

Aus dem Institut für Radiologie
Universitätsklinikum Düsseldorf

Direktor: Universitätsprofessor Dr. U. Mödder

**Strahlenexposition des Patienten bei Untersuchungen mit
einem 64- Zeilenspiralcomputertomographen**

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin

Der Medizinischen Fakultät der Heinrich- Heine- Universität

Düsseldorf

vorgelegt von

Sarah Epal

2009

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

Gez.: Univ.- Prof. Dr. med. Joachim Windolf
Dekan

Referent: Prof. Dr. med. M. Cohnen

Korreferent: PD Dr. med. S. Gripp

**Gewidmet meinen lieben Eltern,
die mir diesen Traum ermöglicht haben.**

Inhaltsverzeichnis	1
1. Einleitung	3
2. Prinzip der Computertomographie (CT)	5
2.1. Parameter in der CT	6
2.1.1. Röhrenspannung und Röhrenstrom	6
2.1.2. Schichtdicke und Kollimation	6
2.1.3. Pitch	6
2.1.4. Inkrement	7
3. Material und Methode	9
3.1. Dosimetrie	9
3.1.1. Dosisbegriffe	9
3.1.1.1. Energiedosis	9
3.1.1.2. Kerma	10
3.1.1.3. Äquivalenzdosis	10
3.1.1.4. Körperdosis	11
3.1.1.5. Organdosis Hautdosis	11
3.1.1.6. Hautdosis	12
3.1.1.6. effektive Dosis	12
3.1.2. Dosismessgrößen in der CT	15
3.1.2.1. CTDI	15
3.1.2.2. DLP	18
3.2. TLD- Technik/ Kalibrierung	18
3.3. Alderson- Rando- Phantom	21
3.4. Messanordnung	22
3.5. Untersuchungsprotokolle	23

4. Ergebnisse	25
4.1. Dosisberechnung/ Dosismessung	25
4.2. Messergebnisse	38
5. Diskussion	47
5.1. Kurze Zusammenfassung der Ergebnisse ohne Care dose	47
5.2. Vergleich zu anderen Röntgen- und CT- Untersuchungen	52
5.2.1. Einfluss der Wichtungsfaktoren	54
5.3. Dosisreduktion	55
5.3.1 Risiken beim Einsatz ionisierender Strahlung	55
5.3.2. CT und Strahlenexposition	57
5.3.2.1. Dosisbeeinflussende Faktoren und ihre Konsequenz für die Bildqualität	59
5.3.2.2. Dosisaspekte bei gerätetechnischen Besonderheiten	62
5.3.2.3. Niedrigdosis- CT	65
5.3.2.4. Möglichkeiten zur Dosisreduktion	67
5.3.3. Wirkung der Care dose in den von uns durchgeführten Untersuchungen und Vergleich zu anderen Literaturangaben	68
5.4. Berechnete Dosis	71
5.5. Selbstkritik	73
6. Zusammenfassung	75
7. Abkürzungsverzeichnis	76
8. verwendete Einheiten	76
9. Literaturverzeichnis	77
10. Danksagung	87
11. Lebenslauf	88
12. Anhang: Tabelle und Diagramme	89

1. Einleitung

Die Computertomographie (CT) hat sich seit ihrer Einführung bezüglich ihres Auflösungsvermögens, der Scanzeit und der Bildverarbeitung ständig weiterentwickelt. So ermöglicht heute die Spiral-CT durch kontinuierliche Rotation von Röhre und Detektor bei konstanter Tischvorschubgeschwindigkeit und somit helikaler Umlaufbahn des Fokus um die Patientenachse eine lückenlose, bewegungsartefaktfreie Aufnahmetechnik.

Die Untersuchungsdauer und Kontrastmittelapplikation können durch die schnellere Technik erheblich reduziert werden. Somit ist die CT aus dem klinischen Alltag nicht mehr wegzudenken und gilt als wichtigste Erfindung in der Röntgentechnik seit Entdeckung der Röntgenstrahlen [1].

Zunehmender radiologischer Untersuchungskomfort hat jedoch auch zu einer erheblichen Erhöhung der durch die Medizin applizierten Strahlendosen beim Menschen beigetragen. Der überwiegende Teil der zivilisatorischen Strahlenbelastung wird durch Röntgendiagnostik verursacht, wobei insbesondere die CT durch ihre hohe Strahlenbelastung bedeutsam ist: trotz ihres relativ geringen Anteils an allen Röntgenuntersuchungen von rund 4 % weist die CT mit ca. 40 % einen überproportional hohen Anteil an der Strahlenexposition der Bevölkerung auf [2].

Dies liegt zum einen an technischen Gegebenheiten, zum anderen aber auch an der Entwicklung neuer diagnostischer Verfahren mit einer Ausweitung des Anwendungsspektrums. In der vorliegenden Arbeit wird diesbezüglich besonders auf die CT-Perfusion eingegangen, eine sehr gut geeignete Methode zur Erfassung zerebraler Hämodynamik zur Diagnostik, Therapieplanung und Monitoring von Schlaganfällen, Hirntumoren, Trauma und neurodegenerativen Erkrankungen.

Gemäß §25 Abs. 1 der Röntgenverordnung (RöV) sind jedoch durch Röntgenuntersuchungen bedingte Strahlenexpositionen so weit einzuschränken, wie dies mit den Erfordernissen der medizinischen Wissenschaft zu vereinbaren ist [3].

Gegenstand der vorliegenden Arbeit ist die Berechnung und Messung von Dosiswerten, die bei der Untersuchung von Patienten mit Hilfe eines modernen 64-Mehrzeilen-Spiral-Computertomographen vom Typ „Somatom Sensation“ Cardiac 64 der Firma Siemens auftreten.

Die Strahlenexposition des Patienten wurde mit Hilfe eines Alderson- Rando- Phantoms unter Nutzung der Thermolumineszenzdosimetrie experimentell ermittelt.

Den gemessenen Ergebnissen wurden Werte gegenübergestellt, die mit Hilfe des Programms CT- EXPO V 1.5, herausgegeben von H. D. Nagel, für die jeweiligen Untersuchungsprotokolle errechnet wurden.

Da die CT als „Hochdosis“- Verfahren gilt und Anstrengungen zur Dosisminimierung notwendig sind, finden in dieser Arbeit die Protokolle „Abdomen“, „Thorax Routine“, „Ganzkörper“ und „Carotis Angio“, die jeweils mit und ohne automatischer Röhrenstrommodulation („care dose“) gemessen worden sind, besondere Berücksichtigung. Insbesondere sollten folgende Fragen bearbeitet werden:

- 1.) Wie hoch ist die Strahlenexposition bei einem 64- Zeiler?
- 2.) Wie vergleicht sie sich zu früheren CT- Generationen und anderen Röntgenuntersuchungen?
- 3.) Welche technischen Möglichkeiten zur Dosisreduktion existieren? Und welchen Einfluss haben sie auf die Exposition?
- 4.) Wie vergleichen sich gemessene zu berechneten Dosiswerten?

2. Prinzip der Computertomographie (CT)

2.1. Parameter in der CT

Die Durchführung einer CT- Untersuchung erfordert eine Auswahl an Untersuchungsparametern, die auf unterschiedliche Weise das entstehende Bild beeinflussen. Tabelle 1 gibt die wesentlichen Aufnahmeparameter für die CT wieder.

<u>Parameter</u>	<u>Einheit</u>	<u>Symbol</u>	<u>Bedeutung</u>
Spannung	kV	U	Durchdringungsfähigkeit des Röntgenstrahls
Röhrenstrom	mA	I	Strahlenmenge, direkter Einfluss auf Dosis
Schichtkollimation	mm	Sk	Breite des Röntgenstrahls, je kleiner umso bessere Ortsauflösung, aber mehr Rauschen
Schichtdicke	mm	Sd	Sekundär berechnete Schicht, je kleiner desto bessere Ortsauflösung
Pitch	mm	P	Verhältnis Tischvorschub/ Schichtdicke, je größer umso schnellerer Tischvorschub
Inkrement	mm	I	Grad der Überlappung einzelner Schichten

Tab. 1: Aufnahmeparameter für die CT

2.1.1. Röhrenspannung und Röhrenstrom

Der maximale Röhrenstrom, gemessen in Milli- Ampere (mA), ist abhängig von der Wärmekapazität der Röntgenröhre. Während dies in der Vergangenheit eine Limitierung der Untersuchung darstellte, sind heutzutage höhere Ströme bei längeren Expositionsdauern möglich.

Bei heutigen CT- Geräten ist es möglich, bei klinischen Fragestellungen Röhrenstromwerte zwischen 20 und 300 mA einzustellen.

Von der Röhrenspannung hängt in Form einer Potenzfunktion die Dosisleistung einer Röntgenröhre ab. Sie wird in Kilovolt (kV) angegeben, beeinflusst die Durchdringungsfähigkeit des Röntgenstrahls und damit die Patientenexposition. Röhrenspannung und Röhrenstrom werden zu Beginn einer Untersuchung ausgewählt, für die Röhrenspannung liegen die Werte meist zwischen 80 und 140 kV [4].

2.1.2. Schichtkollimation und Schichtdicke

Bei der Mehrschicht- Spiral- CT können retrospektiv andere effektive Schichtdicken als die primäre Schichtkollimation berechnet werden.

Die Schichtdicke wird dem zu untersuchenden Areal angepasst.

Für den Thorax sind im Regelfall 5- 10 mm effektive Schichtdicke ausreichend, für spezielle Fragestellungen können Schichtdicken bis 0,5 mm eingestellt werden.

2.1.3. Pitch

Für Spiral- Scans muss als zusätzlicher Parameter der Tischvorschub d in mm pro 360° Rotation gewählt werden. Dieser entsprach bei Scannern mit einer Rotationszeit von 1 Sekunde (s) genau der Tischgeschwindigkeit d' in mm/ s.

Bei moderneren Scannern mit variablen Rotationszeiten von 0,5 s bis 2,0 s gilt dieser einfache Zusammenhang nicht mehr. Zusätzlich muss die Anzahl M der simultan erfassten Schichten berücksichtigt werden. Das Verhältnis Tischvorschub d zu Schichtkollimierung $M \times S$ wird allgemein als „Pitch“ bezeichnet.

$$P = d / M \times S \quad (\text{Gl.1})$$

Gleichung 1: Definition des Pitchfaktors P : Tischvorschub d (mm), M = Anzahl der simultan erfassten Schichten (Anzahl der Detektorreihen), S = Schichtkollimation (mm)

Der Pitch ist eine dimensionslose Größe.

Eine Verringerung des Pitches unter 1 führt zu überlappenden Schichten und damit zu einer Überlappung der Strahlenexposition. Pitchwerte über 2 führen zu Datenlücken, die eine Bildrekonstruktion nicht mehr erlauben und daher nicht geeignet sind [2].

2.1.4. Inkrement

Als Inkrement bezeichnet man den Grad der Überlappung der einzelnen Schichten. Es wird in mm angegeben. Bei einer Schichtdicke von 20 mm und einem Inkrement von 10 mm resultiert eine Überlappung von 50% [5, 6].

Damit im klinischen Alltag auch sehr kleine Prozesse diagnostiziert werden können, die sich unter Umständen genau an der Grenze zweier Schichten abspielen, ist zu diagnostischen Zwecken ein Überlappungsgrad von ca. 80% anzustreben.

2.2. Technische Entwicklung der CT

Bei den CT- Geräten der ersten Generation tastet ein linear kollimiertes Strahlenbündel den gesamten Querschnitt in Translationsbewegungen ab; die Intensitätsabschwächungen wurden dabei durch einen einzelnen gegenüberliegenden Detektor ermittelt. Dieser Abtastvorgang wiederholte sich in 1°- Schritten, bis ein Halbkreis beschrieben war, der es erlaubte, einen Querschnitt zu konstruieren.

Dieser gesamte Abtastvorgang wird auch als „Scan“ bezeichnet; er nahm bei diesen Systemen mehrere Minuten in Anspruch.

Zur zweiten Generation gehörten die Geräte, die durch den Einsatz von 5 - 50 Detektoren die Anzahl sowohl der Translationsbewegungen als auch der Winkelschritte durch fächerförmige Kollimation der Röntgenstrahlen reduzierten, so dass die Scanzeit nur noch 20 - 45 Sekunden betrug.

Geräte der ersten und zweiten Generation werden nicht mehr betrieben.

Bei den aktuellen CT- Geräten ab der dritten Generation kommen 200 - 1000 Detektoren zum Einsatz, so dass der Strahlenfächer den ganzen Körper simultan erfasst. Bei diesen als reine Rotationssysteme bezeichneten CT- Geräten sind die Translationsbewegungen dadurch gänzlich überflüssig.

Die Geräte, die mit einem stationären Detektorring mit 300 - 4000 einzelnen Detektoren ausgestattet sind, gehören der vierten Generation an. Da sich bei diesen Geräten nur noch der Röntgenstrahler bewegt, hat sich die Möglichkeit eröffnet, spezielle Schleifringe zur Stromübertragung anstelle von Kabeln zu verwenden, wodurch das rotierende System beliebig viele kontinuierlich aufeinanderfolgende Umdrehungen vollführen kann. Da die CT gegenüber Bewegungen sehr artefaktanfällig ist, hat sie sich erst ab der dritten Generation mit Scanzeiten bis in die Größenordnung von einer Sekunde als diagnostisches Routineverfahren etablieren können [2, 4, 7].

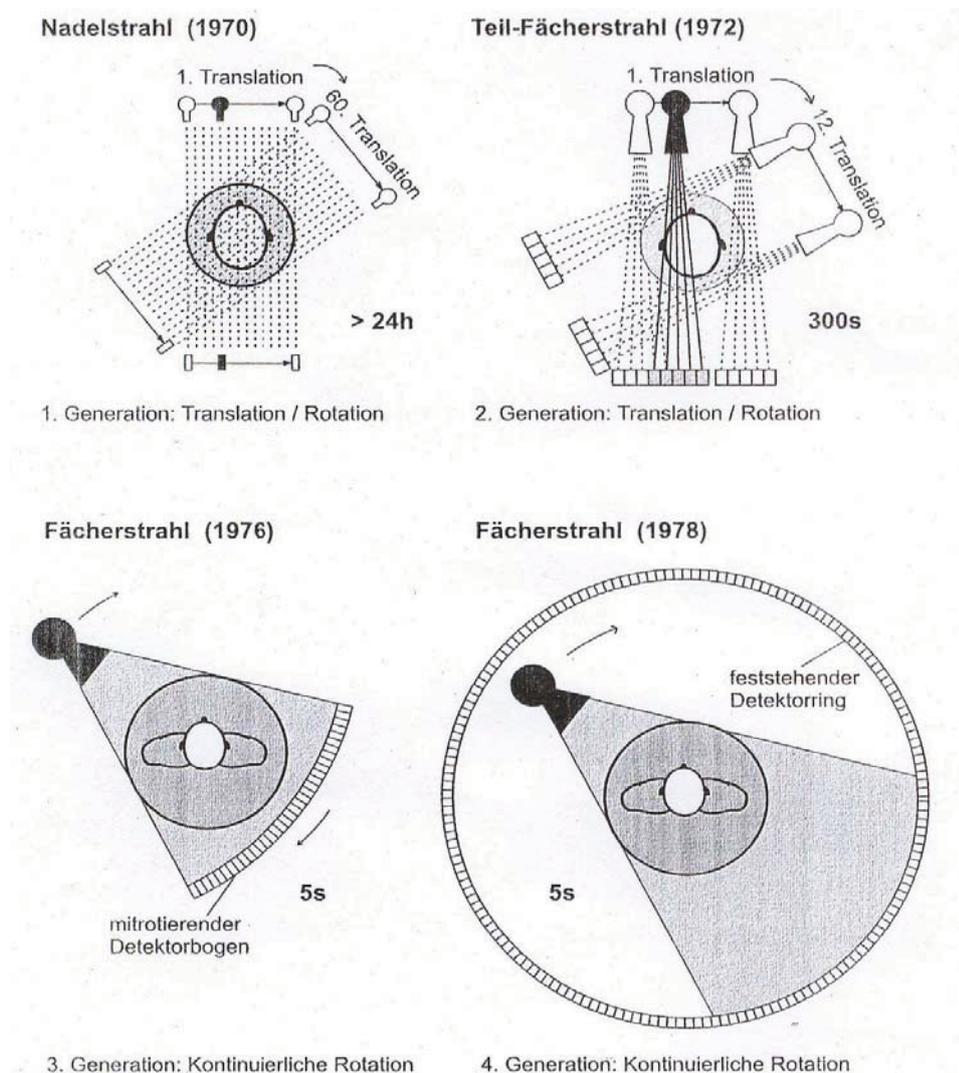


Abb. 2: In der CT werden aus historischer Sicht vier Gerätegenerationen unterschieden. Schädelscanner, bei denen die Abtastung über Translation und Rotation des Messsystems mit einem Nadelstrahl (a) oder einem kleinen Fächerstrahl (b) erfolgte, und Fächerstrahlgeräte,

bei denen alle Körperabschnitte mit einer kontinuierlichen 360°- Rotation erfasst werden. Die dritte Generation mit rotierendem Detektor (c) hat sich inzwischen gegen die vierte Generation mit stationären Detektorring (d) weitgehend durchgesetzt [2].

3. Material und Methoden

3.1. Dosimetrie

3.1.1. Dosisbegriffe

3.1.1.1. *Energiedosis*

Der grundlegende Dosisbegriff ist die Energiedosis D. Die SI- Einheit ist „Gray“ (Gy), das als „1 Joule (J) durch kg“ (J/ kg) definiert ist. Die Energiedosis D gibt die Energie an, die durch ionisierende Strahlung auf Materie übertragen bzw. dort absorbiert wird.

In Körpergeweben kann diese Energie biologische Wirkungen auslösen [8].

Für die biologische Wirkung ist die Energieübertragung durch die ionisierende Strahlung auf das Gewebe entscheidend. Die bei diagnostischen oder therapeutischen Strahlenanwendungen übertragenen Energien sind jedoch, thermodynamisch gesehen, gering: eine Ganzkörperdosis von 40 Gy wäre tödlich, würde den Körper aber nur um 1/ 100° C erwärmen [9].

Die Energiedosis ist folgendermaßen definiert:

Quotient aus der gesamten Energie dE_D , die von ionisierender Strahlung auf das Material der Dichte ρ in dem Volumenelement dV übertragen wird und der Masse $dm = \rho \times dV$ dieses Materials.

$$D = dE_D / dm = 1 / \rho \times dE_D / dV \quad (\text{Gl. 2})$$

Gleichung 2 : Definition der Energiedosis D

Da die Stärke biologischer Wirkungen von den Eigenschaften des bestrahlten Materials abhängig ist, benötigt man immer eine Angabe, um welches Material es sich handelt. Bei den Bezugsmaterialien Luft und Wasser spricht man von Luft- Energiedosis D_a und Wasser- Energiedosis D_w .

Biologisch relevant ist das Bezugsmaterial Weichteilgewebe, mit dem man in der Dosimetrie ein homogenes Material, bestehend aus 10,1 % Massenanteilen Wasserstoff, 11,1% Kohlenstoff, 2,6% Stickstoff und 76,2% Sauerstoff versteht [10].

3.1.1.2. Kerma

Eine Dosisgröße für die Beschreibung der in einem Material durch indirekt ionisierende Strahlung freigesetzten Energie, ist die Kerma (engl. „kinetic energy released per unit mass“). Sie umfasst die Anfangswerte der kinetischen Energie aller in einem Massenelement infolge Einwirkung indirekt ionisierender Strahlung (dazu gehört auch Röntgenstrahlung) freigesetzten geladenen Sekundärteilchen (Elektronen im Fall von Röntgenstrahlung) [8].

Die Kerma K ist der Quotient aus dE_k , der Summe der Anfangswerte der kinetischen Energien aller geladenen Teilchen, die in einem Volumenelement dV mit der Dichte ρ und der Masse $dm = \rho \times dV$ durch indirekt ionisierende Strahlung freigesetzt werden und der Masse dm (Gl. 3) [9].

Die SI- Einheit der Kerma ist „Gray“ (Gy), definiert als 1 Joule / kg. Wie bei der Energiedosis ist auch hier die Angabe des Bezugsmaterials erforderlich.

$$K = dE_k / dm = dE_k / \rho \times dV \quad (\text{Gl. 3})$$

Gleichung 3: Definition der Kerma

3.1.1.3. Äquivalenzdosis

Die Äquivalenzdosis ist eine im Strahlenschutz verwendete Dosisgröße zur Beschreibung der unmittelbaren Wirkung ionisierender Strahlung.

Die Äquivalenzdosis H ist das Produkt aus der Energiedosis D multipliziert mit einem dimensionslosen Bewertungsfaktor q (Gl. 4).

Die SI- Einheit „1 Joule pro Kilogramm“ (J/ kg) trägt die für die Äquivalentdosis reservierte Bezeichnung „Sievert“ (Sv).

Der die Energiedosis bewertende Faktor q hängt von der Strahlenart ab und ist für Röntgen-, Gamma-, Elektronen- und Beta- Strahlung auf 1 normiert [7].

$$H = q \times D \quad (\text{Gl. 4})$$

Gleichung 4: Definition der Äquivalentdosis H

3.1.1.4. Körperdosis

Als Körperdosis H_T bezeichnet man die über die verschiedenen Strahlenarten R summierten Produkte aus Strahlenwichtungsfaktor w_R und über das Volumen eines Körperabschnittes oder eines Organs gemittelter Energiedosis $D_{T,R}$ für das Gewebe T (tissue) (Gl. 5).

Die Körperdosis ist ebenfalls eine Äquivalentdosis. Der Strahlenwichtungsfaktor w_R entspricht bezüglich seiner Bedeutung dem Bewertungsfaktor q und ist wie dieser für Röntgenstrahlung auf 1 normiert.

$$H_T = \sum_R w_R \times D_{T,R} \quad (\text{Gl. 5})$$

Gleichung 5: Definition der Körperdosis

3.1.1.5. Organdosis

Die Organdosis ist die in einem bestimmten Organ absorbierte Energie, dividiert durch die Masse des betreffenden Organs:

$$D_{\text{org}} = \text{absorbierte Energie} / \text{Masse des Organs} \quad (\text{Gl. 9})$$

Indem die absorbierte Energie auf die Masse des gesamten Organs umgelegt wird, handelt es sich bei der Organdosis um einen Dosismittelwert. Dies ist besonders dann von Bedeutung, wenn ein Teil des Organs bestrahlt wird, weil es sich entweder um ein ausgedehntes Organ handelt oder weil das Organ am Feldrand liegt.

In der Praxis kann die Organdosis unter Zuhilfenahme eines körperähnlichen Phantoms bestimmt werden. Hierauf wird im Abschnitt 3.2. und 3.4. gesondert eingegangen.

Die Bedeutung der Organdosis zur Beurteilung der Strahlenexposition ist offensichtlich: durch Multiplikation mit dem zugehörigen Risikofaktor lässt sich die Wahrscheinlichkeit für einen strahleninduzierten Krebschaden des betroffenen Organs errechnen.

Messgröße für die Organdosis ist die Äquivalentdosis; Dosisangaben erfolgen daher in Sievert (Sv) [11].

3.1.1.6. Hautdosis

Gemessen wird die Hautdosis an der Strahleneintrittsstelle des menschlichen Körpers und zwar als Äquivalentdosis für Weichteilgewebe („Körperdosis Haut“) [9].

Strahleneintritt und Strahlenausritt erfolgen bei der CT während eines Scans aus verschiedenen Richtungen, so dass an jedem im Strahlenfeld gelegenen Ort der Körperoberfläche Summationseffekte auftreten und daher die Hautdosis bei CT-Untersuchungen anders als in der Projektionsradiographie definiert werden muss [12, 13, 14].

Die maximalen Dosiswerte findet man im Körperinneren, so dass die Hautdosis bei CT-Untersuchungen nur bedingt als Maß für die Strahlenexposition gelten kann.

3.1.1.7. Effektive Dosis

Die effektive Dosis E ist definiert als Summe aller mit sogenannten Gewebewichtungsfaktoren w_T multiplizierten Körperdosen: $E = \sum_T \sum_R w_T \times w_R \times D_{T,R}$

Für nur eine Strahlenart, z. B. für Röntgenstrahlung, vereinfacht sich die Definition der effektiven Dosis auf Gleichung 6:

$$E = \sum_T w_T \times H_T \quad \text{mit} \quad \sum_T w_T = 1 \quad (\text{Gl. 6}) \quad \text{Gleichung 6: Definition der effektiven Dosis}$$

H_T und E gehören zu der Dosiskategorie mit der Bezeichnung „Körperdosis“.

Körperdosiswerte im Inneren des menschlichen Körpers sind nicht direkt messbar und müssen deshalb aus messtechnisch zugänglichen Dosisgrößen ermittelt werden. Zu diesen zählen beispielsweise die Ortsdosis als Umgebungs- Äquivalentdosis H^* (10) und die Personendosis H_p (10).

Beide sind für durchdringende Strahlenarten, wozu auch die medizinisch genutzte Röntgenstrahlung gehört, für eine Gewebetiefe von 10 mm definiert [15].

Die Effektive Dosis, die nur für stochastische Strahlenwirkungen definiert ist (die Gewebewichtungsfaktoren beschreiben zahlenmäßig die Risiken derartiger Wirkungen bei Exposition der entsprechenden Organe bzw. Gewebe T), sollte ursprünglich bei einer *beruflich* bedingten (möglicherweise räumlich nur teilweisen) Bestrahlung einer Person die biologische Wirkung auf den Gesamtorganismus infolge einer Vielzahl durchaus unterschiedlicher Strahlenexpositionen mit einer einzigen Zahlenangabe als Äquivalentdosis beschreiben.

Dabei unterstellt man, dass bei einer Bestrahlung mit einer fiktiven gleichmäßigen Ganzkörperbestrahlung E quantitativ dieselbe biologische Wirkung besteht, wie bei Bestrahlungen mit ungleichmäßigen Expositionen verschiedener Körperabschnitte und Organe (H_T). Diese „virtuelle“ Ganzkörperexposition wird durch die Effektive Dosis E repräsentiert.

Es gilt also folgende Gleichung:

stochastisches Strahlenrisiko durch die (virtuelle) Dosis E = stochastisches Strahlenrisiko durch die Summe der Dosen H_T [9].

Anders ausgedrückt bedeutet es, dass bei der Effektiven Dosis die Organdosiswerte von Teilkörperexpositionen so umgerechnet werden, als ob sie aus einer gleichmäßigen Ganzkörperexposition herrühren.

Wie stark ein Organ gewichtet wird, hängt von seiner relativen Strahlensensibilität ab. Die Summe sämtlicher Gewebe- und Wichtungsfaktoren w_T ist dabei 1.

Im Einzelnen belaufen sie sich nach ICRP 60 auf:

0,2 für Gonaden

0,12 für Lunge, Kolon, rotes Knochenmark, Magenwand

0,05 für Brust, Blasenwand, Leber, Schilddrüse, Speiseröhre

0,01 für Skelett und Haut

0,05 für „Rest“.

Die Gruppe „Rest“ umfasst: oberes Kolon, Gehirn, Milz, Muskelgewebe, Nebenniere, Niere, Pankreas und Thymus. Sofern ein einzelnes „Rest-“ Organ eine höhere Dosis erhält, ist die Dosis des betreffenden Organs mit dem Faktor 0,025 zu wichten. Die oben genannten Wichtungsfaktoren ICRP 60 gelten für alle Altersgruppen und beide Geschlechter.

Im Dezember 2007 wurde die Publikation 103 veröffentlicht: „2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection“ [16], die in Bezug auf die Berechnungsgrundlagen der effektiven Dosis die ICRP Publik 60 ablöst [17].

Die geänderten Gewebe- Wichtungsfaktoren zur Bestimmung der effektiven Dosis nach ICRP 103 lauten:

0,08 für Gonaden

0,12 für Lunge, Kolon, rotes Knochenmark, Magenwand, Brust

0,04 für Blasenwand, Leber, Schilddrüse, Speiseröhre

0,01 für Skelett und Haut

0,05 für „Rest“

Als Änderung zwischen ICRP 60 und ICRP 103 lassen sich somit festhalten:

Für Gonaden 0,08 (ICRP 103) statt 0,2 (ICRP 60)

für Brust 0,12 (ICRP 103) statt 0,05 (ICRP 60)

für Blasenwand, Leber, Schilddrüse, Speiseröhre 0,04 (ICRP 103) statt 0,05 (ICRP 60).

In den Tabellen 5- 23 des Anhangs sind die von uns durchgeführten einzelnen Messprotokolle nach ICRP 60 aufgeführt und in den Tabellen 24- 42 des Anhangs sind zum Vergleich selbige Protokolle mit den neuen Wichtungsfaktoren ICRP 103 aufgeführt.

Weiteres wird gesondert im Kapitel 5.2.1 erläutert.

3.1.2. Dosismessgrößen in der CT

3.1.2.1. CTDI

Als CT- spezifische Dosisgröße hat sich der **Computed Tomography Dose Index (CTDI)** eingebürgert, der mit seiner Einführung im Jahre 1981 eine wesentliche Grundlage zur Vereinheitlichung der Dosisbeschreibung in der CT geschaffen hat [18].

Das Dosisprofil einer einzelnen CT- Schicht ist aufgrund von Strahlungsdivergenz und Streustrahlung deutlich breiter als die Schichtkollimation oder das Schichtprofil (Abb. 3). Es kommt zur Abgabe von Strahlungsenergie auch in dem der eigentlich strahlenexponierten Schicht benachbarten Gewebe. Diese Ausläufer des Dosisprofils ergeben dabei einen Dosisbeitrag auch außerhalb der eigentlich untersuchten Schicht [19].

Um diesen Dosisbeitrag zu berücksichtigen, wurde der CTDI als Maß der gesamten im Körper absorbierten Strahlung definiert.

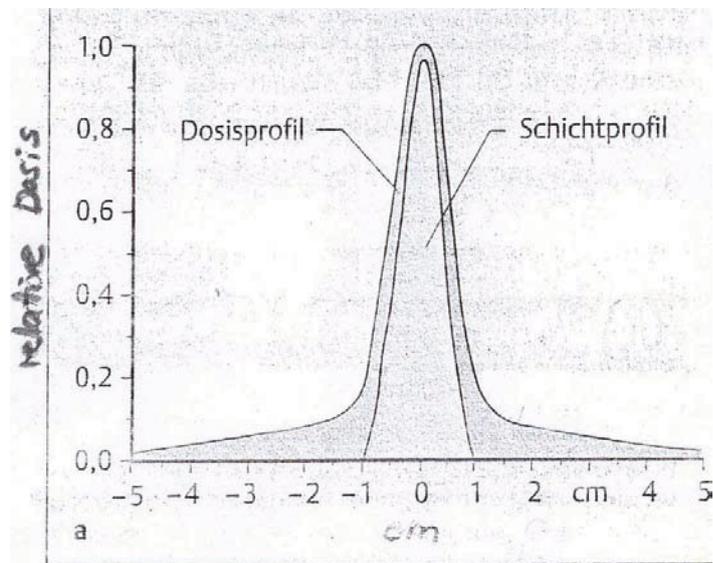


Abb. 3: Dosisprofil einer einzelnen CT- Schicht [28].

Abbildung 4 veranschaulicht die Bedeutung dieses Begriffs:

der CTDI ist der Äquivalentwert der Dosis innerhalb der nominellen Schicht, der sich ergeben würde, wenn die gesamte absorbierte Strahlung in einem rechteckigen Profil mit der nominellen Schichtdicke als Breite konzentriert wäre.

Dazu werden die außerhalb der Schicht liegenden Dosisbeiträge, d.h. die Flächen der Ausläufer des Dosisprofils, dem innerhalb der Schicht liegenden Beitrag zugeschlagen.

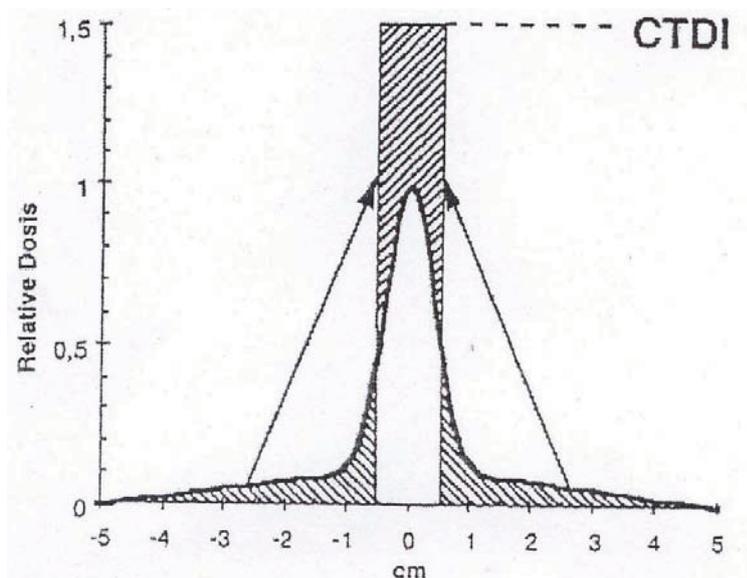


Abb. 4: Dosisprofil einer Einzelschicht mit der Dicke 10 mm, die abfallenden Ränder zeigen die Mit-Bestrahlung des Nachbargewebes. Die Integration dieser Anteile wird bei der Berechnung des CTDI berücksichtigt [1].

Die zugehörige mathematische Funktion für den CTDI beschreibt daher die Summe aller Dosisbestandteile entlang einer Linie parallel zur Längsachse der Untersuchung und entspricht dem Integral aus der Fläche des Dosisprofils dividiert durch die Schichtdicke (Gl.7) [2, 12].

$$\text{CTDI} = \frac{1}{h} \times \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) \times dz \quad (\text{Gl. 7})$$

Gleichung 7: Definition des CTDI mit Schichtdicke h und Dosis an einem Punkt z: D (z)

Es gibt verschiedene CTDI- Werte in Abhängigkeit von der Länge des Volumens, über der integriert wird.

Eine Definition setzt die Messung der Dosis nur in Luft über konstant 100 mm Untersuchungslänge voraus (CTDI₁₀₀) [20, 21].

Die „Food and Drug Administration“ FDA misst die Dosis an einem speziellen Plexiglasphantom über eine Strecke von 14 Schichtdicken (CTDI_{FDA}) [22, 23].

Bei CTDI- Bestimmungen anhand von Phantomen lässt sich durch Gewichtung der Messwerte aus Phantomperipherie und Phantomzentrum ein „gewichteter“ CTDI ($CTDI_w$) berechnen, der der Dosisverteilung in der CT Rechnung trägt [23].

Bei der Untersuchung mit mehr als einer Schicht, erhöht sich die Dosis in der gemessenen Schicht durch die aus den Nachbarschichten resultierende Dosisüberlappung um etwa 50% (Abb. 5).

Der CTDI trägt diesem Phänomen Rechnung, indem er den Dosisbeitrag aus der Nachbarregion berücksichtigt.

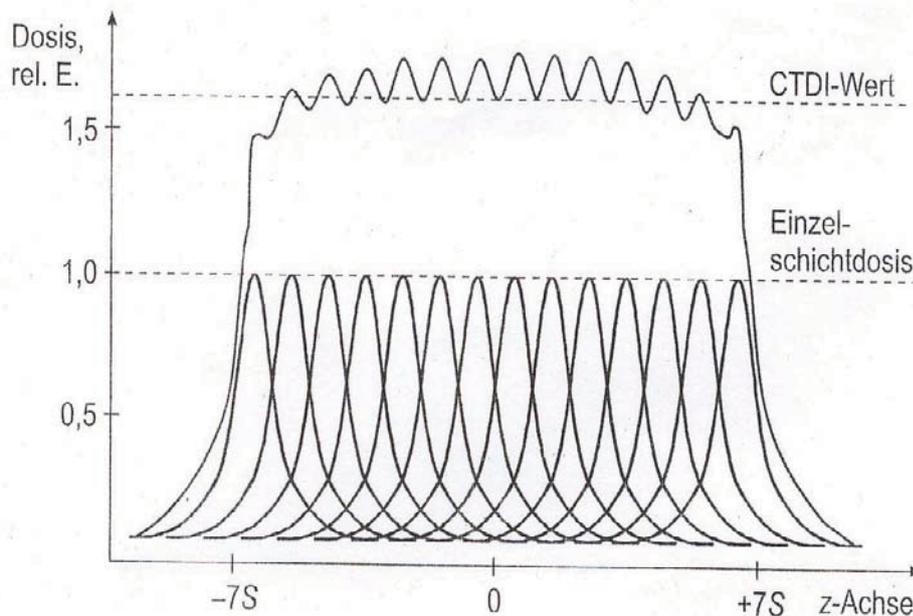


Abb. 5: Bei Aufnahme mehrerer Schichten ergibt sich eine Dosisüberhöhung gegenüber der Einzelschichtaufnahme, wie in der Schemaskizze qualitativ gezeigt [2].

Diese Angaben gelten nur für den Fall, dass Schichtdicke und Tischvorschub identisch sind. Ist der Tischvorschub $<$ Schichtdicke, so kommt es zu einem überproportionalen Anstieg der Dosis in einer Schicht, während die Dosis abnimmt, wenn Tischvorschub $>$ Schichtdicke gilt. Um diesem Effekt Rechnung zu tragen, wird der $CTDI_w$ mit dem Pitch multipliziert und dann als korrigierter oder gewichteter effektiver CTDI ($CTDI_{w,eff}$) bezeichnet [23].

3.1.2.2. DLP

Als Anhalt für die Gesamtdosis einer Organdosis bietet sich das Dosislängenprodukt (DLP) an [26]. Man erhält das DLP, indem man die Dosis der Einzelschicht (CTDI) mit dem Produkt aus Anzahl n der Schichten und Schichtdicke h (in cm) multipliziert:

$$\text{DLP} = \text{CTDI}_{w,\text{eff}} \times n \times h \quad (\text{Gl. 8})$$

Gleichung 8: Definition des Dosislängenprodukts

Es wird in mGy x cm angegeben.

3.2. TLD- Technik

Thermolumineszenzdetektoren (TLD) haben die Eigenschaft, einfallende Strahlenenergie (hier: durch Röntgenstrahlung) über längere Zeit zu speichern und diese bei Wärmezufuhr in Form von Licht wieder zu emittieren.

Das emittierte Licht stellt dabei ein Maß für die Menge der absorbierten Energie dar.

TLDs bestehen aus Kristallstrukturen (z.B. LiF, CaF₂), die gezielt mit Fremdatomen (Mg, Ti, Mn) dotiert werden.

Mit dem Begriff „Energieband“ ist die Tatsache verbunden, dass wegen der regelmäßig angeordneten Konfiguration der Atome eines Kristalls die äußeren Elektronen sehr viele Energieniveaus annehmen können.

Als „Valenzband“ bezeichnet man das Band, in dem sich die Valenzelektronen, also die äußeren Elektronen der Kristallatome, im Grundzustand befinden.

Als „Leitungsband“ bezeichnet man jenes, in welchem sich die Valenzelektronen in angeregtem Zustand befinden.

Oberstes Bestreben „angeregter“ Elektronen ist es normalerweise, den Grundzustand nach kürzester Zeit (ca. 10^{-8} Sekunden) wieder einzunehmen. Sogenannte „Traps“ („Elektronenfallen“), die durch die genannte Dotierung mit Fremdatomen entstehen, verhindern dies jedoch für eine gewisse Zeit.

Diese Elektronenfallen sind in der Lage, „angeregte“ Valenzelektronen bei ihrem Rücksprung von Leitungsband auf Valenzband „metastabil“, d.h. für Zeiten $> 10^{-8}$ Sekunden auf oberhalb des Grundzustandes liegende Zwischenniveaus zu binden.

Aus diesem metastabilen Zustand können die meisten Elektronen nur durch Energiezufuhr abgelöst werden.

Zunächst werden sie wieder auf das energetisch hohe Leitungsbandniveau angehoben, um dort unter Aussendung von Photonen (z.B. in Form von sichtbarem Licht), schließlich in den Grundzustand zurückzukehren.

Die auf diese Weise emittierte Lichtintensität hängt von der Anzahl der mit Elektronen besetzten traps ab, die wiederum proportional zu der Energie ist, die ursprünglich zum Sprung in das Leitungsband geführt hat.

Diese Energie ist im Falle der TLDs identisch mit der Energiedosis der auf das Dosimeter eingestrahlten ionisierender Strahlung.

Bei der dann folgenden Auswertung zur Ermittlung des Dosiswertes, werden die bestrahlten Kristalle nach einem bestimmten Aufheizzyklus auf einige hundert Grad Celsius erhitzt, um auf diese Weise nahezu alle Traps zu leeren.

Als Glowkurve bezeichnet man den Graphen der Funktion, der die Lichtintensität in Abhängigkeit von der Temperatur unter diesen Bedingungen abbildet.

Eine Glowkurve weist in der Regel mehrere Maxima auf, da die Traps verschiedene Energieniveaus besitzen, die wiederum ganz bestimmten Temperaturwerten entsprechen. Einige liegen sogar bei Temperaturen um 25° C, was bedeutet, dass sich ein Teil der Traps schon bei Zimmertemperatur entleeren kann („Fading“).

Das Auswertegerät erfasst das Integral der Glowkurve in den Grenzen zwischen zwei geeigneten, einstellbaren Temperaturwerten. So erhält man eine Lichtsumme bzw. über einen Photomultiplier eine Ladungsmenge, aus der die Energiedosis, mittels eines Kalibrierfaktors ermittelt werden kann.

Der Kalibrierfaktor ist abhängig von TLD- Material (LiF, CaF₂ etc.), TLD- Form (Stäbchen, Plättchen) und Strahlenqualität [24, 25].

Mehrfachauswertungen sind bei TLDs nicht möglich, da durch den Aufheizungsprozess die gespeicherten Messinformationen verloren gehen.

Das relativ hohe Fading (Spontanrekombination von den in Löchern (von Elektronen bevorzugt aufgesuchte Leerstellen im Energiebändersystem) eingefangenen „messrelevanten“ Elektronen in der Zeit zwischen Bestrahlung und Auswertung) und die starke Abhängigkeit

der TLD- Anzeige von Strahlenqualität, machen Fadingkorrekturen und die Nutzung individueller, d.h. kV- abhängiger Kalibrierfaktoren erforderlich.

Kalibrierfaktoren erlauben die Umrechnung von der am Auswertegerät angezeigten elektrischen Ladung (Einheit: Coulomb) in die Energiedosis (Einheit: Gray) bzw.

Äquivalentdosis (Einheit: Sievert).

Abbildung 6 zeigt die Abhängigkeit des Fading für CaF₂- TLDs (in % des Anfangswertes) von der Zeit zwischen Bestrahlung und Auswertung (in h) bei einer Strahlenqualität von 80 kV Röhrenspannung und 2 mm Al Gesamtfilterung [26].

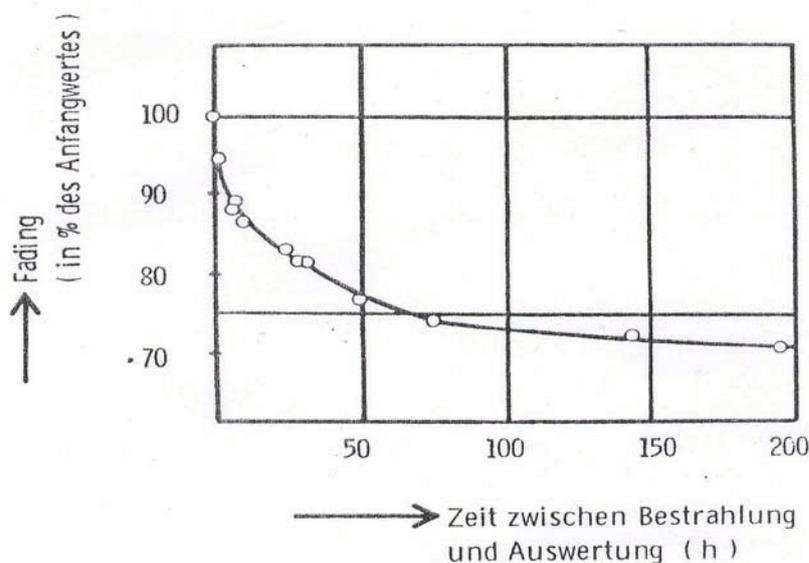


Abb.6 entnommen aus [26]

Das Fading ist innerhalb der ersten 24 Stunden besonders groß; nach 72 Stunden lassen sich nur noch 74% der ursprünglichen Dosis nachweisen (26% Fading).

Die Genauigkeit von TLD- Messungen hängt von der Verkettung einzelner Fehlerquellen ab.

In der Literatur findet man die für die einzelnen Fehler gültigen Abschätzungen [27]:

- relative Schwankungen der Empfindlichkeit der einzelnen Dosimeter (+/- 3%)
- Fehler bei der Kalibrierung des Auswertegeräts mittels Ionisationskammer (+/- 2%)
- Empfindlichkeitsunterschiede innerhalb eines Dosimetersatzes (+/- 3%)
- Änderung der Empfindlichkeit bei der Regenerierung (+/- 2%)
- Änderung der Empfindlichkeit des Photomultipliers während der Auswertung (+/- 1%)

Die Ungenauigkeit liegt für die Standardauswertung, die im Rahmen dieser Arbeit durchgeführt wurde und für die hier gemessenen Dosiswerte in einer Größenordnung von 10-15%.

3.3. Alderson- Rando- Phantom

Da Messungen der Strahlenexposition bei den verschiedenen Röntgen-Untersuchungstechniken am Patienten nicht direkt möglich sind, werden die applizierten Organ dosiswerte mit Hilfe eines anthropomorphen Alderson- Rando- Phantoms gemessen. Es besteht aus einem Skelett, das in eine gewebeäquivalente Masse eingebettet ist, die dem menschlichen Körper vergleichbare Röntgenabsorptionsqualität aufweist [28].

Das Phantom ist in insgesamt 34 jeweils 2,5 cm dicke Schichten aufgeteilt, die jeweils in der Transversalschichtebene in 1,5 cm- Abstand angeordnete Bohrungen zur Einführung von TLDs aufweisen.

Obwohl die äußeren Abmessungen des Phantoms von denen eines Patienten differieren können, ist eine ausreichend genaue *Relativmessung* zwecks Dosisvergleichs zwischen den einzelnen durchgeführten Untersuchungen möglich.

Absolute Aussagen zur Patientenexposition sind mit diesen messtechnischen Hilfsmitteln allerdings nur in grober Näherung möglich [29].

Die nachfolgenden Abbildungen 7- 10 zeigen das verwendete Phantom äußerlich als Fotografie und seine innere Struktur als Topogramm.



Abb. 7: Phantom: Topogramm

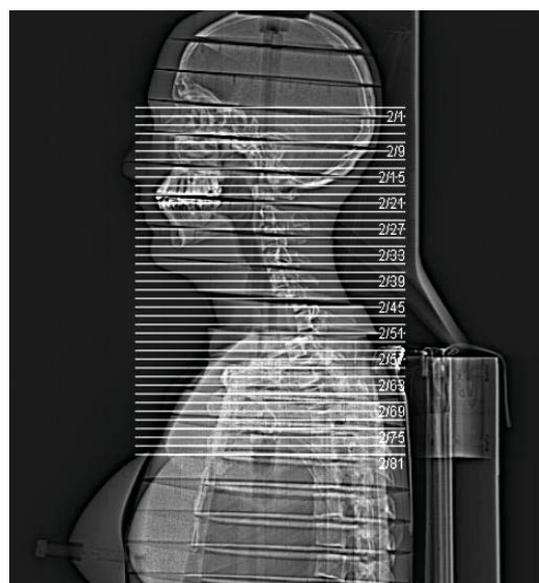


Abb. 8: Phantom: Topogramm



Abb. 9: Phantom: Fotografie

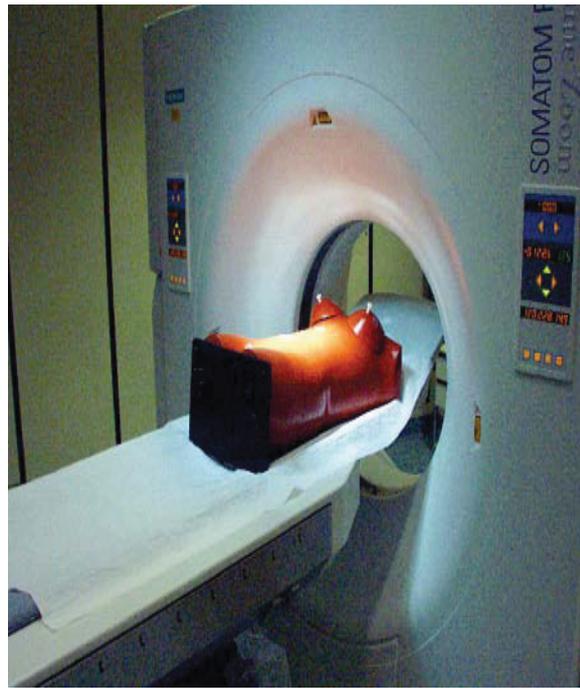


Abb. 10: Phantom: Fotografie

3.4. Messanordnung

Zur Ermittlung der Strahlenexposition in den Untersuchungen für diese Arbeit wurde mit dem Computertomographen vom Typ „Somatom Sensation Cardiac 64“ der Firma Siemens, Erlangen, gearbeitet.

Der 64- Zeiler erlaubt die Einstellung von Schichttechniken zwischen 0,5 und 10 mm.

Die Messung der Dosis erfolgte mit einem Alderson- Rando- Phantom (siehe Abbildung 7-9), das für jede Messung mit 39 TLDs an definierten Positionen bestückt wurde, was im Detail in Tabelle 1 im Anhang zu entnehmen ist.

Die jeweils gewählten technischen Parameter zeigt die Tabelle 2 „Technische Untersuchungsparameter“, das mitgeführte Protokoll über die Scanlängen und Scanzeiten gibt die Tabelle 3 „Messprotokoll“ wieder.

Beide Tabellen befinden sich im Anhang.

In allen 20 Messungen wurden im Phantom TLD- Stäbchen aus LiF mit den Maßen 1 x 1 x 6 mm verwendet. Die genaue Anzahl der pro Organ verwendeten TLDs und jeweilige Position ist der Tabelle 1 des Anhangs zu entnehmen.

Im Strahlennutzfeld wurden im Bereich der vom Strahlengang erfassten und für die Berechnung der Effektiven Dosis relevanten Organe TLD platziert.

Für die besonders strahlenempfindlichen Organe oder Organsysteme wurden TLDs in der jeweiligen Region positioniert.

Bei der Bestimmung der Dosis der größeren Organe wie Lunge oder Leber, wurden drei bis sechs TLDs pro Organ verwendet.

Die Knochenmarkdosis wurde aus Messungen in verschiedenen Knochen (Clavikula, Scapula, Sternum, zwei Rippen, BWK, LWK, zwei Pelvis, Os sacrum) berechnet.

Alle TLDs wurden mit Hilfe eines Auswertgeräts der Typbezeichnung „Harshaw filtrol 2000D (Harshaw, Cleveland)“ der Firma Harshaw in der Klinik für Strahlentherapie der Uniklinik Düsseldorf ausgewertet.

Wie im Kapitel 3.2. bereits angesprochen, sind bei der TLD- Technik Messfehler in der Größenordnung von mindestens 10% zu erwarten. Dabei sind höhere Dosen präziser zu erfassen als geringere.

Um möglichst hohe Werte zu erzielen, d.h. um Messungenauigkeiten zu minimieren, wurde jedes Protokoll viermal wiederholt durchgeführt, dann die TLDs ausgelesen und die resultierenden Werte durch vier geteilt. Nach Umrechnung mit einem Korrekturfaktor konnten die Organdosiswerte berechnet werden.

Die TLD wurden jeweils ca. 12 Stunden nach den Untersuchungen ausgewertet, so dass ein relevanter Messfehler durch das so genannte Fading, bei dem Elektronen nach verhältnismäßig größeren Zeiträumen spontan wieder in ihren Ausgangszustand übergehen, als relativ niedrig betrachtet werden kann.

3.5. Untersuchungsprotokolle

In 20 verschiedenen Untersuchungsprotokollen wurde jeweils die effektive Dosis bestimmt. Dabei wurden Messungen für Untersuchungen des Schädels, des Halses, des Herzens, der Nasennebenhöhlen (NNH), des Thorax, des Abdomens und des ganzen Körpers durchgeführt. Die einzelnen Untersuchungsprotokolle sind den Tabellen 5- 23 im Anhang zu entnehmen.

Es kommen Schichtkollimationen von 20 x 1,2 mm (Herz-1: Ca- Score, Perfusion 1, Standardschädel Schädelbasis, Standardschädel Hirnschädel, Ca- Score Pulsing, Abdomen ohne care dose, Abdomen mit care dose, Thorax ohne care dose, Thorax mit care dose,

Perfusion 1, Perfusion 2, Perfusion 3) und 64 x 0,6 mm (Carotis Angio ohne care dose, NNH, Coronary CTA, Hals Angio, Head Angio, Herz- 2: CTA, Ganzkörper mit care dose, Ganzkörper ohne care dose) zur Anwendung.

Bei den Untersuchungen des Thorax, des Abdomens, Carotis Angio und des ganzen Körpers wurden jeweils eine Untersuchung mit und eine ohne Einstellung „care dose“ (cd) gefahren. Hierbei sollte der Einfluss einer schwächungsbasierten Röhrenstrommodulation („care dose“) untersucht werden.

Im Falle des Protokolls „Thorax mit cd“ bedeutet dies, dass die Untersuchung mit einem reduzierten Röhrenstrom- Zeit- Produkt mit 87 mAs anstelle von 100 mAs durchgeführt wurde. Letzteres wurde im Protokoll „Thorax ohne cd“ verwendet.

In der Untersuchung „Abdomen mit cd“ wurde im Vergleich zum Protokoll „Abdomen ohne cd“ mit einem Röhrenstrom- Zeit- Produkt von 95 mAs anstelle von 160 mAs gearbeitet. Analog wurde auch bei den Protokollen „Ganzkörper ohne bzw. mit cd“ und „Carotis Angio mit bzw. ohne cd“ das jeweilige mAs- Produkt gesenkt: im Protokoll „Carotis Angio ohne cd“ im Vergleich zu selbigem „mit cd“ von 115 mAs auf 30 mAs und im Protokoll „Ganzkörper ohne cd“ im Vergleich zu jenem „mit cd“ von 160 mAs auf 107 mAs.

In allen Messreihen wurde mit einem Pitch zwischen 0,2 und 1,4 untersucht.

Am „Somatom Sensation“ der Firma Siemens waren Röhrenspannung und Röhrenstrom nach Herstellerangaben eingestellt. So lagen die Werte für die Röhrenspannung in den einzelnen Untersuchungen zwischen 80- 120 kV.

Die Scanlänge differiert in den einzelnen Messreihen, da das Untersuchungsvolumen anhand eines digitalen Übersichtsradiogramms, Topogramm genannt, manuell eingezeichnet und damit eingegrenzt wurde. Die Scandauer ergibt sich aus dem Verhältnis von Scanlänge, Schichtkollimation und Röhrenrotationsdauer.

4. Ergebnisse

4.1. Dosisberechnung/ -bestimmung

Die effektive Dosis einer CT- Untersuchungen lässt sich aus den einzelnen Untersuchungsparametern sowie dem CTDI, der häufig bereits an der Bedienkonsole des Geräts angegeben wird, abschätzen oder berechnen. Voraussetzung hierfür sind neben den Parametern wie Schichtkollimation, Pitch und Scanlänge auch gerätespezifische Korrekturfaktoren, die die individuelle Gerätebauweise berücksichtigen.

Darüber hinaus sind aus Messreihen Konversionsfaktoren bekannt, die die Grundlage jeglicher mathematischer Verfahren darstellen und die unten aufgeführt sind [30, 31]. Größere Abschätzungen beziehen sich auf die Multiplikation des CTDI oder DLP mit Gesamtkonversionsfaktoren, während genauere Berechnungen, die heute in PC-Programmen integriert sind, die einzelnen organspezifischen Konversionsfaktoren berücksichtigen [21, 32].

Die im Rahmen der Messungen genutzte Software des Computertomographen berechnet anhand der eingestellten Parameter für jede durchgeführte Untersuchung den CTDI. Die entsprechenden Werte für die in dieser Arbeit durchgeführten Untersuchungsprotokolle sind im Anhang in Tabelle 3 zu finden.

Um die gemessene effektive Dosis zu ermitteln, wurde die mit Hilfe des Auswertegeräts „Harshaw filtrol 2000D“ der Firma Harshaw erfasste Ladung (nC) der TLD mit einem konstanten Kalibrierfaktor von 0,95 in die Einheit der Äquivalentdosis umgerechnet. Dieser Faktor ergibt sich aus einer entsprechenden Kalibrierungsmessung mit einer geeichten Ionisationskammer unter Berücksichtigung, dass der für die Untersuchungen genutzte Röntgenstrahler mit einer Filterung aus 1,4 mm Aluminium plus 1,2 mm Titan ausgerüstet ist und die Röhrenspannung mit 80- 120 kV in engen Grenzen eingestellt war.

Da für die Röntgenstrahlung die Einheiten der Energiedosis beziehungsweise der Kerma (Gray) und der Äquivalentdosis beziehungsweise der Effektiven Dosis (Sievert) zahlenmäßig identisch sind, besteht bei der gegenseitigen Umrechnung kein Problem [4].

Zur Berechnung der Effektiven Dosis wurden die von der ICRP 60 festgelegten und als Anhang zur Röntgenverordnung veröffentlichten Organ- bzw. Gewebe- Wichtungsfaktoren verwendet (Tabelle 2).

<u>Organe und Gewebe</u>	<u>Gewebewichtungsfaktoren Wt nach ICRP 60</u>
Gonaden	0,2
Rotes Knochenmark, Colon, Lunge, Magen	0,12
Blase, Brust, Leber, Speiseröhre	0,05
Skelett, Haut	0,01
Andere Organe/ „Rest“	0,05

Tabelle 2: Gewebewichtungsfaktoren zur Berechnung der Effektiven Dosis nach ICRP 60

Die Gruppe „Rest“ umfasst: Nebenniere, Niere, Gehirn, Dünndarm, Muskel, Pankreas, Milz, Thymus, Uterus.

Sofern ein einzelnes „Restorgan“ eine höhere Dosis erhält, ist die Dosis des betreffenden Organs mit dem Faktor 0,025 zu wichten.

Die effektive Dosis muss jeweils für Männer und Frauen separat berechnet werden, da die geschlechtsspezifischen Organe zu unterschiedlichen Anteilen Berücksichtigung finden. In der Summe ergeben die Organ- bzw. Gewebewichtungsfaktoren über alle Gewebe und Organe den Wert 1.

Im Dezember 2007 wurde die Publikation 103 veröffentlicht: „2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection“ [16], die in Bezug auf die Berechnungsgrundlagen der effektiven Dosis die ICRP Publik 60 ablöst [17].

Die geänderten Gewebe- Wichtungsfaktoren zur Bestimmung der effektiven Dosis nach ICRP 103 lauten:

0,08 für Gonaden

0,12 für Lunge, Kolon, rotes Knochenmark, Magenwand, Brust

0,04 für Blasenwand, Leber, Schilddrüse, Speiseröhre

0,01 für Skelett und Haut

0,05 für „Rest“

Als Änderung zwischen ICRP 60 und ICRP 103 lassen sich somit festhalten:

Für Gonaden 0,08 (ICRP 103) statt 0,2 (ICRP 60)

für Brust 0,12 (ICRP 103) statt 0,05 (ICRP 60)

für Blasenwand, Leber, Schilddrüse, Speiseröhre 0,04 (ICRP 103) statt 0,05 (ICRP 60).

In den Tabellen 5- 23 des Anhangs sind die von uns durchgeführten einzelnen Messprotokollen nach ICRP 60 aufgeführt. In den Tabellen 24- 42 des Anhangs sind zum Vergleich selbige Protokolle mit den neuen Wichtungsfaktoren ICRP 103 aufgeführt.

Wie man beim Vergleich erkennt, erhöhen sich die Dosiswerte in den Thoraxprotokollen, währenddessen sich die Dosiswerte in den Abdomenprotokollen verringern.

Im Kapitel 5.2.1 wird auf diesen Aspekt näher eingegangen.

Folgende Tabelle 3 zeigt eine Gegenüberstellung der im Rahmen dieser Arbeit nach oben geschildertem Prinzip gemessenen Werte nach ICRP 60 bzw. 103 und die mit Hilfe des Berechnungsprogramms „CT- Expo V 1.5“, herausgegeben von H.D. Nagel, berechneten Werte.

Tabelle 3: Vergleich der gemessenen und errechneten Werte in mSv

Untersuchungsprotokolle	Effektive Dosis gemessen (mSv) nach ICRP 60		Effektive Dosis berechnet (mSv) nach ICRP 60		Effektive Dosis gemessen (mSv) nach ICRP 103	
	Frauen	Männer	Frauen	Männer	Frauen	Männer
Herz 1: Ca- Score	4,6	3,9	4,8	3,5	5,8	4,0
Herz 2: CTA- Herz	18,4	14,8	19,3	15,6	23,9	15,1
Perfusion 1	1,3	1,3	4,1	2,2	1,3	1,2
Perfusion 2	1,1	1,2	3,1	2,3	1,2	1,1
Perfusion 3	5,0	5,1	8,5	4,5	4,9	4,9
Standardschädel: Schädelbasis	0,6	0,6	0,5	0,5	0,6	0,6
Standardschädel: Hirnschädel	0,6	0,6	0,7	1,0	0,6	0,6
Head Angio	1,9	1,9	1,2	1,2	1,7	1,6
Carotis Angio mit CD	0,9	0,9	0,2	0,3	0,9	0,8
Coronary CTA	14,7	12,3	15,7	12,9	19,1	13,4
NNH	0,5	0,5	0,6	0,9	0,5	0,5
Carotis Angio ohne CD	2,7	2,8	3,4	2,8	2,6	2,4
Abdomen mit CD	7,5	7,2	6,5	6,3	5,2	4,8
Abdomen ohne CD	11,1	11,3	10,7	10,5	8,8	8,4
Thorax mit CD	2,2	1,9	2,4	2,0	2,0	1,5
Thorax ohne CD	2,4	2,2	2,8	2,3	2,6	2,1
Ca- Score Pulsing	2,9	2,4	2,9	2,3	3,9	2,5
Ganzkörper mit CD	12,1	11,1	11,0	10,4	10,5	8,9
Ganzkörper ohne CD	20,7	18,8	16,5	15,6	16,9	14,6

Eine Übersicht über die Werte, die den einzelnen Berechnungen zugrunde gelegt wurden, findet sich in Tabelle 4 des Anhangs.

In den Tabellen 5- 23 sind die einzelnen Untersuchungsprotokolle aufgelistet. Weiterhin findet man die vom PC- Programm „CT- EXPO 1.5“ berechneten Werte.

Ebenso im Anhang gezeigt sind Grafiken, die den Vergleich der errechneten und gemessenen Werte veranschaulichen.

4.2. Messergebnisse

Bei der direkten Dosismessung, die mit Hilfe eines antropomorphen Phantoms durchgeführt worden ist, bei denen TLDs an die Stelle einzelner Organe platziert wurden, zeigten sich bei den simulierten Untersuchungen „NNH“, „Schädelbasis“ und „Carotis Angio mit care dose“ die geringsten Dosiswerte sowohl für Frauen als auch für Männer.

Die Ergebnisse lagen in allen drei Protokollen in gleicher Größenordnung:

„NNH“- Frauen: 0,51 mSv, Männer: 0,5 mSv;

„Schädelbasis“- Frauen: 0,66 mSv, Männer: 0,64 mSv;

„Carotis Angio mit care dose“- Frauen: 0,92 mSv, Männer: 0,89 mSv.

Mit Abstand am höchsten war die Dosisbelastung in den von uns durchgeführten Protokollen „CTA- Herz“ und „Ganzkörper ohne cd“. Im erstgenannten Protokoll lagen die Werte der Frau bei 18,4 mSv, die des Mannes bei 14,75 mSv.

Im Protokoll „Ganzkörper ohne cd“ lag die Dosisbelastung der Frau bei 20,71 mSv und die des Mannes bei 18,08 mSv.

Auch bei der Dosisabschätzung und Berechnung mit einem geeigneten PC- Programm „CT- Expo V.1.5“, herausgegeben von H. D. Nagel, zeigte sich das gleiche Bild wie bei den von uns gemessenen Werten: die geringsten Dosiswerte fanden sich in den Protokollen „Carotis Angio mit cd“ (Frau: 0,2 mSv, Mann: 0,3 mSv), „Schädelbasis“ (0,5 mSv für Mann und Frau) und „NNH“ (Frau: 0,6 mSv, Mann: 0,9 mSv).

Die höchsten errechneten Dosisbelastungen entfielen, wie bei den von uns gemessenen Werten, auf die Protokolle „CTA- Herz“ (Frau: 19,3 mSv, Mann: 15,6 mSv) und „Ganzkörper ohne cd“ (Frau: 16,5 mSv, Mann: 15,6 mSv).

Betrachtet man die von uns gemessenen Dosiswerte, stellt man fest, dass die Werte für Frau und Mann in fast allen Protokollen in gleicher Größenordnung liegen und weniger als 10% voneinander abweichen.

Nur in den Protokollen „Herz CTA-Herz“ (Frau: 18,4 mSv, Mann: 14,75 mSv) und „Coronary CTA“ (Frau: 14,75 mSv, Mann: 12,36 mSv) liegt die Abweichung der Dosisbelastung zwischen beiden Geschlechtern bei $> 10\%$, damit jedoch immer noch in relativ vergleichbarer Größenordnung.

Weiterhin erkennt man, dass bei den von uns gemessenen Untersuchungen die effektiven Dosiswerte der Frau- bis auf das Protokoll „Abdomen ohne cd“- ausnahmslos über denen des Mannes liegen.

Vergleicht man die berechneten effektiven Dosiswerte beider Geschlechter mit einander, so fällt auf, dass die Dosiswerte der Frauen in der Mehrzahl der Fälle, nämlich in 14 von 19 Protokollen über den Dosiswerten der Männer liegen.

Lediglich in den Protokollen „Hirnschädel“ (Frau: 0,7 mSv, Mann: 1,0 mSv), „Carotis Angio mit cd“ (Frau: 0,2 mSv, Mann: 0,3 mSv) und „NNH“ (Frau: 0,6 mSv, Mann: 0,9 mSv) lag der Dosiswert der Männer leicht über dem der Frauen.

In den Protokollen „Schädelbasis“ und „Head Angio“ war die Strahlenbelastung für Frau und Mann identisch: 0,5 mSv im Schädelbasis- Protokoll und 1,2 mSv im „Head- Angio“- Protokoll.

Das DLP variiert bei den gemessenen Werten von 75 mGy x cm im Protokoll „Carotis Angio mit cd“ bis 2330 mGy x cm im Protokoll „Protokoll 3“.

Bei den berechneten Werten variiert es von 75 mGy x cm („Carotis Angio mit cd“) bis 2358 mGy x cm („Perfusion 3“).

Der CTDI vol variiert bei den gemessenen Werten von 2,93 mGy im Protokoll „Thorax mit cd“ bis 970 mGy im Protokoll „Perfusion 3“.

Der CTDI vol bei den berechneten Werten liegt zwischen 3,6 mGy („Thorax mit cd“) und 1072 mGy („Perfusion 3“).

Im Allgemeinen liegen sowohl der gemessene als auch der für das entsprechende Protokoll berechnete Wert für den CTDI vol bzw. das DLP in gleicher und damit vergleichbarer Größenordnung.

Im Folgenden soll kurz auf die einzelnen Protokolle eingegangen werden. Dabei werden gemessene mit berechneten Werten verglichen.

Stellvertretend für die vielen von uns mit TLD bestückten Organe sollen im folgenden auf Mamma, Oesophagus und Lunge im Thoraxbereich und auf Leber, Magen, Colon im Abdomenbereich eingegangen werden. Ferner finden Schilddrüse, Haut, Knochenmark und Gonaden Erwähnung.

Alle einzelnen Protokolle findet man im Anhang in den Tabellen 5- 23. Die Graphiken im Anhang machen den Unterschied zwischen gemessenen und berechneten Werten deutlich und veranschaulichen diese.

Protokoll „Herz: Ca- Score“ männlich

Die von uns berechneten Organdosiswerte pro Serie im Thoraxbereich lagen für Männer für den Oesophagus bei 18,7 mSv (gegenüber 10,2 mSv gemessen) und 10,5 mSv für die Lunge (gegenüber 13,2 mSv gemessen). Für die Abdomenwerte fanden sich 0,6 mSv bei der Leber (3,9 mSv gemessen), 0,4 mSv beim Magen (0 mSv gemessen) und 0 mSv für das Colon. Der berechnete Schilddrüsenwert lag bei 3,7 mSv (1,2 mSv gemessen), der Knochenmarkwert bei 3,4 mSv gegenüber 3,9 mSv gemessen, der Hautwert bei 3,0 mSv (10,1 mSv gemessen). Die Hoden lagen bei der Berechnung außerhalb des Strahlenfelds während wir für diese einen Wert von 0,3 mSv maßen.

Die errechnete effektive Dosis lag für das Protokoll bei 3,5 mSv, in unseren Messungen lag sie bei 3,91 mSv. Somit liegt die Abweichung beider Werte bei 11,7 %.

Protokoll: „Herz: Ca- Score“ weiblich

Bei der Frau lagen die berechneten Organdosiswerte der Mamma bei 16,2 mSv (14,8 mSv gemessen), des Oesophagus bei 19,0 mSv (10,2 mSv gemessen) und der Lunge bei 14,4 mSv (13,2 mSv gemessen). Im Abdomenbereich fand man folgende Werte: bei der Leber 1,2 mSv (3,9 mSv gemessen), 0,9 mSv beim Magen und 0 mSv beim Colon. Der Schilddrüsenwert lag bei 1,8 mSv (1,2 mSv gemessen), der des Knochenmarks bei 3,4 mSv (3,9 mSv gemessen), der der Haut bei 2,9 mSv (10,1 mSv gemessen) und der der Ovarien bei 0 mSv, während wir einen Wert von 0,1 mSv maßen.

Die Abweichung der effektiven Dosiswerte lag bei 3,5% (gemessen: 4,63 mSv, berechnet: 4,8 mSv).

Organ	Gemessene effektive Dosis (mSv)		Berechnete effektive Dosis (mSv)	
	Frau	Mann	Frau	Mann
Schilddrüse	1,2	1,2	1,8	3,7
Oesophagus	10,2	10,2	19,0	18,7
Lunge	13,2	13,2	14,4	10,5
Leber	3,9	3,9	1,2	0,6
Colon	0,0	0,0	0,0	0,0
Gonaden	0,1	0,3	0,0	0,0

Tab. 4: berechnete und gemessene effektive Dosis für das Protokoll „ Herz: Ca- Score“ getrennt nach Geschlechtern [mSv]

Protokoll: „Herz: CTA- Herz“ männlich

Beim Mann lagen die berechneten Organdosiswerte des Oesophagus bei 77,1 mSv (gegenüber 36,6 mSv gemessen), der Lunge bei 54,8 mSv (49,8 mSv), der Leber bei 3,8 mSv (13,8 mSv gemessen), des Magens bei 2,7 mSv (17,5 mSv gemessen). Der Dosiswert der Schilddrüse lag bei 9,6 mSv (4,9 mSv gemessen), des Knochenmarks bei 14,3 mSv (16,7 mSv gemessen), der Haut bei 11,6 mSv (38,8 mSv gemessen) und der Hoden bei 0 mSv (0,5 mSv gemessen). Die berechnete effektive Dosis lag 5,4% über der gemessenen.

Protokoll: „Herz: CTA weiblich“

Im Thoraxbereich ergaben sich folgende Organdosiswerte: Mamma 65,7 mSv (73,1 mSv gemessen), Oesophagus 77,0 mSv (36,6 mSv gemessen), Lunge 58,2 mSv (49,8 mSv gemessen). Im Abdomenbereich ergaben sich Werte von 4,9 mSv (13,8 mSv gemessen) bei der Leber und 3,5 mSv (17,5 mSv gemessen) beim Magen. Schilddrüsenwerte lagen bei 7,2 mSv (4,9 mSv gemessen), Knochenmark 13,6 mSv (16,7 mSv), Haut 11,6 mSv (38,8 mSv) und Ovarien 0,1 mSv gegenüber 0,5 mSv gemessen. Der berechnete Wert der effektiven Dosis überschätzte den gemessenen um 4,7%.

Organ	Gemessene effektive Dosis (mSv)		Berechnete effektive Dosis (mSv)	
	Frau	Mann	Frau	Mann
Schilddrüse	4,9	4,9	7,2	9,6
Oesophagus	36,6	36,6	77,0	77,1
Lunge	49,8	49,8	58,2	54,8
Leber	17,5	3,8	3,5	13,8
Gonaden	0,5	0,5	0,1	0,0

Tab. 5: berechnete und gemessene effektive Dosis für das Protokoll „ Herz: CTA“ getrennt nach Geschlechtern [mSv]

Protokoll: „Perfusion 1 männlich und weiblich“

Während bei der Berechnung Thorax, Abdomen und Gonaden außerhalb des Scangebiets lagen, ergaben sich bei unseren Messungen folgende Organdosiswerte: Oesophagus 2,0 mSv, Lunge 0,68 mSv, Leber 0,18 mSv, Magen 0,57 mSv, Hoden bzw. Ovar 0,2 mSv. Bei der Berechnung ergaben sich 0,1 mSv (2,36 mSv gemessen) für die Schilddrüse, 0,2 mSv (4,18mSv) für das Knochenmark und 0,1 mSv (26,9 mSv) für die Haut.

Die berechnete effektive Dosis beim Mann lag bei 2,2 mSv, die gemessene effektive Dosis bei 1,28 mSv. Bei der Frau lag die berechnete effektive Dosis bei 4,1 mSv, die gemessene effektive Dosis bei 1,31 mSv.

Protokoll: „Perfusion 2 männlich und weiblich“

Für die von uns durchgeführten Messungen ergaben sich die Organdosiswerte 1,2 mSv für Oesophagus, 0,43 mSv für Lunge, 0,18 mSv für Leber, 0,57 mSv für Magen, 0,22 mSv für Hoden bzw. Ovarien. Die gemessenen Werte für die Schilddrüse lagen bei 2,46 mSv (0,2 mSv berechnet) und für die Haut bei 20,06 mSv (0,1 mSv berechnet).

Die berechnete effektive Dosis des Mannes lag bei 2,3 mSv bzw. die der Frau bei 3,1 mSv, die gemessene effektive Dosis der Mannes lag bei 1,14 mSv, die der Frau bei 1,17 mSv.

Protokoll: „Perfusion 3 männlich und weiblich“

Während bei der Berechnung Thorax, Abdomen und Gonaden nicht erfasst wurden, haben unsere Messungen folgende Organdosiswerte ergeben:

4,7 mSv (Oesophagus), 1,06 mSv (Lunge), 0,18 mSv (Leber), 0,57 mSv (Magen), 0,2 mSv (Hoden bzw. Ovarien). Gemessen für die Schilddrüse wurde 9,2 mSv (0,3 mSv berechnet) und für das Knochenmark 0,4 mSv (20,6 mSv berechnet).

Gemessene effektive Dosis des Mannes lag bei 5,03 mSv (berechnet 4,5 mSv) und jene der Frau bei 5,05 mSv (berechnet 8,5 mSv).

Protokoll: „Schädelbasis männlich“

Berechnete Abdomenwerte lagen für den Oesophagus bei 0,1 mSv (0,7 mSv gemessen) und für die Lunge bei 0,1 mSv (0,37 mSv gemessen). Der Thoraxbereich lag bei den Berechnungen außerhalb des Scandfelds. Gemessen haben wir 0,13 mSv (Leber), 0,21 mSv (Magen) und 0,2 mSv (Hoden). Berechnete Schilddrüsenwerte lagen bei 1,6 mSv (1,08 mSv gemessen), Knochenmark bei 1,4 mSv (2,24 mSv gemessen) und Hautwerte bei 1,0 mSv (11,74 mSv gemessen).

Die effektive Dosis der Berechnung ergab 0,5 mSv, die der Messung 0,64 mSv. Es ergab sich eine Abweichung von 28% zwischen berechnetem und gemessenem Wert.

Protokoll: „Schädelbasis weiblich“

Bei diesem Protokoll lagen bei den Berechnungen Thorax und Abdomen außerhalb des Strahlengangs. Das PC- Programm berechnete für die Schilddrüse 0,4 mSv (1,08 mSv gemessen), für das Knochenmark 1,3 mSv (2,24 mSv gemessen) und 0,6 mSv für die Haut (11,74 mSv gemessen).

Die Berechnung der effektiven Dosis mit 0,5 mSv unterschätzte in diesem Protokoll die gemessene effektive Dosis (0,66 mSv) mit 32%.

Protokoll: „Hirnschädel männlich und weiblich“

Während wir für den Thorax- und Abdomenbereich nachfolgende Werte gemessen haben, entfielen diese dem Strahlengang bei den Berechnung: Oesophagus 0,7 mSv, Lunge 0,37 mSv, Leber 0,13 mSv, Magen 0,02 mSv, Hoden bzw. Ovarien 0,2 mSv.

Errechnet wurde für die Schilddrüse ein Dosiswert von 0,7 mSv beim Mann (1,08 mSv gemessen) bzw. 0,2 mSv bei der Frau (1,08 mSv gemessen), für das Knochenmark 2,6 mSv beim Mann (2,2 mSv gemessen) bzw. 2,1 mSv bei der Frau (2,2 mSv) und für die Haut 1,3 mSv (11,7 mSv).

Protokoll: „Head Angio männlich“

Für die von uns simulierten Untersuchungen ergaben sich Dosiswerte von 4,8 mSv für den Oesophagus (berechnet 0,4 mSv), 0,6 mSv für die Lunge (Berechnet 0,4 mSv), 19,6 mSv für die Schilddrüse (berechnet 14,4 mSv), 2,65 mSv für das Knochenmark (berechnet 2,0 mSv) und 3,0 mSv für die Haut (berechnet 1,7 mSv).

Die gemessene effektive Dosis lag bei 1,9 mSv, die berechnete bei 1,2 mSv (Abweichung von 60%).

Protokoll: „Head Angio weiblich“

Bei unseren Messungen ergaben sich Dosiswerte von 0,3 mSv (0,1 mSv berechnet) für Mamma, 4,8 mSv (0,5 mSv berechnet) für Lunge, 19,6 mSv (15,5 mSv berechnet) für Schilddrüse, 2,65 mSv (2,1 mSv berechnet) für Knochenmark und 3,0 mSv (1,8 mSv berechnet) für Haut.

Die gemessene effektive Dosis lag mit 1,92 mSv 60% über dem errechneten Wert (1,2 mSv).

Organ	Gemessene effektive Dosis		Berechnete effektive Dosis	
	Frau	Mann	Frau	Mann
Schilddrüse	19,6	19,6	15,1	14,4
Lunge	4,8	0,6	0,5	0,4
Knochenmark	2,7	2,7	2,1	2,0
Haut	3,0	3,0	1,8	1,7

Tab. 6: berechnete und gemessene effektive Dosis für das Protokoll „ Head Angio“ getrennt nach Geschlechtern [mSv]

Protokoll: „Carotis Angio mit cd männlich und weiblich“

Während für Thorax-, Abdomen- und Gonadenbereich keine Dosiswerte berechnet wurden, entfielen bei unseren Messungen 2,4 mSv auf Oesophagus, 2,1 mSv auf Lunge, 0,2 mSv auf Leber, 0,4 mSv auf Magen und 0,2 mSv auf Hoden bzw. Ovarien. Weiterhin entfiel 3,8 mSv auf Schilddrüse (4,0 mSv berechnet beim Mann bzw. 0,9 mSv bei der Frau), 1,14 mSv auf Knochenmark (0,5 mSv berechnet) und 0,25 mSv auf Haut (0,4 mSv berechnet).

Die berechnete effektive Dosis beim Mann lag bei 0,89 mSv, die der Frau bei 0,92 mSv. Die gemessene effektive Dosis hingegen lag beim Mann bei 0,3 mSv und bei der Frau bei 0,2 mSv.

Protokoll: „Carotis Angio ohne cd männlich“

Im Thoraxbereich wurde von uns 7,8 mSv (11,4 mSv berechnet) für Oesophagus gemessen, 4,1 mSv (11,6 mSv berechnet) für Lunge, 0,3 mSv (2,4 mSv berechnet) für Leber und 0,4 mSv (1,5 mSv berechnet) für Magen. Für die Schilddrüse lag unser Messergebnis bei 19,2 mSv gegenüber einem berechneten Wert von 0,9 mSv. Für das Knochenmark maßen wir 4,3 mSv (2,3 mSv berechnet), für die Haut 0,7 mSv (2,1 mSv berechnet).

Gemessen wurde eine effektive Dosis von 2,71 mSv, berechnet eine von 2,8 mSv.

Protokoll: „Carotis Angio ohne cd weiblich“

Bei unseren Messungen ergaben sich Dosiswerte von 1,38 mSv (12,7 mSv berechnet) für Mamma, 7,8 mSv (12,1 mSv berechnet) für Oesophagus, 4,1 mSv (11,1 mSv berechnet) für Lunge, 0,3 mSv (1,3 mSv berechnet) für Leber, 0,4 mSv (0,9 mSv berechnet) für Magen, 0,22 mSv (0 mSv berechnet) für Ovarien und 0,7 mSv (2,4 mSv berechnet) für die Haut. Die gemessene effektive Dosis lag bei 2,27 mSv, die berechnet bei 3,4 mSv.

Protokoll: „Coronary CTA männlich“

Gemessen wurde im Thorax- und Abdomenbereich 29,8 mSv (55,7 mSv berechnet) für Oesophagus, 51,3 mSv (55,9 mSv berechnet) für Lunge, 11,0 mSv (8,2 mSv berechnet) für Leber, 9,6 mSv (5,5 mSv berechnet) für Magen, 1,0 mSv für Colon und 0,4 mSv für Hoden. Für die Blase ergaben die Messungen 0,3 mSv (0 mSv), 3,0 mSv (3,6 mSv berechnet) für die Schilddrüse, 11,8 mSv (10,7 mSv berechnet) für Knochenmark und 14,3 mSv (9,5 mSv berechnet) für die Haut.

Dementsprechend lag die gemessene effektive Dosis bei 12,36 mSv und die berechnete bei 12,9 mSv. Die Abweichung beider Werte lag bei nur 4,2%.

Protokoll: „Coronary CTA weiblich“

Die von uns gemessenen Dosiswerte im Thorax- und Abdomenbereich lagen für diese Untersuchung bei 47,8 mSv für Mamma (60,6 mSv berechnet), 29,8 mSv (59,8 mSv berechnet) für Oesophagus, 51,3 mSv (51,5 mSv berechnet) für Lunge, 11,0 mSv (5,4 mSv berechnet) für Leber, 9,6 mSv (3,8 mSv berechnet) für Magen und 1,0 mSv für Colon. Weiterhin haben wir gemessen 3,0 mSv für Schilddrüse (8,1 mSv berechnet), 0,44 mSv (0,1 mSv berechnet) für Ovarien, 11,8 mSv (12,4 mSv berechnet) für Knochenmark und 14,3 mSv (10,8 mSv berechnet) für Haut.

Gemessen wurde eine effektive Dosis von 14,75 mSv, berechnet eine von 15,7 mSv.

Organ	Gemessene effektive Dosis (mSv)		Berechnete effektive Dosis (mSv)	
	Frau	Mann	Frau	Mann
Schilddrüse	3,0	3,0	8,1	3,6
Oesophagus	29,8	29,8	59,8	55,7
Lunge	51,3	51,3	51,5	55,9
Leber	5,4	11,0	9,6	8,2
Colon	1,0	1,0	1,1	1,1
Gonaden	0,4	0,4	0,1	0,5

Tab. 7: berechnete und gemessene effektive Dosis für das Protokoll „ Coronary CTA“ getrennt nach Geschlechtern [mSv]

Protokoll: „NNH männlich“

Bei dem Mann lagen die gemessenen Organdosiswerte pro Serie bei 0,54 mSv (0,2 mSv berechnet) für Oesophagus, bei 0,34 mSv (0,2 mSv berechnet) bei Lunge, 0,18 mSv für Leber, 0,28 mSv für Magen, 0,28 mSv für Hoden; weiterhin maßen wir für die Schilddrüse 1,17 mSv (11,2 mSv berechnet), 1,89 mSv (1,8 mSv berechnet) für Knochenmark und 0,96 mSv (1,3 mSv berechnet) für Haut.

Die gemessene effektive Dosis lag bei 0,5 mSv, die berechnete bei 0,9 mSv.

Protokoll: „NNH weiblich“

Bei der Frau lagen die gemessenen Organdosiswerte pro Serie bei 0,28 mSv für Mamma, 0,54 mSv für Oesophagus (0,1 mSv berechnet), 0,34 mSv (0,1 mSv berechnet) für Lunge, 0,18 mSv für Leber, 0,28 mSv für Magen und 0,24 mSv für Ovarien. Weiterhin maßen wir 1,17 mSv (1,4 mSv berechnet) für Schilddrüse, 1,89 mSv (1,6 mSv berechnet) für Knochenmark und 0,96 mSv (1,0 mSv berechnet) für Haut.

Die gemessene effektive Dosis lag bei 0,51 mSv, die berechnete bei 0,6 mSv. Somit ergab sich eine Abweichung von 2,25% zwischen berechneten und gemessenen Werten.

Organ	Gemessene effektive Dosis (mSv)		Berechnete effektive Dosis (mSv)	
	Frau	Mann	Frau	Mann
Schilddrüse	1,2	1,2	1,4	11,2
Oesophagus	0,5	0,5	0,1	0,2
Lunge	0,3	0,3	0,1	0,2
Leber	0,2	0,2	0,0	0,0
Gonaden	0,2	0,3	0,0	0,0

Tab. 8: berechnete und gemessene effektive Dosis für das Protokoll „ NNH“ getrennt nach Geschlechtern [mSv]

Protokoll: “Ca- Score Pulsing männlich“

Bei der von uns simulierten Untersuchung ergaben sich folgende Werte: 5,1 mSv (7,7 mSv berechnet) für Oesophagus, 10,1 mSv (11,3 mSv berechnet) für Lunge, 2,6 mSv (1,6 mSv berechnet) für Leber, 0,9 mSv (1,1 mSv berechnet) für Magen, 0,4 mSv für Colon, 0,23 mSv für Hoden und 0,23 mSv für Blase.

Weiterhin maßen wir 0,7 mSv (0,4 mSv berechnet) für Schilddrüse, 2,5 mSv (1,9 mSv berechnet) für Knochenmark und 3,6 mSv (1,7 mSv) für Haut.

Die von uns gemessene effektive Dosis betrug 2,42 mSv, die berechnete 2,3 mSv.

Protokoll: „Ca- Score Pulsing weiblich“

Bei der Frau ergaben sich 5,1 mSv (5,1 mSv berechnet) für Oesophagus, 10,1 mSv (10,5 mSv berechnet) für Lunge, 9,4 mSv (15,7 mSv) für Mamma, 2,6 mSv (1,8 mSv berechnet) für Leber, 0,9 mSv (1,2 mSv berechnet) für Magen, 0,4 mSv für Colon und 0,24 mSv für Ovar. Darüber hinaus maßen wir 0,7 mSv (0,3 mSv berechnet) für Schilddrüse, 2,5 mSv (1,7 mSv berechnet) für Knochenmark und 3,6 mSv (1,7 mSv) für Haut.

Sowohl die gemessene als auch die berechnete effektive Dosis lag bei 2,9 mSv.

Protokoll: „Abdomen ohne cd männlich“

Die gemessenen Dosiswerte im Thoraxbereich lagen bei 1,0 mSv (0,3 mSv berechnet) für Oesophagus und 3,15 mSv (2,4 mSv berechnet) für Lunge; im Abdomenbereich maßen wir 9,4 mSv (9,3 mSv berechnet) für Leber, 14,4 mSv (9,6 mSv berechnet) für Magen und 9,18 mSv (8,3 mSv berechnet) für Colon.

Weiterhin entfielen 10,2 mSv (9,6 mSv berechnet) auf Hoden, 10,4 mSv (9,3 mSv berechnet) auf Blase, 4,1 mSv (4,3 mSv berechnet) auf Knochenmark, 0,3 mSv auf Schilddrüse und 7,6 mSv (4,1 mSv berechnet) auf Haut.

Die gemessene effektive Dosis lag bei 7,22 mSv, die berechnete bei 6,3 mSv, so dass sich eine Abweichung von 14,6% ergab.

Protokoll: „Abdomen mit cd weiblich“

Für die Frau ergaben sich im Thoraxbereich in unserer Messung 3,32 mSv (2,1 mSv berechnet) für Mamma, 1,0 mSv (0,4 mSv berechnet) für Oesophagus, 3,15 mSv (2,9 mSv berechnet) für Lunge, 9,4 mSv (9,7 mSv berechnet) für Leber, 14,4 mSv (9,9 mSv berechnet) für Magen, 9,18 mSv (8,6 mSv berechnet) für Colon, 10,9 mSv (8,8 mSv) für Ovarien, 10,4 mSv (9,6 mSv) für Blase, 4,1 mSv (4,6 mSv berechnet) für Knochenmark, 0,3 mSv für Schilddrüse und 7,6 mSv (4,0 mSv) für Haut.

Die berechnete effektive Dosis von 6,5 mSv unterschätzte die von uns gemessene effektive Dosis von 7,52 mSv mit 15,7%.

Organ	Gemessene effektive Dosis (mSv)		Berechnete effektive Dosis (mSv)	
	Frau	Mann	Frau	Mann
Schilddrüse	7,6	0,3	4,0	0,0
Oesophagus	1,0	1,0	0,4	0,3
Lunge	3,2	3,2	2,9	2,4
Leber	9,4	9,4	9,7	9,3
Colon	9,2	9,2	8,6	8,2
Gonaden	10,9	10,2	8,8	9,6

Tab. 9: berechnete und gemessene effektive Dosis für das Protokoll „Abdomen mit cd“ getrennt nach Geschlechtern [mSv]

Protokoll: „Abdomen ohne cd männlich“

In der von uns simulierten Untersuchung ergaben sich folgende Organdosiswerte: 1,0 mSv (0,5 mSv berechnet) für Oesophagus, 5,5 mSv (4,0 mSv berechnet) für Lunge, 17,2 mSv (15,3 mSv berechnet) für Leber, 14,8 mSv (15,8 mSv berechnet) für Magen und 17,2 mSv (13,7 mSv berechnet) für Colon. Weiterhin maßen wir 16,1 mSv (15,9 mSv berechnet) für Hoden, 17,4 mSv (15,3 mSv berechnet) für Blase, 8,6 mSv (7,2 mSv berechnet) für Knochenmark, 0,3 mSv (0,1 mSv berechnet) für Schilddrüse und 11,8 mSv (6,8 mSv berechnet) für Haut. Die gemessene effektive Dosis lag bei 11,29 mSv und damit 7% über der berechneten effektiven Dosis von 10,5 mSv.

Protokoll: „Abdomen ohne cd weiblich“

Bei der Frau maßen wir für dieses Protokoll 1,0 mSv (0,6 mSv berechnet) für Oesophagus, 4,1 mSv (3,4 mSv berechnet) für Mamma, 5,5 mSv (4,8 mSv berechnet) für Lunge, 17,2 mSv (16,0 mSv berechnet) für Leber, 14,8 mSv (16,3 mSv berechnet) für Magen, 17,2 mSv (14,2 mSv berechnet) für Colon, 14,3 mSv (15,8 mSv berechnet) für Ovarien, 17,4 mSv (15,8 mSv berechnet) für Blase, 8,6 mSv (7,6 mSv berechnet) für Knochenmark, 0,3 mSv (0,1 mSv berechnet) für Schilddrüse und 11,8 mSv (6,6 mSv berechnet) für Haut.

Die gemessene effektive Dosis lag bei 11,13 mSv, die berechnete bei 10,7 mSv, so dass letztere erstere um 4 % unterschätzte.

Organ	Gemessene effektive Dosis (mSv)		Berechnete effektive Dosis (mSv)	
	Frau	Mann	Frau	Mann
Schilddrüse	0,3	0,3	0,1	0,1
Oesophagus	1,0	1,0	0,6	0,5
Lunge	5,5	5,5	4,8	4,0
Leber	17,2	17,2	16,0	15,3
Colon	17,2	17,2	14,2	13,7
Gonaden	14,3	16,1	15,8	15,9

Tab. 10: berechnete und gemessene effektive Dosis für das Protokoll „ Abdomen ohne cd“ getrennt nach Geschlechtern [mSv]

Protokoll: „ Thorax mit cd männlich“

Bei der für den Mann simulierten Untersuchung maßen wir 2,8 mSv (5,9 mSv berechnet) für Oesophagus, 4,9 mSv (6,1 mSv berechnet) für Lunge, 1,86 mSv (2,3 mSv berechnet) für Leber, 4,6 mSv (1,5 mSv berechnet) für Magen, 0,41 mSv für Colon, 0,19 mSv für Hoden und 0,2 mSv für Blase. Weiterhin ergaben sich 3,37mSv (6,8 mSv berechnet) für Schilddrüse, 1,27 mSv (1,6 mSv berechnet) für Knochenmark und 1,6 mSv (1,6 mSv berechnet) für Haut. Gemessene effektive Dosis lag bei 1,95 mSv, berechnet bei 2,0 mSv, so dass sich eine Abweichung von nur 2 % ergibt.

Protokoll: „Thorax mit cd weiblich“

Bei der Frau maßen wir 4,2 mSv (6,4 mSv berechnet) für Mamma, 2,8 mSv (6,0 mSv berechnet) für Oesophagus, 4,9 mSv (6,2 mSv berechnet) für Lunge, 1,86 mSv (2,6 mSv berechnet) für Leber, 4,6 mSv (1,8 mSv berechnet) für Magen, 0,41 mSv für Colon, 0,23 mSv für Ovarien und 0,2 mSv für Blase. Weiterhin maßen wir 3,37 mSv (6,8 mSv berechnet) für Schilddrüse, 1,27 mSv (1,7 mSv berechnet) für Knochenmark und 1,6 mSv (1,7 mSv berechnet) für Haut.

Die berechnete effektive Dosis (2,4 mSv) überschätzte die von uns gemessene effektive Dosis (2,17 mSv) um 9,6%.

Organ	Gemessene effektive Dosis (mSv)		Berechnete effektive Dosis (mSv)	
	Frau	Mann	Frau	Mann
Schilddrüse	3,4	3,4	6,8	8,8
Oesophagus	2,8	2,8	6,0	5,9
Lunge	4,9	4,9	6,2	6,1
Leber	1,9	1,9	2,6	2,3
Colon	0,4	0,4	0,0	0,0
Gonaden	0,2	0,2	0,0	0,0

Tab. 11: berechnete und gemessene effektive Dosis für das Protokoll „ Thorax mit cd“
getrennt nach Geschlechtern [mSv]

Protokoll: „Thorax ohne cd männlich“

Unsere Messungen für dieses Protokoll ergaben folgende Organdosiswerte: 4,4 mSv (6,8 mSv berechnet) für Oesophagus, 5,2 mSv (7,1 mSv berechnet) für Lunge, 3,7 mSv (2,6 mSv berechnet) für Leber, 4,4 mSv (1,7 mSv berechnet) für Magen, 0,4 mSv für Hoden und 0,21 mSv für Blase.

Darüber hinaus maßen wir 1,68 mSv (1,8 mSv berechnet) für Knochenmark, 3,6 mSv (7,8 mSv berechnet) für Schilddrüse und 2,29 mSv (1,8 mSv berechnet) für Haut.

Die gemessene effektive Dosis lag bei 22,4 mSv, die berechnete bei 2,3 mSv, so dass sich eine Abweichung von nur 2 % ergibt!

Protokoll: „Thorax ohne cd weiblich“

Bei der Frau ergaben sich 4,0 mSv (7,4 mSv berechnet) für Mamma, 4,4 mSv (6,9 mSv berechnet) für Oesophagus, 5,2 mSv (7,1 mSv berechnet) für Lunge, 3,7 mSv (3,0 mSv berechnet) für Leber, 4,4 mSv (2,1 mSv berechnet) für Magen, 0,4 mSv für Colon, 0,2 mSv für Ovarien, 0,21 mSv für Blase, 1,68 mSv (1,9 mSv berechnet) für Knochenmark, 3,6 mSv (7,8 mSv berechnet) für Schilddrüse und 2,29 mSv (1,9 mSv berechnet) für Haut.

Mit 12,9 % überschätzte die berechnete effektive Dosis (2,8 mSv) die von uns gemessene effektive Dosis von 2,44 mSv.

Organ	Gemessene effektive Dosis (mSv)		Berechnete effektive Dosis (mSv)	
	Frau	Mann	Frau	Mann
Schilddrüse	3,6	2,3	7,8	1,8
Oesophagus	4,4	4,4	6,9	6,8
Lunge	5,2	5,2	7,1	7,1
Leber	3,7	3,7	3,0	2,6
Colon	0,4	0,4	0,0	0,0
Gonaden	0,2	0,4	0,0	0,0

Tab. 12: berechnete und gemessene effektive Dosis für das Protokoll „ thorax ohne cd“ getrennt nach Geschlechtern [mSv]

Protokoll: „Ganzkörper- CT mit cd männlich“

Die simulierte Ganzkörperuntersuchung ergab in unseren Messungen im Thorax- und Abdomenbereich 11,3 mSv (11,7 mSv berechnet) für Oesophagus, 15,5 mSv (12,5 mSv berechnet) für Lunge, 13,9 mSv (11,1 mSv berechnet) für Leber, 17,0 mSv (11,2 mSv berechnet) für Magen, 11,2 mSv (9,2 mSv berechnet) für Colon und 12,5 mSv (11,0 mSv berechnet) für Hoden.

Weiterhin maßen wir 4,2 mSv (14,9 mSv berechnet) für Schilddrüse, 7,9 mSv (8,9 mSv berechnet) für Knochenmark und 11,6 mSv (8,2 mSv berechnet) für Haut.

Die berechnete effektive Dosis (10,4 mSv) unterschätzte die gemessene (11,6 mSv) um 11,5%.

Protokoll: „Ganzkörper- CT mit cd weiblich“

Die Organdosiswerte lagen bei 13,7 mSv (12,7 mSv berechnet) für Mamma, 11,3 mSv (11,9 mSv berechnet) für Oesophagus, 15,5 mSv (12,5 mSv berechnet) für Lunge, 13,9 mSv (11,5 mSv berechnet) für Leber, 17,0 mSv (11,5 mSv berechnet) für Magen, 11,2 mSv (9,6 mSv berechnet) für Colon, 11,5 mSv (9,7 mSv berechnet) für Ovarien und 12,7 mSv (10,6 mSv berechnet) für Blase.

Darüber hinaus maßen wir 4,2 mSv (16,0 mSv berechnet) für Schilddrüse, 7,9 mSv (9,3 mSv berechnet) für Knochenmark und 11,6 mSv (8,1 mSv berechnet) für Haut.

Mit einer Abweichung von 9,9 % lag die berechnete effektive Dosis (11,0 mSv) unter der von uns gemessenen effektiven Dosis (12,09 mSv).

Organ	Gemessene effektive Dosis (mSv)		Berechnete effektive Dosis (mSv)	
	Frau	Mann	Frau	Mann
Schilddrüse	4,2	4,2	16,0	14,9
Oesophagus	11,3	11,3	11,9	11,7
Lunge	15,5	15,5	12,5	12,5
Leber	13,9	13,9	11,5	11,1
Colon	11,2	11,2	9,6	9,2
Gonaden	12,7	12,5	9,7	11,0

Tab. 13: berechnete und gemessene effektive Dosis für das Protokoll „Ganzkörper- CT mit cd“ getrennt nach Geschlechtern [mSv]

Protokoll: „Ganzkörper- CT ohne cd männlich“

Für das von uns simulierte Protokoll ergaben sich Organdosiswerte von 19,6 mSv (17,4 mSv berechnet) für Oesophagus, 20,6 mSv (18,6 mSv berechnet) für Lunge, 22,2 mSv (16,6 mSv) für Leber, 23,7 mSv (16,8 mSv berechnet) für Magen, 22,4 mSv (13,8 mSv berechnet) für Colon, 20,4 mSv (16,6 mSv berechnet) für Hoden und 18,6 mSv (15,4 mSv berechnet) für Blase.

Weiterhin maßen wir 18,8 mSv (22,3 mSv berechnet) für Schilddrüse, 12, mSv (13,4 mSv berechnet) für Knochenmark und 19,5 mSv (12,4 mSv) für Haut.

Die berechnete effektive Dosis (15,6 mSv) unterschätzte die gemessene Dosis (18,87 mSv) für dieses Protokoll um 20,9 %.

Protokoll: „Ganzkörper- CT ohne cd weiblich“

Für die Frau ergab sich bei der Messung 16,2 mSv (19,0 mSv berechnet) für Mamma, 19,6 mSv (17,8 mSv berechnet) für Oesophagus, 20,6 mSv (18,7 mSv berechnet) für Lunge, 22,2 mSv (17,3 mSv berechnet) für Leber, 23,7 mSv (17,2 mSv berechnet) für Magen, 22,4 mSv

(14,3 mSv) für Colon, 25,8 mSv (14,5 mSv berechnet) für Ovarien und 12,3 mSv (13,9 mSv berechnet) für Blase.

Die berechnete effektive Dosis von 16,5 mSv unterschätzte die von uns gemessene effektive Dosis von 20,71 mSv um 25,5 %.

Organ	Gemessene effektive Dosis (mSv)		Berechnete effektive Dosis (mSv)	
	Frau	Mann	Frau	Mann
Schilddrüse	18,8	18,8	24,0	22,3
Oesophagus	19,6	19,6	17,8	17,4
Lunge	20,6	20,6	18,7	18,6
Leber	22,2	16,6	17,3	22,2
Colon	22,4	22,4	14,3	13,8
Gonaden	25,8	20,4	14,5	16,6

Tab. 14: berechnete und gemessene effektive Dosis für das Protokoll „Ganzkörper- CT ohne cd“ getrennt nach Geschlechtern [mSv]

Angesichts der Diskussion über die Notwendigkeit dosisreduzierender Maßnahmen bei CT wurde in der vorliegenden Arbeit besonders der Einfluss der Röhrenstrommodulation für Untersuchungen des Halses, Thorax, Abdomens und des ganzen Körpers untersucht.

Bei der automatischen Röhrenmodulation „care dose“ handelt es sich um eine apparative Vorkehrung, die die zu applizierende Röhrenströme oder Strom- Zeit- Produkte automatisch an die individuellen Absorptionsverhältnisse des Patienten anpasst. Dabei profitieren vor allem Kinder und schlanke Personen.

Die folgende Tabelle stellt die Ergebnisse dieser Arbeit dar:

Tabelle 15: Vergleich der Untersuchungen des Halses, Thorax, Abdomens und des ganzen Körpers mit und ohne „care dose“ (berechnet/ gemessen)

Untersuchungsprotokoll	Eff. Dosis (mSv) gemessen		Eff. Dosis (mSv) berechnet		Dosisreduzierung um %			
	Frau	Mann	Frau	Mann	Frau		Mann	
					gem.	berech.	gem.	berech.
Carotis Angio mit cd	0,92	0,89	0,2	0,3	67,03	94,12	67,16	89,29
Carotis Angio ohne cd	2,79	2,71	3,4	2,8				
Thorax mit cd	2,17	1,95	2,4	2,0	11,07	14,29	12,94	13,04
Thorax ohne cd	2,44	2,24	2,8	2,3				
Abdomen mit cd	7,52	7,22	6,5	6,3	32,43	39,25	36,05	40,00
Abdomen ohne cd	11,13	11,29	10,7	10,5				
Ganzkörper mit cd	12,09	11,60	11,0	10,4	41,62	33,3	35,8	33,3
Ganzkörper ohne cd	20,71	18,08	16,5	15,6				

Tab. 15: Effektive Dosis berechnet und gemessen für beide Geschlechter für Untersuchungsprotokolle ohne und mit automatischer Dosisreduktion; Angabe der Dosisreduktion in Prozent [%].

Im Untersuchungsprotokoll „Carotis Angio ohne cd“ wurde für die Frau eine effektive Dosis von 2,79 mSv gemessen bzw. 3,4 mSv berechnet und für den Mann eine von 2,71 mSv gemessen bzw. 2,8 mSv berechnet. Nach Wiederholung selbigen Protokolls mit der Einstellung „care dose“ reduzierte sich die für die Frau gemessene Dosis auf 0,92 mSv (bzw. 0,2 mSv berechnet) und beim Mann auf 0,89 mSv (bzw. 0,3 mSv berechnet).

Daraus ergibt sich bei den gemessenen Werten für beide Geschlechter eine Dosisreduzierung von 67%.

Bei den berechneten Werten konnte bei der Frau eine Dosisreduzierung von 94%, beim Mann eine von 89% erzielt werden.

Bei der Thoraxuntersuchung für eine weibliche Person wurde eine Dosisreduzierung von 11% (von 2,44 mSv auf 2,17 mSv) bei den simulierten Messungen erreicht, während die Berechnung eine Reduktion von 14% erreichte (von 2,8 mSv auf 2,4 mSv).

Beim Mann ergaben sich ähnliche Werte: für die Messungen konnte mit Hilfe der automatischen Röhrenstrommodulation eine Senkung der Dosis von 2,24 mSv auf 1,95 mSv, also um 12% stattfinden, bei der Berechnung reduzierte sich die Dosis um 13% (von 2,3 mSv auf 2,0 mSv).

In unserer simulierten Abdomenuntersuchung konnten wir mit Einschalten des „care dose“-Modus bei der Frau eine Dosisreduzierung von 32% (von 11,13 mSv auf 7,52 mSv), beim Mann eine Dosisreduzierung von 36% (von 11,29 mSv auf 7,22 mSv) erreichen.

Die Dosisreduktion bei der Berechnung lag in gleicher Größenordnung: 39% bei der Frau (von 10,7 mSv auf 6,5 mSv) und 40% beim Mann (von 10,5 mSv auf 6,3 mSv).

In der Ganzkörper- CT- Untersuchung fielen in unserer Messung die Werte bei der Frau von 20,71 mSv auf 12,09 mSv, beim Mann von 18,08 mSv auf 11,6 mSv. Daraus ergibt sich eine Reduzierung der Dosis von 41% bei der Frau bzw. 35% beim Mann.

Bei der Berechnung reduzierte sich die Dosis der Frau um 33% (von 16,5 mSv auf 11,0 mSv) und die Dosis des Mannes um 33% (von 15,6 mSv auf 10,4 mSv).

5. Diskussion

5.1. Kurze Zusammenfassung der Ergebnisse ohne „care dose“

Die vorliegende Arbeit untersuchte die mittlere zu erwartende Strahlenexposition des Patienten für Standard- Untersuchungsprotokolle an einem 64- Mehrzeilen- Computertomographen vom Typ „Somatom Sensation Cardiac 64“ von der Firma Siemens. Die Strahlenexposition des Patienten wurde mit Hilfe eines Alderson- Rando- Phantoms unter Einsatz von TLD experimentell ermittelt und den Werten gegenübergestellt, die mit Hilfe von dem Programm „CT- Expo V.1.5“ von H. D. Nagel für die jeweiligen Untersuchungsprotokolle rechnerisch zu erwarten waren.

Die geringsten gemessenen effektiven Dosiswerte lagen bei 0,51 mSv für Frauen und 0,5 mSv für Männer (Untersuchungsprotokoll „NNH“). Die höchsten gemessenen Werte lagen für Männer bei 18,08 mSv und für Frauen bei 20,71 mSv (Untersuchungsprotokoll „Ganzkörper ohne cd“).

Bei den errechneten Werten ist von der geringsten Belastung für beide Geschlechter bei der Untersuchung „Carotis Angio mit cd“ auszugehen (0,2 mSv für Frauen, 0,3 mSv für Männer).

Die höchsten errechneten Werte wurden ebenfalls für das Untersuchungsprotokoll „Ganzkörper ohne cd“ ermittelt (16,5 mSv für Frauen und 15,6 mSv bei Männern).

Beim Vergleich der effektiven Dosiswerte für die einzelnen Untersuchungsprotokolle fiel vor allem für die gemessenen aber auch für die berechneten Werte auf, dass die Dosiswerte der Frauen über denen der Männer lagen.

Daraus lässt sich schließen, dass die Gonaden in unterschiedlicher Weise zur Gesamtexposition beitragen. Die Hoden liegen- auch bei Abdomenuntersuchungen- eher außerhalb des Untersuchungsareals. Dies erklärt, dass die männliche gegenüber der weiblichen effektiven Dosis etwas geringer ausfällt.

Vergleicht man die gemessenen mit den berechneten Werten, fällt auf, dass die berechneten in den meisten Fällen leicht über den gemessenen Werten lagen.

Die Berechnung bei den Frauen überschätzte tendenziell die gemessene effektive Dosis durchschnittlich um 38,96 % (von 0 bis 68 %). Für eine männliche Person wurde die effektive Dosis bei der Berechnung durchschnittlich um 29,23 % (von 2 bis 58,3 %) überschätzt.

Dennoch kann man sagen, dass sich im Allgemeinen eine gute Übereinstimmung zwischen den berechneten und den gemessenen Werten zeigte.

Unter Berücksichtigung der Messungenauigkeit von mindestens 10% bei TLD- Messungen liegen berechnete und gemessene Werte in gleichen Dimensionen und sind somit vergleichbar. Die mit Hilfe der Software ermittelten Schätzwerte sind hinreichend exakt, um dem Anwender auf schnellem Wege einen Überblick über die applizierte Patientendosis während einer Mehrschicht- Spiral- Computertomographie zu geben.

Zusammenfassend kann man sagen, dass durch Einschaltung einer schwächungsbasierten automatischen Röhrenstrommodulation in allen vier Protokollen eine deutliche Dosisreduktion sowohl für eine männliche als auch für eine weibliche Person erreicht werden konnte.

Die Dosisreduktion bei den Messungen lag zwischen 11 und 67%, die der Berechnungen zwischen 13 und 94%.

Ein wichtiger Aspekt, der bei den reinen Dosismessungen und obigen Ausführungen nicht berücksichtigt wurde, jedoch in Kapitel 5.3 Berücksichtigung findet, ist die Auswirkung einer derartigen Dosisreduktion auf die resultierende Bildqualität und damit auf die diagnostische Sicherheit: bei Absenken des Röhrenstroms auf eine niedrigere Stufe war in der vorliegenden Arbeit eine erhebliche Dosisreduktion möglich, jedoch ist der Einfluss dieser Maßnahme auf die Bildqualität und damit auf die Erfassung von pathologischen Läsionen gesondert zu analysieren.

Bei der Beurteilung der vorliegenden Messergebnisse muss außerdem berücksichtigt werden, dass es sich um Werte handelt, die an einem Phantom gewonnen wurden. Daher repräsentieren die ermittelten Dosiswerte nur einen Trend für die Praxis, der nicht ohne weiteres auf individuelle Fälle übertragen werden kann:

Das im Rahmen dieser Arbeit genutzte Alderson- Rando- Phantom besteht aus einem Skelett, welches in Gewicht und Größe dem im Zusammenhang mit der Einführung der diagnostischen Referenzwerte durch die Röntgenverordnung (RöV) geforderten „Standardpatienten“ entspricht, das jedoch in seinen Abmessungen nicht unbedingt den Patientinnen und Patienten, die in Deutschland radiologisch untersucht werden, gleicht. Die Strukturen des Phantoms sind nur gewebeäquivalent, keinesfalls gewebeidentisch.

Ein weiterer Aspekt, auf den die vorliegende Arbeit eingeht, ist die Perfusions- CT. Es wurden drei Perfusionsmessungen durchgeführt und Daten ermittelt, die in den Tabellen 7, 8, und 9 dargestellt sind.

Die Perfusions- CT spielt eine große Rolle in der Schlaganfalldiagnostik. Der Schlaganfall ist mit 200/ 100.000 Einwohnern pro Jahr eine der häufigsten Erkrankungen und stellt als eine der häufigsten Todesursachen weiterhin eine große Herausforderung dar. Die ersten Stunden nach dem Schlaganfall entscheiden darüber, wie weit sich die Schädigung des Hirngewebes begrenzen lässt.

Zur funktionellen bildgebenden Diagnostik des akuten, durch eine regionale Durchblutungsstörung ausgelösten Hirninfarktes stehen heute eine Reihe von verschiedenen Verfahren wie die Positronen- Emissions- Tomographie (PET) und die Magnetresonanz- Spektroskopie (MR) zur Verfügung, wobei im klinischen Kontext die CT im Vordergrund steht [33].

Bei der Magnetresonanz- Tomographie (MRT) werden über starke Elektromagneten Wasserstoffatome in Körperzellen in eine Richtung gelenkt und über komplexe Computerberechnung in Bilder umgewandelt.

Vorteil gegenüber anderen Methoden ist, dass es nicht zur Anwendung von Röntgenstrahlen kommt und die Untersuchung theoretisch beliebig oft wiederholt werden kann, ohne dass für den Patienten mit einem Schaden zu rechnen ist.

Außerdem liefert die MRT bessere Weichgewegsdifferenzierung als die CT, so dass frischere Infarkte dargestellt werden können. Dies gilt besonders für die Untersuchungen mit diffusions- gewichteten Sequenzen, da die postulierte Darstellung des zytotoxischen Ödems bzw. der regionalen Perfusionsstörung nach bisherigen Erkenntnissen die Pathophysiologie am besten widerspiegelt [34, 35, 36].

Nachteil einer MRT- Untersuchung ist, dass sich Patienten mit Metallimplantaten oder Herzschrittmachern nicht einer solchen unterziehen dürfen, da sie durch das starke Magnetfeld in seiner Funktion gestört wird.

Abgesehen davon ist die MRT- Untersuchung im Vergleich zu anderen Modalitäten relativ aufwendig und dauert sehr lange, was bei bewusstseinsgestörten, unkooperativen Patienten, stark Platzgängigen oder Kindern von Nachteil ist.

Andere Verfahren wie die nuklearmedizinische Untersuchung des Blutflusses mit der Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT) setzen einen relativ kooperationsfähigen

Patienten voraus und benötigen für die Datenakquisition zu viel Zeit, um in der klinischen Akutsituation eine entscheidende Rolle spielen zu können.

Bei der Perfusions- CT wird ein Kontrastmittel injiziert, Schnittbilder werden mit einer zeitlichen Auflösung von ca. 1-3 Sekunden aufgenommen, und Merkmale, wie die Zeit bis zur maximalen Kontrastverstärkung, der Blutfluss oder das Blutvolumen werden daraus berechnet.

Für die Gehirn- Perfusions- CT existieren Algorithmen, welche umgebende Gewebe und Knochenstrukturen entfernen, wodurch es möglich ist, die Analyse auf die zu untersuchende Region einzugrenzen [37].

Diese Methode nutzt den großen Vorteil der weiten Verbreitung und ständigen Verfügbarkeit von Computertomographen in Kliniken, die mit der Versorgung von Schlaganfallpatienten befasst sind.

Sie schließt sich unmittelbar an die zum Ausschluss einer Hirnblutung durchgeführte konventionelle CT an, ohne dass kritische Zeitverluste durch Umlagerung und Transport des Patienten zu einem anderen Untersuchungsgerät entstehen.

Der Gesamtzeitbedarf für eine Untersuchung liegt bei wenigen Minuten, wobei die durch mögliche Bewegungen der Patienten kritische Phase der Datenakquisition nur wenige Sekunden beträgt. Dies macht die Perfusions- CT zu einer relativ robusten Methode für die Versorgung der häufig stark desorientierten Patienten und erfüllt somit die Anforderungen einer Akutversorgung von Schlaganfallpatienten [33, 37].

Die Perfusions- CT ist eine sehr gut geeignete Methode zur Erfassung der zerebralen Hämodynamik- nicht nur bei Schlaganfalldiagnostik. Auch in der Diagnostik, Therapieplanung und im Monitoring von Hirntumoren, Trauma oder neurodegenerativen Erkrankungen hat das Verfahren hohes Potential.

Die Perfusions- CT ist im Vergleich zu anderen bildgebenden Verfahren schnell verfügbar, wenig zeitaufwendig, kostengünstig und auch für bewußtseingeschränkte, unkooperative Patienten oder Kinder ein moderates Mittel zur schnellen Akutdiagnostik, und erlaubt somit eine Diagnosesicherung bereits in der frühen, im Hinblick auf therapeutische Optionen wichtigen Phase.

Abb. 11: Darstellung eines linksseitigen Mediainfarkts mit CT

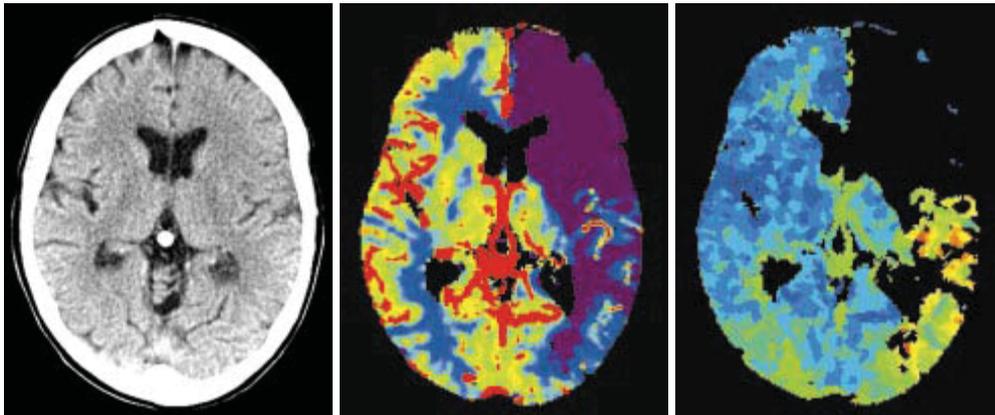


Abb. 11 a: Nativ CT

Abb. 11b: CBF- Bild

Abb. 11c: Time-to- peak- Bild

Abb. 11a: Im Nativ- CT 90 min. nach Symptombeginn finden sich keine Frühzeichen der Ischämie.

Abb. 11b und c: Dagegen zeigen die Parameteraufnahmen bereits das volle Ausmaß der Ischämie mit einer hochgradigen Reduktion des CBF (Abb. 11b) sowie einer fehlenden Bolusdetektion im Time- to- Peak- Bild (Abb. 11c). Der Infarkt umfasst das Territorium der A. cerebri anterior und große Teile des Mediaversorgungsgebietes, passend zu einem T- Gabel- Verschluss, wie im Kontroll- CT nach 24h erkennbar (Abb. 11d).



Abb. 11d: Kontroll- CT nach einem Tag.

5.2. Vergleich zu anderen Röntgen- und CT- Untersuchungen

In der Arbeit von U. Wedegärtner et al. bestimmten die Autoren die Strahlenexposition bei Mehrschicht- Spiral- CT (MSCT)- Protokollen für Kopf, Mittelgesicht und Becken und verglichen diese mit der Strahlenexposition bei der Einzel- Spiral- CT (SSCT) [39]. In der Kopf- Hals Diagnostik nimmt die CT bereits unter Verwendung der SSCT einen hohen Stellenwert ein. So macht das Schädel- CT ca. die Hälfte aller durchgeführten stationären CT Untersuchungen aus [40, 41].

Als strahlensensible Organe in diesem Bereich gelten besonders die Augenlinse und die Schilddrüse.

In der Abklärung von Beckenringfrakturen ist die CT neben der konventionellen das hauptbildgebende Verfahren. Im Becken finden sich jedoch strahlensensible Organe wie Gonaden, Uterus, Harnblase und Darm.

Die von Wedegärtner et al. durchgeführten CT Untersuchungen erfolgen an einem Somatom Plus 4 Volume Zoom (Siemens, Erlangen) und einem Somatom Plus 4 (Siemens, Erlangen). Der Dosisvergleich von MMCT und SSCT zeigte, dass bei MSCT- Protokollen eine höhere Strahlendosis erzeugt wurde. So ergab sich bei den MSCT- Untersuchungen im Vergleich zur SSCT eine Zunahme der Strahlenexposition um das 2- fache für den Schädel, das 4- bis 8- fache für Mittelgesicht und das 2- fache für das Beckenskelett.

Auch Giacomuzzi et al. stellten in ihrer Arbeit ebenfalls 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 [42]. Ein Vergleich der Untersuchungsparameter der Standardprotokolle von MSCT und SSCT zeigte in den Arbeiten den Einsatz dosiserhöhender Parametereinstellungen (mAs, Kollimation, Pitch) bei der MSCT. So wurde in der Arbeit von Wedegärtner et al. in den MSCT- Protokollen mit einer engeren Schichtkollimation von 1- 2,5 mm gearbeitet, während die im SSCT zwischen 2 und 5 mm betragen. Ein Vergleich der Pitchwerte zeigte, dass bei den MSCT- Protokollen mit kleineren Pitchwerten von kleiner gleich 1 als bei der SSCT mit 1,2 bis 1,67 gearbeitet wurde [44].

U. Saueressig et al. setzten sich in ihrer Studie die Darstellung der Strahlenexposition des Herzens im 64- Zeilen CT im Vergleich zum 16- Zeilen CT zum Ziel [43]. Die Untersuchungen wurden an einem Siemens Somatom Sensation 16 und Sensation 64 durchgeführt, jeweils mit einem Standardprotokoll mit 650mAs (16- Zeiler) und 800mAs (64- Zeiler). Zwischen 16- und 64- Zeilen CT ergaben sich keine signifikanten Unterschiede

der effektiven Dosis. Anders formuliert bedeutet der Wechsel vom 16- Zeilen zum 64- Zeilen CT bezüglich CT- Angiographie der Herzkranzgefäße keinen Anstieg der effektiven Dosisexposition.

Vergleichbare Ergebnisse erlangten O. Luz et al. beim Vergleich von 16- und 64- Zeilen CT- Colonographie hinsichtlich Detektorgenaugigkeit kolorektaler Raumforderungen und Strahlenexposition [39].

Die effektiven Dosen betragen 3,8 mSv (16- Zeiler) und 4,2 mSv (64- Zeiler) für einen männlichen Patienten bzw. 4,2 mSv (16- Zeiler) und 4,5 mSv für einen weiblichen Patienten. Somit ergab sich zwischen beiden MSCT keine signifikante Dosiserhöhung. Die effektive Dosis beim 16- Zeilen CT lag sowohl für Männer als auch für Frauen in gleicher Dimension wie die effektive Dosis beim 64- Zeilen CT.

Somit bedeutet MSCT nicht automatisch eine Erhöhung der Dosis, wenn vom Anwender entsprechende Einstellungen gewählt werden.

Stellt man die Frage „CT oder Alternativverfahren?“ müsste bezüglich der Strahlenexposition ein anderes Verfahren herangezogen werden, wenn die Diagnostik auch damit suffizient erfolgen kann. Dies ist beim hohen Entwicklungsstand des Ultraschalls und der MRT der Fall [45]. Nachteilig beim MRT sind jedoch hohe Kosten, die limitierte Verfügbarkeit sowie längere Untersuchungsdauer gegenüber der CT, so dass sie für Notfallpatienten und inkompliante Patienten nur sehr eingeschränkt geeignet ist.

Beim Ultraschall ist zu beachten, dass sie ein kostengünstiges und ubiquitär verfügbares Verfahren darstellt, dessen Prinzip auf der Aussendung von Ultraschallwellen und dem Empfang der im Gewebe reflektierten Echos basiert. Limitationen ergeben sich durch die geringe Eindringtiefe und die nahezu vollständige Reflexion an Grenzflächen von Luft, Knochen und kalkdichten Geweben.

Im Gegensatz zu konventionellen radiologischen Untersuchungsarten (Aufnahmen und Durchleuchtung) hat die technische wie auch klinische Entwicklung in der Computertomographie nicht zu einer Dosisreduktion geführt. Die effektiven Dosen bei CT- Untersuchungen liegen deutlich höher als bei der konventionellen Röntgenuntersuchung [46]. Dies beschrieben auch U. Wedegärtner et al. in ihrer Arbeit „Dosisvergleich von Ganzkörper-MSCT und konventionellem Röntgen mit organspezifischem CT beim Polytrauma“ [47]. Die effektive Dosis betrug für das Ganzkörper- MSCT ca. 20 mSv, für die rein konventionelle Bildgebung ca. 2 mSv und für die organspezifischen CT- Untersuchungen 5 mSv (CCT + HWS), 8 mSv (CCT + HWS + Thorax) und 16 mSv (CCT + HWS + Abdomen). Das

Dosisverhältnis zwischen Ganzkörper- MSCT und rein konventionellem Röntgen ergab 10:1. Erfolgte neben der konventionellen Basisdiagnostik noch eine organspezifische CT-Untersuchung, verringerte sich der Dosisunterschied zur Ganzkörper- MSCT auf 3:1, 2:1 oder sogar 1:1. Somit schlussfolgerten Wedegärtner et al., dass das Ganzkörper- CT im ungünstigsten Fall keine höhere Dosis verursache. Ungeachtet blieben bei ihren Ausführungen die individuelle Risiko- Nutzen- Abwägung im Falle eines Polytraumas!

5.2.1. Einfluss der Wichtungsfaktoren

Ende 2007 wurde die ICRP Publikation 103 veröffentlicht. Zu diesem Zeitpunkt waren unsere Messungen beendet und die Arbeit abgeschlossen. Stellt man dennoch die effektive Dosis gemessen nach ICRP 60 der effektiven Dosis nach ICRP 103 gegenüber, wie in Kapitel 4.1 geschehen, erkennt man, dass sich im größten Teil der Protokolle keine Änderungen bezüglich der effektiven Dosis ergeben und die Dosis gleich bleibt. Dies ist damit zu erklären, dass diese Protokolle für Regionen gefahren wurden, die keine strahlensensiblen Organe beinhalteten. Für andere Protokolle wie z.B. „Abdomen“, „Herz: Ca- Score“ oder „CTA- Herz“ ergaben sich mit den neuen Wichtungsfaktoren Änderungen hinsichtlich der effektiven Dosis. Für die Abdomenprotokolle wurde die effektive Dosis geringer, währenddessen sie für die anderen Protokolle mit den neuen Wichtungsfaktoren höher war.

Dies hat folgenden Grund: bei den Wichtungsfaktoren nach ICRP 103 entfallen auf die Mammae 12% statt 5% Dosisanteil (nach ICRP 60). Somit steigt der Dosisbeitrag der Brustdrüse auf mehr als das Doppelte und erklärt die Dosissteigerung v. a. bei Frauen in den Protokollen, in denen die Mammae mitbestrahlt werden. Dies ist z.B. in den oben genannten Protokollen „CTA- Herz“, „Herz: Ca- Score“ oder „Ca- Score Pulsing“ der Fall. Im Gegenzug sinkt der Anteil der Gonaden von 20% (ICRP 60) auf 8% (ICRP 103).

Auch sinken die Wichtungsfaktoren der Organe Speiseröhre, Schilddrüse, Leber und Blasenwand. Diese Tatsache erklärt die Dosisabnahme in den Abdomenprotokollen.

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass sich keine grundlegenden Änderungen ergeben und daher die Aussage dieser Arbeit gleich bleibt. Auch bleibt der in dieser Arbeit herausgearbeitete Effekt der automatischen Röhrenstrommodulation erhalten. Weiterhin ergeben sich keine relevanten Verschiebungen zu den Daten, die mit Hilfe des Programms „CT- Expo V 1.5“ berechnet wurden.

5. 3. Dosisreduktion

5.3.1. Risiken beim Einsatz ionisierender Strahlung

Die Entwicklung der Technik in der radiologischen Diagnostik der letzten Jahre geht mit einer Verunsicherung der Bevölkerung einher, die sich zunehmend mit Berichten über schädliche Effekte ionisierender Strahlen konfrontiert sieht.

Tatsächlich ist der Mensch tagtäglich einer Strahlenexposition ausgesetzt. Hierbei ist es sinnvoll, zwischen natürlicher und zivilisatorischer Strahlenexposition zu unterscheiden.

Die Summe der natürlichen Strahlenexposition in der Bundesrepublik Deutschland beträgt durchschnittlich ca. 2,4 mSv pro Person und Jahr [48].

Sie setzt sich zusammen aus kosmischer Strahlung (ca. 0,3 mSv), terrestrischer Strahlung (ca. 0,4 mSv), dem Zerfall natürlich radioaktiver Stoffe in unserem Körper (ca. 0,3 mSv) und der Inhalation von Radon, einem natürlich vorkommenden radioaktiven Edelgas (ca. 1,4 mSv).

Die Summe der zivilisatorischen Strahlenposition in der BDR beträgt durchschnittlich ca. 1,6 mSv pro Person und Jahr, woran die Anwendung radioaktiver Stoffe und ionisierender Strahlen in der Medizin einen Anteil von 1,5 mSv pro Person und Jahr [48].

Auf die Frage, in wie weit die Computertomographie ihren Beitrag hierzu leistet, wird im Kapitel 5.3.2. näher eingegangen.

Ausgangspunkt aller biologischer Strahlenschäden sind Strukturveränderungen der im Zellkern erhaltenen DNA.

Entweder verliert die betroffene Zelle ihre Fähigkeit zur Teilung, so dass es zum Zelltod kommt, was der häufigste Effekt ist, oder es kommt zur Mutation der betreffenden Zelle. .

Die Zellabtötung führt zu den sogenannten „deterministischen Strahlenschäden“, Mutation bzw. Transformation der betroffenen Zelle führt zu den „stochastischen Strahlenschäden“

Bei diesen Schäden ist nicht die Schwere des Schadens von der Dosis abhängig, sondern die Eintrittswahrscheinlichkeit nimmt mit der Dosis zu. Anders ausgedrückt bedeutet dies: eine Erhöhung der Dosis führt nicht zu dramatischeren Mutationen oder bösartigeren Tumoren, sondern zu einem häufigeren Auftreten dieser Veränderungen. Man nimmt an, dass die Zunahme proportional zur Dosis erfolgt [48].

Dieser Zusammenhang wurde in zahlreichen Studien geprüft. So wurde aus der Studie von Shore et al. abgeleitet, dass die Häufigkeit strahleninduzierter Schilddrüsenkarzinome etwa linear mit der Dosis zunimmt [49]. Die Hiroshima- Nagasaki- Studie konnte einen deutlichen Zusammenhang zwischen Auftreten strahleninduzierter Leukämiefälle und anderer Tumore und der Strahlenexposition zeigen [48].

Aus diesen Gründen sollte der Einsatz ionisierender Strahlung stets zu Gunsten und nicht zu Lasten des Patienten erfolgen. Wenn es zu einer Röntgenuntersuchung keine Alternative gibt, wie z.B. Schädelsonographie/ Schädel- MRT versus CT, so ist die Optimierung der Röntgenverfahren von besonderer Bedeutung. Der entscheidende Grundsatz der Optimierung ist das ALARA- Prinzip, d.h. die Patientendosis sollte „As low as reasonably achievable“ für den Patienten sein.

Insbesondere Kinder an denen Untersuchungen mit hoher Strahlenexposition durchgeführt werden müssen, profitieren vorrangig von diesen Überlegungen.

Mit Schaffung einer Röntgenverordnung (RöV) hat die Bundesregierung einen wichtigen Schritt zur Reduzierung der Strahlenexposition der Beschäftigten und Patienten bei der Anwendung der Röntgenstrahlen in der Medizin getan.

Der Gesetzgeber hat das „Vermeidungsgebot“ und das „Minimierungsgebot“ der Internationalen Strahlenschutzkommission (ICRP) in die RöV integriert [50].

Die Anwendung des „Vermeidungsgebots“ beinhaltet die stets erneute Prüfung im Einzelfall, ob der Einsatz ionisierender Strahlung nötig ist, (mit anderen Worten es bedarf einer strengen Indikation §25 Abs.1) oder ob die diagnostische Aussage auch mit alternativen Methoden wie MRT, Sonographie oder Endoskopie gelingt.

Ist letzteres nicht der Fall, ist der Arzt verpflichtet das Minimierungsprinzip anzuwenden, d.h. eine ausreichende diagnostische Aussagekraft (Bildqualität) mit der kleinst möglichen Dosis zu erzielen.

Mit anderen Worten bedeutet das, dass für eine bestimmte diagnostische Fragestellung nicht in jedem Fall die bestmögliche Bildqualität- meistens verbunden mit einer entsprechend hohen Patientendosis- bereitgestellt werden muss.

Die Bildqualität muss jeweils so eingestellt sein, dass die anstehende diagnostische Fragestellung gelöst wird. Alles, was darüber hinausgeht, bedeutet meist nur eine unnötige zusätzliche Strahlenexposition des Patienten und zwar ohne medizinisch relevanten Informationsgewinn.

Zusammenfassend kann man sagen, dass medizinische Strahlenexpositionen insgesamt einen hinreichenden Nutzen erbringen müssen, gemessen an der potentiellen Schädigung des Einzelnen, die sie verursachen können. Bei dieser Abwägung sind stets Nutzen und Risiken verfügbarer alternativer Verfahren zu berücksichtigen.

Außerdem darf bei der (routinemäßigen) Anwendung ionisierender Strahlung nicht vergessen werden, dass sich nicht nur im abgebildeten Objektbereich eine Strahlenbelastung ergibt, sondern- durch die Streuung der Strahlung- auch in benachbarten, mehr oder weniger weit davon entfernten Körperpartien.

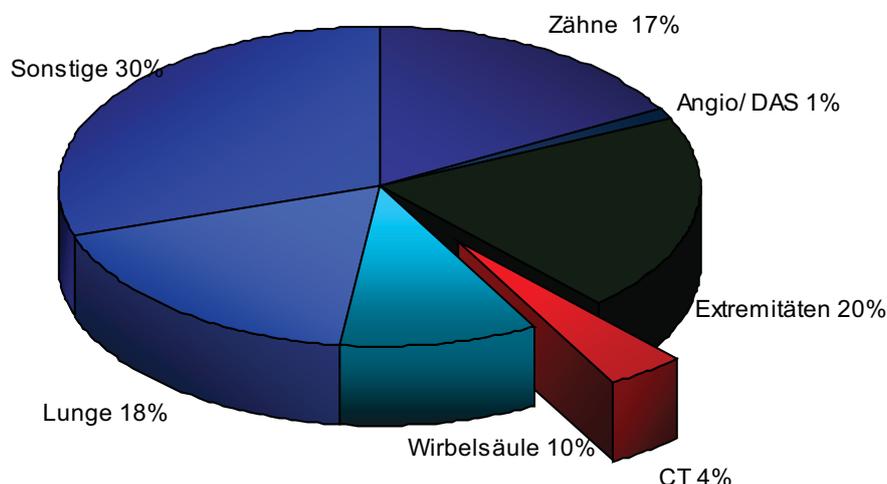
5.3.2 CT und Strahlenexposition

Selbstverständlich wurde mit der Einführung der Computertomographie die Frage nach der damit verbundenen Strahlenexposition gestellt.

Zunächst galt es jedoch, Strategien für die Untersuchung und Standards für die Einstellung zu entwickeln. Das Interesse an der mit der Untersuchung verbundenen Strahlenexposition wurde dabei etwas zurückgestellt [11].

Die 1992 von der Bundesärztekammer erlassenen Leitlinien für die Computertomographie versuchten erstmals darauf aufmerksam zu machen und Dosiswerte anzugeben, die nicht überschritten werden sollten [51].

Die Abschätzung des Beitrags der Computertomographie zur Strahlenexposition der Patienten auf Grundlage der Erhebung zur Häufigkeit von Röntgenuntersuchungen durch das BfS im Zeitraum 2001- 2004 führte zu erstaunlichen Ergebnissen, insbesondere beim Vergleich mit der Häufigkeitsverteilung der einzelnen Untersuchungsarten:



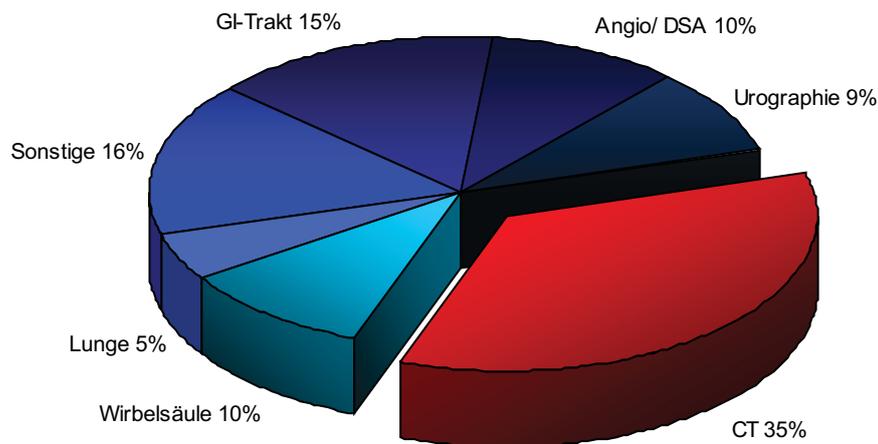


Abb. 12 oben: Abschätzung der Häufigkeit von Röntgenuntersuchungen durch das BfS von 2001 bis 2004

Abb. 12 unten: Beitrag der einzelnen Untersuchungen zur Strahlenexposition nach BfS von 2001 bis 2004 [22]

So hat ein relativ geringer Anteil von 4% am Untersuchungsaufkommen einen zehnmal so hohen Anteil an der Strahlenexposition zur Folge.

Die CT leistet heute mit Abstand den größten Beitrag zur medizinisch bedingten Strahlenexposition. Der Umstand, dass der hohe Beitrag zur Gesamtstrahlenexposition aus verhältnismäßig wenigen Untersuchungen resultiert, muss nachdenklich stimmen [52]. Im internationalen Vergleich liegt die Bundesrepublik Deutschland sowohl im Hinblick auf die Gerätedichte als auch auf die Untersuchungsfrequenzen mit an der Spitze der Level- 1- Staaten nach UNSCEAR- Klassifikation [53].

Wesentlich höhere Zahlenwerte sind nur noch in Japan und USA anzutreffen. Bemerkenswert ist ein Vergleich mit entsprechenden zeitgleichen Daten aus der Schweiz, wo die Untersuchungsfrequenz bei gleicher Gerätedichte nur halb so groß ist wie hierzulande [53].

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

Die Schnelligkeit und Problemlosigkeit, längere Strecken und dünnere Schichten zu scannen, wird die Strahlenexposition der einzelnen Untersuchung jedoch eher erhöhen. Dieser Gedanke führt zwanglos zur Frage nach dem Einfluss des verantwortlichen Arztes auf die Exposition.

Möglichkeiten zur Dosisersparungen werden im Folgenden zu suchen sein:

- Optimierung der Dosisanpassung an den Patienten
- Definition und Festlegung hinreichender Bildqualität
- Entwicklung eines Indikationskatalogs und
- Intensivierung der Fortbildung.

5.3.2.1. Dosisbeeinflussende Faktoren und ihre Konsequenz für die Bildqualität

Eine Röntgenaufnahme ist das Ergebnis einer Überlagerung aller Körperschichten in Projektionsrichtung. Bei CT wird diese Überlagerung dagegen aufgehoben, so dass daraus eine räumliche Auflösung in allen drei Dimensionen resultiert.

Hinzu kommt eine deutlich verbesserte Niedrigkontrast- Auflösung. Um dies zu erreichen, müssen bei der CT eine Vielzahl von Projektionen aus unterschiedlichen Richtungen benutzt werden [54, 55].

Obwohl die Dosis einer einzelnen Projektion wesentlich geringer ist als bei einer konventionellen Aufnahme, ist es die große Anzahl von Projektionen, die eine höhere Strahlenexposition ausmacht.

Neben diesen objektiven Ursachen gibt es jedoch noch weitere Gründe, die mitentscheidend dafür sind, dass das Dosisniveau bei CT derzeit weit höher als erforderlich ist.

Im Gegensatz zur konventionellen Aufnahmetechnik entfallen bei der CT zwei ganz wesentliche Korrekture, nämlich die direkten Zusammenhänge zwischen Dosis und Filmschwärzung einerseits sowie zwischen Belichtung und Filmverbrauch andererseits. Beide Faktoren führen dazu, dass mit Überdosierungen und übermäßigen Scanlängen verbundene Arbeitsweisen nicht sanktioniert, sondern vielmehr mit einer höheren Diagnosesicherheit honoriert werden [56].

Hierzu kommt, dass gerätetechnische Fortschritte die früher bestehenden Grenzen für

mAs- Produkt und Scanlänge weiter hinausgeschoben wurden [11].

Ergebnisse einer bundesweiten CT- Umfrage ergaben folgenden Trend:

- Es werden höhere mAs- Werte verwendet, wenn die technischen Möglichkeiten dies zulassen.
- Die Anzahl der gescannten Schichten nimmt zu, wenn genügend Zeit für die Untersuchung gegeben ist oder ein schneller Scanner verfügbar ist.
- Die Länge des untersuchten Körperabschnitts nimmt mit der Verfügbarkeit von Spiral- CT zu [57].

Diese Ergebnisse zeigen, dass Fortschritte in der CT- Gerätetechnik häufig nicht zur Verringerung der Strahlenexposition, sondern zur Verkürzung der Scanzeiten und zur weiteren Verbesserung der Bildqualität genutzt werden.

Die Höhe der Strahlenexposition bei einer CT- Untersuchung hängt zum einen von den dosisbestimmenden Faktoren des Gerätes, zum anderen von der Wahl der Einstellparameter durch den Anwender ab.

Im Folgenden soll kurz auf die Faktoren eingegangen werden, auf die der Anwender Einfluss hat.

Strom- Zeit- Produkt

Der Zusammenhang zwischen mAs- Produkt und Dosis ist linear, d.h. sämtliche Dosisgrößen vergrößern oder verringern sich im gleichen Maße wie das gewählte mAs- Produkt.

Das mAs- Produkt für die Einzelschicht ergibt sich aus dem Produkt Röhrenstrom und Abtastzeit.

Die Auswirkungen auf die Bildqualität bei Variation des mAs- Produktes sind überschaubar; besonders betroffen ist- wie aus der Gleichung 12 erkennbar- das Rauschen, das sich proportional zum Kehrwert der Quadratwurzel aus dem mAs- Produkt ändert.

Deutlich verringerte mAs- Werte sind bei schlanken Patienten und speziell bei Kindern angezeigt. Um unnötig hohe Strahlenexposition zu vermeiden, muss diese Maßnahme vom Anwender bewusst getroffen werden.

Bei pädiatrischen Patienten reichen wegen des kleineren Körperdurchmessers für Kinder ca. 2/ 3 und für Neugeborene ca. 1/ 3 des Erwachsenen benötigten mAs- Produktes für eine gute Bildqualität aus [58, 11].

Röhrenspannung

Mit zunehmender Röhrenspannung wachsen bekanntlich die Dosisausbeute des Strahlers und die Durchdringungsfähigkeit der Strahlung, während die Kontrastgebung gleichzeitig abnimmt.

Bei der CT benutzt man höhere Spannungen in erster Linie zur Leistungs- und Bildqualitätssteigerung, insbesondere bei großen Objektdurchmessern. Anders als im Falle des mAs- Produktes sind die daraus resultierenden Konsequenzen weniger leicht überschaubar: zwischen Dosis und der Röhrenspannung kV besteht kein linearer, sondern vielmehr ein exponentieller Zusammenhang. Die Dosis steigt bzw. fällt mit 2,5facher Potenz [19].

Pitchfaktor

Üblicherweise sind Tischvorschub und Schichtdicke gleich groß.

Bei einem Pitch < 1 , d.h. bei überlappender Schnittführung, ist der Tischvorschub kleiner als die Schichtdicke. Die Gefahr, dass interessierende Bilddetails aufgrund von Organbewegungen aus der abgebildeten Schicht „herausrutschen“, lässt sich dadurch verringern- allerdings zum Preis einer höhern Dosis, die- wie im Kapitel 2.4. beschrieben- mit dem Kehrwert des Pitches zunimmt.

Umgekehrt lässt sich die Strahlenexposition entsprechend verringern, wenn mit einem Pitch > 1 gearbeitet wird, d.h. der Tischvorschub größer als die Schichtdicke gewählt wird. Die auf diese Weise erfolgende Dosisreduzierung wird mit einem Informationsdefizit für die freibleibenden Zwischenräume „erkauft“.

Im Fall von Spiral- CT liegen die Verhältnisse jedoch insofern anders, als auch bei Verwendung eines Pitches > 1 eine lückelose Information gewährleistet wird. Auf diese wie auch auf andere Besonderheiten der Spiral- CT wird im Kapitel 5.3.2. vertiefend eingegangen.

5.3.2.2. Dosisaspekte bei gerätetechnischen Besonderheiten

Gerätetechnische Besonderheiten, wie Spiral- CT, Mehrschicht- CT- Geräte, Geräte mit Röhrenstrom- Automatik und CT- Durchleuchtung bringen zusätzliche Einflussfaktoren auf die Dosis mit sich, auf die im Folgenden Bezug genommen werden soll.

Spiral- CT

Eine konventionelle CT- Untersuchung setzt sich aus einer Serie einzelner Scans zusammen, wobei zwischen den Scans jeweils ein Tischvorschub vorgenommen wird (sequentielle CT). Spiral- CT besteht dagegen aus einer kontinuierlichen Rotation der Röhre in Verbindung mit einem kontinuierlichen Tischvorschub. Aus Sicht des Patienten bewegt sich der Fokus der Röhre längs seiner Körperachse auf einer spiralförmigen Bahn um ihn herum.

Die Dosis der Spiral- CT ist vergleichbar mit der konventionellen Schnittführung mit vollständiger Rotation, wenn in beiden Fällen mit identischen Werten für Schichtdicke, Tischvorschub, mAs- Produkt pro Umlauf und Scanlänge gearbeitet wird.

Allerdings ist die Strahlenexposition beim Spiral- CT erhöht: um die zur Interpolation benötigten Daten zu Beginn und Ende der Spirale bereitzustellen, muss bis zu einer zusätzlichen Rotation gefahren werden [2]. Bei diesen Phänomenen spricht man von „Overranging“.

Es kann beobachtet werden, dass Spiral- CT tendenziell dosistreibend wirkt, da wegen des schnelleren Untersuchungsablaufs längere Körperabschnitte erfasst werden als bei konventionellem CT. Darüber hinaus ermöglicht Spiral- CT mehrphasige Untersuchungen, bei denen dieselbe Körperregion mehrfach zu unterschiedlichen Zeitpunkten gescannt wird.

Die technisch verfügbaren mAs- Werte liegen bei der Spiral- CT im allgemeinen niedriger als bei Einzelscans, um eine Überhitzung der Röhre bei den längeren Scanzeiten zu vermeiden.

Insgesamt ergibt sich also durch die Spiral- CT die Möglichkeit zu einer effektiven und im Routinebetrieb wirksamen Dosisreduktion.

Großer Vorteil dieser Technik ist das Entfallen der Interscanzeiten, im Gegensatz zur konventionellen CT, wo die Zeiten zwischen zwei Scans für Geräte der vierten Generation einige Sekunden betragen.

Die Verkürzung der Untersuchungszeiten vermindert die Zahl der Bewegungsartefakte. Dies hat besonders bei nur bedingt kooperationsfähigen Patienten wie Kindern und bewusstseinsgestörten Patienten eine große Bedeutung: hier kann eine sonst erforderliche Sedierung verringert oder sogar vermieden werden, wie für Kleinkinder gezeigt worden ist [55]. Insbesondere bei Schwerverletzten werden wertvolle Minuten für die Versorgung gewonnen.

Mehrschicht- CT- Geräte

Mehrschicht- CT- Geräte („Multi- Slice- CT“ (MSCT)) sind Geräte, deren Detektoranordnung aus mehreren Zeilen nebeneinander angeordneter Detektorelemente besteht.

1992 kam mit dem CT „Twin“ von Elscint ein Gerät mit einem zweizeiligen Detektor auf den Markt. 1998 wurden von mehreren Herstellern Geräte mit vier, acht und mehr Detektorzeilen vorgestellt.

Seit 2004 repräsentiert aktuell der 64- Detektorzeilen- Computertomograph „Somatom Sensation Cardiac 64“ der Firma Siemens den Stand der Technik.

Die adäquateste Betriebsart bei Mehrschicht- CT- Geräten ist die Spiraltechnik, da sich hierbei die Gesamtscanzeit durch kontinuierliche Datenerfassung am konsequentesten reduzieren lässt [50].

Für die Strahlenexposition sollte das Arbeiten mit MSCT- Geräten zunächst keine unmittelbaren Konsequenzen haben: durch das gleichzeitige Scannen mehrerer Schichten bzw. Spiralwindungen erhöht sich das DLP bei einer Rotation des Strahlers im selben Maße, wie die Anzahl der erforderlichen Rotationen abnimmt [19].

Es gibt mindestens zwei Situationen, die in der Praxis zu einer Dosisreduktion führen können:

- Die erhöhte Geschwindigkeit, mit der das interessierende Volumen erfasst werden kann, reduziert das Auftreten von Bewegungsartefakten und somit die Notwendigkeit zur Wiederholung der Untersuchung.
- Durch das Scannen mit dünneren Schichten lässt sich ein einziger Datensatz gewinnen, aus welchem retrospektiv Bilder mit erhöhter Auflösung gewonnen werden können.

Leider existiert beim MSCT eine Reihe von Faktoren, die zu höheren Strahlenexpositionen führen:

- Durch die Verwendung eines erweiterten Strahlenfächers tritt verstärkt Streustrahlung auf, die entweder über höhere Dosis kompensiert oder mittels apparativer Maßnahmen, die geometrische Verluste zur Folge haben, reduziert werden muss.
- Unter bestimmten Bedingungen erscheint es sinnvoll und vorteilhaft mit überlappenden Pitcheinstellungen zu arbeiten (zum Beispiel bei Herzuntersuchungen); dies geht zu Lasten einer höheren Strahlenexposition, sofern das mAs- Produkt nicht verringert wird.
- Aufgrund der besseren Röhrenausnutzung können längere Körperabschnitte gescannt werden; ebenso erlauben Röhren neuerer Bauart Leistungen, die mit höheren Strömen bzw. mAs- Werten belastet werden können.

Abschließend sei jedoch darauf hingewiesen, dass diese kritischen Anmerkungen den erweiterten klinischen Nutzen, den die MSCT- Technik durch die innovativen Vorteile zur Bildverbesserung ohne Zweifel mit sich bringt, keinesfalls in Frage stellen sollen oder können.

Dennoch sollten dem Anwender in der klinischen Praxis oben genannte Punkte präsent sein, um verantwortungsvoll und achtsam zu handeln.

Automatische Röhrenstrommodulation („care dose“)

Hierbei handelt es sich um eine apparative Vorkehrung, die die zu applizierenden Röhrenströme oder Strom- Zeit- Produkte automatisch an die individuellen Absorptionsverhältnisse des Patienten anpasst [2, 11, 59].

Die Belichtungsautomatik liefert per se noch keine Dosisreduzierung, da der applizierte mAs- Wert u. a. von der Vorgabe des Anwenders abhängt.

Es wird jedoch zumindest garantiert, dass pädiatrische und andere schlanke Patienten vergleichsweise geringer exponiert werden als normalgewichtige oder adipöse Patienten.

Wie bereits im Kapitel 5.1. beschrieben, wurde auch in der vorliegenden Arbeit der Einfluss der „care dose“ für Untersuchungen des Halses, Thorax, Abdomens und des ganzen Körpers untersucht. Dieser Aspekt wird im Kapitel 5.3.3 ausführlicher diskutiert.

5.3.2.3. Niedrigdosis- CT

Unter Niedrigdosis- CT versteht man eine CT- Untersuchung, die aufgrund von besonders gewählter Untersuchungsparameter zu deutlich niedrigerer Patientendosis führt als eine CT- Untersuchung mit Standarddosis und trotzdem eine entsprechend der klinischen Fragestellung ausreichende Bildqualität ermöglicht.

Generell gilt, dass die Patientendosis nur soweit gesenkt werden kann, wie das Bildrauschen die Erkennbarkeit der interessierenden Details nicht zu stark beeinträchtigt.

Details mit hohem Kontrast gegenüber den umgebenen Strukturen sind weniger rauschanfällig als solche, die einen geringen Kontrast gegenüber ihrer Umgebung aufweisen. Dadurch bieten sich Regionen mit anatomisch vorgegebenen hohen Absorptionsunterschieden für eine Untersuchung mit reduzierter Dosis an.

So wird die Niedrigdosis- CT sehr häufig bei Untersuchungen der Lunge eingesetzt, da der große Dichteunterschied zwischen dem lufthaltigen Alveolarraum und den meisten pathologischen Veränderungen, wie alveolären oder interstitiellen Infiltraten und Tumoren, eine Dosisreduktion zulässt.

Ihre Verwendung als Screening- Verfahren für Bronchial- CT wird diskutiert [55].

Auch im Mediastinum und im Skelettsystem besteht eine große Absorptionsdifferenz, d.h. ein großer Detailkontrast zwischen der Struktur und seiner Umgebung, so dass sich der Einsatz von Niedrigdosis- CT anbietet.

Im Rahmen von Skelettuntersuchungen kommt der CT beim Tumorstaging inzwischen lediglich noch die Aufgabe zu, die ossären Manifestationen zu dokumentieren, wozu wegen des hohen Objektkontrastes eine niedrige Dosis ausreicht.

Die Darstellung der Tumor- Weichteilkomponente im Niedrigkontrastbereich ist heute Domäne der MRT.

Typische Einsatzbereiche der Niedrigdosis- CT sind des weiteren Messverfahren am Skelett wie die Untersuchung von Stellungsanomalien, die geometrische Analyse zur Anpassung individueller Prothesen und die Osteodensitometrie [11]. Außerdem findet die Niedrigdosis-CT bei der Detektion von Osteolysen bei multiplen Myelomen Anwendung [60].

Im Gegensatz zur Situation der Lunge, des Mediastinums und des Skelettsystems, stellt sich die Situation für das Abdomen und die Beckenregion ganz anders dar.

Hier sind die Absorptionsdifferenzen zwischen normalem und pathologischem Weichteilgewebe viel geringer als die Kontraste in der Lunge oder am muskuloskelettalen System.

Im Vergleich zu den Hochkontrastorganen Lunge und Knochen, die in einem weiten Fenster dargestellt werden können, müssen die parenchymatösen Organe des Abdomens und des Beckens in einem engen Weichteilfenster beurteilt werden, was sich auf das Rauschempfinden ungünstig auswirkt.

Möglichkeiten und Ausmaß einer Dosisreduktion sind bei der CT der Abdominal- und Beckenorgane daher geringer als bei der Lungen- und Skelettdiagnostik und somit die Senkung des mAs- Produktes limitiert.

Bei pädiatrischen Patienten erscheint jedoch eine Dosisreduktion wegen des kleineren Körperdurchmessers auch im Falle von Weichteilregionen möglich und wichtig.

In der Regel reichen bei der CT des Kopfes und des Abdomens für das Kind 2/ 3 des bei Erwachsenen benötigten mAs- Produkts für eine gute Bildqualität aus [59].

5.3.2.4. Möglichkeiten zur Dosisreduktion

Im Kapitel 5.3.2.1. sind die Faktoren, mit denen der Anwender Einfluss auf die Höhe der Dosis nehmen kann, bereits grundlegend beschrieben worden. Neben der Senkung des mAs-Produktes gibt es weitere Möglichkeiten zur Reduktion der Patientendosis, die im klinischen Alltag eingesetzt werden können.

Im Folgenden sollen die wichtigsten, zur Dosisreduktion beitragenden Faktoren aus ärztlicher Sicht noch durch einige zusätzliche Aspekte ergänzt werden.

Eine Möglichkeit zur Dosisreduzierung ist die Anpassung der Scanparameter an den Patientenquerschnitt bzw. die individuelle Patientenkonstitution.

Zu beachten ist, dass bei gleicher mAs dünne Patienten erheblich stärker belastet sind als adipöse, da weniger Strahlung im Subcutangewebe absorbiert wird und die Ein- und Austrittsdosen näher beieinander liegen.

Dies ist besonders bei Kindern von Relevanz, zumal Kinder altersabhängig eine etwa 1,5mal höhere Strahlensensibilität besitzen.

Ergänzende Strahlenschutz- Maßnahmen wie Bleiabdeckungen auf dem Patientenkörper sind eine einfache Maßnahme zur wirksamen Dosisreduktion an oberflächlich gelegenen Organen. Je oberflächlicher die Organe, desto höheren Strahlendosen sind sie ausgesetzt.

Dies gilt am stärksten für die Direktexposition im Scanfeld, aber auch für die Strahlenexposition.

Die Hodenkapsel führt bei der CT des Abdomens zu einer 95%igen Dosisreduktion an den Hoden; der Schilddrüsenbleischutz reduziert bei der CT des Schädels die Schilddrüsendosis um 23% [11, 62].

Die Mammæ sind bei Frauen besonders hohen Dosiswerten ausgesetzt, wenn sie im Scanfeld liegen. Die Dosis entspricht dem Mehrfachen einer Rastermammographie, so dass besonders bei jungen Frauen die CT- Indikation streng gestellt werden muss.

Liegen die Mammæ außerhalb des Scanfelds, so sollten zumindest junge Patientinnen zum Schutz vor Streustrahlung zirkulär in eine Bleigummiabdeckung eingehüllt werden. Dies gilt ebenso für die Ovarien bei allen Frauen im gebärfähigen Alter.

Bei Kindern sollten möglichst große Bereiche mit Bleigummi geschützt werden [21].

Im Kapitel 5.3.2.3. wurde auf die Dosisaspekte bei Spiral-, Mehrschicht- CT, CT-Durchleuchtung und automatische Röhrenstrommodulation eingegangen. Auch in der vorliegenden Arbeit konnte mit Hilfe der automatischen Röhrenstrommodulation je nach Körperregion eine Dosisreduktion um 11- 67% erzielt werden. Hierauf wird im Kapitel 5.3.3. ausführlicher eingegangen.

Zusammenfassend kann man sagen, dass zunehmend Aspekte der Strahlenexposition ins Bewusstsein treten:

CT führt zum Vielfachen der Strahlendosis, die bei konventionellen Röntgenaufnahmen eingesetzt wird.

Aus diesem Grund ist bewusste Wahl der Untersuchungsparameter notwendig, da bereits geringe Änderungen in den Parametern große absolute Unterschiede in der Strahlenbelastung bewirken.

Eine Minimierung der Exposition in Abhängigkeit von der Patientenkonstitution und der klinischen Fragestellung ist anzustreben.

Somit trägt der anwendende Radiologe eine große Verantwortung!

5.3.3. Wirkung der „Care dose“ in den von uns durchgeführten Untersuchungen und Vergleich zu anderen Literaturangaben

Angesichts der Diskussion über die Notwendigkeit dosisreduzierender Maßnahmen bei CT wurde in der vorliegenden Arbeit die Auswirkung der automatischen Röhrenstrommodulation in verschiedenen Protokollen untersucht. Hierbei wurden die Untersuchungen des Halses, Thorax, Abdomens und des ganzen Körpers jeweils mit und ohne Einstellung „care dose“ durchgeführt.

Im Kapitel 4.2. sind die Ergebnisse in Form einer Tabelle aufgeführt, im Anhang finden sich Grafiken zur Veranschaulichung.

Insgesamt kann man sagen, dass durch Einschaltung einer schwächungsbasierten automatischen Röhrenstrommodulation in allen vier Protokollen eine deutliche Dosisreduktion sowohl für eine weibliche als auch für eine männliche Person erreicht werden konnte.

Die effektive Dosis reduzierte sich von 2, 8 auf 0, 9 mSv (Hals), von 2, 4 auf 2, 1 mSv (Thorax), von 11, 2 auf 8, 5 mSv (Abdomen) und von 20, 7 auf 12, 1 mSv (Ganzkörper).

Anhand von diesen Ergebnissen lässt sich schließen, dass die Verwendung einer automatischen Röhrenstrommodulation an dem hier verwendeten 64- Detektorzeilen- CT je nach Körperregion eine Dosisreduktion um 11- 67% mit sich bringt!

Selbige Beobachtungen konnte man auch bei den zugehörigen Berechnungen der entsprechenden Protokolle machen. So lag die Dosisreduktion bei den Messungen zwischen 11 und 67%, die der Berechnungen zwischen 13 und 94%.

Dennoch sei darauf hingewiesen, dass trotz dieser Ergebnisse ein wichtiger Aspekt, der bei den reinen Dosismessungen und unseren Ausführungen nicht berücksichtigt wurde, gesondert zu analysieren ist: die Auswirkung einer derartigen Dosisreduktion auf die resultierende Bildqualität und damit diagnostische Sicherheit.

Vergleichbare Beobachtungen kann man in anderen Literaturangaben finden. So lag in einer Arbeit von Lechel et al. die Reduktion der effektiven Dosis durch Verwendung der Dosisautomatik bei den TLD-Messungen von Ganzkörper, Carotis CTA, Thorax und Becken zwischen 28%- 40% und bei Abschätzung mit dem Programm CT-Expo zwischen 26%- 45%, je nach Untersuchungsart [64].

Die Reduktion der einzelnen Organdosen wich bei den TLD- Messungen teilweise beträchtlich von der Reduktion der effektiven Dosis ab. Bei Berechnung mit „CT Expo V 1.5“ reduzierten sich dagegen alle Organdosen einheitlich, gemäß der Reduktion des konstanten mittleren Röhrenstroms. Durch die Vernachlässigung des variablen Röhrenstroms kam es bei der Abschätzung von Organdosen mit CT- Expo in Einzelfällen zu Unterschieden von über 20% gegenüber der TLD- Messung.

Hidajat untersuchte in seiner Arbeit „Bestimmung und Optimierung der Strahlendosis des Patienten bei der CT“ die Dosisreduktion unter Anwendung der automatischen Röhrenstrommodulation in der Schulterregion. Diese lag bei 38% [63].

Jonas N. Althen untersuchte in seiner Arbeit die Dosisreduktion in Abhängigkeit der Ausgangs- Scanlage. So erhielt er bei der Untersuchung der Lungen eine Dosisreduktion von 16%, bei Abdomenuntersuchungen eine Reduktion von 22% und bei den pelvinen Untersuchungen lag die Reduktion bei 28% [66].

H. Grees et al. zeigten in ihrer Arbeit für sechs anatomische Regionen (Kopf, Schulter, Thorax, Abdomen, Becken, Knie) die Auswirkung im Einsatz automatischer Röhrenstrommodulation.

Mit vergleichbaren Parametereinstellungen erzielte er folgende Dosisreduktionen: 18% für den Kopfbereich, 53% für Schultern, 22% für Thorax, 15% für Abdomen, 25% für Pelvis und 39% für Extremitäten (Knie). Darüber hinaus berücksichtigen sie in ihrer Arbeit die mit dieser Dosisreduktion zusammenhängende Bildqualitätsänderung. Sie kamen zum Ergebnis, dass trotz Dosisreduktion eine hinreichende Bildqualität gesichert sei [67].

Auch Tom H. Mulkens et al. kamen in ihrer Arbeit zu ähnlichen Ergebnissen. Auch sie untersuchten in wieweit sich eine Dosisreduktion auf die Bildqualität auswirke. In dieser Arbeit ergab sich, dass trotz erheblicher Dosisreduktion die resultierende Bildqualität ausreiche, die diagnostische Sicherheit weiterhin zu gewährleisten.

Im Einzelnen lag die Dosisreduktion im Bereich des Thorax zwischen 14- 20%, des Abdomens zwischen 18- 38% und des Beckens zwischen 26- 32% [68].

Mayo et al. zeigten bei ihren Studien am konventionellen Computertomographen, dass das mAs- Produkt um 65- 80% reduziert werden kann, ohne dass es zu Bildqualitätsverlusten bei durchschnittlich wiegenden Patienten komme [69].

Die Arbeiten von F. Koller und J. Roth verglichen die am Phantom experimentell ermittelten Ergebnisse mit den Resultaten des Dosisberechnungsprogramms „CT EXPO Version 1.5“. Auch in dieser Arbeit bestätigte sich, dass mit der Verwendung der Option „care dose“ die Dosis reduziert werden kann. Insgesamt wurde mit der care dose- Einstellung die Dosis bei Thorax- Untersuchungen um 8% und beim Abdomen um 12% reduziert.

Bei den Berechnungen lagen die effektiven Dosen höher als bei den gemessenen Werten: „Thorax ohne care dose“ 5,48 mSv gemessen (5,60 mSv berechnet), „Thorax mit care dose“ 5,05 mSv gemessen (5,35 mSv berechnet), „Abdomen ohne care dose“ 10,12 mSv gemessen (9,65 mSv berechnet), „Abdomen mit care dose“ 8,88mSv gemessen (9,65 mSv berechnet) [70].

Insgesamt kann man sagen, dass die Verwendung der automatische Röhrenstrommodulation, eine niedrige Röhrenspannung, eine breite Kollimation sowie ein hoher Pitch die effektiven Dosen reduzieren können.

In den hier zitierten Arbeiten konnte sich die effektive Dosis je nach Parameter um 10- 60% reduzieren.

Zusätzlich tragen auch die Einschränkung des Untersuchungsvolumens (Scanlänge) und die Exposition (mAs- Produkt) wesentlich zur Dosisminderung bei.

5.4. Berechnete Dosis

In der vorliegenden Arbeit wurden neben den direkten Dosismessungen mit TLD, Dosisabschätzungen mit Hilfe des PC- Programms „CT EXPO V. 1.5“ durchgeführt. Dieses Programm ist eine Excel-Tabelle zur Ermittlung von Patientendosiswerten bei CT- Untersuchungen. Grundlage sind Berechnungsverfahren, die bei der Auswertung der bundesweiten Umfrage zur CT-Expositionspraxis in 1999 verwendet wurden [64]. Das Programm gestattet die Berechnung aller praxisrelevanten Dosisgrößen wie Achsendosis frei Luft, gewichteter CTDI, Dosislängenprodukt, effektive Dosis und Uterusdosis zur Entscheidungsfindung nach Exposition in der Schwangerschaft.

Gegenüber existierenden Programmen zur CT-Dosisberechnung bietet CT-Expo zahlreiche Besonderheiten. Dazu zählen nach Geschlechtern getrennte Berechnungsmöglichkeiten für alle Altersgruppen (Erwachsene, Kinder, Säuglinge), Berücksichtigung aller existierenden CT-Geräte mit Korrektur von gerätetyp-spezifischen Einflüssen und die Möglichkeit zum Vergleich der Ergebnisse mit den Werten der bundesweiten CT-Umfrage[64]. Das Programm wurde im Jahr 2004 von H. D. Nagel herausgegeben.

Gegenüber anderen Programmen zur CT- Dosisberechnung wie „CT- Dose Version 0.6.7“ von N. Baadegard oder „WinDose Version 2.1 a“ von W. Kalender wird bei „CT EXPO V 1.5“ der CTDI berechnet (und muss nicht manuell eingegeben werden). Außerdem findet eine Berücksichtigung aller existierenden CT- Geräte statt, wohingegen z. B. bei „WinDose“ Geräteparameter nur für einige Siemens- CT- Geräte vorhanden waren [64]. „CT EXPO V 1.5“ ist das derzeitige aktuelle und in Europa verwendete Programm zur Dosisabschätzung bei der Computertomographie.

In der vorliegenden Arbeit wurde die Strahlenexposition des Patienten mit Hilfe eines Alderson- Rando- Phantoms experimentell ermittelt und diesen gemessenen Ergebnissen wurden Werte gegenübergestellt, die mit „CT EXPO V 1.5“ errechnet wurden.

Untersuchungsprotokolle	Effektive Dosis gemessen (mSv)		Effektive Dosis berechnet (mSv)	
	Frauen	Männer	Frauen	Männer
Herz 1: Ca- Score	4,6	3,9	4,8	3,5
Herz 2: CTA- Herz	18,4	14,7	19,3	15,6
Perfusion 1	1,3	1,2	4,1	2,2
Perfusion 2	1,1	1,1	3,1	2,3
Perfusion 3	5,0	5,0	8,5	4,5
Standardschädel: Schädelbasis	0,6	0,6	0,5	0,5
Standardschädel: Hirnschädel	0,6	0,6	0,7	1,0
Head Angio	1,9	1,9	1,2	1,2
Carotis Angio mit CD	0,9	0,8	0,2	0,3
Coronary CTA	14,7	12,3	15,7	12,9
NNH	0,5	0,5	0,6	0,9
Carotis Angio ohne CD	2,7	2,7	3,4	2,8
Abdomen mit CD	7,5	7,2	6,5	6,3
Abdomen ohne CD	11,1	11,2	10,7	10,5
Thorax mit CD	2,1	1,9	2,4	2,0
Thorax ohne CD	2,4	2,2	2,8	2,3
Ca- Score Pulsing	2,9	2,4	2,9	2,3
Ganzkörper mit CD	12,0	11,6	11,0	10,4
Ganzkörper ohne CD	20,7	18,0	16,5	15,6

Tabelle 16: Vergleich der gemessenen und berechneten Werte in mSv

Aus der Tabelle 16 geht hervor, dass die berechneten und gemessenen Werte im allgemeinen in gleicher Größenordnung liegen. In manchen Protokollen liegen die berechneten leicht über den gemessenen Werten. So überschätzte in diesen Protokollen die berechnete effektive Dosis die gemessene effektive Dosis bei Frauen im Durchschnitt um 38,96%, bei den Männern um 29,23%.

Allerdings muss man sagen, dass es sich absolut gesehen dabei nur um sehr geringe Unterschiede handelt. Da dieser relative Effekt nur in einigen Protokollen zu erkennen ist, ist ein systematischer Effekt auszuschließen.

Insgesamt kann man sagen, dass sich eine gute Korrelation zwischen berechneten und gemessenen Werten ergab, sie in gleichen Dimensionen liegen und damit vergleichbar sind.

5.5. Selbstkritik

Die vorliegende Arbeit untersuchte die mittlere zu erwartende Strahlenexposition des Patienten für Standard- Untersuchungsprotokolle, welche experimentell mit Hilfe eines Alderson- Rando- Phantoms unter Einsatz von TLD ermittelt wurde. Dieses Phantom entspricht den durch die Röntgenverordnung geforderte „Standardpatienten“, welcher jedoch nicht unbedingt dem in Deutschland radiologisch untersuchten Patientenkollektiv entspricht. Außerdem sind seine Strukturen gewebeäquivalent, nicht aber gewebeidentisch. Daher repräsentieren die von uns ermittelten Dosiswerte nur einen Trend für die Praxis, der nicht ohne weiteres auf individuelle Fälle übertragen werden kann.

Auch gilt Folgendem Berücksichtigung:

Kritiker weisen darauf hin, dass die Dosisabschätzungen aufgrund der Unterschiede zwischen den Organlagen des Phantoms und der gewohnten Anatomie häufig schwierig sind. Es stellt sich die Frage, wie groß die Abweichungen von den tatsächlichen Organdosen sind und welchen Einfluss diese Abweichungen auf die Risikoabschätzung haben.

In dem Fall, dass ein Organ sich beim Phantom außerhalb der Untersuchungsregion und beim Menschen zum Teil innerhalb dieser Region befindet, wird die Organdosis fälschlicherweise als reine Streustrahlendosis berechnet. So wird infolge der fehlenden Höhenüberlappung zwischen dem Thorax und dem Abdomen des Phantoms die Magen-, Leber- und Milzdosis bei der CT des Thorax unterschätzt.

Während die Grenze zwischen dem Thorax und dem Abdomen des Phantoms in Höhe des 11. und 12. Brustwirbels realistisch ist, reicht der Magen des Phantoms im Vergleich zur Lage beim erwachsenen Menschen in Rückenlage viel weiter nach kaudal. Somit wird bei der CT des Thorax die mittlere Organdosis unterschätzt.

Weitere Unterschätzungen der Organdosen betreffen die Lunge bei der CT des Oberbauches und des gesamten Abdomens, in vielen Fällen auch die Brust, wenn die unteren Anteile in Wirklichkeit direkt exponiert werden.

In dem Fall, dass ein Organ beim Phantom innerhalb der Untersuchungsregion, beim Menschen aber zum Teil außerhalb dieser Region liegt, wird bei unseren Berechnungen von einer direkten Exposition des gesamten Organs ausgegangen. Dies kann z.B. bei der CT des Thorax zu einer Überschätzung der Brustdosis führen. Eine wirkliche Erfassung einer individuellen Patientendosis ist aus praktischen Gründen allerdings nicht möglich.

Realistisch sind die Dosen derjenigen Organe, die sowohl beim Phantom als auch beim Menschen innerhalb der Untersuchungsregion liegen.

Des Weiteren muss man beachten, dass in unseren Messungen das Phantom im Vergleich nur mit wenigen TLD bestückt wurde. Dennoch wurde darauf geachtet, dass die strahlensensitiven Organe mit mindestens 3 TLD abgedeckt waren und so jeweils die mittlere Organdosis berechnet werden konnte.

Manche Organe, wie zum Beispiel der Oesophagus sind schwierig zu erfassen. Um diese Organe dennoch mit zu berücksichtigen, wurde in unserer Auswertung benachbarte TLD mit einbezogen.

Bei den von uns genutzten LiF- TLD sind zum einen die geringere Sensitivität und zum anderen eine höhere Schwankungsbreite zu berücksichtigen. Bei all unseren Messungen ist eine Messungenauigkeit in einer Größenordnung von 10% zu erwarten, was u. a. an unterschiedlicher Materialermüdung der einzelnen TLD liegen kann. Vorteilig beim Arbeiten mit LiF- TLD ist das geringere Fading (Kapitel 3.2) und die Tatsache, dass sie wesentlich billiger sind als z. B. CaF"- TLD, so dass der Kostenfaktor nicht zu vernachlässigen ist [26, 63].

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurde von uns die effektive Dosis experimentell bei verschiedenen Standard- Untersuchungsprotokollen eines 64- Zeilen- Spiral- Computertomographen vom Typ „Somatom Sensation Cardiac 64“ (Siemens, Erlangen) an einem Phantom gemessen.

Nach Abschluss der Datenerfassung und Auswertung unserer Ergebnisse, wurde Ende 2007 die ICRP 103 veröffentlicht, die in Bezug auf die Berechnungsgrundlagen der effektiven Dosis die ICRP 60 ablöste. Da die vorliegende Arbeit schon abgeschlossen war, wurden von uns keine erneuten Messungen durchgeführt. Dennoch wurden die neuen Wichtungsfaktoren in Kapitel 4.1 und 5.2.1 berücksichtigt und man kann zusammenfassend sagen, dass sich keine grundlegenden Änderungen ergaben und daher die Aussage dieser Arbeit gleich bleibt.

6. Zusammenfassung

Im Rahmen der vorliegenden Studie sollte die effektive Dosis bei verschiedenen Standard-Untersuchungsprotokollen eines 64- Zeilen- Spiral- Computertomographen vom Typ „Somatom Sensation Cardiac 64“ (Siemens, Erlangen) an einem Phantom gemessen werden. Hierzu sind an einem antropomorphen Alderson- Rando- Phantom Kopf-, Hals-, Thorax-, Abdomen- und Ganzkörper- CT- Untersuchungen durchgeführt worden: einerseits direkte Dosismessungen mit Lithium- Fluorid- Thermolumineszenzdosimetern, andererseits Dosisabschätzungen mit Hilfe des PC Programms „CT- Expo V. 1.5“.

Die maximale gemessene Strahlenexposition von bis zu 18,1 mSv bei Männern und 20,7 mSv bei Frauen wurde im Rahmen des Untersuchungsprotokolls „Ganzkörper ohne cd“ gemessen. Die geringsten effektiven Dosiswerte zeigten sich beim Untersuchungsprotokoll „NNH“ für Männer und Frauen mit jeweils 0,5 mSv.

Maximale berechnete Strahlenexposition von bis zu 15,6 mSv bei Männern und 19,3 mSv bei Frauen wurden im Untersuchungsprotokoll „Herz: CTA- Herz“ berechnet.

Die geringsten effektiven Dosiswerte zeigten sich beim Untersuchungsprotokoll „Carotis Angio mit cd“: 0,3 mSv für Männer und 0,2 mSv für Frauen.

Bei der Dosisabschätzung, die auf der Basis der Berechnungen vorgenommen wurde, zeigte sich eine gute Korrelation zwischen berechneten und gemessenen Werten. Diese lagen in derselben Größenordnung, so dass auch computergestützte Programme gut geeignet sind, die Dosis für einzelne Untersuchungen verlässlich abzuschätzen.

In der vorliegenden Arbeit wurde auch der Einfluss einer schwächungsbasierten automatischen Röhrenstrommodulation („care dose“) für Untersuchungen des Halses, Thorax, Abdomen und des ganzen Körpers simuliert. Die effektive Dosis des Patienten konnte dabei je nach Körperregion um 11- 67 % reduziert werden.

Ein wichtiger Aspekt, der bei den reinen Dosismessungen nicht berücksichtigt wurde, ist die Auswirkung einer Dosisreduktion auf die resultierende Bildqualität und damit auf die diagnostische Sicherheit, die daher in einer anderen Arbeit zu analysieren sein wird. Anhand der vorliegenden Daten wird deutlich, dass die neue Generation an Mehrzeilen- Spiral- CT nicht zu einer weiteren gerätebedingten Erhöhung der Strahlenexposition führt. Auch bei komplexen Untersuchungstechniken wie der Herz- CT oder bei Perfusionsuntersuchungen des Gehirns liegt der Dosisbeitrag in der Größenordnung bisheriger Gerätegenerationen. Mit neuen technischen Möglichkeiten kann die individuelle Strahlenexposition deutlich gesenkt werden, es bleibt jedoch dabei, dass der Strahlenschutz auch zukünftig wesentlich von einer sorgfältigen Indikationsstellung abhängt.

7. Abkürzungsverzeichnis

CaF ₂	Kalziumfluorid
CT	Computertomographie
CTDI	Computed Tomography Dose Index
DLP	Dosislängenprodukt
FDA	Food and Drug Administration
HE	Hounsfield- Einheiten
HU	Hounsfield- Units
ICRP	International Commission on Radiological Protection
LiF	Lithiumfluorid
MRT	Magnetresonanztomographie
MSCT	Mehrschicht- Spiral- Computertomographie
RöV	Röntgenverordnung
TLD	Thermolumineszenzdosimeter

8. Verwendete Einheiten

Abkürzung	Einheit
A	Ampere
C	Coulomb
Gy	Gray
J	Joule
Kg	Kilogramm
MA	Milliampere
Mas	Milliamperesekunde
Mm	Millimeter
P	Pitch
S	Sekunde
Sv	Sievert
V	Volt

9. Literaturverzeichnis

[1] Cohnen, M.: Experimentelle und klinische Untersuchungen zur Dosisminimierung bei Mehrschicht- Spiral- CT am Beispiel der virtuellen CT- Kolongraphie, 2002.

[2] Kalender, W.: Computertomographie, München: Publics MCD Verlag 2000.

[3] Lemke, A. J., Neumann, K., Hosten, N., Schweiger, U., Felix, R.: Zur Abschätzung der Patentendosis in der Computertomographie, Akt. Radiol., 5., Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York; S. 249- 255, 1995.

[4] Lamprecht, C.: Strahlenexposition des Patienten bei der Mehrzeilenspiral- CT, Dissertationsschrift, Uniklinik Düsseldorf, 2003.

[5] Buckley, J. A., Scott, W. W., Siegelman, S. S., Kuhlman, J. E., Urban, B. A., Bluemke, D. A., Fishman, E. K.: Pulmonary nodules: effect on increased data sampling on detection with spiral- CT and confidence in diagnosis. Radiology. 1995; 196: 395- 400.

[6] Collie, D. A., Wright, A. R., Williams, J. R., Hashemi, M. B., Stenvenson, A. J., Turnbull, C. M.: Comparison of spiral- acquisition computed tomography and conventional computed tomography in the assessment of pulmonary metastatic disease. Radiology 1994; 67: 436- 444.

[7] Stallmann, C.: Strahlenexposition bei konventioneller und Spiral- CT des Kopfes im Vergleich, Dissertationsschrift Universität Düsseldorf. 1998.

[8] Pschyrembel: klinisches Wörterbuch, 258. Auflage, Berlin: Walter de Gruyter.

[9] Schnelle, C.: Vergleich der Strahlenexposition bei der Digitalen- Volumen- Tomographie, der Panoramaschichtaufnahme und der CT; Dissertationsschrift, Uni Düsseldorf, 2001.

[10] Petzold, W.: Strahlenphysik, Dosimetrie und Strahlenschutz. Band 1: Grundlagen. 2. Auflage, Stuttgart: Teubner 1988.

- [11] Galanski, M., Hidajat, N., Maier, W., Nagel, H. D., Schmidt, T.: Strahlenexposition in der Computertomographie; 3. Auflage 2002, Hamburg.
- [12] Brook, R. A., di Chiro, G.: Statistical limitations in x- ray reconstructive tomography. Medical Physics 3 (1976), S: 237- 240.
- [13] Felsenberg, D., Kalender, W. A., Trinkwalter, W., Wolf, K. J.: CT- Untersuchungen mit reduzierter Strahlendosis. Fortschr. Röntgenstr. 153 (1990), S. 516- 520.
- [14] Singer, P., Kober, P.: Dosimetrie in der Computertomographie. Fortschr. Röntgenstr. 143 (1985), S. 549- 552.
- [15] Deutsches Institut für Normung, Normenausschuss Radiologie: DIN 6814- 5, Normenentwurf. Begriffe in der radiologischen Technik. Teil 5: Strahlenschutz. Beuth Verlag. 12/ 1996, Berlin.
- [16] ICRP 103: Annals of the ICRP. ICRP Publication 103. 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Oxford, New York, Frankfurt: Pergamon Press; 2008.
- [17] ICRP 60. Annals of the ICRP. Publication 60. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Oxford, New York, Frankfurt: Pergamon Press; 1991.
- [18] Shope, T. B., Morgan, T. J., Johnson, G. S.: A method for describing the doses delivered by transmission x- ray computed tomography. Med. Phys. 8 (1981), S. 488- 495.
- [19] Galanski, M., Prokop, M.: Ganzkörper- Computertomographie, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York; 1998, S. 60.
- [20] Scheck, R. J., Copenrath, M., Kellner, M., W., Lehmann, K. J., Mayer, M., Rock, C., Rieger, J., Rothmeier, L., Hahn, K.: Dosismessung für Einzelschicht- und Spiralmodus bei 8- Spiral- CT- Scannern der neusten Generation. Fortschr. Röntgenstr. 1998; 168: 562- 566.

- [21] Nagel, H. D., Galanski, M., Hidajat, N., Maier, W., Schmidt, T.: Radiation Exposure in Computed- Tomography- Fundamentals, Influencing Parameters, Dose Assessment, Optimisation, Scanner Data. Terminology. Frankfurt: COCIR, 2000.
- [22] Leitz, W., Axelsson, B., Szendro, G.: Computed Tomography Dose Assessment- A Practical Approach. Radiation Protection Dosimetry. 1995; 57: 377- 380.
- [23] Prokop, M.: Überblick über Strahlenexposition und Bildqualität in der Computertomographie. Fortschr. Röntgenstr. 2002; 174: 631- 636.
- [24] Krieger, H., Petzold, H.: Strahlenphysik, Dosimetrie und Strahlenschutz. Band 2: Anwendung in der Strahlentherapie und der klinischen Dosimetrie. Stuttgart: Teubner (1989).
- [25] Reich, H.: Dosimetrie ionisierender Strahlung. Grundlagen und Anwendungen. Stuttgart: Teubner (1990).
- [26] Liebe, M A.: Verwendung von CaF₂- TLD zur Bestimmung der Strahlenexposition in der Röntgendiagnostik. Dissertationsschrift, Uni Düsseldorf, 1979.
- [27] Bednar, W., Müller, A., Säbel, M., Weishaar, J.: Untersuchungen zur Strahlenexposition der Leibesfrucht bei Röntgenuntersuchungen während der Schwangerschaft. 2. Mitteilung Strahlentherapie 165: 776- 785; 1980.
- [28] Alderson, S. W., Lanzl, L. H., Rollins, M., Spira, J.: An instrumented phantom system for analog computation of treatment plans. AJR Am J Roentgenol. 1962; 87: 185- 195.
- [29] Poguntke, H.- P.: Erfüllt die Computertomographie unter besonderer Berücksichtigung der Spiral- CT die Grundsätze der Röntgenverordnung?, Dissertationsschrift, Uni Düsseldorf, 1997.
- [30] Zankl, M.: Calculation of conversion coefficients for radiological protection against external radiation exposure. Z. Med. Phys. 2001; 11: 141- 150.

- [31] Panzer, W., Zankl, M.: Radiation exposure to patients in computed tomographic studies. Röntgenpraxis. 1993; 46: 15- 18.
- [32] Kalender, W. A., Schmidt, B., Zankl, M., Schmidt, M.: A PC programm for estimating organ dose and effective dose values in computed tomography. Eur. Radiol. 1999; 9:555- 562.
- [33] König, M., Klotz, E., Luka, B., Vendernik, D. J., Spittler, J. F., Heuser, L.: Perfusion CT of the brain: Diagnostic Approach for Early Detection of Ischemic Stroke; Radiology, 209 (1998).
- [34] Wintermark, M., Meuli, R.: le scanner de perfusion revisité avec la technologie multibarrette: accès direct à la viabilité du parenchyme cérébral. Blum, A. ed. Scannographie volumique multicoupe. Paris : Masson, 203- 217 (2002).
- [35] Fitzek, C., Neumann Haefelin, F., Wittsack, H.J.: Verlauf und Funktionserholung bei isolierten Hirnstamminfarkten; Clinical Neuroradiology, Vol. 15 Nr. 2, Juni 2005, S. 99-108, Urban und Vogel Verlag.
- [36] Kucinski, T., Fiehler, J.: MRT beim akuten Schlaganfall; Clinical Neuroradiology, Vol. 14 Nr.1, März 2004, S. 56- 63, Urban und Fischer Verlag.
- [37] Wintermark, M., Bogoussiavsky, J.: Imaging of acute ischemic brain injury: the return of computed tomography. Curr Opin Neuroradiol. 2003; 16: 59- 63.
- [38] Klotz, E., König, M.: Perfusion measurements of the brain Using Dynamic CT for the Quantitative Assessment of Cerebral Ischemia in Acute Stroke; European Journal of Radiology 30 (1999).
- [39] Wedegärtern, 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; 175: 234- 238.
- [40] Brünig, R., Sturm, C., Hong, C., Wollenberg, B.: Die Diagnostik der Stadien T1 und T2 des Larynx- Carzinoms mit dem Mehrschicht- Spiral- CT; Radiologe 1999; 39: 939- 942.

- [41] Köslings, S., Wagner, F., Schmidt H.- G.: Variationen im koronaren NNH- CT; Fortschr. Röntgenstr. 1993; 159: 506- 510.
- [42] Giacomuzzi, S.- M., Torbica, P., Rieger, M., Lottersberger, C.: Untersuchungen zur Strahlenexposition bei der Einzelschicht- und Mehrschicht- Spiral- CT; Fortschr. Röntgenstr. 2001; 173: 643- 649.
- [43] Saueressig, U., Eberl, A., Frydrychowicz, A., Pache, G.: Strahlenexposition in der 64- Zeilen- Computertomographie des Herzens; Fortschr. Röntgenstr. 2007; 179: 38- 45.
- [44] Luz, O., Heuschmid, M., Klabunde, M., Buchgeister, M.: Vergleich von 16- und 64- Zeilen CT Colonographie hinsichtlich Detektorgenauigkeit kolorektaler Raumforderungen und Strahlenbelastung; Fortschr. Röntgenstr. 2203; 175: 234- 238.
- [45] Prokop, M.: Überblick über Strahlendosis und Bildqualität in der Computertomographie, Fortschr. Röntgenstr. 2002; 174: 631- 636.
- [46] ICPR 87 (International Commission on Radiological Protection), Managing Patient Dose in Computed Tomography. Oxford: Pergamon Press, 2001.
- [47] Wedegärtner, U., Lorenzen, M., Nagel, H. D., Weber, C.: Radiologische Bildgebung beim Polytrauma: Dosisvergleich von Ganzkörper- MSCT und konventionellem Röntgen mit organspezifischer CT; Fortschr. Röntgenstr. 2001; 173: 643- 649.
- [48] Ewen, K.: Moderne Bildgebung. Stuttgart, New York: Thieme Verlag 1998.
- [49] Shore, R. E., Woodard, E., Hildereth, W., Dvoretzky, P., Hempelmann, L., Psternack, B.: Thyroid tumors following thymus irradiation. J. nat. Cancer Inst. 74 (1985), S. 1177- 1184.
- [50] ICRP: Recommendations of the International Commission on Radiological Protection; ICRP- Publication 26, Pergamon Oxford 1977.
- [51] Bundesärztekammer: Leitlinie der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Computertomographie. Dt. Ärzteblatt 1992; 89: C 2368- 2368.

[52] Bernhardt, J., Veit, R., Bauer, B.: Erhebung zur Strahlenexposition der Patienten bei der Röntgendiagnostik. Z. Med. Phys. 1995; 5: 33- 39.

[53] United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. Sources and Effects of Ionizing Radiation. UNSCEAR 2000 Report, Vol. 1 Sources, Annex D: Medical Radiation Exposures. New York, 2000.

[54] Aroua, A., Vader, P. J., Valley, J. F.: Enquête sur l' Exposition par la Radiodiagnostique en Suisse en 1998, Lausanne, 2000.

[55] Jessen, K.A., Shrimpton, P. C., Geleijns, J. Panzer, W., Tosi, G.: Dosimetry for optimization of patient protection in computed tomography. Appl. Radiat Isot.1999; 50: 165- 172.

[56] Wegener, O. H.: Ganzkörper- CT; 2. Auflage, Berlin: Blackwell Wissenschaft, 1992.

[57] Laubenberger, Th., Laubenberger, J.: Technik der medizinischen Radiologie; Diagnostik, Strahlentherapie, Strahlenschutz für Ärzte, Medizinstudenten und MTRA; 7. Auflage, Deutscher- Ärzte- Verlag, Freiburg 1999.

[58] Gosch, D., Kloepfel, R., Lieberenz, S., Schulz, H. G: Radiation Exposure in Computed Tomography. Radiation Protection Dosimetry 1998; 80: S. 167- 169.

[59] Nagel, H., D., et al: Leitfaden zur Bewertung und Optimierung der Strahlenexposition bei CT- Untersuchungen, 2004.

[60] Kröpil, P.: Vergleich von Ganzkörper- MSCT und konventioneller Radiographie in der Diagnostik des multiplen Myeloms. Dissertationsschrift, Uni Düsseldorf, 2007.

[61] Kalender, W. A.: Technical foundations of spiral CT. Radiology 1995; 78: 68- 74.

[62] Henschke, C., Mc Cauley, D. I. et al : Early Lung Cancer Action Project: Overall Design and Findings from Baseline Screening. Lancet 1999; 354: S. 99- 105.

- [63] Hidajat, N.: Bestimmung und Optimierung der Strahlendosis des Patienten bei der CT-Methoden, Probleme und Lösungsmöglichkeiten;
<http://edoc.hu-berlin.de/habilitationen/hidajat-nico-2001-04-03/html>
- [64] Lechel, U., Becker, C. R., Langenfeld- Jäger, G., Brix, G.: Dosisreduktion durch strommodulierte Dosisautomatik bei der MSCT: Vergleich von Messung und Rechnung. Fortschr. Röntgenstr. 2007; 179
- [65] Stamm, G., Nagel, H. D.: CT- Expo- ein neuartiges Programm zur Dosisevaluierung in der CT; Röntgenstr. 2002; 174: 1570- 1576
- [66] Althen, J. N.: Automatic tube current modulation in CT- a comparison between different solutions; Radiation Protection Dosimetry (2205), Vol. 114: 308- 312.
- [67] Gress, H., Wolf, H., Baum, U., Lell, H., Pirkl, M.: Dose reduction in computed tomography by attenuated based on line modulation of tube current: evaluation of six anatomical regions; Eur. Radiol. 10, 391- 394 (2000).
- [68] Mulkens, T. H., Tom, H., Baeyaert, M.: Use of an automatic Control Mechanism for Dose Optimazation in Multi- Detector Row CT Examinations: Clinical Evaluation; Radiology 2005, 237: 213- 223.
- [69] Mayo, J. R., Hartmann, T. E., Lee, K. S.: CT of the chest: Minimal Tube Current Required for Good Image Quality with the Least Radiation Dose, AJR, 1995, 164: 603- 607.
- [70] Koller, F., Roth, J.: Bestimmung der effektiven Dosen bei CT- Untersuchungen und deren Beeinflussung durch Einstellparameter; Fortschr. Röntgenstr. 2007; 179: 38-45.
- [71] Buzug, T.: Einführung in de Computertomographie; mathematisch- physikalische Grundlagen der Bildkonstruktion. Springer Verlag, 2004 Berlin.
- [72] Ewen, K., Fiebach, B. J. O., Lauber- Altmann, I.: Zur Durchführung der Belehrung nach § 36 der Röntgenverordnung; Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 1988.

- [73] Ewen, K., Schmidt, G.: Grundlagen des praktischen Strahlenschutzes. Ferdinand Enke Verlag Stuttgart, 1975.
- [74] Friedmann, G., Bücheler, E., Thurn, P.: Ganzkörpertomographie, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 1981.
- [75] Friedrich Stender: berufliche Strahlenexposition in der Röntgendiagnostik, Dissertationsschrift, Uni Düsseldorf.
- [76] Froehlich, J. J., Ishaque, N., Saar, B. et al: Steuerung von perkutanen Biopsien mittels CT-Fluoroskopie. Fortschr. Röntgenstr. 1999; 170: S. 191- 197.
- [77] Hidajat, N., Vogl, T., Schroder, R. J., Felix, R.: Berechnete Organdosen und effektive Dosis für die computertomographische Untersuchung des Thorax und Abdomens: sind diese Werte realistisch?, Fortschr. Röntgenstr. 1996; 164: 382- 387.
- [78] Hofer, M.: CT- Kursbuch. Düsseldorf: Verlag Didamed, 1997.
- [79] Jung, H.: Strahlenrisiko: Widersprüchliche Angaben verunsichern Öffentlichkeit und Patienten. Dt. Röntgengesellschaft, Information 3/ 95.
- [80] Kalender, A., Seissler, W., Klotz, E., Vock, P.; Spiral volumetric CT with single-breathhold technique, continuous transport and continuous scanner rotation. Radiology. 1990; 176: 181- 183.
- [81] Kato, R., Katado, K., Anno, H., Suzuki Set al: Radiation Dosimetry at CT Fluoroscopy: Physician`s Hand Dose and Development of Needle Holders. Radiology 1996; 201: S. 576- 578.
- [82] Ohnesorge, B., Flohr, T., Schaller, S., Klingenberg- Regn, K., Becker, C., Schopf, U. J., Bruning, B., Reisner, M. F.: Technische Grundlagen und Anwendungen der Mehrschicht- CT. Radiologie. 1999; 39: 923- 31.

- [83] Pokrandt, P.: Automatische Überlagerung medizinischer Bilddatensätze; VDI Verlag GmbH, Düsseldorf 1997. Reihe 10: Informatik, Kommunikationstechnik Nr. 464.
- [84] Polacin, A., Kalender, W. A., Marchal, G.; Evaluation of section sensitivity profiles and image noise in spiral CT. Radiology. 1992; 185: 29- 35.
- [85] Prokop, M., Schäfer, C., Kalender, W. A., Polacin, A.: Gefäßdarstellungen mit Spiral-CT; Radiologie 33 (1993): S. 694- 704.
- [86] Prokop, M., Schäfer- Prokop, C. M., Galanski, M.: Dose Reduction versus Image Quality in Spiral CT: How far down can we go in clinical practise?, Kestin GP& Glazer GM (Eds.); Advances in CT IV. Berlin Springer Verlag, 1998: S. 16- 26.
- [87] Rieger, J., Hosten, N., Lemke, A. J., Langer, R., Lanksch, W. R.: zerebrale Aneurysmen- 3dimensionale Darstellung mit der Spiral- CT. Fortschr. Röntgenstr. 1160 (1994), S. 204-209.
- [88] Sager, W. D., Ladurner, G.: Computertomographie, Symposium Graz 1978 ; Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 1979.
- [89] Sager, W. D., Ladurner, G.: Computertomographie, Symposium Graz 1978; Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 1979.
- [90] Schultz, E.: Computertomographie- Verfahren, Physik, Technik und Perspektiven. Stuttgart, New York; Thieme Verlag, 1985.
- [91] Sinzig, M.: So wenig Strahlung wie möglich, Fokus, 17. Jahrgang Nr. 43, Klagenfurt 2003.
- [92] Taguchi, K., Aradate, H.: Algorithm for image reconstruction in multi- slice helical CT. Med. Phys. 1998; 25: 550- 61.
- [93] Wegener, O. H.: Grundkurs Computertomographie, 5. Auflage, Berlin: Blackwell Wissenschaft, 1996.

[94] Zimmermann, R. A., Gusnard, D. A.: Pediatric craniocervical spiral CT. *Neuroradiology* 34 (1992): 112- 116.

[95] Essig, M.: Bildgebende CT- Diagnostik beim Schlaganfall, deutsches Krebsforschungszentrum, Heidelberg.

[96] Lee, R., Cheung, R. T., Hung, K. N., Lee, M.: Use of CT perfusion to differentiate between brain tumour and cerebral infarction; *Cerebrovasc Dis.* 2004; 18: 77- 83.

[97] Miles, K. A.: Perfusion CT for the assessment of tumour vascularity: which control? *BrJ Radiol.* 2003; 76 Spec No 1: 36- 42.

[98] Miles, K. A.: Functional computed tomography in oncology. *Eur J cancer.* 2003, 38: 2079- 2084.

[99] Eastwood, J. D., Provenzale, J.M.: Cerebral blood flow, blood volume and vesicular permeability of cerebral glioma assessed with dynamic CT perfusion imaging. *Neuroradiology*, 2003, 45: 373- 376.

[100] Hoeffner, E. G., Jain, R. et al.: Cerebral perfusion CT : technique and clinical application. *Radiology.* 2004; 231: 632- 644.

[101] Wiesmann, M., Bohner, G., Klingebiel, R.: Cerebral Perfusion imaging using multislice computed tomography. *Clin Neuroradiol.* 2004; 14: 92- 107.

[102] Wintermark, M., Van Melle, G., Schnyder, P., Revelly, J. P.: Admission perfusion CT: prognostic value in patients with severe head trauma. *Radiology.* 2004; 232: 211- 220.

[103] Roth, J.: Dosis- Berechnungsprogramme für die Röntgendiagnostik
<http://www.sgsmc.ch/radphys/SGSMP2005/index.html>

[104] von Boetticher, H., Lachmund, J., Loecherer, K., Hoffmann, W., Poppe, B.: Recommendations of the ICRP change basis for estimation of the effective dose: What is the impact on radiation dose assessment of patient and personal? *Fortschr. Röntgenstr.* 2008, 180.

10. Danksagung

Hiermit danke ich herzlich meinem Doktorvater Herrn PD Dr. M. Cohnen vom Institut der Radiologie der Universitätsklinik Düsseldorf für die Bereitstellung des Themas, für seine tatkräftige Unterstützung bei der Durchführung der Dosismessungen, der Diskussion der Ergebnisse und seinem Interesse an der Arbeit.

Außerdem danke ich dem Team der Klinik der Strahlentherapie der Universitätsklinik Düsseldorf für die Nutzungsmöglichkeit der Messmittel zur Auswertung der TLD-Messungen, für sein freundschaftliches Verhältnis und Vertrauen, für das Aushändigen der Schlüssel zu den Messplätzen und für seine aufmunternden Worte; besonderem Dank gilt in diesem Sinne Herrn Dipl.- Phys. Bannach.

Darüber hinaus gilt mein herzlichster Dank meinen lieben Eltern, die mir den Traum meines Medizinstudiums ermöglicht haben, meinen Geschwistern und meinem Mann für die Unterstützung dieser Arbeit in jeglicher Hinsicht.

12. Anhang: Tabellen und Diagramme

Tabelle 1: „TLD- Positionen“

Für die Protokolle:

Herz-1: Ca²⁺- Score, Herz-2: CTA, Coronary CTA, Ca²⁺-Score Pulsing, Abdomen mit care dose, Abdomen ohne care dose, Thorax mit care dose, Thorax ohne care dose

Schicht	Organ	Schicht	Organ	Schicht	Organ	Schicht	Organ
9	Tyroidea	16	Lunge 2	21	Gaster	28	Pelvis 2
9	Oesoph. 1	16	Lunge 3	21	Leber 1	28	Colon 1
10	Oesoph. 2	16	Rippe 2	21	Leber 2	28	Colon 2
12	Scapula	17	Mammare	21	Leber 3	29	Os sacru
12	Humerus	17	Mammali	23	Leber 1	31	Ovar re
14	Lunge 1	19	BWK	23	Leber 2	31	Ovar li
14	Lunge 2	19	Lunge 1	26	Colon 1	32	Vesica
14	Lunge 3	19	Lunge 2	26	Colon 2	34	Testis re
14	Rippe 1	20	Haut ant.	27	Haut post.	34	Testis li
16	Lunge 1	21	LWK	28	Pelvis 1		

Bei den folgenden Protokollen wurden zu den o. g. Positionen zusätzliche Schichten bestückt; dafür wurde in diesen Protokollen Schicht 23- 29 nicht bestückt:

Perfusion 1, Standardschädel Schädelbasis, Standardschädel Hirnschädel, Head Angio, Carotis Angio mit care dose, Carotis Angio ohne care dose, NNH

Schicht	Organ	Schicht	Organ
1	Haut	4	Auge links
2	Hirn zentral	6	Parotis rechts
3	Kalotte	6	Oberkiefer
3	Hypophyse	7	Submandibula links
4	Auge rechts	7	C ₂

Für die Protokolle:

Perfusion 1, Perfusion 2, Perfusion 3:

Schicht	Organ	Schicht	Organ	Schicht	Organ	Schicht	Organ
1	Haut 1	3	Orbita	6	Parotis	12	Humerus
1	Haut 2	4	Auge re	6	Oberkiefer	14	Lunge 2
2	Hirn zentr	4	Auge li	7	Gl.submand	14	Lunge 2
2	Hirn 2	4	Kleinhirn	7	C ₂	14	Lunge 3
2	Hirn 3	4	Haut 5	9	Thyroidea	14	Rippe 1
3	Kalotte	5	Wange	9	Oesoph. 1		
3	Hypophyse	5	Occipital	10	Oesoph. 2		
3	Hirn 4	5	Pharynx	12	Scapula		

Tabelle 2: “Technische Untersuchungsparameter”

Untersuchungsprotokoll	Schichtkollimation (mm)	Tischvor-schub (mm)	Pitch	mAs-Produkt_{eff}	Röhrenspannung (kV)	Rotationszeit (s)
Herz-1:Ca²⁺-Score	20 x 1, 2		0, 2	190	120	0, 33
Herz-2:CTA-Herz	64 x 0, 6		0, 2	770	120	0, 33
Perfusion 1	20 x 1, 2		0	270	80	1, 0
Perfusion 2	20 x 1, 2		0	200	80	1, 0
Perfusion 3	20 x 1, 2		0	200	10	1, 0
Standardschädel Schädelbasis	20 x 1, 2		0	350	120	1, 0
Standardschädel Hirnschädel	20 x 1, 2		0	300	120	1, 0
Head Angio	64 x 0, 6		1, 2	160	100	0, 5
NNH	64 x 0, 6		0, 9	100	120	1, 0
Coronary CTA	64 x 0, 6		0	770	120	0, 24
Ca²⁺-Score Pulsing	20 x 1, 2		0, 2	190	120	0, 33
Carotis Angio Mit care dose	64 x 0, 6		1, 2	30	120	0, 33
Carotis Angio ohne care dose	64 x 0, 6		1, 2	115	120	0, 33
Abdomen mit care dose	20 x 1, 2		1, 4	95	120	0,5
Abdomen ohne care dose	20 x 1, 2		1, 4	160	120	0, 5
Thorax mit care dose	20x 1, 2		1, 4	87	100	0, 5
Thorax ohne care dose	20 x 1, 2		1, 4	100	100	0, 5
Ganzkörper mit care dose	64 x 0, 6		1, 4	160	120	0, 5
Ganzkörper ohne care dose	64 x 0, 6		1, 4	160	120	0, 5

Tabelle 3: "Meßprotokoll"

Untersuchungs- protokoll	Scanlänge (mm)	Scanzeit (s)	CTDI_{vol} (mGy)	DLP
Herz-1:Ca²⁺- Score	133	10, 76	11, 77	186
Herz-2:CTA- Herz	133	13, 18	52, 88	814
Perfusion 1	24	40	432	1037
Perfusion 2	24	40	319, 2	768
Perfusion 3	24	40	970	2330
Standardschädel Schädelbasis	48		39, 86	203
Standardschädel Hirnschädel	95		34, 16	348
Head Angio	25	6, 25	12, 79	368
NNH	100	7, 43	13, 34	175
Coronary CTA	133	13, 18	39, 58	609
Ca²⁺-Score Pulsing	133	10,7	8, 93	140
Carotis Angio Mit care dose	280	4, 56	2, 08	73
Carotis Angio ohne care dose	280	4, 58	7, 90	277
Abdomen mit care dose	410	6, 92	5, 97	296
Abdomen ohne care dose	410	6, 92	9, 84	487
Thorax mit care dose	290	5, 13	2, 93	119/ 122
Thorax ohne care dose	290	5, 13	3, 63	136
Ganzkörper mit care dose	640	12, 71	7, 39	520
Ganzkörper ohne care dose	640	12, 71	11, 0	774

Tabelle 4: Vergleich der gemessenen und berechneten Werte und Parameter

Untersuchungs- protokoll	CTDI vol (mGy)		DLP (mGy x cm)			effekt. Dosis (mSv)			
	gemessen	berechnet	gemessen	berechnet		Frau	Mann	Frau	Mann
				Frau	Mann				
Herz-1:Ca²⁺- Score	11,77	12,4	186	205	217	4,6	3,9	4,8	3,5
Herz-2:CTA- Herz	52,88	50,1	814	825	925	18,4	14,7	19,3	15,6
Perfusion 1	432	524	1037	1155		1,3	1,3	4,1	2,2
Perfusion 2	319,2	388	768	856	1245	1,2	1,1	3,1	2,3
Perfusion 3	970	1072	2330	2358		5,1	5,0	8,5	4,5
Standardschädel Schädelbasis	39,86	46,9	203	164	258	0,7	0,6	0,5	0,5
Standardschädel Hirnschädel	34,16	40,2	348	342		0,7	0,6	0,7	1,0
Head Anglo	12,79	13,6	386	342	356	1,9	1,9	1,2	1,2
NNH	13,34	13,4	175	225	306	0,5	0,5	0,6	0,9
Coronary CTA	39,58	37,4	609	779		14,7	12,3	15,7	12,9
Ca²⁺-Score Pulsing	8,93	9,4	140	131	149	2,9	2,4	2,9	2,3
Carotis Anglo mit care dose	2,08	4,0	73	75	89	0,9	0,9	0,2	0,3
Carotis Anglo ohne care dose	7,90	7,5	277	165		2,8	2,7	3,4	2,8
Abdomen mit care dose	5,97	6,3	296	292	324	7,5	7,2	6,5	6,3
Abdomen ohne care dose	9,84	10,4	487	482	534	11,1	11,2	10,7	10,5
Thorax mit care dose	2,93	3,6	119/ 122	119	127	2,2	1,9	2,4	2,0
Thorax ohne care dose	3,63	4,1	136	137	146	2,4	2,2	2,8	2,3
Ganzkörper mit care dose	7,39	7,0	520	649	711	12,1	11,6	11,0	10,4
Ganzkörper ohne care dose	11,0	10,4	774	970	1074	20,7	18,1	16,5	15,6

Organ/ Gewebe Q (nC) mSv/4 x 0,95

Schaedel 1			Mann	mSv
Schaedel 2				
Schilddruese	5,2	1,2	Gonaden	0,1
Speiseröhre	4,9	1,2	rotes Knochenmark	0,5
Speiseröhre	7,3	1,7	Colon	0,0
Schulterblatt	12,1	2,9	Lunge	1,6
Oberarm	8,9	2,1	Magen	0,6
Lunge 1	53,6	12,7	Blase	0,0
Lunge 1	89,5	21,3	Leber	0,2
Lunge 1	57,8	13,7	Speiseröhre	0,5
Rippe 1	50,5	12,0	Schilddrüse	0,1
Lunge 2	66,1	15,7	Haut	0,1
Lunge 2	106,5	25,3	Knochenoberfläche	0,0
Lunge 2	71,4	17,0		
Rippe 2	65,2	15,5		
Mamma 1	63,5	15,1	effektive Dosis	3,9
Mamma 2	61,8	14,7		
BWS	66,4	15,8		
Lunge 3	0,0	0,0		
Lunge 3	0,0	0,0		
Derma vorn	25,2	6,0	Frau	mSv
LWS	16,6	3,9		
Magen	20,0	4,8	Ovar	0,0
Leber 1	25,1	6,0	rotes Knochenmark	0,5
Leber 1	18,4	4,4	Colon	0,0
Leber 1	21,2	5,0	Lunge	1,6
Leber 2	11,6	2,7	Magen	0,6
Leber 2	7,1	1,7	Blase	0,0
Colon 1	0,0	0,0	Leber	0,2
Colon 1	0,0	0,0	Speiseröhre	0,5
Derma hinten	81,4	19,3	Schilddrüse	0,1
Becken 1	0,0	0,0	Haut	0,1
Becken 2	0,0	0,0	Knochenoberfläche	0,0
Colon 2	0,0	0,0	Mammae	0,7
Colon 2	0,0	0,0		
Kreuzbein	0,0	0,0		
Ovar 1	0,0	0,0	effektive Dosis	4,6
Ovar 2	1,6	0,4		
Blase	0,0	0,0		
Hoden 1	1,2	0,3		
Hoden 2	1,7	0,4		

Tab. 5: Spalte 1: Organ/ Gewebe

Spalte 2: Ladung [nC] der TLD, erfaßt m. H. Auswertegerät "Harshaw fitrol 2000"

Spalte 3: Äquivalenzdosis [mSv]

rechts: effektive Dosis [mSv] für Männer und Frauen

Tabelle 5: Protokoll " Herz: Ca- Score"

Organ/ Gewebe Q (nC) mSv/4 x 0,95

Schaedel 1			Mann	mSv
Schaedel 2				
Schilddruese	21,0	5,0	Gonaden	0,1
Speiserohre	22,3	5,3	rotes Knochenmark	2,0
Speiserohre	28,7	6,8	Colon	0,0
Schulterblatt	60,0	14,2	Lunge	6,0
Oberarm	36,9	8,8	Magen	2,1
Lunge 1	260,4	61,8	Blase	0,0
Lunge 1	292,3	69,4	Leber	0,7
Lunge 1	223,3	53,0	Speiseröhre	1,8
Rippe 1	252,0	59,9	Schilddrüse	0,2
Lunge 2	292,2	69,4	Haut	0,4
Lunge 2	337,6	80,2	Knochenoberfläche	0,2
Lunge 2	273,3	64,9		
Rippe 2	412,3	97,9		
Mamma 1	283,4	67,3	effektive Dosis	14,8
Mamma 2	332,2	78,9		
BWS	213,1	50,6		
Lunge 3	0,0	0,0		
Lunge 3	0,0	0,0		
Derma vorn	69,0	16,4	Frau	mSv
LWS	64,1	15,2		
Magen	73,9	17,5	Ovar	0,1
Leber 1	92,4	21,9	rotes Knochenmark	2,0
Leber 1	69,8	16,6	Colon	0,0
Leber 1	78,7	18,7	Lunge	6,0
Leber 2	23,0	5,5	Magen	2,1
Leber 2	28,7	6,8	Blase	0,0
Colon 1	0,0	0,0	Leber	0,7
Colon 1	0,0	0,0	Speiseröhre	1,8
Derma hinten	298,7	70,9	Schilddrüse	0,2
Becken 1	0,0	0,0	Haut	0,4
Becken 2	0,0	0,0	Knochenoberfläche	0,2
Colon 2	0,0	0,0	Mammae	3,7
Colon 2	0,0	0,0		
Kreuzbein	0,0	0,0		
Ovar 1	2,6	0,6	effektive Dosis	18,4
Ovar 2	2,2	0,5		
Blase	0,0	0,0		
Hoden 1	2,9	0,7		
Hoden 2	2,1	0,5		

Tab. 6: Spalte 1: Organ/ Gewebe

Spalte 2: Ladung [nC] der TLD, erfaßt m. H. Auswertegerät "Harshaw fitrol 2000"

Spalte 3: Äquivalenzdosis [mSv]

rechts: effektive Dosis [mSv] für Männer und Frauen

Tabelle 6: Protokoll "CTA- Herz"

Organ/ Gewebe Q (nC) mSv/4 x 0,95

Haut Schicht	420,6	124,6
Haut dorsal	39,4	11,2
Hirnzentral	247,8	64,0
Hirn 2 ventral	672,0	271,1
Hirn 3 dorsal	98,2	32,5
Kalotte	72,6	24,7
Hypophyse	467,3	141,9
Hirn 4 dorsal	507,0	138,1
Orbita ventral	102,0	29,9
Auge re	43,1	11,6
Auge li	41,2	15,8
Kleinhirn dors	707,3	241,1
Haut rechts	173,5	52,8
Wange	21,7	8,0
Occipital	250,7	57,1
Pharynx	52,7	16,4
Parotis	39,4	14,1
Maxilla	17,7	6,0
Submandibul	14,8	5,6
C2	26,5	8,2
Speiseroehre	8,6	3,0
Speiseroehre	11,5	4,5
Schilddruese	6,2	2,4
Schulterblatt	5,7	1,7
Oberarm	4,2	1,2
Rippen1	2,9	0,9
Lunge 1	2,7	1,1
Lunge 1	2,3	1,8
Lunge 1 S	2,2	0,6
Mamma 1	1,9	0,4
Mamma 2	2,0	0,5
Rippen 2	1,8	0,4
Lunge 2	2,0	0,5
Lunge 2	1,8	0,4
Lunge 2	2,1	0,5
BWS	1,1	0,3
Lunge 3	1,2	0,3
Lunge 3	1,2	0,3
Derma vorn*	1,2	0,3
Leber 1	1,1	0,3
Leber 1	1,1	0,3
Leber 1	1,7	0,4
Magen	2,4	0,6
LWS	0,9	0,2
Ovar 1	1,0	0,2
Ovar 2	0,9	0,2
Blase	0,0	0,0
Hoden 1	0,9	0,2
Hoden 2	0,9	0,2

Mann	mSv
Gonaden	0,0
rotes Knochenmark	0,5
Colon	0,0
Lunge	0,1
Magen	0,1
Blase	0,0
Leber	0,0
Speiseröhre	0,1
Schilddrüse	0,1
Haut	0,3
Knochenoberfläche	0,0
effektive Dosis	1,3

Frau	mSv
Ovar	0,0
rotes Knochenmark	0,5
Colon	0,0
Lunge	0,1
Magen	0,1
Blase	0,0
Leber	0,0
Speiseröhre	0,1
Schilddrüse	0,1
Haut	0,3
Knochenoberfläche	0,0
Mammae	0,0
effektive Dosis	1,3

Tab. 7: Spalte 1: Organ/ Gewebe
 Spalte 2: Ladung [nC] der TLD
 Spalte 3: Äquivalenzdosis [mSv]
 rechts: effektive Dosis [mSv]
 für Männer/ Frauen

Tabelle 7: Protokoll "Perfusion 1"

Organ/ Gewebe Q (nC) mSv/4 x 0,95

Haut Schicht	300,1	93,0
Haut dorsal	30,1	11,0
Hirnzentral	170,3	48,8
Hirn 2 ventral	602,1	198,2
Hirn 3 dorsal	82,8	23,2
Kalotte	74,1	15,6
Hypophyse	390,8	105,0
Hirn 4 dorsal	238,2	93,4
Orbita ventral	68,1	24,8
Auge re	28,1	7,4
Auge li	30,7	8,5
Kleinhirn dors	514,7	151,0
Haut rechts	115,7	40,3
Wange	15,8	4,7
Occipital	240,7	73,6
Pharynx	44,3	12,8
Parotis	31,5	10,0
Maxilla	17,7	4,4
Submandibul	12,9	4,1
C2	22,8	7,9
Speiseroehre	8,4	2,5
Speiseroehre	9,4	2,2
Schilddruese	6,5	2,5
Schulterblatt	4,9	1,2
Oberarm	3,6	1,1
Rippen1	4,1	1,1
Lunge 1	3,1	0,6
Lunge 1	2,9	0,8
Lunge 1 S	2,2	0,1
Mamma 1	1,9	0,4
Mamma 2	2,0	0,5
Rippen 2	1,8	0,4
Lunge 2	2,0	0,5
Lunge 2	1,8	0,4
Lunge 2	2,1	0,5
BWS	1,1	0,3
Lunge 3	1,2	0,3
Lunge 3	1,2	0,3
Derma vorn*	1,2	0,3
Leber 1	1,1	0,3
Leber 1	1,1	0,3
Leber 1	1,7	0,4
Magen	2,4	0,6
LWS	0,9	0,2
Ovar 1	1,0	0,2
Ovar 2	0,9	0,2
Blase	0,0	0,0
Hoden 1	0,9	0,2
Hoden 2	0,9	0,2

Mann	mSv
Gonaden	0,0
rotes Knochenmark	0,5
Colon	0,0
Lunge	0,1
Magen	0,1
Blase	0,0
Leber	0,0
Speiseröhre	0,1
Schilddrüse	0,1
Haut	0,2
Knochenoberfläche	0,0
effektive Dosis	1,1

Frau	mSv
Ovar	0,0
rotes Knochenmark	0,5
Colon	0,0
Lunge	0,1
Magen	0,1
Blase	0,0
Leber	0,0
Speiseröhre	0,1
Schilddrüse	0,1
Haut	0,2
Knochenoberfläche	0,0
Mammae	
effektive Dosis	1,2

Tab. 8: Spalte 1: Organ/ Gewebe
 Spalte 2: Ladung [nC] der TLD
 Spalte 3: Äquivalenzdosis [mSv]
 rechts: effektive Dosis [mSv]
 für Männer/ Frauen

Tabelle 8: Protokoll "Perfusion 2"

Organ/ Gewebe Q (nC) mSv/4 x 0,95

Haut Schicht	2841,0	840,2
Haut dorsal	115,1	33,0
Hirnzentral	648,7	232,0
Hirn 2 ventral	2377,0	619,1
Hirn 3 dorsal	276,2	78,7
Kalotte	191,3	51,4
Hypophyse	1590,0	449,8
Hirn 4 dorsal	785,9	229,0
Orbita ventral	279,0	97,7
Auge re	122,3	34,9
Auge li	147,3	36,4
Kleinhirn dors	2336,0	844,2
Haut rechts	562,3	180,8
Wange	68,1	20,5
Occipital	2201,0	462,2
Pharynx	188,8	53,2
Parotis	132,7	36,6
Maxilla	68,7	23,5
Submandibul	56,2	21,1
C2	100,3	27,0
Speiseröhre	28,5	8,8
Speiseröhre	38,6	11,7
Schilddrüse	21,7	9,2
Schulterblatt	14,9	4,5
Oberarm	11,3	4,2
Rippen1	7,2	2,3
Lunge 1	7,2	2,5
Lunge 1	8,2	2,3
Lunge 1 S	6,4	1,7
Mamma 1	1,9	0,4
Mamma 2	2,0	0,5
Rippen 2	1,8	0,4
Lunge 2	2,0	0,5
Lunge 2	1,8	0,4
Lunge 2	2,1	0,5
BWS	1,1	0,3
Lunge 3	1,2	0,3
Lunge 3	1,2	0,3
Derma vorn*	1,2	0,3
Leber 1	1,1	0,3
Leber 1	1,1	0,3
Leber 1	1,7	0,4
Magen	2,4	0,6
LWS	0,9	0,2
Ovar 1	1,0	0,2
Ovar 2	0,9	0,2
Blase	0,0	0,0
Hoden 1	0,9	0,2
Hoden 2	0,9	0,2

Mann	mSv
Gonaden	0,0
rotes Knochenmark	2,5
Colon	0,0
Lunge	0,1
Magen	0,1
Blase	0,0
Leber	0,0
Speiseröhre	0,2
Schilddrüse	0,5
Haut	1,3
Knochenoberfläche	0,2
effektive Dosis	5,0

Frau	mSv
Ovar	0,0
rotes Knochenmark	2,5
Colon	0,0
Lunge	0,1
Magen	0,1
Blase	0,0
Leber	0,0
Speiseröhre	0,2
Schilddrüse	0,5
Haut	1,3
Knochenoberfläche	0,2
Mammae	
effektive Dosis	5,1

Tab. 9: Spalte 1: Organ/ Gewebe
 Spalte 2: Ladung [nC] der TLD
 Spalte 3: Äquivalenzdosis [mSv]
 rechts: effektive Dosis [mSv]
 für Männer/ Frauen

Tabelle 9: Protokoll "Perfusion 3"

Organ/ Gewebe Q (nC) mSv/4 x 0,95

Haut Schicht1	148,4	35,2	Mann	mSv
Hirnzentral	152,7	36,3		
Kalotte	97,0	23,0	Gonaden	0,0
Hypophyse	108,4	25,7	rotes Knochenmark	0,3
Auge re	22,4	5,3	Colon	0,0
Auge li	22,8	5,4	Lunge	0,0
Parotis*	19,9	4,7	Magen	0,0
Maxilla	7,8	1,9	Blase	0,0
Submandibulæ	12,5	3,0	Leber	0,0
C2	13,7	3,3	Speiseröhre	0,0
Speiseröhre	5,9	1,4	Schilddrüse	0,1
Speiseröhre	4,6	1,1	Haut	0,1
Schilddrüse	4,6	1,1	Knochenoberfläche	0,0
Schulterblatt	2,5	0,6		
Oberarm	0,9	0,2		
Rippen1	0,7	0,2	effektive Dosis	0,6
Lunge 1	2,0	0,5		
Lunge 1	1,7	0,4		
Lunge 1	2,1	0,5		
Mamma 1	1,1	0,3	Frau	mSv
Mamma 2	1,3	0,3		
Rippen 2	1,4	0,3	Ovar	0,0
Lunge 2	1,6	0,4	rotes Knochenmark	0,3
Lunge 2	1,4	0,3	Colon	0,0
Lunge 2	1,2	0,3	Lunge	0,0
BWS	0,9	0,2	Magen	0,0
Lunge 3	1,3	0,3	Blase	0,0
Lunge 3	1,3	0,3	Leber	0,0
Derma vorn	0,0	0,0	Speiseröhre	0,0
Leber 1	1,0	0,2	Schilddrüse	0,1
Leber 1	0,9	0,2	Haut	0,1
Leber 1	0,9	0,2	Knochenoberfläche	0,0
Magen	0,9	0,2	Mammae	
LWS	0,0	0,0		
Leber 2	0,0	0,0		
Leber 2	0,0	0,0		
Colon 1	0,0	0,0	effektive Dosis	0,7
Colon 1	0,0	0,0		
Derma hinten	0,0	0,0		
Becken 1	0,0	0,0		
Becken 2	0,0	0,0		
Colon 2	0,0	0,0		
Colon 2	0,0	0,0		
Kreuzbein	0,0	0,0		
Ovar 1	1,0	0,2		
Ovar 2	0,8	0,2		
Blase	0,0	0,0		
Hoden 1	1,0	0,2		
Hoden 2	0,7	0,2		

Tab. 10: Spalte 1: Organ/ Gewebe
 Spalte 2: Ladung [nC] der TLD
 Spalte 3: Äquivalenzdosis [mSv]
 rechts: effektive Dosis [mSv]
 für Männer/ Frauen

Tabelle 10: Protokoll "Standardschädel: Schädelbasis"

Organ/ Gewebe Q (nC) mSv/4 x 0,95

Haut Schicht1	148,4	35,2	Mann	mSv
Hirnzentral	152,7	36,3		
Kalotte	97,0	23,0	Gonaden	0,0
Hypophyse	108,4	25,7	rotes Knochenmark	0,3
Auge re	22,4	5,3	Colon	0,0
Auge li	22,8	5,4	Lunge	0,0
Parotis	19,9	4,7	Magen	0,0
Maxilla	7,8	1,9	Blase	0,0
Submandibulæ	12,5	3,0	Leber	0,0
C2	13,7	3,3	Speiseröhre	0,0
Speiseröhre	5,9	1,4	Schilddrüse	0,1
Speiseröhre	4,6	1,1	Haut	0,1
Schilddrüse	4,6	1,1	Knochenoberfläche	0,0
Schulterblatt	2,5	0,6		
Oberarm	0,9	0,2		
Rippen1	0,7	0,2	effektive Dosis	0,6
Lunge 1	2,0	0,5		
Lunge 1	1,7	0,4		
Lunge 1	2,1	0,5		
Mamma 1	1,1	0,3	Frau	mSv
Mamma 2	1,3	0,3		
Rippen 2	1,4	0,3	Ovar	0,0
Lunge 2	1,6	0,4	rotes Knochenmark	0,3
Lunge 2	1,4	0,3	Colon	0,0
Lunge 2	1,2	0,3	Lunge	0,0
BWS	0,9	0,2	Magen	0,0
Lunge 3	1,3	0,3	Blase	0,0
Lunge 3	1,3	0,3	Leber	0,0
Derma vorn	0,0	0,0	Speiseröhre	0,0
Leber 1	1,0	0,2	Schilddrüse	0,1
Leber 1	0,9	0,2	Haut	0,1
Leber 1	0,9	0,2	Knochenoberfläche	0,0
Magen	0,9	0,2	Mammae	0,0
LWS	0,0	0,0		
Leber 2	0,0	0,0	effektive Dosis	0,7
Leber 2	0,0	0,0		
Colon 1	0,0	0,0		
Colon 1	0,0	0,0		
Derma hinten	0,0	0,0		
Becken 1	0,0	0,0		
Becken 2	0,0	0,0		
Colon 2	0,0	0,0		
Colon 2	0,0	0,0		
Kreuzbein	0,0	0,0		
Ovar 1	1,0	0,2		
Ovar 2	0,8	0,2		
Blase	0,0	0,0		
Hoden 1	1,0	0,2		
Hoden 2	0,7	0,2		

Tab. 11: Spalte 1: Organ/ Gewebe
 Spalte 2: Ladung [nC] der TLD
 Spalte 3: Äquivalenzdosis [mSv]
 rechts: effektive Dosis [mSv]
 für Männer/ Frauen

Tabelle 11: Protokoll "Standardschädel: Schädelbasis"

Organ/ Gewebe Q (nC) mSv/ 4 x 0,95

Haut Schicht1	37,5	8,9	Mann	mSv
Hirnzentral	38,9	9,2		
Kalotte	43,7	10,4	Gonaden	0,1
Hypophyse	51,2	12,2	rotes Knochenmark	0,3
Auge re	70,9	16,8	Colon	0,0
Auge li	56,8	13,5	Lunge	0,1
Parotis	57,9	13,7	Magen	0,0
Maxilla	29,4	7,0	Blase	0,0
Submandibulæ	65,0	15,4	Leber	0,0
C2	55,5	13,2	Speiseröhre	0,2
Speiseröhre	56,8	13,5	Schilddrüse	1,0
Speiseröhre	38,8	9,2	Haut	0,0
Schilddrüse	82,9	19,7	Knochenoberfläche	0,0
Schulterblatt	4,9	1,2		
Oberarm	3,2	0,7		
Rippen1	2,7	0,6	effektive Dosis	1,9
Lunge 1	3,4	0,8		
Lunge 1	2,8	0,7		
Lunge 1	3,7	0,9		
Mamma 1	1,3	0,3	Frau	mSv
Mamma 2	1,4	0,3		
Rippen 2	2,0	0,5	Ovar	0,1
Lunge 2	1,9	0,5	rotes Knochenmark	0,3
Lunge 2	2,2	0,5	Colon	0,0
Lunge 2	3,8	0,9	Lunge	0,1
BWS	1,2	0,3	Magen	0,0
Lunge 3	1,6	0,4	Blase	0,0
Lunge 3	1,4	0,3	Leber	0,0
Derma vorn	1,5	0,4	Speiseröhre	0,2
Leber 1	1,7	0,4	Schilddrüse	1,0
Leber 1	2,1	0,5	Haut	0,0
Leber 1	1,0	0,2	Knochenoberfläche	0,0
Magen	1,4	0,3	Mammae	0,0
LWS	1,1	0,3		
Leber 2	0,0	0,0	effektive Dosis	1,9
Leber 2	0,0	0,0		
Colon 1	0,0	0,0		
Colon 1	0,0	0,0		
Derma hinten	0,0	0,0		
Becken 1	0,0	0,0		
Becken 2	0,0	0,0		
Colon 2	0,0	0,0		
Colon 2	0,0	0,0		
Kreuzbein	0,0	0,0		
Ovar 1	1,7	0,4		
Ovar 2	1,2	0,3		
Blase	0,0	0,0		
Hoden 1	1,1	0,3		
Hoden 2	1,6	0,4		

Tab. 12: Spalte 1: Organ/ Gewebe
 Spalte 2: Ladung [nC] der TLD
 Spalte 3: Äquivalenzdosis [mSv]
 rechts: effektive Dosis [mSv]
 für Männer/ Frauen

Tabelle 12: Protokoll "Head Angio"

Organ/ Gewebe Q (nC) mSv/ 4 x 0,95

Organ/ Gewebe	Q (nC)	mSv/ 4 x 0,95		
Haut Schicht1	1,9	0,5	Mann	mSv
Hirnzentral	6,3	1,5		
Kalotte	9,7	2,3	Gonaden	0,0
Hypophyse	7,3	1,7	rotes Knochenmark	0,1
Auge re	8,0	1,9	Colon	0,0
Auge li	7,9	1,9	Lunge	0,3
Parotis	9,4	2,2	Magen	0,1
Maxilla	7,4	1,8	Blase	0,0
Submandibula	8,4	2,0	Leber	0,0
C2	10,3	2,4	Speiseröhre	0,1
Speiseröhre	11,3	2,7	Schilddrüse	0,2
Speiseröhre	12,4	2,9	Haut	0,0
Schilddrüse	16,2	3,8	Knochenoberfläche	0,0
Schulterblatt	15,1	3,6		
Oberarm	15,4	3,7		
Rippen1	16,6	3,9	effektive Dosis	0,9
Lunge 1	13,4	3,2		
Lunge 1	18,2	4,3		
Lunge 1	16,6	3,9		
Mamma 1	3,4	0,8	Frau	mSv
Mamma 2	2,2	0,5		
Rippen 2	4,6	1,1	Ovar	0,0
Lunge 2	5,9	1,4	rotes Knochenmark	0,1
Lunge 2	8,0	1,9	Colon	0,0
Lunge 2	5,5	1,3	Lunge	0,3
BWS	1,7	0,4	Magen	0,1
Lunge 3	1,6	0,4	Blase	0,0
Lunge 3	2,5	0,6	Leber	0,0
Derma vorn	1,3	0,3	Speiseröhre	0,1
Leber 1	1,7	0,4	Schilddrüse	0,2
Leber 1	1,2	0,3	Haut	0,0
Leber 1	2,1	0,5	Knochenoberfläche	0,0
Magen	2,0	0,5	Mammae	0,0
LWS	1,3	0,3		
Leber 2	0,0	0,0	effektive Dosis	0,9
Leber 2	0,0	0,0		
Colon 1	0,0	0,0		
Colon 1	0,0	0,0		
Derma hinten	0,0	0,0		
Becken 1	0,0	0,0		
Becken 2	0,0	0,0		
Colon 2	0,0	0,0		
Colon 2	0,0	0,0		
Kreuzbein	0,0	0,0		
Ovar 1	0,9	0,2		
Ovar 2	0,8	0,2		
Blase	0,0	0,0		
Hoden 1	0,8	0,2		
Hoden 2	0,9	0,2		

Tab. 13: Spalte 1: Organ/ Gewebe
 Spalte 2: Ladung [nC] der TLD
 Spalte 3: Äquivalenzdosis [mSv]
 rechts: effektive Dosis [mSv]
 für Männer/ Frauen

Tabelle 13: Protokoll "Carotis Angio mit care dose"

Organ/ Gewebe Q (nC) mSv/ 4 x 0,95

Haut Schicht1	6,6	1,6	Mann	mSv
Hirnzentral	30,4	7,2		
Kalotte	45,4	10,8	Gonaden	0,0
Hypophyse	43,6	10,4	rotes Knochenmark	0,5
Auge re	55,7	13,2	Colon	0,0
Auge li	53,6	12,7	Lunge	0,5
Parotis	50,0	11,9	Magen	0,1
Maxilla	53,1	12,6	Blase	0,0
Submandibulæ	80,9	19,2	Leber	0,0
C2	63,3	15,0	Speiseröhre	0,4
Speiseröhre	83,1	19,7	Schilddrüse	1,0
Speiseröhre	33,4	7,9	Haut	0,0
Schilddrüse	81,1	19,2	Knochenoberfläche	0,0
Schulterblatt	33,4	7,9		
Oberarm	29,5	7,0		
Rippen1	32,7	7,8	effektive Dosis	2,7
Lunge 1	29,2	6,9		
Lunge 1	35,9	8,5		
Lunge 1	29,1	6,9		
Mamma 1	6,5	1,5	Frau	mSv
Mamma 2	5,1	1,2		
Rippen 2	9,2	2,2	Ovar	0,0
Lunge 2	12,1	2,9	rotes Knochenmark	0,5
Lunge 2	10,0	2,4	Colon	0,0
Lunge 2	12,8	3,0	Lunge	0,5
BWS	1,8	0,4	Magen	0,1
Lunge 3	4,6	1,1	Blase	0,0
Lunge 3	3,5	0,8	Leber	0,0
Derma vorn	2,8	0,7	Speiseröhre	0,4
Leber 1	2,6	0,6	Schilddrüse	1,0
Leber 1	2,7	0,6	Haut	0,0
Leber 1	2,5	0,6	Knochenoberfläche	0,0
Magen	2,1	0,5	Mammae	0,1
LWS	2,4	0,6		
Leber 2	0,0	0,0	effektive Dosis	2,8
Leber 2	0,0	0,0		
Colon 1	0,0	0,0		
Colon 1	0,0	0,0		
Derma hinten	0,0	0,0		
Becken 1	0,0	0,0		
Becken 2	0,0	0,0		
Colon 2	0,0	0,0		
Colon 2	0,0	0,0		
Kreuzbein	0,0	0,0		
Ovar 1	0,9	0,2		
Ovar 2	1,0	0,2		
Blase	0,0	0,0		
Hoden 1	0,8	0,2		
Hoden 2	0,8	0,2		

Tab. 14: Spalte 1: Organ/ Gewebe
 Spalte 2: Ladung [nC] der TLD
 Spalte 3: Äquivalenzdosis [mSv]
 rechts: effektive Dosis [mSv]
 für Männer/ Frauen

Tabelle 14: Protokoll "Carotis Angio ohne care dose"

Organ/ Gewebe Q (nC) mSv/4 x 0,95

Schaedel 1			Mann	mSv
Schaedel 2				
Schilddruese	12,8	3,0	Gonaden	0,1
Speiseröhre	11,0	2,6	rotes Knochenmark	1,4
Speiseröhre	15,0	3,6	Colon	0,1
Schulterblatt	30,9	7,3	Lunge	6,2
Oberarm	18,4	4,4	Magen	1,2
Lunge 1	160,4	38,1	Blase	0,0
Lunge 1	263,0	62,5	Leber	0,6
Lunge 1	201,1	47,8	Speiseröhre	1,5
Rippe 1	156,2	37,1	Schilddrüse	0,2
Lunge 2	202,5	48,1	Haut	0,1
Lunge 2	239,1	56,8	Knochenoberfläche	0,1
Lunge 2	214,3	50,9		
Rippe 2	202,8	48,2		
Mamma 1	172,3	40,9	effektive Dosis	12,4
Mamma 2	230,4	54,7		
BWS	208,4	49,5		
Lunge 3	252,7	60,0		
Lunge 3	197,7	47,0		
Derma vorn	61,8	14,7	Frau	mSv
LWS	28,9	6,9		
Magen	40,7	9,7	Ovar	0,1
Leber 1	61,8	14,7	rotes Knochenmark	1,4
Leber 1	63,2	15,0	Colon	0,1
Leber 1	60,3	14,3	Lunge	6,2
Leber 2	16,6	3,9	Magen	1,2
Leber 2	29,8	7,1	Blase	0,0
Colon 1	6,2	1,5	Leber	0,6
Colon 1	7,0	1,7	Speiseröhre	1,5
Derma hinten	5,7	1,3	Schilddrüse	0,2
Becken 1	2,2	0,5	Haut	0,1
Becken 2	3,8	0,9	Knochenoberfläche	0,1
Colon 2	3,2	0,8	Mammae	2,4
Colon 2	1,6	0,4		
Kreuzbein	1,4	0,3		
Ovar 1	2,0	0,5	effektive Dosis	14,8
Ovar 2	1,7	0,4		
Blase	1,6	0,4		
Hoden 1	1,5	0,4		
Hoden 2	2,1	0,5		

Tab. 15: Spalte 1: Organ/ Gewebe

Spalte 2: Ladung [nC] der TLD, erfaßt m. H. Auswertegerät "Harshaw fitrol 2000"

Spalte 3: Äquivalenzdosis [mSv]

rechts: effektive Dosis [mSv] für Männer und Frauen

Tabelle 15: Protokoll " Coronary Cta"

Organ/ Gewebe Q (nC) mSv/ 4 x 0,95

Haut Schicht1	11,1	2,6	Mann	mSv
Hirnzentral	47,1	11,2		
Kalotte	41,4	9,8	Gonaden	0,1
Hypophyse	27,6	6,5	rotes Knochenmark	0,2
Auge re	47,3	11,2	Colon	0,0
Auge li	40,0	9,5	Lunge	0,0
Parotis	54,6	13,0	Magen	0,0
Maxilla	42,3	10,0	Blase	0,0
Submandibulæ	11,8	2,8	Leber	0,0
C2	13,6	3,2	Speiseröhre	0,0
Speiseröhre	4,7	1,1	Schilddrüse	0,1
Speiseröhre	2,7	0,6	Haut	0,0
Schilddrüse	4,9	1,2	Knochenoberfläche	0,0
Schulterblatt	2,0	0,5		
Oberarm	1,8	0,4		
Rippen1	1,9	0,4	effektive Dosis	0,5
Lunge 1	1,7	0,4		
Lunge 1	1,8	0,4		
Lunge 1	1,6	0,4		
Mamma 1	1,2	0,3	Frau	mSv
Mamma 2	1,2	0,3		
Rippen 2	1,1	0,3	Ovar	0,0
Lunge 2	1,5	0,4	rotes Knochenmark	0,2
Lunge 2	1,2	0,3	Colon	0,0
Lunge 2	1,3	0,3	Lunge	0,0
BWS	1,1	0,3	Magen	0,0
Lunge 3	1,4	0,3	Blase	0,0
Lunge 3	1,1	0,3	Leber	0,0
Derma vorn	1,1	0,3	Speiseröhre	0,0
Leber 1	1,4	0,3	Schilddrüse	0,1
Leber 1	1,4	0,3	Haut	0,0
Leber 1	1,0	0,2	Knochenoberfläche	0,0
Magen	1,2	0,3	Mammae	0,0
LWS	1,1	0,3		
Leber 2	0,0	0,0	effektive Dosis	0,5
Leber 2	0,0	0,0		
Colon 1	0,0	0,0		
Colon 1	0,0	0,0		
Derma hinten	0,0	0,0		
Becken 1	0,0	0,0		
Becken 2	0,0	0,0		
Colon 2	0,0	0,0		
Colon 2	0,0	0,0		
Kreuzbein	0,0	0,0		
Ovar 1	1,1	0,3		
Ovar 2	1,0	0,2		
Blase	0,0	0,0		
Hoden 1	1,1	0,3		
Hoden 2	1,2	0,3		

Tab. 16: Spalte 1: Organ/ Gewebe
 Spalte 2: Ladung [nC] der TLD
 Spalte 3: Äquivalenzdosis [mSv]
 rechts: effektive Dosis [mSv]
 für Männer/ Frauen

Tabelle 16: Protokoll "NNH"

Organ/ Gewebe Q (nC) mSv/4 x 0,95

Schaedel 1			Mann	mSv
Schaedel 2				
Schilddruese	1,5	0,3	Gonaden	2,1
Speiseröhre	1,0	0,2	rotes Knochenmark	0,5
Speiseröhre	1,2	0,3	Colon	1,1
Schulterblatt	2,5	0,6	Lunge	0,4
Oberarm	1,7	0,4	Magen	1,7
Lunge 1	5,0	1,2	Blase	0,5
Lunge 1	5,0	1,2	Leber	0,5
Lunge 1	5,1	1,2	Speiseröhre	0,1
Rippe 1	5,0	1,2	Schilddrüse	0,0
Lunge 2	11,9	2,8	Haut	0,1
Lunge 2	9,9	2,3	Knochenoberfläche	0,0
Lunge 2	9,7	2,3		
Rippe 2	8,8	2,1		
Mamma 1	12,5	3,0	effektive Dosis	7,2
Mamma 2	15,5	3,7		
BWS	27,2	6,5		
Lunge 3	27,0	6,4		
Lunge 3	32,6	7,7		
Derma vorn	52,6	12,5	Frau	mSv
LWS	18,1	4,3		
Magen	60,9	14,5	Ovar	2,2
Leber 1	48,0	11,4	rotes Knochenmark	0,5
Leber 1	42,3	10,0	Colon	1,1
Leber 1	40,3	9,6	Lunge	0,4
Leber 2	23,5	5,6	Magen	1,7
Leber 2	43,9	10,4	Blase	0,5
Colon 1	38,9	9,2	Leber	0,5
Colon 1	38,7	9,2	Speiseröhre	0,1
Derma hinten	23,5	5,6	Schilddrüse	0,0
Becken 1	29,7	7,0	Haut	0,1
Becken 2	25,9	6,1	Knochenoberfläche	0,0
Colon 2	41,6	9,9	Mammae	0,2
Colon 2	35,5	8,4		
Kreuzbein	22,3	5,3		
Ovar 1	42,7	10,1	effektive Dosis	7,5
Ovar 2	49,4	11,7		
Blase	43,9	10,4		
Hoden 1	40,8	9,7		
Hoden 2	45,8	10,9		

Tab. 17: Spalte 1: Organ/ Gewebe

Spalte 2: Ladung [nC] der TLD, erfaßt m. H. Auswertegerät "Harshaw fitrol 2000"

Spalte 3: Äquivalenzdosis [mSv]

rechts: effektive Dosis [mSv] für Männer und Frauen

Tabelle 17: Protokoll "Abdomen mit care dose"

Organ/ Gewebe Q (nC) mSv/4 x 0,95

Organ/ Gewebe	Q (nC)	mSv/4 x 0,95		mSv
Schaedel 1			Mann	
Schaedel 2				
Schilddruese	1,7	0,4	Gonaden	3,2
Speiseröhre	1,9	0,5	rotes Knochenmark	1,0
Speiseröhre	1,9	0,5	Colon	2,1
Schulterblatt	3,1	0,7	Lunge	0,7
Oberarm	2,2	0,5	Magen	1,8
Lunge 1	8,7	2,1	Blase	0,9
Lunge 1	5,0	1,2	Leber	0,9
Lunge 1	6,0	1,4	Speiseröhre	0,1
Rippe 1	6,8	1,6	Schilddrüse	0,0
Lunge 2	19,7	4,7	Haut	0,1
Lunge 2	9,0	2,1	Knochenoberfläche	0,1
Lunge 2	8,9	2,1		
Rippe 2	12,3	2,9		
Mamma 1	18,0	4,3	effektive Dosis	11,3
Mamma 2	17,2	4,1		
BWS	65,4	15,5		
Lunge 3	58,7	13,9		
Lunge 3	69,6	16,5		
Derma vorn	43,2	10,3	Frau	mSv
LWS	46,3	11,0		
Magen	62,7	14,9	Ovar	2,9
Leber 1	63,8	15,2	rotes Knochenmark	1,0
Leber 1	71,7	17,0	Colon	2,1
Leber 1	79,5	18,9	Lunge	0,7
Leber 2	71,8	17,0	Magen	1,8
Leber 2	76,0	18,1	Blase	0,9
Colon 1	75,9	18,0	Leber	0,9
Colon 1	74,0	17,6	Speiseröhre	0,1
Derma hinten	73,0	17,3	Schilddrüse	0,0
Becken 1	67,2	16,0	Haut	0,1
Becken 2	52,2	12,4	Knochenoberfläche	0,1
Colon 2	59,6	14,1	Mammae	0,2
Colon 2	80,7	19,2		
Kreuzbein	36,7	8,7		
Ovar 1	53,5	12,7	effektive Dosis	11,1
Ovar 2	67,1	15,9		
Blase	73,6	17,5		
Hoden 1	65,6	15,6		
Hoden 2	70,5	16,7		

Tab. 18: Spalte 1: Organ/ Gewebe

Spalte 2: Ladung [nC] der TLD, erfaßt m. H. Auswertegerät "Harshaw fitrol 2000"

Spalte 3: Äquivalenzdosis [mSv]

rechts: effektive Dosis [mSv] für Männer und Frauen

Tabelle 18: Protokoll "Abdomen ohne care dose"

Organ/ Gewebe Q (nC) mSv/4 x 0,95

Schaedel 1			Mann	mSv
Schaedel 2				
Schilddruese	14,2	3,4	Gonaden	0,0
Speiseröhre	10,0	2,4	rotes Knochenmark	0,2
Speiseröhre	9,0	2,1	Colon	0,0
Schulterblatt	15,1	3,6	Lunge	0,6
Oberarm	10,9	2,6	Magen	0,6
Lunge 1	24,4	5,8	Blase	0,0
Lunge 1	10,1	2,4	Leber	0,1
Lunge 1	21,0	5,0	Speiseröhre	0,1
Rippe 1	8,3	2,0	Schilddrüse	0,2
Lunge 2	14,4	3,4	Haut	0,0
Lunge 2	26,2	6,2	Knochenoberfläche	0,0
Lunge 2	18,8	4,5		
Rippe 2	10,8	2,6		
Mamma 1	20,8	4,9	effektive Dosis	1,9
Mamma 2	15,3	3,6		
BWS	8,5	2,0		
Lunge 3	25,0	5,9		
Lunge 3	25,8	6,1		
Derma vorn	4,4	1,0	Frau	mSv
LWS	10,9	2,6		
Magen	19,6	4,7	Ovar	0,0
Leber 1	5,2	1,2	rotes Knochenmark	0,2
Leber 1	15,5	3,7	Colon	0,0
Leber 1	9,0	2,1	Lunge	0,6
Leber 2	4,4	1,0	Magen	0,6
Leber 2	5,3	1,3	Blase	0,0
Colon 1	2,4	0,6	Leber	0,1
Colon 1	2,0	0,5	Speiseröhre	0,1
Derma hinten	1,0	0,2	Schilddrüse	0,2
Becken 1	0,9	0,2	Haut	0,0
Becken 2	0,9	0,2	Knochenoberfläche	0,0
Colon 2	1,2	0,3	Mammae	0,2
Colon 2	1,5	0,3		
Kreuzbein	0,9	0,2		
Ovar 1	0,9	0,2	effektive Dosis	2,2
Ovar 2	1,0	0,2		
Blase	0,9	0,2		
Hoden 1	0,9	0,2		
Hoden 2	0,8	0,2		

Tab. 19: Spalte 1: Organ/ Gewebe

Spalte 2: Ladung [nC] der TLD, erfaßt m. H. Auswertegerät "Harshaw fitrol 2000"

Spalte 3: Äquivalenzdosis [mSv]

rechts: effektive Dosis [mSv] für Männer und Frauen

Tabelle 19: Protokoll "Thorax mit care dose"

Organ/ Gewebe Q (nC) mSv/4 x 0,95

Schaedel 1			Mann	mSv
Schaedel 2				
Schilddruese	15,2	3,6	Gonaden	0,0
Speiseroehre	17,2	4,1	rotes Knochenmark	0,2
Speiseroehre	19,2	4,6	Colon	0,0
Schulterblatt	16,7	4,0	Lunge	0,6
Oberarm	17,2	4,1	Magen	0,5
Lunge 1	19,1	4,5	Blase	0,0
Lunge 1	22,9	5,4	Leber	0,2
Lunge 1	25,9	6,2	Speiseröhre	0,2
Rippe 1	21,1	5,0	Schilddrüse	0,2
Lunge 2	20,9	5,0	Haut	0,0
Lunge 2	24,6	5,8	Knochenoberfläche	0,0
Lunge 2	15,5	3,7		
Rippe 2	22,5	5,3		
Mamma 1	20,3	4,8	effektive Dosis	2,2
Mamma 2	13,7	3,2		
BWS	6,7	1,6		
Lunge 3	21,6	5,1		
Lunge 3	27,8	6,6		
Derma vorn	15,8	3,7	Frau	mSv
LWS	17,2	4,1		
Magen	18,6	4,4	Ovar	0,0
Leber 1	22,9	5,4	rotes Knochenmark	0,2
Leber 1	16,7	4,0	Colon	0,0
Leber 1	23,0	5,5	Lunge	0,6
Leber 2	9,3	2,2	Magen	0,5
Leber 2	6,1	1,5	Blase	0,0
Colon 1	2,1	0,5	Leber	0,2
Colon 1	2,6	0,6	Speiseröhre	0,2
Derma hinten	1,8	0,4	Schilddrüse	0,2
Becken 1	1,3	0,3	Haut	0,0
Becken 2	1,2	0,3	Knochenoberfläche	0,0
Colon 2	0,8	0,2	Mammae	0,2
Colon 2	1,3	0,3		
Kreuzbein	0,9	0,2		
Ovar 1	0,8	0,2	effektive Dosis	2,4
Ovar 2	1,0	0,2		
Blase	0,9	0,2		
Hoden 1	0,9	0,2		
Hoden 2	0,8	0,2		

Tab. 20: Spalte 1: Organ/ Gewebe

Spalte 2: Ladung [nC] der TLD, erfaßt m. H. Auswertegerät "Harshaw fitrol 2000"

Spalte 3: Äquivalenzdosis [mSv]

rechts: effektive Dosis [mSv] für Männer und Frauen

Tabelle 20: Protokoll "Thorax ohne care dose"

Organ/ Gewe	Q (nC)	mSv/4 x 0,95		
Schaedel 1			Mann	mSv
Schaedel 2				
Schilddruese	18,1	4,3	Gonaden	2,5
Speiseröhre	17,1	4,1	rotes Knochenmark	0,9
Speiseröhre	20,1	4,8	Colon	1,3
Schulterblatt	44,3	10,5	Lunge	1,9
Oberarm	32,1	7,6	Magen	2,1
Lunge 1	56,1	13,3	Blase	0,6
Lunge 1	88,7	21,1	Leber	0,7
Lunge 1	63,1	15,0	Speiseröhre	0,6
Rippe 1	53,2	12,6	Schilddrüse	0,2
Lunge 2	68,7	16,3	Haut	0,1
Lunge 2	67,2	16,0	Knochenoberfläche	0,1
Lunge 2	65,9	15,7		
Rippe 2	63,1	15,0		
Mamma 1	55,1	13,1	effektive Dosis	11,1
Mamma 2	60,5	14,4		
BWS	45,1	10,7		
Lunge 3	57,6	13,7		
Lunge 3	57,7	13,7		
Derma vorn	45,4	10,8	Frau	mSv
LWS	38,7	9,2		
Magen	72,1	17,1	Ovar	2,3
Leber 1	59,3	14,1	rotes Knochenmark	1,0
Leber 1	53,8	12,8	Colon	1,3
Leber 1	55,1	13,1	Lunge	1,9
Leber 2	72,1	17,1	Magen	2,1
Leber 2	53,7	12,8	Blase	0,6
Colon 1	46,1	10,9	Leber	0,7
Colon 1	47,6	11,3	Speiseröhre	0,6
Derma hinten	43,6	10,3	Schilddrüse	0,2
Becken 1	33,1	7,9	Haut	0,1
Becken 2	38,2	9,1	Knochenoberfläche	0,1
Colon 2	45,5	10,8	Mammae	0,7
Colon 2	49,6	11,8		
Kreuzbein	24,2	5,8		
Ovar 1	49,8	11,8	effektive Dosis	12,1
Ovar 2	47,6	11,3		
Blase	53,5	12,7		
Hoden 1	51,5	12,2		
Hoden 2	54,1	12,8		

Tab. 21: Spalte 1: Organ/ Gewebe

Spalte 2: Ladung [nC] der TLD, erfaßt m. H. Auswertegerät "Harshaw fitrol 2000"

Spalte 3: Äquivalenzdosis [mSv]

rechts: effektive Dosis [mSv] für Männer und Frauen

Tabelle 21: Protokoll "Ganzkörper mit care dose"

Organ/ Gewe	Q (nC)	mSv/4 x 0,95		
Schaedel 1			Mann	mSv
Schaedel 2				
Schilddruese	79,4	18,9	Gonaden	4,1
Speiseroehre	69,2	16,4	rotes Knochenmark	1,5
Speiseroehre	75,3	17,9	Colon	2,7
Schulterblatt	51,4	12,2	Lunge	2,5
Oberarm	40,7	9,7	Magen	2,8
Lunge 1	76,8	18,2	Blase	1,0
Lunge 1	87,2	20,7	Leber	1,1
Lunge 1	78,9	18,7	Speiseröhre	1,0
Rippe 1	73,6	17,5	Schilddrüse	0,9
Lunge 2	86,8	20,6	Haut	0,2
Lunge 2	86,0	20,4	Knochenoberfläche	0,1
Lunge 2	99,0	23,5		
Rippe 2	71,7	17,1		
Mamma 1	67,6	16,5	effektive Dosis	18,8
Mamma 2	69,5	16,5		
BWS	67,5	16,0		
Lunge 3	99,4	23,6		
Lunge 3	83,5	19,8		
Derma vorn	86,5	20,5	Frau	mSv
LWS	62,7	14,9		
Magen	99,8	23,7	Ovar	5,2
Leber 1	98,1	23,9	rotes Knochenmark	1,5
Leber 1	90,4	21,5	Colon	2,7
Leber 1	101,5	24,1	Lunge	2,5
Leber 2	90,6	21,5	Magen	2,8
Leber 2	88,5	21,0	Blase	1,0
Colon 1	92,6	22,2	Leber	1,1
Colon 1	103,0	24,5	Speiseröhre	1,0
Derma hinten	87,4	20,8	Schilddrüse	0,9
Becken 1	57,8	13,7	Haut	0,2
Becken 2	62,2	14,8	Knochenoberfläche	0,1
Colon 2	85,8	20,4	Mammae	0,8
Colon 2	96,6	22,9		
Kreuzbein	54,8	13,0		
Ovar 1	127,8	30,4	effektive Dosis	20,7
Ovar 2	90,2	21,4		
Blase	78,6	18,7		
Hoden 1	87,3	20,7		
Hoden 2	84,9	20,2		

Tab. 22: Spalte 1: Organ/ Gewebe

Spalte 2: Ladung [nC] der TLD, erfaßt m. H. Auswertegerät "Harshaw fitrol 2000"

Spalte 3: Äquivalenzdosis [mSv]

rechts: effektive Dosis [mSv] für Männer und Frauen

Tabelle 22: Protokoll "Ganzkörper ohne care dose"

Organ/ Gewe	Q (nC)	mSv/4 x 0,95		
Schaedel 1			Mann	mSv
Schaedel 2				
Schilddruese	3,3	0,8	Gonaden	0,1
Speiserohre	3,7	0,9	rotes Knochenmark	0,3
Speiserohre	4,1	1,1	Colon	0,1
Schulterblatt	7,1	1,7	Lunge	1,2
Oberarm	6,8	1,6	Magen	0,1
Lunge 1	35,7	8,5	Blase	0,0
Lunge 1	40,1	9,5	Leber	0,1
Lunge 1	41,2	9,8	Speiseröhre	0,1
Rippe 1	38,9	9,2	Schilddrüse	0,0
Lunge 2	49,6	11,8	Haut	0,0
Lunge 2	54,4	12,9	Knochenoberfläche	0,0
Lunge 2	38,8	9,2		
Rippe 2	30,8	7,3		
Mamma 1	40,1	9,5	effektive Dosis	2,4
Mamma 2	39,1	9,3		
BWS	38,5	9,1		
Lunge 3	46,1	11,1		
Lunge 3	35,2	8,3		
Derma vorn	19,6	4,7	Frau	mSv
LWS	12,1	2,9		
Magen	4,1	1,1	Ovar	0,0
Leber 1	12,9	3,1	rotes Knochenmark	0,3
Leber 1	14,2	3,4	Colon	0,1
Leber 1	16,8	4,1	Lunge	1,2
Leber 2	5,1	1,2	Magen	0,1
Leber 2	6,5	1,5	Blase	0,0
Colon 1	2,2	1,1	Leber	0,1
Colon 1	2,1	0,5	Speiseröhre	0,3
Derma hinten	1,7	0,4	Schilddrüse	0,0
Becken 1	1,1	0,3	Haut	0,0
Becken 2	1,2	0,3	Knochenoberfläche	0,0
Colon 2	1,4	0,3	Mammae	0,5
Colon 2	1,4	0,3		
Kreuzbein	1,1	0,3		
Ovar 1	1,1	0,3	effektive Dosis	2,9
Ovar 2	1,1	0,3		
Blase	1,1	0,3		
Hoden 1	0,9	0,2		
Hoden 2	1,1	0,3		

Tab. 23: Spalte 1: Organ/ Gewebe

Spalte 2: Ladung [nC] der TLD, erfaßt m. H. Auswertegerät "Harshaw fitrol 2000"

Spalte 3: Äquivalenzdosis [mSv]

rechts: effektive Dosis [mSv] für Männer und Frauen

Tabelle 23: Protokoll "Ca- Score Pulsing"

Organ/ Gewebe Q (nC) mSv/4 x 0,95

Organ/ Gewebe	Q (nC)	mSv/4 x 0,95		mSv
Schaedel 1			Mann	
Schaedel 2				
Schilddruese	5,2	1,2	Gonaden	0,1
Speiseroehre	4,9	1,2	rotes Knochenmark	0,5
Speiseroehre	7,3	1,7	Colon	0,0
Schulterblatt	12,1	2,9	Lunge	1,6
Oberarm	8,9	2,1	Magen	0,6
Lunge 1	53,6	12,7	Blase	0,0
Lunge 1	89,5	21,3	Leber	0,2
Lunge 1	57,8	13,7	Speiseröhre	0,4
Rippe 1	50,5	12,0	Schilddrüse	0,4
Lunge 2	66,1	15,7	Haut	0,1
Lunge 2	106,5	25,3	Knochenoberfläche	0,0
Lunge 2	71,4	17,0		
Rippe 2	65,2	15,5		
Mamma 1	63,5	15,1	effektive Dosis	4,0
Mamma 2	61,8	14,7		
BWS	66,4	15,8		
Lunge 3	0,0	0,0		
Lunge 3	0,0	0,0		
Derma vorn	25,2	6,0	Frau	mSv
LWS	16,6	3,9		
Magen	20,0	4,8	Ovar	0,0
Leber 1	25,1	6,0	rotes Knochenmark	0,5
Leber 1	18,4	4,4	Colon	0,0
Leber 1	21,2	5,0	Lunge	1,6
Leber 2	11,6	2,7	Magen	0,6
Leber 2	7,1	1,7	Blase	0,0
Colon 1	0,0	0,0	Leber	0,2
Colon 1	0,0	0,0	Speiseröhre	0,4
Derma hinten	81,4	19,3	Schilddrüse	0,4
Becken 1	0,0	0,0	Haut	0,1
Becken 2	0,0	0,0	Knochenoberfläche	0,0
Colon 2	0,0	0,0	Mammae	1,8
Colon 2	0,0	0,0		
Kreuzbein	0,0	0,0		
Ovar 1	0,0	0,0	effektive Dosis	5,8
Ovar 2	1,6	0,4		
Blase	0,0	0,0		
Hoden 1	1,2	0,3		
Hoden 2	1,7	0,4		

Tab. 24: Spalte 1: Organ/ Gewebe

Spalte 2: Ladung [nC] der TLD, erfaßt m. H. Auswertegerät "Harshaw fitrol 2000"

Spalte 3: Äquivalenzdosis [mSv]

rechts: effektive Dosis [mSv] für Männer und Frauen

Tabelle 24: Protokoll " Herz: Ca- Score", neue Wichtungskatoren

Organ/ Gewebe Q (nC) mSv/4 x 0,95

Organ/ Gewebe	Q (nC)	mSv/4 x 0,95		mSv
Schaedel 1			Mann	
Schaedel 2				
Schilddruese	21,0	5,0	Gonaden	0,1
Speiseröhre	22,3	5,3	rotes Knochenmark	2,0
Speiseröhre	28,7	6,8	Colon	0,0
Schulterblatt	60,0	14,2	Lunge	6,0
Oberarm	36,9	8,8	Magen	2,1
Lunge 1	260,4	61,8	Blase	0,0
Lunge 1	292,3	69,4	Leber	0,6
Lunge 1	223,3	53,0	Speiseröhre	1,5
Rippe 1	252,0	59,9	Schilddrüse	1,5
Lunge 2	292,2	69,4	Haut	0,4
Lunge 2	337,6	80,2	Knochenoberfläche	0,2
Lunge 2	273,3	64,9		
Rippe 2	412,3	97,9		
Mamma 1	283,4	67,3	effektive Dosis	15,1
Mamma 2	332,2	78,9		
BWS	213,1	50,6		
Lunge 3	0,0	0,0		
Lunge 3	0,0	0,0		
Derma vorn	69,0	16,4	Frau	mSv
LWS	64,1	15,2		
Magen	73,9	17,5	Ovar	0,1
Leber 1	92,4	21,9	rotes Knochenmark	2,0
Leber 1	69,8	16,6	Colon	0,0
Leber 1	78,7	18,7	Lunge	6,0
Leber 2	23,0	5,5	Magen	2,1
Leber 2	28,7	6,8	Blase	0,0
Colon 1	0,0	0,0	Leber	0,6
Colon 1	0,0	0,0	Speiseröhre	1,5
Derma hinten	298,7	70,9	Schilddrüse	1,5
Becken 1	0,0	0,0	Haut	0,4
Becken 2	0,0	0,0	Knochenoberfläche	0,2
Colon 2	0,0	0,0	Mammae	8,8
Colon 2	0,0	0,0		
Kreuzbein	0,0	0,0		
Ovar 1	2,6	0,6	effektive Dosis	23,9
Ovar 2	2,2	0,5		
Blase	0,0	0,0		
Hoden 1	2,9	0,7		
Hoden 2	2,1	0,5		

Tab. 25: Spalte 1: Organ/ Gewebe

Spalte 2: Ladung [nC] der TLD, erfaßt m. H. Auswertegerät "Harshaw fitrol 2000"

Spalte 3: Äquivalenzdosis [mSv]

rechts: effektive Dosis [mSv] für Männer und Frauen

Tabelle 25: Protokoll "CTA- Herz", neue Wichtungsfaktoren

Organ/ Gewebe Q (nC) mSv/4 x 0,95

Haut Schicht	420,6	124,6	Mann	mSv
Haut dorsal	39,4	11,2		
Hirnzentral	247,8	64,0	Gonaden	0,0
Hirn 2 ventral	672,0	271,1	rotes Knochenmark	0,5
Hirn 3 dorsal	98,2	32,5	Colon	0,0
Kalotte	72,6	24,7	Lunge	0,1
Hypophyse	467,3	141,9	Magen	0,1
Hirn 4 dorsal	507,0	138,1	Blase	0,0
Orbita ventral	102,0	29,9	Leber	0,0
Auge re	43,1	11,6	Speiseröhre	0,1
Auge li	41,2	15,8	Schilddrüse	0,1
Kleinhirn dors	707,3	241,1	Haut	0,3
Haut rechts	173,5	52,8	Knochenoberfläche	0,0
Wange	21,7	8,0		
Occipital	250,7	57,1	effektive Dosis	1,2
Pharynx	52,7	16,4		
Parotis	39,4	14,1	Frau	mSv
Maxilla	17,7	6,0		
Submandibulä	14,8	5,6	Ovar	0,0
C2	26,5	8,2	rotes Knochenmark	0,5
Speiseröhre	8,6	3,0	Colon	0,0
Speiseröhre	11,5	4,5	Lunge	0,1
Schilddrüse	6,2	2,4	Magen	0,1
Schulterblatt	5,7	1,7	Blase	0,0
Oberarm	4,2	1,2	Leber	0,0
Rippen1	2,9	0,9	Speiseröhre	0,1
Lunge 1	2,7	1,1	Schilddrüse	0,1
Lunge 1	2,3	1,8	Haut	0,3
Lunge 1 S	2,2	0,6	Knochenoberfläche	0,0
Mamma 1	1,9	0,4	Mammae	0,1
Mamma 2	2,0	0,5		
Rippen 2	1,8	0,4	effektive Dosis	1,3
Lunge 2	2,0	0,5		
Lunge 2	1,8	0,4		
Lunge 2	2,1	0,5		
BWS	1,1	0,3		
Lunge 3	1,2	0,3		
Lunge 3	1,2	0,3		
Derma vorn*	1,2	0,3		
Leber 1	1,1	0,3		
Leber 1	1,1	0,3		
Leber 1	1,7	0,4		
Magen	2,4	0,6		
LWS	0,9	0,2		
Ovar 1	1,0	0,2		
Ovar 2	0,9	0,2		
Blase	0,0	0,0		
Hoden 1	0,9	0,2		
Hoden 2	0,9	0,2		

Tab. 26: Spalte 1: Organ/ Gewebe
 Spalte 2: Ladung [nC] der TLD
 Spalte 3: Äquivalenzdosis [mSv]
 rechts: effektive Dosis [mSv]
 für Männer/Frauen

Tabelle 26: Protokoll "Perfusion 1", neue Wichtungsfaktoren

Organ/ Gewebe Q (nC) mSv/4 x 0,95

Haut Schicht	300,1	93,0	Mann	mSv
Haut dorsal	30,1	11,0		
Hirnzentral	170,3	48,8	Gonaden	0,0
Hirn 2 ventral	602,1	198,2	rotes Knochenmark	0,5
Hirn 3 dorsal	82,8	23,2	Colon	0,0
Kalotte	74,1	15,6	Lunge	0,1
Hypophyse	390,8	105,0	Magen	0,1
Hirn 4 dorsal	238,2	93,4	Blase	0,0
Orbita ventral	68,1	24,8	Leber	0,0
Auge re	28,1	7,4	Speiseröhre	0,1
Auge li	30,7	8,5	Schilddrüse	0,1
Kleinhirn dors	514,7	151,0	Haut	0,2
Haut rechts	115,7	40,3	Knochenoberfläche	0,0
Wange	15,8	4,7		
Occipital	240,7	73,6	effektive Dosis	1,1
Pharynx	44,3	12,8		
Parotis	31,5	10,0	Frau	mSv
Maxilla	17,7	4,4	Ovar	0,0
Submandibul	12,9	4,1	rotes Knochenmark	0,5
C2	22,8	7,9	Colon	0,0
Speiseröhre	8,4	2,5	Lunge	0,1
Speiseröhre	9,4	2,2	Magen	0,1
Schilddrüse	6,5	2,5	Blase	0,0
Schulterblatt	4,9	1,2	Leber	0,0
Oberarm	3,6	1,1	Speiseröhre	0,1
Rippen1	4,1	1,1	Schilddrüse	0,1
Lunge 1	3,1	0,6	Haut	0,2
Lunge 1	2,9	0,8	Knochenoberfläche	0,0
Lunge 1 S	2,2	0,1	Mammae	
Mamma 1	1,9	0,4		
Mamma 2	2,0	0,5	effektive Dosis	1,2
Rippen 2	1,8	0,4		
Lunge 2	2,0	0,5		
Lunge 2	1,8	0,4		
Lunge 2	2,1	0,5		
BWS	1,1	0,3		
Lunge 3	1,2	0,3		
Lunge 3	1,2	0,3		
Derma vorn*	1,2	0,3		
Leber 1	1,1	0,3		
Leber 1	1,1	0,3		
Leber 1	1,7	0,4		
Magen	2,4	0,6		
LWS	0,9	0,2		
Ovar 1	1,0	0,2		
Ovar 2	0,9	0,2		
Blase	0,0	0,0		
Hoden 1	0,9	0,2		
Hoden 2	0,9	0,2		

Tab. 27: Spalte 1: Organ/ Gewebe
 Spalte 2: Ladung [nC] der TLD
 Spalte 3: Äquivalenzdosis [mSv]
 rechts: effektive Dosis [mSv]
 für Männer/ Frauen

Tabelle 27: Protokoll "Perfusion 2", neue Wichtungsfaktoren

Organ/ Gewebe Q (nC) mSv/4 x 0,95

Haut Schicht	2841,0	840,2
Haut dorsal	115,1	33,0
Hirnzentral	648,7	232,0
Hirn 2 ventral	2377,0	619,1
Hirn 3 dorsal	276,2	78,7
Kalotte	191,3	51,4
Hypophyse	1590,0	449,8
Hirn 4 dorsal	785,9	229,0
Orbita ventral	279,0	97,7
Auge re	122,3	34,9
Auge li	147,3	36,4
Kleinhirn dors	2336,0	844,2
Haut rechts	562,3	180,8
Wange	68,1	20,5
Occipital	2201,0	462,2
Pharynx	188,8	53,2
Parotis	132,7	36,6
Maxilla	68,7	23,5
Submandibul	56,2	21,1
C2	100,3	27,0
Speiseröhre	28,5	8,8
Speiseröhre	38,6	11,7
Schilddrüse	21,7	9,2
Schulterblatt	14,9	4,5
Oberarm	11,3	4,2
Rippen1	7,2	2,3
Lunge 1	7,2	2,5
Lunge 1	8,2	2,3
Lunge 1 S	6,4	1,7
Mamma 1	1,9	0,4
Mamma 2	2,0	0,5
Rippen 2	1,8	0,4
Lunge 2	2,0	0,5
Lunge 2	1,8	0,4
Lunge 2	2,1	0,5
BWS	1,1	0,3
Lunge 3	1,2	0,3
Lunge 3	1,2	0,3
Derma vorn*	1,2	0,3
Leber 1	1,1	0,3
Leber 1	1,1	0,3
Leber 1	1,7	0,4
Magen	2,4	0,6
LWS	0,9	0,2
Ovar 1	1,0	0,2
Ovar 2	0,9	0,2
Blase	0,0	0,0
Hoden 1	0,9	0,2
Hoden 2	0,9	0,2

Mann	mSv
Gonaden	0,0
rotes Knochenmark	2,5
Colon	0,0
Lunge	0,1
Magen	0,1
Blase	0,0
Leber	0,0
Speiseröhre	0,2
Schilddrüse	0,4
Haut	1,3
Knochenoberfläche	0,2
effektive Dosis	4,9

Frau	mSv
Ovar	0,0
rotes Knochenmark	2,5
Colon	0,0
Lunge	0,1
Magen	0,1
Blase	0,0
Leber	0,0
Speiseröhre	0,2
Schilddrüse	0,4
Haut	1,3
Knochenoberfläche	0,2
Mammae	
effektive Dosis	4,9

Tab. 28: Spalte 1: Organ/ Gewebe
 Spalte 2: Ladung [nC] der TLD
 Spalte 3: Äquivalenzdosis [mSv]
 rechts: effektive Dosis [mSv]
 für Männer/ Frauen

Tabelle 28: Protokoll "Perfusion 3", neue Wichtungsfaktoren

Organ/ Gewebe Q (nC) mSv/4 x 0,95

Haut Schicht1	148,4	35,2	Mann	mSv
Hirnzentral	152,7	36,3		
Kalotte	97,0	23,0	Gonaden	0,0
Hypophyse	108,4	25,7	rotes Knochenmark	0,3
Auge re	22,4	5,3	Colon	0,0
Auge li	22,8	5,4	Lunge	0,0
Parotis*	19,9	4,7	Magen	0,0
Maxilla	7,8	1,9	Blase	0,0
Submandibula	12,5	3,0	Leber	0,0
C2	13,7	3,3	Speiseröhre	0,0
Speiseröhre	5,9	1,4	Schilddrüse	0,0
Speiseröhre	4,6	1,1	Haut	0,1
Schilddrüse	4,6	1,1	Knochenoberfläche	0,0
Schulterblatt	2,5	0,6		
Oberarm	0,9	0,2		
Rippen1	0,7	0,2	effektive Dosis	0,6
Lunge 1	2,0	0,5		
Lunge 1	1,7	0,4		
Lunge 1	2,1	0,5		
Mamma 1	1,1	0,3	Frau	mSv
Mamma 2	1,3	0,3		
Rippen 2	1,4	0,3	Ovar	0,0
Lunge 2	1,6	0,4	rotes Knochenmark	0,3
Lunge 2	1,4	0,3	Colon	0,0
Lunge 2	1,2	0,3	Lunge	0,0
BWS	0,9	0,2	Magen	0,0
Lunge 3	1,3	0,3	Blase	0,0
Lunge 3	1,3	0,3	Leber	0,0
Derma vorn	0,0	0,0	Speiseröhre	0,0
Leber 1	1,0	0,2	Schilddrüse	0,0
Leber 1	0,9	0,2	Haut	0,1
Leber 1	0,9	0,2	Knochenoberfläche	0,0
Magen	0,9	0,2	Mammae	
LWS	0,0	0,0		
Leber 2	0,0	0,0	effektive Dosis	0,6
Leber 2	0,0	0,0		
Colon 1	0,0	0,0		
Colon 1	0,0	0,0		
Derma hinten	0,0	0,0		
Becken 1	0,0	0,0		
Becken 2	0,0	0,0		
Colon 2	0,0	0,0		
Colon 2	0,0	0,0		
Kreuzbein	0,0	0,0		
Ovar 1	1,0	0,2		
Ovar 2	0,8	0,2		
Blase	0,0	0,0		
Hoden 1	1,0	0,2		
Hoden 2	0,7	0,2		

Tab. 29: Spalte 1: Organ/ Gewebe
 Spalte 2: Ladung [nC] der TLD
 Spalte 3: Äquivalenzdosis [mSv]
 rechts: effektive Dosis [mSv]
 für Männer/ Frauen

Tabelle 29: Protokoll "Standardschädel: Schädelbasis", Wichtungsfaktor neu

Organ/ Gewebe Q (nC) mSv/4 x 0,95

Haut Schicht1	148,4	35,2	Mann	mSv
Hirnzentral	152,7	36,3		
Kalotte	97,0	23,0	Gonaden	0,0
Hypophyse	108,4	25,7	rotes Knochenmark	0,3
Auge re	22,4	5,3	Colon	0,0
Auge li	22,8	5,4	Lunge	0,0
Parotis	19,9	4,7	Magen	0,0
Maxilla	7,8	1,9	Blase	0,0
Submandibula	12,5	3,0	Leber	0,0
C2	13,7	3,3	Speiseröhre	0,0
Speiseröhre	5,9	1,4	Schilddrüse	0,0
Speiseröhre	4,6	1,1	Haut	0,1
Schilddrüse	4,6	1,1	Knochenoberfläche	0,0
Schulterblatt	2,5	0,6		
Oberarm	0,9	0,2		
Rippen1	0,7	0,2	effektive Dosis	0,6
Lunge 1	2,0	0,5		
Lunge 1	1,7	0,4		
Lunge 1	2,1	0,5		
Mamma 1	1,1	0,3	Frau	mSv
Mamma 2	1,3	0,3		
Rippen 2	1,4	0,3	Ovar	0,0
Lunge 2	1,6	0,4	rotes Knochenmark	0,3
Lunge 2	1,4	0,3	Colon	0,0
Lunge 2	1,2	0,3	Lunge	0,0
BWS	0,9	0,2	Magen	0,0
Lunge 3	1,3	0,3	Blase	0,0
Lunge 3	1,3	0,3	Leber	0,0
Derma vorn	0,0	0,0	Speiseröhre	0,0
Leber 1	1,0	0,2	Schilddrüse	0,0
Leber 1	0,9	0,2	Haut	0,1
Leber 1	0,9	0,2	Knochenoberfläche	0,0
Magen	0,9	0,2	Mammae	0,0
LWS	0,0	0,0		
Leber 2	0,0	0,0	effektive Dosis	0,6
Leber 2	0,0	0,0		
Colon 1	0,0	0,0		
Colon 1	0,0	0,0		
Derma hinten	0,0	0,0		
Becken 1	0,0	0,0		
Becken 2	0,0	0,0		
Colon 2	0,0	0,0		
Colon 2	0,0	0,0		
Kreuzbein	0,0	0,0		
Ovar 1	1,0	0,2		
Ovar 2	0,8	0,2		
Blase	0,0	0,0		
Hoden 1	1,0	0,2		
Hoden 2	0,7	0,2		

Tab. 30: Spalte 1: Organ/ Gewebe
 Spalte 2: Ladung [nC] der TLD
 Spalte 3: Äquivalenzdosis [mSv]
 rechts: effektive Dosis [mSv]
 für Männer/ Frauen

Tabelle 30: Protokoll "Standardschädel: Hirnschädel", Wichtungsfaktoren neu

Organ/ Gewebe Q (nC) mSv/ 4 x 0,95

Haut Schicht1	37,5	8,9	Mann	mSv
Hirnzentral	38,9	9,2		
Kalotte	43,7	10,4	Gonaden	0,0
Hypophyse	51,2	12,2	rotes Knochenmark	0,3
Auge re	70,9	16,8	Colon	0,0
Auge li	56,8	13,5	Lunge	0,1
Parotis	57,9	13,7	Magen	0,0
Maxilla	29,4	7,0	Blase	0,0
Submandibulæ	65,0	15,4	Leber	0,0
C2	55,5	13,2	Speiseröhre	0,2
Speiseröhre	56,8	13,5	Schilddrüse	0,9
Speiseröhre	38,8	9,2	Haut	0,0
Schilddrüse	82,9	19,7	Knochenoberfläche	0,0
Schulterblatt	4,9	1,2		
Oberarm	3,2	0,7		
Rippen1	2,7	0,6	effektive Dosis	1,6
Lunge 1	3,4	0,8		
Lunge 1	2,8	0,7		
Lunge 1	3,7	0,9		
Mamma 1	1,3	0,3	Frau	mSv
Mamma 2	1,4	0,3		
Rippen 2	2,0	0,5	Ovar	0,0
Lunge 2	1,9	0,5	rotes Knochenmark	0,3
Lunge 2	2,2	0,5	Colon	0,0
Lunge 2	3,8	0,9	Lunge	0,1
BWS	1,2	0,3	Magen	0,0
Lunge 3	1,6	0,4	Blase	0,0
Lunge 3	1,4	0,3	Leber	0,0
Derma vorn	1,5	0,4	Speiseröhre	0,2
Leber 1	1,7	0,4	Schilddrüse	0,9
Leber 1	2,1	0,5	Haut	0,0
Leber 1	1,0	0,2	Knochenoberfläche	0,0
Magen	1,4	0,3	Mammae	0,0
LWS	1,1	0,3		
Leber 2	0,0	0,0	effektive Dosis	1,7
Leber 2	0,0	0,0		
Colon 1	0,0	0,0		
Colon 1	0,0	0,0		
Derma hinten	0,0	0,0		
Becken 1	0,0	0,0		
Becken 2	0,0	0,0		
Colon 2	0,0	0,0		
Colon 2	0,0	0,0		
Kreuzbein	0,0	0,0		
Ovar 1	1,7	0,4		
Ovar 2	1,2	0,3		
Blase	0,0	0,0		
Hoden 1	1,1	0,3		
Hoden 2	1,6	0,4		

Tab. 31: Spalte 1: Organ/ Gewebe
 Spalte 2: Ladung [nC] der TLD
 Spalte 3: Äquivalenzdosis [mSv]
 rechts: effektive Dosis [mSv]
 für Männer/ Frauen

Tabelle 31: Protokoll "Head Angio", neue Wichtungsfaktoren

Organ/ Gewebe Q (nC) mSv/ 4 x 0,95

Haut Schicht1	1,9	0,5	Mann	mSv
Hirnzentral	6,3	1,5		
Kalotte	9,7	2,3	Gonaden	0,0
Hypophyse	7,3	1,7	rotes Knochenmark	0,1
Auge re	8,0	1,9	Colon	0,0
Auge li	7,9	1,9	Lunge	0,3
Parotis	9,4	2,2	Magen	0,1
Maxilla	7,4	1,8	Blase	0,0
Submandibula	8,4	2,0	Leber	0,0
C2	10,3	2,4	Speiseröhre	0,1
Speiseröhre	11,3	2,7	Schilddrüse	0,2
Speiseröhre	12,4	2,9	Haut	0,0
Schilddrüse	16,2	3,8	Knochenoberfläche	0,0
Schulterblatt	15,1	3,6		
Oberarm	15,4	3,7		
Rippen1	16,6	3,9	effektive Dosis	0,8
Lunge 1	13,4	3,2		
Lunge 1	18,2	4,3		
Lunge 1	16,6	3,9		
Mamma 1	3,4	0,8	Frau	mSv
Mamma 2	2,2	0,5		
Rippen 2	4,6	1,1	Ovar	0,0
Lunge 2	5,9	1,4	rotes Knochenmark	0,1
Lunge 2	8,0	1,9	Colon	0,0
Lunge 2	5,5	1,3	Lunge	0,3
BWS	1,7	0,4	Magen	0,1
Lunge 3	1,6	0,4	Blase	0,0
Lunge 3	2,5	0,6	Leber	0,0
Derma vorn	1,3	0,3	Speiseröhre	0,1
Leber 1	1,7	0,4	Schilddrüse	0,2
Leber 1	1,2	0,3	Haut	0,0
Leber 1	2,1	0,5	Knochenoberfläche	0,0
Magen	2,0	0,5	Mammae	0,1
LWS	1,3	0,3		
Leber 2	0,0	0,0	effektive Dosis	0,9
Leber 2	0,0	0,0		
Colon 1	0,0	0,0		
Colon 1	0,0	0,0		
Derma hinten	0,0	0,0		
Becken 1	0,0	0,0		
Becken 2	0,0	0,0		
Colon 2	0,0	0,0		
Colon 2	0,0	0,0		
Kreuzbein	0,0	0,0		
Ovar 1	0,9	0,2		
Ovar 2	0,8	0,2		
Blase	0,0	0,0		
Hoden 1	0,8	0,2		
Hoden 2	0,9	0,2		

Tab. 32: Spalte 1: Organ/ Gewebe
 Spalte 2: Ladung [nC] der TLD
 Spalte 3: Äquivalenzdosis [mSv]
 rechts: effektive Dosis [mSv]
 für Männer/ Frauen

Tabelle 32: Protokoll "Carotis Angio mit care dose", Wichtungsfaktoren neu

Organ/ Gewebe Q (nC) mSv/ 4 x 0,95

Haut Schicht1	6,6	1,6	Mann	mSv
Hirnzentral	30,4	7,2		
Kalotte	45,4	10,8	Gonaden	0,0
Hypophyse	43,6	10,4	rotes Knochenmark	0,5
Auge re	55,7	13,2	Colon	0,0
Auge li	53,6	12,7	Lunge	0,5
Parotis	50,0	11,9	Magen	0,1
Maxilla	53,1	12,6	Blase	0,0
Submandibula	80,9	19,2	Leber	0,0
C2	63,3	15,0	Speiseröhre	0,3
Speiseröhre	83,1	19,7	Schilddrüse	0,8
Speiseröhre	33,4	7,9	Haut	0,0
Schilddrüse	81,1	19,2	Knochenoberfläche	0,0
Schulterblatt	33,4	7,9		
Oberarm	29,5	7,0		
Rippen1	32,7	7,8	effektive Dosis	2,4
Lunge 1	29,2	6,9		
Lunge 1	35,9	8,5		
Lunge 1	29,1	6,9		
Mamma 1	6,5	1,5	Frau	mSv
Mamma 2	5,1	1,2		
Rippen 2	9,2	2,2	Ovar	0,0
Lunge 2	12,1	2,9	rotes Knochenmark	0,5
Lunge 2	10,0	2,4	Colon	0,0
Lunge 2	12,8	3,0	Lunge	0,5
BWS	1,8	0,4	Magen	0,1
Lunge 3	4,6	1,1	Blase	0,0
Lunge 3	3,5	0,8	Leber	0,0
Derma vorn	2,8	0,7	Speiseröhre	0,3
Leber 1	2,6	0,6	Schilddrüse	0,8
Leber 1	2,7	0,6	Haut	0,0
Leber 1	2,5	0,6	Knochenoberfläche	0,0
Magen	2,1	0,5	Mammae	0,2
LWS	2,4	0,6		
Leber 2	0,0	0,0	effektive Dosis	2,6
Leber 2	0,0	0,0		
Colon 1	0,0	0,0		
Colon 1	0,0	0,0		
Derma hinten	0,0	0,0		
Becken 1	0,0	0,0		
Becken 2	0,0	0,0		
Colon 2	0,0	0,0		
Colon 2	0,0	0,0		
Kreuzbein	0,0	0,0		
Ovar 1	0,9	0,2		
Ovar 2	1,0	0,2		
Blase	0,0	0,0		
Hoden 1	0,8	0,2		
Hoden 2	0,8	0,2		

Tab. 33: Spalte 1: Organ/ Gewebe
 Spalte 2: Ladung [nC] der TLD
 Spalte 3: Äquivalenzdosis [mSv]
 rechts: effektive Dosis [mSv]
 für Männer und Frauen

Tabelle 33: Protokoll "Carotis Angio ohne care dose", Wichtungsfaktoren neu

Organ/ Gewebe Q (nC) mSv/4 x 0,95

Organ/ Gewebe	Q (nC)	mSv/4 x 0,95		
Schaedel 1			Mann	mSv
Schaedel 2				
Schilddruese	12,8	3,0	Gonaden	0,0
Speiseröhre	11,0	2,6	rotes Knochenmark	1,4
Speiseröhre	15,0	3,6	Colon	0,1
Schulterblatt	30,9	7,3	Lunge	6,2
Oberarm	18,4	4,4	Magen	1,2
Lunge 1	160,4	38,1	Blase	0,0
Lunge 1	263,0	62,5	Leber	0,6
Lunge 1	201,1	47,8	Speiseröhre	1,2
Rippe 1	156,2	37,1	Schilddrüse	1,2
Lunge 2	202,5	48,1	Haut	0,1
Lunge 2	239,1	56,8	Knochenoberfläche	0,1
Lunge 2	214,3	50,9		
Rippe 2	202,8	48,2		
Mamma 1	172,3	40,9	effektive Dosis	13,4
Mamma 2	230,4	54,7		
BWS	208,4	49,5		
Lunge 3	252,7	60,0		
Lunge 3	197,7	47,0		
Derma vorn	61,8	14,7	Frau	mSv
LWS	28,9	6,9		
Magen	40,7	9,7	Ovar	0,0
Leber 1	61,8	14,7	rotes Knochenmark	1,4
Leber 1	63,2	15,0	Colon	0,1
Leber 1	60,3	14,3	Lunge	6,2
Leber 2	16,6	3,9	Magen	1,2
Leber 2	29,8	7,1	Blase	0,0
Colon 1	6,2	1,5	Leber	0,6
Colon 1	7,0	1,7	Speiseröhre	1,2
Derma hinten	5,7	1,3	Schilddrüse	1,2
Becken 1	2,2	0,5	Haut	0,1
Becken 2	3,8	0,9	Knochenoberfläche	0,1
Colon 2	3,2	0,8	Mammae	5,7
Colon 2	1,6	0,4		
Kreuzbein	1,4	0,3		
Ovar 1	2,0	0,5	effektive Dosis	19,1
Ovar 2	1,7	0,4		
Blase	1,6	0,4		
Hoden 1	1,5	0,4		
Hoden 2	2,1	0,5		

Tab. 34: Spalte 1: Organ/ Gewebe

Spalte 2: Ladung [nC] der TLD, erfaßt m. H. Auswertegerät "Harshaw fitrol 2000"

Spalte 3: Äquivalenzdosis [mSv]

rechts: effektive Dosis [mSv] für Männer und Frauen

Tabelle 34:Protokoll "Coronary Cta", neue Wichtungsfaktoren

Organ/ Gewebe Q (nC) mSv/ 4 x 0,95

Haut Schicht1	11,1	2,6	Mann	mSv
Hirnzentral	47,1	11,2		
Kalotte	41,4	9,8	Gonaden	0,0
Hypophyse	27,6	6,5	rotes Knochenmark	0,2
Auge re	47,3	11,2	Colon	0,0
Auge li	40,0	9,5	Lunge	0,0
Parotis	54,6	13,0	Magen	0,0
Maxilla	42,3	10,0	Blase	0,0
Submandibulæ	11,8	2,8	Leber	0,0
C2	13,6	3,2	Speiseröhre	0,0
Speiseröhre	4,7	1,1	Schilddrüse	0,1
Speiseröhre	2,7	0,6	Haut	0,0
Schilddrüse	4,9	1,2	Knochenoberfläche	0,0
Schulterblatt	2,0	0,5		
Oberarm	1,8	0,4		
Rippen1	1,9	0,4	effektive Dosis	0,5
Lunge 1	1,7	0,4		
Lunge 1	1,8	0,4		
Lunge 1	1,6	0,4		
Mamma 1	1,2	0,3	Frau	mSv
Mamma 2	1,2	0,3		
Rippen 2	1,1	0,3	Ovar	0,0
Lunge 2	1,5	0,4	rotes Knochenmark	0,2
Lunge 2	1,2	0,3	Colon	0,0
Lunge 2	1,3	0,3	Lunge	0,0
BWS	1,1	0,3	Magen	0,0
Lunge 3	1,4	0,3	Blase	0,0
Lunge 3	1,1	0,3	Leber	0,0
Derma vorn	1,1	0,3	Speiseröhre	0,0
Leber 1	1,4	0,3	Schilddrüse	0,1
Leber 1	1,4	0,3	Haut	0,0
Leber 1	1,0	0,2	Knochenoberfläche	0,0
Magen	1,2	0,3	Mammae	0,0
LWS	1,1	0,3		
Leber 2	0,0	0,0	effektive Dosis	0,5
Leber 2	0,0	0,0		
Colon 1	0,0	0,0		
Colon 1	0,0	0,0		
Derma hinten	0,0	0,0		
Becken 1	0,0	0,0		
Becken 2	0,0	0,0		
Colon 2	0,0	0,0		
Colon 2	0,0	0,0		
Kreuzbein	0,0	0,0		
Ovar 1	1,1	0,3		
Ovar 2	1,0	0,2		
Blase	0,0	0,0		
Hoden 1	1,1	0,3		
Hoden 2	1,2	0,3		

Tab. 35: Spalte 1: Organ/ Gewebe
 Spalte 2: Ladung [nC] der TLD
 Spalte 3: Äquivalenzdosis [mSv]
 rechts: effektive Dosis [mSv]
 für Männer/ Frauen

Tabelle 35:Protokoll "NNH", neue Wichtungsfaktoren

Organ/ Gewebe Q (nC) mSv/4 x 0,95

Schaedel 1			Mann	mSv
Schaedel 2				
Schilddruese	1,5	0,3	Gonaden	0,8
Speiseröhre	1,0	0,2	rotes Knochenmark	0,5
Speiseröhre	1,2	0,3	Colon	1,1
Schulterblatt	2,5	0,6	Lunge	0,4
Oberarm	1,7	0,4	Magen	1,7
Lunge 1	5,0	1,2	Blase	0,0
Lunge 1	5,0	1,2	Leber	0,4
Lunge 1	5,1	1,2	Speiseröhre	0,0
Rippe 1	5,0	1,2	Schilddrüse	0,0
Lunge 2	11,9	2,8	Haut	0,1
Lunge 2	9,9	2,3	Knochenoberfläche	0,0
Lunge 2	9,7	2,3		
Rippe 2	8,8	2,1		
Mamma 1	12,5	3,0	effektive Dosis	4,8
Mamma 2	15,5	3,7		
BWS	27,2	6,5		
Lunge 3	27,0	6,4		
Lunge 3	32,6	7,7		
Derma vorn	52,6	12,5	Frau	mSv
LWS	18,1	4,3		
Magen	60,9	14,5	Ovar	0,9
Leber 1	48,0	11,4	rotes Knochenmark	0,5
Leber 1	42,3	10,0	Colon	1,1
Leber 1	40,3	9,6	Lunge	0,4
Leber 2	23,5	5,6	Magen	1,7
Leber 2	43,9	10,4	Blase	0,0
Colon 1	38,9	9,2	Leber	0,4
Colon 1	38,7	9,2	Speiseröhre	0,0
Derma hinten	23,5	5,6	Schilddrüse	0,0
Becken 1	29,7	7,0	Haut	0,1
Becken 2	25,9	6,1	Knochenoberfläche	0,0
Colon 2	41,6	9,9	Mammae	0,4
Colon 2	35,5	8,4		
Kreuzbein	22,3	5,3		
Ovar 1	42,7	10,1	effektive Dosis	5,2
Ovar 2	49,4	11,7		
Blase	43,9	10,4		
Hoden 1	40,8	9,7		
Hoden 2	45,8	10,9		

Tab. 36: Spalte 1: Organ/ Gewebe

Spalte 2: Ladung [nC] der TLD, erfaßt m. H. Auswertegerät "Harshaw fitrol 2000"

Spalte 3: Äquivalenzdosis [mSv]

rechts: effektive Dosis [mSv] für Männer und Frauen

Tabelle 36:Protokoll "Abdomen mit care dose", neue Wichtungsfaktoren

Organ/ Gewebe Q (nC) mSv/4 x 0,95

Organ/ Gewebe	Q (nC)	mSv/4 x 0,95		mSv
Schaedel 1			Mann	
Schaedel 2				
Schilddruese	1,7	0,4	Gonaden	1,3
Speiseröhre	1,9	0,5	rotes Knochenmark	1,0
Speiseröhre	1,9	0,5	Colon	2,1
Schulterblatt	3,1	0,7	Lunge	0,7
Oberarm	2,2	0,5	Magen	1,8
Lunge 1	8,7	2,1	Blase	0,0
Lunge 1	5,0	1,2	Leber	0,7
Lunge 1	6,0	1,4	Speiseröhre	0,0
Rippe 1	6,8	1,6	Schilddrüse	0,0
Lunge 2	19,7	4,7	Haut	0,1
Lunge 2	9,0	2,1	Knochenoberfläche	0,1
Lunge 2	8,9	2,1		
Rippe 2	12,3	2,9		
Mamma 1	18,0	4,3	effektive Dosis	8,4
Mamma 2	17,2	4,1		
BWS	65,4	15,5		
Lunge 3	58,7	13,9		
Lunge 3	69,6	16,5		
Derma vorn	43,2	10,3	Frau	mSv
LWS	46,3	11,0		
Magen	62,7	14,9	Ovar	1,1
Leber 1	63,8	15,2	rotes Knochenmark	1,0
Leber 1	71,7	17,0	Colon	2,1
Leber 1	79,5	18,9	Lunge	0,7
Leber 2	71,8	17,0	Magen	1,8
Leber 2	76,0	18,1	Blase	0,0
Colon 1	75,9	18,0	Leber	0,7
Colon 1	74,0	17,6	Speiseröhre	0,0
Derma hinten	73,0	17,3	Schilddrüse	0,0
Becken 1	67,2	16,0	Haut	0,1
Becken 2	52,2	12,4	Knochenoberfläche	0,1
Colon 2	59,6	14,1	Mammae	0,5
Colon 2	80,7	19,2		
Kreuzbein	36,7	8,7		
Ovar 1	53,5	12,7	effektive Dosis	8,8
Ovar 2	67,1	15,9		
Blase	73,6	17,5		
Hoden 1	65,6	15,6		
Hoden 2	70,5	16,7		

Tab. 37: Spalte 1: Organ/ Gewebe

Spalte 2: Ladung [nC] der TLD, erfaßt m. H. Auswertegerät "Harshaw fitrol 2000"

Spalte 3: Äquivalenzdosis [mSv]

rechts: effektive Dosis [mSv] für Männer und Frauen

Tabelle 37: Protokoll "Abdomen ohne care dose", Wichtungsfaktoren neu

Organ/ Gewebe Q (nC) mSv/4 x 0,95

Organ/ Gewebe	Q (nC)	mSv/4 x 0,95		mSv
Schaedel 1			Mann	
Schaedel 2				
Schilddruese	14,2	3,4	Gonaden	0,0
Speiseröhre	10,0	2,4	rotes Knochenmark	0,2
Speiseröhre	9,0	2,1	Colon	0,0
Schulterblatt	15,1	3,6	Lunge	0,6
Oberarm	10,9	2,6	Magen	0,6
Lunge 1	24,4	5,8	Blase	0,0
Lunge 1	10,1	2,4	Leber	0,1
Lunge 1	21,0	5,0	Speiseröhre	0,1
Rippe 1	8,3	2,0	Schilddrüse	0,1
Lunge 2	14,4	3,4	Haut	0,0
Lunge 2	26,2	6,2	Knochenoberfläche	0,0
Lunge 2	18,8	4,5		
Rippe 2	10,8	2,6		
Mamma 1	20,8	4,9	effektive Dosis	1,5
Mamma 2	15,3	3,6		
BWS	8,5	2,0		
Lunge 3	25,0	5,9		
Lunge 3	25,8	6,1		
Derma vorn	4,4	1,0	Frau	mSv
LWS	10,9	2,6		
Magen	19,6	4,7	Ovar	0,0
Leber 1	5,2	1,2	rotes Knochenmark	0,2
Leber 1	15,5	3,7	Colon	0,0
Leber 1	9,0	2,1	Lunge	0,6
Leber 2	4,4	1,0	Magen	0,6
Leber 2	5,3	1,3	Blase	0,0
Colon 1	2,4	0,6	Leber	0,1
Colon 1	2,0	0,5	Speiseröhre	0,1
Derma hinten	1,0	0,2	Schilddrüse	0,1
Becken 1	0,9	0,2	Haut	0,0
Becken 2	0,9	0,2	Knochenoberfläche	0,0
Colon 2	1,2	0,3	Mammae	0,5
Colon 2	1,5	0,3		
Kreuzbein	0,9	0,2		
Ovar 1	0,9	0,2	effektive Dosis	2,0
Ovar 2	1,0	0,2		
Blase	0,9	0,2		
Hoden 1	0,9	0,2		
Hoden 2	0,8	0,2		

Tab. 38: Spalte 1: Organ/ Gewebe

Spalte 2: Ladung [nC] der TLD, erfaßt m. H. Auswertegerät "Harshaw fitrol 2000"

Spalte 3: Äquivalenzdosis [mSv]

rechts: effektive Dosis [mSv] für Männer und Frauen

Tabelle 38: Protokoll "Thorax mit care dose", neue Wichtungsfaktoren

Organ/ Gewebe Q (nC) mSv/4 x 0,95

Organ/ Gewebe	Q (nC)	mSv/4 x 0,95		mSv
Schaedel 1			Mann	
Schaedel 2				
Schilddruese	15,2	3,6	Gonaden	0,0
Speiseröhre	17,2	4,1	rotes Knochenmark	0,2
Speiseröhre	19,2	4,6	Colon	0,0
Schulterblatt	16,7	4,0	Lunge	0,6
Oberarm	17,2	4,1	Magen	0,5
Lunge 1	19,1	4,5	Blase	0,0
Lunge 1	22,9	5,4	Leber	0,1
Lunge 1	25,9	6,2	Speiseröhre	0,1
Rippe 1	21,1	5,0	Schilddrüse	0,2
Lunge 2	20,9	5,0	Haut	0,0
Lunge 2	24,6	5,8	Knochenoberfläche	0,0
Lunge 2	15,5	3,7		
Rippe 2	22,5	5,3		
Mamma 1	20,3	4,8	effektive Dosis	2,1
Mamma 2	13,7	3,2		
BWS	6,7	1,6		
Lunge 3	21,6	5,1		
Lunge 3	27,8	6,6		
Derma vorn	15,8	3,7	Frau	mSv
LWS	17,2	4,1		
Magen	18,6	4,4	Ovar	0,0
Leber 1	22,9	5,4	rotes Knochenmark	0,2
Leber 1	16,7	4,0	Colon	0,0
Leber 1	23,0	5,5	Lunge	0,6
Leber 2	9,3	2,2	Magen	0,5
Leber 2	6,1	1,5	Blase	0,0
Colon 1	2,1	0,5	Leber	0,2
Colon 1	2,6	0,6	Speiseröhre	0,1
Derma hinten	1,8	0,4	Schilddrüse	0,2
Becken 1	1,3	0,3	Haut	0,0
Becken 2	1,2	0,3	Knochenoberfläche	0,0
Colon 2	0,8	0,2	Mammae	0,5
Colon 2	1,3	0,3		
Kreuzbein	0,9	0,2		
Ovar 1	0,8	0,2	effektive Dosis	2,6
Ovar 2	1,0	0,2		
Blase	0,9	0,2		
Hoden 1	0,9	0,2		
Hoden 2	0,8	0,2		

Tab. 39: Spalte 1: Organ/ Gewebe

Spalte 2: Ladung [nC] der TLD, erfaßt m. H. Auswertegerät "Harshaw fitrol 2000"

Spalte 3: Äquivalenzdosis [mSv]

rechts: effektive Dosis [mSv] für Männer und Frauen

Tabelle 39: Protokoll "Thorax ohne care dose", neue Wichtungsfaktoren

Organ/ Gewe	Q (nC)	mSv/4 x 0,95		
Schaedel 1			Mann	mSv
Schaedel 2				
Schilddruese	18	4,275	Gonaden	1,0
Speiseroehre	17,1	4,06125	rotes Knochenmark	0,9
Speiseroehre	20,1	4,77375	Colon	1,3
Schulterblatt	44,2	10,4975	Lunge	1,9
Oberarm	21,1	5,01125	Magen	2,1
Lunge 1	56,1	13,32375	Blase	0,0
Lunge 1	88,7	21,06625	Leber	0,6
Lunge 1	63,1	14,98625	Speiseröhre	0,5
Rippe 1	53,2	12,635	Schilddrüse	0,5
Lunge 2	68,6	16,2925	Haut	0,1
Lunge 2	67,2	15,96	Knochenoberfläche	0,1
Lunge 2	65,9	15,65125		
Rippe 2	63,1	14,98625		
Mamma 1	55,1	13,08625	effektive Dosis	8,9
Mamma 2	60,5	14,36875		
BWS	45,1	10,71125		
Lunge 3	57,6	13,68		
Lunge 3	57,7	13,70375		
Derma vorn	45,4	10,7825	Frau	mSv
LWS	38,7	9,19125		
Magen	72,1	17,12375	Ovar	0,9
Leber 1	59,3	14,08375	rotes Knochenmark	1,0
Leber 1	53,75	12,765625	Colon	1,3
Leber 1	55,11	13,088625	Lunge	1,9
Leber 2	72,12	17,1285	Magen	2,1
Leber 2	53,74	12,76325	Blase	0,6
Colon 1	46,03	10,932125	Leber	0,6
Colon 1	47,56	11,2955	Speiseröhre	0,5
Derma hinten	43,57	10,347875	Schilddrüse	0,5
Becken 1	33,12	7,866	Haut	0,1
Becken 2	38,21	9,074875	Knochenoberfläche	0,1
Colon 2	45,54	10,81575	Mammae	1,6
Colon 2	49,58	11,77525		
Kreuzbein	24,24	5,757		
Ovar 1	49,79	11,825125	effektive Dosis	10,5
Ovar 2	47,56	11,2955		
Blase	53,52	12,711		
Hoden 1	51,45	12,219375		
Hoden 2	54,06	12,83925		

Tab. 40: Spalte 1: Organ/ Gewebe

Spalte 2: Ladung [nC] der TLD, erfaßt m. H. Auswertegerät "Harshaw fitrol 2000"

Spalte 3: Äquivalenzdosis [mSv]

rechts: effektive Dosis [mSv] für Männer und Frauen

Tabelle 40: Protokoll "Ganzkörper mit care dose", Wichtungsfaktoren neu

Organ/ Gewe	Q (nC)	mSv/4 x 0,95		
Schaedel 1			Mann	mSv
Schaedel 2				
Schilddruese	79,3	18,8	Gonaden	1,6
Speiseroehre	69,2	16,4	rotes Knochenmark	1,5
Speiseroehre	75,3	17,9	Colon	2,7
Schulterblatt	51,4	12,2	Lunge	2,5
Oberarm	40,7	9,7	Magen	2,8
Lunge 1	76,8	18,2	Blase	0,0
Lunge 1	87,2	20,7	Leber	1,0
Lunge 1	78,8	18,7	Speiseröhre	0,8
Rippe 1	73,6	17,5	Schilddrüse	0,8
Lunge 2	86,8	20,6	Haut	0,2
Lunge 2	85,9	20,4	Knochenoberfläche	0,1
Lunge 2	98,9	23,3		
Rippe 2	71,7	17,1		
Mamma 1	67,6	16,1	effektive Dosis	14,6
Mamma 2	69,5	16,5		
BWS	67,5	16,1		
Lunge 3	99,4	23,6		
Lunge 3	83,5	19,8		
Derma vorn	86,5	20,5	Frau	mSv
LWS	62,7	14,9		
Magen	99,8	23,7	Ovar	2,1
Leber 1	98,1	23,3	rotes Knochenmark	1,5
Leber 1	90,4	21,5	Colon	2,7
Leber 1	101,5	24,1	Lunge	2,5
Leber 2	90,6	21,5	Magen	2,8
Leber 2	88,5	21,1	Blase	1,0
Colon 1	92,6	21,9	Leber	1,0
Colon 1	102,9	24,4	Speiseröhre	0,8
Derma hinten	87,4	20,8	Schilddrüse	0,8
Becken 1	57,8	13,7	Haut	0,2
Becken 2	62,2	14,8	Knochenoberfläche	0,1
Colon 2	85,8	20,3	Mammae	2,0
Colon 2	96,6	22,9		
Kreuzbein	54,8	13,1		
Ovar 1	127,8	30,4	effektive Dosis	16,9
Ovar 2	90,2	21,4		
Blase	78,6	18,7		
Hoden 1	87,3	20,7		
Hoden 2	84,9	20,2		

Tab. 41: Spalte 1: Organ/ Gewebe

Spalte 2: Ladung [nC] der TLD, erfaßt m. H. Auswertegerät "Harshaw fitrol 2002"

Spalte 3: Äquivalenzdosis [mSv]

rechts: effektive Dosis [mSv] für Männer und Frauen

Tabelle 41: Protokoll "Ganzkörper ohne care dose", Wichtungsfaktor neu

Organ/ Gewe	Q (nC)	mSv/4 x 0,95		
Schaedel 1			Mann	mSv
Schaedel 2				
Schilddruese	3,26	0,77425	Gonaden	0,0
Speiseroehre	3,672	0,8721	rotes Knochenmark	2,5
Speiseroehre	4,042	0,959975	Colon	0,1
Schulterblatt	7,05	1,674375	Lunge	1,2
Oberarm	6,796	1,61405	Magen	0,1
Lunge 1	35,74	8,48825	Blase	0,0
Lunge 1	40,05	9,511875	Leber	0,1
Lunge 1	41,24	9,7945	Speiseröhre	0,2
Rippe 1	38,87	9,231625	Schilddrüse	0,2
Lunge 2	49,56	11,7705	Haut	0,0
Lunge 2	54,37	12,912875	Knochenoberfläche	0,0
Lunge 2	38,8	9,215		
Rippe 2	30,83	7,322125		
Mamma 1	40,12	9,5285	effektive Dosis	2,5
Mamma 2	39,07	9,279125		
BWS	38,48	9,139		
Lunge 3	46,09	10,946375		
Lunge 3	35,18	8,35525		
Derma vorn	19,56	4,6455	Frau	mSv
LWS	12,02	2,85475		
Magen	4,07	0,966625	Ovar	0,0
Leber 1	12,86	3,05425	rotes Knochenmark	0,3
Leber 1	14,21	3,374875	Colon	0,1
Leber 1	16,81	3,992375	Lunge	1,2
Leber 2	4,994	1,186075	Magen	0,1
Leber 2	6,518	1,548025	Blase	0,0
Colon 1	2,216	0,5263	Leber	0,1
Colon 1	2,136	0,5073	Speiseröhre	0,2
Derma hinten	1,672	0,3971	Schilddrüse	0,2
Becken 1	1,05	0,249375	Haut	0,0
Becken 2	1,166	0,276925	Knochenoberfläche	0,0
Colon 2	1,428	0,33915	Mammae	1,1
Colon 2	1,41	0,334875		
Kreuzbein	1,116	0,26505		
Ovar 1	1,104	0,2622	effektive Dosis	3,9
Ovar 2	0,944	0,2242		
Blase	0,974	0,231325		
Hoden 1	0,882	0,209475		
Hoden 2	1,066	0,253175		

Tab. 42: Spalte 1: Organ/ Gewebe

Spalte 2: Ladung [nC] der TLD, erfaßt m. H. Auswertegerät "Harshaw fitrol 2000"

Spalte 3: Äquivalenzdosis [mSv]

rechts: effektive Dosis [mSv] für Männer und Frauen

Tabelle 42: Protokoll "CA- Score Pulsing", neue Wichtungsfaktoren

Abstract

Im Rahmen der vorliegenden Studie sollte die effektive Dosis bei verschiedenen Standard-Untersuchungsprotokollen eines 64- Zeilen- Spiral- Computertomographen vom Typ „Somatom Sensation Cardiac 64“ (Siemens, Erlangen) an einem Phantom gemessen werden. Hierzu sind an einem antropomorphen Alderson- Rando- Phantom Kopf-, Hals-, Thorax-, Abdomen- und Ganzkörper- CT- Untersuchungen durchgeführt worden: einerseits direkte Dosismessungen mit Lithium- Fluorid- Thermolumineszenzdosimetern, andererseits Dosisabschätzungen mit Hilfe des PC Programms „CT- Expo V. 1.5“.

Die maximale gemessene Strahlenexposition von bis zu 18,1 mSv bei Männern und 20,7 mSv bei Frauen wurde im Rahmen des Untersuchungsprotokolls „Ganzkörper ohne cd“ gemessen. Die geringsten effektiven Dosiswerte zeigten sich beim Untersuchungsprotokoll „NNH“ für Männer und Frauen mit jeweils 0,5 mSv.

Maximale berechnete Strahlenexposition von bis zu 15,6 mSv bei Männern und 19,3 mSv bei Frauen wurden im Untersuchungsprotokoll „Herz: CTA- Herz“ berechnet.

Die geringsten effektiven Dosiswerte zeigten sich beim Untersuchungsprotokoll „Carotis Angio mit cd“: 0,3 mSv für Männer und 0,2 mSv für Frauen.

Bei der Dosisabschätzung, die auf der Basis der Berechnungen vorgenommen wurde, zeigte sich eine gute Korrelation zwischen berechneten und gemessenen Werten. Diese lagen in derselben Größenordnung, so dass auch computergestützte Programme gut geeignet sind, die Dosis für einzelne Untersuchungen verlässlich abzuschätzen.

In der vorliegenden Arbeit wurde auch der Einfluss einer schwächungsbasierten automatischen Röhrenstrommodulation („care dose“) für Untersuchungen des Halses, Thorax, Abdomen und des ganzen Körpers simuliert. Die effektive Dosis des Patienten konnte dabei je nach Körperregion um 11- 67 % reduziert werden.

Ein wichtiger Aspekt, der bei den reinen Dosismessungen nicht berücksichtigt wurde, ist die Auswirkung einer Dosisreduktion auf die resultierende Bildqualität und damit auf die diagnostische Sicherheit, die daher in einer anderen Arbeit zu analysieren sein wird. Anhand der vorliegenden Daten wird deutlich, dass die neue Generation an Mehrzeilen- Spiral- CT nicht zu einer weiteren gerätebedingten Erhöhung der Strahlenexposition führt. Auch bei komplexen Untersuchungstechniken wie der Herz- CT oder bei Perfusionsuntersuchungen des Gehirns liegt der Dosisbeitrag in der Größenordnung bisheriger Gerätegenerationen. Mit neuen technischen Möglichkeiten kann die individuelle Strahlenexposition deutlich gesenkt werden, es bleibt jedoch dabei, dass der Strahlenschutz auch zukünftig wesentlich von einer sorgfältigen Indikationsstellung abhängt.