's surface (25), and CT-guided navigation (10). In two of these reports (10,12), the BC-FMTs were implanted in the retrosigmoidal area with compression of the dura. In another study, the sagittal CT planes, including a projection of the BC-FMT, were analyzed slice by slice,

followed by verification of the screw positions in coronal views. Transfer of BC-FMT position on the skull was done based on respective anatomic landmarks from 3D surface images (9). In one case, however, the BC-FMT had to be implanted in a slightly oblique position because of an unexpectedly low dura, requiring the use of a longer fixation screw (9).

In summary, we successfully used preoperative 3D planning of the surgical approach for the BB implant. Although preoperative 3D planning requires extra time and effort, we consider this approach beneficial in view of safety and transduction efficacy and for didactic reasons, especially in smaller mastoids as found in children, in malformations, or after CWD surgery. However, these issues might potentially be overcome with the future availability of smaller transducers (26).

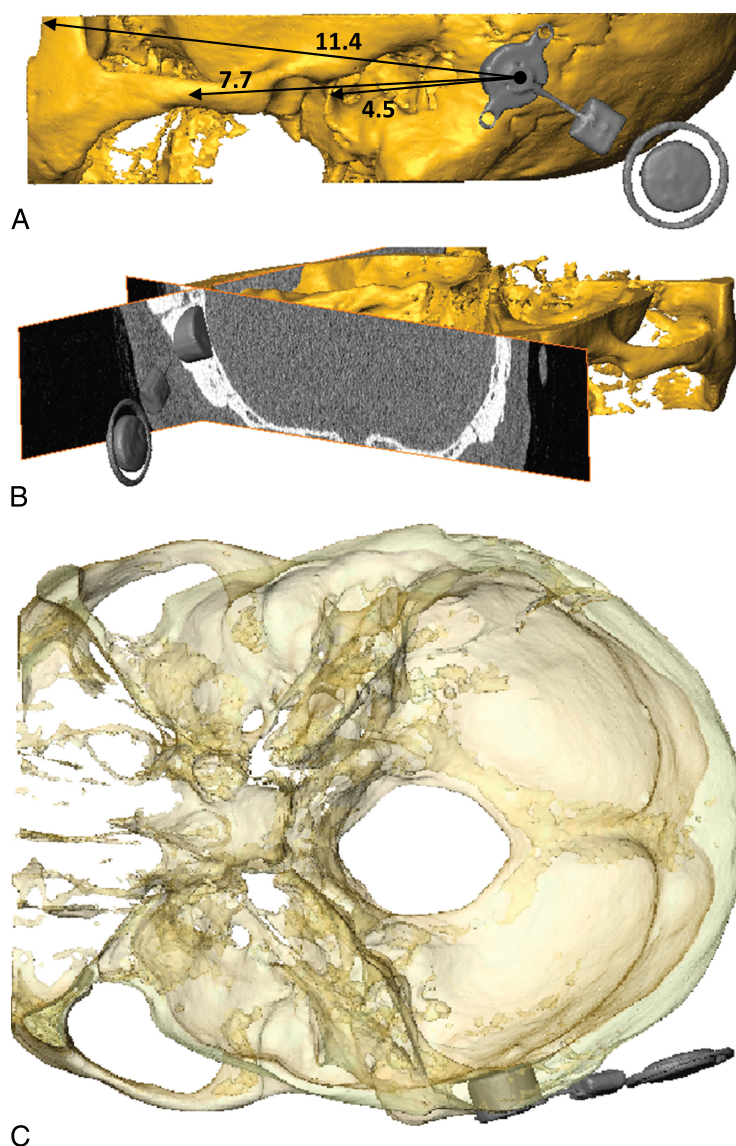


FIG. 3. Three-dimensional preoperative surgical planning of Patient 6 (retrosigmoid placement after previous canal wall down mastoidectomy). A, Lateral view. B, Sagittal and coronal planes, occipital view. C, Transparent mode.

Acknowledgments: The authors thank Dr. Gerrit Götze and Dr. Cornelia Heider for their contribution in patient counseling and care, Prof. Sabrina Kösling (D/o radiology) for radiology reports of CT scans, and Dr. Dietrich Stoevesandt (D/o radiology) for transfer of data sets.

REFERENCES

1. Dun CA, Faber HT, de Wolf MJ, et al. An overview of different systems: the bone-anchored hearing aid. *Adv Otorhinolaryngol* 2011;71:22–31.
2. Hakansson B, Tjellstrom A, Rosenhall U, et al. The bone-anchored hearing aid. Principal design and a psychoacoustical evaluation. *Acta Otolaryngol* 1985;100:229–39.
3. Arndt S, Aschendorff A, Laszig R, et al. Comparison of pseudo-binaural hearing to real binaural hearing rehabilitation after cochlear implantation in patients with unilateral deafness and tinnitus. *Otol Neurotol* 2011;32:39–47.
4. Christensen L, Richter GT, Dornhoffer JL. Update on bone-anchored hearing aids in pediatric patients with profound unilateral sensorineural hearing loss. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 2010;136:175–7.
5. Stewart CM, Clark JH, Niparko JK. Bone-anchored devices in single-sided deafness. *Adv Otorhinolaryngol* 2011;71:92–102.
6. Wazen JJ, Spitzer JB, Ghossaini SN, et al. Transcranial contralateral cochlear stimulation in unilateral deafness. *Otolaryngol Head Neck Surg* 2003;129:248–54.
7. Wazen JJ, Wycherly B, Daugherty J. Complications of bone-anchored hearing devices. *Adv Otorhinolaryngol* 2011;71:63–72.
8. Kiringoda R, Lustig LR. A meta-analysis of the complications associated with osseointegrated hearing aids. *Otol Neurotol* 2013;34:790–4.
9. Barbara M, Perotti M, Gioia B, et al. Transcutaneous bone-conduction hearing device: audiological and surgical aspects in a first series of patients with mixed hearing loss. *Acta Otolaryngol* 2013;133:1058–64.
10. Canis M, Ihler F, Blum J, et al. [CT-assisted navigation for retrosigmoidal implantation of the Bonebridge.]. *HNO* 2013;61:1038–44.
11. Huber AM, Sim JH, Xie YZ, et al. The Bonebridge: preclinical evaluation of a new transcutaneously-activated bone anchored hearing device. *Hearing Res* 2013;301:93–9.
12. Lassaletta L, Sanchez-Cuadrado I, Munoz E, et al. Retrosigmoid implantation of an active bone conduction stimulator in a patient with chronic otitis media. *Auris Nasus Larynx* 2014;41:84–7.
13. Siegert R, Kanderske J. A new semi-implantable transcutaneous bone conduction device: clinical, surgical, and audiology outcomes in patients with congenital ear canal atresia. *Otol Neurotol* 2013;34:927–34.
14. Denoyelle F, Le Boulanger N, Coudert C, et al. New closed skin bone-anchored implant: preliminary results in 6 children with ear atresia. *Otol Neurotol* 2013;34:275–81.
15. Reinfeldt S et al. Study of the Feasible Size of a Bone Conduction Implant (BCI) Transducer in the Temporal Bone. *Otol Neurotol* 2014. In press.
16. Noser H, Heldstab T, Schmutz B, et al. Typical accuracy and quality control of a process for creating CT-based virtual bone models. *J Digit Imaging* 2011;24:437–45.
17. VIBRANT MED-EL Hearing Technology GmbH I, Austria. BONEBRIDGE BCI Bone Conduction Implant Kit, VAW 50718 Rev. 1.0.
18. Hakansson B, Eeg-Olofsson M, Reinfeldt S, et al. Percutaneous versus transcutaneous bone conduction implant system: a feasibility study on a cadaver head. *Otol Neurotol* 2008;29:1132–9.
19. Eeg-Olofsson M, Stenfelt S, Granstrom G. Implications for contralateral bone-conducted transmission as measured by cochlear vibrations. *Otol Neurotol* 2011;32:192–8.
20. Eeg-Olofsson M, Stenfelt S, Tjellstrom A, et al. Transmission of bone-conducted sound in the human skull measured by cochlear vibrations. *Int J Audiol* 2008;47:761–9.
21. Priwin C, Jonsson R, Hultcrantz M, et al. BAHA in children and adolescents with unilateral or bilateral conductive hearing loss: a study of outcome. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2007;71:135–45.
22. Mendel T, Noser H, Kuervers J, et al. 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.
23. Radetzki F, Mendel T, Noser H, et al. Potentialities and limitations of a database constructing three-dimensional virtual bone models. *Surg Radiol Anat* 2013;35:963–8.
24. Cameron BM, Robb RA. Virtual-reality-assisted interventional procedures. *Clin Orthop Relat Res* 2006;442:63–73.
25. Ramm H, Victoria O, Todt I, et al. Visual Support for Positioning Hearing Implants 12. *Jahrestagung CURAC: ZIB-Report* (Print) ISSN 1438-0064, 2013.
26. Hakansson B, Reinfeldt S, Eeg-Olofsson M, et al. A novel bone conduction implant (BCI): engineering aspects and pre-clinical studies. *Int J Audiol* 2010;49:203–15.

Three-dimensional virtual simulation and evaluation of the femoroacetabular impingement based on “black bone” MRA

Florian Radetzki · B. Saul · A. Hagel · T. Mendel ·
T. Döring · K. S. Delank · D. Wohlrab · D. Stoevesandt

Received: 23 November 2014
© Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2015

Abstract

Introduction Femoroacetabular impingement (FAI) is a recognised cause of secondary osteoarthritis of the hip. Several imaging methods have been used to analyse the pathologic signs. Because of the lack of precise pre- and intraoperative overview and the difficulty locating osseous pathologies, arthroscopic and minimal invasive treatment is still challenging, even for trained surgeons. This paper describes a procedure that is based on magnetic resonance arthrography (MRA) and is used to virtually verify the range of motion (ROM) of the hip. It enables the evaluation of FAI and the preoperative simulation of adequate surgical manoeuvres.

Methods Each MRI was completed on a 3.0 T system using a flexible transmit/receive surface body coil with the patient in the supine position. An axial three-dimensional

(3D) gradient-echo (VIBE, volume interpolated breathhold examination) sequence was performed. For the generation of 3D bone models, semiautomatic segmentation of the MRA data was accomplished using Amira[®] visualisation software version 5.2. The self-developed software “HipProject”, written in C++, computes the maximal ROM of the hip. The virtual colliding regions were visualised for verification and simulation of osseous trimming. **Results** In addition, for necessary information about damage to the cartilage and labrum, “black bone” MRA was used to generate extremely precise 3D reconstructions of the hip joint to automatically calculate the preoperative osseous ROM. Furthermore, the acetabular and femoral locations of the impingement zone were individually visualised and quantified. **Conclusions** The described procedure is a useful tool for the preoperative investigation of impinging hips. It enables appropriate planning of required surgical interventions.

Keywords Femoral acetabular impingement · Range of motion · MRA

Introduction

Femoroacetabular impingement (FAI) is a recognised cause of intra-articular pathology and secondary osteoarthritis of the hip in young people [8, 13]. Three types of FAI have been described. “Cam-Impingement” has a predilection for younger adult males, especially those who are physically active [2, 15]. It is created by the collision between a prominent portion of a nonspherical femoral head and the acetabulum resulting in a selective delamination and failure of the articular surface of the acetabulum with relative preservation of the antero-superior

F. Radetzki (✉) · A. Hagel · T. Döring ·
K. S. Delank · D. Wohlrab
Department of Orthopedic Surgery, Martin Luther University
Halle-Wittenberg, Ernst-Grube-Str. 40, 06120 Halle (Saale),
Germany
e-mail: florian.radetzki@gmx.de

B. Saul
Institute of Computer Science, Martin Luther University Halle-
Wittenberg, Von-Seckendorff-Platz 1, 06120 Halle (Saale),
Germany

T. Mendel
Department of Trauma Surgery, Employers’ Liability Insurance
Association Hospital Bergmannstrost, Merseburger Straße 165,
06112 Halle (Saale), Germany

D. Stoevesandt
Clinic for Diagnostic Radiology, Martin Luther University
Halle-Wittenberg, Ernst-Grube-Straße 40, Halle (Saale),
Germany

labrum [2, 8, 15]. Pincer-impingement is more common in middle-aged women, occurring at an average age of 40 years. It develops in the setting of direct linear contact with an abrupt stop between the femoral head-neck junction and a localised anterior osseous acetabular prominence (acetabular retroversion) or a generally overcovered acetabulum (protrusio acetabuli) [13]. Most patients (86 %) develop a combination of both forms, which is called “mixed pincer and cam impingement”. A minority (14 %) of patients exhibit the pure femoroacetabular impingement forms of either cam or pincer impingement [15].

Several imaging methods have been suggested for analysing the pathologic signs of cartilaginous and labral damage. Standard conventional radiographic imaging is used to evaluate the bony hip morphology for abnormalities associated with impingement and to exclude arthritis, avascular necrosis and other joint problems. Magnetic resonance arthrography (MRA) is generally required to identify damage to the cartilage and labrum and to measure the alpha angle [1, 4, 7].

Furthermore, three-dimensional (3D) reconstructions of the bony surfaces based on computed tomography (CT) provides a survey of the hip to visualise the bony relationship between the femoral head and the acetabulum. However, because of the lack of precise pre- and intraoperative overview and the difficulty of locating osseous pathologies, the arthroscopic and minimal invasive treatment is still challenging, even for trained surgeons [2, 6]. Moreover, objective statements about the extent of bony debridement and the resulting ROM deficits cannot be verified using conventional imaging methods. Therefore, in 2007, Tannast et al. [14] described a “dynamic” imaging method for simulating hip ROM and individual femoroacetabular impingement location. Based on CT scanning of the pelvis and the femoral condyles, Tannast et al. used reconstructed 3D models of the pelvis and the femur to automatically calculate the preoperative osseous ROM. Furthermore, the acetabular and femoral locations of the impingement zone could be visualised and quantified. Although the gold standard for the generation of precise 3D bone models is CT [10], the high radiation dose is a main problem and should be considered, especially in young patients. For this reason, CT plays a less prominent role in current diagnostic approach to FAI. To address this problem, this paper describes a procedure that uses MRA data to verify the hip ROM for evaluation of FAI and simulation of adequate surgical manoeuvres implemented in the current routine diagnosis and treatment of FAI.

Methods

After a sterile injection of 15 ml of MRI contrast agent into the left hip-joint, the MRA investigation is performed on a

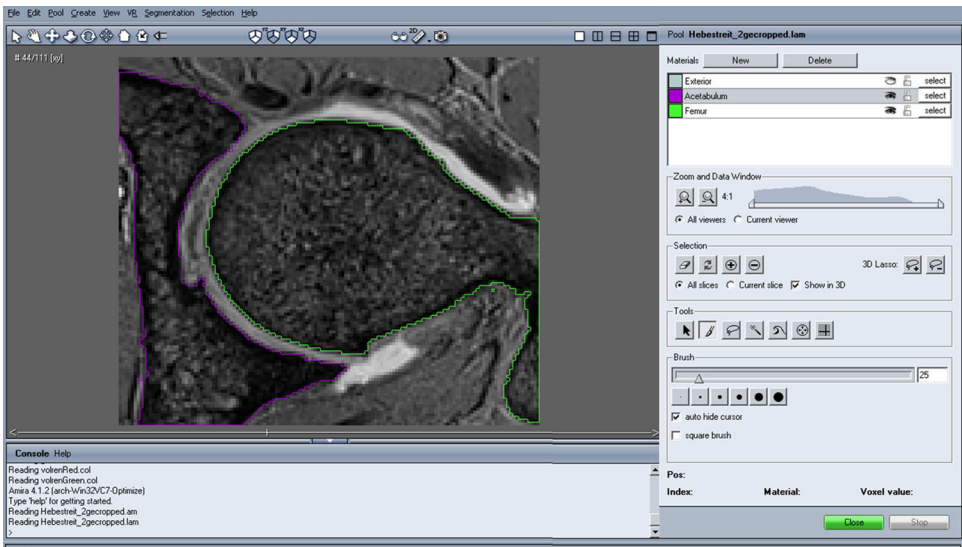
3.0 T system (Skyra; Siemens, Erlangen, Germany). Imaging is performed using a flexible transmit/receive surface body coil with the patient in the supine position. Following our standard MRI protocol, we perform an axial 3D gradient-echo (VIBE, volume interpolated breathhold examination) sequence (TR 10 ms, TE 4.92 ms, flip angle 10°, FOV 30 cm, matrix 512 × 486) with a spatial in plane resolution of 0.59 × 0.59 and a slice thickness of 0.8 mm. During the investigation, the leg is placed in a neutral position.

Standardisation is performed using Amira® visualisation software version 5.2 (Visage Imaging GmbH, Berlin, Germany), with semiautomatic segmentation of the loaded MRA data set. In each individual MRA slice, the bony structures are manually marked and stored. Therefore, a grey-scale based threshold function permits automatic recognition of bone borders and thus facilitates the segmentation process as previously described [9]. The prerequisite for this feature is that the data must be cropped to a sufficient joint excerpt to minimise the data volume to accelerate the segmentation process (Fig. 1). However, indistinct regions must later be corrected manually. Based on the segmentation data, the software then generates a precise 3D reconstruction of the hip joint in standard triangulated language format (STL).

The “HipProject” software is entirely written in the C++ programming language. Its architecture is based on free available software libraries such as Qt, VCollide and VTK. For the computation of the range of motion, we approximate the femoral head as a sphere that rotates around its centre at three immutable axes. Therefore, points on the femoral head of the bone model must be manually marked. The program computes the sphere on whose surface the points are closest. The centre of the sphere represents the rotation centre. The next step is to determine the axes for abduction and adduction, internal and external rotation as well as flexion and extension. Therefore, the pelvic anterior plane as a reference must be defined by marking the left and right spina iliaca anterior and tuberculum pubicum.

Then, the maximal range of motion can be computed. This is defined as the maximal rotation around a specific axis without colliding particles. These particles are the triangles of the 3D models as a result of the standard triangulated language format. Small irregularities in the model can be corrected by defining a number of ignorable collisions so that a small colliding part is ignored. The colliding regions can be visualised for verification and simulation of osseous trimming. It is possible to mill off the 3D model and determine how strong the changes in the range of motion will be. In this procedure, the marked colliding region at the bone can be manually erased. Then, an instant recomputation of the collision is performed for each alteration.

Fig. 1 Amira software interface: segmentation editor with cropped MRA data



Results

For this paper, we investigated a left hip joint of a 30-year-old male patient with restricted internal rotation and reproducible pain occurring during forced internal rotation in 90° of flexion. The MRA shows a flattening of the anterior femoral head–neck junction with an alpha angle of 77° that was consistent with the clinically diagnosed CAM-impingement. There were findings of small cystic changes at the anterolateral femoral neck and a small cleft in the labral–chondral transitional zone. Other than multiple acetabular cysts, no chondral lesion of the femoral head articular cartilage was found (Fig. 2). In addition to the information about the cartilage and labrum of the hip joint, the MRA could be used to generate a 3D bone model as the result of the semiautomatic segmentation process. The software “HipProject” calculated the following ROM values: flexion/extension, 105°/50°; internal/external rotation in 90° of flexion, 11°/91°; and abduction/adduction, 70°/41°. The main typical colliding femoral region was visualised at 11° of internal rotation in 90° of flexion, which is consistent with the aforementioned clinical signs (Fig. 3). The virtual trimming of the femoral impingement zone (Fig. 4) leads to an increased internal rotation in 90° flexion only up to 20° (+9°). This is due to a second colliding acetabular region (Fig. 5). The virtual trimming of both zones causes an improved flexion of 113° and a greater internal rotation of 28° in 90° of flexion.

Discussion

Femoroacetabular impingement (FAI) is a recognised cause of secondary osteoarthritis of the hip. Although

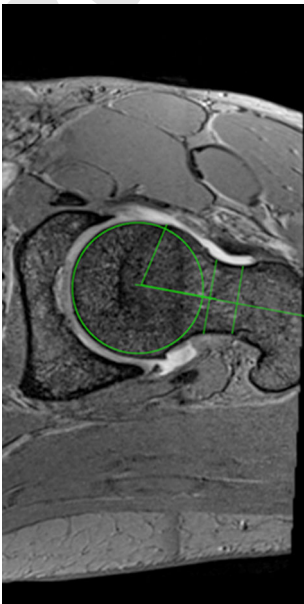


Fig. 2 MRA slice shows the Cam-deformity with an alpha angle of 77°

several imaging methods exist to visualise the pathologic signs, because of the lack of precise pre- and intraoperative overview and the difficulty locating osseous pathologies, the arthroscopic and minimally invasive treatment is still challenging. Incomplete or defective surgical trimmings cause several clinical and surgical problems connected with a high rate of revision hip arthroscopy [5, 6, 8]. Furthermore, femoral neck fractures may occur after over-resection of the femoral neck for treatment of CAM deformities [6]. Therefore, it is necessary to improve the diagnostic procedure to understand preoperatively the 3D dynamic problems of FAI.

Fig. 3 The software “HipProject” visualises the main colliding femoral region (grey circle) at 11° of internal rotation in 90° of flexion with a translucent acetabulum

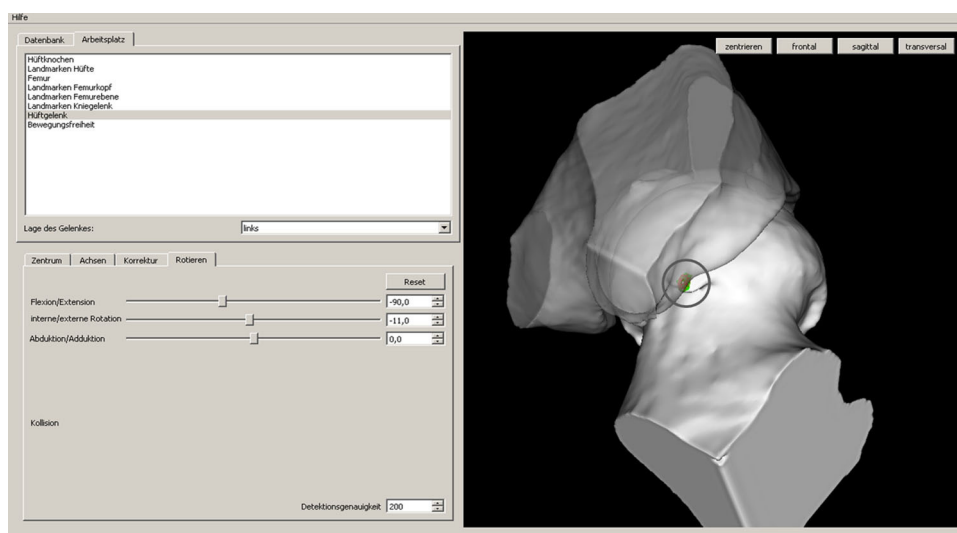


Fig. 4 The proximal femur before (left) and after (right) the virtual trimming of the femoral impingement zone

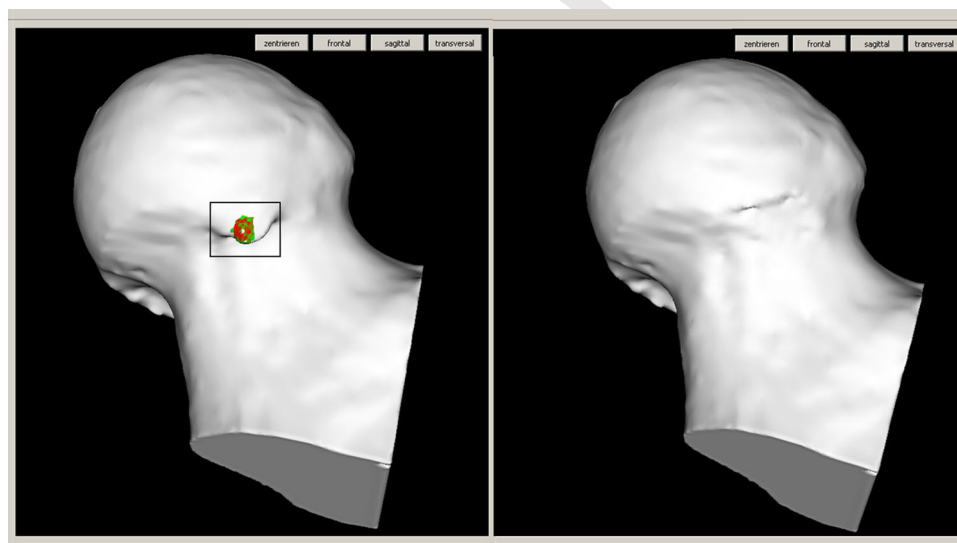
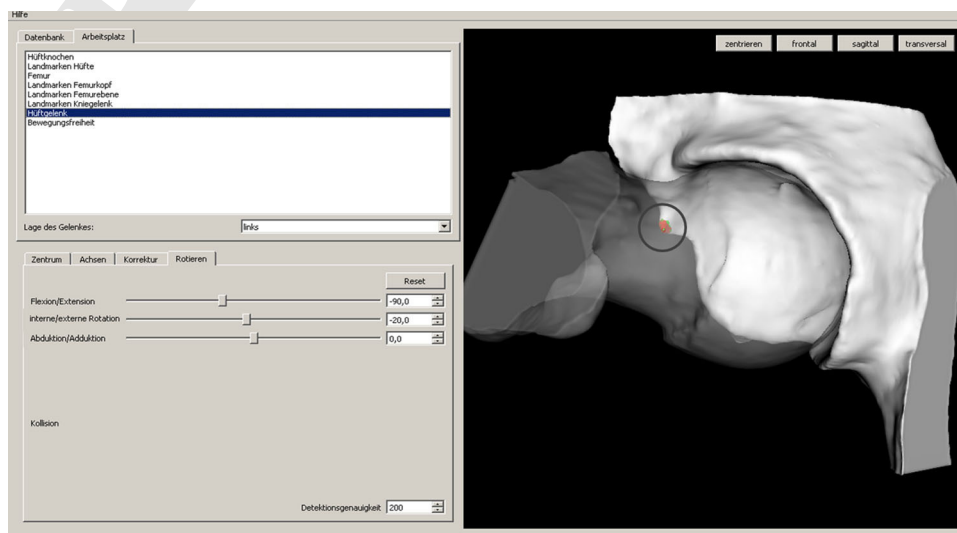


Fig. 5 3D visualisation of a colliding acetabular region (grey circle) after the trimming of the femoral impingement zone at 20° of internal rotation in 90° flexion with a translucent femur



The present study describes an MRA-based method that can be implemented in the current routine diagnosis of FAI. The self-developed software “HipProject” calculates the ROM and allows the visualisation of impingement zones and preoperative simulation of adequate surgical manoeuvres. The basic requirement is a precise 3D model of the hip joint using MRA data in a specific “black bone” sequence with high contrast and resolution levels. It is well known that CT data are the gold standard for the generation of precise 3D bone models. Nevertheless, Rathnayaka et al. [10] identified no significant difference in the accuracy of the results generated using semiautomatic grey-scale-based processes for MR versus CT data of long bones. However, MRA data do require manual correction, particularly in joint regions with areas of diffuse borders of various materials.

Several reports have described computer-assisted measurements of hip ROM with simulated hip joint motion [3, 11, 12, 14]. None of these applications allows a preoperative virtual simulation of the surgical trimming of osseous impingement zones to ultimately produce an effect on ROM. From our point of view, virtual surgical manoeuvres offer highly valuable information that can specifically inform the surgical planning and its practical implementation. The example of our CAM-hip has shown that the ROM was still not sufficiently improved by a single trimming of the femoral neck. Only when the acetabular osteophyte was taken into account does the simulated surgical manoeuvre provide a satisfactory increase in the ROM. Prospectively, the application can be incorporated into surgical navigation systems to improve arthroscopic performance.

One major limitation of our study is the fact that the method considers only the osseous restricted ROM, ignoring cartilaginous structures and soft-tissue. Furthermore, hips with nonconcentric joint morphology, such as dysplastic hips or advanced coxarthrosis, do not only have a pure rotation but also an additional translation. For these cases, the “HipProject” software is not usable whereby advanced osteoarthritis represents a contraindication for the surgical correction of FAI.

Conclusion

The described procedure is a useful tool for the preoperative investigation of impinging hips. It enables appropriate planning of the required surgical intervention and can be implemented in the current routine diagnosis of FAI using MRA. The application software system consists of the commercial visualisation software Amira® version 5.2 and the self-developed program code based on free

available software libraries. In the future, the transmission of the virtually computed data into a surgical navigation system is planned to improve the arthroscopic performance.

Conflict of interest The authors declare that no conflict of interest exists regarding this study.

References

- Anderson LA, Peters CL, Park BB, Stoddard GJ, Erickson JA, Crim JR (2009) Acetabular cartilage delamination in femoroacetabular impingement. Risk factors and magnetic resonance imaging diagnosis. *J Bone Joint Surg Am* 91(2):305–313
- Byrd JW, Jones KS (2009) Arthroscopic femoroplasty in the management of cam-type femoroacetabular impingement. *Clin Orthop Relat Res* 467(3):739–746
- Charbonnier C, Chague S, Ponzoni M, Bernardoni M, Hoffmeyer P, Christofilopoulos P (2014) Sexual activity after total hip arthroplasty: a motion capture study. *J Arthrop* 29(3):640–647
- Groh MM, Herrera J (2009) A comprehensive review of hip labral tears. *Curr Rev Musculoskelet Med* 2(2):105–117
- Heyworth BE, Shindle MK, Voos JE, Rudzki JR, Kelly BT (2007) Radiologic and intraoperative findings in revision hip arthroscopy. *Arthroscopy* 23(12):1295–1302
- Ilizaliturri VM Jr (2009) Complications of arthroscopic femoroacetabular impingement treatment: a review. *Clin Orthop Relat Res* 467:760–768
- Notzli HP, Wyss TF, Stoecklin CH, Schmid MR, Treiber K, Hodler J (2002) The contour of the femoral head-neck junction as a predictor for the risk of anterior impingement. *J Bone Joint Surg Br* 84(4):556–560
- Nouh MR, Schweitzer ME, Rybak L, Cohen J (2008) Femoroacetabular impingement: can the alpha angle be estimated? *AJR Am J Roentgenol* 190(5):1260–1262
- Radetzki F, Mendel T, Noser H, Stoevesandt D, Rollinghoff M, Gutteck N et al (2013) Potentialities and limitations of a database constructing three-dimensional virtual bone models. *Surg Radiol Anat* 35(10):963–968
- Rathnayaka K, Momot KI, Noser H, Volp A, Schuetz MA, Sahama T et al (2012) Quantification of the accuracy of MRI generated 3D models of long bones compared to CT generated 3D models. *Med Eng Phys* 34(3):357–363
- Richolt JA, Teschner M, Everett PC, Millis MB, Kikinis R (1999) Impingement simulation of the hip in SCFE using 3D models. *Comput Aided Surg* 4(3):144–151
- Sugano N, Yamanashi W, Sasama T (2003) Ranges of motion in anatomically normal hips using computer collision detection. 49th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society, New Orleans
- Tannast M, Goricki D, Beck M, Murphy SB, Siebenrock KA (2008) Hip damage occurs at the zone of femoroacetabular impingement. *Clin Orthop Relat Res* 466(2):273–280
- Tannast M, Kubiak-Langer M, Langlotz F, Puls M, Murphy SB, Siebenrock KA (2007) Noninvasive three-dimensional assessment of femoroacetabular impingement. *J Orthop Res* 25(1):122–131
- Tannast M, Siebenrock KA, Anderson SE (2007) Femoroacetabular impingement: radiographic diagnosis—what the radiologist should know. *AJR Am J Roentgenol* 188(6):1540–1552

Teil III

Anhang

Thesen

1. Virtuelle Knochenmodelle erlauben durch 2D- und 3D-Formanalysen, unter Berücksichtigung biologischer Variabilität, die Beantwortung von klinischen sowie anatomischen Fragestellungen.
2. Virtuelle Knochenmodelle ermöglichen, morphometrische Analysen komplexer anatomischer Regionen in großer Fallzahl durchzuführen.
3. Computergestützte morphometrische Untersuchungen gestatten, im Gegensatz zu manuellen Vermessungen, große Datenmengen objektiv, repetitiv und bei stetig steigender Fallzahl in weitaus kürzerer Zeit reproduzierbar zu bearbeiten.
4. Volumen- und Oberflächendaten von Knochenmodellen sind eine wichtige Grundlage für die präoperative Planung, Entwicklung neuer Prothesen- und Osteosynthesematerialien. Darüber hinaus sind sie hilfreich für die Realisierung virtueller computerassistierter Simulationen und Verbesserung bisheriger Navigationsverfahren.
5. Die präoperative 3D-Planung eines neuen knochenverankerten Hörimplantats, das sogenannte „Bonebridge“, am virtuellen Schädelmodell liefert dem Operateur wichtige Informationen über die optimale Implantatlage und unterstützt die räumliche Orientierung während des operativen Eingriffs.
6. Alle bisher virtuell geplanten „Bonebridge“-Implantate konnten komplikationsfrei ohne Durakompression oder Verletzung des Sinus sigmoideus im Knochen platziert werden.
7. Mit der Auswertung radiomorphometrischer Messdaten an insgesamt 80 virtuellen Beckenmodellen konnte das „laterale Sakraldreieck“ als erste objektive reproduzierbare Entscheidungshilfe für eine sichere transversale SI-Verschraubung anhand eines einzigen Bildwandlerbildes herausgearbeitet werden.

8. Die vollautomatische computergestützte Auswertung von 125 virtuellen Beckenmodellen erbrachte, dass in dysplastischen Sakrumvarianten neben der SI-Verschraubung in S2 das 3. Sakralsegment als potenzielle Option für eine zusätzliche Schraubenimplantation in überwiegender Zahl (60%) zur Verfügung steht. Auf Grund der Ergebnisse lässt sich eine neue Sakrumklassifikation aufstellen, welche Auskunft über die segmentbezogene Existenz transversaler Knochenkorridore gibt.
9. Es hat sich gezeigt, dass die Entwicklung und der Einsatz vollautomatischer Softwaremodule je nach Fragestellung unabdingbar werden, um bei zunehmenden Datensatzzahlen komplexe Formanalysen zu gewährleisten.
10. Virtuelle Knochenmodelle dienen der Schulung des räumlichen Verständnisses und erlauben, theoretisches anatomisches und chirurgisches Fachwissen am dreidimensionalen Objekt zu überprüfen und zu festigen.
11. Die Mehrzahl der befragten Studierenden des Orthopädie-seminars „Coxarthrose“ im 4. Studienjahr Humanmedizin erachtet den Ausbau des Modellsortiments und die Anwendungsintensivierung virtueller Knochenmodelle im Rahmen der studentischen Ausbildung als notwendig.
12. Die stetig steigende Fallzahl verlangt einen gezielten Aufbau und kontinuierliche Pflege einer Datenbank dreidimensionaler virtueller Knochenmodelle
13. Eine Datenbank virtueller Knochenmodelle stellt eine wichtige Alternative für die aufwendige und preisintensive Unterhaltung und Arbeit mit humanen Leichen dar.
14. Goldstandard für die Generierung von 3D-Modellen ist die Computertomographie. Aufgrund der röntgenologischen Strahlenbelastung ist die Akquirierung von CT-Datensätzen junger und gesunder Probanden ethisch nicht vertretbar. Das Modellsortiment wird somit deutlich eingeschränkt und

spezifische wissenschaftliche Fragestellungen können nur bedingt beantwortet werden.

15. Mit konventionellen MRT-Daten lässt sich Knochen durch die subtile Grauwertabstufung nur schwer segmentieren.
16. Speziell erarbeitete MRT-Sequenzen mit hoher Knochen-Weichteil-Kontrastierung, die im Rahmen der Diagnostik des FAI genutzt werden, erlauben die Generierung präziser 3D-Knochenmodelle des Hüftgelenks.
17. Mit Hilfe der eigens entwickelten Software „HipProject“ lässt sich anhand des generierten 3D-Modells vollautomatisch eine Berechnung der ROM des Hüftgelenks durchführen. Bei maximaler Auslenkung des Gelenks können Bereiche knöcherner Kollisionen azetabulär und femoral am Modell farblich sichtbar gemacht werden. Diese können in einem weiteren Schritt als Korrekturingriff virtuell getrimmt werden, um im Anschluss unter Berechnung der neuen ROM das theoretische Operationsergebnis zu prüfen.
18. Zukünftig muss die Verwendung von MRT-Datensätzen intensiviert werden, damit gezielt und nach Bedarf Knochenmodelle ohne Strahlenbelastung akquiriert werden können.

Lebenslauf

Name: Florian Radetzki
Geburtsdatum: 11.06.1980
Geburtsort: Halle (Saale)
Staatsangehörigkeit: deutsch
Familienstand: ledig, eine Tochter
Konfession: evangelisch

Ausbildung

1987 - 1991 Grundschule „Frohe Zukunft“, Halle
1991 - 2000 Thomas-Müntzer-Gymnasium, Halle
1997 - 1998 Colorado Springs School in Colorado Springs, Colorado (USA)
Juni 2000 Abitur am Thomas-Müntzer-Gymnasium, Halle
2001 - 2007 Studium der Humanmedizin an der Martin-Luther-Universität
Halle-Wittenberg
Dezember 2007 erfolgreich bestandene Ärztliche Prüfung

Zivildienst

2000 - 2001 Universitätsklinik und Poliklinik für Herz- und Thoraxchirurgie,
Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

Berufliche Tätigkeit

2008-2014 Weiterbildungsassistent an der Universitätsklinik und Poliklinik für
Orthopädie der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg
Sept.2008-Feb.2009 Wissenschaftlicher Mitarbeiter am AO Research Institute,
Davos (Schweiz)
seit Juni 2014 Facharzt für Orthopädie und Unfallchirurgie an der Universitätsklinik und
Poliklinik für Orthopädie der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

Promotion

Oktober 2009 „Untersuchungen des In-vitro-Verhaltens von osteokonduktiven
Implantatbeschichtungen für den Knochenersatz“ an der Universitätsklinik
und Poliklinik für Orthopädie und Physikalische Medizin Halle-Wittenberg

Mitgliedschaften

seit 2011 Associate Member of SICOT (Société Internationale de Chirurgie
Orthopédique et de Traumatologie)

Erklärungen

Ich erkläre hiermit, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig verfasst und ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Quellen und Hilfsmittel angefertigt habe.

Ferner versichere ich, dass es bisher zu keinen früheren Habilitationsverfahren oder abgelehnte Habilitationsgesuche an anderen Universitäten gekommen ist. An keiner anderen Fakultät oder Universität ist ein Habilitationsverfahren anhängig.

Danksagung

Ich möchte mich bei allen, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben, bedanken.

Mein besonderer Dank gilt:

Herrn Prof. Dr. Karl-Stefan Delank für das Ermöglichen und für die Hilfestellung zur erfolgreichen Umsetzung dieser Arbeit.

Herrn Prof. Dr. David Wohlrab, der mich in den letzten Jahren bei meiner wissenschaftlichen und klinisch-beruflichen Laufbahn hervorragend unterstützt und motiviert hat. Sein stets offenes Ohr und gemeinsames Lösen von Problemen hat so manchen Umweg verkürzt.

Herrn PD Dr. Thomas Mendel, der mich in die wissenschaftliche Arbeit mit 3D-Knochenmodellen in Davos eingeführt bzw. „infiziert“ hat. Seine Akribie, Fleiß und Ideenreichtum während unserer gemeinsamen Projekte haben mich stets beeindruckt. Vielen Dank für Deine Hilfe und die vielen guten Ratschläge.

Herrn Benjamin Saul für die hervorragende Zusammenarbeit und gemeinsame Entwicklung der Software „HipProject“ sowie großzügige Hilfestellung beim Aufbau der 3D-Knochenmodell Datenbank.

Ich danke meinen Eltern und Geschwistern für den Beistand in allen Lebenslagen während der letzten Jahre. Vielen Dank für Euer Verständnis und Euer in mich gesetztes Vertrauen.

Nicht zuletzt möchte ich mich vor allem bei meiner Lebensgefährtin Sophie Quaas und meiner wundervollen Tochter Amelie bedanken. Ohne Eure Unterstützung, Rücksicht und Geduld wäre die Anfertigung dieser Arbeit nie möglich gewesen.