

Aus dem Institut für Diagnostische Radiologie
Medizinische Einrichtungen der
Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
Direktor: Universitätsprofessor Dr. U. Mödder

**Untersuchungen zur Bildqualität und Dosis am Kopf und Beckenskelett bei der Mehrschicht-
Spiral-CT(MSCT): Vergleich mit der 3-dimensionalen digitalen Subtraktionsangiographie(DSA).**

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin

Der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

vorgelegt von

Ehsan Andabili

2008

Als Inauguraldissertation gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

gez.: Univ.-Prof. Dr. med. Dr. rer. nat. Bernd Nürnberg

Dekan

Referent: Priv.-Doz. Dr. M. Cohnen

Koreferent: Univ.-Prof. Dr. med. W. Budach

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	5
1.1 Strahlenexposition in der CT.....	5
1.2 Diagnoseverfahren im Vergleich.....	6
1.2.1 Computertomographie(CT).....	6
1.2.2 Digitale Subtraktionsangiographie(DSA).....	6
1.3 Vorhaben und Ziele.....	7
2. Material und Methoden	8
2.1 Versuchsgrundlagen.....	8
2.1.1 Methoden zur Ermittlung der effektiven Dosis.....	8
2.1.1.1 Dosismessung.....	8
2.1.1.2 Dosisabschätzung und Dosisberechnung.....	9
2.1.2 Methoden zur Ermittlung der Bildqualität.....	10
2.1.2.1 Subjektive Bildqualität.....	10
2.1.2.2 Dichtewerte und Bildrauschen.....	10
2.1.3 CT-Parameter.....	11
2.1.4 DSA-Parameter.....	13
2.2 Versuchsaufbau.....	15
2.2.1 CT-Protokolle.....	17
2.2.2 DSA-Protokolle.....	19
2.3 Rekonstruktion und Darstellung der Daten.....	21
3. Ergebnisse	24
3.1 Effektive Dosis Mann und Frau.....	24
3.2 Dichtewerte und Bildrauschen.....	29
3.3 Subjektive Beurteilung der Bildqualität.....	35

4. Diskussion	41
4.1 Strahlenexposition einer Standarduntersuchung des Schädels und der Lendenwirbelsäule in der MSCT.....	44
4.2 Strahlenexposition einer Standarduntersuchung des Schädels und der Lendenwirbelsäule in der Rotations-DSA.....	45
4.3 Dosisreduzierende Parameterveränderungen bei beiden Verfahren.....	46
4.4 Einfluss der Parameterveränderungen auf das Bildrauschen.....	49
4.5 Einfluss der Parameterveränderungen auf die subjektive Beurteilung von 3D-Rekonstruktionen und damit auf die diagnostische Aussagekraft.....	50
4.6 Resümee und Schlussfolgerungen.....	55
5. Zusammenfassung	56
6. Anhang	57
6.1 Tabellen: Dosiswerte.....	57
6.2 Tabellen: Dichtewerte und Bildrauschen.....	75
6.3 Tabellen: Werte der subjektiven Bildqualität.....	77
7. Literaturverzeichnis	80
8. Abkürzungsverzeichnis	86
9. Danksagung	87
10. Curriculum vitae	88

1. Einleitung

1.1 Strahlenexposition in der CT

Die Strahlenexposition in der Computertomographie hat sich von einem nachgeordneten Problem zu einem der wichtigsten Themen für moderne computertomographische Verfahren entwickelt, das potenzielle Einsatzgebiete in der Zukunft beschränken kann [1].

Bereits Erhebungen, die Ende der 80er Jahre in Deutschland durchgeführt wurden, zeigten, dass CT-Untersuchungen trotz eines relativ geringen Anteils von ca. 3-4% an der Gesamtzahl der Untersuchungen mehr als ein Drittel (36%) der durchschnittlichen jährlichen Strahlenexposition verursachen [2]. Die Tendenz ist weiter steigend [3].

Betrachtet man das aus den ICRP 60 Daten abgeleitete Strahlenrisiko [4], so ergibt sich für die Gesamtbevölkerung die Wahrscheinlichkeit, an einem strahleninduzierten Malignom zu versterben, von rechnerisch 0,5/10000 exponierte Personen pro mSv effektive Dosis. Dieses Risiko steigt bei Kindern altersabhängig auf einen bis zu dreifachen Wert [1].

Aus diesem Grund bleibt es ein wichtiges Anliegen, die Strahlenexposition bei diagnostischen Untersuchungen mit ionisierenden Strahlen besonders für alle strahlensensiblen Organe, wie die Keimdrüsen, das rote Knochenmark, das Colon, die Lunge, den Magen und das Brustdrüsengewebe so gering wie möglich zu halten [5].

Das Risiko der Entwicklung zum Beispiel einer Leukämie oder von Brustkrebs durch ionisierende Strahlen ist bei Kindern um bis zu 10-fach höher [6] als bei Erwachsenen. Deshalb ist es gerade in der Kinderradiologie von großer Bedeutung, die effektive Ganzkörperdosis so gering wie möglich zu halten [7].

Bereits seit der Entwicklung der Spiral-CT führte ein bewusster Umgang mit ionisierender Strahlung zu ersten Erfolgen, die durch individuell angepasste Dosisapplikation zur Senkung der mittleren Dosis führten.

Weiteres Einsparpotential besteht bei den modernen Mehrschicht-Spiral-CT-Geräten.

Die Computertomographie ist für viele Anwendungsgebiete das entscheidende diagnostische Verfahren und muss auch hinsichtlich der Strahlenexposition weiter entwickelt werden.

Da die CT einen großen Teil der Gesamtstrahlenexposition an den diagnostischen Verfahren ausmacht, nimmt international die Zahl der Publikationen zu diesem Themenkomplex ständig zu, wobei sich die Mehrzahl der Arbeiten auf eine Erfassung der derzeitigen Dosiswerte erstreckt, während Lösungen zur dosisbewussten Optimierung der Bildqualität erst in letzter Zeit zugenommen haben.

Grosses Einsparpotential zeigten die Studien, die sich mit der Reduktion der Dosis durch gezielte Auswahl von geeigneten Akquisitionsparametern, wie Stromspannung(KV), Stromstärke(mAs) und Pitch beschäftigten. Eine andere Möglichkeit besteht darin, mit Hilfe moderner bildverarbeitender Software mit neuen Rekonstruktionsmöglichkeiten trotz niedriger Dosis die subjektive diagnostische Bildqualität sekundär zu verbessern.

1.2 Diagnoseverfahren im Vergleich:

1.2.1 Computertomographie(CT)

Die Computertomographie stellt aufgrund der hohen Ortsauflösung und der guten Hochkontrastwiedergabe zum jetzigen Zeitpunkt den Goldstandard für die überlagerungsfreie Beurteilung der Anatomie, aber auch pathologischer Veränderungen knöcherner Strukturen dar, zum Beispiel bei Kindern mit Skoliose, aber genauso bei Sprunggelenks-, Kniegelenksfrakturen und Hüftveränderungen als präoperative Diagnostik.

Ursache hierfür ist die einfache, rasche und wenig fehleranfällige Durchführung der CT-Untersuchung, die aussagekräftige und therapierelevante Ergebnisse liefert [8]. Außerdem ist dies durch die Möglichkeit der zwei- oder dreidimensionalen Rekonstruktion eines dreidimensionalen Datensatzes bedingt. Mit diesem so aufbereiteten Datensatz kann präoperativ auch eine „virtuelle“ Planung operativer Verfahren und Materialien durchgeführt werden [9]. Bisher liegen noch keine Daten für die Bestimmung der effektiven Ganzkörperdosis und der Bildqualität bei der Untersuchung der Wirbelsäule vor.

1.2.2 Digitale Subtraktionsangiographie(DSA)

Bisher sind noch keine Untersuchungen zur Anwendbarkeit der Rotations-DSA in der Beurteilung von Knochenverläufen und der Anatomie besonders der Wirbelsäule zur präoperativen Planung von Vorgehen und Materialien gemacht worden.

Die vorliegende Arbeit macht sich daher zu Nutzen, die normalerweise in der Rotations-DSA übliche Subtraktion wegzulassen, wodurch die vorhandene Gesamtinformation gezielt genutzt wird. Die Digitale Subtraktionsangiographie(DSA) stellt ein diagnostisches Verfahren besonders zur isolierten Darstellung der Blutgefäße dar. Grundidee ist die Subtraktion von Bildern ohne und von Bildern mit Kontrastmittelfüllung, so dass sich alle unveränderten Strukturen (v.a. Knochen) technisch entfernen lassen und nur die Kontrastmittelfüllung der Gefäße abgebildet wird. Da in dieser Arbeit auf die Subtraktionstechnik verzichtet wurde, kann nach der Aufnahme von Einzelprojektionen während einer Rotation der gewonnene

Datensatz zur 3D Nachbearbeitungsstation transferiert werden, wo dann sekundär genauso wie bei der CT zwei- und dreidimensionale Bilder von den erwünschten Strukturen (z.B. vom Verlauf der Wirbelsäule) errechnet werden können. Da die Angiographie als Projektionsradiographieverfahren prinzipiell eine hohe Ortsauflösung besitzt, ist es grundsätzlich zur Darstellung knöcherner Strukturen geeignet.

Bisher sind nur wenige Untersuchungen dazu im wesentlichen zu Frakturen durchgeführt worden. Durch die Rotationstechnik als neues Verfahren sind nun auch aus zweidimensionaler DSA dreidimensionale Rekonstruktionen möglich.

1.3 Vorhaben und Ziele

In den letzten Jahren haben sich CT-gesteuerte Operationsverfahren in der Neurochirurgie und zunehmend auch in der Unfallchirurgie und Orthopädie etabliert, da es sich oft um große Eingriffe mit hohem Operationsrisiko handelt, die sorgfältig geplant werden müssen. Insofern ist eine zuverlässige, möglichst interaktive nutzbare präoperative Diagnostik notwendig. Dabei wird zunehmend eine intraoperative Navigation anhand präoperativer CT-Datensätze durchgeführt [10-13].

Ziel dieser Studie war es die Strahlenexposition der Rotations-DSA und der Mehrschicht-Spiral-CT bei der Diagnostik des Schädels sowie der Lendenwirbelsäule und des Beckens, sowie Möglichkeiten einer Dosisreduktion zu erfassen.

Hierzu haben wir in einer präklinischen Untersuchung am Phantom die applizierte Dosis der Rotations-DSA im Vergleich zur Mehrschicht-Spiral-CT analysiert.

Insbesondere ergaben sich folgende Fragestellungen:

- a) Wie hoch ist die Strahlenexposition einer Standarduntersuchung des Schädels und der Lendenwirbelsäule inklusive des Beckens in der Mehrschicht-Spiral-CT?
- b) Wie hoch ist die Strahlenexposition einer Standarduntersuchung des Schädels und der Lendenwirbelsäule inklusive des Beckens bei der Rotations-DSA?
- c) Wie wirken sich dosisreduzierende Parameteränderungen bei beiden Verfahren auf die effektive Dosis aus?

Darüber hinaus interessierte uns die subjektive Bildqualität auch in Abhängigkeit von den gewählten Untersuchungsparametern. Folgende Fragen sollten beantwortet werden:

- d) Welchen Einfluss haben Parameteränderungen auf die Bildqualität objektiv messbar durch Bestimmung des Bildrauschens?
- e) Welchen Einfluss haben Parameteränderungen auf die subjektive Bildqualität von dreidimensionalen Rekonstruktionen und damit auf die diagnostische Aussagekraft?

2. Material und Methoden

2.1. Versuchsgrundlagen:

2.1.1. Methoden zur Ermittlung der effektiven Dosis

Die effektive Ganzkörperdosis des Patienten bei einer Untersuchung mit ionisierenden Strahlen lässt sich unterschiedlich ermitteln. Neben der Dosisabschätzung oder Berechnung mit geeigneten PC-Programmen kann auch eine direkte Dosismessung erfolgen. Am Patienten direkt kann nur eine Messung der Oberflächendosis erfolgen, so dass zur Berechnung der effektiven Dosis aus einzelnen Organdosiswerten anthropomorphe Phantome herangezogen werden müssen, bei denen Messfühler an der Stelle einzelner Organe platziert werden können.

Für die Dosismessungen in dieser Arbeit wurde ein anthropomorphes Alderson-Rando-Phantom verwendet. Es besteht aus einem menschlichen Skelett, das in eine gewebeäquivalente Masse eingebettet ist, die dem menschlichen Körper vergleichbare Röntgenabsorptionsqualitäten aufweist [8,14]. Das Lungengewebe wird durch Schaummaterial nachgeahmt. Das Phantom ist in insgesamt 34 jeweils 2,5 cm dicke Schichten aufgeteilt. In diese sind kleine Bohrungen eingebracht, die die Dosismessfühler, meist Thermolumineszenz-Dosimeter(=TLD), aufnehmen können.

Dieses direkte Messverfahren mit Hilfe eines Phantoms kann zur Dosismessung bei allen Untersuchungen mit ionisierenden Strahlen einschließlich der Computertomographie und der Digitalen Subtraktionsangiographie verwendet werden.

2.1.1.1. Dosismessung

Die Dosimetrie nutzt abgesehen von direkten elektrischen oder chemischen Eigenschaften ionisierender Strahlung vornehmlich indirekte Effekte aus, um die absorbierte Energie zu bestimmen. Durch den Vergleich eines registrierten Signals mit standardisierten Energiedosisbestimmungen (Kalibrierung) wird das Maß der eingestrahlt Energie angegeben. Neben der Schwärzung von Röntgenfilmen (Filmdosimeter, Röntgenplaketten) nutzt man Lithium- oder Calciumfluorid-Kristalle (LiF- oder CaF-Thermolumineszenzdosimeter), bei denen unter Einwirkung ionisierender Strahlung die äußeren Hüllelektronen angeregt werden [15]. Erst nach Erhitzung kehren diese Elektronen in den Grundzustand unter Aussendung von sichtbarem Licht zurück.

Die Menge bzw. die Intensität des ausgesendeten Lichtimpulses ist dabei der Menge der eingestrahlten und im Kristallgitter gespeicherten Energie aus der Strahlenexposition direkt proportional. Diese Lichtmenge wird photometrisch bestimmt und über Kalibrierfaktoren, die hauptsächlich von der Röhrenspannung und Röhrenfilterung abhängig sind, einem Energiedosiswert zugeordnet.

Das Auslesen muss innerhalb von wenigen Stunden erfolgen, da ein schleichender Verlust an Ladung bzw. der angeregten Elektronen durch Belichtung oder Erwärmung zu einem falsch niedrigen Ergebnis führen kann. Bei sehr sorgfältiger Arbeitsweise kann die systembedingte Fehlerbreite bei nur $\pm 3\%$ liegen, Messwertschwankungen sind jedoch typischerweise mit bis zu 5 oder 10% anzusetzen [16,17]. Diese Methode setzt hohen apparativen Aufwand voraus, da neben den einzelnen TLD auch entsprechende Auswertegeräte vorgehalten werden müssen. Die Messergebnisse können erst nach mathematischer Umformung zur Berechnung der effektiven Dosis herangezogen werden [15,18].

2.1.1.2. Dosisabschätzung und Dosisberechnung

Die effektive Dosis einer CT-Untersuchung lässt sich aus den einzelnen Untersuchungsparametern sowie dem CT-Dosisindex (CTDI), der häufig bereits an der Bedienkonsole des Gerätes angegeben wird, abschätzen oder berechnen. Der CTDI wird in mGy angegeben. Er beschreibt die in einer einzelnen CT-Schicht applizierte Strahlendosis, und zwar normiert auf die Breite der eingesetzten Schichtkollimation. Voraussetzung für die Abschätzung oder Berechnung sind neben den Parametern wie Schichtkollimation, Pitch und Scanlänge auch gerätespezifische Korrekturfaktoren, die die individuelle Gerätebauweise (insbesondere die Röntgenstrahlfilterung) berücksichtigen. Darüber hinaus sind aus Messreihen Konversionsfaktoren zur Berechnung in die effektive Ganzkörperdosis bekannt, die die Grundlage jeglicher mathematischer Verfahren darstellen [19,20]. Grobe Abschätzungen beziehen sich auf die Multiplikation des CTDI oder des Dosislängenprodukts (DLP) mit Gesamtkonversionsfaktoren, während genauere Berechnungen, die heute in PC-Programme integriert sind, die einzelnen organspezifischen Konversionsfaktoren berücksichtigen [21,22].

Das Dosislängenprodukt(DLP) ist Ausdruck der applizierten Gesamtdosis während einer CT-Untersuchung. Die Einheit ist $\text{mGy} \cdot \text{cm}$.

2.1.2. Methoden zur Ermittlung der Bildqualität

Bildgüte und Strahlenexposition stehen stets in einem engen Zusammenhang und können nicht getrennt voneinander betrachtet werden. Für die Messung der Bildqualität wurde ein spezielles Phantom verwendet. Dieses bestand aus einem menschlichen knöchernen Schädel- und Beckenskelett, das von Weichteilen befreit war und nicht in röntgendichter Masse eingelegt war.

Die Ermittlung der Bildqualität fand auf zwei verschiedenen Wegen statt.

2.1.2.1. Subjektive Bildqualität

Die Auswertung erfolgte visuell anhand von Laserprinter-Hardcopies durch drei erfahrene Radiologen, die unabhängig die resultierenden dreidimensionalen Rekonstruktionen bewerteten. Dabei haben sie sich nach bestimmten Gesichtspunkten orientiert. Und zwar nach der Detailgenauigkeit, der Kortikalis, der Spongiosa, dem Rauschen und den Dreidimensionalen Rekonstruktionen SSD und VRT. Für die Beurteilung der subjektiven Bildqualität wurde dann zwischen folgenden Abstufungen (Rating) in einer 5-Punkteskala gewählt, die zur dreidimensionalen Beurteilung geeignet ist.

1	Sehr gut
2	Gut
3	Ausreichend
4	Eingeschränkt
5	Nicht ausreichend

Darüber hinaus sollten die resultierenden dreidimensionalen Rekonstruktionen in eine Reihe (Score) nach absteigender Bildqualität gebracht werden, um eine eventuelle Dosis-abhängigkeit der subjektiven Bildqualität zu überprüfen. Dies geschah für die MSCT und die Rotations-DSA getrennt, aber auch gemeinsam, um einen direkten Vergleich der beiden Verfahren zu ermöglichen.

2.1.2.2. Dichtewerte und Bildrauschen

Als weiteres Kriterium zur Beurteilung der Bildqualität wurde das Bildrauschen bestimmt, da in Abhängigkeit von der Dosis das Bildrauschen zunimmt. Ein schlechtes Verhältnis von Nutzsignal zu Störsignal beeinträchtigt die Bildqualität. Die Auswertung erfolgte über Berechnung von Signalmittelwert (Dichtewert) und Standardabweichung (Bildrauschen) in einer Computer-Pixelanalyse verschiedener Strukturen im Alderson-Rando-Phantom.

Dazu wurde die Workstation 3D Virtuoso Version VA31 für die DSA und die CT-Software Somaris/5 VA20 A[21] für die CT herangezogen. Zum Vergleich der verschiedenen Protokolle eines Gerätes und zum Vergleich der beiden Geräte gesondert wurde die Größe der Auswerteregion (ROI = Region of interest) konstant gehalten. Diese ROI kann interaktiv gewählt werden, wobei zwischen vorgegebenen Formen (Kreis, Ellipse, Rechteck) und beliebig gezeichneten Formen gewählt werden kann.

Die analysierten Strukturen waren die freie Luft zur Bestimmung des Hintergrundrauschens, Lufteinschlüsse im Knochen, knöchernen Spongiosa sowie die Einbettungsmasse des Phantoms als Weichgewebsäquivalent.

2.1.3. CT-Parameter

Hier wird zwischen Akquisitions- und Rekonstruktionsparametern unterschieden.

Akquisitionsparameter sind die Schichtkollimation [mm], der Tischvorschub [mm], der Pitch-Faktor, die Röhrenstromstärke [mAs] und die Röhrenspannung [kV], welche die Rohdatenmatrix der CT-Untersuchung bestimmen. Die Rohdatenmatrix entspricht dem akquirierten Volumen an Rohdaten. Durch die Rekonstruktion dieser Datenmatrix zu zwei- oder dreidimensionalen Darstellungen können dann Informationen für die Diagnostik gewonnen werden. Die Schichtkollimation entspricht der Dicke der untersuchten Schichten. Sie beeinflusst die Auflösung der rekonstruierten Bilder, indem eine geringer gewählte Kollimation eine bessere Ortsauflösung aufgrund der geringeren Teilvolumenbildung bedingt. Gleichzeitig führen geringere Schichtendicken dazu, dass im Verhältnis zum Hintergrundsignal von den Detektoren weniger Photonen aufgenommen werden als bei der Abtastung breiterer Schichten. Insofern steigt das Bildrauschen an.

Der Tischvorschub gibt an, um welche Strecke der Untersuchungstisch mit dem Patienten bzw. dem Phantom während der Untersuchung pro Röhrenrotation der Scannereinheit bewegt wird. Betrachtet man den Tischvorschub-Faktor in Abhängigkeit von der Schichtkollimation, so ergibt sich der Pitch-Faktor, wobei Pitch-Faktoren <1 zu einer überlappenden Abtastung und Pitch-Faktoren >1 zu einer Unterabtastung des Untersuchungsvolumens führen. Während die überlappende Abtastung mit einer höheren Bildqualität und einer höheren Strahlenexposition verbunden ist, birgt der höhere Pitch die Gefahr einer Unterabtastung mit möglichem Datenverlust, die jedoch bis zu einem Pitch-Faktor von 2 durch entsprechende Rechenalgorithmen (z.B. Z-Interpolation u.a.) aufgefangen werden können.

Die Strahlenexposition ist geringer als bei der Verwendung von Pitch-Faktoren <1 . Aufgrund des verschiedenen Aufbaus der Detektoreinheit in SS- und MSCT kann der Pitch-Faktor als klassischer/dosisrelevanter Pitch-Faktor oder als Volumenpitch-Faktor definiert werden. Der klassische/dosisrelevante Pitch-Faktor berücksichtigt die Zahl an Detektorreihen des CT-Gerätes während der Volumenpitch-Faktor nur das eigentliche Verhältnis von Tischvorschub-Faktor zu Schichtkollimation darstellt. In dieser Arbeit wird mit klassischen Pitch-Faktoren gearbeitet. Die Wahl des Röhrenstroms bestimmt die Menge an freigesetzten Photonen, deren Absorption im Gewebe die Grundlage für die Bildentstehung ist. Die Absorption im Gewebe wird neben dem Vorhandensein von Photonen hauptsächlich durch ihre kinetische Energie bestimmt, wobei die Höhe der kinetischen Energie die Durchdringungsfähigkeit der Photonen widerspiegelt. Für die Höhe dieser Energie ist die Röhrenspannung verantwortlich. Durch die Variation der Röhrenstromstärke, welche die Intensität der Röntgenstrahlung reguliert, und der Röhrenspannung, welche die Energie der Strahlung bestimmt, werden somit sowohl Bildqualität als auch Strahlenexposition beeinflusst. Die Möglichkeit, die durch die Datenakquisition erhaltenen Rohdaten für verschiedene, diagnostische Fragestellungen zu nutzen, wird erst über die Variation der Rekonstruktionsparameter geschaffen. Dies sind die rekonstruierte Schichtdicke [mm] und das Rekonstruktionsinkrement. Die rekonstruierte Schichtdicke entspricht der Dicke der berechneten Schichten, die für die Auswertung erstellt werden sollen. Sie kann höher oder gleich, jedoch nie geringer als die für die Datenakquisition zuvor gewählte Schichtkollimation sein. Die Größe der zu untersuchenden Strukturen bestimmt, wie hoch die rekonstruierte Schichtdicke gewählt wird. Dünn rekonstruierte Schichten werden benötigt, um kleinste Prozesse darzustellen, jedoch besitzen diese dünnen Schichten ein erhöhtes Rauschen, welches die Darstellungsqualität verringert. Breiter rekonstruierte Schichten hingegen werden zur Abbildung größerer Prozesse gewählt. Ihre Bildqualität ist durch ein geringeres Rauschen besser als das der dünn rekonstruierten Schichten. Nachteil ist jedoch, dass durch Teilvolumenbildung dünne Strukturen, wie Spongiosa oder Frakturen verwaschen wirken können oder gegebenenfalls garnicht mehr erkennbar sind. Das Rekonstruktionsinkrement gibt den Grad der Überlappung der einzelnen Schnittbilder wieder. Durch die Variation des Überlappungsgrades können Strukturen, die an dem Übergang von zwei Schichten liegen und deren Signal in den einzelnen Schichten zu gering ist, um zu einer Abbildung zu führen, dargestellt werden, da bei steigender Überlappung eine Läsion dann in Gänze in einer Schicht gelegen sein kann und so vollständig zum Signal beiträgt und abgebildet wird.

Eine an die Fragestellung angepasste Wahl der Rekonstruktionsparameter kann eine Flut unnötig rekonstruierter Bilder ersparen, da nur solche Abbildungen rekonstruiert werden, die auch für die Diagnostik von Interesse sind.

Wünschenswert für eine gute Bildqualität wäre eine Kombination aus geringer Schichtkollimation, geringer rekonstruierter Schichtdicke und hohem Überlappungsgrad. Dies führt jedoch zu der Problematik, dass ein relativ hoher Tischvorschub gewählt werden muss, um bei geringer Schichtkollimation das gesamte Untersuchungsvolumen innerhalb einer Atemphase abzutasten. Der Vorteil einer relativ geringen Strahlenexposition wird jedoch durch eine eventuell beeinträchtigte Bildqualität sowie den Nachteil einer enorm hohen Bilderzahl beeinträchtigt. Eine weitergehende Dosisreduktion scheint somit nur unter Qualitätsverlust möglich. Die Wahl der Rekonstruktionsparameter sowie die verschiedenen 2D-/3D-Darstellung werden in Abschnitt 2.3. näher erläutert.

2.1.4. DSA-Parameter

Hier wird auch zwischen Akquisitions- und Rekonstruktionsparametern unterschieden, wobei sich nur die Akquisitionsparameter von denen der Computertomographie unterscheiden.

Die Akquisitionsparameter sind die Röhrenspannung(KV), die Röhrenstromstärke(mAs), der Bildverstärker-Durchmesser(cm) und der elektronische Filter, welche die Rohdatenmatrix der DSA-Untersuchung bestimmen.

Die Aufgabe des Bildverstärkers(BV) besteht darin, ein Röntgenbild, also eine räumlich und zeitlich veränderliche Flussdichteverteilung von Röntgenstrahlen, in ein sichtbares Bild hoher Leuchtdichte umzuwandeln. Damit bestimmt er wesentlich das Dichtevermögen des Systems.

Zur Minderung des Streustrahlenanteiles ist unmittelbar vor dem Eingangsschirm des BV ein Streustrahlenraster angebracht. Außerdem ist er neben der Zeilenzahl der Fernsehkamera wesentlich für die Ortsauflösung des Systems verantwortlich.

Durch die Einstellung der Eingangsgröße des BV kann man Einfluss auf die Ortsauflösung nehmen. Dementsprechend ist die Auflösung höher, wenn Bilder eines kleinen BV-Einganges mit hoher Zeilenzahl ausgelesen werden. Andererseits wird das Blickfeld eingeschränkt und somit ein zu untersuchender Körper eventuell nicht vollständig abgebildet.

Des Weiteren hat der BV Einfluss auf die Strahlenexposition. Durch Verkleinern des Bildverstärker-Eingangsfeldes steigt die Strahlenexposition an.

Das Ausmaß des Dosisanstieges ist aber relativ gering, da die Dosisautomatik zugleich die Aufnahmespannung erhöht und auf diese Weise bei größeren durchstrahlten Volumina oder stärker absorbierenden Strukturen, z.B. am knöchernen Hirnschädel die effektive Dosis absenkt[23].

In dieser Arbeit wurde die größtmögliche Öffnung des Bildverstärkers der Angiographieanlage verwendet, nämlich 32cm. Der Grund dafür liegt in den Aufnahmen aus verschiedenen Perspektiven begründet, die im Rahmen einer Rotationsangiographie angefertigt werden.

Da das Objekt, in diesem Fall das Phantom, aus verschiedenen Ebenen anatomisch unterschiedlich breit ist, musste der größtmögliche Bildverstärker genommen werden, um das gesamte Objekt aus verschiedenen Projektionen vollständig abzubilden.

Die vom System angegebene Bilddosis oder so genannte Systemdosis kann als Bildverstärker-Eingangsdosis vor oder hinter dem Raster des BV gemessen werden.

Bei dieser Arbeit wurde sie vor dem Raster hinter dem Phantom gemessen.

Sie dient als Grenzwert für die Dosisautomatik, da bei Erreichen eines voreingestellten Wertes die Aufnahme gestoppt wird. Eine Senkung der Grenzwertdosis bewirkt damit eine Verringerung der Eintrittsdosis und so eine geringere Strahlenexposition des Patienten[23].

Eine Anpassung dieser Grenzwertdosis an die individuelle Patientenkonstitution ist jedoch notwendig.

Bei schlanken Patienten und Kindern wird eine bestimmte Bilddosis schneller erreicht, wodurch sie einer geringeren Strahlenexposition ausgesetzt sind, als bei adipösen Patienten, wo es länger dauert bis die gleiche Bilddosis erreicht wird.

Der elektronischer Filter verstärkt nachträglich die Graustufen und bewirkt damit einen höheren Kontrast in den rekonstruierten Bildern, so dass potenziell die Eintrittsdosis gesenkt werden kann und so der Patient einer geringeren Strahlenexposition ausgesetzt wäre.

Von Nachteil könnten dann jedoch die dadurch eventuell stärker hervorgehobenen Artefakte sein.

2.2. Versuchsaufbau:

Für die Dosismessungen und Bestimmungen der Bildqualität der verschiedenen Untersuchungsprotokolle stand der Mehrschicht-Spiral-Computertomograph „Somatom Plus 4 Volume Zoom“ (Siemens Medical Solutions, Erlangen) mit der Software „Somaris/5 VA 20 A“ zur Verfügung. Es handelt sich um ein CT-Gerät mit vier gleichzeitig akquirierten Schichten, das eine Schichtkollimation von 0.5, 1, 2.5 und 5 mm erlaubt. Zum Vergleich ist die Dosis und Bildqualität bei verschiedenen Untersuchungsprotokollen an einem digitalen Substraktionsangiographen derselben Firma „Siemens Angio Star“ mit der Software „Bildsystem Polytron TOP“ gemessen worden.

Beide Phantome, sowohl das Phantom zur Bestimmung der Bildqualität, als auch das Alderson-Rando-Phantom zur Bestimmung der Dosis wurden bei der jeweiligen Untersuchung in Rückenlage positioniert. Das Phantom zur Bestimmung der Bildqualität konnte für die verschiedenen Protokolle so belassen werden. Das Alderson-Rando-Phantom musste jedoch vor jedem Protokoll mit TLD's neu bestückt werden, wobei vorher die bestrahlten TLD's mit der gleichen Vorsicht entfernt und lichtgeschützt in Filmdosen aufbewahrt wurden.

Für die besonders strahlensensiblen Organe oder Organsysteme wurden TLD in der entsprechende Region so positioniert, dass über die Addition der einzelnen Dosiswerte die jeweilige Organdosis errechnet werden konnte. In absteigender Reihenfolge weisen die Keimdrüsen, das rote Knochenmark, das Colon, die Lunge, der Magen und das Brustdrüsengewebe eine besondere Strahlenempfindlichkeit auf. Darüber hinaus sind Harnblase, Leber, Speiseröhre und Schilddrüse zu nennen.

Die Haut und Knochenoberfläche sowie alle anderen übrigen Organe werden als weniger strahlensensibel eingestuft [24]. Sämtliche genannten Organe bzw. Organregionen wurden mit TLD bestückt. Zur Dosismessung wurden Lithium-Fluorid-Thermolumineszenzdosimeter verwendet.

Im Innern des Phantoms kamen LiF-TLD-Stäbchen zur Anwendung, während auf der Außenseite zur Bestimmung der Hautdosis in Plastikfolie eingeschweißte LiF-TLD-Plättchen zur Anwendung kamen. Um Messungenauigkeiten zu minimieren, wurde jedes Protokoll viermal durchgeführt, dann die TLD ausgelesen und die resultierenden Werte durch vier geteilt. Innerhalb von 12 Stunden wurden die LiF-TLD an einem Thermolumineszenzdetektor Filtrol 2000 D (Harshaw, Cleveland, USA) ausgewertet.

Nach Umrechnung mit einem Korrekturfaktor von 0,82 mGy/nC, mit denen die TLD angepasst an die Röhrenspannung und die Filterung des CT-Gerätes (1,4 mm Aluminium, 1,2 mm Titan) kalibriert wurden, konnten die Organdosiswerte berechnet werden. Für die Angiographie wurde mit dem Korrekturfaktor von 0,68 mGy/nC für 60 KV und 0,75 mGy/nC für 70 KV umgerechnet, da mit einer anderen Röhrenspannung und Filterung (2,5mm Aluminium, 0,2mm Kupfer) gearbeitet wurde.

Die Hautdosis sollte definitionsgemäß 0,7 mm unter der Oberfläche gemessen werden. In der vorliegenden Arbeit wurde die Oberflächendosis mit der Hautdosis gleichgesetzt, da einerseits im Vergleich zur Oberflächendosis keine relevanten Unterschiede zu erwarten waren, andererseits der ICRP-Wichtungsfaktor der Haut für die effektive Dosis mit 0,01 und damit der Einfluss auf die effektive Dosis sehr gering ist.

Daher wurden die Messwerte für 3 Päckchen zu jeweils 2 LiF-TLD, die auf der Phantomboberfläche im Primärstrahlbereich platziert waren, mit der Hautdosis gleich gesetzt. Es wurden für weibliche und männliche Personen getrennte Berechnungen durchgeführt, da unterschiedliche Organe für die effektive Dosis relevant sind [25].

Die Knochenmarkdosis wurde aus Messungen in verschiedenen Knochen (Klavikula, Scapula, Sternum, 2 Rippen, Brust- und Lendenwirbelkörper, Becken) in Abhängigkeit von der Verteilung des blutbildenden Markes beim Erwachsenen berechnet [9].

Die Berechnung des Dosislängenproduktes sowie der effektiven Dosis nach den oben angegebenen Verfahren wurde mit den folgenden Formeln vorgenommen:

$$DLP \text{ [mGy} \times \text{cm]} = CTDI_{w,eff} \times n \times N \times h.$$

$CTDI_{w,eff}$: effektiver gewichteter CTDI [mGy]; n: Röhrenrotationen; N: Anzahl der Detektorreihen; h: Schichtkollimation [cm] [5,10].

$$E \text{ [mSv]} = CTDI_{w,eff} \times (n \times TV) \times 1/P_B \times f_{mean} \times k_{CT}.$$

$CTDI_{w,eff}$: effektiver gewichteter CTDI [mGy]; (n x TV): Scanlänge [cm]; P_B : Konversionsfaktor $CTDI_{w,eff}$ zu $CTDI_{Luft}$ (=0.38); f_{mean} : mittlere Organkonversionsfaktoren [mSv / (mGy x cm)]; k_{CT} : kV-abhängiger gerätespezifischer Korrekturfaktor nach [22,26].

2.2.1. CT-Protokolle

Es wurden unterschiedliche CT-Protokolle für den Schädel und das Becken ausgewählt. Hierbei kamen Schichtkollimationen von 1 und 2,5 mm sowohl für den Schädel als auch für das Becken zur Anwendung. Für den Schädel wurde je Schichtkollimation das Röhrenstrom-Zeit-Produkt von 100 mAs über 50 mAs auf 20 mAs reduziert, wobei die Röhrenspannung mit 140KV konstant gelassen wurde, so dass insgesamt 3 Protokolle je Schichtkollimation für den Schädel aufgenommen wurden. Analoges gilt je Schichtkollimation für das Becken. Zusätzlich zur Reduktion des Röhrenstrom-Zeit-Produktes wurde aber auch noch die Röhrenspannung zwischen 80, 120 und 140 KV variiert, so dass je Schichtkollimation 6 Protokolle durchgeführt wurden.

Schädel	Protokoll					
	S1	S2	S3	S4	S5	S6
kV	140	140	140	140	140	140
mAs eff	100	50	20	100	50	20
Schichtdicke mm	1,25	1,25	1,25	3	3	3
Kollimation mm	1	1	1	2,5	2,5	2,5
Tischvorschub mm	7	7	7	17,5	17,5	17,5
Pitch	1,75	1,75	1,75	1,75	1,75	1,75
CTDI	37,9	18,95	7,58	31,4	15,7	6,28
Rotationsgeschw.	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5
Scandauer	17,7	17,49	17,56	7,39	7,41	7,42
Scanstrecke	236	232	233	230	231	231

Tabelle 1: Aquisitionsparameter der Protokolle S1 bis S6, CT-Schädel

Becken 1mm	Protokoll					
	B1/B7	B2/B8	B3/B9	B4/B10	B5/B11	B6/B12
kV	140	140	140	80	140	120
mAs eff	100	50	20	50	10	10
Schichtdicke mm	1,25/3	1,25/3	1,25/3	1,25/3	1,25/3	1,25/3
Kollimation mm	1	1	1	1	1	1
Tischvorschub mm	8	8	8	8	8	8
Pitch	2	2	2	2	2	2
CTDI	16,46	8,29	3,34	1,75	1,65	1,14
Rotationsgeschw.	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5
Scandauer	27,9	28,0	28,0	18,7	18,7	18,8
Scanstrecke	286	287	287	286	287	288

Tabelle 2: Aquisitionparameter der Protokolle B1/B7 bis B6/B12, CT-Becken 1mm

Becken 3mm	Protokoll					
	B13	B14	B15	B16	B17	B18
kV	140	140	140	80	140	120
mAs eff	100	50	20	50	10	10
Schichtdicke mm	3	3	3	3	3	3
Kollimation mm	2,5	2,5	2,5	2,5	2,5	2,5
Tischvorschub mm	17,5	17,5	17,5	17,5	17,5	17,5
Pitch	1,75	1,75	1,75	1,75	1,75	1,75
CTDI	13,68	6,87	2,76	1,45	1,37	0,94
Rotationsgeschw.	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5
Scandauer	11,44	11,44	11,44	13,37	8,7	8,9
Scanstrecke	239	240	240	284	276	283

Tabelle 3: Aquisitionparameter der Protokolle B13 bis B18, CT-Becken 3mm

Tischvorschub- und Pitch-Faktor wurden ebenso wie die Röhrenstromstärke und die Röhrenspannung frei gewählt. Die Rotationszeit der Röntgenröhren-Detektor-Einheit wurde standardmäßig auf 6,5 sek. festgelegt. Die Scanlänge differiert geringfügig, da das Untersuchungsvolumen anhand eines digitalen Übersichtsradiogramms (Topogramm) manuell eingezeichnet wurde. Die Scandauer ergibt sich aus dem Verhältnis von Scanlänge, Schichtkollimation und Röhrenrotationsdauer. Der CT-Dosisindex (CTDI) erlaubt als Dosisgröße auf einfache Weise, verschiedene Protokolle miteinander zu vergleichen, da er abhängig von den oben beschriebenen Parametern die in einer einzelnen CT-Schicht applizierte Strahlendosis, und zwar normiert auf die Breite der eingesetzten Schichtkollimation, beschreibt.

2.2.2. DSA-Protokolle

Als Standarduntersuchungen wurden Protokolle von denselben Körperabschnitten, wie oben für die Computertomographie beschrieben, erstellt.

Es wurden für den Schädel drei und für das Beckenphantom vier Protokolle erstellt. Für den Schädel wurde die voreingestellte Bilddosis vom ersten Protokoll zum Zweiten von 0,48mGy auf 0.24mGy reduziert.

Der Unterschied zwischen dem zweiten und dem dritten Protokoll liegt an der Reduktion der Röhrenspannung von 70KV beim zweiten auf 60KV beim dritten und zusätzlich zu der Zwischenschaltung des elektronischen Filters mit 30% Kantenanhebung beim dritten Protokoll.

Für das Beckenphantom wurden ähnliche Einstellungen der Parameter gewählt. Es wurde nur noch zusätzlich ein viertes Protokoll durchgeführt. Hier wurde im Unterschied zum ersten Protokoll noch der elektronische Filter zu 15 % dazwischen geschaltet, wodurch die tatsächlich angewählte KV von 81 KV beim ersten auf 72 KV beim vierten Protokoll reduziert wurde.

Weitere Parameter, wie Belichtungszeit(ms), Flächendosisprodukt(cGycm²/Serie), Eintrittsdosis = Strahlenexposition des Patienten(mGy/Serie) wurden automatisch durch die vorhandene DSA-Software in Abhängigkeit von den anderen Parametern gewählt. Rotation, Drehung gesamt und Umlaufzeit wurden vorgewählt und blieben konstant.

Schädel	Protokoll		
	SI	SII	SIII
kV eingestellt	70	70	60
Dose	0,48	0,24	0,24
KV angewählt	81	70	64
mA	245	186	275
Ms	5	3,75	5,6
cGycm2 pro Serie	2550	1440	2185
MGy pro Serie	40	17	26
Rotation	1,5°	1,5	1,5
Drehung gesamt	200°	200°	200°
Umlaufzeit	33 s	33 s	33 s
Elektronischer Filter	-	-	30%

Tabelle 4: Aquisitionsparameter der Protokolle SI bis SIII, R-DSA Schädel

Becken	Protokoll			
	BI	BII	BIII	BIV
kV eingestellt	70	70	60	72
Dose	0,48	0,24	0,24	0,48
KV angewählt	81	70	64	72
mA	441	390	480	449
Ms	9,2	7,9	10,2	10,3
cGycm2 pro Serie	2830	1542	2030	2492
MGy pro Serie	135	75	99	479
Rotation	1,5°	1,5°	1,5°	1,5°
Drehung gesamt	200°	200°	200°	200°
Umlaufzeit	33 s	33 s	33 s	33 s
Elektronischer Filter	-	-	30%	15%

Tabelle 5: Aquisitionsparameter der Protokolle BI bis BIV, R-DSA Becken

2.3. Rekonstruktion und Darstellung der Daten:

Sowohl für die 2D-/3D- als auch für die virtuelle 3D-Darstellung wurde das Rekonstruktionsinkrement so gewählt, dass für Schichtdicken von 1,25 mm axiale Schichten mit einem Überlappungsgrad von 44% und für Schichtdicken von 3 mm ein Überlappungsgrad von 76,6% verwendet wurde. Tabelle 6 fasst das Verhältnis zwischen rekonstruierten Schichtdicken, Rekonstruktionsinkrementen und den daraus folgenden Überlappungsgrade zusammen:

Rekonstruktionsparameter	Protokoll				
	B1-6	B7-12	B13-18	S1-3	S4-6
rekonstruierte Schichtdicke [mm]	1>1,25	1>3	2,5>3	1>1,25	2,5>3
Rekonstruktionsinkrement [mm]	0,7	0,7	0,7	0,7	0,7
Überlappungsgrad [%]	44	76,6	76,6	44	76,6

Tabelle 6: Rekonstruktionsparameter für Protokoll B1-18 der Becken-CT und S1-6 der Schädel-CT

Nach der Aufnahme von 200 Einzelprojektionen, während einer Rotation um 200° wurde der gewonnene Datensatz zur 3D Nachbearbeitungsstation[3D Virtuoso VA 31(R.2.6)] transferiert, wo dann über On-Line-Rückprojektion unter Verwendung des approximativen Feldkamp-Algorithmus zweidimensionale Schichtbilder sekundär errechnet werden können. Aus diesen wiederum erfolgt die Aufbereitung eines dreidimensionalen Bildes, das in verschiedener Weise betrachtet werden kann.

1. Axiale Originalschichten:

Es handelt sich um 2D-Schnittbilder, die direkt aus den akquirierten Daten nach den vorgegebenen Rekonstruktionsparametern errechnet werden. Dies geschieht sowohl in Richtung der x- als auch in Richtung der y- und z-Achse.

2. Multiplanare Reformationen(MPR)

3D-Datensätze können in Form von Einzelschichten in jeder Ebene, also unabhängig der Akquisitionsebene, rekonstruiert werden. Diese multiplanaren Rekonstruktionen (MPR) sind in der täglichen Routinediagnostik von größtem Wert. Das erhebliche Potential dieser Methoden kann am ehesten in Form einer interaktiven Befundung am Monitor ausgenutzt werden, durch einfaches Blättern durch den 3D-Volumensatz.

Durch die dreidimensionale Nachbearbeitung der Bilddaten ergeben sich zweidimensionale Rekonstruktionen in verschiedenen Raumebenen, die die Beurteilung komplexer Strukturen erleichtern können. Wichtig ist es allerdings in diesem Zusammenhang darauf hinzuweisen, dass durch diese Datennachverarbeitung keinerlei neue Daten hinzugefügt werden. Durch die Bildnachverarbeitung kommt es somit nicht zu einer Vermehrung, sondern bestenfalls lediglich zu einer Verdichtung der diagnostischen Information in Form neuer Perspektiven.

3. 3D-Darstellung mit Oberflächenrekonstruktion (Shaded Surface Display, SSD) oder Volumen-Rendering Technik (VRT)

Die heute bekannten Verfahren zur Visualisierung dreidimensionaler Skalarfelder, wie sie aus Messungen der bildgebenden Verfahren der Medizin herrühren, lassen sich in zwei Kategorien unterteilen: Konturflächenbestimmung im Sinne einer dreidimensionalen Oberflächenrekonstruktion (SSD) und direkte Volumenvisualisierung (VRT).

Die Vorteile der ersten, nämlich die Reduktion der gesamten Volumeninformation auf eine Flächenbeschreibung durch vorhergehende Segmentation(=Trennung der interessierenden Objekte von ihrem Hintergrund, durch Festlegen eines Schwellenwertes), werden durch die Vernachlässigung kleiner, amorpher und nicht auf der Isofläche liegender Strukturen, sowie durch algorithmische Artefakte erkauft.

Dieser Nachteil führte zur Entwicklung der direkten Volumen-Rendering Verfahren, bei denen im Prinzip jedes Volumenelement einen Beitrag zum endgültigen Bild liefert und tiefer liegende Schichten durch Transparenz sichtbar gemacht werden. Dabei können, wenn auch mit enorm hohem Berechnungsaufwand, durch die flexible Abbildung der Datenwerte auf Farbe und Opazität, sowie durch Voxel-Shading unterschiedliche Strukturen und Bereiche ausdrucksstark visualisiert werden.

Durch die direkte Visualisierung des Volumendatensatzes entfällt im Gegensatz zur Oberflächendarstellung die zeitaufwendige, manuelle Segmentation.

Allerdings erfordert die Komplexität der Algorithmen einen hohen Zeitaufwand für die Berechnung der Bilder. Viele Parameter müssen eingestellt werden, und auch jede Änderung des Blickwinkels bedingt eine Neuberechnung. Für die klinische Routineanwendung ist daher eine interaktive Darstellung (Echtzeitberechnung) notwendig.

3. Ergebnisse

3.1. Effektive Dosis Mann und Frau

Die für die ausgewählten Protokolle ermittelte effektive Ganzkörperdosis - angegeben in mSv - dient der Abschätzung des Strahlenrisikos des Patienten. Sie wurde aus der Summe der bei einer bestimmten Strahlenexposition auftretenden Organdosen errechnet und dann mit dem jeweiligen Wichtungsfaktor dieser Organe multipliziert.

Es ergaben sich folgende Zusammenhänge:

- **Computertomographie**

Die effektive Dosis nimmt im Allgemeinen von Protokoll B1 bis B6, B7 bis B12, B13 bis B18, als auch von Protokoll S1 bis S3 und S4 bis S6, wie bereits im Abschnitt CT-Parameter(2.1.3.) theoretisch erklärt, experimentell auch wirklich ab.

Grund hierfür ist die Variation der Aquisitionsparameter Stromstärke(mAs) und Stromspannung(KV).

Bei Halbierung der Stromstärke von 100mAs auf 50mAs von Protokoll B1/7 zu B2/8 bei Beibehaltung der Stromspannung von 140KV, hat sich die effektive Dosis von 8,8mSv auf 4,6mSv bei den Männern und 12,8mSv auf 6,4mSv bei den Frauen und von Protokoll B13 zu B14 von 7,3mSv auf 5,4mSv bei den Männern und 9,3mSv auf 5,1mSv bei den Frauen fast halbiert (Diagramm 1 und 2, Tabelle 8).

Bei der Schädel-CT wurde nicht zwischen Männern und Frauen unterschieden.

Hier hat sich die effektive Dosis, bei Halbierung der Stromstärke von 100mAs auf 50mAs von Protokoll S1 zu S2, bei Beibehaltung der Stromspannung von 140 KV von 4,6mSv auf 2,4mSv fast halbiert und von Protokoll S4 zu S5 von 2,4mSv auf 1,1mSv mehr als halbiert (Diagramm 3, Tabelle 7).

Durch Senkung der Röhrenspannung bei den Beckenuntersuchungen von 140KV auf 120KV bei einer Stromstärke von 10mAs hat sich die effektive Dosis von 1,2mSv(1,3mSv) auf 0,9mSv(1,1mSv) um 33%(18%) und von 140KV auf 80KV bei 50mAs von 5,4mSv(5,1mSv) auf 1,1mSv(1,5mSv) um 390%(240%) für Männer(Frauen) reduziert.

Bei der Schädel-CT wurde die Stromspannung nicht verändert.

Gleichzeitig ist die effektive Dosis fast ausnahmslos in den Protokollen mit der engeren Kollimation, sowohl für die Becken-, als auch für die Schädel-CT höher als in denen mit der Breiteren.

Für die Becken-CT liegt bei der breiteren Kollimation von 2,5mm, die effektive Dosis zwischen 0,9mSv und 9,3mSv. Bei der engeren Kollimation von 1mm liegt sie zwischen 0,9mSv und 12,8mSv.

Für die Schädel-CT wurden Werte zwischen 0,7mSv und 2,4mSv bei einer Kollimation von 2,5mm und 1mSv und 4,6mSv bei einer Kollimation von 1mm gemessen.

Bei der Becken-CT ist die effektive Dosis bei den Männern(Frauen) im Protokoll B1 und B7 mit 8,8mSv(12,8mSv) und im Protokoll B13 mit 7,3mSv(9,3mSv) am höchsten und im Protokoll B6 und B12 mit 0,9mSv(1,2mSv) und im Protokoll B18 mit 0,9mSv(1,1mSv) am niedrigsten. Bei der Schädel-CT ist die effektive Dosis im Protokoll S1 mit 4,6mSv und im Protokoll S4 mit 2,4mSv am höchsten und im Protokoll S3 mit 1,0mSv und im Protokoll S6 mit 0,7mSv am niedrigsten.

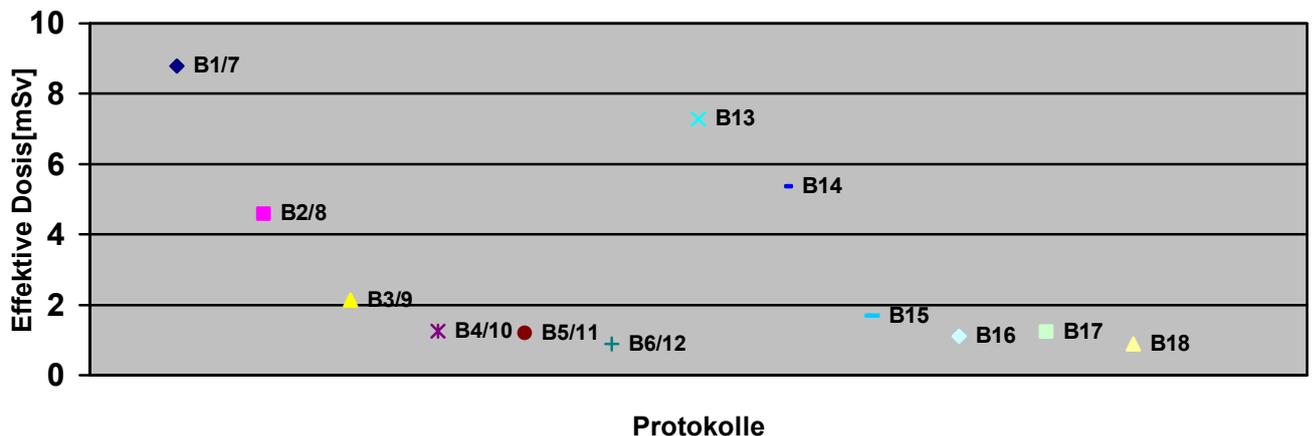


Diagramm 1: Effektive Dosis Mann für CT-Becken für die unterschiedlichen Protokolle B1/7 bis B18

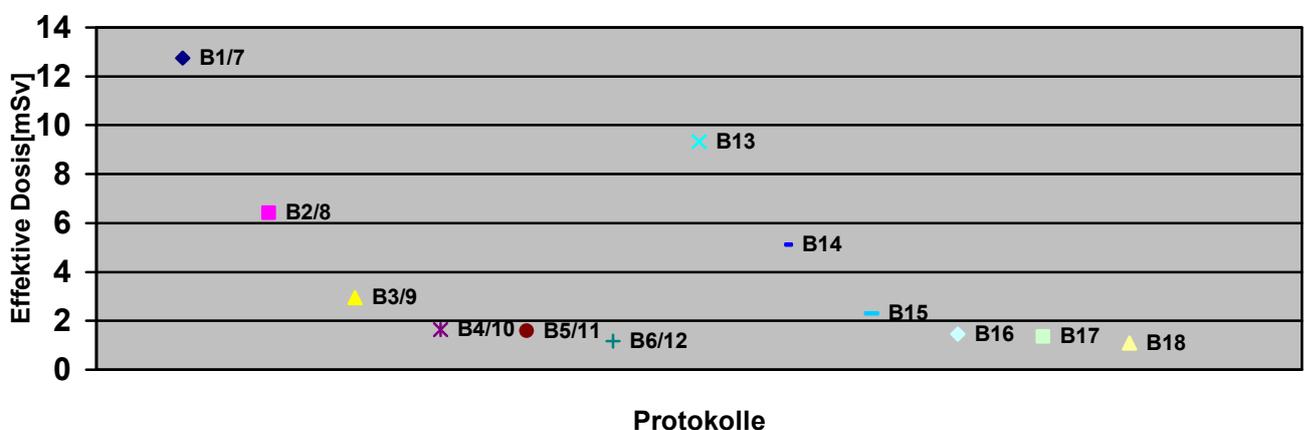


Diagramm 2: Effektive Dosis Frau für CT-Becken für die unterschiedlichen Protokolle B1/7 bis B18

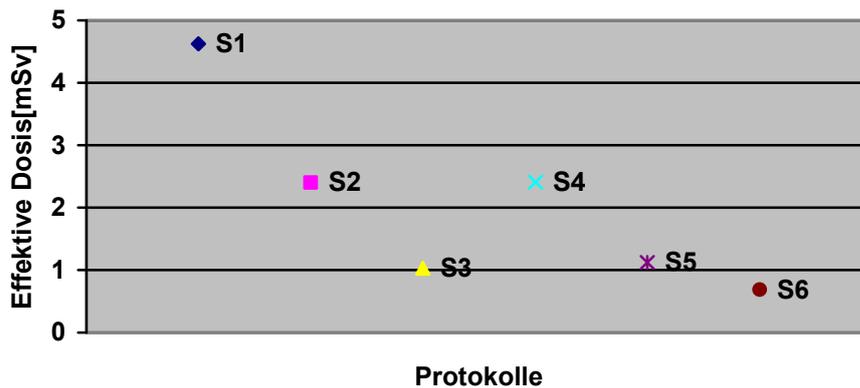


Diagramm 3: Effektive Dosis für CT-Schädel für die unterschiedlichen Protokolle S1 bis S6

- **Digitale Subtraktionsangiographie**

Bei der Beckenuntersuchung wurde mit 4,3mSv für Männer und 6,3mSv für Frauen im Protokoll BI die höchste effektive Dosis gemessen. Sie nimmt dann über das Protokoll BIV und dem Protokoll BIII, bis zum Protokoll BII mit 2,5mSv für Männer und 2,6mSv für Frauen, ab (Diagramm 4 und 5, Tabelle 8).

Insgesamt sind die Dosisunterschiede jedoch bei weitem geringer als bei der CT.

Für die Schädelaufnahmen ist es identisch. Die effektive Dosis ist im Protokoll SI mit 3,9mSv am höchsten und im Protokoll SII mit 2,3mSv am niedrigsten (Diagramm 6, Tabelle 7).

