

Aus dem Institut für Klinische Radiologie Innenstadt der Ludwig-Maximilians-  
Universität München

Direktor: Prof. Dr. med. Dr. h.c. M. Reiser

**Darstellung der normalen knöchernen Gelenkanatomie  
mittels  
eines C-Bogen mit optionaler 3D-Bildgebung (ISO-C<sup>3D</sup>)  
im Vergleich zur SPIRAL-CT**

Dissertation  
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin  
an der Medizinischen Fakultät der  
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Florian Vill

aus

München

2007

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. K.-J. Pfeiffer

Mitberichterstatter: Prof. Dr. R. Breul

Mitbetreuung durch den  
promovierten Mitarbeiter: Dr. med. T. Fischer

Dekan: Herr Prof. Dr. Reinhard

Tag der mündlichen Prüfung: 18.10.2007

***Für meine Eltern  
und Krystyna***

<b>1. Einleitung</b>	<b>6</b>
<b>1.1. Etablierte bildgebende Verfahren zur Darstellung knöcherner Strukturen</b>	<b>6</b>
1.1.1. Projektionsradiographie (CR):	6
1.1.1.1. Film-Foliensystem	6
1.1.1.2. Streustrahlenraster	7
1.1.1.3. Speicherfolien	7
1.1.1.4. Bildverstärker	8
1.1.2. Die Computertomographie (CT):	8
1.1.2.1. Das Prinzip der Bilderzeugung	8
1.1.2.2. Singleslice-CT (SS-CT) und die SPIRAL-CT	9
1.1.2.3. Multislice-CT (MS-CT)	9
1.1.2.4. Möglichkeiten der Nachbearbeitung und der multiplen planeren Rekonstruktion (CT-MPR)	10
<b>1.2. ISO-C<sup>3D</sup> mit 3D Bildgebung</b>	<b>11</b>
1.2.1. Technische und mathematische Grundlagen der 3D-Bildgebung des ISO-C <sup>3D</sup>	12
1.2.2. Applikationen (OP, Navigation, Diagnostik)	14
1.2.3. Bisherige Studien	14
<b>1.3. Anforderungen an bildgebende Verfahren zur Skelett- und Gelenkdiagnostik</b>	<b>16</b>
<b>2. Fragestellung</b>	<b>18</b>
<b>3. Material und Methoden</b>	<b>19</b>
<b>3.1. Verwendete Präparate</b>	<b>19</b>
<b>3.2. Die untersuchten Körperregionen</b>	<b>20</b>
<b>3.3. Der ISO-C<sup>3D</sup></b>	<b>20</b>
3.3.1. Aufbau des ISO-C <sup>3D</sup>	20
3.3.2. Lagerung	22
3.3.3. Aufnahmeparameter des ISO-C <sup>3D</sup>	22
3.3.4. Durchführung eines ISO-C <sup>3D</sup> -Scans	23
3.3.5. Art der Schnittbilder und deren Darstellung	24
<b>3.4. Der verwendete Computertomograph</b>	<b>24</b>
3.4.1. Aufbau	24
3.4.2. Lagerung	24
3.4.3. Technische Daten, Scanparameter	25
3.4.4. Multiplanere Rekonstruktion CT-MPR	25
<b>3.5. Die Auswertung</b>	<b>25</b>
3.5.1. Beurteilung der Bildqualität mit Hilfe eines semiquantitativen Score	25
3.5.2. Interobserver-Variabilität	27
3.5.3. Statistische Auswertung	27
<b>4. Ergebnisse</b>	<b>29</b>
<b>4.1. Die subjektive Bildqualität bzw. Bildrauschen</b>	<b>32</b>
4.1.1. Region der Extremitäten	32
4.1.2. Region des Rumpfes	33
<b>4.2. Die Abgrenzbarkeit des corticalen Knochens</b>	<b>34</b>
4.2.1. Region der Extremitäten	33
4.2.2. Region des Rumpfes	35

4.3. Darstellung des spongiösen Knochens	36
4.3.1. Region der Extremitäten	36
4.3.2. Region des Rumpfes	37
4.4. Die Abgrenzbarkeit der Gelenkoberfläche	37
4.4.1. Region der Extremitäten	37
4.4.2. Region des Rumpfes	38
4.5. Subjektive Beurteilung der Artefakte	39
4.5.1. Region der Extremitäten	39
4.5.2. Region des Rumpfes	40
4.6. Die Ergebnisse der einzelnen Gelenkregionen	41
4.6.1. Oberes Sprunggelenk	41
4.6.2. Kniegelenk	42
4.6.3. Handgelenk	43
4.6.4. Ellenbogen	44
4.6.5. Wirbelsäule	45
4.6.5.1. Halswirbelsäule	45
4.6.5.2. Brustwirbelsäule	46
4.6.5.3. Lendenwirbelsäule	47
4.6.6. Hüftgelenk	47
4.7. Subjektive Bevorzugung	48
4.8. Die Interobserver-Variabilität	50
<b>5. Diskussion</b>	<b>51</b>
<b>5.1. Die einzelnen Untersuchungskriterien</b>	<b>55</b>
5.1.1. Subjektive Bildqualität bzw. Bildrauschen	55
5.1.2. Abgrenzbarkeit des corticalen Knochens	56
5.1.3. Darstellung des spongiösen Knochens	57
5.1.4. Abgrenzbarkeit der Gelenkoberfläche	58
5.1.5. Subjektive Beurteilung der Artefakte	60
<b>5.2. Gesamtbeurteilung der Darstellung der Gelenkanatomie mit dem ISO-C<sup>3D</sup></b>	<b>62</b>
5.2.1. Regionen der Extremitäten	62
5.2.2. Regionen des Rumpfes	62
<b>5.3. Die Beurteilbarkeit der Bänder, Knorpel und Weichgewebe</b>	<b>63</b>
<b>5.4. Der Unterschied zwischen der transversalen Ebene zu den sagittalen und koronaren Ebenen.</b>	<b>64</b>
<b>5.5. Die Lagerung</b>	<b>64</b>
<b>6. Schlussfolgerung</b>	<b>66</b>
<b>7. Literaturverzeichnis</b>	<b>67</b>
<b>8. Anhang</b>	<b>70</b>
8.1. Graphik	70
8.2. Tabellen	71
8.3. Bilder	75
<b>9. Danksagung</b>	<b>95</b>
<b>10. Lebenslauf</b>	<b>96</b>

# 1 Einleitung

## 1.1. Etablierte bildgebende Verfahren zur Darstellung knöcherner Strukturen.

Die Darstellung von knöchernen Strukturen in der Radiologie hat seit 1895 immense Fortschritte gemacht. Nachdem Wilhelm Conrad Röntgen damals das erste Röntgenbild überhaupt von der Hand seiner Frau anfertigte und „eine neue Art von Strahlen“ beschrieb, entwickelte sich die Radiographie immer weiter.

### 1.1.1. Projektionsradiographie (CR):

#### 1.1.1.1 Film-Foliensysteme

Seit Beginn der Anwendung von Röntgenstrahlen in der Medizin ist das Prinzip der Visualisierung unsichtbarer Strahlung durch auf Farbfolie aufgebrachte Silberhalogenide nach wie vor das am häufigsten verwendete Verfahren der Bilderzeugung. Die Eigenschaften der von einer Röntgenröhre erzeugten Röntgenstrahlen sind von mehreren Parametern abhängig. Unter anderem vom Röhrenstrom, der die Anzahl der Elektronen steuert und von der Röhrenspannung, mit der die Elektronen gegen das Anodenmaterial beschleunigt werden und dort die Röntgenstrahlung freisetzen. Diese elektromagnetischen Wellen erfahren bei ihrer Passage durch die Materie eine von der Dichte der jeweiligen Materie abhängige Abschwächung. Diese Abschwächung erzeugt die unterschiedlich starke Schwärzung der Röntgenfolie. So werden durch Knochen die Röntgenstrahlen so stark abgeschwächt, dass sie nur eine geringe Schwärzung auf der Folie hervorrufen. Im Gegenzug erfährt die Strahlung beim Durchdringen der Lunge, die zu großen Teilen mit Luft gefüllt ist, nur eine geringe Abschwächung, weshalb die Schwärzung auf der Folie dementsprechend stark ausfällt.

Verstärkerfolien sind mit Leuchtstoffen, die 95% der Schwärzung ausmachen, beschichtete Platten, die bei Auftreffen von Röntgenstrahlung Fluoreszenzlicht emittieren und in engem Kontakt mit dem Film stehen. Mit den Folien wird eine Minderung der notwendigen Dosis am Film erreicht, was weniger

Belichtungsunschärfe und eine deutlich geringere Dosisbelastung für den Patienten bedeutet [10].

#### 1.1.1.2. Streustrahlenraster

Durch die Absorption der Röntgenstrahlung im Focus bzw. im Patienten, besonders durch Compton-Streuung, entsteht ein sekundäres Strahlenfeld (Streustrahlung), dessen Ausgangspunkt der Patient selbst ist. Diese trägt nicht zur Abbildung bei, sie führt lediglich zu einer homogenen Schwärzung der Aufnahme mit starker Reduktion des Bildkontrastes. Zur Reduktion der Streustrahlen verwendet man Streustrahlenraster. Diese bestehen aus Bleilamellen die auf den Röhrenfokus ausgerichtet sind [10].

#### 1.1.1.3. Speicherfolien

Eine Alternative zum Film-Folien-System stellt die digitale Lumineszenzradiographie dar. Hierbei wird die Film-Folien-Kombination durch eine Speicherfolie ersetzt, die aus Phosphatkristallen besteht. Diese Speicherfolie absorbiert Röntgenstrahlung und gibt die gespeicherte Energie beim Auslesen als sichtbares Licht ab. In der Auswertungseinheit wird die Speicherfolie zeilenweise mit einem Laserstrahl abgetastet. So wird die Speicherfolie in eine Bildmatrix zerlegt und jedem Bildpunkt, entsprechend der Menge des emittierten Lichts, ein Schwärzungswert zugeordnet [10].

#### 1.1.1.4. Bildverstärker

Eine weitere Möglichkeit, analoge oder digitale Bilder zu erzeugen, sind Bildverstärker. Diese sind große, evakuierte Metallzylinder mit einer an der Eingangsseite aufgedampften Leuchtschicht, die primäre Röntgenstrahlung in sichtbares Licht umwandelt. Hierauf werden freigesetzte Elektronen mittels Ablenkspulen elektronenoptisch auf einen Bildschirm fokussiert und von einer Videokamera aufgenommen. Durch die digitale Kodierung der Bilder wird es möglich, mathematische Operationen zur Bildbetrachtung anzuwenden. Diese dienen vor allem dazu, die diagnostischen Bildinformationen für den Betrachter so gut wie

möglich aufzuarbeiten und darzustellen. Die Bildwiedergabe ist von den Bilddetektoren weitgehend abgekoppelt. Der große Dynamikumfang digitaler Bilddetektoren erlaubt die Darstellung mit angepasster Helligkeit und gutem Kontrast auch bei großen Variationen in der Aufnahmedosis [21, 26, 33].

### 1.1.2. Die Computertomographie (CT)

Die Computertomographie geht auf A.M. Cormack und G.H. Hounsfield [21] zurück, die unabhängig voneinander das Prinzip entwickelten und dafür 1979 mit dem Nobelpreis für Medizin ausgezeichnet wurden. Der klinische Einsatz begann 1971 mit Schädeluntersuchungen. Auf Grund der hohen Kontrastauflösung bei gleichzeitiger guter Raumauflösung konnte sich das Verfahren trotz anfänglich noch langer Aufnahmezeiten schnell etablieren und erfuhr eine weite Verbreitung. So waren 1990 weltweit schon etwa 16000 CT-Geräte installiert, pro Jahr kamen mehr als 3000 Systeme hinzu. In Deutschland waren 1993 schon mehr als 1000 CT- Geräte installiert [10, 26; 33;].

#### 1.1.2.1. Das Prinzip der Bilderzeugung

Aus dem Röntgenkegel, den die Röntgenröhre erzeugt, wird beim CT ein Fächerstrahl mit Hilfe einer Blende erzeugt. Wie bei der CR passiert diese gefächerte Röntgenstrahlung den menschlichen Körper und wird von den Organen unterschiedlich stark abgeschwächt. Ein gegenüberliegender Kranz von elektronischen Strahlendetektoren misst diese Intensitätsminderung der Röntgenstrahlung hinter dem Patienten. Dieser Kranz rotiert in einer gleichbleibenden Geschwindigkeit  $360^\circ$  um den Patienten und erzeugt kontinuierlich einen Datensatz. So wird mit einer Rotation der Datensatz für die jeweilige Schicht, die aus dem Körper „geschnitten“ wurde, erzeugt. Da sich diese Schwächung der einfallenden Röntgenstrahlung als Summe („linienintegral“) aller Schwächungskoeffizienten längs des Projektionsstrahls ergibt, kann jeder Bildpunkt nur die über den zugehörigen Strahlenweg „gemittelten“ Informationen über die Schwächung repräsentieren. Dies bedeutet, dass jeder Bildpunkt die Information über die Schwächung entlang des gesamten Strahlengangs wiedergibt. Von einem Computer werden mittels Rückprojektionsalgorithmen die verschiedener



Absorptionen Volumenelementen des Körpers zugeordnet und zu einem Schnittbild zusammengefügt, das dann auf einem Monitor dargestellt werden kann. Dies hat zur Folge, dass kleine Unterschiede im Absorptionsverfahren mit Hilfe einer Projektion nicht dargestellt werden können. Dabei kann es sich um kleine Änderungen des Schwächungskoeffizienten und/oder - im Vergleich zum „restlichen“ Strahlenweg – um kleine Abmessungen der Gewebestruktur mit veränderter Schwächung handeln, Es kommt zu Informationsverlusten [10].

#### 1.1.2.2. Singelslice CT (SS-CT) und die SPIRAL CT

Bei der Inkremaltechnik wird nach jedem Schnittbild der Tisch mit dem zu untersuchenden Patienten für eine Aufnahme in der Längsrichtung verschoben, wodurch der Reihe nach Querschnittsbilder der zu untersuchenden Regionen angefertigt werden. Diese entsprechen Scheiben mit einer vorgegebenen Schichtdicke von z.B. zwei, acht oder zehn Millimeter. Diese Technik gestattet eine überlagerungsfreie Abbildung aller Organe.

Als Weiterentwicklung folgte die SPIRAL -CT. Bei kontinuierlich rotierendem Aufnahmesystem, kontinuierlicher Strahlung und kontinuierlichem Tischvorschub erfolgt eine lückenlose Datenerfassung der untersuchten Körperregion. Hierbei wird als Tisch- bzw. Rotationsvorschub die Strecke bezeichnet, die das zu untersuchende Objekt während einer 360° - Drehung der Röhren und Detektoren in axialer Richtung zurücklegt. Darin unterscheidet sich die Spiral - CT als 3-dimensionales Verfahren von der herkömmlichen 2-dimensionalen CT. Der Pitch beschreibt den Quotienten aus Tischvorschub und Schichtdicke.

Der Aufnahmemodus erzeugt einen Datensatz, aus dem die Schichten beliebig überlappend berechnet werden können. [10, 24, 25, 26, 33].

#### 1.1.2.3. Multislice-Computertomographie (MS-CT)

Der Übergang zur Mehr-Schicht-CT gelingt durch Einführung von mehreren Detektorenzeilen nebeneinander, heutzutage sind bis zu 64 möglich. Der Röntgenstrahl ist dabei auf das Zentrum gerichtet. Da pro Rotation Datensätze für gleichzeitig mehrere Schichten gemessen werden, wird zum einem die Röntgenstrahlung effektiver im Bezug zur Bilderzeugung ausgenutzt, zum anderen

die Scanzeit drastisch verringert. Ein weiterer wesentlicher Vorteil dieses Verfahrens sind die erheblich kleineren Schichtdicken von 1 bzw. 2,5 mm, die erzeugt werden können [39]. Die neueste Generation ermöglicht zusätzlich eine Röhrenrotationszeit im Subsekundenbereich. Mit neuen Rekonstruktionsalgorithmen wird die gleichzeitige Datengewinnung mehrerer Detektoren genutzt und einer möglichen Verschlechterung der Bildqualität als Folge der hohen Tischgeschwindigkeit entgegengewirkt [23].

Die Wahl der unterschiedlichen Schichtdicken wird bei der SS-CT durch die Röntgenstrahlenblendung vorgenommen. Bei der MS-CT ist die Wahl der Schichtdicke nicht mehr allein durch die Röntgenstrahlenblendung realisierbar.

Die erste Bildaquisition zur Erstellung des primären Datensatzes erfolgt mit möglichst dünnen Einzelschichten in der axialen Ebene. Bei einer 4-Zeilen-CT entspricht das einer Aufnahme von vier mal einem Millimeter Schichtdicke pro Rotation. Daraufhin folgt die computergestützte Rekonstruktion auf eine Schichtdicke von zum Beispiel drei oder vier Millimeter Schichtdicke. Dies verringert das Bildrauschen wesentlich und erhöht somit die Bildqualität. Weiter muss somit nur eine geringere Anzahl der ursprünglichen Bilder ausgewertet werden [39]. Je geringer die Schichtdicke der primären Aufnahmen ist, umso mehr nähern sich der Isotropie, hierdurch werden die multiplanaren Rekonstruktionen in der Nachbereitung deutlich hochauflösender. Bei der MS-CT kommt es zu einer geringeren Steigerung der Strahlendosis gegenüber der SS-CT, ausgenommen bei den Untersuchungen des Schädels [18].

Vielseitige neue Applikationen und Möglichkeiten eröffnen sich mit der MS-CT.

#### 1.1.2.4. Möglichkeiten der Nachbearbeitung und der multiplanaren Rekonstruktion (CT-MPR)

Eine grundlegende Einschränkung bei der CT, ob Singleslice oder Multislice, ist, dass die primäre Bildaquisition immer nur in der transversalen Ebene erfolgen kann. Die koronare und sagittale Ebene können primär von der CT nicht erzeugt werden. Zu diesem Zweck wird die CT-MPR genutzt. Diese Programme errechnen aus dem Datensatz der CT-Untersuchung die gewünschten, frei wählbaren Schichtebenen. Für die Homogenität und die Qualität der Bilder der rekonstruierten Schicht ist die primäre axiale Schichtdicke der CT-Untersuchung entscheidend. Je größer sie ist, desto größer ist die Stufenbildung innerhalb der rekonstruierten Bilder. Je geringer

diese aber ist, desto mehr nähern sich die Voxel der Isotropie. Die neue Generation von MS-CT-Geräten mit bis zu 64 Zeilen erzeugt heute isotrope CT-Bilder [14].

Die CT-MPR kann dem Radiologen oder Chirurgen wichtige zusätzliche Informationen liefern (Lage von Fragmentstücken, Beteiligung des Gelenkspaltes bei einer Fraktur, usw.), die er nicht allein aus den gegebenen zweidimensionalen Bildern gewinnen kann. Deshalb hat die routinemäßige Nachbearbeitung der CT-Datensätze mittels der CT-MPR sowie der 3D-Rekonstruktionverfahren (Surface-shaded-display oder Volume-rendering-Technik) Einzug in die klinische Routinediagnostik gehalten [2, 12, 31, 32].

### 1.2. ISO-C<sup>3D</sup> mit 3D Bildgebung

In der Traumatologie und der Orthopädie sind fahrbare C-Bogen-Geräte zur Durchleuchtung seit Jahren bei der intraoperativen Überprüfung der Lage von Knochenfragmenten und von Implantaten (wie Osteosyntheseplatten, -schrauben oder -nägeln), Prothesen oder anderen Hilfsmitteln (z.B.: Führungsdrähte) unverzichtbar. Speziell in der Unfallchirurgie kommt es darauf an, bei Osteosynthesen die Reposition der dislozierten Frakturfragmente zu überprüfen. Die korrekte Rekonstruktion von Gelenkflächen ist ebenfalls von elementarer Wichtigkeit. Weiter ist die Lage von eingebrachtem Osteosynthesematerial, besonders Osteosyntheseschrauben in Gelenknähe oder in der Nähe gefährdeter vaskulärer oder nervaler Strukturen stets zu kontrollieren. In der gesamten Endoprothetik ist die Lagebeziehung der Prothesenteile zum Skelett von ausschlaggebender Bedeutung. Wünschenswert wäre ein intraoperative 3D –Schnittbildgebung, um diese Probleme zu lösen. Ein im OP installierter Computertomograph ist jedoch nur an einzelnen Zentren verfügbar. Zudem ist es schwierig, bei steriler Abdeckung einen CT-Scan intraoperativ durchzuführen. Die CT hat sich in der präoperativen Diagnostik routinemäßig etabliert bei komplexer Frakturen, zur Akquirierung von Datensätzen zur Navigation in der Chirurgie der Wirbelsäule, bei Eingriffen im Bereich des Mittelgesichts und der NNH. Ebenfalls bei stereotaktischen Eingriffen am Gehirn kommt die CT routinemäßig zur Anwendung [14, 15, 16, 36].

Bei der präoperativen Datengewinnung können aber keine nachfolgenden Organverschiebungen, wie z.B. das „brain shifting“ nach Eröffnung der Dura bei neurochirurgischen Eingriffen oder die repositionsbedingten Lageveränderungen von

Knochenfragmenten bei Osteosynthesen, berücksichtigt werden [17, 36]. Aus diesem Grund sind der CT-gesteuerten Navigation, die auf präoperativen CT Datensätzen beruht, gerade in der Traumatologie, in der es ständig zu sich verändernden intraoperativen Lageverhältnissen kommt, Grenzen gesetzt. Die einzige Möglichkeit zur aktuellen Datensatzgewinnung wären wiederholte Untersuchungen mittels einer intraoperativen Durchleuchtung oder einer intraoperativen verfügbaren CT [3, 17]. Erste Einzelfallberichte über den erfolgreichen Einsatz von mobilen CT-Scannern bei Schraubenosteosynthesen des Beckenrings und des Acetabulums belegen die Möglichkeiten der intraoperativen CT-Bildgebung [3, 7].

Da aber der Einsatz von mobilen CT-Scannern mit hohen Kosten, logistischen und bautechnischen Problemen behaftet ist, wurde der Ruf nach einer anderen Möglichkeit laut, während einer Operation einen aktuellen 3D-Bilddatensatz schnell und einfach erstellen zu können und diesen dann gegebenenfalls auch für eine Navigation verwenden zu können [1, 21]. Dies führte zu der Entwicklung des ISO-C<sup>3D</sup> [37].

#### 1.2.1. Technische und mathematische Grundlagen der 3D-Bildgebung des ISO-C<sup>3D</sup>

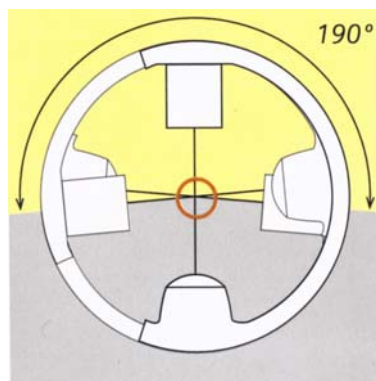
Beim ISO-C<sup>3D</sup> handelt es sich um ein auf der Grundlage eines isozentrischen C-Bogens entwickeltes fahrbares Röntgenkombinationsgerät, das neben der Durchleuchtungsfunktion die Möglichkeit bietet, CT-Hochkontrastschnittbilder zu erzeugen. Hierzu wurde ein herkömmlicher isozentrischer C-Bogen mit einem Motorantrieb sowie einem PC zur 3D – Datenakquirierung und Nachbearbeitung ausgestattet. Dieser C-Bogen ist in der Lage, seinen Schwenkarm mit Hilfe des Motors gleichmäßig 190° um einen im Zentrum befindlichen Gegenstand bzw. ein Körperteil rotieren zu lassen (Bild 1, 2, 3). Während dieser Rotation werden in bestimmten gleichen Winkelabständen 100 einzelne digitale Projektionsaufnahmen angefertigt. Sie bilden die Grundlagen für die Berechnungen des Datenkubus.

Um aus der Summe dieser 100 planaren Projektionsbilder, die aus unterschiedlichen Winkeln angefertigt wurden, eine dreidimensionale Darstellungsform zu errechnen, wird ein Algorithmus verwendet, der zum ersten Mal in dieser Form von Feldkamp et al. vorgestellt wurde [11]. Eine schematische Darstellung der geometrischen Abhängigkeit des originalen Feldkampalgorithmus zeigt Graphik 1 (siehe Anhang).

Dieser Algorithmus setzt eine kreisförmige Bewegung der Quellposition voraus, im Falle des ISO-C<sup>3D</sup> wird das durch die isozentrische Rotation des Röhren/Bildverstärkersystems erreicht (Siehe Bild 3).

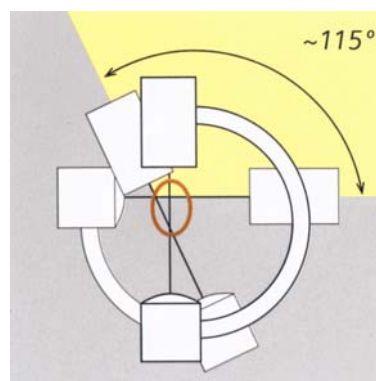
Bild 3:

Isozentrisches Design des ISO-C<sup>3D</sup>



Der Zentralstrahl bleibt im Drehmittelpunkt, Nachpositionierungen entfallen.  
Gleiche Bildgröße bei allen Projektionen  
Hohe Positionsflexibilität von 190°

Nicht-isozentrisches Design



Der Zentralstrahl wandert aus der Region des Interesses, Nachpositionierungen sind nötig.  
Änderungen der Bildskalierung bei neuen Projektionswinkeln.  
Begrenzte Positionierungsflexibilität von 115°.

Die Daten, die zum Errechnen der exakten dreidimensionalen Position eines Voxel benötigt werden, können aus der entsprechenden Anordnung bestimmt werden und mit dem Feldkampalgorithmus umgesetzt werden. Dieser lautet:

$$f(x, y, z) = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \left( \frac{D}{d} \right)^2 \left[ (p(d_x, d_y, \alpha) \cos \gamma) * h(d_x) \right] d\alpha .$$

Da diese Rechenmethode eine gesamte Umdrehung von 360° voraussetzt, gilt es in weiteren Rechenschritten die Daten der lediglich halben Umdrehung des ISO-C<sup>3D</sup> zu komplettieren. Auf der Basis dieser mathematischen Modelle arbeitet das Computerprogramm des ISO-C<sup>3D</sup> und errechnet so aus 100 planeren Projektionsbildern, die der C-Bogen-Arm erstellt einen, dreidimensionalen Datensatz [19].

### 1.2.2. Applikationen des ISO-C<sup>3D</sup> (OP, Navigation, Diagnostik)

Der Einsatzbereich des ISO-C<sup>3D</sup> wird primär in der intraoperativen Anwendung gesehen. Auf Grund seiner hohen Mobilität, der geringen Scanzzeit und der Tatsache, dass der Scann am OP-Tisch durchgeführt werden kann, liegt es nahe, das Gerät zu nutzen, um eingebrachtes Osteosynthesematerial auf seine Lage zu kontrollieren, die Position von Knochenfragmenten zu überprüfen und das korrekte Einbringen von Endoprothetik zu untersuchen. In der Frakturdiagnostik der kleinen und mittleren Gelenke hat der ISO-C<sup>3D</sup> seine Überlegenheit gegenüber dem CR und der Durchleuchtung in einigen Studien bewiesen. Im Vergleich zur SPIRAL-CT präsentiert er sich gleichwertig.

Der Datensatz des ISO-C<sup>3D</sup> kann auch für eine computergestützte Navigation benutzt werden. Dies erlaubt es, den Datensatz, auf dessen Basis während der OP navigiert wird, jederzeit mit einem geringen Zeit- und Organisationsaufwand zu aktualisieren. Dies bietet ein Höchstmaß an Präzision und Genauigkeit für den operierenden Chirurgen oder Orthopäden [25, 30].

### 1.2.3. Bisherige Studien

In mehreren Studien wurde der ISO-C<sup>3D</sup> getestet und auf seine Praxistauglichkeit geprüft.

