

Aus der Universitätsklinik für Radioonkologie mit Poliklinik

Tübingen

Abteilung Radioonkologie

Ärztlicher Direktor: Professor Dr. M. Bamberg

**Experimentelle Untersuchungen zum Einfluss der
Dosisreduktion auf die Bildqualität der
Cone-Beam CT-Option mobiler Röntgen C-Bögen**

**Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin**

**der Medizinischen Fakultät
der Eberhard-Karls-Universität
zu Tübingen**

vorgelegt von

Andreas Christian Seethaler

aus

Ulm

2010

Dekan:

Professor Dr. I. B. Autenrieth

1. Berichterstatter:

Professor Dr. G. Christ

2. Berichterstatter:

Professor Dr. Dr. J. Hoffmann

1. EINLEITUNG	1
1.1. KLINISCHE BEDEUTUNG DER INTRAOPERATIVEN SCHNITTBILDGEBUNG	1
1.1.1. TECHNISCHE GRUNDLAGEN DER CBCT-C-BÖGEN	2
1.1.2. <i>Allgemeiner Aufbau der CBCT-C-Bögen</i>	2
1.1.3. <i>Bilderzeugung mit Bildverstärkeranlagen</i>	5
1.1.4. <i>Schnittbild-Rekonstruktionen</i>	6
1.2. ALLGEMEINE ASPEKTE DER DIGITALEN BILDGEBUNG	7
1.3. BILDQUALITÄT AN CBCT-C-BOGEN	9
1.3.1. <i>Allgemeine Überlegungen zur Bildqualität</i>	9
1.3.2. <i>Auflösungsvermögen</i>	11
1.3.3. <i>Kontrast</i>	12
1.3.4. <i>Fensterung</i>	13
1.3.5. <i>Bildpunktrauschen und Artefakte</i>	14
1.3.6. <i>Bildhomogenität</i>	16
1.3.7. <i>Belichtungsparameter</i>	17
1.4. STRAHLENEXPOSITION BEI RADIOLOGISCHEN VERFAHREN	18
1.4.1. <i>Schädliche Auswirkungen ionisierender Strahlung auf biologische Systeme</i>	18
1.4.2. <i>Strahlenexposition durch medizinische Verfahren</i>	20
1.5. ZIELSETZUNG DER ARBEIT	21
2. MATERIAL UND METHODEN	22
2.1. VERWENDETE BILDGEBENDE GERÄTE UND VIEWER	22
2.1.1. <i>Siemens Somatom Sensation 64</i>	22
2.1.2. <i>Siemens Arcadis Orbic 3D</i>	23
2.1.3. <i>Ziehm Vision Vario 3D</i>	24
2.1.4. <i>ImageJ 1.39</i>	25
2.2. VERWENDETE ABZUBILDENDE OBJEKTE	26
2.2.1. <i>Leichenpräparate</i>	26
2.2.2. <i>Catphan 600</i>	27
2.3. GEWINNUNG DER BILDDATENSÄTZE	28
2.3.1. <i>Aufnahmen am CT</i>	28
2.3.2. <i>Aufnahmen an den CBCT-C-Bögen</i>	29
2.3.3. <i>Bildnachbearbeitung der Aufnahmen an den CBCT-C-Bögen</i>	30
2.3.4. <i>Verblindung der Bilddatensätze</i>	31
2.3.5. <i>Codierung der Bilddatensätze</i>	33
2.4. SUBJEKTIVES AUSWERTUNGSVERFAHREN UND RANDOMISIERUNG DER BILDDATENSÄTZE	35
2.5. STATISTISCHE AUSWERTUNG	38
2.6. MESSUNG DES SIGNAL-RAUSCH-VERHÄLTNISSSES	41

3. ERGEBNISSE	43
3.1. ERGEBNISSE FÜR DIE UNFALLCHIRURGIE	43
3.1.1. <i>Bildbeispiele</i>	43
3.1.2. <i>Gesamtbewertung der Aufnahmemodi</i>	46
3.1.3. <i>Interrater-Agreement</i>	48
3.1.4. <i>Bewertungen der Aufnahmemodi nach Auswertern</i>	56
3.1.5. <i>Bewertung der Abgrenzbarkeit der acetabulären Gelenksfläche des Hüftgelenks</i>	57
3.1.6. <i>Bewertung der Abgrenzbarkeit der Fovea capitis femoris</i>	59
3.1.7. <i>Bewertung der Darstellung der Spongiosa</i>	60
3.1.8. <i>Bewertung der Abgrenzbarkeit der Kortikalis des Hüftkopfs</i>	62
3.1.9. <i>Bewertung der Abgrenzbarkeit der Ileosakralgelenksfuge</i>	63
3.1.10. <i>Bewertung der Abgrenzbarkeit der Foramina sacralia</i>	65
3.1.11. <i>Übersicht über die Ergebnisse für den Fachbereich Unfallchirurgie</i>	68
3.2. ERGEBNISSE FÜR DIE MKG	69
3.2.1. <i>Bildbeispiele</i>	69
3.2.2. <i>Gesamtbewertung der Aufnahmemodi</i>	72
3.2.3. <i>Interrater-Agreement</i>	74
3.2.4. <i>Bewertung der Aufnahmemodi nach Auswertern</i>	79
3.2.5. <i>Bewertung der Abgrenzbarkeit des Alveolarkanals</i>	80
3.2.6. <i>Bewertung der Abgrenzbarkeit des Foramen mentale</i>	81
3.2.7. <i>Bewertung der Abgrenzbarkeit der medialen Orbitawand</i>	83
3.2.8. <i>Bewertung der Abgrenzbarkeit des Canalis opticus</i>	84
3.2.9. <i>Bewertung der Abgrenzbarkeit der Sinus ethmoidales</i>	86
3.2.10. <i>Bewertung der Abgrenzbarkeit des Foramen infraorbitale</i>	87
3.2.11. <i>Bewertung der Abgrenzbarkeit der Kieferhöhle</i>	89
3.2.12. <i>Bewertung der Abgrenzbarkeit des Nasenseptums</i>	91
3.2.13. <i>Übersicht über die Ergebnisse für den Fachbereich MKG</i>	93
3.3. ERGEBNISSE DER MESSUNGEN DER SIGNAL-RAUSCH-VERHÄLTNISSE.....	94
4. DISKUSSION	97
4.1. RELATIVE STRAHLENDOSIS DER EINZELNEN AUFNAHMEMODI	97
4.2. DISKUSSION DER ERGEBNISSE FÜR DIE UNFALLCHIRURGIE.....	100
4.2.1. <i>Allgemeine Aspekte und Interrater-Agreement</i>	100
4.2.2. <i>Diskussion der Absolutbewertungen der Aufnahmemodi</i>	102
4.2.3. <i>Diskussion der Bewertungsunterschiede zwischen Hochdosis- und Niedrigdosismodi</i>	106
4.3. DISKUSSION DER ERGEBNISSE FÜR DIE MKG.....	109
4.3.1. <i>Allgemeine Aspekte und Interrater-Agreement</i>	109
4.3.2. <i>Diskussion der Absolutbewertungen der Aufnahmemodi</i>	110

4.3.3. <i>Diskussion der Bewertungsunterschiede zwischen Hochdosis- und Niedrigdosismodi</i>	111
4.4. DISKUSSION DER SIGNAL-RAUSCH-VERHÄLTNISSE	113
4.5. AUSSAGEKRAFT UND EINSCHRÄNKUNGEN DER ARBEIT	116
4.6. SCHLUSSFOLGERUNG	118
5. ZUSAMMENFASSUNG	121
6. ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	123
7. ABBILDUNGSVERZEICHNIS	124
8. TABELLENVERZEICHNIS	128
9. LITERATURVERZEICHNIS	132
10. ANHANG: ANLEITUNG ZUR AUSWERTUNG	138
11. DANKSAGUNG	143
12. LEBENSLAUF	144

1. Einleitung

1.1. Klinische Bedeutung der intraoperativen Schnittbildgebung

Mit dem wachsenden Einsatz minimalinvasiver Verfahren und computerassistierter Operationstechniken wird zunehmend der Wunsch nach einer intraoperativen Schnittbildgebung laut. Während mit der klassischen mobilen Röntgendurchleuchtung lediglich 2D-Projektionsaufnahmen des Operationsfeldes erzielt werden können, ermöglichen moderne mobile Röntgen C-Bögen mit Cone-Beam CT-Option (CBCT-C-Bögen) eine überlagerungsfreie multiplanare Bildgebung noch im Operationssaal. Speziell im Rahmen knöcherner Rekonstruktionen, die zur exakten Positionierung jederzeit aktualisierte Bilddatensätze erfordern, könnten diese Geräte eine echte Alternative zur konventionellen Computertomographie bieten. Letztere kann und wird aufgrund mangelnder Mobilität, großem Platzbedarf und entsprechendem finanziellem bzw. baulichem Aufwand nur in Ausnahmefällen in den Operationssaal Einzug halten. Die CBCT-C-Bögen werden daher mit dem Gedanken beworben, die Vorzüge der hohen Flexibilität des klassischen mobilen Durchleuchtungsgerätes und der Möglichkeit zur dreidimensionalen Darstellung des konventionellen CT zu vereinen [11, 17, 18, 26, 27, 28, 29, 39, 40, 50, 51, 52, 53, 54, 65, 70, 71].

Lohnen könnten sich diese Geräte auch im Hinblick auf die Vergütung durch DRGs, insofern durch die Verbesserung der Ergebnisqualität bei der Versorgung komplexer Frakturen gegenüber den herkömmlichen 2D-Projektionsaufnahmen eine Senkung der Rate an Revisionseingriffen zu erwarten ist, deren Kosten dem Krankenhausträger obliegen [11, 16, 65]. Ferner wird derzeit die Ausweitung des Einsatzbereiches der CBCT-C-Bögen auf den Bereich der Weichteilgewebsdarstellung getestet [51].

Ob sich diese noch recht junge Technologie zu einem Routineverfahren etablieren wird, muss derzeit noch offen bleiben. Haupteinsatzgebiete sind derzeit knöcherne Rekonstruktionen im Beckenbereich und im Bereich von Mittelgesicht und Unterkiefer. Fest steht aber, dass die dreidimensionale Bildgebung im Operationssaal auch neue Herausforderungen an das Operationsteam bezüg-

lich Handling, Lagerung, sterilem Abdecken, Bildbearbeitung und Dokumentation mit sich bringt [25, 65].

Im Bezug auf die Strahlenexposition ist aufgrund der andersartigen Aufnahmetechnik für einen einzelnen 3D-Scan zwar mit einer weit höheren Strahlenbelastung als für herkömmliche 2D-Projektionsaufnahmen zu rechnen, bezogen auf die gesamte Operationsdauer kann aber möglicherweise eine Einsparung der intraoperativen Strahlendosis resultieren [21, 22].

1.1.1. Technische Grundlagen der CBCT-C-Bögen

1.1.2. Allgemeiner Aufbau der CBCT-C-Bögen

Der äußere Aufbau eines CBCT-C-Bogens unterscheidet sich kaum vom klassischen mobilen Durchleuchtungsgerät: Kernstück ist ein weitgehend frei dreh- und schwenkbarer C-förmiger Arm, auf dem Röntgenröhre und Bildwandler zentriert gegenüber angeordnet sind. Hierdurch werden je nach aktueller Positionierung des C-Armes 2D-Projektionsaufnahmen aus unterschiedlichen Richtungen ermöglicht [11, 17, 25, 26, 36, 39, 40, 50, 52, 53, 70, 71].

Die intraoperative Schnittbildgebung basiert auf dem Konzept der Cone-Beam Computertomographie. Voraussetzung hierfür ist das Vorhandensein eines Isozentrums. Dabei handelt es sich um einen Punkt auf der Verbindungslinie zwischen Röntgenröhre und Bildwandler, um welchen sämtliche Drehbewegungen des C-Armes erfolgen. Das Isozentrum wird vor einer Aufnahme durch den Operateur so definiert, dass sich das abzubildende Objekt möglichst genau im Isozentrum befindet und eine genaue Lokalisierung des abzubildenden Objektes in zwei zueinander senkrechten Ebenen erfolgt. Anschließend wird das Isozentrum fixiert und der 3D-Scan gestartet. Der CBCT-C-Bogen führt dann unter Rotation um das Isozentrum über einen Winkel von (je nach Hersteller) 135° bis 190° automatisch 2D-Projektionsaufnahmen vom abzubildenden Objekt aus verschiedenen Raumrichtungen durch. Aus der Gesamtheit dieser 2D-Projektionsaufnahmen können dann sekundär überlagerungsfreie Schnittbilder errechnet werden [9, 11, 17, 25, 26, 30, 36, 39, 40, 50, 52, 53, 70, 71].

Die Konstanzhaltung des Isozentrums wird bei verschiedenen Herstellern unterschiedlich gelöst. Folgende beiden Prinzipien haben sich etabliert:

- CBCT-C-Bögen mit echter isozentrischer Bauweise (Beispiel: Siemens Arcadis Orbic 3D): Der C-Arm ist in Form eines vollständigen Halbkreises konstruiert, das Isozentrum liegt dabei immer exakt in der Mitte der Verbindungslinie zwischen Röntgenröhre und Bildwandler. Da dieser Mittelpunkt und damit das Isozentrum sich bei der Rotation des C-Armes nicht verändern, bewegt sich der C-Arm beim 3D-Scan auf einer Kreisbahn.

Vorteil dieses Verfahrens ist die relativ einfache Einstellung des Isozentrums; als nachteilig wirkt sich vor allem die Baugröße solcher Geräte aus [9, 25, 60, 71].

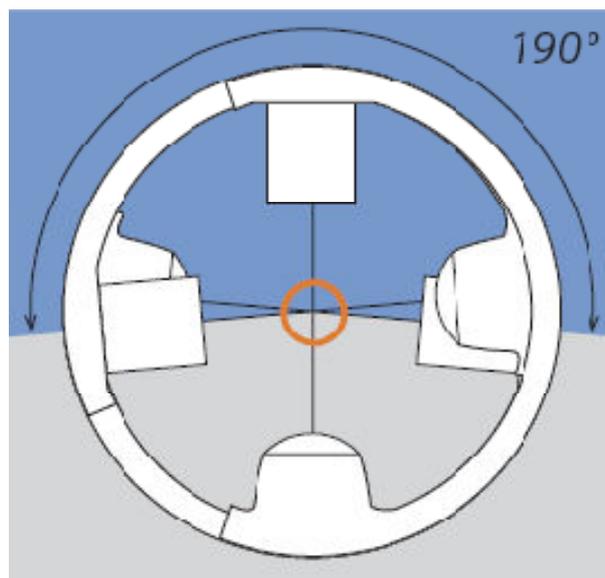


Abbildung 1: Schematische Darstellung eines C-Armes mit echter isozentrischer Bauweise. Orange Markierung: Isozentrum [60]

- CBCT-C-Bögen mit nicht-isozentrischer Bauweise (Beispiel: Ziehm Vision Vario 3D): Der C-Arm ist in Form eines unvollständigen Halbkreises gestaltet; das Isozentrum liegt zwar ebenfalls auf der Verbindungslinie zwischen Röntgenröhre und Bildwandler, aus geometrischen Gründen kann ein Iso-

zentrum hierbei aber nur durch ständige laterale und vertikale Ausgleichsbewegungen während der Drehung des C-Armes aufrecht erhalten werden. Beim 3D-Scan beschreibt der C-Arm dementsprechend eine elliptische Bahn.

Vorzüge der nicht-isozentrischen Bauweise sind die kompaktere Bauart und die größere Flexibilität bei der Auswahl des Isozentrums; insbesondere die Möglichkeit der Annäherung des Isozentrums an den Bildwandler kann sich im Hinblick auf die Schärfenebene positiv auswirken. Dem steht eine etwas anspruchsvollere Handhabung bei der Einstellung des Isozentrums gegenüber [9, 64, 72].

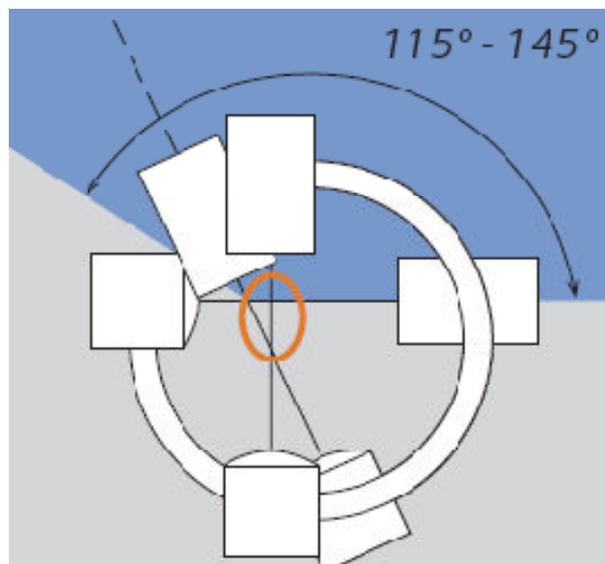


Abbildung 2: Schematische Darstellung eines C-Armes mit nicht-isozentrischer Bauweise. Orange Markierung: Isozentrum [60]

Jeder CBCT-C-Bogen ist verbunden mit einer mobilen Workstation, welche i.d.R. mit zwei hochauflösenden Bildschirmen ausgestattet ist und die sofortige Betrachtung und Nachbearbeitung der Aufnahmen erlaubt [11, 17, 25, 26, 52, 53, 60, 72].

1.1.3. Bilderzeugung mit Bildverstärkeranlagen

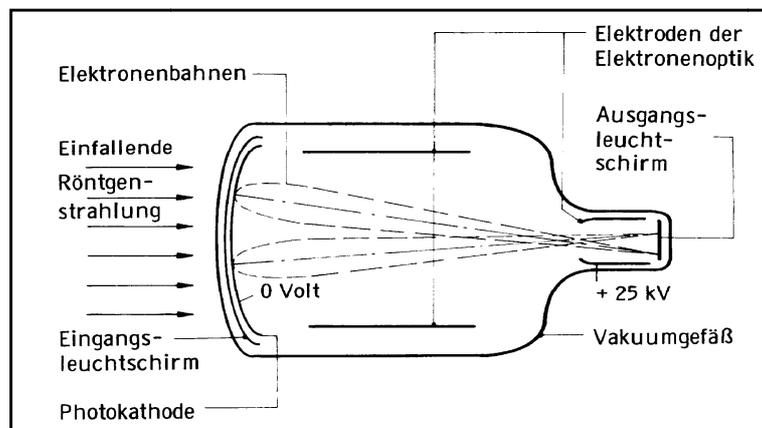


Abbildung 3: Schematischer Aufbau eines Röntgenbildverstärkers [44]

Die meisten CBCT-C-Bögen arbeiten – wie auch die klassischen mobilen Durchleuchtungsgeräte – mit einer Bildverstärkeranlage, die dem Bildwandler vorgeschaltet ist und die nach obigem Schema konstruiert ist: An der Stirnseite eines Vakuumbehälters (meist aus korrosionsfestem nichtmagnetischem Stahl) befindet sich der Eingangsschirm mit einem je nach Gerät variablen Durchmesser (i.d.R. zwischen 12 cm und 57 cm). Um dem Luftdruck standzuhalten, ist dieser durch eine etwa 0,25 mm dicke Platte aus Aluminium oder Titan verstärkt. Dem Eingangsschirm ist natriumaktiviertes Cäsiumiodid in einer Schichtdicke von 300 bis 450 μm aufgedampft, dessen Kristalle nadelförmig in Strahlenrichtung angeordnet sind [3, 30].

Beim Auftreffen von Röntgenstrahlung auf den Eingangsschirm beginnt dieser blau zu fluoreszieren und setzt damit aus der ihm unmittelbar anliegenden Photokathode Elektronen frei. Die Verteilung dieser Elektronen entspricht genau der Struktur des Röntgenstrahlenbildes. Durch eine Beschleunigungsspannung von etwa 20 bis 30 kV und zusätzliche ringförmige und zylindrische Elektroden werden die Elektronen so auf den Ausgangsschirm hin beschleunigt, dass dort die Bildstruktur des Eingangsschirmes wieder entsteht. Der Ausgangsschirm besteht aus einer sehr dünnen Schicht ($< 10 \mu\text{m}$) aus silberaktiviertem Zinkcadmiumsulfid oder terbiumaktiviertem Gadoliniumoxisulfid. Das Bild des

Ausgangsleuchtschirms zeichnet sich durch einen Zugewinn an Leuchtdichte gegenüber dem Eingangsleuchtschirm um den Faktor 20.000 aus

(= Bildverstärkung):

- Da der Ausgangsleuchtschirm mit 1,3 bis 3,5 cm einen sehr viel kleineren Durchmesser aufweist als der Eingangsleuchtschirm, resultiert ein Zuwachs der Leuchtdichte, die dem Verhältnis der beiden Flächen entspricht.
- Durch die Beschleunigungsspannung erhalten die Elektronen zusätzliche Energie, die im Ausgangsleuchtschirm in Licht umgesetzt wird [3, 30].

Für die Darstellung des Bildes des Ausgangsleuchtschirmes bieten sich verschiedene Möglichkeiten an; üblicherweise wird das Bild des Ausgangsleuchtschirmes mittels Optik auf eine Fernsehkamera übertragen, das Ausgangssignal der Fernsehkamera wird digitalisiert und zur weiteren Betrachtung und Bearbeitung an die Workstation gesendet [3].

1.1.4. Schnittbild-Rekonstruktionen

Durch Drehung des C-Armes um einen Winkel zwischen 135° und 190° kann am CBCT-C-Bogen automatisch eine Serie von 2D-Projektionsaufnahmen aus verschiedenen Raumrichtungen vorgenommen werden. Die Anzahl dieser Einzelaufnahmen für einen 3D-Scan variiert je nach Gerät und verwendetem Aufnahmemodus sehr stark und beträgt beispielsweise für die im Rahmen dieser Studie getesteten Geräte und Aufnahmemodi zwischen 50 und 110 Einzelaufnahmen pro 3D-Scan. Diese Einzelaufnahmen, die sich von den klassischen intraoperativen Durchleuchtungsaufnahmen nicht unterscheiden, werden zunächst aneinandergereiht als Kinoschleife (= Cine Mode) an einem Bildschirm der Workstation ausgegeben. Nach Vervollständigung der Kinoschleife (bei manchen Geräten auch schon während des noch laufenden 3D-Scans) errechnet die Workstation aus der Kinoschleife dreidimensionale überlagerungsfreie Schnittbilder, die meist auf dem zweiten Bildschirm der Workstation dargestellt werden. Der zweite Bildschirm wird hierfür aufgeteilt, sodass die Rekonstruktionen in allen drei Raumebenen simultan zur Darstellung kommen. Der Feld-

kamp-Algorithmus bildet die mathematische Grundlage für diese Rekonstruktionen [11, 17, 25, 51, 52, 53, 70].

Während beim konventionellen CT zunächst axiale Schichten (entsprechend der fixen Einstrahlrichtung senkrecht zum Tischvorschub) erstellt werden, aus denen erst im Anschluss die sagittalen und koronaren Schichten – mit entsprechend etwas geringerer Auflösung – errechnet werden, werden die Schnittbilder am CBCT-C-Bogen von vornherein simultan für alle drei Raumebenen – mit folglich derselben Auflösungsqualität in allen Ebenen – rekonstruiert [26, 37, 40, 52, 53].

Ein großer Nachteil des CBCT-C-Bogens gegenüber dem konventionellen CT ist jedoch die Tatsache, dass der Aufnahmevorgang auf ein relativ kleines zylinderförmiges Volumen um das Isozentrum beschränkt bleibt. Für das abbildbare Volumen ergibt sich ein Würfel von lediglich ca. 12 cm Kantenlänge. Für die Darstellung größerer oder mehrerer interessierender Strukturen sind also separate 3D-Scans mit jeweils erneuter Einstellung des Isozentrums erforderlich. Ferner bewegt sich die Zeit für einen 3D-Scan (ohne Lagerung, Positionierung und Bildnachbearbeitung) je nach Gerät und verwendetem Aufnahmemodus bislang noch im Bereich von 30 bis 60 Sekunden, was das Verfahren für Bewegungsartefakte seitens des Patienten sehr anfällig macht [11, 17, 25, 26, 39, 52, 53, 70].

1.2. Allgemeine Aspekte der digitalen Bildgebung

Der Prozess der Bildgebung an digitalen Systemen lässt sich in drei bzw. vier Teilvorgänge gliedern. Insbesondere der zweite Teilvorgang bedingt den wesentlichen Unterschied zu den traditionellen Film-Folien-Systemen, bei welchen der Film zugleich als Bilddetektor und Wiedergabemedium fungiert und eine Bildverarbeitung i.e.S. nicht möglich ist:

- Bildaufnahme mit Analog-Digital-Wandlung (= Gewinnung von Rohdaten),

- automatische Bildverarbeitung (= Verarbeitung der Rohdaten zu Basisdaten nach Korrektur von Pixelfehlern, Kalibrierung, Normierung; anschließende Weiterverarbeitung dieser Basisdaten zu Bilddaten),
- Bildwiedergabe nach Digital-Analog-Wandlung,
- evtl. Bildnachbearbeitung durch den Betrachter [15, 31, 47, 57].

Die Quantisierung (= Analog-Digital-Wandlung) bildet somit nur den ersten Schritt in der digitalen Bildgebungskette mit dem Ziel, die aufgenommenen Bildsignale in geeigneter Weise bearbeiten zu können. Sie findet in zweifacher Hinsicht statt:

- Aufteilung eines Bildes in einzelne Bildpunkte (= Pixel); die Anzahl der Pixel in einem Bild definiert die Größe der Bildmatrix. In der Regel ist die Bildmatrix so groß, dass die Aufteilung in einzelne Pixel bei der normalen, unvergrößerten Betrachtung des Bildes nicht wahrgenommen wird.
- Zuordnung von Helligkeitswerten zu einzelnen Pixeln (= Pixelwerte); dabei legt die sogenannte Bittiefe fest, wie viele unterschiedliche Grauwerte pro Pixel zur Verfügung stehen [30, 47].

Die digitale Bildverarbeitung geschieht an CBCT-C-Bögen größtenteils automatisch durch das bildverarbeitende System. Zusätzliche Informationen über die abzubildende Struktur werden dabei freilich nicht gewonnen, allerdings ist die in den Bilddaten vorhandene Information so abgewandelt, dass sie erwartungsgemäß für den Betrachter besser zugänglich ist. Jeder Bildverarbeitungsprozess birgt jedoch die Gefahr eines Informationsverlustes bezüglich der dargestellten Strukturen. Nach den Vorgaben der Röntgenverordnung muss deshalb ein bildgebendes System derart beschaffen sein, dass bei der digitalen Bildverarbeitung keine Informationen über einen eventuellen pathologischen Befund verloren gehen [15, 31, 47, 68].

Ferner besteht auch durch den Betrachter selbst die Möglichkeit zur Bildverarbeitung im Sinne einer Bildnachbearbeitung (= „Post-Processing“), vor allem dann, wenn die automatische Bildverarbeitung nicht zu einem zufriedenstellenden Resultat geführt hat. Eventuell kann hierdurch ohne eine erneute Aufnahme – und damit ohne weitere Strahlenbelastung – doch noch ein zufriedenstellendes Bild gewonnen werden; umgekehrt besteht die Gefahr einer nachträglichen Verschlechterung der Bildqualität [15, 25, 31].

Folgende Möglichkeiten zur Einflussnahme auf die Aufnahmen werden in der digitalen Bildverarbeitung von dreidimensionalen Schnittbildern genutzt:

- Fensterung,
- Auswahl der Schichtdicke (= Anzahl der einzelnen Schichtbilder, die zu einem Schichtbild zusammengefasst werden),
- Auswahl des Bildabstands (= Distanz zwischen zwei benachbarten Schichten),
- Dynamikkompression und Harmonisierung,
- Kantenanhebung,
- Rauschreduktion,
- Ausschnittvergrößerung,
- Bildsubtraktion [25, 31, 47, 62].

1.3. Bildqualität an CBCT-C-Bogen

1.3.1. Allgemeine Überlegungen zur Bildqualität

Ziel eines jeden bildgebenden Verfahrens ist die Erzeugung von Bildern in einer solchen Qualität, dass die diagnostisch wichtigen Details vom Betrachter gut erkannt werden können. Die Bildqualität einer radiologischen Aufnahme ist allerdings nur schwer fassbar und objektivierbar, da sie auch bei gleichen geometrischen Voraussetzungen von einer Vielzahl an physikalischen und physiologischen Faktoren abhängt. In der Radiologie wird Bildqualität definiert als das Verhältnis zwischen den Strukturen eines mit Röntgenstrahlen zu durchdringenden Prüfkörpers und den Kenngrößen seiner Abbildung [5, 30, 57].

Entgegen früherer Auffassungen tendiert man heute aus Gründen des Strahlenschutzes zunehmend dazu, die Bildqualität nicht mehr so gut wie möglich, sondern nur noch so gut wie nötig zu erzielen. Damit wird dem ALARA („As low as reasonably achievable“)-Prinzip der Radiologie Folge geleistet [4, 15, 35, 38, 57, 68].

Die Beurteilung der Bildqualität lässt sich damit nicht allein anhand von objektiven physikalisch-technischen Kriterien durchführen, da für den Betrachtungsprozess und damit für die Befundung eines Bildes als „gut“ oder „weniger gut“

immer auch das subjektive Urteil des Betrachters eine zentrale Rolle spielt. Dennoch kann natürlich festgehalten werden, dass vom Betrachter nur diejenigen Informationen aus einer Aufnahme entnommen werden können, die zuvor auch in ausreichender Qualität aufgezeichnet wurden [5, 57].

Für analoge bildgebende Systeme müssen folgende Aspekte für eine gute Bildqualität möglichst erfüllt werden:

- Linearität: Umsetzung von Dichteänderungen im Objekt in entsprechende Dichteänderungen des Bildes über den gesamten Intensitätsbereich des Abbildungssystems.
- Ortsinvarianz: Der Ort der Dichteänderung im Objekt soll keinen Einfluss auf das Bild haben.
- Zeitinvarianz: Zu verschiedenen Zeitpunkten unter denselben Untersuchungsbedingungen und mit denselben Untersuchungsparametern erzeugte Bilder sollen möglichst identisch sein [38].

Diese Anforderungen lassen sich jedoch nicht ohne Weiteres auf digitale bildgebende Systeme übertragen. Die Beschreibung der Bildqualität digitaler Systeme gestaltet sich deshalb wesentlich schwieriger, weil zahlreiche Voraussetzungen analoger Systeme nicht mehr gegeben sind [32].

Unterschiede digitaler im Vergleich zu analogen bildgebenden Systemen sind insbesondere:

- Die fehlende Gültigkeit der Ortsinvarianz in der Bildebene,
- die fehlende Gültigkeit der Isotropie (= Rotationssymmetrie) in der Bildebene,
- die fehlende Stetigkeit der charakteristischen Kurve (diese stellt bei digitalen Systemen das Äquivalent zur Antwortfunktion von Film-Folien-Systemen dar): Die charakteristische Kurve beschreibt die Pixelwerte in Abhängigkeit vom Logarithmus der detektierten Einfallsdosis. Durch die Umsetzung der analogen Einfallsdosis in ganzzahlige Pixelwerte entfällt die Stetigkeit, die allenfalls näherungsweise durch feine Digitalisierungsstufen erreicht werden kann [30, 31, 32, 38, 47, 68].

Im Folgenden sollen die wichtigsten Einflussfaktoren und Aspekte der Bildqualität – sofern diese für CBCT-C-Bögen von Relevanz sind – näher erläutert werden.

1.3.2. Auflösungsvermögen

Das Auflösungsvermögen beschreibt die Fähigkeit eines bildgebenden Systems, räumlich verteilte Strukturen des abzubildenden Objektes auch getrennt darzustellen. Die Grenzauflösung einer Abbildung wird mit den kleinsten Strukturen erreicht, die gerade noch getrennt wiedergegeben werden können [5, 38].

Das Auflösungsvermögen von digitalen bildgebenden Systemen wird durch zwei Faktoren bestimmt:

- Die intrinsische physikalische Auflösung des Detektors, also die Fähigkeit des Systems zur Umwandlung von Röntgenstrahlung in ein Signal,
- und die digitale Abtastung durch das Raster der Detektorelemente [47].

Ein gutes Auflösungsvermögen kann nur dann erzielt werden, wenn beide Faktoren optimal aufeinander abgestimmt werden; die alleinige Verbesserung der intrinsischen Auflösung oder der digitalen Abtastung erweist sich nicht als ausreichend [47].

Aufgrund der Abtastung der Röntgenstrahlung durch ein Pixelraster bedingen digitale Detektorsysteme im Gegensatz zu traditionellen Film-Folien-Systemen fast immer eine richtungs- und ortsabhängig unterschiedlich gute Ortsauflösung. Dies liegt daran, dass schmale Linien verschiedenartig dargestellt werden, je nachdem, ob sie genau auf eine Reihe von Detektorelementen treffen oder zwischen diese Reihen fallen [32].

Eine Limitierung der Ortsauflösung digitaler Systeme ergibt sich von vornherein durch die Grenzen der intrinsischen Auflösung einerseits, zum anderen durch das Abtasttheorem. Bei einem Abtastabstand der Größe a (= Größe eines Detektorelementes) beträgt die maximal übertragbare Ortsfrequenz $1/(2a)$

(= Nyquist-Frequenz). Objekte mit einer Ortsfrequenz oberhalb dieser Nyquist-Frequenz können nicht mehr räumlich getrennt dargestellt werden [32, 47, 57].

Ferner ist das Auflösungsvermögen eines digitalen bildgebenden Systems eng verknüpft mit der Anzahl der Detektorelemente. Moderne Durchleuchtungsanlagen arbeiten i.d.R. mit einer 1k-Matrix (1024 x 1024 Detektorelemente) oder 2k-Matrix (2048 x 2048 Detektorelemente). Geräte mit einer 2k-Matrix zeigen erwartungsgemäß meist ein höheres Auflösungsvermögen, dies vor allem bei niedriger Röhrenspannung, bildverstärkernaher Positionierung des abzubildenden Objekts und geringer Streustrahlung. Im umgekehrten Falle nähern sich die Auflösungsvermögen der 1k- und 2k-Matrizen einander an, die Größe der Matrix alleine erlaubt also noch keinen unmittelbaren Rückschluss auf das Auflösungsvermögen eines bildgebenden Systems [6, 42, 47].

1.3.3. Kontrast

Wesentliches Kriterium einer guten Bildqualität ist die Darstellung der Strukturen des abzubildenden Objektes mit ausreichendem Kontrast. Für den Begriff des Kontrastes existieren in der Physik mehrere gültige Definitionen; für bildgebende Verfahren wird der Kontrast meist definiert als Quotient aus dem Intensitätsunterschied (= Differenz der Pixelwerte) zwischen Objekt und Umgebung bezogen auf die Intensität (= Pixelwert) der Umgebung [5, 30, 33, 38, 41]:

$$K = \frac{I_O - I_U}{I_U}$$

K = Kontrast

I_O = Pixelwert des Objekts

I_U = Pixelwert der Umgebung des Objekts

Die Details in radiologischen Aufnahmen werden erst durch ihren Kontrast erkennbar und abgrenzbar; entsprechend beschreibt die Kontrastauflösung den kleinsten visuell noch erkennbaren Dichte- oder Helligkeitsunterschied im Röntgenbild [47].

Im Gegensatz zu traditionellen Film-Folien-Systemen kann mit digitalen Systemen eine sehr viel höhere Kontrastauflösung erzielt werden, da die Kontrastdarstellung im Rahmen der Bildnachbearbeitung noch erhöht werden kann. Sinken die Intensitätsunterschiede zwischen einer Struktur und ihrer Umgebung allerdings unter die Amplitude des Bildrauschens, lässt sich auch mit starker Kontrastanhebung keine Abgrenzung einer Struktur mehr erreichen. Bei digitalen Systemen ist die Strukturerkennbarkeit also nicht kontrastbegrenzt, sondern rauschbegrenzt [47, 57].

Zu unterscheiden vom rein physikalischen Begriff des Kontrastes ist das subjektive Kontrastempfinden des menschlichen Auges. Zwar erscheint eine Struktur in der Aufnahme subjektiv kontrastreicher mit zunehmendem physikalischem Kontrast, allerdings kommen noch weitere physiologische Einflussfaktoren hinzu, die den subjektiven Kontrast bedingen, so etwa die Adaptation des Auges, die Beobachtungszeit, die Leuchtdichte u.v.a. [19, 33, 57].

1.3.4. Fensterung

Für die Bildverarbeitung und Bildwiedergabe an digitalen bildgebenden Systemen spielt die Fensterung eine zentrale Rolle, die an traditionellen Film-Folien-Systemen nicht möglich ist. Darunter versteht man die Wiedergabe eines wählbaren Pixelwertbereiches mit dem vollen Umfang der zur Verfügung stehenden Helligkeitswerte. Ein Fenster wird definiert durch:

- Die Fensterbreite, also den Abstand zwischen den oberen und unteren Pixelwerten,
- und die Fensterlage, also die Mitte des Fensterbereiches [31, 37, 47, 62].

Fensterbreite und Fensterlage werden stets so gewählt, dass die aktuell interessierenden Strukturen durch möglichst viele Helligkeitswerte abgedeckt wer-

den, wohingegen alle Strukturen mit Pixelwerten außerhalb dieses Fensterbereichs als weiß oder schwarz abgebildet werden. Da das menschliche Auge nur etwa 100 Graustufen unterscheiden kann, werden mit diesem Verfahren die relevanten Kontraste deutlicher hervorgehoben [31, 37, 47, 62].

Die Fensterung wird z.T. bereits automatisch als Vorfensterung durch das bildgebende System vorgenommen, bei welcher der Gesamtumfang der Pixelwerte am Detektor bestimmt wird und die verfügbaren Helligkeitswerte auf diesen Bereich verteilt werden. Die Fensterung i.e.S. erfolgt durch den Betrachter im Rahmen der Bildbetrachtung und Bildnachbearbeitung, wobei Fensterbreite und Fensterlage individuell gewählt werden können [25].

1.3.5. Bildpunktrauschen und Artefakte

Als Rauschen wird in der Physik allgemein die Überlagerung von Nutzsignalen (also der abgebildeten Strukturen) durch Störsignale von statistischem Charakter bezeichnet. Wesentliche Ursachen für das Bildpunktrauschen sind:

- Das Quantenrauschen (durch statistische Schwankungen der Röntgenquanten),
- die Struktureigenschaften des Detektors,
- das elektronische Rauschen der Messverstärker,
- das Digitalisierungsrauschen des Bildprozessors.

Während das Quantenrauschen systemunabhängig auftritt, werden die übrigen Rauschquellen auch als Systemrauschen bezeichnet, da sie erst durch die Prozesse innerhalb des verwendeten Systems auftreten [37, 38, 57].

Das Bildrauschen erweist sich im Bezug auf die Bildqualität als kritischer Faktor, da mit Zunahme des Rauschens die Sichtbarmachung kontrastarmer Strukturen erschwert wird [34, 37].

Um das Rauschen in einem Bildausschnitt zu messen, wird die mittlere Intensität in diesem Bereich als Signal und die Standardabweichung dieses Signales als Rauschen definiert; im Signal-Rausch-Verhältnis (SRV) werden die beiden Größen ins Verhältnis zueinander gesetzt [42, 57]:

$$\boxed{SRV = \frac{\bar{I}}{STD(\bar{I})}}$$

SRV = Signal-Rausch-Verhältnis

\bar{I} = Mittlere Intensität eines Bildausschnitts

STD(\bar{I}) = Standardabweichung der mittleren Intensität des Bildausschnitts

Für das SRV bei reinem Quantenrauschen lässt sich folgende Abhängigkeit von der eingesetzten Strahlendosis formulieren [5]:

$$\boxed{SRV = \sqrt{D}}$$

SRV = Signal-Rausch-Verhältnis

D = Strahlendosis

Das SRV stellt ein grundlegendes Maß für die Bildqualität dar. Es gilt die Regel, dass umso kleinere Strukturen erkannt werden können, je größer das SRV ist. In der Literatur werden für das SRV unterschiedliche minimale Werte von 5 - 15 für die Erkennbarkeit von Strukturen gefordert. Allerdings wird das Bildrauschen meist erst dann als subjektiv störend wahrgenommen, wenn die verwendete Dosis unter die Hälfte der eigentlich angemessenen Dosis abgesunken ist [5, 47, 57, 68].

Bei niedrigen Strahlendosen überwiegt der störende Einfluss des Quantenrauschens. Mit steigender Strahlendosis nimmt nach o.g. Formel das SRV zu, da dann eine Abnahme des Quantenrauschens zu verzeichnen ist. Bei sehr hohen Strahlendosen ist dieser positive Effekt auf das SRV allerdings limitiert durch das Systemrauschen, welches dann zunehmend überwiegt [34, 38].

Da bei Durchleuchtungsgeräten mit Bildverstärkertechnik wie bei den gängigen CBCT-C-Bögen die Anzahl der für die Bilderzeugung erforderlichen Röntgenquanten sehr niedrig ist, muss hier eine besondere Anfälligkeit für Störungen

durch das Quantenrauschen verzeichnet werden; aus diesem Grund werden solche Durchleuchtungsgeräte i.d.R. nicht mit der kleinstmöglichen Dosisleistung betrieben [5].

Neben dem Bildrauschen existieren noch weitere Ursachen für die Entstehung von Artefakten an digitalen bild erzeugenden Systemen. Allgemein sind Artefakte künstliche, durch das bildgebende System erzeugte Darstellungen, die von der realen Beschaffenheit des abzubildenden Objektes abweichen. Weitere Quellen für Artefakte sind beispielsweise:

- Patientenbewegungen während der Aufnahme,
- Strahlauvhärtung,
- metallische Implantate,
- Streustrahlung,
- Abtastfehler,
- Abweichungen in der Empfindlichkeit einzelner Detektorkanäle,
- Einfluss des verwendeten Rekonstruktionsalgorithmus,
- Einfluss der mechanischen Verbiegung des C-Arms durch die Schwerkraft,
- Störungen der Elektronenoptik im Bildverstärker durch äußere Magnetfelder,
- Kissenverzeichnungen u.a. Störungen der Bildhomogenität [12, 30, 37, 61, 63].

Am erstgenannten Punkt wird deutlich, dass nicht nur Gerät und Geräteparameter, sondern auch die abzubildenden Objekte selbst nicht ohne Einfluss auf die Bildqualität sind. Die Entscheidung, ob ein Artefakt vorliegt oder nicht, ist daher insbesondere bei Patientenaufnahmen nicht immer einfach und hängt stark von der Erfahrung des Untersuchers ab [37].

1.3.6. Bildhomogenität

Für die Bildqualität von Durchleuchtungsgeräten ist von Bedeutung, ob alle Detektorelemente gleichmäßig auf ein gleiches Signal reagieren. Ein möglichst homogenes Antwortverhalten wäre wünschenswert, damit Strukturen mit gleichen Schwächungseigenschaften auch mit gleicher Helligkeit dargestellt wer-

den. Ein System mit idealer Bildhomogenität zeichnet sich dadurch aus, dass alle Detektorelemente bei identischen Eingangssignalen identische Pixelwerte generieren [45].

Die Bildhomogenität digitaler radiologischer Systeme wird beeinflusst durch:

- den Heel-Effekt der Anode der Röntgenröhre (= durch den Anodenwinkel bedingte Dosisleistungsreduktion der anodenseitigen Röntgenstrahlung),
- die Defokussierung des Streustrahlenrasters,
- die Krümmung des Bildverstärker-Eingangssleuchtschirms,
- die Elektronenoptik im Bildverstärker,
- die Lichtverteileroptik zwischen Bildverstärker und Fernsehröhre,
- die Fernsehröhre selbst [30, 42, 61].

Bei konventionellen Bildverstärkeranlagen wirkt sich insbesondere die Krümmung des Eingangssleuchtschirms nachteilig auf die Bildhomogenität aus. Hierbei entstehen randständige Verzeichnungen (= „Kissenverzeichnungen“). Durch die Einführung modernerer Flachbilddetektoren soll u.a. dieser Effekt umgangen werden [42, 51, 61].

1.3.7. Belichtungsparameter

Unter den Belichtungsparametern an radiologischen Systemen versteht man

- die Röhrenspannung,
- den Röhrenstrom,
- die Aufnahmezeit [1, 30].

Röhrenstrom und Aufnahmezeit werden auch als Röhrenstrom-Zeit-Produkt (= mAs-Wert) zusammengefasst. Die Veränderung jedes einzelnen der drei o.g. Parameter wirkt sich sowohl auf die Bildqualität wie auch auf die Strahlenbelastung des Patienten aus. Während sich im Hinblick auf die Strahlenbelastung eine höhere Röhrenspannung und ein niedriges Röhrenstrom-Zeit-Produkt meist als günstig erweisen, lässt sich für den Zusammenhang zwischen den Belichtungsparametern und der Bildqualität keine einfache Korrelation festhalten, insbesondere, da bei digitalen Systemen noch Einflüsse durch die Bildverarbeitung hinzukommen [13, 23, 68].

Die freie Einstellung der drei Belichtungsparameter (= Dreipunkttechnik) ist bei den meisten digitalen Systemen nur noch selten erforderlich: Bei CBCT-C-Bögen sind vollautomatische Parametereinstellungen üblich (= Nullpunkttechnik), das Gerät optimiert seine Aufnahmeparameter von selbst je nach der aktuellen Aufnahmesituation [1, 30].

Dies bedeutet, dass für jede 2D-Projektionsaufnahme während der Drehung des C-Armes eigene Belichtungsparameter existieren. Um dem Operateur dennoch einen gewissen Einfluss auf die Parameter zu ermöglichen, bieten die meisten CBCT-C-Bögen die Auswahl zwischen verschiedenen Aufnahmemodi, die je nach Hersteller in unterschiedlicher Weise eine grobe Vorauswahl im Bezug auf die Aufnahmeparameter bewirken [9, 23, 26, 29, 60, 72].

1.4. Strahlenexposition bei radiologischen Verfahren

1.4.1. Schädliche Auswirkungen ionisierender Strahlung auf biologische Systeme

Die schädlichen Auswirkungen ionisierender Strahlung auf biologische Systeme sind äußerst komplex. Eine Einteilung kann zuallererst erfolgen in somatische Strahlenschäden (Schäden am bestrahlten Individuum selbst, z.B. Krebsinduktion) und genetische Strahlenschäden (Schäden an den Nachkommen des Individuums, z.B. durch Störung der Fetogenese). Ferner kennt man die Differenzierung in akute Strahlenfolgen (Auftreten innerhalb von 90 Tagen nach Exposition) und chronische Strahlenfolgen (Auftreten ab 90 Tagen nach Exposition) [24, 35, 46, 58].

Bezüglich der Wirkmechanismen der Strahlenschäden werden unterschieden:

- Stochastische Strahlenschäden: die Wahrscheinlichkeit des Eintretens eines Strahlenschadens steigt mit zunehmender Strahlendosis, das Ausmaß des Schadens zeigt jedoch keinen Zusammenhang mit der Höhe der Strahlendosis (z.B. Krebsinduktion). Ein Schwellenwert für stochastische Strahlenschäden existiert nicht.

- Deterministische Strahlenschäden: Strahlenschäden, die erst oberhalb eines bestimmten Schwellenwertes auftreten und deren Ausmaß von der Höhe der Strahlendosis abhängig ist (z.B. Strahlenkatarakt) [24, 35, 58].

Mit der Fortentwicklung radiologischer Systeme konnte die Gefahr deterministischer Strahlenschäden deutlich reduziert werden; stochastische Strahlenschäden und insbesondere deren Risikoabschätzung stellen hingegen nach wie vor ein großes Problem dar. In umfangreichen Literaturstudien, die u.a. Schäden bei Überlebenden nuklearer Katastrophen oder bei häufig durchleuchteten Personengruppen berücksichtigten, wurde versucht, Lebenszeit-Risikokoeffizienten für verschiedene Organe zu entwickeln, welche die Anzahl der zu erwartenden tödlichen Krebsfälle pro 10.000 bestrahlten Personen und einer Organdosis von 1 Sv angeben [58].

Allerdings wird dieser Dosiswert bei den meisten radiologischen Verfahren deutlich unterschritten. Entsprechende Risikofaktoren für geringere Organdosen konnten daher nur durch Extrapolation aus den Werten für höhere Organdosen gewonnen werden, zumal die Häufigkeit tödlicher Krebsfälle für kleinere Organdosen so gering war, dass eine statistische Absicherung nicht erfolgen konnte. Für Strahlendosen unterhalb von 200 mSv werden sogar positive Effekte auf die Zelle diskutiert (Zerstörung von Radikalen, Aktivierung protektiver Gene u.a.), welche die negativen Strahlenwirkungen in diesem Niedrigdosisbereich aufwiegen könnten, in dem sich die bildgebenden radiologischen Verfahren bewegen [10, 24, 37, 48, 58].

Keineswegs darf jedoch daraus geschlossen werden, dass für solche niedrigen Organdosen nicht mit stochastischen Strahlenschäden zu rechnen ist. Man geht heute davon aus, dass es keinen Schwellenwert gibt, unterhalb dessen eine Schädigung völlig auszuschließen ist. Aus Sicherheitsgründen hat das ALARA-Prinzip für bildgebende Verfahren daher nach wie vor oberste Priorität [10, 15, 24, 48, 57, 58].

1.4.2. Strahlenexposition durch medizinische Verfahren

Die mittlere effektive Strahlenexposition in der Bundesrepublik Deutschland von $\sim 4,2$ mSv pro Jahr setzt sich etwa zur Hälfte aus der natürlichen Strahlenexposition und der zivilisatorischen Strahlenexposition zusammen. Letztere wird fast ausschließlich durch medizinische Strahlenquellen bedingt, alle anderen potentiellen zivilisatorischen Strahlenquellen (kerntechnische Anlagen, Flugreisen, Industrieprodukte u.a.) sind mit weniger als 0,05 mSv beinahe zu vernachlässigen [10, 24, 35].

Im Vergleich zu konventionellen Röntgenaufnahmen zeigen sich bei Schnittbildverfahren weit höhere effektive Strahlendosen für Aufnahmen vergleichbarer Areale. Dies ist insofern bemerkenswert, als sich zunehmend eine Verschiebung der radiologischen Aufnahmetechniken zugunsten der Schnittbildverfahren abzeichnet. In Deutschland trägt das CT mittlerweile fast zur Hälfte der medizinischen Strahlenexposition bei, obwohl nur etwa 7 % der Röntgenuntersuchungen CT-Aufnahmen sind [10, 24, 35, 48, 58].

Im Gegensatz zur natürlichen Strahlenbelastung, die für alle Menschen näherungsweise gleich groß ist, weist die medizinische Strahlenbelastung große interindividuelle Unterschiede auf. Durch die Röntgenschutzverordnung und die Strahlenschutzverordnung ist zwar festgelegt, dass die Anwendung ionisierender Strahlung nur dann gerechtfertigt ist, wenn der Nutzen durch die Anwendung größer ist als ihr potentieller Schaden; während aber für beruflich strahlenexponierte Personen und für die Bevölkerung Grenzwerte bezüglich der Strahlenexposition existieren, gibt es eine solche Begrenzung für den Patienten nicht. Dessen Strahlenbelastung obliegt alleine dem Arzt mit Fachkunde im Strahlenschutz. Im Einzelfall können daher durchaus hohe Personendosen erreicht werden [24, 35].

Aus diesem Grunde wurde zum 13.5.2000 die Patientenrichtlinie 97/43 in der EU mit dem Ziel durchgesetzt, Referenzwerte für radiologische Untersuchungen zu gewinnen, die bei routinemäßiger Anwendung nicht überschritten werden dürfen. Sie haben bislang jedoch lediglich einen empfehlenden Charakter, da sie größtenteils auf herkömmlichen Film-Folien-Systemen basieren und die Be-

sonderheiten digitaler Aufnahmetechniken unberücksichtigt lassen [24, 49, 55, 58, 68].

Für die Minderung der Strahlenbelastung des Personals ist insbesondere auf die strikte Einhaltung der Strahlenschutzvorschriften und die Ausbildung auf dem Gebiet des Strahlenschutzes zu achten. Allerdings scheint – zumindest für konventionelle 2D-Durchleuchtungsaufnahmen – auch bei einer hohen Operationsfrequenz für das Operationsteam keine Gefahr zu bestehen, die gesetzlich festgelegten Grenzwerte pro Jahr zu überschreiten [20, 66].

1.5. Zielsetzung der Arbeit

Zielsetzung dieser Arbeit ist es zu evaluieren, inwiefern durch eine Reduktion der eingesetzten Strahlendosis bei 3D-Scans mit CBCT-C-Bögen die Qualität der Abgrenzbarkeit bzw. Darstellung knöcherner Strukturen im Becken- und MKG-Bereich beeinflusst wird. Hierzu werden axiale Aufnahmen verschiedener anatomischer Areale mit unterschiedlich dosisintensiven Aufnahmemodi an zwei verschiedenen CBCT-C-Bögen erstellt.

Da sich die Bildqualität – wie eingangs erörtert – letztlich immer nur subjektiv fassen lässt, erfolgt eine randomisierte und verblindete Auswertung dieser Aufnahmen anhand von Fragebögen mit fünf definierten Notenstufen. Als Referenz für die Beurteilung der Bildqualität werden jeweils hochauflösende axiale Aufnahmen, die mit einem modernen konventionellen Computertomographen gewonnen werden, zugrunde gelegt.

Als physikalisch-objektiver Parameter für die Bildqualität wird unterstützend eine Bestimmung des SRV bei den entsprechenden Aufnahmemodi und Geräten an einem Prüfkörper durchgeführt.

2. Material und Methoden

2.1. Verwendete bildgebende Geräte und Viewer

2.1.1. Siemens Somatom Sensation 64



Abbildung 4: Siemens Somatom Sensation 64 [59]

Der Siemens Somatom Sensation 64 ist ein 32-zeiliger Spiral-Computertomograph, bei dem durch einen springenden Brennfleck effektiv eine Verdopplung der Zeilenzahl auf 64 Zeilen erreicht wird [59].

Der Computertomograph wurde zur Gewinnung von Referenzbildern für die interessierenden Regionen herangezogen. Das Gerät wurde hierfür freundlicherweise von der Radiologischen Abteilung der Universität Tübingen zur Verfügung gestellt.

2.1.2. Siemens Arcadis Orbic 3D



Abbildung 5: Siemens Arcadis Orbic 3D im Forschungs-OP der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik Tübingen

Der Siemens Arcadis Orbic 3D ist ein CBCT-C-Bogen mit echter isozentrischer Bauweise. Vorteil dieses Gerätes ist die relativ einfache Einstellung des Isozentrums; als nachteilig wirkt sich vor allem seine Baugröße aus.

Der Siemens Arcadis Orbic 3D führt beim 3D-Scan standardmäßig eine Drehung des C-Armes um ca. 190 ° durch. Die Abmessungen des abbildbaren Volumens entsprechen einem Würfel mit einer Kantenlänge von 12 cm. Der Detektor arbeitet mit einer 1k-Matrix, die Ausgabe der Schnittbilder an den Bildschirmen der Workstation erfolgt standardmäßig mit 256 rekonstruierten Schichten für jede der drei Raumebenen.

Der Siemens Arcadis Orbic 3D erlaubt dem Anwender die Auswahl zwischen zwei Aufnahmemodi:

- Einen Hochdosismodus, bei dem während des 3D-Scans in ca. 60 Sekunden 100 2D-Projektionsaufnahmen gewonnen werden,
- einen Niedrigdosismodus, bei dem während des 3D-Scans in ca. 30 Sekunden 50 2D-Projektionsaufnahmen gewonnen werden [9, 60].

2.1.3. Ziehm Vision Vario 3D



Abbildung 6: Ziehm Vision Vario 3D im Forschungs-OP der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik Tübingen

Der Ziehm Vision Vario 3D unterscheidet sich vom Siemens Arcadis Orbic 3D insbesondere durch seine nicht-isozentrische Bauweise: Vorzüge sind die kompaktere Bauart und die größere Flexibilität bei der Auswahl des Isozentrums. Dem steht eine etwas anspruchsvollere Handhabung bei der Einstellung des Isozentrums gegenüber.

Beim 3D-Scan führt das Gerät lediglich eine Drehung um ca. 135 ° durch. Das abbildbare Volumen entspricht einem Würfel mit der Kantenlänge 12,8 cm. Der Detektor arbeitet ebenfalls mit einer 1k-Matrix.

Im Unterschied zum Siemens Arcadis Orbic 3D hat der Anwender beim Ziehm Vision Vario 3D die Auswahl zwischen drei verschiedenen Aufnahmemodi:

- Einen Hochdosismodus,
- einen Mitteldosismodus,
- einen Niedrigdosismodus.

Die Anzahl der erforderlichen 2D-Projektionsaufnahmen bleibt dabei für alle Aufnahmemodi mit jeweils etwa 110 Aufnahmen identisch, leichte Variationen in der Anzahl ergeben sich je nach Ausgangsposition des C-Armes. Die Aufnahmemodi unterscheiden sich aber in der Strahlungsdauer pro einzelner 2D-Projektionsaufnahme.

Für jeden Aufnahmemodus existiert zusätzlich die Option, einen „Large Patient Key“ (LPK) zu aktivieren, wobei dann von vornherein mit etwas höherer Strahlendosis gearbeitet wird. Dadurch erhofft man sich v.a. eine bessere Qualität bei Aufnahmen von Patienten mit höherem Body-Mass-Index (BMI). Insgesamt stehen also am Ziehm Vision Vario 3D sechs unterschiedlich dosisintensive Aufnahmemodi zur Verfügung.

Die rekonstruierten Aufnahmen kann der Anwender sich wahlweise als 256 oder 512 Schichten pro Raumebene darstellen lassen. Eine Wiedergabe von 512 Schichten erfordert zwar einen höheren Speicherplatz, verspricht aber eine etwas bessere Abgrenzbarkeit bei weniger geglätteten Bildern; in der Studie wurden daher stets 512 Schichten verwendet [9, 72].

2.1.4. ImageJ 1.39

Da im Rahmen der Studie aus Gründen der Verblindung für die Betrachtung der Aufnahmen der CBCT-C-Bögen nicht auf die jeweiligen Viewer der Firmen Siemens bzw. Ziehm zurückgegriffen werden konnte, wurde der firmenneutrale Viewer ImageJ 1.39 herangezogen. ImageJ 1.39 ist ein auf Java basierendes Bildbetrachtungsprogramm (weblink: <http://rsbweb.nih.gov/ij/index.html>), das in der Lage ist, radiologische Aufnahmen im DICOM-Format zu öffnen und die Bilder als Schichtsequenzen zu betrachten. Der Viewer ist auch für Nicht-Radiologen sehr leicht zu bedienen und bietet sämtliche Optionen eines radiologischen Bildbetrachtungsprogrammes. Insbesondere kann problemlos eine

Fensterung durch den Betrachter durchgeführt werden, was für das Auswertungsverfahren in dieser Arbeit von großer Bedeutung war. Zudem ermöglicht ImageJ 1.39 die Definition und Analyse von „Regions of Interest“ (ROI), was die Grundlage für die Messungen des SRV darstellt.

2.2. Verwendete abzubildende Objekte

2.2.1. Leichenpräparate

Für die Aufnahmen wurden drei formalinfixierte anatomische Leichenpräparate verwendet, die hierfür freundlicherweise vom Anatomischen Institut der Universität Tübingen zur Verfügung gestellt wurden. Eine Stellungnahme der Ethikkommission für die Studie wurde eingeholt; das Projekt wurde durch die Ethikkommission positiv bewertet, die Hinweise der Kommission wurden in der Studie berücksichtigt (Ethikantrag Nr. 417/2007BO1). Die Leichenpräparate wurden jeweils durch einen erfahrenen Unfallchirurgen bzw. Mund-Kiefer-Gesichtschirurgen ausgewählt. Auswahlkriterien für die Eignung der Präparate für die Arbeit waren für die Beckenregion das Fehlen von metallischen Prothesen (wegen Artefaktbildungen in der Aufnahme), für die MKG-Region ein geringer Atrophiegrad der Kiefer sowie ebenfalls wenige metallische Restaurationen (zahnärztliche Implantate, Füllungen, prothetische und konservierende Versorgungen).

Die Leichenpräparate verteilen sich wie folgt auf die Messungen:

- Leichenpräparat 1 (weiblich, 92 Jahre): Verwendung für alle Aufnahmen.
- Leichenpräparat 2 (weiblich, 87 Jahre): Verwendung für alle Aufnahmen.
- Leichenpräparat 3 (weiblich, 96 Jahre): Verwendung ausschließlich für die MKG-Region, da eine Hüftprothese vorhanden war.

Die Leichen wurden jeweils am Tag der Bildgewinnung angeliefert und nach deren Beendigung rasch wieder abtransportiert, um die Lagerung außerhalb des Anatomischen Institutes so kurz wie möglich zu halten. Für den Fall einer Zwischenlagerung während der Messungen stand der Kühlraum (= Exitusraum)

der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik Tübingen zur Verfügung, der eine adäquate Lagerung der Präparate ermöglichte. Die Präparate wurden jeweils in einer durchsichtigen Plastikfolie transportiert, die das Austreten der Fixierflüssigkeit verhinderte. Diese Plastikfolie wurde auch während des Messvorganges nicht entfernt, da hierdurch kein Einfluss auf die Bildqualität zu erwarten war.

Die Präparate wurden im Rahmen der gesamten Untersuchung inklusive Transport und Aufnahmegewinnung mit einer anonymen Nummer versehen, sodass auch für die an dieser Studie beteiligten Personen ein eventueller Rückschluss auf die verstorbene Person nicht möglich war.

2.2.2. Catphan 600

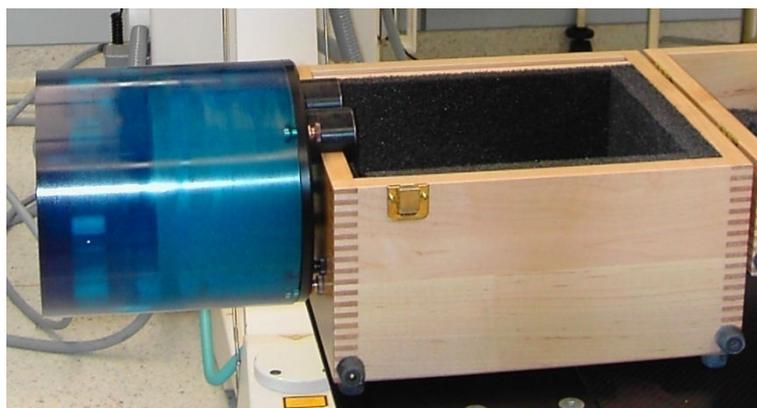


Abbildung 7: Catphan 600

Zur Ermittlung des SRV der beiden CBCT-C-Bögen bzw. des konventionellen CT wurde der Prüfkörper Catphan 600 verwendet. Dieser Prüfkörper ist eigentlich als Messinstrument für Computertomographen konstruiert, kann jedoch auch für CBCT-C-Bögen herangezogen werden. Beim Catphan 600 handelt es sich um eine Hintereinanderreihung von mehreren scheibenförmigen Kunststoffmodulen, in welche unterschiedliche kontrastgebende Elemente eingelassen sind. Je nach Fragestellung sind unterschiedliche Module von Interesse.

Der Prüfkörper wird zunächst auf den Rand seines Holzbehälters montiert. Anschließend erfolgt mittels Stellschrauben und einer Wasserwaage eine möglichst ebene Positionierung des Prüfkörpers auf der Gantry (Computertomograph) bzw. dem OP-Tisch (CBCT-C-Bögen). Für die Arbeit war lediglich das Modul „CTP 404“ von Interesse; dieses enthält homogene, zylinderförmige Einsätze aus Materialien mit verschiedenen Schwächungseigenschaften, die in den axialen Aufnahmen zur Darstellung einer kreisrunden homogenen Region unterschiedlicher Intensität führen. Diese homogenen Regionen können als ROI definiert und zur Bestimmung des SRV herangezogen werden [67].

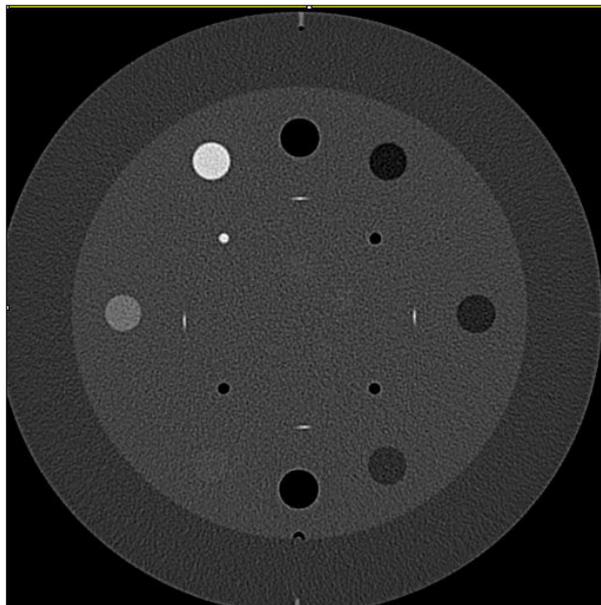


Abbildung 8: Axiale CT-Aufnahme des Moduls „CTP 404“ des Prüfkörpers Catphan 600 mit den verschiedenen Einsätzen

2.3. Gewinnung der Bilddatensätze

2.3.1. Aufnahmen am CT

Um für die Aufnahmen an den CBCT-C-Bögen möglichst optimale Referenzbilder zu erhalten, wurden sowohl die Beckenregion wie auch die MKG-Region der Leichenpräparate mit Hochdosis-Protokollen am Siemens Somatom Sensation 64 dargestellt. Die Protokolle für diese Aufnahmen wurden in Rücksprache

mit einem erfahrenen Radiologen erstellt. Für die Auswertung waren nur die axialen Schichten von Interesse. Folgende Aufnahme- und Rekonstruktionsparameter kamen hierbei zum Einsatz:

Tabelle 1: Aufnahme- und Rekonstruktionsparameter für die CT-Aufnahmen

Parameter	Beckenregion	MKG-Region
Röhrenspannung	120 kV	120 kV
Pitch	1	1
Faltungskern	B60F	B/H60F
Kollimation	0,6 mm	0,6 mm
Schichtdicke	1,5 mm	1,0 mm
Recon-Increment	1,0 mm	0,7 mm
Röhrenstrom-Zeit-Produkt	150 mAs	200 mAs

2.3.2. Aufnahmen an den CBCT-C-Bögen

Die Aufnahmen an den beiden CBCT-C-Bögen wurden in drei separaten Sitzungen im Forschungs-OP der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik Tübingen erstellt. Da aufgrund des begrenzten Isozentrums der CBCT-C-Bögen im Gegensatz zum konventionellen CT nicht alle interessierenden Strukturen gleichzeitig dargestellt werden konnten, wurden an den Leichenpräparaten folgende Regionen einzeln ins Isozentrum positioniert:

- Acetabulum rechts,
- Acetabulum links,
- Ileosakralgelenk rechts,
- Ileosakralgelenk links,
- Unterkiefer,
- Mittelgesicht.

Die Positionierung erfolgte jeweils durch einen erfahrenen Chirurgen. Da der Ziehm Vision Vario 3D im Gegensatz zum Siemens Arcadis Orbic 3D am Universitätsklinikum Tübingen sowie an der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik Tübingen nicht etabliert ist, waren an den Aufnahmen am Ziehm Vision Va-

rio 3D jeweils noch Techniker der Firma Ziehm Imaging an den Aufnahmen beteiligt.

Insgesamt wurde jede der o.g. Regionen eines Leichenpräparates mit sechs verschiedenen Aufnahmemodi gescannt:

- Siemens Arcadis Orbic 3D, Hochdosismodus,
- Siemens Arcadis Orbic 3D, Niedrigdosismodus,
- Ziehm Vision Vario 3D, Hochdosismodus mit LPK,
- Ziehm Vision Vario 3D, Niedrigdosismodus mit LPK,
- Ziehm Vision Vario 3D, Hochdosismodus ohne LPK,
- Ziehm Vision Vario 3D, Niedrigdosismodus ohne LPK.

Die Mitteldosismodi des Ziehm Vision Vario 3D wurden nicht in die Studie aufgenommen, um die Anzahl der Aufnahmen für die Auswerter zumutbar zu halten; zudem war der Ziehm Vision Vario 3D ohnehin mit mehr Aufnahmemodi vertreten.

2.3.3. Bildnachbearbeitung der Aufnahmen an den CBCT-C-Bögen

Nach Beendigung eines Aufnahmevorgangs waren auf den Bildschirmen der Workstation an beiden Geräten sowohl die Kinoschleife wie auch die daraus erstellten Schichtsequenzen sichtbar. Diese Schichtsequenzen konnten durch den Betrachter weiter nachbearbeitet werden, um die Bildqualität zu optimieren und die hohe Anzahl von 256 (Siemens Arcadis Orbic 3D) bzw. 512 (Ziehm Vision Vario 3D) Einzelbildern pro Schichtsequenz zum Zwecke einer besseren Exportierbarkeit und externen Bildbetrachtung außerhalb des Operationssaals zu verringern.

Um eine Vergleichbarkeit der Aufnahmen beider CBCT-C-Bögen untereinander zu erreichen, wurden in Rücksprache mit erfahrenen Ärzten und Technikern folgende Bildnachbearbeitungsparameter benutzt, die an beiden Geräten einstellbar waren:

Tabelle 2: Rekonstruktionsparameter für die Aufnahmen an den CBCT-C-Bögen

Parameter	Beckenregion	Mittelgesicht	Alveolarkanal
Bildabstand	1,5 mm	1,0 mm	0,5 mm
Schichtdicke	1,0 mm	0,5 mm	0,5 mm

Die Fensterung an der Workstation wurde für alle Aufnahmen so gewählt, dass an den Knochenstrukturen keine Überstrahlungseffekte entstanden und die Aufnahmen auf den ersten Blick nicht zu dunkel erschienen. Die endgültige Fensterung nahm allerdings jeder Auswerter im Rahmen des Auswertungsverfahrens individuell am Viewer vor.

Die so nachbearbeiteten Schichtsequenzen wurden am CBCT-C-Bogen auf CD-ROMs gebrannt und für die weitere Aufbereitung und Auswertung exportiert.

2.3.4. Verblindung der Bilddatensätze

Die exportierten Bilddatensätze der beiden CBCT-C-Bogen wiesen bei der Betrachtung mit dem verwendeten Viewer ImageJ 1.39 zwei gravierende Unterschiede auf:

- Die exportierten Schichtsequenzen des Ziehm Vision Vario 3D wurden grundsätzlich mit einer schwarzen kreisförmigen Umrandung wiedergegeben, wohingegen die Schichtsequenzen des Siemens Arcadis Orbic 3D einen solchen Rand nicht aufwiesen, sondern rechteckig waren. Dies wäre den Auswertern spätestens nach Bearbeiten einiger Schichtsequenzen aufgefallen.
- Da zweitens die exportierten Schichtsequenzen des Ziehm Vision Vario 3D mit einer Bildmatrix von 480 x 480 Pixeln aufwarteten, diejenigen des Siemens Arcadis Orbic 3D jedoch mit lediglich 256 x 256 Pixeln, wären mit dem gewählten Viewer die Bilder der beiden CBCT-C-Bögen mit einem fast vierfachen Größenunterschied dargestellt worden. Auch dies wäre für die Betrachter sicherlich unmittelbar auffällig gewesen.

Die exportierten Schichtsequenzen wurden in diesen Aspekten einander ange-
nähert, indem sämtliche Aufnahmen des Siemens Arcadis Orbic 3D mit dem
Programm Matlab 6.5.1. in zweifacher Hinsicht bearbeitet wurden:

- Für sämtliche Aufnahmen des Siemens Arcadis Orbic 3D wurde eine voll-
ständige, schwarze, kreisförmige Maske konstanter Größe programmiert. Da
sich allerdings die Umrandung bei den Aufnahmen des Ziehm Vision Vario
3D innerhalb einer Schichtsequenz meist vergrößert bzw. verkleinert und die
Umrandung bisweilen nicht einem vollständigen Kreis entspricht, konnte in
diesem Punkt nur eine näherungsweise Angleichung der Schichtsequenzen
beider Geräte erzielt werden.
- Zudem wurden die Bilder des Siemens Arcadis Orbic 3D durch Verdoppe-
lung der Anzahl der Pixel sowohl in der x- wie auch in der y-Achse vergrößert
und somit in eine 512 x 512-Matrix transformiert. Die Erstellung einer
480 x 480-Matrix wie bei den Aufnahmen des Ziehm Vision Vario 3D wäre
technisch zwar möglich, jedoch mit Blick auf die Zielsetzung dieser Arbeit
nicht ratsam gewesen, da dann eine lineare Interpolation der Pixelwerte an
den Aufnahmen des Siemens Arcadis Orbic 3D hätte durchgeführt werden
müssen. Dies wäre jedoch ein gravierender Eingriff in die Bildqualität als
Zielgröße dieser Arbeit gewesen, da die Aufnahmen dann eine deutliche
Kantenglättung bzw. Verunschärfung erfahren hätten. Da der Größenunter-
schied zwischen der 480 x 480-Matrix und der 512 x 512-Matrix ohnehin ge-
ring ist und die Aufnahmen im Rahmen der Auswertung nicht simultan, son-
dern nacheinander betrachtet wurden, ist diese Annäherung der Matrizen im
Sinne einer Verblindung als ausreichend zu betrachten.

Insgesamt konnte mit diesen beiden Eingriffen eine zufriedenstellende Verblindung erreicht werden, ohne Einfluss auf die Bildqualität zu nehmen. Die nachfolgende Abbildung gibt die Größenrelationen sowie die Umrandungen vor und nach der Verblindung wieder.

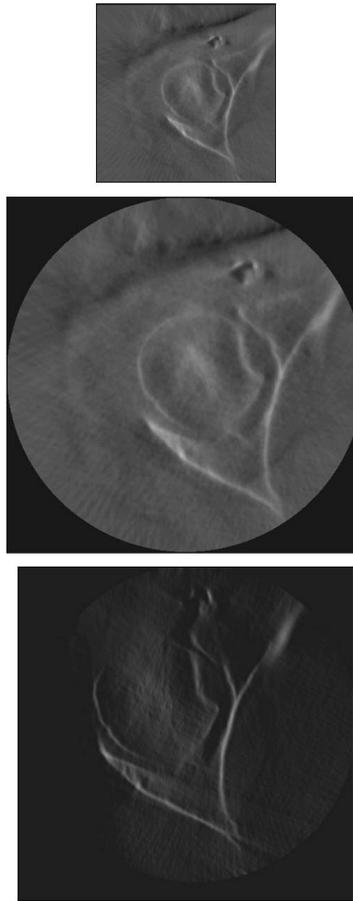


Abbildung 9: Gegenüberstellung entsprechender Schichten des Siemens Arcadis Orbic 3D vor Verblindung (oben; 256 x 256-Matrix, keine Umrandung) und nach Verblindung (Mitte: 512 x 512-Matrix, vollständige kreisförmige Umrandung) sowie des Ziehm Vision Vario 3D (unten: 480 x 480-Matrix, unvollständige kreisförmige Umrandung). Die Größenverhältnisse in der Abbildung entsprechen den Verhältnissen der Originalbilder

2.3.5. Codierung der Bilddatensätze

Jede exportierte Schichtsequenz wurde in einem Ordner abgelegt, der mit einer dreistelligen Nummer versehen war. Anhand dieser Nummer war eine exakte Zuordnung der Schichtsequenz hinsichtlich eingesetztem Gerät, Aufnahmemodus, verwendetem Leichenpräparat und anatomischer Region möglich, ohne dass der Auswerter in der Lage gewesen wäre, diese Zuordnung (mit Ausnahme der anatomischen Region) selbst vorzunehmen:

Tabelle 3: Code für die Verschlüsselung der Schichtsequenzen

Erste Ziffer: Gerät und Aufnahmemodus
1 = Siemens Arcadis Orbic 3D, Hochdosismodus
2 = Siemens Arcadis Orbic 3D, Niedrigdosismodus
3 = Ziehm Vision Vario 3D, Hochdosismodus mit LPK
4 = Ziehm Vision Vario 3D, Niedrigdosismodus mit LPK
5 = Ziehm Vision Vario 3D, Hochdosismodus ohne LPK
6 = Ziehm Vision Vario 3D, Niedrigdosismodus ohne LPK
Zweite Ziffer: Verwendetes Leichenpräparat
1 = Präparat 1
2 = Präparat 2
3 = Präparat 3
Dritte Ziffer: Anatomische Region
Unfallchirurgie:
1 = Acetabulum rechts
2 = Acetabulum links
3 = Ileosakralgelenk rechts
4 = Ileosakralgelenk links
MKG:
1 = Unterkiefer
2 = Mittelgesicht

Beispielsweise handelte es sich beim Bilddatensatz „224“ um eine Aufnahme mit dem Siemens Arcadis Orbic 3D im Niedrigdosismodus des Leichenpräparates 2 vom linken Ileosakralgelenk.

2.4. Subjektives Auswertungsverfahren und Randomisierung der Bild-datensätze

Die Auswertung wurde grundsätzlich unterteilt in eine Auswertung für Aufnahmen des Fachbereiches Unfallchirurgie (= Beckenregion) und eine Auswertung für Aufnahmen des Fachbereiches MKG (= MKG-Region). Für das Auswertungsverfahren konnten gewonnen werden:

- Fachbereich Unfallchirurgie: Drei Fachärzte für Unfallchirurgie, ein Assistenzarzt aus dem Bereich Unfallchirurgie, ein Assistenzarzt aus der Abteilung für Radiologie, ein Arzt aus dem Anatomischen Institut, ein Facharzt für Allgemeinmedizin (= 7 Auswerter).
- Fachbereich MKG: Drei Assistenzärzte aus dem Bereich der MKG, ein Assistenzarzt aus der Abteilung für Radiologie, ein Arzt aus dem Anatomischen Institut (= 5 Auswerter).

Die Auswerter wurden sowohl mündlich wie auch mit einer detaillierten schriftlichen Anleitung (siehe Anhang) über das Auswertungsverfahren informiert. Jeder Auswerter erhielt sein eigenes Auswertungspaket mit folgenden Komponenten:

- Fachbereich Unfallchirurgie:
 - Eine Mappe mit Auswertungsbögen zu den jeweiligen Schichtsequenzen,
 - zwei CD-ROMs mit den konventionellen CT-Aufnahmen des Beckenbereiches,
 - eine CD-ROM mit sämtlichen CBCT-C-Bogen-Aufnahmen der Acetabula,
 - eine CD-ROM mit sämtlichen CBCT-C-Bogen-Aufnahmen der Ileosakralgelenke,
 - eine CD-ROM mit dem Installationsprogramm für den Viewer ImageJ 1.39.

- Fachbereich MKG:
 - Eine Mappe mit Auswertungsbögen zu den jeweiligen Schichtsequenzen,
 - drei CD-ROMs mit den konventionellen CT-Aufnahmen des MKG-Bereiches,
 - eine CD-ROM mit sämtlichen CBCT-C-Bogen-Aufnahmen der Unterkiefer,
 - eine CD-ROM mit sämtlichen CBCT-C-Bogen-Aufnahmen des Mittelgesichtes,
 - eine CD-ROM mit dem Installationsprogramm für den Viewer ImageJ 1.39.

Die Auswerter waren hinsichtlich der erstmaligen Wahl des Arbeitsplatzes für die Auswertung frei, mussten dann jedoch sämtliche Schichtsequenzen immer an diesem Arbeitsplatz betrachten, um einen systematischen Fehler durch Wechsel des Bildschirmes etc. auszuschließen. Empfohlen wurden solche Arbeitsplätze, an denen der jeweilige Auswerter auch sonst radiologische Bildbetrachtungen durchführt. Jeder Auswerter wurde gebeten, sich nach eigenem Ermessen optimale Bedingungen für die Bildbetrachtung zu schaffen. Ferner wurde jeder Auswerter explizit darauf hingewiesen, sich vor Auswertung einer jeden Schichtsequenz erneut die Fensterung optimal einzustellen. Die Auswerter waren hinsichtlich der zeitlichen Einteilung nicht gebunden, keineswegs musste die komplette Auswertung an einem Stück durchgeführt werden. Dies wäre angesichts der Vielzahl der Schichtsequenzen und auszuwertenden Strukturen auch nicht zumutbar gewesen.

Die Betrachtung der konventionellen CT-Aufnahmen erfolgte am Viewer Sienet Sky, der beim Brennen dieser Aufnahmen auf CD-ROM automatisch mitgeliefert wurde. Die konventionellen CT-Aufnahmen waren damit nicht in die Verbindung miteinbezogen, da dies wegen des grundsätzlich anderen Bildtyps (u.a. viel größeres Aufnahmeareal) nicht möglich gewesen wäre. Für die Betrachtung der Aufnahmen der CBCT-C-Bögen wurden – um die Verblindung

nicht zu gefährden – nicht die jeweiligen mitgelieferten Viewer der Firmen Siemens bzw. Ziehm verwendet, sondern der firmenneutrale Viewer ImageJ 1.39.

In der Reihenfolge der Aufnahmen mussten zunächst – für alle Auswerter gleich – die konventionellen CT-Aufnahmen betrachtet werden, da dann aufgrund der erwartungsgemäß guten Bildqualität dieser Aufnahmen alle Betrachter mit demselben Voreindruck in die Auswertung der Schichtsequenzen der CBCT-C-Bögen starten konnten. Andernfalls wäre es möglicherweise zur systematischen Verzerrung in den Bewertungen gekommen, wenn einige Auswerter wegen der Randomisierung der Schichtsequenzen der CBCT-C-Bögen mit schlechteren, andere mit besseren Bildern die Auswertung begonnen hätten. Die konventionellen CT-Aufnahmen waren für den Betrachter sichtbar nach den Nummern der Leichenpräparate geordnet (Präparat 1, Präparat 2, Präparat 3).

Die Schichtsequenzen der CBCT-C-Bögen waren lediglich hinsichtlich der anatomischen Regionen sortiert: Die Auswerter der Unfallchirurgie mussten zunächst alle Aufnahmen des Acetabulums, anschließend alle Aufnahmen des Ileosakralgelenkes betrachten. Analoges galt für die Auswerter der MKG, die zunächst alle Aufnahmen des Unterkiefers, dann alle Aufnahmen des Mittelgesichtes bewerten mussten.

Folgende Strukturen wurden beurteilt:

Tabelle 4: Übersicht über die zu bewertenden Strukturen Fachbereich Unfallchirurgie

Aufnahmeregion	zu bewertende Struktur
Aufnahme Acetabulum	Acetabuläre Gelenkfläche Hüftgelenk
	Fovea capitis femoris
	Spongiosa Hüftkopf
	Kortikalis Hüftkopf
Aufnahme Ileosakralgelenk	Ileosakralgelenksfuge
	Foramina sacralia

Tabelle 5: Übersicht über die zu bewertenden Strukturen Fachbereich MKG

Aufnahmeregion	zu bewertende Struktur
Aufnahme Unterkiefer	Alveolarkanal
	Foramen mentale
Aufnahme Mittelgesicht	Mediale Orbitawand
	Canalis opticus
	Sinus ethmoidales
	Foramen infraorbitale
	Kieferhöhle
	Nasenseptum

Sämtliche Schichtsequenzen zu einer bestimmten Region wurden hinsichtlich der Reihenfolge für jeden Auswerter individuell randomisiert. Für die Beurteilung stand folgender fünfstufiger Bewertungsscore zur Verfügung:

Tabelle 6: Bewertungsscore für die subjektive Auswertung

Note	Interpretation
1	sehr gute Abgrenzbarkeit / Darstellung
2	gute Abgrenzbarkeit / Darstellung
3	mäßige Abgrenzbarkeit / Darstellung
4	für klinische Belange noch ausreichende Abgrenzbarkeit / Darstellung
5	Abgrenzbarkeit / Darstellung für klinische Belange ungenügend

Der Begriff „Abgrenzbarkeit“ wurde auf den Auswertungsbögen für alle Strukturen mit Ausnahme der Spongiosa des Hüftkopfes verwendet, letztere wurde unter dem Aspekt „Darstellung“ bewertet.

2.5. Statistische Auswertung

Die Auswertungsbögen der Unfallchirurgie lieferten $7 \times 168 = 1176$ Einzelnoten, die Auswertungsbögen der MKG lieferten $5 \times 315 = 1575$ Einzelnoten. Insgesamt wurden somit 2751 Einzelnoten erhoben.

Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Statistikprogramm SPSS 16.0 (Fa. SPSS Inc.), die Diagramme und Tabellen wurden mit Microsoft Office Excel 2007 erstellt. Die statistische Auswertung erfolgte als deskriptive Datenanalyse nach folgenden Gesichtspunkten:

- Gesamtbewertung der Aufnahmemodi innerhalb eines Fachbereichs und Überprüfung der Signifikanz für Unterschiede im Median mit dem Wilcoxon-Test für zwei verbundene Stichproben (s.u.),
- Berechnung des Interrater-Agreements mittels des Kappa-Koeffizienten nach Cohen inklusive des Signifikanzniveaus (s.u.),
- Bewertung der Aufnahmemodi, getrennt nach Auswertern, innerhalb eines Fachbereichs,
- Bewertung der Abgrenzbarkeit bzw. Darstellung der ausgewählten Strukturen, getrennt nach Aufnahmemodus, und daraus abgeleitet die Bewertungsunterschiede zwischen den Hochdosis- und Niedrigdosisaufnahmemodi für eine Struktur.

Für die letzten beiden Punkte wurde kein Signifikanzniveau berechnet, da dies aufgrund der zu geringen Anzahl an Einzelnoten, die hierbei zum Tragen kamen, nicht sinnvoll war.

Da der verwendete Bewertungsscore eine Ordinalskala darstellt, konnte die Berechnung von Mittelwerten nicht zur Datenanalyse herangezogen werden; diese setzen mindestens ein Intervallskalenniveau voraus. Stattdessen wurde jeweils der Median für gehäufte Daten als Maß für die zentrale Tendenz benutzt, der allgemein für Scoringssysteme empfohlen wird. Dieser stellt denjenigen Wert dar, unterhalb und oberhalb dessen jeweils die Hälfte der erhobenen Einzelwerte liegen. Gegenüber dem „klassischen“ Median bietet der Median für gehäufte Daten den Vorteil, dass er eine feinere Abgrenzung in den Bewertungsstufen erlaubt (Werte mit Dezimalstellen anstatt nur ganzzahliger Werte wie beim klassischen Median) [14, 69].

Der Wilcoxon-Test für zwei verbundene Stichproben wird zur Ermittlung des Signifikanzniveaus bei ordinalskalierten Daten verwendet, wenn die Signifikanz

im Unterschied bezüglich der Mediane zweier Stichproben bestimmt werden soll. Im Falle dieser Arbeit musste hierzu jeweils eine paarweise Berechnung der Signifikanz für zwei Aufnahmemodi erfolgen, d.h., alle möglichen Kombinationen der Aufnahmemodi wurden auf ihre Signifikanz hinsichtlich des Unterschiedes geprüft. Der Test basiert auf einer Bestimmung der Differenzen zwischen den Einzelwerten zweier Stichproben, wobei jedem Wert der einen Stichprobe exakt ein Wert aus der zweiten Stichprobe zugeordnet ist (hier: Einzelbewertung eines bestimmten Auswerters zu einer bestimmten Struktur bei Aufnahmemodus A vs. Einzelbewertung desselben Auswerters zu derselben Struktur bei Aufnahmemodus B). Über die Größe dieser Differenzen und die nachfolgende Vergabe von Rangzahlen lässt sich eine Prüfgröße bestimmen, anhand derer über die Signifikanz entschieden wird [14, 18, 69].

Der Grad der Übereinstimmung innerhalb eines Auswerterpaares (=Interrater-Agreement) wird mithilfe des Kappa-Koeffizienten nach Cohen berechnet. Dieser setzt die Anzahl der übereinstimmenden Beurteilungen zweier Auswerter ins Verhältnis zur zufällig erwarteten Übereinstimmung gemäß der Formel:

$$K = \frac{p - p_e}{1 - p_e}$$

K = Kappa-Koeffizient nach Cohen

p = übereinstimmende Urteile

p_e = zufällig erwartete übereinstimmende Urteile

Dabei kann Kappa Werte zwischen -1 (= keine Übereinstimmung) und +1 (= vollständige Übereinstimmung) annehmen [2, 7, 14, 69].

Landis und Koch schlagen nachfolgende Einteilung des Interrater-Agreements in Abhängigkeit von Kappa vor [43]:

Tabelle 7: Interpretation des Kappa-Koeffizienten nach Landis und Koch. In Klammern sind die originalen englischen Bezeichnungen wiedergegeben

Werte für Kappa	Interpretation
$\kappa < 0$	schlechte Übereinstimmung (poor)
$\kappa = 0 - 0,2$	leichte Übereinstimmung (slight)
$\kappa = 0,21 - 0,40$	ausreichende Übereinstimmung (fair)
$\kappa = 0,41 - 0,60$	mittelmäßige Übereinstimmung (moderate)
$\kappa = 0,61 - 0,80$	beachtliche Übereinstimmung (substantial)
$\kappa = 0,81 - 1,0$	(fast) vollkommene Übereinstimmung ((almost) perfect)

Die Bewertungsunterschiede im Bezug auf eine anatomische Struktur zwischen den Hochdosis- und Niedrigdosismodi werden im Rahmen dieser Arbeit nach einem eigens hierfür erarbeiteten Score quantifiziert, indem auf die nächste Viertelnote auf- oder abgerundet wird (Tabelle 8). Die Farbcodierung soll die spätere Auswertung erleichtern.

Tabelle 8: Quantifizierung der Bewertungsunterschiede zwischen Hochdosis- und Niedrigdosismodus mit Farbcodierung

Bewertungsunterschied	Interpretation
0 Notenstufen oder Niedrigdosismodus besser	Unterschied vernachlässigbar
0,25 Notenstufen	geringer Unterschied
0,5 Notenstufen	mäßiger Unterschied
0,75 Notenstufen	deutlicher Unterschied
1 Notenstufe oder mehr	sehr deutlicher Unterschied

2.6. Messung des Signal-Rausch-Verhältnisses

Zur physikalisch-objektiven Beurteilung der Bildqualität wurde als ergänzender Parameter das SRV am Prüfkörper Catphan 600 bestimmt, wobei dieser mit denselben Geräten und Aufnahmemodi wie beim subjektiven Auswertungsverfahren gescannt wurde. Zur Messung des SRV wurden jedoch nicht die nachbearbeiteten, sondern die unbearbeiteten Schichtsequenzen mit 256 bzw. 512 Einzelbildern herangezogen, um eine eventuelle zusätzliche Veränderung des SRV durch die Bildnachbearbeitung zu vermeiden. Die Schichtsequenzen inklusive der CT-Aufnahmen wurden in den Viewer ImageJ 1.39 eingeladen. Von

Interesse waren die Abbildungen der Einsätze „Teflon“ und „PMP“, die sich durch ihre Schwächungseigenschaften unterscheiden. Für die Einsätze werden folgende HE-Werte im konventionellen CT angegeben [67]:

Tabelle 9: Hounsfield-Einheiten für die gescannten Einsätze des Catphan 600

Einsatz	Hounsfield-Einheiten
Teflon	+990 HE
PMP	-200 HE

Die HE-Werte für Knochen bewegen sich für kompakten Knochen zwischen 250 und > 1000 HE, für spongiösen Knochen zwischen 50 und 200 HE, liegen also innerhalb der HE-Werte für „Teflon“ und „PMP“ [37].

Die Abbildungen dieser Einsätze werden im Viewer ImageJ 1.39 als kreisförmige ROIs definiert, der Viewer ist in der Lage, die mittlere Signalintensität (= mittlerer Pixelwert) und die Standardabweichung der mittleren Signalintensität auszugeben. Aus diesen Angaben kann das SRV in der gegebenen Aufnahme für einen bestimmten Einsatz berechnet werden [42, 57].

Selbstverständlich kann aufgrund der automatischen digitalen Bildverarbeitungsprozesse keine Aussage über das ursprüngliche SRV am Detektor des jeweiligen Gerätes getroffen werden; die gemessenen SRVs beinhalten somit sämtliche Einflüsse auf die Pixelwertvergabe vom Detektor bis zum fertigen, aber nicht nachbearbeiteten Bilddatensatz.

3. Ergebnisse

3.1. Ergebnisse für die Unfallchirurgie

3.1.1. Bildbeispiele

Die nachfolgenden Bildbeispiele (Abbildungen 10 und 11) zeigen eine Gegenüberstellung entsprechender axialer Schichten des rechten Acetabulums bzw. der rechten Ileosakralgelenksfuge, wie sie mit den insgesamt sechs unterschiedlichen Aufnahmemodi der CBCT-C-Bögen gewonnen wurden. Die Bilder des Siemens Arcadis sind auf diesen Abbildungen bereits verblindet, aus Gründen der Gegenüberstellung wurden die Schichten in den beiden Abbildungen auf dieselbe Größe gebracht (tatsächlich waren die Aufnahmen des Siemens Arcadis nach Verblindung geringfügig größer als diejenigen des Ziehm Vision).

Es zeigten sich deutliche Helligkeitsunterschiede zwischen den Aufnahmen des Siemens Arcadis und des Ziehm Vision. Dies hatte jedoch auf die subjektive Beurteilung der Strukturen keinen Einfluss, da sich die Auswerter durch individuelle Fensterung auch die Helligkeit nach eigenem Ermessen passend einstellen mussten.

Die Niedrigdosisaufnahmen, die sich jeweils auf der rechten Seite der Bildbeispiele befinden, ergaben im Falle des Siemens Arcadis gegenüber der Hochdosisaufnahme vermehrt Streifenartefakte, im Falle des Ziehm Vision gegenüber der entsprechenden Hochdosisaufnahme vermehrte Körnigkeit.

Sofern im folgenden Ergebnisteil dieser Arbeit die Abgrenzbarkeit und Darstellung anatomischer Strukturen sowie Bewertungsunterschiede zwischen Aufnahmemodi aufgezeigt werden, basieren entsprechende Aussagen (z.B. „gute Abgrenzbarkeit“, „vernachlässigbarer Unterschied“ etc.) auf den Einteilungen gemäß den Tabellen 6 und 8 .

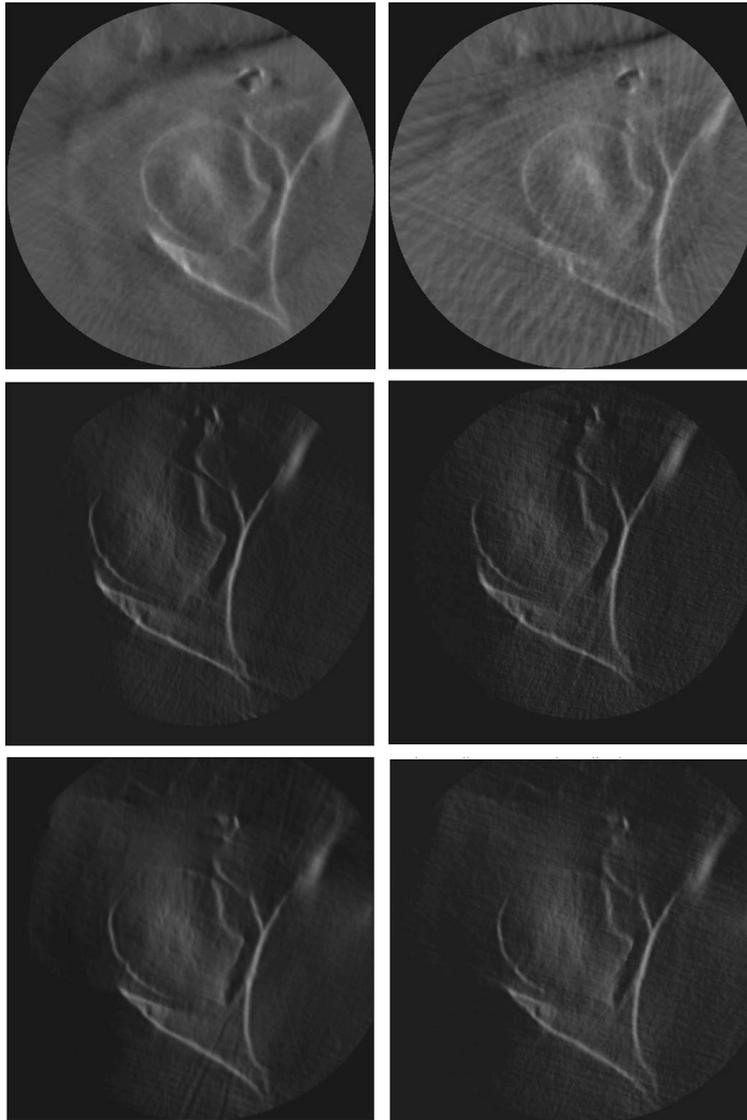


Abbildung 10: Bildbeispiele für Aufnahmen des Acetabulums mit den CBCT-C-Bögen. Von links nach rechts und oben nach unten: Siemens Hochdosismodus, Siemens Niedrigdosismodus, Ziehm Hochdosismodus mit LPK, Ziehm Niedrigdosismodus mit LPK, Ziehm Hochdosismodus ohne LPK, Ziehm Niedrigdosismodus ohne LPK

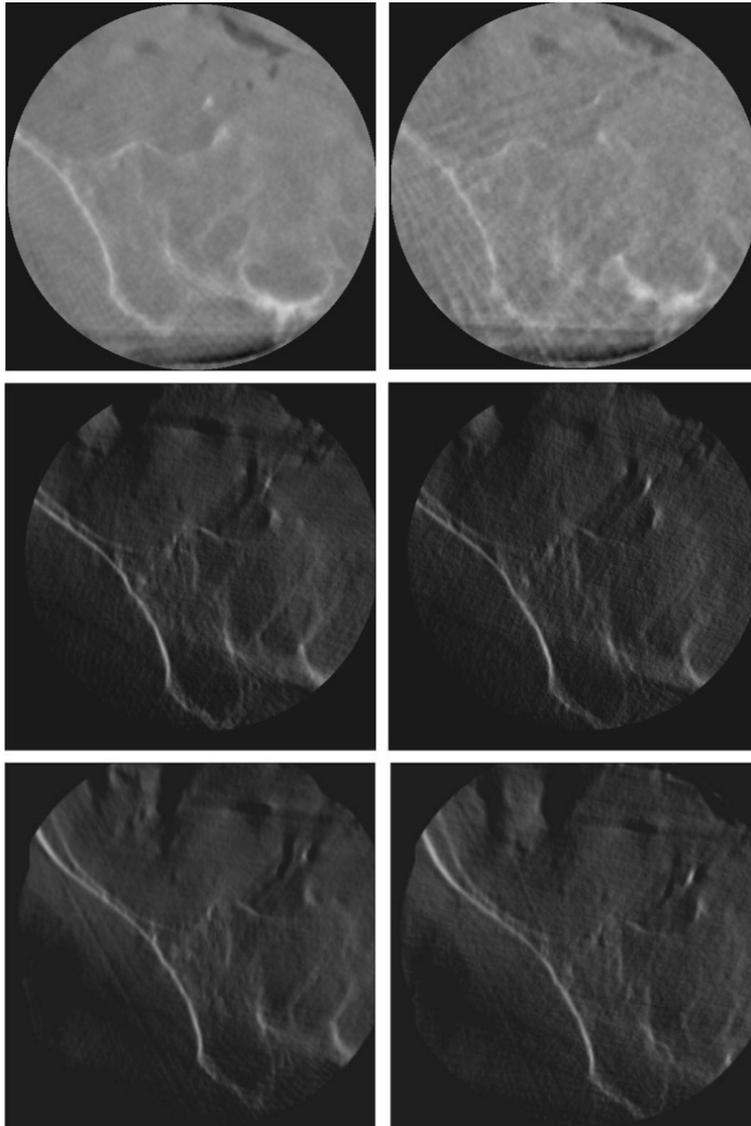


Abbildung 11: Bildbeispiele für Aufnahmen der Ileosakralgelenksfuge mit den CBCT-C-Bögen. Zuordnungen siehe Abbildung 10

3.1.2. Gesamtbewertung der Aufnahmemodi

Einen Gesamtvergleich zwischen den Bewertungen für die einzelnen Aufnahmemodi innerhalb der Auswertungen für die Unfallchirurgie bietet Abbildung 12. Alle Einzelbewertungen des Fachbereichs Unfallchirurgie sind dabei bezüglich eines Aufnahmemodus zusammengefasst worden. Der paarweise Vergleich mit dem Wilcoxon-Test (Tabelle 10) war in 17 von 21 Kombinationen signifikant bezüglich der Unterschiede in der Gesamtbewertung der Aufnahmemodi. Das konventionelle CT erzielte die beste Gesamtbewertung mit etwa 1 Notenstufe Abstand zum Siemens Arcadis im Hochdosismodus, der unter den Aufnahmemodi der CBCT-C-Bogen am besten abschnitt. Am schlechtesten wurde der Ziehm Vision ohne LPK im Niedrigdosismodus beurteilt.

Während sich ein Bewertungsunterschied von mehr als 0,5 Notenstufen zwischen dem Hochdosis- und Niedrigdosismodus beim Siemens Arcadis zeigte, waren die Unterschiede zwischen Hochdosis- und Niedrigdosismodus beim Ziehm Vision sowohl mit als auch ohne LPK nur gering. Die Aufnahmemodi des Ziehm Vision mit LPK wurden nur unwesentlich anders bewertet als diejenigen ohne LPK.

Die Streuung der Bewertungen war bei allen Aufnahmemodi ähnlich, nur scheinbar beim konventionellen CT etwas geringer: Dies lag jedoch daran, dass das untere Quartil beim konventionellen CT die Untergrenze 1,0 für die Bewertung erreichte und somit nach unten hin künstlich limitiert wurde.

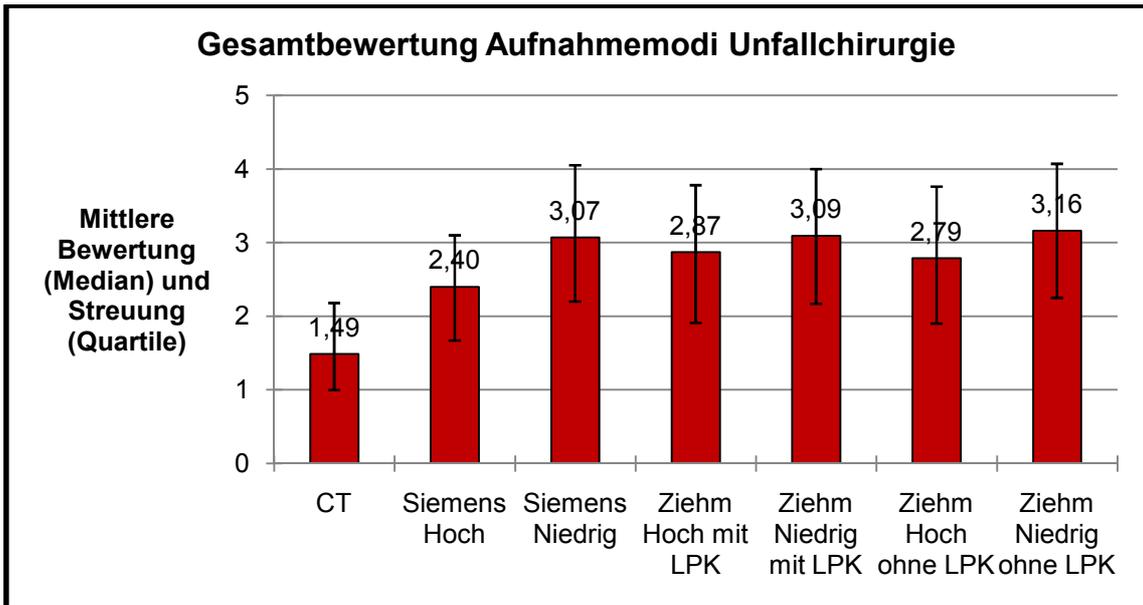


Abbildung 12: Gesamtbewertung der Aufnahmemodi für die Unfallchirurgie. Mediane der Einzelbewertungen aller Strukturen und aller Auswerter zu einem Aufnahmemodus

Tabelle 10: Wilcoxon-Test für zwei verbundene Stichproben für die Kombinationen der Aufnahmemodi der Unfallchirurgie in der Gesamtbewertung. Sofern das Signifikanzniveau $p < 0,05$ erreicht wurde, ist dies in der rechten Spalte durch (*) hervorgehoben

Kombination Aufnahmemodi	Signifikanzniveau p
CT vs. Siemens Hoch	0,000(*)
CT vs. Siemens Niedrig	0,000(*)
CT vs. Ziehm Hoch mit LPK	0,000(*)
CT vs. Ziehm Niedrig mit LPK	0,000(*)
CT vs. Ziehm Hoch ohne LPK	0,000(*)
CT vs. Ziehm Niedrig ohne LPK	0,000(*)
Siemens Hoch vs. Siemens Niedrig	0,000(*)
Siemens Hoch vs. Ziehm Hoch mit LPK	0,000(*)
Siemens Hoch vs. Ziehm Niedrig mit LPK	0,000(*)
Siemens Hoch vs. Ziehm Hoch ohne LPK	0,000(*)
Siemens Hoch vs. Ziehm Niedrig ohne LPK	0,000(*)
Siemens Niedrig vs. Ziehm Hoch mit LPK	0,001(*)
Siemens Niedrig vs. Ziehm Niedrig mit LPK	0,758
Siemens Niedrig vs. Ziehm Hoch ohne LPK	0,006(*)
Siemens Niedrig vs. Ziehm Niedrig ohne LPK	0,574
Ziehm Hoch mit LPK vs. Ziehm Niedrig mit LPK	0,001(*)
Ziehm Hoch mit LPK vs. Ziehm Hoch ohne LPK	0,835
Ziehm Hoch mit LPK vs. Ziehm Niedrig ohne LPK	0,001(*)
Ziehm Niedrig mit LPK vs. Ziehm Hoch ohne LPK	0,001(*)
Ziehm Niedrig mit LPK vs. Ziehm Niedrig ohne LPK	0,264
Ziehm Hoch ohne LPK vs. Ziehm Niedrig ohne LPK	0,001(*)

3.1.3. Interrater-Agreement

Die Mittelwerte des Kappa-Koeffizienten für das Interrater-Agreement sind in Abbildung 13 getrennt nach Aufnahmemodus dargestellt. Nach der Interpretation von Landis und Koch bewegten sich die Übereinstimmungen der Auswerter für alle Aufnahmemodi lediglich im Bereich einer leichten Übereinstimmung. Tendenziell zeigte sich eine etwas höhere Übereinstimmung für das konventionelle CT und den Niedrigdosismodus des Siemens Arcadis. Unterschiede bezüglich der Streuung ließen sich nicht feststellen.

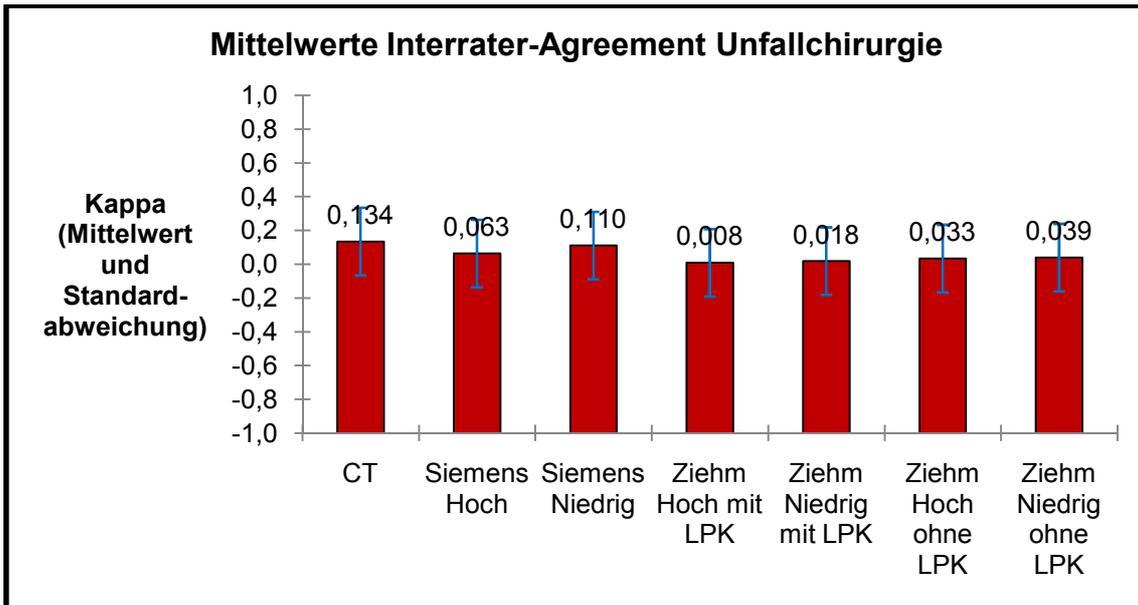


Abbildung 13: Interrater-Agreement für die Unfallchirurgie. Mittelwerte der Kappa-Koeffizienten aller Auswerterkombinationen zu einem Aufnahmemodus

Die Einzelwerte der Kappa-Koeffizienten für alle Auswerterkombinationen sind in den Tabellen 11 - 17 aufgelistet. Nur bei 18 Auswerterkombinationen wurde das Signifikanzniveau $p < 0,05$ erreicht. In lediglich vier Fällen, die sich alle in der Spalte für das konventionelle CT befinden, konnte eine mittelmäßige Übereinstimmung erreicht werden. Alle anderen Auswerterkombinationen bewegten sich im Bereich einer nur ausreichenden Übereinstimmung oder darunter.

Aus der Tabelle geht ferner hervor, dass die unfallchirurgisch tätigen Auswerter untereinander nicht besser oder schlechter übereinstimmten als mit den fachfremden Auswertern oder die letzteren untereinander.

Tabelle 11: Einzelwerte von Kappa für die Aufnahmen mit dem konventionellen CT, Unfallchirurgie

CT	Kappa	Signifikanzniveau p
Arzt Unfallchirurgie 1 vs. Arzt Unfallchirurgie 2	-0,033	0,591
Arzt Unfallchirurgie 1 vs. Arzt Unfallchirurgie 3	0,071	0,582
Arzt Unfallchirurgie 1 vs. Arzt Unfallchirurgie 4	0,062	0,538
Arzt Unfallchirurgie 1 vs. Arzt Radiologie	0,407	0,037(*)
Arzt Unfallchirurgie 1 vs. Arzt Anatomie	0,439	0,010(*)
Arzt Unfallchirurgie 1 vs. Arzt Allgemeinmedizin	0,318	0,116
Arzt Unfallchirurgie 2 vs. Arzt Unfallchirurgie 3	0,271	0,008(*)
Arzt Unfallchirurgie 2 vs. Arzt Unfallchirurgie 4	0,038	0,731
Arzt Unfallchirurgie 2 vs. Arzt Radiologie	0,000	1,000
Arzt Unfallchirurgie 2 vs. Arzt Anatomie	0,062	0,364
Arzt Unfallchirurgie 2 vs. Arzt Allgemeinmedizin	-0,077	0,131
Arzt Unfallchirurgie 3 vs. Arzt Unfallchirurgie 4	0,178	0,067
Arzt Unfallchirurgie 3 vs. Arzt Radiologie	-0,120	0,067
Arzt Unfallchirurgie 3 vs. Arzt Anatomie	0,119	0,178
Arzt Unfallchirurgie 3 vs. Arzt Allgemeinmedizin	-0,091	0,229
Arzt Unfallchirurgie 4 vs. Arzt Radiologie	-0,062	0,450
Arzt Unfallchirurgie 4 vs. Arzt Anatomie	0,125	0,265
Arzt Unfallchirurgie 4 vs. Arzt Allgemeinmedizin	0,000	1,000
Arzt Radiologie vs. Arzt Anatomie	0,097	0,542
Arzt Radiologie vs. Arzt Allgemeinmedizin	0,500	0,013(*)
Arzt Anatomie vs. Arzt Allgemeinmedizin	0,520	0,002(*)
Mittelwert	0,134	

Tabelle 12: Einzelwerte von Kappa für die Aufnahmen mit dem Siemens Arcadis Orbic 3D, Hochdosismodus, Unfallchirurgie

Siemens Hoch	Kappa	Signifikanzniveau p
Arzt Unfallchirurgie 1 vs. Arzt Unfallchirurgie 2	0,082	0,152
Arzt Unfallchirurgie 1 vs. Arzt Unfallchirurgie 3	0,019	0,772
Arzt Unfallchirurgie 1 vs. Arzt Unfallchirurgie 4	0,066	0,469
Arzt Unfallchirurgie 1 vs. Arzt Radiologie	-0,091	0,382
Arzt Unfallchirurgie 1 vs. Arzt Anatomie	-0,129	0,116
Arzt Unfallchirurgie 1 vs. Arzt Allgemeinmedizin	0,029	0,687
Arzt Unfallchirurgie 2 vs. Arzt Unfallchirurgie 3	0,097	0,294
Arzt Unfallchirurgie 2 vs. Arzt Unfallchirurgie 4	0,071	0,476
Arzt Unfallchirurgie 2 vs. Arzt Radiologie	0,068	0,459
Arzt Unfallchirurgie 2 vs. Arzt Anatomie	0,396	0,000(*)
Arzt Unfallchirurgie 2 vs. Arzt Allgemeinmedizin	0,123	0,239
Arzt Unfallchirurgie 3 vs. Arzt Unfallchirurgie 4	0,119	0,403
Arzt Unfallchirurgie 3 vs. Arzt Radiologie	-0,022	0,755
Arzt Unfallchirurgie 3 vs. Arzt Anatomie	0,258	0,043(*)
Arzt Unfallchirurgie 3 vs. Arzt Allgemeinmedizin	0,068	0,475
Arzt Unfallchirurgie 4 vs. Arzt Radiologie	-0,062	0,500
Arzt Unfallchirurgie 4 vs. Arzt Anatomie	-0,077	0,571
Arzt Unfallchirurgie 4 vs. Arzt Allgemeinmedizin	0,022	0,839
Arzt Radiologie vs. Arzt Anatomie	0,127	0,178
Arzt Radiologie vs. Arzt Allgemeinmedizin	0,069	0,577
Arzt Anatomie vs. Arzt Allgemeinmedizin	0,088	0,419
Mittelwert	0,063	

Tabelle 13: Einzelwerte von Kappa für die Aufnahmen mit dem Siemens Arcadis Orbic 3D, Niedrigdosismodus, Unfallchirurgie

Siemens Niedrig	Kappa	Signifikanzniveau p
Arzt Unfallchirurgie 1 vs. Arzt Unfallchirurgie 2	0,098	0,235
Arzt Unfallchirurgie 1 vs. Arzt Unfallchirurgie 3	0,228	0,073
Arzt Unfallchirurgie 1 vs. Arzt Unfallchirurgie 4	-0,126	0,310
Arzt Unfallchirurgie 1 vs. Arzt Radiologie	0,139	0,208
Arzt Unfallchirurgie 1 vs. Arzt Anatomie	0,284	0,021(*)
Arzt Unfallchirurgie 1 vs. Arzt Allgemeinmedizin	0,250	0,003(*)
Arzt Unfallchirurgie 2 vs. Arzt Unfallchirurgie 3	0,197	0,018(*)
Arzt Unfallchirurgie 2 vs. Arzt Unfallchirurgie 4	0,205	0,010(*)
Arzt Unfallchirurgie 2 vs. Arzt Radiologie	0,143	0,061
Arzt Unfallchirurgie 2 vs. Arzt Anatomie	0,066	0,401
Arzt Unfallchirurgie 2 vs. Arzt Allgemeinmedizin	0,302	0,004(*)
Arzt Unfallchirurgie 3 vs. Arzt Unfallchirurgie 4	0,068	0,567
Arzt Unfallchirurgie 3 vs. Arzt Radiologie	0,160	0,182
Arzt Unfallchirurgie 3 vs. Arzt Anatomie	0,091	0,465
Arzt Unfallchirurgie 3 vs. Arzt Allgemeinmedizin	0,042	0,622
Arzt Unfallchirurgie 4 vs. Arzt Radiologie	0,026	0,745
Arzt Unfallchirurgie 4 vs. Arzt Anatomie	0,107	0,377
Arzt Unfallchirurgie 4 vs. Arzt Allgemeinmedizin	-0,033	0,678
Arzt Radiologie vs. Arzt Anatomie	0,081	0,432
Arzt Radiologie vs. Arzt Allgemeinmedizin	-0,081	0,353
Arzt Anatomie vs. Arzt Allgemeinmedizin	0,054	0,507
Mittelwert	0,110	

Tabelle 14: Einzelwerte von Kappa für die Aufnahmen mit dem Ziehm Vision Vario 3D, Hochdosismodus mit LPK, Unfallchirurgie

Ziehm Hoch mit LPK	Kappa	Signifikanzniveau p
Arzt Unfallchirurgie 1 vs. Arzt Unfallchirurgie 2	-0,057	0,479
Arzt Unfallchirurgie 1 vs. Arzt Unfallchirurgie 3	-0,400	0,006(*)
Arzt Unfallchirurgie 1 vs. Arzt Unfallchirurgie 4	-0,143	0,298
Arzt Unfallchirurgie 1 vs. Arzt Radiologie	-0,064	0,155
Arzt Unfallchirurgie 1 vs. Arzt Anatomie	-0,097	0,486
Arzt Unfallchirurgie 1 vs. Arzt Allgemeinmedizin	-0,037	0,621
Arzt Unfallchirurgie 2 vs. Arzt Unfallchirurgie 3	0,089	0,291
Arzt Unfallchirurgie 2 vs. Arzt Unfallchirurgie 4	0,069	0,444
Arzt Unfallchirurgie 2 vs. Arzt Radiologie	-0,118	0,151
Arzt Unfallchirurgie 2 vs. Arzt Anatomie	0,383	0,000(*)
Arzt Unfallchirurgie 2 vs. Arzt Allgemeinmedizin	0,075	0,407
Arzt Unfallchirurgie 3 vs. Arzt Unfallchirurgie 4	0,091	0,482
Arzt Unfallchirurgie 3 vs. Arzt Radiologie	0,038	0,533
Arzt Unfallchirurgie 3 vs. Arzt Anatomie	0,273	0,030(*)
Arzt Unfallchirurgie 3 vs. Arzt Allgemeinmedizin	0,100	0,212
Arzt Unfallchirurgie 4 vs. Arzt Radiologie	-0,069	0,196
Arzt Unfallchirurgie 4 vs. Arzt Anatomie	0,183	0,169
Arzt Unfallchirurgie 4 vs. Arzt Allgemeinmedizin	-0,098	0,218
Arzt Radiologie vs. Arzt Anatomie	-0,055	0,198
Arzt Radiologie vs. Arzt Allgemeinmedizin	0,028	0,812
Arzt Anatomie vs. Arzt Allgemeinmedizin	-0,029	0,696
Mittelwert	0,008	

Tabelle 15: Einzelwerte von Kappa für die Aufnahmen mit dem Ziehm Vision Vario 3D, Niedrigdosismodus mit LPK, Unfallchirurgie

Ziehm Niedrig mit LPK	Kappa	Signifikanzniveau p
Arzt Unfallchirurgie 1 vs. Arzt Unfallchirurgie 2	-0,054	0,417
Arzt Unfallchirurgie 1 vs. Arzt Unfallchirurgie 3	-0,006	0,967
Arzt Unfallchirurgie 1 vs. Arzt Unfallchirurgie 4	-0,133	0,324
Arzt Unfallchirurgie 1 vs. Arzt Radiologie	-0,031	0,601
Arzt Unfallchirurgie 1 vs. Arzt Anatomie	0,147	0,177
Arzt Unfallchirurgie 1 vs. Arzt Allgemeinmedizin	0,032	0,703
Arzt Unfallchirurgie 2 vs. Arzt Unfallchirurgie 3	0,115	0,122
Arzt Unfallchirurgie 2 vs. Arzt Unfallchirurgie 4	0,031	0,470
Arzt Unfallchirurgie 2 vs. Arzt Radiologie	0,092	0,267
Arzt Unfallchirurgie 2 vs. Arzt Anatomie	0,123	0,165
Arzt Unfallchirurgie 2 vs. Arzt Allgemeinmedizin	0,061	0,461
Arzt Unfallchirurgie 3 vs. Arzt Unfallchirurgie 4	-0,041	0,718
Arzt Unfallchirurgie 3 vs. Arzt Radiologie	0,036	0,573
Arzt Unfallchirurgie 3 vs. Arzt Anatomie	0,165	0,119
Arzt Unfallchirurgie 3 vs. Arzt Allgemeinmedizin	-0,061	0,456
Arzt Unfallchirurgie 4 vs. Arzt Radiologie	0,029	0,411
Arzt Unfallchirurgie 4 vs. Arzt Anatomie	-0,062	0,579
Arzt Unfallchirurgie 4 vs. Arzt Allgemeinmedizin	-0,105	0,149
Arzt Radiologie vs. Arzt Anatomie	0,079	0,087
Arzt Radiologie vs. Arzt Allgemeinmedizin	0,052	0,566
Arzt Anatomie vs. Arzt Allgemeinmedizin	-0,082	0,268
Mittelwert	0,018	

Tabelle 16: Einzelwerte von Kappa für die Aufnahmen mit dem Ziehm Vision Vario 3D, Hochdosismodus ohne LPK, Unfallchirurgie

Ziehm Hoch ohne LPK	Kappa	Signifikanzniveau p
Arzt Unfallchirurgie 1 vs. Arzt Unfallchirurgie 2	-0,002	0,981
Arzt Unfallchirurgie 1 vs. Arzt Unfallchirurgie 3	0,008	0,956
Arzt Unfallchirurgie 1 vs. Arzt Unfallchirurgie 4	0,040	0,711
Arzt Unfallchirurgie 1 vs. Arzt Radiologie	0,053	0,520
Arzt Unfallchirurgie 1 vs. Arzt Anatomie	0,204	0,059
Arzt Unfallchirurgie 1 vs. Arzt Allgemeinmedizin	-0,064	0,459
Arzt Unfallchirurgie 2 vs. Arzt Unfallchirurgie 3	0,007	0,942
Arzt Unfallchirurgie 2 vs. Arzt Unfallchirurgie 4	0,042	0,627
Arzt Unfallchirurgie 2 vs. Arzt Radiologie	-0,033	0,747
Arzt Unfallchirurgie 2 vs. Arzt Anatomie	0,094	0,276
Arzt Unfallchirurgie 2 vs. Arzt Allgemeinmedizin	0,286	0,005(*)
Arzt Unfallchirurgie 3 vs. Arzt Unfallchirurgie 4	0,198	0,079
Arzt Unfallchirurgie 3 vs. Arzt Radiologie	0,133	0,097
Arzt Unfallchirurgie 3 vs. Arzt Anatomie	0,024	0,830
Arzt Unfallchirurgie 3 vs. Arzt Allgemeinmedizin	-0,148	0,075
Arzt Unfallchirurgie 4 vs. Arzt Radiologie	0,008	0,890
Arzt Unfallchirurgie 4 vs. Arzt Anatomie	0,126	0,307
Arzt Unfallchirurgie 4 vs. Arzt Allgemeinmedizin	-0,144	0,043(*)
Arzt Radiologie vs. Arzt Anatomie	-0,080	0,149
Arzt Radiologie vs. Arzt Allgemeinmedizin	0,024	0,856
Arzt Anatomie vs. Arzt Allgemeinmedizin	-0,076	0,190
Mittelwert	0,033	

Tabelle 17: Einzelwerte von Kappa für den Ziehm Vision Vario 3D, Niedrigdosismodus ohne LPK, Unfallchirurgie

Ziehm Niedrig ohne LPK	Kappa	Signifikanzniveau p
Arzt Unfallchirurgie 1 vs. Arzt Unfallchirurgie 2	0,038	0,626
Arzt Unfallchirurgie 1 vs. Arzt Unfallchirurgie 3	-0,188	0,106
Arzt Unfallchirurgie 1 vs. Arzt Unfallchirurgie 4	-0,213	0,097
Arzt Unfallchirurgie 1 vs. Arzt Radiologie	0,032	0,538
Arzt Unfallchirurgie 1 vs. Arzt Anatomie	0,139	0,180
Arzt Unfallchirurgie 1 vs. Arzt Allgemeinmedizin	0,047	0,640
Arzt Unfallchirurgie 2 vs. Arzt Unfallchirurgie 3	0,188	0,066
Arzt Unfallchirurgie 2 vs. Arzt Unfallchirurgie 4	0,123	0,168
Arzt Unfallchirurgie 2 vs. Arzt Radiologie	-0,068	0,345
Arzt Unfallchirurgie 2 vs. Arzt Anatomie	0,368	0,000(*)
Arzt Unfallchirurgie 2 vs. Arzt Allgemeinmedizin	0,011	0,907
Arzt Unfallchirurgie 3 vs. Arzt Unfallchirurgie 4	0,184	0,118
Arzt Unfallchirurgie 3 vs. Arzt Radiologie	-0,043	0,494
Arzt Unfallchirurgie 3 vs. Arzt Anatomie	0,022	0,852
Arzt Unfallchirurgie 3 vs. Arzt Allgemeinmedizin	0,093	0,346
Arzt Unfallchirurgie 4 vs. Arzt Radiologie	0,000	1,000
Arzt Unfallchirurgie 4 vs. Arzt Anatomie	0,194	0,122
Arzt Unfallchirurgie 4 vs. Arzt Allgemeinmedizin	-0,059	0,440
Arzt Radiologie vs. Arzt Anatomie	-0,041	0,355
Arzt Radiologie vs. Arzt Allgemeinmedizin	0,106	0,289
Arzt Anatomie vs. Arzt Allgemeinmedizin	-0,116	0,158
Mittelwert	0,039	

3.1.4. Bewertungen der Aufnahmemodi nach Auswertern

Die Bewertungen der Aufnahmemodi, getrennt nach Auswertern, finden sich in Abbildung 14. Die Auswerter lagen in ihren Bewertungen für denselben Aufnahmemodus um bis zu 2 Notenstufen auseinander. Die unfallchirurgisch tätigen Ärzte und der Arzt aus dem Anatomischen Institut vergaben meist schlechtere Bewertungen als der Arzt aus der Radiologischen Abteilung und der Allgemeinmediziner. Das Verteilungsmuster der Durchschnittsbewertungen blieb für die einzelnen Aufnahmemodi ähnlich.

Als einzige Auswerter befanden der Arzt der Radiologischen Abteilung und der Allgemeinmediziner die vergleichbaren Aufnahmen mit dem Ziehm Vision etwas besser als diejenigen mit dem Siemens Arcadis.

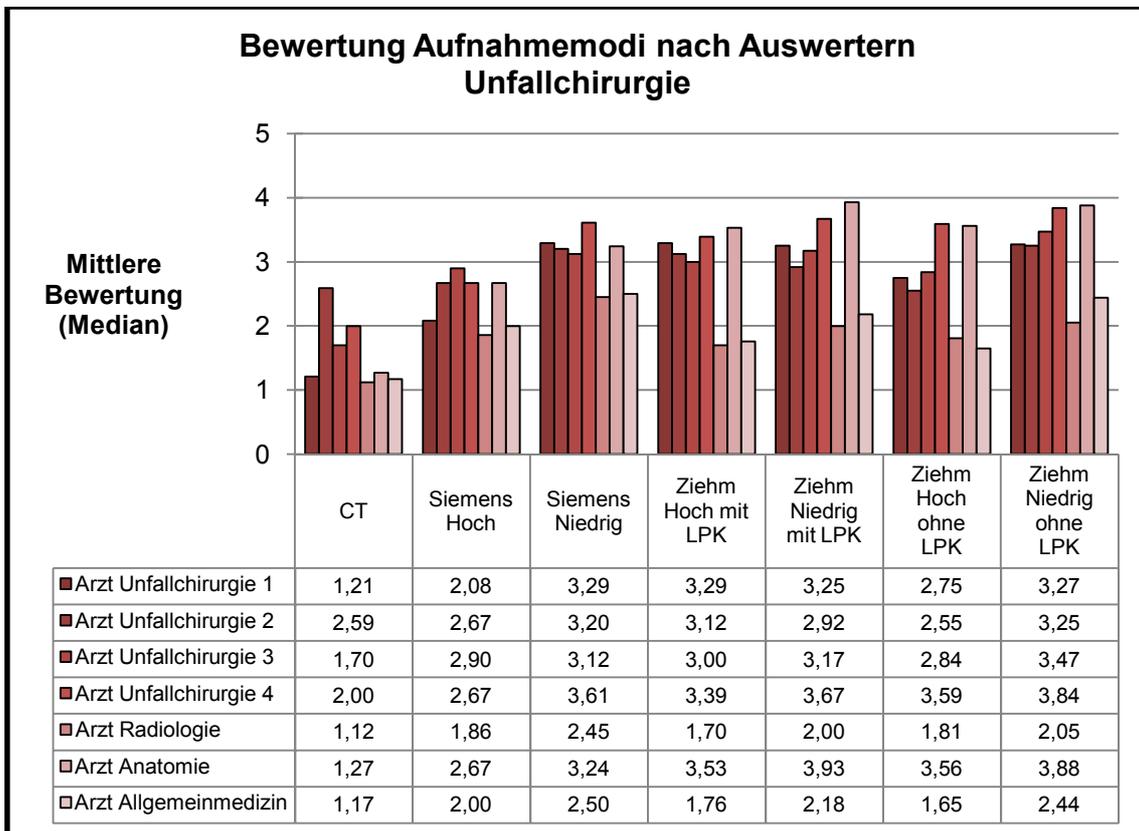


Abbildung 14: Bewertung der Aufnahmemodi für die Unfallchirurgie getrennt nach Auswertern. Mediane aller Einzelbewertungen eines Auswerterns zu einem Aufnahmemodus

3.1.5. Bewertung der Abgrenzbarkeit der acetabulären Gelenksfläche des Hüftgelenks

In den Bewertungen für die Abgrenzbarkeit der acetabulären Gelenksfläche des Hüftgelenks (Abbildung 15 und Tabelle 18) führte das konventionelle CT mit sehr guten Bewertungen, die CBCT-C-Bögen lagen im Bereich guter bis mäßiger Abgrenzbarkeit. Am besten wurde der Siemens Arcadis im Hochdosismodus bewertet, am schlechtesten der Niedrigdosismodus des Ziehm Vision ohne LPK.

Sowohl beim Siemens Arcadis als auch beim Ziehm Vision mit LPK war die Verschlechterung der Abgrenzbarkeit beim Übergang vom Hochdosis- in den Niedrigdosismodus vernachlässigbar. Beim Ziehm Vision ohne LPK war zwischen den beiden Aufnahmemodi eine mäßige Verschlechterung zu verzeichnen. Die Anwendung des LPK beim Ziehm Vision führte im Hochdosismodus zu einer geringgradig schlechteren, in Niedrigdosismodus zu einer geringgradig besseren Bewertung.

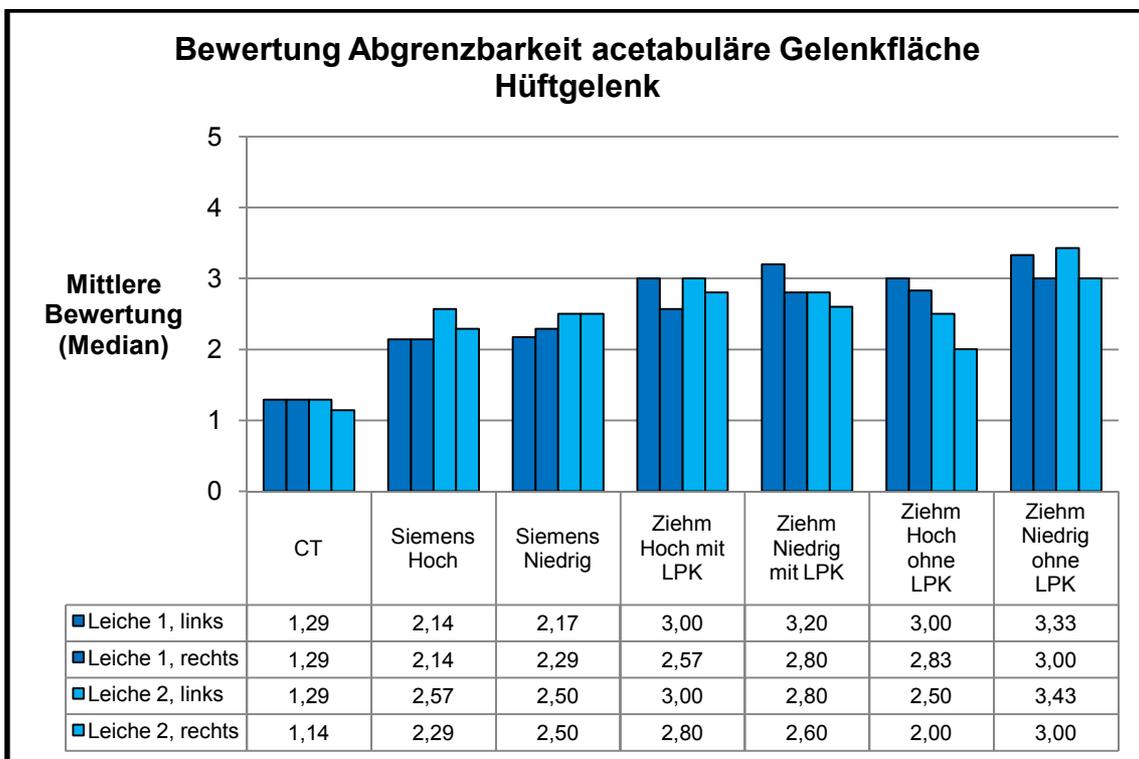


Abbildung 15: Bewertung der Abgrenzbarkeit der acetabulären Gelenkfläche des Hüftgelenks, getrennt nach Aufnahmemodus, Leichenpräparat und Seite. Mediane der Einzelbewertungen aller Auswerter

Tabelle 18: Gesamtbewertung für die Abgrenzbarkeit der acetabulären Gelenkfläche des Hüftgelenks getrennt nach Aufnahmemodus. Mediane aller Einzelbewertungen aller Auswerter zu einem Aufnahmemodus

Gesamtbewertung Abgrenzbarkeit Acetabuläre Gelenkfläche Hüftgelenk (Median)						
CT	Siemens Hoch	Siemens Niedrig	Ziehm Hoch mit LPK	Ziehm Niedrig mit LPK	Ziehm Hoch ohne LPK	Ziehm Niedrig ohne LPK
1,25	2,29	2,36	2,79	2,83	2,57	3,12

3.1.6. Bewertung der Abgrenzbarkeit der Fovea capitis femoris

Die Bewertung der Abgrenzbarkeit der Fovea capitis femoris (Abbildung 16 und Tabelle 19) stellt ebenfalls das konventionelle CT als besten Aufnahmemodus dar, die beste Abgrenzbarkeit unter den CBCT-C-Bögen bot der Siemens Arcadis im Hochdosismodus, am schlechtesten wurden die Niedrigdosisaufnahmen des Ziehm Vision mit und ohne LPK bewertet. Insgesamt lagen die CBCT-C-Bögen im Bereich guter bis mäßiger Abgrenzbarkeit.

Eine Verschlechterung der Bewertungen um etwa 0,5 Notenstufen ergab sich beim Übergang vom Hochdosis- in den Niedrigdosismodus beim Siemens Arcadis, beim Ziehm Vision zeigte sich ein geringgradiger Bewertungsunterschied nur für die Aufnahmemodi mit LPK. Die Aufnahmemodi ohne LPK wiesen einen vernachlässigbaren Bewertungssprung auf. Im Vergleich der Aufnahmemodi des Ziehm Vision mit und ohne LPK wurden ebenfalls nur vernachlässigbare Unterschiede sichtbar.

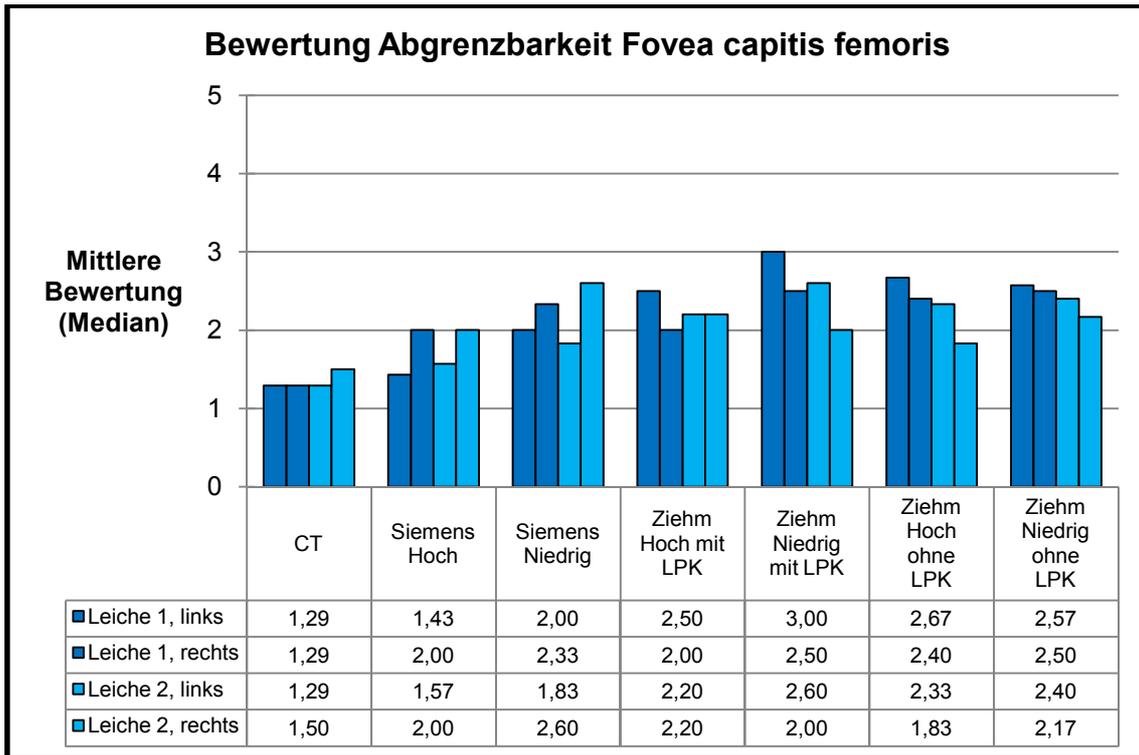


Abbildung 16: Bewertung der Abgrenzbarkeit der Fovea capitis femoris, getrennt nach Aufnahmemodus, Leichenpräparat und Seite. Mediane der Einzelbewertungen aller Auswerter

Tabelle 19: Gesamtbewertung für die Abgrenzbarkeit der Fovea capitis femoris getrennt nach Aufnahmemodus. Mediane aller Einzelbewertungen aller Auswerter zu einem Aufnahmemodus

Gesamtbewertung Abgrenzbarkeit Fovea capitis femoris (Median)						
CT	Siemens Hoch	Siemens Niedrig	Ziehm Hoch mit LPK	Ziehm Niedrig mit LPK	Ziehm Hoch ohne LPK	Ziehm Niedrig ohne LPK
1,33	1,72	2,19	2,21	2,50	2,32	2,42

3.1.7. Bewertung der Darstellung der Spongiosa

Die Darstellung der Spongiosa (Abbildung 17 und Tabelle 20) wurde im Vergleich zu den vorgenannten Strukturen in allen Aufnahmemodi inklusive des konventionellen CT deutlich schlechter bewertet. Bereits im konventionellen CT lag die Darstellung nur im guten bis mäßigen Bereich, der Hochdosismodus des Siemens Arcadis schnitt unter den CBCT-C-Bögen mit insgesamt mäßigen Bewertungen noch am besten ab. Die übrigen Aufnahmemodi wurden als mäßig

bis ausreichend befundet. Am schlechtesten wurde der Ziehm Vision im Niedrigdosismodus ohne LPK bewertet. Die Grenze für die klinische Verwendbarkeit bei 4,0 wurde jedoch in keinem Fall zu schlechteren Werten hin überschritten.

Zwischen dem Hochdosis- und Niedrigdosismodus des Siemens Arcadis fand sich ein Bewertungssprung von 0,5 Notenstufen, die vier Aufnahmemodi des Ziehm Vision wurden mit geringem oder vernachlässigbarem Unterschied ähnlich bewertet.

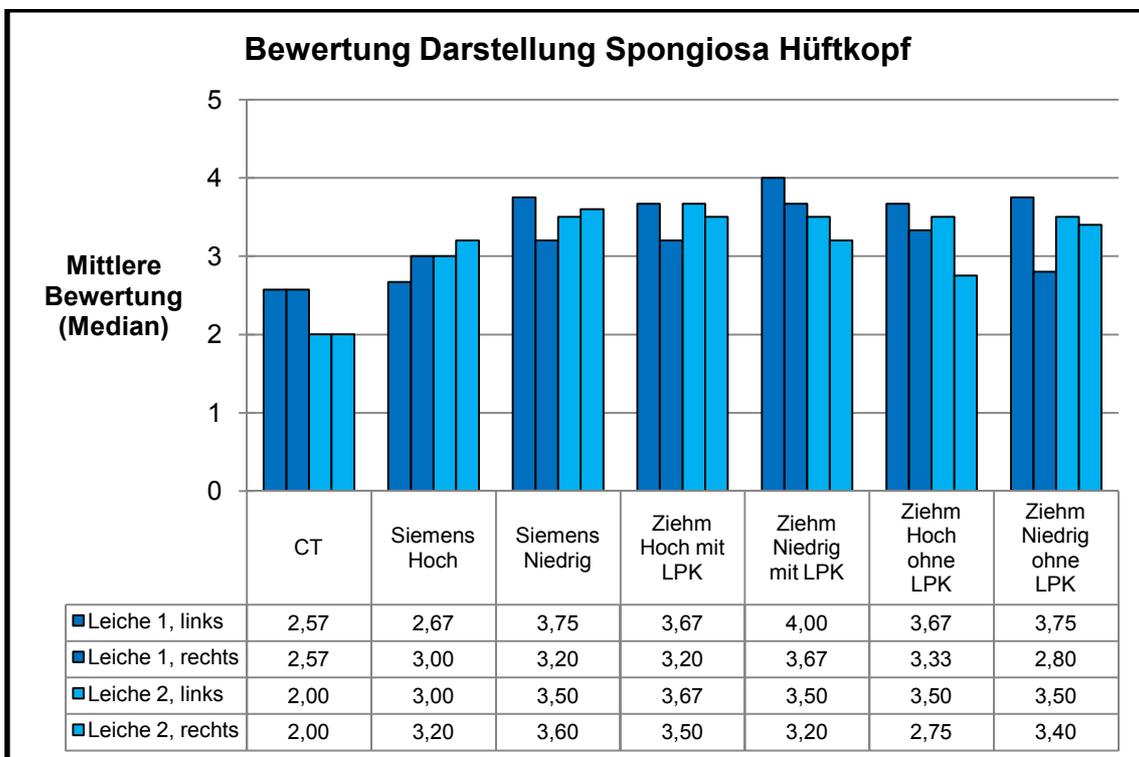


Abbildung 17: Bewertung der Darstellung der Spongiosa des Hüftkopfs, getrennt nach Aufnahmemodus, Leichenpräparat und Seite. Mediane der Einzelbewertungen aller Auswerter

Tabelle 20: Gesamtbewertung für die Abgrenzbarkeit der Spongiosa des Hüftkopfs getrennt nach Aufnahmemodus. Mediane aller Einzelbewertungen aller Auswerter zu einem Aufnahmemodus

Gesamtbewertung Darstellung Spongiosa Hüftkopf (Median)						
CT	Siemens Hoch	Siemens Niedrig	Ziehm Hoch mit LPK	Ziehm Niedrig mit LPK	Ziehm Hoch ohne LPK	Ziehm Niedrig ohne LPK
2,36	2,95	3,50	3,47	3,50	3,40	3,56

3.1.8. Bewertung der Abgrenzbarkeit der Kortikalis des Hüftkopfs

In der Abgrenzbarkeit der Kortikalis des Hüftkopfs (Abbildung 18 und Tabelle 21) erzielten alle Aufnahmemodi insgesamt wieder bessere Bewertungen als bei der vorgenannten Struktur. Das konventionelle CT lag mit sehr guten Bewertungen an der Spitze, mit guten Bewertungen folgte der Siemens Arcadis im Hochdosismodus. Alle weiteren Aufnahmemodi der CBCT-C-Bogen waren im Bereich guter bis mäßiger Abgrenzbarkeit zu finden. Am schlechtesten schnitt der Ziehm Vision im Niedrigdosismodus mit LPK ab.

Unterschiede zwischen Hochdosis- und Niedrigdosismodus waren beim Siemens Arcadis geringgradig und beim Ziehm Vision mit LPK mäßig ausgeprägt. Innerhalb der Aufnahmemodi des Ziehm Vision ohne LPK waren die Unterschiede hingegen vernachlässigbar. Im Vergleich der Aufnahmemodi des Ziehm Vision mit und ohne LPK konnte für die Hochdosismodi kein relevanter Unterschied festgestellt werden, der Niedrigdosismodus fiel mit LPK sogar geringfügig schlechter aus.

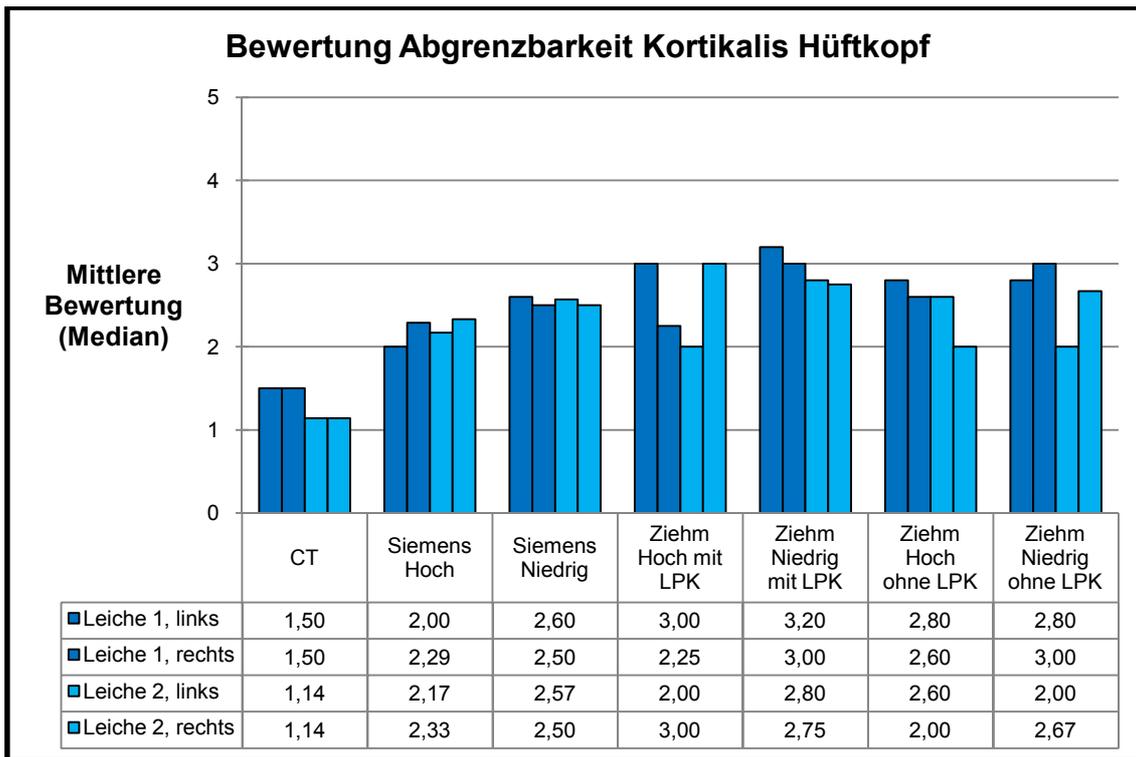


Abbildung 18: Bewertung der Abgrenzbarkeit der Kortikalis des Hüftkopfs, getrennt nach Aufnahmemodus, Leichenpräparat und Seite. Mediane der Einzelbewertungen aller Auswerter

Tabelle 21: Gesamtbewertung für die Abgrenzbarkeit der Kortikalis des Hüftkopfs getrennt nach Aufnahmemodus. Mediane aller Einzelbewertungen aller Auswerter zu einem Aufnahmemodus

Gesamtbewertung Abgrenzbarkeit Kortikalis Hüftkopf (Median)						
CT	Siemens Hoch	Siemens Niedrig	Ziehm Hoch mit LPK	Ziehm Niedrig mit LPK	Ziehm Hoch ohne LPK	Ziehm Niedrig ohne LPK
1,31	2,17	2,54	2,45	2,93	2,56	2,67

3.1.9. Bewertung der Abgrenzbarkeit der Ileosakralgelenksfuge

Die Bewertungen für die Abgrenzbarkeit der Ileosakralgelenksfuge (Abbildung 19 und Tabelle 22) ergaben nur im konventionellen CT sehr gute bis gute Werte. Unter den CBCT-C-Bögen ragte lediglich der Aufnahmemodus des Ziehm Vision im Hochdosismodus ohne LPK mit im Durchschnitt guten Werten etwas heraus, am schlechtesten wurde der Siemens Arcadis im Niedrigdosismodus

bewertet. Die übrigen Aufnahmemodi lagen im Durchschnitt im Bereich mäßiger Abgrenzbarkeit.

Im Vergleich der beiden Aufnahmemodi des Siemens Arcadis erzielte der Niedrigdosismodus um 1,5 Notenstufen erheblich schlechtere Werte und wurde für beide Seiten des Leichenpräparates 1 als nicht mehr ausreichend beurteilt.

Während sich nur ein geringgradiger Unterschied zwischen Hochdosis- und Niedrigdosismodus beim Ziehm Vision mit LPK zeigte, war ein sehr deutlicher Bewertungsunterschied von etwa 1 Notenstufe zugunsten des Hochdosismodus innerhalb der Aufnahmemodi ohne LPK zu erkennen. Die Hochdosisaufnahmemodi des Ziehm Vision wurden ohne LPK, die Niedrigdosisaufnahmen des Ziehm Vision mit LPK besser bewertet. Im Niedrigdosismodus des Ziehm Vision ohne LPK wurde für die linke Seite des Leichenpräparates 1 ebenfalls der Wert von 4,0 zu schlechteren Werten hin überschritten.

Ferner zeigte sich ein Seitenunterschied zugunsten der rechten Seite in allen Aufnahmemodi mit Ausnahme des konventionellen CT.

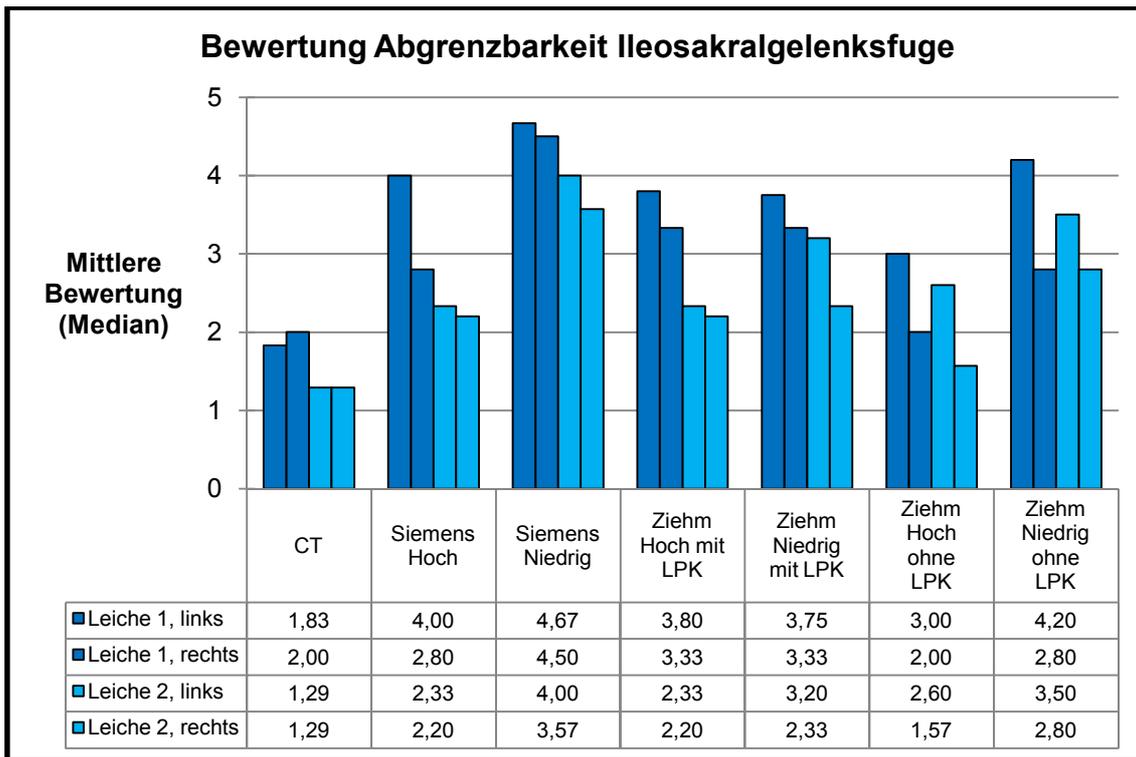


Abbildung 19: Bewertung der Abgrenzbarkeit der Ileosakralgelenksfuge, getrennt nach Aufnahmemodus, Leichenpräparat und Seite. Mediane der Einzelbewertungen aller Auswerter

Tabelle 22: Gesamtbewertung für die Abgrenzbarkeit der Ileosakralgelenksfuge des Hüftgelenks getrennt nach Aufnahmemodus. Mediane aller Einzelbewertungen aller Auswerter zu einem Aufnahmemodus

Gesamtbewertung Abgrenzbarkeit Ileosakralgelenksfuge (Median)						
CT	Siemens High	Siemens Low	Ziehm High mit LPK	Ziehm Low mit LPK	Ziehm High ohne LPK	Ziehm Low ohne LPK
1,52	2,72	4,19	2,88	3,07	2,24	3,28

3.1.10. Bewertung der Abgrenzbarkeit der Foramina sacralia

Die Bewertungen für die Foramina sacralia als letzter Struktur aus dem Fachbereich Unfallchirurgie (Abbildung 20 und Tabelle 23) stellten das konventionelle CT mit sehr guten bis guten Bewertungen als bestes Abbildungsverfahren heraus, gefolgt mit mehr als einer Notenstufe Abstand durch den Hochdosismodus des Siemens Arcadis mit guten bis mäßigen Bewertungen. Alle weiteren

Aufnahmemodi der CBCT-C-Bögen wurden nur als mäßig bis ausreichend befundet und überschritten – mit Ausnahme des Ziehm Vision im Hochdosismodus mit LPK – den Score für die klinische Verwendbarkeit bei 4,0 zu schlechteren Werten hin an mindestens einem Leichenpräparat.

Insgesamt schnitt der Siemens Arcadis im Niedrigdosismodus am schlechtesten ab, mit etwa 1,5 Notenstufen Abstand zum Hochdosismodus. Beim Ziehm Vision fand sich ein mäßiger Bewertungsunterschied nur bei den Aufnahmemodi ohne LPK, die Bewertungen zwischen Hochdosis- und Niedrigdosismodus mit LPK fielen ähnlich aus. Die Aktivierung des LPK ergab nur im Niedrigdosismodus eine deutliche Verbesserung der Bewertungen.

In den meisten Aufnahmemodi fand sich ein deutlicher Seitenunterschied in der Bewertung zugunsten der rechten Seite, besonders ausgeprägt beim Ziehm Vision ohne LPK.

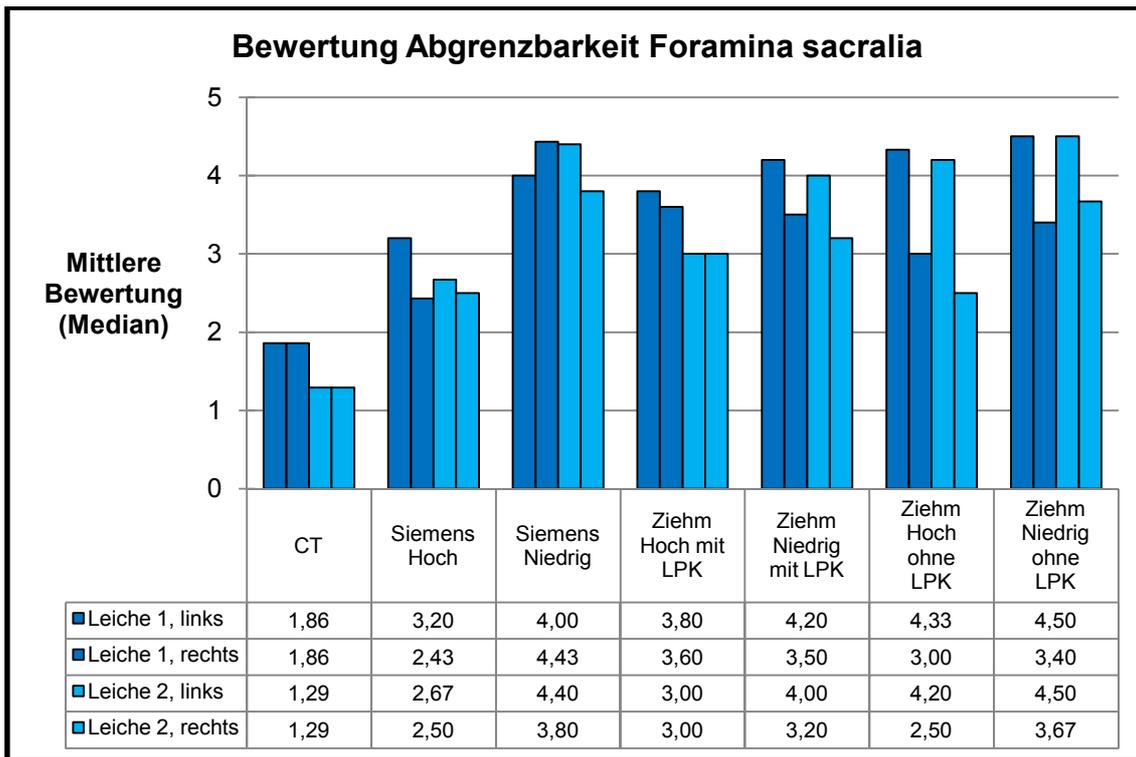


Abbildung 20: Bewertung der Abgrenzbarkeit der Foramina sacralia, getrennt nach Aufnahmemodus, Leichenpräparat und Seite. Mediane der Einzelbewertungen aller Auswerter

Tabelle 23: Gesamtbewertung für die Abgrenzbarkeit der Foramina sacralia getrennt nach Aufnahmemodus. Mediane aller Einzelbewertungen aller Auswerter zu einem Aufnahmemodus

Gesamtbewertung Abgrenzbarkeit Foramina sacralia (Median)						
CT	Siemens Hoch	Siemens Niedrig	Ziehm Hoch mit LPK	Ziehm Niedrig mit LPK	Ziehm Hoch ohne LPK	Ziehm Niedrig ohne LPK
1,45	2,65	4,20	3,39	3,28	3,53	4,05

3.1.11. Übersicht über die Ergebnisse für den Fachbereich Unfallchirurgie

Tabelle 24: Ergebnisübersicht für den Fachbereich Unfallchirurgie. Farbcodierung der Bewertungsunterschiede gemäß Tabelle 8: □ = vernachlässigbar ■ = gering ■ = mäßig ■ = deutlich ■ = sehr deutlich. (*) innerhalb der weißen Kästchen: die Aufnahmen wurden im Niedrigdosismodus bzw. ohne LPK besser bewertet

Übersicht: Ergebnisse Unfallchirurgie nach Struktur						
	acetabuläre Gelenkfläche Hüftgelenk	Fovea capitis femoris	Spongiosa Hüftkopf	Kortikalis Hüftkopf	Ileosakralgelenksfuge	Foramina sacralia
besten Aufnahme-modus insgesamt	CT (1,25)	CT (1,33)	CT (2,36)	CT (1,31)	CT (1,52)	CT (1,45)
besten Aufnahme-modus CBCT-C-Bogen	Siemens High (2,29)	Siemens High (1,72)	Siemens High (2,95)	Siemens High (2,17)	Ziehm High ohne LPK (2,24)	Siemens High (2,65)
schlechtester Aufnahme-modus CBCT-C-Bogen	Ziehm Low ohne LPK (3,12)	Ziehm Low mit LPK (2,50)	Ziehm Low ohne LPK (3,56)	Ziehm Low mit LPK (2,93)	Siemens Low (4,19)	Siemens Low (4,20)
Bewertungsunterschied Siemens Hochdosis vs. Siemens Niedrigdosis	0,07	0,47	0,55	0,37	1,47	1,55
Bewertungsunterschied Ziehm Hochdosis vs. Ziehm Niedrigdosis mit LPK	0,04	0,29	0,03	0,48	0,19	0,11*
Bewertungsunterschied Ziehm Hochdosis vs. Ziehm Niedrigdosis ohne LPK	0,55	0,10	0,16	0,11	1,04	0,52
Bewertungsunterschied bei Aktivierung des LPK Ziehm Hochdosis	0,22*	0,11	0,07*	0,11	0,64*	0,14
Bewertungsunterschied bei Aktivierung des LPK Ziehm Niedrigdosis	0,29	0,08*	0,06	0,26*	0,21	0,77

3.2. Ergebnisse für die MKG

3.2.1. Bildbeispiele

Die nachfolgenden Bildbeispiele (Abbildungen 21 und 22) zeigen eine Gegenüberstellung entsprechender axialer Schichten des Unterkiefers bzw. des Mittelgesichtes, wie sie mit den insgesamt sechs unterschiedlichen Aufnahmemodi der CBCT-C-Bögen gewonnen wurden. Es gelten die analogen Hinweise aus Abschnitt 3.1.1.

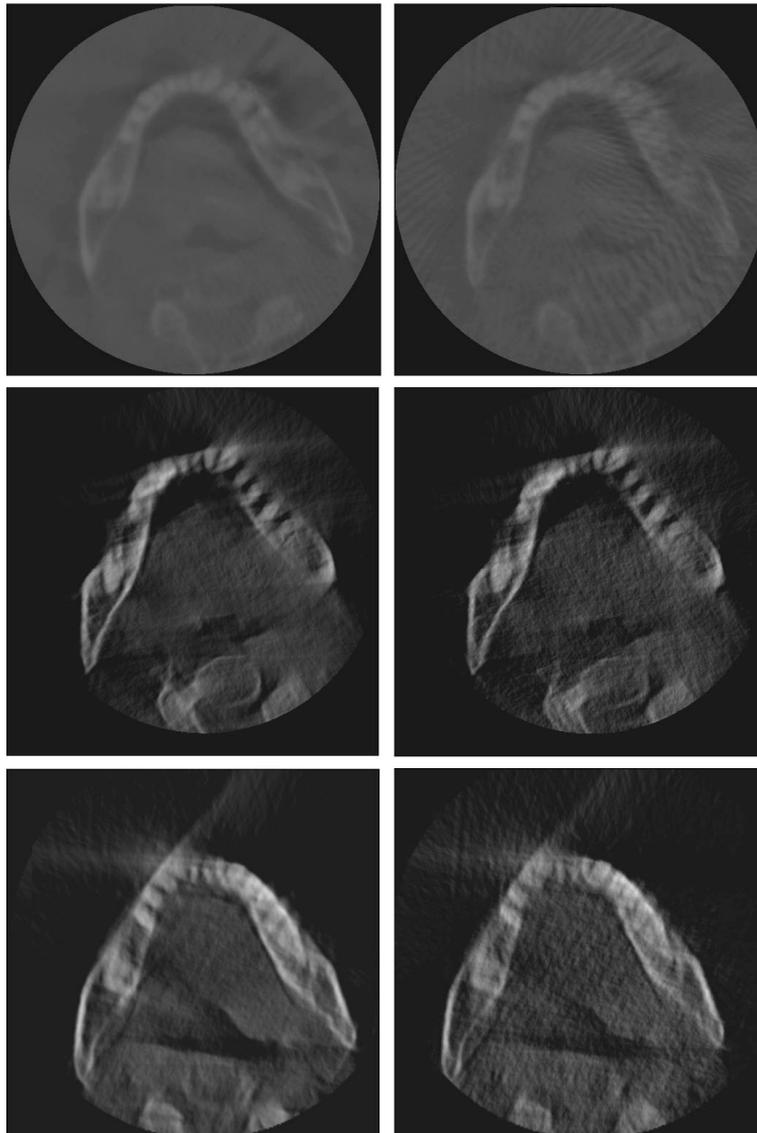


Abbildung 21: Bildbeispiele für Aufnahmen des Unterkiefers mit den CBCT-C-Bögen. Von links nach rechts und oben nach unten: Siemens Hochdosismodus, Siemens Niedrigdosismodus, Ziehm Hochdosismodus mit LPK, Ziehm Niedrigdosismodus mit LPK, Ziehm Hochdosismodus ohne LPK, Ziehm Niedrigdosismodus ohne LPK

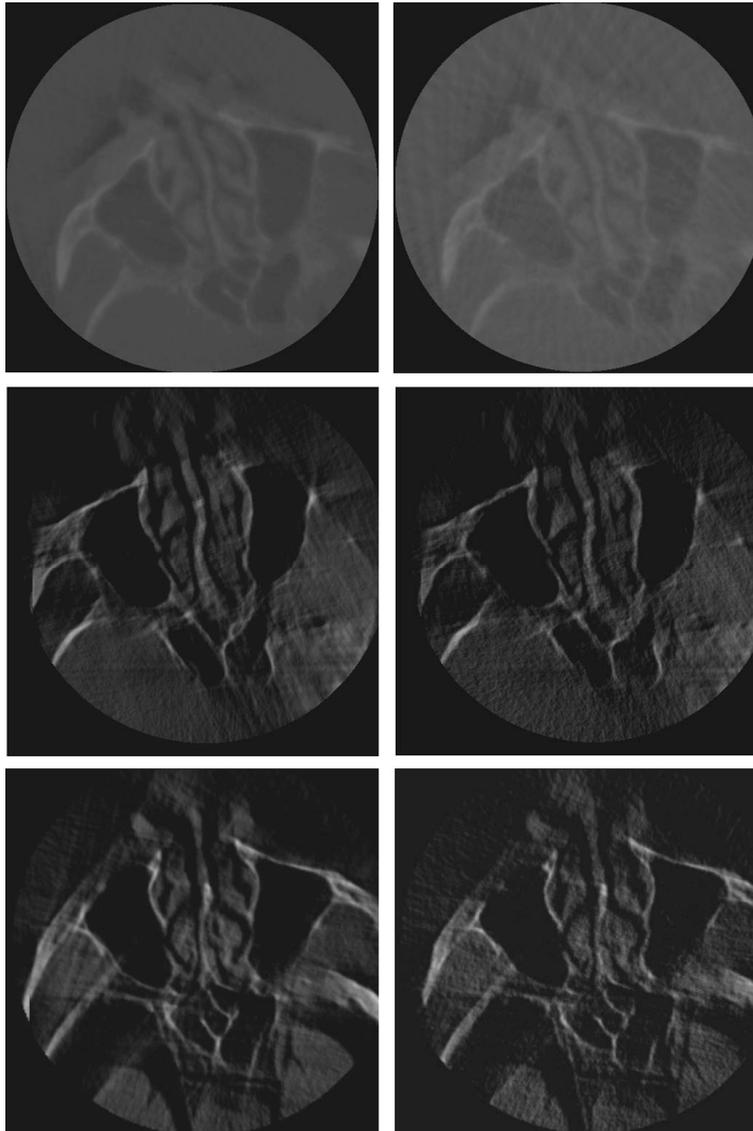


Abbildung 22: Bildbeispiele für Aufnahmen des Mittelgesichts mit den CBCT-C-Bögen. Zuordnungen siehe Abbildung 21

3.2.2. Gesamtbewertung der Aufnahmemodi

Einen Gesamtvergleich zwischen den Bewertungen für die einzelnen Aufnahmemodi innerhalb der Auswertungen für die MKG bietet Abbildung 23. Alle Einzelbewertungen des Fachbereichs MKG sind dabei bezüglich eines Aufnahmemodus zusammengefasst worden. Der paarweise Vergleich mit dem Wilcoxon-Test (Tabelle 25) war in 18 von 21 Kombinationen signifikant bezüglich der Unterschiede in der Gesamtbewertung der Aufnahmemodi.

Das konventionelle CT erzielte die beste Gesamtbewertung mit mehr als einer Notenstufe Abstand zum Siemens Arcadis im Hochdosismodus, der unter den Aufnahmemodi der CBCT-C-Bögen am besten abschnitt. Im Gegensatz zur Unfallchirurgie wurde der Ziehm Vision mit LPK im Niedrigdosismodus am schlechtesten beurteilt. Der Niedrigdosismodus des Siemens Arcadis lag im Durchschnitt bei gleichen Bewertungen wie der am besten bewertete Aufnahmemodus des Ziehm Vision.

Die Bewertungsunterschiede zwischen den jeweiligen Hochdosis- und Niedrigdosismodi traten insgesamt etwas deutlicher hervor als bei der Unfallchirurgie. Ferner wurden die Aufnahmemodi des Ziehm Vision mit LPK etwas schlechter bewertet als die vergleichbaren Aufnahmemodi ohne LPK.

Die Streuung der Bewertungen war bei allen Aufnahmemodi vergleichbar und wiederum nur beim CT scheinbar etwas geringer, da hier das untere Quartil wieder die Untergrenze 1,0 für die Bewertung erreichte.

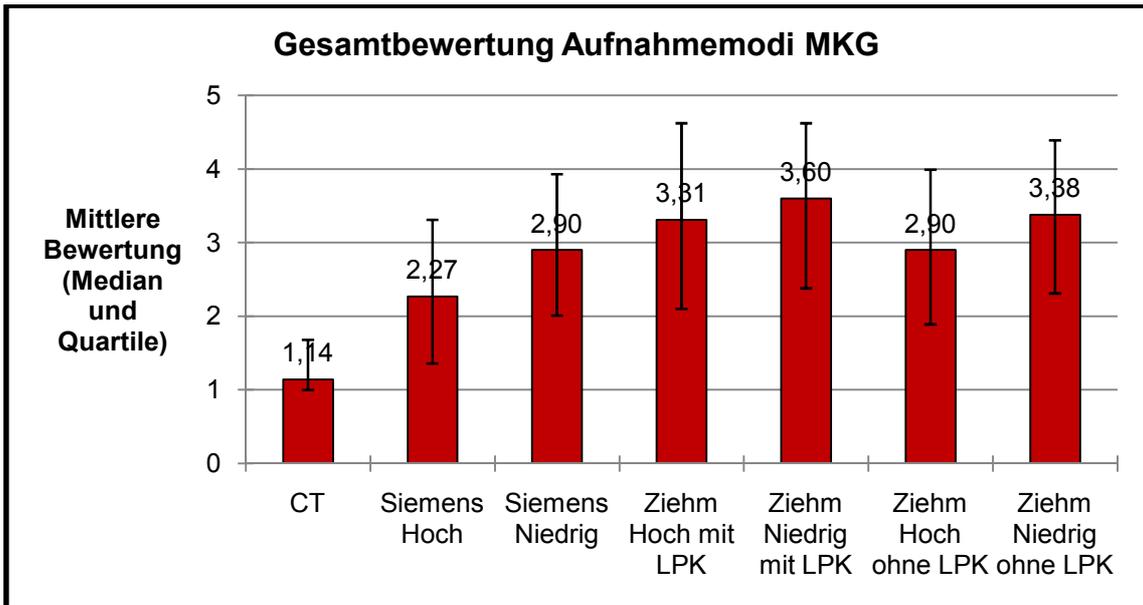


Abbildung 23: Gesamtbewertung der Aufnahmemodi für die MKG. Mediane der Einzelbewertungen aller Strukturen und aller Auswerter zu einem Aufnahmemodus

Tabelle 25: Wilcoxon-Test für zwei verbundene Stichproben für die Kombinationen der Aufnahmemodi der MKG in der Gesamtbewertung. Sofern das Signifikanzniveau $p < 0,05$ erreicht wurde, ist dies in der rechten Spalte durch (*) hervorgehoben

Kombination Aufnahmemodi	Signifikanzniveau p
CT vs. Siemens Hoch	0,000(*)
CT vs. Siemens Niedrig	0,000(*)
CT vs. Ziehm Hoch mit LPK	0,000(*)
CT vs. Ziehm Niedrig mit LPK	0,000(*)
CT vs. Ziehm Hoch ohne LPK	0,000(*)
CT vs. Ziehm Niedrig ohne LPK	0,000(*)
Siemens Hoch vs. Siemens Niedrig	0,000(*)
Siemens Hoch vs. Ziehm Hoch mit LPK	0,000(*)
Siemens Hoch vs. Ziehm Niedrig mit LPK	0,000(*)
Siemens Hoch vs. Ziehm Hoch ohne LPK	0,000(*)
Siemens Hoch vs. Ziehm Niedrig ohne LPK	0,000(*)
Siemens Niedrig vs. Ziehm Hoch mit LPK	0,001(*)
Siemens Niedrig vs. Ziehm Niedrig mit LPK	0,000(*)
Siemens Niedrig vs. Ziehm Hoch ohne LPK	0,764
Siemens Niedrig vs. Ziehm Niedrig ohne LPK	0,000(*)
Ziehm Hoch mit LPK vs. Ziehm Niedrig mit LPK	0,000(*)
Ziehm Hoch mit LPK vs. Ziehm Hoch ohne LPK	0,002(*)
Ziehm Hoch mit LPK vs. Ziehm Niedrig ohne LPK	0,267
Ziehm Niedrig mit LPK vs. Ziehm Hoch ohne LPK	0,000(*)
Ziehm Niedrig mit LPK vs. Ziehm Niedrig ohne LPK	0,089
Ziehm Hoch ohne LPK vs. Ziehm Niedrig ohne LPK	0,000(*)

3.2.3. Interrater-Agreement

Die Mittelwerte für das Interrater-Agreement der Auswerterkombinationen im Fachbereich MKG sind in Abbildung 24 dargestellt. Nach der Interpretation des Kappa-Koeffizienten gemäß Landis und Koch wurde für das konventionelle CT eine ausreichende Übereinstimmung, für den Siemens Arcadis im Hochdosis-Modus eine schlechte Übereinstimmung und in allen anderen Fällen eine leichte Übereinstimmung errechnet. Die Streuung im Interrater-Agreement unterschied sich zwischen den Aufnahmemodi nicht wesentlich.

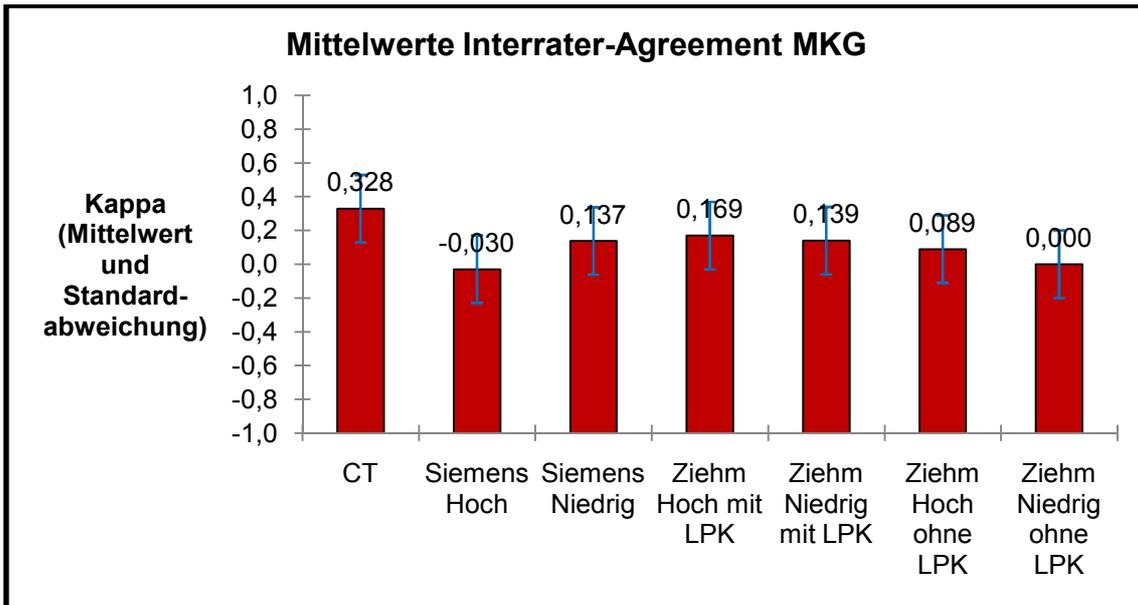


Abbildung 24: Interrater-Agreement für die MKG. Mittelwerte der Kappa-Koeffizienten aller Auswerter-Kombinationen zu einem Aufnahmemodus

Die Einzelwerte der Kappa-Koeffizienten für alle Auswerterkombinationen sind in den Tabellen 26 - 32 aufgelistet. Mit 31 Fällen wurde – trotz der im Vergleich zur Unfallchirurgie geringeren Auswerterkombinationen – etwa doppelt so häufig das Signifikanzniveau $p < 0,05$ erreicht. Bei vier Auswerterkombinationen für das konventionelle CT wurden immerhin mittelmäßige Übereinstimmungen erzielt, ebenso bei einer Auswerter-Kombination für den Siemens Arcadis im Hochdosis-Modus. Letzterer weist allerdings auch die beiden negativsten Kappa-Werte auf.

Ferner lässt sich anhand der Tabelle festhalten, dass – wie auch bei den unfallchirurgischen Auswertern – kein wesentlicher Unterschied in der Übereinstimmung innerhalb der Ärzte aus dem Fachbereich MKG, innerhalb der fachfremden Auswerter oder zwischen beiden Gruppen bestand.

Tabelle 26: Einzelwerte von Kappa für die Aufnahmen mit dem konventionellen CT, MKG

CT	Kappa	Signifikanzniveau p
Arzt MKG 1 vs. Arzt MKG 2	0,440	0,000(*)
Arzt MKG 1 vs. Arzt MKG 3	0,361	0,001(*)
Arzt MKG 1 vs. Arzt Radiologie	0,171	0,002(*)
Arzt MKG 1 vs. Arzt Anatomie	0,446	0,000(*)
Arzt MKG 2 vs. Arzt MKG 3	0,601	0,001(*)
Arzt MKG 2 vs. Arzt Radiologie	0,194	0,001(*)
Arzt MKG 2 vs. Arzt Anatomie	0,359	0,001(*)
Arzt MKG 3 vs. Arzt Radiologie	0,141	0,037(*)
Arzt MKG 3 vs. Arzt Anatomie	0,411	0,000(*)
Arzt Radiologie vs. Arzt Anatomie	0,151	0,004(*)
Mittelwert	0,328	

Tabelle 27: Einzelwerte von Kappa für die Aufnahmen mit dem Siemens Arcadis Orbic 3D, Hochdosismodus, MKG

Siemens Hochdosis	Kappa	Signifikanzniveau p
Arzt MKG 1 vs. Arzt MKG 2	-0,870	0,173
Arzt MKG 1 vs. Arzt MKG 3	0,470	0,590
Arzt MKG 1 vs. Arzt Radiologie	0,306	0,000(*)
Arzt MKG 1 vs. Arzt Anatomie	0,025	0,700
Arzt MKG 2 vs. Arzt MKG 3	0,126	0,081
Arzt MKG 2 vs. Arzt Radiologie	-0,780	0,143
Arzt MKG 2 vs. Arzt Anatomie	0,095	0,225
Arzt MKG 3 vs. Arzt Radiologie	0,115	0,099
Arzt MKG 3 vs. Arzt Anatomie	0,107	0,178
Arzt Radiologie vs. Arzt Anatomie	0,105	0,031(*)
Mittelwert	-0,030	

Tabelle 28: Einzelwerte von Kappa für die Aufnahmen mit dem Siemens Arcadis Orbic 3D, Niedrigdosismodus, MKG

Siemens Niedrigdosis	Kappa	Signifikanzniveau p
Arzt MKG 1 vs. Arzt MKG 2	0,271	0,000(*)
Arzt MKG 1 vs. Arzt MKG 3	0,206	0,014(*)
Arzt MKG 1 vs. Arzt Radiologie	0,075	0,327
Arzt MKG 1 vs. Arzt Anatomie	0,106	0,098
Arzt MKG 2 vs. Arzt MKG 3	0,255	0,000(*)
Arzt MKG 2 vs. Arzt Radiologie	0,065	0,379
Arzt MKG 2 vs. Arzt Anatomie	0,121	0,030(*)
Arzt MKG 3 vs. Arzt Radiologie	0,127	0,080
Arzt MKG 3 vs. Arzt Anatomie	0,141	0,034(*)
Arzt Radiologie vs. Arzt Anatomie	0,007	0,875
Mittelwert	0,137	

Tabelle 29: Einzelwerte von Kappa für die Aufnahmen mit dem Ziehm Vision Vario 3D, Hochdosismodus mit LPK, MKG

Ziehm Hochdosis mit LPK	Kappa	Signifikanzniveau p
Arzt MKG 1 vs. Arzt MKG 2	0,123	0,101
Arzt MKG 1 vs. Arzt MKG 3	0,249	0,002(*)
Arzt MKG 1 vs. Arzt Radiologie	0,150	0,005(*)
Arzt MKG 1 vs. Arzt Anatomie	0,259	0,001(*)
Arzt MKG 2 vs. Arzt MKG 3	0,199	0,009(*)
Arzt MKG 2 vs. Arzt Radiologie	0,184	0,006(*)
Arzt MKG 2 vs. Arzt Anatomie	0,187	0,008(*)
Arzt MKG 3 vs. Arzt Radiologie	0,101	0,055
Arzt MKG 3 vs. Arzt Anatomie	0,147	0,045(*)
Arzt Radiologie vs. Arzt Anatomie	0,086	0,080
Mittelwert	0,169	

Tabelle 30: Einzelwerte von Kappa für die Aufnahmen mit dem Ziehm Vision Vario 3D, Niedrigdosismodus mit LPK, MKG

Ziehm Niedrigdosis mit LPK	Kappa	Signifikanzniveau p
Arzt MKG 1 vs. Arzt MKG 2	0,051	0,514
Arzt MKG 1 vs. Arzt MKG 3	0,139	0,058
Arzt MKG 1 vs. Arzt Radiologie	0,115	0,010(*)
Arzt MKG 1 vs. Arzt Anatomie	0,179	0,052
Arzt MKG 2 vs. Arzt MKG 3	0,156	0,054
Arzt MKG 2 vs. Arzt Radiologie	0,116	0,057
Arzt MKG 2 vs. Arzt Anatomie	0,205	0,012(*)
Arzt MKG 3 vs. Arzt Radiologie	0,068	0,207
Arzt MKG 3 vs. Arzt Anatomie	0,232	0,005(*)
Arzt Radiologie vs. Arzt Anatomie	0,130	0,011(*)
Mittelwert	0,139	

Tabelle 31: Einzelwerte für die Aufnahmen mit dem Ziehm Vision Vario 3D, Hochdosismodus ohne LPK, MKG

Ziehm Hochdosis ohne LPK	Kappa	Signifikanzniveau p
Arzt MKG 1 vs. Arzt MKG 2	0,229	0,011(*)
Arzt MKG 1 vs. Arzt MKG 3	0,199	0,003(*)
Arzt MKG 1 vs. Arzt Radiologie	0,097	0,072
Arzt MKG 1 vs. Arzt Anatomie	-0,008	0,921
Arzt MKG 2 vs. Arzt MKG 3	0,255	0,001(*)
Arzt MKG 2 vs. Arzt Radiologie	0,039	0,583
Arzt MKG 2 vs. Arzt Anatomie	-0,010	0,879
Arzt MKG 3 vs. Arzt Radiologie	0,002	0,970
Arzt MKG 3 vs. Arzt Anatomie	0,053	0,392
Arzt Radiologie vs. Arzt Anatomie	0,037	0,310
Mittelwert	0,089	

Tabelle 32: Einzelwerte von Kappa für die Aufnahmen mit dem Ziehm Vision Vario 3D, Niedrigdosismodus ohne LPK, MKG

Ziehm Niedrigdosis ohne LPK	Kappa	Signifikanzniveau p
Arzt MKG 1 vs. Arzt MKG 2	-0,009	0,880
Arzt MKG 1 vs. Arzt MKG 3	-0,080	0,217
Arzt MKG 1 vs. Arzt Radiologie	-0,019	0,660
Arzt MKG 1 vs. Arzt Anatomie	0,072	0,309
Arzt MKG 2 vs. Arzt MKG 3	0,018	0,821
Arzt MKG 2 vs. Arzt Radiologie	0,078	0,263
Arzt MKG 2 vs. Arzt Anatomie	-0,128	0,040(*)
Arzt MKG 3 vs. Arzt Radiologie	0,096	0,120
Arzt MKG 3 vs. Arzt Anatomie	-0,014	0,830
Arzt Radiologie vs. Arzt Anatomie	-0,016	0,667
Mittelwert	0,000	

3.2.4. Bewertung der Aufnahmemodi nach Auswertern

Die Bewertung der Aufnahmemodi getrennt nach Auswertern ist Abbildung 25 zu entnehmen. Während das konventionelle CT einheitlich im Bereich sehr guter Bewertungen lag, waren für sämtliche Aufnahmemodi mit den CBCT-C-Bögen große Differenzen in der Bewertung um z.T. mehr als 2 Notenstufen erkennbar. Für sämtliche Aufnahmemodi traten der Arzt aus dem Anatomischen Institut mit den insgesamt schlechteren Bewertungen und der Arzt aus der Radiologischen Abteilung mit den durchgehend besseren Bewertungen hervor. Der Ziehm Vision wurde ferner vom ersten Arzt aus dem Fachbereich MKG besonders negativ bewertet, der Siemens Arcadis im Hochdosis-Modus durch den zweiten Arzt aus dem Fachbereich MKG. Ein durchgängiges Muster für die Bewertungen der einzelnen Auswerter wie in der Unfallchirurgie fand sich für die MKG nicht.

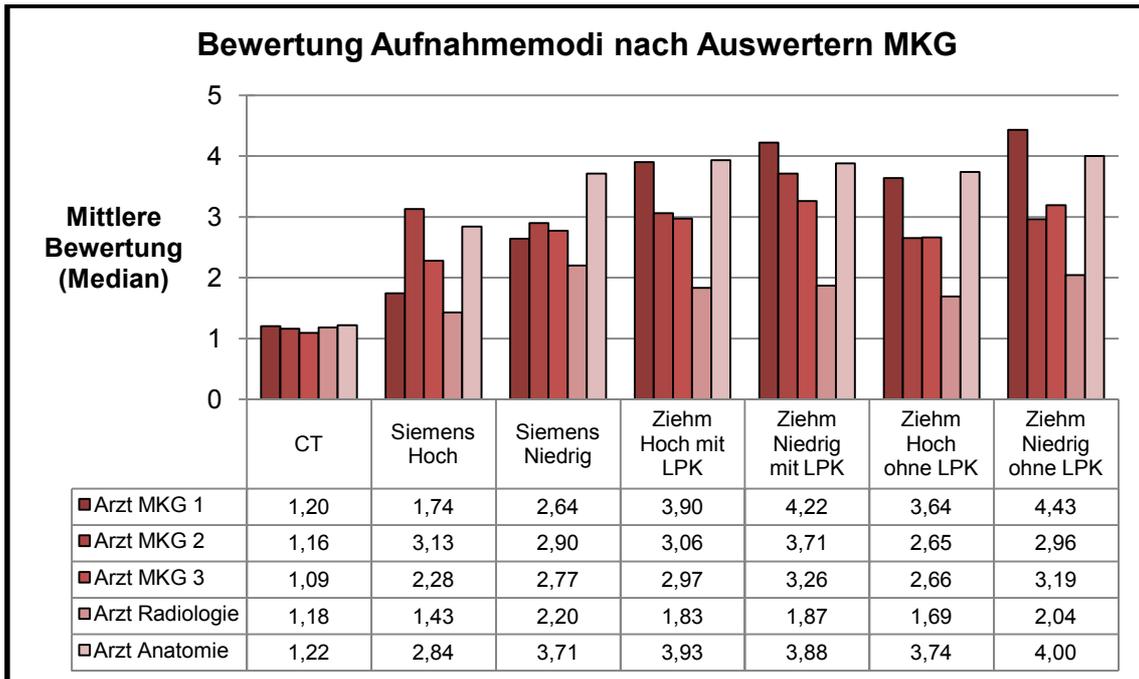


Abbildung 25: Bewertung der Aufnahmemodi für die MKG getrennt nach Auswertern. Mediane aller Einzelbewertungen eines Auswerters zu einem Aufnahmemodus

3.2.5. Bewertung der Abgrenzbarkeit des Alveolarkanals

Die Bewertungen für die Abgrenzbarkeit des Alveolarkanals (Abbildung 26 und Tabelle 33) ergaben bereits für das konventionelle CT nur gute bis mäßige Scores, die CBCT-C-Bögen erzielten insgesamt nur ausreichende Ergebnisse und überschritten in allen Aufnahmemodi mindestens in zwei Fällen den Wert 4,0 zu schlechteren Werten hin. Mit geringem Abstand schnitt unter den CBCT-C-Bögen der Ziehm Vision im Hochdosismodus ohne LPK am besten, selbiges Gerät im Niedrigdosismodus mit LPK am schlechtesten ab.

Unterschiede zwischen den jeweiligen Hochdosis- und Niedrigdosismodi waren bei allen CBCT-C-Bögen nur geringgradig ausgeprägt. Der Ziehm Vision wurde in den Aufnahmemodi ohne LPK um etwa 0,75 Notenstufen besser bewertet als mit LPK.

In allen Aufnahmemodi fielen die Bewertungen bei Leichenpräparat 1 besser aus als bei den anderen beiden Präparaten, zwischen den letzteren konnte kein systematischer Unterschied festgestellt werden.

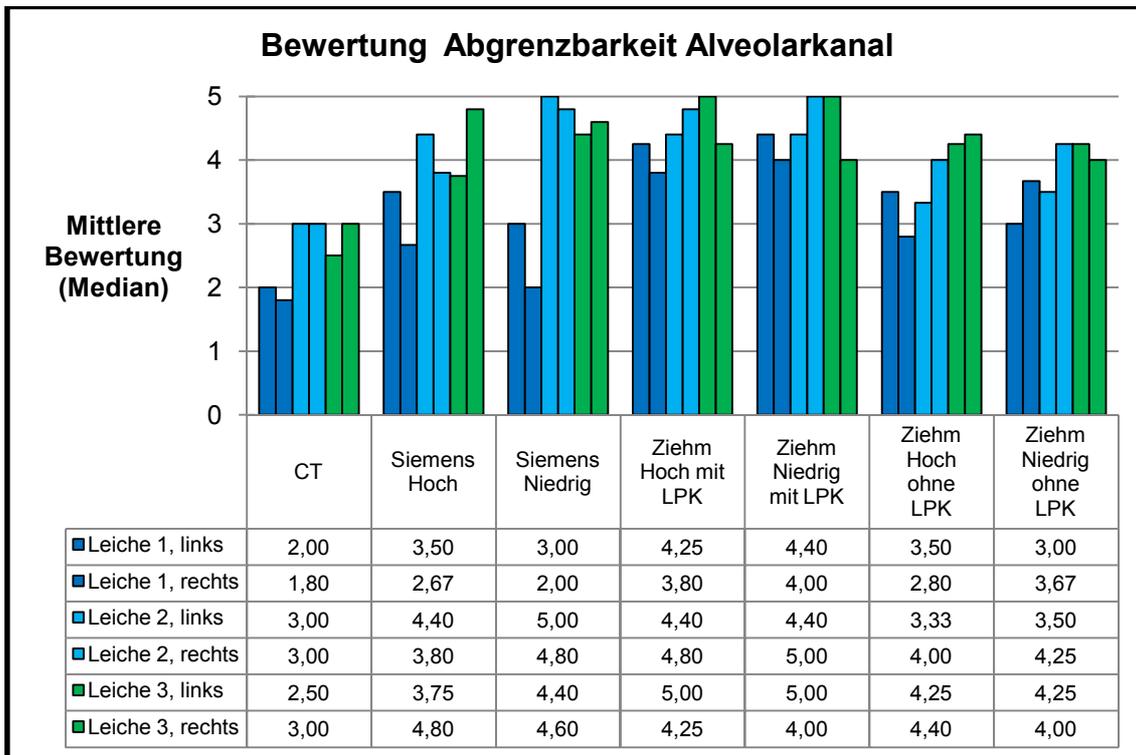


Abbildung 26: Bewertung der Abgrenzbarkeit des Alveolarkanals, getrennt nach Aufnahmemodus, Leichenpräparat und Seite. Mediane der Einzelbewertungen aller Auswerter

Tabelle 33: Gesamtbewertung für die Abgrenzbarkeit des Alveolarkanals getrennt nach Aufnahmemodus. Mediane aller Einzelbewertungen aller Auswerter zu einem Aufnahmemodus

Gesamtbewertung Abgrenzbarkeit Alveolarkanal (Median)						
CT	Siemens Hoch	Siemens Niedrig	Ziehm Hoch mit LPK	Ziehm Niedrig mit LPK	Ziehm Hoch ohne LPK	Ziehm Niedrig ohne LPK
2,44	3,94	4,29	4,46	4,67	3,72	3,88

3.2.6. Bewertung der Abgrenzbarkeit des Foramen mentale

Die Abgrenzbarkeit des rostralen Abschlusses des Alveolarkanals in Form des Foramen mentale (Abbildung 27 und Tabelle 34) ergab für die meisten Aufnahmemodi wesentlich bessere Scores als bei der vorher genannten Struktur. Das konventionelle CT erzielte sehr gute Bewertungen, unter den CBCT-C-

Bögen schnitt der Siemens Arcadis im Hochdosismodus am besten, der Ziehm Vision im Niedrigdosismodus mit LPK am schlechtesten ab.

Bewertungsunterschiede zwischen Hochdosis- und Niedrigdosismodus waren beim Siemens Arcadis deutlich zu erkennen, beim Ziehm Vision hingegen waren die Differenzen nur geringgradig ausgeprägt. Die Aktivierung des LPK führte sowohl im Hochdosis- als auch im Niedrigdosismodus zu einer sehr deutlichen Bewertungsverschlechterung (etwa 1,5 Notenstufen), mit LPK wurde mehrfach die Grenze 4,0 zu schlechteren Werten hin überschritten.

In allen Aufnahmemodi mit Ausnahme des konventionellen CT wurde die Abgrenzbarkeit an Leichenpräparat 1 besser beurteilt als bei den anderen beiden Präparaten, ein systematischer Unterschied zwischen den Leichenpräparaten 2 und 3 fand sich nicht.

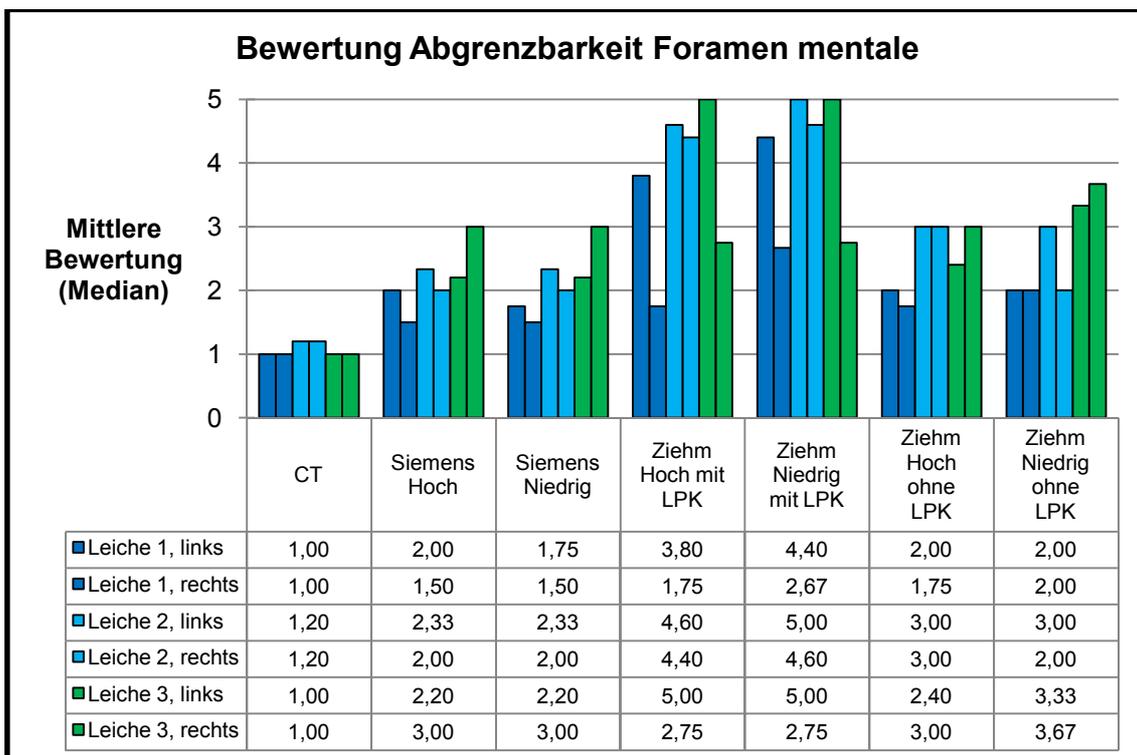


Abbildung 27: Bewertung der Abgrenzbarkeit des Foramen mentale, getrennt nach Aufnahmemodus, Leichenpräparat und Seite. Mediane der Einzelbewertungen aller Auswerter

Tabelle 34: Gesamtbewertung für die Abgrenzbarkeit des Foramen mentale getrennt nach Aufnahmemodus. Mediane aller Einzelbewertungen aller Auswerter zu einem Aufnahmemodus

Gesamtbewertung Abgrenzbarkeit Foramen mentale (Median)						
CT	Siemens Hoch	Siemens Niedrig	Ziehm Hoch mit LPK	Ziehm Niedrig mit LPK	Ziehm Hoch ohne LPK	Ziehm Niedrig ohne LPK
1,07	2,22	2,88	4,00	4,33	2,47	2,79

3.2.7. Bewertung der Abgrenzbarkeit der medialen Orbitawand

Die Ergebnisse für die Abgrenzbarkeit der medialen Orbitawand (Abbildung 28 und Tabelle 35) waren für das konventionelle CT im sehr guten, für die Aufnahmen der CBCT-C-Bögen im guten bis mäßigen Bereich angesiedelt. Im Durchschnitt wurde der Siemens Arcadis im Hochdosismodus am besten, der Ziehm Vision im Niedrigdosismodus ohne LPK am schlechtesten bewertet.

Bewertungssprünge zwischen Hochdosis- und Niedrigdosismodi waren beim Siemens Arcadis mäßig, beim Ziehm Vision ohne LPK deutlich ausgeprägt. Die Aufnahmemodi innerhalb des Ziehm Vision mit LPK wurden fast gleich bewertet. Die Aktivierung des LPK führte zu besseren Bewertungen im Niedrigdosismodus und zu schlechteren Bewertungen im Hochdosismodus.

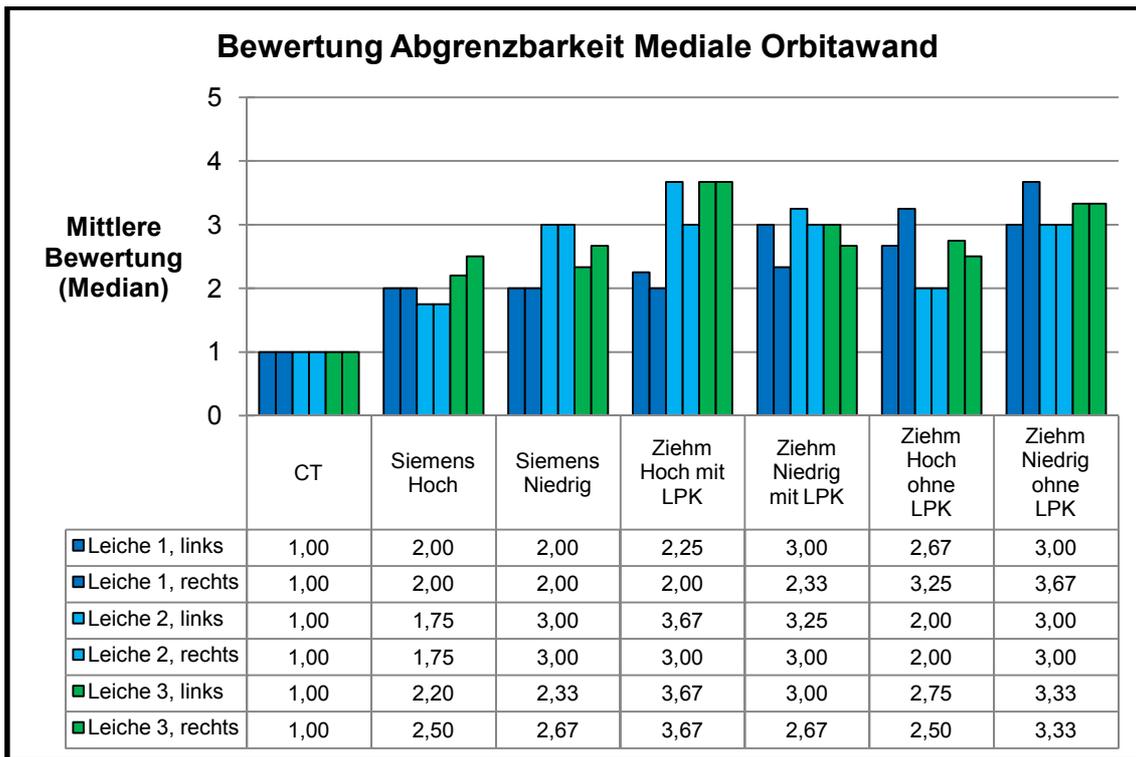


Abbildung 28: Bewertung der Abgrenzbarkeit der medialen Orbitawand, getrennt nach Aufnahmemodus, Leichenpräparat und Seite. Mediane der Einzelbewertungen aller Auswerter

Tabelle 35: Gesamtbewertung für die Abgrenzbarkeit der medialen Orbitawand getrennt nach Aufnahmemodus. Mediane aller Einzelbewertungen aller Auswerter zu einem Aufnahmemodus

Gesamtbewertung Abgrenzbarkeit Mediale Orbitawand (Median)						
CT	Siemens Hoch	Siemens Niedrig	Ziehm Hoch mit LPK	Ziehm Niedrig mit LPK	Ziehm Hoch ohne LPK	Ziehm Niedrig ohne LPK
1,00	2,06	2,50	2,92	2,87	2,48	3,27

3.2.8. Bewertung der Abgrenzbarkeit des Canalis opticus

Die Bewertung für die Abgrenzbarkeit des Canalis opticus (Abbildung 29 und Tabelle 36) erstreckte sich über das gesamte Scoringssystem: Während das konventionelle CT wiederum sehr gute Bewertungen erzielte, folgte der Siemens Arcadis im Hochdosis-Modus mit guter bis mäßiger Bewertung. Unter den CBCT-C-Bögen schnitt der Ziehm Vision im Niedrigdosismodus ohne LPK am schlechtesten ab. Mit Ausnahme des Siemens Arcadis im Hochdosismodus

erreichten oder überschritten die CBCT-C-Bögen den kritischen Wert von 4,0 zu schlechteren Werten hin.

Für die Hochdosis- und Niedrigdosismodi des Siemens Arcadis ließ sich ein sehr deutlicher Bewertungsunterschied festhalten, beim Ziehm Vision ergab sich ein deutlicher Unterschied nur für die Aufnahmemodi ohne LPK. Innerhalb des Ziehm Vision waren die Niedrigdosismodi mit LPK geringgradig besser, die Hochdosismodi jedoch ohne LPK um eine halbe Notenstufe besser bewertet worden.

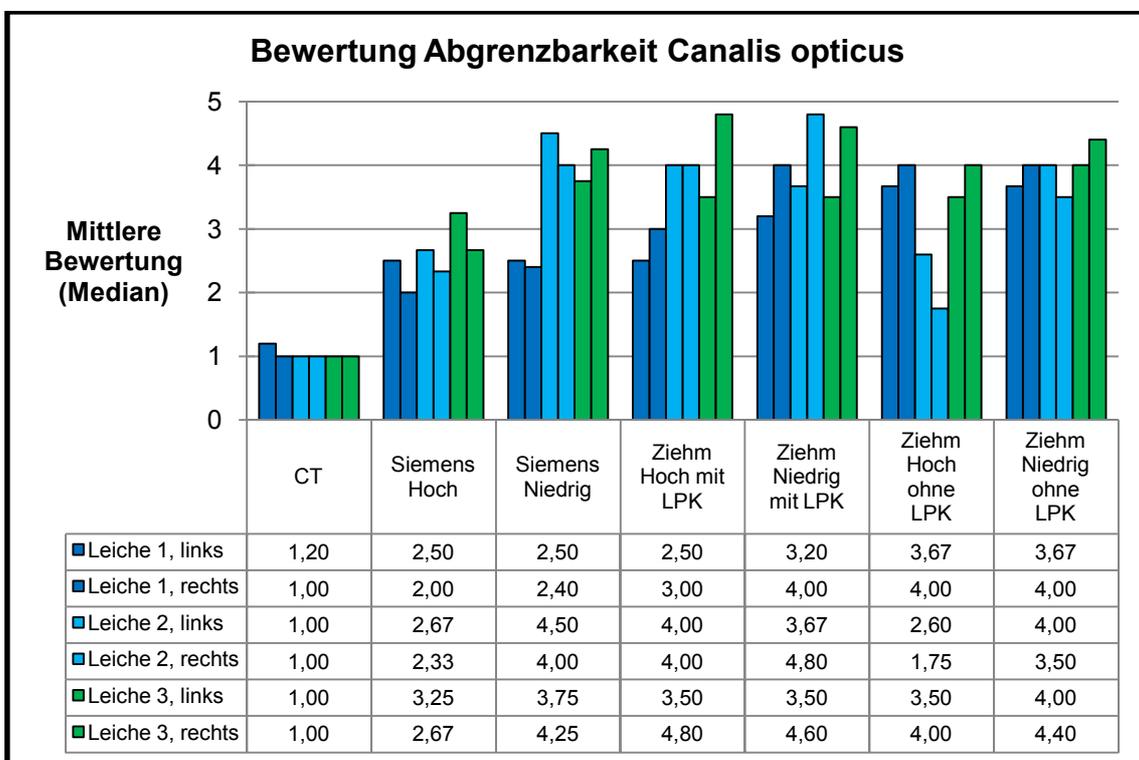


Abbildung 29: Bewertung der Abgrenzbarkeit des Canalis opticus, getrennt nach Aufnahmemodus, Leichenpräparat und Seite. Mediane der Einzelbewertungen aller Auswerter

Tabelle 36: Gesamtbewertung für die Abgrenzbarkeit des Canalis opticus getrennt nach Aufnahmemodus. Mediane aller Einzelbewertungen aller Auswerter zu einem Aufnahmemodus

Gesamtbewertung Abgrenzbarkeit Canalis opticus (Median)						
CT	Siemens Hoch	Siemens Niedrig	Zihtm Hoch mit LPK	Zihtm Niedrig mit LPK	Zihtm Hoch ohne LPK	Zihtm Niedrig ohne LPK
1,03	2,60	3,57	3,71	3,82	3,19	4,00

3.2.9. Bewertung der Abgrenzbarkeit der Sinus ethmoidales

Bei der Abgrenzbarkeit der Sinus ethmoidales (Abbildung 30 und Tabelle 37) erzielten die Aufnahmemodi der CBCT-C-Bögen insgesamt bessere Resultate als bei der vorher genannten Struktur. Das konventionelle CT wurde ausnahmslos als sehr gut bewertet, der Siemens Arcadis erreichte im Hochdosismodus sehr gute bis gute Bewertungen, die übrigen CBCT-C-Bögen bewegten sich im Bereich guter bis mäßiger Scores. Am schlechtesten wurde der Zihtm Vision im Niedrigdosismodus ohne LPK bewertet.

Während beim Siemens Arcadis eine deutliche Bewertungsverschlechterung beim Übergang vom Hochdosis- in den Niedrigdosismodus zu verzeichnen war, zeigte der Zihtm Vision nur eine geringgradige Verschlechterung beim Wechsel zwischen den entsprechenden Aufnahmemodi. Die Aktivierung des LPK führte ebenfalls zu geringgradig besseren Resultaten.

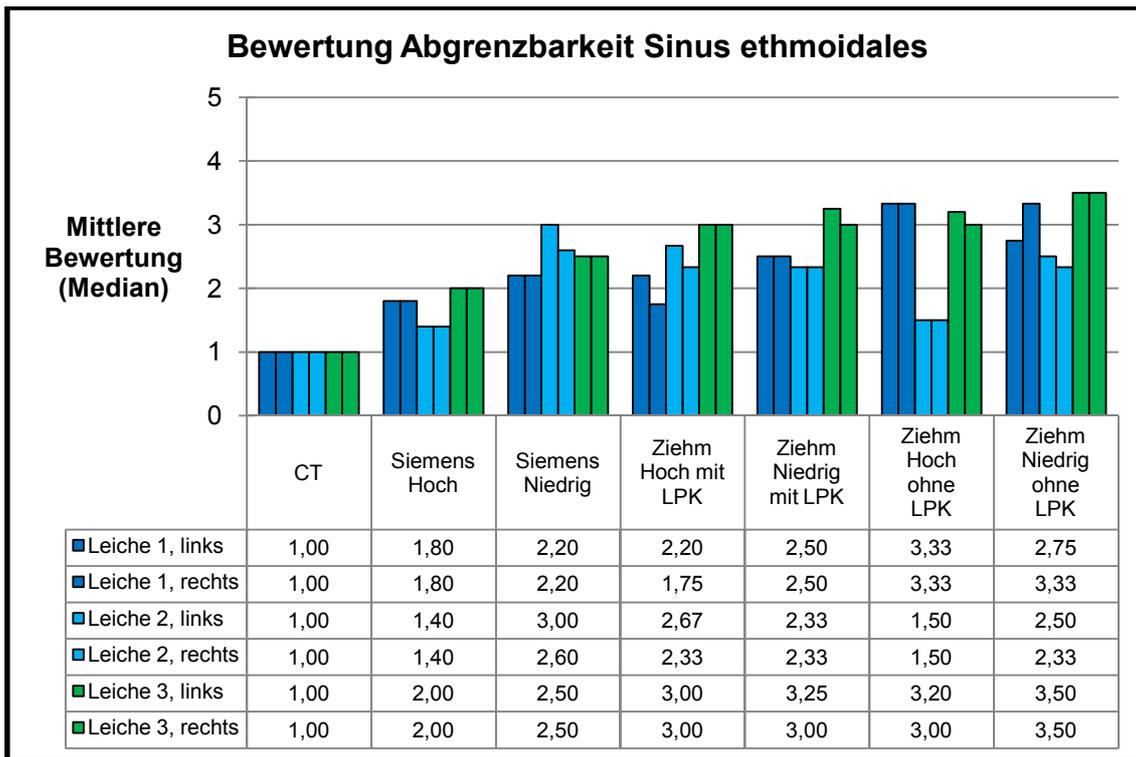


Abbildung 30: Bewertung der Abgrenzbarkeit der Sinus ethmoidales, getrennt nach Aufnahmemodus, Leichenpräparat und Seite. Mediane der Einzelbewertungen aller Auswerter

Tabelle 37: Gesamtbewertung für die Abgrenzbarkeit der Sinus ethmoidales getrennt nach Aufnahmemodus. Mediane aller Einzelbewertungen aller Auswerter zu einem Aufnahmemodus

Gesamtbewertung Abgrenzbarkeit Sinus ethmoidales (Median)						
CT	Siemens Hoch	Siemens Niedrig	Ziehm Hoch mit LPK	Ziehm Niedrig mit LPK	Ziehm Hoch ohne LPK	Ziehm Niedrig ohne LPK
1,00	1,64	2,48	2,50	2,71	2,75	3,00

3.2.10. Bewertung der Abgrenzbarkeit des Foramen infraorbitale

In der Bewertung für die Abgrenzbarkeit des Foramen infraorbitale (Abbildung 31 und Tabelle 38) erhielt das konventionelle CT sehr gute Scores, gefolgt vom Siemens Arcadis im Hochdosismodus mit guten bis mäßigen Scores. Die schlechtesten Noten wurden für den Ziehm Vision im Niedrigdosismodus mit LPK vergeben. Auch im Niedrigdosismodus fanden die Auswerter die Abgrenz-

barkeit mit dem Siemens Arcadis besser als mit den Hochdosismodi des Ziehm Vision, wobei alle Aufnahmemodi des letzteren Gerätes die Grenze der Verwendbarkeit bei 4,0 zu schlechteren Werten hin mehrfach überschritten.

Beim Siemens Arcadis führte der Niedrigdosismodus zu einer Verschlechterung der Bewertungen um etwa 0,75 Notenstufen, für den Ziehm Vision ließ sich nur mit LPK eine geringgradige Verschlechterung beim Übergang in den Niedrigdosismodus konstatieren. Die Bewertungsunterschiede waren ohne LPK vernachlässigbar. Die Anwendung des LPK führte in den Hochdosismodi zu einem vernachlässigbaren Bewertungsunterschied, in den Niedrigdosismodi bewirkte der LPK geringgradig negativere Resultate.

Bei allen Aufnahmemodi erhielten die Aufnahmen des Leichenpräparates 1 bessere Scores, wobei dies besonders bei den Aufnahmemodi des Ziehm Vision mit Ausnahme des Niedrigdosismodus mit LPK sehr ausgeprägt war.

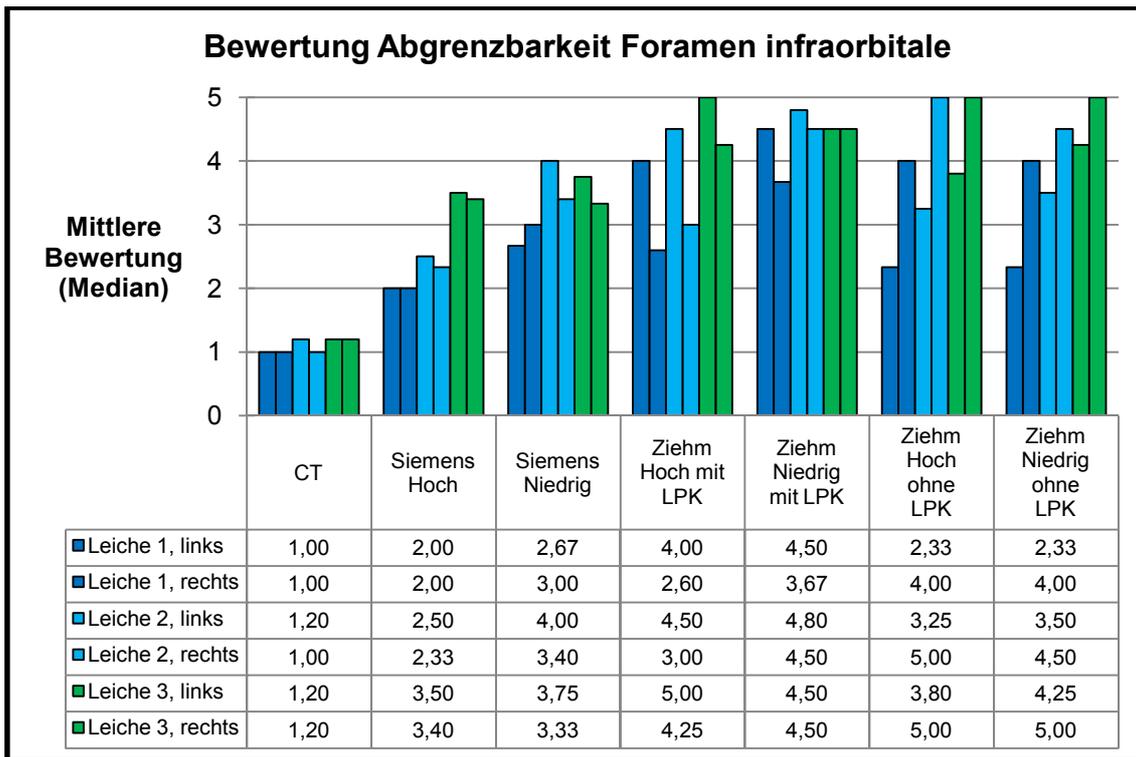


Abbildung 31: Bewertung der Abgrenzbarkeit des Foramen infraorbitale, getrennt nach Aufnahmemodus, Leichenpräparat und Seite. Mediane der Einzelbewertungen aller Auswerter

Tabelle 38: Gesamtbewertung für die Abgrenzbarkeit des Foramen infraorbitale getrennt nach Aufnahmemodus. Mediane aller Einzelbewertungen aller Auswerter zu einem Aufnahmemodus

Gesamtbewertung Abgrenzbarkeit Foramen infraorbitale (Median)						
CT	Siemens Hoch	Siemens Niedrig	Ziehm Hoch mit LPK	Ziehm Niedrig mit LPK	Ziehm Hoch ohne LPK	Ziehm Niedrig ohne LPK
1,10	2,65	3,38	4,16	4,46	4,17	4,11

3.2.11. Bewertung der Abgrenzbarkeit der Kieferhöhle

Für die Abgrenzbarkeit der Kieferhöhle (Abbildung 32 und Tabelle 39) wurde das konventionelle CT ausnahmslos als sehr gut, der Siemens Arcadis im Hochdosismodus als sehr gut bis gut eingestuft. Die schlechtesten Bewertungen betrafen den Ziehm Vision im Niedrigdosismodus ohne LPK.

Deutlichere Bewertungsunterschiede zugunsten der Hochdosismodi waren beim Siemens Arcadis und beim Ziehm Vision ohne LPK zu erkennen, mit LPK waren die Differenzen zwischen Hochdosis- und Niedrigdosismodus vernachlässigbar. Im Hochdosismodus führte die Aktivierung des LPK zu einer Verschlechterung um etwa 0,25 Notenstufen, im Niedrigdosismodus zu einer Verbesserung um etwa 0,5 Notenstufen.

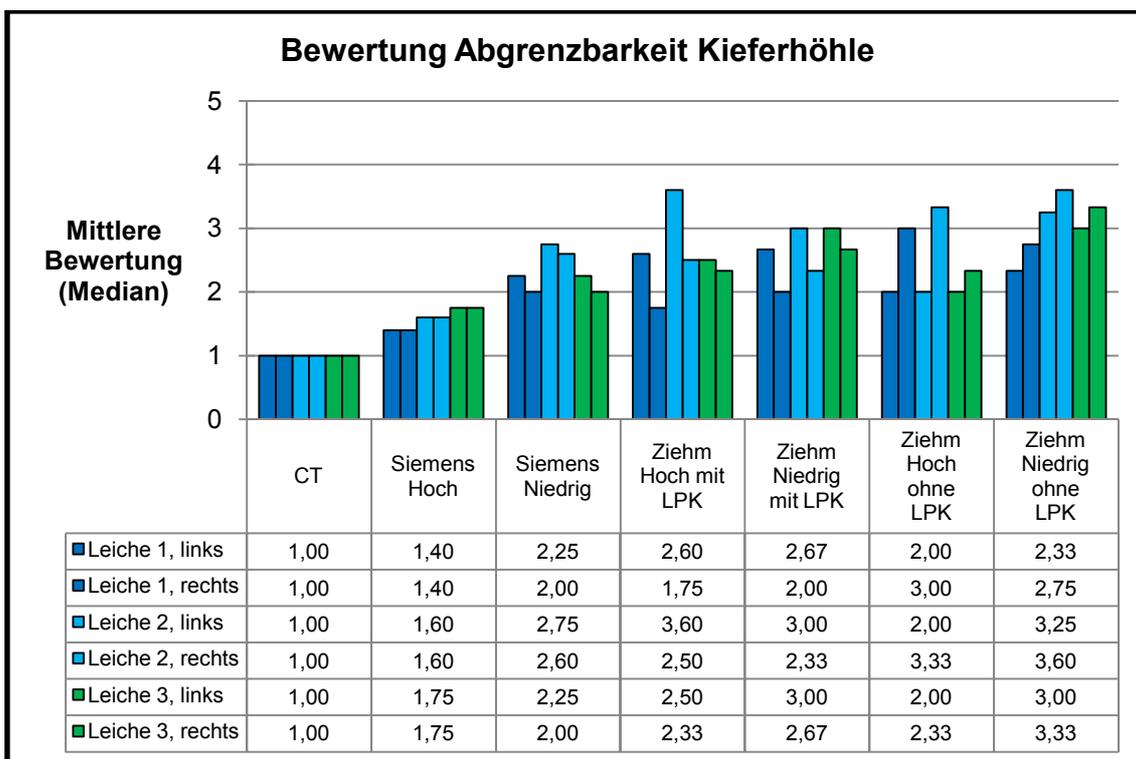


Abbildung 32: Bewertung der Abgrenzbarkeit der Kieferhöhle, getrennt nach Aufnahmemodus, Leichenpräparat und Seite. Mediane der Einzelbewertungen aller Auswerter

Tabelle 39: Gesamtbewertung für die Abgrenzbarkeit der Kieferhöhle getrennt nach Aufnahmemodus. Mediane aller Einzelbewertungen aller Auswerter zu einem Aufnahmemodus

Gesamtbewertung Abgrenzbarkeit Kieferhöhle (Median)						
CT	Siemens Hoch	Siemens Niedrig	Ziehm Hoch mit LPK	Ziehm Niedrig mit LPK	Ziehm Hoch ohne LPK	Ziehm Niedrig ohne LPK
1,00	1,57	2,33	2,61	2,56	2,38	3,11

3.2.12. Bewertung der Abgrenzbarkeit des Nasenseptums

Die Abgrenzbarkeit des Nasenseptums als einziger unpaarer bewerteter Struktur der MKG (Abbildung 33 und Tabelle 40) führte wiederum zu sehr guter Bewertung im konventionellen CT, gefolgt mit etwa einer Notenstufe Abstand durch den Siemens Arcadis im Hochdosismodus und den Ziehm Vision im Hochdosismodus mit LPK mit jeweils guter Bewertung.

Die Niedrigdosismodi wurden beim Siemens Arcadis und beim Ziehm Vision mit LPK deutlich schlechter, ohne LPK mäßig schlechter bewertet als die jeweiligen Hochdosismodi. Die Aktivierung des LPK führte nur im Hochdosismodus zu geringgradig besseren Scores, während die Differenz im Niedrigdosismodus vernachlässigbar war.

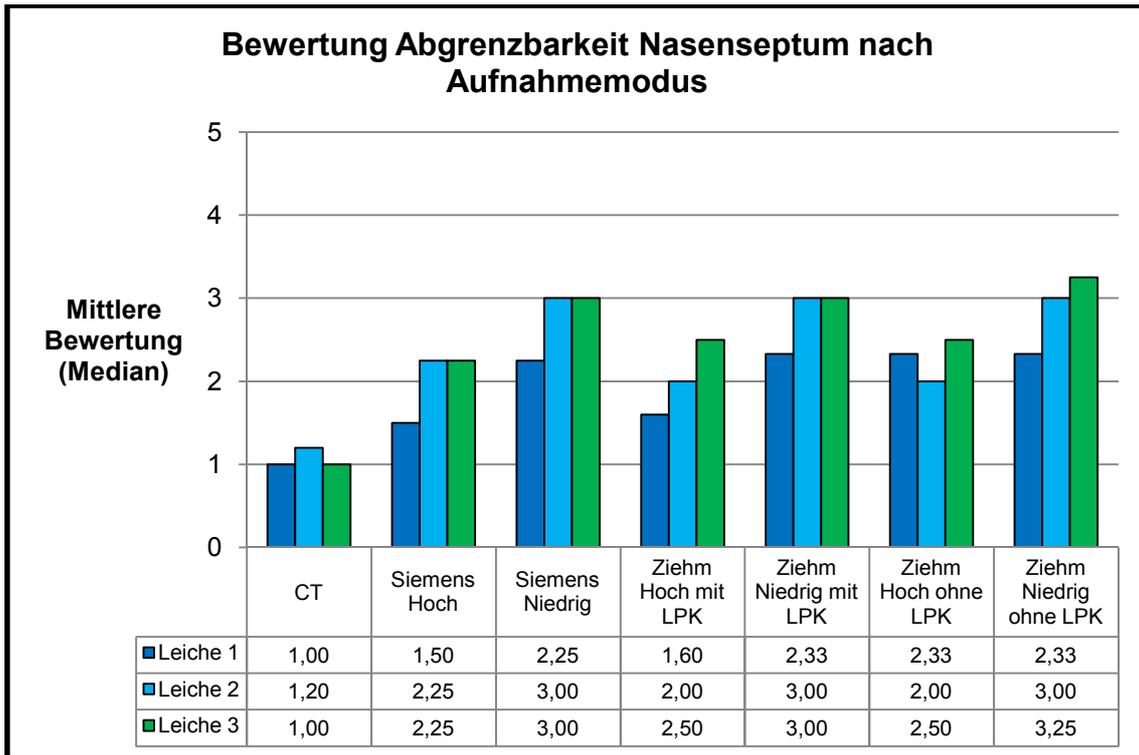


Abbildung 33: Bewertung der Abgrenzbarkeit des Nasenseptums, getrennt nach Aufnahmemodus, Leichenpräparat und Seite. Mediane der Einzelbewertungen aller Auswerter

Tabelle 40: Gesamtbewertung für die Abgrenzbarkeit des Nasenseptums getrennt nach Aufnahmemodus. Mediane aller Einzelbewertungen aller Auswerter zu einem Aufnahmemodus

Gesamtbewertung Abgrenzbarkeit Nasenseptum (Median)						
CT	Siemens Hoch	Siemens Niedrig	Ziehm Hoch mit LPK	Ziehm Niedrig mit LPK	Ziehm Hoch ohne LPK	Ziehm Niedrig ohne LPK
1,07	2,00	2,75	2,00	2,78	2,33	2,83

3.2.13. Übersicht über die Ergebnisse für den Fachbereich MKG

Tabelle 41: Ergebnisübersicht für den Fachbereich MKG. Farbcodierung der Bewertungsunterschiede gemäß Tabelle 8: □ = vernachlässigbar ■ = gering ■ = mäßig ■ = deutlich ■ = sehr deutlich. (*) innerhalb der weißen Kästchen: die Aufnahmen wurden im Niedrigdosismodus bzw. ohne LPK besser bewertet

Übersicht: Ergebnisse MKG nach Struktur								
	Alveolar-kanal	Foramen-mentale	Mediale Orbita-wand	Canalis opticus	Sinus eth-moidales	Foramen infraorbitale	Kieferhöhle	Nasen-septum
besten Aufnahmemodus insgesamt	CT (2,44)	CT (1,07)	CT (1,00)	CT (1,03)	CT (1,00)	CT (1,10)	CT (1,00)	CT (1,07)
besten Aufnahmemodus CBCT-C-Bögen	Ziehm High ohne LPK (3,72)	Siemens High (2,22)	Siemens High (2,06)	Siemens High (2,60)	Siemens High (1,64)	Siemens High (2,65)	Siemens High (1,57)	Siemens High, Ziehm High mit LPK (2,00)
schlechtester Aufnahmemodus CBCT-C-Bögen	Ziehm Low mit LPK (4,67)	Ziehm Low mit LPK (4,33)	Ziehm Low ohne LPK (3,27)	Ziehm Low ohne LPK (4,00)	Ziehm Low ohne LPK (3,00)	Ziehm Low mit LPK (4,46)	Ziehm Low ohne LPK (3,11)	Ziehm Low ohne LPK (2,83)
Bewertungsunterschied Siemens Hochdosis vs. Siemens Niedrigdosis	0,35	0,66	0,44	0,97	0,84	0,73	0,76	0,75
Bewertungsunterschied Ziehm Hochdosis vs. Ziehm Niedrigdosis mit LPK	0,21	0,33	0,05*	0,11	0,21	0,30	0,05*	0,78
Bewertungsunterschied Ziehm Hochdosis vs. Ziehm Niedrigdosis ohne LPK	0,16	0,32	0,79	0,81	0,25	0,06*	0,73	0,50
Bewertungsunterschied bei Aktivierung des LPK Ziehm Hochdosis	0,74*	1,53*	0,44*	0,52*	0,25	0,01	0,23*	0,33
Bewertungsunterschied bei Aktivierung des LPK Ziehm Niedrigdosis	0,79*	1,54*	0,40	0,18	0,29	0,35*	0,55	0,05

3.3. Ergebnisse der Messungen der Signal-Rausch-Verhältnisse

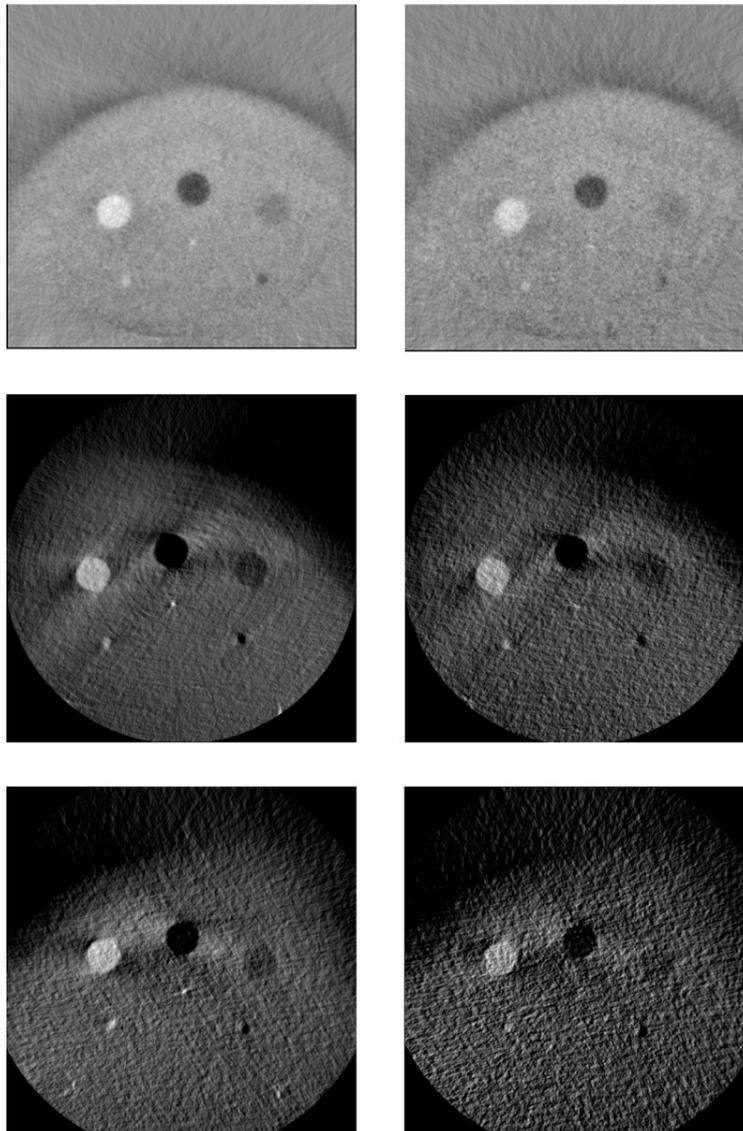


Abbildung 34: Bildbeispiele für Aufnahmen des Prüfkörpers Catphan 600 mit den CBCT-C-Bögen. Von links nach rechts und oben nach unten: Siemens Hochdosismodus, Siemens Niedrigdosismodus, Ziehm Hochdosismodus mit LPK, Ziehm Niedrigdosismodus mit LPK, Ziehm Hochdosismodus ohne LPK, Ziehm Niedrigdosismodus ohne LPK. Links oben findet sich jeweils der Einsatz „Teflon“, rechts oben der Einsatz „PMP“. In der Mitte oben ist der Einsatz „Air“ zu sehen, der jedoch für die Arbeit nicht von Interesse war

Die Ergebnisse für die Messungen des SRV am Prüfkörper Catphan 600 sind in Abbildung 35 dargestellt. Für den Einsatz „Teflon“ wies das konventionelle CT die mit Abstand höchsten Werte auf, wobei kein wesentlicher Unterschied be-

züglich der Aufnahme- und Rekonstruktionsparameter für die Unfallchirurgie und MKG bestand, gefolgt vom Siemens Arcadis im Hochdosis- und Niedrigdosismodus. Die SRVs des Ziehm Vision waren auch in den Hochdosismodi geringer als im Niedrigdosismodus des Siemens Arcadis und fielen im Niedrigdosismodus ohne LPK sogar unter den kritischen Wert von 5.

Bei den CBCT-C-Bögen fand sich in allen Aufnahmemodi sowohl beim Siemens Arcadis als auch beim Ziehm Vision für den Einsatz „Teflon“ eine deutliche Abnahme des SRV um etwa den Betrag 6 beim Übergang in den Niedrigdosismodus, wobei dies in Relation zum Ausgangswert beim Siemens Arcadis weniger stark ins Gewicht fiel. Die Aktivierung des LPK bewirkte einen deutlichen Anstieg des SRV sowohl im Hochdosis- als auch im Niedrigdosismodus.

Für den Einsatz „PMP“ wurden in allen Aufnahmemodi deutlich niedrigere Werte erreicht. Beim konventionellen CT nahmen die Werte auf etwa die Hälfte gegenüber den Messungen am Einsatz „Teflon“ ab, beim Siemens Arcadis auf etwa zwei Drittel. Beim Ziehm Vision waren die Veränderungen am stärksten ausgeprägt: Hier erreichte das SRV in allen Aufnahmemodi nicht mehr den kritischen Wert von 5.

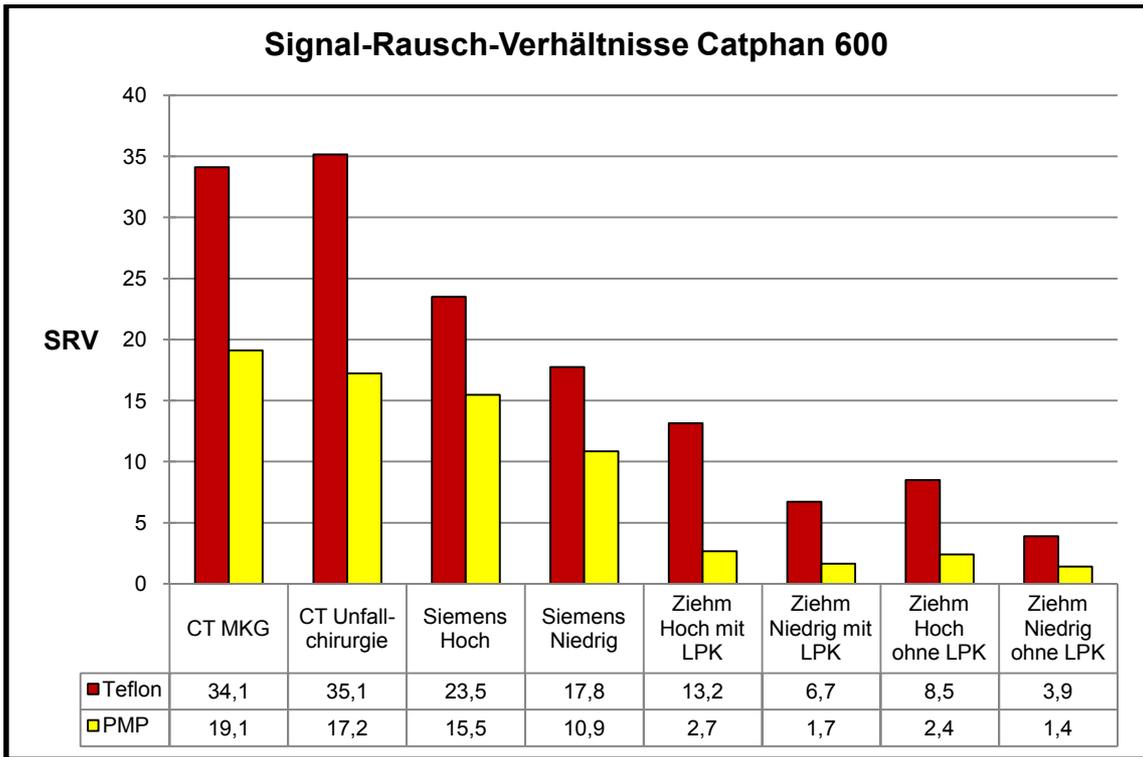


Abbildung 35: Signal-Rausch-Verhältnisse, gemessen am Prüfkörper Catphan 600, getrennt nach Aufnahmemodi sowie den Elementen „Teflon“ und „PMP“

4. Diskussion

4.1. Relative Strahlendosis der einzelnen Aufnahmemodi

Im Rahmen einer parallel zur vorliegenden Arbeit durchgeführten Studie von Berger [8] wurden mit denselben Geräten (Siemens Somatom Sensation 64, Siemens Arcadis Orbic 3D, Ziehm Vision Vario 3D) die Energiedosen der bereits beschriebenen Aufnahmemodi für verschiedene Messpunkte im Beckenbereich mit Thermolumineszenzdetektoren (TLDs) an ALDERSON-Phantomen gemessen.

Gemittelt über alle Messpunkte ergaben sich für die Aufnahmemodi im Beckenbereich bei Fokussierung auf das Acetabulum bzw. die Ileosakralgelenksfuge nachfolgende Energiedosen:

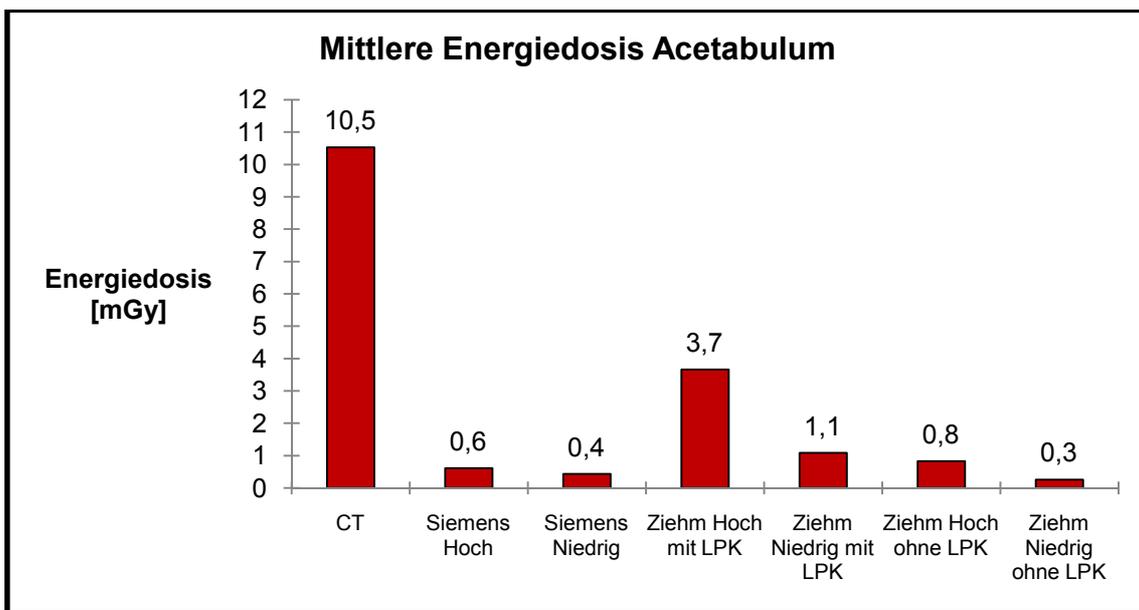


Abbildung 36: Mittlere Energiedosis der einzelnen Aufnahmemodi bei Fokussierung auf das Acetabulum, gemessen am ALDERSON-Phantom nach Werten von Berger [8]

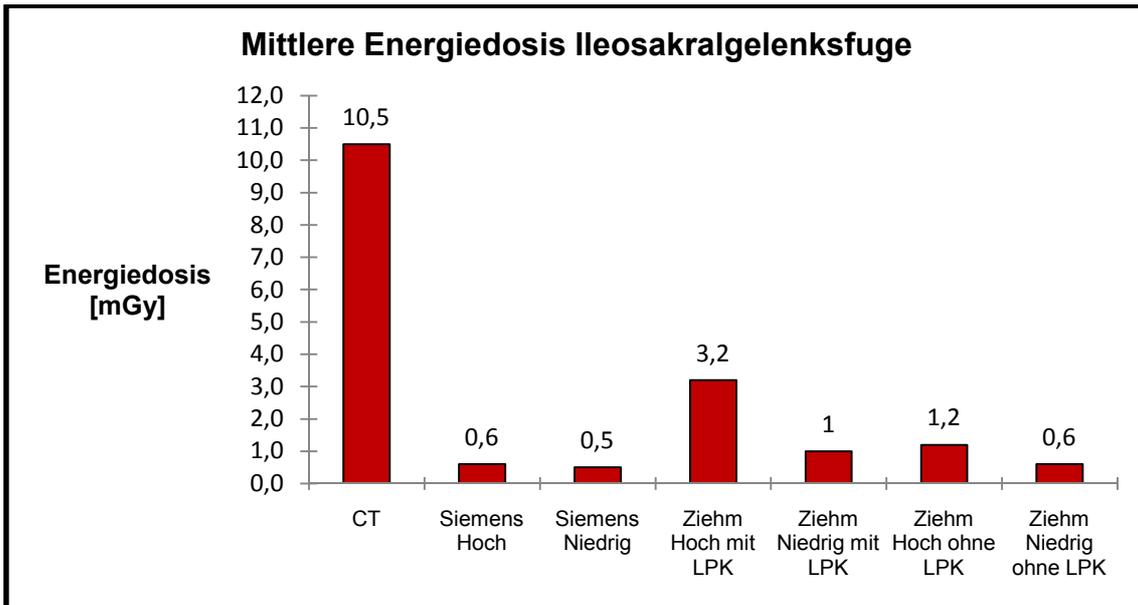


Abbildung 37: Mittlere Energiedosis der einzelnen Aufnahmemodi bei Fokussierung auf die Ileosakralgelenksfuge, gemessen am ALDERSON-Phantom nach Werten von Berger [8]

Es zeigte sich, dass das konventionelle CT zwar die mit Abstand höchsten Energiedosen erfordert, gleichzeitig bildet es jedoch ein sehr viel größeres Areal ab.

Die größte Dosiseinsparung innerhalb der CBCT-C-Bögen ergab sich durch den Wechsel vom Hochdosis- in den Niedrigdosismodus beim Ziehm Vision mit LPK, ein deutlicher Unterschied bestand ebenso beim Übergang in den Niedrigdosismodus innerhalb des Ziehm Vision ohne LPK. In beiden Fällen fand sich ein Rückgang der Energiedosis auf die Hälfte bis auf ein Drittel des Ausgangswertes. Im Vergleich der Hochdosis- und Niedrigdosismodi mit und ohne LPK führte die Aktivierung des LPK zu einer Verdopplung bis Vervielfachung der Energiedosis.

Die Dosisunterschiede beim Siemens Arcadis waren beim Wechsel vom Hochdosis- in den Niedrigdosismodus eher gering, allerdings bewegte sich dieses Gerät auch im Hochdosismodus deutlich unterhalb einer Energiedosis von 1 mGy.

Unter den Hochdosismodi der CBCT-C-Bögen ragte besonders der Ziehm Vision mit LPK durch die höhere Strahlenbelastung heraus, aber auch ohne LPK ergaben sich noch deutlich höhere Werte als beim Hochdosismodus des Siemens Arcadis. Die Niedrigdosismodi des Ziehm Vision ohne LPK und des Siemens Arcadis bewegten sich auf einem vergleichbar niedrigen Niveau.

Für den MKG-Bereich wurden zwar keine vergleichbaren Dosismessungen durchgeführt, zur Abschätzung der relativen Strahlendosen im Vergleich zwischen den einzelnen Aufnahmemodi können die obigen Abbildungen dennoch als grobe Orientierung dienen. Für die Entscheidung bezüglich der Auswahl zwischen Hochdosis- und Niedrigdosismodi sind diese Messungen insofern relevant, als sie gemeinsam mit den Ergebnissen der vorliegenden Bildqualitätsstudie interpretiert werden müssen, um zu einer Empfehlung bezüglich Anwendung oder Nichtanwendung eines Aufnahmemodus zu kommen.

Es kann festgehalten werden:

- Die Dosiseinsparung beim Siemens Arcadis ist beim Umschalten vom Hochdosis- in den Niedrigdosismodus minimal, zudem arbeitet das Gerät auch im Hochdosismodus mit einer sehr geringen Strahlendosis. Im Niedrigdosismodus sollte daher nur gearbeitet werden, wenn dieser eine näherungsweise gleich gute Bildqualität (Bewertungsunterschied vernachlässigbar oder gering nach Tabelle 8) wie der Hochdosismodus garantiert.
- Beim Ziehm Vision Vario 3D hingegen sollte aufgrund der hohen Dosiseinsparung – insbesondere bei Aktivierung des LPK – großzügiger mit den Niedrigdosismodi umgegangen werden, sofern nicht eine grobe Verschlechterung der Bildqualität (Bewertungsunterschied deutlich oder sehr deutlich nach Tabelle 8) zu verzeichnen ist.
- Ferner kann die Aktivierung des LPK beim Ziehm Vision angesichts der zusätzlichen Strahlendosis nur gerechtfertigt sein, wenn hierdurch ein erheblicher Zugewinn an Bildqualität (Bewertungsunterschied deutlich oder sehr deutlich nach Tabelle 8) erreicht wird.

Sofern im folgenden Diskussionsteil dieser Arbeit die Abgrenzbarkeit und Darstellung anatomischer Strukturen sowie Bewertungsunterschiede zwischen Aufnahmemodi Gegenstand der Diskussion sind, basieren entsprechende Wertungen und Interpretationen (z.B. „gute Abgrenzbarkeit“, „vernachlässigbarer Unterschied“ etc.) auf den Einteilungen gemäß den Tabellen 6 und 8 .

4.2. Diskussion der Ergebnisse für die Unfallchirurgie

4.2.1. Allgemeine Aspekte und Interrater-Agreement

Für den Fachbereich Unfallchirurgie wurden insgesamt sechs verschiedene Aufnahmemodi an zwei CBCT-C-Bögen der Firmen Siemens und Ziehm bezüglich der Abgrenzbarkeit bzw. Darstellung ausgewählter Strukturen im Beckenbereich zweier Leichenpräparate verglichen. Die Auswertung erfolgte als randomisiertes und verblindetes Beurteilungsverfahren anhand eines vorgegebenen fünfstufigen Scores durch sieben voneinander unabhängige Auswerter. Vorab wurden durch die Auswerter dieselben Strukturen in einem hochauflösenden konventionellen CT derselben Leichenpräparate bewertet, das allerdings nicht in die Verblindung mit einbezogen war.

Geringere Bewertungsunterschiede im Bezug auf Seite und Leichenpräparat fanden sich bei fast allen Aufnahmemodi in unsystematischer Weise und waren vermutlich Ausdruck der subjektiven Bewertung durch die Auswerter. Auffällig war jedoch ein systematischer Seitenunterschied zugunsten der rechten Seite in (beinahe) allen Aufnahmemodi mit Ausnahme des konventionellen CT bei der Abgrenzbarkeit der Ileosakralgelenksfuge der Foramina sacralia. Da im konventionellen CT ein solcher Unterschied nicht zu erkennen war, ist ein reales Korrelat an den Leichenpräparaten unwahrscheinlich. Mögliche Erklärungen wären:

- Beide Strukturen waren Bestandteil derjenigen Aufnahmeserie, bei welchem das Ileosakralgelenk als Isozentrum gewählt wurde (Tabelle 4) und sind somit unabhängig von den übrigen vier zu beurteilenden Strukturen aufgenommen worden. Zu überlegen wäre daher, ob speziell bei dieser Aufnah-

meserie Einflüsse durch die Positionierung des C-Armes (der CBCT-C-Bogen befand sich bei allen Aufnahmen jeweils auf der rechten Seite des Leichenpräparates) eine Rolle gespielt haben könnten. Allerdings wäre dann zu fragen, warum nicht auch bei der Aufnahmeserie mit dem Acetabulum im Isozentrum ein entsprechender Seitenunterschied aufgetreten war.

- Wahrscheinlicher ist, dass es sich ebenfalls um nur zufällige Schwankungen in den subjektiven Bewertungen durch die Betrachter gehandelt hat, zumal die Unterschiede nicht immer stark ausgeprägt waren. Ein deutliches Korrelat für diese Seitendifferenzen auf den Aufnahmen fand sich bei nachträglicher Bildbetrachtung jedenfalls nicht.

Ferner ist das in allen Aufnahmemodi nur leichte Interrater-Agreement zu diskutieren. Dieses lässt sich am ehesten auf folgende beiden Aspekte zurückführen:

- Die Auswerter waren in der Wahl des Arbeitsplatzes für ihre Auswertungen aus Praktikabilitätsgründen frei, da die Auswertungen andernfalls aufgrund des hohen Zeitaufwands nicht hätten durchgeführt werden können. Möglicherweise führten leichte Qualitätsunterschiede der Arbeitsplätze zu Veränderungen in der subjektiven Bewertung der Bildqualität. Dies hätte dann allerdings nur die Absolutwerte der Bewertungen betroffen, die Bewertungsunterschiede zwischen den einzelnen Aufnahmemodi wären für einen einzelnen Auswerter, da ein Wechsel des Arbeitsplatzes nach Beginn des Auswertungsverfahrens nicht gestattet war, weiterhin gewährleistet gewesen. Zudem gilt zu bedenken, dass auch die Betrachtungsbedingungen im Operationssaal keinesfalls immer als optimal einzustufen sind.
- Zweitens bildete die Gruppe der Auswerter kein einheitliches Kollektiv, es waren Ärzte aus verschiedenen Fachbereichen und verschiedenen Ausbildungsabschnitten (Assistenzärzte, Fachärzte) an der Auswertung beteiligt. Dies entspricht auch der Vorgehensweise in anderen einschlägigen Bildqualitätsstudien mit CBCT-C-Bögen [18, 26, 39, 53]. Allerdings entspricht es gerade dem Sinn eines subjektiven Auswertungsverfahrens, die unterschiedlichen Ansprüche verschiedener Auswerter an ein bildgebendes Verfahren zu eruieren. Ein vollständig homogenes Auswerterkollektiv ließe sich ohnedies

nicht generieren, das Interrater-Agreement zeigte jedenfalls auch innerhalb der verschiedenen Auswertergruppen (Unfallchirurgen, fachfremde Auswerter, beide Gruppen untereinander) keine wesentlichen Unterschiede. Dies deckt sich mit den Beobachtungen in der Bildqualitätsstudie mit einem CBCT-C-Bogen von Euler et al. [18], die ebenfalls keinen Unterschied in den Bewertungen der Auswertungsgruppen (10 Radiologen vs. 10 Unfallchirurgen) feststellen konnten. Andererseits findet sich bei der Bildqualitätsstudie mit einem CBCT-C-Bogen von König et al. [39] der Hinweis, dass die Unfallchirurgen tendenziell etwas bessere Scores als die Radiologen vergaben.

- Der berechnete Kappa-Koeffizient gewichtet nicht nach der Größe der Bewertungsunterschiede, d.h., ein Notenunterschied von lediglich einer Notenstufe würde gleichermaßen ins Gewicht fallen wie der Extremfall eines Unterschiedes von vier Notenstufen. Kleinere Abweichungen sind im Rahmen eines subjektiven Auswertungsverfahrens allerdings durchaus als normal anzusehen und haben wohl maßgeblich den geringen Kappa-Koeffizienten geprägt [2]. König et al. [39] berichten in ihrer Bildqualitätsstudie am CBCT-C-Bogen ebenfalls von einem deutlichen Niveauunterschied der Bewertungen (bis zu 1,5 Notenstufen) durch die einzelnen Auswerter bei einem ebenfalls fünfstufigen Scoring-System.

4.2.2. Diskussion der Absolutbewertungen der Aufnahmemodi

Die Auswerter beurteilten erwartungsgemäß das konventionelle CT bei allen bewerteten Strukturen im Beckenbereich mit meist deutlichem Abstand als bestes bildgebendes Verfahren. Dies deckt sich mit den Ergebnissen von anderen bekannten Bildqualitätsstudien:

- Euler et al. [18] verglichen die Qualität der Bildgebung am Talus mit dem Siemens Siremobil Iso-C-3D mit der klassischen Röntgendiagnostik, der intraoperativen 2D-Durchleuchtung und dem konventionellem CT. Vier nicht frakturierte formalinfixierte humane Unterschenkelfußpräparate wurden hierzu mit je zwei Schrauben von ventral parallel zur Taluslängsachse versehen, um die Schraubenosteosynthese von Talushalsfrakturen zu simulieren. An

der Auswertung beteiligten sich unabhängig voneinander 10 Unfallchirurgen und 10 Radiologen. Die Bildqualität wurde hinsichtlich der Abbildungsgüte von Kortikalis und Spongiosa, dem Bildrauschen und dem Auftreten von Artefakten jeweils mit einem vierstufigen Score (1 = sehr gut; 4 = schlecht) beurteilt, diese vier Einzelnoten wurden zu einem Bildqualitätssummscore aufaddiert. Die statistische Auswertung erfolgte wie in der vorliegenden Studie mit dem Wilcoxon-Test für zwei verbundene Stichproben. Der Bildqualitätssummscore wurde für den CBCT-C-Bogen unter allen vier Aufnahmemodalitäten mit höchster Signifikanz ($p < 0,001$) am schlechtesten bewertet (Summscore CBCT-C-Bogen: 11,2; CT: 7,6; 2D-Durchleuchtung: 7,6; Röntgen: 4,7). Euler et al. fokussierten in ihrer Arbeit allerdings eher auf die Bildqualität am CBCT-C-Bogen insgesamt als auf ausgewählte Strukturen, ferner stand die klinische Konsequenz durch die Befundung der Aufnahmen im Vordergrund. Die Untersuchung blieb auf den Hochdosismodus des CBCT-C-Bogens beschränkt.

- König et al. [39] untersuchten die Bildqualität des Siemens Siremobil Iso-C-3D im Vergleich zum konventionellen CT. Hierzu wurden an acht humanen Leichenpräparaten Aufnahmen von jeweils vier verschiedenen Regionen im Beckenbereich (Ileosakralgelenk, Acetabulum, Oberschenkelhals, vorderer Beckenring) durch drei Radiologen und drei Unfallchirurgen unabhängig voneinander befundet. Die Bewertung erfolgte nach den Aspekten subjektive Bildqualität, Darstellungsqualität knöcherner Strukturen, Darstellungsqualität und Abgrenzbarkeit von Weichteilen und Artefakteinfluss anhand eines fünfstufigen Scoring-Systems (1 = sehr gut, 5 = schlecht). Dabei schnitt das konventionelle CT mit durchschnittlichen Scores zwischen 1,5 und 2 deutlich besser ab als der CBCT-C-Bogen mit Werten zwischen 3,5 und 4, wobei die konventionellen CT-Aufnahmen bei allen Präparaten und allen Regionen von allen Untersuchern besser bewertet wurden. König et al. legten allerdings den Schwerpunkt ihrer Bildqualitätsstudie auf die Absolutbewertung der Aufnahmen und auf den Vergleich mit dem konventionellen CT, der Siemens Siremobil Iso-C-3D wurde dabei durchgehend im Hochdosismodus betrieben. Kritisch bleibt anzumerken, dass König et al. für ihre Ergebnisse

Mittelwerte anstelle des statistisch korrekteren Median berechneten, obwohl ein ordinalskaliertes Bewertungsscore vorlag [69].

- Schmidhuber [56] führte eine Bildqualitätsstudie mit dem Siemens Siremobil Iso-C-3D sowie einem konventionellen CT durch. Als Aufnahmemodi am genannten CBCT-C-Bogen kamen u.a. ein Hochdosis- und ein Niedrigdosismodus zum Einsatz. Abbildungsareale waren das Hüftgelenk und die LWS. Die Auswertung erfolgte unabhängig voneinander durch fünf Radiologen anhand eines fünfstufigen Scoring-Systems (1 = sehr gut, 5 = schlecht) hinsichtlich der Kriterien subjektives Bildrauschen, Abgrenzbarkeit von Kortikalis, Darstellung der Spongiosa, Abgrenzbarkeit der Gelenkflächen und bezüglich der Frage, ob die subjektive Bildqualität durch Artefakte beeinflusst wird. Die statistische Auswertung erfolgte durch Modalwerte, d.h., der in einer Bewertungskategorie häufigste Wert stellte die Endnote dar [69]. Damit wurde allerdings eine Streuung in den Einzelbewertungen nicht berücksichtigt, ferner wurden nur ganzzahlige Notenstufen als Endnote erzielt. In der Arbeit von Schmidhuber erzielte das konventionelle CT in der Gesamtbewertung die Noten 1 (Hüftgelenk) bzw. 2 (LWS), während der CBCT-C-Bogen im Hochdosismodus die Noten 2 (Hüftgelenk) bzw. 3 (LWS) erhielt.

Die Überlegenheit des konventionellen CT hinsichtlich der Bildqualität liegt vermutlich größtenteils darin begründet, dass es sich beim konventionellen CT gegenüber den CBCT-C-Bögen um eine völlig andere Technik der Schnittbildgebung mit anderen Ansprüchen handelt, sodass ein Vergleich nur bedingten Wert besitzt. Zudem muss auch bedacht werden:

- Das konventionelle CT war in der vorliegenden Arbeit aus technischen Gründen nicht in die Verblindung mit einbezogen worden. Möglicherweise haben die Auswerter im Sinne eines „Vertrauensvorschlusses“ dieses ihnen bekannte Verfahren unwillkürlich etwas besser bewertet als die Aufnahmen der CBCT-C-Bögen, da letztere auch im chirurgischen Alltag im Vergleich zum konventionellen CT (noch) eher selten eingesetzt werden.
- Die Aufnahmen des konventionellen CT im Rahmen dieser Arbeit waren gezielt mit dosisintensiven hochauflösenden Aufnahme- und Rekonstruk-

tionsparametern durchgeführt worden, um allen Auswertern zu Beginn des Auswertungsverfahrens möglichst gute Referenzbilder bieten zu können. Dieses Vorgehen war nötig, da die Auswerter beim unmittelbaren Betrachten der Aufnahmen an den CBCT-C-Bögen ansonsten wegen der Randomisierung der Bilddatensätze z.T. mit schlechteren, z.T. mit besseren Bildern die Auswertung begonnen hätten. Dies hätte sich möglicherweise als Verzerrung in den Bewertungen bemerkbar gemacht. Im Klinikalltag werden jedoch möglicherweise etwas weniger hochauflösende Bilder mit dem konventionellen CT erstellt. Ferner entspricht es auch der gängigen Operationspraxis, das konventionelle CT präoperativ, also vor Benutzung eines CBCT-C-Bogens, anzuwenden.

- Euler et al. [18] legten in ihrer vergleichenden Bildqualitätsstudie den Auswertern die Aufnahmen des CBCT-C-Bogens **vor** dem konventionellen CT vor. Prinzip dieser Reihenfolge war es, nicht durch einen zu erwartenden höheren Informationsgewinn in der vorangegangenen Modalität (CBCT-C-Bogen) die jeweils nachfolgende Befundung (konventionelles CT) zu beeinflussen. Allerdings lag der Schwerpunkt der Arbeit von Euler et al. auf einem Vergleich verschiedener bildgebender Verfahren untereinander (intraoperative 2D-Durchleuchtung, klassische Röntgendiagnostik, CBCT-C-Bogen und konventionelles CT), während die vorliegende Arbeit auf einen Vergleich **innerhalb** der CBCT-C-Bögen abzielt und das CT eher als Hilfsmittel für gleiche Ausgangsbedingungen benutzt.
- Das konventionelle CT konkurriert nur bedingt mit den CBCT-C-Bögen, da ersteres i.d.R. prä- oder postoperativ, letztere intraoperativ angewandt werden [11, 17, 18, 26, 27, 28, 29, 39, 40, 50, 51, 52, 53, 70].

Die Tatsache, dass die meisten Auswerter den Siemens Arcadis im Hochdosismodus bei fünf der sechs auszuwertenden Strukturen unter den CBCT-C-Bögen am besten bewerteten, lässt sich u.a. durch folgende beiden Punkte erklären:

- Der Siemens Arcadis bezieht zur Berechnung der Schnittbilder 2D-Projektionsaufnahmen aus einem deutlich größeren Winkel als der Ziehm

Vision mit ein (Rotationswinkel von 190 ° vs. 135 °). Möglicherweise wirkt sich diese zusätzliche Abtastung positiv auf die Abgrenzbarkeit bzw. Darstellung der Strukturen aus [9, 60].

- Beiden Geräten liegen jeweils firmenbedingt andere automatische Bildverarbeitungsprozesse zugrunde, die ihrerseits auf unterschiedliche Weise Einfluss auf die Bildqualität nehmen.

Bezüglich der Abgrenzbarkeit bzw. Darstellung der ausgewählten Strukturen insgesamt ergab sich für die CBCT-C-Bögen ein eher heterogenes Bild: Während die acetabuläre Gelenkfläche des Hüftgelenks, die Fovea capitis femoris und mit Einschränkungen auch die Kortikalis des Hüftkopfs zufriedenstellende Bewertungen mit den CBCT-C-Bögen erzielten, wäre nach Ansicht der Auswerter ein sicheres Arbeiten mit diesen Geräten im Bezug auf die Spongiosa des Hüftkopfes, die Ileosakralgelenksfuge und die Foramina sacralia meist nicht möglich gewesen. Der Hinweis auf die schlechte Darstellung der Spongiosa am CBCT-C-Bogen findet sich auch bei Kotsianos et al. [40], Rock et al. [40] und Schmidhuber [56]. Hier stellt sich dann eher die Frage nach der Anwendbarkeit der CBCT-C-Bögen überhaupt als die Frage nach den Bildqualitätsunterschieden zwischen den einzelnen Aufnahmemodi. Aus methodischen Gründen und im Hinblick auf die Thematik dieser Arbeit kann und soll hier jedoch auf die Absolutbewertung der Aufnahmemodi der CBCT-C-Bögen nur bedingt Wert gelegt werden.

4.2.3. Diskussion der Bewertungsunterschiede zwischen Hochdosis- und Niedrigdosismodi

Im Bezug auf den Vergleich der Bildqualität zwischen Hochdosis- und Niedrigdosisaufnahmen lässt sich festhalten, dass sich auf den ersten Blick zwar ein subjektiv deutlich erkennbarer Unterschied bezüglich des Gesamteindrucks der Bilder ergibt, wie dies die Bildbeispiele für den Beckenbereich (Abbildungen 10 und 11) nahelegen. Keineswegs ging damit jedoch eine gleichsinnige Verschlechterung bei Bewertung der Abgrenzbarkeit bzw. Darstellung der ausgewählten Strukturen einher.

Für die Aufnahmen am Siemens Arcadis zeigten sich nur für die Ileosakralgelenksfuge und die Foramina sacralia sehr deutliche Bewertungsunterschiede zwischen Hochdosis- und Niedrigdosismodus von etwa 1,5 Notenstufen. Bei den übrigen vier bewerteten Strukturen waren die Unterschiede nur mäßig bzw. gering ausgeprägt oder im Falle der acetabulären Gelenkfläche des Hüftgelenks sogar vernachlässigbar. Allerdings muss bedacht werden, dass ein Übergang vom Hochdosis- in den Niedrigdosismodus beim Siemens Arcadis nur eine geringe Dosisersparung erbringt, da dieses Gerät bereits im Hochdosismodus mit einer Strahlendosis von weniger als 1 mGy arbeitet [8]. Insbesondere bei Aufnahmen der Ileosakralgelenksfuge bzw. der Foramina sacralia sollte daher weiterhin im Hochdosismodus gearbeitet werden, für die anderen Strukturen ist der Niedrigdosismodus zumindest eine abwägbar Option.

Beim Umschalten vom Hochdosis- in den Niedrigdosismodus des Ziehm Vision waren die Bewertungsunterschiede im Bezug auf die Bildqualität insgesamt deutlich schwächer ausgeprägt als beim Siemens Arcadis: Innerhalb der Aufnahmemodi mit LPK lagen die Unterschiede maximal im Bereich mäßiger Differenzen und waren für die acetabuläre Gelenkfläche des Hüftgelenks, die Spongiosa des Hüftkopfs und die Foramina sacralia sogar vernachlässigbar. Innerhalb der Aufnahmemodi ohne LPK ergab sich ein sehr deutlicher Unterschied von etwa einer Notenstufe nur für die Ileosakralgelenksfuge, bei den übrigen untersuchten Strukturen waren die Unterschiede ebenfalls nur mäßig ausgeprägt oder vernachlässigbar. Angesichts der großen Dosisersparung kann daher für den Ziehm Vision sowohl mit als auch ohne Aktivierung des LPK durchaus ein Plädoyer zugunsten des Niedrigdosismodus gegeben werden [8].

Zu einem anderen Ergebnis kommt Schmidhuber [56], die den Niedrigdosismodus am CBCT-C-Bogen trotz der deutlichen Dosisersparungspotentiale als Risiko im Bezug auf die Bildqualität betrachtet. Allerdings wurden dort ein anderes Gerät (Siemens Siremobil Iso-C-3D), andere statistische Auswertungsverfahren (Modalwerte) und eine andere Schwerpunktsetzung im Bezug auf die Bildqualität verwendet, sodass ein direkter Vergleich zwischen der Arbeit von

Schmidhuber und den hier vorliegenden Ergebnissen nur mit großen Einschränkungen möglich ist.

Stellt man die Aufnahmemodi mit und ohne Aktivierung des LPK gegenüber, so waren zwischen den jeweiligen Hochdosismodi fast ausnahmslos vernachlässigbare Unterschiede festzustellen; bei der Abgrenzbarkeit der Ileosakralgelenksfuge hatte der LPK sogar einen ausgeprägten negativen Effekt, indem bei Abschalten des LPK eine bessere Bewertung um mehr als 0,5 Notenstufen erzielt wurde. Ebenfalls nur geringe oder vernachlässigbare Bewertungsunterschiede fanden sich beim Vergleich der Niedrigdosismodi mit und ohne LPK, mit Ausnahme der Foramina sacralia, für die durch Aktivierung des LPK eine deutlich bessere Darstellung erzielt werden konnte. Da bei der Deaktivierung des LPK ein deutlicher Rückgang der Strahlendosis zu verzeichnen ist, könnte dies mit Blick auf die Strahlenbelastung angesichts der kaum vorhandenen und z.T. negativen Effekte auf die Bildqualität lohnenswert sein [8]. Allerdings gilt zu bedenken, dass für die Studie nur Präparate mit niedrigem BMI zur Verfügung standen und sich ein möglicherweise günstiger Effekt des LPK vielleicht erst bei Präparaten mit höherem BMI gezeigt hätte. Eine diesbezüglich interessante Aussage zum Zusammenhang zwischen BMI und Bildqualität treffen König et al. [39] in ihrer Bildqualitätsstudie, die einen CBCT-C-Bogen (Siemens Siremo-bil Iso-C-3D) mit einem einzigen Aufnahmemodus (Hochdosismodus, keine Aktivierung eines LPK möglich) für die Aufnahme von Leichenpräparaten mit einer großen Spannbreite im BMI verwendeten (BMI zwischen 20 und 43). Dabei zeigte sich keine Abhängigkeit der Bildqualität vom BMI. Zudem muss bedacht werden, dass sich ein höherer BMI angesichts der Fettverteilung eher im Beckenbereich als im MKG-Bereich niedergeschlagen hätte.

4.3. Diskussion der Ergebnisse für die MKG

4.3.1. Allgemeine Aspekte und Interrater-Agreement

Das Auswertungsverfahren für den Fachbereich MKG war prinzipiell gleichartig aufgebaut, mit dem Unterschied, dass insgesamt acht Strukturen an drei Leichenpräparaten durch fünf Auswerter bewertet wurden.

Für das ebenfalls nur leichte oder sogar schlechte Interrater-Agreement bei den Aufnahmemodi der CBCT-C-Bögen bzw. das nur ausreichende Interrater-Agreement beim konventionellen CT lassen sich dieselben Argumente anführen wie bei der Diskussion des Interrater-Agreement für die Unfallchirurgie: Unterschiedlich gewählte Arbeitsplätze, unterschiedliche Ansprüche an die Bildgebung und fehlende Gewichtung der Bewertungsunterschiede durch den Kappa-Koeffizienten könnten zur Divergenz der Bewertungen beigetragen haben. Die weitaus höhere Zahl an signifikanten Ergebnissen bei der Berechnung des Kappa-Koeffizienten gegenüber der Unfallchirurgie ist dadurch begründet, dass in die Berechnung für die MKG acht statt nur sechs Strukturen sowie drei statt nur zwei Leichenpräparate eingingen und somit ein Vergleich zwischen mehreren Einzelwerten erfolgte. Die insgesamt etwas schlechteren Bewertungen im Rahmen der Auswertung des MKG-Bereichs im Vergleich zum Beckenbereich lassen sich u.a. darauf zurückführen, dass hier überwiegend kleinere Strukturen zu beurteilen waren, die von Natur aus schwieriger abgrenzbar sind.

Die insgesamt meist kleineren Strukturen der MKG im Vergleich zu denjenigen der Unfallchirurgie erklären vermutlich auch, warum unsystematische Seitenunterschiede in den Bewertungen deutlicher und häufiger anzutreffen waren als bei den Strukturen des Beckenbereichs. Insbesondere scheint für die Strukturen der MKG auch der Einfluss unterschiedlicher Präparate deutlicher hervorzutreten: Leichenpräparat 1 verfügte über einen größeren Alveolarkanal, ein größeres Foramen mentale und Foramen infraorbitale und wurde in den vergleichbaren Aufnahmemodi entsprechend besser bewertet als die beiden anderen Präparate.

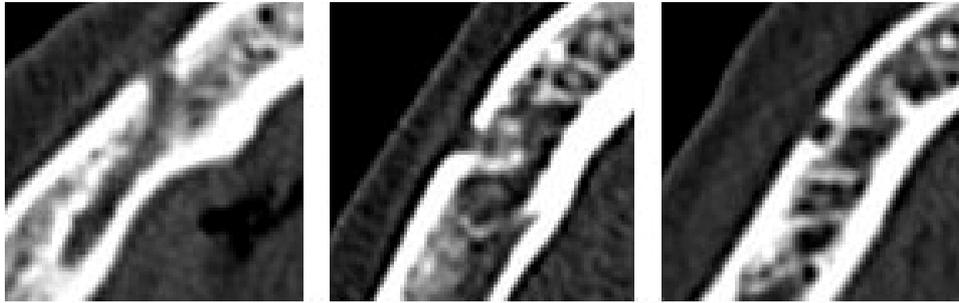


Abbildung 38: Bildausschnitte aus den CT-Aufnahmen auf Höhe des Foramen mentale bzw. Alveolarkanals rechts: Leiche 1 (links), Leiche 2 (Mitte), Leiche 3 (rechts). Größere Strukturen bei Leiche 1 gegenüber Leiche 2 und 3

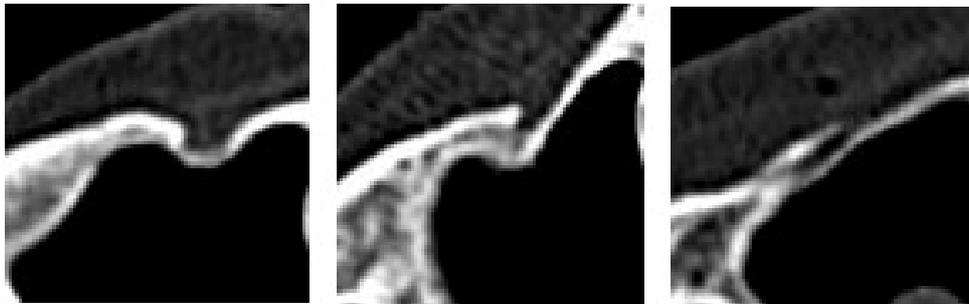


Abbildung 39: Bildausschnitte aus den CT-Aufnahmen auf Höhe des Foramen infraorbitale rechts: Leiche 1 (links), Leiche 2 (Mitte), Leiche 3 (rechts). Größere Struktur bei Leiche 1 gegenüber Leiche 2 und 3

4.3.2. Diskussion der Absolutbewertungen der Aufnahmemodi

Auch die Auswerter der MKG befanden in allen zu beurteilenden Strukturen das konventionelle CT als bestes bildgebendes Verfahren. Heiland et al. [26] verweisen in ihrer vergleichenden Bildqualitätsstudie zur Erkennbarkeit von Strukturen an Mittelgesicht und Unterkiefer ebenfalls darauf, dass die Bildqualität des CBCT-C-Bogens (Siemens Siremobil Iso-C-3D) deutlich geringer ausfiel als diejenige des konventionellen CT.

Bei sieben der acht Strukturen wurde wiederum der Siemens Arcadis im Hochdosismodus als bestes bildgebendes Verfahren bewertet, im Falle des Nasenseptums gemeinsam mit dem Ziehm Vision im Hochdosismodus mit LPK. Die

Abgrenzbarkeit des Alveolarkanals wurde mit dem Ziehm Vision im Hochdosismodus ohne LPK für am besten gehalten.

Insgesamt ergab sich wiederum ein heterogenes Bewertungsmuster für die CBCT-C-Bögen im Bezug auf die ausgewählten Strukturen: Während die Abgrenzbarkeit der medialen Orbitawand, der Sinus ethmoidales, der Kieferhöhle, des Nasenseptums und mit Einschränkungen des Foramen mentale im zufriedenstellenden Bereich lagen, fiel die Anwendbarkeit der CBCT-C-Bögen bei der Abgrenzung von Alveolarkanal, Canalis opticus und Foramen infraorbitale nach den Bewertungen der Auswerter eher zweifelhaft aus. Aus Gründen der Thematik und Methodik dieser Arbeit sei jedoch nochmals darauf hingewiesen, dass die Absolutbewertungen der Aufnahmemodi nicht hauptsächlicher Gegenstand dieser Arbeit sein sollen.

4.3.3. Diskussion der Bewertungsunterschiede zwischen Hochdosis- und Niedrigdosismodi

Die Ergebnisse für den Fachbereich MKG könnten ebenfalls einen Hinweis dafür liefern, dass im Wechsel der Aufnahmemodi der CBCT-C-Bögen ein deutliches Dosiseinsparungspotential besteht, wenngleich auch mit größeren Einschränkungen, da die Bewertungsunterschiede bezüglich der Abgrenzbarkeit der Strukturen zwischen Hochdosis- und Niedrigdosismodus meist etwas höher ausfielen als bei der Auswertung der Strukturen im Beckenbereich. Die Bildbeispiele mögen zwar auch hier in der direkten Gegenüberstellung (Abbildungen 21 und 22) einen prima vista besseren Gesamteindruck in den jeweiligen Hochdosismodi ergeben, auf die Abgrenzbarkeit einzelner Strukturen scheint dies nicht notwendigerweise einen gleichartigen Einfluss zu haben.

Beim Siemens Arcadis waren für die meisten zu beurteilenden Strukturen deutliche Bewertungsunterschiede zwischen Hochdosis- und Niedrigdosismodus festzustellen, ein mäßiger Unterschied fand sich lediglich beim Alveolarkanal und ein geringer Unterschied zeigte sich bei der medialen Orbitawand. Angesichts der eher bescheidenen Dosiseinsparung beim Verwenden des Niedrig-

dosismodus des Siemens Arcadis wäre für die MKG ein Beibehalten des Hochdosismodus aus Sicherheitsgründen demnach angemessener, zumindest im Hinblick auf die in dieser Arbeit untersuchten Strukturen [8].

Beim Ziehm Vision hingegen ergab sich mit LPK im Vergleich zwischen Hochdosis- und Niedrigdosismodus ein deutlicher Bewertungsunterschied nur für das Nasenseptum, für die anderen Strukturen lagen die Unterschiede im Bereich geringer oder sogar vernachlässigbarer Differenzen. Ohne LPK traten in drei Fällen deutliche Bewertungsunterschiede auf (mediale Orbitawand, Canalis opticus und Kieferhöhle), für die übrigen Strukturen fanden sich nur mäßige, geringe oder sogar vernachlässigbare Differenzen. Da beim Ziehm Vision durch Umschalten in den Niedrigdosismodus erheblich an Strahlendosis gespart werden kann, stellt dieser sowohl mit als auch ohne LPK eine möglicherweise sinnvolle Alternative zum Hochdosismodus dar [8].

Zu einem ähnlichen Ergebnis gelangten Heiland et al. [29] Sie untersuchten die Bildqualität für die Planung chirurgischer Zahnsanierungen am Siemens Siremobil Iso-C-3D bei einem Patienten im Hochdosis-, bei einem zweiten Patienten im Niedrigdosismodus. Die Bewertungen durch fünf MKG-Chirurgen mittels eines fünfstufigen Scoring-Systems lagen überwiegend im sehr guten oder guten Bereich und zeigten keinen deutlichen Unterschied zwischen Hochdosis- und Niedrigdosismodus. Kritisch anzumerken bleibt allerdings, dass die Aufnahmen mit Hochdosis- und Niedrigdosismodus an zwei verschiedenen Patienten angefertigt wurden und somit nur eine eingeschränkte Vergleichbarkeit der Bildqualität zwischen den beiden Aufnahmemodi gegeben war.

Die Aktivierung des LPK am Ziehm Vision führte sowohl im Vergleich der jeweiligen Hochdosis- als auch Niedrigdosismodi in vielen Fällen nur zu einem geringen oder vernachlässigbaren Bewertungsunterschied. Bei mehreren Strukturen war es sogar zu einer sehr deutlichen Verschlechterung (um bis zu 1,5 Notestufen) denn zu einer eigentlich erwarteten Verbesserung in den Bewertungen gekommen; insbesondere beim Alveolarkanal und dem Foramen mentale war dieses Phänomen besonders ausgeprägt. Nur für die Kieferhöhle und die mediale Orbitawand konnte im Niedrigdosismodus durch Aktivierung des LPK ein

mäßiger Unterschied zugunsten des LPK erreicht werden. Eine mögliche Erklärung für diesen z.T. negativen Effekt des LPK könnte darin gesehen werden, dass der LPK die Intensität der Röntgenröhre erhöht und somit zu einer Zunahme von störender Streustrahlung führt [9]. Von Seiten der Messung des SRV am Prüfkörper ließe sich eine solche Auswirkung jedoch nicht untermauern, vielmehr führte der LPK dort zu einer Verbesserung des SRV. Ein Abschalten des LPK beim Arbeiten im MKG-Bereich mit dem Ziehm Vision wäre für den Anwender daher durchaus eine Überlegung wert, da hiermit nicht nur eine deutliche Reduktion der Strahlenexposition, sondern auch eine Verbesserung der Abgrenzbarkeit gewonnen wäre. Zu beachten ist im Bezug auf die eben gemachten Ausführungen im MKG-Bereich, dass – im Unterschied zum Beckenbereich – keine direkten Dosismessungen zur Verfügung standen und für Vergleichszwecke auf die Dosiswerte im Beckenbereich zurückgegriffen werden muss [8].

4.4. Diskussion der Signal-Rausch-Verhältnisse

Die Darstellung der SRVs zeigte im Gegensatz zur subjektiven Bewertung durch die Auswerter erwartungsgemäß einen klareren Zusammenhang mit der eingesetzten Strahlendosis: Hochdosis- und Niedrigdosismodus eines Gerätes unterschieden sich jeweils zugunsten des Hochdosismodus deutlich im Bezug auf das Bildrauschen, die Aktivierung des LPK beim Ziehm Vision erbrachte eine deutliche Zunahme des SRV. Dies entspricht den eingangs gegebenen Ausführungen über die Dosisabhängigkeit des SRV [5]. Allerdings fielen trotz wesentlich niedrigerer Strahlendosis in vergleichbaren Aufnahmemodi an beiden verwendeten Einsätzen die Werte für den Siemens Arcadis deutlich besser aus als für den Ziehm Vision, wobei dies für den Bereich niedrigerer Schwächungen (Einsatz „PMP“) deutlicher ausgeprägt war als für höhere Schwächungen (Einsatz „Teflon“). Ursächlich waren hier möglicherweise wieder die unterschiedlichen automatischen Bildbearbeitungsprozesse und die unterschiedlichen Rotationswinkel beider Geräte.

Bemerkenswert war ferner die in Relation zum Ausgangswert weitaus deutlichere Abnahme des SRV für den Einsatz „Teflon“ beim Ziehm Vision im Vergleich zum Siemens Arcadis beim Umschalten in den jeweiligen Niedrigdosismodus. Dies könnte darin begründet liegen, dass beide CBCT-C-Bögen die Realisierung des Niedrigdosismodus unterschiedlich handhaben: Der Ziehm Vision reduziert die Strahlungsdauer pro Einzelbild während des 3D-Scans, der Siemens Arcadis hingegen halbiert die Anzahl der Einzelbilder pro 3D-Scan [9]. Die Folge sind beim Siemens Arcadis zwar vermehrte Streifenartefakte im Bild, möglicherweise hatte dies auf das Bildrauschen jedoch geringeren Einfluss. Warum sich ein entsprechender Effekt nicht auch für den Einsatz „PMP“ findet, kann damit jedoch nicht erklärt werden.

In allen Aufnahmemodi inklusive des konventionellen CT fielen im Bereich niedriger Schwächungen (Einsatz „PMP“) die SRVs deutlich schlechter aus als im Bereich höherer Schwächungen (Einsatz „Teflon“); dies könnte seine Entsprechung im subjektiven Auswertungsverfahren der Bildqualität darin finden, dass die Spongiosa des Hüftkopfs als Knochenstruktur mit geringeren Schwächungseigenschaften (am ehesten entsprechend dem Einsatz „PMP“) in allen Aufnahmemodi inklusive des konventionellen CT deutlich schlechter bewertet wurde als die zugehörige Kortikalis (am ehesten entsprechend dem Einsatz „Teflon“) [37, 67].

Ein Vergleich der drei verschiedenen bildgebenden Systeme (konventionelles CT, Siemens Arcadis, Ziehm Vision) gestaltet sich bezüglich des SRV allerdings insofern problematisch, dass die automatischen Bildverarbeitungsprozesse und damit der Algorithmus der jeweiligen automatischen Fensterung und Pixelwertvergabe nicht bekannt sind. Bei den Aufnahmen für die Prüfkörper fanden sich folgende unterschiedlichen Fensterbreiten, bei denen sich v.a. der Ziehm Vision deutlich von den anderen beiden Geräten absetzte:

Tabelle 42: Gemessene Fensterbreiten in ImageJ 1.39 für die verschiedenen Geräte und Aufnahmemodi bei Aufnahmen des Prüfkörpers Catphan 600

Gerät und Aufnahmemodus	gemessene Fensterbreite (Differenz maximaler und minimaler Pixelwert) in ImageJ 1.39
CT MKG	4092
CT Unfallchirurgie	3918
Siemens Arcadis Orbic 3D, Hochdosismodus	4096
Siemens Arcadis Orbic 3D, Niedrigdosismodus	4096
Ziehm Vision Vario 3D, Hochdosismodus mit LPK	21561
Ziehm Vision Vario 3D, Niedrigdosismodus mit LPK	22882
Ziehm Vision Vario 3D, Hochdosismodus ohne LPK	9828
Ziehm Vision Vario 3D, Niedrigdosismodus ohne LPK	11359

Damit wird deutlich, dass eine Vergleichbarkeit der SRVs zwischen den verschiedenen Geräten nur mit Einschränkungen möglich ist, da die unterschiedlichen Fensterbreiten möglicherweise unterschiedliche Verteilungen von mittlerer Signalintensität bzw. der Standardabweichung der mittleren Signalintensität bedingen.

Das Bildrauschen ist v.a. für digitale Systeme ein entscheidender Einflussfaktor auf die Bildqualität, denn die Strukturerkennbarkeit ist – wie eingangs dargestellt – bei digitalen Systemen nicht kontrastbegrenzt, sondern rauschbegrenzt [47, 57]. Zudem stellt das SRV eine einfach messbare und objektivierbare physikalische Größe dar. Allerdings ist das SRV offensichtlich bei weitem nicht alleine hinreichend, ein Bild als besser oder schlechter zu bewerten. In dieser Arbeit gingen die Ergebnisse für das SRV nicht immer mit entsprechenden und vor allem entsprechend großen Veränderungen in den subjektiven Auswertungen einher. Eine subjektive Einschätzung des Bildrauschens oder die Frage nach dem subjektiven Bildeindruck insgesamt durch die Betrachter wurde im Rahmen dieser Arbeit allerdings nicht durchgeführt, da dies möglicherweise unwillkürlich auch zu einer Veränderung in den Bewertungen der Abgrenzbarkeit bzw. Darstellung der einzelnen Strukturen geführt hätte: Bei der Befundung des Gesamteindrucks eines Bildes als schlecht fiel es dem Auswerter evtl.

schwer, im gleichen Bild die einzelnen Strukturen als gut abgrenzbar bzw. dargestellt zu bewerten.

4.5. Aussagekraft und Einschränkungen der Arbeit

Die vorliegende Arbeit liefert Hinweise dafür, dass für die Verwendung der CBCT-C-Bögen im Bezug auf die Abgrenzbarkeit bzw. Darstellung bestimmter Strukturen, die für die Unfallchirurgie bzw. MKG von Interesse sind, ein Dosisersparungspotential existiert. Die Arbeit erhält ihre Aussagekraft durch folgende Punkte:

- Die Bilddatensätze waren hinsichtlich des verwendeten Aufnahmemodus und CBCT-C-Bogens verblindet.
- Insbesondere durch die sequentielle Betrachtung der Bilddatensätze anstelle einer simultanen Gegenüberstellung der Bilder war eine direkte Vergleichbarkeit der Bilddatensätze untereinander für den einzelnen Auswerter nicht gegeben.
- Die Bilddatensätze waren hinsichtlich der Reihenfolge der Aufnahmemodi randomisiert.
- Die Bilddatensätze wurden – soweit die beiden verwendeten Geräte dies zuließen – auf dieselbe Weise nachbearbeitet und exportiert.
- Die Auswerter konnten ihren eigenen Arbeitsplatz wählen und führten die Auswertungen vollkommen unabhängig voneinander aus.
- Es wurden echte Leichenpräparate anstelle künstlicher Strukturen bzw. Phantome gescannt und somit der intraoperative Situs optimal nachgestellt.

Einschränkungen der Arbeit sind jedoch in folgenden Aspekten zu sehen:

- Das Auswerterkollektiv war heterogen im Bezug auf die ärztliche Tätigkeit und die Berufserfahrung. Allerdings wäre die Erstellung eines vollkommen homogenen Auswerterkollektivs beinahe unmöglich gewesen, da auch innerhalb einer ärztlichen Berufsgruppe jeder Auswerter eigene Ansprüche an die bildgebenden Verfahren stellt, die selbst mit einem standardisierten Bewertungsscore nur schwer ausgeschaltet werden können. Die Auswerter

aus den Fachbereichen Unfallchirurgie bzw. MKG stimmten untereinander jedenfalls nicht homogener ab als die fachfremden Auswerter untereinander oder beide Gruppen untereinander.

- Die freie Wahl des Arbeitsplatzes für die Auswertungen führte möglicherweise zu ungewollten Verschiebungen der Bewertungen im Vergleich zu einem optimalen radiologischen Bildschirmarbeitsplatz. Dies hätte jedoch überwiegend nur eine Veränderung der Absolutwerte, nicht aber der Bewertungsunterschiede als Zielgröße dieser Arbeit bedingt, da der einmal gewählte Arbeitsplatz nicht mehr gewechselt werden durfte. Zudem ist zu bedenken, dass auch intraoperativ meist keine optimalen Bildbetrachtungsmöglichkeiten bestehen. Dennoch soll der Schwerpunkt dieser Arbeit auf den Bewertungsunterschieden zwischen den einzelnen Aufnahmemodi liegen und nicht auf deren Absolutbewertung.
- Die exportierten Aufnahmen sind in Absprache mit erfahrenen Ärzten und Technikern unter der Annahme einer möglichst optimalen Bildqualität nachbearbeitet worden. Möglicherweise wären aber mit anderen Bildnachbearbeitungsmaßnahmen noch etwas bessere Absolutbewertungen erzielt worden.
- Es wurden nur axiale Schichten für die Bewertung herangezogen, intraoperativ stehen jedoch auch sagittale und koronare Schichten zur Verfügung. Es wäre vorstellbar gewesen, dass sich unter Zuhilfenahme der anderen Schichten gerade für die kleineren Strukturen im MKG-Bereich bessere Absolutbewertungen ergeben hätten. Auf die Bewertungsunterschiede zwischen den einzelnen Aufnahmemodi wäre dies jedoch wiederum ohne Auswirkung gewesen, da im Gegensatz zum konventionellen CT, in welchem die axialen Schichten hochauflösender dargestellt werden, aufgrund der anderen Schnittbildgewinnung der CBCT-C-Bögen alle Raumebenen in derselben Auflösung dargestellt werden.
Ferner wäre die Darstellung aller drei Raumebenen aus technischen Gründen (Exportieren, Verblindung, geeignete Viewer) sehr schwierig gewesen, im Hinblick auf die Menge des auszuwertenden Bildmaterials (dreifache

Bildmenge pro Auswerter) angesichts des ohnehin schon hohen Zeitaufwands nur für die axialen Schichten für die Auswerter unzumutbar gewesen.

- Die subjektive Bewertung beschränkte sich auf bestimmte, ausgewählte Strukturen und vernachlässigte beispielsweise den Gesamteindruck der Aufnahmen. Möglicherweise wäre es unter Einbeziehung weiterer oder anderer Strukturen zu anderen Einzel- oder Gesamtbewertungen gekommen. Jedoch sind gerade die ausgewählten Strukturen von hoher Relevanz für die entsprechenden Fachbereiche.

Zudem hätte die Bewertung des Gesamteindrucks einer Aufnahme möglicherweise unwillkürlich auch zu einer Auswirkung auf die Bewertung der Abgrenzbarkeit bzw. Darstellung der Strukturen in derselben Aufnahme geführt (schlechter Eindruck vom Gesamtbild führt evtl. zu schlechter Bewertung der Einzelstrukturen in diesem Bild).

- Die Leichenpräparate wiesen einen niedrigen BMI auf. Möglicherweise hätte die Verwendung des LPK beim Ziehm Vision für Präparate mit höherem BMI bessere Bewertungen erzielt. Allerdings standen derartige Leichenpräparate für diese Arbeit nicht zur Verfügung. Zudem wäre ein hoher BMI aufgrund der Fettverteilung hauptsächlich für den Beckenbereich, weniger für den MKG-Bereich relevant gewesen.
- Die Leichenpräparate wiesen aufgrund des hohen Alters Änderungen der Knochentextur (Osteoporose) auf, im Falle der Abbildung der Knochenstrukturen jüngerer Patienten könnten sich andere Bewertungen ergeben. Für die Bewertungsunterschiede wiederum dürfte auch dieser Aspekt ohne Belang sein.

Aus den eben aufgeführten Punkten ergibt sich daher, dass die Ergebnisse dieser Arbeit trotz der z.T. hohen Signifikanzniveaus primär als deskriptiv zu betrachten sind.

4.6. Schlussfolgerung

Die Ergebnisse des subjektiven Auswertungsverfahrens für die Abgrenzbarkeit bzw. Darstellung ausgewählter Strukturen im Beckenbereich bzw. MKG-Bereich

im Rahmen dieser Arbeit liefern Hinweise dafür, dass bei der Anwendung der CBCT-C-Bögen zur intraoperativen Schnittbildgebung durchaus noch Dosisersparungspotentiale existieren. In der Zusammenschau von Bildqualität und eingesetzter Strahlendosis gilt dies insbesondere für den Ziehm Vision Vario 3D, mit Einschränkungen auch für den Siemens Arcadis Orbic 3D.

Während für die größeren Strukturen im Beckenbereich die Bewertungsunterschiede zwischen Hochdosis- und Niedrigdosismodus beider Geräte meist vernachlässigbar oder gering ausfielen, traf dies für die Strukturen aus dem MKG-Bereich überwiegend für den Ziehm Vision und nur in Einzelfällen für den Siemens Arcadis zu. Es zeigte sich, dass keineswegs ein direkter Zusammenhang zwischen hoher Strahlendosis und hoher Qualität in der Abgrenzbarkeit bzw. Darstellung der gewählten Strukturen konstatiert werden konnte. Im Falle der Aktivierung des LPK ergaben sich für die Strukturen der MKG mehrfach sogar umgekehrte Beziehungen dergestalt, dass eine höhere Strahlendosis zu einer schlechteren Bewertung der abgebildeten Strukturen führte, wobei für die Studie nur Leichenpräparate mit niedrigem BMI zur Verfügung standen. Ebenso schien auch ein messbar höheres Bildrauschen nicht notwendigerweise direkten Einfluss auf die subjektive Bewertung der abgebildeten Strukturen zu nehmen.

Es darf jedoch nicht übersehen werden, dass es sich bei den Ergebnissen dieser Arbeit um die subjektiven Auswertungsergebnisse von sieben bzw. fünf Ärzten handelt, deren unterschiedliche Erwartungen bzw. Bedürfnisse im Bezug auf die Abbildungsqualität der CBCT-C-Bögen die Auswertungsergebnisse geprägt haben. Dies spiegelt sich u.a. im insgesamt niedrigen Interrater-Agreement für beide Fachbereiche wieder. Die Ergebnisse müssen daher trotz der z.T. hohen Signifikanzniveaus als deskriptiv betrachtet werden. Aus diesem Grunde soll an dieser Stelle keine in irgendeiner Form vereinfachte oder pauschalisierte Schlussempfehlung für oder gegen die Anwendung eines der Aufnahmemodi gegeben werden. Vielmehr zeigt die Arbeit, dass es sich im Interesse einer geringeren Strahlenbelastung im Operationssaal durchaus lohnen könnte, wenn der einzelne Anwender sich im Umgang mit den CBCT-C-Bögen

der Möglichkeit der Niedrigdosisaufnahme modi bewusst bleibt und je nach seinen eigenen Ansprüchen den Aufnahme modus wählt.

Es wäre daher nicht wünschenswert, wenn aus einem falsch verstandenen Sicherheitsbedürfnis bezüglich der Bildqualität durchweg im Hochdosismodus gearbeitet werden würde, ohne sich vorher mit dem Niedrigdosismodus eines Gerätes vertraut gemacht zu haben. In diesem Sinne könnten die Ergebnis-Übersichtstabellen der Unfallchirurgie bzw. MKG für den jeweiligen Anwender als erste Orientierungshilfe bei der Auswahl eines der Aufnahme modi dienen.

5. Zusammenfassung

Die zunehmende Etablierung der intraoperativen Schnittbildgebung durch CBCT-C-Bögen und die damit einhergehende deutlich höhere Strahlendosis für einen 3D-Scan im Vergleich zu einzelnen intraoperativen 2D-Durchleuchtungsbildern wirft die Frage auf, inwiefern bei niedrigerer Strahlendosis auch die Bildqualität solcher intraoperativer Schnittbilder abnimmt. Eine einfache Möglichkeit zur Herabsetzung der Strahlendosis bei CBCT-C-Bögen besteht darin, in den jeweiligen Aufnahmemodi eines Gerätes einen Niedrigdosismodus anstelle des Hochdosismodus zu aktivieren.

In dieser Arbeit wurden daher Aufnahmen von chirurgisch wichtigen Strukturen im Bereich von Acetabulum, Ileosakralgelenksfuge, Unterkiefer und Mittelgesicht an zwei bzw. drei humanen Leichenpräparaten erstellt, wobei zwei Geräte der Firmen Siemens und Ziehm mit jeweils unterschiedlich dosisintensiven Aufnahmemodi zum Einsatz kamen. Die Bewertung der Darstellung bzw. Abgrenzbarkeit der ausgewählten Strukturen erfolgte als subjektives Auswertungsverfahren anhand eines fünfstufigen definierten Scores durch sieben bzw. fünf Auswerter im Rahmen einer verblindeten und randomisierten Studie. Ergänzend wurde mit einem Prüfkörper das SRV zu denselben Aufnahmemodi an Einsätzen mit unterschiedlichen Schwächungseigenschaften gemessen.

Das subjektive Auswertungsverfahren ergab Hinweise darauf, dass für die meisten ausgewählten Strukturen ein deutliches Dosisersparungspotential am Ziehm Vision Vario 3D und für einzelne Strukturen auch am Siemens Arcadis Orbic 3D besteht. Das SRV hingegen zeigte durchgängig bessere Werte für die jeweils dosisintensiveren Aufnahmemodi beider Geräte, die Bedeutung dieses rein physikalischen Messwertes muss allerdings hinter die subjektiven Bewertungen zurückgestellt werden. Angesichts eines durchweg niedrigen Interrater-Agreements und der überwiegend deskriptiven Natur der Ergebnisse sollen durch diese Arbeit jedoch keine vereinfachten oder pauschalisierten Empfehlungen gegeben werden. Vielmehr soll sie Denkanstoß sein für den einzelnen Anwender eines CBCT-C-Bogens, Niedrigdosisaufnahmemodi bei der intrao-

perativen Schnittbildgebung im Sinne des ALARA-Prinzips in Erwägung zu ziehen.

6. Abkürzungsverzeichnis

ALARA	„As low as reasonably achievable“
BMI	Body-Mass-Index
BWS	Brustwirbelsäule
CBCT	Cone-Beam CT
CT	Computertomographie
DRG	Diagnosis Related Groups
HE	Hounsfield-Einheiten
HWS	Halswirbelsäule
LPK	Large-Patient-Key
LWS	Lendenwirbelsäule
MKG	Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie
OP	Operationssaal
PMP	Polymethylpenten
ROI	Region of Interest
SRV	Signal-Rausch-Verhältnis
TLD	Thermolumineszenzdetektoren

7. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Schematische Darstellung eines C-Armes mit echter isozentrischer Bauweise

Abbildung 2: Schematische Darstellung eines C-Armes mit nicht-isozentrischer Bauweise

Abbildung 3: Schematischer Aufbau eines Röntgenbildverstärkers

Abbildung 4: Siemens Somatom Sensation 64

Abbildung 5: Siemens Arcadis Orbic 3D im Forschungs-OP der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik Tübingen

Abbildung 6: Ziehm Vision Vario 3D im Forschungs-OP der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik Tübingen

Abbildung 7: Catphan 600

Abbildung 8: Axiale CT-Aufnahme des Moduls „CTP 404“ des Prüfkörpers Catphan 600 mit den verschiedenen Einsätzen

Abbildung 9: Gegenüberstellung entsprechender Schichten des Siemens Arcadis Orbic 3D vor Verblindung und nach Verblindung sowie des Ziehm Vision Vario 3D

Abbildung 10: Bildbeispiele für Aufnahmen des Acetabulums mit den CBCT-C-Bögen

Abbildung 11: Bildbeispiele für Aufnahmen der Ileosakralgelenksfuge mit den CBCT-C-Bögen

Abbildung 12: Gesamtbewertung der Aufnahmemodi für die Unfallchirurgie. Mediane der Einzelbewertungen aller Strukturen und aller Auswerter zu einem Aufnahmemodus

Abbildung 13: Interrater-Agreement für die Unfallchirurgie. Mittelwerte der Kappa-Koeffizienten aller Auswerterkombinationen zu einem Aufnahmemodus

Abbildung 14: Bewertung der Aufnahmemodi für die Unfallchirurgie getrennt nach Auswertern. Mediane aller Einzelbewertungen eines Auswerter zu einem Aufnahmemodus

Abbildung 15: Bewertung der Abgrenzbarkeit der acetabulären Gelenkfläche des Hüftgelenks, getrennt nach Aufnahmemodus, Leichenpräparat und Seite. Mediane der Einzelbewertungen aller Auswerter

Abbildung 16: Bewertung der Abgrenzbarkeit der Fovea capitis femoris, getrennt nach Aufnahmemodus, Leichenpräparat und Seite. Mediane der Einzelbewertungen aller Auswerter

Abbildung 17: Bewertung der Darstellung der Spongiosa des Hüftkopfs, getrennt nach Aufnahmemodus, Leichenpräparat und Seite. Mediane der Einzelbewertungen aller Auswerter

Abbildung 18: Bewertung der Abgrenzbarkeit der Kortikalis des Hüftkopfs, getrennt nach Aufnahmemodus, Leichenpräparat und Seite. Mediane der Einzelbewertungen aller Auswerter

Abbildung 19: Bewertung der Abgrenzbarkeit der Ileosakralgelenksfuge, getrennt nach Aufnahmemodus, Leichenpräparat und Seite. Mediane der Einzelbewertungen aller Auswerter

Abbildung 20: Bewertung der Abgrenzbarkeit der Foramina sacralia, getrennt nach Aufnahmemodus, Leichenpräparat und Seite. Mediane der Einzelbewertungen aller Auswerter

Abbildung 21: Bildbeispiele für Aufnahmen des Unterkiefers mit den CBCT-C-Bögen

Abbildung 22: Bildbeispiele für Aufnahmen des Mittelgesichts mit den CBCT-C-Bögen

Abbildung 23: Gesamtbewertung der Aufnahmemodi für die MKG. Mediane der Einzelbewertungen aller Strukturen und aller Auswerter zu einem Aufnahmemodus

Abbildung 24: Interrater-Agreement für die MKG. Mittelwerte der Kappa-Koeffizienten aller Auswerter-Kombinationen zu einem Aufnahmemodus

Abbildung 25: Bewertung der Aufnahmemodi für die MKG getrennt nach Auswertern. Mediane aller Einzelbewertungen eines Auswerter zu einem Aufnahmemodus

Abbildung 26: Bewertung der Abgrenzbarkeit des Alveolarkanals, getrennt nach Aufnahmemodus, Leichenpräparat und Seite. Mediane der Einzelbewertungen aller Auswerter

Abbildung 27: Bewertung der Abgrenzbarkeit des Foramen mentale, getrennt nach Aufnahmemodus, Leichenpräparat und Seite. Mediane der Einzelbewertungen aller Auswerter

Abbildung 28: Bewertung der Abgrenzbarkeit der medialen Orbitawand, getrennt nach Aufnahmemodus, Leichenpräparat und Seite. Mediane der Einzelbewertungen aller Auswerter

Abbildung 29: Bewertung der Abgrenzbarkeit des Canalis opticus, getrennt nach Aufnahmemodus, Leichenpräparat und Seite. Mediane der Einzelbewertungen aller Auswerter

Abbildung 30: Bewertung der Abgrenzbarkeit der Sinus ethmoidales, getrennt nach Aufnahmemodus, Leichenpräparat und Seite. Mediane der Einzelbewertungen aller Auswerter

Abbildung 31: Bewertung der Abgrenzbarkeit des Foramen infraorbitale, getrennt nach Aufnahmemodus, Leichenpräparat und Seite. Mediane der Einzelbewertungen aller Auswerter

Abbildung 32: Bewertung der Abgrenzbarkeit der Kieferhöhle, getrennt nach Aufnahmemodus, Leichenpräparat und Seite. Mediane der Einzelbewertungen aller Auswerter

Abbildung 33: Bewertung der Abgrenzbarkeit des Nasenseptums, getrennt nach Aufnahmemodus, Leichenpräparat und Seite. Mediane der Einzelbewertungen aller Auswerter

Abbildung 34: Bildbeispiele für Aufnahmen des Prüfkörpers Catphan 600 mit den CBCT-C-Bögen

Abbildung 35: Signal-Rausch-Verhältnisse, gemessen am Prüfkörper Catphan 600, getrennt nach Aufnahmemodi sowie den Elementen „Teflon“ und „PMP“

Abbildung 36: Mittlere Energiedosis der einzelnen Aufnahmemodi bei Fokussierung auf das Acetabulum, gemessen am ALDERSON-Phantom nach Werten von Berger

Abbildung 37: Mittlere Energiedosis der einzelnen Aufnahmemodi bei Fokussierung auf die Ileosakralgelenksfuge, gemessen am ALDERSON-Phantom nach Werten von Berger

Abbildung 38: Bildausschnitte aus den CT-Aufnahmen auf Höhe des Foramen mentale bzw. Alveolarkanals rechts: Leiche 1, Leiche 2, Leiche 3

Abbildung 39: Bildausschnitte aus den CT-Aufnahmen auf Höhe des Foramen infraorbitale rechts: Leiche 1, Leiche 2, Leiche 3

8. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Aufnahme- und Rekonstruktionsparameter für die CT-Aufnahmen

Tabelle 2: Rekonstruktionsparameter für die Aufnahmen an den CBCT-C-Bögen

Tabelle 3: Code für die Verschlüsselung der Schichtsequenzen

Tabelle 4: Übersicht über die zu bewertenden Strukturen Fachbereich Unfallchirurgie

Tabelle 5: Übersicht über die zu bewertenden Strukturen Fachbereich MKG

Tabelle 6: Bewertungsscore für die subjektive Auswertung

Tabelle 7: Interpretation des Kappa-Koeffizienten nach Landis und Koch

Tabelle 8: Quantifizierung der Bewertungsunterschiede zwischen Hochdosis- und Niedrigdosismodus mit Farbcodierung

Tabelle 9: Hounsfield-Einheiten für die gescannten Einsätze des Catphan 600

Tabelle 10: Wilcoxon-Test für zwei verbundene Stichproben für die Kombinationen der Aufnahmemodi der Unfallchirurgie in der Gesamtbewertung

Tabelle 11: Einzelwerte von Kappa für die Aufnahmen mit dem konventionellen CT, Unfallchirurgie

Tabelle 12: Einzelwerte von Kappa für die Aufnahmen mit dem Siemens Arcadis Orbic 3D, Hochdosismodus, Unfallchirurgie

Tabelle 13: Einzelwerte von Kappa für die Aufnahmen mit dem Siemens Arcadis Orbic 3D, Niedrigdosismodus, Unfallchirurgie

Tabelle 14: Einzelwerte von Kappa für die Aufnahmen mit dem Ziehm Vision Vario 3D, Hochdosismodus mit LPK, Unfallchirurgie

Tabelle 15: Einzelwerte von Kappa für die Aufnahmen mit dem Ziehm Vision Vario 3D, Niedrigdosismodus mit LPK, Unfallchirurgie

Tabelle 16: Einzelwerte von Kappa für die Aufnahmen mit dem Ziehm Vision Vario 3D, Hochdosismodus ohne LPK, Unfallchirurgie

Tabelle 17: Einzelwerte von Kappa für den Ziehm Vision Vario 3D, Niedrigdosismodus ohne LPK, Unfallchirurgie

Tabelle 18: Gesamtbewertung für die Abgrenzbarkeit der acetabulären Gelenkfläche des Hüftgelenks getrennt nach Aufnahmemodus. Mediane aller Einzelbewertungen aller Auswerter zu einem Aufnahmemodus

Tabelle 19: Gesamtbewertung für die Abgrenzbarkeit der Fovea capitis femoris getrennt nach Aufnahmemodus. Mediane aller Einzelbewertungen aller Auswerter zu einem Aufnahmemodus

Tabelle 20: Gesamtbewertung für die Abgrenzbarkeit der Spongiosa des Hüftkopfs getrennt nach Aufnahmemodus. Mediane aller Einzelbewertungen aller Auswerter zu einem Aufnahmemodus

Tabelle 21: Gesamtbewertung für die Abgrenzbarkeit der Kortikalis des Hüftkopfs getrennt nach Aufnahmemodus. Mediane aller Einzelbewertungen aller Auswerter zu einem Aufnahmemodus

Tabelle 22: Gesamtbewertung für die Abgrenzbarkeit der Ileosakralgelenksfuge des Hüftgelenks getrennt nach Aufnahmemodus. Mediane aller Einzelbewertungen aller Auswerter zu einem Aufnahmemodus

Tabelle 23: Gesamtbewertung für die Abgrenzbarkeit der Foramina sacralia getrennt nach Aufnahmemodus. Mediane aller Einzelbewertungen aller Auswerter zu einem Aufnahmemodus

Tabelle 24: Ergebnisübersicht für den Fachbereich Unfallchirurgie

Tabelle 25: Wilcoxon-Test für zwei verbundene Stichproben für die Kombinationen der Aufnahmemodi der MKG in der Gesamtbewertung

Tabelle 26: Einzelwerte von Kappa für die Aufnahmen mit dem konventionellen CT, MKG

Tabelle 27: Einzelwerte von Kappa für die Aufnahmen mit dem Siemens Arcadis Orbic 3D, Hochdosismodus, MKG

Tabelle 28: Einzelwerte von Kappa für die Aufnahmen mit dem Siemens Arcadis Orbic 3D, Niedrigdosismodus, MKG

Tabelle 29: Einzelwerte von Kappa für die Aufnahmen mit dem Ziehm Vision Vario 3D, Hochdosismodus mit LPK, MKG

Tabelle 30: Einzelwerte von Kappa für die Aufnahmen mit dem Ziehm Vision Vario 3D, Niedrigdosismodus mit LPK, MKG

Tabelle 31: Einzelwerte für die Aufnahmen mit dem Ziehm Vision Vario 3D, Hochdosismodus ohne LPK, MKG

Tabelle 32: Einzelwerte von Kappa für die Aufnahmen mit dem Ziehm Vision Vario 3D, Niedrigdosismodus ohne LPK, MKG

Tabelle 33: Gesamtbewertung für die Abgrenzbarkeit des Alveolarkanals getrennt nach Aufnahmemodus. Mediane aller Einzelbewertungen aller Auswerter zu einem Aufnahmemodus

Tabelle 34: Gesamtbewertung für die Abgrenzbarkeit des Foramen mentale getrennt nach Aufnahme-modus. Mediane aller Einzelbewertungen aller Auswerter zu einem Aufnahme-modus

Tabelle 35: Gesamtbewertung für die Abgrenzbarkeit der medialen Orbitawand getrennt nach Aufnahme-modus. Mediane aller Einzelbewertungen aller Auswerter zu einem Aufnahme-modus

Tabelle 36: Gesamtbewertung für die Abgrenzbarkeit des Canalis opticus getrennt nach Aufnahme-modus. Mediane aller Einzelbewertungen aller Auswerter zu einem Aufnahme-modus

Tabelle 37: Gesamtbewertung für die Abgrenzbarkeit der Sinus ethmoidales getrennt nach Aufnahme-modus. Mediane aller Einzelbewertungen aller Auswerter zu einem Aufnahme-modus

Tabelle 38: Gesamtbewertung für die Abgrenzbarkeit des Foramen infraorbitale getrennt nach Aufnahme-modus. Mediane aller Einzelbewertungen aller Auswerter zu einem Aufnahme-modus

Tabelle 39: Gesamtbewertung für die Abgrenzbarkeit der Kieferhöhle getrennt nach Aufnahme-modus. Mediane aller Einzelbewertungen aller Auswerter zu einem Aufnahme-modus

Tabelle 40: Gesamtbewertung für die Abgrenzbarkeit des Nasenseptums getrennt nach Aufnahme-modus. Mediane aller Einzelbewertungen aller Auswerter zu einem Aufnahme-modus

Tabelle 41: Ergebnisübersicht für den Fachbereich MKG

Tabelle 42: Gemessene Fensterbreiten in ImageJ 1.39 für die verschiedenen Geräte und Aufnahme-modi bei Aufnahmen des Prüfkörpers Catphan 600

9. Literaturverzeichnis

- [1]. Aichinger H: Aufbau und Eigenschaften von Röntgeneratoren. S. 107-137. In: Angerstein W (Hrsg.). Grundlagen der Strahlenphysik und radiologischen Technik in der Medizin. 5. Aufl., Hoffmann Verlag, Berlin 2005
- [2]. Altman D: Practical statistics for medical research. 1. Aufl., Chapman & Hall, London 1996
- [3]. Angerstein W: Röntgenbildverstärker. S. 314-322. In: Angerstein W (Hrsg.). Grundlagen der Strahlenphysik und radiologischen Technik in der Medizin. 5. Aufl., Hoffmann Verlag, Berlin 2005
- [4]. Angerstein W: Aufgaben und Umfang der diagnostischen Radiologie. S. 11-14. In: Angerstein W (Hrsg.). Grundlagen der Strahlenphysik und radiologischen Technik in der Medizin. 5. Aufl., Hoffmann Verlag, Berlin 2005
- [5]. Angerstein W, Stargardt A: Abbildungsgüte von Röntgenbilderzeugungssystemen. S. 162-174. In: Angerstein W (Hrsg.). Grundlagen der Strahlenphysik und radiologischen Technik in der Medizin. 5. Aufl., Hoffmann Verlag, Berlin 2005
- [6]. Angerstein W, Gosch D, Hoeschen C: Vergleich der Röntgenbilderzeugungssysteme im Hinblick auf die Abbildungsgüte und die zur Bilderzeugung notwendige Strahlendosis. S. 345-350. In: Angerstein W (Hrsg.). Grundlagen der Strahlenphysik und radiologischen Technik in der Medizin. 5. Aufl., Hoffmann Verlag, Berlin 2005
- [7]. Badke A, Jedrusik P, Feiler M, Dammann F, Claussen C, Kaps H, Weise K: CT-basierter Auswertungsscore nach ventraler Spondylodese bei thorakolumbalen Wirbelfrakturen. Unfallchirurg 2006; 109: 119-124
- [8]. Berger J: Dosimetrie dreidimensionaler bildgebender Verfahren des Beckens in der Unfallchirurgie mit hochempfindlichen Thermolumineszenzdosimetern. Medizinische Dissertation, Universität Tübingen, i. Vorb.
- [9]. Berger J, Stuby F, Hoffmann J, Heuschmid M, Buchgeister M: Dosimetrie dreidimensionaler bildgebender Verfahren des Beckens in der Unfallchirurgie mit hochempfindlichen Thermolumineszenzdosimetern. TagungsCD 39. DGMP Jahrestagung Oldenburg 2008 ISBN 3-9809869-8-5
- [10]. Berrington de González A, Darby S: Risk of cancer from diagnostic X-rays: estimates for the UK and 14 other countries. Lancet 2004; 363: 345-351
- [11]. Bischoff M, Hebecker A, Hartwig E, Gebhard F: Wirtschaftlichkeit der intraoperativen 3D-Bildgebung mit einem mobilen chirurgischen C-Bogen. Unfallchirurg 2004; 107: 712-715

- [12]. Bodensteiner C, Darolti C, Schumacher H, Matthäus L, Schweikard A: Motion and positional error correction for cone beam 3D-reconstruction with mobile C-arms. *Med Image Comput Assist Interv Int Conf Med Image Comput Assist Interv* 2007; 10: 177-185
- [13]. Brandt G, Stargardt A: Belichtung von Röntgenaufnahmen. S. 138-149. In: Angerstein W (Hrsg.). *Grundlagen der Strahlenphysik und radiologischen Technik in der Medizin*. 5. Aufl., Hoffmann Verlag, Berlin 2005
- [14]. Bühl A, Zöfel P: *SPSS Version 10: Einführung in die moderne Datenanalyse unter Windows*. 3. Aufl., Pearson Education Deutschland, München 2000
- [15]. Busch H, Faulkner K: Image quality and dose management in digital radiography: a new paradigm for optimisation. *Radiat Prot Dosimetry* 2005; 117: 143-147
- [16]. Carelsen B, Haverlag R, Ubbink D, Luitste J, Goslings J: Does intraoperative fluoroscopic 3D imaging provide extra information for fracture surgery? *Arch Orthop Trauma Surg* 2008; 128: 1419-1424
- [17]. Euler E, Heining S, Wirth S, Kotsianos D, Mutschler W: 3D-Bildwandler - Erfahrungen zu Aufwand und Benefit. *Trauma Berufskrankh* 2004; 6[Suppl 2]: S185-S190
- [18]. Euler E, Wirth S, Linsenmaier U, Mutschler W, Pfeifer K, Hebecker A: Vergleichende Untersuchung zur Qualität der C-Bogen-basierten 3D-Bildgebung am Talus. *Unfallchirurg* 2001; 104: 839-846
- [19]. Eysel U: Sehsystem. S. 605-632. In: Klinke R, Silbernagl S (Hrsg.). *Lehrbuch der Physiologie*. 4. Aufl., Thieme Verlag, Stuttgart 2001
- [20]. Fuchs M, Modler H, Schmid A, Dumont C, Stürmer K: Messung der intraoperativen Strahlenbelastung des Unfallchirurgen. Messung an Auge, Schilddrüse und Hand mit hochempfindlichen Thermolumineszenzdetektoren. *Unfallchirurg* 1999; 102: 371-376
- [21]. Gebhard F, Kraus M, Schneider E, Liener U, Kinzl L, Arand M: Does computer-assisted spine surgery reduce intraoperative radiation doses? *Spine* 2006; 31: 2024-2028
- [22]. Gebhard F, Kraus M, Schneider E, Arand M, Kinzl L, Hebecker A, Bätz L: Strahlendosis im OP - ein Vergleich computerassistierter Verfahren. *Unfallchirurg* 2003; 106: 492-497
- [23]. Germann S: Experimentelle Untersuchung zum Einfluss der Dosisreduktion auf die CT-Bildqualität. *Rundherddiagnostik bei Schweinelungen*. Medizinische Dissertation, Universität Freiburg, 2005

- [24]. Gosch D, Angerstein W: Strahlenschutz und Strahlenexposition in der Röntgendiagnostik. S. 337-344. In: Angerstein W (Hrsg.). Grundlagen der Strahlenphysik und radiologischen Technik in der Medizin. 5. Aufl., Hoffmann Verlag, Berlin 2005
- [25]. Grützner P, Rübber A, Wich M: Röntgenhelfer 3D. Handbuch intraoperative 3D-Bildgebung mit mobilen C-Bögen. 1. Aufl., Bengelsdorf & Schimmel Verlag, Berlin und Ludwigshafen 2004
- [26]. Heiland M, Schulze D, Adam G, Schmelzle R: 3D-imaging of the facial skeleton with an isocentric mobile C-arm system (Siremobil Iso-C3D). Dentomaxillofac Radiol 2003; 32: 21-25
- [27]. Heiland M, Schmelzle R, Hebecker A, Schulze D: Intraoperative 3D imaging of the facial skeleton using the SIREMOBIL Iso-C3D. Dentomaxillofac Radiol 2004; 33: 130-132
- [28]. Heiland M, Schulze D, Blake F, Schmelzle R: Intraoperative imaging of zygomaticomaxillary complex fractures using a 3D C-arm system. Int J Oral Maxillofac Surg 2005; 34: 369-375
- [29]. Heiland M, Schulze D, Flinzberg S, Thurmann H, Rother U, Schmelzle R: Strahlenexposition und dreidimensionale Darstellungsmöglichkeiten des SIREMOBIL Iso-C3D zur Planung chirurgischer Zahnsanierungen. Mund Kiefer Gesichtschir 2004; 8: 35-40
- [30]. Hertrich P: Röntgenaufnahmetechnik. Grundlagen und Anwendungen. 1. Aufl., Publicis Corporate Publishing, Erlangen 2004
- [31]. Hoeschen C: Grundlagen der digitalen Bildverarbeitung und Bildarchivierung. S. 218-226. In: Angerstein W (Hrsg.). Grundlagen der Strahlenphysik und radiologischen Technik in der Medizin. 5. Aufl., Hoffmann Verlag, Berlin 2005
- [32]. Hoeschen C: Abbildungsgüte von digitalen Bilderzeugungssystemen. S. 175-182. In: Angerstein W (Hrsg.). Grundlagen der Strahlenphysik und radiologischen Technik in der Medizin. 5. Aufl., Hoffmann Verlag, Berlin 2005
- [33]. Hoeschen C: Bilddarstellung auf dem Bildschirm und Hardcopy-Ausgabe digitaler Röntgenbilder. S. 227-238. In: Angerstein W (Hrsg.). Grundlagen der Strahlenphysik und radiologischen Technik in der Medizin. 5. Aufl., Hoffmann Verlag, Berlin 2005
- [34]. Hünerbein R: Radiologische Verfahren. S. 67-96. In: Reiser M, Kuhn F, Debus J (Hrsg.). Radiologie. 2. Aufl., Thieme Verlag, Stuttgart 2006
- [35]. Jäkel O, Karger C: Grundlagen des Strahlenschutzes. S. 55-66. In: Reiser M, Kuhn F, Debus J (Hrsg.). Radiologie. 2. Aufl., Thieme Verlag, Stuttgart 2006

- [36]. Juran R: Röntgendiagnostische Arbeitsplätze. S. 239-250. In: Angerstein W (Hrsg.). Grundlagen der Strahlenphysik und radiologischen Technik in der Medizin. 5. Aufl., Hoffmann Verlag, Berlin 2005
- [37]. Kalender W: Computertomographie: Grundlagen, Gerätetechnologie, Bildqualität, Anwendungen. 2. Aufl., Publicis Corporate Publishing, Erlangen 2006
- [38]. Kamm K: Grundlagen der Röntgenabbildung. S. 45-61. In: Ewen K (Hrsg.). Moderne Bildgebung: Physik, Gerätetechnik, Bildbearbeitung und -kommunikation, Strahlenschutz, Qualitätskontrolle. 1. Aufl., Thieme Verlag, Stuttgart 1998
- [39]. König B, Erdmenger U, Schröder R, Wienas G, Schaefer J, Pech M, Stöckle U: Evaluation der Bildqualität des Iso-C3D-Bildwandlers im Vergleich mit dem CT. Unfallchirurg 2005; 108: 378-386
- [40]. Kotsianos D, Rock C, Euler E, Wirth S, Linsenmaier U, Brandl R, Mutschler W, Pfeifer KJ: 3D-Bildgebung an einem mobilen chirurgischen Bildverstärker (ISO-C-3D). Erste Bildbeispiele zur Frakturdiagnostik an peripheren Gelenken im Vergleich mit Spiral-CT und konventioneller Radiographie. Unfallchirurg 2001; 104: 834-838
- [41]. Kramer HM: Wechselwirkung von ionisierender Strahlung mit Materie. S. 55-72. In: Angerstein W (Hrsg.). Grundlagen der Strahlenphysik und radiologischen Technik in der Medizin. 5. Aufl., Hoffmann Verlag, Berlin 2005
- [42]. Kunz G, Busch H: Untersuchungen zur Bildqualität von Durchleuchtungsanlagen mit 1k- und 2k-Bildmatrix. Rofo 2000; 172: 707-713
- [43]. Landis J, Koch G: The measurement of observer agreement for categorical data. Biometrics 1977; 33: 159-174
- [44]. Lang J: Röntgendurchleuchtungstechnik.
<http://mitglied.lycos.de/DrJoachimLang/skript09.htm> (Stand 21.12.2008)
- [45]. Löcker M: Charakterisierung von bildgebenden Pixeldetektoren aus Si und CdTe ausgelesen mit dem zählenden Röntgenchip MPEC 2.3. Mathematisch-naturwissenschaftliche Dissertation, Universität Bonn, 2007
- [46]. Münter M: Strahlenbiologie. S. 25-54. In: Reiser M, Kuhn F, Debus J (Hrsg.). Radiologie. 2. Aufl., Thieme Verlag, Stuttgart 2006
- [47]. Neitzel U: Grundlagen der digitalen Bildgebung. S. 63-77. In: Ewen K (Hrsg.). Moderne Bildgebung: Physik, Gerätetechnik, Bildbearbeitung und -kommunikation, Strahlenschutz, Qualitätskontrolle. 1. Aufl., Thieme Verlag, Stuttgart 1998

- [48]. Prokop M: Überblick über Strahlendosis und Bildqualität in der Computertomographie. *Rofo* 2002; 174: 631-636
- [49]. Rat der Europäischen Union: Richtlinie 97/43/Euratom des Rates über den Gesundheitsschutz von Personen gegen die Gefahren ionisierender Strahlung bei medizinischer Exposition und zur Aufhebung der Richtlinie 84/46/Euratom, 1997
- [50]. Richter M, Geerling J, Zech S, Goesling T, Krettek C: Intraoperative three-dimensional imaging with a motorized mobile C-arm (SIREMOBIL ISO-C-3D) in foot and ankle trauma care: a preliminary report. *J Orthop Trauma* 2005; 19: 259-266
- [51]. Ritter D, Orman J, Schmidgunst C, Graumann R: 3D soft tissue imaging with a mobile C-arm. *Comput Med Imaging Graph* 2007; 31: 91-102
- [52]. Rock C, Linsenmaier U, Brandl R, Kotsianos D, Wirth S, Kaltschmid R, Euler E, Mutschler W, Pfeifer KJ: Vorstellung eines neuen mobilen C-Bogen-/CT-Kombinationsgerätes (ISO-C-3D). Erste Ergebnisse der 3D-Schnittbildgebung. *Unfallchirurg* 2001; 104: 827-833
- [53]. Rock C, Kotsianos D, Linsenmaier U, Fischer T, Brandl R, Vill F, Wirth S, Kaltschmid R, Euler E, Pfeifer KJ, Reiser M: Untersuchungen zur Bildqualität, Hochkontrastauflösung und Dosis am Stamm- und Gliedmaßenskelett mit einem neuen dedizierten CT-System (ISO-C-3D). *Rofo* 2002; 174: 170-176
- [54]. Rübberdt A, Feil R, Stengel D, Spranger N, Mutze S, Wich M, Ekkernkamp A: Die klinische Wertigkeit des Iso-C3D bei der Osteosynthese des Fersenbeins. *Unfallchirurg* 2006; 109: 112-118
- [55]. Schmid C: Ermittlung von Dosiswerten in der diagnostischen Radiologie zur Festlegung von nationalen Referenzdosiswerten nach der Patientenrichtlinie der EU 97/43/Euratom. Medizinische Dissertation, München, 2002
- [56]. Schmidhuber H: Dosisermittlung und Beurteilung der Bildqualität beim Einsatz des ISO-C-3D am Hüftgelenk und an der Lendenwirbelsäule im Vergleich zur Spiral-CT. Medizinische Dissertation, München, 2005
- [57]. Seibert J: Tradeoffs between image quality and dose. *Pediatr Radiol* 2004; 34[Suppl 3]: S183-S195
- [58]. Shannoun F, Blettner M, Schmidberger H, Zeeb H: Strahlenschutz in der diagnostischen Radiologie. *Deutsches Ärzteblatt* 2008; 105: 41-64
- [59]. Siemens Medical Solutions: Performance in CT. Somatom Sensation. http://www.medical.siemens.com/siemens/en_US/gg_ct_FBAs/files/brochures/ct_somatom_sensation.pdf (Stand 21.12.2008)

- [60]. Siemens Medical Solutions: Enhanced precision in the OR. ARCADIS Orbic / Orbic 3D.
http://www.medical.siemens.com/siemens/de_DE/gg_spms_FBAs/files/brochures/0300_Orbic_dt_RZ.pdf (Stand 21.12.2008)
- [61]. Spahn M, Heer V, Freytag R: Flachbilddetektoren in der Röntgendiagnostik. Radiologe 2003; 43: 340-350
- [62]. Stamm G: Grundlagen der elektronischen Datenverarbeitung. S. 36-46. In: Angerstein W (Hrsg.). Grundlagen der Strahlenphysik und radiologischen Technik in der Medizin. 5. Aufl., Hoffmann Verlag, Berlin 2005
- [63]. Stamm G: Computertomographie. S. 259-274. In: Angerstein W (Hrsg.). Grundlagen der Strahlenphysik und radiologischen Technik in der Medizin. 5. Aufl., Hoffmann Verlag, Berlin 2005
- [64]. Stargardt A: Gesetzmäßigkeiten der Röntgenabbildung: Aufnahmegeometrie und geometrische Vergrößerung. S. 183-191. In: Angerstein W (Hrsg.). Grundlagen der Strahlenphysik und radiologischen Technik in der Medizin. 5. Aufl., Hoffmann Verlag, Berlin 2005
- [65]. Stöckle U, König B, Schäffler A, Zschoernack T, Haas NP: Klinische Erfahrungen mit dem Siremobil Iso-C3D-Bildwandler in der Beckenchirurgie. Unfallchirurg 2006; 109: 30-40
- [66]. Suhm N, Jacob A, Zuna I, Roser H, Regazzoni P, Messmer P: Strahlenexposition des Patienten durch intraoperative Bildgebung bei Marknagelosteosynthesen. Radiologe 2001; 41: 91-94
- [67]. The Phantom Laboratory: Catphan 500 an 600 Manual. Salem, NY, 2004
- [68]. Uffmann M, Schaefer-Prokop C, Neitzel U: Abwägen von Dosisbedarf und Bildqualität in der digitalen Radiographie. Radiologe 2008; 48: 249-257
- [69]. Weiß C: Basiswissen Medizinische Statistik. 3. Aufl., Springer Medizin Verlag, Heidelberg 2005
- [70]. Wendl K, von Recum J, Wentzensen A, Grützner P: Iso-C3D-gestützte navigierte Implantation von Pedikelschrauben an BWS und LWS. Unfallchirurg 2003; 106: 907-913
- [71]. Wich M, Spranger N, Ekkernkamp A: Intraoperative Bildgebung mit dem ISO C3D. Chirurg 2004; 75: 982-987
- [72]. Ziehm Imaging: Ziehm Vario / Ziehm Vario 3D.
http://www.ziehm.com/de/products/ziehm_vario3D.php (Stand 21.12.2008)

10. Anhang: Anleitung zur Auswertung

Sehr geehrter Auswerter,

vielen Dank für Ihre Teilnahme an der **Studie zur Bildqualität von 3D-C-Bögen**.

Ziel der Studie ist es herauszufinden, inwiefern eine Reduktion der eingesetzten Strahlendosis die Bildqualität an 3D-C-Bögen verändert. Hierzu sollen mehrere Bilddatensätze aus dem Beckenbereich bzw. MKG-Bereich, die mit unterschiedlichen Aufnahmeprotokollen an menschlichen Präparaten gewonnen wurden, beurteilt werden.

Voraussetzung für die Teilnahme ist – neben ihrem Engagement - lediglich ein Windows-XP-Arbeitsplatz.

Die Gesamtauswertungszeit wird voraussichtlich zwei bis drei Stunden betragen; bezüglich der Zeiteinteilung sind Sie jedoch völlig frei (es muss also keinesfalls alles auf einmal erledigt werden). **Einzige Einschränkung ist, dass die Auswertung immer an demselben von Ihnen gewählten Arbeitsplatz stattfinden muss.**

Das Auswertungspaket enthält:

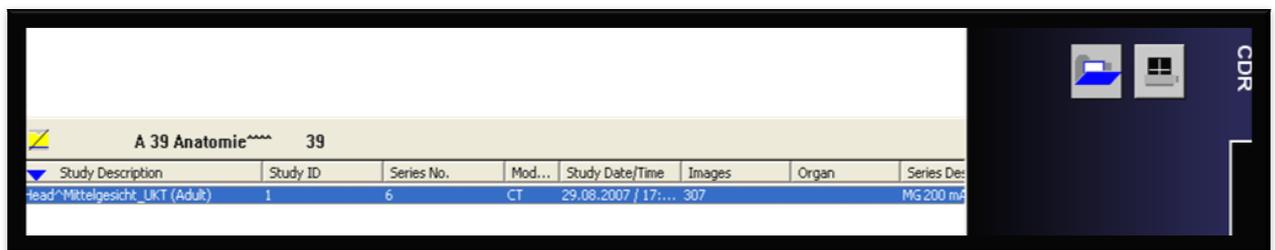
- Einen Schnellhefter mit Fragebögen
- Zwei oder drei CD-ROMs mit konventionellen axialen CT-Aufnahmen
- Eine CD-ROM für die Installation des Viewers ImageJ, der zur Betrachtung der C-Bogen-Aufnahmen benötigt wird
- Zwei CD-ROMs mit axialen C-Bogen-Aufnahmen

Sie erhalten ein Set von CD-ROMs mit verschiedenen axialen Bilddatensätzen; die dazugehörigen Fragebögen befinden sich im Schnellhefter. Jeder Fragebogen ist mit einer Nummer gekennzeichnet, die einem Bilddatensatz auf den CD-ROMs entspricht. Die Bilddatensätze sollen in der Reihenfolge der Fragebögen im Schnellhefter bearbeitet werden. Die Bewertung erfolgt anhand von fünf Notenstufen (Erläuterung der Notenstufen findet sich auf den Fragebögen).

Der Ablauf der Auswertung folgt der Anordnung der Fragebögen im Schnellhefter:

- **Die ersten Fragebögen beziehen sich auf die Auswertung von konventionellen axialen CT-Datensätzen.** Diese sind auf separate CD-ROMs mit der Aufschrift „CT“ gebrannt. Die CT-Aufnahmen enthalten alle Strukturen der nachfolgenden C-Bogen-Aufnahmen im Überblick.

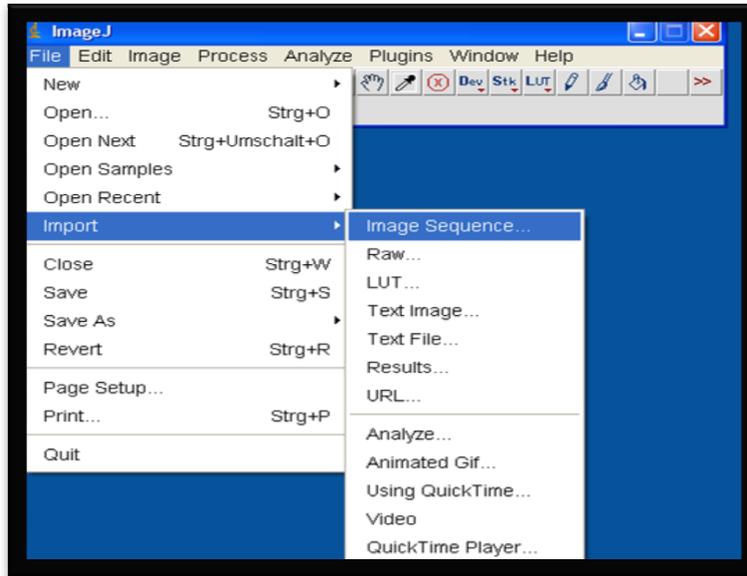
- **Die CD-ROMs mit den CT-Datensätzen verfügen über einen Autostart.**
(Falls dieser nicht funktionieren sollte, klicken Sie auf „_start.exe“ im Ordner „CDVIEWER“). Bisweilen erscheint beim Start ein Fenster mit der Frage, ob Sie einen „stretched mode“ wünschen. Diesen lehnen Sie ab.
- Es öffnen sich dann zwei Fenster (VIEWER und CDR). Meist erscheint im Fenster VIEWER die Mitteilung „WARNING“, diese bestätigen Sie mit „OK“. Wählen Sie das Fenster CDR an. Unterhalb der Zeile „study description“ befindet sich der CT-Bilddatensatz (hier blau markiert), der durch Doppelklicken eingeladen wird:



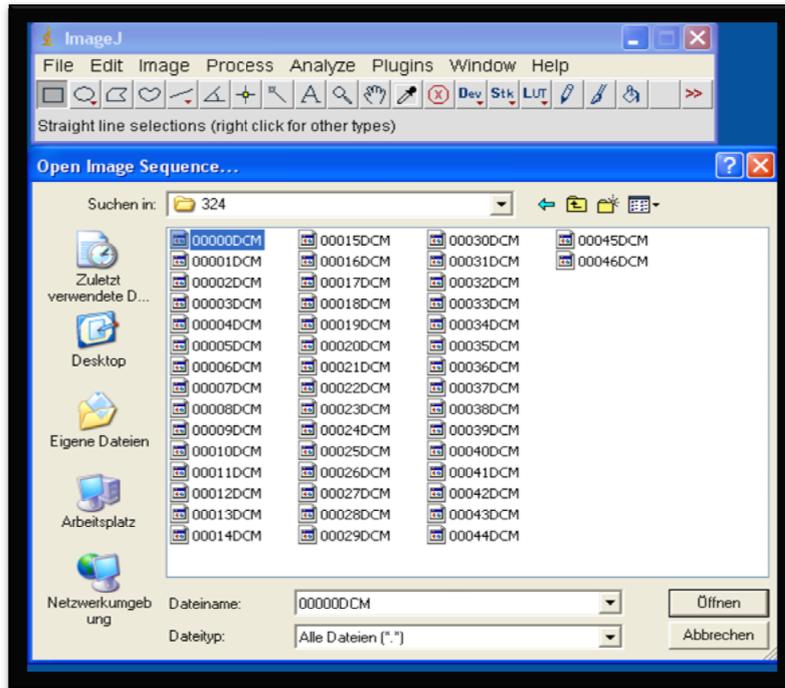
- Nachdem der Bilddatensatz geladen wurde, können Sie im Fenster „VIEWER“ durch Klicken auf die Pfeile rechts vom Bild die entsprechenden Schichten auswählen und die auf dem Fragebogen angegebenen Strukturen bewerten. (Sie können auch den Scrollbalken rechts neben dem Bild verwenden, der allerdings meist nicht alle Schichten erfasst.)
- Indem Sie die linke Maustaste gedrückt halten und die Maus bewegen, lässt sich die Fensterung verändern: Bewegen der Maus nach rechts / links vergrößert bzw. verkleinert die Fensterbreite, bewegen der Maus nach oben / unten erhöht bzw. erniedrigt die Mitte des Fensters. **Bitte stellen Sie die Fensterung optimal ein, bevor Sie die Auswertung vornehmen!**

-
- **Anschließend werden die C-Bogen-Aufnahmen beurteilt; hierzu muss der mitgelieferte Viewer ImageJ benutzt werden.**
 - Legen Sie die CD-ROM mit der Aufschrift „ImageJ Installation“ ein. Das Installationsprogramm startet automatisch (sollte dies nicht der Fall sein, doppelklicken Sie auf „ij139-jdk6-setup.exe“ auf der CD-ROM). Folgen Sie den Installationsanweisungen. Entfernen Sie dann die Installations-CD-ROM und starten Sie ImageJ. Beim ersten Start von ImageJ erscheinen meist zwei Fenster zur Autokonfiguration; bestätigen Sie diese einfach mit OK.

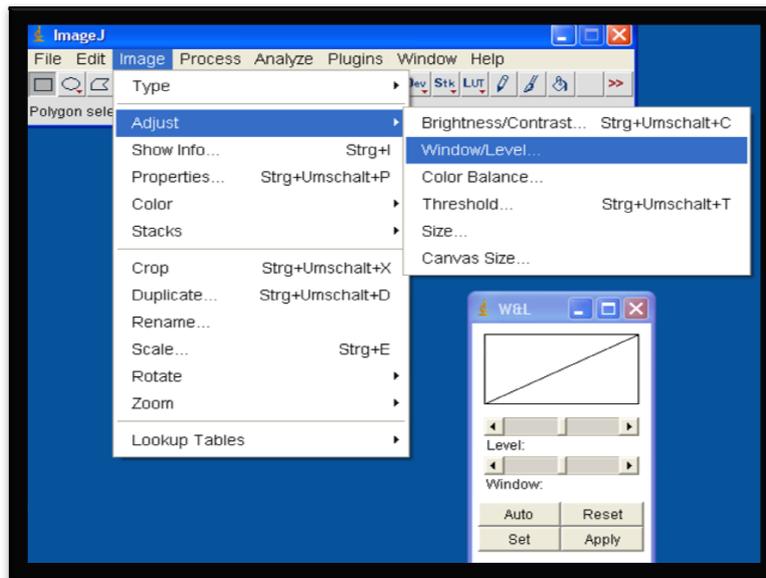
- Zum Einladen der Bilddatensätze in ImageJ legen Sie die erste der beiden CD-ROMs mit der Aufschrift „C-Bogen“ (Acetabulum bzw. Alveolarkanal) ein. Wählen Sie dann in der Menüleiste „File“, „Import“ und dann „Image Sequence“ aus:



- Im Feld „Suchen in“ wählen Sie das Laufwerk mit der C-Bogen-CD-ROM an, woraufhin eine Reihe von Ordnern mit einer dreistelligen Nummer erscheint. Jeder Ordner enthält einen Bilddatensatz. Zu jedem Ordner existiert ein Fragebogen. Sie suchen die Ordner immer in der Reihenfolge aus, wie die Fragebögen abgeheftet sind.
- Öffnen Sie den entsprechenden Ordner und Doppelklicken Sie auf eine der Bilddateien (hier blau markiert):



- Bestätigen Sie das nachfolgende Fenster mit OK, ohne die Parameter zu ändern. Die Bildsequenz wird nun geladen. Unterhalb des Bildfensters finden Sie einen Balken, mit dem Sie durch die Bildsequenz bis zur Position ihrer Wahl scrollen können, um die entsprechenden Strukturen zu bewerten.
- **Bevor Sie mit der Auswertung eines Bilddatensatzes beginnen, müssen Sie – wie bei den CT-Aufnahmen - die Fensterung optimal einstellen:** Wählen Sie - nach dem Einladen eines Bilddatensatzes - „Image“, dann „Adjust“ und dann „Window/Level“. Durch Verschieben von „Window“ können Sie die Fensterbreite, durch Verschieben von „Level“ den Mittelwert anpassen. **Dies ist sehr wichtig, da – je nach Aufnahmeprotokoll und Monitor – die Fensterung nicht automatisch optimal angepasst wird:**



- Wenn Sie einen Bilddatensatz bearbeitet haben, können Sie einfach nach o.g. Schema den nächsten Ordner einladen, ohne dass Sie ImageJ neu starten müssen. Sie brauchen nur in der Mitte des Fragebogens die CD-ROM „C-Bogen“ zu wechseln (dann Ileosakralgelenk bzw. Mittelgesicht). **Die Fensterung muss allerdings jedesmal beim Einladen eines neuen Ordners erneut vorgenommen werden!**
- Selbstverständlich dürfen Sie alle weiteren Funktionen der Viewer ebenfalls nutzen, sofern Sie dies für erforderlich halten.

Falls Sie Fragen oder Probleme – welcher Art auch immer - bei der Auswertung haben, stehe ich Ihnen gerne zur Verfügung:

- **e-mail: XXX**
- **telefonisch täglich ab 18.00h: XXX**

Für Ihre Teilnahme nochmals vielen Dank,

Ihr

Andreas Seethaler (Cand. med.)

11. Danksagung

Mein großer Dank geht zu allererst an meinen Betreuer Herrn Dr. rer.nat. M. Buchgeister, Bereich für Medizinische Physik der Universitätsklinik für Radioonkologie Tübingen, für seine jederzeit verfügbare freundliche und engagierte Unterstützung.

Bedanken möchte ich mich weiterhin ganz herzlich bei Herrn Prof. Dr. Dr.med. J. Hoffmann, Ltd. Oberarzt der Klinik und Poliklinik für Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie des Universitätsklinikums Tübingen, und Herrn Dr.med. F. Stuby, Oberarzt der Abteilung für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik Tübingen, für ihr Engagement im Rahmen der Durchführung der Aufnahmen und der Gewinnung der Auswerter.

Ganz herzlich danke auch ich Herrn Dr.med. T. Shiozawa vom Anatomischen Institut der Universität Tübingen, der die Leichenpräparate zur Verfügung gestellt hat und zum reibungslosen An- und Abtransport der Präparate beigetragen hat.

Außerdem geht mein Dank an Herrn PD Dr.med. M. Heuschmid, Oberarzt der Radiologischen Abteilung am Universitätsklinikum Tübingen, für die Durchführung der CT-Aufnahmen am Siemens Somatom Sensation 64.

Ferner möchte ich meinen Dank richten an Herrn Dipl.-Phys. K. Herz vom Institut für Strahlenschutz der Universitätsklinik Tübingen, der mir bei einigen technischen Fragen im Bezug auf die Bildqualität unterstützend zur Seite stand.

Schließlich danke ich Herrn Dr. rer.nat. M. Erb, Wissenschaftlicher Assistent der Abteilung für Neuroradiologie der Universität Tübingen, der durch seine Informatikkenntnisse zur Verblindung der Bilddatensätze beigetragen hat.

12. Lebenslauf

Andreas Christian Seethaler	geboren in Ulm am 22.11.1981
1987 - 1991	Besuch der Grundschule in Burlafingen bei Neu-Ulm
1991 - 2001	Besuch des Bertha-von-Suttner-Gymnasiums Neu-Ulm
Juni 2001	Abitur
2001 - 2002	Zivildienst im Altenpflegeheim der Arbeiterwohlfahrt in Neu-Ulm
2002	Beginn des Lehramtsstudiums in den Fächern Germanistik und Philosophie/Ethik an der Eberhard-Karls-Universität Tübingen
Juni 2004	Zwischenprüfung in Germanistik
2004	Beginn des Medizinstudiums an der Eberhard-Karls-Universität Tübingen
31.03. 2006	Erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
06.05.2010	Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung