

Aus dem Institut für Klinische Radiologie  
der Universität München

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

**Dosisermittlung und Beurteilung der Bildqualität beim Einsatz des ISO-C-3D am  
Hüftgelenk und an der Lendenwirbelsäule im Vergleich zur Spiral-CT**

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

Vorgelegt von  
Heidrun Schmidhuber  
aus  
Regensburg

2005

Mit der Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

Berichterstatter:	Prof. Dr. med. K. J. Pfeifer
Mitberichterstatter:	Prof. Dr. H. Hertlein
Mitbetreuung durch den promovierten Mitarbeiter:	Dr. med. T. Fischer
Dekan:	Prof. Dr. med. D. Reinhardt
Tag der mündlichen Prüfung:	09.06.2005

# Inhaltsverzeichnis

<b>1. Einleitung</b>	<b>5</b>
1.1. Begriffe der Dosimetrie	6
1.2. Dosisabschätzung im CT	10
1.2.1. Ermittlung der effektiven Äquivalentdosis	10
1.2.2. Ermittlung des CTDI	12
1.3. Dosisabschätzung in der konventionellen Röntgendiagnostik	13
1.3.1. Ermittlung der Einfalldosis	13
1.3.2. Berechnung der Phantomorgandosen aus der Einfalldosis	14
1.4. Einflussparameter auf die Patientendosis	14
1.5. Bildqualität in der Röntgendiagnostik	16
<b>2. Zielsetzung</b>	<b>18</b>
<b>3. Material und Methodik</b>	<b>19</b>
3.1. Alderson-Rando-Phantom	19
3.2. Verwendete Scanner	23
3.2.1. Technische Daten des Prototyp ICO-C-3D	23
3.2.2. Technische Daten zum CT Somatom Plus 4	24
3.3. Verwendete Untersuchungsprotokolle	27
3.4. Auswertung	28
3.4.1. Messung der Organ- und effektiven Dosen	28
3.4.2. Beurteilung der Bildqualität	29
3.4.3. Statistik	30
<b>4. Ergebnisse</b>	<b>32</b>
4.1. Organdosen und effektive Dosis	32
4.1.1. Untersuchung der LWS	32
4.1.2. Untersuchung des Hüftgelenks	36

4.1.3. Untersuchung des Kniegelenks	40
4.1.4. Untersuchungen zur Gonadendosen	41
4.2. Beurteilung der Bildqualität	44
4.2.1. Untersuchung der LWS	44
4.2.2. Untersuchung der Hüftgelenke	46
4.2.3. Endergebnis bezüglich Bildqualität	48
<b>5. Diskussion</b>	<b>49</b>
5.1. Auswahl der Untersuchungsregionen und angewandte Protokolle	49
5.2. Dosismessungen	50
5.3. Ergebnisse der Dosismessungen	51
5.3.1. Untersuchung der LWS	51
5.3.2. Untersuchung der Hüftgelenke	52
5.3.3. Untersuchung des Kniegelenks	52
5.3.4. Vergleich der Gonaden- und effektiven Dosen	53
5.4. Bildqualität	55
5.4.1. Bildqualität der LWS	56
5.4.2. Bildqualität der Hüftgelenke	56
5.4.3. Interpretation der Ergebnisse hinsichtlich Bildqualität	57
5.5. Zusammenhang von Dosis und Bildqualität und Möglichkeiten zur Dosisreduktion	58
<b>6. Zusammenfassung</b>	<b>61</b>
<b>7. Literaturverzeichnis</b>	<b>63</b>
<b>8. Danksagung</b>	<b>66</b>
<b>9. Lebenslauf</b>	<b>67</b>

## 1. Einleitung

Heutzutage sind bildgebende Verfahren in der traumatologischen Chirurgie unverzichtbar und unterliegen einer laufenden Weiterentwicklung und Verbesserung.

Sie dienen hier nicht nur diagnostischen Zwecken, z.B. bei Frakturklassifikationen, sondern bieten auch eine Grundlage für therapeutische Eingriffe, z.B. bei der intraoperativen Stellungsbeurteilung von Osteosynthesematerial.

In der Traumatologie hat sich seit Jahren der fahrbare C-Bogen im OP-Saal als ein unverzichtbares Hilfsmittel bei der Durchführung von Osteosynthesen etabliert. Dieser ist das bei weitem verbreitetste und am häufigsten intraoperativ eingesetzte diagnostische Verfahren zur Stellungsbeurteilung von Frakturen.

Mit der Entwicklung der computerassistierten Chirurgie haben auch CT-Datensätze zunehmend Einzug in den Operationssaal gefunden.

Die CT-gesteuerte Navigation anhand präoperativ erhobener Datensätzen hat sich als Verfahren in der Chirurgie der Wirbelsäule, bei Eingriffen am Schädel sowie bei stereotaktischen Eingriffen am Gehirn, etabliert (27). Die Verwendung von präoperativen Datensätzen hat jedoch den Nachteil, daß intraoperative Positionsänderungen von Organen, Knochen und - fragmente nicht berücksichtigt werden können. Deshalb sind der CT-basierten Navigation anhand präoperativer Datensätze gerade in der orthopädischen Chirurgie, wo sich aufgrund der notwendigen Fragmentrepositionierung eine ständig verändernde anatomische Situation ergibt, Grenzen gesetzt (27).

Das intraoperativ eingesetzte Durchleuchtungsbild mittels fahrbarem C-Bogen kann knöcherne Strukturen darstellen und dient zur Lagekontrolle z.B. bei Frakturen und zur korrekten Positionierung von Osteosynthesematerial oder Prothesen. Nachteil jedoch ist, daß durch das zwei-dimensionale Summationsbild keine exakten Beurteilungen von Oberflächenkonturen, wie z.B. Gelenkflächen, möglich sind, da diese intraoperative Bildvorlage insbesondere komplexe anatomische Situationen nur unübersichtlich wiedergibt. Die korrekte Interpretation dieser intraoperativ erzeugten Durchleuchtungsbilder setzt eine große Erfahrung des Operateurs voraus. Gerade in der orthopädischen Chirurgie kommt es hierdurch immer wieder zu Fehlplatzierungen von Implantaten (14).

Aufgrund dieser Problematik ist ein Gerät wünschenswert, das im mobilen intraoperativen Einsatz Schnittbilder erzeugen kann. Ausgehend von diesen Überlegungen wurde der

Prototyp ISO-C-3D auf der Grundlage eines herkömmlichen mobilen C-Bogens entwickelt, der die Möglichkeit bietet, Hochkontrast-CT-Schnittbilder zu erzeugen.

Das sensible Thema Strahlenexposition von Patient und klinischem Personal und das immer häufigere Verlangen der Patienten nach Auskunft über die Höhe der durch die jeweilige Untersuchung applizierten Dosis, wirft auch hier Fragen nach der entstehenden Strahlenbelastung durch dieses neue Gerät auf. Besonders die schnelle und einfache Durchführbarkeit von 3-D-Scans direkt während der laufenden Operation kann den Anwender leicht zu wiederholten Untersuchungen verleiten, was wiederum zu einer beträchtlichen Strahlenexposition führen kann.

Nach §15 und §25 der Röntgenverordnung (RÖV) ist jedoch jeder Anwender von Röntgenstrahlen verpflichtet, die Strahlenexposition seiner Patienten und des medizinischen Personals "so gering als möglich zu halten" (RÖV). Hierbei ist besonders zu berücksichtigen, dass die CT-Diagnostik ca. 40% der Strahlenbelastung aus medizinischen Untersuchungen, bei einem Anteil von nur 3-4% der Gesamtuntersuchungen erzeugt (24).

Der Anwender sollte sich dieser Tatsache bewusst sein und sollte daher die Größenordnungen der Dosiswerte kennen, als Grundlage für die Indikationsstellung sowie eine adäquate Aufklärung des Patienten.

Ziel der vorliegenden Studie war deshalb eine möglichst genaue Bestimmung der verursachten Organdosen und der effektiven Dosis bei der Anwendung des neu entwickelten ISO-C-3D. Zusätzlich wurde die Einsehbarkeit dosisreduzierter Protokolle am ISO-C-3D untersucht.

### **1.1. Begriffe der Dosimetrie**

Ionisierende Strahlen erzeugen in einem Material eine gewisse Dosis, die man im Rahmen der Dosimetrie mit geeigneten Geräten möglichst genau zu bestimmen versucht. Da es sich in dieser Arbeit zum großen Teil um Dosisbestimmung handelt, soll im folgenden kurz auf die für das Verständnis wichtigen allgemeinen Dosisbegriffe eingegangen werden.

## **Energiedosis**

Ionisierende Strahlen können entweder als Teilchen (z.B. Elektronen) oder als elektromagnetische Wellen, auch Photonen oder Quanten genannt, betrachtet werden. Je nach ihrer Energie, Größe und Ladung können sie Materie durchdringen und mit Atombausteinen in Wechselwirkung treten, wobei ein Teil ihrer Energie verloren geht und durch Anregungs- bzw. Ionisationsprozesse auf die Materie übertragen wird. Diese auf die Masse bezogene absorbierte Strahlenenergie wird als Energiedosis bezeichnet, sie gilt heute allgemein als dosimetrische Basisgröße:

Energiedosis = absorbierte Energie/bestrahlte Masse

Die SI-Einheit für die Energiedosis ist das Gray (Gy). Bis Ende 1985 durfte auch die ältere Einheit der Energiedosis Rad (Radiation absorbed dose) verwendet werden. Es gilt:

1 Gray = 1J / kg

alt: 1 Rad (rd) = 0,01 Gy

Ein Gray ist die Energiedosis, die bei der Übertragung der Energie von 1 Joule auf die homogene Materie der Masse 1 kg durch ionisierende Strahlung in räumlich konstanter Verteilung entsteht. Die Stärke der Wechselwirkung hängt dabei stark vom bestrahlten Material ab. Daraus folgt, dass bei Angaben zur Energiedosis immer hinzugefügt werden sollte, für welches Material bzw. Gewebeart sie gilt (28).

## **Kerma**

Eine weitere fundamentale physikalische Größe ist das Kerma ( Kinetic energy released in matter). Hierbei wird im Gegensatz zur Energiedosis nur die Summe der Anfangswerte der kinetischen Energien berücksichtigt, die von indirekt ionisierender Strahlung aus dem Material in einem Volumenelement freigesetzt werden.

Das Kerma wird ,wie die Energiedosis, auf die bestrahlte Masse bezogen und hat als Einheit ebenfalls das Gray. Auch bei der Angabe von Kermawerten muss das Bezugsmaterial genannt werden (z.B. Luft, Wasser- oder Plexiglaskerma).

## Äquivalentdosis

Je nach Art der ionisierenden Strahlen können die biologischen Wirkungen unterschiedlich stark ausgeprägt sein: dicht ionisierende Strahlen mit großer Energieabgabe besitzen eine höhere biologische Wirksamkeit als weniger dicht ionisierende Strahlen mit gleicher Energiedosis. Um dies zu berücksichtigen, wurde den verschiedenen Strahlenarten ein dimensionsloser Bewertungsfaktor  $q$  zugeordnet. Die Äquivalentdosis erhält man durch Multiplikation der applizierten Energiedosis mit dem Wichtungsfaktor  $q$  für die jeweilige Strahlenart:

$$\text{Äquivalentdosis} = \text{Energiedosis} \times \text{Wichtungsfaktor } q$$

Die internationale Einheit der Äquivalentdosis ist das Sievert (Sv), früher wurde die Bezeichnung *rem* verwendet. Die Umrechnung zwischen Sievert und Rem entspricht dabei der zwischen Gray und Rad:

$$1 \text{ Sv} = 1 \text{ J / kg}$$

$$\text{alt: } 1 \text{ rem} = 0,01 \text{ Sv}$$

Da für die in der Radiologie zumeist verwendeten Strahlenarten Röntgen-, Gamma- und Elektronenstrahlen der Bewertungsfaktor  $q = 1$  ist, gilt zahlenmäßig:  $n \text{ Gray} = n \text{ Sievert}$   
(28)

## Effektive Dosis

Die effektive (Äquivalent-) Dosis ist die Summe aller in einem Körper/Material erzeugten Organdosen. Als Einheit dient das Sievert (Sv), früher die Einheit Rem.

Ermittlung der effektiven (Äquivalent-)dosis

Die effektive Äquivalentdosis ist ein Maß für das stochastische Risiko somatischer und vererbbarer Schäden durch ionisierende Strahlen. Sie berücksichtigt durch Multiplikation der Organäquivalentdosen mit entsprechenden Gewebe-Wichtungsfaktoren die unterschiedliche Strahlenempfindlichkeit risikorelevanter Gewebe (Icm95). Dies bedeutet, daß jedem Organ

ein spezielles relatives Risiko zugeordnet wird, das als Gewebewichtungsfaktor  $W(\text{Organ})$  berücksichtigt wird. Die Summe der Wichtungsfaktoren beträgt 1. Die effektive (Äquivalent-)Dosis berechnet sich aus der Summe der mit diesen Wichtungsfaktoren multiplizierten mittleren Organäquivalentdosen, Einheit Sv:

$$E = \sum_{\text{Organe}} (H_{\text{Organ}} \times W_{\text{Organ}})$$

$E$  = effektive Dosis in mSv

$H_{\text{Organ}}$  = Organäquivalentdosis in mSv

$W_{\text{Organ}}$  = Gewebe-Wichtungsfaktor

(28)

Tab. 1: Aktuelle Wichtungsfaktoren, Bundesamt für Strahlenschutz 2002

Organ	Wichtungsfaktor	Organ	Wichtungsfaktor
Keindrüsen	0,20	Haut	0,01
Knochenmark	0,12	Knochen	0,01
Kolon	0,12	Gehirn	0,05
Lunge	0,12	Dünndarm	
Magen	0,12	Niere	
Blase	0,05	Nebenniere	0,05
Brust	0,05	Milz	
Leber	0,05	Pankreas	
Ösophagus	0,05	Uterus	
Schilddrüse	0,05		

## Ionendosis

Da die übertragenen Energien in der medizinischen Anwendung sehr gering sind und auf das Gewebe treffende Strahlungsenergie nicht gleichmäßig absorbiert wird, ist die direkte Messung der absorbierten Energie schwierig durchzuführen. Mit der Anwendung von Hilfsgrößen, die auf einem gut messbaren Effekt beruhen, wie z.B. die Ionisation von Luft, versucht man dieses Problem zu umgehen. Dabei misst man die Anzahl der Ionisationen, die von einer bestimmten Strahlung in einem definierten Luftvolumen ausgelöst werden. Die auf die Luftmasse bezogene Ladung der erzeugten Ionen heißt Ionendosis:

$$\text{Ionendosis} = \text{Ladung/Masse}_{\text{Luft}}$$

Die SI-Einheit der Ionendosis ist Coulomb pro Kilogramm (C/kg). Bis Ende 1985 war auch die Verwendung der älteren Einheit Röntgen (R) erlaubt. Für die Umrechnung gilt:

$$1 \text{ R} = 2,58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$$

$$1 \text{ C/kg} = 3876 \text{ R}$$

(28)

## 1.2. Dosisabschätzung im CT

In der Computertomographie kann die Strahlenbelastung anhand zweier Methoden gemessen werden.

Bei der ersteren berechnet man die *effektive Äquivalentdosis* über die Messung der Achsendosis frei in Luft und anschließender Umrechnung in Organäquivalentdosen unter Verwendung von Konversionsfaktoren. Als zweite und weniger aufwendige Methode zur Dosisabschätzung hat sich die Bestimmung des *CT-Dosis-Index (CTDI)* bewährt.

### 1.2.1. Ermittlung der effektiven Äquivalentdosis

#### Ermittlung der Achsendosis

Ausgangspunkt für die Berechnung von Organdosen unter Verwendung von Konversionsfaktoren ist die Achsendosis  $D(\text{Luft})$ . Unter der Achsendosis versteht man die Energiedosis in Luft auf die Rotationsachse. Bei der Achsendosis handelt es sich physikalisch um ein Kerma, d.h. die Summe der kinetischen Energien, die von indirekt ionisierender Strahlung in dem Material in einem Volumenelement freigesetzt wird. Die SI-Einheit des Kerma ist das Gray (s.o.).

In der Praxis wird dabei so vorgegangen, daß für die jeweils eingestellten Betriebsparameter z.B. mit Hilfe einer zylindrischen Meßkammer das Dosisprofil einer Einzelschicht entlang der Longitudinalachse gemessen wird. Zur Dosis trägt dabei auch der Anteil bei, der außerhalb der nominellen Schichtgrenzen auf das Dosimeter fällt, der angezeigte Dosiswert wird als Dosislängenprodukt (DLP) mit der Einheit mGy x cm bezeichnet.

Da das Dosisprofil einer CT-Schicht von der idealen Dosisverteilung, d.h. konstante Dosis innerhalb der Schicht, abweicht und daher auch Dosisanteile außerhalb der nominellen Schichtdicke aufweist, kommt es bei mehreren nebeneinander liegenden Schichten durch die Überlagerung der Dosisprofile zu einer im Vergleich zum Mittelwert der Einzelschicht höheren mittleren Dosis. Die Abweichung von der Einzelschichtdosis wird auch als "pile-up factor" oder "multiple/single-ratio"(23) bezeichnet und ist umso höher, je größer die Überlappung angrenzender Dosisprofile, d.h. je breiter das Dosisprofil der Einzelschicht.

Der Überlappungseffekt angrenzender Schichten wird berücksichtigt, indem das Längendosisprodukt durch die nominelle Schichtdicke dividiert wird. Dadurch wird aus der räumlichen Dosisverteilung der Einzelschicht eine nominelle mittlere Achsendosis  $D_{Luft}$  berechnet, in der Regel wird sie auf das mAs-Produkt normiert angegeben:

$$D_{Luft} = LDP / (SL \times I \times t)$$

$D_{Luft}$  = nominelle mittlere Achsendosis in mGy/mAs

LDP = Längendosisprodukt in mGy x cm

SL = Schichtdicke in cm

$(I) \times t$  = mAs-Produkt

(I) = Stromstärke in mA

(t) = Zeit in sec

#### Ermittlung der Organdosis in der CT

Die Organäquivalentdosis  $H(\text{Organ})$  ist definiert als die von einem Organ aufgenommene Energiemenge bezogen auf die Masse des Organs multipliziert mit dem Bewertungsfaktor  $q$  für die biologische Wirksamkeit der jeweiligen Strahlenart. Als Einheit der Organäquivalentdosis dient das Sievert (Sv).

Für die Computertomographie erfolgt die Berechnung der Organdosen mit Hilfe spezieller Konversionsfaktoren, die durch rechnerische Simulation in speziellen anthropomorphen Phantomen ermittelt wurden. Für jedes untersuchte Organ existiert eine Reihe von Konversionsfaktoren, die sowohl von der Lage als auch von der Anzahl der erstellten Schichten abhängen und die tabellarisch in der Strahlenschutzverordnung angegeben sind.

Um nun die Organdosis zu erhalten, werden die einzelnen Konversionsfaktoren für jedes betrachtete Organ zu einem Gesamtkonversionsfaktor addiert und anschließend mit der Achsendosis multipliziert. Insgesamt ergibt sich für die Organdosis:

$$H_{\text{Organ}} = (SL/d) \times D_{\text{Luft}} \times I \times t \times \sum_{zx}^{zy} c(\text{Organ},z)$$

$H_{\text{Organ}}$  = Organäquivalentdosis in mSv

$SL/d$  = Verhältnis Schichtdicke zu Schichtabstand in cm

$D_{\text{Luft}}$  = Achsendosis frei in Luft in mGy/mAs

$I \times t$  = eingestelltes mAS-Produkt

$C(\text{Organ},z)$  = Konversionsfaktor (Dosisbeitrag für Organ aus Schicht  $z$ ) in mSv/mGy

$zx - zy$  = Bereich der untersuchten Schichten

(28)

### 1.2.2. Ermittlung des Computertomographie-Dosis-Index (CTDI)

Der CTDI erlaubt, auf einfache Weise verschiedene Scanprotokolle oder verschiedene Scannertypen miteinander zu vergleichen.

Der CTDI wird in mGy angegeben. Er beschreibt die durch einen einzelnen CT-Schnitt applizierte Strahlendosis normiert auf die Breite der eingesetzten Schichtkollimation. Dabei berücksichtigt der CTDI nicht nur die innerhalb der eingeblendeten Schicht auftreffende Dosis, sondern auch den gesamten Anteil der Streustrahlung, der durch diesen einen Schnitt verursacht wird (24).

Gemessen wird er üblicherweise mittels anthropomorphen Phantomen, die mit Thermo-Lumineszenz-Dosimeter bestückt werden (s. Kap. 3.1.).

Durch Wichtung von Messungen in der Phantomperipherie und im Zentrum läßt sich der gewichtete CTDI berechnen, der die mittlere Dosis im gemessenen Phantomquerschnitt angibt.

$$CTDI = 1/(n \times SL) \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz$$

$z$  = Position entlang einer Linie senkrecht zur Schichtebene

$D(z)$  = Dosis an Position  $z$  in mGy

$SL$  = nominelle Schichtdicke in cm

$(n)$  = Anzahl der Schichten, die während eines einzigen Scans produziert werden

(28)

### 1.3. Dosisabschätzung in der konventionellen Röntgendiagnostik

#### 1.3.1. Ermittlung der Einfalldosis

Unter Einfalldosis  $D(\text{Luft})$  wird die Energiedosis in Luft auf der Achse des Strahlenbündels im Fokus-Haut-Abstand verstanden. Die Dosiserhöhung durch Rückstreuung am Patienten (Faktor 1-1,5 für Röntgenstrahlen im konventionellen Energiebereich) wird dabei definitionsgemäß nicht miterfasst. Die Einheit ist das Gray.

Die Einfalldosis ist zu unterscheiden von der Oberflächendosis, bei der die Rückstreuung von Photonen und die im Vergleich zur Luft unterschiedliche Energieabsorption des Gewebes berücksichtigt wird.

$D(\text{Luft})$  lässt sich mit geeigneten Dosimetern in einer dem Fokus-Haut-Abstand identischer Entfernung von der Röntgenquelle erfassen.

Das "ablesbare" Flächendosisprodukt ist abstandsunabhängig, so dass sich die Einfalldosis daraus durch Division durch die Bildfeldgröße in einem beliebigen Abstand, z.B. mit dem Lichtvisier an der Filmkassette, und entsprechende Abstandskorrektur berechnen lässt.

Ersatzweise lässt sich die Einfalldosis aus publizierten Daten abschätzen, welche die Luftdosis in Abhängigkeit von der verwendeten Filterdicke und der Röhrenspannung angeben, oder es kann als Näherung die Oberflächendosis aus einem entsprechenden Normogramm abgelesen werden.

Die Berechnung der Einfalldosis setzt die Kenntnis folgender Bestrahlungsdaten voraus:

Filterdicke, Röhrenspannung ( $U$ ) und mAs-Produkt  $I \times t$  der Aufnahme, sowie Fokus-Haut-Abstand (FHA).

$$D_{\text{Luft}} = D_{100} \times (I \times t) \times (100\text{cm}/\text{FHA})^2$$

$D_{\text{Luft}}$  = Energiedosis in Luft im Fokus-Haut-Abstand (mGy) = Einfalldosis

$D_{100}$  = Energiedosis in Luft pro mAs im Fokus Abstand 100cm (mGy/mAs)

$(I \times t)$  = Strom-Zeit-Produkt (mAs)

FHA = Fokus-Haut-Abstand (cm)

(28)

### 1.3.2. Berechnung der Phantomorgandosen aus der Einfalldosis

Die Organdosen berechnen sich aus der Einfalldosis folgendermaßen:

$$H(\text{Organ}) = D(\text{Luft}) \times C(\text{Organ})$$

$H(\text{Organ})$  = Organäquivalentdosis (mSv)

$D(\text{Luft})$  = Einfalldosis (mGy)

$C(\text{Organ})$  = organspezifischer Konversionsfaktor(mSv/mGy)

(28)

Die Berechnungen der effektiven Dosis aus den Organdosen wurden bereits unter 1.2.1. erläutert.

## 1.4. Einflussparameter auf die Patientendosis

Es beeinflussen mehrere Faktoren die Patientendosis, auf die geachtet werden sollte.

Neben dem Gerätetyp spielen auch die Lage und Konstitution des Patienten eine wichtige Rolle. So kann bei schlanken Patienten und Kindern über die Reduktion von kV und mAs Dosis eingespart werden, während adipöse Menschen höheren Dosen ausgesetzt werden müssen, um eine adäquate Bildqualität zu erreichen.

Bei konventionellen Röntgenaufnahmen beeinflusst der Fokus-Hautabstand durch das Abstand-Quadrat-Gesetz erheblich die Dosis.

Liegen strahlensensible Organe, wie z.B. Gonaden, direkt im Durchleuchtungsstrahl, steigt die effektive Dosis an, während bei peripheren Gelenkaufnahmen, aufgrund der größeren Distanz strahlensensibler Organe zum Strahlenfeldes, die effektive Dosis sinkt. Nicht nur das Durchleuchtungsgebiet, auch die Durchleuchtungszeit beeinflusst die Dosis. So kann mit Verringerung der DL-Zeiten die Patientendosis verringert werden.

Im CT hängt die Dosis stark von der Röhrenspannung und Filterung der Strahlung ab. Grundsätzlich gilt, dass für eine bestimmte Bildqualität, insbesondere für gleiches Rauschniveau, bei einem Scanner mit hoher Filterung die Patientendosis geringer ist. Dieses Verhalten ist ähnlich in der konventionellen Radiographie.

Ein einfacher Zusammenhang besteht in der CT zwischen Dosis, Röhrenstrom und Untersuchungszeit: die Dosis hängt linear vom Strom-Zeit-Produkt (mAs) ab. Eine Reduzierung des mAs-Wertes um beispielsweise den Faktor 2, bedeutet eine proportionale Reduzierung der Dosis, aber auch einen Anstieg des Rauschens um den Faktor 2. Da in vielen Fällen der Untersuchungsbereich festliegt und alle anderen Parameter konstant gehalten werden, wird das mAs-Produkt häufig zur Abschätzung der Dosis herangezogen. Dies ist im relativen Vergleich von Untersuchungsprotokollen an einem gegebenen Scanner sinnvoll. Im Vergleich verschiedener CT-Scanner ist es jedoch trügerisch und nicht korrekt, zur Dosisabschätzung nur das mAs-Produkt zu vergleichen (33). Eine hohe Vorfilterung, welche für niedrige Patientendosis äußerst sinnvoll ist, erfordert ein höheres mAs Produkt, da die mA erhöht werden muß (die Scanzeit bleibt unverändert). Ein Hersteller, der dosisbewußt ist und höhere Filterung trotz der damit verbundenen höheren Belastung der Röntgenkomponente einsetzt, würde fälschlicherweise einer höheren Patientenexposition beschuldigt, wenn nur die mAs-Werte als Vergleich dienen (33).

Ein einfacher Zusammenhang besteht auch zwischen exponiertem Volumen und Patientendosis. Die Grundregel, dass die Gesamtdosis direkt von der Größe des Untersuchungsvolumens abhängt, bleibt unberührt. Daher sollte das Untersuchungsvolumen so klein wie möglich gehalten werden (33).

## 1.5. Bildqualität in der Röntgendiagnostik

Aufgrund der begrenzten Messgenauigkeit des Gerätes, stimmt ein z.B. CT-rekonstruiertes Bild nie vollständig mit der Vorlage überein. Ursachen dafür sind teilweise schlecht differenzierbare Dichtewerte des durchstrahlten Gewebes, beim CT die begrenzte Anzahl an Detektoren, oder Effekte wie Bildrauschen oder Artefakte (20).

Allgemein versteht man unter Bildqualität die Fähigkeit, Strukturen auf einem Bild so wieder zu geben, dass sie vom Betrachter noch mit ausreichender Sicherheit erkannt werden können. Es gehen auch subjektive Einflüsse in die Betrachtung mit ein, sodass man nie von einer rein objektiven Bildqualität ausgehen kann.

Der Begriff Bildqualität ist also ein schwer zu objektivierender Begriff, der in erster Linie auf eine medizinisch-diagnostische Fragestellung ausgerichtet ist (20).

Da der Begriff der Bildqualität als solcher keine klar definierbare Größe ist, versucht man durch geeignete Maßzahlen und funktionelle Zusammenhänge dieses Problem zu umgehen. Diese auch als Bildgüte bezeichneten Eigenschaften sind z.T. objektiv messbar, z.T. müssen sie mit Hilfe von Auswertestudien halbobjektiv erfasst werden. Ihr Stellenwert innerhalb eines Abbildungssystems muss letztendlich vom Anwender selbst bestimmt werden. Zu den Bildgütemaßen zählen:

- das räumliche Auflösungsvermögen bei niedrigem Kontrast:

Die Kombination von Schärfe und Rauschen (s.u.) lässt sich durch eine Größe erfassen, die als Niedrigkontrastauflösung bezeichnet wird und die angibt, welcher Detaildurchmesser von sehr geringem Kontrast ( Dichteunterschied von  $< 1\%$  bzw.  $-10\text{HU}$ ) zum Hintergrund noch wahrgenommen werden und vom umgebenden Gewebe abgegrenzt werden kann.

- das räumliche Auflösungsvermögen bei hohem Kontrast:

Das räumliche Auflösungsvermögen bei hohem Kontrast (Syn.: Ortsauflösung) gibt an, welche kleinsten, nah beieinanderliegenden Objekte mit sehr hohem Kontrast ( $>10\%$  bzw.  $100\text{HU}$ ) noch getrennt abgebildet bzw. vom Betrachter wahrgenommen werden können.

Die Ortsauflösung wird vom Betrachter subjektiv als *Schärfe* bzw. *Unschärfe* bezeichnet. Ein Bild gilt als scharf, wenn die Ränder von Details noch deutlich erkennbar sind (20).

- das Bildrauschen:

Das Bildrauschen bezeichnet die örtliche Schwankung der CT-Dichtewerte einzelner Bildelemente, seine Ursache liegt ganz wesentlich in der statistischen Schwankung des Photonenflusses. Das räumliche Auflösungsvermögen bei niedrigem Kontrast wird stark vom Bildrauschen beeinflusst, dazu kommen noch Faktoren wie Rauschkorngröße oder das Rauschmuster, welche die Abgrenzbarkeit beeinträchtigen.

Das Rauschen würde sich nur durch beliebige Steigerung der Strahlenintensität vermeiden lassen. Gründe dafür sind zum einen das zu jedem System gehörige Eigenrauschen, das besonders bei sehr kleinen Nutzsignalen zur Geltung kommt, zum anderen macht sich bei Röntgenstrahlen die Quantennatur elektromagnetischer Strahlen deutlich bemerkbar (20).

- Bildartefakte:

Bildartefakte (Kunstprodukte) sind Strukturen, die keinem Detail der Vorlage entsprechen. Diese entstehen entweder durch das System (Kalibrierungsfehler, Detektorausfall, fehlerhafte Messwerterfassung, z.B. bei Metallartefakten) oder aufgrund z.B. Bewegungen des Patienten.

Da die Erfassung der Messwerte und ihre elektronische Weiterverarbeitung projektionsgebunden erfolgt, führen diese Abbildungsstörungen in vielen Fällen zu linien- oder streifenförmigen Dichtezonen, die das gesamte Bild durchziehen und die eine visuelle Auswertung behindern können (20).

## 2. Zielsetzung

Strahlenschutztechnisches Ziel bei allen Röntgenaufnahmen und Durchleuchtungen ist es, bei optimaler Bildqualität eine möglichst geringe Strahlenbelastung für den Patienten zu erreichen.

Die vorliegende experimentelle Arbeit evaluiert die Strahlendosis bei 3D-Scans der LWS und der Hüftgelenke mit dem ISO-C-3D, einem neu entwickelten isozentrischen C-Bogen, zur Anfertigung von Hochkontrast-CT-Schnittbildern.

Die hierzu erforderlichen Untersuchungen erfolgten mit Hilfe eines Alderson-Phantoms. An diesem mit Thermo-Lumineszenz-Dosimetern bestückten Phantom wurden als Maß für die Strahlenexposition die Organdosen von besonders strahlenempfindlichen Organen gemessen (hier speziell die (weiblichen) Gonaden) und hieraus die Effektivdosis ermittelt. Anhand Durchleuchtung eines tierischen Kniegelenks auf anatomisch korrekter Höhe, wurde die Ortsdosis der Gonaden als strahlensensibelste Organe und die Effektivdosis exemplarisch für Untersuchungen von peripheren Gelenken ermittelt.

Die Organ- und Effektivdosen bei Untersuchungen der Hüftgelenke und der LWS wurden für das Standard-Protokoll sowie für verschiedene dosisreduzierende Durchleuchtungsprotokolle des C-Bogens ISO-C-3D bestimmt. Zur Abschätzung der Höhe der Strahlenexposition bei ISO-C-3D Scans wurden identische Phantommessungen mit vergleichbaren Scanprotokollen an einem herkömmlichen Spiral-CT durchgeführt.

Darüber hinaus war ein weiteres wesentliches Ziel der Arbeit, die Bildqualität des ISO-C-3D, insbesondere unter Berücksichtigung der dosisreduzierenden Protokolle, mit der des Spiral-CT (Standard-Protokoll) zu vergleichen. Letztere Untersuchungen wurden anhand von Leichenpräparaten durchgeführt und mehreren voneinander unabhängigen Untersuchern zur Beurteilung vorgelegt, um die Bildqualität nach festgelegten Kriterien zu evaluieren.

### **3. Material und Methodik**

Für die Untersuchung wurde ein baugleicher Prototyp des mittlerweile serienmäßig produzierten SIREMOBIL ISO-C-3D (Siemens Medical Solutions, Erlangen) verwendet. Als Vergleich wurden die Studien zusätzlich an einem Spiral-CT Somatom Plus 4 durchgeführt. Das zur Dosisbestimmung verwendete Alderson-Phantom wurde vom Bundesamt für Strahlenschutz Neuherberg zur Verfügung gestellt.

#### **3.1. Alderson-Rando-Phantom**

Anhand eines Alderson-Rando-Phantoms wurde die Untersuchung eines echten Patienten hinsichtlich der Strahlenexposition simuliert.

RANDO-Phantome bestehen aus Plastikmaterialien und sind dem menschlichen Körper nachempfunden. Es besteht aus einem menschlichen Skelett, das in Isocyanat-Gummimasse (spez. Dichte von  $0,985 \text{ g/cm}^3$ , Ordnungszahl 7,3) eingebettet wurde, das sich zu Weichteilgeweben radioäquivalent verhält

Das Phantom enthält vorgeformte Lungen, die den menschlichen Lungen in einem mittleren Atmungszustand (Atemstadium) radioäquivalent sind.

Die Lufträume des Kopfes, des Halses und der Bronchienstämme wurden direkt nachgebildet.

Das Phantom entspricht einem menschlichen Körper mit 175 cm Größe und 73,5 kg Durchschnittsgewicht. Es besteht aus dem Rumpf mit Kopf, ohne Extremitäten.

Bild 1: Alderson-Rando-Phantom



### Konstruktionsdetails

RANDO Materialien sind radioäquivalent zu den entsprechenden menschlichen Geweben für Röntgen-, Gamma- und Elektronenstrahlung.

Sie sind dem Menschen angepasst, sowohl bezüglich der Atomzahl, die wesentlich für die niedrig-energetische Äquivalenz ist, als auch das spezifische Gewicht betreffend, das wiederum wichtig für die hochenergetische Äquivalenz ist.

Somit erstreckt sich die Radioäquivalenz über den gesamten Bereich von der niedrigsten diagnostischen bis zur höchsten therapeutischen Energieeinheit.

RANDO Plastik ist ein wärmefassendes synthetisches Material, abgeändert auf eine wirksame Atomzahl (Ordnungszahl) von 7,3 und einer Massendichte von  $0,985 \text{ g/cm}^3$ .

Im Gegensatz zu Werten, die in der Literatur für Muskelgewebe angegeben sind, sind diese Werte etwas verringert, um willkürlich verteiltes Fett zu berücksichtigen.

RANDO Plastik lässt sich praktisch weder durch Strahlung noch durch andere physikalische Belastungen zerstören. Es kann ohne erkennbare Veränderungen mit bis zu einem Megarad belastet werden.

### RANDO Lungen

Die Lungen sind aus einem festen mikrozellulärem Plastikschaum vorgeformt. Sie werden in dem Phantom-Rippen-Käfig, in eine dem Menschen entsprechende Lage gebracht und anschließend mit Lungenmaterial aufgefüllt.

Die Ordnungszahl der Lungen beträgt, wie die Weichteile, 7,3, die Massendichte wird bei  $0,32 \text{ g/cm}^3$  festgesetzt. Dieser Wert wird in der Literatur geringfügig niedriger angegeben, doch von diagnostisch arbeitenden Radiologen empfohlen, weil dieser Wert ein "normaleres" radiographisches Erscheinungsbild liefert.

### RANDO Skelette

RANDO Knochen sind postmortal gewonnene menschliche Präparate eines Durchschnittsmenschen von 175 cm Größe. Nach einem Imprägnier- und Modellierprozeß werden sie in das Phantom eingebettet.

### Luft-Räume

Die Lufträume der oro-nasalen Pharyngen, der Larynx, der Trachea und der Bronchialstämme werden von vormodellierten Formen gebildet.

Diese Formen entstehen durch Abdrücke, die man im Hals bzw. im oberen Thorax einer Leiche abnimmt. Die genaue Lage und Größe der Lufträume werden den einzelnen Skeletten angepasst.

Die Stirnhöhlen werden von den verwendeten Schädelknochen gebildet. Sie müssen nicht nach Abdrücken künstlich gefertigt werden.

Röntgenbilder der Phantome lassen kleine Luftbläschen erkennen, die durch den Modellierprozess entstehen (s.o.). Allerdings haben diese, aufgrund ihres vernachlässigbaren kleinen Volumens, keine Bedeutung, größere Blasen werden entfernt.

### Aufbau in Scheiben

Das Phantom wird in 2,5 cm dicke axiale Scheiben geschnitten, wobei beim Schneidevorgang vernachlässigbar wenig Material verloren geht. Die Schnittflächen werden mit einer glatten Masse beschichtet, die endgültige Dicke der Scheiben beträgt 2,5 cm, bei einer Stückzahl von 35.

Die Scheiben werden aneinander angepasst und mit Plastikpins stabilisiert. Zusätzlich wird das Phantom von einem 4 -Seil- System umspannt, mit dessen Hilfe die Scheiben durch einen

Zug-Druck Mechanismus, aneinander fixiert werden und das Phantom in jede beliebige Lage gebracht werden kann.

Bild 2: Ansicht auf Scheibe 30 des Alderson-Phantoms, anatomischer Bereich der weiblichen Gonaden:



#### Lochmuster im RANDO Phantom

In jede Scheibe wurden mehrere Löcher gebohrt, in denen man die Dosimeter fixiert.

Die Lochgrößen und -Abstände sind dem Phantom und der Dosimeterwahl (s.u.) angepasst.

Das von uns verwendete RANDO Phantom wurde in einer standardisierten Gitter-Anordnung durchbohrt, mit einem Abstand von 3,0 cm x 3,0 cm. Folglich entstehen insgesamt ca. 1500 Löcher (1).

Diese ausführliche Original-Produktbeschreibung wurde uns vom Bundesamt für Strahlenschutz (Neuherberg) zur Verfügung gestellt, welche aus den Alderson Research Laboratories (1) stammt und mit dem Alderson-Phantom mitgeliefert wurde.

#### Verwendete Dosimeter

Die verwendeten Thermo-Lumineszenz-Dosimeter bestehen aus Lithiumfluorid, haben einen Durchmesser von 1mm und eine Höhe von 6mm. Sie sind äußerst empfindlich und gebrechlich, sodass auch bei sorgfältigster Handhabung Beschädigungen, besonders beim Einsetzen und Herausziehen aus den Löchern der Phantom-Scheiben, nicht vollständig vermieden werden können (1).

## 3.2. Verwendete Scanner

### 3.2.1. Technische Daten des Prototyp ISO-C-3D

Der Prototyp ISO-C-3D basiert auf dem SIREMOBIL (Siemens, Medizintechnik, Erlangen), einer herkömmlichen, mobilen C-Bogen Röntgen-Bildverstärkeranlage, die mit den Betriebsfunktionen kontinuierliche und gepulste Durchleuchtung, digitale Radiographie (DR-Mode) zur Erstellung von digitalen Einzelbildern sowie optional digitalen Subtraktionsserien zum Einsatz in der interventionellen Gefäßtherapie ausgestattet ist.

Das isozentrische Design des SIREMOBIL stellt sicher, dass sich der Zentralstrahl bei sämtlichen Projektionen im Drehzentrum des C-Bogens befindet. Dies ist Voraussetzung zur Erstellung von isozentrischen Projektionsaufnahmen, aus denen über Rechenalgorithmen 3D-Schnittbilder errechnet werden können.

Der von uns erprobte Prototyp ISO-C-3D wurde mit einem an den ISO-C Bogen montierten Elektromotor derart ausgestattet, dass die Orbitalbewegung motorbetrieben standardisiert durchgeführt wird und während einer Halbkreisrotation 100 digitale Projektionsaufnahmen im DR-Mode eines im Isozentrum positionierten Objekts erstellt werden. Dieser Vorgang dauert bei einmaliger Rotation um  $190^\circ$  ca. 120 Sekunden. Um die Messzeit zu verkürzen, ist auch eine Datenacquisition mit 50 Projektionen auswählbar. Die Projektionsaufnahmezeiten werden in eine an das Röntgensystem angegliederte Workstation synchron transferiert, wo mittels spezieller Hochkontrastrechenalgorithmen (Feldkamp-Algorithmus) die Umwandlung der Projektionsaufnahmezeiten in CT-Schnittbilder erfolgt. Bereits während laufender Rotation können die ersten Schnittbilder visualisiert und gespeichert werden, wobei die Bilddatensätze in transversaler, koronarer und sagittaler Richtung die gleiche Orts-Auflösung besitzen. Die Visualisierung der Bilddaten erfolgt an einem viergeteilten Monitor, an dem im linken oberen Quadranten die Durchleuchtungsprojektionsaufnahmen und in den übrigen Quadranten die CT-Schnitte in den drei Raumrichtungen dargestellt werden. Dabei können 3D-CT-Datensätze aus einem im Isozentrum positionierten virtuellen Kubus mit einer maximalen Kantenlänge von ca. 12 cm dargestellt werden. Damit beträgt das "Field of View" unabhängig von der Organgröße 12 cm in x-, y- und z-Richtung.

Bild 3: Iso-C-3D



### 3.2.2. Technische Daten zum CT Somatom Plus 4

Die durchgeführten CT-Untersuchungen erfolgten an einem Somatom Plus 4 der Firma Siemens (Erlangen).

Bei diesem Scanner handelt es sich um einen Einzeilen-Computertomographen mit kontinuierlich rotierendem Röhren-Detektorsystem. Die Bilderzeugung kann gleichermaßen im Sequenz- wie auch im Spiralmodus erfolgen.

Das Gerät verfügt über selbstkollimierende Quantillarc-Xenon-Gasdetektoren mit 768 mehrfachgenutzten Meßkammern und eine Siemens Dura-502 Hochleistungs-CT-Röhre mit Dual-focal-spot-Technik. Die Gesamtfilterung des Fächerstrahlbündels beträgt 10 mm Aluminium-Äquivalent. Die Gantryöffnung weist einen Durchmesser von 70 cm auf, die Neigung kann zwischen  $\pm 30^\circ$  variiert werden. Das eigentliche Meßfeld besitzt einen Durchmesser von 50 cm, der Winkel des Strahlenfächers beträgt  $52^\circ$ . Der Abstand des Fokus zum Drehzentrum wird mit 570 mm, der Abstand des Fokus zum Detektor mit 1005 mm angegeben.

Die Bildberechnung erfolgt mit Hilfe organbezogener Rekonstruktionsalgorithmen, die Rekonstruktionsmatrix beträgt 512 mal 512, die Bildmatrix 1024mal1024 Pixel. Die Bilder

werden über eine frei wählbare Fensterbreite und -lage dargestellt, die CT-Werteskala reicht dabei von -1024 bis +3071 HU, bzw. von -10240 bis +30710 HU für die erweiterte Skala. Die Rekonstruktionszeit wird im Sequenzmodus mit 4s / Schicht +10% Toleranz angegeben.

Bild 4-6: Bildbeispiele für ISO-C-3D-Scans der LWS und des Hüftgelenks:

Bild 4: Durchleuchtungsbild und je eine coronare, axiale und sagittale Rekonstruktion des Schnittbild- Datensatzes des ISO-C3D anhand der LWS mittel Standard-Protokoll

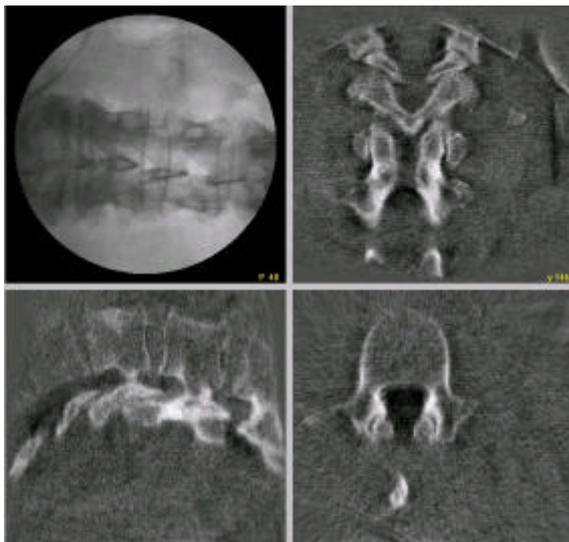


Bild 5: Durchleuchtungsbild und je eine coronare, axiale und sagittale Rekonstruktion des Schnittbild- Datensatzes des ISO-C3D anhand eines Hüftgelenks mittel Standard-Protokoll

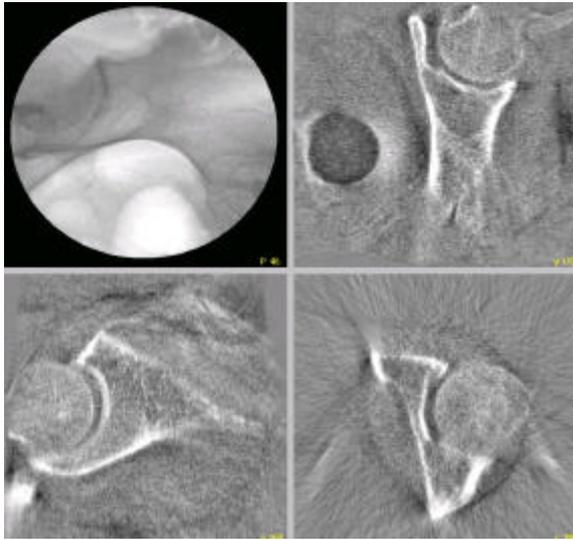


Bild 6: Vergrößertes Einzelbild aus dem Schnittbild-Datensatz des ISO-C3D anhand eines Hüftgelenks mittels Standard-Protokoll



### 3.3. Verwendete Untersuchungsprotokolle

Für die Phantom- und Präparatuntersuchungen mit dem ISO-C-3D wurden die derzeit vom Hersteller empfohlenen Geräteparameter für kleinere Gelenke (Parameter 1: 59kV / 1.9mA) und für größere Gelenke (Parameter 2: 62kV / 3.4 mAs) verwendet. Das Gerät verfügt zusätzlich über einen Automatikmodus, bei dem kV und mAs automatisch optimal an das untersuchte Objekt angepasst werden. Die Scans von LWS und Becken wurden jeweils mit 100 Projektionen Automatik, 50 Projektionen Automatik und 100 Projektionen 62 kV/3.4mA durchgeführt, wobei die Röhrenspannung im Automatikbetrieb zwischen 80kV und 120kV variierte.

Tab. 2: Scanprotokolle ISO-C-3D; jeweils mit einer Schichtdicke (SD) von 0,46 mm und einem Field of View (FoV) von 12 cm

Protokolle	<b>LWS</b>
Auto 100 (Standard-Protokoll)	100 Projektionen, automatische kV Regulierung: 80-120 kV; 3,5-5,5 mAs
Auto 50	50 Projektionen, automatische kV Regulierung: 80-120 kV; 3,5-5,5 mAs
Fest 62 kV	100 Projektionen, 62 kV; 3,4 mAs Festeinstellung
	<b>Hüftgelenk</b>
Auto 100 (Standard-Protokoll)	100 Projektionen, automatische kV Regulierung: 80-120 kV; 3,5-5,5 mAs
Auto 50	50 Projektionen, automatische kV Regulierung: 80-120 kV; 3,5-5,5 mAs
Fest 62 kV	100 Projektionen, 62 kV; 3,4 mAs Festeinstellung

Tab. 3: Standardprotokoll Spiral-CT

Standard-Protokolle	<b>LWS (zentriert auf LWK 3)</b>
CT 1	120 kV; 200 mAs; pitch 1,5; 3mm SD; Spirallänge 12 cm; Rotationszeit: 0,75
	<b>Hüftgelenk</b>
CT 2	120 kV; 200 mAs; pitch 1,5; 3mm SD; Spirallänge 12 cm Rotationszeit: 0,75

Zur Evaluierung der Organdosen bei der Untersuchung peripherer Gelenke, im Gegensatz zu Scans im Körperstammbereich (LWS, Hüftgelenke), wurde ein tierisches Kniegelenk im anatomisch korrekten Abstand auf Höhe des Kniegelenks platziert und mittels Standard-Protokoll (Auto 100) des ISO-C-3D untersucht. Nachdem sich die Organdosen im Körperstamm bereits bei diesem Protokoll als vernachlässigbar gering herausstellten, wurde auf weitere Untersuchungen mit den dosisreduzierenden Protokollen verzichtet.

### 3.4. Auswertung

#### 3.4.1. Messung der Organ- und effektiven Dosen

Das Bundesamt für Strahlenschutz Neuherberg stellte uns freundlicherweise ein Alderson-Rando-Phantom mit den benötigten TLD zur Verfügung. In Zusammenarbeit mit einer Strahlenschutzbeauftragten wurden die einzelnen Untersuchungsschritte kontrolliert und ausgewertet.

Das Phantom wurde nach Anweisung des Bundesamts für Strahlenschutz pro Untersuchung mit 45 TLD bestückt, wobei 30 Organ-TLD (für das Phantom- Innere) und 15 in Plexiglas eingelagerten Oberflächen TLD (für die Außenschicht) zur Verfügung standen. Die TLD wurden auf verschiedene Organsysteme verteilt. Da die strahlensensiblen Organe hervorgehoben werden sollten und dort die Messgenauigkeit am höchsten sein sollte, wurden im Bereich der weiblichen Gonaden (Scheibe 30) die meisten TLD verteilt (10 Stück), die restlichen im übrigen Körper (z.B. 3 in der Leber, 3 in der Lunge, 4 im Bereich des Kolons und Magen, 2 in der Schilddrüse, 2 im Gehirn). Nach jeweils fünfmaliger Durchleuchtung des Phantoms pro Untersuchungsprotokoll, wurden die TLD wieder entfernt und ausgewertet. Dafür wurden die einzelnen TLD-Dosen der jeweiligen Organregionen aufaddiert und der Mittelwert berechnet. Dieser wurde noch durch 5 dividiert (weil pro Untersuchungsprotokoll fünfmal durchleuchtet wurde) und somit der Mittelwert für einen einzelnen Scan berechnet, welcher der endgültigen Organdosis entspricht.

Aufgrund des äußerst schwierigen Platzierungs- und Entfernungsvorgangs der winzigen und empfindlichen TLD und der daraus trotz sorgfältigster Arbeit teilweise entstandenen Schäden, konnte nicht immer die gleiche Anzahl an bestrahlten TLD in die Berechnung miteinbezogen werden.

Ovarien und Uterus:

Die Lage der Ovarien und des Uterus entspricht am Phantom der Scheibe 30. Diese wurde an den entsprechenden Lokalisationen mit insgesamt 10 TLD bestückt.

Schilddrüse, Mamma, Testis:

Die Dosis dieser Organe entspricht der an diesen Stellen gemessenen Oberflächendosis, gemittelt aus jeweils 3 in Plexiglas eingelagerten TLD.

Lunge, Rückenmark:

Bei diesen räumlich ausgedehnten Organen ergibt sich die mittlere Organdosis aus den Energiedosiswerten des Scan- und Streubereichs.

Für die Lungendosis wurden die Scheiben 16-18 verwendet.

Zur Ermittlung der Rückenmarksdosis wurden die TLD um und in die Wirbelkörper platziert.

Zur Dosisermittlung der Abdominalorgane wurden die TLD in den entsprechenden anatomischen Bereichen innerhalb der Scheiben platziert.

Die Ermittlung der effektiven Äquivalentdosis erfolgte gemäß den Erläuterungen in Kapitel 1.2.1..

#### 3.4.2. Beurteilung der Bildqualität

Für die Beurteilung der Bildqualität der ISO-C-3D- und CT-Bilder wurden drei Leichenpräparate mit einem Durchschnittsgewicht von 75 kg untersucht.

Entsprechend den Phantom-Untersuchungen wurden am Siremobil ISO-C-3D die LWS und beide Hüftgelenke der Leichen je einmal in 100 Projektionen/Automatikmodus, in 50 Projektionen/Automatikmodus und 62 kV/3,4 mAs Festeinstellung gescannt. Für eine größere Bildauswahl wurden beide Hüftgelenke untersucht. Im CT wurden ebenfalls die LWS und beide Hüftgelenke der Leichenpräparate mit den entsprechenden Protokollen untersucht (s. Kapitel 3.3.).

Die Bilder wurden fünf erfahrenen Radiologen zur Befundung vorgelegt.

Die Auswertung erfolgte anhand der digitalen Bilder am Computer mit hochauflösenden Monitoren. Die Bilddatensätze wurden anonymisiert, sodass der Auswerter diese untereinander nicht zuordnen konnte.

Die Bilder wurden hinsichtlich der Kriterien

*subjektive Bildqualität bei Bildrauschen, Abgrenzbarkeit der Kortikalis, Darstellung der Spongiosa, Abgrenzbarkeit der Gelenkfläche* und *subjektive Bildqualität bei Artefakten*, je mit einem Score von 1-5 beurteilt (1= beste Bildqualität, 5= nicht verwertbar), s. Tab. 4..

Tab. 4: Kriterien zur Beurteilung der Bildqualität

Score	subjektive Bildqualität durch Bildrauschen beeinflusst	Abgrenzbarkeit der Kortikalis	Darstellung der Spongiosa	Abgrenzbarkeit der Gelenkflächen	subjektive Bildqualität durch Artefakte beeinflusst
1	kein Rauschen/ sehr gute Qualität	sehr gute Abgrenzbarkeit	Bälkchenstruktur (BS) sehr gut erkennbar	sehr gute Abgrenzbarkeit	keine relevanten Artefakte
2	geringes Rauschen/ gute Qualität	gute/ noch scharfe Abgrenzbarkeit	BS gut erkennbar	gute/ noch scharfe Abgrenzbarkeit	geringe Artefakte, kaum störend
3	mäßiges Rauschen/ mäßige Qualität	mäßig scharfe Abgrenzbarkeit	BS mäßig erkennbar	mäßig scharfe Abgrenzbarkeit	mäßige Artefakte/ etwas störend
4	mäßig bis starkes Rauschen/ Qualität ziemlich beeinträchtigt	gerade sichtbar, unscharfe Grenzen	BS gerade erkennbar	gerade erkennbar/ unscharf	störend/ Beurteilung ziemlich eingeschränkt
5	starkes Rauschen/ Qualität stark beeinträchtigt	sehr unscharf/ keine Abgrenzbarkeit	BS nicht sichtbar	sehr unscharf/ keine Abgrenzbarkeit	erheblich störend/ keine Beurteilung möglich

### 3.4.3. Statistik

Untersucht wird, inwieweit sich zum einen die Ergebnisse speziell der Gonadendosen für die verschiedenen Protokolle signifikant unterscheiden, zum anderen mit welcher Übereinstimmung die fünf Radiologen zum selben Urteil bezüglich der Bildqualität gelangen.

Zum statistischen Vergleich der Gonadendosen wurden der Mittelwert und die Standardabweichungen berechnet. Die einzelnen Stichproben wurden sodann nach Prüfung auf Normalverteilung mit dem t-Test für unverbundene Stichproben miteinander verglichen. Die Stichproben bzw. Rohdaten entsprechen den Dosen der einzelnen TLD, welche in der Alderson-Phantom-Scheibe 30, als anatomische Region der Gonaden, platziert waren und aus denen der Mittelwert für die endgültige Gonadendosis berechnet wurde. Dieser Mittelwert entspricht letztendlich den endgültig festgelegten Gonadendosen, wie sie in Tabelle 5-12 erscheinen. Als statistisch signifikant wird ein p-Wert von  $< 0,05$  festgesetzt. Letzteres wird mit der Statistikfunktion des Programms *Microsoft Excel* durchgeführt.

Bezüglich Bildqualität wurde anhand eines Interobserver-Tests ermittelt, mit welcher Übereinstimmung die 5 Radiologen zum endgültigen Ergebnis gelangen. Der jeweils am häufigst genannte Wert (= Modalwert) bei den Beurteilungen der Bildkriterien anhand eines Scores von 1-5 wurde zur endgültigen Bewertung verwendet. Die Bestimmung des meist genannten Wertes (=Modalwert) ermöglicht eine Beseitigung von „Ausreißern“, die das Ergebnis beeinträchtigen könnten. Diese Modalwerte wurden mit dem Statistikprogramm SPSS Ver. 12 ausgewertet. Bestimmt wurde der Grad der Übereinstimmung der fünf Radiologen mit Hilfe der Reliabilitätsanalyse, anhand des Korrelationskoeffizienten in Klassen (Modell: Ein-Weg zufällig).

## 4. Ergebnisse

### 4.1. Organdosen und effektive Dosis

#### 4.1.1. Untersuchung der LWS

Es wurden LWS Untersuchungen gemäß den erläuterten Protokollen (s.3.3.) an beiden Geräten durchgeführt und die Organdosen und die effektive Dosis miteinander verglichen.

Im folgenden sind die Ergebnisse tabellarisch aufgelistet. In Spalte 1 werden die einzelnen Organsysteme angezeigt, in Spalte 2 die entsprechenden organspezifischen Wichtungsfaktoren (nach BfS), die multipliziert mit den Organdosen der Spalte 3 die Äquivalentdosen der Spalte 4 ergeben. Die Spalte 4 also beschreibt in mSv die Organ-Äquivalentdosen, die aufaddiert die effektive Dosis ergibt.

Tab. 5: Effektive Dosis am ISO-C-3D mittels Standard-Protokoll (Auto 100)  
bei der LWS-Untersuchung

Organ	Wichtungsfaktor	lokale Dosis (mGy)	Äquivalentdosis (mSv)
Ovarien	0,20	2,90	0,58
RKM	0,12	2,17	0,26
Kolon	0,12	6,30	0,75
Lunge	0,12	0,15	0,02
Magen	0,12	3,30	0,39
Blase	0,05	0,50	0,03
Brust	0,05	0,10	0,01
Leber	0,05	2,70	0,14
Ösophagus	0,05	0,10	0,01
Schilddrüse	0,05	0,01	0,00
Haut	0,01	1,30	0,01
Knochenob.	0,01	1,70	0,02
Gehirn		0,00	
Dünndarm		7,30	
Niere		6,00	
Nebenniere		6,02	
Milz		4,01	
Pankreas		6,02	
Uterus	ges.: 0,05	1,50	ges.: 0,33
<b>Effektive Dosis</b>			<b>(mSv) 2,55</b>

\* Äquivalentdosis= lokale Dosis mal Wichtungsfaktor.

Die letzten 7 Organgruppen haben zusammen den Wichtungsfaktor 0,05, sodaß aus dem Mittelwert der 7 Organdosen die Äquivalentdosis berechnet wird.

Tab. 6 : Effektive Dosis am CT mittels Standard-Protokoll  
bei der LWS-Untersuchung

Organ	Wichtungsfaktor	lokale Dosis (mGy)	Äquivalentdosis (mSv)
Ovarien	0,20	0,96	0,19
RKM	0,12	2,20	0,26
Kolon	0,12	5,80	0,69
Lunge	0,12	0,81	0,07
Magen	0,12	4,10	0,49
Blase	0,05	0,11	0,00
Brust	0,05	0,10	0,00
Leber	0,05	3,71	0,18
Ösophagus	0,05	0,12	0,06
Schilddrüse	0,05	0,01	0,00
Haut	0,01	0,93	0,00
Knochenob.	0,01	1,50	0,02
Gehirn		0,00	
Dünndarm		4,01	
Niere		6,50	
Nebenniere		6,80	
Milz		7,01	
Pankreas		7,00	
Uterus	ges.: 0,05	0,81	ges.: 0,23
<b>Effektive Dosis:</b>			<b>(mSv) 2,19</b>

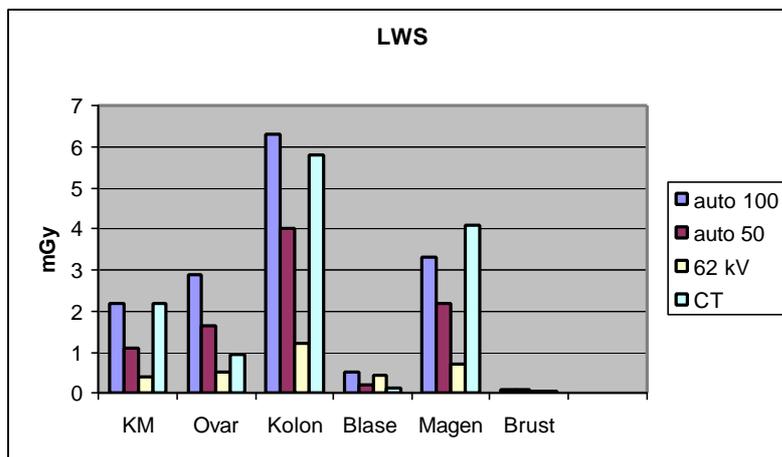
Tab. 7: Effektive Dosis am ISO-C-3D mittels 50 Proj./Automatikmodus  
bei der LWS-Untersuchung

Organ	Wichtungsfaktor	lokale Dosis (mGy)	Äquivalentdosis (mSv)
Ovarien	0,20	1,63	0,33
RKM	0,12	1,10	0,13
Kolon	0,12	4,00	0,48
Lunge	0,12	0,08	0,00
Magen	0,12	2,20	0,26
Blase	0,05	0,20	0,01
Brust	0,05	0,10	0,00
Leber	0,05	1,80	0,09
Ösophagus	0,05	0,06	0,00
Schilddrüse	0,05	0,01	0,00
Haut	0,01	0,90	0,01
Knochenob.	0,01	0,80	0,01
Gehirn		0,00	
Dünndarm		4,00	
Niere		4,51	
Nebenniere		4,53	
Milz		4,02	
Pankreas		4,50	
Uterus	ges.: 0,05	0,50	ges.: 0,16
<b>Effektive Dosis:</b>			<b>(mSv) 1,48</b>

Tab. 8: Effektive Dosis am ISO-C-3D mittels 62 kV/3,4 mAs  
bei der LWS-Untersuchung

Organ	Wichtungsfaktor	lokale Dosis (mGy)	Äquivalentdosis (mSv)
Ovarien	0,20	0,87	0,17
RKM	0,12	0,38	0,05
Kolon	0,12	1,22	0,15
Lunge	0,12	0,02	0,00
Magen	0,12	0,71	0,09
Blase	0,05	0,13	0,01
Brust	0,05	0,06	0,00
Leber	0,05	0,54	0,03
Ösophagus	0,05	0,02	0,00
Schilddrüse	0,05	0,01	0,00
Haut	0,01	0,31	0,00
Knochenob.	0,01	0,41	0,00
Gehirn		0,00	
Dünndarm		1,73	
Niere		1,82	
Nebenniere		1,52	
Milz		1,12	
Pankreas		1,51	
Uterus	ges.: 0,05	0,25	ges.: 0,06
<b>Effektive Dosis:</b>			<b>(mSv) 0,56</b>

Abb.1: Gegenüberstellung der einzelnen Protokolle bei der Untersuchung der LWS hinsichtlich der Organdosen

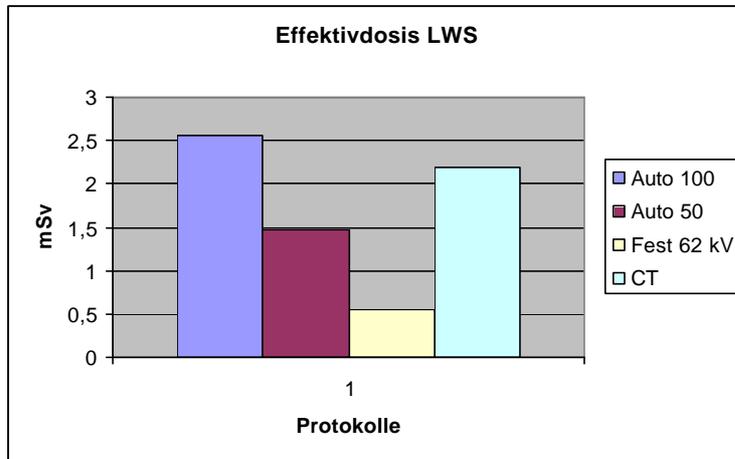


- auto 100: ISO-C-3D/ Standardprotokoll
- auto 50 : ISO-C-3D/ 50 Projektionen mit Automatikmodus
- 62 kV : ISO-C-3D/ Festeinstellung mit 62 kV/3,4 mAs
- CT : Standardprotokoll des CT

Abbildung 1 zeigt eine Gegenüberstellung der Organdosen in mGy, für die verschiedenen Scanprotokolle.

Die folgende Abbildung vergleicht die effektive Dosis der vier Protokolle bei den LWS-Untersuchungen.

Abb. 2: Effektivdosis der vier Protokolle bei den LWS-Untersuchungen



Für die Untersuchung der LWS mit dem Standard-Protokoll des ISO-C-3D (100 Proj./Automatikmodus) ergibt sich eine effektive Dosis von 2,55 mSv. Die höchsten Organdosen lassen sich im Bereich der Oberbauchorgane( wie z.B. Dünndarm, Magen, Nieren) mit bis zu 7,3 mGy ermitteln. Die Gonaden nehmen eine Dosis von 2,9 mGy auf (Tab. 5).

Im Vergleich dazu lassen sich am Spiral-CT ähnliche Organdosen im Oberbauch ermitteln (z.B. Niere 6,5 mGy), die Effektivdosis beträgt 2,19 mSv, vergleichbar mit dem Standard-Protokoll des ISO-C-3D. Die Gonadendosis fällt dagegen mit bis zu 0,96 mGy deutlich geringer aus.

Im Vergleich zum Standard-Protokoll des ISO-C-3D reduzieren sich die Werte anhand des Protokolls mit 50 Projektionen um etwa die Hälfte. Passend dazu verhält sich auch die effektive Dosis mit 1,48 mSv (100 Proj.: 2,55 mSv). Doch im Gegensatz zur CT ist die Gonadendosis mit 1,63 mGy noch erhöht (CT: 0,96 mGy).

Eine weitere Dosisreduzierung wird mit der Festeinstellung 62 kV, 3,4 mA des ISO-C-3D erreicht. Hier lassen sich Organdosen des Oberbauchs von bis zu 1,82 mGy (z.B. Niere), der Gonaden bis ca. 0,87 mGy ermitteln. Die effektive Dosis beträgt 0,56 mSv und ist deutlich niedriger als die des Standard-LWS-Protokolls ISO-C-3D. Die Gonadendosis liegt in etwa im Bereich der CT.

#### 4.1.2. Untersuchung der Hüftgelenke

Es wurden Hüftgelenksuntersuchungen an beiden Geräten, entsprechend den unter 4.1.1. beschriebenen Untersuchungen durchgeführt und die Organ- und die Effektivdosen bestimmt.

Im folgenden werden die Ergebnisse tabellarisch aufgelistet. Analog zur Untersuchung der LWS sind in Spalte 1 die einzelnen Organsysteme angezeigt, in Spalte 2 die entsprechenden organspezifischen Wichtungsfaktoren (nach BfS), in Spalte 3 die Organdosen, und in Spalte 4 die Äquivalentdosen. Diese ergeben aufaddiert die effektive Dosis.

Tab.9: Effektive Dosis am ISO-C-3D mittels Standard-Protokoll bei der Hüftgelenks-Untersuchung

Organ	Wichtungsfaktor	Lokale Dosis (mGy)	Äquivalentdosis (mSv)
Ovarien	0,20	6,38	1,28
RKM	0,12	1,41	0,17
Kolon	0,12	3,30	0,40
Lunge	0,12	0,00	0,00
Magen	0,12	0,10	0,01
Blase	0,05	10,01	0,50
Brust	0,05	0,11	0,01
Leber	0,05	0,10	0,01
Ösophagus	0,05	0,00	0,00
Schilddrüse	0,05	0,00	0,00
Haut	0,01	1,80	0,02
Knochenob.	0,01	1,20	0,01
Gehirn		0,00	
Dünndarm		3,32	
Niere		1,54	
Nebenniere		0,52	
Milz		0,52	
Pankreas		0,53	
Uterus	ges.: 0,05	5,01	ges.: 0,08
<b>Effektive Dosis:</b>			<b>(mSv) 2,49</b>

Tab. 10: Effektive Dosis am CT mittels Standard-Protokoll bei der Hüftgelenks-Untersuchung

Organ	Wichtungsfaktor	lokale Dosis (mGy)	Äquivalentdosis (mSv)
Ovarien	0,20	6,11	1,22
RKM	0,12	1,42	0,17
Kolon	0,12	3,31	0,40
Lunge	0,12	0,00	0,00
Magen	0,12	0,10	0,01
Blase	0,05	7,02	0,35
Brust	0,05	0,00	0,00
Leber	0,05	0,11	0,01
Ösophagus	0,05	0,00	0,00
Schilddrüse	0,05	0,00	0,00
Haut	0,01	0,82	0,01
Knochenob.	0,01	1,01	0,01
Gehirn		0,00	
Dünndarm		2,93	
Niere		0,51	
Nebenniere		0,21	
Milz		0,32	
Pankreas		0,23	
Uterus	ges.: 0,05	6,04	ges.:0,07
<b>Effektive Dosis:</b>			<b>(mSv) 2,25</b>

Tab. 11: Effektive Dosis am ISO-C-3D mittels 50 Projektionen bei der Hüftgelenks-Untersuchung

Organ	Wichtungsfaktor	lokale Dosis (mGy)	Äquivalentdosis (mSv)
Ovarien	0,20	2,51	0,50
RKM	0,12	0,52	0,06
Kolon	0,12	1,81	0,22
Lunge	0,12	0,00	0,00
Magen	0,12	0,00	0,00
Blase	0,05	5,04	0,25
Brust	0,05	0,05	0,00
Leber	0,05	0,02	0,00
Ösophagus	0,05	0,00	0,00
Schilddrüse	0,05	0,00	0,00
Haut	0,01	1,01	0,01
Knochenob.	0,01	0,75	0,01
Gehirn		0,00	
Dünndarm		1,82	
Niere		0,11	
Nebenniere		0,05	
Milz		0,05	
Pankreas		0,02	
Uterus	ges.: 0,05	2,53	ges.: 0,03
<b>Effektive Dosis:</b>			<b>(mSv) 1,08</b>

Tab. 12: Effektive Dosis am ISO-C-3D mittels 62 kV/3,4 mAs bei der Hüftgelenks-Untersuchung

Organ	Wichtungsfaktor	lokale Dosis (mGy)	Äquivalentdosis (mSv)
Ovarien	0,20	0,56	0,11
RKM	0,12	0,19	0,02
Kolon	0,12	0,51	0,06
Lunge	0,12	0,00	0,00
Magen	0,12	0,00	0,00
Blase	0,05	1,52	0,08
Brust	0,05	0,02	0,00
Leber	0,05	0,01	0,00
Ösophagus	0,05	0,00	0,00
Schilddrüse	0,05	0,00	0,00
Haut	0,01	1,27	0,00
Knochenob.	0,01	0,15	0,00
		0,00	
Gehirn		0,00	
Dünndarm		0,51	
Niere		0,11	
Nebenniere		0,22	
Milz		0,21	
Pankreas		0,10	
Uterus	ges.: 0,05	1,01	ges.: 0,01
<b>Effektive Dosis:</b>		<b>(mSv) 0,28</b>	

Abb. 3: Gegenüberstellung der einzelnen Protokolle bei der Untersuchung der Hüftgelenke hinsichtlich der Organdosen

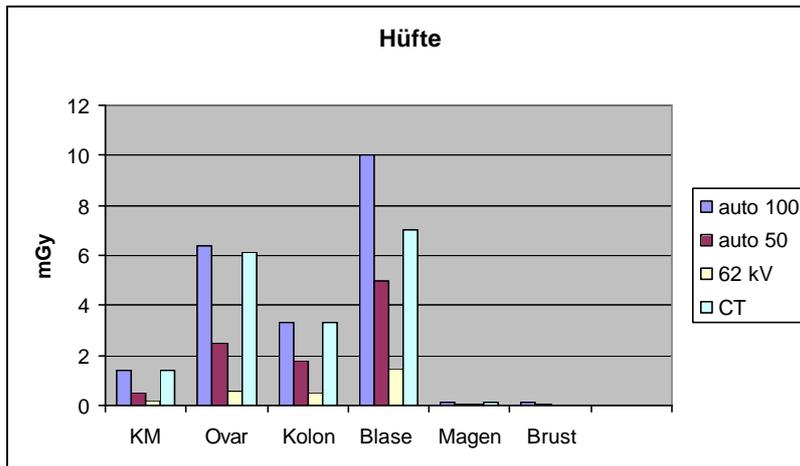
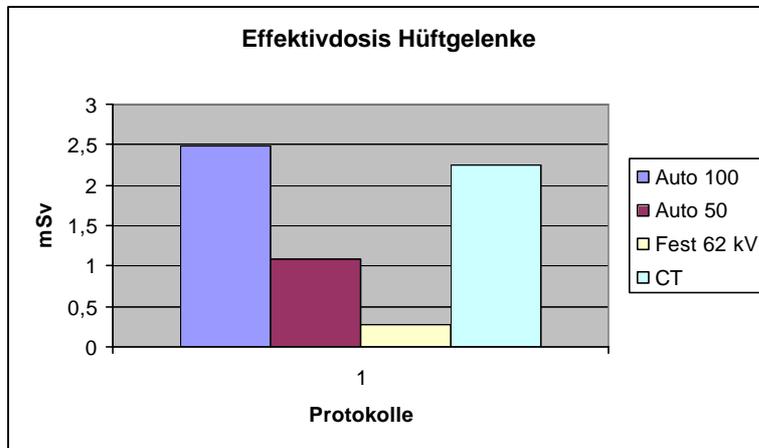


Abbildung 3 zeigt eine Gegenüberstellung der Organdosen in mGy, für die verschiedenen Scanprotokolle.

Die folgende Abbildung vergleicht die effektive Dosis der vier Protokolle bei den Hüftgelenks-Untersuchungen.

Abb. 4: Effektivdosis der vier Protokolle bei den Hüftgelenks-Untersuchungen



Für das Standard-Protokoll (Auto 100) des ISO-C-3D ergibt sich eine effektive Dosis von 2,49 mSv. Die höchsten Organdosen lassen sich im Bereich des kleinen Beckens mit bis zu 10 mGy ( z.B. Blase) ermitteln. Die Gonaden nehmen eine Dosis von 6,38 mGy auf.

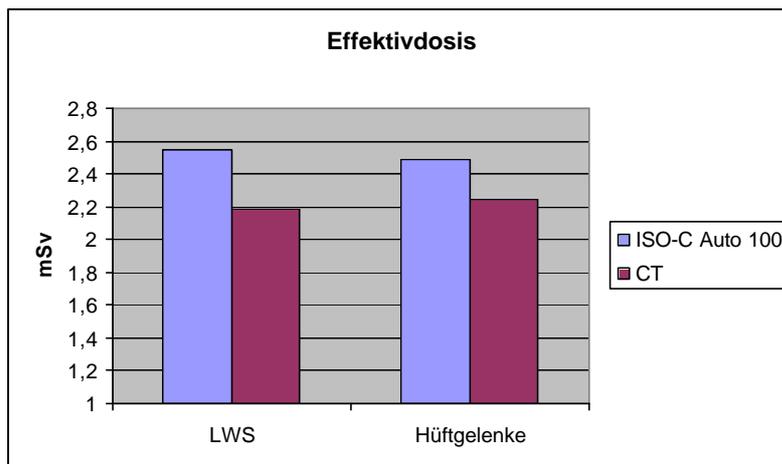
Im Vergleich dazu lassen sich am Spiral-CT ähnliche Organdosen im kleinen Becken ermitteln (z.B. Blase 7,02 mGy, Ovarien 6,11 mGy). Die effektive Dosis beträgt 2,25 mSv.

Bei Anwendung des Protokolls mit 50 Projektionen reduzieren sich die Werte um mehr als die Hälfte, im Vergleich zum Standard-Protokoll des ISO-C-3D. Auch die effektive Dosis ist mit 1,08 mSv deutlich geringer (Auto 100: 3,15 mSv).

Bei der Festeinstellung mit 62 kV, 3,4 mA lassen sich Organdosen des kleinen Beckens von bis zu 3,0 mGy (z.B. Ovarien) ermitteln und erweisen sich als deutlich geringer als die des ISO-C-3D/Standard-Protokoll und CT. Die effektive Dosis beträgt 0,28 mSv und ist ebenfalls deutlich niedriger als bei den vorherigen Protokollen.

Abbildung 5 zeigt die Effektivdosen beider Untersuchungen der routinemäßig eingesetzten Standard-Protokolle des CT und ISO-C-3D, als die am meist interessierenden Vergleichsparameter.

Abb. 5: Effektivdosen beider Geräte mit Standard-Einstellung im Vergleich



Aus dem Diagramm ersichtlich ist die Effektivdosis des ISO-C-3D Scans mit dem Standard-Protokoll (Automatikmodus/100 Projektionen) in der LWS-Untersuchung mit einem Wert von 2,55 mSv ungefähr identisch mit dem vergleichbaren, standardisierten CT-Scan (2,19 mSv). In den Hüftgelenks-Untersuchungen ist sie mit 2,49 mSv im Vergleich zum CT etwas höher (CT: 2,25 mSv).

#### 4.1.3. Untersuchung des Kniegelenks

Um die Streustrahlung bei Untersuchungen von peripheren Regionen zu messen, wurde auf anatomischer Höhe des Kniegelenks ein entsprechendes Phantom gescannt und die Ortsdosen der Scheiben 29-35 (Gonadenregion) gemessen.

Tab.13: Streuung bei einer Knieuntersuchung am ISO-C-3D

TLD	Isozentrum (cm)	Scheibe	Position	Dosis ( $\mu\text{Gy}$ )
Chip 1	55	30	li** mediolateral	<b>6,41</b>
Chip 2	55	30	re** mediolateral	<b>7,31</b>
Chip 3	40	35	re OS*** Innenseite	<b>15,91</b>
Chip 4	40	35	li OS Innenseite	<b>16,82</b>
Chip 5	n. auswertbar	33	ventral Mitte	n. auswertbar
Chip 6	57	29	ventral Mitte	<b>3,73</b>
Chip 7	55	30	dorsal Mitte	<b>2,11</b>

- \* **1  $\mu\text{Gy}$  = 0,001 mGy**
- \*\* li = links  
re = rechts
- \*\*\* OS = Oberschenkel

Die erste Spalte zeigt die Nummer der einzelnen TLD, die zweite die Entfernung der TLD von dem Strahlengang (Isozentrum), die dritte die Nummer der mit den TLD bestückten Scheibe, die vierte die Position der TLD an den Scheiben und die Fünfte die jeweilige TLD-Dosis.

Tabelle 13 zeigt die ermittelten Werte bei der Standardeinstellung des ISO-C-3D (100 Projektionen, Automatik-Regulierung). Mit Werten bis höchstens 16, 82  $\mu\text{Gy}$  (= 0,017 mGy) an den Oberschenkelinnenseiten, ist die Streustrahlung vernachlässigbar gering.

Für die effektive Dosis ergab sich wegen der vernachlässigbar geringen Werte der einzelnen Organdosen rechnerisch der Wert 0. Auf weitere Untersuchungen des Kniegelenks mit den dosisreduzierenden Protokollen wurde aufgrund dessen verzichtet.

#### 4.1.4. Untersuchungen zur Gonadendosis

Im folgenden wird speziell die applizierte Gonadendosis bei den verschiedenen Protokollen beider Geräte eingegangen.

Wie unter Kapitel 3.4.3. erwähnt, wurden die einzelnen Stichproben (Rohwerte der Gonadendosen, deren Mittelwert die endgültigen Gonaden-Ortsdosen darstellen, s. Tab. 5-12: Ortsdosen der Ovarien) nach Prüfung auf Normalverteilung mit dem t-Test für unverbundene Stichproben miteinander verglichen. Als statistisch signifikant wird ein p-Wert  $< 0,05$  festgesetzt (s. Tab. 14 und 15); Die Bezeichnungen *s.* bzw. *n.s.* stehen für *signifikant* bzw. *nicht signifikant*.

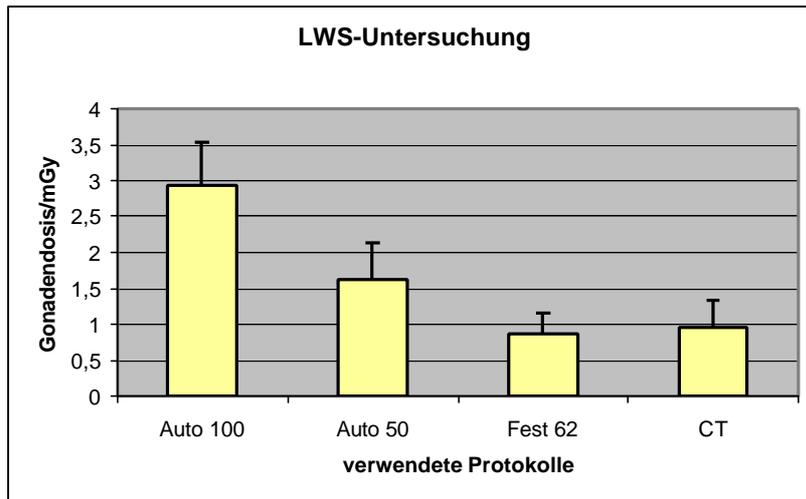
Tab. 14: t-test LWS-Untersuchung

Gonadendosis (mGy)	Auto 100	Auto 50	Fest 62kV	CT
Mittelwert	2,90	1,63	0,87	0,96
Standardabweichung	0,61	0,05	0,29	0,37

t-test: Vgl. Protokolle	p-Werte	Signifikanzgrenze
Auto 100 vs. Auto50	0,016	$< 0,05$ <b>s.</b>
Auto 100 vs. Fest 62kV	0,005	$< 0,05$ <b>s.</b>
Auto 50 vs. Fest 62 kV	0,000	$< 0,05$ <b>s.</b>
Auto 100 vs. CT	0,003	$< 0,05$ <b>s.</b>
Auto 50 vs. CT	0,010	$< 0,05$ <b>s.</b>
Fest 62 kV vs. CT	0,630	$> 0,05$ <b>n.s.</b>

Die Gonadendosis erweist sich in den LWS-Untersuchungen am ISO-C-3D/ Standard-Protokoll mit 2,9 mGy als signifikant höher als beim Standard-Protokoll des CT mit 0,96 mGy. Auch für den Modus mit 50 Projektionen lässt sich mit 1,5 mSv eine noch signifikant höhere Dosis als beim CT ermitteln. Erst mittels der Festeinstellung 62 kV/3,4 mAs liegt die Gonadendosis ohne signifikanten Unterschied im Bereich der CT (s. Abb. 6).

Abb. 6: Gonadendosis bei Untersuchungen der LWS



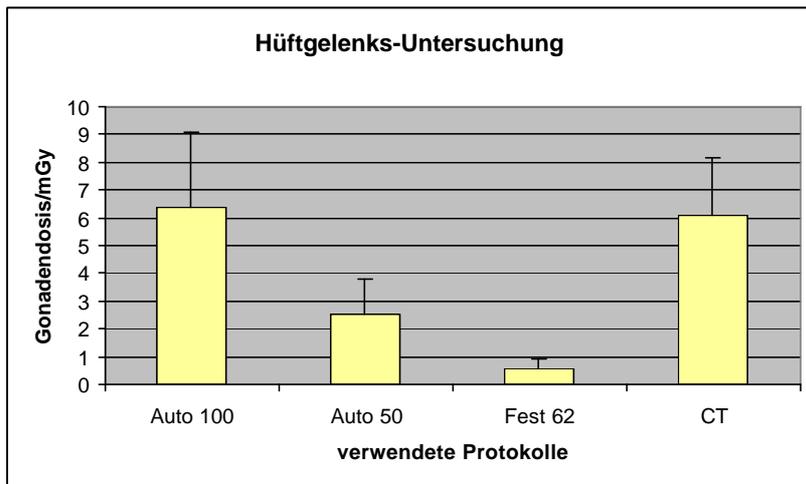
In den Hüftgelenksuntersuchungen ist die Gonadendosis beider Geräte mittels Standard-Protokoll weitgehend gleich (ISO-C-3D: 6,38 mGy; CT: 6,11 mGy) es besteht kein signifikanter Unterschied (p-Wert: 0,837 > 0,05; s. Tab. 15). Anhand der dosisreduzierenden Protokolle ließ sich jeweils eine signifikant geringere Gonadendosis als CT und ISO-C-3D/Standard-Protokoll ermitteln (s.Tab. 15).

Tab. 15: t-test Hüftgelenksuntersuchung

Gonadendosis (mGy)	Auto 100	Auto 50	Fest 62kV	CT
Mittelwert	6,38	2,51	0,56	6,11
Standardabweichung	2,70	1,30	0,38	2,06

t-test: Vgl. Protokolle	p-Werte	Signifikanzgrenze
Auto 100 vs. Auto50	0,000	< 0,05 <b>s.</b>
Auto 100 vs. Fest 62kV	0,000	< 0,05 <b>s.</b>
Auto 50 vs. Fest 62 kV	0,000	< 0,05 <b>s.</b>
Auto 100 vs. CT	0,837	> 0,05 <b>n.s.</b>
Auto 50 vs. CT	0,034	< 0,05 <b>s.</b>
Fest 62 kV vs.CT	0,012	< 0,05 <b>s.</b>

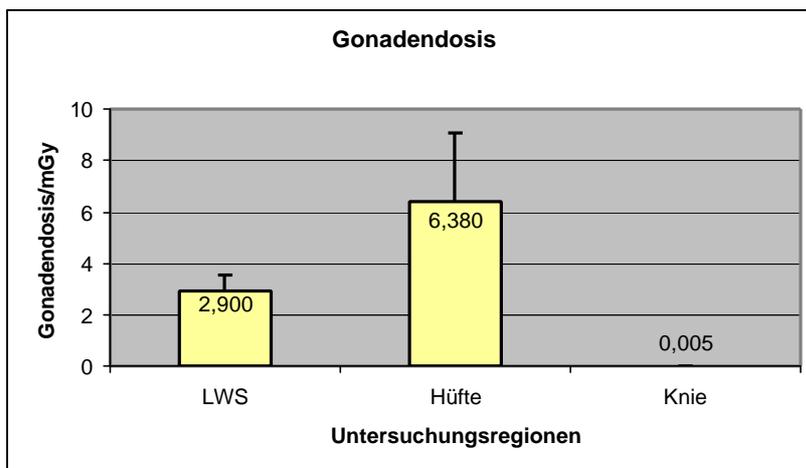
Abb. 7: Gonadendosis der vier Protokolle bei Untersuchungen des Hüftgelenks



Die folgende Abbildung zeigt die Gonadendosis speziell am ISO-C-3D/ Standard-Protokoll.

Abb.8: Gegenüberstellung der Scanregionen und die sich daraus ergebende Gonadendosis beim

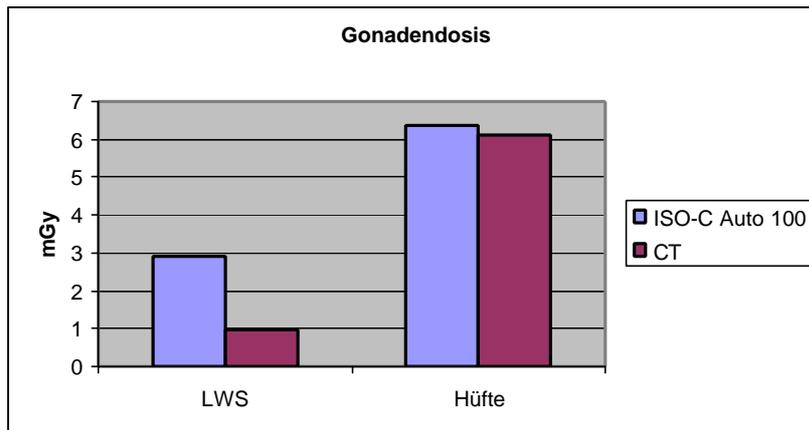
#### ISO-C-3D/ Standard-Protokoll



Die Gonadenbelastung am ISO-C-3D/Standardprotokoll ist bei Hüftgelenksuntersuchungen mit einem errechneten p-Wert von 0,0003 ( $< 0,05$ ) signifikant höher als bei LWS-Untersuchungen. Bei Untersuchungen peripherer Gelenke, wie z.B. Knie, ist die Gonadendosis unter der Nachweisgrenze.

Einen direkten Vergleich der jeweiligen Standard-Protokolle des CT und ISO-C-3D bezüglich der Gonadendosis zeigt Abb. 9.

Abb. 9: Die Gonadendosen der CT und des ISO-C-3D Standard-Protokoll im Vergleich



Aus dem Diagramm ersichtlich weisen die Gonadendosen der LWS-Untersuchungen erhebliche Unterschiede auf. So beträgt die Gonadendosis im CT 0,96 mGy, im ISO-C-3D 2,9 mGy. In den Hüftgelenksuntersuchungen dagegen sind die Gonadendosen mit 6,11 mGy im CT und 6,38 mGy im ISO-C3D Standard-Protokoll in etwa identisch.

## 4.2. Beurteilung der Bildqualität

Zur Beurteilung der Bildqualität in Abhängigkeit von den verschiedenen Scanprotokollen wurden Untersuchungen der LWS und beider Hüftgelenke von Leichenpräparaten an beiden Geräten durchgeführt. Die Untersuchungsprotokolle entsprechen denen der Dosismessungen (s.3.3.). Die erzeugten Bilder wurden von 5 Radiologen unabhängig voneinander befundet. Beurteilt wurden die Kriterien *subjektive Bildqualität durch Bildrauschen beeinflusst*, *Abgrenzbarkeit der Kortikalis*, *Darstellung der Spongiosa*, *Abgrenzbarkeit der Gelenkflächen*, *subjektive Bildqualität durch Artefakte beeinflusst*, jeweils mittels eines Scores von 1-5, wobei 1 das bestmögliche Ergebnis beschreibt (1= sehr gute Abgrenzbarkeit bzw. Darstellung der Strukturen) und 5 das schlechteste (5= nicht verwertbar) (s. Kap. 3.4.2.). Letztendlich repräsentiert der meist genannte Wert (Modalwert) die endgültige Bewertung (s. Kap. 3.4.3.).

### 4.2.1. Untersuchung der LWS

Wie aus der folgenden Tabelle 16 und den Abbildungen 10 und 11 ersichtlich, ist die Bildqualität des CT dem ISO-C-3D deutlich überlegen. So lassen sich die Kortikalis und die

Gelenkflächen am ISO-C-3D/Standard-Protokoll nur mäßig abgrenzen (Modalwert = 3), die Darstellung des spongiösen Knochens ist anhand aller drei Protokolle des ISO-C-3D nicht möglich (Modalwert = 5). Dagegen sind mittels CT die Kortikalis gut und die Gelenkflächen sehr gut abgrenzbar. Hinsichtlich der Spongiosa schneidet die CT ebenfalls mit einem Modalwert von 2 gut ab.

Mittels der dosiseinsparenden Protokolle des ISO-C-3D wird die Bildgebung deutlich eingeschränkt. Für das Protokoll *Auto 50* verschlechtert sich der Modalwert für die Bildqualität aufgrund störendem Bildrauschen auf 4, dagegen ist das Bildrauschen im CT nicht erheblich und die Bildqualität sehr gut (Modalwert = 1). Noch schlechter diesbezüglich schneidet das Protokoll *Fest 62 kV* mit einem Modalwert von 5 ab und lässt somit keine verwertbare Bildgebung zu. Die Kortikalis ist anhand des Protokolls *Auto 50* mit einem Modalwert von 4 nur unscharf, anhand des Protokolls *Fest 62 kV* mit einem Modalwert von 5 sehr unscharf bzw. überhaupt nicht abzugrenzen. Die Spongiosa lässt sich wie bereits erwähnt anhand aller drei Protokolle des ISO-C-3D nicht darstellen, im CT hingegen gut (Modalwert = 2). Auch die Gelenkflächen lassen sich anhand *Auto 50* und *Fest 62 kV* nur unscharf (Modalwerte = 4) abgrenzen. Die Artefaktbildung dagegen ist am ISO-C3D in allen drei Protokollen nicht erheblich, so wird die Bildqualität z.B. anhand des Protokolls *Fest 62 kV* mit einem Modalwert von 3 nur mäßig durch Artefaktbildung gestört, anhand *Auto 50* kaum (Modalwert = 2).

In der folgenden Tabelle sind alle Einzelbewertungen der Untersucher nach den einzelnen Beurteilungskriterien bereits zu jeweils einem Modalwert zusammengefasst. In der untersten Zeile sind jeweils die Modalwerte gesamt pro Protokoll abgebildet. Zur Veranschaulichung des Ergebnisses dienen die Abbildungen 10 und 11.

Tab. 16: Modalwerte zur Beurteilung der Bildqualität aller Protokolle mittels der 5 Kriterien an der LWS

<b>Protokolle</b>	<b>Auto 100</b>	<b>Auto 50</b>	<b>Fest 62 kV</b>	<b>CT</b>
<b>Kriterium</b>				
Bildrauschen beeinfl. Bildqualität	3	4	5	1
Abgrenzbarkeit der Kortikalis	3	4	5	2
Darstellung der Spongiosa	5	5	5	2
Abgrenzbarkeit der Gelenkflächen	3	4	4	1
Artefakte beeinfl. Bildqualität	2	2	3	2
<b>Modalwerte gesamt</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>2</b>

Abb. 10: Bildqualität der 4 Protokolle im Vergleich an der LWS mittels der 5 Kriterien

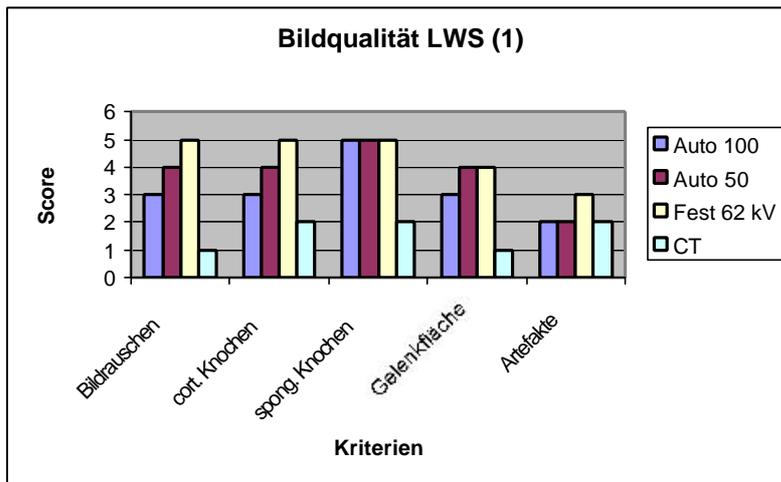
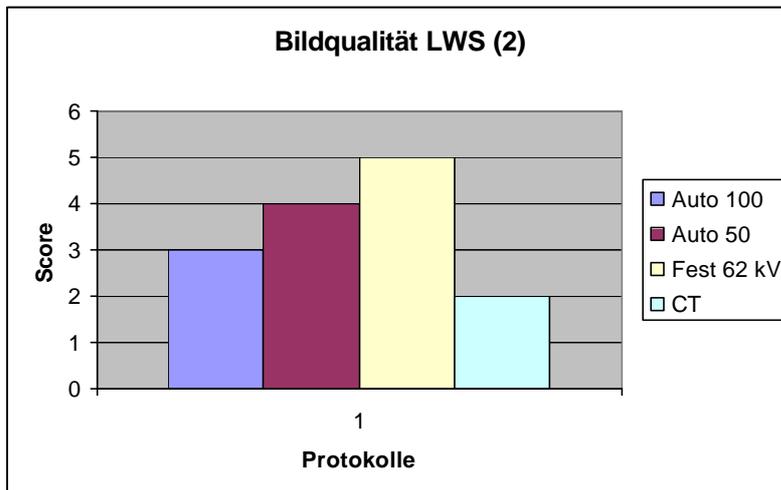


Abb. 11: Bildqualität der 4 Protokolle an der LWS im Vergleich



Es soll nochmal betont werden, dass 1 das bestmögliche Ergebnis beschreibt, 5 das schlechteste.

#### 4.2.2. Untersuchung der Hüftgelenke

Auch bei der Bildgebung der Hüftgelenke ist die CT dem ISO-C-3D überlegen. So lassen sich die Kortikalis und die Gelenkflächen am ISO-C-3D/Standard-Protokoll zwar gut abgrenzen (Modalwert = 2), im CT hingegen sehr gut (Modalwert = 1). Die Abgrenzung des spongiösen Knochens ist auch hier anhand aller drei Protokolle des ISO-C-3D nicht möglich (Modalwerte = 5). Mittels CT hingegen ist die Spongiosa gut abgrenzbar (Modalwert = 2). Das Bildrauschen schränkt anhand des Standard-Protokolls des ISO-C-3D die Bildqualität

immerhin mäßig ein (Modalwert = 3), im CT ist kein relevant störendes Bildrauschen vorhanden (Modalwert = 1). Die Artefaktbildung hingegen ist anhand des Standard-Protokolls des ISO-C-3D zwar stärker als im CT, jedoch nicht erheblich (Modalwert ISO-C-3D: 2; CT: 1).

Mittels der dosiseinsparenden Protokolle des ISO-C-3D wird die Bildgebung wie in den LWS-Untersuchungen deutlich eingeschränkt. Eine Ursache ist wiederum das Bildrauschen, welches bei beiden dosiseinsparenden Protokollen erheblich stört (Modalwerte = 4). Die Kortikalis lässt sich anhand *Auto 50* immerhin mäßig scharf abgrenzen (Modalwert = 3), anhand *Fest 62 kV* hingegen nur noch unscharf ( Modalwert = 4). Wie bereits erwähnt ist die Spongiosa bei allen Protokollen des ISO-C-3D nicht darzustellen. Die Gelenkflächen sind anhand *Auto 50* gerade noch erkennbar (Modalwert = 4), anhand *Fest 62 kV* nur noch sehr undeutlich bzw. gar nicht mehr zu erkennen (Modalwert = 5). Die Artefaktbildung ist sowohl anhand *Auto 50*, als auch anhand *Fest 62 kV* deutlich störend (Modalwert = 4).

Die folgende Tabelle und Abbildungen 12 und 13 sollen das Ergebnis veranschaulichen. Die Spalten von Tabelle 17 sind analog der Beurteilung der LWS-Untersuchungen angeordnet. Die Einzelbewertungen der Untersucher sind bereits zu jeweils einem Modalwert pro Kriterium zusammengefasst. In der letzten Zeile ist der Modalwert gesamt pro Protokoll angegeben.

Tab. 17: Modalwerte zur Beurteilung der Bildqualität aller Protokolle mittels der 5 Kriterien an den Hüftgelenken

Protokolle	Auto 100	Auto 50	Fest 62 kV	CT
Kriterium				
Bildrauschen beeinfl. Bildqualität	3	4	4	1
Abgrenzbarkeit der Kortikalis	2	3	4	1
Darstellung der Spongiosa	5	5	5	2
Abgrenzbarkeit der Gelenkflächen	2	4	5	1
Artefakte beeinfl. Bildqualität	2	4	4	1
<b>Modalwerte gesamt</b>	<b>2</b>	<b>4</b>	<b>4</b>	<b>1</b>

Abb. 12: Bildqualität der 4 Protokolle im Vergleich an den Hüftgelenken mittels der 5 Kriterien

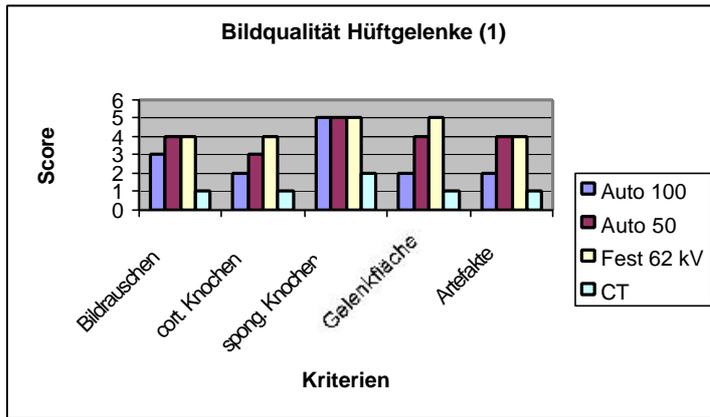
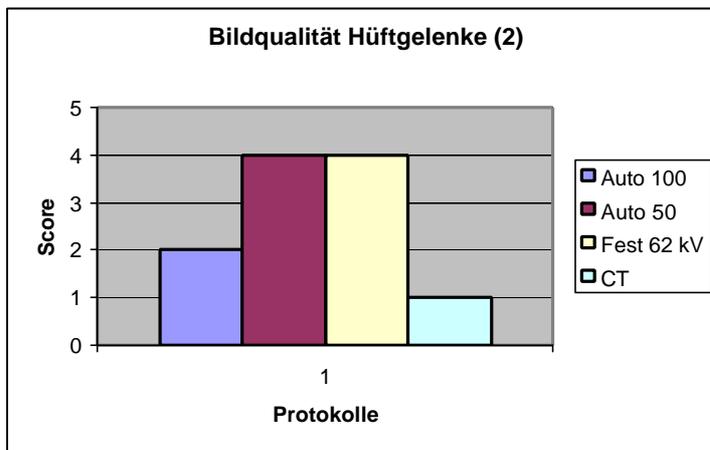


Abb. 13: Bildqualität der 4 Protokolle an den Hüftgelenken im Vergleich



#### 4.2.3. Endergebnis bezüglich Bildqualität

Wie bereits unter Kap. 3.4.3. erwähnt, werden die meist genannten Werte (= Modalwerte) bei einem Score von 1-5 zur Beurteilung der Bildqualität herangezogen. Der Modalwert insgesamt beträgt am CT bei den LWS-Untersuchungen **2**, hingegen am ISO-C-3/Standard-Protokoll **3**. Bei den Hüftgelenksuntersuchungen resultiert am CT ein Modalwert von **1**, am ISO-C-3/ Standard-Protokoll von **2**. Anhand eines Interobserver-Tests wurde ermittelt, dass unter sehr hoher Übereinstimmung der 5 Radiologen, die Computertomographie mittels dem Somatom Plus 4 die genaueste Bildgebung der 4 geprobten Protokolle erzeugt. Bestimmt wurde der Grad der Übereinstimmung mit Hilfe der Reliabilitätsanalyse, anhand des Korrelationskoeffizienten in Klassen (Modell: Ein-Weg zufällig). Ein Testergebnis von 0,000 bei einem Test-Wert von Null und einem Konfidenzintervall von 95% bestätigt für alle vier Protokolle eine sehr hohe Übereinstimmung der Radiologen.

## 5. Diskussion

Die ersten Erfahrungen mit dem ISO-C-3D zeigen, dass mit einer auf der Basis einer fahrbaren Röntgen-Bildverstärkeranlage entwickelten kleinen Untersuchungseinheit Schnittbild-Untersuchungen am Skelett und an Gelenken schnell und einfach durchgeführt werden können (26). Im Gegensatz zur herkömmlichen CT, bei der zunächst axiale Aufnahmen und erst sekundär mittels 2D- und 3D -Rekonstruktionsverfahren koronare oder sagittale Projektionen erstellt werden, werden beim ISO-C-3D die errechneten Schnittbilder primär simultan in allen drei Raumrichtungen mit annähernd gleicher Auflösung dargestellt.

Da allein die CT-Diagnostik ca. 40% Strahlenbelastung aus medizinischen Untersuchungen bei einem Anteil von nur ca. 3-4% der Gesamtuntersuchungsanzahl erzeugt (24), muss gerade bei neuen CT-Untersuchungsgeräten ein besonderes Augenmerk auf die Strahlenbelastung gerichtet werden.

Daher ist auch bei diesem neuen, Hochkontrast-Schnittbild-Gerät, die Frage nach der Strahlenbelastung von sehr großem Interesse.

Ziel der vorliegenden Studie war die Ermittlung der Strahlendosen, die bei Untersuchungen mit dem ISO-C-3D erzeugt werden.

Hierzu wurden drei unterschiedliche Protokolle des ISO-C-3D an Becken und LWS unter Berücksichtigung der Bildqualität geprüft und mit einem Spiral-CT verglichen.

### 5.1. Auswahl der Untersuchungsregionen und angewandte Protokolle

Bei der Wahl der Untersuchungsregionen entschied man sich zum einen für die Hüftgelenke, weil bei ihrer Untersuchung die Gonaden als strahlensensibelste Organe in Nähe des Messfeldes, bzw. direkt im Primärstrahl liegen. Zum anderen traf die Wahl die mittlere LWS, da hier die Gonaden zwar außerhalb des direkten Messfeldes liegen, jedoch durch die auftretende Streustrahlung bei der Durchleuchtung des großen Körperstammvolumens ebenfalls eine relevante Gonadendosis resultieren kann. Bei dieser Untersuchung entschied man sich bei beiden Geräten für den dritten Lendenwirbelkörper als Untersuchungs- und Vergleichsregion, weil er mittig liegt, also das „Zentrum“ der LWS repräsentiert. Zu bemerken ist auch, dass das ISO-C-3D mit einem Field of view von nur 12 cm ausgestattet, sodass maximal drei benachbarte Wirbelkörper abgebildet werden können. Ein weiterer

Grund für die Wahl der LWS ist, dass vorherige Studien belegen, dass die Bildqualität des ISO-C-3D stammnaher Skelettregionen im Vergleich zu peripheren Regionen weniger optimal ist (26) und die Evaluation der Bildqualität in Abhängigkeit von der applizierten Dosis somit hier besonders interessant ist. Darüber hinaus sind diese Skelettregionen traumatologisch relevant, da Eingriffe an Hüften und LWS sehr häufig sind. Das Knie repräsentiert im Gegensatz dazu ein peripheres Gelenk, an dem exemplarisch die Ortsdosen der Gonaden am Körperstamm für eine periphere Gelenkuntersuchungen ermittelt wurden, die komplett aus der auftretenden Streustrahlung resultiert.

Die Dosismessungen am Siremobil wurden mit vom Hersteller empfohlenen, routinemäßig eingesetzten Protokollen durchgeführt. Als erstes wurde das Siremobil in der AutomatikEinstellung mit 80-120 kV/3 - 5,5 mAs (Auto 100) belassen, als zweites wurde die vom Hersteller empfohlene Einstellung für größere periphere Gelenke mit 62 kV; 3,4 mAs (Fest 62 kV) getestet und als drittes eine Reduktion von 100 auf 50 Projektionen (Auto 50) geprüft.

Die Messung am Spiral-CT wurde mittels dem Standard-(Niedrigdosis-)Protokoll durchgeführt, welches routinemäßig in unserer Klinik verwendet wird, und so einen adäquaten Vergleich zu den ebenfalls routinemäßig eingesetzten Siremobil-Protokollen liefert.

## **5.2. Dosismessungen**

Ein anerkanntes, zuverlässiges und langjährig eingesetztes Phantom zu Dosismessungen ist das vom Bundesamt für Strahlenschutz empfohlene Alderson-Rando-Phantom (s.o.), welches in dieser Untersuchung verwendet wurde. Schon in früheren Studien lieferte dieses Modell zuverlässige Ergebnisse hinsichtlich Dosismessungen (17).

In einigen Studien wird darauf hingewiesen, dass bei Dosismessungen allgemein berücksichtigt werden sollte, dass die am Phantom ermittelten Ergebnisse nicht uneingeschränkt auf den menschlichen Körper übertragen werden können (18).

Obwohl das verwendete Alderson-Phantom laut Hersteller dem menschlichen Körper hinsichtlich Strahlenabsorption äquivalent ist, kann es sicherlich doch nicht mit 100 prozentiger Sicherheit die tatsächlich applizierte Patientendosis liefern.

Das ist zum einen darauf zurückzuführen, dass die Geometrie des Phantoms den Patientenabmessungen in vielen Fällen nur unzureichend entspricht (18) und viele Faktoren des Patienten, wie z.B. sein Durchmesser oder die Gewebeszusammensetzung, bei Phantommessungen nicht mitberücksichtigt werden können. Hinzu kommt auch, dass die unterschiedliche Strahlenabsorption der Organe bei einem einheitlichen Phantommaterial unberücksichtigt bleibt (21).

Doch das Alderson-Phantom als anthropomorphes Phantom repräsentiert die Anatomie und das Verhalten hinsichtlich Strahlenabsorption des Menschen von allen Phantomen am zuverlässigsten (17) und kann als ausreichend vergleichbares Korrelat zum menschlichen Körper für Dosismessungen herangezogen werden, ohne die Werte relevant zu verfälschen (17).

Die TLD, welche für die Dosismessungen in das Phantom platziert werden, sind sehr empfindlich und zerbrechlich. Trotz sorgfältigster Handhabung kommt es bei der Bestückung des Phantoms und der anschließenden Auswertung immer wieder zu Beschädigungen einzelner TLD, sodass es kaum möglich ist, bei einer festgelegten Anzahl an zur Verfügung stehenden TLD, für jede Messung die gleiche Anzahl an TLD auszuwerten. So kam es trotz gleichzahliger Platzierung zu einer unterschiedlichen Anzahl auswertbarer TLD pro Untersuchung, was aber das Endergebnis jedoch nicht beeinflusst.

### **5.3. Ergebnisse der Dosismessungen**

#### **5.3.1. Untersuchung der LWS**

Die Ergebnisse der LWS-Untersuchungen zeigen, dass bei beiden Geräten die Organe auf Niveau der LWS den größten Anteil der Strahlung absorbieren (z.B. Dünndarm, Milz, Nieren), dem Oberbauch entferntere Organe dem Abstand entsprechend weniger. Ein Unterschied zwischen den Standard-Protokollen beider Geräte ist die Strahlenabsorption der Organe, die der Untersuchungsregion fern liegen. So weisen die Ortsdosen z.B. der Organe des kleinen Beckens (Uterus, Ovarien, Blase) beim ISO-C-3D höhere Werte als beim CT (z.B. Ovarien: ISO-C-3D: 2,90 mGy; CT: 0,96 mGy) auf. Die Ursache wird in Kapitel 5.3.4. diskutiert.

Die Effektivdosis des ISO-C-3D/ Standard-Protokoll erweist sich als nur gering höher als die des Spiral-CT (ISO: 2,55 mSv/CT: 2,19 mSv). Das Protokoll mit 50 Projektionen liegt mit

1,48 mSv an Effektivdosis deutlich unter dem Routineprotokoll des Spiral-CT, das Protokoll mit 62 kV/ 3,4 mAs ist noch niedriger (0,56 mSv).

### 5.3.2. Untersuchung der Hüftgelenke

Sowohl bei ISO-C-3D- als auch bei CT-Scans der Hüftgelenke absorbieren die Organe des kleinen Beckens (Gonaden und Blase) die größte Strahlung und die Ortsdosen sind für beide Geräte ähnlich (z.B. Ovarien: ISO/Standard: 6,38 mGy; CT: 6,11 mGy). Organe des Oberkörpers, wie z.B. die Brust, Lunge oder Schilddrüse, absorbieren wenig oder keine Strahlung. Jedoch die Ortsdosen abdomineller Organe, die gerade außerhalb des Primärstrahls liegen, weisen im Gegensatz zu der Gonadendosis Unterschiede zwischen dem ISO-C-3D und CT auf. So beträgt die Dosis z.B. der Nieren im ISO-C-3D 1,54 mGy, im CT nur 0,51 mGy. Eine mögliche Erklärung hierfür findet sich in Kapitel 5.3.4..

Die effektive Dosis beträgt beim ISO-C-3D mittels Standard-Protokoll 2,49 mSv und ist nur geringfügig höher als die des Spiral-CT mit 2,25 mSv.

In der Untersuchung des ISO-C-3D mit 50 Projektionen, verringern sich erwartungsgemäß sämtliche Werte gegenüber dem Standard-Protokoll. Die effektive Dosis reduziert sich von 2,49 mSv (Standard-Protokoll) auf 1,08 mSv, und ist somit auch deutlich geringer als die des Spiral-CT. Noch niedriger ist sie anhand des Protokolls *Fest 62 kV*, mit 0,28 mSv.

### 5.3.3. Untersuchungen des Kniegelenks

Um die Gonadendosis des ISO-C-3D bei peripheren Untersuchungen zu bestimmen, wurde ein uns zu diesem Zeitpunkt zur Verfügung stehendes tierisches Kniegelenk im korrekten anatomischen Abstand zum Alderson-Phantom platziert. Bei dieser Untersuchung lässt sich durch die Streustrahlung an den proximalen Oberschenkelinnenseiten (als anatomische Region der Hoden) ein geringer Wert von nur 16,82  $\mu$ Gy (= 0,017 mGy) ermitteln. Die Region der weiblichen Gonaden erfasste bis 7,31  $\mu$ Gy (= 0,007 mGy). Die Ortsdosen entfernter Organe, z.B. der Schilddrüse, lagen alle unter der Nachweisgrenze. Folglich ergab sich für die effektive Dosis aufgrund der geringen Ortsdosen nahezu der Wert 0.

#### 5.3.4. Vergleich der Gonaden- und effektiven Dosen

Die Ortsdosen der Gonaden unterscheiden sich bei den LWS-Untersuchungen, wie bereits in Kap. 5.1.1. erwähnt, erheblich. So ist die Gonadendosis des Standard-Protokolls des ISO-C-3D mit dem Mittelwert 2,90 mGy signifikant höher als die des Spiral-CT mit 0,96 mGy. Auch das Protokoll mit 50 Projektionen des ISO-C-3D erweist sich hinsichtlich Gonadendosis mit 1,63 mGy noch als signifikant höher als das Standardprotokoll des Spiral-CT. Von allen untersuchten Protokollen liegt nur das vom Hersteller empfohlene Protokoll des ISO-C-3D für größere Gelenke (62 kV/3,4 mAs) hinsichtlich der Gonadendosis mit 0,87 mGy im Bereich der Spiral-CT (0,96 mGy).

Der signifikante Unterschied der beiden Standard-Protokolle ISO-C/CT hinsichtlich der Gonadendosis kann durch die weichere Strahlung und der dadurch erheblich größeren Streustrahlung des ISO-C-3D erklärt werden. Streustrahlen entstehen beim Durchdringen von Röntgenstrahlen durch Materie (z.B. Patient). Die Strahlung wird dabei durch Absorption und Streuung geschwächt. Als Streustrahlung wird derjenige Anteil der Verluststrahlung bezeichnet, der nicht in der Materie absorbiert wird, jedoch durch Wechselwirkungen in seiner Richtung von der ursprünglichen Richtung der Röntgenstrahlung abgelenkt wird. Die Höhe der erzeugten Streustrahlung hängt dabei einmal von der Dichte, Ordnungszahl und Volumen des durchstrahlten Objekts ab. Zum anderen wird sie durch die Energie der verwendeten Röntgenstrahlung beeinflusst, die von der verwendeten Röhrenspannung und -stromstärke, sowie der Filterung abhängig ist.

Die CT verwendet eine punktförmige, spiralförmig rotierende Strahlenquelle mit gegenüberliegenden CT-Detektoren. Das ISO-C-3D weist ein völlig anderes Prinzip der Schnittbilderzeugung auf:

Bei diesem klassischen C-Bogen handelt es sich um ein Bildverstärkersystem mit einem Röntgenkegelstrahl, dessen Durchmesser am Eintritt des Bildverstärkers ca. 25 cm beträgt. Dabei wird beim ISO-C-3D mit maximal 5,5 mA eine erheblich niedrigere Röhrenstromstärke verwendet, als am CT mit bis zu 200 mA. Das ist die Ursache dafür, dass mit dem ISO-C-3D ausschließlich Hochkontrast-Untersuchungen möglich sind. Die Röhrenspannung ist mit 50-100 kV am ISO-C-3D ebenfalls deutlich geringer als beim CT. Untersuchungen über Streustrahlenbelastung des OP-Personals beim Einsatz des ISO-C-3D der gleichen Arbeitsgruppe zeigten, dass dies dazu führt, dass beim Einsatz des ISO-C-3D ein höherer Anteil der applizierten Strahlung im durchstrahlten Objekt absorbiert oder abgelenkt wird, was zu einer Erhöhung der Patientendosis und der Streustrahlung führt. Dieser Effekt kommt

umso stärker zum Tragen, je größer das durchstrahlte Untersuchungsvolumen ist, z.B. im LWS- und Beckenbereich. Somit resultiert bei ISO-C-3D-Scans der LWS aufgrund der höheren Streustrahlung eine relativ hohe Gonadendosis, was in Kombination mit dem hohen Wichtungsfaktor der Gonaden auch die gering höhere Effektivdosis im Vergleich zur CT erklärt.

In der Untersuchung des Hüftgelenks stimmen die Gonadendosen der Standard-Protokolle beider Geräte weitgehend überein, da sie jeweils im direkten Strahlengang liegen. So ergibt der Gonadendosis-Mittelwert des ISO-C-3D im Standard-Protokoll 6,38 mGy, der des CT 6,11 mGy.

Die ähnliche Höhe der Gonadendosis der Hüftgelenks-Standard-Protokolle beider Geräte erklärt sich daraus, dass die Gonaden jeweils im Primärstrahl liegen. Dies ist auch die Ursache für die im Vergleich zu der LWS-Untersuchung deutlich höheren Werte der Gonadendosen bei der Hüftgelenksuntersuchung. Die geringfügig höhere Effektivdosis des ISO-C-3D kann wieder durch die oben beschriebene Streustrahlung erklärt werden, weil durch sie mehrere Organsysteme erfasst werden.

Die im Vergleich zu den Hüftgelenks-Untersuchungen gering höhere Effektivdosis des ISO-C-3D/ Standard-Protokoll bei den LWS-Untersuchungen, trotz niedrigerer Gonadendosen, kommt ebenfalls aufgrund der Streustrahlung zustande. So werden bei den LWS-Scans zusätzlich zu den Oberbauchorganen im Primärstrahl, die Organe des kleinen Beckens mit der Gonadenregion miterfasst, welche außerhalb des Primärstrahls liegen. So ergeben sich für die LWS-Untersuchungen zwar niedrigere Werte für die Gonaden, jedoch eine etwas höhere Effektivdosis, aufgrund der Erfassung mehrere strahlensensibler Organsysteme. Wird zur Untersuchung der Hüftgelenke der Primärstrahl auf ein Hüftgelenk gerichtet, werden fast ausschließlich die Organe des kleinen Beckens getroffen, die Oberbauchregion wird hingegen kaum erfasst (z.B. Leber: 0,10 mGy, im LWS-Scan: 2,70 mGy). So beschränkt sich die Strahlenbelastung ausschließlich auf die Gonadenregion, welche folglich auch deutlich höher ist. Beim LWS-Scan hingegen werden mehrere sensible Organsysteme erfasst, sodaß sich trotz niedrigerer Gonadendosis eine ähnliche bis gering höhere Effektivdosis als bei einem Hüftgelenksscan ergibt.

Die berechneten Werte der hier aufgeführten CT Untersuchungen stimmen mit Ergebnissen ähnlicher CT-Untersuchungen anderer Studien überein. So ermittelte Wili at al. bei Spiral-CT Untersuchungen des Hüftgelenks effektive Dosen zw. 0,5 und 5 mSv, wobei darauf hingewiesen wird, dass die Ergebnisse, aufgrund der erheblichen Streubreite der Dosiswerte,

bei gleichartigen Untersuchungen verschiedener Institute, um den Faktor 2-10 variieren können.

Interessant ist der Vergleich des ISO-C-3D mit einem herkömmlichen, intraoperativ einsetzbaren C-Bogen und einem derzeit zur Verfügung stehenden mobilen CT-Scanner. Slomczykowski et al. zeigten am Beispiel einer Osteosynthese der LWS mit Hilfe eines C-Bogens, dass die effektive Dosis ca. 0,1 mSv beträgt (29). Zum Vergleich weist die selbe Studie eine effektive Dosis eines intraoperativ einsetzbaren CT-Scanners, bei computerassistierter OP, von 3,0 mSv auf, die also um den Faktor 30 höher ist als die bei Einsatz des C-Bogens und mit den von uns ermittelten Werten des ISO-C-3D vergleichbar ist. Leider liegen auch hier keine genaueren Angaben über den Modelltyp, das Scanvolumen etc. vor.

Beim Einsatz des ISO-C-3D ist also zu bedenken, dass die Strahlenbelastung des Patienten nicht zu vernachlässigen ist. Sie ist beim Standard-Protokoll vergleichbar mit der einer Spiral-CT -Untersuchung gleicher Region, aufgrund der Streustrahlung und abhängig vom Erfassen strahlensensibler Organe teilweise höher. Dosisreduzierende Protokolle mit 50 Projektionen oder 62 kV/3,4 mAs tragen zwar zur Strahlenreduktion bei, doch sind auch sie mit einer gewissen Streustrahlung behaftet. Aufgrund der Streustrahlung ist hier auch die Frage nach der Strahlenbelastung des Personals interessant, was bereits in Untersuchungen der gleichen Arbeitsgruppe evaluiert wird. Interessant ist auch bei den dosisreduzierenden Protokollen die Verwertbarkeit der Bilder, worauf im zweiten Teil eingegangen wird. Der Hersteller sollte nämlich bei einer geringstmöglichen Strahlenexposition eine bestmögliche Bildqualität anstreben.

#### **5.4. Bildqualität**

Die vorgestellten Ergebnisse zur mit dem ISO-C-3D im CT-Mode erzielbaren Bildqualität zeigen, dass im Vergleich zur Spiral CT stammnahe Skelettabschnitte, wie Hüftgelenke und LWS, nur eingeschränkt beurteilbar sind. Bereits dem Standard-Protokoll mit 100 Projektionen/Automatikmodus sind bezüglich der Bildqualität Grenzen gesetzt. Bei den dosisreduzierenden Protokollen mit 50 Projektionen/Automatik und 62 kV/ 3,4 mAs Festeinstellung wird die Bildqualität noch weiter reduziert.

Ausgewertet wurde anhand von fünf Kriterien (s.Kap. 3.4.2.) , mit einem Score von 1-5 (1 = sehr gut, 5 = mangelhaft/ nicht verwertbar).

#### 5.4.1. Bildqualität der LWS

Die Ergebnisse zeigen, dass die Bildqualität der LWS beim ISO-C-3D gegenüber der Spiral-CT eingeschränkt ist. So ist beim ISO-C-3D Standard-Protokoll der Modalwert gesamt 3, beim CT 2. Es fällt deutlich auf, dass die Spongiosa anhand aller drei Protokolle des ISO-C-3D nicht abgegrenzt werden kann (Modalwert = 5), am CT hingegen gut (Modalwert = 2). Die übrigen Kriterien, wie z.B. die Abgrenzbarkeit der Kortikalis oder der Gelenkflächen, werden am CT mit Modalwerten von 1-2 ebenfalls besser bewertet, sind allerdings mittels dem Standard-Protokoll des ISO-C-3D auch brauchbar zu erkennen (Modalwert = 3), mittels den dosisreduzierenden Protokollen hingegen deutlich schlechter (Modalwerte 4-5). Die Artefaktbildung ist am ISO-C-3D anhand aller 3 Protokolle nicht relevant erheblicher als am CT (Modalwert < 3). Das Bildrauschen hingegen beeinträchtigt die Bildqualität bereits mittels dem Standard-Protokoll des ISO-C-3D mit einem Modalwert von 3 nicht unerheblich, noch mehr mittels den beiden dosisreduzierenden Protokollen (Modalwert 4 und 5). Am CT hingegen ist das Bildrauschen kaum störend (Modalwert = 1). Die dosisreduzierenden Protokolle erweisen sich also insgesamt als noch ungünstiger. So wird bei *Auto50* insgesamt mit 4, bei *Fest 62 kV* mit 5 beurteilt.

#### 5.4.2. Bildqualität der Hüftgelenke

Auch hier stellt sich heraus, dass die Bilder des Spiral-CT dem des ISO-C-3D überlegen sind, allerdings nicht so deutlich wie in den LWS-Untersuchungen. Insgesamt beträgt der Modalwert beim CT 1, beim ISO-C-3D/Standard 2. Auch hier kann die Spongiosa mittels aller drei Protokolle des ISO-C-3D nicht abgegrenzt werden und Kriterium 3 wird mit dem schlechtesten Wert 5 bewertet. Im CT dagegen kann auch hier die Spongiosa gut abgegrenzt werden (Modalwert=2).

Im Gegensatz zu den LWS-Untersuchungen sind die Kortikalis und Gelenkflächen mittels dem Standardprotokoll des ISO-C-3D mit einem Modalwert von 2 gut abgrenzbar. Das Bildrauschen beeinträchtigt unverändert bei allen drei Protokollen des ISO-C-3D die Bildqualität. Die Artefaktbildung ist hier anhand den dosisreduzierenden Protokollen etwas erheblicher als in den LWS-Untersuchungen (Modalwert jeweils 4). Bei den

dosisreduzierenden Protokollen wird die Bildqualität also wieder weiter in Mitleidenschaft gezogen, wobei hier sowohl das Protokoll mit 50 Projektionen, als auch die 62 kV Festeinstellung mit einem Modalwert von 4 abschneiden, also tendentiell etwas besser als in den LWS- Untersuchungen.

#### 5.4.3. Interpretation der Ergebnisse hinsichtlich Bildqualität

Die Ursache der im Vergleich zur Spiral-CT schlechteren Bildqualität des ISO-C-3D liegt an der völlig anderen Art der Bilderzeugung des Gerätes.

Wie bereits erwähnt handelt es sich bei dem ISO-C-3D um ein Bildverstärkersystem mit einem Röntgenkegelstrahl, dessen Durchmesser am Eintritt des Bildverstärkers ca. 25 cm beträgt. Dabei wird beim ISO-C-3D mit maximal 5,5 mA eine erheblich niedrigere Röhrenstromstärke verwendet, als am CT mit bis zu 200 mA. Das ist die Ursache dafür, dass mit dem ISO-C-3D ausschließlich Hochkontrast-Untersuchungen möglich sind. Die Röhrenspannung ist mit 50-100 kV am ISO-C-3D ebenfalls deutlich geringer als beim CT. Dies erklärt die deutlich schlechtere Auflösung der vom ISO-C-3D erzeugten Schnittbilder.

Doch insgesamt kann mittels ISO-C-3D/ Standard-Protokoll die Skelettanatomie, insbesondere die Kortikalis und Gelenkoberfläche, ausreichend abgegrenzt werden, was beim geplanten intraoperativen Einsatz des ISO-C-3D für eine exakte Platzierung von Osteosynthesematerial und zur Stellungenbeurteilung nach Osteosynthesen ausreichend ist. Allerdings gilt dies nur für das Standard-Protokoll mit 100 Projektionen/Automatikmodus. Mit 50 Projektionen verringert sich zwar die effektive Dosis zwar, doch wird auf diese Weise keine diagnostisch und therapeutisch ausreichende Bildqualität erreicht, noch weniger bei der Festeinstellung mit 62 kV/ 3,4 mA. Die vom Hersteller empfohlene Einstellung von 62 kV/3,4 mAs bewährt sich nur bei größeren, peripheren Gelenken (z.B. Knie) mit wenig Weichteilmantel (26), ähnlich das Protokoll mit 50 Projektionen. Für die stammnahen Regionen mit dickem Weichteilmantel ist sinnvollerweise der Automatikmodus zwischen 80-120 kV zu verwenden. Durch die Fähigkeit und Erfahrung des Betrachters, kann die Bildqualität der dosisreduzierenden Protokolle zwar noch diagnostischen Wert haben, doch erfüllen sie im chirurgischen Operationssaal nicht die Voraussetzung für eine gute Diagnostik und folglich optimale Therapie. Einerseits wird zwar eine Verringerung der Strahlenexposition des Patienten erreicht, andererseits riskiert man durch schlechte

Bildqualität eine suboptimale Therapie. Außerdem kann der Operateur in Versuchung kommen, die Röntgenkontrollen durch Unsicherheit bei schlechter Bildqualität zu wiederholen und folglich wird die Dosis erhöht.

Die eingeschränkte Abgrenzbarkeit spongiösen Knochens an großen Gelenken und in den Wirbelkörpern (auch mittels des Standard-Protokolls) ermöglicht sicher keine Feindiagnostik mit dem ISO-C-3D. Folglich wird für die Primärdiagnostik an großen Knochen weiterhin die CT der Goldstandard sein.

Es liegen über ISO-C-3D Literaturdaten vor, in denen die Bildqualität von peripheren, kleineren Gelenken als deutlich besser beurteilt wird als die großen Gelenke (26). Die Bildqualität an kleinen Gelenken erscheint für diagnostische Zwecke bei traumatologischen Fragestellungen ausreichend (26).

Zudem hängt entscheidend davon ab, ob die Objekte genau im Isozentrum des C-Bogens positioniert werden können, was bei kleineren Gelenken keine Probleme bereitet. Die Bildqualität wird erheblich schlechter, wenn die jeweilige anatomische Region nicht exakt im Isozentrum gelagert werden kann oder ein kräftiger Weichteilmantel vorliegt.

### **5.5. Zusammenhang von Dosis und Bildqualität und Möglichkeiten zur Dosisreduktion**

Dosisreduktion bedeutet meist Reduktion der Bildqualität, was anhand der oben aufgeführten Untersuchungen ersichtlich wurde. Bekannt ist, dass durch Dosisreduktion ein vermehrtes Bildrauschen auftritt. Weniger bekannt ist, dass sich eine Dosisreduktion auch dadurch erreichen lässt, dass Ortsauflösung gegen Bildrauschen "eingetauscht" wird (24). Dies kann dadurch geschehen, dass entweder eine höhere Schichtdicke eingesetzt wird (Verringerung der Auflösung in z-Richtung) oder dass glättende Faltungskerne für die Bildrekonstruktion herangezogen werden (Verringerung der Auflösung in der Scanebene). Beides kann zur erheblichen Dosisersparung genutzt werden, ist jedoch nur zulässig, wenn die diagnostische Fragestellung es erlaubt.

Ein weiterer Ansatz ist die Anpassung der Dosis an die individuelle Patientenkonstitution und führt im Idealfall zur konstanten Bildqualität. Die Dosis lässt sich bei Kindern, schlanken Patienten und Thoraxaufnahmen über eine Verminderung der mAs und kV-Zahl verringern, während bei Adipösen eine Steigerung erforderlich ist.

Heute werden von einigen Firmen Belichtungsautomatiken angeboten, die berücksichtigen, dass der Körper nicht in allen Abschnitten identische Absorptionsbedingungen aufweist, sodass z.B. im Bereich des Halses und der Lunge eine Dosisreduktion vorgenommen werden kann, während im Bereich der Schultern und des Abdomens eine höhere Dosis eingesetzt werden muss (24).

Ein weiterer Ansatz, der nicht nur eine Dosiseinsparung sondern auch eine Verbesserung der Bildqualität ermöglicht, ist die Dosismodulation während des Röhrenumlaufs.

Hierbei wird in den hochabsorbierenden Projektionen eine höhere Dosis eingesetzt als in geringer absorbierenden Projektionen. Dies kommt besonders in asymmetrischen Körperregionen zum Tragen (z.B. Schultergürtel), wo sich eine Dosisreduktion um 50% und mehr bei gleichbleibendem Bildrauschen und verringerten Streifenartefakten erzeugen lässt. Allerdings wirkt das Verfahren am besten bei hoher Detektordosis und besitzt Schwächen im Niedrigdosisbereich und bei Einsatz dünner Schichten. Hier wurden zum Teil schlechtere Ergebnisse als bei direkter Reduktion der Scandosis gefunden. Daher ist bei niedriger Detektordosis ein rechnerischer Ansatz (3D-Rohdaten-Filterung) vielversprechender, bei dem niedrige Detektorsignalwerte (mit hohem Rauschen) lokal gemittelt werden, sodass das Bildrauschen dramatisch reduziert, Artefakte vermieden und der Dosisbedarf gesenkt werden können. Beide Ansätze werden heute als die wichtigsten Techniken angesehen, bei denen Bildqualität erhöht und gleichzeitig Dosis gespart werden kann (24).

Es darf also beim ISO-C-3D eine Verbesserung der Bildqualität erwartet werden, wenn die Untersuchungsprotokolle noch weiter optimiert werden können, und eine Belichtungsautomatik mit variablen Spannungswerten für jede Einzelprojektion zur Verfügung steht. Im Gegensatz zur Spiral-CT ist das in einem Untersuchungsgang untersuchbare Objektvolumen auf  $12 \times 12 \times 12 \text{ cm}^3$  limitiert, sodass z.B. für die Erfassung der gesamten LWS mindestens zwei Untersuchungsgänge notwendig sind. Um den Stellenwert des ISO-C-3D in der Bildgebung abschließend bewerten zu können, müssen Studien an Patienten vor allem im Vergleich zur CT folgen. Da derzeit der Scanvorgang noch 120 Sekunden dauert, wird hierbei insbesondere auch zu untersuchen sein, inwieweit beim klinischen Einsatz des C-Bogens patientenbedingte Bewegungsartefakte zu einer möglichen weiteren Beeinträchtigung der Bildqualität führen. Aufgrund des systembedingt fehlenden Weichteilkontrast des ISO-C-3D ist eine Beurteilung des Gelenkknorpels oder von ligamentären Strukturen nicht möglich, was eine Domäne der MRT bleiben wird. Auch begleitende Weichteilverletzungen und Hämatome können nicht mit ausreichender Sicherheit

dargestellt werden, so dass wir das Hauptanwendungsgebiet des ISO-C-3D in der Steuerung und Kontrolle operativer Maßnahmen sehen. Beim intraoperativen Einsatz der 3D-Option des ISO-C ist es noch eine offene Frage, wer die Verantwortung über die Durchführung der Untersuchung übernimmt. Sind ISO-C-3D Untersuchungen lediglich Sekundär-Rekonstruktionen von digitalen Einzelprojektionen eines chirurgischen Bildverstärkers, könnte die Untersuchung von dem in der konventionellen Skelettradiologie fachkundigen (Teilgebiets-)Radiologen, z.B. Orthopäden oder Chirurgen, durchgeführt werden. Wenn es sich jedoch um eine der CT äquivalenten Schnittbilduntersuchung handelt, dürfte diese nur von in der CT Fachkundigen durchgeführt und befundet werden. Hierzu bedarf es einer vertrauensvollen interdisziplinären Kooperation zwischen Radiologe und Operateur.

## 6. Zusammenfassung

In dieser experimentellen Arbeit wurde die Strahlenbelastung in Zusammenschau mit der Bildqualität des neuen C-Bogens *SIREMOBIL ISO-C-3D* evaluiert. Mit Hilfe eines Alderson-Phantoms wurden die Organ- (insbesondere die Gonaden-) und Effektivdosen bei der Standard-Einstellung sowie für dosisreduzierende Protokolle des ISO-C-3D ermittelt und mit einem Standard-Einzeilen-CT verglichen. Anhand von Leichenpräparaten wurde analog den Dosismessungen die Bildqualität beurteilt.

Die Patientendosen bei Scans mit dem *SIROMOBIL ISO-C-3D* liegen in der Größenordnung einer Spiral-CT-Untersuchung. Allerdings besonders zu berücksichtigen sind die im Vergleich zur CT hohen auftretenden Streustrahlen und folglich hohen Gonadendosen (zusammengesetzt aus direkter Strahlenbelastung und Streustrahlung) bei Untersuchungen beispielsweise der LWS, in der die Gonaden nicht direkt im Strahlengang liegen. Somit kann bei ISO-C-3D Untersuchungen von Körperregionen, die eigentlich strahlensensiblen Organen fern liegen, eine ähnliche, sogar etwas höhere Effektivdosis durch die Streustrahlung entstehen als in der CT. Hieraus resultiert also eine nicht vernachlässigbare Strahlenbelastung für Patient und Personal. Deshalb sollte die Indikation, insbesondere zu wiederholten Scans, die gerade im intraoperativen Einsatz oft durchgeführt werden, streng gestellt werden. Der Vorschlag, mit dosisreduzierenden Protokollen die Patienten zu entlasten, wird sich aufgrund der geschilderten begrenzten Bildqualität bei Untersuchungen in der Körperstammregion nicht durchsetzen, doch wird sicherlich daran gearbeitet werden, z.B. anhand modernster Belichtungsautomatiken etc. (s. Kap.5.4.).

Insgesamt können mit gewissen Einschränkungen (z.B. Abgrenzung des spongiösen Knochens) mit dem ISO-C-3D/Standard-Protokoll die knöchernen Oberflächen und Begrenzungen der untersuchten Skelettabschnitte mit ausreichender Sicherheit dargestellt werden, wobei die Bildqualität bei kleineren, peripheren Skelettabschnitten deutlich besser abschneidet, als bei Untersuchungen von stammnahen Skelettabschnitten mit dickem Weichteilmantel (26). Daher wird die CT bei diagnostischen Hüftgelenks- und LWS - Untersuchungen aufgrund hochwertigerer Bildqualität weiterhin Methode der ersten Wahl sein und vom ISO-C-3D nicht abgelöst werden.

Die Bildgebung mittels ISO-C-3D reicht jedoch völlig aus, um ihn als mobile Einheit zur Steuerung und Kontrolle von operativen Eingriffen, auch im Bereich der Hüftgelenke und der LWS, im Operationssaal einzusetzen. Er bietet als mobiler C-Bogen einen wesentlich besseren Zugang zum Patienten als ein intraoperatives CT, erleichtert das Arbeiten unter

sterilen Bedingungen und stellt mit den Abmessungen üblicher C-Bögen keine zusätzlichen Anforderungen an das meist knapp bemessene Raumangebot im OP-Saal. Beim intraoperativen Einsatz ist dabei ein entscheidender Vorteil, dass jederzeit aktualisierbare CT-Datensätze zur Verfügung stehen, die den sich intraoperativ verändernden anatomischen Gegebenheiten gerecht werden. Die erzielbare Bildqualität von der LWS und den Hüftgelenken mittels dem Standard-Protokoll erfüllt, im Gegensatz zu den dosisreduzierenden Protokollen, ausreichend die Voraussetzungen, für ISO-C-3D-gesteuerte Chirurgie und ISO-C-3D gesteuerte Navigation (32). Aufgrund der deutlich eingeschränkten Bildqualität der dosisreduzierenden Protokolle des ISO-C-3D wird von diesen zum operativen Einsatz vorerst abgesehen werden.

## 7. Literaturverzeichnis

- (1) Alderson Research Laboratories: Produktbeschreibung zum Alderson-Phantom
- (2) Becker CR, Schätzl M, Feist H, Bäuml A, Brüning R, Schöpf UJ, Reiser MF. Strahlenexposition bei der CT-Untersuchung des Thorax und Abdomens. *Radiologe* 1998, 38: 726-729
- (3) Brown G A, Willis M C, Firoozbaklish K, Barmada A, Tessmann C L, Montgomery A. Computed tomography image guided surgery in complex acetabular fractures. *Clin. Orthop* 2000; 370: 219-226
- (4) Butler. Mobile Computed Tomography. *Neurosurgery* 1998; 42: 1304-1311
- (5) Bundesamt für Strahlenschutz 2002
- (6) Euler E, Wirth S, Pfeifer KJ, Mutschler W, Hebecker A. 3D-Bildgebung mit einem mobilen isozentrischen C-Bogen. *Electromedica* 68 2000; 2
- (7) Euler E, Wirth S, Linsenmeier U, Mutschler W, Pfeifer KJ, Hebecker A. Vergleichende Untersuchung zur Qualität der C-Bogen-basierten 3D-Bildgebung am Talus
- (8) Freyschmidt J. Über die Verantwortlichkeit des Radiologen in der Skelettradiologie. *Fortschr Röntgenstr* 1999; 170: 1-6
- (9) Fuchs M, Modler H, Schmid A, Dumont C, Stürmer KM. Messung der intraoperativen Strahlenexposition des Unfallchirurgen. *Unfallchirurg* 1999; 102: 371-376
- (10) Gebhard F, Kinzl L, Arand M. Grenzen der CT-basierten Computernavigation in der Wirbelsäulen Chirurgie. *Unfallchirurg* 2000, 103: 696-701
- (11) Grütznert PA. Computer assistierte perkutane Verschraubung des hinteren Beckenrings. *Unfallchirurg* 2002; 105: 254-260
- (12) Herzog P, Jakobs TF, Wintersperger BJ, Nikolaou K, Becker CR, Reiser MF. Strahlendosis und Möglichkeiten zur Dosisreduktion in der Mehrschicht-CT. *Radiologe* 2002; 42: 691-696
- (13) Hidajat N, Schröder R-J, Vogl T, Schedel H, Felix R. Effektivität der Bleiabdeckung zur Dosisreduktion beim Patienten in der Computertomographie. *Fortschr Röntgenstr* 1996;165: 462-465
- (14) Kotsianos D, Rock C, Wirth S, Linsenmeier U, Brandl R, Fischer T, Euler E, Mutschler W, Pfeifer KJ, Reiser M: Frakturdiagnostik am Kniegelenk mit einem

- neuen mobilen cT-System (ISO-C-3D): Vergleich mit konventionellem Röntgen und Spiral CT. Fortschr Röntgenstr 2002; 174: 82-87
- (15) Kotsianos D, Rock C, Euler E, Wirth S, Linsenmeier U, Brandl R, Mutschler W, Pfeifer KJ. 3D-Bildgebung an einem mobilen chirurgischen Bildverstärker (iSO-C-3D). Unfallchirurg 2001; 104: 834-838
- (16) Kwong LM. Shielding of the Patient's Gonads during Intramedullary Femoral Nailing. J.Bone Joint Surgery 1990; 72: 1523-1526
- (17) Langowski JH, Pogoda P, Hess A. Untersuchungen zur Strahlenexposition der CT-Diagnostik mit der Standard- und Spiraltechnik. Fortschr Röntgenstr 1994; 161: 3-11
- (18) Lemke AJ. Zur Abschätzung der Patientendosis in der Computertomographie. Akt Radiol 1995; 5: 249-255
- (19) Mayr E, Häuser H, Ruter A, Bohndorf K. Minimalinvasive, intraoperativ CT-gesteuerte Korrektur einer Kalkaneusosteosynthese. Unfallchirurg 1999; 102: 239-244
- (20) Morneburg H (Herausgeber). Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik. 3.Auflage, Erlangen 1995
- (21) Neumann K, Lemke AJ, Hosten n, Keske U. Abschätzung der Patientendosis bei radiologischen Untersuchungen durch Anwendung von Konversionsfaktoren. Radiologe 1996; 35: 171-181
- (22) Nolte LP, Wälti H, Zlieng G, Hermann K, Hey J, Kusch J. Use of a Novel Mobile C-arm System for Spinal Interventions: An in Situ Feasibility Study. Radiology 2000; 217 (P) (Suppl.): 359
- (23) Panzer W. Die Strahlenexposition des Patienten bei computertomographischen Untersuchungen. Röntgenpraxis 1993; 46: 15-18
- (24) Prokop M: Überblick über Strahlendosis und Bildqualität in der Computertomographie. Fortschr Röntgenstr 2002; 174: 631-636
- (25) Ravens JG. Radiation Exposure and Image Quality in Chest CT Examinations. AJR 2001;177: 279-284
- (26) Rock C. Untersuchungen zur Bildqualität, Hochkontrastauflösung und Dosis am Stamm- und Gliedmaßenskelett mit einem neuen dedizierten CT-System (ISO-C-3D). Fortschr Röntgenstr 2002; 174: 170-176

- (27) Rock C, Linsenmeier U, Brandl R, Kotsianos D, Wirth S, Kaltschmidt, R, Euler E, Mutschler W, Pfeifer KJ. Vorstellung eines neuen mobilen C-Bogen-/ CT-Kombinationsgerät (ISO-C-3D). Unfallchirurg 2001; 104: 827-833
- (28) Schmidt. Medizinische Physik. Shaker-Verlag 2001
- (29) Slomczykowski M. Radiation dose for Pedicle Screw Insertion; Fluoroscopic Method versus Computer-Assisted Surgery. SPINE 1999; 24: 975-983
- (30) Suhm M. Strahlenexposition des Patienten durch intraoperative Bildgebung bei Marknagelosteosynthesen; Radiologe 2001; 41: 91-94
- (31) Vock P. CT-Exposition beim Kind. Radiologe 2002; 42: 697-702
- (32) Wendl K, von Recum J, Wentzensen A, Grützner PA: ISO-C-3D-gestützte navigierte Implantation von Pedikelschrauben an BWS und LWS. Unfallchirurg 2003; 106: 907-913
- (33) Wili Kalender A. Patientendosis bei CT. Institut für Medizinische Physik Erlangen. Radiologie-Assistent 2001; 2: 12-16

## 8. Danksagung

Danken möchte ich Herrn Prof. K.J. Pfeifer, unter dessen Leitung diese Arbeit entstand.

Bester Dank gebührt Herrn Dr. Clemens Rock für die Überlassung des Themas und der insbesondere in der Anfangsphase mit Rat und Tat zur Seite stand.

Ein ganz besonderes Dankeschön geht an die Betreuerin Frau Dr. Tanja Fischer, die trotz hektischem Klinikalltag jederzeit zur Verfügung stand und mich bis zur Fertigstellung der Dissertation begleitete, nachdem Dr. Rock die Leitung der radiologischen Abteilung am Klinikum Deggendorf übernahm.

Weiterhin bedanke ich mich ganz besonders bei Fr. Lechel, Institut für Strahlenschutz Neuherberg, die mir jederzeit das Alderson-Phantom zur Verfügung stellte und die komplette Auswertung der TLD übernahm.

Mein persönlicher Dank gilt Herrn Dr. Rüdiger Fründ, Uniklinik Regensburg, der mir geduldig bei statistischen Problemen zu Hilfe kam und sie mit mir letztendlich bewältigte.

In diesem Sinne möchte ich mich auch ganz herzlich bei meinem Bruder PD Dr. Roland Goldbrunner, Neurochirurgische Klinik der Universität München, bedanken, der mir ebenfalls bei statistischen Fragen zur Verfügung stand.

Hierbei gebührt großer Dank auch Fr. Elke Goldbrunner, von der ich bei Übersetzungen komplexer fremdsprachiger medizin-technischer Artikel sehr unterstützt wurde.

Nicht zu vergessen gebührt großer Dank meinem Ehemann Dipl. Ing. Christoph Schmidhuber, der mir bei organisatorischen und technischen Tätigkeiten mit Rat und Tat zur Seite stand.

Nicht zuletzt möchte ich mich bei allen Kollegen bedanken, die bei den Untersuchungen zur Bildqualität sich geduldig die Zeit zur Befundung genommen haben.

## 9. Lebenslauf

### Persönliche Daten:

Familienname: Schmidhuber, geb. Goldbrunner  
Vorname: Heidrun, Annalisa  
Anschrift: Wilhelm-Busch-Straße 20  
94315 Straubing  
Tel.: 09421/961630

Geboren am/in: 26. Mai 1975 in Regensburg  
Familienstand: verheiratet

### Schulischer Werdegang:

Sept. 1981- Juli 1985 St. Jakob Grundschule/Straubing  
Sept. 1985- Juli 1994 Johannes-Turmair-Gymnasium/Straubing  
(allgemeines Abitur)

### Freiwilliges soziales Jahr:

Sept. 1994 – Aug. 1995 abgeleistet in der neurologischen Abteilung im Juliusspital  
Würzburg

### Studium der Humanmedizin:

Okt. 1995 – Aug. 1998 Vorklinik an der Universität Leipzig  
08. Sept. 1998 Ärztliche Vorprüfung (Physikum) in Leipzig  
Okt. 1998 - April 2000 4 klinische Semester in Leipzig  
23. März 2000 1. Abschnitt der ärztlichen Prüfung (1. Staatsexamen) in Leipzig  
Mai 2000-April 2002 4 klinische Semester an der LMU München  
09. April 2002 2. Abschnitt der ärztlichen Prüfung (2. Staatsexamen) an der  
LMU München  
April 2002 – März 2003 Praktisches Jahr an der Uniklinik Regensburg  
Fächer: Radiologie, Chirurgie, Innere Medizin  
08. April 2003 Ärztliche Prüfung (3. Staatsexamen) in Regensburg

### Beruflicher Werdegang:

Juni 2003 – Sept. 2004 Ärztin im Praktikum in der Abteilung für Radiologie im  
Universitätsklinikum Regensburg  
Okt. 2004 – Nov. 2004 Assistenzärztin in der Abteilung für Radiologie im  
Universitätsklinikum Regensburg  
Jan. 2005 – heute Assistenzärztin in der Abteilung für Radiologie im Klinikum  
Deggendorf

### Sonstiges:

Hobbys: Rudern, Volleyball, Bergwandern