Rock et al. wiesen 2001 an einem Phantom eine Grenzauflösung von 10LP/cm des ISO-C<sup>3D</sup> nach bei einer durch die Matrix- und Voxelgröße bedingten rekonstruierten Schichtdicke von ca. 0,46 mm in jeder Ebene. Diese Hochkontrastauflösung des ISO-C<sup>3D</sup> ist in der axialen Ebene der CT-Auflösung einer Niedrigdosis SS-CT gleichwertig und in der Z-Achse auf Grund der unterschiedlichen physikalischen Prinzipien dem SS-CT überlegen. Es konnte an den vorgestellten Frakturmodellen gezeigt werden, dass mit dem ISO-C<sup>3D</sup> eine Bildqualität erzielt werden kann, die für kleine Gelenke zur Frakturdiagnostik ausreichend ist [37].

Im gleichen Jahr folgte eine Studie von Kotsianos et al. [30] über die Aussagefähigkeit der CT-Bilder des ISO-C<sup>3D</sup> im Bezug auf die Frakturdiagnostik bei kleinen Gelenken. 14 kleine und mittlere Gelenke wurden von 2 Befundern hinsichtlich des Nachweises von Frakturen und der Beurteilung ihrer Ausdehnung und Art evaluiert und die Ergebnisse mit CR und SPIRAL-CT verglichen. Die Zahlen der Studie ergaben, dass der ISO-C<sup>3D</sup> in der Darstellung von Frakturen an peripheren Gelenken der SPIRAL -CT gleichwertig und dem CR überlegen ist.

Anknüpfend an ihre Studie von 2001 iwes die Gruppe um Kotsianos 2002 [29] in einer weiteren Untersuchung über Frakturdiagnostik des ISO-C<sup>3D</sup> am Knie im Vergleich mit der SPIRAL -CT und dem CR nach, dass die Erkennbarkeit von Frakturen am Kniegelenk mit dem ISO-C<sup>3D</sup> der SPIRAL-CT-Untersuchung gleichwertig und der CR überlegen ist. Auf Grund der dreidimensionalen Bildrekonstruktion hat der ISO-C<sup>3D</sup> gegenüber der Durchleuchtung besonders bei komplexen Frakturen Vorteile.

2002 erschien in diesem Zusammenhang wieder von der Gruppe Rock et al. [25] eine Studie zur Untersuchung der Bildqualität, Hochkontrastauflösung und Dosis am Stamm- und Extremitätenskelett mit dem ISO-C<sup>3D</sup>. Hier konnte gezeigt werden, dass die Bildqualität der ISO-C<sup>3D</sup>-Untersuchungen von peripheren Gelenken von diagnostischer Qualität ist. Am Hüftgelenk und am Stammskelett ist die Bildqualität nicht adäquat und erscheint bisher nicht ausreichend zur Frakturdiagnostik.

Für den Vergleich zwischen den jeweiligen Schnittbildern von ISO-C<sup>3D</sup> und CT ließen Heiland et al [20] den Unterschied von sechs Beobachtern bewerten. Als

Untersuchungsobjekt diente ein getrockneter, anatomisch völlig intakter Kopf. Zu bewerten waren sechs anatomische und sechs fiktive (Negativkontrolle) Strukturen im Bereich des Gesichtskeletts. Das Ergebnis der Untersuchungen war, dass der ISO-C<sup>3D</sup> geeignete 3D Bilder zur Diagnostik im Bereich des Schädelknochens erstellt.

Wendl et al [40] verwendeten als Kombination den ISO-C<sup>3D</sup> mit einem Navigationssystem zur Platzierung von Pedikelschrauben in der LWS und BWS. Mit diesem Vorgehen wurden eindeutig bessere Ergebnisse erzielt als mit den konventionellen Verfahren (Navigation anhand eines präoperativen CT-Datensatzes; durchleuchtunggesteuerte Navigation). Aus diesen Ergebnissen ist zu schließen, dass die ISO-C<sup>3D</sup>-Navigation eine sehr präzise Methode zur Platzierung von Pedikelschrauben ist.

Zur gleichen Schlussfolgerung kam die Gruppe um Euler et al. [8] in einer experimentellen Studie aus dem Jahr 2003. Es wurden 12 Pedikelschrauben in die LWS von Präparaten mit Hilfe eines Navigationssystems eingebracht, das als Datenbasis die CT-Daten verwendet, die mit dem ISO-C<sup>3D</sup> erstellt wurden. 10 Schrauben lagen perfekt und nur zwei mit minimaler Abweichung.

Kendoff et al. [11] stellten am Beispiel eines Einzelfalles, bei einer osteochondralen Läsion des Talus, die computerassistierte, navigierte, retrograde Anbohrung als Alternative zum offenen Vorgehen dar. Für die Datenaquirierung, die normalerweise mittels Fluoroskopie- und CT-Bildgebung erfolgt, wurde der ISO-C<sup>3D</sup> verwendet. Es gelang eine exakte subchondrale Anbohrung der Läsion, was durch postoperative Bildgebung bestätigt wurde. Ob aber ein signifikanter Unterschied in solchen Fällen zwischen der ISO-C<sup>3D</sup> gestützten Navigation und den anderen Methoden besteht, müssen klinische Studien zeigen.

### 1.3. Anforderungen an bildgebende Verfahren zur Skelett- und Gelenkdiagnostik

Um ein Gerät sicher in der Diagnostik, in der Navigation oder im OP einzusetzen, muss als erstes geklärt werden, inwieweit die Darstellung der normalen knöchernen Strukturen möglich ist. Hier ist die Aussagekraft über die Gelenkoberfläche, deren Kontinuität und Abgrenzbarkeit von herausragender Bedeutung. Darüber hinaus



sollte sich die Kortikalis gut darstellen lassen um Frakturen zur Reposition beurteilen zu können.

Die Spongiosa ist ebenfalls von großem Interesse, da sie eine hohe Aussagekraft bei pathologischen Prozessen wie Neoplasien, Osteoporose oder degenerativen Erkrankungen hat. Ebenfalls zu beachten ist die Störung der Bildinformationen durch Artefakte, die bei entsprechendem Ausmaß die Aussagekraft der Bilder schwer beeinträchtigen können. Sie können entstehen durch einen großen Gewebemantel, durch Bewegung des Untersuchungsobjektes, durch Fremdmaterialien, wie Osteosynthesematerial, Endoprothesen, sowie durch systembedingte Störungen der Bildaquisition und -verarbeitung. Die Verwertbarkeit eines Röntgenbildes hängt auch eng mit der Bildqualität zusammen. So kann ein erfolgreiches Arbeiten nur gewährleistet werden, wenn die Bilder in einer ausreichenden Qualität produziert werden und nicht von Bildrauschen entfremdet werden. Als Bezugspunkt für die Bewertungen verglichen wir die Bilder des ISO-C<sup>3D</sup> mit denen einer SPIRAL-CT.

Darstellungen von Bandstrukturen, Knorpeln und Muskulatur sind mit röntgenologischen Methoden, wie mit der CT oder mit dem ISO-C<sup>3D</sup>, nicht oder nur in sehr begrenztem Maße möglich. So wurden diese Merkmale nicht in unsere Untersuchung miteinbezogen.

## **2. Fragestellung**

Ziel unserer Arbeit war eine Beurteilung der Qualität der Darstellung der knöchernen Gelenkanatomie durch den ISO-C<sup>3D</sup>.

Als Goldstandard zum Vergleich Standard- CT-Untersuchungen mit CT-MPR an den entsprechenden Skelettregionen

Die grundlegende Fragestellung dieser Arbeit ist, ob der ISO-C<sup>3D</sup> in der intraoperativen Anwendung eine ausreichende Diagnostik für den operierenden Arzt ermöglicht.

Hierzu werden ausgewählte Gelenke an Leichenpräparaten mit dem ISO-C<sup>3D</sup> untersucht und die Bilder anhand etablierter Bildqualitätskriterien beurteilt.

### **3. Material und Methoden**

#### **3.1. Verwendete Präparate**

Für die Untersuchungen verwendeten wir 4 Ganzkörperpräparate, die uns vom Institut der Rechtsmedizin München zur Verfügung gestellt wurden. Die Präparate hatten alle eine intakte Knochenstruktur. Die nicht konservierten Präparate stammten von frisch Verstorbenen, deren Todeszeitpunkte nicht länger als 72 Stunden zurücklagen.

Tabelle 1.: Auflistung der einzelnen Präparate

	Geschlecht	Größe	Gewicht	Alter
Präparat 1	weiblich	165 cm	65 kg	66 Jahre
Präparat 2	männlich	185 cm	93 kg	32 Jahre
Präparat 3	männlich	193 cm	102 kg	64 Jahre
Präparat 4	männlich	173 cm	81 kg	56 Jahre

### 3.2. Die untersuchten Körperregionen

Um den ISO-C<sup>3D</sup> über alle Körperregionen hinweg zu evaluieren, untersuchten wir acht Gelenke. Die Kleinstgelenke, wie die Interdigitalgelenke oder die Fußwurzelknochen wurden von uns nicht in die Bewertung miteinbezogen. Folgende Gelenkregionen wurden mit dem ISO-C<sup>3D</sup> untersucht:

- Handwurzelgelenk
- Ellenbogengelenk
- Kniegelenk
- obere Sprunggelenk
- Die Wirbelsäule wurde wie folgt anatomisch unterteilt:
  - Die Halswirbelsäule (HWS)
  - Die Bauchwirbelsäule (BWS)
  - Die Lendenwirbelsäule (LWS)
- Hüftgelenk

Da die isozentrische Lagerung nicht möglich war, konnte das Schultergelenk nicht in die Untersuchung miteinbezogen werden.

### 3.3. Der ISO-C<sup>3D</sup>

#### 3.3.1. Aufbau des ISO-C<sup>3D</sup>

Der ISO-C<sup>3D</sup> ist ein mobiler isozentrischer C-Bogen mit optionaler 3D-Bildgebung. Die Grundlage des Gerätes bildet ein isozentrischer C-Bogen (Siremobil ISO-C, Siemens, Medical Solutions, Erlangen, Deutschland), mit einem 23 cm Bildverstärker und einem rotierenden Schwenkarm. Dieses Standardmodell ist ausgestattet mit kontinuierlicher oder gepulster Durchleuchtung sowie digitaler Radiografie zur Erstellung von digitalen Einzelbildern (siehe Bild 1 und 2).

Die Hardwareausstattung des ISO-C<sup>3D</sup> besteht aus der standardmäßigen Workstation eines C-Bogen und einem zusätzlichen Personal Computer, der die Bilder simultan verarbeitet und für die C-Bogenkontrolle zuständig ist.

Darüber hinaus wurde der ISO-C<sup>3D</sup> derart mit einem Elektromotor ausgerüstet, so dass er eine kontinuierliche 190° Orbitalbewegung innerhalb von 120 Sekunden um ein Isozentrum durchführen kann (siehe Bild 3). Somit wird sichergestellt, dass sich

der Zentralstrahl bei sämtlichen Projektionen im Drehzentrum des ISO-C<sup>3D</sup> befindet. Während dieser Orbitalbewegung fertigt der ISO-C<sup>3D</sup> 100 digitale Projektionsbilder im DR-Modus im definierten Winkel an. Diese 100 isozentrischen Projektionsaufnahmen werden simultan auf den angegliederten Personal Computer transferiert, der zeitgleich mit Hilfe des Feldkampalgorithmus die multiplanaren Rekonstruktionen errechnet. Bereits während der Untersuchung werden die ersten Projektionsbilder gespeichert und auf dem Monitor visualisiert.

Unmittelbar nach Abschluss des Röntgenvorganges sind sowohl alle 100 Einzelaufnahmen als auch die komplette CT-MPR in jeder beliebigen Schichtebene verfügbar. Das maximal mögliche Untersuchungsvolumen misst 119 mm in allen drei Raumebenen. Die Schichtdicke beträgt 0,46 mm.

Die Verbindung zwischen dem C-Bogen und dem PC wird mit einer auf Windows NT basierenden Schnittstelle hergestellt. Es kann eine lokale Netzwerkverbindung für einen Datenverkehr aufgebaut werden. Um die gesammelten Rohdaten zu speichern, stehen verschiedene Optionen zu Verfügung: die lokale Festplatte, das Brennen auf eine Compact Disk oder im lokalen Netzwerk („graping image export“). Die Daten liegen im DICOM- Format vor.

Die Software erfüllt vier Aufgaben:

- Sie steuert die Geschwindigkeit des C-Arms bei einem Umlauf.
- Sie koordiniert die zeitliche Abfolge der Röntgenbilderaufnahmen.
- Sie speichert alle einzeln gemachten Bilder und die Rohdaten für die CT-MPR Rekonstruktion auf der Festplatte ab.
- Sie rekonstruiert die dreidimensionalen Bilder der auf der Festplatte gespeicherten Bilder und deren Darstellung.

Die Software benutzt für die dreidimensionalen Rekonstruktionen den durch „shift-variant data filtering“ und „cone-beam backprojektion“ modifizierten Feldkamp Algorithmus [6, 11].

Der ISO-C<sup>3D</sup> verfügt über eine Zulassung nach EU Standard für konventionelle Röntgengeräte.

### 3.3.2. Die Lagerung

Die beste Qualität mit dem ISO-C<sup>3D</sup> wird dann erzielt, wenn sich im Röntgenstrahlengang über die gesamte Aufnahmedauer hinweg kein Fremdmaterial, wie zum Beispiel die Lagerungsliege oder ein anderes Körperteil befindet. Aus diesem Grund lagerten wir wenn möglich das zu untersuchende Gelenk frei in der Luft. Dies gelang uns ohne Schwierigkeiten mit dem Handgelenk, dem Ellenbogengelenk, dem oberen Sprunggelenk und dem Kniegelenk. Handgelenk und Ellenbogengelenk konnten ohne Einschränkungen untersucht werden, indem wir den entsprechenden Arm, soweit er beweglich war, abduzierten und an einer für die Untersuchung irrelevante Stelle abstützten. Bei dem oberen Sprunggelenk und dem Kniegelenk war es auf Grund der Leichenstarre der Präparate nicht möglich, das contralaterale Bein aus der Projektionsebene zu bringen. So verblieb das andere Bein in der Projektionsebene.

Bei der Hüfte und der Wirbelsäule verwendeten wir eine röntgendurchlässige Karbonplatte.

Bei der Lagerung ist sicherzustellen, dass

- Sich die zu untersuchende Körperregion im Isozentrum des ISO-C<sup>3D</sup> befinden muss
- die Rotation um 190° kollisionsfrei verläuft.

Bei der Lagerung der Hüfte und der Wirbelsäule, also den Gelenken, die sich nahe am Rumpf befinden, muss der vordefinierte Radius des ISO-C<sup>3D</sup> berücksichtigt werden. Innerhalb dieses Radius muss sowohl das Gelenk mit umliegendem Körpermantel, als auch die zu dessen Lagerung benötigte Vorrichtung untergebracht werden.

### 3.3.3. Die Aufnahmeparameter des ISO-C<sup>3D</sup>

Es wurden zwei verschiedene Einstellungen für die unterschiedlichen Bereiche des Körpers vom Hersteller empfohlen und von uns entsprechend angewandt. Zum Einem wurden für die kleinen Gelenke (Handgelenk und Sprunggelenk) 59 kV und 1.9 mA, zum Anderen für die großen Gelenke (Hüfte, Knie und Wirbelsäule) 62 kV

und 3.4 mA verwendet. Die neueste Softwareversion gleicht die Spannung und die Stromstärke der Röntgendichte des aktuellen Objekts automatisch an, so dass keine Voreinstellungen mehr nötig sind und immer die optimale Einstellung gewählt wird. Zur Kalibrierung des ISO-C wird ein speziell hierfür entwickeltes Phantom benutzt. Diese Kalibrierung ist Teil der regelmäßig stattfindenden Wartung des Gerätes. Nachträgliche Bildkorrekturen sind nicht vorgesehen. (siehe Tabelle 2: Technische Daten des Prototypen Siremobil ISO-C<sup>3D</sup>)

#### 3.3.4. Die Durchführung eines ISO-C<sup>3D</sup>-Scans

Um die zu scannende Region genau in das Isozentrum des ISO-C<sup>3D</sup> zu bringen, wird mit Hilfe eines in die Röntgenröhre integrierten Laserkreuzes das zu untersuchende Objekt in allen drei Ebenen mittig positioniert. Das Volumen, das innerhalb einer Untersuchung geröntgt und registriert wird, das so genannte „field of view“, misst in jeder Ebene 119 mm. Ob das Gelenk auch wirklich isozentrisch gelagert ist, wird mit dem Durchleuchtungsmodus überprüft. Bei den Rumpfgelenken führen wir, um sicherzugehen, dass die Rotation nicht wegen einer Kollision unterbrochen werden muss, eine Probefahrt ohne zu röntgen.

Nachdem die Isozentrie des Gelenks sichergestellt wurde, galt es, bei der ersten Programmversion des ISO-C<sup>3D</sup> die richtigen Einstellungen zu wählen. Laut Hersteller wurden für Gelenke mit großem Weichteilmantel (Hüfte, LWS und BWS) 62 kV und 3.4 mA, für die kleinen Gelenke, (HWS, Handgelenk, Sprunggelenk, Knie und Ellenbogen) 59 kV und 1.9 mA empfohlen. Die zweite Programmversion passte die Spannung der Röntgenröhre dem Gelenk automatisch an. Somit entfiel die Wahl der Einstellungen.

Es folgte die automatisch ablaufende Scanrotation des C-Bogens mit dem Anfertigen der 100 Projektionsbilder. Die einzelnen Projektionsaufnahmen werden auf der Workstation synchron gezeigt, während der PC zeitgleich die Rekonstruktion errechnet und auf den Monitor projiziert.

Nach Abschluss der Untersuchung stehen ohne Zeitverlust sowohl die 100 Projektionsbilder als auch die gesamte CT-MPR zur Verfügung.

### 3.3.5. Art der Schnittbilder und deren Darstellung

Die aufgearbeiteten Bilder werden auf einem vierfach unterteilten Bildschirm präsentiert. Rechts oben können alle 100 Projektionsbilder nacheinander abgerufen werden. Auf den anderen drei Unterteilungen des Bildschirms werden die drei Achsen der dreidimensionalen Rekonstruktion (CT-MPR) dargestellt. Die einzelnen Bilder aller Quadranten können auf die gesamte Bildschirmgröße vergrößert und gefenstert werden.

Durch die verwendete Rekonstruktionsmatrix entsteht bei der CT-MPR eine Diskrepanz zwischen dem Zentrum des Bildes und seiner Peripherie. Dies ist bedingt durch folgende Tatsache: Je weiter eine Struktur von dem Isozentrum entfernt ist, desto weniger nutzbare Daten können aus den Projektionsbildern zur CT-MPR verwendet werden können. Die Grenze zwischen Zentrum und Peripherie stellt sich in den Bildern als angedeuteter Kreis dar, an dem dieser Übergang gut zu erkennen ist. Dieser Kreis hat einen Radius von 4 cm auf dem Bild. Das Zentrum weist eine eindeutig bessere Bildqualität gegenüber der Peripherie auf. Normalerweise liegen die interessanten Strukturen innerhalb des Kreises, so dass die Diagnostik nicht eingeschränkt ist (Bild 4).

### 3.4. Der verwendete Computertomograph

Zum Vergleich zu den Hochkontrastschnittbildern des ISO-C<sup>3D</sup> stellten wir als Referenz Schnittbilder gegenüber, die mit einem Computertomograph angefertigt wurden.

#### 3.4.1. Der Aufbau

Bei dem verwendeten Computertomograph handelte es sich um ein SPIRAL-CT vom Typ Somatom Plus 4 (Siemens Medical Solutions, Erlangen, Deutschland).

#### 3.4.2. Die Lagerung im CT

Die Präparate wurden mit angelegten Armen und ausgestreckten Beinen gelagert. Auf Grund der Leichenstarre war es nicht möglich, die Arme über den Kopf zu



positionieren, wie es normalerweise bei der Untersuchung der Handgelenke oder Ellenbogengelenke üblich ist.

### 3.4.3. Die technischen Daten

Die Untersuchung wurde mit den an unserer Klinik standardmäßig verwendeten Protokollen durchgeführt. Die Werte sind der Tabelle 3 und 4 zu entnehmen.

Tabelle 4: CT- Röntgenprotokoll der einzelnen Gelenke

	SP	SL	Feed	kV	mAs	Pitch
BWS	3	3	4,5	120	220	1,5
LWS	3	3	4,5	120	220	1,5
HWS	1,5	2	3	120	128	1,5
Hüfte	3	3	4,5	120	139	1,5
Fußgelenk	1	1	1,5	120	110	1,5
Handgelenk	0,8	1	1,5	120	110	1,5
Knie	2	2	3	120	130	1,5
Ellenbogen	1	1	1,5	120	110	1,5

### 3.4.4. Die multiplanare Rekonstruktion

Da der ISO-C<sup>3D</sup> Schnittbilder in allen drei Raumebenen liefert, rekonstruierten wir entsprechend aus den transversalen CT Bildern die sagittalen und koronaren Ebenen an einer separaten Workstation (SUN AG, Kalifornien, USA). Die Schichtdicke der Rekonstruktionen in sagittaler und koronarer Ebene war 2,0 Millimeter.

### 3.5. Die Auswertung

#### 3.5.1. Beurteilung der Bildqualität mit Hilfe eines semiquantitativen Scores

Alle Bilder des ISO-C<sup>3D</sup> und der SPIRAL-CT wurden von vier erfahrenen Radiologen unabhängig voneinander und verblindet bewertet. Den Radiologen wurden gleichzeitig auf einem Bildschirm die Bilder eines Gelenkes - angefertigt vom ISO-

C<sup>3D</sup> - und parallel auf einem weiteren Bildschirm die Bilder des SPIRAL-CT präsentiert, um einen direkten Vergleich zu ermöglichen. Es wurde die Darstellung des kortikalen und spongiösen Knochens, die Abgrenzbarkeit der Gelenkoberfläche, die subjektive Bildqualität bzw. das Bildrauschen und die subjektive Beurteilung der Artefakte untersucht. Jedes Kriterium wurde auf einer Werteskala von eins bis vier eingestuft (siehe Tabelle 5).

Tabelle 5: Beurteilung der Bildqualität mit Hilfe eines semiquantitativen Scores

Score	1	2	3	4
Subjektive Bildqualität, Bildrauschen	starkes Bildrauschen	mäßiges Bildrauschen, Qualität beeinträchtigt	geringes Bildrauschen, Qualität gut	kein relevantes Bildrauschen Qualität sehr gut
Abgrenzbarkeit des Kortikalen Knochens	unscharf	gerade sichtbar, keine scharfe Grenzen	mäßig scharfe Abgrenzbarkeit	perfekte Abgrenzbarkeit
Darstellung des spongiösen Knochens	nicht sichtbar	Bälkchenstruktur gerade erkennbar	Bälkchenstruktur mäßig scharf erkennbar	Bälkchenstruktur perfekt erkennbar
Abgrenzbarkeit der Gelenkoberfläche	unscharf	gerade erkennbar, unscharf	mäßig scharfe Abgrenzbarkeit	Perfekte Abgrenzbarkeit
Subjektive Beurteilung von Artefakten	erheblich störend, keine Beurteilung möglich	störend, Beurteilung stark eingeschränkt	kaum störend, Beurteilbarkeit nicht wesentlich eingeschränkt	keine relevanten Artefakte

Weiter wurden bei den Bildern des ISO-C<sup>3D</sup> das Zentrum und die Peripherie getrennt beurteilt. Da aus der verwendeten Rekonstruktionsmatrix ein Unterschied in der Bildqualität resultiert, definierten wir als Peripherie die gut erkennbare Grenze

außerhalb eines Radius von 4 cm (bei einer Bildkantenlänge von 10cm), entfernt vom Bildmittelpunkt.

Die Bilder, die den Untersuchern vorgelegt wurden, waren anonymisiert. Im Anschluss an die Beurteilung eines Gelenkes musste sich der beurteilende Arzt entscheiden, welches Verfahren, ISO-C<sup>3D</sup> oder SPIRAL-CT, er subjektiv für ein bestimmtes Gelenk bevorzugt. Hier war auch eine Enthaltung möglich, was einer Gleichstellung der Methoden entspricht.

Die Beurteiler wurden ebenfalls aufgefordert, eine Präferenz bezüglich der einzelnen bewerteten Parameter zu geben, ob sie eine Beurteilung der Bilder der SPIRAL-CT oder des ISO-C<sup>3D</sup>-Bogen vorziehen würden.

Hier konnten die Bewertenden sich auch der Meinung enthalten, was einer Parität in der Beurteilung gleichkam.

### 3.5.2 Die Interobserver-Variabilität

Da in qualitative Auswertungen auch das subjektive Empfinden des Untersuchers einfließt, wurde zwischen vier Untersuchern die Interobserver-Variabilität bestimmt. Wir verwendeten den Intraclass-Korrelationskoeffizient (ICC) als Messgröße. Liegt dieser Wert unter 0,05, so ist davon auszugehen, dass die Variabilität der Beobachterergebnisse statistisch nicht signifikant ist.

### 3.5.3. Die statistische Auswertung

Um zu bestimmen, ob ein signifikanter Unterschied zwischen den Beurteilungen der untersuchten Untersuchungsmethoden existierte, wurde zunächst der Median über die Beurteiler hinweg für jedes Gelenk, jedes Präparat und jede Modalität bestimmt.

Es wurden verschiedene Paarungen gegeneinander getestet:

Der ISO-C<sup>3D</sup> gegen die primären axialen Schnittbilder SPIRAL-CT

Der ISO-C<sup>3D</sup> gegen die koronare und sagittale CT-MPR der SPIRAL-CT

Die zentrale Abbildung ISO-C<sup>3D</sup> gegen die periphere Abbildung

Die SPIRAL-CT gegen die CT-MPR der SPIRAL-CT.

Hierfür benutzten wir den Willcoxon-Test für unpaarige Stichproben mit einem festgelegten Signifikanzniveau von  $p < 0,05$ . Bei einem Wert von  $p < 0,05$  gilt die

Abweichung zwischen den beiden Gruppen als signifikant mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 5%. Dies bedeutet, dass die Wahrscheinlichkeit, dass der getestete Unterschied nur auf Grund der zufallsbedingten Streuung der Messergebnisse zustande gekommen ist, höchstens 5% beträgt.

Zur Auswertung der Statistikttests wurde das Programm Statistical Package for social Siences (SPSS, SPSS Inc., USA) Version 10.0 verwendet.

Zur Datenerfassung wurde EXCEL XP (Microsoft, USA) verwendet.

## 4. Ergebnisse

Um eine Bewertung der ISO-C<sup>3D</sup>-Bilder durchzuführen, standen im Zentrum unserer Beurteilung ihre Unterschiede zu den Bildern des SPIRAL-CT. Weiterhin verglichen wir den Unterschied zwischen CT-MPR und SPIRAL-CT, CT-MPR und ISO-C<sup>3D</sup>, sowie der zentralen und peripheren Projektion des ISO-C<sup>3D</sup>.

Wir stellten die Ergebnisse der Auswertung von ISO-C<sup>3D</sup> und SPIRAL-CT im Wilcoxon-Test einander gegenüber. Als signifikant erachteten wir einen Unterschied, wenn der errechnete Koeffizient p des Wilcoxon-Test kleiner als 0,05 war. Als erstes testeten wir die vier Vergleichsvarianten (SPIRAL-CT gegen ISO-C<sup>3D</sup>, SPIRAL-CT gegen CT-MPR, ISO-C<sup>3D</sup> Peripher gegen ISO-C<sup>3D</sup> Zentrum und CT-MPR gegen ISO-C<sup>3D</sup>) jeder einzelnen Modalität. Gestartet wurden jeweils die Mediane gegeneinander. Der Median wurde ermittelt aus den einzelnen Bewertungen aller Auswerte. Daraufhin überprüften wir die einzelnen Regionen.

