

Aus der  
Klinik für Radiologie und Nuklearmedizin  
der Universität zu Lübeck

Komm. Direktorin: Frau PD Dr. med. B. M. Stöckelhuber

---

Dosis und Reduktion der Strahlenexposition an Augen, Schilddrüse und Keimdrüsen  
in der Mehrschicht-Computertomografie des Herzens

Inauguraldissertation

zur  
Erlangung der Doktorwürde  
der Universität zu Lübeck

**- Aus der Medizinischen Fakultät -**

vorgelegt von  
Sebastian Barczok  
aus Ruda Śląska

Lübeck 2007

- 1. Berichterstatterin: Priv.-Doz. Dr. med. Beate Stöckelhuber**  
**2. Berichterstatter: Prof. Dr. med. Ulrich Stierle**

**Tag der mündlichen Prüfung: 28.04.2008**  
**Zum Druck genehmigt. Lübeck, den 28.04.2008**

**gez. Prof. Dr. med. Werner Solbach**  
**- Dekan der Medizinischen Fakultät -**

## Inhaltsverzeichnis

		Seite
1.	Einleitung	4
1.1	Grundlagen des Strahlenschutzes in der CT	5
1.1.1	Dosisreduktion in der CT	8
1.1.2	Dosisgrößen in der CT	12
1.2	Strahlenbelastung von Organen in der CT	15
1.3	Entwicklung der MSCT	17
1.4	Strahlenbelastung in der MSCT	18
1.5	Kardiale MSCT	21
1.6	Fragestellungen der Arbeit	26
2.	Material und Methoden	
2.1	Alderson-Phantom	29
2.2	Thermolumineszenz-Dosimetrie	33
2.2.1	Messprinzip	33
2.2.2	Materialien	33
2.2.3	TLD-Kalibrierung	34
2.3	CT-Messungen	36
2.3.1	Untersuchungsprotokolle	39
2.4	Auswertung	40
3.	Ergebnisse	
3.1	Einfluss der Parametervariation auf die Dosis	42
3.1.1	Dosis in Abhängigkeit von der Gerätezeitlichkeit	42
3.1.2	Dosis in Abhängigkeit vom Akquisitionsverfahren	42
3.1.3	Dosis in Abhängigkeit vom Pitch	43
3.1.4	Dosis in Abhängigkeit von der Schichtdicke	45
3.1.5	Dosis in Abhängigkeit vom Röhrenstrom	45
3.1.6	Dosis in Bezug auf die klinische Indikation	46
3.2	Strahlenbelastung des untersuchten Körpers	47
3.3	Dosisreduktion durch Strahlenschutzkleidung	48
3.4	Qualität der gemessenen Werte	51

4.	Diskussion	
4.1	Parametervariation	54
4.2	Strahlenbelastung	56
4.3	Strahlenschutzkleidung	58
4.4	Stellenwert von Strahlenschutzkleidung in der kardialen MSCT	59
5.	Zusammenfassung	62
6.	Literaturverzeichnis	64
7.	Anhang	69
7.1	Mathematische Definition von Dosisgrößen in der MSCT	73
7.2	Abkürzungen	76
8.	Danksagungen	77
9.	Lebenslauf	78

## **1. Einleitung**

Die Computertomografie (CT) hat seit ihrer klinischen Einführung 1971 eine schnell fortschreitende Entwicklung erlebt. Mit der Verfügbarkeit der Mehrschicht-Computertomografie (MSCT) eröffneten sich ab 1992 zahlreiche neue Anwendungsgebiete. Insbesondere konnte die nichtinvasive MSCT-Untersuchung des Herzens intensiv weiterentwickelt und ihr Stellenwert in der klinischen Radiologie gefestigt werden. So können nun die großen herznahen Gefäße mittels CTA bei stetig besserer örtlicher und zeitlicher Auflösung beurteilt werden. Auch Verschlüsse und Stenosierungen von proximalen Herzkranzgefäßen und Koronarbypässen können erkannt und quantifiziert werden. Das koronare Kalzium-Scoring bietet sich seit einigen Jahren als nichtinvasive Untersuchungsmethode mit hohem negativen Vorhersagewert zur Abschätzung der Wahrscheinlichkeit einer stenosierenden koronaren Herzerkrankung an. Die Beurteilung der Herzmuskelfunktion kann Nebenprodukt eines morphologischen MSCT des Herzens sein.

Die Entscheidung zur klinischen Anwendung der kardialen MSCT hängt jedoch nicht nur von ihrer technischen Leistungsfähigkeit und klinischen Aussagekraft ab. Neben der Frage nach der Verfügbarkeit, dem Untersuchungs- und Kostenaufwand spielt der Aspekt des Strahlenschutzes eine wichtige Rolle.

Die CT trägt in erheblichem Maße zur kollektiven effektiven Dosis durch Röntgenuntersuchungen in Deutschland bei, obwohl sie nur einen geringen Anteil an der Gesamtanzahl der Röntgenuntersuchungen ausmacht. Es besteht deshalb ein begründetes Interesse, die Strahlenbelastung von gerätetechnischer Seite zu minimieren. Auch von Seiten des Anwenders gibt es Möglichkeiten durch Auswahl geeigneter Untersuchungsparameter eine Reduktion der Strahlenbelastung zu erreichen.

Die vorliegende Arbeit macht sich zur Aufgabe, mit Hilfe der Thermolumineszenz-Dosimetrie an einem menschenähnlichen Phantom darzustellen, inwieweit die Variation der Untersuchungsparameter in der kardialen MSCT eine Veränderung der Strahlendosis bewirkt. Weiterhin werden Strahlenbelastungen an ausgewählten Organen inner- und außerhalb des Scanbereiches näher untersucht, um eine Risikoabschätzung hinsichtlich einer radiogenen Schädigung zu ermöglichen.

Eine kostengünstige und praktikable Möglichkeit, um die Dosis an strahlenempfindlichen Organen zu reduzieren, ist die Anwendung von Strahlenschutzkleidung am Patienten. Die Verwendung von Strahlenschutzkleidung hat sich in der konventionellen Projektionsradiografie etabliert, wird jedoch in der CT und MSCT nicht konsequent umgesetzt. Durch vergleichende Messungen mit und ohne Strahlenschutzkleidung soll im Folgenden die Wirkung dieser Maßnahme untersucht werden. Ziel ist es, eine Aussage zu ermöglichen, inwiefern die Anwendung von Strahlenschutzkleidung in der kardialen MSCT eine sinnvolle Maßnahme zur Reduktion der Strahlenbelastung des Patienten ist.

### 1.1 Grundlagen des Strahlenschutzes in der CT

Seit ihrer Einführung in die radiologische Diagnostik im Jahre 1971 ist die technische Entwicklung der Computertomografie zügig fortgeschritten. Der permanenten Verbesserung der technischen Leistungsmerkmale ist eine ständige Erweiterung des Indikationsgebietes der CT zu verdanken. Heutzutage beträgt der Anteil der CT-Diagnostik an allen Röntgenuntersuchungen in Deutschland bis zu 7 %. Im Vergleich zu anderen Röntgenverfahren ist dabei der Anteil der CT von 40 % an der Strahlenexposition der Gesamtbevölkerung durch Röntgenuntersuchungen sehr hoch. Mehrere wissenschaftliche Erhebungen (**Tab. 1**) belegen, dass sowohl der Anteil der CT an den Röntgenuntersuchungen, als auch der Anteil an der kollektiven Dosis in Deutschland stetig zunehmen.

	1990 – 1992 <sup>[1]</sup>	1997 <sup>[2]</sup>	2003 <sup>[3]</sup>
Anteil an allen Röntgenuntersuchungen	4 %	4 %	6-7 %
Anteil an der kollektiven effektiven Dosis	35 %	37 %	40 %

**Tab. 1** *Entwicklung des Stellenwertes der CT in der Röntgendiagnostik (Bundesrepublik Deutschland, 1990-1992 ohne neue Bundesländer)*

Das Grundprinzip der CT basiert auf der Schwächung der Röntgenstrahlung beim Durchtritt durch biologisches Gewebe. Die Röntgenstrahlung wird dabei in einer um den Patienten rotierenden Röntgenröhre erzeugt. Mit Hilfe von Detektoren wird die

auf der Patientenseite austretende Strahlung registriert. 1917 hatte der österreichische Mathematiker J. Radon festgestellt, dass ein zwei- oder dreidimensionales Objekt aus einer unendlichen Anzahl seiner Projektionen eindeutig rekonstruierbar ist. Diesem Prinzip entsprechend kann ein leistungsfähiger Computer aus dem bei der CT erworbenen Datensatz die Strahlenabsorption jedes Punktes in der abgetasteten Ebene berechnen und zu einem Bild zusammenfügen.

Physikalisch gesehen handelt es sich bei der in der Röntgenröhre entstehenden elektromagnetischen Strahlung (Photonen) um Bremsstrahlung. Diese entsteht beim Auftreffen der beschleunigten Elektronen auf das Anodenmaterial (z.B. Wolfram), und ist in ihrer Energie abhängig von der verwendeten Beschleunigungsspannung. Die Photonen gehen beim Zusammenstoß mit Materie Wechselwirkungen ein, bei denen Energie auf Materie übertragen wird, und sich die Energie der Strahlung ändert. Folgende Wechselwirkungen der elektromagnetischen Strahlung mit Materie werden unterschieden:

	Energiebereich
• klassische Streuung	< 10 keV
• Photoeffekt	<100 keV
• Comptoneffekt	100 keV - 5 MeV
• Vernichtungsstrahlung (Paarbildungseffekt)	>1.022 MeV.

Im Energiebereich der Röntgenstrahlung sind klassische Streuphänomene und der Comptoneffekt die häufigsten wechselwirkenden Prozesse.

Als klassische Streuung bezeichnet man die Ablenkung der Photonen aus ihrer Bahn, ohne dass die Strahlung Energie verliert.

Die Energieübertragung auf Materie erfolgt hauptsächlich durch den Comptoneffekt. Dieser tritt im Energiebereich der Photonen von 100 keV bis 5 MeV auf und bezeichnet den Energieverlust und die Ablenkung eines Photons aus seiner Bahn unter gleichzeitiger Freisetzung eines Hüllenelektrons. Die Bildung geladener Teilchen (Ionen) führt im biologischen Gewebe zu molekularen Strukturänderungen (**Kap 1.2**).

Um die Effekte ionisierender Strahlung auf den menschlichen Organismus möglichst zu minimieren, werden prinzipiell vier Maßnahmen des Strahlenschutzes unterschieden:

- organisatorische Maßnahmen (entsprechend gesetzlicher Regelungen und Vorschriften)
- gerätetechnische Maßnahmen
- bauliche Maßnahmen
- Verwendung von Strahlenschutzzubehör.

Der Strahlenschutz verlangt vom Anwender die konsequente Durchführung dieser vier Maßnahmentearten, idealerweise unter Abschätzung der jeweils entstehenden Strahlenbelastung.

Die organisatorischen Strahlenschutzmaßnahmen in der Computertomografie unterliegen einer stetigen kritischen Überarbeitung. Nach der klinischen Einführung der CT 1971 stand zunächst die Entwicklung von Untersuchungsstrategien und entsprechender Protokolle im Vordergrund. Erst Ende der 80er Jahre wurde die bei der CT anfallende Strahlenbelastung zunehmend kritisch beurteilt. 1992 wurden von der Bundesärztekammer Leitlinien für die Computertomografie [6] herausgegeben, in denen ein oberer Grenzwert von 50 mGy angegeben wurde. Dieser Wert ist seit 1998 bei Einrichtungen von CT-Geräten verbindlich [7]. 1997 forderte der Rat der Europäischen Union in seinen Richtlinien zum Gesundheitsschutz bei medizinischer Exposition [8] einheitliche Referenzdosiswerte bei der Anwendung ionisierender Strahlung am Menschen. 2003 wurde vom Bundesamt für Strahlenschutz dieser Forderung für die Computertomografie nachgegangen, indem für verschiedene CT-Untersuchungen entsprechende Richtwerte veröffentlicht wurden [9, 10].

Die gerätetechnischen Strahlenschutzmaßnahmen befinden sich in einem stetigen Entwicklungsprozess. Hersteller nutzen ein weites Spektrum technischer Möglichkeiten, um die Strahlenbelastung des Patienten zu minimieren (**Kap. 1.1.1**).

Der Anwender des CT-Gerätes und dritte Personen werden hauptsächlich durch bauliche Maßnahmen geschützt. Diese sind nach § 19 (Strahlenschutzbereiche) und § 20 (Röntgenräume) der Röntgenverordnung [4] verbindlich.

Blei, Wolfram und Bismut haben sich als Materialien zur Patientenabdeckung in der Radiologie bewährt und werden in Form von Strahlenschutzkleidung- und zubehör regelmäßig in der konventionellen Projektionsradiografie eingesetzt. Wie in Anlage III der Sachverständigen-Prüfrichtlinien [7] festgelegt ist, sollten auch an jedem CT-Gerät zumindest Hodenkapseln und Gonadenabdeckung für den Patienten bereit liegen [11]. Die Anwendung dieses Strahlenschutzzubehörs soll dem Minimierungsgebot des Strahlenschutzes entsprechend zur Verringerung der Strahlenexposition beitragen.

### **1.1.1 Dosisreduktion in der CT**

Zu den gerätetechnischen Maßnahmen zur Dosisreduktion zählen sowohl seit vielen Jahren bewährte technische Methoden, als auch aktuelle Entwicklungen der MSCT-Hersteller. Die wichtigsten Entwicklungen seien im Folgenden kurz genannt.

Zunächst wird die Strahlung im CT-Gerät direkt beim Verlassen der Röhre durch Primär-Kollimatoren eng begrenzt, so dass sie in einem schmalen Bündel austritt. Dadurch beschränkt sich die Strahlung zum größten Teil auf die abzubildende Schichtebene. Die Sekundär-Kollimation befindet sich an den Detektoren und reduziert dort den nicht bildgebenden Streustrahlenanteil.

Die Strahlenfilterung in der Röntgenröhre durch feine Metallplatten (zumeist Aluminium) dient dem Erreichen einer möglichst homogenen Strahlenqualität und somit der Verhinderung von Aufhärtungsartefakten.

Eine weitere apparative Maßnahme sind Formfilter, welche die emittierte Strahlung an die unterschiedlichen Absorptionseigenschaften innerhalb einer Schnittebene anpassen, um z.B. der geringeren Absorption im Randbereich der Schicht gerecht zu werden und eine gleichmäßige Bildqualität zu ermöglichen. Auch hierbei wird die zusätzliche Aufhärtung der Strahlung reduziert.

Die Verkleinerung des Abstandes Fokus-Rotationsachse ist eine Methode, um die detektorwirksame Dosisausbeute zu steigern, und damit bei geeigneter Auslegung des Abbildungssystems die Dosis zu reduzieren.

Aktuelle Bemühungen gelten verstärkt der Optimierung einer Dosisautomatik. Diese beruht auf einer Dosismodulation zur Anpassung der Strahlungsintensität an die Patientendicke und Gewebezusammensetzung. Es kann damit die Dosis sowohl in Patientenlängsachse, als auch innerhalb der Schnittebene angepasst werden. Die Dosismodulation kann prospektiv anhand eines Topogrammes vom Computer

berechnet und anschließend angewandt, oder im Rahmen der immer schnelleren Rechnerleistung auch in Echtzeit während des Scanvorganges berechnet und eingestellt werden.

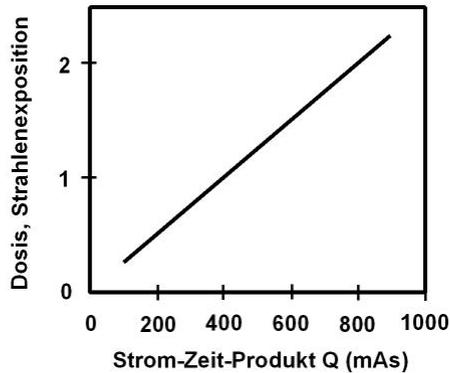
Rechnerseitig wird die Anwendung effektiver Rekonstruktionsalgorithmen und digitaler Filter zum Bildaufbau weiterentwickelt. Die Rauschunterdrückung bei größtmöglicher Dosisausbeute ist in diesem Falle das Mittel zur Senkung der Dosis.

Nicht zuletzt ist die Optimierung der Detektoren und ihrer Anordnung für eine optimale Strahlenausbeute wesentlich. Dieses wird unter anderem durch gute Absorptionseigenschaften des Materials unter Vermeidung von Streustrahlung und Nachleuchteffekten erreicht [10, 12].

Anwenderseitige und organisatorische Maßnahmen zur Dosisreduktion beginnen bei Stellung der rechtfertigenden Indikation zur Untersuchung, welche im § 23 der Röntgenverordnung (RöV) [4] bei jeder Anwendung von Röntgenstrahlung am Menschen gefordert wird. Ständige technische Weiterentwicklungen erweitern die Einsatzmöglichkeiten der CT. Die Auswahlkriterien zur Indikationsstellung dieser neuen Möglichkeiten sind jedoch oftmals noch nicht unter Berücksichtigung des Strahlenschutzes evaluiert. Die RöV legt in § 2a die Prüfung einer Tätigkeit in Zusammenhang mit Röntgenstrahlung nahe, sobald neue Erkenntnisse über Nutzen und Gefahren der Tätigkeit erworben werden.

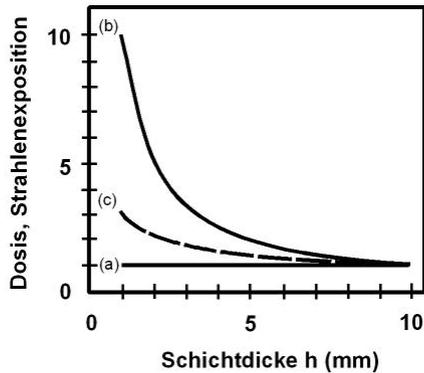
Die Wahl der Untersuchungsparameter ist üblicherweise in Anwenderprogrammen der CT-Geräte in Form von Scanprotokollen vorgegeben. Dabei stehen insbesondere bei den älteren Gerätemodellen oftmals die Aspekte der Bildqualität und der Diagnosesicherheit vor den Gesichtspunkten des Strahlenschutzes. Dosisoptimierte Scanprotokolle beinhalten eine Parameterwahl, bei der genau soviel Dosis appliziert wird, wie zur indikationsgerechten Untersuchung erforderlich ist. Dabei soll die Dosis sowohl an die Fragestellung, als auch an relevante Patienteneigenschaften (z.B. Kind, schlanke Person) angepasst werden [12].

Die Dosis ist von verschiedenen, vom Anwender wählbaren Parametern abhängig. Einen sehr wesentlichen Einfluss hat der Röhrenstrom, bzw. das Strom-Zeit-Produkt, welches in linearem Verhältnis zur Dosis steht (**Abb. 1**).



**Abb. 1** Zusammenhang zwischen dem Strom-Zeit-Produkt  $Q$  und der Strahlendosis  
(Quelle: [12])

Die Schichtdicke hat in der Einzelschicht-Computertomografie (ESCT) bei konstanter Länge eines Scanfeldes zunächst keinen Einfluss auf die lokale Strahlendosis (**Kap. 1.1.2**). Die Akquisition dünner Schichten geht jedoch mit einem gesteigerten Bildrauschen einher, welches durch die Erhöhung des Strom-Zeit-Produktes kompensiert wird. In der Praxis ist die für eine konstante Bildqualität nötige Anpassung des mAs-Wertes nicht möglich, da die Belastbarkeitsgrenzen der Röntgenröhre dies nicht zulassen. Somit wird bei sehr dünnen Schichten ein Kompromiss eingegangen und der mAs-Wert nur eingeschränkt der Schichtdicke angepasst (**Abb. 2**). Bei der MSCT gelten aufgrund des Overbeaming-Effektes (**Kap 1.3**) andere Verhältnisse. Bei geringen Schichtdicken resultiert in Abhängigkeit von der Zeiligkeit des CT-Gerätes und der Gesamtkollimation eine Dosisüberhöhung.



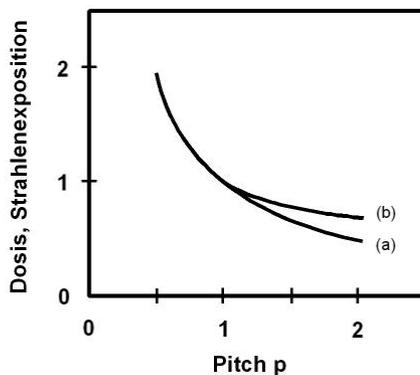
**Abb. 2** Zusammenhang zwischen der Schichtdicke  $h$  und der Strahlendosis bei der ESCT

(Quelle: [12])

- (a) *mAs konstant*
- (b) *mAs angepasst*
- (c) *Kompromiss*

Der Pitch beschreibt in der CT den Tischvorschub im Verhältnis zur Schichtdicke (mathematische Definitionen siehe **Kap 7.1**). Fällt der Pitch unter 1, was bedeutet, dass der Tischvorschub geringer wird als die Schichtdicke, so steigt die Dosis exponentiell an. Bei großem Pitch sinkt die Strahlenbelastung (**Abb. 3**). In der ESCT ist die Nutzung eines Pitches  $>1$  ein Mittel zur Dosisreduktion. Informationslücken bei transversaler Schnittbildarstellung treten bei der Spiraltechnik nicht auf, lediglich die Auflösung in Patientenlängsachse ( $z$ ) verschlechtert sich durch die nicht-isotrope Voxelgeometrie. Der optimale Pitch definiert sich zum einen aus einer weitgehenden Artefaktfreiheit, zum anderen aus einer möglichst niedrigen Strahlenbelastung. Während bei der ESCT der Pitch sowohl die Volumenerfassung, als auch die entsprechende Strahlenbelastung beschreibt, liegt für die MSCT mit ihrer überlappenden Schichtakquisitionsgeometrie eine komplexere Situation vor. Der hier verwendete dosisrelevante Pitch ist definiert als Quotient aus Tischvorschub und Gesamtkollimation (**Kap. 7.1**). In der MSCT ist der Pitch nicht mehr frei wählbar.

Somit verliert die Pitchvariation bei der MSCT den dosisparenden Stellenwert, den sie in der ESCT inne hatte [12].



**Abb. 3** Zusammenhang zwischen dem Pitch  $p$  und der Strahlendosis

(Quelle: [12])

(a) Strahlenexposition

(b) Dosis

Neben der Variation der Untersuchungsparameter muss anwenderseitig der Schutz von nicht von der Fragestellung betroffenen Organen einerseits durch eine adäquate Wahl des Scanbereiches, andererseits durch die Abdeckung besonders strahlensensibler Organe mit Strahlenschutzkleidung erfolgen.

### 1.1.2 Dosisgrößen in der CT

Es existiert eine Vielzahl von Dosisgrößen in der Computertomografie. Die mathematischen Definitionen der vorgestellten Größen sind im Anhang (**Kap. 7.1**) beschrieben, für eine vollständige Übersicht sei auf die Fachliteratur [12] verwiesen. Man unterscheidet in der Computertomografie prinzipiell zwischen lokalen und integralen Dosisgrößen.

Lokale Dosisgrößen beziehen sich auf die Dosis innerhalb eines umschriebenen Körperabschnittes. Auch mit Zunahme der Anzahl untersuchter Schichten nimmt die

Dosis in der einzelnen Schicht nicht zu. Dies liegt in der Definition der Dosis begründet. Sie ist definiert als pro Massenelement absorbierte Energie und wird in Gray ( $\text{Gy} = \text{J/kg}$ ) angegeben. Somit ist es bei lokalen Dosisgrößen gleich, ob bei gleichbleibender Scanlänge eine oder zehn Schichten gescannt werden, denn die zunehmende absorbierte Energie verteilt sich auf die zusätzlich bestrahlte Körpermasse. Lediglich sekundäre Effekte, wie die Streustrahlung, verändern die Dosis in geringem Maße.

Einen Ausnahmefall bei den lokalen Dosisgrößen bildet die Organdosis bei teilweise angeschnittenen Organen, die mit zunehmender Scanlänge ansteigt. Dies ist jedoch nur solange der Fall, bis sich das entsprechende Organ vollständig im Scanbereich befindet. Somit zählt die Organdosis nur eingeschränkt zu den lokalen Dosisgrößen.

Als CT-spezifische Dosisgröße hat sich seit vielen Jahren der Computed Tomography Dose Index (CTDI) etabliert. Wenn bei der CT nicht nur eine einzelne Schicht, sondern mehrere aneinandergrenzende Schichten gescannt werden, erhöht sich die Dosis in der betreffenden Schicht durch die Beiträge aus den Nachbarschichten. Der CTDI gibt nun die Energiedosis dieses summierten Dosisprofils entlang einer definierten Strecke parallel zur Rotationsachse des Scanners (z-Achse) wieder. Da die Reichweite der Streustrahlung unabhängig von der Schichtdicke ist, werden die Dosisbeiträge bei geringen Schichtdicken immer unvollständiger erfasst, je dünner die Schichten werden. Um eine Unterschätzung der Dosis zu vermeiden, wurde der  $\text{CTDI}_{100}$  definiert, welcher immer mit einer festen Integrationslänge von 100 mm gemessen wird.

Zur Messung des CTDI werden zylindrische Plexiglasphantome verwendet, um die Absorptionsverhältnisse bei Untersuchungen des Menschen widerzuspiegeln. Üblicherweise werden im Plexiglaskörper immer zentrale und peripherenahe Werte ermittelt. Der gewichtete CTDI ( $\text{CTDI}_w$ ) fasst diese beiden Werte zu einem zusammen. Der im Zentrum des Phantoms ermittelte Wert wird zu 1/3 gewichtet, der periphere zu 2/3. Die entsprechende Messgröße ist der  $\text{CTDI}_{100,W}$  in mGy, bei dem die Erfassung des Dosiswertes über eine Länge von 100 mm erfolgt. Durch die Dosismessungen in einem Phantom eignen sich die  $\text{CTDI}_w$ -Werte zur direkten Abschätzung von Organdosiswerten. Aktuelle Referenzwerte werden deshalb auf Basis des gewichteten  $\text{CTDI}_w$  (und des Dosislängenproduktes, s.u.) angegeben.

Für alle neuen CT-Geräte ist inzwischen eine Dosisanzeige an der Gerätekonsole obligatorisch [13]. Es lässt sich die Dosis bei einem Pitch von 1 in Form des gewichteten  $CTDI_w$  gut darstellen, bei abweichendem Pitch ist eine Korrektur notwendig. Mit Hilfe des effektiven  $CTDI_{w,eff}$  soll der dosisreduzierende oder dosis erhöhende Einfluss des Pitches in Hinblick auf die gesamte Untersuchung berücksichtigt werden.

Die in der vorliegenden Studie verwendete Dosisgröße ist die Organdosis. Sie wird definiert als in einem bestimmten Organ absorbierte Energie dividiert durch die Masse des betreffenden Organs. Eine direkte Messung der Organdosis ist nur in körperähnlichen Phantomen unter Verwendung von Thermolumineszenz-Detektoren (TLDs) möglich. Messgröße ist die Energiedosis, aus welcher die Äquivalentdosis berechnet wird. Die Ermittlung der Organdosis ist in Abhängigkeit vom Untersuchungsgerät und dem zu untersuchenden Patienten beziehungsweise Phantom variabel. Eine Ursache dafür ist, dass sowohl Organgröße, als auch Organlage bei den körperähnlichen Phantomen im Vergleich zum Patienten unterschiedlich sein können. Rückschlüsse auf den „echten“ Patienten unterliegen dieser Einschränkung. Alternativ kann die Organdosis auch mit Hilfe von mathematischen Modellrechnungen oder bei bekannter Einfalldosis mit Berechnung von organspezifischen Konversionsfaktoren [14] bestimmt werden.

Im Gegensatz zu den lokalen Größen berücksichtigen die integralen Dosisgrößen die Dosis in Bezug auf das insgesamt gescannte Volumen. Eine wichtige Größe ist hier das Dosislängenprodukt  $DLP_w$ . Es wird berechnet, indem der  $CTDI_{w,eff}$  mit dem Produkt aus Anzahl der Schichten und der Schichtdicke multipliziert wird. Die Einheit ist  $mGy \cdot cm$ .

Die effektive Dosis erlaubt den direkten Vergleich von Strahlenexpositionen unterschiedlicher Röntgenuntersuchungen. Sie wird berechnet, indem verschiedene Teilkörperexpositionen unter Einbeziehung der relativen Strahlenempfindlichkeit von exponierten Organen zusammengefasst werden. Die dazu benötigten Gewebewichtungsfaktoren sind festgelegt [4, 15]. Messungen am anthropomorphen Phantom mit Hilfe der Thermolumineszenz-Dosimetrie sind notwendig. Alternativ ist bei bekannter Einfalldosis die rechnerische Ermittlung der Werte analog der Berechnung der Organdosen möglich [14].

## 1.2 Strahlenbelastung von Organen in der CT

Die in der Röntgendiagnostik genutzte Röntgen- und  $\gamma$ -Strahlung geht Wechselwirkungen mit der von ihr durchstrahlten Materie ein. Entsprechend der in der Röntgendiagnostik verwendeten Strahlungsenergie findet überwiegend der Compton-Effekt statt. Es bilden sich ionisierte und angeregte Atome und Moleküle, so dass es entweder direkt zu einer Strukturveränderung der organischen Verbindungen der Zelle oder zu Schädigungen durch indirekte Wechselwirkungen mit Wassermolekülen kommen kann. Die Schäden durch Strahlenexposition können sich innerhalb eines Zeitraumes von Sekundenbruchteilen bis zu vielen Jahren manifestieren. Während deterministische Strahlenschäden einen Schwellenwert aufweisen oberhalb dessen sie mit Sicherheit auftreten (z.B. Strahlenkrankheit), werden stochastische Schäden mit zunehmender Dosis immer wahrscheinlicher, eine Schwellendosis existiert nicht (z.B. Karzinomentstehung).

In der vorliegenden Untersuchung wurden Messungen der Strahlendosis im Bereich von Auge, Schilddrüse, Ovar und der weiblichen Brustdrüse durchgeführt. Es handelt sich bei den untersuchten Organen um besonders strahlensensitive Gewebe.

Am Auge ist insbesondere die Linse strahlenempfindlich. Am Außenrand der Linse befindliche Zellen sind für die Regeneration des Linsenkörpers verantwortlich. Bei wiederholten Bestrahlungen mit einer entsprechend hohen Kumulativdosis kann sich eine Schädigung dieser Zellen mit der Folge einer bleibenden Trübung der Linse entwickeln. Die Strahlenkatarakt ist ein deterministischer Schaden. Ab 0,10 Gray pro Jahr (Gy/a) treten messbare Linsentrübungen auf. Eine Beeinträchtigung des Sehvermögens durch eine Katarakt ist ab 0,15 Gy/a beschrieben [15, 16, 17, 18]. Die kindliche Linse reagiert gegenüber einer Bestrahlung empfindlicher. Bei wiederholten CT-Untersuchungen des kindlichen Schädels besteht die Gefahr einer Linsentrübung [19]. Neben der deterministischen Schädigung des Linsenapparates sind auch stochastische Effekte an den Geweben des Auges möglich, die zu einer veränderten Proteinbiosynthese oder Reduplikation der Zellen bis hin zur malignen Entartung führen können.

Strahlenschädigungen im Bereich des Reproduktionsapparates des Menschen können sich an unterschiedlichen Organen entwickeln, wie den Ovarien, den Testes,

dem Uterus oder auch am Pränaten selbst. Dem Schädigungsmechanismus liegt hierbei zu Grunde, dass das replizierende Erbgut (DNS) sehr strahlenempfindlich ist. Insbesondere in der Mitosephase des Zellzyklus, wenn die DNS-Doppelstränge zum Teil entwunden vorliegen, kann elektromagnetische Strahlung zu kritischen Strukturveränderungen führen. Effiziente molekulare Reparaturmechanismen können diese Mutationen zwar in gewissem Maße korrigieren, in einigen Fällen ist die vollständige Wiederherstellung jedoch nicht mehr möglich. Fehler in der Proteinbiosynthese und fehlerhafte Reduplikation des betreffenden Gens können die Folge sein.

Schäden an den Gonaden können deterministischer (z.B. Sterilität) oder stochastischer Art sein (z.B. maligne Entartung). In den Hoden entstehen Spermien aus den Spermatogonien, welche kontinuierlich neu gebildet werden. Eine vermehrte Strahlenempfindlichkeit ist während der Spermiogenese bei der Meiose (Reduktionsteilung) gegeben. Dieser Prozess kann schon ab einzelnen Strahlendosen von 0,1 Gy gestört werden, was sich in Form einer Abnahme der Samenzellenanzahl manifestiert. Höhere Dosen können sogar zur zeitweiligen (ab 0,5 Gy) oder permanenten (ab 5 Gy) Sterilität führen.

Bei Geburt ist in den Ovarien die Bildung der ca. 400000 primären Oozyten abgeschlossen. Aus diesen reifen im Laufe des Lebens etwa 380 Follikel (sekundäre Oozyten), so dass sich die Eizellen im Gegensatz zu den Spermien nicht ständig erneuern. Eine einmalige Strahlenbelastung kann auch hier zu zeitweiliger Infertilität (ab 0,5 Gy) oder zu stochastischen Schäden des Erbgutes führen. Letztere heilen nicht wieder aus. Mit zunehmender Strahlendosis nimmt die Zahl der teilungsfähigen primären Oozyten ab und damit die Phasen der Infertilität zu.

Im Falle einer Schwangerschaft können schon kleine Strahlendosen am Uterus zu stochastischen Schäden wie z.B. Erbkrankheiten und teratogenen Veränderungen führen. Besonders kritisch zu werten ist das hohe Strahlenrisiko in der Frühschwangerschaft. Gerade in dieser Phase ist eine Gravidität eventuell noch nicht bekannt, so dass die strengen Indikationskriterien, welche für die Anwendung von ionisierender Strahlung an der schwangeren Patientin gelten, nicht angesetzt werden. Bis zum 10. Tag nach Konzeption besteht ab einem Schwellenwert von 100 mSv ein Risiko von 0,1 % pro mSv für den Tod des Embryonen. Missbildungen des Kindes werden zumeist in der Frühschwangerschaft während der Organogenese (2.-8. Schwangerschaftswoche) und häufig am zentralen Nervensystem induziert und

treten mit einer Wahrscheinlichkeit von 0,05 % pro mSv auf. Unterhalb einer Strahlendosis von 100 mSv ist keine erhöhte Inzidenz von Missbildungen zu beobachten. Ab der 2. Schwangerschaftswoche besteht weiterhin die radiogene Anfälligkeit für eine Retardierung des ZNS und des generellen Wachstums, sowie für maligne Entartungen [20].

Schließlich können sich sowohl an Uterus, als auch an Ovar und Testes Krebserkrankungen durch kritische Mutationen der DNS bilden. Ionisierende Strahlung kann hierbei entweder unmittelbar oder im Zusammenspiel mit anderen Karzinogenen die Bildung von malignen Stammzellen hervorruhen.

An der Schilddrüse sind neben genetischen Faktoren ionisierende Strahlen ein wichtiger ätiologischer Faktor bei der Entstehung von Malignomen. Dieses konnte durch deutliche Inzidenzanstiege bei den Atombombenüberlebenden in Japan, nach den Atombombentests auf den Marshall-Inseln oder nach dem Tschernobyl-Reaktorunfall belegt werden.

Auch die weibliche Brust wird zu den hoch strahlensensitiven Organen gerechnet. Bereits 1965 wurde in einer Veröffentlichung von MacKenzie der Verdacht geäußert, dass Brustkrebs zu den strahleninduzierbaren Erkrankungen zählt [21]. MacKenzie beschreibt in seiner Publikation den damals etwa 3 Jahre zurückliegenden Fall einer Frau mit schnellwachsendem Mammatumor, die gleichzeitig in der Umgebung der betroffenen Brust eine ausgeprägte Strahlendermatitis zeigte. An der Patientin waren zuvor während einer beinahe vierjährigen Tuberkulosetherapie mindestens 200 Röntgendurchleuchtungen durchgeführt worden.

Nachfolgend haben zahlreiche Veröffentlichungen belegt, dass Frauen, die aus diagnostischen oder therapeutischen Gründen im Bereich der Mammæ strahlenexponiert wurden, sowie insbesondere auch die japanischen Atombombenüberlebenden von Hiroshima und Nagasaki, einem erhöhten Brustkrebs-Risiko ausgesetzt sind.

### **1.3 Entwicklung der MSCT**

Nachdem die Untersuchungen in den frühen Jahren der CT stets durch das Scannen einzelner Schichten durchgeführt wurden, wurde 1989 die Spiral-CT als Verfahren zur Volumenakquisition in die radiologische Diagnostik eingeführt. Durch Erhöhung des Pitches  $>1$  konnte nun zeit- und dosissparender gearbeitet werden, ohne diagnostisch relevante Informationslücken entstehen zu lassen. Kompromisse in der

Auflösung in räumlicher z-Richtung mussten in Kauf genommen werden. Der nächste Schritt war die Weiterentwicklung zur Mehrschicht-Spiral-CT, bei der je Rotation des Röntgen-Detektor-Systems mehrere Schichten gleichzeitig vom Detektor registriert werden. Die Entwicklung der Mehrschicht-CT-Geräte geschah in einem rasanten Tempo. 1992 wurde das erste Zweizeilen-CT-Gerät zur Marktreife gebracht (Elscont Twin). Durch die gleichzeitige Erfassung von zwei Schichten pro Rotation ergaben sich viele Vorteile. So verkürzte sich die Scanzzeit auf die Hälfte und physiologisch bedingte Bewegungsartefakte, wie sie beispielsweise durch die Atmung verursacht werden, verringerten sich.

Alternativ zum schnelleren Scannen bei gleichbleibender Schichtdicke eröffnete sich die Möglichkeit, geringere Schichtdicken und damit eine höhere Ortsauflösung in akzeptabler Untersuchungszeit zu realisieren. Weiterhin konnten nun auch größere Volumen in kürzerer Zeit untersucht werden. Seit 1998 sind 4-Zeilen-MSCT im klinischen Gebrauch. Ein- und Zweizeiler werden durch Vier-, Acht- und 16-Zeiler abgelöst. 32- und 64-Zeilen-Geräte mit immer leistungsfähigerer Hardware sind derzeit in der Serienproduktion verfügbar, 128-, 256- und seit 2007 auch 320-Zeilen-Geräte in klinischer Erprobung an universitären Leistungszentren.

Viele neue Indikationsgebiete wurden eröffnet, unter anderem die CT-Koronarangiografie oder das koronare Kalziumscoring (**Kap 1.4**). Mit einem 64-Zeilen-CT ist es möglich, Herzuntersuchungen in einem einzigen Atemanhaltenmanöver in etwa 12 Sekunden durchzuführen. Diese Vorteile bewirken auch eine gezieltere Ausnutzung des für die CT der Koronargefäße applizierten Kontrastmittels. Im Vergleich zu den früheren CT-Typen, bei denen hier bis zu 150 ml Kontrastmittel verwendet wurden, werden aktuell nur noch 80-100 ml Kontrastmittel intravenös verabreicht.

#### **1.4 Strahlenbelastung in der MSCT**

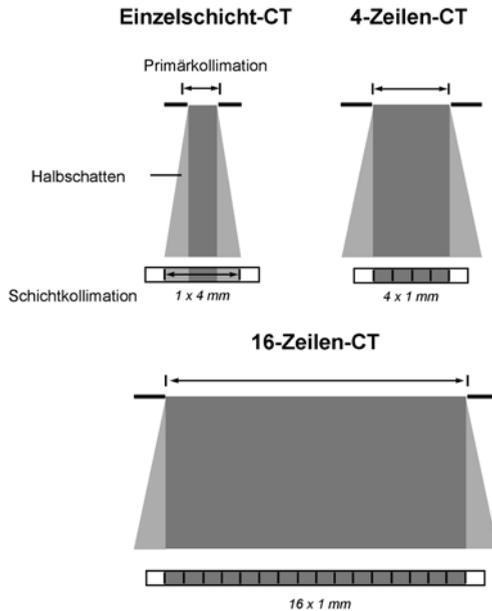
Für die Strahlenexposition hat die gleichzeitige Erfassung mehrerer Schichten theoretisch keine unmittelbaren Folgen, denn durch das Scannen mehrerer Schichten bzw. Spiralwindungen erhöht sich das Dosislängenprodukt bei der Rotation der Röntgenröhre in dem Maße, wie die Anzahl der eingesparten Rotationen abnimmt [12]. Trotzdem führen verschiedene Effekte dazu, dass im Mittel bei der Mehrschicht-CT die Energiedosiswerte gegenüber der Einzelschicht-CT erhöht sind. Giacomuzzi et al. sprachen 2001 nach Dosismessungen bei Anwendung

von Standardprotokollen von einer durchschnittlichen Dosissteigerung um das 2,6fache [22]. Wedegärtner et al. berichteten im Jahre 2003 von einer Verdoppelung bis Verachtfachung der Patientenexposition bei der MSCT im Vergleich zur ESCT [23]. Eine 2002 bundesweit durchgeführte Umfrage unter Anwendern von MSCT ergab für 18 häufig durchgeführte CT-Untersuchungen eine durchschnittliche effektive Dosis an Einzeilern von 7,4 mSv, bei Zweizeilern 5,5 mSv und für Vierzeiler 8,1 mSv [24].

Obwohl einige Eigenschaften der MSCT theoretisch zur Reduktion der Strahlenbelastung führen, gibt es eine Reihe von Ursachen, welche eine Erhöhung der Strahlenexposition bewirken.

Ein wichtiger dosissteigernder Faktor ist das Overbeaming. Es ist charakteristisch für die MSCT-Geräte, bei denen der Detektor mehr als zwei Zeilen aufweist. Overbeaming ist bei 4-Zeilern am stärksten ausgeprägt und nimmt mit zunehmender Schichtanzahl wieder ab. Es handelt sich um eine notwendige Erweiterung der Primärkollimation zur Vermeidung von Halbschatteneffekten in den äußeren Detektorzeilen (**Abb. 4**). Die inhomogene Belichtung des Detektorelementes in der Einzeilen-CT bei der Bildrekonstruktion spielt keine wesentliche Rolle, da es sich bei dem entstehenden, bildgebenden Signal um einen "Mittelwert" handelt. Bei der Mehrschicht-CT muss dagegen eine Primärkollimation gewählt werden, die größer als die Schichtkollimation (N-h) ist, um eine gleichmäßige Belichtung aller Detektorzeilen zu erreichen.

Die aus dem Overbeaming resultierende Dosiserhöhung ist weiterhin stark von der Schichtdicke abhängig und wächst mit abnehmender Schichtkollimation überproportional stark an [12, 25]. Bei weiter Schichtkollimation (z.B. 4x5 mm) resultiert eine Dosiserhöhung von 10 bis 20 %. Eine Erfassung von sehr dünnen Schichten (z.B. 4x1 mm), wie sie bei 4-Zeilen-Geräten gehäuft praktiziert wird [24], führt zu Dosiserhöhungen von bis zu 100 %. Bei Schichtdicken im Submillimeterbereich betragen die Erhöhungen der Dosis sogar mehr als 100 %.



**Abb. 4** *Overbeaming-Effekt in der Mehrzeilen-CT*

Aktuell wird auch der Effekt des Overranging im Zusammenhang mit der MSCT vermehrt diskutiert. Das Overranging ist eine Eigenschaft des Spiral-CT. Um einen vollständigen Datensatz zu erhalten, ist es beim Scanvorgang nötig, zusätzlich zum darzustellenden Bereich einen gewissen Vor- und Nachlauf zu scannen. Dieser wird zur Dateninterpolation verwendet und ist abhängig vom verwendeten Pitch und der Gerätezeitigkeit. Während das Overranging bei der ESCT noch als vernachlässigbar betrachtet wurde, nimmt seine Auswirkung auf das Dosislängenprodukt mit zunehmender Zeiligkeit zu. Eine Erhöhung des DLP um ca. 6 % bei 1-, 2- und 4-Zeilen Geräten und von bis zu 30-50 % bei Geräten mit 16 und mehr Zeilen ist beschrieben worden [26]. Die effektive Dosis dagegen erhöht sich verhältnismäßig mit Abnahme der Scanlänge. Mögliche Erhöhungen der effektiven Dosis von 10-15 % an neun CT-Geräten mit 1-16 Zeilen wurden als Folge des Overrangings ermittelt [27].

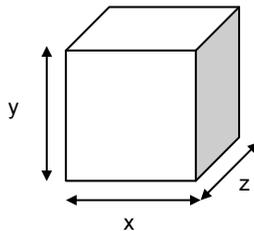
Viele Anwender sind sich oftmals der aktuell hinzugekommenen dosisbeeinflussenden Effekte in der MSCT noch nicht bewusst. Die neuen technischen Möglichkeiten und Einsatzgebiete führen immer häufiger zur CT-Anwendung mit geringeren Schichtdicken unter Inkaufnahme einer teilweise erheblichen Dosiserhöhung. Die erweiterten Anwendungsgebiete der MSCT sind oft noch nicht ausreichend unter Berücksichtigung der Strahlenbelastung evaluiert. Durch die zunehmende Bedeutung der Schnittbildverfahren zur effizienten Diagnosestellung zeichnet sich trotzdem eine Entwicklung zu einem Anstieg der Untersuchungsfrequenzen und der Strahlenexposition der Patienten ab [24].

### **1.5 Kardiale MSCT**

Die nichtinvasive hochauflösende Untersuchung des schlagenden Herzens war mittels CT lange Zeit nicht praktikabel. Angesichts eingeschränkter zeitlicher und örtlicher Auflösung der Bilddaten und zusätzlicher Qualitätsminderung durch physiologische Bewegungsartefakte (Atmung, Herzaktion) war der diagnostische Wert niedrig.

Seit Anfang der 80er Jahre war es der aufwändigen Elektronenstrahltomografie (EBT) möglich, Schnittbilder am schlagenden Herzen mit einer zeitlichen Auflösung von 100 ms zu erzeugen. Die Verfügbarkeit dieses Verfahrens blieb jedoch nicht zuletzt aufgrund eines limitierten Einsatzspektrums nur auf wenige Zentren beschränkt. Neben der Untersuchung der Myokardperfusion mit Kontrastmittel konnte die EBT auch den Grad einer koronaren Verkalkung in Form eines Kalzium-Scores darstellen [28, 29]. Erst mit Einführung der Mehrschicht-CT eröffnete sich diese Möglichkeit auch der kardialen CT und bietet sich seit 1999 als Methode zum Nachweis von Kalkablagerungen in den Koronargefäßen an [30, 31]. Die Untersuchungsmethode verfügt insbesondere über einen hohen negativ prädiktiven Wert für das Vorliegen einer signifikant stenosierenden koronaren Herzerkrankung. Ergebnisse einer schweizerischen Studie am 64-Zeilen-CT zeigten eine Sensitivität von 94 %, eine Spezifität von 97 %, einen positiv prädiktiven Wert von 87 % und einen negativ prädiktiver Wert von 99 % für die Detektion von signifikanten Koronarstenosen [32]. Weitere Untersuchungen bestätigten diese Ergebnisse [33, 34].

Durch gleichzeitige Erfassung mehrerer Schichten bei Rotationszeiten von 400-500 ms ist es mit der MSCT möglich geworden, die Aufnahme des gesamten Herzens mit seinem Koronararteriensystem und den großen herznahen Gefäßen während eines einzigen Atemanhaltenmanövers durchzuführen [35]. Mit den 16-Zeilen-Geräten hat auch die CTA der Herzkranzgefäße oder künstlicher koronarer Bypässe einen zunehmenden klinischen Stellenwert gewonnen. Die Akquisition dünner Schichten ( $\leq 1$  mm) ist für die Beurteilung dieser zarten Gefäße notwendig. Es können hierbei Datensätze mit isotroper Voxelgeometrie erworben werden, welche dadurch gekennzeichnet sind, dass die im Datensatz erworbenen Volumenelemente (Voxel) in allen drei Dimensionen (x,y,z) gleich lang sind (**Abb. 5**).



**Abb. 5** *Isotrope Voxelgeometrie ( $x = y = z$ )*

Die Isotropie der Volumenpixel erlaubt mit Hilfe der heute verfügbaren leistungsfähigen Bildverarbeitung die MPR (multi-planar reformation) in frei wählbaren Raumebenen bei gleichbleibender Bildauflösung. Bei der „curved MPR“ kann zudem die Anpassung des zweidimensionalen Schnittbildes an eine dreidimensionale Struktur erfolgen, indem das Schnittbild dem Verlauf der Struktur entsprechend gekrümmt wird. Auf diese Weise kann beispielsweise ein einzelnes Koronargefäß in seinem gesamten Verlauf auf einem zweidimensionalen Schnittbild dargestellt werden. Ein weiteres Rekonstruktionsverfahren ist die MIP (maximum intensity projection), welche die röntgendichtesten Strukturen, z.B. kontrastierte Gefäße darstellt.

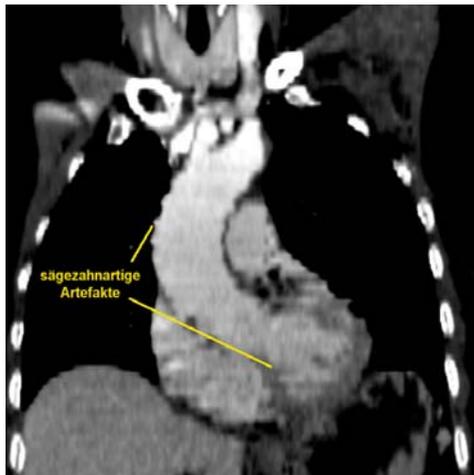
Neben den zweidimensionalen Rekonstruktionen besteht in der MSCT auch die Möglichkeit des VR (volume rendering), einer für die Koronardiagnostik relevanten, dreidimensionalen Rekonstruktion von Dichtedifferenzen („Opazitäten“). Grafische

Aufarbeitungen wie das SSD (shaded surface display) geben den 3D-Ansichten mehr Plastizität.

Bei geeigneter Akquisitionsmethode (s.u.) können schließlich bewegte Bilder des schlagenden Herzens in beliebiger Schichtorientierung errechnet werden (Cine-Modus). Mit Hilfe mehrphasiger Rekonstruktion aus bis zu 4000 rekonstruierten Bildern kann so der Kontraktionsablauf über den gesamten Herzzyklus beurteilt werden. Dabei kann die Darstellung regionaler Wandbewegungsstörungen Hinweis z.B. auf eine Ischämie oder Narbe des Myokards nach Infarkt sein. Dieses aufwändige Rekonstruktionsverfahren zur Beurteilung von Wandbewegungsstörungen, der Ejektionsfraktion und des Volumens des Herzens ist in Gegenwart strahlenfreier Echtzeitverfahren (z.B. Echokardiografie) und der optimiert zeit- und ortsaufgelösten MRT des Herzens jedoch keine primäre MSCT-Indikation.

Zwei Verfahren zur Akquisition eines Datensatzes sind in der kardialen MSCT prinzipiell zu unterscheiden. Das retrospektive Gating ist dadurch gekennzeichnet, dass stets ein umfassender Datensatz des zu untersuchenden Herzens unabhängig vom Herzzyklus erfasst wird. Bei der Aufnahme von Volumendatensätzen ist die Spiraltechnik der sequenziellen Aufnahmetechnik überlegen. Die aus nichtkardialen Anwendungen bekannten Hauptvorteile sind insbesondere kürzere Untersuchungszeiten, eine bessere Ausnutzung des Kontrastmittelbolus und die Möglichkeit, aus einem Datensatz überlappende Schichtbilder zu erzeugen. So ist bei einer Detektorkollimation von 4x1 mm nur durch die Spiral-CT eine Abdeckung des Herzvolumens innerhalb einer Atemanhalteperiode möglich. Um die Zuordnung der Daten zur Herzaktion zu gewährleisten, wird während der Untersuchung das EKG-Signal des Patienten aufgezeichnet. Der Patient wird während des Spiralscans kontinuierlich mit Röntgenstrahlen durchleuchtet. Erst nachträglich wird aus dem Datensatz zum gewünschten Zeitpunkt des Herzzyklus eine Rekonstruktion erstellt. Dabei kann aktuell mit Hilfe der segmentierten Rekonstruktion eine rechenoptimierte zeitliche Auflösung von ca. 50 ms erreicht werden. Hierbei wird der zur Einzelbildberechnung verwendete Teilumlaufdatensatz aus mehreren Datensegmenten verschiedener Herzzyklen zusammengesetzt. Die Zeitpunkte für die Rekonstruktion der Koronargefäße können frei gewählt werden. Dies ist insbesondere deswegen von Vorteil, da sich die verschiedenen Koronargefäße jeweils zu unterschiedlichen Zeitpunkten optimal rekonstruieren lassen. Während

sich die linke Koronararterie bei guter Gefäßfüllung und relaxiertem Ventrikel mitt- bis spätdiastolisch (ca. 80 % des RR-Zyklus) am besten darstellen lässt, ist der Rekonstruktionszeitpunkt für die rechte Koronararterie aufgrund ihrer Nachbarschaft zum rechten Vorhof und der damit verbundenen Bewegungsartefakte eher frühdiaastolisch (ca. 40 % des RR-Zyklus) zu wählen [36]. Der Rekonstruktionszeitpunkt kann entweder relativ zur Dauer des Herzzyklus in Prozent des jeweils aktuellen RR-Intervalls oder als absolute Verzögerung festgelegt werden [37]. Somit können unter weitgehender Vermeidung von Bewegungsartefakten unterschiedliche Strukturen zu unterschiedlichen Rekonstruktionszeitpunkten beurteilt werden. War früher z.B. die Diagnostik eines dissezierenden Aneurysmas der Aorta ascendens oder eines intramuralen Hämatoms bedingt durch Bewegungsartefakte mit Hilfe der nicht EKG-getriggerten CTA nur eingeschränkt möglich, können am modernen MSCT-Gerät mit Hilfe der EKG-Triggerung bewegungsartefaktfreie Darstellungen erreicht werden (**Abb. 6+7**). Nachteil dieser Akquisitionsmethode ist die höhere Strahlenbelastung.



**Abb. 6** *Beispiel einer MSCT-Herzaufnahme des linksventrikulären Ausflusstraktes ohne EKG-Triggerung oder Gating mit Rekonstruktionsartefakten (2 mm Schichtdicke, koronare MPR)*



**Abb. 7** *Bolusoptimierte CTA retrospektiv gegatet mit sich scharf abzeichnenden Konturen von Herz und großen Gefäßen (2 mm Schichtdicke, koronare MPR)*

Das prospektive Triggern erlaubt, die CT-Untersuchung auf eine Phase des Herzzyklus zu fokussieren. Mit Hilfe eines EKG-Signales wird nur zum jeweils gewünschten Zeitpunkt ein sequenzieller Scan ausgelöst, was zu einer Reduktion der effektiven Dosis in der kardialen MSCT führt [38]. Gleichzeitig werden die durch Herzaktion bedingten Bewegungsartefakte reduziert. Die zeitliche Auflösung liegt mit 250 ms bei dieser Methode relativ hoch, so dass dynamische Untersuchungen klinisch nicht umsetzbar sind. Indikation zur prospektiven Triggerrung ist bisher nur das Kalziumscoring, welches bei einer Schichtdicke von 2 mm, mit geringer Röhrenstromstärke und ohne Kontrastmittelgabe gefahren wird. Die Strahlenbelastung beim Kalziumscoring ist im Vergleich zur überlappenden Akquisition einer CTA niedrig.

Die angiografische Darstellung der Koronarien mit Hilfe der prospektiven EKG-Triggerrung war mit der 4- und 16-Zeilen-MSCT technisch bedingt nur eingeschränkt durchführbar. Der sequenzielle Scanvorgang nimmt hier im Vergleich zum Spiralscan zu viel Zeit in Anspruch, als dass er in einem Atemanhaltenmanöver durchgeführt

werden kann. So können mit einem Vierzeiler pro Scan entsprechend vier Schichten mit einer Schichtdicke von 1 mm akquiriert werden. Atem- und Bewegungsartefakte stören hierbei die korrekte Assemblierung der einzelnen Scans zu einem vollständigen Datensatz. Zudem ist die Darstellung der Gefäße auch mit gestrecktem Kontrastmittelbolus aufgrund der langen Untersuchungsdauer nicht umsetzbar. Mit der stetig zunehmenden Zeiligkeit und Leistungsfähigkeit der MSCT-Geräte wurde die Möglichkeit zur Koronarangiografie mittels prospektiver Triggerung eröffnet. Eine Untersuchung am 64-Zeilen-CT zeigte, dass bei der Koronarangiografie mit EKG-Triggerung im Vergleich zum retrospektiven EKG-Gating bei gleicher Bildqualität eine Einsparung der Dosis von annähernd 50 % möglich ist [41].

Ein wichtiges Problem der prospektiven EKG-Triggerung bleiben allerdings Arrhythmien, bei denen die anterograde Voraussage der folgenden Herzerregung nicht möglich ist. Bei Patienten mit Extrasystolie oder absoluter Arrhythmie sind somit fehlerhafte Scanauslösungen vorprogrammiert [42]. Dagegen können Extrasystolen beim retrospektiven Gating vor der Bildkonstruktion selektiv aus dem Datensatz entfernt werden.

## **1.6 Fragestellungen der Arbeit**

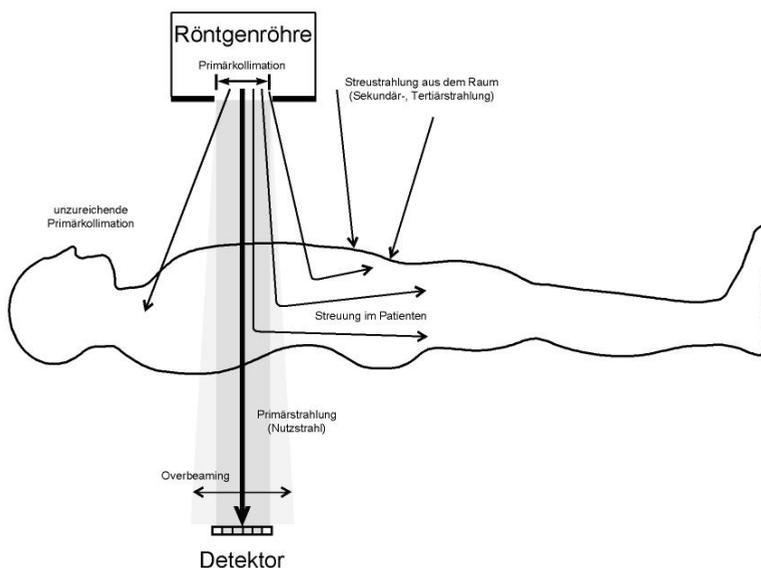
Aus der einleitenden Übersicht über das Thema ergeben sich folgende Fragestellungen der vorliegenden Arbeit:

### *1. In welchem Ausmaß beeinflussen anwenderbedingte Parameter verschiedener kardialer MSCT-Untersuchungsprotokolle die Strahlenbelastung des Patienten?*

Die kardiale MSCT erfordert für ihre verschiedenen Indikationsgebiete auch unterschiedliche Untersuchungsprotokolle und Parametervariationen. Während beispielsweise das koronare Kalziumscoring dosiseinsparende Untersuchungsparameter verwendet, benötigen Untersuchungen der Koronargefäße eine hohe örtliche und zeitliche Auflösung. Die entsprechenden Datensätze werden mit einer höheren Strahlenbelastung des Patienten erkaufte (**Kap. 1.4**). Die erste Kernfrage der vorliegenden Arbeit beschäftigt sich daher mit dem Vergleich der Strahlendosen unterschiedlicher kardialer MSCT-Untersuchungen bei Variation der Parameter: Gerätezeiligkeit, Akquisitionsverfahren, Pitch, Schichtdicke und Röhrenstrom.

2. Wie hoch ist die Strahlenbelastung bei der kardialen MSCT innerhalb des Scanbereiches im Vergleich zu der Belastung an ausgewählten herzfernen Organen?

Die Strahlenbelastung eines untersuchten Patienten beschränkt sich bei der CT dank der Primärkollimation zum größten Teil auf die jeweilig abzubildenden Schichten (**Kap 1.1.1**), obgleich auch das Gewebe außerhalb des Scanbereiches ionisierender Strahlung ausgesetzt wird. Einerseits ist trotz Primärkollimation eine Divergenz des Strahlenbündels dafür verantwortlich, andererseits aber auch die in den untersuchten Körperschichten erzeugte Streustrahlung (**Abb. 8**).



**Abb. 8** Strahlenbelastung eines Patienten in der MSCT

Aufgrund des Overbeamingeffektes ist zudem in der MSCT der Einsatz eines erweiterten Strahlenbündels notwendig (**Kap 1.3**). Dieses hat zur Folge, dass sich im Vergleich zur ESCT sowohl die Gesamtdosis, als auch der Anteil der Streustrahlung außerhalb des Scanfeldes erhöht (**Kap 1.1** und **1.3**). Mit Hilfe von Messungen an Augen, Schilddrüse und den Gonaden eines weiblichen Phantomes sollen im

Folgenden die Verhältnisse der Strahlenbelastungen in der kardialen MSCT dargestellt werden.

*3. Lässt sich die Strahlenbelastung bei der kardialen MSCT außerhalb des Scanfeldes an Auge, Gonaden und Schilddrüse durch Strahlenschutzabschirmungen aus Blei und Bismut vermindern?*

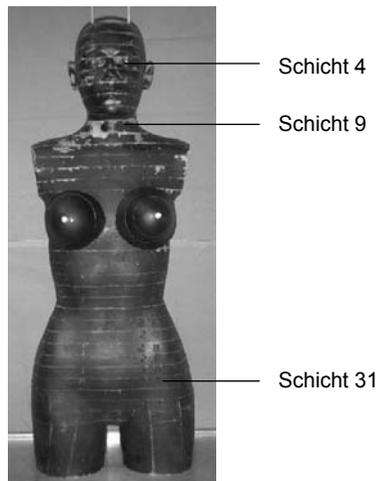
Strahlenschutzzubehör gehört heutzutage in jeder radiologischen Klinik und Praxis zum Alltag. Eine große Auswahl an Strahlenschutzkleidung ist auf dem Markt erhältlich. Diese wird hauptsächlich in der konventionellen Projektionsradiografie eingesetzt. Leider wird noch oft auf den regelmäßigen Einsatz von Röntgenschutzkleidung in der CT verzichtet.

Auch wenn die Strahlenbelastung außerhalb des Scanbereiches verglichen mit der Belastung im Primärstrahl nur einen geringen Teil der Strahlenexposition in der MSCT ausmacht, ist zu überlegen, ob spezifische Strahlenschutzmaßnahmen zur Reduzierung der Dosis an besonders strahlensensiblen Organen sinnvoll sind. An diesem Punkt möchte die vorliegende Untersuchung ansetzen und zur Klärung beitragen, in welchem Ausmaß die Strahlenbelastung an besonders strahlensensiblen Organen, die sich außerhalb des Scanbereiches bei der kardialen MSCT befinden, reduziert werden kann.

## 2. Material und Methoden

### 2.1 Alderson-Phantom

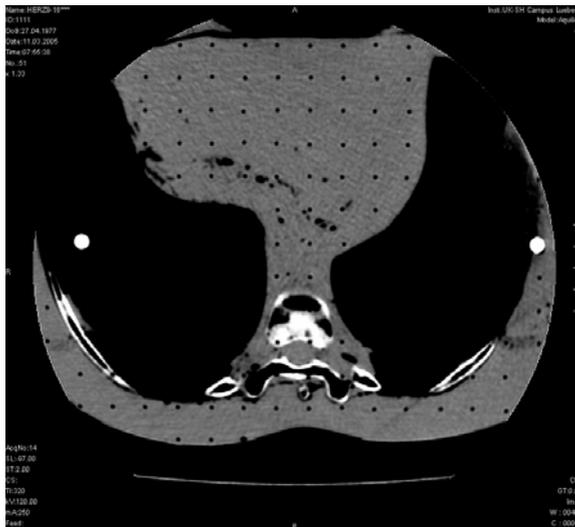
Eine etablierte Methode zur Planung und Simulation von radiotherapeutischen Behandlungen, aber auch zur wissenschaftlichen Messung von Strahlenbelastungen, ist die Verwendung von anthropomorphen Phantomen. Diese weisen Absorptions- und Streueigenschaften gegenüber Röntgenstrahlen auf, die dem menschlichen Körper äquivalent sind. Sie lassen sich sehr variabel mit kleinen Dosimetern bestücken, wodurch Dosiswerte innerhalb des Körpers messbar sind.



**Abb. 9** Alderson-Phantom (aufgeführt sind zur Messung verwendete Schichten)

Ein bewährtes und in der vorliegenden Studie verwendetes Phantom ist das Alderson-Rando<sup>®</sup>-Phantom (The Phantom Laboratory; New York, USA, **Abb. 9**). Es besteht aus einem menschlichen Skelett, welches in eine Isocyanatmasse (spez. Dichte  $0,985 \text{ g/cm}^3$ , mittlere Ordnungszahl 7,3) eingebettet wurde. Die Lunge wird durch einen mikrozellulären Schaum (spez. Dichte  $0,320 \text{ g/cm}^3$ , mittlere Ordnungszahl 7,3) ersetzt, Luftröhre, Nasen- und Mundhöhle sind pneumatisiert. Das Phantom ist in transversaler Ebene in 2,5 cm hohe Scheiben zerlegbar, wobei

jede Scheibe Bohrungen ( $\varnothing$  1 mm) in einem Raster von 3x3 cm zur Aufnahme der Dosimeter besitzt (**Abb. 10**). Wir verwendeten ein weibliches Modell mit schraubbaren Mammaphantomen, äquivalent zu einer 163 cm großen und 54 kg schweren Frau.



**Abb. 10** CT-Schichtbild des Alderson-Phantomes (Bohrungen zur TL-Dosimeteraufnahme erkennbar)

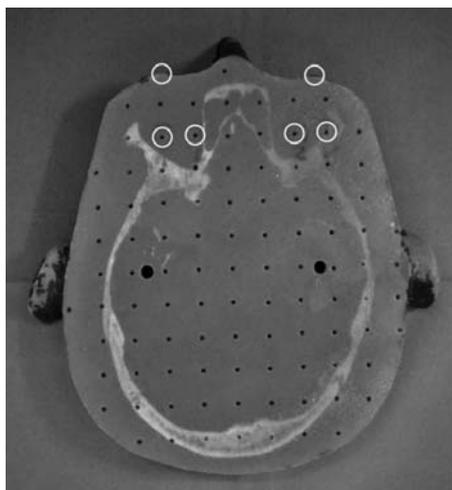
Obwohl Alderson-Phantome verbreitet sind und der Hersteller auf eine gleichförmige Anfertigung bedacht ist, bleiben sie doch Einzelstücke. Die im Phantom enthaltenen menschlichen Skelette bestimmen die Proportionierung und Gesamtgröße des Modells, so dass auch die Nummerierung der einzelnen Scheiben eines Phantoms nur bedingt mit der Schichtung eines anderen vergleichbar ist.

Die in der vorliegenden Studie untersuchten Organe (Augen, Schilddrüse, Ovarien) befinden sich außerhalb des primären Bestrahlungsfeldes und lassen sich durch kommerziell erhältliches Strahlenschutzzubehör gegen Strahlung abschirmen. Die weibliche Brust ist ebenfalls mit Dosimetern versehen worden. Obwohl sie sich direkt im Scanbereich befand und keine Strahlenabschirmung erfolgte, sind diese Werte zu

Vergleichszwecken mitbestimmt worden. Somit sollte der Vergleich von Dosiswerten im und außerhalb des Scanbereiches ermöglicht werden. Der detaillierte Bestückungsplan des Phantoms mit Thermolumineszenz-Dosimetern (TLDs) ist basierend auf der Schichtbezeichnung in **Abb. 9** in der **Tab. 2** dargestellt.

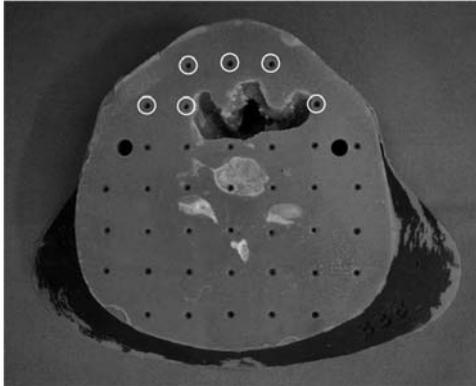
Organregion	TL-Dosimeter
Auge	2 x 2 TLDs in Schicht 4 je 1 TLD auf der Augenoberfläche
Schilddrüse	6 TLDs in Schicht 9
Mamma	je 1 TLD unter den Mammae je 1 TLD auf der Oberfläche (Mamillen)
Ovar	2 x 4 TLDs in Schicht 31 2 TLDs an der ventralen Oberfläche von Schicht 31

**Tab. 2** Bestückungsplan des Alderson-Phantoms

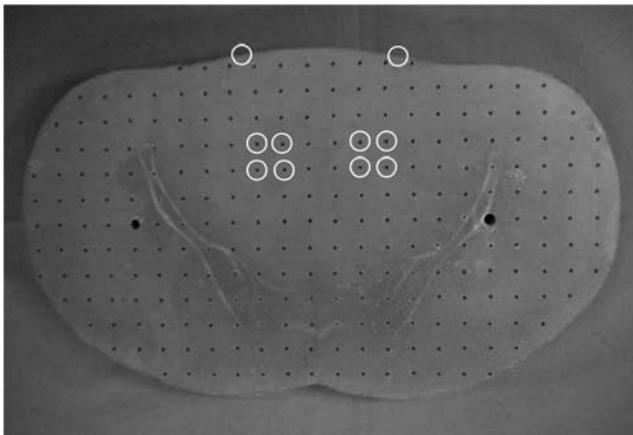


**Abb. 11** Schicht 4, Kopf (TLD-Positionen mit Kreisen markiert)

Die **Abb. 11-13** zeigen die verwendeten Schichten des Alderson-Phantoms. Erkennbar ist neben dem Knochenanschnitt des Skelettes auch das Raster der Bohrungen für die TLD-Aufnahme, Kreise markieren die jeweils verwendeten TLD-Positionen. Auf den Oberflächenpositionen wurden die TLDs mit Hilfe von kleinen Plastikheftchen und Klebepflaster an stets gleichen Positionen befestigt.



**Abb. 12** Schicht 9, Hals (TLD-Positionen mit Kreisen markiert)



**Abb. 13** Schicht 31, Becken (TLD-Positionen mit Kreisen markiert)

## **2.2 Thermolumineszenz-Dosimetrie**

### **2.2.1 Messprinzip**

Die applizierte Dosis wurde mit Hilfe von Thermolumineszenz-Detektoren [43] gemessen. Die Methode basiert auf der Fähigkeit gewisser Leuchtstoffe, den sogenannten Luminophoren [44], die zugeführte Strahlungsenergie zu speichern. Entsprechend des Bohr'schen Atommodells nehmen dabei Hüllenelektronen strahleninduziert ein höheres Energieniveau auf einer energiereichen Schale ein. Bei erneuter Energiezufuhr durch Erhitzung der Luminophore fallen die angeregten Elektronen in ihre ursprünglichen, energieärmeren Schalen zurück und geben dabei die gespeicherte Energie in Form von Licht wieder ab. Dieses Licht wird nun photometrisch erfasst und ist proportional der applizierten Dosis. Durch Kalibrierung kann anschließend dem gemessenen relativen Anzeigewert der absolute Dosiswert zugeordnet werden [45, 46].

### **2.2.2 Materialien**

In der vorliegenden Studie wurde ein Satz von Thermolumineszenz-Dosimetern des Typs TLD 100H (Saint-Gobain Crystals&Detectors; Solon, USA) verwendet. Die TLDs bestehen aus Lithiumfluorid (LiF:Mg, Cu, P), haben einen Durchmesser von 1 mm und sind 6 mm lang. Herstellerseitig wird für dieses Material ein optimaler Messbereich von 10  $\mu$ Gy bis 1 Gy angegeben.

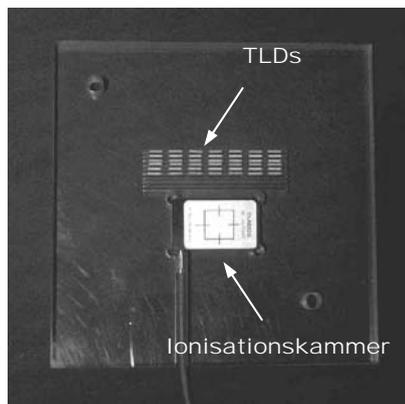
Im direkten Anschluss an die Messungen im CT (innerhalb von 60 Minuten) wurden die TLDs ausgelesen. Das zeitnahe Vorgehen stellte sicher, dass keine relevanten spontanen Ladungsverluste der TLDs erfolgten. Das Auslesen der TLDs fand an einem automatisierten Messgerät (Harshaw Model 5500, Saint-Gobain Crystals&Detectors) statt. Die TLDs wurden auf einem Träger in das System eingelegt und nacheinander automatisch unter Stickstoffatmosphäre auf 260°C erhitzt. Dabei gaben sie Licht ab, welches vom Gerät registriert und mit Hilfe der mitgelieferten Software (WinREMS, Saint-Gobain Crystals&Detectors) an einem angeschlossenen PC ausgewertet wurde. Es ergab sich somit für jeden TLD eine Glühkurve. Das der insgesamt emittierten Strahlungsenergie proportionale Integral dieser Kurve wurde softwaregestützt berechnet.

Nach jeder Messung wurden die TLDs in einem Ofen (TLD-Ofen, PTW-Freiburg) auf eine Temperatur von 240°C erhitzt, für 10 Minuten bei dieser Temperatur gehalten,

und anschließend definiert wieder abgekühlt. Durch dieses Ausheizen wurden die Dosimeter regeneriert und eine eventuell verbliebene Restladung der vorausgegangenen Bestrahlung gelöscht.

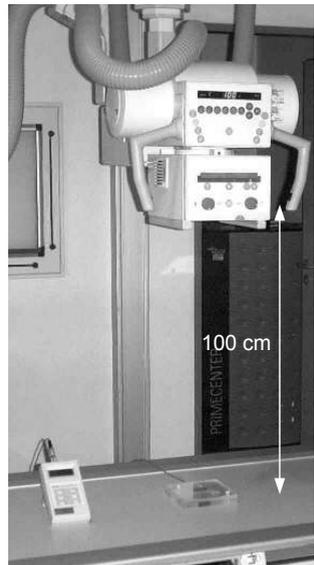
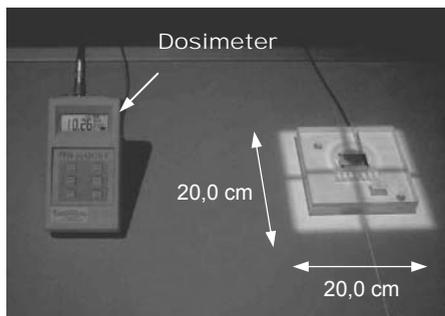
### 2.2.3 TLD-Kalibrierung

Zur Kalibrierung der einzelnen TLDs wurden zehn Bestrahlungen an einem Röntgengerät (Siemens Opti 150/30/50C-100) durchgeführt. Dazu wurden die TLDs in möglichst gleichmäßiger Verteilung auf einer speziell angefertigten Kalibrierplatte (**Abb. 14**) aus Plexiglas platziert. In der Mitte der Platte befindet sich eine Bohrung zur Aufnahme einer Ionisationskammer (Typ 77336, PTW-Freiburg), welche an ein Dosimeter (PTW-Diados E, Typ 11035, PTW-Freiburg) angeschlossen wurde.



**Abb. 14** Kalibrierplatte zur Bestrahlung

Die Kalibrierbestrahlungen wurden stets mit den gleichen Einstellungen (125 kV, 100 mAs) durchgeführt. Bei gleicher Positionierung im 20x20 cm großen Bestrahlungsfeld und bei einem Platten-Focus-Abstand von 100 cm ergab sich eine durchschnittlich applizierte Dosis von 10,19 mGy, welche sich im optimalen Messbereich der TLD (10  $\mu$ Gy bis 1 Gy) befand (**Abb. 15**).



**Abb. 15** Ausrichtung der Kalibrierplatte im Bestrahlungsfeld und Bestrahlung im Röntgengerät

Aus den zehn Kalibriermessungen konnten folgende Informationen ermittelt werden:

1. der Kalibrierfaktor ( $k_f$ ) für jeden einzelnen TLD,
2. die relativen Standardabweichungen der einzelnen TLDs,
3. der Umrechnungsfaktor ( $f$ ) von der Ladung der Dosimeter (Coulomb) auf die Energiedosis (Gray).

Der Kalibrierfaktor ist notwendig, um die physikalischen Unterschiede der einzelnen TLDs zu berücksichtigen. Messabweichungen bedingt durch unterschiedliche Oberflächenbeschaffenheit oder Alter des TLDs werden dadurch weitestgehend vermieden.

Die relative Standardabweichung (Variationskoeffizient) der in den einzelnen Kalibriermessungen ermittelten Dosen gibt Auskunft über die Messgenauigkeit jedes Dosimeters. Bei den verwendeten TLDs ergab sich eine mittlere Abweichung von 2,94 %.

Zur Kalibrierung konnten durch gleichzeitige Messungen die TL-Dosen mit den Werten des Ortsdosimeters ins Verhältnis gesetzt werden. Es ergab sich dadurch der Umrechnungsfaktor (f) von 10,251 mGy/nC.

Die Dosisbestimmung wurde in mehreren Schritten vorgenommen:

$$\begin{aligned} & \text{TL-Dosis [nC]} \\ & \Downarrow \\ & \text{TL-Dosis [nC]} \cdot \text{Kalibrierfaktor (kf)} = \text{korrigierte TL-Dosis [nC]} \\ & \Downarrow \\ & \text{korrigierte TL-Dosis [nC]} \cdot \text{Umrechnungsfaktor (f)} = \text{Energiedosis [Gy]} \\ & \Downarrow \\ & \text{Energiedosis [Gy]} = \text{Äquivalentdosis [Sv]} \\ & \text{(bei Röntgen- und Gammastrahlung)} \end{aligned}$$

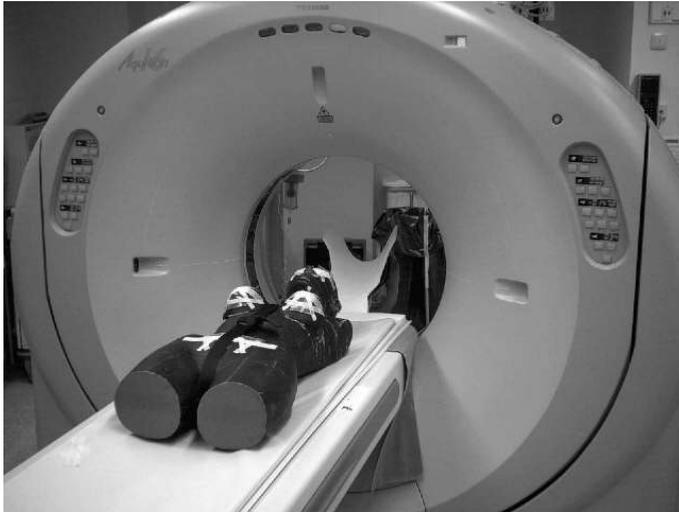
Der Strahlenqualitätsfaktor für Röntgen- und Gammastrahlung beträgt 1, so dass die Angaben der Energiedosis in Gray praktisch ohne Umrechnung in der Äquivalentdosis in Sievert ausgedrückt werden konnte.

Durch entsprechende Mittelwertbildung der TLDs einer Organregion wurde die gemessene Äquivalentdosis als Organdosis bestimmt (**Kap. 2.4**).

### 2.3 CT-Messungen

Es wurden insgesamt 8 Messungen des TLD- bestückten Phantoms am 4-Zeilen-CT und 13 Messungen am 16-Zeilen-CT durchgeführt. Bei den verwendeten CT-Geräten handelte es sich um die Modelle Aquilion 4 und Aquilion Multi (Toshiba Medical Systems; Tokyo, Japan, **Abb. 16**).

Nach genauer Positionierung des Phantoms auf dem Patienten-Tisch mit Hilfe des Laservisiers des Gerätes wurde bei allen Messungen eine Übersichtsaufnahme (Topogramm, **Abb. 17**) mit einer Scanlänge von 350 mm und einer Belichtung von 120 kV und 50 mA angefertigt. Anhand des Topogrammes konnte nun der Scanbereich von 128 mm Länge für die Kardio-CT-Untersuchung festgelegt werden.



**Abb. 16** Mit TLDs bestücktes Phantom im Toshiba Aquilion Multi



**Abb. 17** Topogramm

Bei Messungen mit Strahlenschutzbehör wurden Augen, Schilddrüse und Gonaden abgedeckt. Für die Augenoberfläche wurde ein Schild aus in Bismut eingebettetem Latex benutzt (AttenuRad, F & L Medical Products Co.; Vandergrift, USA, zweilagig). Die Schilddrüse wurde durch einen gebräuchlichen Schilddrüsenschutz (Mod. NW 614, Bleigleichwert 0,5 mm, Mavig GmbH; München) abgeschirmt. Einen Zentimeter kaudal des Untersuchungsfeldes wurden zwei Patientenschutzdecken (Mod. 696, Bleigleichwert oben 0,5 mm / 60 x 80 cm, unten 1 mm / 80 x 90 cm, Mavig GmbH) als zirkulärer Gonadenschutz um das Phantom gelegt (**Abb. 18**). Im Folgenden wird dieses Schutzzubehör als Bleiabdeckung bezeichnet.



**Abb. 18** Alderson-Phantom mit Bleiabdeckungen

Bei der letzten Untersuchung am 16-Zeilen-Gerät wurde lediglich eine Übersichtsaufnahme ohne Bleiabdeckungen erstellt. Somit konnte die durch das Topogramm entstehende Strahlenbelastung erfasst werden.

### 2.3.1 Untersuchungsprotokolle

Es wurden Messpaare aufgenommen, bei denen die Untersuchungen mit bzw. ohne Bleiabdeckungen erfolgten. Somit konnte die Höhe der Dosisreduktion durch direkten Vergleich zweier Messungen erhalten werden. Vier solcher Messpaare am 4-Zeiler und sechs am 16-Zeiler wurden untersucht, wobei Parameter wie Schichtdicke, Pitch und Bildrekonstruktionsverfahren (retrospektives Gating/prospektives Triggern) variiert wurden. Einerseits sollte somit ein Unterschied der Dosisreduzierungen bei unterschiedlichen Untersuchungsparametern aufgedeckt und andererseits die Wirksamkeit der Bleiabdeckungen nachgewiesen werden.

Die gewählten Untersuchungsparameter entsprechen den von der Arbeitsgemeinschaft Herzdiagnostik der Deutschen Röntgengesellschaft erarbeiteten Untersuchungsprotokollen für die kardiale MSCT. Messungen mit 0,5 mm Schichtdicke mit retrospektivem Gating rekonstruiert eignen sich zur Darstellung der Koronararterien oder künstlichen Bypässen, Messungen mit 1 mm Schichtdicke zur Untersuchung der großen herznahen Gefäße. Die mittels EKG-Signal prospektiv getriggerten Untersuchungen entsprechen dem Protokoll eines koronaren Kalziumscorings (**Tab. 3**).

Anwendung	Messung-Nr.		Untersuchungsparameter	
	4-Zeiler	16-Zeiler	Bildrekonstruktionsverfahren	Schichtdicke
<b>CTA – Koronargefäße</b>	-	1-4	retrospektives Gating	0,5 mm
<b>CTA – Herznahe große Gefäße</b>	1-4	5-8	retrospektives Gating	1 mm
<b>Koronares Kalziumscoring</b>	5-8	9-12	prospektives Triggern	2 mm

**Tab. 3** Anwendungsgebiete der verwendeten Untersuchungsprotokolle

Über die Parametervariation bei den einzelnen Messungen geben die CT-Protokolle im Anhang (**Kap. 7, Tab. A+B**) detaillierte Auskunft.

## 2.4 Auswertung

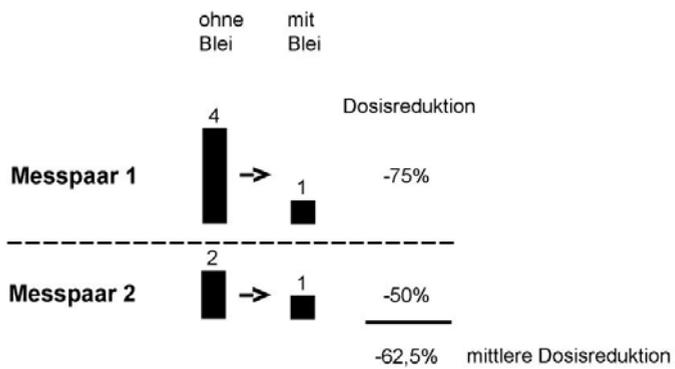
Nach der Durchführung der Messungen konnten die Äquivalentdosen der TLDs mit Hilfe der zuvor ermittelten Kalibrierungsfaktoren bestimmt werden (**Kap. 2.2.3.**). Es ergaben sich 208 Dosiswerte am 4-Zeilen-CT und 338 Dosiswerte am 16-Zeilen-CT. Zur statistischen Auswertung wurden diese Werte zu Organdosen und Oberflächendosen (in mSv) zusammengefasst. Aufgrund der geringen statistischen Komplexität der Werte wurde das arithmetische Mittel als Methode zur Auswertung verwendet. Aus den Äquivalentdosen der einzelnen TLDs beider Körperhälften wurden organbezogenen Mittelwerte bestimmt. Es ergaben sich somit pro Messung die Organ- und Oberflächendosen von:

- Augen (4 TLDs)
- Augenoberfläche (2 TLDs)
- Schilddrüse (6 TLDs)
- Mammae (2 TLDs)
- Mammaoberfläche (2 TLDs)
- weiblichen Gonaden (8 TLDs)
- weiblichen Gonaden an der Phantomoberfläche gemessen (2 TLDs).

Die **Tab. C + D** des Anhangs zeigen die bei den Messungen ermittelten Organdosen an beiden CT-Geräten.

Die Organdosis wird rechnerisch definiert als absorbierte Energie pro Masse des Organs. Diese mathematische Definition konnte bei den vorliegenden Messungen vernachlässigt werden, da sich die untersuchten Organe vollständig in relativ homogenen Strahlenfeldern befanden. Die Mammae lagen vollständig innerhalb, die übrigen Organe vollständig außerhalb des Scandfeldes. Zudem handelte es sich mit Ausnahme der Mammae um relativ kleine Objekte, so dass eine Inhomogenität des Strahlenfeldes im Organbereich unwahrscheinlich bzw. durch die Verwendung mehrerer TLD-Positionen in jedem Organ mit anschließender Mittelwertbildung berücksichtigt wird.

Aus den sich jeweils entsprechenden zwei Messungen mit und ohne Bleiabdeckungen (Messpaar) konnte nun die prozentuale Dosisreduktion ermittelt werden. Abschließend wurden die erreichten Dosisreduktionen unterschiedlicher Untersuchungsprotokolle zur mittleren Dosisreduktion zusammengefasst (**Abb. 19**).



**Abb. 19** *Beispielberechnung der mittleren Dosisreduktion*

### 3. Ergebnisse

#### 3.1 Einfluss der Parametervariation auf die Dosis

Entsprechend den Fragestellungen (**Kap. 1.6**) wird im Folgenden dargestellt, in welchem Ausmaß anwenderbedingte Parameter verschiedener kardialer MSCT-Untersuchungsprotokolle die Strahlenbelastung des Patienten beeinflussen. Hierzu ist es notwendig, einen Wert zu erstellen, mit welchem die Gesamtstrahlenbelastung der einzelnen Messungen beschrieben und damit die Messungen untereinander vergleichbar gemacht werden können. Es wurden daher die Organ- und Oberflächendosen jeder einzelnen Messung zu einem Dosisindex addiert (**Kap. 7, Tab. C+D**).

##### 3.1.1 Dosis in Abhängigkeit von der Gerätezeitigkeit

Die Betrachtung der Strahlenbelastung zeigt insbesondere beim retrospektiven Gating deutliche Unterschiede zwischen dem 4- und 16-Zeilen-CT. So konnten bei den Untersuchungen am 16-Zeilen-CT 48,3 % Strahlenbelastung bei einem Pitch von 1,1 bzw. 34,1 % bei einem Pitch von 2,5 eingespart werden.

Die Strahlenbelastung beim koronaren Kalziumscoring weist dagegen nur einen geringen Unterschied zwischen den beiden MSCT-Geräten auf. Am 16-Zeilen-CT sind hier um 1,5-2,9 % höhere Strahlendosen ermittelt worden (**Tab. 4**).

##### 3.1.2 Dosis in Abhängigkeit vom Akquisitionsverfahren

Der Vergleich der Untersuchungsprotokolle untereinander zeigt, dass das retrospektive Gating im Vergleich zur prospektiven Triggerung mit einer um 2,2 bis 9,4fach höheren Strahlenbelastung einhergeht (**Tab. 4**). Es zeichnet sich der Effekt der Dosisersparung durch das prospektive Triggern ab. Aufgrund unterschiedlicher Schichtdicken und Pitchwerte ist der direkte Vergleich jedoch nur eingeschränkt möglich.

#### 4-Zeilen-CT

Schichtdicke	1 mm			2 mm		
Pitch	1,1	2,5		4x2		
Röhrenstrom	250 mA					
Rekonstruktion	retrospektives Gating				prospekt. Triggern	
Bleiabdeckung	ja	nein	ja	nein	Ja	nein
Messung (CT 4)	1	2	3	4	5	6
<i>Dosisindex</i>	<b>163,34</b>	<b>148,00</b>	<b>63,16</b>	<b>61,21</b>	<b>17,84</b>	<b>17,29</b>

#### 16-Zeilen-CT

Schichtdicke	1 mm			2 mm		
Pitch	4,4	8,8		4x2		
Röhrenstrom	250 mA					
Rekonstruktion	retrospektives Gating				prospekt. Triggern	
Bleiabdeckung	ja	nein	ja	nein	Ja	nein
Messung (CT 16)	5	6	7	8	9	10
<i>Dosisindex</i>	<b>84,47</b>	<b>81,56</b>	<b>41,62</b>	<b>39,02</b>	<b>18,11</b>	<b>17,78</b>

<i>Dosisvergleich (CT 16 vs. CT 4)</i>	<b>-48,28 %</b>	<b>-44,90 %</b>	<b>-34,11 %</b>	<b>-36,25 %</b>	<b>1,53 %</b>	<b>2,86 %</b>
--	-----------------	-----------------	-----------------	-----------------	---------------	---------------

**Tab. 4** Vergleich der Strahlenbelastung in Abhängigkeit von der Gerätezeitigkeit  
(Der Dosisvergleich stellt die Dosisbelastungen der sich entsprechenden  
Messungen an den beiden CT-Geräten gegenüber:)

#### **3.1.3 Dosis in Abhängigkeit vom Pitch**

Bei der nachfolgenden Untersuchung des Einflusses von Pitch, Schichtdicke und Röhrenstromstärke hätte eine selektive Verringerung der Strahlendosis außerhalb des Strahlenfeldes durch die Bleiabdeckung zu einer Störung der Verhältnisse von Parametervariation zu Dosisindex führen können, so dass nur Messungen ohne Bleiabdeckung berücksichtigt wurden.

Am 16-Zeilen-CT wurde bei der Messung 13 auch ein einzelnes Topogramm gefahren. Der Dosisindex des Topogrammes belief sich auf 1,12 und trug damit einen minimalen Anteil von 1,2 % an der Strahlenbelastung einer Messung mit retrospektivem Gating und einen maximalen Anteil von 11,5 % bei einer prospektiv getriggerten Messung bei.

Der Anteil des Topogrammes am Dosisindex der einzelnen Messungen wurde am 16-Zeilen-CT bei den Parametervariationen von Pitch, Schichtdicke und Röhrenstrom subtrahiert, um mathematische Regelmäßigkeiten zwischen der Parametervariation und ihrem Effekt auf die Strahlenbelastung transparenter zu machen.

Am 4-Zeilen-CT ging eine Erhöhung des Pitches um den Faktor 2,3 mit einer Verringerung der Dosis um 61 % einher. Am 16-Zeiler hatte eine Verdoppelung des Pitches die Dosisreduktion um 57 % bzw 51 % zur Folge (**Tab.5**).

#### **4-Zeilen-CT**

	Messung	Pitch	Messung	Pitch	Verhältnis
	1	1,1	3	2,5	2,27
<i>Dosisindex</i>	<b>163,34</b>		<b>63,16</b>		<b>0,39</b>

#### **16-Zeilen-CT**

	Messung	Pitch	Messung	Pitch	Verhältnis
	1	4,4	3	8,8	2,00
<i>Dosisindex</i>	<b>101,42</b>		<b>43,31</b>		<b>0,43</b>
	5	4,4	7	8,8	2,00
<i>Dosisindex</i>	<b>83,35</b>		<b>40,50</b>		<b>0,49</b>

**Tab. 5** *Vergleich der Strahlenbelastung in Abhängigkeit vom Pitch (Berücksichtigt wurden nur Messungen ohne Bleiabdeckungen. Bei den Messungen am 16-Zeilen-CT wurde der Dosisindex des Topogrammes subtrahiert.)*

### 3.1.4 Dosis in Abhängigkeit von der Schichtdicke

Der Dosiseneffekt bei Variation von Schichtdicke oder Röhrenstromstärke wurde nur am 16-Zeilen-Gerät bestimmt. Eine Verdopplung der Schichtdicke von 0,5 auf 1,0 mm zeigt eine Verringerung der Dosis um 18 % bzw. 6 % (Tab. 6).

#### 16-Zeilen-CT

	Messung	Schichtdicke	Messung	Schichtdicke	Verhältnis
<i>Dosisindex</i>	1	0,5 mm	5	1,0 mm	2,00
	<b>101,42</b>		<b>83,3</b>		<b>0,82</b>
	5	0,5 mm	7	1,0 mm	2,00
<i>Dosisindex</i>	<b>43,31</b>		<b>40,5</b>		<b>0,94</b>

**Tab. 6** *Strahlenbelastung in Abhängigkeit von der Schichtdicke (Berücksichtigt wurden nur Messungen ohne Bleiabdeckungen, der Dosisindex des Topogrammes wurde subtrahiert.)*

### 3.1.5 Dosis in Abhängigkeit vom Röhrenstrom

Eine Änderung des Röhrenstromes von 250 mA auf 150 mA senkte die Dosis um 45 % (Tab. 7).

#### 16-Zeilen-CT

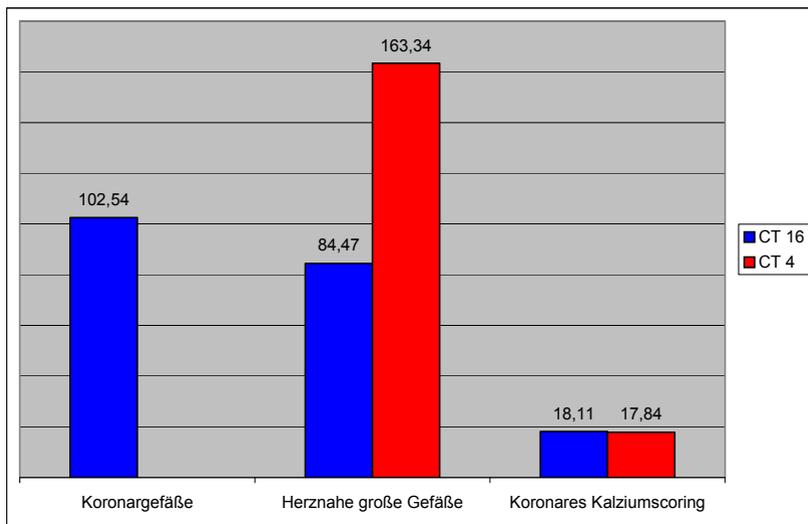
	Messung	Stromstärke	Messung	Stromstärke	Verhältnis
<i>Dosisindex</i>	9	250 mA	11	150 mA	0,60
	<b>16,99</b>		<b>9,39</b>		<b>0,55</b>

**Tab.7** *Strahlenbelastung in Abhängigkeit vom Röhrenstrom (Berücksichtigt wurden nur Messungen ohne Bleiabdeckungen, der Dosisindex des Topogrammes wurde subtrahiert.)*

### 3.1.6 Dosis in Bezug auf die klinische Indikation der Untersuchungsprotokolle

Abschließend soll bei gegebener Parametervariation ein Vergleich der Dosis von unterschiedlichen Untersuchungsprotokollen je nach klinischer Indikation durchgeführt werden. Die Untersuchung der Koronargefäße wurde nur mit dem 16-Zeilen-CT simuliert, während die Darstellung der herznahen großen Gefäße oder das koronare Kalziumscoring auch am 4-Zeiler nachgestellt wurden. Die **Abb. 20** stellt die Dosisunterschiede mit Hilfe des Dosisindex grafisch dar. Hierbei zeigt die Untersuchung der Koronargefäße die höchste Strahlenbelastung. Die Darstellung der großen herznahen Gefäße geht dagegen mit einer um 18 %, das koronare Kalziumscoring mit einer um 84 % niedrigeren Dosis einher.

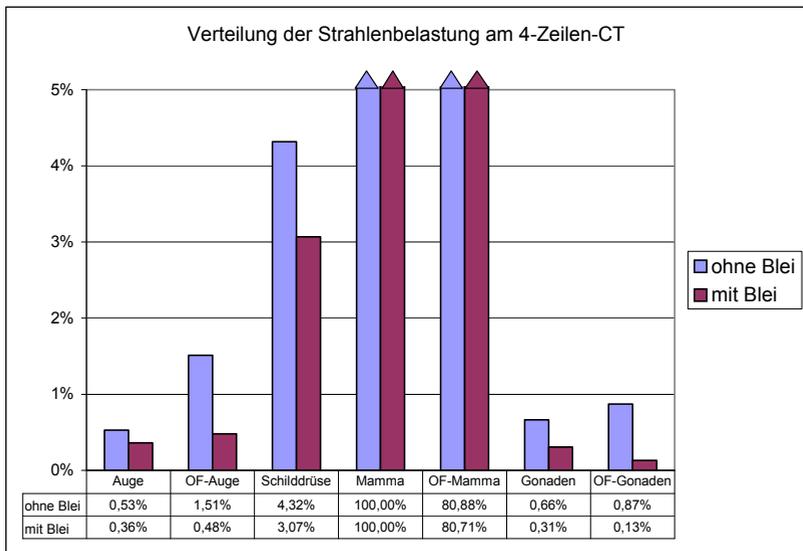
Während sich beim koronaren Kalziumscoring kaum Unterschiede zwischen den Messungen am 4- und 16-Zeilen-CT zeigen, ist die Strahlenbelastung bei der Untersuchung der großen herznahen Gefäße am 4-Zeiler fast doppelt so hoch.



**Abb. 20** Strahlenbelastung in Abhängigkeit von Untersuchungsprotokoll und Gerätezeitigkeit (Dosisindex der Messungen 1 und 5 am 4-Zeiler, sowie der Messungen 1, 5 und 9 am 16-Zeiler.)

### 3.2 Strahlenbelastung des untersuchten Körpers

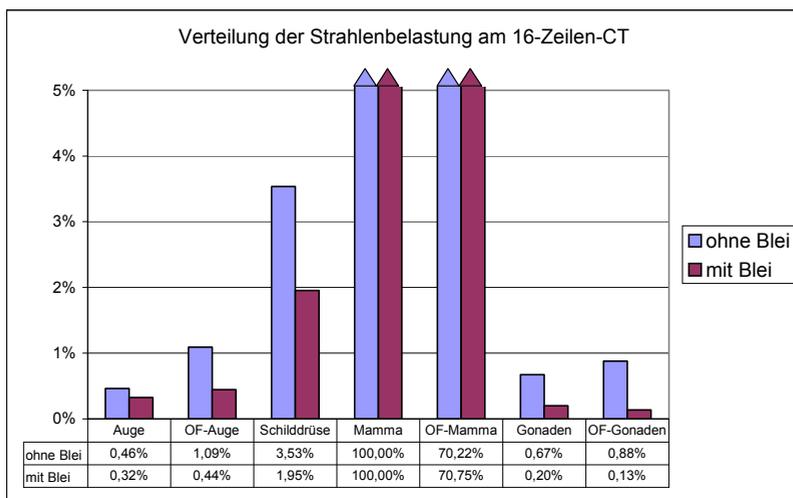
Die absolute Strahlenbelastung der untersuchten Organe wird durch die zahlreichen ermittelten Organdosen beschrieben und kann im Detail in den **Tab. C+D** des Anhanges (**Kap.7**) eingesehen werden. An die Fragestellung anknüpfend wurde die Strahlenbelastung bei der kardialen MSCT innerhalb des Scanbereiches qualitativ in Bezug zu der Belastung an den untersuchten herzfernen Organen gesetzt. Unter der Prämisse, dass die Verteilung der Dosis bei gleichem Versuchsaufbau an einem Untersuchungsgerät unabhängig von den Untersuchungsparametern ist, wurden die Organdosen aller Messungen an einem CT-Gerät gemittelt und miteinander verglichen. Hierbei diente die mittlere Organdosis an den Mammæ als Referenz. Die Mammæ waren mit Abstand der höchsten Strahlenbelastung ausgesetzt.



**Abb. 21** Strahlenbelastung bei der Herzuntersuchung am 4-Zeilen-CT  
(normiert auf die Strahlenbelastung der Mammæ im Nutzstrahlenfeld,  
Mittelwert aller Messungen am 4-Zeilen-CT)

Am 4-Zeilen-CT zeigt sich bei Betrachtung der gemittelten Organdosen (**Abb. 21**), dass außerhalb des Scanbereiches insbesondere die Schilddrüse eine deutliche Strahlenbelastung (4,3 % der Dosis im Nutzstrahlenfeld) erfährt. Die Organdosen von Augen (0,5 %) und Ovarien (0,7 %) weisen niedrigere Werte auf.

Am 16-Zeilen-Gerät stellen sich ähnliche Verhältnisse dar. Hier erfährt die Schilddrüse eine Strahlenbelastung von 3,5 % der Dosis im Nutzstrahlenfeld. An Augen (0,5 %) und an den Ovarien (0,7 %) sind die Werte erneut deutlich geringer (**Abb. 22**).



**Abb. 22** Strahlenbelastung bei der Herzuntersuchung am 16-Zeilen-CT  
(normiert auf die Strahlenbelastung der Mammæ im Nutzstrahlenfeld,  
Mittelwert aller Messungen am 16-Zeilen-CT)

### 3.3 Dosisreduktion durch Strahlenschutzkleidung

Ein wesentlicher Teil der Fragestellung der vorliegenden Arbeit ist, ob die Strahlenbelastung bei der kardialen MSCT außerhalb des Scanfeldes an Auge, Gonaden und Schilddrüse durch Strahlenschutzabdeckungen aus Blei und Bismut vermindert werden kann. Hierzu wurden die Organdosen von sich entsprechenden

Messungen mit und ohne Bleiabdeckung miteinander verglichen. Es ergaben sich prozentuale Dosisreduktionen, aus welchen schließlich organbezogene mittlere Dosisreduktionen ermittelt wurden. (Tab. 8)

#### **4-Zeilen-CT**

Position	Messpaare				MD	SD
	1-2	3-4	5-6	7-8		
Auge	-41,02%	-24,96%	-31,53%	-20,45%	<b>-29,49%</b>	7,74%
OF-Auge	-76,89%	-56,34%	-58,83%	-63,31%	<b>-63,84%</b>	7,94%
Schilddrüse	-32,13%	-29,75%	-32,35%	-39,94%	<b>-33,54%</b>	3,83%
Mamma	-13,54%	-6,52%	2,87%	1,81%	<b>-3,85%</b>	6,68%
OF-Mamma	-7,03%	0,68%	-4,49%	-11,86%	<b>-5,68%</b>	4,53%
Gonaden	-52,01%	-52,67%	-75,84%	-60,07%	<b>-60,15%</b>	9,60%
OF-Gonad.	-88,13%	-83,92%	-84,67%	-76,83%	<b>-83,39%</b>	4,10%

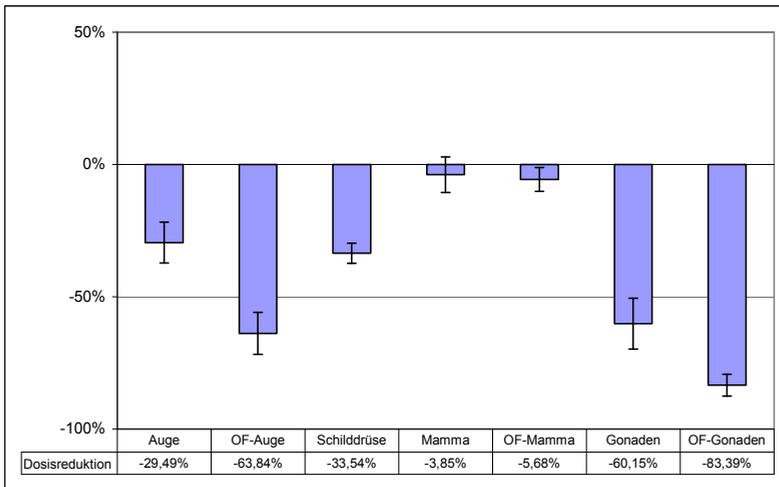
#### **16-Zeilen-CT**

Position	Messpaare						MD	SD
	1-2	3-4	5-6	7-8	9-10	11-12		
Auge	-30,76%	-21,98%	-31,76%	-36,75%	-31,45%	-31,68%	<b>-30,73%</b>	4,39%
OF-Auge	-70,10%	-40,00%	-58,35%	-53,28%	-59,82%	-64,68%	<b>-57,71%</b>	9,49%
Schilddrüse	-44,72%	-44,20%	-42,26%	-47,17%	-47,32%	-50,41%	<b>-46,01%</b>	2,63%
Mamma	-8,60%	16,18%	-1,68%	-6,23%	1,24%	5,01%	<b>0,99%</b>	8,15%
OF-Mamma	-8,17%	14,92%	-0,85%	-1,03%	1,62%	0,88%	<b>1,23%</b>	6,90%
Gonaden	-66,50%	-70,01%	-64,12%	-73,85%	-78,99%	-85,47%	<b>-73,16%</b>	7,33%
OF-Gonad.	-85,77%	-85,75%	-82,65%	-86,82%	-82,76%	-87,71%	<b>-85,24%</b>	1,92%

**Tab. 8** Organbezogene relative Dosisreduktionen [%] durch Bleiabdeckung. Vergleich von Messungen mit und ohne Bleiabdeckung. (MD: mittlere Dosisreduktion; SD: Standardabweichung)

**Abb. 23** stellt die organbezogenen mittleren Dosisreduktionen aller Messungen am 4-Zeilen-CT im Diagramm dar. Die Standardabweichung der einzelnen Messpaare ist grafisch aufgetragen.

Dementsprechend konnte bei allen Organdosen außerhalb des Scanbereiches die Strahlendosis durch Bleiabdeckungen gesenkt werden. Insbesondere an der Augenoberfläche (-64 %), der Schilddrüse (-34 %), an den Ovarien (-60 %) und direkt unter dem zirkulären Gonadenschutz (-83 %) ließ sich die Strahlenbelastung deutlich vermindern.

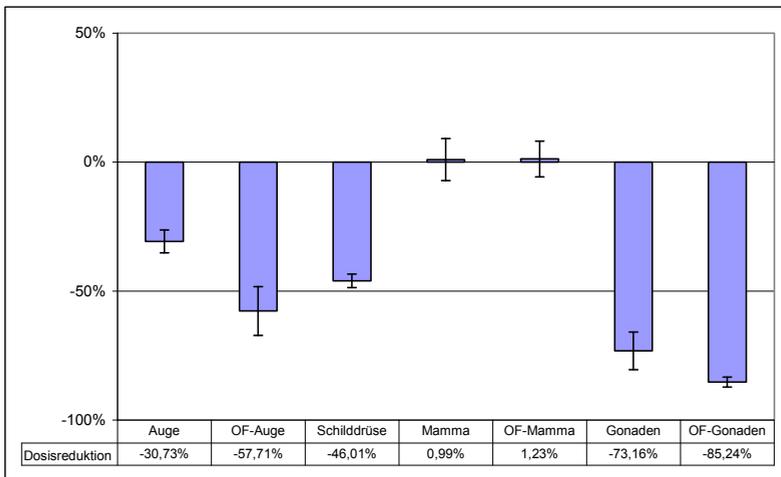


**Abb. 23** *Mittlere Dosisreduktion durch Bleiabdeckung bei Herzuntersuchungen am 4-Zeilen-CT*

Die Messung der Strahlendosis an den im Primärstrahlenfeld befindlichen Mammae, welche nicht durch die anliegende Bleiabdeckung geschützt waren, zeigte ebenfalls eine geringe Reduktion der Strahlenbelastung. Aufgrund der großen Standardabweichung ist diese Minderung jedoch nicht signifikant.

Es zeigt sich weiterhin, dass der Effekt der Dosisreduktion durch externe Abschirmmaßnahmen an der Körperoberfläche offensichtlich am effektivsten ist. In der Tiefe des untersuchten Körpers ist der dosisreduzierende Effekt geringer.

Die Untersuchungen am 16-Zeilen-Gerät stellen Verhältnisse dar, welche den Ergebnissen am 4-Zeilen-CT entsprechen (**Abb. 24**). Die Reduktion der Strahlenbelastung im Bereich der Gonaden (-73 % in Körperinneren, -85 % an der Körperoberfläche) und an der Schilddrüse (-46 %) fällt hier sogar noch höher aus. An den Brustdrüsen konnte keine wesentliche Veränderung der Dosis durch Bleiabdeckungen nachgewiesen werden.



**Abb. 24** Mittlere Dosisreduktion durch Bleiabdeckung bei Herzuntersuchungen am 16-Zeilen-CT

### 3.4 Qualität der gemessenen Werte

Strahlendosen im CT lassen sich mit Hilfe von Berechnungen am mathematischen Modell [14] oder durch die direkte Messung [22, 46] ermitteln. Eine zeitaufwändige, die jedoch einzig praktikable Methode zur wissenschaftlichen Dosismessung ist die Thermolumineszenz-Dosimetrie an anthropomorphen Phantomen. Schwankungen der Dosiswerte von  $\pm 10\%$ , in Extremfällen von  $\pm 30\%$  treten sowohl bei berechneten Organdosen, als auch bei gemessenen Werten auf [12]. Sie sprechen primär weder für noch gegen die jeweils verwendete Methode, denn die Messung von Strahlendosen im CT wird durch viele unterschiedliche Faktoren bestimmt. Neben

den variablen Untersuchungsparametern sind die Dosiswerte auch vom CT-Gerätemodell und dem untersuchten Körper abhängig. Dementsprechend findet sich in der Literatur eine große Zahl von CT-Studien mit verschiedenen Versuchsparametern, ein direkter Vergleich der Ergebnisse der vorliegenden Arbeit mit den Ergebnissen publizierter Studien kann aufgrund unterschiedlicher Parameterwahl und Messverfahren nur eingeschränkt durchgeführt werden.

**Tab. 9** zeigt eine Auswahl von Studien zur Strahlenbelastung bei typischen MSCT-Untersuchungen des Herzens. Diese wurden an unterschiedlichen Geräten mit verschiedenen Untersuchungsparametern durchgeführt.

Organ	Aquilion		Hunold	Schroeder	Cohnen	Achenbach
	CT 4	CT 16	et al. <sup>[47]</sup>	et al. <sup>[48]</sup>	et al. <sup>[50]</sup>	et al. <sup>[51]</sup>
Auge	0,4	0,2	-	-	-	-
Schilddrüse	3,6	1,7	2,7	3,4	2,1	1,4
Brust	68,9	32,8	44,0	28,7	46,6	25,6
Ovarien	0,5	0,2	0,6	1,4	0,7	0,9
Hoden	-	-	0,7	0,4	0,4	0,2
CT-Zeiligkeit	4	16	4	4	4	4
Spannung (kV)	120	120	120	120	120	140
Strom (mA)	250	250	300	225	k.A.	150
Kollimation (mm)	4 x 1	16 x 1	4 x 1	4 x 1	4 x 1	4 x 1
Pitch	1,1	4,4	1,5	1,5	1,5	1,5
Scanrange (cm)	128	128	110	k.A.	130	k.A.

**Tab. 9** Größenordnungen der Strahlenbelastung in verschiedenen Studien zur kardialen MSCT am Beispiel der koronaren Angiografie (Organdosen in mSv). Die Werte können bei unterschiedlichen Untersuchungsprotokollen, -geräten und abweichenden TLD-Positionierungen an den Phantomen nur orientierend verglichen werden.

Eine gute Reproduzierbarkeit von Dosiswerten ist in der Computertomografie nur unter Beibehaltung des CT-Gerätemodelles, des Versuchsaufbaus und der entsprechenden Untersuchungsparameter gewährleistet. Dieses ist in der

vorliegenden Studie bei den Messpaaren gegeben. Es verbleibt die Messungenauigkeit der Thermolumineszenz-Dosimetrie (**Kap. 2.2.3**).

Um eine Reproduzierbarkeit der Dosisreduktion mittels Strahlenschutzkleidung über die verschiedenen Untersuchungsprotokolle hinweg zu belegen, wurden die Standardabweichungen der erreichten organbezogenen Dosisreduktionen berechnet. Sie betragen 1,9- 9,6 % (**Tab. 8**).

## 4. Diskussion

### 4.1 Parametervariation

Die Strahlendosis innerhalb des untersuchten Volumens lässt sich bei der CT durch die Variation verschiedener Untersuchungsparameter beeinflussen. Die Kenntnis der Beziehungen zwischen den gewählten Untersuchungseinstellungen und ihrer Auswirkung auf die Strahlenbelastung des Patienten ermöglicht die Auswahl der Untersuchungsparameter unter Berücksichtigung von Strahlenschutzaspekten. Es handelt sich bei der Wahl der Untersuchungseinstellung immer um eine Abwägung von Strahlenrisiko und diagnostischem Nutzen des Verfahrens, wobei eine Verringerung der diagnostischen Sicherheit vermieden werden sollte.

Entsprechend den in **Kap. 3** aufgeführten Ergebnissen bestätigten sich bei der MSCT des Herzens die in der Theorie bereits beschriebenen Verhältnisse (**Kap. 1.1.1**).

Bezüglich der Gerätezeitigkeit wurde schon durch Brix et al. belegt [24], dass Untersuchungen an vierzeiligen CT-Geräten unter den Mehrzeilern mit der höchsten Strahlenbelastung einhergehen. Dieses zeigte sich auch bei der kardialen MSCT. Die Strahlenbelastung am 16-Zeiler betrug im Vergleich zum 4-Zeiler bei retrospektiv gegateten Untersuchungen um bis zu 48,3 % weniger (**Tab. 4**). Als wesentlicher Grund hierfür wird das Overbeaming genannt [24, 12], welches bei Vierzeilern am stärksten ausgeprägt ist.

Bei kleinerem Pitch trat dieser Dosisunterschied zwischen den beiden Geräten deutlicher hervor. Dieser Effekt ist ebenfalls mit dem höherem Overbeaming erklärbar. Bei Verringerung des Pitches steigt die benötigte Anzahl der Röhrenrotationen, um ein konstantes Körpervolumen zu untersuchen. Hieraus resultieren beim 4-Zeilen-CT bei gleicher Schichtdicke immer vierfach mehr Rotationen der Röntgenröhre als beim 16-Zeilen-CT. Bei jeder Rotation werden aufgrund des Overbeaming Körperbereiche überlappend gescannt. Der Anteil der durch das Overbeaming verursachten Strahlung, welche nicht zur Bildgewinnung beiträgt, gewinnt beim 4-Zeiler und niedrigem Pitch somit deutlich mehr an Bedeutung.

Bei den unterschiedlichen Akquisitionsverfahren in der kardialen MSCT werden Datensätze von unterschiedlichem Umfang aufgenommen. Es ergeben sich unterschiedliche Strahlenbelastungen, welche in der Literatur vorbeschrieben sind und in der vorliegenden Arbeit nachvollziehbar waren.

Die prospektiv getriggerten Untersuchungen gingen im Vergleich zu den retrospektiv gegateten mit einer deutlich niedrigeren Dosis einher. Dieser Effekt wurde von Poll et al. anhand unterschiedlicher kardialer MSCT-Protokolle untersucht [38, 39] und mit einer Dosiseinsparung von 37-44 % bei prospektiver Triggerung quantifiziert.

Bei Vergleich der Strahlendosen am 4-Zeilen-CT mit denen am 16-Zeilen-CT zeigt sich, dass bei prospektiver Triggerung keine Dosiseinsparung am 16-Zeiler beobachtet werden kann. Bei prospektiver Triggerung ist die Gerätezeitigkeit für die Strahlenbelastung in der vorliegenden Studie nicht ausschlaggebend. Bei dieser Akquisitionsmethode wird eine konventionelle Schnittführung eingesetzt. Das hohe Overbeaming der 4-Zeilen-Geräte fällt verhältnismäßig niedriger aus. Das Overranging, welches bei Schnittführung in Spiraltechnik gegeben ist, entfällt. Somit entfällt ein Anteil an der Gesamtstrahlung, der von Veit et al. mit 10-15 % bei Untersuchung von Schädel, Becken und Thoraxuntersuchungen an MSCT-Geräten unterschiedlicher Zeiligkeit beschreiben wurde [40].

Die Erhöhung des Pitches geht mit einer Verringerung der Strahlendosis einher. Die Dosiseinsparung resultiert hierbei aus der Änderung des Verhältnisses zwischen Tischvorschub und Schichtdicke. Bei verhältnismäßig raschem Tischvorschub kann die Untersuchung in Spiraltechnik mit „weiter Spirale“ gefahren werden, so dass das untersuchte Volumen in geringerer Durchleuchtungzeit und somit dosissparender gescannt werden kann. Beim Pitch  $>1$  gelten nahezu lineare Verhältnisse zwischen Pitch und resultierender Dosis. Wenn der Pitch  $<1$  ist, so steigt die Dosis exponentiell an [12].

Als zu erwartende Folge ging am 4-Zeilen-CT eine Erhöhung des Pitches von 1,1 auf 2,5 mit einer Verringerung der Dosis um 61 % einher. Am 16-Zeiler führte eine Verdoppelung des Pitches von 4,4 auf 8,8 zu einer Verringerung der Dosis um 57 % bzw 51 %.

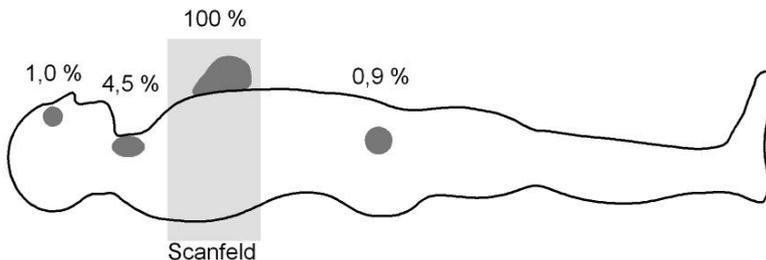
Die Veränderung der Schichtdicke zeigte erwartungsgemäß eine gleichsinnige Veränderung der Strahlendosis und ist durch die Erhöhung des Strom-Zeit-

Produktes zur Kompensation eines gesteigerten Bildrauschens bei niedrigen Schichtdicken gekennzeichnet [12].

Die Erhöhung des Röhrenstromes hat eine direkt proportionale Auswirkung auf die Dosis zur Folge. Die Verringerung der Stromstärke geht jedoch mit einem erhöhten Bildrauschen einher, so dass die diagnostische Sicherheit hierdurch gefährdet sein kann [12].

#### 4.2 Strahlenbelastung

Die Messungen an den beiden Mehrschicht-Computertomografen zeigen zusammenfassend betrachtet einen deutlichen Gradienten zwischen der Strahlenbelastung innerhalb und außerhalb des Scanfeldes. Dieses ist aus den in **Kap. 1.1.1** geschilderten apparativen Maßnahmen zur Dosisreduktion in der MSCT abzuleiten. Die Strahlenbelastung herznaher Organe übertrifft im Vergleich diejenige an den nicht primär bestrahlten Organen deutlich (**Abb. 25**). Die Schilddrüse wird beispielsweise mit einer Dosis belastet, welche nur 1/22 der Dosis im Scanfeld entspricht.



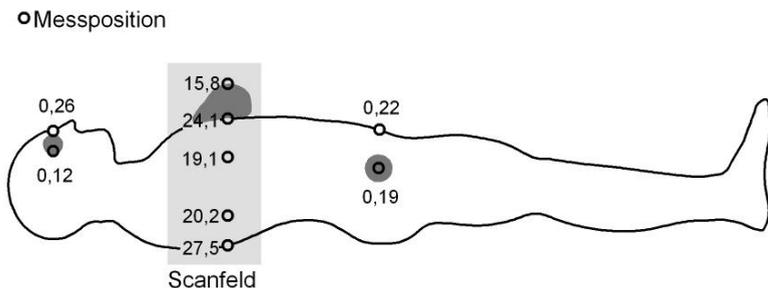
**Abb. 25** Vergleich der Strahlenbelastung bei der MSCT an Auge, Schilddrüse, Mamma und Ovar (Messungen ohne Bleiabdeckungen, oberflächliche und tiefe TLD-Messungen wurden zusammengefasst)

In verschiedenen Studien [47, 48, 50, 51] sind bereits den vorliegenden Werten äquivalente Strahlenverteilungen am Körper bei kardialen MSCT-Untersuchungen ermittelt worden (Tab. 9). Dieses weist auf effektive Massnahmen der CT-Hersteller

hin, welche die Nutzstrahlung eng auf das untersuchte Volumen konzentrieren und Organe außerhalb des Strahlenfeldes vor unnötiger Strahlenbelastung bewahren. Bei weitergehender Betrachtung der Verteilung der erhaltenen Dosiswerte zeigte sich, dass an den Mammae die örtliche Dosis in der Tiefe des Körpers höher ausfiel als die Oberflächendosis. Der für diese Tatsache Ausschlag gebende Grund liegt darin, dass die Streustrahlung im Körperinneren höher ist als an der Körperoberfläche, was damit erklärbar ist, dass ungefähr die Hälfte der an der Haut gestreuten Strahlung in einem Winkel von ca.  $180^\circ$  den Körper sofort wieder verlassen kann und keine weitere Streustrahlung im Körper erzeugt.

Um die Dosisverteilung in einer Schnittebene des Scanfeldes genauer betrachten zu können, sind bei einer einzelnen Messung repräsentativ sechs zusätzliche TLDs plziert worden. Zwei befanden sich in der Lunge ventral des Herzens, zwei in der Lunge prävertebral und zwei an der Rückenoberfläche. Die erhaltenen Werte scheinen zunächst nicht in das eben aufgeführte Erklärungskonzept zu passen (**Abb. 26**). Doch berücksichtigt man die relativ niedrige Dichte der pneumatisierten Lunge (bzw. im mikrozellulären Schaum des Phantoms) so kann man folgern, dass dort die Belastung durch Streustrahlung niedriger sein muss.

Der mit 27,5 mGy recht hohe Wert am Rücken ist wiederum erklärbar bei Berücksichtigung der Tatsache, dass die Dosimeter sich zwischen den relativ röntgendichten Strukturen des Rückens und der Untersuchungsolie befanden, was eine Belastung mit Streustrahlen aus allen Richtungen ermöglichte.



**Abb. 26** Strahlenbelastung an verschiedenen Messpositionen während einer einzelnen Messung (CT16 Messung 7) ohne Bleiabdeckungen [mSv]

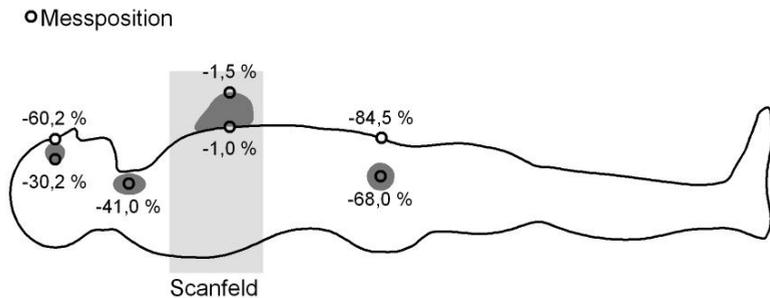
Außerhalb des Scanfildes sind die örtlichen Dosisverhältnisse anders. Die Oberflächendosis ist sowohl an den Augen, als auch am Ovar höher als die Dosis in der Tiefe. Im Körperinneren sind hier die Effekte der Streustrahlenbildung nicht so ausgeprägt. Von außen auf die Haut auftretende Strahlung macht außerhalb des Scanfildes einen wesentlichen Anteil der örtlichen Dosis aus. Mehrere Ursprungsorte der dafür ausschlaggebenden Strahlung kommen in Frage:

- Strahlung durch unzureichende Primärkollimation,
- Gehäusedurchlaßstrahlung,
- Streustrahlung, die von den im Scanfild befindlichen oberflächlichen Geweben (z.B. Mammae) ausgeht,
- Streustrahlung, die von anderen im Röntgenraum befindlichen Objekten und den Wänden ausgeht (Tertiärstrahlung) [5].

### 4.3 Strahlenschutzkleidung

Die bereits in **Kap. 3.3** aufgeführten Ergebnisse lassen erkennen, dass eine Abdeckung des Patienten durch Strahlenschutzkleidung die Strahlendosis außerhalb des Scanfildes deutlich reduziert. An Augen und Gonaden lässt sich die Dosis an der Körperoberfläche stark vermindern. Dies ist darauf zurückzuführen, dass zum einen die von außen einfallende Strahlung fast völlig abgeschirmt, und zum anderen die im Körperinneren entstehende Streustrahlung nach Verlassen des Körpers in der Schutzkleidung absorbiert wird. Die Dosis an den im Körperinneren gelegenen Organen ist dagegen von einer diffusen Streustrahlung geprägt und durch eine Bleiabdeckung weniger beeinflussbar (**Abb. 27**) [5].

Obwohl sich bei der Studie keine Dosimeter an Position der männlichen Keimdrüsen befanden, ist ebenfalls mit einer deutlichen Reduktion durch Bleiabschirmung zu rechnen. Zum einen liegen die Testes relativ oberflächlich und sind damit gut vor der von extern einfallender Strahlung abschirmbar. Zum anderen liegen die Hoden weiter an der Körperoberfläche als die Ovarien, was einen geringeren Anteil der Belastung durch intrakorporale Streustrahlung zur Folge hat. Neben den zirkulären Bleimatten sind Hodenkapseln als Strahlenabschirmung möglich. Hohl et al. beschrieben bei Abdomen-Untersuchungen von Probanden am 16-Zeilen-CT mit Hodenkapseln eine statistisch signifikante Reduktion der mittleren Gonadendosis von 2,48 mSv auf 0,52 mSv [49].



**Abb. 27** Mittlere Dosisreduktion durch Strahlenschutzkleidung in der kardialen MSCT

#### 4.4 Stellenwert von Strahlenschutzkleidung in der kardialen MSCT

Vergleicht man die effektiven Dosen verschiedener Röntgenuntersuchungen miteinander (**Tab. 12**), so ist die Strahlenbelastung des Patienten bei CT-Untersuchungen deutlich höher als bei konventionellen Projektionsradiografien. Die bei der kardialen MSCT entstehenden Strahlendosen entsprechen in ihrer Größenordnung einem Standard-CT des Thorax oder des Abdomens [50].

Bei der konventionellen Projektionsradiografie ist es üblich, besonders strahlenempfindliche Organe mit Strahlenschutzkleidung abzuschirmen. Dieses fordert das Minimierungsgebot des Strahlenschutzes, nach dem die Strahlendosis unter Berücksichtigung sozialer, medizinischer und wirtschaftlicher Aspekte so niedrig wie möglich sein sollte. Ziel ist es laut internationaler Strahlenschutzkommission, nichtstochastische Wirkungen zu verhindern und die Wahrscheinlichkeit stochastischer Wirkungen auf Werte zu begrenzen, die als annehmbar gelten [5]. Die Röntgenverordnung schreibt in § 25 zur Anwendung von Röntgenstrahlung am Menschen vor: "Körperbereiche, die bei der vorgesehenen Anwendung von Röntgenstrahlung nicht von der Nutzstrahlung getroffen werden müssen, sind vor einer Strahlenexposition so weit wie möglich zu schützen." [4]

Auch bei wenig strahlenbelastenden Röntgenuntersuchungen wird heutzutage der Einsatz von Bleiabdeckungen praktiziert.

In der Computertomografie dagegen wird bisher nur an wenigen Kliniken die Anwendung von Strahlenabdeckungen umgesetzt, obwohl theoretisch an jedem CT-Gerät entsprechendes Zubehör vorhanden sein muss [7, 11].

<i>Untersuchungsart</i>	<i>Effektive Dosis (mSv)</i>
CT Bauchraum	20-30
CT Brustkorb	10-20
CT Wirbelsäule	7-9
CT Kopf	2,5-3
Dickdarm	20
Dünndarm	16
Harntrakt	5
Wirbelsäule	1-2
Abdomen	1
Phlebografie	1
Becken	0,6
Mammografie	0,5
Hüfte	0,3
Brustkorb	0,3
Kopf	0,1
Extremitäten	0,05
Knochendichtemessung	0,01

(Quelle: Bundesamt für Strahlenschutz)

**Tab. 12** *Gerundete Mittelwerte der effektiven Dosis bei verschiedenen computertomografischen und konventionellen Röntgenuntersuchungen*

Die vorliegende Untersuchung konnte belegen, dass eine Dosisreduktion durch Strahlenschutzkleidung in der kardialen Mehrschicht-CT erreicht werden kann.

An den untersuchten Organen war sowohl am 4-, als auch am 16-Zeiler die Organdosis an der Schilddrüse um ein vielfaches höher als die von Auge oder Ovarien. Sie befand sich außerhalb des Scanbereiches sowohl während des Topogrammes als auch während der Hauptspiral-messung und war trotzdem durch eine Dosis belastet, die je nach Untersuchungsprotokoll absolut 0,20-1,96 mSv und relativ 4,5 % der Dosis im Scanbereich betrug. Eine durchschnittliche Dosisreduktion

von 41 % konnte durch Anlegen eines Schilddrüsenschutzes erreicht werden. Somit ist sein Einsatz bei CT-Untersuchungen, bei denen sich die Schilddrüse nicht im Scanbereich befindet, zu empfehlen.

Der zirkuläre Bleischutz an den Gonaden zeigte bei den untersuchten Organen die höchste Dosisreduktion von 68-85 %. Deterministische Strahlenschäden sind bei der in der durchgeführten Versuchsreihe maximal erreichten einmaligen Organdosis von 0,68 mSv nicht zu erwarten, dennoch ist die Gefahr von stochastischen Effekten am Reproduktionssystem des Menschen gegeben (**Kap. 1.2**). Folglich ist auch im Bereich der Gonaden eine Empfehlung zur regelmäßigen Anwendung der Strahlenschutzkleidung im CT auszusprechen.

Der Nutzen des Bismutschildes am Auge ist in der Literatur bei der Schädel-CT mit Dosisreduktionen von 49-65 % [19] und 18 % [52] beschrieben. Außerhalb des Scanfeldes einer kardialen MSCT ergaben die eigenen Untersuchungen Dosisreduktionen von 30-60 % bei Organdosen von 0,13-0,53 mSv. Die Gefahr des deterministischen Schadens einer Strahlenkatarakt besteht erst bei wesentlich höheren Schwellendosen. Kumulativedosen von 0,10-0,15 Gy pro Jahr sind zur Schädigung der Linse notwendig [15, 16, 17, 18], stochastische Strahlenschäden am Auge nicht als überdurchschnittlich häufig beschrieben. Bei gegebener, relativ geringer Strahlenbelastung ist daher insbesondere bei wiederholter Röntgenexposition und bei jungen Menschen der Einsatz des Augenschildes zu diskutieren. Das Risiko einer zur Strahlenkatarakt führenden Kumulativedosis kann so vermindert werden.

Bei der kardialen CT-Untersuchung ist zusammenfassend die konsequente Anwendung von Schilddrüsen- und Gonadenschutz zur Dosisreduktion zu empfehlen. Beide Maßnahmen sind unter Beachtung der Anwenderfreundlichkeit und Wirtschaftlichkeit realisierbar.

## 5. Zusammenfassung

Die Mehrzeilen-Computertomografie (MSCT) des Herzens ist eine aktuelle und etablierte Untersuchungsmethode. Trotz intensiver Bemühungen, die Strahlenbelastung der kardialen MSCT mit Hilfe technischer und anwenderbedingter Methoden zu senken, werden auch nicht von der Fragestellung betroffene und in besonderem Maße strahlensensitive Organe einer nicht unerheblichen Strahlendosis ausgesetzt. Ein Vergleich klinisch relevanter Untersuchungsprotokolle bei der kardialen MSCT zeigt die parameterbedingten Effekte auf die Strahlenbelastung des untersuchten Patienten. Bei Messungen an einem anthropomorphen Phantom konnten in Abhängigkeit von den Untersuchungsparametern teils deutliche Unterschiede zwischen den Strahlendosen am 4- und 16-Zeilen-MSCT beobachtet werden. Das retrospektive Gating, welches z.B. in der MSCT-Angiografie des Herzens zum Einsatz kommt, ging am 16-Zeilen-Gerät in Abhängigkeit vom Pitch mit einer um 34 bis 48 % geringeren Strahlenbelastung im Vergleich zum 4-Zeilen-MSCT einher. Eine in der Literatur beschriebene Dosiserhöhung durch das Overbeaming ist beim 4-Zeilen-MSCT am stärksten ausgeprägt und tritt hier hervor. Die beim koronaren Kalziumscreening verwendete prospektive Triggerung erbrachte dagegen an beiden MSCT- Geräten unabhängig von der Gerätezeitlichkeit nahezu identische Strahlenbelastungen.

Bezogen auf die klinische Indikation zeigte die angiographische Untersuchung der Koronargefäße die höchste Strahlenbelastung. Die Darstellung der großen herznahen Gefäße ging dagegen mit einer um 18 %, das koronare Kalziumscoring mit einer um 84 % niedrigeren Dosis einher.

Der Vergleich der Strahlenbelastung an den einzelnen untersuchten Organen stellte eine bereits gerätetechnisch erreichbare Reduktion der Organdosen außerhalb des Scanfeldes dar. Im Vergleich zur Strahlendosis im Nutzstrahlenfeld am Thorax (100 %) waren die Dosen an Ovar (0,9 %), Auge (1,0 %) und Schilddrüse (4,5 %) sowohl am 4-, als auch am 16-Zeilen-MSCT um ein vielfaches geringer. Mit Hilfe von Strahlenschutzzubehör konnten die Strahlenbelastungen weiter vermindert werden. Zahlreiche Publikationen hatten zuvor die Effektivität von strahlenabschirmenden Materialien in der Projektionsradiographie und bei der CT belegt. In der vorliegenden Arbeit konnten nun an Untersuchungsprotokollen der kardialen MSCT die durchschnittlichen Dosisreduktionen durch Strahlenschutzzubehör an den Augen mit

30 %, an der Schilddrüse mit 41 % und an den Keimzellen mit 68 % quantifiziert werden.

Die an den Organen gemessenen Werte lagen deutlich unter den entsprechenden Schwellendosen, ab denen mit dem Auftreten von deterministischen Schäden zu rechnen ist. Unter Berücksichtigung von Effektivität, Praktikabilität und dem Risiko, einen stochastischen Schaden zu erleiden, ist es grundsätzlich sinnvoll, die relativ stark belastete Schilddrüse und den empfindlichen menschlichen Reproduktionsapparat bei der MSCT-Untersuchung des Herzens mit Strahlenschutzbehör zu schützen.

## 6. Literaturverzeichnis

1. Bernhardt J, Veit R, Bauer B: Erhebung zur Strahlenexposition der Patienten bei der Röntgendiagnostik. Z Med Phys 5, 33-39, 1995
2. Bundesamt für Strahlenschutz. Jahresbericht 2000, Medizinisches Röntgen, Strahlenexposition der Bevölkerung: Auswertung der Daten für 1997, <http://www.bfs.de> (Tag des Zugriffs: 27.09.2007)
3. Regulla D, Griebel J, Noßke D, Bauer B, Brix G: Erfassung und Bewertung der Patientenexposition in der diagnostischen Radiologie und Nuklearmedizin. Z Med Phys 13, 127-135, 2003
4. Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin: Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen (Röntgenverordnung - RÖV). Bundesgesetzblatt Teil I, Nr.17, 2003
5. Krieger H: Grundlagen der Strahlungsphysik und des Strahlenschutzes, B.G. Teubner, Stuttgart, 2004
6. Bundesärztekammer: Leitlinien der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Computertomografie. Dt. Ärzteblatt 89: C-2368, 1992
7. Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin: Regelwerk 13: Richtlinie für Sachverständigenprüfung nach Röntgenverordnung. Bremerhaven, 1998
8. Rat der Europäischen Union: Richtlinie 97/43/Euratom über den Gesundheitsschutz von Personen gegen die Gefahren ionisierender Strahlung bei der medizinischen Exposition. Amtsblatt der Europäischen Gemeinschaften Nr. L 180: 25, 1997
9. Bundesamt für Strahlenschutz: Bekanntmachung der diagnostischen Referenzwerte für radiologische und nuklearmedizinische Untersuchungen vom 10. Juli 2003. Bundesanzeiger Nr. 143, 17503-17504, 2003
10. Deutsche Röntgengesellschaft e.V.: Symposium „5 Jahre konzertierte Aktion Dosisreduktion CT“, Berlin, 2003, Fachverband elektromedizinische Technik, <http://www.zvei.de> (Tag des Zugriffs: 25.10.2007)
11. Eder H: Strahlenschutzkleidung und -zubehör bei medizinischer Anwendung von Röntgenstrahlung. Bayerisches Landesamt für Arbeitsschutz, Arbeitsmedizin und Sicherheitstechnik, München, 1994
12. Nagel HD, Galanski M, Hidajat N, Maier W, Schmidt T: Strahlenexposition in der Computertomografie. 3. Aufl., CTB Publications, Hamburg, 2002

13. International Electrotechnical Commission. Medical electrical equipment - Part 2: Particular requirements for the safety of X-ray equipment for computed tomography. IEC-Standard 60601-2-44 Ed. 2.0, Genf, 2001
14. Zankl M, Panzer W, Drexler W: The calculation of dose from external photon exposures using reference human phantoms and Monte Carlo methods Part VI: Organ doses from computed tomographic examinations. GSF-Bericht 30/91, Oberschleißheim, 1991
15. Recommendations of the International Commission on Radiation Protection (ICRP). Stuttgart 1991
16. International Commission on Radiation Protection (ICRP), Non-stochastic effects of ionizing radiation, Stuttgart 1984
17. MacLennan AC, Hadley DM: Radiation dose to the lens from computed tomography scanning in a neuroradiology department. Br J Radiol 68, 19-22, 1995
18. Nishizawa K, Maruyama T, Takayama M, Okada M, Hachiya J, Furuya Y: Determination of organ doses and effective dose equivalents from computed tomographic examination. Br J Radiol 64, 20-28, 1991
19. Hopper KD, Neuman JD, King SH, Kunselman AR: Radioprotection to the eye during CT scanning. Am J Neuroradiol 22, 1194-1198, 2001
20. Deutsche Gesellschaft für Medizinische Physik e.V., Deutsche Röntgengesellschaft: Pränatale Strahlenexposition aus medizinischer Indikation. Dosisermittlung, Folgerungen für Arzt und Schwangere. DGMP-Bericht Nr. 7 Berlin, 2002, [http://www.dgmp.de/Page\\_Papiere/DGMP\\_Berichte.html](http://www.dgmp.de/Page_Papiere/DGMP_Berichte.html) (Tag des Zugriffs: 04.10.2007)
21. MacKenzie J: Breast cancer following multiple fluoroscopies. Br J Cancer 19: 1-8, 1965
22. Giacomuzzi SM, Torbica P, Rieger M, Lottersberger C, Peer S, Peer R, Perkmann R, Buchberger W, Bale R, Mallouhi A, Jaschke W: Untersuchungen zur Strahlenexposition bei der Einzelschicht- und Mehrschicht-Spiral-CT (eine Phantom-Studie). Fortschr Röntgenstr 173, 643-649, 2001
23. Wedegärtner U, Thurmann H, Schmidt R, Adam G: Strahlenexposition bei der Mehrschicht-Spiral-CT (MSCT) von Kopf, Mittelgesicht und Beckenskelett:

- Vergleich mit dem Einzeilen-CT (SSCT). *Fortschr Röntgenstr* 175, 234-238, 2003
24. Brix G, Nagel HD, Stamm G, Veit R, Lechel U, Griebel J, Galanski M: Radiation exposure in multi-slice versus single-slice spiral CT: results of a nationwide survey. *Eur Radiol* 13, 1979-1991, 2003
  25. McCollough CH, Zink FE: Performance evaluation of a multi-slice CT system. *Z Med Phys* 26, 2223-2230, 1999
  26. Nagel HD: Ausmaß des „Overrangings“ im Spiralmodus bei Einzel- und Mehrschicht-CT-Geräten. *Z Med Phys*, 68-69, Leipzig 2004
  27. Veit RA, Lechel U, Truckenbrodt R, Brix G: Ermittlung der effektiven Dosis von Spiral-CT-Untersuchungen: Effekt des „Overrangings“. *Z Med Phys*, 70-71, Leipzig 2004
  28. Boyd DP, Lipton MJ: Cardiac computed tomography. *Proc IEEE* 71, 298-302, 1982
  29. Agatston AS, Janowitz WR, Hildner FJ, Zusmer NR, Viamonte MJ, Detrano R: Quantification of coronary artery calcium using ultrafast computed tomography. *J Am Coll Cardiol* 15: 827-832, 1990
  30. Knez A, Becker C, Becker A, Leber A, Haberl R, Reiser M, Steinbeck, G: Bildgebende Verfahren in der Diagnostik des Herzens. *Radiologe* 40, 103-110, 2000
  31. Schermund A, Baumgart D, Görge G, Seibel R, Grönemeyer D, Ge J, Haude M, Rumberger J, Erbel R: Coronary artery calcium in acute coronary syndromes: a comparative study of electron-beam computed tomography, coronary angiography, and intracoronary ultrasound in survivors of acute myocardial infarction and unstable angina. *Circulation* 96: 1461-1469, 1997
  32. Leschka S, Alkadhi H, Plass A, Desbiolles L, Grunenfelder J, Marincek B, Wildermuth S: Accuracy of MSCT coronary angiography with 64-slice technology. First experience. *Eur Heart* 26, 1482-7, 2005
  33. Raff GL, Gallagher MJ, O'Neill WW, Goldstein JA: Diagnostic accuracy of noninvasive coronary angiography using 64-slice spiral computed tomography. *J Am Coll Cardiol* 46, 552-7, 2005
  34. Mollet NR, Cademartiri F, van Mieghem CA, Runza G, McFadden EP, Baks T, Serruys PW, Krestin GP, de Feyter PJ: High-resolution spiral computed

- tomography coronary angiography in patients referred for diagnostic conventional coronary angiography. *Circulation* 112, 2318–23, 2005
35. Kopp AF, Ohnesorge B, Flohr T, Georg C, Schröder S, Küttner A, Martensen J, Claussen CD: Multidetector CT des Herzens: Erste Klinische Anwendung einer retrospektiv EKG-gesteuerten Spirale mit optimierter zeitlicher und örtlicher Auflösung zur Darstellung der Herzkranzgefäße. *Fortschr Röntgenstr* 172, 429-435, 2000
  36. Georg C, Kopp A, Schröder S, Küttner A, Ohnesorge B, Martensen J, Clausen CD: Optimierung des Bild-Rekonstruktionszeitpunktes im RR-Intervall für die Darstellung der Koronararterien mittels Mehrzeilen-Computertomografie. *Fortschr Röntgenstr* 173:536-541, 2001
  37. Ohnesorge BM, Becker CR, Flohr TG, Reiser MF: CT-angiographic cardiac volume imaging and diagnosis of CAD. In: *Multi-slice CT in Cardiac Imaging*. Springer, Berlin/ Heidelberg/ New York, 75-88, 2002
  38. Poll LW, Cohnen M, Brachten S, Ewen K, Mödder U: Dose reduction in multi-slice CT of the heart by use of ECG-controlled tube current modulation ("ECG pulsing"): phantom measurements. *Fortschr Röntgenstr* 174, 1500-1505, 2002
  39. Poll LW, Cohnen M, Brachten S, Ewen K, Jung G, Mödder U: Strahlenexposition bei der 64-Zeilen Mehrschicht-Spiral-CT des Herzens: Messungen am Alderson-Rando Phantom. *Fortschr Röntgenstr* 177, Heft S 1, Poster 147, 2005
  40. Veit R, Lechel U, Truckenbrodt R, Brix G: Einfluss des „Overranging“ auf die effektive Dosis von Spiral-CT-Untersuchungen. *Fortschr Röntgenstr* 176, 2004
  41. Schmitt J, Koenig K, Abolmaali ND, Ackermann H, Görge G, Brill G: Prospektive EKG-Triggerung und retrospektives EKG-Gating bei der Koronariendarstellung mittels 64-Zeilen-CT: Bildqualität und Dosisvergleich. *Fortschr Röntgenstr* 178, Heft S 1, Vortrag 301 6, 2006
  42. Becker CR, Knez A, Leber A, Hong C, Treede H, Wildhirt S, Ohnesorge B, Flohr T, Schoepf UJ, Reiser MF: Initial experiences with multi-slice detector spiral CT in diagnosis of atherosclerosis of coronary vessels. *Radiologe* 2000; 40:118-122, 2000
  43. DIN 6800, Teil 5, Dosismessverfahren in der radiologischen Technik, Thermolumineszenz-Dosimetrie. 1980

44. DIN 5031, Teil 9, Strahlenphysik im optischen Bereich und Lichttechnik; Lumineszenz-Begriffe, 1980
45. Huda W, Sandison GA: Estimation of mean organ doses in diagnostic radiology from Rando phantom measurements. *Health Phys* 47, 463-467, 1984
46. European Commission: Recommendations for patient dosimetry in diagnostic radiology using TLD. Report EUR 19604 EN, 2000
47. Hunold P, Vogt FM, Schermund A, Debatin JF, Kerkhoff G, Budde T, Erbel R, Ewen K, Barkhausen J: Radiation exposure during cardiac CT: effective doses at multi-detector row CT and electron-beam CT. *Radiology* 226: 145-152, 2002
48. Schroeder S, Kopp AF, Baumbach A, Kuettner A, Herdeg C, Rosenberger A, Selbmann HK, Claussen CD, Oberhoff M, Karsch KR: Non-invasive detection of coronary lesions by multislice computed tomography: results of the new age pilot trial. *Catheter Cardiovasc Interv* 53, 352-358, 2001
49. Hohl C, Wildberger JE, Das M, Schmidt T, Mahnken AH, Günther RW: Dosisreduktion in der Multi-Slice-CT (MSCT) durch die Verwendung von Hodenkapseln. *Fortschr Röntgenstr* 176, 2004
50. Cohnen M, Poll L, Püttmann C, Ewen K, Mödder U: Radiation exposure in multi-slice CT of the heart. *Fortschr Röntgenstr* 173, 295-299, 2001
51. Achenbach S, Ulzheimer S, Baum U, Kachelrieß M, Ropers D, Giesler T, Bautz W, Daniel WG, Kalender WA, Moshage W: Noninvasive coronary angiography by retrospectively ECG-gated multislice spiral CT. *Circulation* 102, 2823-2828, 2000
52. McLaughlin DJ, Mooney RB: Dose reduction to radiosensitive tissues in CT. Do commercially shields meet the user's needs? *Clin Radiol*, 446-450, 2004

## 7. Anhang

**Tab. A** Untersuchungsprotokolle am 4-Zeilen-CT

Messung	Schicht- dicke	Pitch	Belichtung U / I	Bleiab- deckung	Bildrekonstruktions- verfahren (EKG)
1	1,0 mm	1,1	120 kV 250 mA	-	retrospektives Gating
2	1,0 mm	1,1	120 kV 250 mA	+	retrospektives Gating
3	1,0 mm	2,5	120 kV 250 mA	-	retrospektives Gating
4	1,0 mm	2,5	120 kV 250 mA	+	retrospektives Gating
5	2,0 mm	(4x2 mm)	120 kV 250 mA	-	prospektives Triggern
6	2,0 mm	(4x2 mm)	120 kV 250 mA	+	prospektives Triggern
7	3,0 mm	(4x3 mm)	120 kV 250 mA	-	prospektives Triggern
8	3,0 mm	(4x3 mm)	120 kV 250 mA	+	prospektives Triggern

**Tab. B** Untersuchungsprotokolle am 16-Zeilen-CT

Messung	Schicht- dicke	Pitch	Belichtung U / I	Bleib- deckung	Bildrekonstruktions- verfahren (EKG)
1	0,5 mm	4,4	120 kV 250 mA	-	retrospektives Gating
2	0,5 mm	4,4	120 kV 250 mA	+	retrospektives Gating
3	0,5 mm	8,8	120 kV 250 mA	-	retrospektives Gating
4	0,5 mm	8,8	120 kV 250 mA	+	retrospektives Gating
5	1 mm	4,4	120 kV 250 mA	-	retrospektives Gating
6	1 mm	4,4	120 kV 250 mA	+	retrospektives Gating
7	1 mm	8,8	120 kV 250 mA	-	retrospektives Gating
8	1 mm	8,8	120 kV 250 mA	+	retrospektives Gating
9	2 mm	4x2 mm	120 kV 250 mA	-	prospektives Triggern
10	2 mm	4x2 mm	120 kV 250 mA	+	prospektives Triggern
11	2 mm	4x2 mm	120 kV 150 mA	-	prospektives Triggern
12	2 mm	4x2 mm	120 kV 150 mA	+	prospektives Triggern
13	nur Topogramm		120 kV 50 mA	-	-

**Tab. C** *Organdosen und Oberflächendosen (OF) am 4-Zeilen-CT [mSv]*  
*(Der Dosisindex entspricht der Summe der Organdosen einer Messung.)*

<i>Messung</i>	<i>1</i>	<i>2</i>	<i>3</i>	<i>4</i>	<i>5</i>	<i>6</i>	<i>7</i>	<i>8</i>
<i>Auge</i>	0,456	0,269	0,187	0,140	0,049	0,033	0,054	0,042
<i>OF-Auge</i>	1,357	0,315	0,521	0,228	0,118	0,049	0,139	0,050
<i>Schilddrüse</i>	3,578	2,394	1,697	1,184	0,374	0,253	0,454	0,271
<i>Mamma</i>	87,945	80,680	33,686	32,826	9,013	9,263	10,721	10,941
<i>OF-Mamma</i>	68,869	64,048	26,498	26,660	8,058	7,648	10,912	9,558
<i>Gonaden</i>	0,455	0,217	0,252	0,119	0,116	0,028	0,114	0,046
<i>OF-Gonaden</i>	0,682	0,081	0,322	0,052	0,109	0,017	0,119	0,027
<i>Dosisindex</i>	<b>163,34</b>	<b>148,00</b>	<b>63,163</b>	<b>61,209</b>	<b>17,837</b>	<b>17,290</b>	<b>22,514</b>	<b>20,934</b>

**Tab. D** Organdosen am 16-Zeilen-CT [mSv]*(Der Dosisindex entspricht der Summe der Organdosen einer Messung.)*

Messung	1	2	3	4	5	6	7	8
<i>Auge</i>	0,259	0,180	0,120	0,094	0,208	0,142	0,120	0,076
<i>OF-Auge</i>	0,724	0,213	0,277	0,165	0,437	0,182	0,263	0,124
<i>Schilddrüse</i>	1,961	1,068	0,961	0,526	1,656	0,932	0,915	0,476
<i>Mamma</i>	57,488	52,548	25,517	29,662	48,754	47,729	24,077	22,567
<i>OF-Mamma</i>	41,359	37,975	17,112	19,624	32,804	32,418	15,831	15,700
<i>Gonaden</i>	0,295	0,099	0,188	0,056	0,247	0,089	0,190	0,050
<i>OF-Gonaden</i>	0,458	0,065	0,260	0,037	0,362	0,063	0,223	0,029
<b>Dosisindex</b>	<b>102,54</b>	<b>92,148</b>	<b>44,434</b>	<b>50,164</b>	<b>84,470</b>	<b>81,555</b>	<b>41,619</b>	<b>39,022</b>

Messung	9	10	11	12	13
<i>Auge</i>	0,046	0,032	0,030	0,021	0,009
<i>OF-Auge</i>	0,095	0,038	0,063	0,022	0,013
<i>Schilddrüse</i>	0,330	0,172	0,207	0,101	0,039
<i>Mamma</i>	9,415	9,431	5,335	5,593	0,558
<i>OF-Mamma</i>	7,976	8,065	4,702	4,739	0,449
<i>Gonaden</i>	0,129	0,027	0,095	0,014	0,028
<i>OF-Gonaden</i>	0,117	0,020	0,081	0,010	0,024
<b>Dosisindex</b>	<b>18,109</b>	<b>17,785</b>	<b>10,513</b>	<b>10,499</b>	<b>1,120</b>

## 7.1 Mathematische Definition von Dosisgrößen in der MSCT

Volumenpitch p:

$$p = \frac{TV}{h}$$

TV = Tischvorschub  
h = Schichtdicke

Dosisrelevanter Pitch p im Mehrzeilen-CT:

$$p = \frac{TV}{N \cdot h}$$

N = Zeilenzahl  
N·h wird in der MSCT auch als Schichtkollimation bezeichnet

Computed Tomography Dose Index CTDI:

$$CTDI = \frac{1}{h} \cdot \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) \cdot dz$$

D(z) = Energiedosis in Plexiglas an einem Punkt z

CTDI<sub>100</sub>:

$$CTDI_{100} = \frac{1}{h} \cdot \int_{-50mm}^{+50mm} K_a(z) \cdot dz$$

h = Schichtdicke

K<sub>a</sub> = Luftkerma

Gewichteter CTDI (CTDI<sub>100,w</sub>):

$$CTDI_{100,w} = \frac{1}{3} \cdot CTDI_{100,c} + \frac{2}{3} \cdot CTDI_{100,p}$$

CTDI<sub>100,c</sub> = CTDI im Kern des Plexiglasphantoms

CTDI<sub>100,p</sub> = CTDI in der Peripherie (1 cm unterhalb der Oberfläche des Plexiglasphantoms)

Effektiver CTDI (CTDI<sub>w,eff</sub>):

$$CTDI_{w,eff} = \frac{1}{p} \cdot CTDI_w$$

p = Pitch

Dosislängenprodukt (DLP<sub>w</sub>):

$$DLP_w = CTDI_w \cdot n \cdot N \cdot h$$

n = Anzahl der Rotationen (bei Spiral-Technik)

N = Schichtanzahl

h = Schichtdicke

Effektive Dosis E:

$$E = \sum_i w_i \cdot D_i$$

$w_i$  = Wichtungsfaktoren für die einzelnen Organe

(gültig für Röntgen und Gammastrahlung mit dem Qualitätswichtungsfaktor 1)

Organdosis  $D_{org}$ :

Physikalische Definition

$$D_{org} = \frac{E}{m_{org}}$$

$E$  = absorbierte Energie

$m_{org}$  = Masse des Organs

oder bei rechnerischer Ermittlung auch

$$D_{org} = \frac{1}{p} \cdot CTDI_{Luft} \cdot \sum_{z^-}^{z^+} f(Organ, z)$$

$p$  = Pitch

$CTDI_{Luft}$  = Achsendosis frei Luft

$f(Organ, z)$  = organspezifischer Konversionsfaktor in  
Abhängigkeit von der Schichtlage

$z^-$  und  $z^+$  = unterer bzw. oberer Rand des gescannten  
Bereiches

## 7.2 Abkürzungen

CT	Computertomografie
MSCT	Mehrschicht-Computertomografie
ESCT	Einzelschicht-Computertomografie
CTDI	computed tomography dose index
TLD	Thermolumineszenz-Detektor
KERMA	Dosisgröße für die Wirkung indirekt ionisierender Strahlung (kinetic energy released in material)
MRT	Magnetresonanztomografie
EBT	Elektronenstrahltomografie
CTA	Computertomografische Angiografie
Gy	Gray
Sv	Sievert
C	Coulomb
N	Zeilenanzahl des CT-Gerätes
h	Schichtdicke
p	Pitch
Q	Strom-Zeit-Produkt
mAs	Milliampèresekunde
CT 4	Toshiba Aquilion 4 (4-zeiliger MSCT)
CT 16	Toshiba Aquilion Multi (16-zeiliger MSCT)
RöV	Röntgenverordnung
OF	Körperoberfläche

## **8. Danksagungen**

Ich bedanke mich bei Frau PD Dr. med. B. M. Stöckelhuber für die Ermöglichung der Arbeit an der Klinik für Radiologie der Universität zu Lübeck.

Dr. med. Jörg Gellißen danke ich für die freundliche Vergabe des interessanten Themas und in besonderem Maße für die engagierte Betreuung mit guten Ratschläge und vielen Hilfestellungen bei der praktischen Durchführung der Arbeit.

Den Physikern der Klinik für Radiologie und Nuklearmedizin und insbesondere Frau Dipl. Phys. Edda Schulz möchte für anregende Diskussionen, Hilfestellungen und die Korrekturlesungen sehr danken.

Den MTAR des Institutes danke ich für die freundliche Unterstützung bei der Durchführung der Messungen und der MTRA Dörte Storm danke ich für die praktischen Ratschläge und insbesondere auch für ihre unerschöpfliche Geduld.

## 9. Lebenslauf

Name: Sebastian Barczok  
Geburtsdatum: 26.04.1977 in Ruda Śląska (Polen)  
Staatsangehörigkeit: deutsch  
Familienstand: ledig

1982 Emigration mit der Familie nach Lübeck  
1983 Eintritt in die Grundschule in Lübeck  
1988 Eintritt in die Oberschule zum Dom in Lübeck  
Mai 1997 Abitur an der Oberschule zum Dom in Lübeck  
Aug. 1997 Zivildienst im Krankenhaus Rotes Kreuz in Lübeck  
Okt. 1998 Studium der Medizin an der Medizinischen Universität zu Lübeck  
Sep. 2000 Physikum  
Aug. 2001 1. Staatsexamen  
Mär. 2004 2. Staatsexamen  
Mai 2005 3. Staatsexamen und Approbation als Arzt  
seit Juli 2005 Weiterbildung zum Facharzt für Orthopädie und Traumatologie  
am Klinikum Neustadt in Holstein