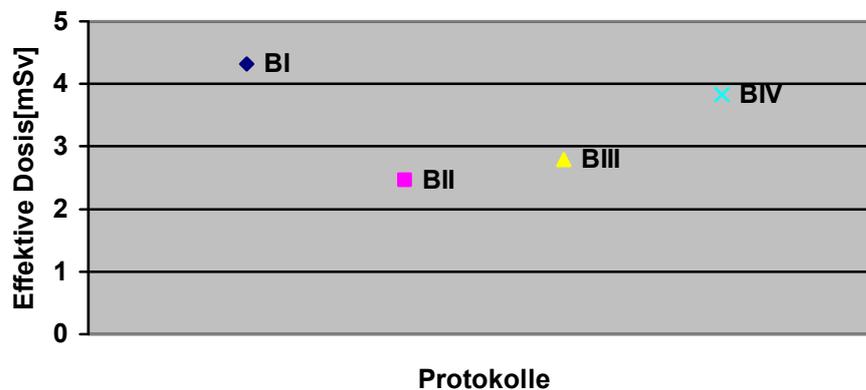


Diagramm 4: Effektive Dosis Mann für R-DSA-Becken für die unterschiedlichen Protokolle BI bis BIV

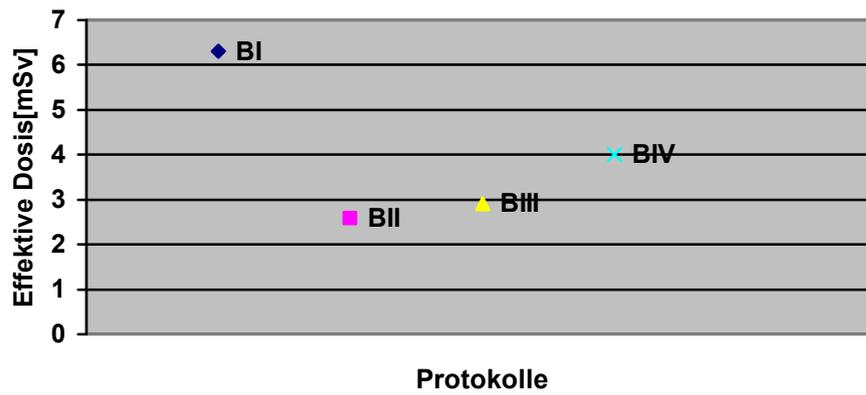


Diagramm 5: Effektive Dosis Frau für R-DSA-Becken für die unterschiedlichen Protokolle BI bis BIV

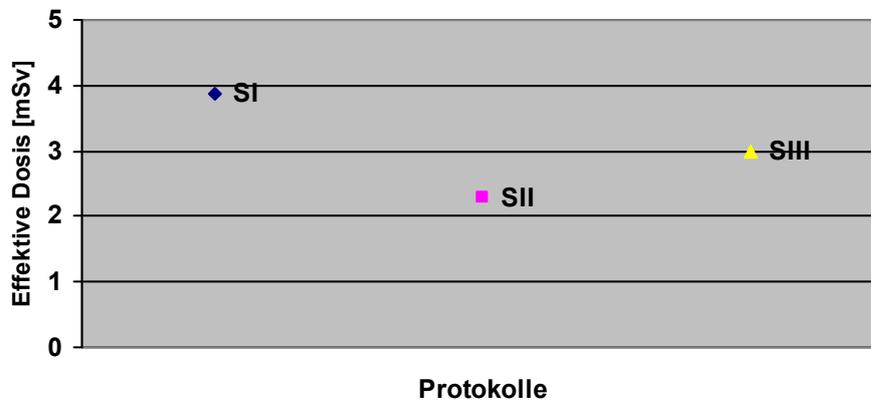


Diagramm 6: Effektive Dosis für R-DSA-Schädel für die unterschiedlichen Protokolle SI bis SIII

CT	Effective Dosis
S1	4,6
S2	2,4
S3	1,0
S4	2,4
S5	1,1
S6	0,7
R-DSA	
SI	3,9
SIII	3,0
SII	2,3

Tabelle 7: Vergleich der effekt. Dosis(mSv) zw. den Protokollen der CT und R-DSA für den Schädel

CT	Effektive Dosis Mann	Effektive Dosis Frau
B1/7	8,8	12,8
B2/8	4,6	6,4
B3/9	2,1	3,0
B4/10	1,2	1,6
B5/11	1,2	1,6
B6/12	0,9	1,2
B13	7,3	9,3
B14	5,4	5,1
B15	1,7	2,9
B17	1,2	1,3
B16	1,1	1,5
B18	0,9	1,1
R-DSA		
BI	4,3	6,3
BIV	3,8	4,0
BIII	2,8	2,9
BII	2,5	2,6

Tabelle 8: Vergleich der effekt. Dosis(mSv) Mann u. Frau zw. den Protokollen der CT und R-DSA für das Beckenskelett

3.2. Dichtewerte und Bildrauschen:

Die Bestimmung der absoluten Dichtewerte und des Bildrauschens erfolgte für die CT über die CT-Software der Bedienungseinheit und für die DSA über die Computer-Pixelanalyse einer Workstation. In drei repräsentativen Schichten für das Weichgewebe, den Knochen und die Luft wurden für die CT manuell Regions of interest(= ROI) festgelegt, für die die Software den Mittelwert(A_v) und die Standardabweichung(SD) der Dichte in Hounsfield-Units[H_u] anzeigte. Bei der CT werden vor dem Hintergrund der Abschwächung von Röntgenstrahlen verschiedene Gewebearten anhand ihrer relativen Dichte in Hounsfield-Units[H_u] ausgedrückt, die wiederum durch unterschiedliche Graustufen dargestellt werden. Zur Visualisierung werden die berechneten Absorptionswerte jedes Teilvolumens geometrisch korrekt als Grauwerte in Relation zur Absorption von Wasser und Luft, und speziell bei der Dichtemessung als Zahlenwert, abgebildet. Die arbitrary-units[a.u.]in der DSA sind eher „willkürlich gewählte Maßeinheiten“, wobei in der DSA nur für das Weichgewebe zwei repräsentative Schichten ausgewählt wurden. Die gemessenen Dichtewerte der Luft (dreifach für die CT, einfach für die DSA), die des Knochen(dreifach für die CT, dabei zweifach die des Wirbelkörpers und einfach die des Hüftkopfes und einfach für die DSA) und die des Weichgewebes (dreifach für die CT, zweifach für die DSA) wurden bei den verschiedenen Parameterkombinationen notiert und zu den entsprechenden Mittelwerten zusammengefasst. Die Mittelwerte werden in den Tabellen 6.2.1 – 6.2.4 des Anhangs dargestellt. Wichtiger als die gemessenen bzw. errechneten Mittelwerte waren für die Beurteilung der Bildqualität jedoch die entsprechenden Werte des Bildrauschens. Das Bildrauschen entspricht der mathematischen Standardabweichung des Dichtewerts. Zu jedem Dichtewert wurde deshalb zusätzlich der zugehörige Wert des Bildrauschens notiert bzw. als Mittelwert aus mehreren Messungen errechnet (Diagramm 7, 9, 11, 13). Für die Schädelaufnahmen wurden keine Dichtewerte und damit auch kein Bildrauschen gemessen, da die Bildqualität der Einzelschichten per se so schlecht war, dass man sie nicht zur Diagnosestellung heranziehen würde, sondern nur die dreidimensionale Darstellung nutzen kann. Insofern wurde hier nur die subjektive Bildqualität bestimmt. Durch den Vergleich der gemittelten Rauschwerte der einzelnen ROI für die jeweiligen Protokolle der Beckenuntersuchung ließen sich folgende Aussagen treffen:

- **Computertomographie**

Die Mittelwerte aller Protokolle lagen im Weichgewebe zwischen 130-136 Hu, im Knochen zwischen 315-351 Hu und in der Luft zwischen -997 und -1000 Hu.

Der Parameter, der die Bildqualität am besten beschreibt, ist das Bildrauschen, gemessen als Standardabweichung vom Dichtemittelwert.

Er liegt in den Protokollen B13-B18 für das Weichgewebe zwischen 14-56, beim Knochen zwischen 54-94 und für die Luft zwischen 6-18, in den Protokollen B7-B12 für das Weichgewebe zwischen 14-59, beim Knochen zwischen 58-102 und für die Luft zwischen 6-18 und zuletzt in den Protokollen B1-B6 für das Weichgewebe zwischen 18-75, beim Knochen zwischen 70-117 und für die Luft zwischen 8-24 (Diagramm 7, 9, 11).

Es fiel auf, dass bei gleicher Kollimation aber unterschiedlicher rekonstruierter Schichtdicke sich das Bildrauschen ändert. Umgekehrt kann auch wiederum bei gleicher rekonstruierter Schichtdicke, aber unterschiedlicher Kollimation das Bildrauschen verändert sein.

Man kann durch Wahl einer breiter gewählten rekonstruierten Schichtdicke von 3mm, anstatt von 1,25mm das Bildrauschen im Weichgewebe von 18,3 auf 14,1 um 29%, im Knochen von 69,4 auf 57,8 um 20% und in der Luft von 8,4 auf 6,3 um 33% verringern (Diagramm 8, 10, 12). Bei gleicher rekonstruierter Schichtdicke von 3mm, aber breiter gewählter Kollimation nimmt das Rauschen auch ab, aber nur geringfügig, im Weichgewebe von 14,1 auf 14 um 1%, im Knochen von 57,8 auf 53,8 um 7% und in der Luft von 6,3 auf 6,1 um 3% (Diagramm 8, 10, 12). Beim Vergleich der einzelnen Protokolle untereinander fällt auf, dass durch Halbierung der Stromstärke von 100mAs auf 50mAs von Protokoll B13 zu B14 das Bildrauschen für das Weichgewebe von 14 auf 18,6 um 33% und für die Luft von 6,1 auf 9,3 sogar um 53% zunimmt. Im Gegensatz dazu nimmt das Rauschen im Knochen, der für die vorliegende Arbeit wichtig ist, von 53,8 auf 54,4 nur um 1,1% zu.

Bei Reduzierung der Stromspannung von 140KV auf 80KV von Protokoll B14 zu B16 hat das Bildrauschen im Weichgewebe von 18,6 auf 56,1, um den Faktor 3, für die Luft von 9,3 auf 18,1 und im Knochen von 54,4 auf 93,7 fast um den Faktor 2 zugenommen.

Das Standard-Protokoll BI der Rotations-DSA hat mit 12,5 im Gegensatz zum Standard-Protokoll B13 der CT mit 14 für das Weichgewebe ein nur geringfügig geringeres Bildrauschen, dafür aber mit 14 im Vergleich zu 6,1 ein etwas mehr als doppelt so hohes für die Luft. Für den Knochen ist aber wiederum das Rauschen mit 15 im Gegensatz zu 53,8 bei der CT viel geringer, nämlich um den Faktor 3,5.

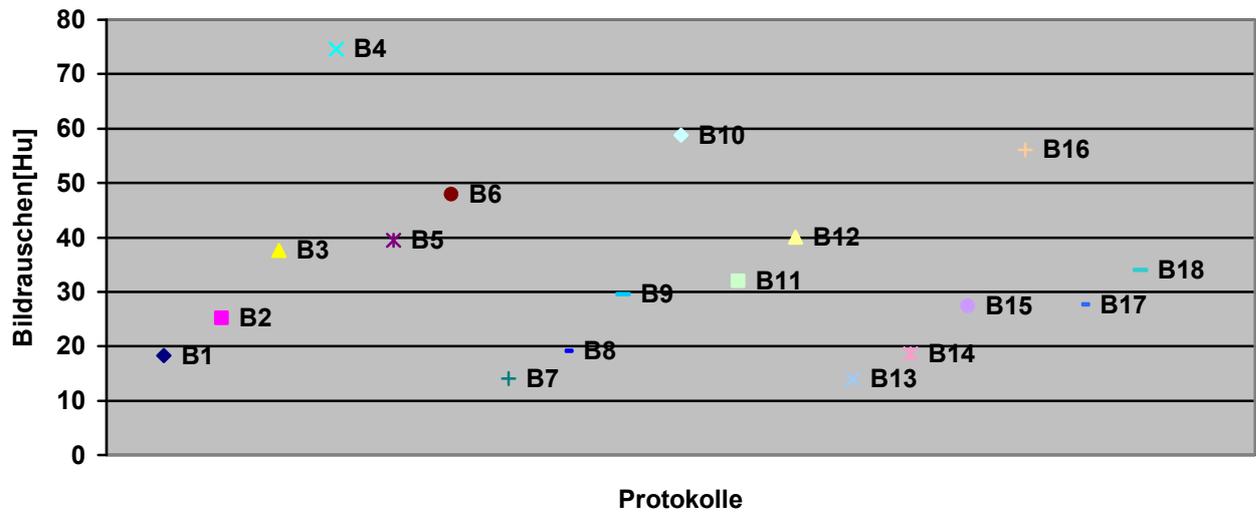


Diagramm 7: Gemitteltetes Bildrauschen des Weichgewebes der unterschiedlichen Protokolle B1 bis B18

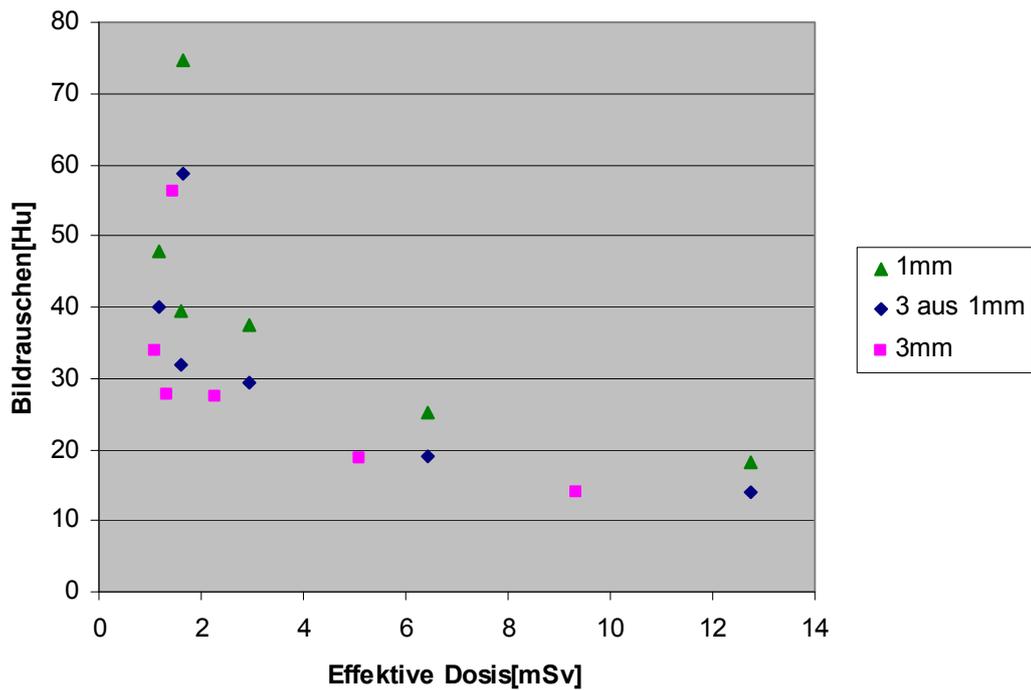


Diagramm 8: Gemitteltetes Bildrauschen des Weichgewebes aller Protokolle gruppiert nach der Kollimation und der rekonstruierten Schichtdicke im Vergleich zur effektiven Dosis

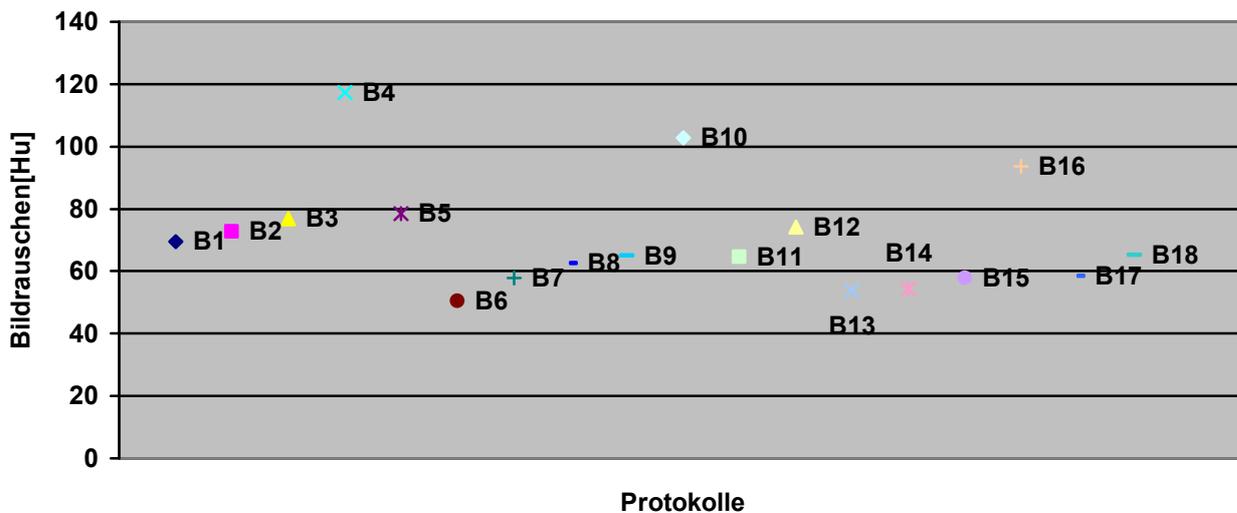


Diagramm 9: Gemitteltetes Bildrauschen des Knochens der unterschiedlichen Protokolle B1 bis B18

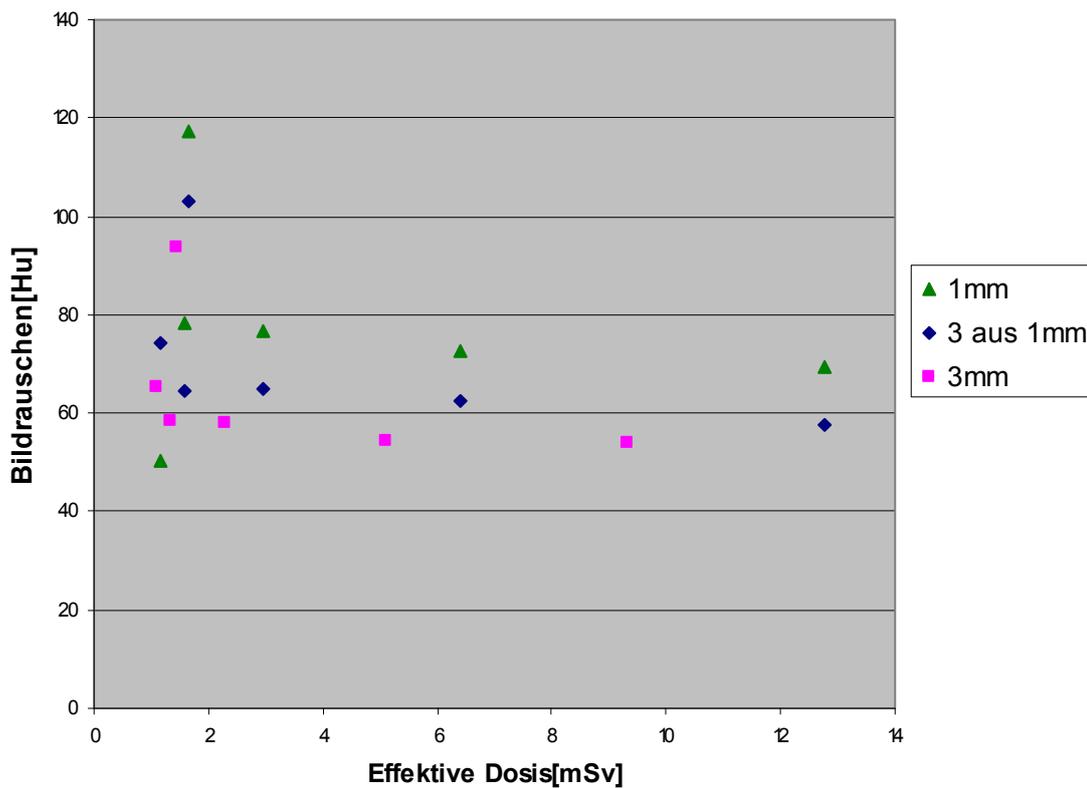


Diagramm 10: Gemitteltetes Bildrauschen des Knochens aller Protokolle gruppiert nach der Kollimation und der rekonstruierten Schichtdicke im Vergleich zur effektiven Dosis

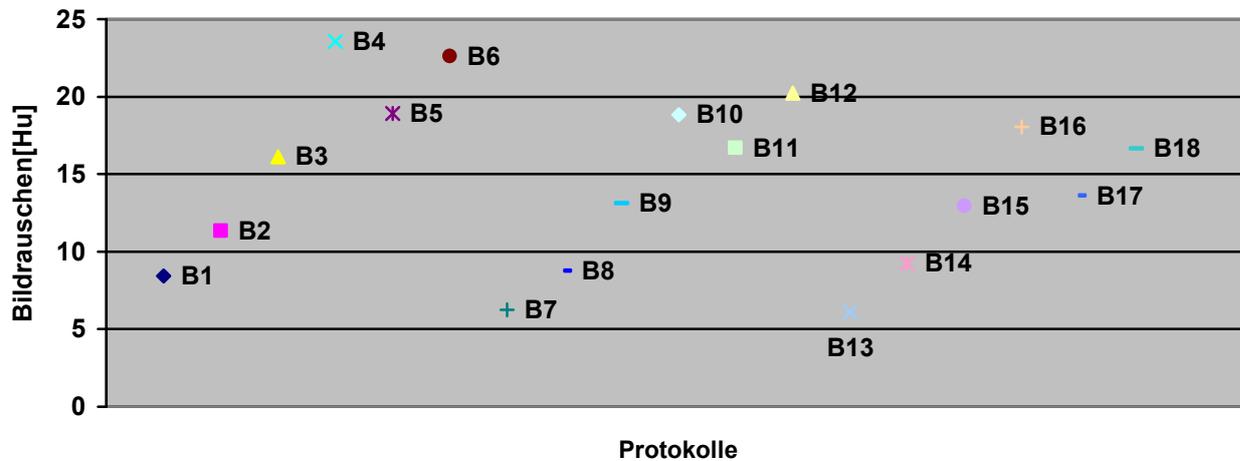


Diagramm 11: Gemitteltetes Bildrauschen der Luft der unterschiedlichen Protokolle B1 bis B18

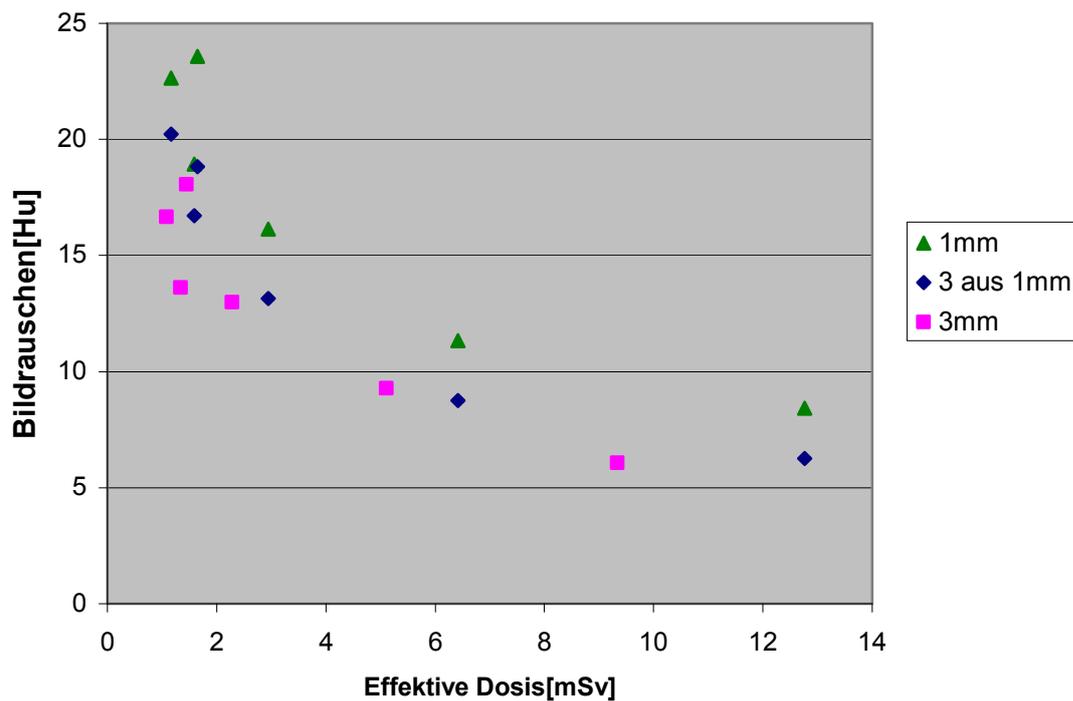


Diagramm 12: Gemitteltetes Bildrauschen der Luft aller Protokolle gruppiert nach der Kollimation und der rekonstruierten Schichtdicke im Vergleich zur effektiven Dosis

- **Digitale Subtraktionsangiographie**

Die Mittelwerte aller Protokolle lagen im Weichgewebe zwischen 401,5-402,5 a.u., im Knochen zwischen 409-414 a.u. und in der Luft zwischen 172-241 a.u..

Insgesamt kann man sagen, dass das Bildrauschen in der Rotations-DSA um einiges geringer ist, als das der CT.

Bei der Rotations-DSA liegt das Bildrauschen für das Weichgewebe zwischen 10-17, beim Knochen zwischen 10-19 und in der Luft zwischen 13-19 (Diagramm 13).

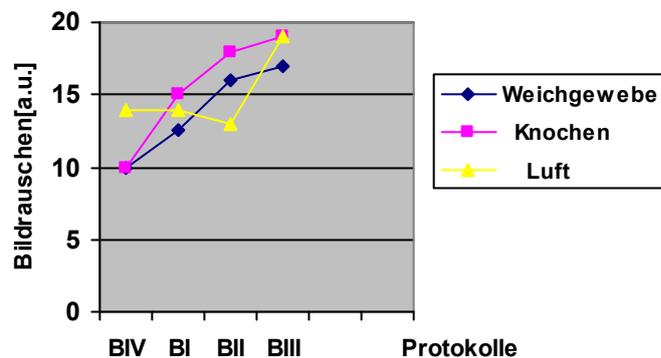


Diagramm13: Gemitteltetes Bildrauschen des Weichgewebes, des Knochens und der Luft der unterschiedlichen Protokolle BI- BIV

Auch in der DSA nimmt das Rauschen von den Protokollen mit der geringeren Dosis zu denen mit der höheren ab (Diagramm 14).

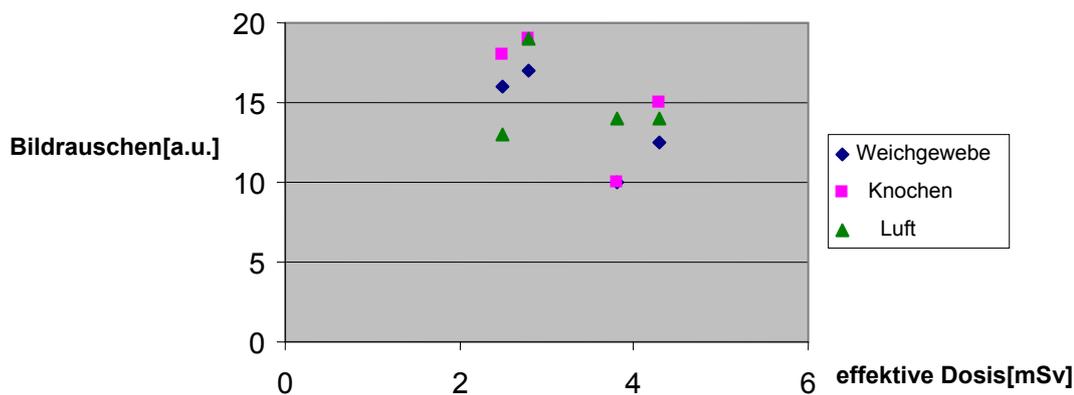


Diagramm 14: Gemitteltetes Bildrauschen des Weichgewebes, des Knochens und der Luft aller Protokolle im Vergleich zur effektiven Dosis (mSv)

3.3 Subjektive Beurteilung der Bildqualität:

Um einen Vergleich zwischen der mathematischen Bestimmung der Bildqualität und der subjektiven Beurteilung durch die Untersucher zu ermöglichen, wurden die folgenden Eindrücke notiert. Die Untersucher verglichen und beurteilten die Darstellung der Verläufe und Ausdehnungen von Knochenstrukturen von der Digitalen Subtraktionsangiographie zu denen der Computertomographie. Diese Eindrücke wurden während der Auswertung der virtuellen 3D-Darstellungen (sowohl mit SSD, als auch mit VRT) festgehalten:

Beckenuntersuchung:

- *Computertomographie*

Die Bewertung der Protokolle der Beckenuntersuchung fallen uneinheitlich aus.

In den einzelnen Gruppen definiert nach Gesichtspunkten gab es keine dosisabhängigen Unterschiede der subjektiven Bildqualität.

Die Reihenfolge der subjektiven Bildqualität unterscheidet sich von der der effektiven Dosis.

Am besten schneidet für den Radiologen 3 das Protokoll B3, für den Radiologen 2 das Protokoll B11 und für den Radiologen 1 das Protokoll B9 ab (Diagramm 18).

Als schlechtestes Protokoll wird von den Radiologen 2 und 3 das Protokoll B13 und vom Radiologen 1 das Protokoll B14 bewertet (Diagramm 18).

Die Protokolle mit der geringsten effektiven Dosis zeigen bei allen drei Radiologen eine bessere Bewertung der subjektiven Bildqualität, als die mit einer höheren effektiven Dosis (Diagramm 15).

Das Protokoll B3, das vom Radiologen 3 an erster Stelle gesetzt wurde, hat mit 2,1mSv(Männer/2,9mSv Frauen) eine ca. 3,5fach(Männer/3,2fach Frauen) geringere effektive Dosis, als das Protokoll B13 mit 7,3mSv(Männer/9,3mSv Frauen), dass für ihn die schlechteste subjektive Bildqualität besaß.

Für das Protokoll B11, das für den Radiologen 2 die beste subjektive Bildqualität besaß, wurde mit 1,2mSv(Männer/1,6mSv Frauen), eine 6,1fach(Männer/5,8fach Frauen) geringere effektive Dosis gemessen, als für das Protokoll B13, das für ihn mit einer effektiven Dosis von 7,3mSv(Männer/9,3mSv Frauen) die schlechteste subjektive Bildqualität besaß.

Der Unterschied in Sachen effektiver Dosis zwischen dem am besten (B9) und schlechtesten (B14) bewerteten Protokoll durch den Radiologen 1 beträgt 3,3mSv (157%) für Männer und 2,5mSv (80%) für Frauen, wobei für B9 eine geringere effektive Dosis gemessen wurde.

Die Reduktion der Stromstärke und Stromspannung, wodurch man bei der effektiven Dosis erhebliche Einsparungen erzielen kann, macht sich in Sachen subjektiver Bildqualität bei allen drei Radiologen sehr unterschiedlich bemerkbar. Zum Teil verschlechtert sich die subjektive Bildqualität, wie auch anzunehmen wäre, andererseits verbessert sie sich aber auch. Die Wahl der Kollimation macht sich am stärksten bemerkbar. Und zwar haben die Protokolle mit der Kollimation von 1mm bis auf drei Ausnahmen (B17 für R1/R2 und B18 für R1) bei allen drei Radiologen subjektiv die bessere Bildqualität (Diagramm 15).

Bei den Protokollen mit einer Schichtkollimation von 1mm, zeigt die Wahl der zwei ausgewählten rekonstruierten Schichtdicken von 1,25mm und 3mm sehr unterschiedliche Ergebnisse bei allen drei Radiologen in Bezug auf die subjektive Bildqualität.

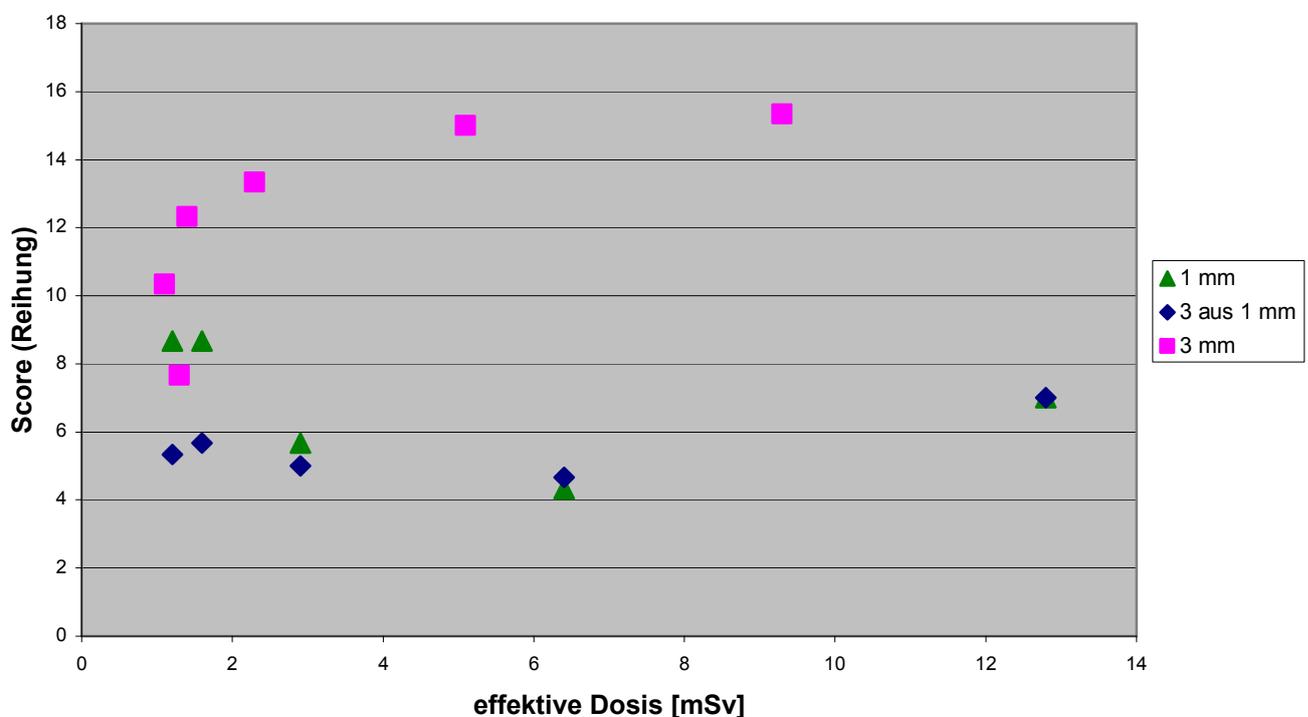


Diagramm 15: Vergleich des Score(Reihung) aller CT-Protokolle der Beckenuntersuchungen gruppiert nach der Kollimation und der rekonstruierten Schichtdicke zur effektiven Dosis.

Der Score von 1 bis 16 gibt die Reihenfolge der Einstufung der subjektiven Bildqualität durch drei unabhängige Radiologen R1, R2 und R3 wieder. 1 steht für das Protokoll mit der besten subjektiven Bildqualität, 16 für das Schlechteste.

Auch beim gesonderte Vergleich der Gesichtspunkte SSD und VRT ist, wie gerade für die integrative Bewertung der Phantombilder beschrieben, keine Dosisabhängigkeit von SSD und VRT gegeben (Diagramm 16, 17).

Nur für die VRT macht sich die Wahl der Kollimation sichtlich bemerkbar. Die Protokolle mit einer Kollimation von 3mm schneiden bei allen drei Radiologen schlechter ab (Diagramm 17).

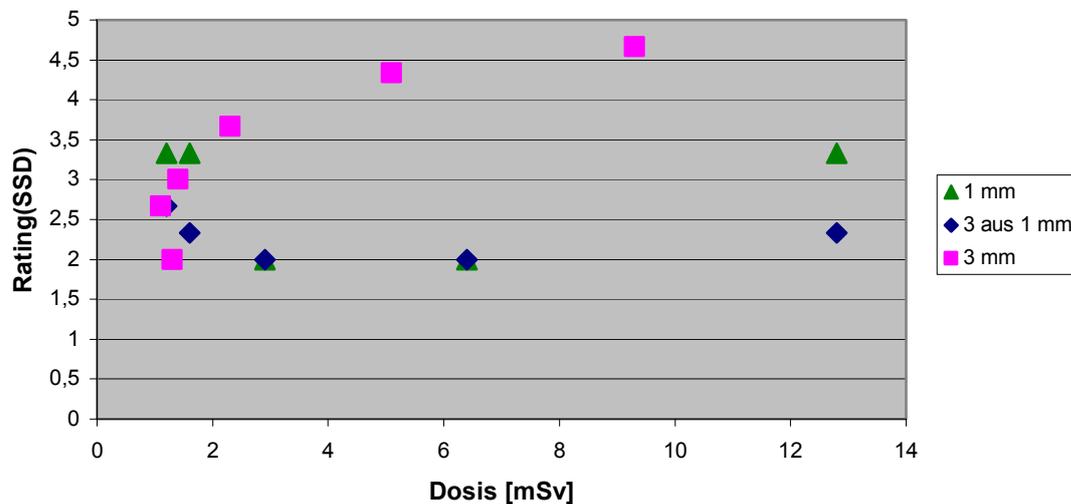


Diagramm 16: Vergleich des Rating(SSD) aller CT-Protokolle der Beckenuntersuchungen gruppiert nach der Kollimation und der rekonstruierten Schichtdicke zur effektiven Dosis. Das Rating gibt den kumulativen Wert für alle Beurteilungen des Gesichtspunktes SSD an, ein hohes Rating bedeutet auf einer Skala von 1 bis 5 eine schlechte Bildqualität.

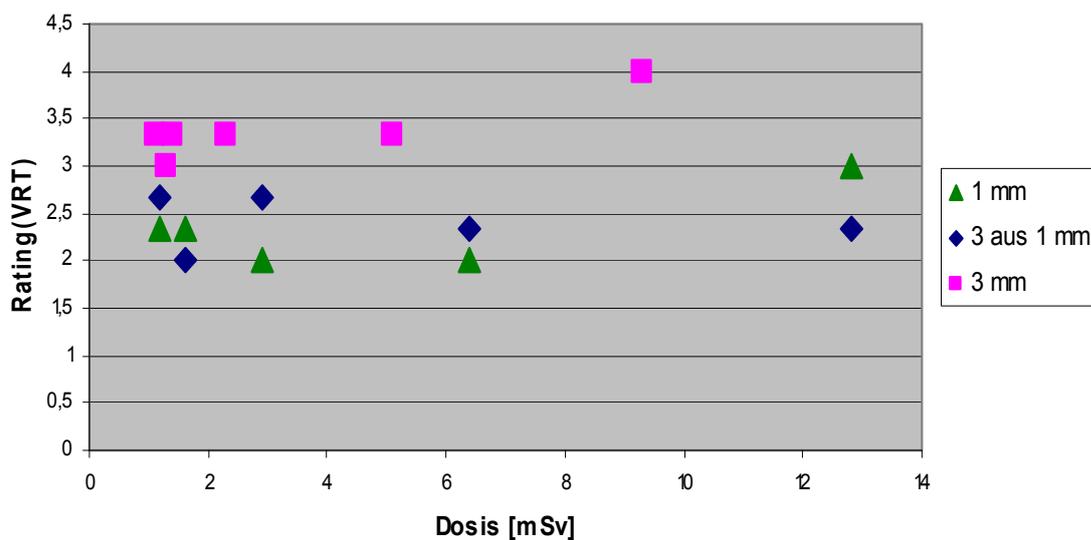


Diagramm 17: Vergleich des Rating(VRT) aller CT-Protokolle der Beckenuntersuchungen gruppiert nach der Kollimation und der rekonstruierten Schichtdicke zur effektiven Dosis. Das Rating gibt den kumulativen Wert für alle Beurteilungen des Gesichtspunktes VRT an, ein hohes Rating bedeutet auf einer Skala von 1 bis 5 eine schlechte Bildqualität.

- **Digitale Subtraktionsangiographie**

Auch in der DSA stimmt die Reihenfolge der subjektiven Bildqualität nicht mit dem der effektiven Dosis überein. Bei den Protokollen der R-DSA schneidet am besten für den Radiologen 3 das Protokoll BII ab, obwohl es das Protokoll mit der geringsten effektiven Dosis(2,5mSv) ist. Für den Radiologen 2 hat das Protokoll BIV, das mit 3,8mSv das Protokoll mit der zweit höchsten gemessenen effektiven Dosis ist, die beste subjektive Bildqualität. Für den Radiologen 1 ist es das Protokoll BIII, für das mit 2,8mSv die zweitgeringste effektive Dosis gemessen wurde. Für keinen der drei war das Protokoll BI mit der höchsten effektiven Dosis von 4,3mSv das Protokoll mit der besten subjektiven Bildqualität.

Bei zwei der drei Radiologen war das Protokoll BI in der Beurteilung der subjektiven Bildqualität sogar an letztem Rang (Diagramm 18).

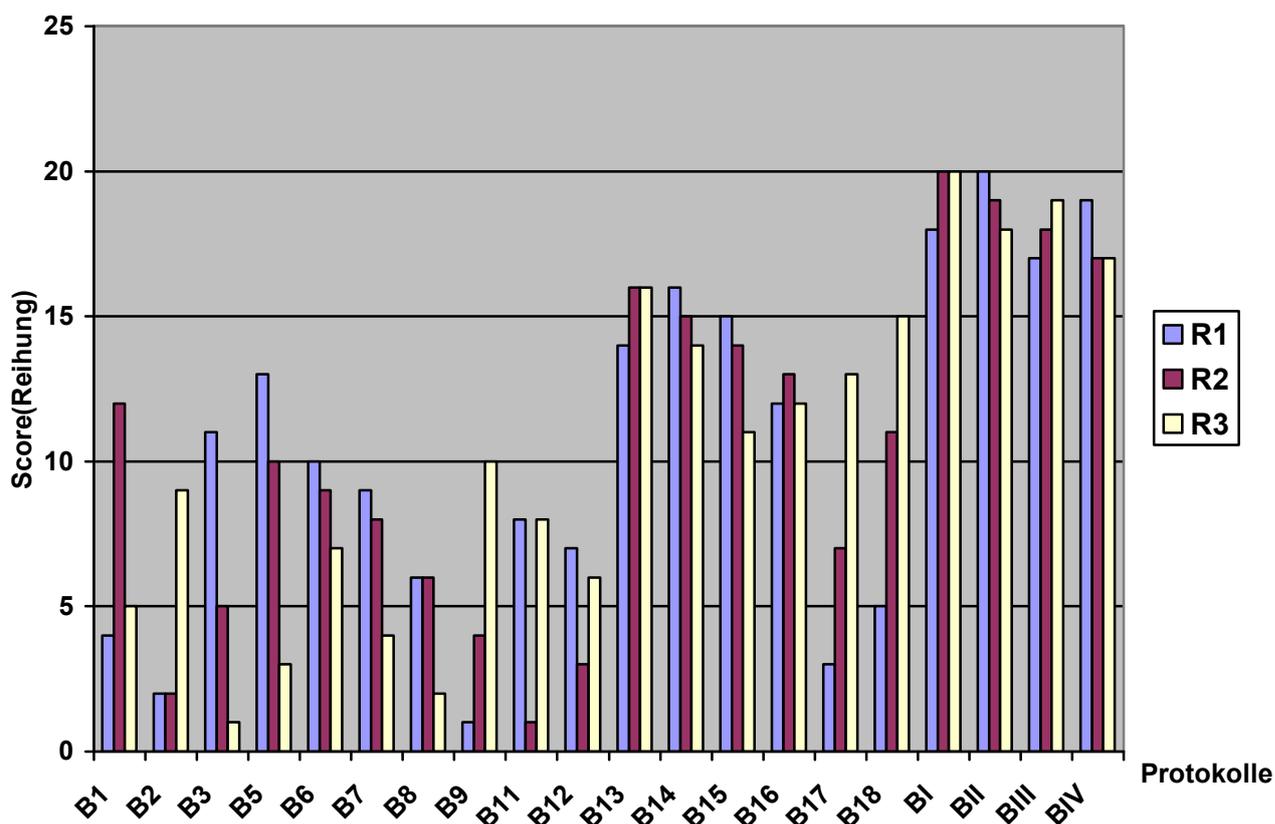


Diagramm 18: Graphische Darstellung der Streubreiten der subjektiven Bildbeurteilung für alle CT und R-DSA Protokolle der Beckenuntersuchungen. Der Score von 1 bis 20 gibt die Reihenfolge der Einstufung der subjektiven Bildqualität durch drei unabhängige Radiologen R1, R2 und R3 wieder. 1 steht für das Protokoll mit der besten subjektiven Bildqualität, 20 für das Schlechteste.

Schädeluntersuchung:

- ***Computertomographie***

Bei Beobachtung der CT für sich gesondert fällt auf, dass bei allen Radiologen das Protokoll S3 an erster und das Protokoll S6 an letzter Stelle aufgeführt ist.

Die Reihenfolge der subjektiven Bildqualität unterscheidet sich auch für die Schädeluntersuchungen von der der effektiven Dosis (Diagramm 19). Das Protokoll S3 ist mit 1mSv nicht das Protokoll mit der höchsten effektive Dosis, obwohl es wie oben beschrieben bei allen drei Radiologen in Sachen subjektiver Bildqualität an erster Stelle steht. Das Protokoll S1, bei der die höchste effektive Dosis von 4,6mSv gemessen wurde, ist bei zwei Radiologen sogar nur an dritter Stelle und bei einem an Zweiter.

Das Protokoll S6 mit der geringsten effektive Dosis (0,7mSv), ist aber dafür bei allen drei Radiologen, wie oben beschrieben, im Hinblick auf die subjektive Bildqualität auf dem letzten Rang.

Der Unterschied der effektiven Dosis zwischen dem Protokoll mit der besten subjektiven Bildqualität, und zwar dem Protokoll S3(1mSv) zu dem mit der schlechtesten subjektiven Bildqualität, dem Protokoll S6(0,7mSv) beträgt nur 0,3mSv.

Die Reduktion der Stromstärke und Stromspannung, wodurch man bei der effektiven Dosis erhebliche Einsparungen erzielen kann, macht sich in Sachen subjektiver Bildqualität bei allen drei Radiologen sehr unterschiedlich bemerkbar. Zum Teil verschlechtert sich die subjektive Bildqualität, wie auch anzunehmen wäre, andererseits verbessert sie sich aber auch. Es ist auch für die Schädeluntersuchungen die Schichtkollimation, die sich am stärksten bemerkbar macht. Und zwar haben auch hier die Protokolle mit der Schichtkollimation von 1mm bei allen drei Radiologen subjektiv die bessere Bildqualität (Diagramm 19).

- ***Digitale Subtraktionsangiographie***

Bei den Protokollen der R-DSA haben zwei der Radiologen die Protokolle mit der höchsten effektiven Dosis(3,9mSv), nämlich das Protokoll SI in der Beurteilung der subjektiven Bildqualität an erstem Rang gestellt. Für einen der Drei war sogar das Protokoll SII, das mit 2,3mSv die geringste effektive Dosis hat an erster Stelle.

Als schlechtestes Protokoll in Sachen subjektiver Bildqualität schneidete für zwei der Radiologen das Protokoll SIII und für einen das Protokoll SII ab, obwohl für das Protokoll SIII mit 3mSv im Gegensatz zum Protokoll SII mit 2,3mSv gar nicht die geringste effektive Dosis gemessen wurde.

Auch hier stimmt damit die Reihenfolge der subjektiven Bildqualität nicht mit dem der effektiven Dosis überein (Diagramm 19).

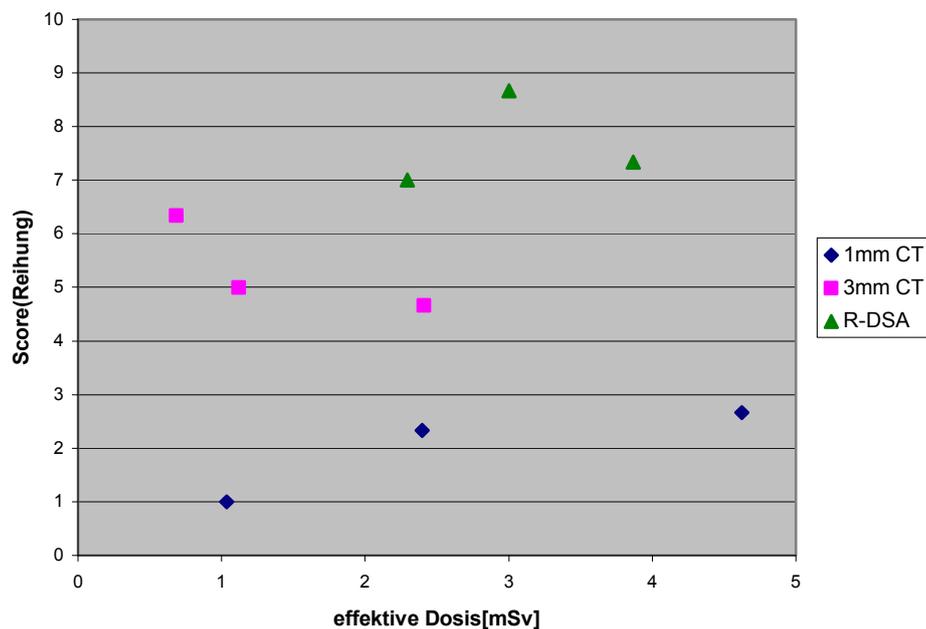


Diagramm 19: Vergleich des Score(Reihung) aller Protokolle der CT(1mm und 3mm) und R-DSA der Schädeluntersuchungen zur effektiven Dosis. Der Score von 1 bis 9 gibt die Reihenfolge der Einstufung der subjektiven Bildqualität durch drei unabhängige Radiologen R1, R2 und R3 wieder. 1 steht für das Protokoll mit der besten subjektiven Bildqualität, 9 für das Schlechteste.

4. Diskussion

Der größte Anteil an der zivilisatorischen Strahlenexposition der Bevölkerung in der Bundesrepublik Deutschland resultiert aus medizinischen Maßnahmen. Die über die Bevölkerung gemittelte effektive Dosis aus medizinischen Maßnahmen macht ca. 2/3 der gesamten jährlichen Strahlenexposition aus [27,28]. Davon wird der prozentuale Anteil der Computertomographie an der kollektiven effektiven Dosis mit ca. 35% angegeben, wobei der Anteil am gesamten Untersuchungsaufkommen lediglich 4% beträgt (Diagramm 18/19).

Die Einführung neuerer Methoden der Computertomographie, wie die Mehrschicht-CT-Technik, bei denen mehrere Detektorzeilen zur Volumenerfassung zur Verfügung stehen, mit verbesserter und vor allem schnellerer Bildgebung, führt vermutlich zu einem wachsenden Einsatz der CT Diagnostik und damit zu einem noch höheren Dosisanteil [29].

Auch als präoperative Diagnostik für die Beurteilung der Anatomie, aber auch pathologischer Veränderungen knöcherner Strukturen, zum Beispiel bei Kindern mit Skoliose, aber genauso bei Sprunggelenks-, Kniegelenksfrakturen und Hüftveränderungen spielt die MSCT nach wie vor eine herausragende Rolle. Die Mehrzeilen-Technik hat die diagnostischen Möglichkeiten aufgrund der in einer Atemphase möglichen geringeren Schichtdicken mit multiplanaren Rekonstruktionsmöglichkeiten bei optimierter axialer Auflösung weiter verbessert [30]. Die Vorteile scheinen jedoch mit im Trend eher höherer Strahlendosen im Vergleich zum Einzeilen-Spiral-CT erkauft zu werden [1,31] und mit einem häufigeren Einsatz der Mehrzeilen-Technik bei erweitertem Indikationsspektrum verbunden zu sein. Unter strahlenhygienischem Aspekt sollte daher eine optimale Balance zwischen Bildqualität und Strahlendosis gewahrt sein. Aus diesem Grunde müssen der Fragestellung angepasste, dosisoptimierte Untersuchungsprotokolle entwickelt werden, die eine ausreichende Bildqualität garantieren.

Die Mehrzahl der bisher publizierten Arbeiten zur Verringerung der effektiven Dosis in der Computertomographie nutzten die verfügbaren Möglichkeiten der Reduzierung der Dosis nur zu einem Teil. Daher wurde untersucht, wie sich dosisreduzierende Parameteränderungen bei beiden Verfahren auf die effektive Dosis auswirken. Außerdem wurde getestet, ob die Rotations-DSA als neues Verfahren zur Darstellung von Knochenverläufen und –ausdehnungen zur präoperativen Diagnostik geeignet sei und ob es der MSCT Konkurrenz machen kann.

Im Hinblick auf die resultierende Bildqualität wurde in dieser Arbeit untersucht, ob mit Hilfe moderner bildverarbeitender Software mit neuen Rekonstruktionsmöglichkeiten (SSD und VRT) trotz Auswahl dosisminimierender Scanparameter die subjektive diagnostische Bildqualität sekundär verbessert werden kann.

Die Untersuchungen wurden exemplarisch am Schädel und an der Lendenwirbelsäule einschließlich des Beckens durchgeführt. Der Schädel wurde in dieser Arbeit herausgegriffen, da das Schädel CT ca. die Hälfte aller durchgeführten stationären CT Untersuchungen ausmacht [32]. Außerdem nimmt in der Gefäßdiagnostik im Kopf-Hals Bereich die Rotations-DSA, als auch die MSCT einen hohen Stellenwert ein, da beide Verfahren geeignet sind, auch kleine Gefäße im Schädel darzustellen.

In der Abklärung von Frakturen im Bereich des Schädels und der Lendenwirbelsäule einschließlich des Beckens ist die Computertomographie das wichtigste bildgebende Verfahren. Das MSCT bietet in der Frakturdiagnostik den Vorteil einer hohen Auflösung mit der Anfertigung hochwertiger multiplanarer Rekonstruktionen, die eine bessere Frakturdiagnostik ermöglichen.

Des Weiteren wurde die Lendenwirbelsäule einschließlich des Beckens herausgegriffen, da immer mehr 3D-Darstellungen der Wirbelsäule bei orthopädischen Operationen Verwendung finden. Im Becken befinden sich jedoch, wie im Schädel, strahlensensible Organe. Als strahlensensible Organe im Bereich von Schädel und Mittelgesicht gelten insbesondere die Augenlinsen und die Schilddrüse, im Bereich von Lendenwirbelsäule einschließlich des Beckens Organe wie Gonaden, Uterus, Harnblase und Darm.

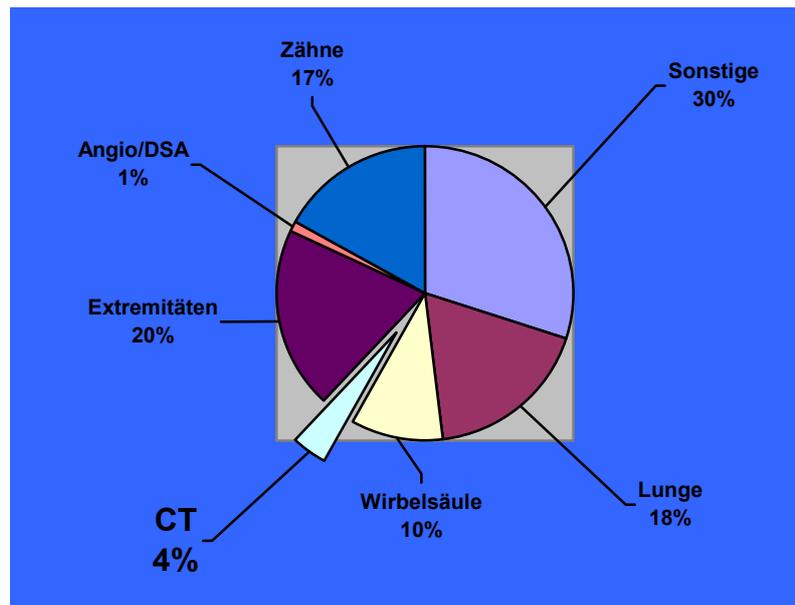


Diagramm 20: Prozentuale Häufigkeit verschiedener Röntgenuntersuchungen für die BRD(alte Länder) in den Jahren 1990-92

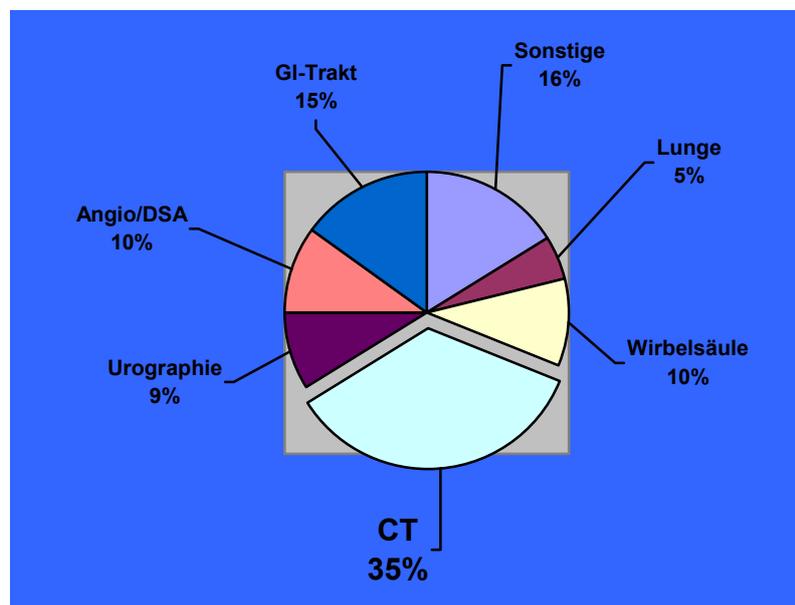


Diagramm 21: Prozentualer Anteil verschiedener Röntgenuntersuchungen an der kollektiven Dosis für die BRD(alte Länder) in den Jahren 1990-92

4.1 Wie hoch ist die Strahlenexposition einer Standarduntersuchung des Schädels und der Lendenwirbelsäule, einschließlich des Beckens in der Mehrschicht-Spiral-CT?

Die Ergebnisse der bundesweiten Umfrage über die CT-Expositionspraxis ergaben insbesondere für die CT-Untersuchung des Beckenskeletts mit 10,4 mSv relativ hohe Dosiswerte gegenüber den anderen Untersuchungsregionen am Körperstamm[3].

Dies ist zum Teil dadurch bedingt, dass für die Weichteil- und Skelettuntersuchung des Beckens das gleiche Untersuchungsprotokoll verwendet wird. Dabei bieten die knöchernen Beckenstrukturen im Gegensatz zu den Weichteilen einen hohen Objektcontrast, so dass mit erheblich reduzierter Dosis gearbeitet werden kann [3,33].

Die Ergebnisse unserer Arbeit zeigen, dass unter Verwendung der Standarduntersuchungen(140KV/100mAs) in der MSCT die Strahlenexposition für den Schädel(S4) mit 2,4mSv und für das Beckenskelett(B13) mit 7,3mSv für Männer und 9,3 mSv für Frauen sehr hoch liegen.

Dies stellten auch Wedegärtner et al in Ihrer Studie zur Dosisoptimierung unter Berücksichtigung der Bildqualität eines Mehrzeilen-Spiral CT des Beckenskelettes fest.

Sie ermittelten eine effektive Dosis von 6,5mSv bei der Standarduntersuchung mit der Dosisstufe 140KV/100mAs[34].

Wedegärtner et al stellten in einer anderen Studie, bei der sie die vom Hersteller implementierten MSCT-Protokolle des Kopfes, Mittelgesichts und Beckenskeletts mit dem Einzeilen-Spiral-CT verglichen, fest, dass bei der MSCT-Untersuchung eine Erhöhung der Strahlenexposition um das 2-fache für den Schädel, das 4- bis 8-fache für das Mittelgesicht und das 2-fache für das Beckenskelett entsteht. Grund für die höhere Strahlenexposition sind die Verwendung von dosiserhöhenden Parameter in den vorgegebenen MSCT-Protokollen im Vergleich zum Einzeilen-Spiral-CT[35].

Auch Giacomuzzi et al stellten in ihrer Arbeit eine Erhöhung der Strahlenexposition für die MSCT-Untersuchung von Thorax und Abdomen fest. Es zeigte sich eine durchschnittliche Dosiserhöhung um das 2,8-fache bei der MSCT im Vergleich zum SSCT[36].

Die Ursache für die höhere Strahlenexposition bei der MSCT liegt auch laut Giacomuzzi an der Auswahl der Scanparameter.

4.2 Wie hoch ist die Strahlenexposition einer Standarduntersuchung des Schädels und der Lendenwirbelsäule einschließlich des Beckens bei der Rotations-DSA?

Wir haben festgestellt, dass die Strahlenexposition für den Schädel im Standard-Protokoll(SI) der Rotations-DSA mit 3,86mSv etwa um 50% höher liegt als die der CT.

Diese Differenz ist nicht zu stark zu gewichten, da die Größenordnung der gemessenen effektiven Dosis für den Schädel deutlich niedriger ist, als die der Beckenuntersuchungen.

Des Weiteren haben wir bei den Schädeluntersuchungen festgestellt, dass die höchste gemessene effektive Dosis der CT(4,6mSv) nur 17% größer ist, als die der Rotations-DSA(3,9mSv). Der kleinste ermittelte Wert (0,7mSv) ist aber wiederum um den Faktor 5,5 geringer, als der geringste der Rotations-DSA(2,3mSv).

Insgesamt offenbaren die Ergebnisse dieser Arbeit für den Schädel, dass die effektive Dosis der MSCT und der Rotations-DSA in der Größenordnung vergleichbar sind, wobei die Ortsdosis für Augenlinsen bei der Rotations-DSA mit 5,4mGy sogar niedriger ist, als mit 17,6mGy bei der MSCT.

In den Untersuchungen von Daly et al war die effektive Dosis eines C-Bogen Prototypen mit Flat-panel Cone-beam CT Technologie vergleichbar oder eher noch geringer als eine typische CT-Standarduntersuchung des Schädels(2mSv)[37].

Für das Beckenskelett sind dagegen die ermittelten Werte für das Standardprotokoll(BI) der Rotations-DSA mit 4,3mSv für Männer um 70% und 6,3mSv für Frauen um 47% niedriger als die der CT.

Auch beim Vergleich der höchsten Dosiswerte der CT mit denen der Rotations-DSA in den Beckenuntersuchungen fällt auf, dass die höchste Dosis der CT für Männer(8,8mSv), als auch für Frauen(12,8mSv) 100% höher ist, als die der Rotations-DSA(4,3mSv für Männer und 6,3mSv für Frauen).

Hingegen ist die geringste gemessene Dosis der CT 277% bei den Männern(0,9mSv) und 236% bei den Frauen(1,1mSv) geringer als die der Rotations-DSA(2,5mSv für Männer und 2,6mSv für Frauen). So zeigte sich in unserer Untersuchung, dass insbesondere für das Beckenskelett in der MSCT im Vergleich zur Rotations-DSA für die Standard Untersuchungsprotokolle eine höhere Strahlenexposition erzeugt wird.

Da wir uns in der vorliegenden Arbeit zu Nutzen gemacht haben, die normalerweise in der Rotations-DSA übliche Subtraktion wegzulassen, um Strukturen, wie Knochen darstellbar zu machen, gibt es in der Literatur keine vergleichbaren Werte zur Gegenüberstellung der Strahlenexposition.

Rock et al stellten in ihrer Studie zur Untersuchungen der Bildqualität, Hochkontrastauflösung und Dosis am Stamm- und Gliedmaßenskelett einen Prototyp eines neuen dedizierten CT-Systems (ISO-C-3D) vor, das ein auf der Grundlage einer C-Bogen-Röntgenanlage entwickeltes fahrbares Röntgen-Kombinationsgerät ist[8]. Dieser C-Bogen bietet neben der Durchleuchtung, nach dem gleichen Prinzip, nach dem auch die R-DSA arbeitet, die Möglichkeit, CT-Schnittbilder zu erzeugen, wodurch man die Ergebnisse zum Vergleich mit der R-DSA heranziehen kann.

Dabei zeigen ihre Ergebnisse, dass bei den verwendeten Untersuchungsparametern für kleine Gelenke eine Dosis appliziert wird, die im Bereich der Dosis einer Niedrigdosis-CT mit 50mAs bei 1mm Schichtdicke(pitch 2) bzw. 2mm Schichtdicke(pitch 1,5) liegt. Die applizierte Achsendosis freie Luft für größere Gelenke ihrer Arbeit liegt um 85% höher als die für kleine Gelenke und überschreitet zwar die Dosis eines Niedrigdosis-CT, sie beträgt jedoch weniger als die Hälfte der Dosis eines Standard-CT eines langen LWS-Abschnitts.

Ebenso zeigt die Studie von Linsenmaier et al, dass mit dem ISO-C-3D eine Dosisreduktion von 60-80% im Gegensatz zu vergleichbaren Untersuchungsparametern im Standardprotokoll der Spiral-CT für die Lendenwirbelsäule erzielt werden können[38].

Die Dosismessungen von Wieners et al zeigten, dass die bei Verwendung des Siremobil-ISO-C-3D benötigte Strahlenexposition etwa der Strahlenexposition eines Spiral-CT des Beckens mit einer Stromstärke von 60mAs und 140KV Röhrenspannung bei einer Schichtdicke von 2,5mm entspricht[39].

4.3 Wie wirken sich dosisreduzierende Parameteränderungen bei beiden Verfahren auf die effektive Dosis aus?

Neuere Methoden der Computertomographie wie die Spiraltechnik oder die Mehrschicht-CT –Technik liefern prinzipiell keine andere Strahlenexposition für den Patienten, solange vergleichbare Untersuchungsabläufe(gleiche Scanlängen, gleiche Schichtdicken usw.) vorliegen[3].

Die Scanparameter bestimmen sowohl in der CT als auch in der Rotations-DSA die Höhe der Strahlenexposition. Besonders bei der CT wird deutlich, dass durch Parameterveränderungen deutliche Dosisreduktion erzielt werden kann.

Bereits Wedegärtner et al stellten in ihrer Arbeit fest, dass insbesondere als dosisbeeinflussende Faktoren das mAs Produkt, der Pitchfaktor und die Schichtkollimation von Bedeutung sind[35].

Die Verwendung einer niedrigen mAs Einstellung ist dabei ein einfaches Mittel, um eine deutliche Strahlenreduktion zu erreichen, da zwischen mAs Produkt und Dosis ein direkt lineares Verhältnis besteht.

So konnte beispielsweise in einer SSCT Studie der Nasennebenhöhlen von Dammann et al durch stufenweise Absenkung des mAs Produktes von 200 mAs auf 25 mAs eine Dosisreduktion der Augenlinsen von 28,62mSv auf 1,92 mSv erzielt werden[40].

Ebenso lag in der Arbeit von Rehbock et al im Untersuchungsprotokoll mit reduzierter Röhrenspannung und mAs-Produkt(120KV/80mAs) die effektive Dosis mit 3,3mSv(für Männer) um fast die Hälfte niedriger gegenüber dem häufig verwendeten Protokoll (140KV/100mAs) mit 6mSv für Männer[41].

Auch Cohnen et al berichten, dass für die CT-Untersuchung des Schädels eine Dosisreduktion um 40% möglich ist[42].

Bei einem Dosisvergleich von MSCT und SSCT für die Schädeluntersuchung von Giacomuzzi et al konnte gezeigt werden, dass durch geschickte Parameterwahl (Schichtdicke 4 x 5 mm; 120mAs) eine um 30% geringere Strahlenbelastung bei der MSCT im Vergleich zur SSCT verursacht wird[31].

In dieser Arbeit konnten die Ergebnisse aus den vorgenannten Studien ebenfalls bestätigt werden. Insbesondere durch Reduktion der Stromstärke von 100mAs auf 50mAs ergibt sich bei den MSCT-Protokollen eine Abnahme der Strahlenexposition um den Faktor 2 im Gegensatz zur Rotations-DSA.

Auch durch Senkung der Röhrenspannung von 140KV auf 120KV bei einer Stromstärke von 10mAs erfolgte eine Verminderung der effektive Dosis um 33%(18%) für Männer(Frauen) und von 140KV auf 80KV bei 50mAs um 390%(240%) für Männer(Frauen).

Gleichzeitig ist die effektive Dosis fast ausnahmslos in den Protokollen mit der engeren Kollimation, sowohl für die Becken-, als auch für die Schädel-CT höher als in denen mit der Breiteren.

Sie steigt um einen Faktor 2, wenn die Kollimation von 2,5 auf 1mm reduziert wird.

Die Ursache ist meist der höhere Pitch, um die Scanstrecke trotz dünner Kollimation in vergleichbarer Zeit zu untersuchen. Daher wird automatisch der Röhrenstrom durch Erhöhung der mAs angepasst.

Bei der Rotations-DSA sind die dosisbeeinflussenden Faktoren die Röhrenspannung(KV), die Röhrenstromstärke(mAs), die Bilddosis und die Zwischenschaltung eines elektronischen Filters.

Insgesamt haben wir in dieser Untersuchung festgestellt, dass bei der Rotations-DSA durch Parameterveränderungen unabhängig von der Bildqualität eine geringere Dosisreduktion erzielt werden kann als bei der CT, da die Dosisunterschiede bei weitem geringer sind.

Aber auch hier konnten Einsparungen der effektiven Dosis von 35% für Männer und 64% für Frauen, durch Senkung der Röhrenspannung von 70KV auf 60KV, Halbierung der Bilddosis von 0,48 auf 0,24 und Einschaltung eines Filters(30%) erzielt werden.

Gebhard et al konnten in ersten Ergebnissen der klinischen Anwendung computerassistierter Operations-Verfahren eine deutliche Reduktion der Strahlenexposition erreichen, wobei die stärkste Verminderung der Freisetzung ionisierender Strahlen mit der ISO-C-3D Navigation erreicht wurde[43].

Auch Seifert et al stellten in ihrer Studie fest, dass besonders bei den modernen DSA-Anlagen mit den Optionen der gepulsten Durchleuchtung und einer Filterautomatik bei adäquater Bildqualität deutliche Dosisreduzierung möglich ist[44].

Für die Schädelaufnahmen sind die Ergebnisse identisch. Durch Halbierung der Bilddosis von 0,48 auf 0,24 bei Beibehaltung der Röhrenspannung von 70KV konnte eine Einsparung der effektiven Dosis von 59% erzielt werden.

Resümierend kann man sagen, dass die Dosiswerte der Rotations-DSA durch Veränderung der Parameter in der CT erreicht werden können. Durch Halbierung der Stromstärke erzielt man effektive Dosiswerte, die nahe an die der Rotations-DSA herankommen.

Bei diesen Vergleichen ist die Bildqualität noch nicht mit einbezogen. Trotz reduzierter Dosis und Strahlenexposition muss die Bildqualität noch ausreichend für die bildgebende Diagnostik sein.

Daher sollten Untersuchungsprotokolle entwickelt werden, die eine Dosisreduktion ohne relevanten Verlust der Bildqualität erlauben.

4.4 Welchen Einfluss haben diese Änderungen auf die Bildqualität objektiv messbar durch Bestimmung des Bildrauschens?

Die Bildqualität wird durch die Ortsauflösung sowie durch Bildrauschen und Kontrast bestimmt[45].

Gerade Bildrauschen und Kontrast sind für den subjektiven Bildeindruck verantwortlich [46] und direkt von den Dosisparametern mAs-Produkt und Röhrenspannung abhängig [45-57]

Sie stehen in umgekehrten Verhältnis zur Strahlenexposition, die durch den CT-Dosisindex(CTDI) und die effektive Dosis sinnvoll ausgedrückt wird[1,4,27,38,45].

Das Bildrauschen ist in unserer Arbeit bei den Protokollen mit der höheren Röhrenspannung, der breiteren Schichtkollimation, als auch in denen mit der breiteren rekonstruierten Schichtdicke am geringsten.

Die höhere Röhrenspannung bringt aber zum Nachteil des Patienten, wie vorher beschrieben, eine höhere Strahlenexposition mit sich.

Zwar wurde in unserer Arbeit neben dem mAs-Produkt auch bewusst die Röhrenspannung reduziert, um einen Beitrag zur Senkung der Strahlenexposition zu erreichen, wodurch jedoch gleichzeitig die Absorption im Gewebe und damit verbunden das Bildrauschen steigt.

Da aber die Dosisreduktion bei Beibehaltung einer adäquaten Bildqualität eins der Ziele unserer Studie ist, muss ein Kompromiss zwischen ausreichender Bildqualität und maximaler Dosisreduktion gefunden werden.

Bei der Rotations-DSA waren es ebenfalls die dosisreduzierten Protokolle, die ein höheres Bildrauschen verursachen.

Beim Vergleich der Standard-Protokolle hat die Rotations-DSA ein geringeres Rauschen für das Weichgewebe und den Knochen aufgewiesen als die CT, nur für die Luft waren die Werte der Rotations-DSA schlechter als die der CT.

Dies wurde besonders deutlich für knöcherne Strukturen, die für unsere Arbeit von herausgehobener Bedeutung waren: Das Bildrauschen war für die Rotations-DSA um den Faktor 3,5 geringer als für die CT.

Die Ergebnisse dieser Arbeit zeigten insgesamt, dass das Bildrauschen in der Rotations-DSA geringer ist als das der CT: Für das Weichgewebe um den Faktor 3,3, für den Knochen um den Faktor 5,9, nur für die Luft waren die Werte für das Bildrauschen in etwa identisch.

Auch in den MSCT-Untersuchungen des Beckenskelettes von Wedegärtner et al stellte sich heraus, dass das Bildrauschen von den Untersuchern mit zunehmender Dosisreduktion z.T. als stark bewertet, bei den Dosisstufen 75-35mAs bei 140kV sich dadurch jedoch keine

wesentliche Beeinträchtigung in der Abgrenzbarkeit von Kortikalis, Trabekelstrukturen sowie der Detailerkennbarkeit ergab [3,34,48].

In der Studie von Ravenel et al ergaben sich bei der Reduktion des mAs-Produktes von 280 auf 160 mAs keine relevanten Unterschiede, weder bezüglich diagnostischer Details noch des Bildrauschens. Ab 80 mAs wurde eine Reduktion der Bildqualität bemerkt, die erst bei Werten von 40 mAs als nicht akzeptabel eingeschätzt wurde [49].

Das Bildrauschen lässt sich aber, wie die Studie von Baur et al zeigt, durch Zuschaltung eines mehrdimensionalen rohdaten-basierten adaptiven Filters(MAF) sekundär reduzieren. Daraus ergeben sich potentiell neue Ansätze zur Reduktion der Strahlenexposition in der CT[50].

Für die Rotations-DSA gibt es in der Literatur keine vergleichbaren Werte.

4.5 Welchen Einfluss haben diese Änderungen auf die subjektive Bildqualität von dreidimensionalen Rekonstruktionen und damit auf die diagnostische Aussagekraft?

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit zeigen, dass bei den MSCT-Untersuchungen des Beckens eine erhebliche Dosisreduktion unter Gewährleistung einer adäquaten Bildqualität erfolgen kann.

Es waren jedoch keine dosisabhängigen Unterschiede der subjektiven Bildqualität zu erkennen. Die Reihenfolge der subjektiven Bildqualität unterschied sich von der der effektiven Dosis. In der subjektiven Benotung der Bildqualität ergaben sich weder für die primären axialen Schichten noch für die SSD- oder VRT-Rekonstruktionen Abhängigkeiten von der applizierten Dosis. Das gilt auch für die R-DSA, wobei hier die durchschnittliche Bildqualität als deutlich schlechter eingestuft wurde. Korrespondierende Ergebnisse zeigte die Analyse des Schädelphantoms. Somit kann festgehalten werden, dass unabhängig von der Dosisspannbreite, die in dieser Arbeit aufgezeigt wurde, die Bildqualität für die Beurteilung knöcherner Strukturen konstant bleibt und daher ein deutliches Potential für dosis-reduzierende Maßnahmen existiert.

Von den Parametereinstellungen macht sich auch die Wahl der Kollimation bemerkbar. Wir konnten feststellen, dass die Protokolle mit der engeren Kollimation bei allen Untersuchern in der Beurteilung der subjektiven Bildqualität besser abgeschnitten haben. Die Senkung der Stromstärke und Stromspannung, wodurch man bei der effektiven Dosis erhebliche Einsparungen erzielen kann, macht sich im Hinblick auf die subjektive Bildqualität entgegengesetzt der Erwartungen kaum bemerkbar.

Laut Wedegärtner et al ist für die MSCT-Untersuchung des Beckenskeletts an einem Somatom Volume Zoom eine Parametereinstellung von 75mAs bei 140kV optimal, um den besten Kompromiss zwischen Dosisreduktion und adäquater Bildqualität zu erreichen, da in ihrer Arbeit die Effektivdosis nur 4,9mSv betragen hat und damit trotz guter Beurteilung der ossären Strukturen nur bei 46% bezogen auf den Durchschnittswert der bundesweiten Umfrage von 1999 liegt [34].

In mehreren Thorax-CT-Studien zeigten sich unter einer Reduktion des Röhrenstroms auf bis zu 30% der Standardeinstellung keine signifikanten Unterschiede in der Detektion von Lungenrundherden[49-53].

In einer Arbeit von Prasad et al konnte die Dosis für eine Thorax-CT-Untersuchung um 50% im Vergleich zur Standarduntersuchung durch eine Reduktion des Röhrenstroms von 220-280mAs auf 110-140mAs bei ausreichender Bildqualität gesenkt werden[54].

Dammert et al konnten für die MSCT-Untersuchung des Mittelgesichtes unter stufenweiser Reduktion des Röhrenstroms(200-20mAs) noch eine ausreichende Bildqualität bei 50mAs und 120KV erreichen [55].

Die Arbeit von Honnef et al [56] zeigte, dass mit der Entwicklung der MSCT sich auch neue Perspektiven für die Untersuchung von Kindern ergeben.

Somit konnte in ihrer Studie unter Berücksichtigung der MSCT-Technik und gezielter Wahl der CT-Untersuchungsparameter, angepasst an die jeweilige Fragestellung und das individuelle Gewicht des Kindes, eine deutliche Dosisreduktion im Vergleich zu Erwachsenenprotokollen erzielt werden ohne Verlust der diagnostischen Qualität.

Diese lag für den Thorax bei Säuglingen maximal bis zu 92%, bei Kleinkindern bis zu 89% und bei Schulkindern bis zu 80%. Die Dosisreduktion für das Abdomen lag in der gleichen Größenordnung.

Auch bei der Rotations-DSA stimmte die Reihenfolge der subjektiven Bildqualität nicht mit der der effektiven Dosis überein. Die Bildqualität der CT schnitt insgesamt besser ab als die der R-DSA.

Bei allen drei Radiologen lag die subjektive Bewertung der resultierenden Bildqualität für die einzelnen Protokolle der DSA bis auf eine Ausnahme beim Schädel, immer an letzter Stelle.

Das Standard-Protokoll der CT(B13) für die Beckenuntersuchungen hat im Gegensatz zum Standard-Protokoll der R-DSA(BI) nur geringfügig besser abgeschnitten. B13 ist für zwei der drei Radiologen an 16ter und für einen an 14ter Stelle von 20 Protokollen in der Gesamtwertung, wogegen BI von zwei an letzter(20) und von einem Radiologen an 18ter Stelle platziert wurde.

Die Arbeit von Rock et al zeigte, dass die Untersuchung kleiner Gelenke wie Hand-, Sprung-, Ellbogen-, und Kniegelenk mit der C-Bogen-Röntgenanlage(ISO-C-3D) eine diagnostische Bildqualität bei einer applizierten Dosis im Bereich der einer Niedrigdosis-CT liefert.

Dagegen war die Bildqualität der Hüftgelenks- und Wirbelsäulenuntersuchungen trotz Dosiserhöhung um 85% eingeschränkt und die der Schultergelenksuntersuchungen von schlechter Qualität. Dabei hing die Bildqualität davon ab, ob die Objekte im Isozentrum des C-Bogen positioniert werden können, was bei kleineren Gelenken keine Probleme bereitet [8]. Wieners et al stellten in ihrer Studie ebenfalls fest, dass unter Verwendung von Standardprotokollen (140kV, 250mAs), die Bildqualität der CT um etwa zwei Notenpunkte des verwendeten, auf subjektiv-optischen Kriterien beruhenden Bewertungsscores besser war als bei einer Untersuchung der Beckenregion mittels des Siremobil-ISO-C-3D [39].

Die Ergebnisse der Arbeit von Kotsianos et al zeigen, dass der C-Bogen ISO-C-3D in der Frakturerkennung und Klassifikation am Kniegelenk dem konventionellen Röntgen deutlich überlegen und dem CT gleichwertig ist [57].

Abgesehen von der geringen Dosis und der damit höheren Rauschanfälligkeit scheint vor allem die geometrische Positionierung der Untersuchungsregion bei der R-DSA eine Rolle zu spielen. Obwohl eine Rotationsbewegung nur möglich ist, wenn das Objekt auf diese Weise im Drehzentrum gelagert ist und in der vorliegenden Arbeit darauf Rücksicht genommen wurde, ist eine diesbezügliche Unabhängigkeit der CT bei der Bildrekonstruktion zu konstatieren. Möglich ist auch, dass der Rechenalgorithmus, der für die optimierte Darstellung von Gefäßen aus subtrahierten Datensätzen ausgelegt war, bei nicht subtrahierten Bilddatensätzen schlechtere Ergebnisse liefert als die Rekonstruktionsalgorithmen der CT.

Zusätzlich haben wir in dieser Arbeit auch die Visualisierungsverfahren, sowohl die neue Methode des interaktiven "direkten Volume Renderings"(VRT), die heutzutage schnelle, direkte 3D Visualisierungen von Spiral-CT-Datensätzen ohne manuelle, explizite Segmentierung erlaubt, als auch die herkömmliche und am häufigsten verwendete Methode "Surface Shaded Display"(SSD) gesondert unter die Lupe genommen.

Durch die rasche Entwicklung der Workstations für die medizinische Bildverarbeitung ist die Herstellung dreidimensionaler Rekonstruktionen heute kein zeitraubender Luxus mehr.

Auch hier ist, wie gerade für die integrative Bewertung der Phantombilder beschrieben, keine Dosisabhängigkeit der Bildqualität von SSD und VRT gegeben.

In den Untersuchungsprotokollen der CT macht sich die Wahl der Kollimation für die VRT sichtlich bemerkbar. Die Protokolle mit der breiteren Kollimation schnitten bei allen drei Radiologen schlechter ab. Die Ursache ist in den bei der Rekonstruktion auftretenden

Stufen- oder Treppenartefakten zu suchen. Für das Beckenskelett wurde mit der Oberflächen-Rekonstruktion (SSD) für die CT zu 75% ausreichend gute, bis sehr gute Ergebnisse erzielt (Kategorie 1,2 und 3), wobei in der Rotations-DSA kein einziges Protokoll ausreichend gute Ergebnisse erzielt hat.

Bei den Volumenrekonstruktionen (VRT) entfielen für die CT 77% der Protokolle und für die Rotations-DSA 44% in die Kategorien 1-3. Zusammenfassend kann man sagen, dass die Rotations-DSA im Vergleich zur MSCT in den Protokollen für das Beckenskelett keine guten Ergebnisse in der 3D-Darstellung mit Oberflächenrekonstruktion SSD oder VRT zeigt.

Insgesamt schneidet die VRT besser ab, als die SSD, was besonders in der Rotations-DSA auffällig wird. Dieses Ergebnis wird auch durch die Studie von Rieker et al[15] unterstützt.

Sie stellten fest, dass die VRT ein vielseitiges Verfahren zur räumlichen Darstellung von Frakturen ist und ohne Segmentierung die Beurteilung der Spongiosa und die Darstellung von Gelenkflächen erlaubt. Laut ihrer Arbeit ist die SSD nur bei der Darstellung kleiner dislozierter Fragmente überlegen, dafür wird die VRT durch Aufhärtungsartefakte und Metallartefakte weniger beeinträchtigt als die SSD.

Die 3D-Rekonstruktionen in VRT erlauben zudem noch die Beurteilung der Spongiosa und bieten damit im Vergleich zur SSD bei der Detektion von Frakturen einen Vorteil. Trotzdem bleibt diesbezüglich die befundadaptierte Auswertung mit MPR weiterhin der Standard.

Zusätzlich ist die Rotations-DSA auch bei der subjektiven Beurteilung des Rauschens der MSCT unterlegen. Von 12 Protokollen der Rotations-DSA des Beckens sind nur drei als ausreichend rauscharm durch die drei Radiologen bewertet worden. Dagegen sind von 48 Protokollen der MSCT 37 als ausreichend und besser beurteilt worden.

Für die Schädeluntersuchungen ist das Ergebnis dieser Arbeit vergleichbar. Die Rotations-DSA ist im Vergleich zur MSCT auch für den Schädel, sowohl allgemein, als auch in den Protokollen der 3D-Darstellung(SSD,VRT) und der subjektiven Beurteilung des Rauschens, der MSCT unterlegen. Bei allen drei Radiologen mit Ausnahme von einem waren die Protokolle der DSA immer an letzter Stelle.

Das Standard-Protokoll S4 der CT ist für zwei der drei Radiologen an dritter und für einen an zweiter Stelle von neun Protokollen in der Gesamtwertung, wogegen das Protokoll SI der Rotations-DSA von zwei an siebter und von einem Radiologen sogar an achter Stelle platziert wurde. Für den Schädel wurde mit SSD für die CT in 10 von 18(55%) Protokollen ausreichend gute bis sehr gute Ergebnisse erzielt, wobei auch hier für die Rotations-DSA nur 1 von 9(11%) Protokollen als ausreichend beurteilt wurde. Bei der VRT entfielen für die CT 13 von 18(72%) Protokollen und für die Rotations-DSA 5 von 9(55%) Protokollen in die

Kategorien 1-3. Außerdem fällt auf, dass die Protokolle mit der engeren Kollimation bei allen drei Radiologen, sowohl für die SSD, als auch für die VRT besser ausfallen, als die Protokolle mit der breiteren Kollimation. Auch für den Schädel ist die Rotations-DSA bei der subjektiven Beurteilung des Rauschens der MSCT unterlegen.

Von 9 Protokollen der Rotations-DSA ist nur eins als ausreichend durch die drei Radiologen bewertet worden. Dagegen sind von 18 Protokollen der MSCT 14 als ausreichend und besser beurteilt worden. Baumann et al zeigten in Ihrer Studie, dass eine Halbierung der effektiven Dosis beim Vergleich von SSCT und MSCT möglich ist, da die 3D-Rekonstruktionen der MSCT dem der SSCT überlegen ist und man so durch Verzicht von einer ganzen Untersuchungs-projektion(Achse) eine Dosisersparung bei der MSCT erreichen kann[58].

Damit kann im Hinblick auf die Frage, ob mit Hilfe moderner bildverarbeitender Software neue Rekonstruktionsmöglichkeiten (SSD und VRT) trotz Auswahl dosisreduzierender Scanparameter die subjektive diagnostische Bildqualität sekundär verbessert werden kann, festgehalten werden, dass die effektive Dosis in der MSCT ohne Verlust an diagnostischer Genauigkeit und Aussagekraft gesenkt werden kann. Für die R-DSA ist dies eher negativ zu beantworten, wobei allerdings die subjektive Bildqualität von VRT und SSD im Vergleich zum MSCT deutlich schlechter ausgefallen ist.

4.6 Resümee und Schlussfolgerungen:

Die Strahlenexposition einer Standarduntersuchung der Lendenwirbelsäule einschließlich des Beckens ist in der MSCT im Vergleich zur R-DSA mit 7,3 bis 9,3mSv sehr hoch.

Jedoch wurde besonders für die Beckenuntersuchungen in der MSCT deutlich, dass durch an die Untersuchung angepasste Parametereinstellungen 50% Dosisersparung bei ausreichender Bildqualität erreicht werden kann. Trotz vergleichbarer effektiver Dosis wurde untermauert, dass die R-DSA der MSCT im Vergleich der Bildqualität unterlegen ist, obwohl das Bildrauschen der R-DSA um den Faktor 3,3-5,9 geringer war. Es waren jedoch keine dosisabhängigen Unterschiede der subjektiven Bildqualität zu erkennen.

Dadurch ist die CT für Untersuchungen größerer Körperregionen, wie das Hüftgelenk und das Stammskelett weiterhin die Methode der Wahl.

Dieses Ergebnis zeigt auch die Studie von Rock et al, die Untersuchungen zur Bildqualität, Hochkontrastauflösung und Dosis am Stamm- und Gliedmassenskelett mit einem neuen dedizierten CT-System(ISO-C-3D) durchgeführt haben.

Dabei haben sie festgestellt, dass die Bildqualität ihrer mobilen C-Bogen-Röntgen-Bildverstärkeranlage, die mit den Betriebsfunktionen kontinuierliche und gepulste Durchleuchtung, nach dem gleichen Prinzip, wie die R-DSA arbeitet, nur bei peripheren Gelenken von ausreichender diagnostischer Bildqualität ist.

Am Hüftgelenk und am Stammskelett ist die Bildqualität nicht adäquat und erscheint laut ihrer Studie als nicht ausreichend zur Frakturdiagnostik [8].

Das ISO-C-3D hat laut Kotsianos et al [59] das Potential zu einem brauchbaren Werkzeug für intra-operative Untersuchungen von Kniegelenksfrakturen und zur postoperativen Kontrolle.

Trotz Unterlegenheit gegenüber der CT, in Sachen Bildqualität und deutlicherer Darstellung von Metallartefakte, ist es für die klinische Anwendung gleichwertig.

Laut Atesok et al erhöht sich zwar mit dem ISO-C-3D die Operationsdauer, jedoch kann in speziellen Fällen dadurch auf prä- und post-operative CT Aufnahmen verzichtet werden [60].

Der Nachteil ist das begrenzte Untersuchungsvolumen, durch das begrenzte „field of view“, wodurch größere Gelenke wie z.B. das Hüftgelenk nicht ausreichend abgebildet werden können[57]. Zusammenfassend ist die R-DSA laut unseren Ergebnissen als neues Verfahren zur Darstellung von Knochenverläufen und –ausdehnungen von größeren Körperregionen zur präoperativen Diagnostik der MSCT unterlegen.

5. Zusammenfassung/Abstract

E. Andabili

Untersuchungen zur Bildqualität und Dosis am Kopf und Beckenskelett bei der Mehrschicht-Spiral-CT(MSCT): Vergleich mit der 3-dimensionalen digitalen Subtraktionsangiographie(DSA).

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, die Strahlenexposition der MSCT und der R-DSA bei der Diagnostik des Schädels und der Lendenwirbelsäule inklusive des Beckens, sowie Möglichkeiten einer Dosisreduktion bei adäquater Bildqualität zu erfassen.

Die Untersuchungsprotokolle wurden durch das „Somatom Plus 4 Volume Zoom“ MSCT und „Angio Star“ R-DSA durchgeführt (beide: Siemens Medical Solutions, Erlangen).

Es wurden CT-Protokolle mit variierender Röhrenstromstärke(100/50/20mAs), Röhrenspannung(140/120/80KV) und Kollimation(1/2,5mm) gegenübergestellt und mit einem Standard-Protokoll(70KV, normal dose) und dosisreduzierten Protokollen(70,60 KV, half dose) der R-DSA verglichen. Die Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass die effektive Dosis der MSCT und der R-DSA der Schädeluntersuchung vergleichbar sind, wobei die ermittelten Werte der Standard-Beckenuntersuchungen für die R-DSA mit 4,3mSv für Männer um 70% und 6,3mSv für Frauen um 47% niedriger liegen, als die der MSCT. Insbesondere die Reduktion der Stromstärke von 100mAs auf 50mAs und die Erhöhung der Kollimation von 1mm auf 2,5mm führte jedoch bei den MSCT-Protokollen zu einer Abnahme der Strahlenexposition um 50% im Gegensatz zur R-DSA. Die subjektive Bewertung der Bildqualität durch drei Untersucher ergab, dass sowohl die primären axialen Schichten, vor allem aber auch die sekundären SSD- und VRT-Rekonstruktionen kaum eine Abhängigkeit von der verwendeten Dosis, als viel mehr der Schichtkollimation zeigten. Diese weitgehende Unabhängigkeit der resultierenden Bildqualität ergibt einen Spielraum zur Dosisreduktion für Untersuchungen des Stamm- und Schädelskeletts, der bei etwa einem Faktor vier liegen dürfte. Dieses Resultat ergab sich im wesentlichen auch für die neue Methode der R-DSA, allerdings war die Bildqualität insgesamt schlechter als die der MSCT eingeschätzt worden. Fazit ist, dass die MSCT für Untersuchungen größerer Körperregionen, wie das Hüftgelenk und das Stammskelett weiterhin die Methode der Wahl bleibt. Auch bei Einsatz dosisreduzierender Techniken kann durch Verwendung moderner Bildverarbeitung die resultierende Bildqualität ohne Einschränkung der subjektiven Beurteilbarkeit und damit der diagnostischen Aussagekraft erhalten bleiben.

[Priv.-Doz. Dr. M. Cohnen]

6. Anhang

6.1 Tabellen: Dosiswerte

- Beckenprotokolle-CT

Organ	Abkürzung	Meßwert	Ortsdosis	Organdosis		eff. Dosis
Schaedel 1	Cr 1	0	0	Schaedel	0	RKM 7,715559033
Schaedel 2	Cr 2	0	0			
Speiseröhre 1	Oe 1	0	0	Speiseröhre	0,342691667	
Speiseröhre 2	Oe 2	0	0			Gonaden Hoden 1,0954175
Schilddrüse	Ty	0	0	Schilddrüse	0	
Schulterblatt	Sc	0	0			Gonaden Ovar 5,02455
Oberarm	Hu	0	0			RKM 0,925867084
Rippen1	Cs 1	0	0			Colon 3,290865
Lunge 1	Pu 1	0	0	Lunge1	0	
Lunge 1	Pu 1	0	0			Lunge 0,0615861
Lunge 1	Pu 1	0	0			
Mamma 1	Ma 1	3,731	0,764855	Mamma	0,7495825	Magen 0,820656
Mamma 2	Ma 2	3,582	0,73431			
Rippen 2	Cs 2	3,891	0,797655			Blase 1,097775
Lunge 2	Pu 2	4,918	1,00819	Lunge2	1,026435	
Lunge 2	Pu 2	5,015	1,028075			Mamma 0,037479125
Lunge 2	Pu 2	5,088	1,04304			
BWS	Vt	8,182	1,67731			Leber 0,726807
Leber 1	Hp 1	40,74	8,3517	Leber 1	7,984066667	
Leber 1	Hp 1	36,86	7,5563			Speiseröhre 0,017134583
Leber 1	Hp 1	39,24	8,0442			
Magen	Ga	33,36	6,8388	Magen	6,8388	Schilddrüse 0
LWS	VI	27,36	5,6088			
Leber 2	Hp 2	112,6	23,083	Leber 2	24,36425	Haut 0,189976917
Leber 2	Hp 2	125,1	25,6455			
Colon 1	Co 1	135,6	27,798	Colon 1	27,35725	RKM Oberfläche 0,07715559
Colon 1	Co 1	131,3	26,9165			
Becken 1	Pe 1	81,89	16,78745	Becken	17,70995	Rest: Mittelwert über alle Organe
Becken 2	Pe 2	90,89	18,63245			Mann 0,037742004
Colon 2	Co 2	123,9	25,3995	Colon 2	27,4905	Frau 0,051124385
Colon 2	Co 2	144,3	29,5815			alle 0,488099106
Kreuzbein	Os	63,58	13,0339			eff. Dosis Mann 8,791339881
Ovar 1	Ov 1	119,7	24,5385	Ovar	25,12275	
Ovar 2	Ov 2	125,4	25,707			eff. Dosis Frau 12,75795151
Blase	Ve	107,1	21,9555	Blase	21,9555	
Hoden 1	Ts 1	26,205	5,372025	Hoden	5,4770875	
Hoden 2	Ts 2	27,23	5,58215			
Derma 1	De 1	24,365	4,994825	Derma	18,99769167	
Derma 2	De 2	104,05	21,33025			
Derma 3	De 3	149,6	30,668			
		Gesamt:	390,479285			

Tabelle 6.1.1: Protokoll B1/B7 (140kV · 100mAs · 1mm Schichtkollimation)

Organ	Abkürzung	Meßwert	Ortsdosis	Organdosis	eff. Dosis
Schaedel 1	Cr 1	0	0	Schaedel	0 RKM 4,052042983
Schaedel 2	Cr 2	0	0		
Speiseröhre 1	Oe 1	0	0	Speiseröhre	0,2337
Speiseröhre 2	Oe 2	0	0		Gonaden Hoden 0,63263
Schilddrüse	Ty	0	0	Schilddrüse	0
Schulterblatt	Sc	0	0		Gonaden Ovar 2,430275
Oberarm	Hu	0	0		RKM 0,486245158
Rippen1	Cs 1	0	0		Colon 1,670832
Lunge 1	Pu 1	0	0	Lunge1	0
Lunge 1	Pu 1	0	0		Lunge 0,0366007
Lunge 1	Pu 1	0	0		
Mamma 1	Ma 1	2,2155	0,4541775	Mamma	0,48134 Magen 0,493722
Mamma 2	Ma 2	2,4805	0,5085025		
Rippen 2	Cs 2	2,057	0,421685		Blase 0,492
Lunge 2	Pu 2	2,696	0,55268	Lunge2	0,610011667
Lunge 2	Pu 2	3,42	0,7011		Mamma 0,024067
Lunge 2	Pu 2	2,811	0,576255		
BWS	Vt	4,271	0,875555		Leber 0,3822225
Leber 1	Hp 1	21,51	4,40955	Leber 1	4,22915
Leber 1	Hp 1	19,8	4,059		Speiseröhre 0,011685
Leber 1	Hp 1	20,58	4,2189		
Magen	Ga	20,07	4,11435	Magen	4,11435 Schilddrüse 0
LWS	VI	14,15	2,90075		
Leber 2	Hp 2	57,99	11,88795	Leber 2	12,7674 Haut 0,09556075
Leber 2	Hp 2	66,57	13,64685		
Colon 1	Co 1	68,22	13,9851	Colon 1	14,340775 RKM Oberfläche 0,04052043
Colon 1	Co 1	71,69	14,69645		
Becken 1	Pe 1	38,54	7,9007	Becken	8,953375 Rest: Mittelwert über alle Organe
Becken 2	Pe 2	48,81	10,00605		Mann 0,019736448
Colon 2	Co 2	67,2	13,776	Colon 2	13,506425 Frau 0,025682211
Colon 2	Co 2	64,57	13,23685		alle 0,2498171
Kreuzbein	Os	37,99	7,78795		eff. Dosis Mann 4,591835638
Ovar 1	Ov 1	58,52	11,9966	Ovar	12,151375
Ovar 2	Ov 2	60,03	12,30615		eff. Dosis Frau 6,413547638
Blase	Ve	48	9,84	Blase	9,84
Hoden 1	Ts 1	15,65	3,20825	Hoden	3,16315
Hoden 2	Ts 2	15,21	3,11805		
Derma 1	De 1	13,43	2,75315	Derma	9,556075
Derma 2	De 2	63,48	13,0134		
Derma 3	De 3	62,935	12,901675		
		Gesamt:	199,85368		

Tabelle 6.1.2: Protokoll B2/B8 (140kV · 50mAs · 1mm Schichtkollimation)

Organ	Abkürzung	Meßwert	Ortsdosis	Organdosis	eff. Dosis		
Schaedel 1	Cr 1	0	0	Schaedel	0 RKM	1,72659405	
Schaedel 2	Cr 2	0	0				
Speiseröhre 1	Oe 1	0	0	Speiseröhre	0,135641667		
Speiseröhre 2	Oe 2	0	0		Gonaden Hoden	0,35974425	
Schilddrüse	Ty	0	0	Schilddrüse	0		
Schulterblatt	Sc	0	0		Gonaden Ovar	1,137545	
Oberarm	Hu	0	0		RKM	0,207191286	
Rippen1	Cs 1	0	0		Colon	0,702576	
Lunge 1	Pu 1	0	0	Lunge1	0		
Lunge 1	Pu 1	0	0		Lunge	0,0213856	
Lunge 1	Pu 1	0	0				
Mamma 1	Ma 1	1,5765	0,3231825	Mamma	0,3594675	Magen	0,2443764
Mamma 2	Ma 2	1,9305	0,3957525				
Rippen 2	Cs 2	1,144	0,23452		Blase	0,2633225	
Lunge 2	Pu 2	1,592	0,32636	Lunge2	0,356426667		
Lunge 2	Pu 2	1,985	0,406925		Mamma	0,017973375	
Lunge 2	Pu 2	1,639	0,335995				
BWS	Vt	2,324	0,47642		Leber	0,1650373	
Leber 1	Hp 1	9,61	1,97005	Leber 1	1,985493333		
Leber 1	Hp 1	10,25	2,10125		Speiseröhre	0,006782083	
Leber 1	Hp 1	9,196	1,88518				
Magen	Ga	9,934	2,03647	Magen	2,03647	Schilddrüse	0
LWS	VI	6,523	1,337215				
Leber 2	Hp 2	24,59	5,04095	Leber 2	5,273625	Haut	0,042725075
Leber 2	Hp 2	26,86	5,5063				
Colon 1	Co 1	29,46	6,0393	Colon 1	5,974725	RKM Oberfläche	0,017265941
Colon 1	Co 1	28,83	5,91015				
Becken 1	Pe 1	19,42	3,9811	Becken	3,846825	Rest:Mittelwert über alle Organe	
Becken 2	Pe 2	18,11	3,71255			Mann	0,00922912
Colon 2	Co 2	31,09	6,37345	Colon 2	5,734875	Frau	0,011775752
Colon 2	Co 2	24,86	5,0963			alle	0,111949731
Kreuzbein	Os	14,7	3,0135			eff. Dosis Mann	2,142356166
Ovar 1	Ov 1	26,8	5,494	Ovar	5,687725		
Ovar 2	Ov 2	28,69	5,88145			eff. Dosis Frau	2,938130291
Blase	Ve	25,69	5,26645	Blase	5,26645		
Hoden 1	Ts 1	8,4935	1,7411675	Hoden	1,79872125		
Hoden 2	Ts 2	9,055	1,856275				
Derma 1	De 1	7,5145	1,5404725	Derma	4,2725075		
Derma 2	De 2	27,505	5,638525				
Derma 3	De 3	27,505	5,638525				
Gesamt:			89,559785				

Tabelle 6.1.3: Protokoll B3/B9 (140kV · 20mAs · 1mm Schichtkollimation)

Organ	Abkürzung	Meßwert	Ortsdosis	Organdosis	eff. Dosis		
Schaedel 1	Cr 1	0	0	Schaedel	0 RKM	0,818722167	
Schaedel 2	Cr 2	0	0				
Speiseröhre 1	Oe 1	0	0	Speiseröhre	0,112545		
Speiseröhre 2	Oe 2	0	0		Gonaden Hoden	0,221195	
Schilddrüse	Ty	0	0	Schilddrüse	0		
Schulterblatt	Sc	0	0		Gonaden Ovar	0,595935	
Oberarm	Hu	0	0		RKM	0,09824666	
Rippen1	Cs 1	0	0		Colon	0,4166625	
Lunge 1	Pu 1	0	0	Lunge1	0		
Lunge 1	Pu 1	0	0		Lunge	0,0156497	
Lunge 1	Pu 1	0	0				
Mamma 1	Ma 1	1,696	0,34768	Mamma	0,37038375	Magen	0,150429
Mamma 2	Ma 2	1,9175	0,3930875				
Rippen 2	Cs 2	0,785	0,160925			Blase	0,1409375
Lunge 2	Pu 2	1,188	0,24354	Lunge2	0,260828333		
Lunge 2	Pu 2	1,647	0,337635			Mamma	0,018519188
Lunge 2	Pu 2	0,982	0,20131				
BWS	Vt	1,152	0,23616			Leber	0,0998514
Leber 1	Hp 1	5,53	1,13365	Leber 1	1,15538		
Leber 1	Hp 1	6,175	1,265875			Speiseröhre	0,00562725
Leber 1	Hp 1	5,203	1,066615				
Magen	Ga	6,115	1,253575	Magen	1,253575	Schilddrüse	0
LWS	Vi	3,223	0,660715				
Leber 2	Hp 2	17,94	3,6777	Leber 2	3,2595	Haut	0,029172183
Leber 2	Hp 2	13,86	2,8413				
Colon 1	Co 1	17,03	3,49115	Colon 1	3,6367	RKM Oberfläche	0,008187222
Colon 1	Co 1	18,45	3,78225				
Becken 1	Pe 1	8,828	1,80974	Becken	1,8020525	Rest: Mittelwert über alle Organe	
Becken 2	Pe 2	8,753	1,794365			Mann	0,00539072
Colon 2	Co 2	16,09	3,29845	Colon 2	3,307675	Frau	0,006580073
Colon 2	Co 2	16,18	3,3169			alle	0,065607559
Kreuzbein	Os	6,984	1,43172			eff. Dosis Mann	1,251565974
Ovar 1	Ov 1	14,45	2,96225	Ovar	2,979675		
Ovar 2	Ov 2	14,62	2,9971			eff. Dosis Frau	1,644825162
Blase	Ve	13,75	2,81875	Blase	2,81875		
Hoden 1	Ts 1	5,541	1,135905	Hoden	1,105975		
Hoden 2	Ts 2	5,249	1,076045				
Derma 1	De 1	5,386	1,10413	Derma	2,917218333		
Derma 2	De 2	18,075	3,705375				
Derma 3	De 3	19,23	3,94215				
Gesamt:			52,4860475				

Tabelle 6.1.4: Protokoll B4/B10 (80kV · 50mAs · 1mm Schichtkollimation)

Organ	Abkürzung	Meßwert	Ortsdosis	Organdosis	eff. Dosis		
Schaedel 1	Cr 1	0	0	Schaedel	0 RKM	0,9489204	
Schaedel 2	Cr 2	0	0				
Speiseröhre 1	Oe 1	0	0	Speiseröhre	0,07626		
Speiseröhre 2	Oe 2	0	0		Gonaden Hoden	0,22229175	
Schilddrüse	Ty	0	0	Schilddrüse	0		
Schulterblatt	Sc	0	0		Gonaden Ovar	0,596755	
Oberarm	Hu	0	0		RKM	0,113870448	
Rippen1	Cs 1	0	0		Colon	0,38745	
Lunge 1	Pu 1	0	0	Lunge1	0		
Lunge 1	Pu 1	0	0		Lunge	0,0160966	
Lunge 1	Pu 1	0	0				
Mamma 1	Ma 1	1,312	0,26896	Mamma	0,2532775	Magen	0,1424832
Mamma 2	Ma 2	1,159	0,237595				
Rippen 2	Cs 2	1,402	0,28741			Blase	0,1345825
Lunge 2	Pu 2	1,742	0,35711	Lunge2	0,26827667		
Lunge 2	Pu 2	1,116	0,22878			Mamma	0,012663875
Lunge 2	Pu 2	1,068	0,21894				
BWS	Vt	1,179	0,241695			Leber	0,08975105
Leber 1	Hp 1	5,12	1,0496	Leber 1	1,06811833		
Leber 1	Hp 1	5,746	1,17793			Speiseröhre	0,003813
Leber 1	Hp 1	4,765	0,976825				
Magen	Ga	5,792	1,18736	Magen	1,18736	Schilddrüse	0
LWS	VI	3,409	0,698845				
Leber 2	Hp 2	15,4	3,157	Leber 2	2,885375	Haut	0,022564008
Leber 2	Hp 2	12,75	2,61375				
Colon 1	Co 1	16,95	3,47475	Colon 1	3,322025	RKM Oberfläche	0,009489204
Colon 1	Co 1	15,46	3,1693				
Becken 1	Pe 1	9,77	2,00285	Becken	2,1279	Rest: Mittelwert über alle Organe	
Becken 2	Pe 2	10,99	2,25295			Mann	0,00519269
Colon 2	Co 2	15,04	3,0832	Colon 2	3,135475	Frau	0,006372995
Colon 2	Co 2	15,55	3,18775			alle	0,061433375
Kreuzbein	Os	7,916	1,62278			eff. Dosis Mann	1,203825135
Ovar 1	Ov 1	14,84	3,0422	Ovar	2,983775		
Ovar 2	Ov 2	14,27	2,92535			eff. Dosis Frau	1,59095226
Blase	Ve	13,13	2,69165	Blase	2,69165		
Hoden 1	Ts 1	5,537	1,135085	Hoden	1,11145875		
Hoden 2	Ts 2	5,3065	1,0878325				
Derma 1	De 1	4,5455	0,9318275	Derma	2,25640083		
Derma 2	De 2	15,055	3,086275				
Derma 3	De 3	13,42	2,7511				
Gesamt:			49,1467				

Tabelle 6.1.5: Protokoll B5/B11 (140kV · 10mAs · 1mm Schichtkollimation)

Organ	Abkürzung	Meßwert	Ortsdosis	Organdosis	eff. Dosis		
Schaedel 1	Cr 1	0	0	Schaedel	0 RKM	0,618266333	
Schaedel 2	Cr 2	0	0				
Speiseröhre 1	Oe 1	0	0	Speiseröhre	0,067376667		
Speiseröhre 2	Oe 2	0	0		Gonaden Hoden	0,18180425	
Schilddrüse	Ty	0	0	Schilddrüse	0		
Schulterblatt	Sc	0	0		Gonaden Ovar	0,44321	
Oberarm	Hu	0	0		RKM	0,07419196	
Rippen1	Cs 1	0	0		Colon	0,2766885	
Lunge 1	Pu 1	0	0	Lunge1	0		
Lunge 1	Pu 1	0	0		Lunge	0,0154898	
Lunge 1	Pu 1	0	0				
Mamma 1	Ma 1	1,5445	0,3166225	Mamma	0,308525	Magen	0,1067886
Mamma 2	Ma 2	1,4655	0,3004275				
Rippen 2	Cs 2	0,695	0,142475			Blase	0,0940745
Lunge 2	Pu 2	1,128	0,23124	Lunge2	0,258163333		
Lunge 2	Pu 2	0,986	0,20213			Mamma	0,01542625
Lunge 2	Pu 2	1,664	0,34112				
BWS	Vt	1,063	0,217915			Leber	0,0687037
Leber 1	Hp 1	4,952	1,01516	Leber 1	0,894551667		
Leber 1	Hp 1	4,386	0,89913			Speiseröhre	0,003368833
Leber 1	Hp 1	3,753	0,769365				
Magen	Ga	4,341	0,889905	Magen	0,889905	Schilddrüse	0
LWS	VI	2,319	0,475395				
Leber 2	Hp 2	9,263	1,898915	Leber 2	2,0933575	Haut	0,01755415
Leber 2	Hp 2	11,16	2,2878				
Colon 1	Co 1	11,07	2,26935	Colon 1	2,3288	RKM Oberfläche	0,006182663
Colon 1	Co 1	11,65	2,38825				
Becken 1	Pe 1	6,692	1,37186	Becken	1,351975	Rest:Mittelwert über alle Organe	
Becken 2	Pe 2	6,498	1,33209			Mann	0,003840213
Colon 2	Co 2	11,8	2,419	Colon 2	2,282675	Frau	0,004673662
Colon 2	Co 2	10,47	2,14635			alle	0,045491422
Kreuzbein	Os	5,272	1,08076			eff. Dosis Mann	0,890338379
Ovar 1	Ov 1	9,93	2,03565	Ovar	2,21605		
Ovar 2	Ov 2	11,69	2,39645			eff. Dosis Frau	1,167170379
Blase	Ve	9,178	1,88149	Blase	1,88149		
Hoden 1	Ts 1	4,38	0,8979	Hoden	0,90902125		
Hoden 2	Ts 2	4,4885	0,9201425				
Derma 1	De 1	4,516	0,92578	Derma	1,755415		
Derma 2	De 2	10,635	2,180175				
Derma 3	De 3	10,538	2,16029				
Gesamt:			36,3931375				

Tabelle 6.1.6: Protokoll B6/B12 (120kV · 10mAs · 1mm Schichtkollimation)

Organ	Abkürzung	Meßwert	Ortsdosis	Organdosis	eff. Dosis		
Schaedel 1	Cr 1	0	0	Schaedel	0 RKM	5,918424483	
Schaedel 2	Cr 2	0	0				
Speiseröhre 1	Oe 1	0	0	Speiseröhre	0,217573333		
Speiseröhre 2	Oe 2	0	0		Gonaden Hoden	1,7143125	
Schilddrüse	Ty	0	0	Schilddrüse	0		
Schulterblatt	Sc	0	0		Gonaden Ovar	3,721365	
Oberarm	Hu	0	0		RKM	0,710210938	
Rippen1	Cs 1	0	0		Colon	2,4173805	
Lunge 1	Pu 1	0	0	Lunge1	0		
Lunge 1	Pu 1	0	0		Lunge	0,0428409	
Lunge 1	Pu 1	0	0				
Mamma 1	Ma 1	3,564	0,73062	Mamma	0,71293875	Magen	0,416232
Mamma 2	Ma 2	3,3915	0,6952575				
Rippen 2	Cs 2	2,537	0,520085			Blase	0,9517125
Lunge 2	Pu 2	3,343	0,685315	Lunge2	0,714015		
Lunge 2	Pu 2	3,184	0,65272			Mamma	0,035646938
Lunge 2	Pu 2	3,922	0,80401				
BWS	Vt	5,519	1,131395			Leber	0,4656575
Leber 1	Hp 1	22,49	4,61045	Leber 1	4,751216667		
Leber 1	Hp 1	22,23	4,55715			Speiseröhre	0,010878667
Leber 1	Hp 1	24,81	5,08605				
Magen	Ga	16,92	3,4686	Magen	3,4686	Schilddrüse	0
LWS	VI	15,2	3,116				
Leber 2	Hp 2	83,32	17,0806	Leber 2	16,15605	Haut	0,135921833
Leber 2	Hp 2	74,3	15,2315				
Colon 1	Co 1	108,2	22,181	Colon 1	21,3118	RKM Oberfläche	0,059184245
Colon 1	Co 1	99,72	20,4426				
Becken 1	Pe 1	64,53	13,22865	Becken	13,73705	Rest: Mittelwert über alle Organe	
Becken 2	Pe 2	69,49	14,24545			Mann	0,031474234
Colon 2	Co 2	104,8	21,484	Colon 2	18,977875	Frau	0,037362629
Colon 2	Co 2	80,35	16,47175			alle	0,364463222
Kreuzbein	Os	53,56	10,9798			eff. Dosis Mann	7,288794805
Ovar 1	Ov 1	95,84	19,6472	Ovar	18,606825		
Ovar 2	Ov 2	85,69	17,56645			eff. Dosis Frau	9,331494242
Blase	Ve	92,85	19,03425	Blase	19,03425		
Hoden 1	Ts 1	51,4	10,537	Hoden	8,5715625		
Hoden 2	Ts 2	32,225	6,606125				
Derma 1	De 1	15,355	3,147775	Derma	13,59218333		
Derma 2	De 2	89,06	18,2573				
Derma 3	De 3	94,495	19,371475				
Gesamt:			291,5705775				

Tabelle 6.1.7: Protokoll B13 (140kV · 100mAs · 2,5mm Schichtkollimation)

Organ	Abkürzung	Meßwert	Ortsdosis	Organdosis	eff. Dosis		
Schaedel 1	Cr 1	0	0	Schaedel	0 RKM	3,064506733	
Schaedel 2	Cr 2	0	0				
Speiseröhre 1	Oe 1	0	0	Speiseröhre	0,20172		
Speiseröhre 2	Oe 2	0	0		Gonaden Hoden	2,340895	
Schilddrüse	Ty	0	0	Schilddrüse	0		
Schulterblatt	Sc	0	0		Gonaden Ovar	2,067015	
Oberarm	Hu	0	0		RKM	0,367740808	
Rippen1	Cs 1	0	0		Colon	1,286949	
Lunge 1	Pu 1	0	0	Lunge1	0		
Lunge 1	Pu 1	0	0		Lunge	0,0298603	
Lunge 1	Pu 1	0	0				
Mamma 1	Ma 1	1,8685	0,3830425	Mamma	0,47683	Magen	0,278718
Mamma 2	Ma 2	2,7835	0,5706175				
Rippen 2	Cs 2	1,437	0,294585			Blase	0,4726275
Lunge 2	Pu 2	2,235	0,458175	Lunge2	0,497671667		
Lunge 2	Pu 2	2,952	0,60516			Mamma	0,0238415
Lunge 2	Pu 2	2,096	0,42968				
BWS	Vt	2,793	0,572565			Leber	0,23944
Leber 1	Hp 1	12,31	2,52355	Leber 1	2,662266667		
Leber 1	Hp 1	13,67	2,80235			Speiseröhre	0,010086
Leber 1	Hp 1	12,98	2,6609				
Magen	Ga	11,33	2,32265	Magen	2,32265	Schilddrüse	0
LWS	VI	9,057	1,856685				
Leber 2	Hp 2	42,55	8,72275	Leber 2	7,9786	Haut	0,084467175
Leber 2	Hp 2	35,29	7,23445				
Colon 1	Co 1	53,97	11,06385	Colon 1	10,64975	RKM Oberfläche	0,030645067
Colon 1	Co 1	49,93	10,23565				
Becken 1	Pe 1	32,7	6,7035	Becken	6,9454	Rest: Mittelwert über alle Organe	
Becken 2	Pe 2	35,06	7,1873			Mann	0,023370131
Colon 2	Co 2	52,64	10,7912	Colon 2	10,7994	Frau	0,020380793
Colon 2	Co 2	52,72	10,8076			alle	0,216219266
Kreuzbein	Os	28,67	5,87735			eff. Dosis Mann	5,357648116
Ovar 1	Ov 1	46,71	9,57555	Ovar	10,335075		
Ovar 2	Ov 2	54,12	11,0946			eff. Dosis Frau	5,107609616
Blase	Ve	46,11	9,45255	Blase	9,45255		
Hoden 1	Ts 1	96,23	19,72715	Hoden	11,704475		
Hoden 2	Ts 2	17,96	3,6818				
Derma 1	De 1	8,8405	1,8123025	Derma	8,4467175		
Derma 2	De 2	64,945	13,313725				
Derma 3	De 3	49,825	10,214125				
Gesamt:			172,9754125				

Tabelle 6.1.8: Protokoll B14 (140kV · 50mAs · 2,5mm Schichtkollimation)

Organ	Abkürzung	Meßwert	Ortsdosis	Organdosis	eff. Dosis		
Schaedel 1	Cr 1	0	0	Schaedel	0 RKM	1,299602967	
Schaedel 2	Cr 2	0	0				
Speiseröhre 1	Oe 1	0	0	Speiseröhre	0,091771667		
Speiseröhre 2	Oe 2	0	0		Gonaden Hoden	0,3043635	
Schilddrüse	Ty	0	0	Schilddrüse	0		
Schulterblatt	Sc	0	0		Gonaden Ovar	0,89093	
Oberarm	Hu	0	0		RKM	0,155952356	
Rippen1	Cs 1	0	0		Colon	0,5828355	
Lunge 1	Pu 1	0	0	Lunge1	0		
Lunge 1	Pu 1	0	0		Lunge	0,0196554	
Lunge 1	Pu 1	0	0				
Mamma 1	Ma 1	1,519	0,311395	Mamma	0,31216375	Magen	0,1611546
Mamma 2	Ma 2	1,5265	0,3129325				
Rippen 2	Cs 2	0,959	0,196595			Blase	0,19926
Lunge 2	Pu 2	2,054	0,42107	Lunge2	0,32759		
Lunge 2	Pu 2	1,343	0,275315			Mamma	0,015608188
Lunge 2	Pu 2	1,397	0,286385				
BWS	Vt	1,735	0,355675			Leber	0,12041085
Leber 1	Hp 1	6,941	1,422905	Leber 1	1,225011667		
Leber 1	Hp 1	5,735	1,175675			Speiseröhre	0,004588583
Leber 1	Hp 1	5,251	1,076455				
Magen	Ga	6,551	1,342955	Magen	1,342955	Schilddrüse	0
LWS	VI	3,815	0,782075				
Leber 2	Hp 2	21,23	4,35215	Leber 2	4,183025	Haut	0,037308975
Leber 2	Hp 2	19,58	4,0139				
Colon 1	Co 1	25	5,125	Colon 1	4,9487	RKM Oberfläche	0,01299603
Colon 1	Co 1	23,28	4,7724				
Becken 1	Pe 1	12,53	2,56865	Becken	2,891525	Rest: Mittelwert über alle Organe	
Becken 2	Pe 2	15,68	3,2144			Mann	0,007266026
Colon 2	Co 2	21,39	4,38495	Colon 2	4,765225	Frau	0,009169585
Colon 2	Co 2	25,1	5,1455			alle	0,0889577
Kreuzbein	Os	12,19	2,49895			eff. Dosis Mann	1,687483494
Ovar 1	Ov 1	21,41	4,38905	Ovar	4,45465		
Ovar 2	Ov 2	22,05	4,52025			eff. Dosis Frau	2,289658182
Blase	Ve	19,44	3,9852	Blase	3,9852		
Hoden 1	Ts 1	7,019	1,438895	Hoden	1,5218175		
Hoden 2	Ts 2	7,828	1,60474				
Derma 1	De 1	5,1735	1,0605675	Derma	3,7308975		
Derma 2	De 2	22,865	4,687325				
Derma 3	De 3	26,56	5,4448				
Gesamt:			71,16616				

Tabelle 6.1.9: Protokoll B15 (140kV · 20mAs · 2,5mm Schichtkollimation)

Organ	Abkürzung	Meßwert	Ortsdosis	Organdosis	eff. Dosis		
Schaedel 1	Cr 1	0	0	Schaedel	0 RKM	0,71860905	
Schaedel 2	Cr 2	0	0				
Speiseröhre 1	Oe 1	0	0	Speiseröhre	0,078788333		
Speiseröhre 2	Oe 2	0	0		Gonaden Hoden	0,2140815	
Schilddrüse	Ty	0	0	Schilddrüse	0		
Schulterblatt	Sc	0	0		Gonaden Ovar	0,53464	
Oberarm	Hu	0	0		RKM	0,086233086	
Rippen1	Cs 1	0	0		Colon	0,342924	
Lunge 1	Pu 1	0	0	Lunge1	0		
Lunge 1	Pu 1	0	0		Lunge	0,0160433	
Lunge 1	Pu 1	0	0				
Mamma 1	Ma 1	1,854	0,38007	Mamma	0,38007	Magen	0,1465914
Mamma 2	Ma 2	1,854	0,38007				
Rippen 2	Cs 2	0,809	0,165845			Blase	0,123205
Lunge 2	Pu 2	1,603	0,328615	Lunge2	0,267388333		
Lunge 2	Pu 2	1,153	0,236365			Mamma	0,0190035
Lunge 2	Pu 2	1,157	0,237185				
BWS	Vt	1,155	0,236775			Leber	0,08936975
Leber 1	Hp 1	5,299	1,086295	Leber 1	1,095725		
Leber 1	Hp 1	5,178	1,06149			Speiseröhre	0,003939417
Leber 1	Hp 1	5,558	1,13939				
Magen	Ga	5,959	1,221595	Magen	1,221595	Schilddrüse	0
LWS	VI	2,73	0,55965				
Leber 2	Hp 2	15,36	3,1488	Leber 2	2,8249	Haut	0,02369595
Leber 2	Hp 2	12,2	2,501				
Colon 1	Co 1	13,84	2,8372	Colon 1	2,875125	RKM Oberfläche	0,007186091
Colon 1	Co 1	14,21	2,91305				
Becken 1	Pe 1	8,656	1,77448	Becken	1,63016	Rest: Mittelwert über alle Organe	
Becken 2	Pe 2	7,248	1,48584			Mann	0,004787589
Colon 2	Co 2	14,07	2,88435	Colon 2	2,840275	Frau	0,005803465
Colon 2	Co 2	13,64	2,7962			alle	0,056935931
Kreuzbein	Os	5,436	1,11438			eff. Dosis Mann	1,110205424
Ovar 1	Ov 1	12,66	2,5953	Ovar	2,6732		
Ovar 2	Ov 2	13,42	2,7511			eff. Dosis Frau	1,449767424
Blase	Ve	12,02	2,4641	Blase	2,4641		
Hoden 1	Ts 1	5,554	1,13857	Hoden	1,0704075		
Hoden 2	Ts 2	4,889	1,002245				
Derma 1	De 1	5,167	1,059235	Derma	2,369595		
Derma 2	De 2	14,26	2,9233				
Derma 3	De 3	15,25	3,12625				
Gesamt:			45,548745				

Tabelle 6.1.10: Protokoll B16 (80kV · 50mAs · 2,5mm Schichtkollimation)

Organ	Abkürzung	Meßwert	Ortsdosis	Organdosis	eff. Dosis		
Schaedel 1	Cr 1	0	0	Schaedel	0 RKM	0,751717233	
Schaedel 2	Cr 2	0	0				
Speiseröhre 1	Oe 1	0	0	Speiseröhre	0,117875		
Speiseröhre 2	Oe 2	0	0		Gonaden Hoden	0,425498	
Schilddrüse	Ty	0	0	Schilddrüse	0		
Schulterblatt	Sc	0	0		Gonaden Ovar	0,512705	
Oberarm	Hu	0	0		RKM	0,090206068	
Rippen1	Cs 1	0	0		Colon	0,317586	
Lunge 1	Pu 1	0	0	Lunge1	0		
Lunge 1	Pu 1	0	0		Lunge	0,0156579	
Lunge 1	Pu 1	0	0				
Mamma 1	Ma 1	2,2145	0,4539725	Mamma	0,47585625	Magen	0,1038612
Mamma 2	Ma 2	2,428	0,49774				
Rippen 2	Cs 2	0,702	0,14391		Blase	0,12341	
Lunge 2	Pu 2	1,063	0,217915	Lunge2	0,260965		
Lunge 2	Pu 2	1,725	0,353625		Mamma	0,023792813	
Lunge 2	Pu 2	1,031	0,211355				
BWS	Vt	1,123	0,230215		Leber	0,0665266	
Leber 1	Hp 1	3,518	0,72119	Leber 1	0,78802		
Leber 1	Hp 1	3,739	0,766495		Speiseröhre	0,00589375	
Leber 1	Hp 1	4,275	0,876375				
Magen	Ga	4,222	0,86551	Magen	0,86551	Schilddrüse	0
LWS	VI	2,306	0,47273				
Leber 2	Hp 2	10,45	2,14225	Leber 2	2,1443	Haut	0,021892292
Leber 2	Hp 2	10,47	2,14635				
Colon 1	Co 1	14,01	2,87205	Colon 1	2,7921	RKM Oberfläche	0,007517172
Colon 1	Co 1	13,23	2,71215				
Becken 1	Pe 1	7,881	1,615605	Becken	1,67608	Rest: Mittelwert über alle Organe	
Becken 2	Pe 2	8,471	1,736555		Mann	0,005354768	
Colon 2	Co 2	12,46	2,5543	Colon 2	2,501	Frau	0,005371037
Colon 2	Co 2	11,94	2,4477		alle	0,054796244	
Kreuzbein	Os	6,737	1,381085		eff. Dosis Mann	1,232845226	
Ovar 1	Ov 1	12,65	2,59325	Ovar	2,563525		
Ovar 2	Ov 2	12,36	2,5338		eff. Dosis Frau	1,343845038	
Blase	Ve	12,04	2,4682	Blase	2,4682		
Hoden 1	Ts 1	10,645	2,182225	Hoden	2,12749		
Hoden 2	Ts 2	10,111	2,072755				
Derma 1	De 1	3,7975	0,7784875	Derma	2,189229167		
Derma 2	De 2	15,405	3,158025				
Derma 3	De 3	12,835	2,631175				
Gesamt:			43,836995				

Tabelle 6.1.11: Protokoll B17 (140kV · 10mAs · 2,5mm Schichtkollimation)

Organ	Abkürzung	Meßwert	Ortsdosis	Organdosis	eff. Dosis		
Schaedel 1	Cr 1	0	0	Schaedel	0 RKM	0,559136133	
Schaedel 2	Cr 2	0	0				
Speiseröhre 1	Oe 1	0	0	Speiseröhre	0,119583333		
Speiseröhre 2	Oe 2	0	0		Gonaden Hoden	0,19941375	
Schilddrüse	Ty	0	0	Schilddrüse	0		
Schulterblatt	Sc	0	0		Gonaden Ovar	0,375027	
Oberarm	Hu	0	0		RKM	0,067096336	
Rippen1	Cs 1	0	0		Colon	0,2492349	
Lunge 1	Pu 1	0	0	Lunge1	0		
Lunge 1	Pu 1	0	0		Lunge	0,0155226	
Lunge 1	Pu 1	0	0				
Mamma 1	Ma 1	1,5375	0,3151875	Mamma	0,36392625	Magen	0,129519
Mamma 2	Ma 2	2,013	0,412665				
Rippen 2	Cs 2	0,749	0,153545			Blase	0,0882525
Lunge 2	Pu 2	1,04	0,2132	Lunge2	0,25871		
Lunge 2	Pu 2	1,75	0,35875			Mamma	0,018196313
Lunge 2	Pu 2	0,996	0,20418				
BWS	Vt	1,208	0,24764			Leber	0,0672482
Leber 1	Hp 1	4,523	0,927215	Leber 1	0,89913		
Leber 1	Hp 1	4,192	0,85936			Speiseröhre	0,005979167
Leber 1	Hp 1	4,443	0,910815				
Magen	Ga	5,265	1,079325	Magen	1,079325	Schilddrüse	0
LWS	VI	2,911	0,596755				
Leber 2	Hp 2	8,906	1,82573	Leber 2	2,013715	Haut	0,0191265
Leber 2	Hp 2	10,74	2,2017				
Colon 1	Co 1	10,47	2,14635	Colon 1	2,1771	RKM Oberfläche	0,005591361
Colon 1	Co 1	10,77	2,20785				
Becken 1	Pe 1	5,898	1,20909	Becken	1,145745	Rest: Mittelwert über alle Organe	
Becken 2	Pe 2	5,28	1,0824			Mann	0,003849929
Colon 2	Co 2	9,799	2,008795	Colon 2	1,976815	Frau	0,004336641
Colon 2	Co 2	9,487	1,944835			alle	0,043877688
Kreuzbein	Os	4,631	0,949355			eff. Dosis Mann	0,890862002
Ovar 1	Ov 1	8,813	1,806665	Ovar	1,875135		
Ovar 2	Ov 2	9,481	1,943605			eff. Dosis Frau	1,084671564
Blase	Ve	8,61	1,76505	Blase	1,76505		
Hoden 1	Ts 1	5,0765	1,0406825	Hoden	0,99706875		
Hoden 2	Ts 2	4,651	0,953455				
Derma 1	De 1	4,975	1,019875	Derma	1,91265		
Derma 2	De 2	12,69	2,60145				
Derma 3	De 3	10,325	2,116625				
Gesamt:			35,10215				

Tabelle 6.1.12: Protokoll B18 (120kV · 10mAs · 2,5mm Schichtkollimation)

- Schädeprotokolle-CT

Protokoll	S1	S2	S3	S4	S5	S6
Meßwert						
Schädelkalotte1 re	130,5	63,91	27,12	116,8	60,77	19,95
Schädelkalotte2 li	102,5	55,11	23,05	83,74	37,3	19,38
Speiseröhre	160,9	78,77	33,79	112	54,47	22,02
Derma 1 re Wange	179,25	97,135	35,275	128,55	50,775	22,565
Derma 2 lin Parotis	179,2	79,525	40,01	151,05	69,365	29,635
Derma 3 re Auge	126,9	86,47	31,995	85,835	42,49	26,55
Kalotte3	143,1	74,36	29,22	121,1	47,88	19,24
Sinus sphenoidalis	94,24	57,41	21,82	81,03	36,19	21,2
Regio 6er OK rechts	132,5	68,84	31,29	92,93	47,98	29,01
Regio 6er OK links	120,8	67,1	29,96	107,2	49,41	17,37
HW-Körper + RM-Hals C2	151,8	79,86	35,34	121,5	48	25,25
Gdl. Thyroidea	186,75	96,655	41,495	35,815	23,15	25,02
Ortsdosis						
Schädelkalotte1 re	26,7525	13,10155	5,5596	23,944	12,45785	4,08975
Schädelkalotte2 li	21,0125	11,29755	4,72525	17,1667	7,6465	3,9729
Speiseröhre	32,9845	16,14785	6,92695	22,96	11,16635	4,5141
Derma 1 re Wange	36,74625	19,912675	7,231375	26,35275	10,408875	4,625825
Derma 2 lin Parotis	36,736	16,302625	8,20205	30,96525	14,219825	6,075175
Derma 3 re Auge	26,0145	17,72635	6,558975	17,596175	8,71045	5,44275
Kalotte3	29,3355	15,2438	5,9901	24,8255	9,8154	3,9442
Sinus sphenoidalis	19,3192	11,76905	4,4731	16,61115	7,41895	4,346
Regio 6er OK rechts	27,1625	14,1122	6,41445	19,05065	9,8359	5,94705
Regio 6er OK links	24,764	13,7555	6,1418	21,976	10,12905	3,56085
HW-Körper + RM-Hals C2	31,119	16,3713	7,2447	24,9075	9,84	5,17625
Gdl. Thyroidea	38,28375	19,814275	8,506475	7,342075	4,74575	5,1291
Organdosis						
RKM	14,76246	7,755273	3,400581	11,9265105	4,940541	2,45713
Ösophagus	10,99483333	5,382616667	2,308983333	7,653333333	3,722116667	1,5047
Schilddrüse	38,28375	19,814275	8,506475	7,342075	4,74575	5,1291
Haut	34,445125	18,43898125	7,62471875	20,5640625	9,521225	5,3182125
Augenlinse	26,0145	17,72635	6,558975	17,596175	8,71045	5,44275
Gehirn	19,3192	11,76905	4,4731	16,61115	7,41895	4,346
eff. Dosis						
RKM	1,7714952	0,93063276	0,40806972	1,43118126	0,59286492	0,2948556
Ösophagus	0,549741667	0,269130833	0,115449167	0,382666667	0,186105833	0,075235
Schilddrüse	1,9141875	0,99071375	0,42532375	0,36710375	0,2372875	0,256455
Haut	0,34445125	0,184389813	0,076247188	0,205640625	0,09521225	0,053182125
Augenlinse	0,260145	0,1772635	0,06558975	0,17596175	0,0871045	0,0544275
Gehirn	0,193192	0,1176905	0,044731	0,1661115	0,0741895	0,04346
Rest	0,041943438	0,02224851	0,009461755	0,02273888	0,010606371	0,006480127
gesamte effektive Dosis	4,621819055	2,397115665	1,034551579	2,409331181	1,122076874	0,686207852

Tabelle 6.1.13: Protokolle S1-S6

- Beckenprotokolle-Rotations-DSA

Organ	Abkürzung	Meßwert	Ortsdosis	Organdosis	eff. Dosis
Schaedel 1	Cr 1	0	0	Schaedel	0 RKM 9,102985
Schaedel 2	Cr 2	0	0		
Speiseröhre 1	Oe 1	0	0	Speiseröhre	0,0725625
Speiseröhre 2	Oe 2	0	0	Gonaden Hoden	0,15583125
Schilddrüse	Ty	0	0	Schilddrüse	0
Schulterblatt	Sc	0	0	Gonaden Ovar	2,1365625
Oberarm	Hu	0	0	RKM	1,0923582
Rippen1	Cs 1	0	0	Colon	2,14813125
Lunge 1	Pu 1	0	0	Lunge1	0
Lunge 1	Pu 1	0	0	Lunge	0,01121625
Lunge 1	Pu 1	0	0		
Mamma 1	Ma 1	0,806	0,151125	Mamma	0,1490625 Magen 0,0871578
Mamma 2	Ma 2	0,784	0,147		
Rippen 2	Cs 2	0,938	0,175875		Blase 0,3352775
Lunge 2	Pu 2	0,72	0,135	Lunge2	0,1869375
Lunge 2	Pu 2	1,161	0,2176875		Mamma 0,007453125
Lunge 2	Pu 2	1,11	0,208125		
BWS	Vt	1,476	0,27675		Leber 0,061468125
Leber 1	Hp 1	3,421	0,6414375	Leber 1	0,79225
Leber 1	Hp 1	4,354	0,816375		Speiseröhre 0,003628125
Leber 1	Hp 1	4,901	0,9189375		
Magen	Ga	3,543	0,6643125	Magen	0,726315 Schilddrüse 0
LWS	VI	2,836	0,53175		
Leber 2	Hp 2	12,66	2,37375	Leber 2	1,88503125 Haut 0,085804063
Leber 2	Hp 2	7,447	1,3963125		
Colon 1	Co 1	87,72	16,4475	Colon 1	16,2 RKM Oberfläche 0,09102985
Colon 1	Co 1	85,08	15,9525		
Becken 1	Pe 1	112,7	21,13125	Becken	24,065625 Rest: Mittelwert über alle Organe
Becken 2	Pe 2	144	27		Mann 0,018508647
Colon 2	Co 2	97,49	18,279375	Colon 2	19,6021875 Frau 0,025250362
Colon 2	Co 2	111,6	20,925		alle 0,248077617
Kreuzbein	Os	81,46	15,27375		eff. Dosis Mann 4,31998003
Ovar 1	Ov 1	59,99	11,248125	Ovar	10,6828125
Ovar 2	Ov 2	53,96	10,1175		eff. Dosis Frau 6,308164405
Blase	Ve	32,71	6,133125	Blase	6,70555
Hoden 1	Ts 1	4,1525	0,77859375	Hoden	0,77915625
Hoden 2	Ts 2	4,1585	0,77971875		
Derma 1	De 1	1,7615	0,33028125	Derma	8,58040625
Derma 2	De 2	22,745	4,2646875		
Derma 3	De 3	112,78	21,14625		
Gesamt:			198,4620938		

Tabelle 6.1.14: Protokoll BI (Normal: 70kV · 0,48dose)

Organ	Abkürzung	Meßwert	Ortsdosis	Organdosis	eff. Dosis
Schaedel 1	Cr 1	0	0	Schaedel	0 RKM 3,319150625
Schaedel 2	Cr 2	0	0		
Speiseröhre 1	Oe 1	0	0	Speiseröhre	0,0908125
Speiseröhre 2	Oe 2	0	0		Gonaden Hoden 0,0180375
Schilddrüse	Ty	0	0	Schilddrüse	0
Schulterblatt	Sc	0	0		Gonaden Ovar 0,1314375
Oberarm	Hu	0	0		RKM 0,398298075
Rippen1	Cs 1	0	0		Colon 1,19925
Lunge 1	Pu 1	0	0	Lunge1	0
Lunge 1	Pu 1	0	0		Lunge 0,01428
Lunge 1	Pu 1	0	0		
Mamma 1	Ma 1	0,696	0,1305	Mamma	0,12834375 Magen 0,210084
Mamma 2	Ma 2	0,673	0,1261875		
Rippen 2	Cs 2	1,108	0,20775		Blase 0,02260125
Lunge 2	Pu 2	1,428	0,26775	Lunge2	0,238
Lunge 2	Pu 2	1,453	0,2724375		Mamma 0,006417188
Lunge 2	Pu 2	0,927	0,1738125		
BWS	Vt	2,152	0,4035		Leber 0,248780625
Leber 1	Hp 1	9,603	1,8005625	Leber 1	2,2295625
Leber 1	Hp 1	11,26	2,11125		Speiseröhre 0,004540625
Leber 1	Hp 1	14,81	2,776875		
Magen	Ga	8,54	1,60125	Magen	1,7507 Schilddrüse 0
LWS	VI	9,095	1,7053125		
Leber 2	Hp 2	67,22	12,60375	Leber 2	9,0946875 Haut 0,142098438
Leber 2	Hp 2	29,79	5,585625		
Colon 1	Co 1	69,39	13,010625	Colon 1	12,6028125 RKM Oberfläche 0,033191506
Colon 1	Co 1	65,04	12,195		
Becken 1	Pe 1	42,36	7,9425	Becken	9,1040625 Rest: Mittelwert über alle Organe
Becken 2	Pe 2	54,75	10,265625		Mann 0,010414373
Colon 2	Co 2	41,39	7,760625	Colon 2	7,3846875 Frau 0,010045747
Colon 2	Co 2	37,38	7,00875		alle 0,169183477
Kreuzbein	Os	15,25	2,859375		eff. Dosis Mann 2,460345495
Ovar 1	Ov 1	3,655	0,6853125	Ovar	0,6571875
Ovar 2	Ov 2	3,355	0,6290625		eff. Dosis Frau 2,580162683
Blase	Ve	2,205	0,4134375	Blase	0,452025
Hoden 1	Ts 1	0,4765	0,08934375	Hoden	0,0901875
Hoden 2	Ts 2	0,4855	0,09103125		
Derma 1	De 1	2,96	0,555	Derma	14,20984375
Derma 2	De 2	5,2975	0,99328125		
Derma 3	De 3	219,1	41,08125		
Gesamt:			135,3467813		

Tabelle 6.1.15: Protokoll BII (Reduziert: 70kV · 0,24dose)

Organ	Abkürzung	Meßwert	Ortsdosis	Organdosis	eff. Dosis
Schaedel 1	Cr 1	0	0	Schaedel	0 RKM 3,685708233
Schaedel 2	Cr 2	0	0		
Speiseröhre 1	Oe 1	0	0	Speiseröhre	0,113843333
Speiseröhre 2	Oe 2	0	0		Gonaden Hoden 0,0233155
Schilddrüse	Ty	0	0	Schilddrüse	0
Schulterblatt	Sc	0	0		Gonaden Ovar 0,13498
Oberarm	Hu	0	0		RKM 0,442284988
Rippen1	Cs 1	0	0		Colon 1,286322
Lunge 1	Pu 1	0	0	Lunge1	0
Lunge 1	Pu 1	0	0		Lunge 0,0172652
Lunge 1	Pu 1	0	0		
Mamma 1	Ma 1	0,7385	0,125545	Mamma	0,1446275 Magen 0,270108
Mamma 2	Ma 2	0,963	0,16371		
Rippen 2	Cs 2	1,543	0,26231		Blase 0,02463075
Lunge 2	Pu 2	1,832	0,31144	Lunge2	0,287753333
Lunge 2	Pu 2	2,009	0,34153		Mamma 0,007231375
Lunge 2	Pu 2	1,237	0,21029		
BWS	Vt	3,065	0,52105		Leber 0,287045
Leber 1	Hp 1	12,56	2,1352	Leber 1	2,696766667
Leber 1	Hp 1	18,81	3,1977		Speiseröhre 0,005692167
Leber 1	Hp 1	16,22	2,7574		
Magen	Ga	10,98	1,8666	Magen	2,2509 Schilddrüse 0
LWS	VI	11,04	1,8768		
Leber 2	Hp 2	35,62	6,0554	Leber 2	10,3071 Haut 0,1947894
Leber 2	Hp 2	85,64	14,5588		
Colon 1	Co 1	78,74	13,3858	Colon 1	13,85415 RKM Oberfläche 0,036857082
Colon 1	Co 1	84,25	14,3225		
Becken 1	Pe 1	57,96	9,8532	Becken	10,5672 Rest: Mittelwert über alle Organe
Becken 2	Pe 2	66,36	11,2812		Mann 0,011765046
Colon 2	Co 2	47,9	8,143	Colon 2	7,58455 Frau 0,011280025
Colon 2	Co 2	41,33	7,0261		alle 0,200943825
Kreuzbein	Os	11,36	1,9312		effektive Dosis M: 2,789253912
Ovar 1	Ov 1	3,799	0,64583	Ovar	0,6749
Ovar 2	Ov 2	4,141	0,70397		effektive Dosis Fr: 2,908149787
Blase	Ve	2,403	0,40851	Blase	0,492615
Hoden 1	Ts 1	0,6385	0,108545	Hoden	0,1165775
Hoden 2	Ts 2	0,733	0,12461		
Derma 1	De 1	4,742	0,80614	Derma	19,47894
Derma 2	De 2	6,804	1,15668		
Derma 3	De 3	332,2	56,474		
Gesamt:			160,75506		

Tabelle 6.1.16: Protokoll BIII (Optimal reduziert: 60kV · 0,24dose · 30% elektronischer Filter)

Organ	Abkürzung	Meßwert	Ortsdosis	Organdosis	eff. Dosis		
Schaedel 1	Cr 1	0	0	Schaedel	0 RKM	5,0327259	
Schaedel 2	Cr 2	0	0				
Speiseröhre 1	Oe 1	0	0	Speiseröhre	0,089533333		
Speiseröhre 2	Oe 2	0	0		Gonaden Hoden	0,0319515	
Schilddrüse	Ty	0	0	Schilddrüse	0		
Schulterblatt	Sc	0	0		Gonaden Ovar	0,206669	
Oberarm	Hu	0	0		RKM	0,603927108	
Rippen1	Cs 1	0	0		Colon	1,816059	
Lunge 1	Pu 1	0	0	Lunge1	0		
Lunge 1	Pu 1	0	0		Lunge	0,0223176	
Lunge 1	Pu 1	0	0				
Mamma 1	Ma 1	1,0295	0,175015	Mamma	0,1789675	Magen	0,363096
Mamma 2	Ma 2	1,076	0,18292				
Rippen 2	Cs 2	1,773	0,30141		Blase	0,03947275	
Lunge 2	Pu 2	2,815	0,47855	Lunge2	0,37196		
Lunge 2	Pu 2	1,58	0,2686		Mamma	0,008948375	
Lunge 2	Pu 2	2,169	0,36873				
BWS	Vt	4,023	0,68391		Leber	0,365585	
Leber 1	Hp 1	14,83	2,5211	Leber 1	3,321233333		
Leber 1	Hp 1	24,44	4,1548		Speiseröhre	0,004476667	
Leber 1	Hp 1	19,34	3,2878				
Magen	Ga	14,76	2,5092	Magen	3,0258	Schilddrüse	0
LWS	VI	15,75	2,6775				
Leber 2	Hp 2	113,4	19,278	Leber 2	13,2974	Haut	0,25609225
Leber 2	Hp 2	43,04	7,3168				
Colon 1	Co 1	110,3	18,751	Colon 1	19,159	RKM Oberfläche	0,050327259
Colon 1	Co 1	115,1	19,567				
Becken 1	Pe 1	69,95	11,8915	Becken	13,5898	Rest: Mittelwert über alle Organe	
Becken 2	Pe 2	89,93	15,2881		Mann	0,016151387	
Colon 2	Co 2	71,16	12,0972	Colon 2	11,10865	Frau	0,015570713
Colon 2	Co 2	59,53	10,1201		alle	0,270644356	
Kreuzbein	Os	27,81	4,7277		effektive Dosis M	3,82394949	
Ovar 1	Ov 1	6,061	1,03037	Ovar	1,033345		
Ovar 2	Ov 2	6,096	1,03632		effektive Dosis Fr	4,007615365	
Blase	Ve	3,851	0,65467	Blase	0,789455		
Hoden 1	Ts 1	0,967	0,16439	Hoden	0,1597575		
Hoden 2	Ts 2	0,9125	0,155125				
Derma 1	De 1	5,447	0,92599	Derma	25,609225		
Derma 2	De 2	9,7305	1,654185				
Derma 3	De 3	436,75	74,2475				
		Gesamt:	216,515485				

Tabelle 6.1.17: Protokoll BIV (Optimal hoch: 60kV · 0,48dose · 15% elektronischer. Filter)

- **Schädelprotokolle-Rotations-DSA**

Protokoll	SI	SII	SIII
Meßwert			
Schädelkalotte1 re	42,63	24,24	34,7
Schädelkalotte2 li	13,14	8,177	9,503
Speiseröhre	7,78	3,971	4,851
Derma 1 re Wange	46,95	38,25	53,36
Derma 2 lin Parotis	54,755	38,53	47,815
Derma 3 re Auge	28,875	17,94	23,795
Kalotte3	61,1	36,94	54,81
Sinus sphenoidalis	13,85	7,687	8,311
Regio 6er OK rechts	15,15	10,22	13,01
Regio 6er OK links	23,25	13,5	18,86
HW-Körper + RM-Hals C2	42,17	24,97	36,59
Gdl. Thyroidea	4,561	2,115	2,82
Ortsdosis			
Schädelkalotte1 re	7,993125	4,545	5,899
Schädelkalotte2 li	2,46375	1,5331875	1,61551
Speiseröhre	1,45875	0,7445625	0,82467
Derma 1 re Wange	8,803125	7,171875	9,0712
Derma 2 lin Parotis	10,2665625	7,224375	8,12855
Derma 3 re Auge	5,4140625	3,36375	4,04515
Kalotte3	11,45625	6,92625	9,3177
Sinus sphenoidalis	2,596875	1,4413125	1,41287
Regio 6er OK rechts	2,840625	1,91625	2,2117
Regio 6er OK links	4,359375	2,53125	3,2062
HW-Körper + RM-Hals C2	7,906875	4,681875	6,2203
Gdl. Thyroidea	0,8551875	0,3965625	0,4794
Organdosis			
RKM	13,7295	8,1722625	10,670322
Ösophagus	1,45875	0,7445625	0,82467
Schilddrüse	0,8551875	0,3965625	0,4794
Haut	6,334734375	4,539140625	5,431075
Augenlinse	5,4140625	3,36375	4,04515
Gehirn	2,596875	1,4413125	1,41287
eff. Dosis			
RKM	3,6408	2,162214375	2,8446083
Ösophagus	0,0729375	0,037228125	0,0412335
Schilddrüse	0,042759375	0,019828125	0,02397
Haut	0,063347344	0,045391406	0,05431075
Rest	0,047748053	0,028308275	0,037051532
gesamte effektive Dosis	3,867592271	2,292970307	3,001174082

Tabelle 6.1.18: Protokolle SI-SIII

6.2 Tabellen: Dichtewerte und Bildrauschen

- Beckenprotokolle-Rotations-DSA

	BIV			BIII			BII			BI		
	Ar /mm ²	a.u.	SD									
Weichgewebe erste Schicht	319	402	12	312	403	20	312	402	19	315	402	14
Weichgewebe letzte Schicht	308	403	8	324	401	14	312	401	13	322	402	11
Knochen	117	409	10	121	414	19	116	409	18	116	410	15
Luft	1	241	14	1	172	19	1	202	13	1	211	14

Tabelle 6.2.1: Protokolle BI-BIV

- Beckenprotokolle-CT

	B1: 140KV/100mAs		B2: 140KV/50mAs		B3: 140KV/20mAs	
	Av	SD	Av	SD	Av	SD
Weichgewebe	135,6	15,5	135,3	21,8	134,6	31,7
Knochen(Wirbelkörper)	272,2	50,8	269,7	57	269,3	60,9
Luft	-1000,4	7,6	-1001,6	10,5	-1000,8	14,4
Weichgewebe	135,3	16,6	136	23	134,3	33,4
Knochen(Wirbelkörper)	287,8	69,5	289,2	71,6	292,9	75,7
Luft	-1001,5	7,4	-999,9	10,9	-1000,4	14,4
Weichgewebe	138,6	22,7	139,2	30,6	140,6	47,7
Knochen(Hüftkopf)	393,3	88	387,9	89,5	396,3	93,9
Luft	-996,6	10,3	-999,5	12,6	-998,3	19,6
	B4: 80KV/50mAs		B5: 140KV/10mAs		B6: 120KV/10mAs	
	Av	SD	Av	SD	Av	SD
Weichgewebe	105,5	51,2	134,5	34,4	129,3	40,4
Knochen(Wirbelkörper)	334,6	77,9	283,3	70,6	282,3	58,3
Luft	-998,3	20,7	-998,3	16,4	-999,3	19
Weichgewebe	105,7	52,6	134,6	34,2	129,5	42,9
Knochen(Wirbelkörper)	367,6	116,4	286,3	68,7	306,1	79
Luft	-997,5	21,3	-1000	16,4	-997,3	22,9
Weichgewebe	127,7	119,9	138,7	49,7	134	60,5
Knochen(Hüftkopf)	565,4	157,7	389,8	96	421,2	14,1
Luft	-996,4	28,7	-993,9	24	-997,2	26

Tabelle 6.2.2: Protokolle B1-B6

	B7: 140KV/100mAs		B8: 140KV/50mAs		B9: 140KV/20mAs	
	Av	SD	Av	SD	Av	SD
Weichgewebe	135,2	12,5	134,7	16,8	135	25
Knochen(Wirbelkörper)	277,4	41,8	278,9	45,7	279,4	48,1
Luft	-1000,3	5,5	-1000,7	7,6	-1000,4	11
Weichgewebe	135,1	12,8	135,2	17,5	134,3	25,6
Knochen(Wirbelkörper)	285,7	56,2	285,8	61,5	288,7	62,5
Luft	-1000,5	6	-1001,5	8,2	-1001,3	12,2
Weichgewebe	138,5	17	139,1	22,9	140,1	37,9
Knochen(Hüftkopf)	391,9	75,4	404,7	80,5	404,3	84,1
Luft	-999	7,3	-999,5	10,5	-998,8	16,2
	B10: 80KV/50mAs		B11: 140KV/10mAs		B12: 120KV/10mAs	
	Av	SD	Av	SD	Av	SD
Weichgewebe	106,1	39,4	134,7	26,8	129,7	32,2
Knochen(Wirbelkörper)	346,8	71,7	270	44,6	286,4	52,2
Luft	-1000,4	16,2	-999,8	14,3	-998	16,6
Weichgewebe	106,7	41,2	134,4	27,9	130,3	34,6
Knochen(Wirbelkörper)	363,8	96,6	285,4	64	302,9	72,7
Luft	-1000,5	16,4	-999,3	15,1	-998,1	19,6
Weichgewebe	128,3	95,8	138,8	41,1	134,8	53,4
Knochen(Hüftkopf)	579,8	140,5	394,6	85,2	431,8	97,8
Luft	-998,9	23,9	-996	20,7	-996,2	24,5

Tabelle 6.2.3: Protokolle B7-B12

	B13: 140KV/100mAs		B14: 140KV/50mAs		B15: 140KV/20mAs	
	Av	SD	Av	SD	Av	SD
Weichgewebe	135,6	11,8	134,8	15,6	136,6	23,7
Knochen(Wirbelkörper)	327,4	38,9	324,4	40,4	329,1	44,6
Luft	-1001,1	5,1	-1001,8	7,6	-1001,7	12,5
Weichgewebe	135	12,5	134,4	16,2	135,7	24,9
Knochen(Wirbelkörper)	272,2	50,7	270,6	46,9	275,3	51,8
Luft	-1000,3	6	-1001,3	8,8	-999,6	11,9
Weichgewebe	135,4	17,6	135,5	24,1	136,5	33,8
Knochen(Hüftkopf)	397,2	71,7	390,8	75,8	395,1	77,4
Luft	-1000,5	7,1	-996,9	11,4	-998,6	14,5
	B16: 80KV/50mAs		B17: 140KV/10mAs		B18: 120KV/10mAs	
	Av	SD	Av	SD	Av	SD
Weichgewebe	104,8	38,1	134,4	23,3	130	28,6
Knochen(Wirbelkörper)	437,4	72,7	325,9	46,7	346	51,9
Luft	-1001,3	15,1	-1001,5	11,5	-1000,2	14,7
Weichgewebe	104,4	35,2	135,3	25,2	130,2	27,9
Knochen(Wirbelkörper)	339,7	83,6	272,5	54	287,9	54,3
Luft	-1000,5	16,2	-1000,2	13,9	-999,5	14,3
Weichgewebe	115,8	95	136,7	34,4	133	45,4
Knochen(Hüftkopf)	557,9	124,8	397,3	74,7	421,2	89,5
Luft	-999,8	22,9	-998	15,4	-997,2	21

Tabelle 6.2.4: Protokolle B13-B18

6.3 Tabellen: Werte der subjektiven Bildqualität

- Beckenprotokolle

	Detail	Kortikalis	Spongiosa	Rauschen	3D-SSD	3D-VRT	Reihe	Insgesamt
CT								
B1	3	2	3	4	3	2	4	4
B2	2	1	3	2	1	1	2	2
B3	2	3	2	3	2	2	11	11
B5	2	2	2	4	4	2	13	13
B6	2	2	2	4	3	2	10	10
B7	4	4	4	2	2	2	9	9
B8	3	2	3	2	2	2	6	6
B9	2	2	3	1	1	1	1	1
B11	3	2	3	2	3	2	8	8
B12	4	3	4	3	4	2	7	7
B13	3	3	4	3	3	3	14	14
B14	3	3	4	4	4	3	16	16
B15	3	3	4	4	4	3	15	15
B16	3	3	3	3	3	3	12	12
B17	4	2	4	2	2	2	3	3
B18	3	3	3	2	2	2	5	5
R-DSA								
BI	1	1	2	5	4	2	2	18
BII	2	1	2	5	4	2	4	20
BIII	2	1	3	5	4	2	1	17
BIV	2	1	2	5	4	2	3	19

Tabelle 6.3.1: Bewertung durch Radiologe 1

	Detail	Kortikalis	Spongiosa	Rauschen	3D-SSD	3D-VRT	Reihe	Insgesamt
CT								
B1	4	3	3	4	4	3	12	12
B2	2	2	2	2	2	2	2	2
B3	2	2	3	2	2	3	5	5
B5	3	3	4	2	3	3	10	10
B6	3	2	3	4	3	2	9	9
B7	3	2	3	2	3	3	8	8
B8	3	3	3	3	2	3	6	6
B9	2	2	3	2	2	3	4	4
B11	2	2	2	2	2	2	1	1
B12	2	2	2	2	2	2	3	3
B13	5	4	5	4	5	5	16	16
B14	4	4	4	3	4	3	15	15
B15	4	3	4	3	3	3	14	14
B16	3	3	4	3	3	4	13	13
B17	2	3	3	3	2	3	7	7
B18	3	3	4	3	3	4	11	11
R-DSA								
BI	5	4	5	5	5	5	4	20
BII	4	4	5	4	4	5	3	19
BIII	4	3	4	4	4	4	2	18
BIV	4	3	4	3	4	3	1	17

Tabelle 6.3.2: Bewertung durch Radiologe 2

	Detail	Kortikalis	Spongiosa	Rauschen	3D-SSD	3D-VRT	Reihe	Insgesamt
CT								
B1	3	2	3	3	3	3	4	5
B2	3	3	3	3	2	3	2	9
B3	2	1	1	1	2	2	2	1
B5	2	3	3	3	2	3	2	3
B6	3	3	3	4	4	4	3	7
B7	3	3	3	3	2	2	2	4
B8	2	2	2	2	2	2	2	2
B9	3	3	4	4	3	3	4	10
B11	4	3	3	3	2	2	2	8
B12	3	3	4	4	3	2	4	6
B13	4	4	5	5	4	5	4	16
B14	4	4	4	4	4	5	4	14
B15	4	3	3	3	3	4	4	11
B16	4	4	4	4	3	3	3	12
B17	4	4	4	4	4	2	4	13
B18	4	5	5	5	4	3	4	15
R-DSA								
BI	3	3	3	3	4	5	5	4
BIV	3	3	3	3	3	5	3	2
BIII	3	3	3	3	4	5	4	3
BII	1	1	2	2	2	5	1	1

Tabelle 6.3.3: Bewertet durch Radiologe 3

- Schädelprotokolle

	Detail	Kortikalis	Spongiosa	Rauschen	3D-SSD	3D-VRT	Reihe	Insgesamt
CT								
S1	2	3	3	3	2	2	1	3
S2	3	2	2	2	2	2	1	2
S3	2	2	2	2	2	1	1	1
S4	4	4	4	4	3	5	3	4
S5	4	4	4	4	3	4	2	5
S6	4	4	4	4	4	4	2	6
R-DSA								
SI	2	3	3	3	4	5	2_3	1
SII	2	3	3	3	4	5	2_3	2
SIII	2	3	3	3	4	5	5	3

Tabelle 6.3.4: Bewertet durch Radiologe 1

	Detail	Kortikalis	Spongiosa	Rauschen	3D-SSD	3D-VRT	Reihe	Insgesamt
CT								
S1		2	3	4	4	3	4	3
S2		2	3	4	3	2	3	2
S3		1	3	4	3	1	2	1
S4		3	3	4	3	3	4	5
S5		4	2	5	2	4	3	4
S6		5	3	5	3	5	4	6
R-DSA								
SI		2	2	3	4	3	3	1
SII		3	3	2	5	5	4	3
SIII		2	2	2	5	4	4	2

Tabelle 6.3.5: Bewertung durch Radiologe 2

	Detail	Kortikalis	Spongiosa	Rauschen	3D-SSD	3D-VRT	Reihe	Insgesamt
CT								
S1		3	3	3	3	3	3	2
S2		3	4	4	2	3	2	3
S3		1	3	3	2	1	1	1
S4		5	4	4	4	5	4	4
S5		4	3	4	4	4	3	5
S6		4	4	4	3	4	4	6
R-DSA								
SI		2	2	3	4	5	3	2
SII		2	2	2	3	5	2	1
SIII		4	4	4	5	5	5	3

Tabelle 6.3.6: Bewertung durch Radiologe 3

7. Literaturverzeichnis

- 1: Prokop M
[Radiation dose and image quality in computed tomography]
Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr 2002 May; 174(5): 631-6

- 2: Panzer W, Zankl M
[Radiation exposure to patients in computed tomographic studies]
Rontgenpraxis 1993 Jan; 46(1): 15-8

- 3: Galanski M, Nagel HD, Stamm G
[CT-Expositionspraxis in der Bundesrepublik Deutschland. Ergebnisse einer bundesweiten Umfrage im Jahre 1999]
Fortschr Röntgenstr 2001; 173: R1-66

- 4: International Commission on Radiological Protection. Report 60
[The recommendations of the International Commission on Radiological Protection, 1990]
Ann ICRP 1991; 21(1-3): 1-201

- 5: Kalmar JA, Jones JP, Merritt CR
[Low-dose radiography of scoliosis in children. A comparison of methods]
Spine 1994 Apr 1; 19(7): 818-23

- 6: Klaus Ewen
[Moderne Bildgebung]
Thieme Stuttgart, 1998

- 7: Fearon T, Vucich J, Butler P, McSweeney WJ, Taylor GA, Markle BM, Hoe J
[Scoliosis examinations: organ dose and image quality with rare-earth screen-film systems]
AJR Am J Roentgenol 1988 Feb; 150(2): 359-62

- 8: Rock C, Kotsianos D, Linsenmaier U, Fischer T, Brandl R, Vill F, Wirth S, Kaltschmidt R, Euler E, Pfeifer KJ, Reiser M
[Studies on image quality, high contrast resolution and dose for the axial skeleton and limbs with a new, dedicated CT system (ISO-C-3 D)]
Fortschr Rontgenstr 2002 Feb; 174(2): 170-6

- 9: Gebhard F, Kinzl L, Arand M
[Limits of CT-based computer navigation in spinal surgery]
Unfallchirurg 2000 Aug; 103(8): 696-701

- 10: Butler WE, Piaggio CM, Constantinou C, Niklason L, Gonzalez RG, Cosgrove GR, Zervas NT
[A mobile computed tomographic scanner with intraoperative and intensive care unit applications]
Neurosurgery 1998 Jun; 42(6): 1304-10; discussion 1310-1

- 11: Fried M, Gopal H, Morrison P
[The use of intraoperative CT guidance systems for endoscopic sinus surgery]
Current Opinion in Otolaryngology and Head and Neck Surgery 1997; 511: 22-24
- 12: Frodel JL Jr, Pacheco E
[The use of intraoperative image-guided surgical techniques for reconstruction of orbital and zygomatic deformities]
Facial Plast Surg 1999; 15(1): 83-9
- 13: Okudera H, Kyoshima K, Kobayashi S, Sugita K
[Intraoperative CT scan findings during resection of glial tumours]
Neurol Res 1994 Aug; 16(4): 265-7
- 14: Blaser PF, Wicky S, Husmann O, Meuli RA, Leyvraz PF
[Value of 3D CT in diagnosis and treatment of fractures of the tibial plateau]
Swiss Surg 1998; (4): 180-6
- 15: Rieker O, Mildenerger P, Rudig L, Schweden F, Thelen M
[3D CT of fractures: comparison of volume and surface reconstruction]
Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr 1998 Nov; 169(5): 490-4.
- 16: Brown GA, Willis MC, Firoozbakhsh K, Barmada A, Tessman CL, Montgomery A
[Computed tomography image-guided surgery in complex acetabular fractures]
Clin Orthop 2000 Jan; (370): 219-26
- 17: Wicky S, Blaser PF, Blanc CH, Leyvraz PF, Schnyder P, Meuli RA
[Comparison between standard radiography and spiral CT with 3D reconstruction in the evaluation, classification and management of tibial plateau fractures]
Eur Radiol 2000; 10(8): 1227-32
- 18: Messmer P, Baumann B, Suhm N, Jacob AL
[Navigation systems for image-guided therapy: A review]
Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr 2001 Sep; 173(9): 777-84
- 19: El-Sheik M, Heverhagen JT, Alfke H, Froelich JJ, Hornegger J, Brunner T, Klose KJ, Wagner HJ. [Multiplanar reconstructions and three-dimensional imaging (computed rotational osteography) of complex fractures by using a C-arm system: initial results]
Radiology 2001 Dec; 221(3): 843-9
- 20: Wiesent K, Barth K, Navab N, Durlak P, Brunner T, Schuetz O, Seissler W.
[Enhanced 3-D-reconstruction algorithm for C-arm systems suitable for interventional procedures]
IEEE Trans Med Imaging 2000 May; 19(5): 391-403
- 21: McEnery KW, Wilson AJ, Pilgram TK, Murphy WA Jr, Marushack MM
[Fractures of the tibial plateau: value of spiral CT coronal plane reconstructions for detecting displacement in vitro]
AJR Am J Roentgenol 1994 Nov; 163(5): 1177-81

- 22: Berlemann U, Langlotz F, Langlotz U, Nolte LP
[Computer-assisted orthopedic surgery. From pedicle screw insertion to further applications]
Orthopade 1997 May; 26(5): 463-9
- 23: Neufang KF, Ewen K
[Equipment and methodologic parameters of radiation exposure in digital subtraction angiography]
Rontgenblatter 1989 Apr; 42(4): 180-6
- 24: Kuong SJ, Williamson DS, Baker ND, Sosman JL, Nawfel RD, Wilson MG, Weissman BN
[Comparison of polytomography and computed tomography for fracture assessment]
Skeletal Radiol 1999 Jun; 28(6): 330-5.
- 25: Gebhard F, Kinzl L, Arand M
[Computer-assisted surgery]
Unfallchirurg 2000 Aug; 103(8): 612-7
- 26: Mutschler W, Pfeifer KJ, Reiser M
[Detection of tibial condylar fractures using 3D imaging with a mobile image amplifier (Siemens ISO-C-3D): Comparison with plain films and spiral CT]
Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr 2002 Jan; 174(1): 82-7
- 27: EUR 16262. European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography: Office for Official Publications of the European Communities. Luxembourg: 1999
- 28: Naidich DP, Marshall CH, Gribbin C, Arams RS, McCauley DI
[Low-dose CT of the lungs: preliminary observations]
Radiology 1990; 175: 729-731
- 29: Lee KS, Primack SL, Staples CA, Mayo JR, Aldrich JE, Müller NL
[Chronic infiltrative lung diseases: Comparison of diagnostic accuracies of radiography and low- and conventional-dose thin-section CT]
Radiology 1994; 191: 669-673
- 30: Eibel R, Türk T, Kulinna C, Schöpf UJ, Brüning R, Reiser MF
[Wertigkeit multiplanarer Reformationen (MPR) in der Mehrschicht-Spiral-CT der Lunge]
Fortschr Röntgenstr 2001; 173: 57-64
- 31: Giacomuzzi SM, Torbica P, Rieger M, Lottersberger C, Peer S, Peer R, Perkmann R, Buchberger W, Bale R, Mallouhi A, Jaschke W
[Untersuchungen zur Strahlenexposition bei der Einzelschicht- und Mehrschicht-Spiral-CT(eine Phantom-Studie)]
Fortschr Röntgenstr 2001; 173: 643-649
- 32: Bundesamt für Strahlenschutz. Strahlenexposition der Bevölkerung: Auswertung der Daten für 1997

- 33: Nagel HD
[Strahlenexposition in der Computertomographie. Grundlagen, Einflussfaktoren, Dosismittlung, Optimierung, Zahlenwerte, Begriffe]
Hamburg: CTB Publications (Info: ctb-publications@gmx.de), 2002
- 34: Wedegärtner U, Lorenzen M, Lorenzen J, Nolte-Ernsting C, Weber C, Dieckmann C, Cramer M, Schoder V, Adam G
[Multislice CT of the pelvis: dose reduction with regard to image quality]
Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr 2004 Jan; 176(1): 106-12
- 35: Wedegärtner U, Thurmann H, Schmidt R, Adam G
[Strahlenexposition bei der Mehrschicht-Spiral-CT (MSCT) von Kopf, Mittelgesicht und Beckenskelett: Vergleich mit dem Einzeilen-Spiral-CT (SSCT)]
Fortschr Röntgenstr, 2003: 234-238
- 36: Giacomuzzi SM, Torbica P, Rieger M, Lottersberger C, Peer S, Peer R, Perkmann R, Buchberger W, Bale R, Mallouhi A, Jaschke W
[Untersuchungen zur Strahlenexposition bei der Einzelschicht- und Mehrschicht-Spiral-CT (eine Phantom-Studie)]
Fortschr Röntgenstr 2001; 173: 643-649
- 37: Daly MJ, Siewerdsen JH, Moseley DJ, Jaffray DA, Irish JC
[Intraoperative cone-beam CT for guidance of head and neck surgery: Assessment of dose and image quality using a C-arm prototype]
Med Phys 2006 Oct; 33(10):3767-80.
- 38: Linsenmaier U, Rock C, Euler E, Wirth S, Brandl R, Kotsianos D, Mutschler W, Pfeifer KJ
[Three-dimensional CT with a modified C-arm image intensifier: feasibility]
Radiology 2002 Jul; 224(1): 286-92.
- 39: Wieners G, Pech M, Beck A, König B, Erdmenger U, Stockle U, Wust P, Felix R, Schroder RJ
[Comparison of radiation dose and image quality of Siremobil-IsoC(3D) with a 16-slice spiral CT for diagnosis and intervention in the human pelvic bone]
Rofo 2005 Feb; 177(2): 258-64
- 40: Dammann F, Momino-Traserra E, Remy C, Pereira P, Buchmister M, Claussen C
[Strahlenexposition bei der Spiral-CT der Nasennebenhöhlen]
Fortschr Röntgenstr 2000; 172: 232-237
- 41: Rehbock B, Hieckel HG
[Chest examination protocol with a reduced dose using a multi-slice spiral CT]
Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr 2003 Jul; 175(7): 963-6
- 42: Cohnen M, Fischer H, Hamacher J, Lins E, Kotter R, Modder U
[CT of the head by use of reduced current and kilovoltage: relationship between image quality and dose reduction]
AJNR Am J Neuroradiol 2000 Oct; 21(9): 1654-60

- 43: Gebhard F, Kraus M, Schneider E, Arand M, Kinzl L, Hebecker A, Batz L
[Radiation dosage in orthopedics -- a comparison of computer-assisted procedures]
Unfallchirurg 2003 Jun; 106(6): 492-7
- 44: Seifert H, El-Jamal A, Roth R, Urbanczyk K, Kramann B
[Reduzierung der Strahlenexposition von Patienten bei ausgewählten interventionellen
und angiographischen Maßnahmen]
Fortschr Röntgenstr 2000; 172: 1057-1064
- 45: Prokop M
[Dosisoptimierung in der thorakalen Computertomographie]
Radiologe 2001; 41: 269-278
- 46: Mayo JR, Hartman TE, Lee KS, Primack SL, Vedal S, Müller NL
[CT of the chest: minimal tube current required for good image quality with the least
radiation dose]
Am J Roentgenol 1995; 164: 603-607
- 47: Huda W, Scalzetti EM, Levin G
[Technique factors and image quality as functions of patient weight at abdominal CT]
Radiology 2000; 217: 430-435
- 48: Stamm G, Nagel HD
CT-Expo V 1.3.2003 (Info: ctb-publications@gmx.de)
- 49: Ravenel JG, Scalzetti EM, Huda W, Garrisi W
[Radiation Exposure and Image Quality in Chest CT Examinations]
AJR 2001; 177: 279-284
- 50: Baur U, Noernayr A, Reissig A, Lell M, Cavallaro A, Kachelriess M, Riedel T,
Kalender W, Bautz W
[Verbesserung der Bildqualität in der MSCT des Beckens durch ein rohdaten-basiertes
mehrdimensionales Filter]
Fortschr Röntgenstr 2003; 175: 1572-1576
- 51: Rusinek H, Naidich D, McGuinness G, Leitmann B, McCauley D, Krinsky G, Clayton
K, Cohen H
[Pulmonary nodule detection: low-dose versus conventional CT]
Radiology 1998; 209: 243-249
- 52: Takahashi M, Maguire WM, Ashtari M, et al
[Low-dose spiral computed tomography of the thorax: Comparison with the standard-dose
technique]
Invest Radiol 1998; 33: 68-73
- 53: Diederich S, Lenzen H, Windmann R, et al
[Pulmonary nodules: experimental and clinical studies at low-dose CT]
Radiology 2000; 213: 289-298

- 54: Prasad SR, Wittram C, Shepard JA, McCloud T, Rhea J
[Standard-Dose and 50%-Reduced-Dose Chest CT: Comparing the Effect on Image Quality]
AJR 2002; 179: 461-465
- 55: Dammert S, Funke M, H-A M, Obenauer S, Grabbe E
[Mehrschicht-Spiral-CT (MSCT) beim Mittelgesichtstrauma: Optimierung der Aufnahme- und Rekonstruktionsparameter]
Fortschr Röntgenstr 2002; 174: 874-879
- 56: Honnef D, Wildberger J, Stargardt A, Hohl C, Barker M, Günther R, Staatz G
[Mehrschicht-Spiral-CT in der Kinderradiologie: Dosisreduktion bei der Untersuchung von Thorax und Abdomen]
Fortschr Röntgenstr 2004; 176: 1021-1030
- 57: Kotsianos D, Rock C, Wirth S, Linsenmaier U, Brandl R, Fischer T, Euler E, Mutschler W, Pfeifer KJ, Reiser M
[Detection of tibial condylar fractures using 3D imaging with a mobile image amplifier (Siemens ISO-C-3D): Comparison with plain films and spiral CT]
Rofo Fortschr Geb Röntgenstr Neuen Bildgeb Verfahr 2002 Jan; 174(1): 82-7.
- 58: Baumann I, Koitschev A, Dammann F
[Preoperative imaging of chronic sinusitis by multislice computed tomography]
European Archives of Oto-Rhino-Laryngology Springer-Verlag 2003
- 59: Kotsianos D, Wirth S, Fischer T, Euler E, Rock C, Linsenmaier U, Pfeifer J, Reiser M
[3D imaging with an isocentric mobile C-arm: Comparison of image quality with spiral CT]
Eur Radiol(2004) 14: 1590-1595
- 60: Atesok K, Finkelstein J, Khoury A, Peyser A, Weil Y, Liebergall M, Mosheiff R
[The use of intraoperative three-dimensional imaging (ISO-C-3D) in fixation of intraarticular fractures]
Injury 2007 Oct; 38(10): 1163-9. Epub 2007 Sep 19

8. Abkürzungsverzeichnis

Ar	Größe der Auswerteregion
a.u.	arbitrary-units
Av	average
BV	Bildverstärker
BWS	Brustwirbelsäule
CaF	Calciumfluorid
CTDI	computed tomography dose index
DLP	Dosislängenprodukt
Gdl	Glandula
Hu	Hounsfield-Units
ICRP	International Commission on Radiological Protection
KV	Kilovolt
li	Links
LiF	Lithiumfluorid
LWS	Lendenwirbelsäule
mAs	Milliampere Sekunde
mGy	Milligray
MPR	Multiplanare Reformationen
ms	Millisekunde
MSCT	Multi-Slice-Computertomographie
mSv	Millisievert
OK	Oberkiefer
R	Radiologe
R-DSA	Rotational digital subtraction angiography
re	Rechts
RKM	Rückenmark
ROI	Region of interest
SD	Standardabweichung
SSCT	Single-Slice-Computertomographie
SSD	Shaded Surface Display
TLD	Thermolumineszenz-Dosimeter
VRT	Volumen-Rendering Technik

9. Danksagung

Die vorliegende Arbeit entstand auf Anregung von Priv.-Doz. Dr. M. Cohnen, Oberarzt des Instituts für Diagnostische Radiologie der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf. Ihm gilt mein Dank für die intensive und geduldige Betreuung und für das ausgesprochen angenehme Arbeitsklima, welches in hohem Maße zur Entstehung dieser Arbeit beigetragen hat.

Herrn Prof. Dr. U. Mödder danke ich für die Überlassung des Themas und seine stets wohlwollende Unterstützung.

Herrn Dr. F. Wenserski, AKH Viersen, danke ich für seine kritische Begleitung während der praktischen Arbeiten und die Anregungen bei der Aufbereitung der Daten.

Frau Dr. C. Jonkmanns und Herrn Dr. D. Blondin danke ich für die sehr aufwendige subjektive Beurteilung der 2D- und 3D-Abbildungen.

Besonders gilt mein Dank natürlich auch meinen Eltern und meiner Schwester, für Ihre uneingeschränkte Unterstützung während dieser Zeit.

10. Curriculum vitae

Name: Andabili

Vorname: Ehsan

Geburtsdatum: 28.03.1979

Geburtsort: Teheran, Iran

Nationalität: deutsch

Familienstand: ledig

Eltern: Susan Andabili geb. Niknejad
Dipl.-Ing. Said Andabili

Ausbildung:

1985 bis 1989 Städt. Montessori-Grundschule, Düsseldorf

1989 bis 1998 Städt. Goethe-Gymnasium, Düsseldorf

1998 Abitur

1998 bis 2004 Studium der Zahnmedizin an der
Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

2004 Staatsexamen an der Heinrich-Heine-Universität
Düsseldorf

2004 bis 2005 Kieferorthopädische Praxis Fr. Dr. Brosda, Krefeld

2005 bis 2006 Vrije Universität Brüssel(Belgien), Abteilung
Parodontologie-Implantologie

Seit 2006 Gemeinschaftspraxis, Zahnärzte am Centro,
Oberhausen

Düsseldorf, 26.8.08

Ehsan Andabili