Es stellte sich im Laufe unserer Untersuchung heraus, dass der ISO-C<sup>3D</sup> in der Abbildung stammnaher Körperregionen, BWS, LWS und Hüfte, stark in der Bewertung zurückfiel. Um möglichst differenzierte und aussagekräftige Ergebnisse zu bekommen fassten wir die untersuchten Gelenke anhand der Körperregionen in zwei Gruppen zusammen: Zum einen die stammnahen Körperregionen (Rumpf) mit LWS, BWS und Hüfte, zum anderen die Körperregionen der Extremitäten (Extrem.) mit oberem Sprunggelenk, Knie, Ellenbogen, Handgelenk und HWS. Innerhalb dieser neu zusammengefassten Einheiten testeten wir mit dem Wilcoxon-Test die vier relevanten Vergleiche auf signifikante Unterschiede innerhalb der Bewertungskriterien (siehe Tabelle 6 bis 13).

Tabelle 6: Vergleich ISO-C<sup>3D</sup>-Bogen gegen axiale CT (Extremitäten)

	ISO-C <sup>3D</sup>			CT			p
	Median	Max	Min	Median	Max	Min	
Bildqualität	3,5	4	3	4	4	2	<0,001
Corticalis	4	4	2	4	4	2	0,20
Spongiosa	4	4	1	4	4	1	0
Gelenk- oberfläche	4	4	2	4	4	3	0,30
Artefakte	3	4	3	4	4	3	<0,001

Tabelle 7: Vergleich ISO-C<sup>3D</sup>-Bogen gegen axiale CT (Rumpf)

	ISO-C <sup>3D</sup>			CT			p
	Median	Max	Min	Median	Max	Min	
Bildqualität	2	4	1	4	4	3	<0,001
Corticalis	3	4	2	4	4	3	<0,001
Spongiosa	2	2	1	3	4	1	<0,001
Gelenk- oberfläche	3	4	1	4	4	2	<0,001
Artefakte	3	4	2	4	4	3	<0,001

Tabelle 8: Vergleich axiale CT gegen CT-MPR (Extremitäten)

	CT			CT- MPR			p
	Median	Max	Min	Median	Max	Min	
Bildqualität	4	4	3	4	4	2	<0,001
Corticalis	4	4	3	3,5	4	2	<0,001
Spongiosa	4	2	4	3	4	2	0
Gelenk- oberfläche	4	4	3	3	4	2	<0,001
Artefakte	4	4	3	4	4	3	<0,001

Tabelle 9: Vergleich axiale CT gegen CT-MPR (Rumpf)

	CT			CT- MPR			p
	Median	Max	Min	Median	Max	Min	
Bildqualität	3,625	4	3	3	3	2	<0,001
Corticalis	4	4	4	3	3	2	<0,001
Spongiosa	3	4	2	2	2	1	0
Gelenk- oberfläche	4	4	3	3	3	2	<0,001
Artefakte	4	4	3	3	4	2	<0,001

Tabelle 10: Vergleich ISO-C<sup>3D</sup>-Bogen gegen CT-MPR (Extremitäten)

	ISO-C <sup>3D</sup>			CT-MPR			p
	Median	Max	Min	Median	Max	Min	
Bildqualität	3,5	4	3	4	4	2	0,01
Corticalis	4	4	2	5	4	2	0,08
Spongiosa	4	4	1	3	4	2	0,01
Gelenk- oberfläche	4	4	2	3	4	2	<0,001
Artefakte	3	4	3	4	4	2	<0,001

Tabelle 11: Vergleich ISO-C<sup>3D</sup>-Bogen gegen CT- MPR (Rumpf)

	ISO-C <sup>3D</sup>			CT-MPR			p
	Median	Max	Min	Median	Max	Min	
Bildqualität	2	4	1	3	4	2	<0,001
Corticalis	3	4	2	3	4	2	<0,001
Spongiosa	2	2	1	2	3	1	<0,001
Gelenk- oberfläche	3	4	1	3	3	2	0,97
Artefakte	3	4	2	3	4	2	0,17

Tabelle 12: ISO-C<sup>3D</sup>-Bogen Zentrum gegen Peripherie (Extremitäten)

	ISO-C <sup>3D</sup> Zentral			ISO-C <sup>3D</sup> peripher			p
	Median	Max	Min	Median	Max	Min	
Bildqualität	3,5	4	3	3	4	2	<0,001
Corticalis	4	4	2	3	4	2	<0,001
Spongiosa	4	4	1	2	3	1	0
Gelenk- oberfläche	4	4	2	3	4	2	<0,001
Artefakte	3	4	3	2,5	3	2	<0,001

Tabelle 13: ISO-C<sup>3D</sup>-Bogen Zentrum gegen Peripherie (Rumpf)

Rumpf	ISO-C <sup>3D</sup> Zentral			ISO-C <sup>3D</sup> peripher			p
	Median	Max	Min	Median	Max	Min	
Bildqualität	2	4	1	2	3	1	0,02
Corticalis	3	4	2	2	3	1	<0,001
Spongiosa	2	2	1	1	2	1	<0,001
Gelenk- oberfläche	3	4	1	2	3	1	<0,001
Artefakte	3	4	2	2	3	1	<0,001

#### 4.1. Die subjektive Bildqualität bzw. Bildrauschen

In der Bewertung der Bildqualität der Extremitäten und des Rumpfes waren in allen vier Vergleichen signifikante Unterschiede festzustellen. Das SPIRAL-CT war signifikant besser als der ISO-C<sup>3D</sup>-Bogen (Wilcoxon-Testwert (p):0,0 für die Region der Extremitäten (Extrem.) und die Region des Rumpfes (Rumpf) und die CT-MPR (p: Extrem.: 0,004; Rumpf: 0), die CT-MPR besser als der ISO-C<sup>3D</sup>-Bogen (p: Extrem.: 0,014; Rumpf: 0,016) und die zentrale Projektion des ISO-C<sup>3D</sup>s besser als die Peripherie (p: Extrem.: 0,0; Rumpf: 0,003) .

##### 4.1.1. Die Region der Extremitäten

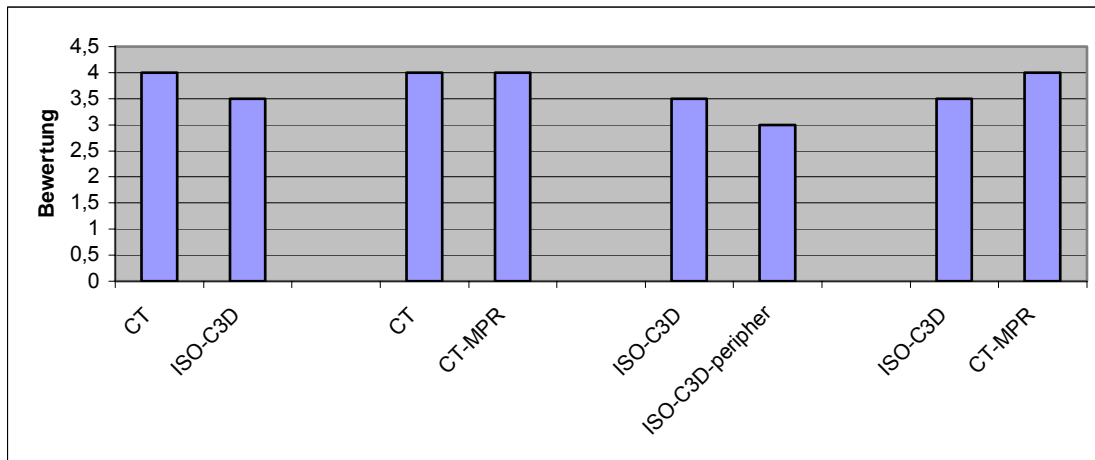
Das SPIRAL-CT erreichte fast durchwegs bei den Extremitäten die Bestmarke von 4. Selbst die CT-MPR überzeugte durch Medianwerte von 3,5 und 4, auch wenn sie signifikant schlechter war als das SPIRAL-CT.

Der ISO-C<sup>3D</sup> erreichte in der Bewertung des Zentrums Noten von 2,5 bis 4 bei den Extremitäten. (Median :3,5).

Die Peripherie der ISO-C<sup>3D</sup>-Bilder erhielt Werte zwischen 3 und 3,5, somit signifikant schlechter als die Zentralbilder (siehe Diagramm 1).



Diagramm 1: Vergleich der Bewertung der Bildqualität der verschiedenen Modalitäten (Extremitäten)



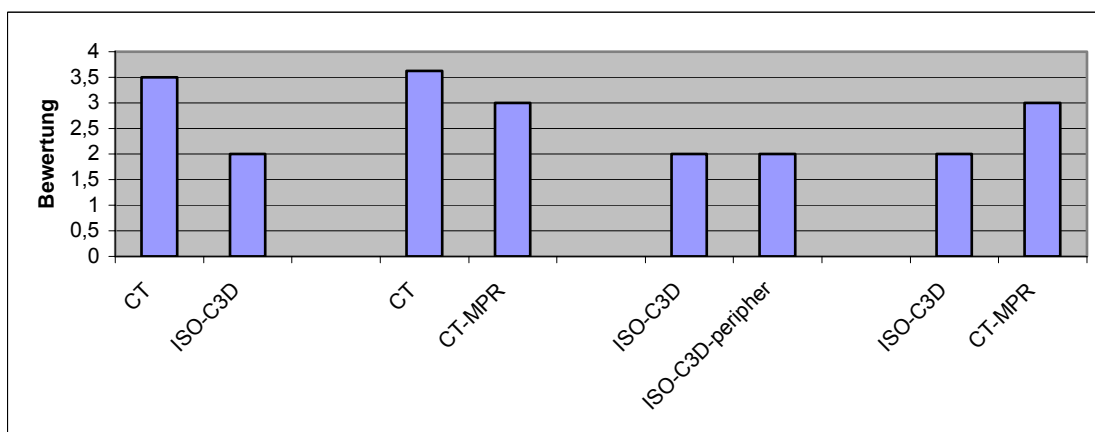
#### 4.1.2. Die Region des Rumpfes

In der Bewertung des Rumpfes erzielte das SPIRAL-CT Werte von 3 bis 4 (Median: 3,5).

Die CT-MPR wurde mit 2 bis 3 Punkten bewertet (Median 3), war aber signifikant besser als der ISO-C<sup>3D</sup>. Dessen Bewertung war im Rahmen von 2 und 3 (Median 2).

Die Peripherie erzielte Punkte im Bereich zwischen 1 und 2 (Median 2; siehe Diagramm 2).

Diagramm2: Vergleich der Bewertung der Bildqualität der verschiedenen Modalitäten (Rumpf)



## 4.2. Die Abgrenzbarkeit des corticalen Knochens

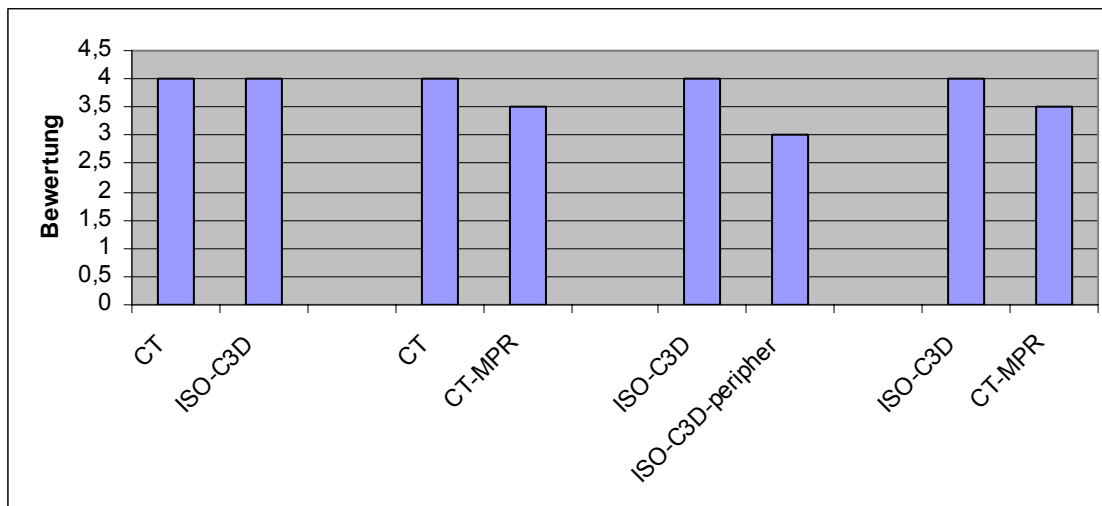
### 4.2.1. Die Region der Extremitäten

Bei der Abgrenzung des corticalen Knochens konnte kein signifikanter Unterschied zwischen dem SPIRAL-CT und dem ISO-C<sup>3D</sup>-Bogen festgestellt werden ( $p: 0,197$ ). Im Vergleich des ISO-C<sup>3D</sup> mit der CT-MPR erwies sich ein signifikanter Unterschied zugunsten des ISO-C<sup>3D</sup> ( $p: 0,006$ ). Weiter ergab sich, dass sich das SPIRAL-CT signifikant von der CT-MPR abhebt ( $p: 0,001$ ), genauso wie das Zentrum der ISO-C<sup>3D</sup> Bilder von der Peripherie ( $p: 0$ ).

Das SPIRAL-CT erhielt Punkte von 3 bis 4 und war damit in der gleichen Notenspanne wie der ISO-C<sup>3D</sup> (Median: 4).

Die CT-MPR wurde mit Noten von 2,5 bis 4 ausgezeichnet (Median: 3,5). Die Bewertung der peripheren ISO-C<sup>3D</sup>- Darstellungen liegt ebenfalls zwischen 2,5 und 4, (Median: 3) und ist signifikant schlechter als die CT-MPR (siehe Diagramm 3).

Diagramm 3: Vergleich der Bewertung der Abgrenzbarkeit des corticalen Knochens der verschiedenen Modalitäten (Extremitäten)

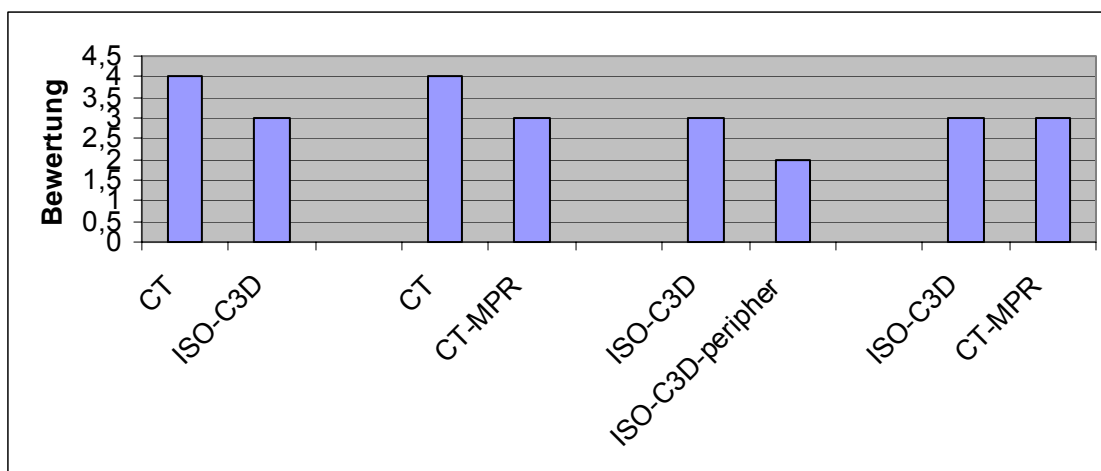


#### 4.2.2. Die Region des Rumpfes

In der stammnahen Region verschlechtert sich das Verhältnis von SPIRAL-CT zum ISO-C<sup>3D</sup>-Bogen signifikant zuungunsten des ISO-C<sup>3D</sup>-Bogens (p: 0). Dieser unterschied sich nicht mehr signifikant von der CT-MPR (p: 0,083). Diese wiederum war signifikant schlechter als das SPIRAL-CT (p: 0), genauso wie die periphere Darstellung des ISO-C<sup>3D</sup> schlechter war als die zentrale Darstellung (p: 0,001).

Die Noten des SPIRAL-CT befanden sich zwischen 3 und 4 (Median: 4). Der ISO-C<sup>3D</sup> wurde von 2 bis 3,5 (Median: 3) taxiert. Die CT-MPR, die mit der Spanne von 2,5 bis 3 (Median: 3) signifikant schlechter war als der ISO-C<sup>3D</sup>, wurde gegen die Peripherie der ISO-C<sup>3D</sup> Bilder mit der Reichweite von 1,5 bis 3 (Median: 2) ohne signifikanten Unterschied getestet (siehe Diagramm 4).

Diagramm 4: Vergleich der Bewertung der Abgrenzbarkeit des corticalen Knochens der verschiedenen Modalitäten (Rumpf)



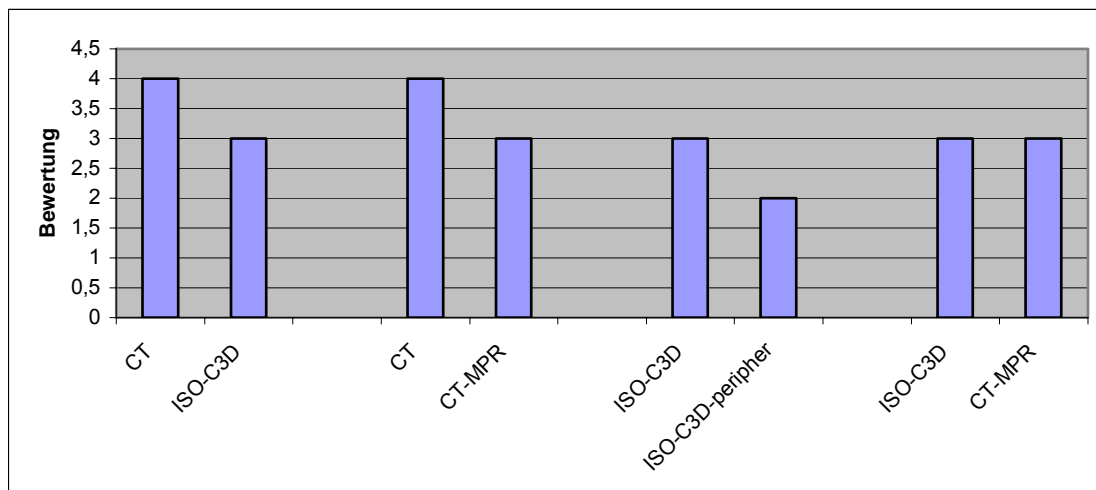
### 4.3. Darstellung des spongiösen Knochens

Bei der Darstellung der Spongiosa sind die Unterschiede sehr eindeutig. Es zeigte sich in allen Regionen eine klar signifikante Abstufung vom SPIRAL-CT zur CT-MPR (p: Extrem. und Rumpf: 0,0), von der CT-MPR zum zentralen ISO-C<sup>3D</sup>-Bild (p: Extrem: 0,005 und Rumpf: 0,002) bis hin zum Schlechtesten, der Peripherie des ISO-C<sup>3D</sup> (p: Extrem: 0,005 und Rumpf: 0).

#### 4.3.1. Die Region der Extremitäten

Das SPIRAL-CT erhielt die Noten von 2,5 bis 4 (Median: 4). Der ISO-C<sup>3D</sup> hingegen verbuchte lediglich Punkte zwischen 1,5 und 3, (Median: 3). Demgegenüber erreichte die CT-MPR 2 bis 4 Einheiten (Median: 3) und war damit signifikant besser als der ISO-C<sup>3D</sup>. In der Bewertung schnitt am schlechtesten die Peripherie der ISO-C<sup>3D</sup>-Bilder mit der Spanne von 1 bis 3 (Median: 2) ab (siehe Diagramm 5).

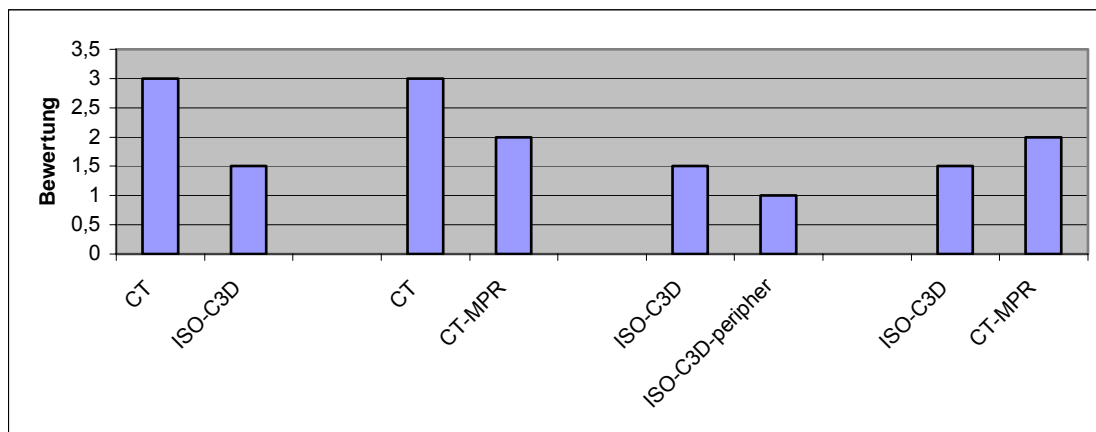
Diagramm 5: Vergleich der Bewertung der Darstellung des spongiösen Knochens der verschiedenen Modalitäten (Extremitäten)



#### 4.3.2. Die Region des Rumpfes

In der Rumpfregeion wurde die Erkennbarkeit der Spongiosa an dem SPIRAL-CT mit der Spanne von 2 bis 3,5 (Median: 3) beurteilt. Der ISO-C<sup>3D</sup> fiel in seiner Bewertung auf 1 bis 2 ab. Sein Median war lediglich 1,5 und somit zwischen “ nicht sichtbar “ und einer “ gerade erkennbaren Bälkchenstruktur “ beurteilt worden. Die CT-MPR erreichte Noten zwischen 1 und 2,5, im Median 2. Am Ende der Bewertung stand die Peripherie der ISO-C<sup>3D</sup>-Bilder mit 1 und 1,5 (Median: 1) (siehe Diagramm 6).

Diagramm 6: Vergleich der Bewertung der Darstellung des spongiösen Knochens der verschiedenen Modalitäten (Rumpf)



#### 4.4. Die Abgrenzbarkeit der Gelenkoberfläche

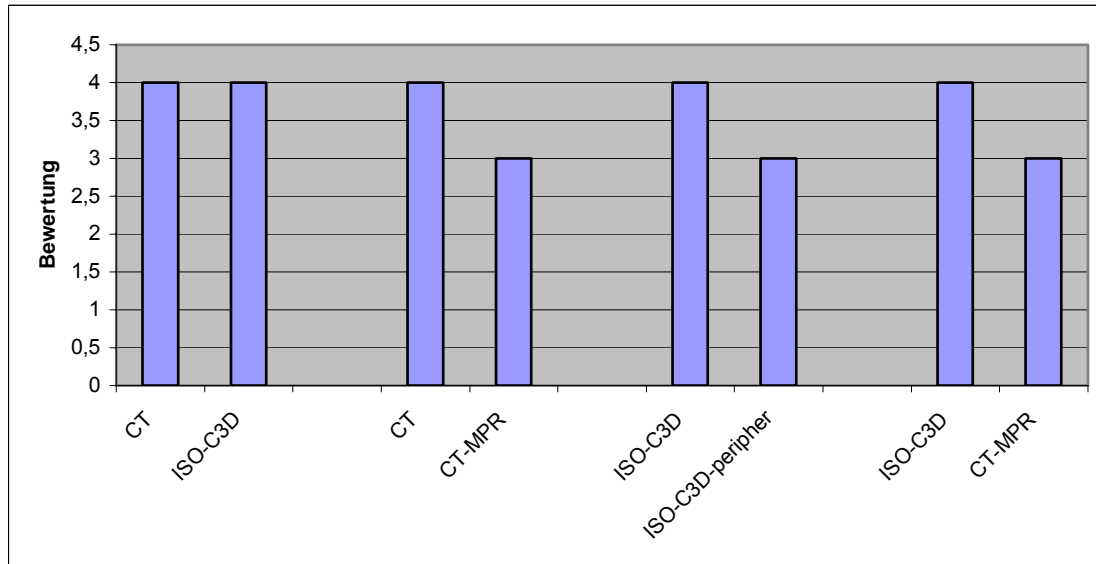
##### 4.4.1. Die Region der Extremitäten

In der Abgrenzbarkeit der Gelenkoberfläche erwies sich kein signifikanter Unterschied zwischen dem SPIRAL-CT und dem ISO-C<sup>3D</sup> (p: 0,305). Demgegenüber schnitt die CT-MPR gegenüber diesen beiden Untersuchungen signifikant schlechter ab (p: 0). Die Peripherie der ISO-C<sup>3D</sup>-Bilder wurde ebenfalls dem Zentrum gegenüber als signifikant unterlegen getestet (p: 0).

In der Benotung erreicht das SPIRAL-CT Werte zwischen 3 und 4, wurde aber am häufigsten mit 4 bewertet. Fast identisch, jedoch minimal besser, wurde der ISO-C<sup>3D</sup> mit 3,5 bis 4 (Median: 4) beurteilt.

Die CT-MPR und die Peripherie der ISO-C<sup>3D</sup>-Bilder dagegen erzielte lediglich Noten zwischen 2 und 4 (Median: 3) (siehe Diagramm 7).

Diagramm 7: Vergleich der Bewertung der Abgrenzbarkeit der Gelenkoberfläche der verschiedenen Modalitäten (Extremitäten)

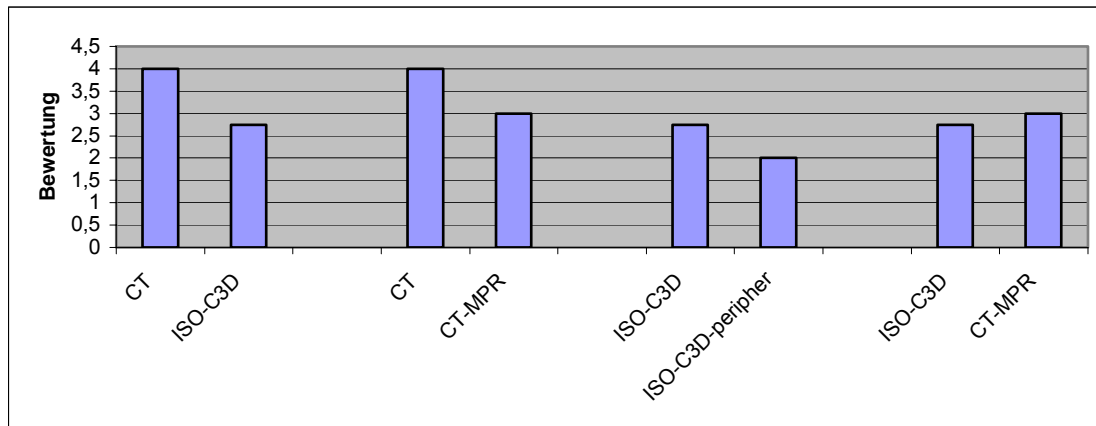


#### 4.4.2. Die Region des Rumpfes

Die Abgrenzbarkeit der Gelenkoberfläche war beim ISO-C<sup>3D</sup> signifikant schlechter als im SPIRAL-CT (p: 0). Es konnte kein signifikanter Unterschied zwischen ISO-C<sup>3D</sup> und CT-MPR nachgewiesen werden (p: 0,967), wohl aber zwischen CT-MPR und SPIRAL-CT (p: 0,001). Das Schlusslicht bildet deutlich der periphere Abschnitt der ISO-C<sup>3D</sup>-Bilder (p: 0,002).

In Zahlen ausgedrückt erreichte das SPIRAL-CT Werte zwischen 3 und 4 (Median: 4), wohingegen der ISO-C<sup>3D</sup> nur zwischen 2 und 3,5 bewertet wurde, (Median 2,75). Die CT-MPR war nur minimal besser als der ISO-C<sup>3D</sup> mit Noten von 2 bis 3 (Median: 3). Der periphere Teil der ISO-C<sup>3D</sup>-Bilder verbuchte nur Einschätzungen von 1 bis 3 (Median: 2) (siehe Diagramm 8).

Diagramm 8: Vergleich der Bewertung der Abgrenzbarkeit der Gelenkoberfläche der verschiedenen Modalitäten (Rumpf)



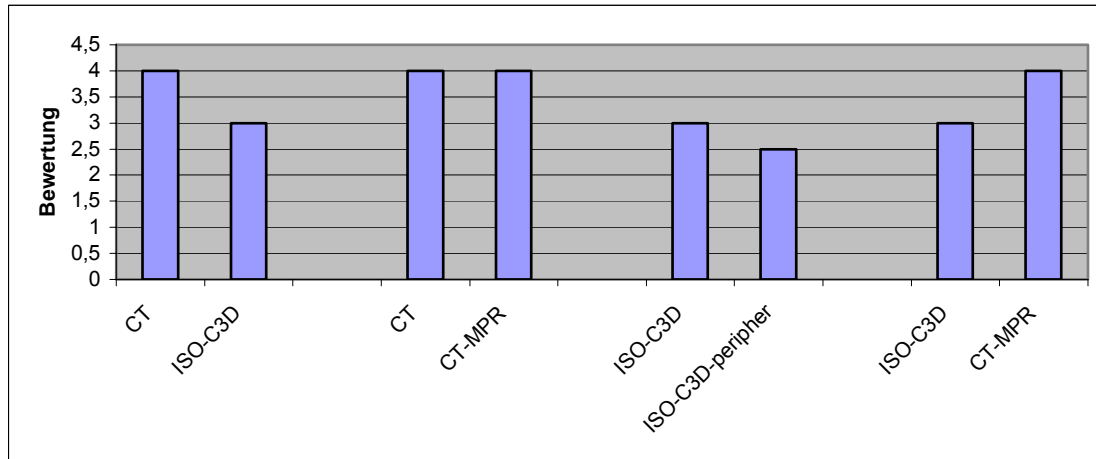
#### 4.5. Subjektive Beurteilung der Artefakte

##### 4.5.1. Die Region der Extremitäten

Bezüglich der Artefakte war die SPIRAL-CT signifikant besser als die CT-MPR ( $p: 0,023$ ), diese beiden waren ihrerseits signifikant besser als der ISO-C<sup>3D</sup> ( $p: 0$ ) und, ebenfalls mit einem signifikanten Unterschied, die Peripherie in den ISO-C<sup>3D</sup>-Bildern ( $p: 0$ ).

Die SPIRAL-CT erhielt Bewertungen von 3 bis 4 (Median: 4). Der ISO-C<sup>3D</sup> hatte Werte zwischen 2,5 und 3,5 und einen Median von 3. Die CT-MPR wurde im Bereich 2,5 bis 4 (Median: 4) beurteilt. Die schlechtesten Noten erhielt die Peripherie der ISO-C<sup>3D</sup>-Bilder mit Bewertungen im Bereich 2 bis 3 (Median: 2,5) (siehe Diagramm 9).

Diagramm 9: Vergleich der Bewertung der subjektiven Beurteilung der Artefakte der verschiedenen Modalitäten (Extremitäten)



#### 4.5.2. Die Region des Rumpfes

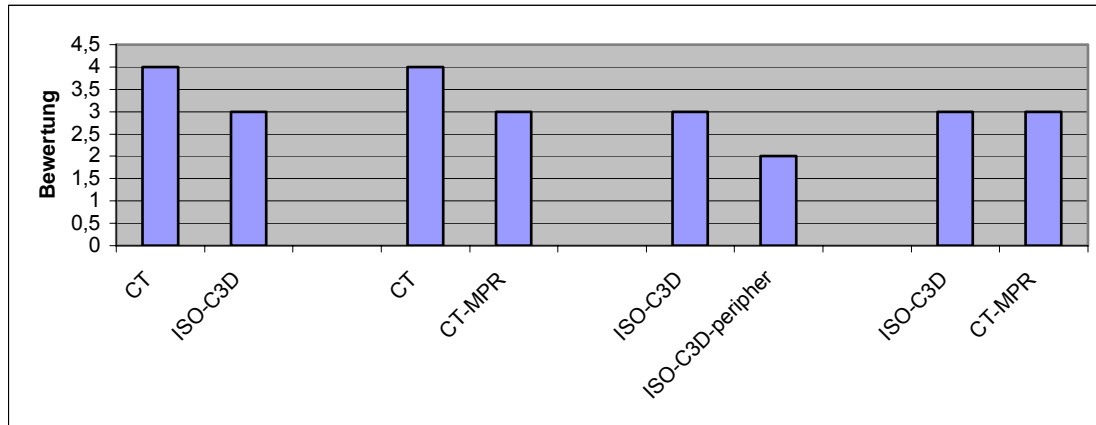
Die SPIRAL-CT war signifikant besser als seine Vergleichspartner ISO-C<sup>3D</sup> (p: 0,002) und CT-MPR (p: 0,006). Diese beiden wiederum wiesen keinen signifikanten Unterschied auf (p: 0,167). Der periphere Teil des ISO-C<sup>3D</sup>-Bildes wurde signifikant schlechter gewertet als der zentrale Teil (p: 0).

Die SPIRAL-CT erhielt Bewertungen zwischen 3 und 4 (Median: 4). Die Wertungen des ISO-C<sup>3D</sup> lagen zwischen 2,5 bis 3,5 (Median: 3). Mit dieser Bewertung lag der ISO-C<sup>3D</sup> ähnlich wie die CT-MPR, die eine Spanne von 2 bis 4 und den gleichen Median aufwies.

Das Schlusslicht bildete die Peripherie der ISO-C<sup>3D</sup>-Bilder. Sie erreichte Werte von 2 bis 3, wobei 2 am häufigsten genannt wurde (siehe Diagramm 10).



Diagramm 10: Vergleich der Bewertung der subjektiven Beurteilung der Artefakte der verschiedenen Modalitäten (Rumpf)



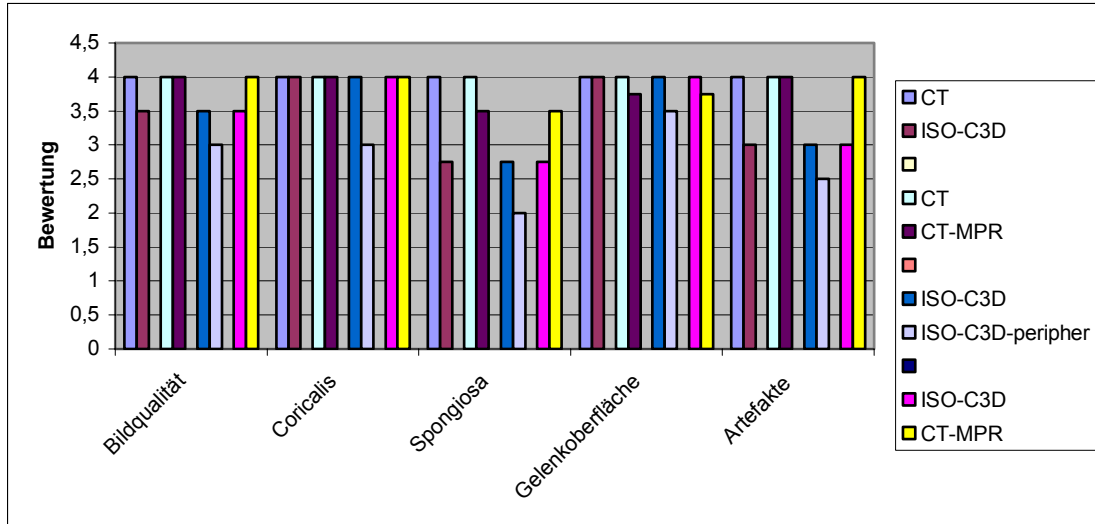
#### 4.6. Die Ergebnisse der einzelnen Gelenkregionen

##### 4.6.1. Das obere Sprunggelenk

Gegenüber der SPIRAL-CT waren sowohl CT-MPR ( $p: 0,003$ ) als auch ISO-C<sup>3D</sup> ( $p: 0$ ) signifikant schlechter. Im Vergleich CT-MPR und ISO-C<sup>3D</sup> zeigte sich ein signifikanter Unterschied zu Gunsten der CT-MPR ( $p: 0$ ). Die schlechteste Bewertung bekam die ISO-C<sup>3D</sup> Peripherie, die im Vergleich zum ISO-C<sup>3D</sup>-Zentrum signifikant schlechter getestet wurde ( $p: 0$ ).

Die ISO-C<sup>3D</sup>-Bewertungen lagen zwischen 2 und 4 (Median: 3,5) (Bild 5 und 6 und Diagramm 11).

Diagramm 11: Vergleich der Bewertung des oberen Sprunggelenks der verschiedenen Modalitäten.

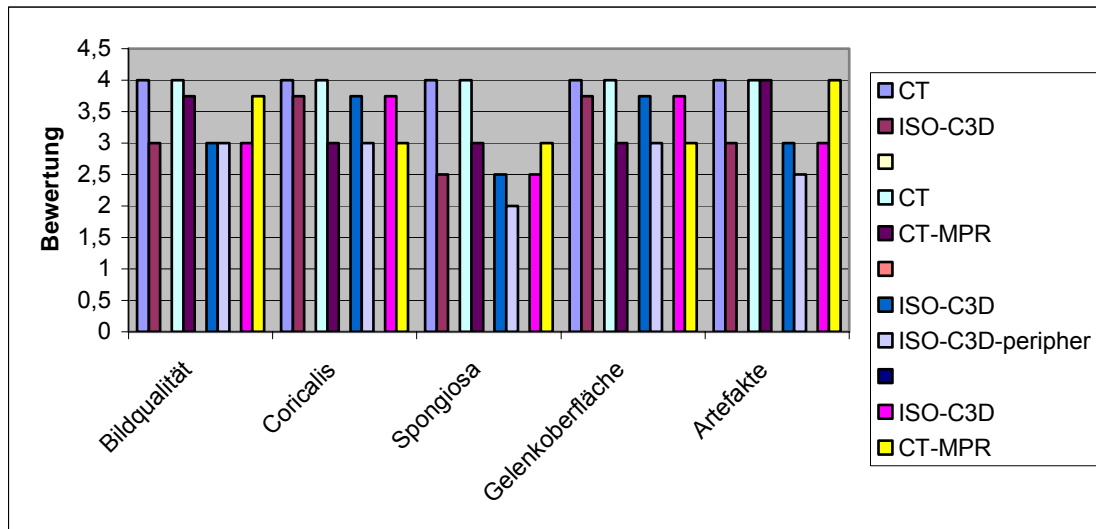


#### 4.6.2. Das Kniegelenk

In der Gesamtbeurteilung des Knies erwies sich die SPIRAL-CT wieder als oberster Maßstab. Es hob sich signifikant sowohl vom ISO-C<sup>3D</sup> (p: 0) als auch vom der CT-MPR ab (p: 0). Diese beiden unterschieden sich nicht signifikant voneinander (p: 0,461). Signifikant schlechter als das Zentrum wurde die Peripherie der ISO-C<sup>3D</sup>-Bilder bewertet (p: 0)..

Der ISO-C<sup>3D</sup> erhielt Werte zwischen 2 und 4. Die Note 3 wurde am häufigsten genannt (Bild 7 und 8 und Diagramm 12).

Diagramm 12: Vergleich der Bewertung des Kniegelenks der verschiedenen Modalitäten.



#### Obere Extremitäten:

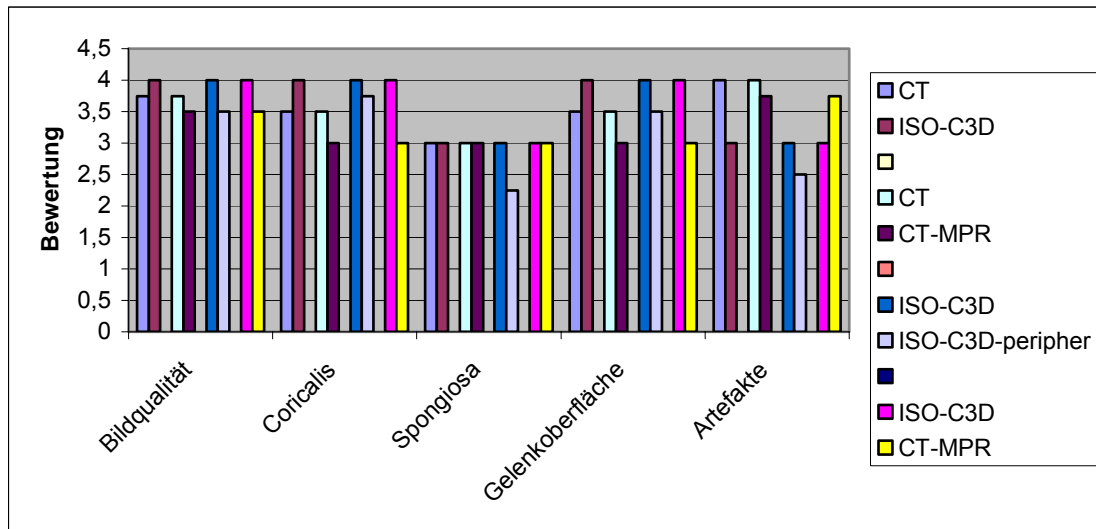
In den Untersuchungen des Handgelenks und des Ellenbogens konnten wir nur 4 der 8 Präparate verwenden, da bei zwei Leichen eine gute SPIRAL-CT- Untersuchung in diesem Bereich lagerungsbedingt nicht möglich war.

#### 4.6.3. Das Handgelenk

Die SPIRAL-CT und der ISO-C<sup>3D</sup> wiesen keinen signifikanten Unterschied auf (p:0,555). Zwar setzte sich die SPIRAL-CT mit einem relevanten Abstand gegen die CT-MPR durch (p: 0,003), es waren aber keine wesentlichen Unterschiede zwischen CT-MPR und ISO-C<sup>3D</sup> festzustellen (p: 0,055). Das eindeutige Schlusslicht waren die Peripherprojektionen des ISO-C<sup>3D</sup> (p: 0).

Der ISO-C<sup>3D</sup> erreichte, wie die SPIRAL-CT auch, Werte im Bereich von 3 bis 4. Die am häufigsten genannte Note war jeweils die 4 (Bild 9 und 10 und Diagramm 13).

Diagramm 13: Vergleich der Bewertung des Handgelenks der verschiedenen Modalitäten.

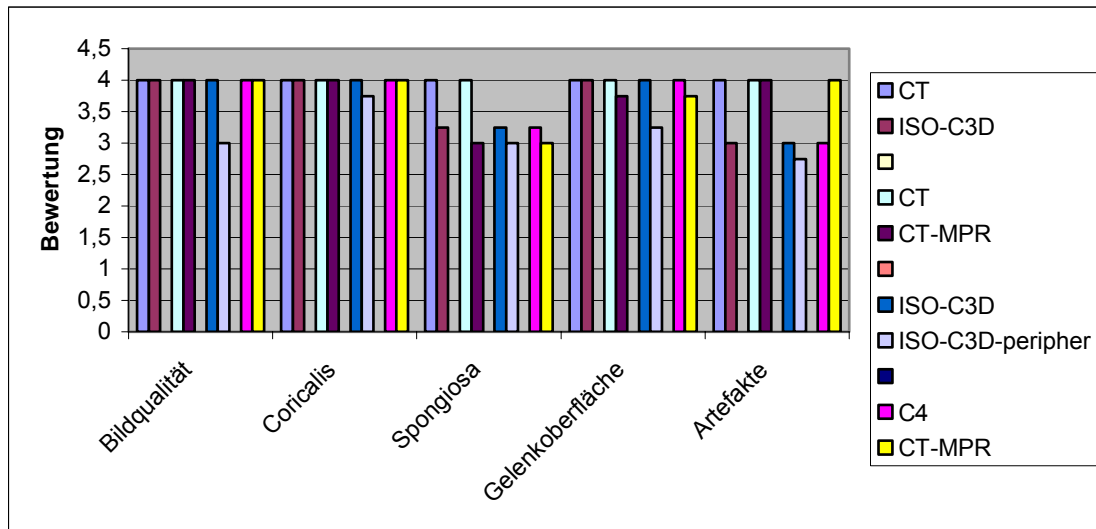


#### 4.6.4. Das Ellenbogengelenk

Am Ellenbogen lieferte die SPIRAL-CT fast durchwegs perfekte Bewertungen und unterschied sich klar von ISO-C<sup>3D</sup> (p: 0,006) und CT-MPR (p: 0,023), die ihrerseits gegeneinander keinerlei signifikanten Unterschied aufwiesen (p: 0,49). Die Peripherie wurde als signifikant am schlechtesten gewertet (p: 0,001).

Dem ISO-C<sup>3D</sup> wurden gute Noten im Bereich von 3 bis 4 (Median: 4) zugeschrieben (Bild11 und 12 und Diagramm 14).

Diagramm 14: Vergleich der Bewertung des Ellenbogengelenks der verschiedenen Modalitäten



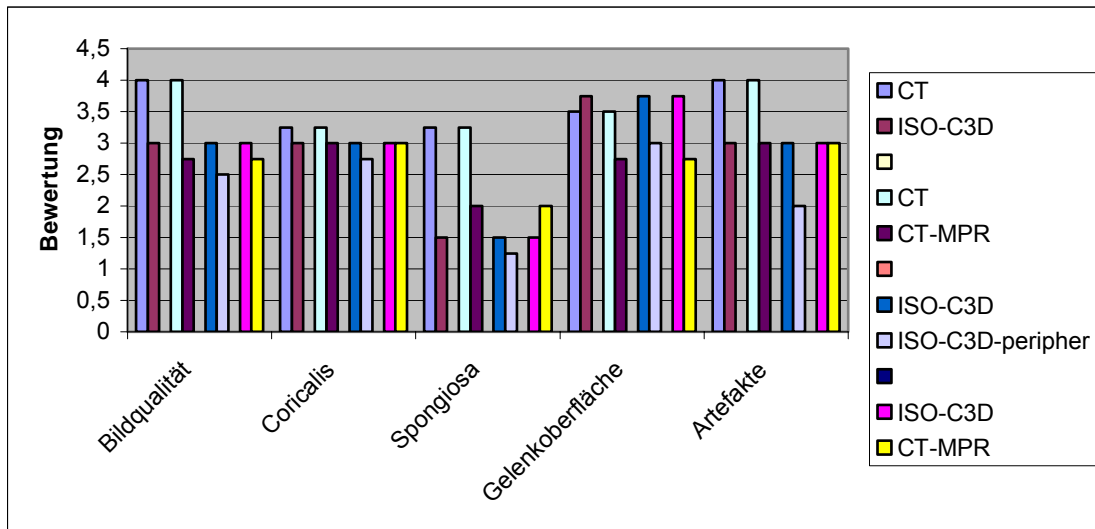
#### 4.6.5. Die Wirbelsäule

In dem Bereich der Wirbelsäule unterschieden wir die 3 anatomischen Abschnitte: Hals- Brust- und Lendenwirbelsäule.

##### 4.6.5.1. Die Halswirbelsäule

Die SPIRAL-CT erwies sich dem ISO-C<sup>3D</sup> (p: 0,008) und der CT-MPR (p: 0) signifikant überlegen. Signifikant war auch der Unterschied zwischen ISO-C<sup>3D</sup> und CT-MPR zu Gunsten des ISO-C<sup>3D</sup> (p: 0,048). Die schlechteste Bewertung erhielt der ISO-C<sup>3D</sup> in der Peripherie (p: 0). Die SPIRAL-CT als Referenz verbuchte Werte, die zwischen 3 und 4 lagen. Am häufigsten wurde die 4 genannt. Der ISO-C<sup>3D</sup> wurde mit von 1,5 bis 4 (Median: 3) gewertet (Bild 13 und 14 und Diagramm 15).

Diagramm 15: Vergleich der Bewertung der Halswirbelsäule der verschiedenen Modalitäten

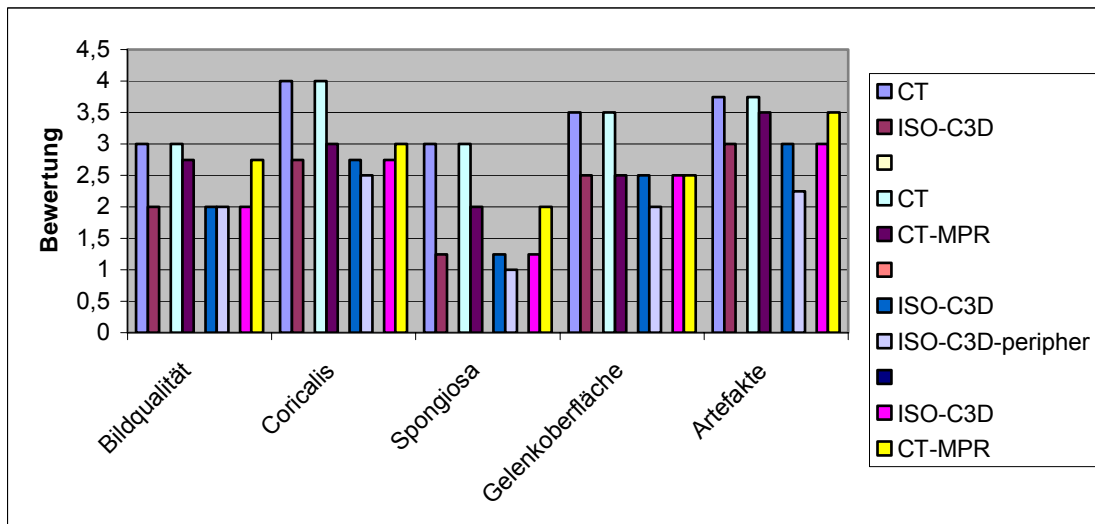


#### 4.6.5.2. Die Brustwirbelsäule

Die SPIRAL-CT war der CT-MPR ( $p: 0$ ), die CT-MPR und die SPIRAL-CT dem ISO-C<sup>3D</sup> ( $p: 0$ ) und der ISO-C<sup>3D</sup> in der zentralen Region der Peripherie überlegen ( $p: 0,002$ ).

Die SPIRAL-CT erzielte Bewertungen von 2,5 und 4 (Median: 3). Der ISO-C<sup>3D</sup> lag in der Spanne von 1 bis 3,5 (Median: 2) (Bild 15 und 16 und Diagramm 16).

Diagramm 16: Vergleich der Bewertung der Brustwirbelsäule der verschiedenen Modalitäten

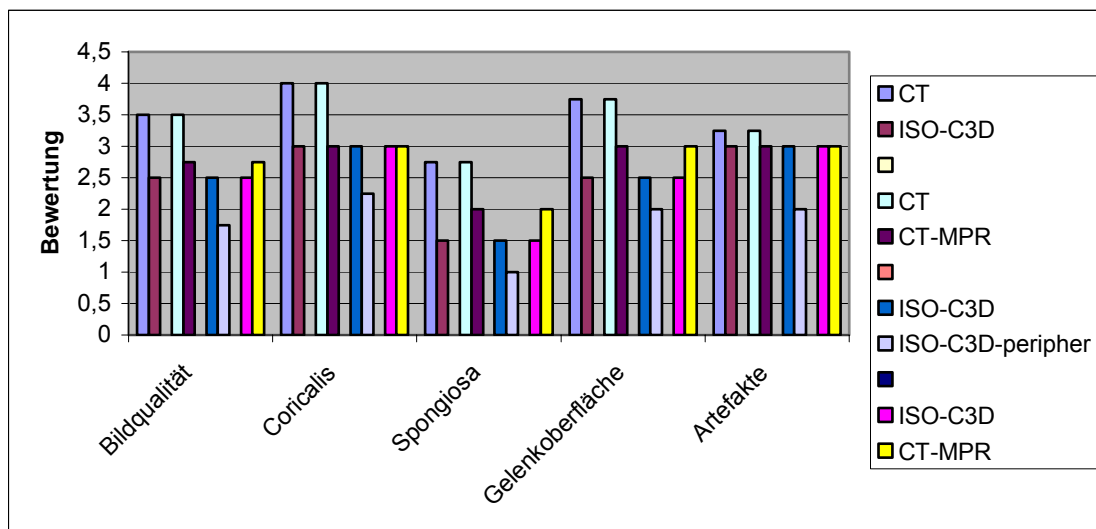


#### 4.6.5.3. Die Lendenwirbelsäule

Die SPIRAL-CT hob sich signifikant sowohl von der CT-MPR (p: 0) als auch vom ISO-C<sup>3D</sup> (p: 0) ab. Diese beiden wiesen aber untereinander keinen signifikanten Unterschied auf (p:0,054). Der periphere Teil der ISO-C<sup>3D</sup>-Bilder war signifikant schlechter als ihr zentraler Teil (p: 0).

Die Bewertungen des SPIRAL-C lagen im Bereich von 2 bis 4 (Median: 3,5). Der ISO-C<sup>3D</sup> erhielt Bewertungen im Bereich von 1 bis 3, (Median: 2) (Bild 17 und 18 und Diagramm 17).

Diagramm 17: Vergleich der Bewertung der Lendenwirbelsäule der verschiedenen Modalitäten



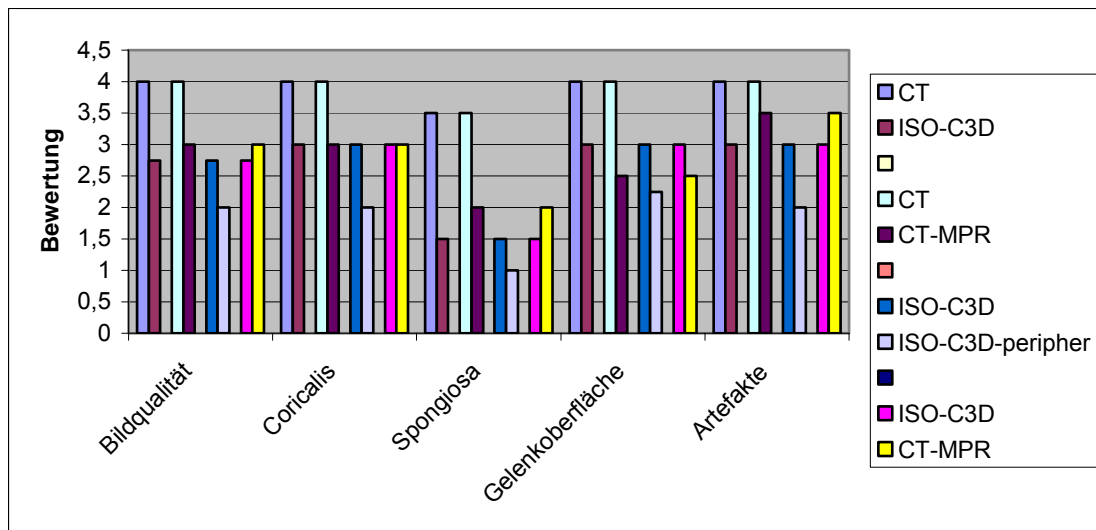
#### 4.6.6. Das Hüftgelenk

Weder gegenüber der SPIRAL-CT noch gegenüber dem CT-MPR konnte sich der ISO-C<sup>3D</sup> behaupten und schnitt dem gegenüber signifikant schlechter ab (p: 0). Im Vergleich zwischen diesen war die SPIRAL-CT besser als die CT-MPR (p: 0). Am Ende der Benotungsskala lag der periphere Bereich der ISO-C<sup>3D</sup>-Bilder (p: 0).

Die SPIRAL-CT pendelte lediglich zwischen 3 und 4 (Median: 4). Anders fielen die Noten beim ISO-C<sup>3D</sup> aus. Die Spanne reichte von 1 bis 3,5 (Median: 3). Beschrieben wurden die Bilder des ISO-C<sup>3D</sup> mit mäßigem bis geringem Bildrauschen samt einer

leicht beeinträchtigten Qualität. Auch die Abgrenzbarkeit des Kortikalen Knochens war mäßig scharf. Nicht oder gerade noch erkennbar war die Bälkchenstruktur des spongiosen Knochens, und die Gelenkoberfläche ließ sich mäßig scharf abgrenzen. Kaum störend und nicht die Beurteilbarkeit beeinträchtigend waren die Artefakte bewertet worden (Bild 19 und 20 und Diagramm 18).

Diagramm 17: Vergleich der Bewertung des Hüftgelenks der verschiedenen Modalitäten



#### 4.7. Subjektive Bevorzugung

Die CT war der eindeutige Favorit der Radiologen. Bei keiner Bewertung rutschte die CT unter 50 % (Siehe Tabelle 6 und 7). Ein Drittel der Entscheidungen, die zwischen den Röntgenformen getroffen wurden, fiel bei den kleinen Gelenken zu Gunsten des ISO-C<sup>3D</sup> aus (Diagramm 19 und 20).



Diagramm 19: Vergleich der unterschiedlichen Bevorzugung bezüglich der Modalitäten zwischen ISO-C<sup>3D</sup> und CT

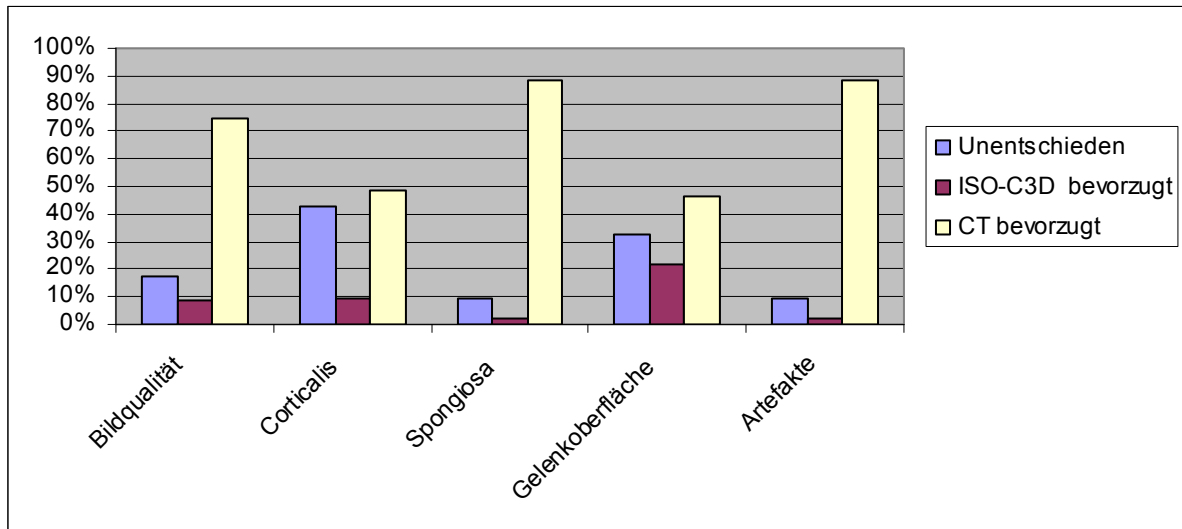
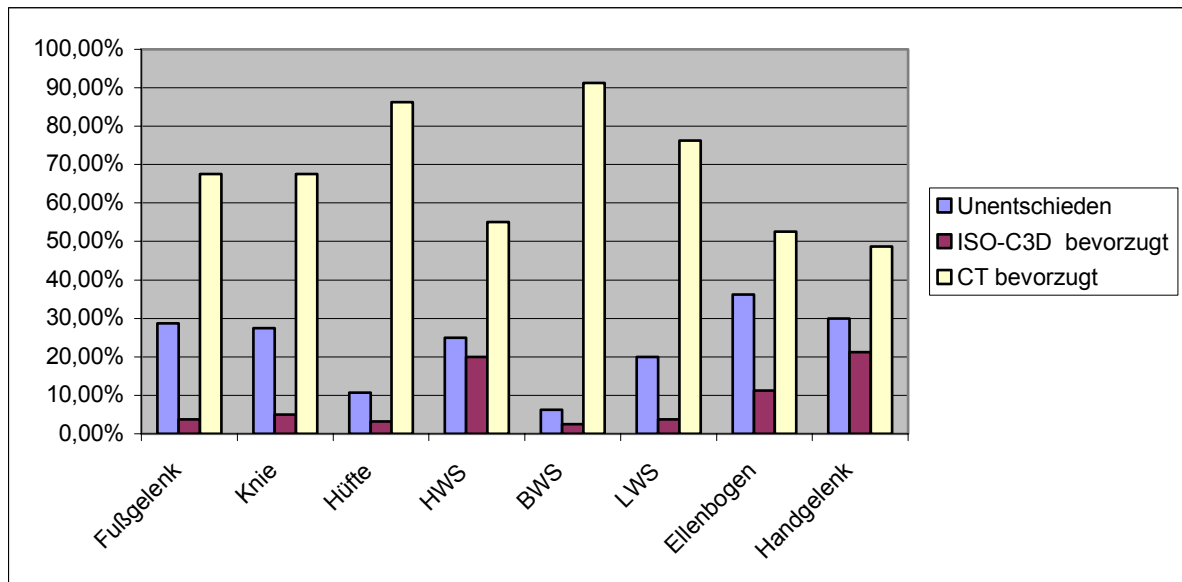


Diagramm 20: Vergleich der unterschiedlichen Bevorzugung bezüglich der verschiedenen Gelenke zwischen ISO-C<sup>3D</sup> und CT



#### 4.8. Die Interobserver-Variabilität

Die Übereinstimmung der Untersucher bezüglich der Interpretation der radiologischen Bilder, also die CT-Befundung und die ISO-C<sup>3D</sup>-Befundung, lässt sich durch die Interobserver-Variabilität, den Intraclass-Korrelationskoeffizient (ICC), ausdrücken. Dieser ergibt sich aus der Übereinstimmung der Beurteilungen. ICC-Werte kleiner gleich 0,05 werden als gute Übereinstimmung unter den Beurteilern gewertet.

Insgesamt wurden 374 Bilder von den Untersuchern ausgewertet. Für die Auswertung des CT errechnete sich ein ICC über alle Modalitäten hinweg von 0,00 bis 0,0289. Für den ISO-C<sup>3D</sup> wurde ein ICC von 0,00 ermittelt (siehe Tabelle 8). Beide Methoden zeigten somit insgesamt eine geringe Interobserver-Variabilität, so dass man von gut reproduzierbaren Ergebnissen auch bei verschiedenen Befundern ausgehen kann.

Tabelle12: ICC für CT und ISO-C<sup>3D</sup>

	Bildqualität	Corticalis	Spongiosa	Gelenkoberfläche	Artefakte
ICC für CT	0	0,0041	0	0,0289	0,0001
ICC für ISO-C3D	0	0	0	0	0

## **5. Diskussion**

Die radiologische Bildgebung und ihr Informationsgehalt definiert sich daraus, mit welcher Qualität die Strukturen mit entscheidender Bedeutung abgebildet werden können und wie hoch die Auflösung dieser Strukturen ist. Als Standard für die Schnittbildgebung, an dem sich jedes neue Röntgengerät messen lassen muss, gilt für die Qualität und die Auflösung im skelettalen Bereich die Computertomographie.

Die Nachteile der Computertomographie liegen in ihrer Ortsgebundenheit. Der Großteil der Computertomographen ist stationär meist in radiologischen Abteilungen installiert. Es stehen auch intraoperative und mobile CT's zur Verfügung. Diese Geräte sind aber teuer, unhandlich in der Anwendung und komplex in der Bedienung. Dies führt dazu, dass in den meisten Fällen eine intraoperative Bildgebung durch eine CT nicht möglich ist. Demzufolge hat sich in der Chirurgie und Orthopädie zur Diagnostik während der Operation der mobile C-Bogen etabliert. Hiermit ist es zwar möglich, synchron zur Operation Bilddaten zu erzeugen, aber nur zweidimensionale Projektionsbilder. Die dreidimensionale Bildkontrolle erfolgt erst nach dem Eingriff, was zu nicht optimalen Operationsergebnissen führen kann, da Fehlstellungen oder Fehllagen von Osteosynthesematerial erst postoperativ bemerkt werden. Um dies zu vermeiden, wurde nach einer Möglichkeit gesucht, schon während einer Operation dreidimensionale Datensätze zu erzeugen. Dies führte zu der Entwicklung des ISO-C<sup>3D</sup>.

Dieser war in der Vergangenheit bereits Thema mehrerer Studien, die sich mit der diagnostischen Aussagekraft der erzeugten Bilder in der Frakturdiagnostik, mit der Einsetzbarkeit in der interventionellen Chirurgie oder Orthopädie und die Verwendbarkeit der Datensätze für die Navigation beschäftigten.

Erstmals wurde der ISO-C<sup>3D</sup> von der Gruppe um Rock und Linsenmaier im Jahre 2001 vorgestellt. Sie konnten den Schnittbildern, die von dem Gerät erstellt wurden, eine Hochkontrastauflösung nachweisen, die über den von der Bundesärztekammer vorgeschriebenen Mindeststandard für CT-Untersuchungen von weniger als 0,8 mm, was ca. 6 Linienpaaren/cm entspricht, lag [5]. Es wurde eine Ortsauflösung von 9 Linienpaaren/cm bei einem Phantom beschrieben [37]. Die gleiche Gruppe konnte im Jahr darauf diese Untersuchungen bestätigen und eine Überlegenheit der Auflösung in der z-Achse gegenüber der CT feststellen: Die CT erreichte auf Grund der Rekonstruktionen, die in der z-Achse bei der CT sekundär nachgerechnet werden

müssen, lediglich 5 bis 6 Lp/cm. Der ISO-C<sup>3D</sup> hingegen brachte es durch die Acquisition isotroper Voxel in allen Raumebenen auf 9 Lp/cm. In der gleichen Studie wurde auch die Strahlenbelastung des ISO-C<sup>3D</sup> gemessen. Die durchschnittliche Belastung lag bei den kleinen Gelenken circa auf dem Niveau einer Niedrigdosis-CT mit 32 mGy x cm bei 1 mm Schichtdicke (pitch 2) bzw. 37,4 mGy x cm bei 2 mm Schichtdicke (pitch 1,5). Bei großen Gelenken war die applizierte Dosis mit 73,1 mGy x cm um die Hälfte geringer als bei einem vergleichbaren LWS-Scan über 10 cm einer Standard-CT mit einer Dosis von 171 mGy x cm [25].

Da die diagnostischen Möglichkeiten und Wertigkeiten bei einem neuentwickelten radiologischen Gerät als erstes überprüft werden müssen, lag es nahe, den ISO-C<sup>3D</sup> gegen die etablierten radiologischen Verfahren wie das konventionelle Röntgen, die Durchleuchtung und die Computertomographie zu testen. Im Jahr 2001 verglichen Euler et al. am Beispiel der simulierten Versorgung von vier Talusfrakturen an formalinfixierten Unterschenkelpräparaten mittels Verschraubung vier verschiedene Röntgenmethoden, (CR, konventionellen C-Bogen, ISO-C<sup>3D</sup>, CT) hinsichtlich der Beurteilung der Schraubenlage und des subjektiven Eindrucks der Bildqualität. Als Ergebnis der Studie konnte kein signifikanter Unterschied in der diagnostischen Aussage bei den fehlerhaft eingebrachten Schrauben zwischen der CT und dem ISO-C<sup>3D</sup> festgestellt werden. Weiterhin konnte sowohl ein signifikanter Unterschied zwischen dem ISO-C<sup>3D</sup> und der Durchleuchtung als auch gegenüber dem konventionellen Röntgenbild, zu Gunsten des ISO-C<sup>3D</sup> festgestellt werden. Die Bildqualität des ISO-C<sup>3D</sup> wurde aber von allen vier Röntgenarten als die signifikant schlechteste eingeordnet, was jedoch keinen Einfluss auf das therapeutische Vorgehen hatte. Das Fazit war, dass der ISO-C<sup>3D</sup> für die intraoperative Überprüfung von Osteosynthesematerial bei kleinen Gelenken gut geeignet ist und das mögliche Operationsergebnis verbessern könnte. [9].

So verglichen auch Heiland et al. 2003 die Qualität der Bilder eines Schädels, erstellt von einem Multislice-CT und dem ISO-C<sup>3D</sup>. Zum Vergleich waren sechs anatomische Strukturen und sechs fiktive Strukturen als Negativprobe zu beurteilen. Es ergab sich in der Beurteilung der gegebenen Strukturen kein signifikanter Unterschied zwischen den zwei Röntgenarten. Die Bildqualität des ISO-C<sup>3D</sup> lag jedoch unter der der CT und die Auswirkungen der artefaktgebenden Metalle im Bereich des Gebisses hatten einen deutlich negativeren Effekt [20].

Im Bereich der Frakturdiagnostik verglichen Kotsianos et al in zwei Studien den ISO-C<sup>3D</sup> sowohl mit dem konventionellen Röntgen als auch mit der Computertomographie. In der Studie von 2001 konnte an 14 kleinen und mittleren Gelenken nachgewiesen werden, dass der ISO-C<sup>3D</sup> in der Frakturdiagnostik in diesem Bereich dem konventionellen Röntgen signifikant überlegen und dem CT gleichwertig ist [30]. Dem schloss sich die Studie aus dem Jahr 2002 an, in der 22 fakturierte Kniegelenke beurteilt wurden. Auch diese Studie kam zu dem Schluss, dass es keine signifikanten Unterschiede in der Frakturdarstellung in Bezug auf Frakturart- und -ausmaß zwischen den CT und dem ISO-C<sup>3D</sup> gibt und dass der ISO-C<sup>3D</sup> dem konventionellen Röntgen überlegen ist [29].

Inwieweit die Operationsqualität mit einem Navigationsgerät, das mit den Datensätzen des ISO-C<sup>3D</sup> arbeitet, verbessert werden kann, damit beschäftigte sich Wendl et al. Er konnte nachweisen, dass von 141 Pedikelschrauben, die entweder in die LWS oder in die BWS bei 30 teilnehmenden Patienten eingebracht wurden, nur eine einzige Pedikelschraube eine inkorrekte Schraubenlage aufwies. Das entspricht 71% weniger als in allen Vergleichsgruppen mit anderen Platzierungsmodalitäten [40].

Zeitgleich prüfte Euler et al. in einer experimentalen Untersuchung an Leichenpräparaten die Möglichkeit des Navigierens auf der Basis der ISO-C<sup>3D</sup> - Daten. Es wurden 12 Pedikelschrauben in die Wirbelsäule eingebracht, von denen sich zehn in der postoperativen CT-Diagnostik als korrekt platziert und zwei als nur marginal abweichend darstellten. Die Gruppe kam zu dem Schluss, dass die verwendete, auf Bezugspunktmarkierung basierende Erfassung das Navigieren an verschiedenen Knochen ohne zusätzlichen intraoperativen 3D Scan erlaubt [8].

Die bisherigen Studien zeigten eine gleichwertige Hochkontrastauflösung zur CT und eine gute Diagnostik bezüglich Frakturen und Implantatlage mit dem ISO-C<sup>3D</sup>.

In der vorliegenden Arbeit soll zum ersten Mal systematisch für alle Gelenkregionen geklärt werden, wie gut die Darstellung der normalen knöchernen Gelenkanatomie mittels eines ISO-C<sup>3D</sup> im Vergleich zu einer CT (Somatom Plus 4 der Firma Siemens Erlangen) ist. Zu diesem Zweck beurteilten vier Radiologen die Bildqualität, die Abgrenzbarkeit des kortikalen Knochens, die Darstellung des spongiösen Knochens, die Abgrenzbarkeit der Gelenkoberfläche und die subjektive Beurteilung von Artefakten.

Innerhalb dieser Fragestellungen führten wir vier Vergleiche durch: Die wichtigste Gegenüberstellung war der ISO-C<sup>3D</sup> gegen die CT. Der direkte Vergleich zwischen diesen Röntgenverfahren sollte die Frage klären, ob die Schnittbilder des ISO-C<sup>3D</sup> der CT gleichwertig sind oder zumindest diese ausreichend in der Diagnostik und Navigation ersetzen können. Zusätzlich stellten wir die zentralen und peripheren Abschnitte der Abbildungen des ISO-C<sup>3D</sup> gegenüber, was eine direkte Auswirkung auf die Lagerung hatte. Als weiteres verglichen wir die CT-MPR der CT mit den entsprechenden Ebenen des ISO-C<sup>3D</sup> und untersuchten, wie sich die Bildqualität der nachkonstruierten Ebenen der CT zu den primär erstellten Ebenen des ISO-C<sup>3D</sup> verhielt.

Die Arbeitsweise des ISO-C<sup>3D</sup> beruht auf einem Volumendatensatz aus 100 Projektionsbildern, die aus bestimmten Winkeln innerhalb eines 190° Radius von einer im Isozentrum befindlichen Körperregion angefertigt werden. Deshalb ist in den errechneten Schnittbildern die Qualität der knöchernen Strukturen stark davon abhängig, wie gut diese auf den Projektionsbildern abgebildet sind. Dies führt dazu, dass störende Einflüsse, wie artefaktgebende Metalle, oder große Weichteilmäntel, sich bei den Rekonstruktionen potenzieren und die Bildqualität deutlich beeinträchtigen. Aus diesem Grunde teilten wir die untersuchten Gelenke in 2 Gruppen ein. Auf der einen Seite fassten wir die stammnahen Regionen zusammen, die zum einen von einem großen Weichteilmantel umgeben sind und die zum anderen praktisch nicht frei in der Luft lagernd untersucht werden können. Hierzu zählen das Hüftgelenk, LWS und BWS. Zur anderen Gruppe zählen die Gelenke, die von einem geringen Weichteilmantel umgeben sind und ohne weiteres überlagerungsfrei untersucht werden können: HWS, Ellenbogen, Handgelenk, Knie und oberes Sprunggelenk.

## **5.1. Die einzelnen Untersuchungskriterien**

Bei allen folgenden Vergleichen stehen die Bewertungen der Schnittbilder des ISO-C<sup>3D</sup> im Mittelpunkt. Die unterschiedlichen Bewertungen zwischen der Peripherie und des Zentrums werden in dem Kapitel Lagerung besprochen.

### **5.1.1. Die subjektive Bildqualität bzw. Bildrauschen**

Mit diesen Kriterien testeten wir, inwieweit die Bildqualität die Auswertung der relevanten Informationen beeinflusst bzw. beeinträchtigt. Dazu schätzten die Radiologen subjektiv auf der Skala eins bis vier ein, wie hoch die Auswirkungen des Bildrauschens auf die Bildqualität sind und ob durch übermäßiges Bildrauschen ein zu hoher Informationsverlust zu beklagen ist.

Wir verzichteten auf eine Objektivierung des Bildrauschens mittels festgelegter Parameter, weil zum einem kein Standardverfahren zur Messung von Bildrauschen existiert und die zwei Röntgenmethoden zu unterschiedlich sind, um eine valide Objektivierung durchführen zu können. Deshalb nutzten wir zur Bewertung die subjektive Einschätzung der Radiologen.

#### **Die Region der Extremitäten**

Die Bilder des ISO-C<sup>3D</sup> wurden mit nur geringem bis gar keinem Bildrauschen bewertet (Median: 3,5). Der Informationsgehalt der Bilder war nicht oder nur sehr gering beeinträchtigt. Die Beurteilung der ISO-C<sup>3D</sup>-Bilder in diesem Bereich war somit ohne Störung möglich.

Die Bildqualität reicht zwar nicht an die des CT, auch nicht an die CT-MPR (Median: 4 und 3,5), erfüllt aber dennoch ohne weiteres jeglichen klinischen Anspruch im Bezug auf die Diagnostik. Dies deckt sich mit den Aussagen mehrerer Studien [9, 29, 30]

Die Anwendung im OP hat in der praktischen Erfahrung die gute und einfache Beurteilbarkeit der ISO-C<sup>3D</sup> Bilder sowohl durch Radiologen als auch durch Chirurgen gezeigt. So ist die Frakturerkennbarkeit nicht durch störendes Rauschen verhindert [9, 29, 30].

## Die Region des Rumpfes

Innerhalb dieser Region stellten wir eine deutliche Verschlechterung der Bildqualität für den ISO-C<sup>3D</sup> fest. So wurde bei den Regionen des Rumpfes ein mäßiges Bildrauschen festgestellt (Median 2). Dies kann zu einer Beeinträchtigung in der Beurteilung wichtiger Bildinformation führen. Die Qualität der Bilder wurde mit „beeinträchtigt“ beschrieben. Dies lässt auf einen relevanten Qualitätsverlust schließen, der eine Beurteilung nicht über einen gewissen Grad hinausgehen lässt.

Die diagnostische Einsetzbarkeit des Gerätes ist im Bereich des Rumpfes aufgrund dessen beschränkt. Der ISO-C<sup>3D</sup> ist dem Routineverfahren Spiral-CT (Noten zwischen 3 und 4, mit einem Median von 3.5) hier stark unterlegen.

Die Bildqualität ist aber nicht derart eingeschränkt, dass eine Beurteilung gar nicht mehr möglich wäre. Der Informationsgehalt der Bilder reicht aus, um bei bestimmten Fragestellungen zu einer eindeutigen Antwort zu kommen. So haben Studien bewiesen, dass der Einsatz des ISO-C<sup>3D</sup> in der operativen Versorgung der LWS und BWS mit Einbringung von Pedikelschrauben ein erhöhtes Maß an Sicherheit für die Platzierung der Schrauben mitsichbringt. Trotz der schlechten Bildqualität und des hohen Bildrauschens lässt sich anhand der ISO-C<sup>3D</sup>-Bilder eindeutig beantworten, ob die Schrauben im Pedikel liegen [40, 8]

### 5.1.2. Die Abgrenzbarkeit des corticalen Knochens

Die gute Erkennbarkeit des corticalen Knochens (Kompakta) ist für den Chirurgen oder Orthopäden nötig, um Frakturen und deren Ausdehnung richtig einzuordnen und eine korrekte Osteosynthese zu gewährleisten.

## Die Region der Extremitäten

Bezüglich dieser Parameter wurde der ISO-C<sup>3D</sup> gleichwertig zum CT gewertet. Der corticale Knochen lässt sich sowohl in den Bildern des ISO-C<sup>3D</sup>s, als auch in den CT-Bildern perfekt abgrenzen (Median: 4).

Demzufolge sind die Informationen, die aus den Bildern des ISO-C<sup>3D</sup>s gewonnen werden, im Bezug auf die Corticalis voll ausreichend und aussagekräftig - sowohl in



der Frakturdiagnostik der Implantatverschraubung und Einbringung als auch in allen konventionellen prä-, intra-, und postoperativen Fragestellungen, die in der Diagnostik gängig sind.

### Die Region des Rumpfes

Nicht so gut waren die Beurteilungen der Kortikalis in den rumpfnahen Gebieten. Hier wurde vom ISO-C<sup>3D</sup> eine Qualität erreicht, die der CT-MPR des CT entspricht. Die festgestellte, mäßig scharfe Abgrenzbarkeit lässt eine Beurteilung, wenn auch mit Einschränkungen, zu (Median: 3). So sind die corticalen Ränder nicht derart klar zu erkennen, wie es bei den Bildern der Extremitäten der Fall ist. Die Zuverlässigkeit der Frakturdiagnostik ist somit in diesem Bereich etwas eingeschränkt. Die Spiral CT ist hierfür deutlich überlegen.

Abschließend kann gesagt werden, dass in diesem Bereich für gezielte Fragestellungen nur eine diagnostische Möglichkeit mit dem ISO-C<sup>3D</sup> besteht.

### 5.1.3. Darstellung des spongiösen Knochens

Die Darstellung des spongiösen Knochens erwies sich für den ISO-C<sup>3D</sup> als schwerste Aufgabe, da es sich bei der Bälkchenstruktur um ein sehr feines Geflecht aus Trabekeln handelt. Diese werden in den Durchleuchtungsbildern auf Grund der zu niedrigen Ortsauflösung jedoch nicht abgebildet. Da der ISO-C<sup>3D</sup> die 3D-Darstellung aber aus diesen 2D-Bildern errechnet, kann der ISO-C<sup>3D</sup> die feine Bälkchenstruktur der Spongiosa nicht darstellen.

Daraus resultiert der signifikante Unterschied, den der ISO-C<sup>3D</sup> sowohl zur CT als auch zur CT-MPR hat, die beide die Spongiosastrukturen gut abbilden.

### Die Region der Extremitäten

In den Bildern der Extremitäten ist die Bälkchenstruktur nur angedeutet erkennbar (Median: 3). Es lassen sich die einzelnen Bälkchen nicht so differenzieren, wie es in der CT (Median: 4) oder in der CT-MPR (Median: 3) möglich ist. Die Abgrenzung des spongiösen Gewebes zum angrenzenden Gewebe gelingt aber ohne Probleme.

Für alltägliche Fragestellungen durch den Chirurgen innerhalb einer OP sind die Informationen ausreichend. Wenn allerdings spezielle Fragestellungen, die die genaue Struktur der Spongiosa betreffen, zu diskutieren sind (Entkalkifizierung, Knochendichte, feine Fissuren), ist eine CT oder eine dementsprechende Spezialuntersuchung durch den ISO-C<sup>3D</sup> nicht ersetzbar.

### Die Region des Rumpfes

Im Bereich des Rumpfes fallen die Beurteilungen der Spongiosa für den ISO-C<sup>3D</sup> sehr schlecht aus. Die Bälkchenstruktur ist gerade noch bis gar nicht mehr erkennbar (Median: 1,5). In diesem Bereich muss man davon ausgehen, dass die Spongiosa als solche nicht beurteilbar ist.

Eine Diagnostik, die das spongiöse Gewebe betrifft, ist in diesem Bereich mit dem ISO-C<sup>3D</sup> nicht möglich. Fragen, die die Spongiosa betreffen, sollten in diesem Gebiet durch andere Untersuchungen beantwortet werden.

### 5.1.4. Die Abgrenzbarkeit der Gelenkoberfläche

Dieses Kriterium hat auf der präoperativen diagnostischen Seite eine zentrale Bedeutung, weil es bei jeder Fraktur elementar ist, zu erkennen, ob und wie weit das Gelenk beteiligt ist. Für die operative Versorgung, sowie für die Wahl des Osteosynthesematerials ist das Ausmaß der Gelenkbeteiligung, die Gelenkimpaktion, die metaphysäre Beteiligung und die Anzahl und Größe der Fragmente von entscheidender Bedeutung. Zur Abklärung all dieser Tatsachen hat sich der Computertomograph als diagnostisches Mittel der Wahl etabliert. Um eine optimale operative Rekonstruktion der Gelenkoberfläche sicherzustellen, ist eine intraoperative Röntgenkontrolle unabdingbar und somit Voraussetzung für ein gutes Heilungsergebnis. Zu diesem Zweck werden im allgemeinen C-Bögen verwendet, die Projektionsbilder in zwei Dimensionen erzeugen. Gerade bei komplexeren Gelenken wie zum Beispiel am Knie, das femorotibiale und talokalkaneare Gelenk ist bei einer zweidimensionalen Projektion keine vollständige Beurteilung möglich. Dieser Grund führte zum intraoperativen Einsatz des ISO-C<sup>3D</sup>. [4, 35].

## Die Region der Extremitäten

Die Abgrenzung der Gelenkoberfläche ist auf den Bildern des ISO-C<sup>3D</sup> exzellent möglich (Median: 4). Der ISO-C<sup>3D</sup> erwies sich in diesem Untersuchungskriterium als der CT gleichwertig und der CT-MPR überlegen. Da dieses Kriterium in der Unfallchirurgie und Orthopädie von herausragender Bedeutung ist, kann daraus geschlossen werden, dass diesbezüglich kein Qualitätsverlust hinzunehmen ist. Für die operative Intervention kann gefolgert werden, dass die Darstellung und Klassifizierung der Gelenkbeteiligung ohne Schwierigkeiten auf hohem Niveau stattfinden kann. Inwieweit eine optimale Darstellung noch möglich ist, nach dem artefaktgebende Materialien eingebracht wurden, muss in weiteren klinischen Studien exakt geklärt werden. Unserer ersten Erfahrung nach beeinflussen aber die entstehenden Metallartefakte die Beurteilbarkeit nur in geringem Maße, so dass eine gute Diagnosestellung erhalten bleibt. Als Ausnahme muss hier die Versorgung mit Osteosynteseplatten angeführt werden, da hier eine Einschränkung durch Artefaktüberlagerung an den der Platte benachbarten Strukturen auftritt.

## Die Region des Rumpfes

Es zeichnete sich ein eindeutiger Qualitätsverlust im Bereich des Rumpfes gegenüber der Extremitätenregion ab. So ist die Gelenkoberfläche in diesem Bereich gerade noch mäßig scharf erkennbar (Median:: 2,75). Die Informationen, die sich aus den Bildern gewinnen lassen, entsprechen in etwa denen der CT-MPR. Diese Beurteilung schränkt die Anwendbarkeit des Gerätes natürlich auf sehr gezielte Fragestellungen ein. Die präoperative Diagnostik bleibt somit weiterhin Domäne der CT. Die intraoperative Diagnostik ist zwar ebenfalls eingeschränkt, Studien haben in diesem Bereich aber ergeben, dass der Informationsgehalt für eine Verwendung zur Pedikelschraubenimplantation ausreicht [9, 29, 30]. Hier konnte der ISO-C<sup>3D</sup> trotz der eingeschränkten Beurteilbarkeit zeigen, dass er in der Navigation und intraoperativen Diagnostik einsetzbar ist.

### 5.1.5. Subjektive Beurteilung der Artefakte

Artefakte treten in anderer Weise im ISO-C<sup>3D</sup> auf als in der CT: Zu einem werden die klassischen Streifenartefakte erzeugt, wie sie auch schon aus dem CT bekannt sind, deren Ursache die Metallimplantate sind und die einem strahlenden Stern gleichen. Diese Artefakte spielten bei unseren Bildern keine Rolle. Zum anderen werden in den Bildern des ISO-C<sup>3D</sup> auch Artefakte beobachtet, die auf der Überlagerung von mehreren röntgendichten Strukturen beruhen. Ein weiterer artefaktbildender Umstand ist in den Umrechnungsalgorithmen zu sehen. So entsteht am Rand der Bilder durch die Überlagerung der einzelnen Bilderachsen ein kreisförmiges Artefakt, das das Zentrum umschließt (Bild 4).

Artefakte spielen in der Bildgebung durch den ISO-C<sup>3D</sup> eine besondere Rolle. Weil es bei jeder der 100 Durchleuchtungen zu einer Streuung kommt, potenziert sich der Einfluss einer artefaktgebenden Struktur in der 3D-Darstellung. Es muss daher darauf geachtet werden, so wenig streuende Störfaktoren in dem gesamten Strahlengang des ISO-C<sup>3D</sup> zu positionieren wie nur möglich. Optimal arbeitet der ISO-C<sup>3D</sup>, wenn das Gelenk frei in der Luft gelagert ist, was aber nur bei Gelenken der Peripherie möglich ist. Auf diese Art erstellten wir auch die Bilder für unsere Untersuchungen. Um so wenige Artefakte wie möglich zu bekommen, verwendeten wir im Bereich des Rumpfes ein Karbonbrett, wie es auch Verwendung findet im Schockraum. Die Lagerung von Extremitäten in der Luft ist bei einem Patienten nicht möglich. Hier muss auf die Karbonplatte zurückgegriffen werden. Hier sollen in naher Zukunft Tischsysteme zum Einsatz kommen, die eine Lagerung der Patienten derart möglich machen, dass die Artefaktbildung an allen Gelenken vermieden werden kann.

Falls sich ein artefaktgebender Gegenstand im Röntgenstrahl nicht vermeiden lässt, so muss damit gerechnet werden, dass die Beurteilbarkeit der Bilder deutlich eingeschränkt ist. Auch eingebrachte Implantate verursachen Artefakte, wie auch beim CT [40]. Im Vergleich wirken sich die Artefakte im ISO-C<sup>3D</sup> stärker aus als im CT. In wieweit aber Implantate eine Bewertung beeinflussen, war nicht Teil unserer Untersuchung. Wir untersuchten lediglich Präparate ohne Implantate. Es werden gegenwärtig Studien durchgeführt, die dies zum Thema haben.

### Die Region der Extremitäten

In unseren Untersuchungen wurden die Artefakte als kaum störend und die Beurteilbarkeit nicht wesentlich einschränkend beschrieben. In diesen Bereichen können wir davon ausgehen, dass die Artefakte, auch wenn sie sich nicht ganz vermeiden lassen, den Informationsgehalt der ISO-C<sup>3D</sup>-Bilder nicht in einem Umfang beeinflussen, der eine einwandfreie Beurteilung stark einschränken würde. Die stärkste Artefaktbildung stellt sich in der Peripherie ein, weshalb hier auch der größte Qualitätsverlust festzustellen ist. Im Zentrum dagegen wirken sich die Artefakte weniger aus. Der Informationsgehalt der Bilder bleibt im Wesentlichen erhalten, ist gut interpretierbar und wird von den Artefakten nur schwach beeinflusst, was das Zentrum der Bilder betrifft.

### Die Region des Rumpfes

Interessant zu sehen ist, dass bei der Frage der Artefakte sich der deutliche Qualitätsverlust, der in den anderen Untersuchungskriterien zu beobachten war zwischen den Bereichen der Extremitäten und des Rumpfes hier nicht auftritt. Die Bewertung der Artefakte gestaltet sich im Großen und Ganzen gleich, wie bei den Extremitäten. Es konnte kein signifikanter Unterschied zwischen CT-MPR und ISO-C<sup>3D</sup> nachgewiesen werden, weil die CT-MPR im Vergleich zu den peripheren Bereichen schlechter abschneidet. Dies bedeutet auch dass der Informationsgehalt auf die gleiche Weise beeinträchtigt wird wie bei der CT-MPR. Die Bildbeurteilung ist nicht wesentlich durch Artefakte eingeschränkt und eine gute Beurteilung wird durch störende Artefakte nicht beeinträchtigt.

## 5.2. Gesamtbeurteilung der Darstellung der Gelenkanatomie mit dem ISO-C<sup>3D</sup>

### 5.2.1. Die Region der Extremitäten.

Auf Grund der guten Ergebnisse kann gesammelt für die kleinen Gelenke davon ausgegangen werden, dass der ISO-C<sup>3D</sup> in seinen diagnostischen Fähigkeit zwar nicht mit der Spiral CT gleichzusetzen ist, dennoch aber ein hohes Potential besitzt. Zwar waren lediglich bei einem Gelenk, dem Handgelenk, die Ergebnisse des ISO-C<sup>3D</sup> ohne signifikanten Unterschied zu der CT, so liegen aber doch alle anderen Regionen nahe an den Vorgaben der CT und gleich auf oder über den Ergebnissen der CT- MPR.

Für die kleinen Gelenke kann also der ISO-C<sup>3D</sup> als dediziertes Röntgengerät gegenüber der CT in Betracht kommen. Seine Fähigkeit, die Kortikalis und den Gelenkspalt mit hoher Zuverlässigkeit in guter bis sehr guter Qualität darzustellen reicht aus, um die wichtigen prä- und intraoperativen Fragen zu beantworten. Die diagnostischen Möglichkeiten reichen auch aus, um eine sichere Frakturdiagnostik zu gewährleisten, wie auch schon in anderen Studien bewiesen [29, 30].

Dies zeigt sich auch in der subjektiven Bevorzugung der Radiologen der zwei Röntgenarten. Zu einem Drittel wurde dem ISO-C<sup>3D</sup> gegenüber dem Standardverfahren CT der Vorzug gegeben.

Auf Grund unserer Untersuchungen gehen wir davon aus, dass in den Fragestellungen zu Hochkontrastaufösungen der ISO-C<sup>3D</sup> dem Standardverfahren, der intraoperativen Durchleuchtung in 2 Ebenen und postoperativer Röntgenkontrolle, in der Versorgung von Frakturen und der anatomiegerechten Rekonstruktion von Gelenkflächen überlegen ist. Den Beweis müssen jedoch noch weiterführende Studien erbringen.

### 5.2.2. Die Region des Rumpfes

In der Region des Rumpfes zeigten die Ergebnisse, dass es nicht möglich ist, die CT durch den ISO-C<sup>3D</sup> zu ersetzen. Da alle Werte des ISO-C<sup>3D</sup> unter denen der CT und der CT-MPR lagen, Ausnahme ist die LWS, bei der der ISO-C<sup>3D</sup> der CT-MPR gleichwertig war, ist davon auszugehen, dass in allen anderen Bereichen die

Aussagekraft der ISO-C<sup>3D</sup>-Bilder eingeschränkt ist. Ob die Bildqualität in diesem Bereich für eine zuverlässige Frakturdiagnostik ausreichend ist, war nicht Teil unserer Fragestellung, bleibt aber auf Grund der eingeschränkten Ergebnisse fraglich. Eine Feindiagnostik ist nicht nur auf Grund der kaum möglichen Beurteilbarkeit des spongiosen Knochens undurchführbar.

Zu berücksichtigen ist aber, dass die Alternative in der intraoperativen Diagnostik die zweidimensionale Durchleuchtung und nicht die CT ist. Deshalb ist hier letztlich nur wichtig, ob die entscheidenden Informationen für die entsprechenden intraoperativen Fragestellungen anhand des ISO-C<sup>3D</sup> gewonnen werden können. So ist die Abgrenzbarkeit der Gelenkoberfläche als mäßig bis schlecht beschrieben worden. Es konnten die Wirbelkörper mit ihren Oberflächenbegrenzungen und die Gelenkkonturen an der Hüfte abgegrenzt werden. Für die korrekte Platzierung von Pedikelschrauben reicht diese Abbildung jedoch aus, was in der Studie von Euler et al. und Nolte et. al. gezeigt wurde [8]. Weiterhin zeigte sich, dass die Daten ausreichend sind, um eine Navigation auf ihrer Basis mit Erfolg durchzuführen [40].

Es muss auch angeführt werden, dass das Volumen das mit einem Scannvorgang des ISO-C<sup>3D</sup> erfasst werden kann, nur 119 x 119 x 199 mm beträgt. Es können höchstens drei benachbarte Lendenwirbel gleichzeitig dargestellt werden. Um die gesamte LWS zu untersuchen, benötigt man mehrere Scans. Da in der Praxis aber selten mehr als nur ein Wirbelsegment operiert wird, ist das Scanvolumen im Regelfall ausreichend.

### 5.3. Beurteilbarkeit der Bänder, Knorpel und Weichgewebe

In unseren Untersuchungen konzentrierten wir uns lediglich auf die knöchernen Strukturen. Wir bewerteten den Knochen mit Kortikalis, Spongiosa und Abgrenzbarkeit im Gelenk. Knorpel-, Band- und Muskelstrukturen wurden bei unseren Untersuchungen nicht berücksichtigt. Deshalb beziehen sich alle Angaben nur auf die Aussagekraft der Schnittbilder im Bezug auf die knöchernen Strukturen.

Inwieweit ein Einsatz des ISO-C<sup>3D</sup> für die Weichteildiagnostik möglich ist, werden weitere Untersuchungen zeigen. Aus unserer Erfahrung kann Folgendes gesagt werden:

1. Große Bandstrukturen (z.B.: Kreuzband im Knie) sind als solche erkennbar und stellen sich gut dar. Wie groß eine Struktur sein muss, um klar diagnostizierbar zu sein, ist nicht bekannt.
2. Die Bilder, die der ISO-C<sup>3D</sup> produziert, sind sicher nicht ausreichend, um eine gesicherte Diagnostik der Weichteile durchzuführen. Hier sollte weiterhin der MRT der uneingeschränkte Vorzug gegeben werden.

#### 5.4. Der Unterschied zwischen der transversalen Ebene zu den sagittalen und koronaren Ebenen

An dieser Stelle soll auch erwähnt werden, dass die transversale Ebene in der Darstellung durch den ISO-C<sup>3D</sup> nicht die gleich gute Qualität aufweist, wie die sagittale und koronare Ebene. Aufgrund der zweidimensionalen Datengewinnung des ISO-C<sup>3D</sup> muss die dritte transversale Ebene somit ohne direkte Bezugspunkte voll errechnet werden (Siehe auch Technische Grundlagen).

Die Qualitätsminderung wurde erst während der laufenden Beurteilungsphase durch die Ärzte festgestellt und wurde deshalb nicht in unsere Bewertung mit einbezogen. Der Qualitätsverlust der transversalen Ebene ist aber, wenn auch erwähnenswert, nicht so groß, dass die Beurteilung im Vergleich zu den anderen zwei Ebenen deutlich eingeschränkt ist. Auf der Skala von eins bis vier gäbe es wohl nur sehr selten bei einer differenzierten Benotung der Ebenen einen Bewertungsunterschied.

#### 5.5. Die Lagerung

Weitere Einschränkungen im Gebrauch des ISO-C<sup>3D</sup> ergeben sich auf Grund der Lagerung. Die zu untersuchende Region muss derartig gelagert werden, dass sich kein bzw. so wenig strahlenabsorbierendes Material wie nur möglich im kompletten Strahlengang befindet. Denn umso schlechter die einzelnen Aufnahmen der 100 Einzelbilder sind, desto schlechter sind folglich auch die dreidimensionalen Berechnungen. Deshalb verwendeten wir eine röntgendurchlässige Karbonplatte zur Lagerung der Extremitäten, oder lagerten sie frei in der Luft. Letzteres ist selbstverständlich in der Praxis mit Patienten nicht möglich.

Die Schulter konnte mit dem ISO-C<sup>3D</sup> gar nicht gescannt werden, da sich ihre Lagerung als praktisch unmöglich erwies. Das liegt daran, dass der Schultergürtel im



Normalfall zu breit ist, um eine Rotation des ISO-C<sup>3D</sup> mit isozentrischer Lagerung des Schultergürtels zuzulassen.

Dies hat zur Folge, dass ein nicht unwesentlicher Teil der gesamten Untersuchungszeit von der Lagerung beansprucht wird. Hier wurden von verschiedenen Herstellern von Operationstischen Verbesserungen versprochen, um hier Abhilfe schaffen zu können.

Ein weiteres Problem stellt die Lagerung gerade bei Wirbelsäulenoperationen dar. Die Patienten werden meist im Bereich der LWS und BWS hoch gelagert mit dem Ziel einer Stabilisierung der Wirbelsäule. Da nun das zu scannende Isozentrum zu weit vom Operationstisch entfernt ist, kann dieser die Röntgenröhre bei ihrer Rotation behindern. Auf dieses Detail muss bei der präoperativen Lagerung des Patienten geachtet werden, sonst ist eine intraoperative Umlagerung nötig, oder es muss auf den ISO-C<sup>3D</sup> verzichtet werden.

Nächster wichtiger Punkt ist die genau Ausrichtung des ISO-C<sup>3D</sup> auf das zu kontrollierende Gebiet, da sich in der Studie gezeigt hat, dass die Peripherie der Schnittbilder des ISO-C<sup>3D</sup> signifikant schlechter bewertet wurden als deren zentraler Teil.

## **6. Schlussfolgerung**

Die gegenwärtige Routine in der Versorgung von unfallchirurgischen und orthopädischen Patienten beinhaltet das konventionelle Röntgen in zwei Ebenen, gegebenenfalls eine genaue Schnittbilddiagnostik mittels CT. Die intraoperative Kontrolle erfolgt meist anhand der Durchleuchtung mit einem konventionellen C-Bogen. Die dreidimensionale intraoperative Darstellung war bisher routinemäßig nicht möglich und nur an den sehr wenigen Krankenhäusern mit mobilen oder im OP installierten CT verfügbar. Dies gilt auch für die Navigation, die sich lediglich auf die präoperativen CT-Daten stützte.

Mit dem ISO-C<sup>3D</sup> ist nun erstmals ein Gerät verfügbar, das intraoperativ dreidimensionale Schnittbilder einfach und schnell erzeugen kann. Die vorliegende Studie konnte zeigen, dass, die von dem ISO-C<sup>3D</sup> generierten Schnittbilder an den Gelenken der Extremitäten und an der Halswirbelsäule den Ansprüchen der modernen Radiologie im Bezug auf Bildqualität, Bildrauschen, Kortikalisdarstellung und Gelenkpräsentation genügen. In diesem Bereich kann der ISO-C<sup>3D</sup> als voll einsetzbares mobiles CT-Gerät angesehen werden. Diese Aussage gilt auch im Bezug auf die Navigation, bei der er die Möglichkeit bietet, die Datensätze ständig während einer Operation zu aktualisieren.

Im Bereich des Rumpfes verschlechtert sich die Bildqualität des ISO-C<sup>3D</sup> deutlich. Aber der Informationsgehalt der Schnittbilder des ISO-C<sup>3D</sup> reicht aus, um die Lage von eingebrachtem Osteosynthesematerial sicher zu beurteilen. Die Datensätze sind ebenfalls geeignet, um Navigationssysteme zu unterstützen und somit die operative Genauigkeit zu steigern.

Der ISO-C<sup>3D</sup> ist ein Gerät, das schnell, mobil und bei geringen Kosten, im Vergleich zu einer CT, dreidimensionale Hochkontrastschnittbilder erstellen kann, die im Bereich der Extremitäten voll aussagekräftig sind. Darüber hinaus kann er auch im Bereich des Rumpfes für verschiedene Anforderungen ausreichende Bildinformation liefern.

## **14. Literaturverzeichnis**

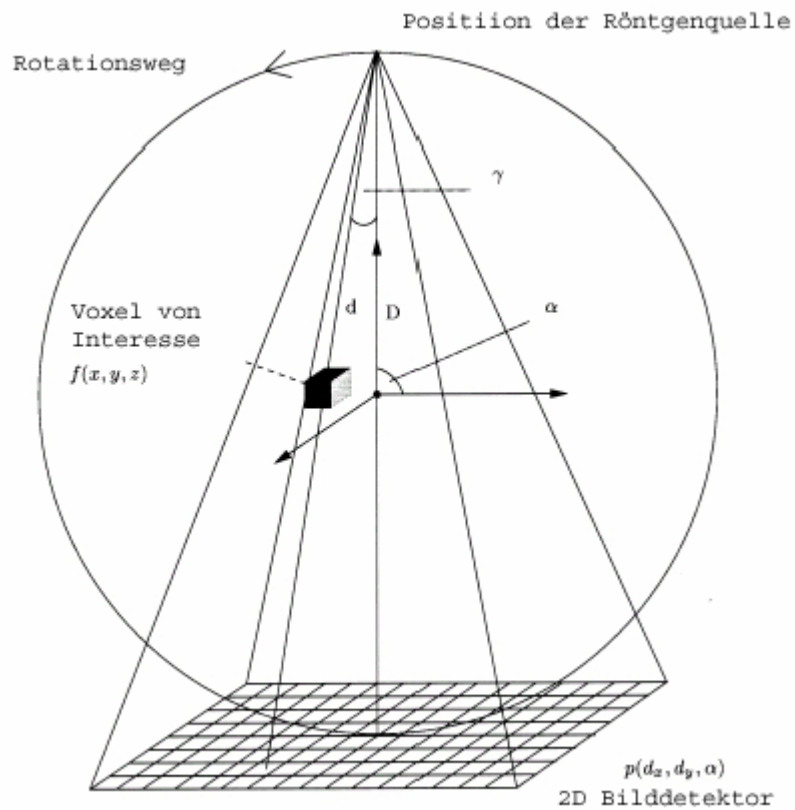
- (1) Berlmann U., Heine P., Nolte L.: Flouroskopie-basierte Navigation der Pedikelschrauben-Insertion – Systemerfahrungen und erste klinische Erfahrungen. *Aktuel Traumatol* 2000; 30:132-135
- (2) Blaser P., Wicky S., Husmann O., Meuli R., Leyvraz P.: Value of 3D CT in diagnosis and treatment of fractures of the tibial plateau. *Swiss Surg* 1998; 4:180-186
- (3) Brown G., Willis M., Firoozbaklish K., Barmada A., Tessman C. L., Montgomery A.: Computed tomography image-giuded surgery in complex acetabular fracture. *Clin Orthop* 2000; 370: 219-226
- (4) Brown G., Willis M., Firoozbakhsh K., Barmada A., Tessman C., Montgomery A.: Computed tomography image-guided surgery in complex acetabular fracture. *Clin Orthop* 2000; 104: 519-523
- (5) Bundesärztekammer, Leitlinien der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Computertomographie. Beschlüsse des Vorstandes der Bundesärztekammer vom 10.April 1992. *Deutsches Ärzteblatt* 1998; 89: 49
- (6) Defrise M., Clack R.: Filtered backprojection reconstruction of combined parallel beam and cone beam SPECT data. *Phys Med Bio* 1995; 40(9): 1517-37
- (7) Ebrahim N., Coombs R., Jackson W., Rusin M.: Percutaneous computed tomography guided stabilization of posterior pelvic fracture. *Clin Orthop* 1994; 307: 222-228
- (8) Euler E., Heining S., Riquarts C., Mutschler W.: C-arm-based three-dimensional navigation: a preliminary feasibility study. *Comput Aided Surg* 2003; 8(1): 35-41
- (9) Euler E., Wirth S., Linsenmaier U.: Vergleichende Untersuchungen zur Qualität der C- Bogenbasierten 3D-Bildgebung am Talus. *Unfallchirurg* 2001; 104: 839-864.2
- (10) Ewen K.: *Moderne Bildgebung*; ThiemeVerlag; Auflage: 1, 1997: 45-153
- (11) Feldkamp L., Davis L., Kress J.: Practical cone-beam algorithms. *J Opt Soc Am A* 1984; 6: 612-619
- (12) Fishman E., Derek R., Kawashima A., Scott W., Robertson D.: Effect of image display on quality of multiplanar reconstruction of computed tomography data. *Invest Radiol* 1993; 28: 146-149
- (13) Flohr T., Bruder H., Stierstorfer K.: New Technical Developments in Multislice CT, Part 2: Submillimter 16-Slice Scanning and Increased Gantry Rotation Speed for Cardiac Imaging. *RoeFo* 2002; 174:1022-1027

- (14) Flohr T., Stierstorfer K., Bruder H.: New Technical Developments in Multislice CT, Part 1: Approaching isotropic resolutions with sub-millimeter 16-slice scanning. *RoeFo* 2002; 174: 839-845
- (15) Fried, Gopal, Morrison: The use of intraoperative CT guidance system for endoscopic sinus surgery. *Curr Opin Otolaryngol; Head Neck Surg* 1997; 5: 22-24
- (16) Frodel J. Jr., Pacheco E.: The use of intraoperative image-guided surgical techniques for reconstruction of orbital and zygomatic deformities. *Facial Plast Surg* 1999; 5: 83-89
- (17) Gebhard F., Kinzl L., Arand M.: Grenzen der CT-basierten Computernavigation in der Wirbelsäulenchirurgie. *Unfallchirurg* 2000; 103: 696-701
- (18) Giacomuzzi S., Torbica P., Rieger M., Lottersberg C.: Untersuchung zur Strahlenexposition bei der Einzelschicht und Mehrschicht-Spiral-CT. *RoeFo* 2001; 173: 643-649
- (19) Grass M., Koppe R., Klotz E., Proksa R., Kuhn M.: Three-dimensional reconstruction of high contrast objects using C-arm image intensifier projection data. *Computerized Medical Imaging and Graphics* 1999; 23: 311-321
- (20) Heiland M., Schulze D., Adam G.: 3D-imaging of the facial skeleton with an isocentric mobile C-arm system (Siremobil Iso-C-3D). *Dentomaxillofac Radiol* 2003; Jan 32(1):21-25
- (21) Hofstetter R, Slomczykowski M, Sati M, Nolte L.: Fluoroscopy as Imaging Means for Computer-Assisted Surgical Navigation. *Comput Aided Surg* 1998; 4: 65-76
- (22) Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. *Br J Radiol* 1973 Dec; 46(552):1016-22.
- (23) Hu H.: Multi-slice helical CT: Scan and reconstructions. *Med Phys* 1999; 26: 17-28
- (24) Kalender W., Seissler W., Vock P.: Single-breath-hold spiral volumetric CT by continuous patient translation and scanner rotation. *Radiology* 1989; 173P: 414
- (25) Kalender W., Seissler W.; Klotz E., Vock P.: Spiral volumetric with Single-Breath-Hold Technique, Continuous Scanning. *Radiology* 1990; 176: 181-183
- (26) Kato Y., Nair S., Samo.: An improvement Over Single Slice Helical CTA for Cerebral Aneurysms; *Acta Neurochir* 2002; 144: 715-722
- (27) Kaufmann W., Moser E., Sauer R.: *Radiologie*; Urban & Fischer Verlag; Auflage : 1, 1998: 86-88
- (28) Kendoff D., Geerling J., Mahlke L.: Navigierte ISO-C<sup>3D</sup>-basierte Anbohrung einer osteochondralen Läsion des Talus. *Unfallchirurg* 2003; 106(11): Nov: 963-7

- (29) Kostianos D., Rock C., Wirth S., Linsenmeier U.: Frakturdiagnostik am Kniegelenk mit einem neuen mobilen CT-System (ISO-C-3D): Vergleich mit konventionellen Röntgen und Spiral-CT. *RoeFO* 2002; Jan 174(1): 82-7.
- (30) Kostianos D., Rock., Euler., Wirth.: 3D-Bildgebung an einem mobilen chirurgischen Bildverstärker (ISO-S-3D), Erste Bildbeispiele zur Frakturdiagnostik an peripheren Gelenken im Vergleich mit Spiral-CT und Konventioneller Radiographie. *Unfallchirurg* 2001; Sept 104(9): 834-8
- (31) Krettek C., Schanelmaier P., Lobenhoffer P., Tscherne H.: Komplextrauma des Kniegelenks. *Unfallchirurg* 1996; 99: 616-627
- (32) Kuong S., Williamson D., Baker N. Sosman J., Nawfel R., Wilson M., Weissman B.N.: Comparison of polytomography for fracture assessment. *Skelet Radiol* 1999; 28: 929-932
- (33) Laubenberger T., Laubenberger J.: Technik der medizinischen Radiologie. *Deutscher Ärzte-Verlag* 1999; 7: 61-80
- (34) Ling Y., Kruger R.: Dual-slice spiral versus single-slice spiral: Comparison of the performance of two computed tomography scanners. *Med Phys* 1996; 23: 205-220
- (35) Mayr E., Häuser H., Rüter A., Bohndorf K.: Minimal-invasive, intraoperativ CT-gesteuerte Korrektur einer Kalkaneusosteosynthese. *Unfallchirurg* 1999; 102: 359-364
- (36) Okudera H., Kyoshima K., Kobayachi S., Sugita K.: Intraoperativ CT scan findings during resection of glial tumors. *Neurol Res* 1994; 16: 265-267
- (37) Rock C., Kotsianos D., Linsenmaier U.: Untersuchungen zur Bildqualität, Hochkontrastauflösung und Dosis am Stamm- und Gliedermassenskelett mit einem neuen dedizierten CT-System (ISO-C-3D). *Roefo* 2002; Feb 174(2): 170-176.
- (38) Rock C., Linsenmaier U., Brandl R., Kotsianos D.: Vorstellung eines neuen mobilen C-Bogen-/CT-Kombinationsgerät (ISO-C-3D). *Unfallchirurg* 2001; Sep 104(9): 827-833
- (39) Schorn C., Obenauer S., Funke M., Hermann K.-P.: Schichtempfindlichkeitsprofile und Bildpunktrauschen einer Mehrschicht Spiral-CT im Vergleich zu einer Einzelschicht Spiral-CT. *Roefo* 1999; Sep 171(3): 219-25.
- (40) Wendl K., Von Reikum J., Wentzensen A.: ISO-C-3D-gestützte navigierte Implantation von Pedikelschrauben an BWS und LWS. *Unfallchirurg* 2003 Nov 106(11): 907-13.

## 8. Anhang

Grafik 1: Schematische Darstellung der geometrischen Akquisition für den originalen Feldkampalgorithmus



$p(d_x, d_y, \alpha)$ : Koordinaten der 2D- Projektion

$\gamma$ : Winkel zwischen dem Lot von der Röntgenquelle auf den Bilddetektor und dem Vector der Datenquelle zum erfassenden Element.

D: Lotrechte Distanz zwischen Röntgenquelle und Bilddetektor

d: Länge des Vectors zwischen Röntgenquelle und Voxel,

Tabelle 2: Technische Daten des Prototypen Siremobil ISO-C-3D

**C-Arm Einheit:**

Orbitalbewegung	190° (± 95°)
Horizontalbewegung	20 cm
Tiefe	71,4 cm
Vertikale Hebemöglichkeit	40cm

**Bildverstärker** 23cm /15cm (9" /6")

**Röntengenerator** Einkessel HF-Generator

Frequenz	80 kHz
Nominalspannung	100 V-240 V, 50/60 Hz
Mittlere Energieverbrauch	max. 2,5 kVA

**Röntgenröhre** Stehanode, Brennfleck-Nennwert 0,6

Fluoroscopie 40 kV -110 kV, 02-8.9 mA (max 550)

**3D Bildverarbeitung**

Röhrenspannung, verwendete	kleine Gelenke	59, kV, 1,9 mA*
Stärke	große Gelenke	62 kV, 3,2 mA*
Anzahl der Projektionsbilder	einstellbar (100)*	
Field of view	119 mm	
Matrix	256 x 256 x 256	
Voxelgröße	0.46 mm, isotrop	
Aufnahmezeit	100sec, 1,7 min	
Computer Hardware	Doppelprozessor PC (866 MHZ) 512 MB RAM	
Benutzeroberfläche	Windows NT 4.0	
CE Zertifizierung	seit 08/2001	

\* Empfehlung des Herstellers

Tabelle 3: technische Daten des SOMATO PLUS 4

### **CT-Einheit**

Blende	70 cm
Kippneigung	$\pm 30^\circ$
Scannweite	50 cm
Rotationszeit vollen Scann	(0,75) [optional 1,0, 1,5 s
Rotationszeit partieller Scann	0,7 s (0,5. optional) at $240^\circ$

### **Datenerfassung**

#### **Xenon Detektor Quantilarc 6: Lighutning UFC™ (Ultra Fast Ceramic) Detector [optional]**

Einheiten	768
Messkanäle	1536
Anzahl der Projektionen	1408/s

### **Der Röhrenaufbau**

Röhrenstromstärke	50-420 mA
Röhrenspannung	80, 120, 140 kV
Anodenhitze	5,3 MHU
Ladekondensator	3,9 MJ
CARE Filter	10 mm

### **Hochfrequenzgenerator**

Maximale Leistung	55 kW
Kontinuierliche Leistung	7 kW



Tabelle 5: Beurteilung der Bildqualität mit Hilfe eines semiquantitativen Scores

Score	1	2	3	4
Subjektive Bildqualität, Bildrauschen	Starkes Bildrauschen	Mäßiges Bildrauschen, Qualität beeinträchtigt	geringes Bildrauschen, Qualität gut	Kein relevantes Bildrauschen Qualität sehr gut
Abgrenzbarkeit des Kortikalen Knochens	Unscharf	Gerade sichtbar, keine scharfe Grenzen	Mäßig scharfe Abgrenzbarkeit	Perfekte Abgrenzbarkeit
Darstellung des spongiösen Knochens	Nicht sichtbar	Bälkchenstruktur gerade erkennbar	Bälkchenstruktur mäßig scharf erkennbar	Bälkchenstruktur perfekt erkennbar
Abgrenzbarkeit der Gelenkoberfläche	Unscharf	Gerade erkennbar, unscharf	Mäßig scharfe Abgrenzbarkeit	Perfekte Abgrenzbarkeit
Subjektive Beurteilung von Artefakten	Erheblich störend, keine Beurteilung möglich	Störend, Beurteilung stark eingeschränkt	Kaum störend, Beurteilbarkeit nicht wesentlich eingeschränkt	Keine relevanten Artefakte

Tabelle 6: Subjektive Bevorzugung der Radiologen zwischen ISO-C<sup>3D</sup> und SPIRAL-CT. Geordnet nach Gelenken.

Gelenke Sub. Bevorzugung	Fußgelenk	Knie	Hüfte	HWS	BWS	LWS	Ellenbogen	Handgelenk
Unentschieden:	29%	28%	11%	25%	6%	20%	37%	30%
ISO-C <sup>3D</sup> bevorzugt	4%	5%	3%	20%	3%	4%	11%	21%
SPIRAL-CT bevorzugt	8%	68%	86%	55%	91%	76%	53%	49%

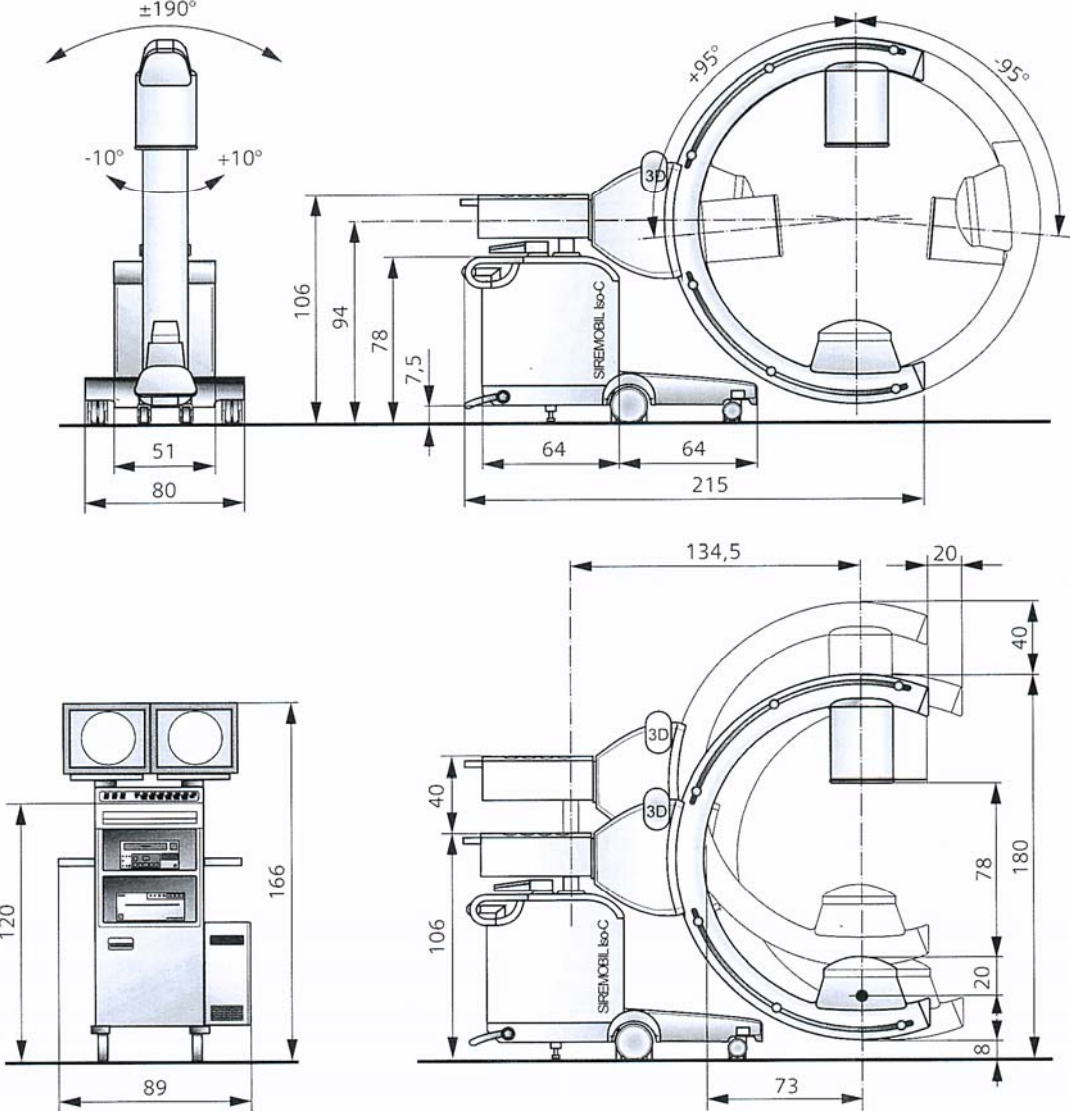
Tabelle 7: Subjektive Bevorzugung der Radiologen zwischen ISO-C<sup>3D</sup> und SPIRAL-CT. Geordnet nach bewerteten Parametern innerhalb der einzelnen Gelenkbereiche

Modalität Sub. Bevorzugung	Bildqualität	Kortikales	Spongiosa	Gelenkoberfläche	Artefakte
Unentschieden	17%	43%	9%	32%	9%
ISO-C <sup>3D</sup> bevorzugt	9%	9%	2%	22%	2%
SPIRAL-CT bevorzugt	74%	48%	88%	46%	89%

Bild 1: Der ISO-C<sup>3D</sup>

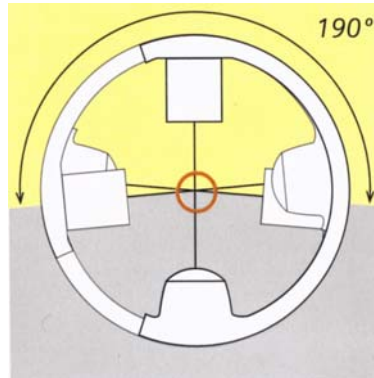


Bild 2: Abmessungen des ISO-C<sup>3D</sup>



### Bild 3: Das Isozetrum

#### Isozentrisches Design

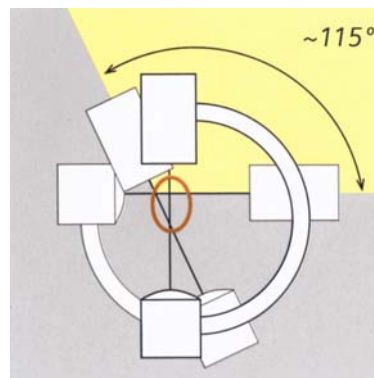


Der Zentralstrahl bleibt im Drehmittelpunkt, Nachpositionierungen entfallen.

Gleiche Bildgröße bei allen Projektionen

Hohe Positionsflexibilität von  $190^\circ$

#### Nicht-isozentrisches Design



Der Zentralstrahl wandert aus der Region des Interesses, Nachpositionierungen sind nötig.

Änderungen der Bildkalibrierung bei neuen Projektionswinkeln.

Begrenzte Positionierungsflexibilität von  $115^\circ$ .

Bild 4: Knie links Präparat 1

Die 100 Projektionsaufnahmen

Die Transversalebene



Die Transversalebene

Die Sagittalebene

A: Abgrenzradius zwischen zentraler und peripherer Projektion

Bild 5: Oberes Sprunggelenk Präparat 2 links; ISO-C<sup>3D</sup>



Bild 6: Oberes Sprunggelenk Präparat 2, links; SPIRAL-CT und CT-MPR

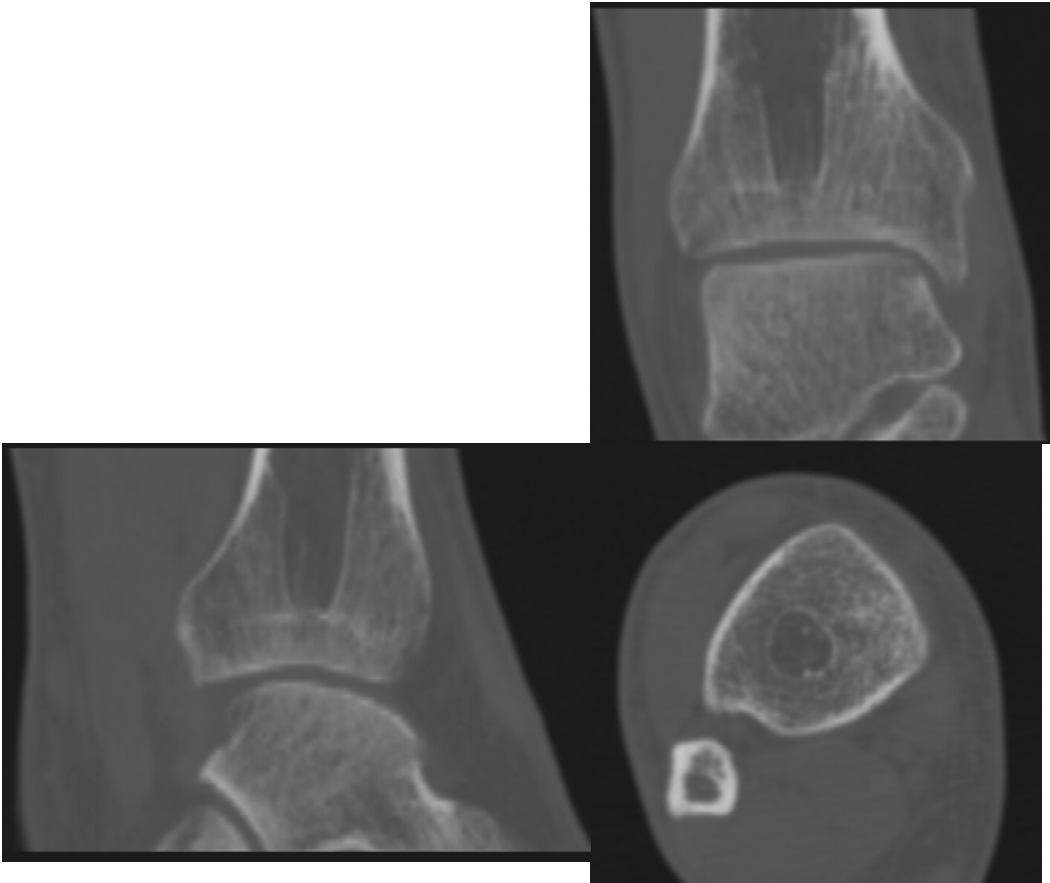




Bild 7: Kniegelenk Präparat 2, links; ISO-C<sup>3D</sup>

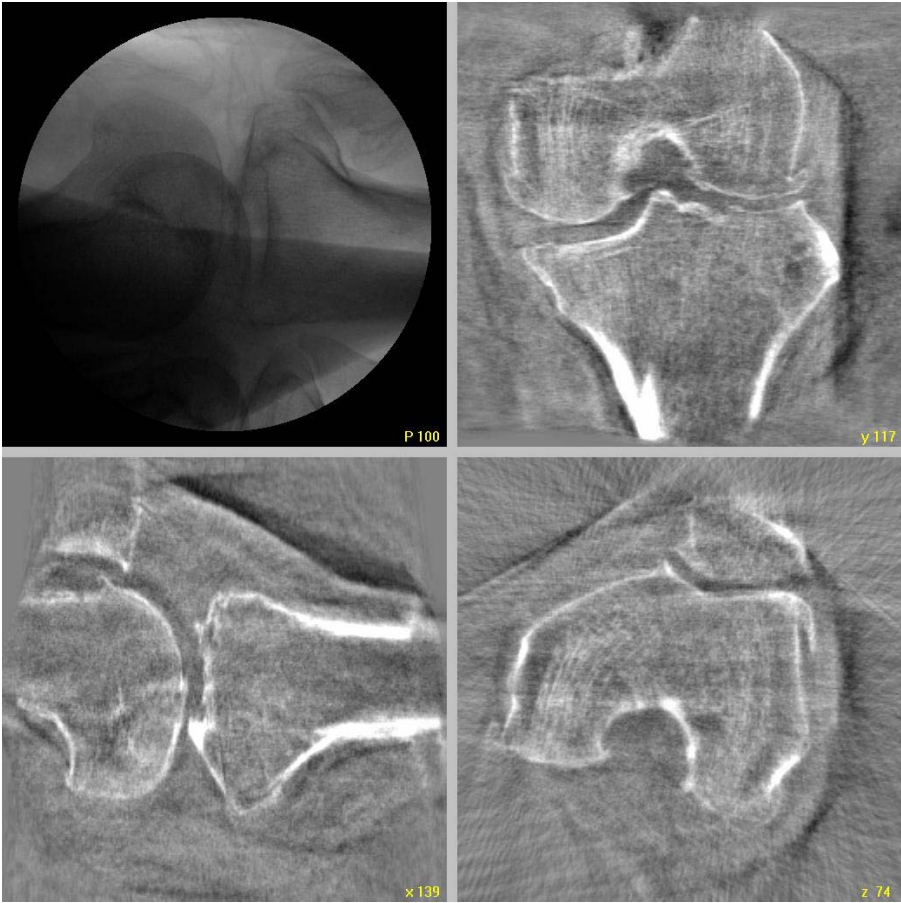


Bild 8: Kniegelenk Präparat 2, links; SIRAL-CT und CT-MPR

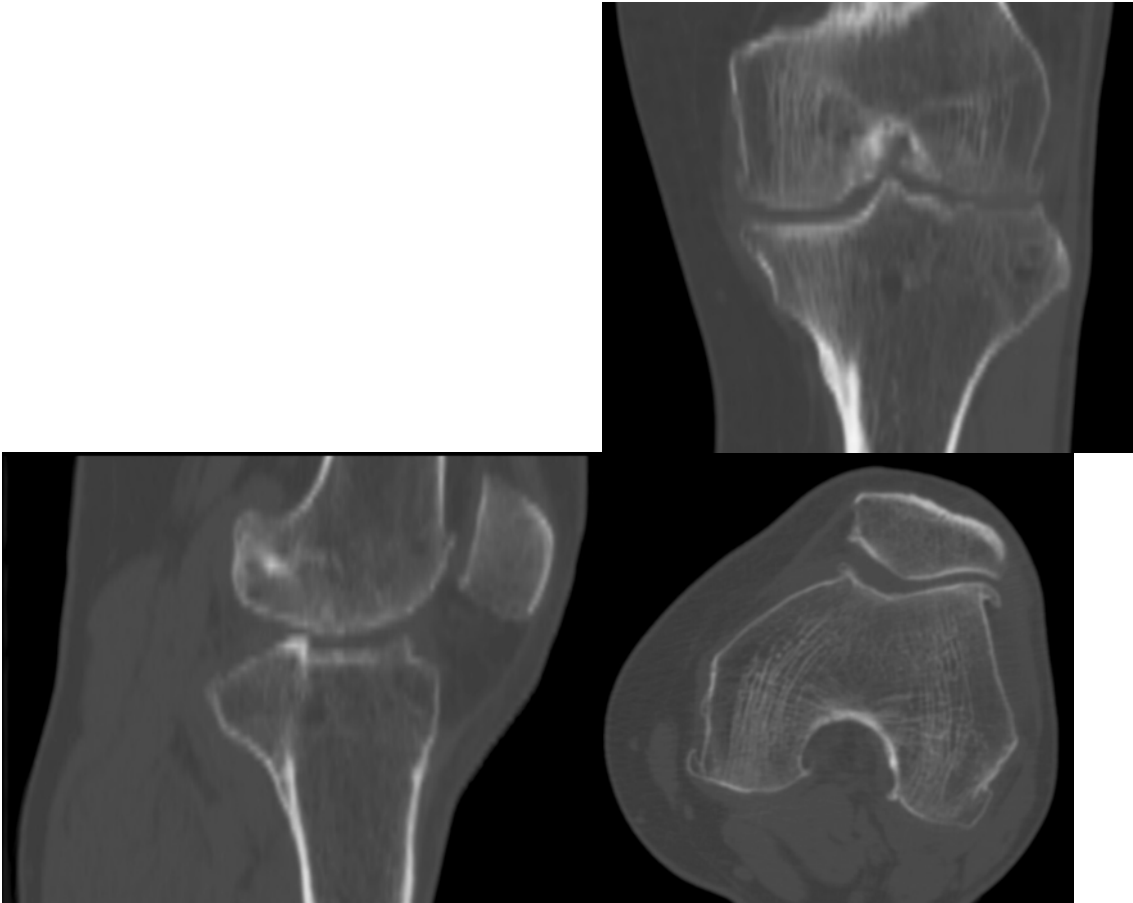


Bild 9: Das Handgelenk Präparat 2, links: ISO-C<sup>3D</sup>

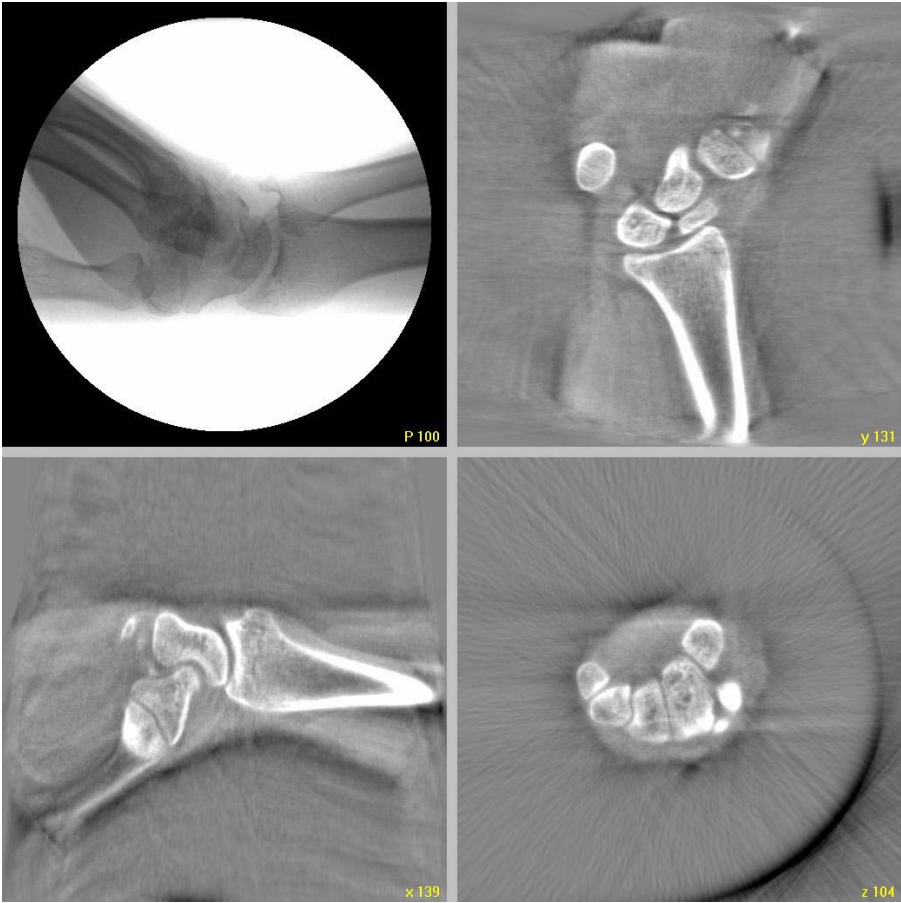


Bild 10: Das Handgelenk Präparat 2, links; SIRAL-CT und CT-MPR

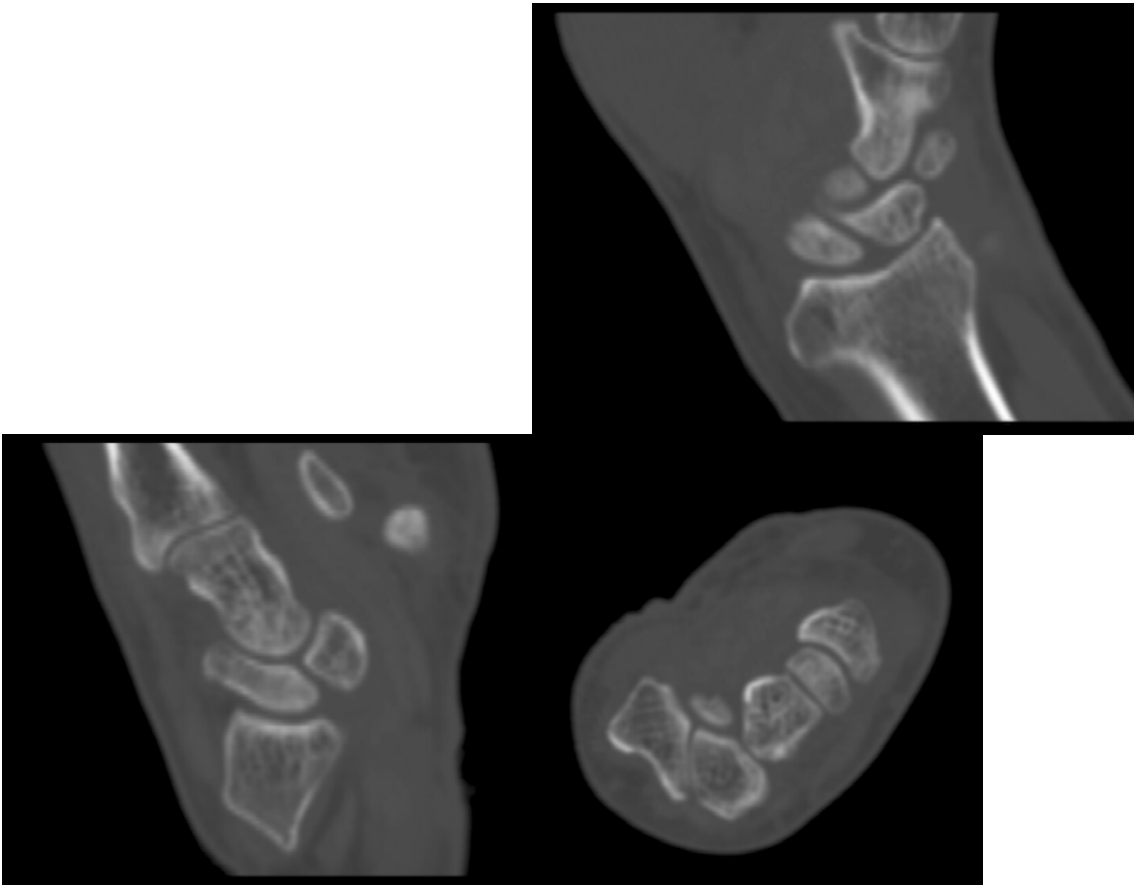


Bild 11: Das Ellenbogengelenk Präparat 2, links; ISO-C<sup>3D</sup>

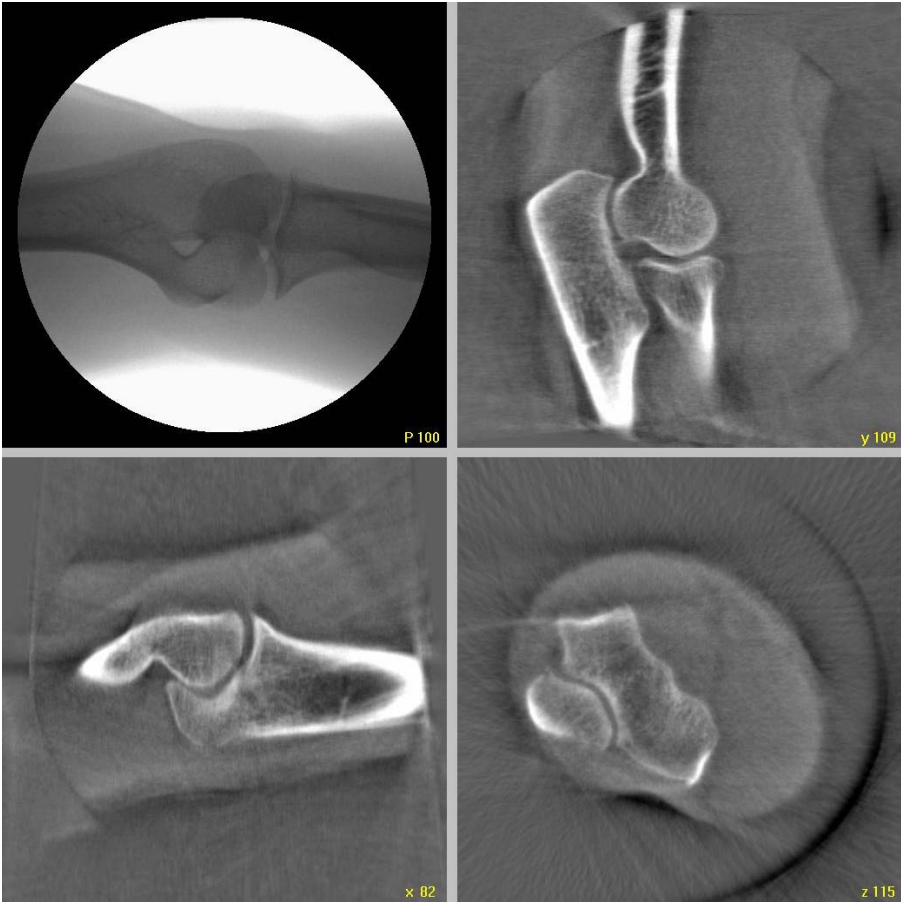


Bild 12: Das Ellenbogengelenk Präparat 2, links; SIRAL-CT und CT-MPR

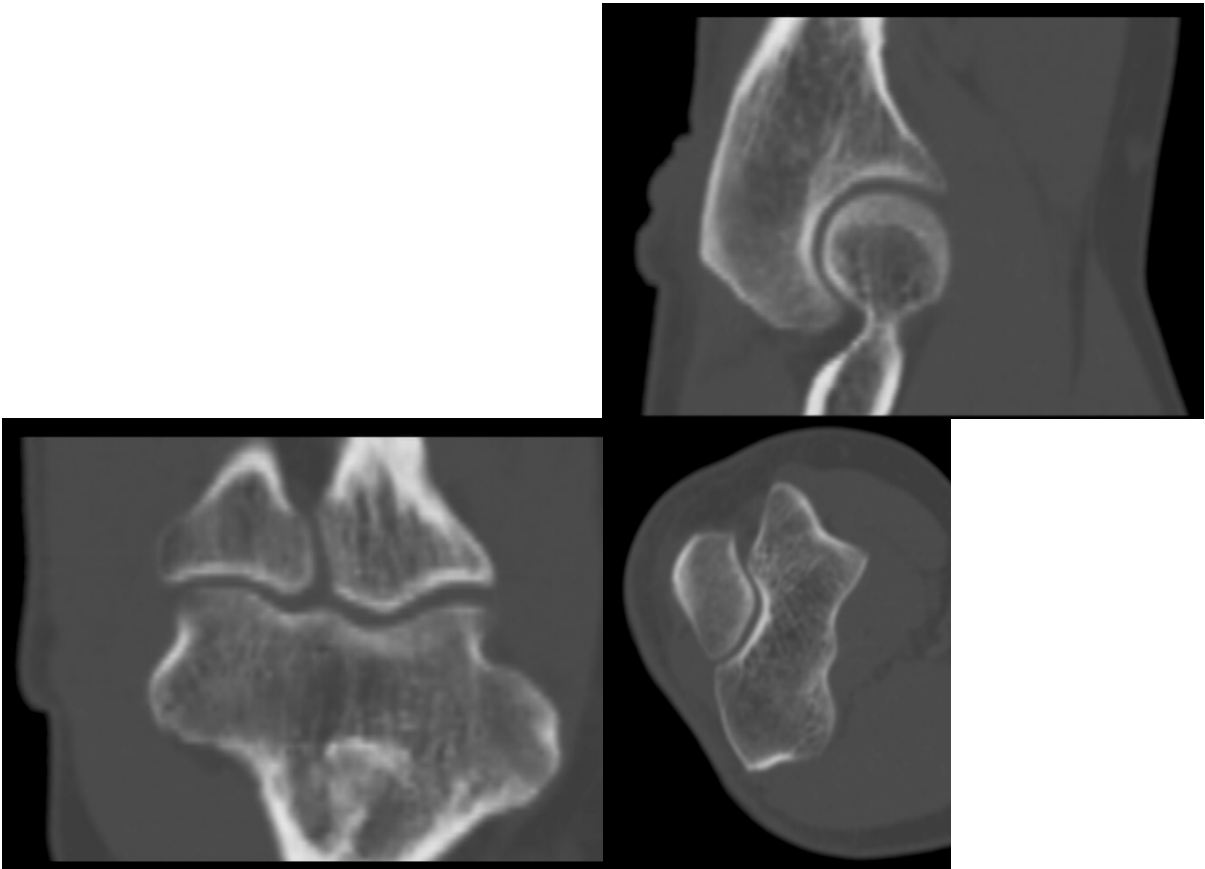


Bild 13: Die HWS Präparat 2; ISO-C<sup>3D</sup>



Bild14: Die HWS Präparat 2; SIRAL-CT und CT-MPR

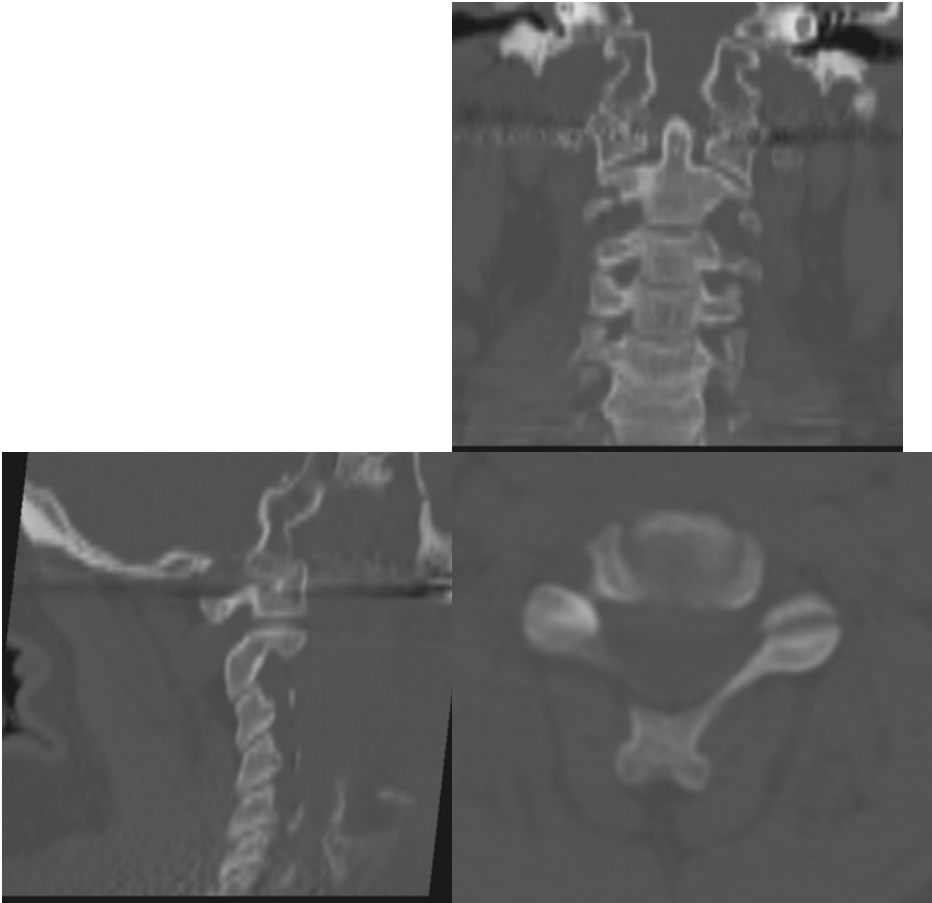




Bild 15: Die BWS Präparat 1; ISO-C<sup>3D</sup>

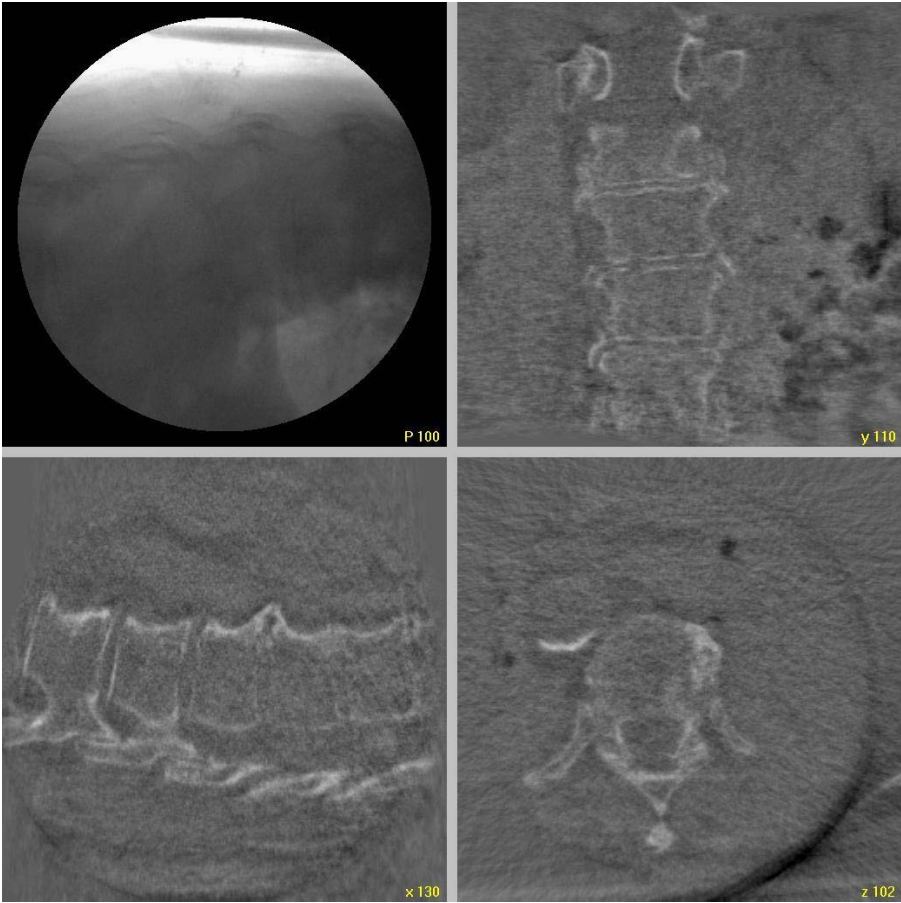


Bild 16 Die BWS Präparat 1; SIRAL-CT und CT-MPR

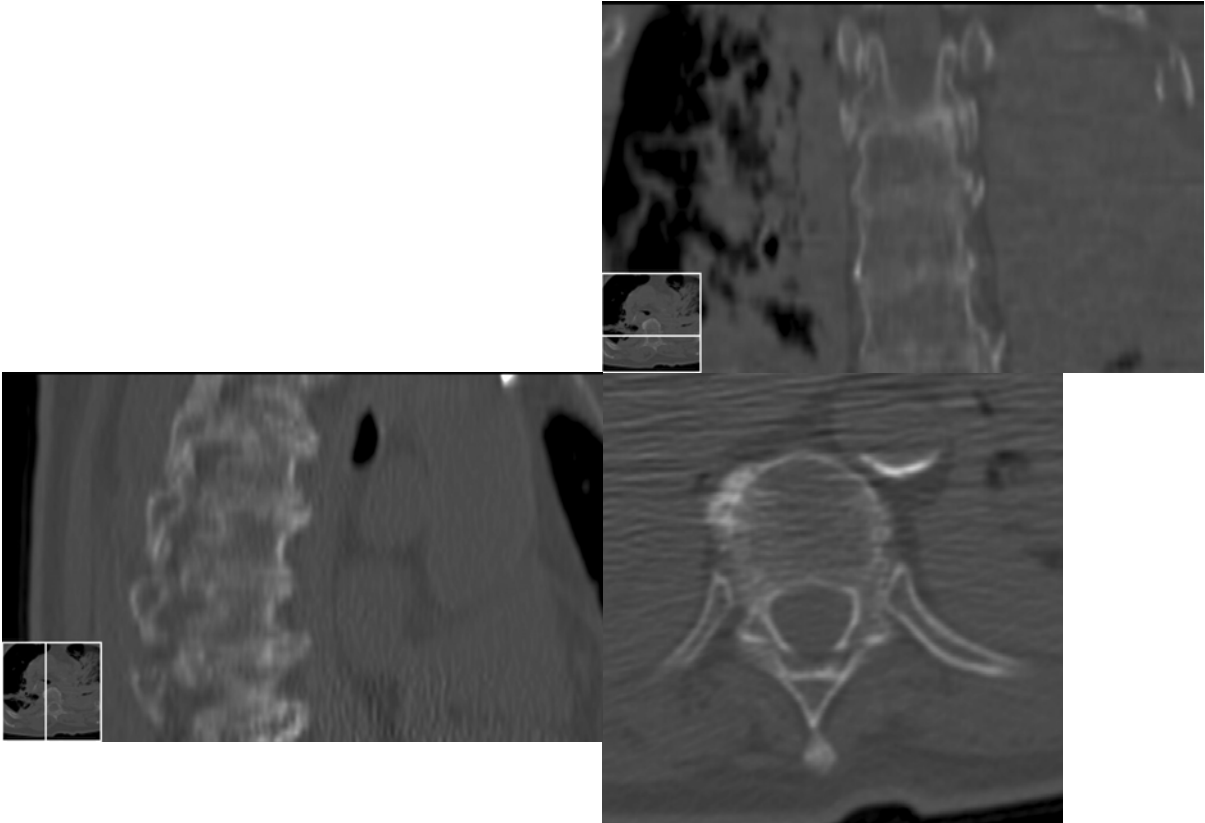


Bild 17: Die LWS Präparat 1; ISO-C<sup>3D</sup>

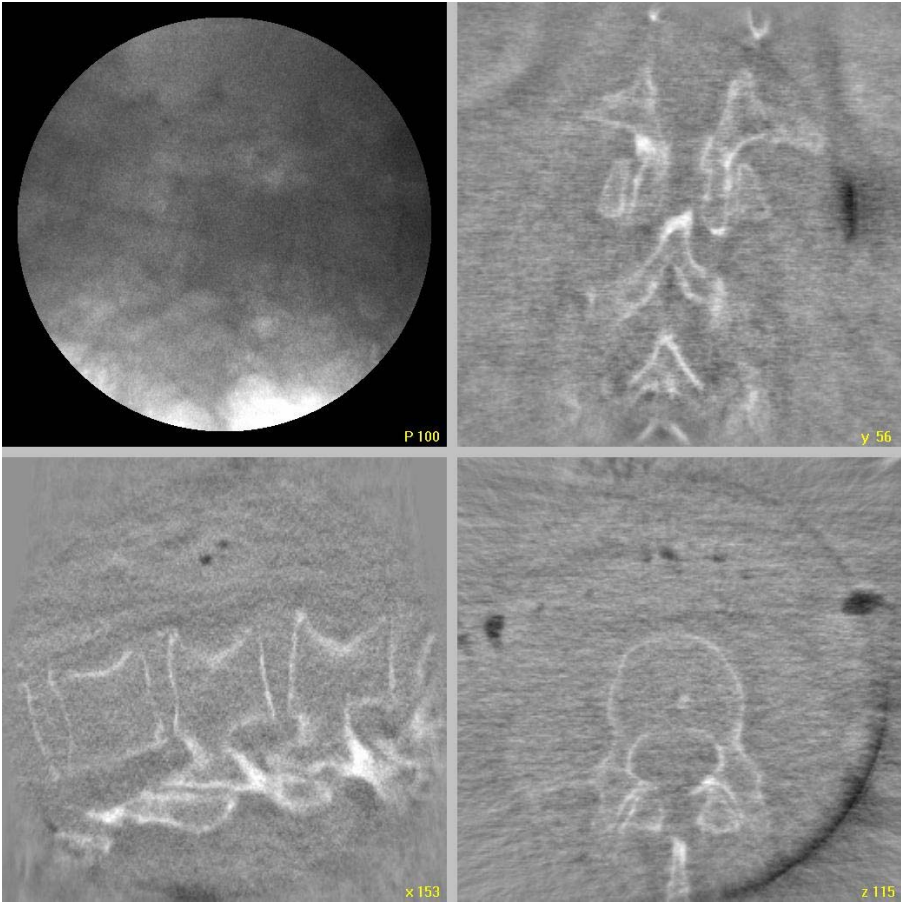


Bild 18: Die LWS Präparat 1; SIRAL-CT und CT-MPR

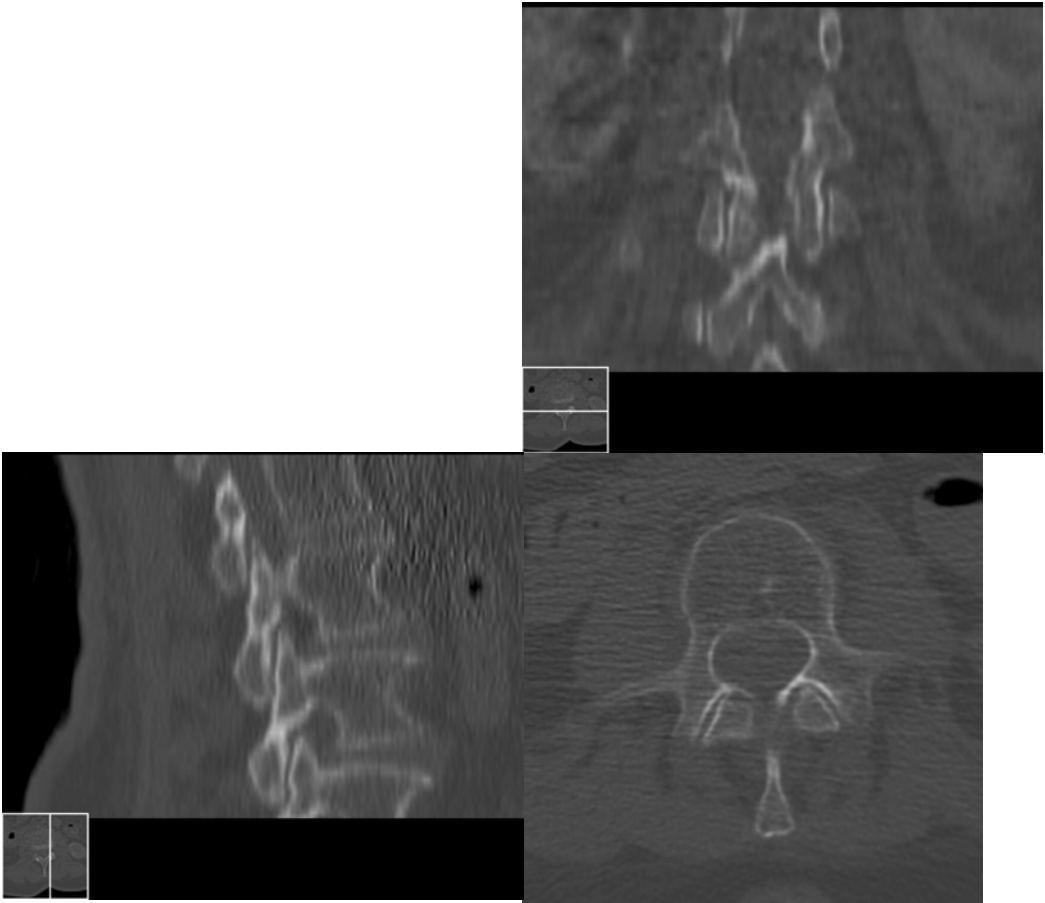


Bild 19: Das Hüftgelenk Präparat 1, links; ISO-C<sup>3D</sup>

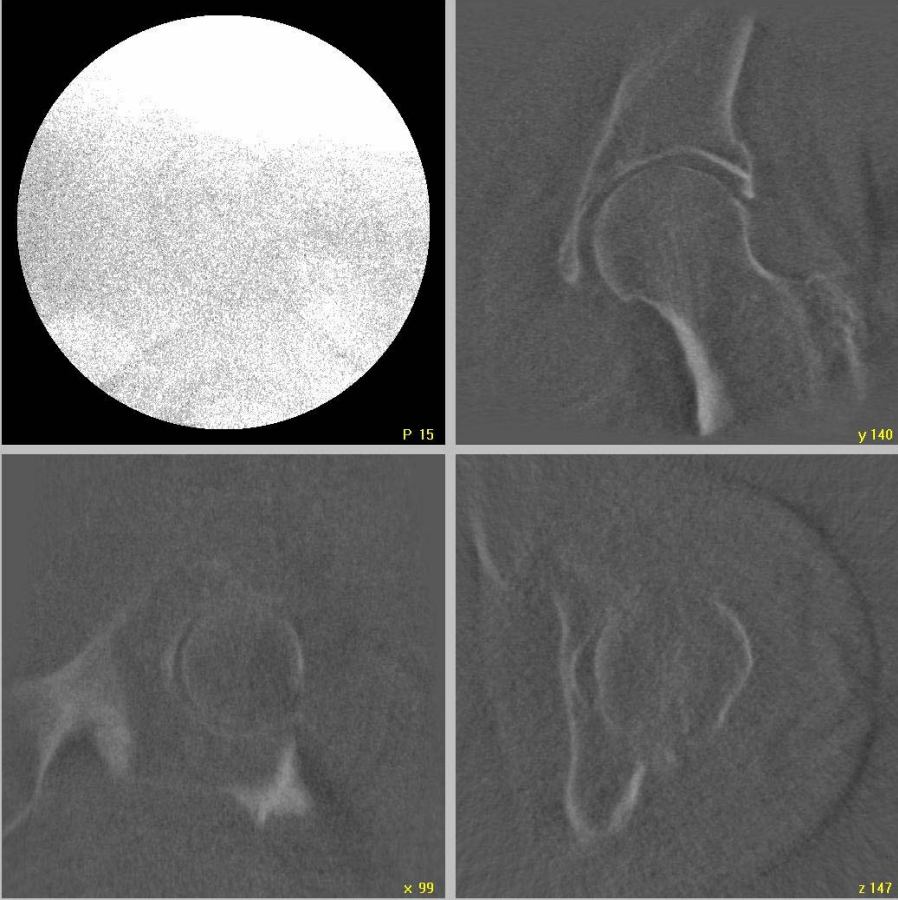
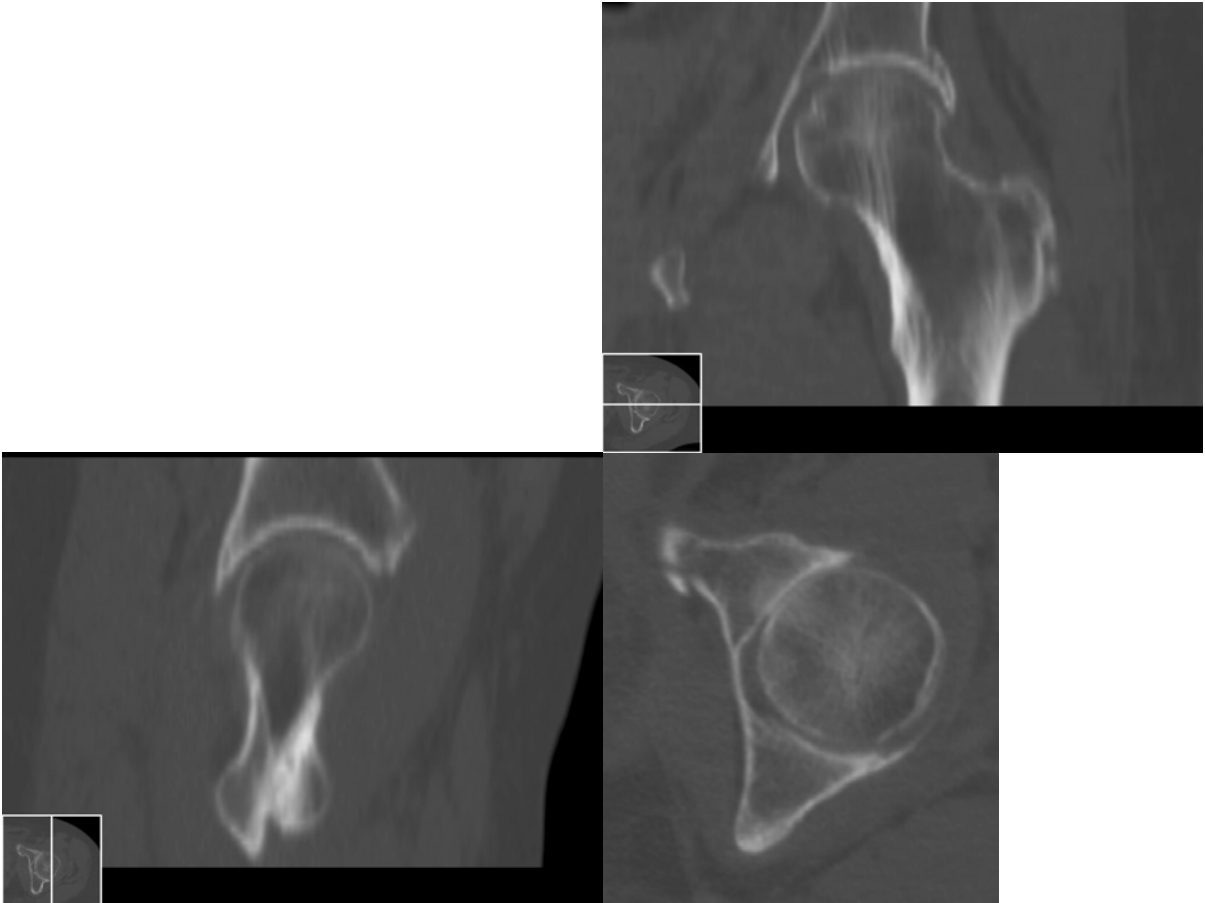


Bild 20: Das Hüftgelenk Präparat 1. links; SIRAL-CT und CT-MPR



## **9. Danksagung**

Mein Dank geht an Prof. Dr. med. Dr. h.c. M. Reiser, Direktor des Institutes für Klinische Radiologie, an dessen Institut diese Arbeit entstand.

Ebenfalls richtet sich mein Dank an Prof. Dr. med. K.-J. Pfeifer, geschäftsführender Oberarzt der radiologischen Abteilung der Chirurgischen Klinik Nussbaumstrasse, an dessen Abteilung diese Arbeit durchgeführt wurde.

Weiterhin möchte ich mich bei Herrn PD Dr. med. Ulrich Linsenmaier und Herrn Dr. med. Clemens Rock für die Überlassung des Themas und die andauernden geduldige Betreuung bedanken.

Ein herzlicher Dank auch für Frau Dr. med. Tanja Fischer, die mir jederzeit mit Rat und Tat bei der Verwirklichung dieser Arbeit beiseite stand.

Für die zur Verfügungstellung der Präparate bedanke ich mich desgleichen bei Prof. Dr. med. Wolfgang Eisenmenger, Leiter des Institut für Rechtsmedizin der LMU München.

Ein weiterer Dank gilt auch dem Fahrdienst des Instituts für Pathologie der LMU München unter Prof. Dr. med. Udo Löhrs.

## 11. Lebenslauf

Florian Vill

---

Persönliche Informationen	<ul style="list-style-type: none"><li>▪ Familienstand: ledig</li><li>▪ Nationalität: deutsch</li><li>▪ Geboren: 25.01.1975</li><li>▪ Geburtsort: München</li></ul>
Aktuelle Tätigkeit	Assistenzarzt der Unfallchirurgie im Klinikum 3 Orden München
Ausbildung	<ul style="list-style-type: none"><li>▪ 1996 bis 2004 Studium der Humanmedizin an der Ludwig-Maximilians-Universität München: Gesamtnote: Gut (2,3)</li><li>▪ 11/03: 3. Staatsexamen (Note: sehr gut)</li><li>▪ 09/02: 2. Staatsexamen (Note: befriedigend)</li><li>▪ 03/01: 1. Staatsexamen (Note: ausreichend)</li><li>▪ 04/99: Physikum (Note: ausreichend)</li><li>▪ 86 bis 96: Werner Heisenberg Gymnasium Garching: Abiturnote:2,1</li><li>▪ 1994 bis 2004 Teilzeitbeschäftigter am Münchner Flughafen im Bodenverkehrsdienst</li><li>▪ 11/04 bis 12/05 Assistenzarzt in der Gefäßchirurgie des Krankenhauses München Neuperlach</li><li>▪ 12/05 bis 12/06 Assistenzarzt in der Urologischen Klinik Planegg</li><li>▪ 02/07 bis 04/07 Assistenzarzt Im Diakoniewerk Heßstraße München</li><li>▪ Seit 05/07 Assistenzarzt der Unfallchirurgie im Klinikum 3 Orden München</li></ul>
Veröffentlichungen	Rock C., Kotsianos D., Linsenmaier U., Fischer T., Brandl R., Vill F., Wirth S., Kaltschmidt R., Euler E., Pfeifer K., Reiser M.: Studies on image quality, high contrast resolution and dose for the axial skeleton and limbs with a new, dedicated CT system (ISO-C-3 D). Roefo 2002; Feb 174(2): 170-176.
Auszeichnungen	Das Projekt ISO-C-Bogen, dessen Teil die Doktorarbeit ist, erhielt den Preis für Innovation der deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie.