

Aus der Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie

Universitätsklinikum des Saarlandes Homburg/Saar

**Analyse verschiedener Niedrigdosis-Abdomen-CT-Protokolle  
im Hinblick auf Dosis und Bildqualität**

Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin

der medizinischen Fakultät der

UNIVERSITÄT DES SAARLANDES

2020

Aus der Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie

Universitätsklinikum des Saarlandes Homburg/Saar

Direktor: Prof. Dr. med. Christian Rube

Analyse verschiedener Niedrigdosis-Abdomen-CT-Protokolle  
im Hinblick auf Dosis und Bildqualität

Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin  
der medizinischen Fakultät der  
UNIVERSITÄT DES SAARLANDES  
2020

Vorgelegt von:

Franziska Ziegenhain

Geboren am 01.05.1992 in Penzberg

Tag der Promotion: 16.03.2021  
Dekan: Prof. Dr. M. D. Menger  
Berichterstatter:  
Prof. Y. Dzierma  
Prof. A. Langenbucher

## Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis.....	2
Summary.....	4
Zusammenfassung.....	5
1. Einleitung.....	6
2. Grundlagen.....	8
2.1. Röntgenstrahlenerzeugung.....	8
2.2. Computertomographie.....	8
2.2.1. Allgemeine Funktionsweise.....	8
2.2.2. Scannergenerationen.....	9
2.2.3. Spiral-CT.....	10
2.2.4. Dual Source CT.....	11
2.3. Dosisreduktion.....	12
2.3.1. Stromstärke.....	12
2.3.2. Spannung.....	12
2.3.3. Kollimation.....	13
2.3.4. Zinn Filter.....	13
2.3.5. Bildrekonstruktion.....	13
2.4. Strahlungsdosis.....	14
2.4.1. Definition Dosis.....	14
2.4.2. Dose-Length-Product und Computed Dose Index.....	14
2.4.3. Thermolumineszenzdosimeter.....	14
2.5. Ionisierende Strahlung und Strahlenschäden.....	16
3. Methodik und Material.....	18
3.1. Thermolumineszenzdosimeter.....	18
3.1.1. Kalibrierung.....	18
3.1.2. Auslesen.....	19
3.2. Siemens Somatom Force.....	20

3.3.	Protokolletablierung.....	20
3.3.1.	Qualitative Bewertung der Bildqualität.....	22
3.3.2.	Quantitative Bewertung der Bildqualität.....	23
3.4.	Messungen am Schwein.....	24
3.5.	Messungen am Aldersonphantom.....	26
3.6.	Statistik.....	28
4.	Ergebnisse .....	29
4.1.	Bildqualität.....	29
4.1.1.	Qualitative Bewertung .....	29
4.1.2.	Quantitative Bewertung .....	31
4.2.	Dosisbelastung .....	32
4.2.1.	Dosisermittlung CT Scanner.....	32
4.2.2.	Schweinemodell .....	33
4.2.3.	Aldersonphantom .....	36
4.2.4.	Organdosen .....	38
5.	Diskussion .....	40
5.1.	Bildqualität.....	40
5.2.	Dosisbelastung .....	41
5.2.1.	Schweinekadaver.....	41
5.2.2.	Aldersonphantom .....	42
5.3.	Ausblick .....	43
6.	Abkürzungsverzeichnis .....	44
7.	Literaturverzeichnis.....	45
8.	Abbildungsverzeichnis .....	50
9.	Tabellenverzeichnis.....	52
10.	Anhang.....	53
10.1.	Veröffentlichungen .....	53
11.	Danksagung.....	54

## Summary

The aim of the following thesis was to evaluate different low dose protocols for abdominal computed tomography.

To do so, two radiologists chose four protocols that reached the requirements for diagnostic imaging whilst having the lowest possible radiation dose. The quality assessment was based on the „European Quality Criteria for Computed Tomography“ as well as a 3, respectively 4 Point Likert Scale that included spatial resolution, image noise and various other qualitative parameters. Objective quality was determined by measuring SNR (signal-to-noise ratio) and CNR (contrast-to-noise ratio) in different anatomical locations.

The four carefully selected protocols all follow a different approach to minimize the radiation dose (Dual Source, Care KV, Flash Pitch 3,2 and 1,9 and Sn Filter).

The dose measurements were then performed using thermoluminescent dosimeters in a swine cadaver and an Alderson phantom for each protocol. The test set up in the swine cadaver allowed for direct dose measurements at different organs. The second experimental arrangement using the Alderson phantom allows a more reproducible approach to measuring the dose in an antropomorphic phantom, which makes it possible to determine the effective dose.

The dose-length-product estimated by the scanner and the measurements showed the lowest doses in the Dual Source protocols. The DLP for the Alderson phantom was 16 mGy\*cm for the Dual Source protocol. In comparison the Low Dose Abdomen Care kV protocol showed a DLP of 21,9 mGy\*cm. In the swine cadaver the Dual Source protocol had a calculated DLP of 33,5 mGy\*cm. The highest DLP in the swine experiment was reached in the Tin-Filter protocol with 48,6 mGy\*cm.

Also, all the protocols entail a much lower dose to the patient than the dose limits that are set by the Federal Ministry for Radiation Protection (Bundesamt für Strahlenschutz).

In summary it can be stated that it is possible to reduce the radiation dose to a large degree by using modern scanners and technologies for protocol optimization while maintaining an acceptable image quality.

## Zusammenfassung

Das Ziel der vorliegenden Arbeit war es, verschiedene Niedrigdosisprotokolle für die abdominelle Computertomographie zu evaluieren und dosimetrisch zu vergleichen.

Es wurden vier Protokolle von zwei Radiologen ausgewählt, welche die diagnostischen Kriterien bei gleichzeitig möglichst geringer Strahlenbelastung erfüllten. Die Begutachtung der Bildqualität basierte zum einen auf den „European Quality Criteria for Computed Tomography“ als auch auf Likert-Skalen, die neben Auflösung und Bildrauschen verschiedene andere subjektive Kriterien berücksichtigte. Als objektives Bewertungsverfahren wurde das SNR und CNR an verschiedenen anatomischen Lokalisationen gemessen.

Alle Protokolle haben einen unterschiedlichen Ansatz zur Minimierung der Strahlungs-dosis (Dual Source, Care KV, Flash Pitch 3,2 sowie Zinn-Filter).

Die Messung der Dosis erfolgte mittels Thermolumineszenzdosimetrie für alle Protokolle sowohl im Schweinekadaver als auch im Aldersonphantom. Die Versuchsanordnung im Schweinekadaver ermöglichte eine Dosismessung direkt am Organ sowie eine gute Bewertung der Bildqualität im realen Weichgewebe. Die zweite Versuchsanordnung mit Verwendung des Aldersonphantoms erlaubte einen besser reproduzierbaren Ansatz der Dosismessung und Ermittlung der effektiven Dosis im Menschen.

Das vom Scanner berechnete DLP sowie die Messungen zeigten die geringsten Dosisbelastungen im Dual Source Protokoll. Im Aldersonversuch lag das errechnete DLP für das Dual Source Protokoll bei 16 mGy\*cm. Zum Vergleich erzielte das Low Dose Abdomen Care kV Protokoll ein DLP von 21,9 mGy\*cm. Im Schweineversuch lag das DLP für das Dual Source Protokoll bei 33,5 mGy\*cm. Das höchste DLP im Schweineversuch hatte das Zinn-Filter Protokoll mit 48,6 mGy\*cm.

Des Weiteren ist die Strahlenbelastung des Patienten bei allen Protokollen deutlich niedriger als die vom Bundesamt für Strahlenschutz vorgegebenen Richtwerte.

Daher lässt sich sagen, dass durch die Anwendung von optimierten Protokollen an modernen CT Scannern eine deutliche Dosisreduktion bei weiterhin ausreichender Bildqualität erzielt werden kann.

## 1. Einleitung

Seit der Entdeckung der Röntgenstrahlung 1895 durch Conrad Röntgen haben sich aus dieser Entdeckung für die Medizin eine ganze Reihe an Errungenschaften und Möglichkeiten ergeben [52].

Eine der bemerkenswertesten technologischen Entdeckungen war die Entwicklung der Computertomographie in der zweiten Hälfte des 20. Jahrhunderts. Hierdurch war es zum ersten Mal möglich, eine Schichtbildgebung des menschlichen Körpers zu erzeugen und damit eine deutlich genauere Lokalisation von anatomischen Strukturen und pathologischen Auffälligkeiten zu erhalten. Zusätzlich ist die räumliche Auflösung der Computertomographie deutlich höher als im konventionellen Röntgen [1].

Es ist also nicht verwunderlich, dass der Einsatz dieser Technologie immer mehr zunimmt. Laut Statistischem Bundesamt stieg die Zahl der durchgeführten Computertomographien zwischen 2007 und 2015 um über 40% [54]. Im Gegensatz dazu blieb die Zahl an konventionellen Röntgenaufnahmen weitestgehend konstant. Nicht außer Acht zu lassen ist dabei die vergleichsweise höhere Strahlenbelastung durch ein CT als durch ein konventionelles Röntgen [55]. Dabei ist das relative Risiko durch die Strahlenbelastung für den Einzelnen zwar gering, durch den hohen Einsatz könnte es jedoch trotzdem zu einer sekundären Erhöhung der Krebsfälle kommen [19]. Die Fachmeinungen hierzu sind zwar sehr unterschiedlich, da die Berechnungen für Tumorerkrankungen auf die Exposition bei atomaren Unglücken zurückgehen, das Risiko ist jedoch nicht auszuschließen. Immer mehr in den Fokus rücken daher neue technische Errungenschaften und die Weiterentwicklung der Computertomographen, um die Bildakquisition entsprechend den ALARA-Prinzipien („As Low As Reasonably Achievable“) möglichst strahlensparend durchführen zu können.

In einer Arbeit von Schegerer et al. [4] konnte gezeigt werden, dass in den 2013/14 durchgeführten CTs im Durchschnitt über 15% weniger Strahlung aufgebracht wurde als in der Zeit vor 2010. Diese Reduktion ist der Weiterentwicklung an verschiedenen Punkten zu verdanken.

Die Dosisreduktion betreffend war eine der frühesten Überlegungen der Einsatz von Kollimatoren, um die Streustrahlung zu minimieren, welche nicht zur Bildqualität beiträgt und den Patienten unnötiger Dosisbelastung aussetzt. Diese Möglichkeit bewirkt jedoch nur eine begrenzte Reduktion der Dosis.

Mit Weiterentwicklung der modernen Computersysteme und deutlich höherer Rechenkapazität der modernen PCs gelang ein entscheidender Durchbruch in den Bemühungen zur Dosisreduktion. So ist es mit moderner Software möglich, die Einstellungen des Scanners in Echtzeit an die anatomischen Gegebenheiten des Patienten anzupassen und die Stromstärke sowie die Spannung individuell zu modellieren. Hierdurch konnte eine entscheidende Dosiseinsparung ohne Verlust

der Bildqualität erzielt werden. Ein weiterer Durchbruch, der durch die gesteigerte Rechenleistung moderner Computer möglich war, war die iterative Rekonstruktion von Bildmaterial mit deutlicher Verbesserung der Bildqualität bei niedrigeren Strahlungsdosen [14,29,39,53].

Neben der Weiterentwicklung der Datenverarbeitung war ein bedeutender technischer Fortschritt der letzten Jahre die Einführung von Dual Source CT Scannern. Durch den Einbau von zwei Röntgenröhren in die Gantry wurde eine Durchleuchtung des kompletten Querschnittes in einer halben Umdrehung und somit eine höhere zeitliche Auflösung möglich. Des Weiteren können durch die Verwendung von zwei unterschiedlichen Röhrenspannungen und dem anschließenden Vergleich der beiden erzielten Datensätze mittels spektraler Separation Gewebe genau klassifiziert werden [49]. In frühen Arbeiten wurde postuliert, dass durch den Einsatz von zwei Strahlungsquellen auch eine entsprechend höhere Dosis für den Patienten in Kauf genommen werden muss. Verschiedene Studien beweisen das Gegenteil. Die Bildgebung mit Dual Energy CT ist auch ohne zusätzliche Strahlenbelastung für den Patienten möglich. Im Gegenteil zeigt sich sogar, dass die Dual Source Technik durch kürzere Scanzeiten und moderne Datenverarbeitung zur Dosisersparung beitragen kann [20,43,50].

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, alle technischen Errungenschaften zur Dosisreduktion der letzten Jahre soweit als möglich zu kombinieren und maximal auszuschöpfen. Natürlich war die Grundvoraussetzung, dabei eine weiterhin akzeptable Bildqualität zu erhalten. Insgesamt wurden vier Protokolle etabliert, welche technisch die maximale Dosisersparung bei noch gewährleisteter Bildqualität erzielten.

Das Augenmerk der Arbeit liegt dabei auf einer genauen Evaluation der erzielten Dosiswerte und deren Vergleich mit den üblicherweise in computertomographischen Untersuchungen verursachten Strahlenbelastungen.

## 2. Grundlagen

### 2.1. Röntgenstrahlenerzeugung

Bei Röntgenstrahlung handelt es sich um eine durch Abbremsung von Elektronen erzeugte Strahlung. Dazu wird in der Röntgenröhre zwischen Kathode und Anode eine Spannung angelegt. Die Kathode besteht dabei aus einem sogenannten Glühdraht, aus dem durch Anlegen von Spannung Elektronen herausgelöst und im Vakuum Richtung Anode beschleunigt werden. Beim Auftreffen auf die Anode werden die Elektronen abgebremst und es entsteht als Folge Röntgenstrahlung (vgl. Abb.1).

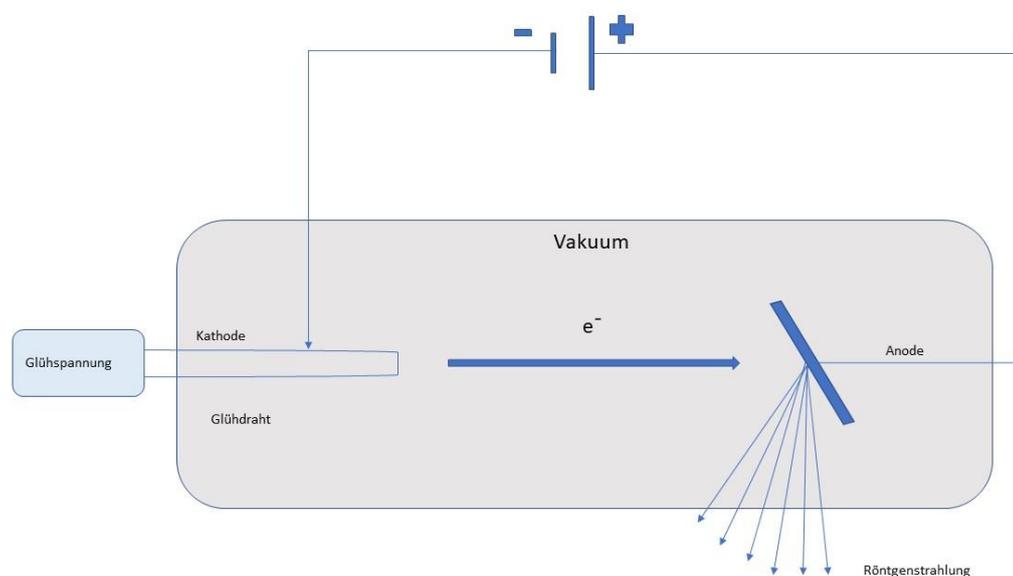


Abbildung 1: Schematische Darstellung der Erzeugung von Röntgenstrahlung.

Die meisten Röntgenröhren werden mit einem Spektrum zwischen 5keV und 250 keV betrieben. Bei niedriger Spannung spricht man von weicher Röntgenstrahlung, bei einer hohen Zahl von harter Röntgenstrahlung. Die weiche Strahlung wird zum Beispiel in der Mammographie verwendet [52].

### 2.2. Computertomographie

#### 2.2.1. Allgemeine Funktionsweise

Die ersten funktionierenden Computertomographen wurden 1971 gebaut und folgen heute immer noch dem gleichen Prinzip wie damals. Von einer Röntgenröhre, die in der Gantry um den Patiententisch rotiert, wird Strahlung abgegeben. Die abgeschwächte Strahlung trifft auf die gegenüberliegenden Detektoren und wird hier gemessen. Dadurch, dass während der Rotation durchgehend Strahlung abgegeben und die Schwächung detektiert wird, ist es möglich, ein Schnittbild des Patienten zu erstellen. Dies geschieht mittels computerbasierter Verrechnung der unterschiedlichen Abschwächung auf verschiedenen Projektionspfaden.

Durch den Tischvorschub entsteht eine Darstellung des Patienten in vielen einzelnen Schnittbildern, welche anschließend in ein Gesamtbild zusammengefügt werden. Jeder einzelne Bildpunkt entspricht hierbei einem Voxel. Je nach der zuvor gewählten Schichtdicke variiert die Genauigkeit der Abbildung [2,25].

Die verschiedenen Gewebe verursachen hierbei eine spezifische Abschwächung der Strahlung, was in verschiedene Grauwerte übersetzt wird. Zur Berechnung der Grauwerte dient die Hounsfield-Skala oder auch CT-Skala, die jedes Gewebe in Bezug zum Absorptionskoeffizienten von Wasser setzt. Die Einheit ist HU (Hounsfield Unit). Die Werte berechnen sich wie folgt:

$$\text{Hounsfield Unit} = 1000 * \frac{\mu - \mu_{\text{Wasser}}}{\mu_{\text{Wasser}}}$$

Die Skala beginnt bei -1000 für Luft, setzt sich fort mit 0 für Wasser und nimmt die höchsten Werte bei sehr dichten Materialien, wie zum Beispiel der Kompakta des Knochens an (vgl. Tab. 1). Dabei werden Stoffe mit einer höheren HU hell dargestellt, Stoffe mit niedriger/negativer HU werden dunkel abgebildet.

Organ/Stoff	Hounsfield Unit
Luft	-1000
Wasser	0
Kompakta	>300
Organe/ Blut nativ	30-70
Fettgewebe	-20 bis -100

*Tabelle 1: Charakteristische Hounsfield Units*

Da das menschliche Auge nicht in der Lage ist, alle unterschiedlichen Graustufen auf der Hounsfield Skala zu erfassen, ist es üblich, für das gewünschte Organ eine entsprechende Fensterung vorzunehmen. So ist es möglich, zum Beispiel Knochenläsionen für das menschliche Auge deutlich besser erkennbar zu machen.

### 2.2.2. Scannergenerationen

Die erste Generation der CT Scanner entspricht dem EMI Mark I®, welcher lediglich über eine Strahlungsquelle, die einen kollimierten Röntgenstrahl aussendete, sowie einen gegenüberliegenden Detektor verfügte. Konzipiert wurde das Gerät von Hounsfield für Schädelaufnahmen [15].

Bereits in der zweiten Generation wurde der Röntgenstrahl von einem Röntgenfächer abgelöst. Beide beruhen auf dem Translations-Rotations-Prinzip, was bedeutet, dass das Scanner-Detektor-Modul zunächst linear verschoben wird, bevor es im Anschluss um einige Grad weiter rotiert wird. In der nachfolgenden Generation wurde dieses Prinzip durch ein Rotations-Rotations-Prinzip ersetzt, die lineare Bewegung wurde durch einen größeren Öffnungswinkel des „fan beam“ überflüssig. Entscheidend war hierfür die Entwicklung eines Detektorsystems sowie eines Röntgenfächers, der das komplette Schnittbild des Untersuchungsobjektes erfassen konnte.

In den Folgejahren wurden noch Scanner der 4. (Rotate-Stationary-Prinzip) und der 5. Generation (Elektronenstrahlscanner) entwickelt, diese konnten sich jedoch bisher nicht dauerhaft durchsetzen [2,16,32].

### 2.2.3. Spiral-CT

Während in den Anfängen der CT Untersuchungen der Tischvorschub schrittweise war, wird beim Spiral CT der Tisch kontinuierlich während der Untersuchung vorwärtsbewegt (vgl. Abbildung 2). Dadurch entstehen keine einzelnen Schnittbilder mehr, sondern der Patient wird fortlaufend spiralförmig durchleuchtet. Dies wurde möglich durch die Entwicklung von Gantrys, in denen die Scannereinheit kontinuierlich (Schleifringprinzip) um den Patienten rotieren konnte [25]. Entscheidend für die Entwicklung war auch die nun verfügbare Computing Power zur Interpolation und Auswertung der Datensätze.

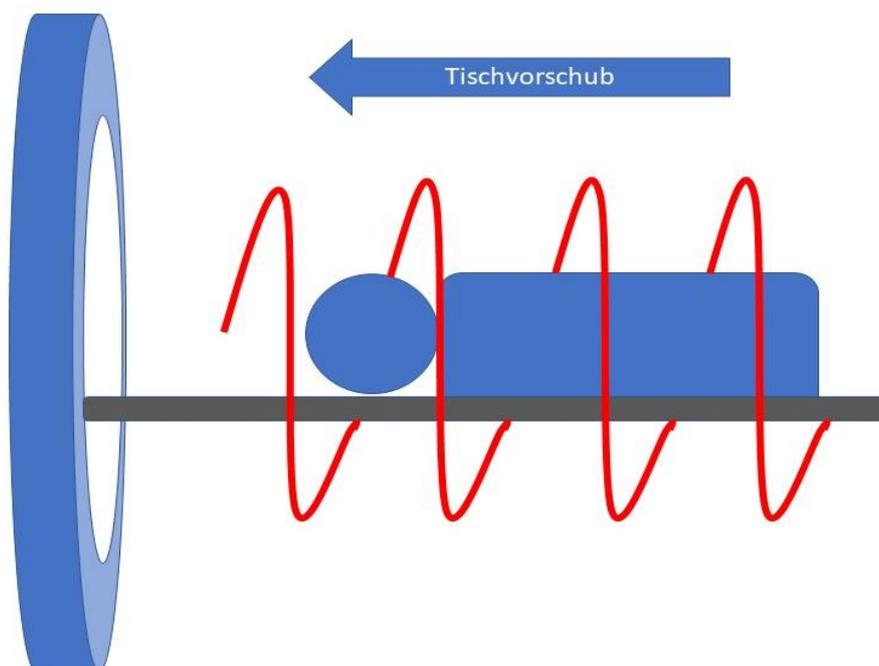


Abbildung 2: Schematische Darstellung der Durchleuchtung des Patienten im Spiral CT

Als neue Messgröße ergab sich dabei der sogenannte Pitch. Dieser ist definiert als der Tischvorschub im Verhältnis zur Schichtdicke.

$$\text{Pitchfaktor} = \frac{\text{Tischvorschub}}{\text{Schichtdicke} * \text{Gesamtkollimation}}$$

Die Bildqualität ist dabei bei niedrigerem Pitch höher, die Strahlungsbelastung jedoch auch [25].

#### 2.2.4. Dual Source CT

Der für diese Arbeit verwendete Scanner ist ein Dual Source Scanner von Siemens. Unter Dual Source versteht man dabei, dass in der Gantry zwei um  $90^\circ$  versetzte Röntgenröhren statt nur einer Röntgenröhre verbaut sind (vgl. Abbildung 3). Diese rotieren gleichzeitig um den Patienten. Jeweils gegenüber der Röntgenröhre ist eine Detektoreinheit angebracht. Dadurch ist es möglich, den Patienten aus zwei Richtungen gleichzeitig zu durchleuchten. Das ermöglicht auf der einen Seite eine schnelle Akquisition von Datensätzen, da im Prinzip nur eine halbe Umdrehung nötig ist, um den Patienten komplett zu durchleuchten.

Des Weiteren kann man die beiden Röhren auf zwei unterschiedlichen Spannungsstufen arbeiten lassen. Dadurch entstehen zwei Datensätze mit unterschiedlichen Photonenspektren. Verrechnet man nun diese Datensätze miteinander, kann man einzelne Elemente aufgrund der bekannten Schwächungsmuster unterscheiden. Auf diese Weise können bspw. Gichttophi oder Uratsteine sichtbar gemacht werden [42].

Zusätzlich können die zwei verschiedenen Spektren verwendet werden, um Störfaktoren wie Metallartefakte besser aus Bildern herauszurechnen. Dadurch kann zum Beispiel die Problematik einer schlechten Beurteilbarkeit des kleinen Beckens bei einliegender Hüftprothese verringert werden [32,36,49].

Außerdem ist es möglich, einzelne Elemente, so zum Beispiel iodhaltiges Kontrastmittel, herauszurechnen. Diese technischen Feinheiten bringen entscheidende Vorteile in der radiologischen Diagnosestellung [8].

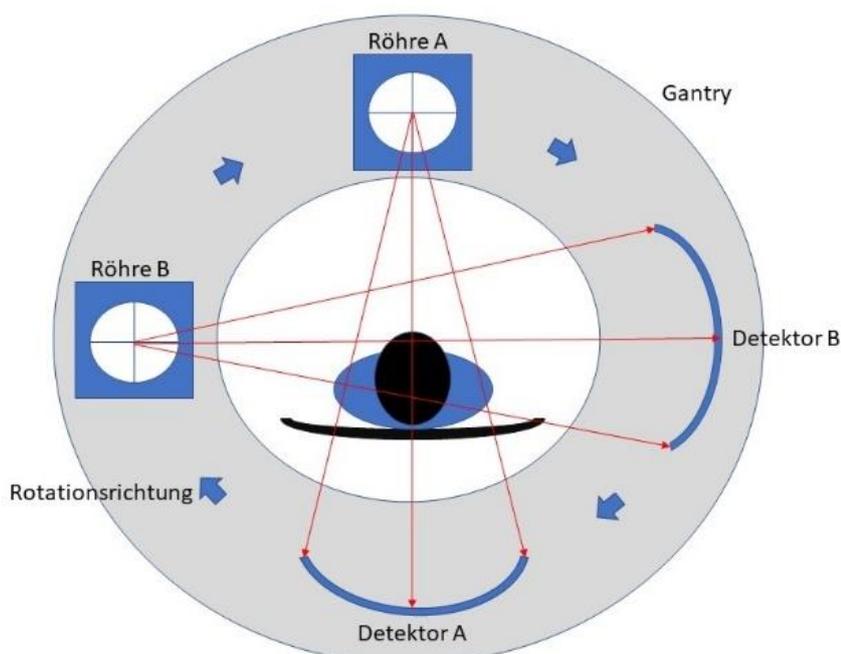


Abbildung 3: Schematische Darstellung der Dual Source Technologie. Im Bild zu sehen sind die zwei um den Patiententisch rotierenden Röhren mit jeweils gegenüberliegender Detektoreinheit.

## 2.3. Dosisreduktion

Zur Dosisreduktion im CT stehen viele verschiedene Möglichkeiten zur Verfügung. Die Grundlage jeder Dosisreduktion ist eine rechtfertigende Indikationsstellung, eine korrekte Positionierung und Lagerung des Patienten sowie die Auswahl des Bildausschnittes entsprechend der Fragestellung. Die vorliegende Arbeit konzentriert sich auf die technische Optimierung der Protokolle.

### 2.3.1. Stromstärke

Entscheidend für die Strahlungsbelastung ist die Stromstärke in Zusammenschau mit der Rotationszeit, also mAs/Rotation. Hierbei gilt grundsätzlich, dass zur Erlangung einer ausreichenden Bildqualität eine gewisse Dosis bzw. Stromstärke unumgänglich ist, da mit sinkender Stromstärke das Rauschen steigt. Bei neueren Scannern steht in der Regel ein dynamisches Programm zur Verfügung, welches die Stromstärke automatisch an das zu durchleuchtende Feld anpasst. Dabei gilt grundsätzlich, dass die benötigte Stromstärke bei größerem Volumen höher ist. So wird für einen lateralen Strahlengang aufgrund der höheren Absorption in aller Regel eine höhere Stromstärke benötigt als im anterior-posterioren Bild. Für sehr schlanke Patienten wird ebenfalls eine niedrigere Stromstärke benötigt als für Patienten mit einem höheren Körpergewicht [2,16,28,35]. Zusätzlich besteht die Möglichkeit, die Stromstärke auch anatomieorientiert anzupassen. So bietet es sich zum Beispiel an, im posterior-anterioren Strahlengang eine höhere Spannung zu verwenden als im a.p. Strahlengang. So können die größtenteils ventral gelegenen strahlensensiblen Organe geschont werden [10].

#### 2.3.1.1. CARE Dose 4D

Am Siemens Somatom Force Scanner steht für die automatische longitudinale und Winkelmodulation der Stromstärke das CARE Dose 4D Programm zur Verfügung. Es passt die Stromstärke automatisch an die anatomischen Gegebenheiten an. Der Untersucher muss im Voraus eine Referenzstromstärke angeben, aufgrund derer die Bildqualität festgelegt wird. Angepasst daran und auf Basis des Topogramms kalkuliert der Scanner dann automatisch den nötigen mittleren Röhrenstrom. Dabei wird zunächst das Volumen des Patienten berücksichtigt, also etwa bei einem voluminöseren Patienten der Strom erhöht und bei einem schlankeren erniedrigt. Zusätzlich wird die individuelle Anatomie mit den vorgespeicherten Standardmodellen abgeglichen. Die Modulation erfolgt in Echtzeit während des Scans. In unterschiedlichen Studien konnte dadurch eine Dosisersparung von über 60% erzielt werden. [17,18,51].

### 2.3.2. Spannung

Die meisten CT-Gantrys werden standardmäßig mit 120 kV betrieben. Damit lässt sich eine gute und verlässliche Bildqualität erzielen. Beim Scannen von Körperbereichen mit einer hohen Gewebedichte und somit einer starken Strahlungsabschwächung kann es notwendig sein, die angelegte Spannung zu erhöhen. Pro 20 Kilovolt erhöht sich hierbei die Dosis um circa 40%. Zum

Einhalten einer vertretbaren Belastung des Patienten sollte bei Erhöhung der Spannung die Stromstärke angepasst werden [2]. Umgekehrt kann aber gerade bei neueren Scannern auch auf eine niedrigere Spannung zurückgegriffen werden. Dabei gilt es zu beachten, dass unter Umständen für eine ausreichende Bildqualität die Stromstärke angepasst werden muss. In neueren Geräten ist dies fast immer durch automatische Programme zur Dosisersparung möglich [53].

#### 2.3.2.1. CARE KV

Wie auch bei dem in Kapitel 2.3.1.1 beschriebenen CARE Dose 4D handelt es sich bei CARE KV um eine Entwicklung zur Dosisreduktion. Es wurde konzipiert, um die sonst sehr aufwendige individuelle Anpassung der Röhrenspannung zu automatisieren. Auch hier muss vom Benutzer eine Referenzröhrenspannung angegeben werden, aufgrund derer dann die Spannung berechnet und moduliert wird. Ebenfalls berücksichtigt wird, ob, und wenn ja, in welcher Menge, Kontrastmittel für den Scan benötigt wird. Für voluminösere Patienten ist mit dem CARE kV eine geringere Dosisersparung zu erwarten als bei zierlichen Personen. Gerade Kindern kommt diese Modulation aber zugute. Die Röhrenspannung kann mit CARE kV auf bis zu 70 kV gesenkt werden und dabei eine Dosisersparung von fast 60% erreichen. Eine gleichzeitige Modulation der Stromstärke ist hierbei zum Erhalt der Bildqualität unumgänglich. Bei gleichzeitigem Einsatz von CARE Dose 4D erfolgt diese Anpassung automatisch [41,51].

#### 2.3.3. Kollimation

Um die Dosis durch unerwünschte Streustrahlung zu minimieren werden bei modernen CT-Geräten fast immer Strahlungskollimatoren eingesetzt. In verschiedenen Studien konnte gezeigt werden, dass durch einen variablen Einsatz von Kollimatoren bei computertomographischen Untersuchungen eine Dosisersparung von über 30% erreicht werden kann [9,33,45].

#### 2.3.4. Zinn Filter

Im Siemens Somatom Force kommen zur Dosisreduktion zusätzlich Zinnfilter zum Einsatz. Durch die verbesserte Filtration niedriger, nicht zur Bildentstehung beitragender Photonenenergien kann so eine deutliche Dosisersparung erzielt werden. Auch die Bildgebung bei adipösen Patienten profitiert von dieser Technik [38].

#### 2.3.5. Bildrekonstruktion

Die ersten Scannergenerationen bedienten sich zur Erstellung eines verwertbaren Bildes der gefilterten Rückprojektion. Damit konnte mit der damals verfügbaren Rechnerleistung schnell und zuverlässig ein Bilddatensatz erhoben werden. Für diese Form des Bilddatensatzes ist jedoch eine vollständige Durchleuchtung des Objektes nötig, bei fehlenden Werten z.B. durch komplette Strahlabsorption in Metallimplantaten entstehen durch die Rückprojektion typische Streifenartefakte. Durch die heutzutage deutlich höheren Rechnerleistungen ist es möglich, Bilddatensätze anhand iterativer Rekonstruktionstechnik zu erstellen. Durch Anwendung dieser Rekonstruktion kann das Bildrauschen bei gleicher Dosis deutlich verringert werden. Auch

Artefakte durch zum Beispiel Metalle im Körper können mit dieser Technik reduziert werden [24].

## 2.4. Strahlungsdosis

### 2.4.1. Definition Dosis

Unter Strahlungsdosis versteht man in der Physik die durch Strahlung übertragene Energie bezogen auf ein bestimmtes Volumen. Die Einheit ist 1 Gray = 1 J/kg.

### 2.4.2. Dose-Length-Product und Computed Dose Index

Das Dose Length Product (DLP) und der Computed Tomography Dose Index (CTDI) sind mathematisch kalkulierte Messgrößen zur Abschätzung der zu erwartenden Dosis bei einer computertomographischen Untersuchung.

Dabei wird der CTDI als zu erwartende Dosis aus einer Rotation/aufgenommenen Schicht definiert.

$$CTDI = \frac{\int D(z) * dz}{T}$$

Der Index wird in einem standardisierten Phantom gemessen, wobei die Streustrahlung ebenso miterfasst wird. Das Problem ist, dass der Dose Index für schlanke Patienten eher zu hoch, für adipöse Patienten eher zu niedrig abgeschätzt wird. Das CTDI wird in der Einheit Gray angegeben [16,25].

Das Dose Length Product errechnet sich aus dem CTDI und der Scan-Länge entlang der z-Achse, es wird in der Einheit mSv\*cm angegeben [16,25].

$$DLP = CTDI_{VOL} * L$$

### 2.4.3. Thermolumineszenzdosimeter

Zur Messung der Strahlendosis stehen diverse Verfahren zur Verfügung. Je nach geplanter Messaufgabe gilt es, die geeignete Methode auszuwählen. Zur Durchführung der Messungen sowohl am Schwein wie auch am Aldersonphantom mussten die Dosimeter klein sein, die Werte sollten möglichst genau und eine Messung von mehreren Protokollen bei gleicher Versuchskonstellation und an mehreren Messpunkten gleichzeitig durchführbar sein. Erwartet wurden Messwerte im Bereich von 0,1-20 mSv, sprich in diesem Messbereich sollten die Messinstrumente möglichst genaue Werte liefern.

Zur Messung der abgegebenen Strahlung im Dual Source CT fiel die Entscheidung deshalb auf Thermolumineszenzdosimeter. Diese Festkörperdetektoren zeichnen sich durch gute Dosimeter-eigenschaften aus, sind dabei klein und praktikabel für die Messungen sowohl am Schwein als auch am Aldersonphantom. Durch die Wiederverwendbarkeit war es möglich, mit einer begrenzten Anzahl an Detektoren eine Reihe von Versuchen durchzuführen.



Abbildung 4: Thermolumineszenzdosimeter. Zum Größenvergleich ein 1-Cent-Stück. Bild von Katharina Speicher

Die verwendeten TLDs bestehen aus Lithiumfluorid dotiert mit Magnesium und Titan. Sie eignen sich auch für Messungen im Niedrigdosisbereich. Durch Bestrahlung dieses Materials werden die Valenzelektronen des Kristalls auf ein höheres Energieniveau gehoben und verbleiben zum Teil in sogenannten metastabilen Traps. Je nach Material sind die Elektronen mehr oder weniger lange stabil in diesem Zustand, solange von außen keine Energie zugeführt wird. Führt man von außen jedoch Energie in Form von Wärme zu, lösen sich die Elektronen wieder aus den Traps und gehen in den Grundzustand über. Lagert man die Dosimeter in der Zeit von der Messung bis zur Auslesung geschützt, eignen sie sich gut als Speichermedium für absorbierte Strahlungsenergie.

Beim Übergang der Elektronen aus den Traps zurück in den Grundzustand entstehen messbare Lichtquanten. Die Intensität dieser Lichtemission steht dabei in linearem Zusammenhang mit der zuvor aufgenommenen Strahlungsenergie und kann im zeitlichen Verlauf des Auslebens als

Glühkurve dargestellt werden. Zum Auslesen werden lichtdichte Photomultiplier verwendet, in denen die TLDs schrittweise erhitzt werden und gleichzeitig die Lichtabgabe gemessen wird.

Die ausgelesene Glühkurve besteht aus sehr vielen einzelnen Peaks, weshalb sich die jeweiligen Spitzenwerte nicht zur Berechnung der Strahlung eignen. Stattdessen wird die Gesamtfläche unter den Kurven berechnet und diese dann in die entsprechende Strahlungsenergie umgerechnet, der das TLD ausgesetzt war. Die Strahlungsdosis ist also proportional zum Integral der Glühkurve [7].

Da diese Messung je nach Zusammensetzung der einzelnen Dosimeter variiert und von der individuellen Beschaffenheit abhängig ist, müssen die Thermolumineszenzdosimeter zunächst kalibriert werden. Hierzu werden die Dosimeter einer vorher festgelegten Strahlungsdosis ausgesetzt. Durch das Auslesen der Glühkurven bei einer definierten Strahlungsdosis kann so festgestellt werden, wie die einzelnen Dosimeter auf Bestrahlung reagieren. Der Reader berechnet ab der Kalibrierung alle neuen Glühkurven für das jeweilige Dosimeter auf Grundlage der hinterlegten Kalibrierung [28]. Nach dieser Kalibrierung stellen die TLDs ein einfach zu handhabendes und zuverlässiges Messinstrument für ionisierende Strahlung dar.

## 2.5. Ionisierende Strahlung und Strahlenschäden

Als ionisierend wird die Röntgenstrahlung deshalb bezeichnet, weil durch die Wechselwirkung der Strahlung mit Atomen Elektronen aus der Hülle herausgelöst werden können und so Ionen entstehen. Durch diese Wechselwirkung kann es im Körper zu Strahlenschäden kommen.

Dafür verantwortlich sind zwei verschiedene Mechanismen. In den häufigsten Fällen entstehen durch die auftreffende Strahlung im wässrigen Zytoplasma freie Wasserstoffradikale. Diese wiederum interagieren mit den umliegenden Molekülen und können so zum Beispiel Schäden an der DNA hervorrufen, was als indirekte Schädigung bezeichnet wird. Der zweite Mechanismus der Schädigung entsteht durch eine direkte Wechselwirkung der Strahlung mit DNA, RNA oder anderen Molekülen. Entscheidend für die Auswirkungen auf den menschlichen Organismus ist dabei die Schädigung der DNA. Hierbei kann es zu Einzel- und Doppelstrangbrüchen kommen. Die meisten dieser Folgen werden vom Körper durch verschiedene Reparaturmechanismen kompensiert. Gelingt die Reparatur nicht, kommt es entweder zum klonogenen Zelltod oder zu einer Mutation oder Seneszenz der Zelle [2].

Unter akuten Strahlenschäden versteht man Schäden, die zum Beispiel bei einem Reaktorunfall durch eine Belastung von circa 0,2-1mSv innerhalb einer kurzen Zeitspanne auftreten [5]. Bei den betroffenen Personen tritt die sogenannte Strahlenkrankheit auf. Im Laufe der Zeit stellte sich heraus, dass auch geringere Mengen ionisierender Strahlung negative Folgen für die Gesundheit

der Betroffenen haben können. Unter solchen geringeren Strahlenbelastungen versteht man zum Beispiel auch die Dosisbelastung bei einer computertomographischen Untersuchung.

Relevant für die vorliegende Arbeit sind vor allem Strahlenschäden durch eine Belastung mit niedriger Dosis. Diese können, meist erst deutlich später, gesundheitliche Schäden nach sich ziehen. Alle Menschen sind im Laufe ihres Lebens ionisierender Strahlung ausgesetzt. Ein Teil davon stammt aus kosmischer Strahlung, ein Teil wird durch radioaktive Stoffe in der Umwelt erzeugt, und ein nicht zu vernachlässigender Teil stammt aus künstlicher Strahlung, also zum Beispiel bei medizinischen Untersuchungen oder einer therapeutischen Bestrahlung. Je nach Untersuchungsart und -anwendung wird dabei eine sehr unterschiedliche Dosis an Strahlung abgegeben. Das Bundesamt für Strahlenschutz veröffentlichte im Juni 2016 die in Tabelle 2 abgebildeten Referenzwerte für computertomographische Untersuchungen [4]. Für die Untersuchungen sind jeweils Dose Length Product (DLP) und Computed Dose Index (CTDI) angegeben.

Untersuchung	DLP [mGy*cm]	CTDI [mGy]
Thorax und Oberbauch	450	10
Oberes Abdomen	360	16
Abdomen mit Becken	700	15
Rumpf (Thorax, Abdomen und Becken)	1000	13

*Tabelle 2: Auszug aus den vom Bundesamt für Strahlenschutz veröffentlichten Referenzwerten.*

Für die Berechnung der diagnostische Referenzwerte (DRW) dienen die von den unterschiedlichen Stellen an das Bundesamt für Strahlenschutz übermittelten Patientenexpositionswerte. Diese werden ausgewertet und die DRW auf Grundlage der 75. Perzentile dieser Werte aktualisiert. Dabei ist jedoch zu beachten, dass dieser Referenzwert in den Kliniken nicht als zu erreichender Mittelwert, sondern als Obergrenze zu verstehen ist.[4] Da dieser Wert im Idealfall von allen Kliniken nach Bekanntgabe der neuen Werte unterboten wird, werden die DRWs mit jeder Bekanntgabe, soweit klinisch machbar, geringer.

## 3. Methodik und Material

### 3.1. Thermolumineszenzdosimeter

#### 3.1.1. Kalibrierung

Um die TLDs (TLD 100 H, Thermo Fisher Scientific, Waltham, Massachusetts, USA) für die Strahlungsmessung einzusetzen, war es nötig, die Dosimeter sowie das Lesegerät zu kalibrieren. Dazu waren mit dem Harshaw 5500 Reader (Thermo Fischer Scientific, USA) mehrere einzelne Arbeitsabschnitte vonnöten [11].

Die TLDs wurden zunächst komplett gelöscht, um verbleibende metastabile Zustände möglichst zu beseitigen. Dafür wurden sie in den Reader gegeben und zweimal ausgeheizt, wodurch die Gefahr einer Verfälschung der Kalibrierung minimiert wurde.

Danach wurden alle Dosimeter mit einer zuvor festgelegten Dosis von 10 mSv bestrahlt. Dies geschah durch eine Strontium-Yttrium-Quelle (Thermo Electron 2210, Thermo Fisher Scientific, USA). Um die exakte Bestrahlungszeit zu berechnen, die für 10 mSv nötig war, wurde unter Berücksichtigung der ursprünglichen Radioaktivität und der spezifischen Halbwertszeit die aktuelle Strahlungsabgabe der Strontium-Yttrium-Quelle berechnet.

Nach dem Zerfallsgesetz wurde die tatsächliche Strahlungsabgabe der Quelle berechnet. Dabei gilt:

$$A(t) = A_0 * e^{-\lambda t}$$

Zum Zeitpunkt der Inbetriebnahme (31.01.2003) gab die Strontium-Yttrium-Quelle eine Äquivalenzdosis von 8,9 mSv/100 Umdrehungen ab. Mit einer bekannten Halbwertszeit von 28,79 Jahren ergab sich eine aktuelle Äquivalenzdosis zum Zeitpunkt der Kalibrierung (04.03.2016) der TLDs von 6,48 mSv/100 Umdrehungen. Für eine Exposition der TLDs mit 10 mSv waren also 154 Umdrehungen notwendig.

Im Anschluss wurden die TLDs im Photomultiplier ausgelesen und die Glühkurven gemessen. Durch die vorbekannte Bestrahlung mit 10 mSv konnte so die Korrelation zwischen der Strahlungsexposition und der anschließenden Lichtemission berechnet werden. Für jedes einzelne TLD ergibt sich durch diesen Vorgang ein spezifischer Koeffizient, welcher abhängig von variablen Größen wie dem Gewicht und der Dichte der einzelnen Dosimeter ist. Die TLDs mit der am nächsten am Mittelwert (MW) liegenden Emission wurden als Kalibrierdosimeter festgelegt, die für die Messungen nicht verwendet wurden, sondern aufgrund ihrer ähnlichen Eigenschaften der Kalibrierung des Photomultipliers dienten. Zusätzlich kann bei einer Abweichung der Messwerte das Gerät mithilfe der Kalibrierdosimeter jederzeit nochmals neu kalibriert werden. Die 22 ausgewählten Dosimeter lagen alle im Bereich von 1,005 bis 0,995 um den Mittelwert.

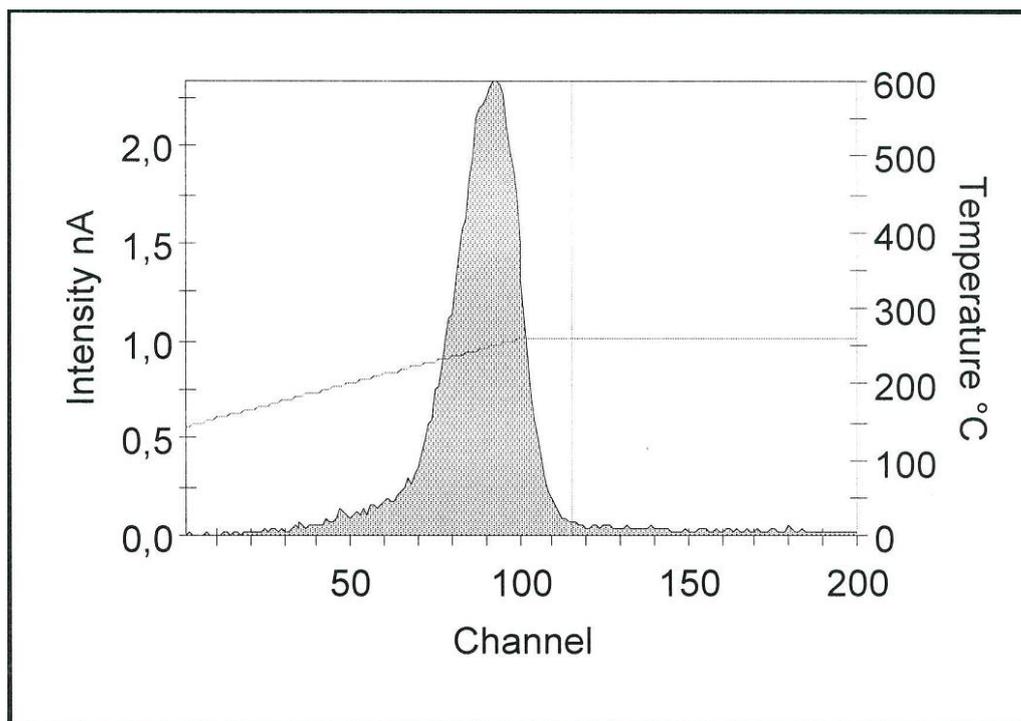


Abbildung 5 Glühkurve von TLD Nr. 56

Für die Kalibrierung des Multipliers wurden die Kalibrierdosimeter 120 Umdrehungen der Strahlungsquelle ausgesetzt. Damit ergab sich ein abgegebener Strahlungswert von 7,8 mSv.

Unter Vorgabe dieses Wertes wurden die TLDs nun erneut ausgeheizt und der Photomultiplier wurde über die Messung kalibriert.

Die restlichen Dosimeter standen als Felddosimeter für die Messungen zur Verfügung. Für eine Verwertbarkeit der Messwerte war es dabei unerlässlich, die Nummerierungen der TLDs unter keinen Umständen zu ändern. Solange die TLDs nicht verwendet wurden, wurden sie in einer speziellen nummerierten Aufbewahrungsbox verstaut. Für alle Messungen wurden die einzelnen Plättchen in Plastikbeutel eingeschweißt, die mit der Nummer versehen waren (siehe Abbildung 4).

### 3.1.2. Auslesen

Das Auslesen der TLDs erfolgte im Harshaw TLD 5500 Reader von Thermo Fisher Scientific. Für das Auslesen wurden die Dosimeter in eine speziell dafür vorgesehene Platte einsortiert. Die TLDs wurden im Reader mithilfe einer Vakuumnadel aus der Ausleseplatte gehoben und in einem Stickstoffstrahl erhitzt. Der Photomultiplier akquirierte während der kompletten Zeit die Daten über die abgegebene Lichtmenge.

Dabei wurde zunächst für 5 Sekunden bei 145°C vorgeheizt, anschließend wurde im Sekundenabstand die Temperatur um jeweils 10°C auf bis zu 260 °C Maximaltemperatur erhöht. In dieser Zeitspanne wurde die Glühkurve erfasst. Zum Schluss erfolgte ein Ausheizen bei 260°C für 20 Sekunden. Nach diesem Prozess waren die TLDs sofort wieder einsetzbar.

### 3.2. Siemens Somatom Force

Die Optimierung der Protokolle und alle Messungen wurden an einem Siemens Somatom Force Scanner (Siemens Healthineers, Erlangen, Deutschland) durchgeführt.



Abbildung 6 Siemens Somatom Force. Auf dem Tisch zu sehen ist einer der verwendeten Schweinekadaver. Bild von Katharina Speicher

Es handelt sich hierbei um einen Dual Source CT Scanner der dritten Generation. Beide Detektoreinheiten sind mit 3D-Streustrahlungskollimatoren ausgestattet. Die Strahlungsquellen können jeweils in 10 Kilovolt-Schritten variabel mit 70-150 kV betrieben werden. Die Generatorleistung beträgt 240 kW (2x120 kW). Die maximale räumliche Auflösung liegt bei 0,24 mm, die zeitliche bei 66 ms. Die Rotationsdauer kann auf bis zu 0,25 s gekürzt werden und ist damit optimiert für eine schnelle Bildakquisition. Der Tischvorschub kann auf bis zu 737mm/s beschleunigt werden. Die Tischlast beträgt maximal 220 Kilogramm bei einer Gantryöffnung von 78 cm [45].

### 3.3. Protokolletablierung

Die Auswahl der Protokolle wurde durch zwei Radiologen mit 9 und 12 Jahren Berufserfahrung an einem Schweinekadaver getroffen. Das Schwein hatte eine Länge von 142 cm, ein Gewicht von 64 kg und 94 cm Bauchumfang. Die Auswahl erfolgte ausgehend von einem von Siemens

standardmäßig vorhandenen Standard-Abdomenprotokoll. Schrittweise wurden die verschiedenen Parameter zugunsten einer niedrigeren Dosis bei erhaltener Bildqualität variiert. Als Endpunkt entstanden die in

Tabelle 3 dargestellten Protokolle. Dabei wurden die Scanlänge und das Field of View (FOV) konstant gehalten, um eine gute Vergleichbarkeit zu erzielen.

	Low-Dose Care kV	Zinn- Filter	FLASH Aorta 3,2	Dual- Source
kV	90	90	100	80
Reference mAs	25	15	14	8,5
Schichtdicke	5	5	5	5
Inkrement	5	5	5	5
Pitch	0,6	0,9	3,2	1,15
Rotationszeit [s]	0,5	0,5	0,25	0,28
Scanzeit [s]	11,04	7,56	1,02	5,18
Zinn-Filter	0	1	0	1 (Röhre B)
CARE Dose 4D	1	1	1	1
CARE KV	1	1	1	0
Stufe Care KV	7	8	7	-
Referenz kV	70	150	70	-
FLASH	0	0	1	0
Dual Source	-	-	-	1
kV Röhre B	-	-	-	150
DLP [mGy*cm]	40,5 (21,9)	48,6 (17,6)	38,1 (17,5)	33,5 (16)
CTDI [mGy]	0,55 (0,43)	0,66 (0,35)	0,54 (0,34)	0,44 (0,29)

*Tabelle 3: Technische Daten der Protokolle. Bei den Daten, die sich in den beiden Versuchsanordnungen unterscheiden, ist jeweils zuerst der Wert für die Messung am Schweinekadaver angegeben. Der Wert für das Aldersonphantom ist jeweils in Klammern notiert.*

Mit CARE 4D und CARE KV wurden zwei mittlerweile gut etablierte Möglichkeiten zur Dosisreduktion angewendet. Durch die variable Adaptierung der Stromstärke und Spannung ist eine sehr effektive Dosisersparung möglich. Die Anpassung sollte jedoch immer mit Augenmerk auf die Bildqualität erfolgen.

Im Dual-Source und im Zinn-Filter-Protokoll wurde zur Dosisersparung zusätzlich ein Zinnfilter verwendet.

Für das Aorta Flash Protokoll wurde ein hoher Pitch von 3,2 mit den bereits vorher erwähnten Techniken zur Dosisreduktion kombiniert, um die so zu erreichende Dosisersparung zu evaluieren.

### 3.3.1. Qualitative Bewertung der Bildqualität

Die Bewertung der vier akquirierten Bilddatensätze hinsichtlich der Bildqualität erfolgte verblindet von zwei Radiologen mit 9- beziehungsweise 12-jähriger Berufserfahrung. Die Einschätzung wurde im Konsensusverfahren vorgenommen. Die Auswertung erfolgte mit einer voreingestellten Fensterung von 380/80 (Weite/Center) im Weichteilfenster. Die Möglichkeit zur variablen Fensterung war gegeben.

#### 3.3.1.1. *European Quality Criteria*

Innerhalb der europäischen Union gibt es verschiedene Vorgaben zum Strahlenschutz im medizinischen Bereich. Um im Bereich der Computertomographie eine einheitliche Richtlinie für computertomographische Untersuchungen zu erstellen, wurde von der Europäischen Kommission eine Studiengruppe einberufen. Dieses Gremium, bestehend aus vier Radiologen und vier Physikern erstellte die „European Quality Criteria“ [12].

Diese wurden für die qualitative Bewertung der Protokolle zugrunde gelegt. Die Richtlinie beschränkt sich weitestgehend darauf, die Visualisierung von im Abdomen definierten Strukturen hinsichtlich ihrer scharfen Abgrenzbarkeit vorzugeben [12]. In die Bewertung durch die Radiologen ging die scharfe Reproduktion des Leber-, Milz- sowie des Nierenparenchyms, die Darstellung der Gallenblasenwand, die genaue Abbildung der Aorta und der Vena cava inferior, des Duodenums und der Darmschlingen, des Rektums und pararektalen Raumes, der Zwerchfellschkel, der Blasenwand sowie der Nebennieren ein. Am Harntrakt ging in die Bewertung die Abbildung des Kelchsystems, des Nierenbeckens, des proximalen und distalen Ureters sowie des perirenaln Raumes ein. Am muskuloskelettalen System wurde die Reproduktion des knöchernen Beckenringes sowie der Beckenmuskulatur, der paravertebralen Muskulatur sowie die Abgrenzbarkeit von Kortikalis und Trabekeln der Wirbelkörper beurteilt. Dabei wurden scharf abgrenzbare Strukturen mit eins, nicht abgrenzbare Strukturen mit null bewertet.

### 3.3.1.2. 3-Punkte-Likert-Skala

Die Einschätzung des Rauschens im generellen Bildeindruck, der Artefakte und der diagnostischen Verwertbarkeit erfolgte mittels verschiedener Likert Skalen (vgl. Tabelle 4).

	1 Punkt	2 Punkte	3 Punkte	4 Punkte
Image Noise	Zu viel	Optimal	Zu wenig	-
Beeinflussung der Sichtbarkeit von Strukturen durch Artefakte	Optimal	Wahrscheinliche Beeinflussung	Negative Beeinflussung	Diagnose wird beeinflusst
Diagnostische Wertigkeit	Voll akzeptabel	Wahrscheinlich akzeptabel	Mit Einschränkungen akzeptabel	Nicht akzeptabel

Tabelle 4: 3-Punkte-Likert Skala. Dargestellt sind die einzelnen Faktoren sowie deren Bewertungsmöglichkeiten.

### 3.3.2. Quantitative Bewertung der Bildqualität

Zur Erfassung der Signal-to-Noise Ratio (SNR) und der Contrast-to-Noise Ratio (CNR) wurden insgesamt sieben anatomische Lokalisationen untersucht, wobei für jede Lokalisation sechs Regions of Interests (ROI) mit möglichst großer Fläche platziert wurden. Für diese ROIs wurden jeweils die durchschnittliche HU sowie die Standardabweichung (STABW) und die Größe der ROI ausgewertet.

Definiert wurden diese Bereiche für die Leber, die Milz, die abdominale Aorta, die autochthone Rückenmuskulatur, die parakolische Rinne beidseits, die Niere und das pararektale Fettgewebe. Als Referenz-Roi diente für die Berechnung der CNR der Musculus Latissimus dorsi.

Als Grundlage zur Berechnung wurden folgende Formeln verwendet:

$$\text{SNR}_{\text{ROI}} = \text{CT density}_{\text{ROI}} / \text{standard deviation}_{\text{ROI}}$$

$$\text{CNR}_{\text{ROI}} = (\text{CT density}_{\text{ROI}} - \text{CT density}_{\text{reference}}) / \text{standard deviation}_{\text{ROI}}$$

Die SNR und die CNR stellen damit zwei objektive Parameter zur Beurteilung der Bildqualität der vier Protokolle dar. Zusätzlich erfolgte der Vergleich der SNR und CNR mit dem vom Hersteller mitgelieferten Standardprotokoll [23].

### 3.4. Messungen am Schwein

Zur Einschätzung der Strahlungsdosis am Organ wurden alle vier ausgewählten Protokolle an einem zweiten Schweinekadaver gemessen. Der für die Dosismessungen verwendete Schweinekadaver hatte einen Abdomenumfang von 90 cm sowie ein ungefähres Gewicht von 60 Kilogramm bei einer Länge von 127 Zentimetern. Das für die Messungen verwendete Tier war genauso wie das zur Bestimmung der Bildqualität verwendete Schwein weiblich.

Die Dosimeter wurden dafür einzeln in kleine Tütchen verschweißt und im Anschluss jeweils zu dritt in einer Verpackung direkt auf den Organoberflächen im Schweinekadaver befestigt.

Der Zugang erfolgte über eine mediane Laparotomie, danach wurden strukturschonend die zuvor ausgewählten Organe freigelegt. Nach Präparierung der Bauchdecke wurden zunächst die Leber und die Gallenblase dargestellt, dann die Milz und beide Nieren. Im Anschluss wurde der Darm mobilisiert, um die Aortenbifurkation und das Rektum darstellen zu können. Das Rektum wurde teilmobilisiert und nach Anbringen der Dosimeter wieder ins kleine Becken zurück verlagert. Die Präparation ist in Abbildung 7 dargestellt.

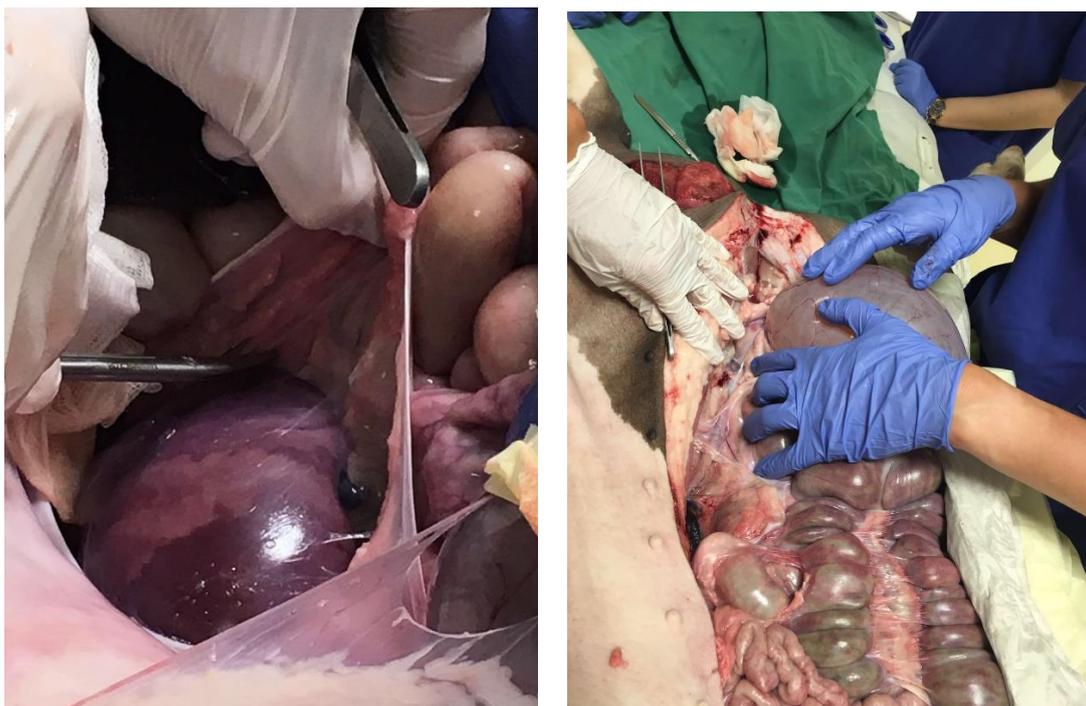


Abbildung 7: Links: Mobilisation der linken Niere aus dem perirenal Fettgewebe. Rechts: Präparation des Darms. In der Mitte sieht man die nach lateral mobilisierte Harnblase, welche durch die blau behandschuhte Hand zur Seite gehalten wird. Fotos von Katharina Speicher.

TLDs wurden an allen größeren Organen im Bauchraum angebracht, welche besonders von der Strahlungsbelastung betroffen sind. Um die Validität der Ergebnisse zu erhöhen, wurden jeweils drei Dosimeter in Plastiktüten verschweißt und dann mit Klebestreifen an den Organen angebracht (vergleiche Abbildung 8). Die gewählte Verpackung gewährleistete eine nahe Lage der TLDs zueinander sowie einen sicheren Schutz vor Feuchtigkeit. Alle Tütchen erhielten eine

doppelte Beschriftung mit den jeweiligen Nummern der Dosimeter. Bestückt wurden beide Nieren, Milz, Leber, Gallenblase, Aortenbifurkation, Blase und Colon. Es erfolgte eine doppelte Besetzung der linken Niere und des rechten Leberlappens.

Vor der Durchleuchtung wurden Haut und Muskeln wieder verschlossen, um möglichst reale Bedingungen für die Strahlungsmessung zu simulieren. Nach jedem Protokoll wurden die Tütchen mit TLDs vollständig ausgetauscht und ausgelesen.



*Abbildung 8: Platzierung der Dosimeter an Niere und Milz. Die Bauchdecke wurde dazu vorsichtig angehoben. Der Darm ist im unteren Bildrand zu sehen. Bild von Katharina Speicher.*

### 3.5. Messungen am Aldersonphantom

Für die Beurteilbarkeit der Strahlungsbelastung des Patienten bei Untersuchungen können Messungen mit einem Aldersonphantom verwendet werden. Diese anthropomorphe Nachbildung lässt sich mit Dosimetern bestücken und liefert durch ihre dem menschlichen Körper ähnlichen Materialeigenschaften und vergleichbare Wechselwirkung bei Strahlungsexposition sehr gute Näherungswerte zur Dosisabschätzung bei Patienten. Das Phantom ist mit einem Skelettsystem ausgestattet und macht eine genaue anatomische Orientierung möglich. Durch die Verwendung des Phantoms zur Messung sind die Messreihen reproduzierbar und können an beliebigen Scannern wiederholt werden. Die Platzierung der Dosimeter kann durch die Angabe der genauen Schicht und der entsprechenden Aussparung exakt wiedergeholt werden.



Abbildung 9: Lagerung des Aldersonphantoms in Vakuummatratze. Durch die Fixierung wurde eine sichere Lagerung des Phantoms auch bei Entnahme einzelner Schichten zum Bestücken mit TLDs sichergestellt.

Zur Bestückung mit Dosimetern wurden vier verschiedenen TLD-Muster für die Bereiche Oberbauch, Becken, Blase und Rektum entwickelt, um die wichtigsten Organe abbilden zu können. Die TLDs sollten dabei eine möglichst große Fläche abdecken und eine Abschätzung der Strahlenbelastung für die einzelnen Organe im Bauchraum möglich machen.

Um eine möglichst gleichbleibende Messwertdichte zu erreichen, wurde jede zweite Schicht des Phantoms bestückt. Eine Alternierung des Vorgehens wurde bei den Schichten 31, 32 und 34 zugunsten der genaueren Abbildung der Blasen- und Rektumregion vorgenommen. Die Schichten 17, 19, 21, 23 und 25 wurden im Oberbauch Muster (je 12 TLDs) bestückt (siehe Abbildung 10). Für Schicht 29 und 31 wählten wir das Beckenmuster (jeweils 10 TLDs), für Schicht 32 die Bestückung Blasenmuster (zwei Dosimeter) und für Schicht 34 ein auf das Rektum ausgelegtes Muster (siehe Abbildung 10 und Abbildung 11, jeweils vier Dosimeter). Insgesamt wurden so 86 Messpositionen besetzt.

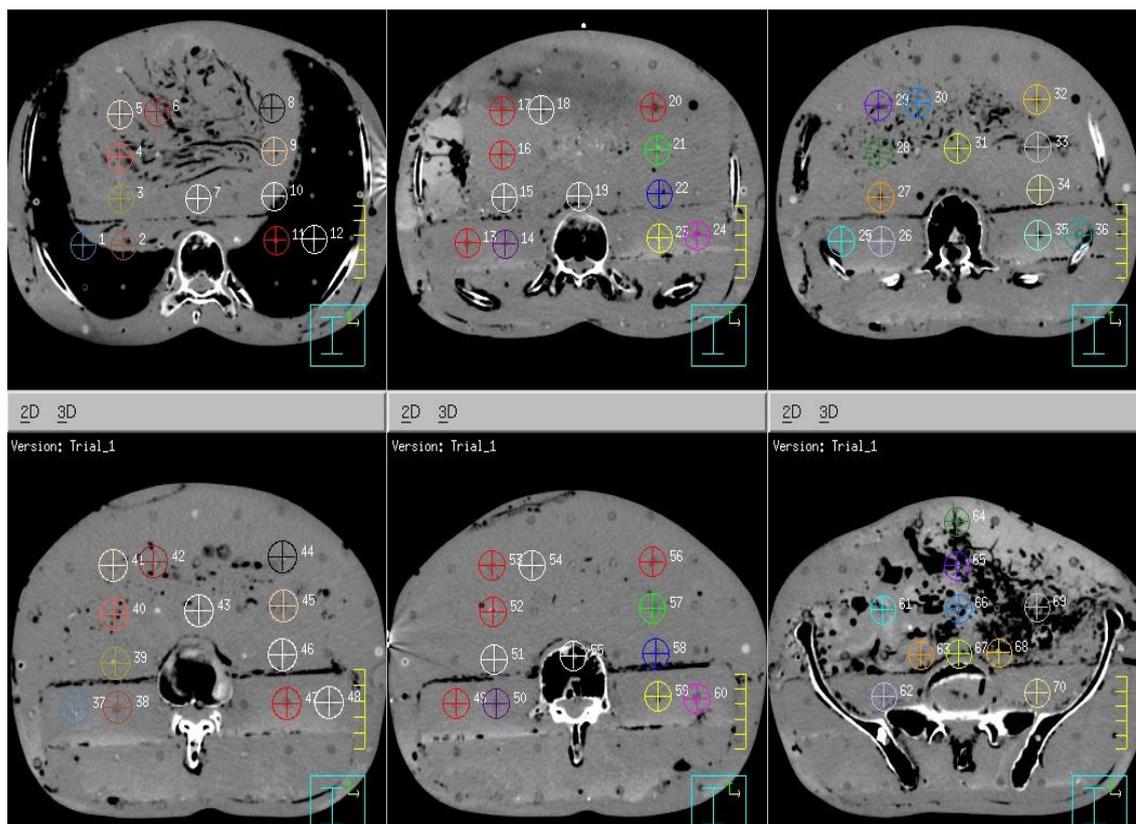


Abbildung 10: Oberbauch und Becken. Von links oben nach rechts unten sind die Schichten 17, 19, 21, 23, 25 und 29 abgebildet. Farblich eingezeichnet ist die Positionierung der TLIDs in den einzelnen Schichten.

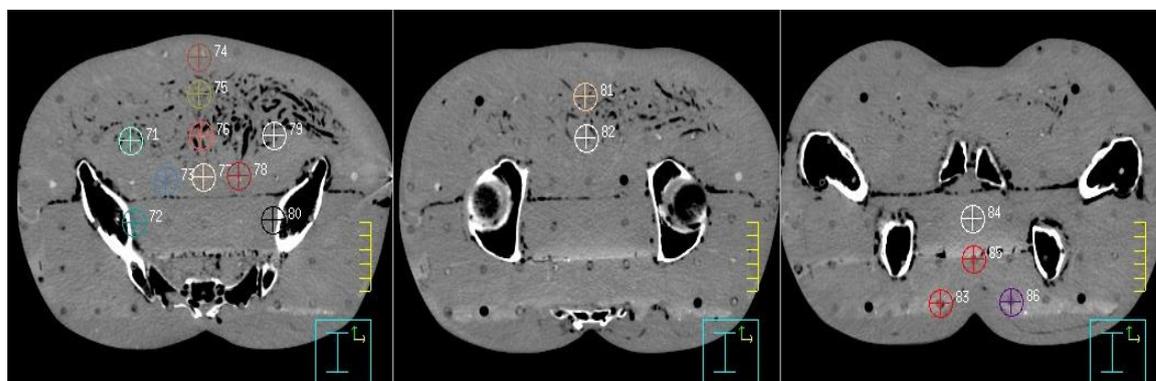


Abbildung 11: Becken, Blase und Rektum. Von links nach rechts Schichten 31, 32, 34. Zu sehen ist die vorgenommene Bestückung mit TLIDs.

Die Oberbauch- und Becken-Verteilung deckte dabei eine relativ breite Fläche der jeweiligen Schicht ab. So wurde gewährleistet, dass möglichst alle Bauchorgane in der Punktdosismessung

erfasst werden. Im Gegensatz dazu sind die Muster Blase und Rektum zur Darstellung der Organe im kleinen Becken optimiert.



Abbildung 12: Bestückung von Schicht 19 im Oberbauchmuster. Zu sehen ist die Verpackung der TLDs in den Plastiktütchen.

Um die Lagerungsartefakte möglichst zu minimieren, wurde das Aldersonphantom schon im Voraus auf einer Vakuummatratze (BlueBag™, Elekta, Stockholm, Schweden) gelagert (s. Abbildung 9). Diese Technik, die eigentlich zur Lagerung von Patienten bei einer Bestrahlung verwendet wird, gewährleistet eine stabile Lage des Patienten auf dem CT Tisch. Dabei werden kleine Plastikkügelchen in der Matratze durch Erzeugung eines Vakuums in der Hülle so eng aneinandergespreßt, dass die Matratze nicht mehr verformt werden kann. Dadurch war es möglich, zur Bestückung mit TLDs einzelne Schichten aus dem Phantom zu entnehmen und wieder zu repositionieren, ohne es auf der Liege zu bewegen. Auch nach den einzelnen Messungen war keine Verschiebung des Phantoms festzustellen.

### 3.6. Statistik

Zum Erstellen der Statistik wurde neben Excel (Microsoft Corporation, Redmond, Washington, USA) für die Grundverarbeitung der Daten für die weitergehende Analyse das Programm Origin (OriginLab Corporation, Northampton, Massachusetts, USA) eingesetzt. Sämtliche Daten wurden zunächst in eine Excel Tabelle eingelesen. Im ersten Schritt wurden für alle Protokolle deskriptive Statistiken erstellt. In einer weiteren Verarbeitung wurde dann getestet, ob einzelne Protokolle signifikant niedrigere Werte erzielten als andere ( $p=0,05$ ). Als Test wurde hierbei ein Wilcoxon Test zugrunde gelegt.

Zusätzlich wurde für die Mehrfachmessungen an den einzelnen Organen, die normalverteilt angenommen werden konnten, eine Varianzanalyse (ANOVA) für die einzelnen Protokolle durchgeführt.

## 4. Ergebnisse

### 4.1. Bildqualität

#### 4.1.1. Qualitative Bewertung

Die vier ausgewählten Protokolle wurden alle als diagnostisch ausreichend bewertet. Sie erfüllen die European Quality Criteria [12] und schneiden auf der Likert-Skala ausreichend gut ab. In den folgenden Abbildungen ist aus allen Protokollen der gleiche Oberbauchschnitt abgebildet.



Abbildung 13: Low Dose Abdomen Care kV. Oberbauchschnitt



Abbildung 14: Zinn Filter Protokoll. Oberbauchschnitt



Abbildung 15: Aorta FLASH Pitch 3,2. Oberbauchschnitt



Abbildung 16: Dual Source. Oberbauchschnitt

#### 4.1.1.1. *European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography*

Die vier erstellten Datensätze konnten die European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography [12] in fast allen Punkten erfüllen. Da hier jeweils nur die Sichtbarkeit abgefragt

wird, ist die Bewertung mit „ja“ oder „nein“ eindeutig. Lediglich in der Darstellung der Gallenblasenwand sowie der scharfen Reproduktion der Aorta beziehungsweise der Vena cava inferior sahen die Radiologen bei allen vier Protokollen eine eingeschränkte Aussagekraft. Alle anderen Strukturen waren zufriedenstellend abgebildet.

#### 4.1.1.2. 3 Punkte Likert Skala

Die Bewertung anhand der Skala diente der Darstellung des Bildeindruckes als Gesamtes. Es wurden drei Kategorien bewertet (Tabelle 4). Dabei wurden die verschiedenen Datensätze in allen Gruppen jeweils mit zwei Punkten bewertet. Der Eindruck des Rauschens im Gesamtbild erschien den Radiologen als optimal, die diagnostische Wertigkeit stuften sie als wahrscheinlich akzeptabel ein. In der Beurteilung der Beeinflussung der Sichtbarkeit einzelner Strukturen durch Artefakte ist bei allen Protokollen mit zwei Punkten zwar eine wahrscheinliche, jedoch keine negative Beeinflussung anzunehmen (vgl. Tabelle 5).

Score	Flash Pitch 3,2	Low dose Abdomen care kV	Dual- Source	Zinn- Filter
4-Punkte-Likert-Skala Diagnostische CT	1	1	1	1
4-Punkte-Likert-Skala Artefakte	2	2	2	2
3-Punkte Skala Auflösung	2	2	2	2
3-Punkte Skala Rauschen	2	2	2	2

Tabelle 5: Ergebnisse der Bewertung der Bildqualität.

#### 4.1.2. Quantitative Bewertung

Bei der Berechnung der signal-to-noise ratio schnitten alle vier Protokolle ausreichend gut ab und lagen in einem vergleichbaren Bereich wie das vom Hersteller mitgelieferte Standardprotokoll [23]. Tabelle 6 bildet die durchschnittliche SNR und CNR sowie die jeweilige Standardabweichung ab.

	SNR	CNR
Flash Aorta Pitch 3,2	2,78±5,49	7,50±6,92
Low Dose Abdomen care kv	2,45±3,69	6,64±5,21
Dual Source	2,28±3,76	6,27±5,15
Zinn Filter	2,09±4,43	7,64±7,74

Tabelle 6: Mittelwerte der Signal-to-Noise-Ratio und Contrast-to-Noise-Ratio jeweils mit Standardabweichungen.

Die Contrast-to-Noise-Ratio liegt für alle Protokolle im Bereich zwischen 6,27 und 7,64.

## 4.2. Dosisbelastung

### 4.2.1. Dosisermittlung CT Scanner

Das vom Scanner ermittelte DLP lag für alle Protokolle in beiden Versuchsanordnungen unter 50mGy\*cm. Im Vergleich dazu wird in den „European Quality Criteria for CT“ eine abgeschätzte Dosis für eine Standard CT Abdomen Aufnahme von 800 mGy\*cm angegeben [12].

Im Schweineversuch ergab sich ein mittleres DLP von 39,04 mGy\*cm, sowie ein durchschnittliches CTDI von 0,532 mGy. Der höchste Wert (vgl. Tabelle 7) fand sich für beide Parameter im Zinn-Filter-Protokoll (48,6mGy\*cm/0,66mGy), der niedrigste im Dual-Source-Scan (33,5mGy\*cm/0,44mGy).

Protokoll	CTDI [mGy]	DLP [mGy*cm]
Low Dose Abdomen CarekV	0,55	40,5
Zinn-Filter	0,66	48,6
Aorta Flash Pitch 3,2	0,54	38,1
Dual-Source	0,44	33,5

Tabelle 7: Vom Scanner errechnete DLP und CTDI Werte im Schweineversuch.

Im Vergleich dazu ergab sich im Mittel für die Scans im Aldersonversuch ein DLP von 17,6 mGy\*cm. Dabei war der niedrigste Wert im Dual Source Protokoll mit 16 mGy\*cm und der höchste Wert im Low Dose Abdomen Care kV Protokoll mit 21,9 mGy\*cm errechnet worden (vgl. Tabelle 8). Ebenfalls vom Scanner errechnet war das CTDI. Auch hier verzeichnete das Dual-Source den niedrigsten, das Low Dose Abdomen care kV-Protokoll den höchsten Wert (vgl. Tabelle 8).

Protokoll	CTDI [mGy]	DLP [mGy*cm]
Low Dose Abdomen CarekV	0,43	21,9
Zinn-Filter	0,35	17,6
Aorta Flash Pitch 3,2	0,34	17,5
Dual-Source	0,29	16

Tabelle 8: Übersicht über die vom Scanner errechneten Werte für das Dose-Length-Product und den Computed Tomography Dose Index für den Aldersonversuch.

Die deutlich unterschiedlichen Werte in den beiden Versuchsanordnungen sind hier auf den unterschiedlichen Habitus von Schwein und Aldersonphantom zurück zu führen. So waren für das Aldersonphantom im Mittel geringere Scanlängen nötig als für den Schweinekadaver.

#### 4.2.2. Schweinemodell

Die gemessenen Punktdosiswerte beim Schwein lagen zwischen 330 und 2810  $\mu\text{Sv}$ .

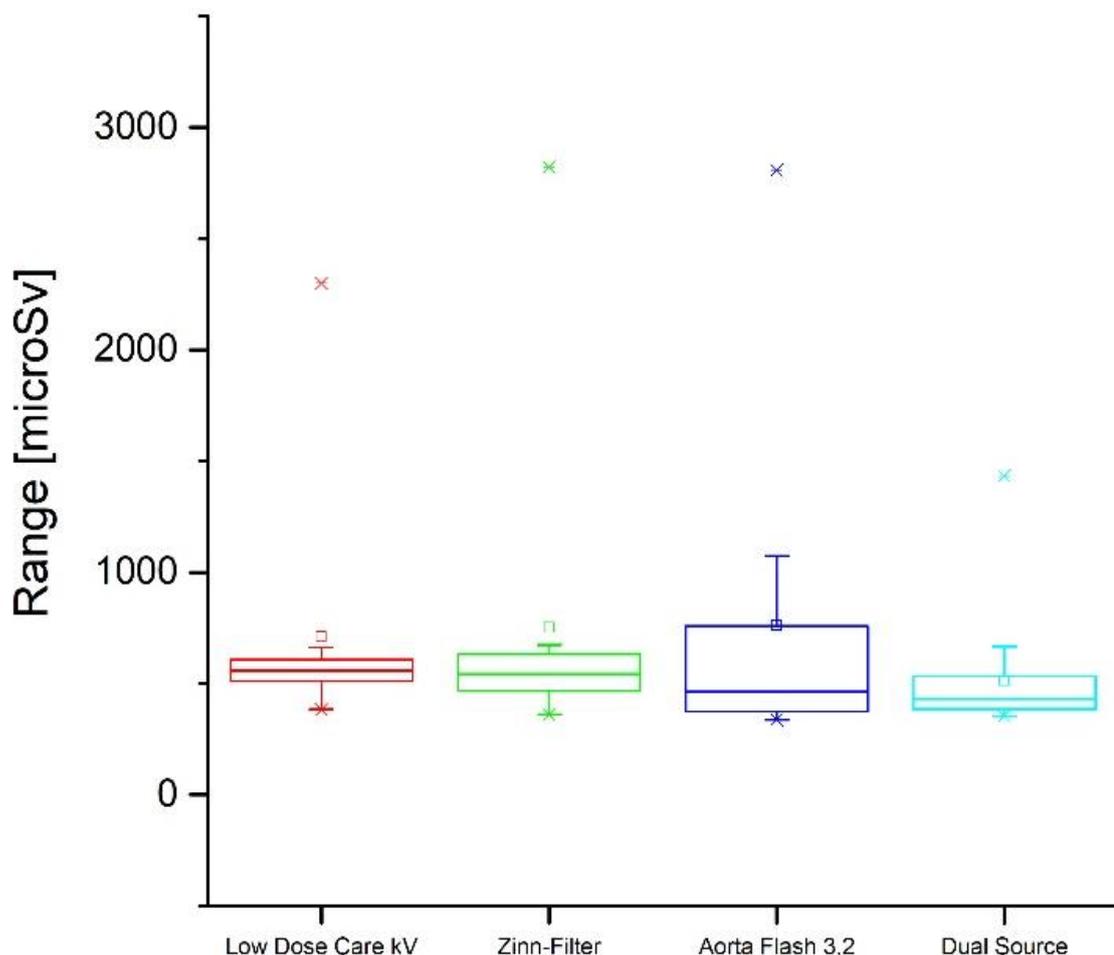


Abbildung 17: Der Boxplot zeigt die Verteilung der Werte der einzelnen Protokolle im Schweineversuch in  $\mu\text{Sv}$ . Als Bindestrich dargestellt sind jeweils das Minimum und das Maximum. Bei X befindet sich der 99- beziehungsweise 1%-Wert. Das Mittel ist mit  $\square$  gekennzeichnet. Die signifikant niedrigsten Werte fanden sich im Dual source Protokoll, die höchsten im Low Dose Abdomen Care kV.

Abbildung 17 gibt einen Überblick über die Verteilung der Messwerte im Schweinekadaver. Hier wird vor allem die Abweichung einzelner Dosiswerte in den oberen Messbereich bereits deutlich. Für das Dual Source ergibt sich der niedrigste Mittelwert. Die höchste Range ergibt sich für den Zinn-Filter sowie den Aorta Flash 3,2 Scan. Die höchsten Mittelwerte finden sich im Low dose Abdomen Care kV und im Zinn Filter Protokoll. Führt man einen Vergleich der Protokolle durch, ergeben sich hier keine signifikanten Unterschiede zwischen den Protokollen im Schweineversuch.

Der Großteil der gemessenen Organdosen lag im Bereich von unter einem Millisievert. Die mit Abstand höchsten Punktmesswerte fanden sich in allen Protokollen bei den an der Blase platzierten TLDs. Dabei weisen die ersten drei Scans deutlich höhere Blasenwerte auf als Protokoll vier (vgl. Tabelle 9). Ebenfalls ein deutlich höherer Wert als in den anderen Protokollen

war im Aorta Flash 3,2 Scan im Bereich des Colons zu verzeichnen. Aufgrund der sehr oberflächlichen Lage der Blase sind dort grundsätzlich höhere Messwerte zu erwarten. Auch beim Colon waren aus diesem Grund höhere Werte abzusehen. Die niedrigsten Werte finden sich in den ersten drei Protokollen dorsal an der rechten Niere. Für das Dual Source Protokoll lag der niedrigste Messwert am linken Leberlappen, im Aorta Flash Pitch 1,9 Scan an der Gallenblase.

	CAREkV [ $\mu\text{Sv}$ ]	Zinn Filter [ $\mu\text{Sv}$ ]	Aorta Flash 3.2 [ $\mu\text{Sv}$ ]	Dual Energy [ $\mu\text{Sv}$ ]
Niere Links ventral	499,41 $\pm$ 12,37	545,1 $\pm$ 5,36	772,91 $\pm$ 24,92	527,21 $\pm$ 7,53
Niere links dorsal	501,15 $\pm$ 16,94	498,21 $\pm$ 10,18	353,18 $\pm$ 8,57	432,24 $\pm$ 11,37
Niere rechts	401,14 $\pm$ 12,60	437,54 $\pm$ 17,44	344,56 $\pm$ 8,98	377,96 $\pm$ 15,14
Milz	587,37 $\pm$ 27,24	632,4 $\pm$ 9,13	439,29 $\pm$ 4,45	611,81 $\pm$ 13,47
Leber rechts	604,92 $\pm$ 23,69	480,05 $\pm$ 19,34	522,85 $\pm$ 45,05	384,90 $\pm$ 19,41
Leber links	534,64 $\pm$ 14,58	371,36 $\pm$ 7,45	389,82 $\pm$ 17,65	419,47 $\pm$ 0,17
Gallenblase	540,36 $\pm$ 16,82	535,01 $\pm$ 23,01	376,72 $\pm$ 3,24	361,18 $\pm$ 5,60
Aortenbifurkation	593,69 $\pm$ 22,15	649,33 $\pm$ 18,19	647,61 $\pm$ 5,76	732,45 $\pm$ 30,64
Blase	2233,1 $\pm$ 69,22	2738,47 $\pm$ 59,80	2713,73 $\pm$ 116,61	1117,57 $\pm$ 12,61
Colon	593,69 $\pm$ 48,64	614,58 $\pm$ 15,24	1034,72 $\pm$ 36,30	720,71 $\pm$ 12,05

Tabelle 9: Mittelwerte der gemessenen Organdosen im Schweinemodell. Diese errechnen sich aus den drei zusammen an den Organoberflächen angebrachten TLDs Es zeigt sich eine deutliche Abweichung nach oben bei den Dosiswerten an der Blase.

Um eine bessere Vergleichbarkeit mit dem Aldersonphantom zu erreichen und um zu evaluieren, inwiefern sich die Abweichungen bei den Blasenwerten auf die Gesamtwerte bei den einzelnen Protokollen auswirken, wurden ein korrigierter Mittelwert sowie die Standardabweichungen der Protokolle ohne die Blasenwerte berechnet.

In einem zweiten Schritt wurde die jeweils prozentuale Ersparnis bei den einzelnen Protokollen berechnet. Hierbei ergeben sich die in Tabelle 11 dargestellten Werte. Die größte prozentuale Veränderung ergab sich bei dem Zinn-Filter Protokoll mit einer Reduktion um 29,45%. Das Aorta Flash Pitch 3,2 Protokoll hat auch bei bereinigter Berechnung den höchsten Mittelwert. Das Low Dose Abdomen Care kV und Zinn-Filter Protokoll änderten ihre Reihenfolge. Das Dual Source Protokoll behielt den niedrigsten Wert. Im Mittel ergab sich durch die Bereinigung der Werte eine Reduktion des Mittelwertes um 20,97%. Auch mit den bereinigten Werten wurde nochmals eine statistische Testung durchgeführt. Die paarweisen Vergleiche ergaben die gleichen signifikanten Unterschiede wie zuvor.

Protokoll	Ursprünglicher Mittelwert [μSv]	Bereinigter Mittelwert [μSv]	Prozentuale Differenz
Low Dose Abdomen Care kV	708,95	539,60	23,89%
Zinn-Filter	750,21	529,29	29,45%
Aorta Flash Pitch 3,2	759,54	542,75	28,54%
Dual-Source	509,07	446,78	12,24%

*Tabelle 10: Vergleich der ursprünglichen und bereinigten Mittelwerte. Zusätzlich angegeben sind rechts die prozentualen Veränderungen der Dosisbelastung nach Bereinigung.*

### 4.2.3. Aldersonphantom

Bei den Punktdosiswerten des Aldersonphantoms ergaben sich insgesamt etwas niedrigere Werte als im vorangegangenen Schweineversuch. Die einzelnen Werte lagen zwischen 252,10 und 870,52  $\mu\text{Sv}$ .

Protokoll A	Mittelwert $\pm$ STABW [ $\mu\text{Sv}$ ]	Protokoll B	p-Wert
Care kV	539.36 $\pm$ 107.77	Zinn Filter	6.61744x10 <sup>-22</sup>
		Aorta Flash 3,2	8.15282x10 <sup>-6</sup>
		Dual Source	5.46382x10 <sup>-15</sup>
Zinn Filter	407.63 $\pm$ 90.32	Aorta Flash 3,2	0.00165
		Dual Source	8.51089x10 <sup>-18</sup>
Dual source	346.00 $\pm$ 53.64	Aorta Flash 3,2	6.82503x10 <sup>-11</sup>

*Tabelle 11: Signifikanztestung für das Aldersonmodell. Für alle Protokolle ergibt sich ein signifikanter Unterschied auf einem 0.05 Niveau*

In Abbildung 18 ist, ebenso wie zuvor für den Schweineversuch, ein Boxplot für die Werte im Alderson-Modell erstellt worden. Die größte Range ergibt sich hier für das High Pitch 3,2 Protokoll, die niedrigste für das Dual Source Protokoll. Auch die niedrigere Varianz der Werte ist deutlich erkennbar. Das Dual Source Protokoll erzielte signifikant niedrigere Dosiswerte als die anderen Protokolle, die höchsten Werte ergaben sich im Low Dose CareKV Protokoll.

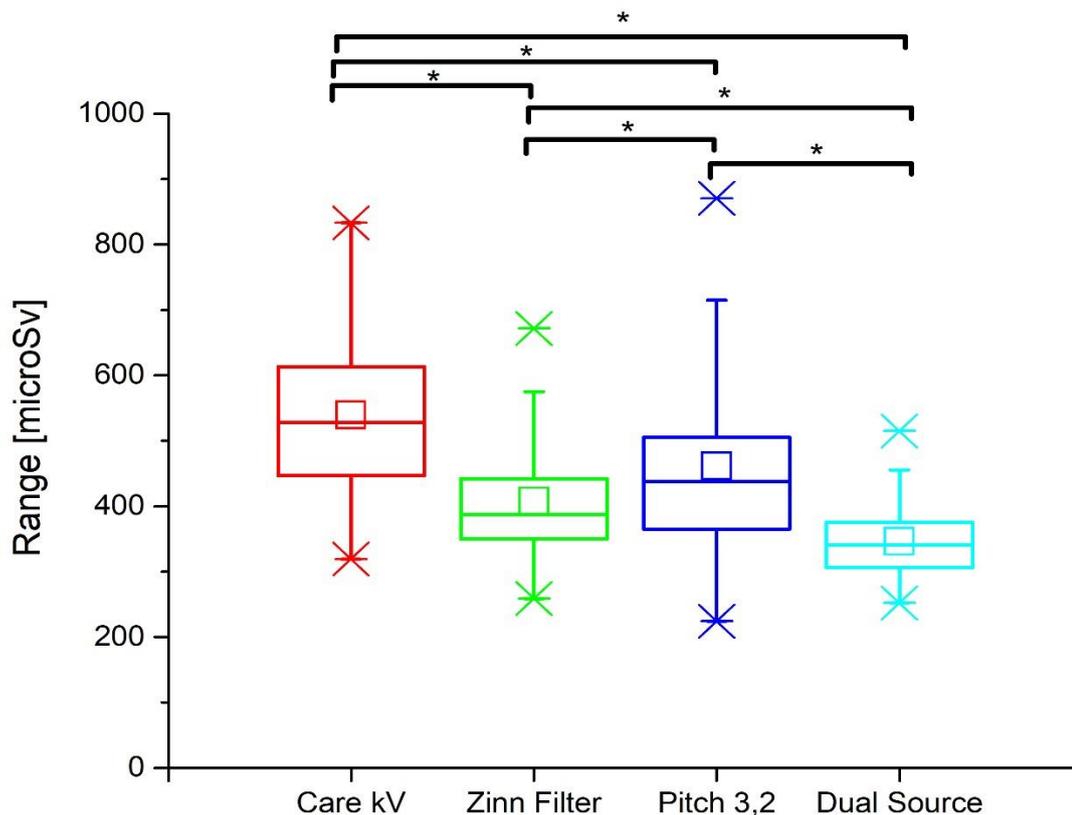


Abbildung 18: Der Boxplot zeigt die Verteilung der Werte der einzelnen Protokolle im Aldersonversuch. Als dargestellt sind jeweils das Minimum und das Maximum. Bei X befindet sich der 99- beziehungsweise 1%-Wert. Das Mittel ist mit □ gekennzeichnet. Mit \* sind die jeweils signifikant getesteten Protokolle gekennzeichnet.

Betrachtet man den Verlauf der Dosiskurven in Abbildung 19 in Bezug auf die Schichten im Aldersonphantom, zeigen sich zwei deutliche Peaks. Der erste ist in Höhe von Schicht 19 lokalisiert, der zweite auf Höhe von Schicht 32. Das entspricht der Höhe des Beckenringes und cranial der unteren knöchernen Thoraxapertur [44]. Hier spiegelt sich die automatische Dosisanpassung der Programme wider. In Bereichen mit viel strahlendichtem Material wird eine höhere Dosis für eine vergleichbare Bildqualität benötigt [16]. Deutlich wird in dieser Abbildung, dass die Mittelwerte im Dual Source Protokoll (türkis) in fast allen Schichten niedriger lagen als die der anderen Protokolle. Das LOW DOSE Abdomen Care kV Protokoll (rot) weist in allen Schichten die höchsten Mittelwerte auf. Auch sind bei diesem Scan die Peaks auf Höhe des Rippenbogens und des knöchernen Beckens besonders klar erkennbar.

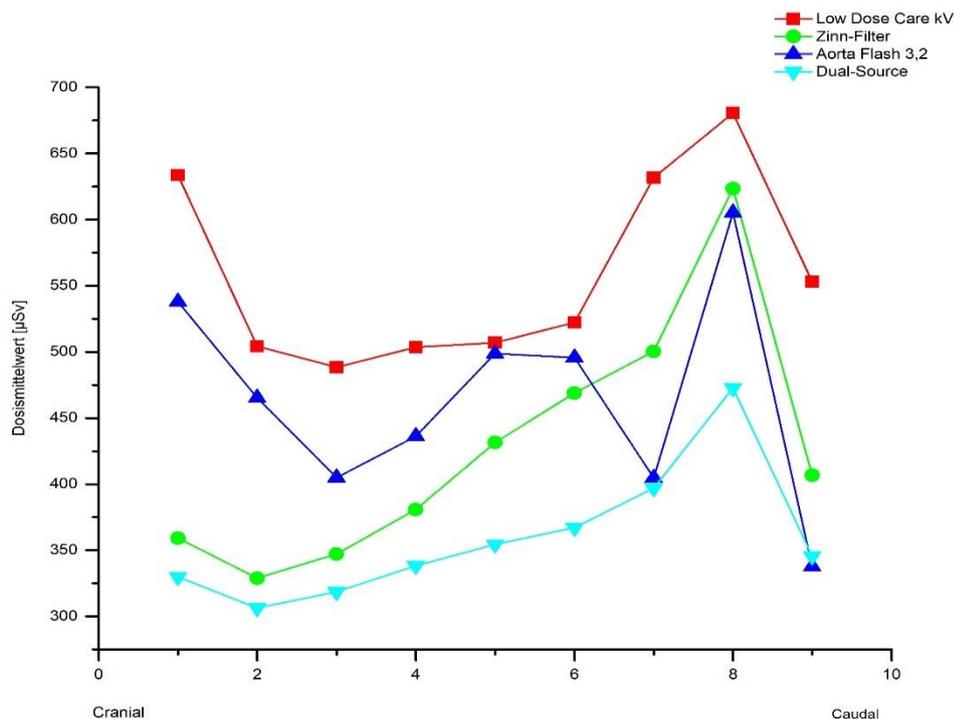


Abbildung 19: Mittelwerte Schichten Alderson. Dabei entsprechen die auf der X-Achse aufgetragenen Werte den Reihenfolgen der mit Dosimetern bestückten Schichten im Aldersonphantom von cranial nach kaudal. Auffallend sind die Peaks bei Schicht 1 und Schicht 8, was in etwa der Höhe des Rippenbogens und des knöchernen Beckenringes entspricht.

#### 4.2.4. Organ Dosen

Aus den Punktwerten beider Versuchsanordnungen wurden Mittelwerte für die jeweiligen Organe berechnet. Im Schweineversuch wurden hierfür die Mittelwerte der jeweils in Dreiergruppen an den einzelnen Organen angebrachten Dosimeter berechnet. Zur Bestimmung der Organwerte für das Aldersonphantom wurden die TLDs entsprechend ihrer Lage im Phantom den einzelnen Organen zugeordnet. Im Anschluss wurden aus den entsprechenden Zuordnungen die Mittelwerte ermittelt.

Die Werte für das Dual Source Protokoll liegen für alle Organmittelwerte unter dem LOW DOSE Abdomen Care kV Protokoll. Für das Dual Source Protokoll zeigten sich Abweichungen der beiden Versuchsanordnungen besonders deutlich im Bereich der Blase, der Niere und der Milz. Für das LOW DOSE Protokoll gilt das vorrangig für die Blase und die Milz. Vor allem im Bereich der Blase weichen die Ergebnisse deutlich voneinander ab.

Um aus den gemessenen Punktdosen eine Abschätzung der tatsächlichen Relevanz der Strahlungsbelastung für das Organ vorzunehmen, hat es sich etabliert, die gemessene Dosis mit einem Wichtungsfaktor, der die biologische Strahlensensibilität des Gewebes widerspiegelt, zu multiplizieren. Die effektive Organ dosis wird in Sievert angegeben [22]. Für die Daten in Tabelle 15 sind die Wichtungsfaktoren aus der Empfehlung der internationalen Strahlenschutzkommission zugrunde gelegt worden [22].

#### 4.2.4.1. Effektive Dosis

Aus den vom Scanner berechneten DLPs im Aldersonversuch wurden für die einzelnen Protokolle die in Tabelle 14 dargestellten effektiven Dosen berechnet. Die Berechnung der Werte erfolgte auf Basis der von der Internationalen Strahlenschutzkommission (ICRP) zur Abschätzung der effektiven Dosis angegebenen Formel [21]. Dabei gilt

$$\text{Effektive Dosis} = E_{DLP} * DLP$$

Wobei  $E_{DLP}$  ein Konversionsfaktor für die jeweilige Körperregion ist. Für das Abdomen beträgt der Faktor  $0,015 \text{ mSv} * \text{mGy}^{-1} * \text{cm}^{-1}$  [12]. Auch hier ist die Einheit Sievert.

Effektive Dosis aus DLP Aldersonphantom		
Protokoll	Effektive Dosis [mSv] DLP	Effektive Dosis [mSv] Organprodukte
LOW DOSE Abdomen care kV	0,32285	0,32
Zinn-Filter	0,264	0,24
Flash Aorta Pitch 3,2	0,2625	0,25
Dual-Source	0,24	0,24

Tabelle 12: Effektive Dosis der einzelnen Protokolle auf Basis der Dose-Length-Produkte im Aldersonphantom. Zum Vergleich ist jeweils die Effektive Dosis auf Grundlage der Organprodukte angegeben.

Des Weiteren erfolgte eine Berechnung auf Basis der Organprodukte, welche mit den entsprechenden Wichtungsfaktoren einbezogen wurde.

	Dual Source [mSv]	Care kV [mSv]	Zinn Filter [mSv]	Flash Aorta Pitch 3,2 [mSv]
<b>Leber</b>	0,46	0,60	0,36	0,56
<b>Lunge</b>	0,38	0,53	0,31	0,4
<b>Aorta</b>	0,41	0,46	0,38	0,44
<b>Magen</b>	0,42	0,50	0,35	0,34
<b>Milz</b>	0,31	0,44	0,27	0,25
<b>Niere</b>	0,36	0,44	0,25	0,38
<b>Darm</b>	0,48	0,59	0,48	0,53
<b>Blasen</b>	0,44	0,69	0,61	0,46
<b>Ovarien</b>	0,45	0,67	0,46	0,45
<b>Rektum</b>	0,53	0,52	0,39	0,42

Tabelle 13: Mittelwerte der Organdosen aus den Aldersonmessungen in Millisievert. Auf Grundlage von ebendiesen erfolgte die Berechnung der effektiven Dosis.

## 5. Diskussion

Bedingt durch das Bestreben, die Dosis nach den ALARA Prinzipien so gering wie möglich zu halten, sowie immer strenger werdende Grenzwerte für Dosisbelastungen bei CT-Untersuchungen stellt jede Möglichkeit zur Etablierung neuer Verfahren für Niedrigdosisprotokolle eine Errungenschaft dar. Eine wesentliche Dosisreduktion hin zu einem CT im Submillisievert Bereich konnte für viele Protokolle bereits erreicht werden [13]. Für die Computertomographie im Bereich des Thorax konnten bereits erfolgreich Protokolle im Niedrigdosisbereich etabliert werden [48]. Im Bereich der Abdomen-Computertomographie sind bis dato erst wenige Arbeiten zu Dosisersparung am Dual Source Scanner veröffentlicht worden. Zwar gibt es diverse Arbeiten zu den diagnostischen Vorteilen des Dual Energy CT [8,34,43,49], aber wenige grundlegende Untersuchungen zu der Dosismenge, der der Patient ausgesetzt wird. Die meisten Arbeiten gehen mehr auf den Aspekt der diagnostischen Möglichkeiten durch Dual Energy ein als auf die Dosisreduktion.

### 5.1. Bildqualität

Die angestrebte Bildqualität wurde in allen vier gemessenen Protokollen erfüllt. Es konnte eine diagnostische Verwertbarkeit gemäß der European Quality Criteria und unserer etablierten Likert-Skalen erzielt werden. Natürlich geht eine so geringe Strahlendosis auch zu Lasten der Bildqualität. Dies ist jedoch kein neues Problem. Schon seit der Einführung der Computertomographie muss die Radiologie den Spagat zwischen Dosis und Bildqualität bewältigen.

Die erzielte Bildqualität ist vermutlich nicht geeignet, nach Metastasen zu suchen. Die Aussagekraft der akquirierten Datensätze ist im Hinblick auf Läsionen der Leber nicht beurteilbar, da in keinem Protokoll i.v. Kontrastmittel verwendet wurde. Andere Studien zeigen jedoch, dass bestimmte Submillisievert Protokolle durchaus zur Detektion von Lebermetastasen geeignet sind [27].

Gerade in Bereichen wie der Notfallversorgung ist es oft bei nicht ansprechbaren Patienten unumgänglich, für eine schnelle und sichere Diagnostik ein CT zu veranlassen. In diesen Situationen ist es umso wichtiger, dem Patienten unnötige Strahlung zu ersparen. In einer Arbeit von Lee, Kim und Shim et al. wurden ebenfalls ultra low dose Protokolle an einem Siemens Somatom Scanner untersucht [31]. Im Unterschied zu dieser Dissertation wurden Thorax-Protokolle bewertet, die Vorgehensweise zur Bewertung der Bildqualität war jedoch ähnlich. Bei diesem Versuch zeigt sich zwar ein höheres Rauschen, die subjektive Beurteilbarkeit blieb jedoch auch in dieser Studie gut.

Zur Detektion von beispielsweise freier Luft oder Flüssigkeit in der Abdominalhöhle halten wir die Bildqualität für absolut ausreichend. Dieses Ergebnis wird auch durch andere Studien zu ultra low dose Abdomen CTs bestätigt. So zeigt eine Studie von Laberke et al, dass mit einer Dosis

von 0,6 mSv eine 100% Sensitivität bei der Detektierung von sogenannten body packs erreicht werden kann [30]. Auch in der Diagnostik der Appendizitis können nach einer Studie von Park et al. ultra low dose Protokolle ohne einen Verlust der Aussagekraft eingesetzt werden [40].

Die Beurteilung der knöchernen Strukturen, vor allem des Beckenringes, war gut möglich. Die diagnostische Wertigkeit von low dose CT Scans in Bezug auf ossäre Strukturen wird auch von anderen Studien bestätigt [3,37].

Im Hinblick auf diese Ergebnisse ist eine Adaptierung der Dosis in Hinblick auf die Fragestellung an das Abdomen CT zu evaluieren. Dieser Schritt könnte unserer Meinung nach zu relevanten Dosisersparungen führen.

## 5.2. Dosisbelastung

Die erzielte Dosisverringerng zeichnete sich bereits nach den ersten Messungen deutlich ab. Viele andere Studien haben sich auch mit Dosisreduktion durch Verwendung iterativer Bildrekonstruktion beschäftigt. Die meisten blieben jedoch mit der Dosis deutlich über den in dieser Arbeit erzielten Werten. Kalmar et al. veröffentlichten im Jahr 2014 eine Arbeit zur iterativen Rekonstruktion im Thorax und Abdomen CT und den Einfluss auf Bildqualität und Dosis [26]. Sie erreichten durch Rekonstruktionsverfahren ein durchschnittliches DLP von  $254,1 \pm 218,4$  mGy\*cm. Im Vergleich dazu lag das durchschnittliche DLP der hier getesteten Protokolle bei  $39,04 \pm 6,04$  mGy\*cm.

Smith-Bindmann et al. veröffentlichten 2015 die Ergebnisse einer Multizentrumsstudie von 12 Kliniken in Californien. [47] In dieser Studie wurden Daten von 199.656 durchgeführten CT Untersuchungen, davon 63.167 Abdomen Scans, im Hinblick auf die Dosis untersucht. Im Mittel ergab sich für die Abdomen Aufnahmen ein CTDI von 12 mGy und ein DLP von 960 mGy\*cm. Die Studie gibt im Gegensatz zu dem hier gewählten Versuchsansatz und der Studie von Kalmar et al [26] einen realistischen Überblick über die tatsächlichen Dosen im klinischen Alltag. Die Werte liegen deutlich über dem in dieser Arbeit erzielten Dosisbereich.

Besonders hervorzuheben ist, dass die durch den Scanner berechneten Werte durch unsere Messungen bestätigt werden konnten.

### 5.2.1. Schweinekadaver

Die Durchführung der Versuchsreihe war essenziell zur Evaluierung der Protokolle im Hinblick auf die Bildqualität. So konnte eine realistische Einschätzung getroffen werden, ob verschiedene Organe in den jeweiligen Protokollen zuverlässig beurteilt werden können. Die durchgeführte Messung der Dosis am Schwein im Vergleich zu den Messungen am Aldersonphantom ergab Punktmessungen im gleichen Dosisbereich und gewährleistet somit eine Vergleichbarkeit zwischen den einzelnen Versuchsreihen. In der Versuchsreihe am Schwein ergaben sich im Schnitt leicht höhere Werte als im Versuch am Aldersonphantom sowie eine größere Streuung

der Werte. Vor allem im Bereich der Blase zeigten sich deutlich höhere Dosiswerte als an den restlichen Messpunkten. In der Reevaluierung der Protokolle am Aldersonphantom bestätigten sich diese hohen Werte nicht.

Wir gehen jedoch davon aus, dass die unvollständige Hautdeckung der Blase nach der kompletten medianen Laparotomie diese hohen Werte zusätzlich mit begünstigt hat. Dadurch könnte unter Umständen eine unzureichende Deckung der TLDs ausgelöst worden sein, welche diese hohen Werte erklären würde. Aus diesem Grund entschieden wir uns, die sehr hohen Blasenwerte für eine korrigierte Version der Mittelwerte aus der Berechnung dieser herauszunehmen. Hierbei zeigte sich eine deutliche Annäherung der Mittelwerte im Schweinekadaver an die im Aldersonphantom gemessenen Werte, was die Annahme der verfälschten Werte an der Blase stützt. Bei einer erneuten Messung am Schwein wäre ein geeigneterer Verschluss der Bauchdecke zu diskutieren, um eine realistische Deckung der Blase mit Weichteilmantel zu gewährleisten.



*Abbildung 20: Im Bild zu sehen der Schweinekadaver nach Positionierung der TLDs und zwischenzeitlichem Wiederverschluss der Bauchdecke zum Fahren der Protokolle. Rechts befindet sich der Kopf des Tieres. Foto von Katharina Speicher.*

### 5.2.2. Aldersonphantom

Der Versuchsaufbau mit dem Aldersonphantom bringt zwei Vorteile mit sich. Erstens war so eine exaktere Messung durch genaue Platzierung der TLDs im Phantom möglich, zweitens ist hierdurch eine Reproduzierbarkeit der Versuchsreihe gewährleistet. Die Punktwerte im Aldersonphantom gaben in sich weniger Abweichungen als sich zuvor im Schweinephantom ergeben hatten. Wir führen das vor allem auf die Ausreißer im Schweinekadaver bei den Blasenwerten zurück. Rechnet man diese Werte aus dem Schweineversuch heraus, gleichen sich die Werte bereits deutlich an.

Auch die durchweg niedrigeren Werte im Aldersonphantom sind radiologisch plausibel erklärbar. Allein durch die kürzere Scanlänge beim Phantom im Gegensatz zum Schwein war eine Dosisersparung zu erwarten. Auch der geringere Bauchumfang führt zu einer höheren Dosisersparung durch die Care kV und Care 4D Protokolle. Der Unterschied zwischen Aldersonphantom und Schweinekadaver weist hierbei auch schön auf die zu erwartenden Unterschiede bei gleichem Protokoll je nach Habitus des Patienten hin. Der kräftigere Schweinekadaver führt zu höheren Dosiswerten als das sehr zierliche Aldersonphantom.

Durch die Messung am Aldersonphantom war eine Berechnung der effektiven Dosis durch Wichtung der gemessenen Organdosen möglich. Hier zeigt sich in den so bestimmten effektiven Dosen die gleichen Werte wie in der vom Scanner abgeschätzten effektiven Dosis. Dieses Ergebnis bekräftigt die Aussagefähigkeit der durchgeführten Messungen.

### 5.3. Ausblick

Betrachtet man die Zahlen von retrospektiven, groß angelegten Studien zu tatsächlichen Dosisgrößen im klinischen Alltag wie von Smith-Bindmann et al [47] oder Simantirakis et al [46], so wird deutlich, wie hoch auch aktuell noch die jährliche Strahlungsbelastung von Patienten durch CT-Untersuchungen ist. Zusätzlich ist eine jährlich steigende Anzahl an durchgeführten CT Scans zu verzeichnen [54]. Ein Ende dieses Trends zu mehr computertomographischen Untersuchungen ist im Moment nicht absehbar. Auch wenn das absolute Risiko durch Untersuchungen mit ionisierender Strahlung für den einzelnen Patienten wahrscheinlich gering ist, ist unter den aktuellen Voraussetzungen eine Etablierung von Niedrigdosisprotokollen unverzichtbar. Dabei sollte versucht werden, alle zur Verfügung stehenden technischen Neuerungen möglichst auszuschöpfen. Die Werte, die in dieser Arbeit erzielt wurden, liegen weit unter den im aktuell klinischen Alltag aufgebrauchten Dosisgrößen [22]. Zu Beginn dieser Arbeit war die Vision, ein CT-Abdomen-Protokoll zu etablieren, das im Dosisbereich näher an einer Röntgenaufnahme des Abdomens als an einer durchschnittlichen CT-Abdomen liegt. Das Bundesamt für Strahlenschutz gibt die durchschnittlichen Werte für eine konventionelle Röntgenaufnahme des Abdomens mit 0,3-07 mSv an [6]. Betrachtet man die erzielten Werte, kann man dieses Ziel wohl als erreicht betrachten. Natürlich ist diese Modell-Versuchsreihe mit lediglich zwei Versuchsanordnungen und fehlender Testung am Menschen von eingeschränkter Aussagekraft. Man kann jedoch konstatieren, dass mit den vier von uns getesteten Protokollen eine Dual Source Bildgebung im Submillisievert Bereich möglich ist. Alle vier ausgewerteten Protokolle werden sich zunächst im Klinikalltag bewähren müssen und die Bildqualität wird am Menschen nochmals kritisch zu hinterfragen sein. Eine so radikale Dosisreduktion wie die von uns angestrebte ist wahrscheinlich ohne weitere Evaluation für diagnostische Untersuchungen nicht vertretbar, eine stetige Annäherung an diese Werte sollte jedoch das Ziel sein.

## 6. Abkürzungsverzeichnis

Abkürzung	Bedeutung
Abb	Abbildung
CNR	Contrast-to-Noise Ratio
CT	Computertomographie
CTDI	Computed Tomography Dose Index
DECT	Dual-Energy-CT
DLP	Dose Length Product
DNA	Desoxyribonucleic acid
DSCT	Dual-Source-CT
FOV	Field of View
Gy	Gray
kV	kilo Volt
mAs	Milliamperesekunden
MRT	Magnetresonanztomographie
MW	Mittelwert
RNA	Ribonucleic Acid
ROI	Region of Interest
SD	Standard Deviation
SNR	Signal-to-Noise Ratio
STABW	Standardabweichung
Sv	Sievert
TLD	Thermolumineszenzdosimeter
Tab.	Tabelle
HU	Hounsfield Unit

## 7. Literaturverzeichnis

1. Alexander RE, Gunderman RB (2010) EMI and the first CT scanner. *Journal of the American College of Radiology* 7:778–781
2. Allisy-Roberts P, Williams J (2008) *Farr's Physics for Medical Imaging*.
3. Alshamari M, Geijer M, Norrman E, Geijer H (2014) Low-dose computed tomography of the lumbar spine: a phantom study on imaging parameters and image quality. *Acta radiologica* 55:824–832
4. Auftrag I, Schegerer AA (2016) Bekanntmachung Bundesamt für Strahlenschutz Bekanntmachung. 2010:1–6
5. Bundesamt für Strahlenschutz Der Unfall von Tschernobyl.
6. Bundesamt für Strahlenschutz (2015) Röntgen: Nutzen und Risiko mit Röntgenpass. Bundesamt für Strahlenschutz 1–14
7. Chan M, Dzierma Y, Nuesken F (2018) Recent Advancements and Applications in Dosimetry.
8. Coursey CA, Nelson RC, Boll DT, Paulson EK, Ho LM, Neville AM, Marin D, Gupta RT, Schindera ST (2010) Dual-Energy Multidetector CT: How Does It Work, What Can It Tell Us, and When Can We Use It in Abdominopelvic Imaging? *RadioGraphics* 30:1037–1055
9. Deak PD, Langner O, Lell M, Kalender W a (2009) Effects of adaptive section collimation on patient radiation dose in multisection spiral CT. *Radiology* 252:140–147
10. Duan X, Wang J, Christner JA, Leng S, Grant KL, McCollough CH (2011) Dose reduction to anterior surfaces with organ-based tube-current modulation: Evaluation of performance in a phantom study. *American Journal of Roentgenology* 197:689–695
11. Dzierma Y, Minko P, Ziegenhain F, Bell K, Buecker A, Rube C, Jagoda P (2017) Abdominal imaging dose in radiology and radiotherapy – Phantom point dose measurements, effective dose and secondary cancer risk. *Physica Medica* 43:49–56
12. European Commission (2000) *European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography*. EUR 16262:
13. Fingerle AA, Noël PB (2018) Dose reduction in abdominal CT: the road to submillisievert imaging. *European radiology* 28:2743–2744
14. Flicek KT, Hara AK, Silva AC, Wu Q, Peter MB, Johnson CD (2010) Reducing the radiation dose for CT colonography using adaptive statistical iterative reconstruction: A pilot study. *American Journal of Roentgenology* 195:126–131

15. Gollnast HK, Vogel H (1993) Radiation exposure in computed tomography. *Aktuelle Radiologie* 3:20–23
16. Götti R, Alkadhi H (2011) Wie funktioniert CT?
17. Greess H, Lutze J, Nömayr A, Wolf H, Hothorn T, Kalender WA, Bautz W (2004) Dose reduction in subsecond multislice spiral CT examination of children by online tube current modulation. *European Radiology* 14:995–999
18. Greess H, Wolf H, Suess C, Kalender WA, Bautz W, Baum U (2004) Dosisautomatik bei der mehrzeilenspiral-CT: Phantommessungen und klinische ergebnisse. *RoFo Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der Bildgebenden Verfahren* 176:862–869
19. Hall EJ, Brenner DJ (2008) Cancer risks from diagnostic radiology. *British Journal of Radiology*
20. Henzler T, Fink C, Schoenberg SO, Schoepf UJ (2012) Dual-energy CT: radiation dose aspects. *AJR American journal of roentgenology*
21. ICRP International Commission on Radiological Protection (2003) *Annals of the ICRP* Annals of the ICRP
22. Internationale Strahlenschutzkommission (2007) Die Empfehlungen der Internationalen Strahlenschutzkommission (ICRP) von 2007 ICRP-Veröffentlichung 103 Verabschiedet im März 2007. ICRP Publication, ICRP-Veröffentlichung 103 129
23. Jagoda P, Dzierma Y, Ziegenhain F, Speicher K, Rübe C, Buecker A, Minko P (2020) Establishment of Submillisievert Abdominal CT Protocols With an In Vivo Swine Model and an Anthropomorphic Phantom. *American Journal of Roentgenology* 215:685–694
24. Jeong J, Kim H-J, Oh E, Gyu CJ, Hwang J, Hong SS, Chang YW (2018) Visibility of bony structures around hip prostheses in dual-energy CT: With or without metal artefact reduction software. *Journal of Medical Imaging and Radiation Oncology* 1–8
25. Kalender WA (2011) *Computed Tomography*. 3rd Editio edition. Publicis Publishing, Erlangen
26. Kalmar PI, Quehenberger F, Steiner J, Lutfi A, Bohlsen D, Talakic E, Hassler EM, Schöllnast H (2014) The impact of iterative reconstruction on image quality and radiation dose in thoracic and abdominal CT. *European Journal of Radiology* 83:1416–1420
27. Khawaja RDA, Singh S, Blake M, Harisinghani M, Choy G, Karosmangulu A, Padole A, Do S, Brown K, Thompson R (2015) Ultra-low dose abdominal MDCT: using a knowledge-based Iterative Model Reconstruction technique for substantial dose reduction

- in a prospective clinical study. *European journal of radiology* 84:2–10
28. Krieger H (2013) *Strahlungsmessung und Dosimetrie*.
  29. Kubo T, Lin P-JP, Stiller W, Takahashi M, Kauczor H-U, Ohno Y, Hatabu H (2008) Radiation Dose Reduction in Chest CT: A Review. *American Journal of Roentgenology* 190:335–343
  30. Laberke PJ, Blum S, Waelti S, Fornaro J, Hausmann R, Alkadhi H, Leschka S (2016) Systematic evaluation of radiation dose reduction in ct studies of body packers: accuracy down to submillisievert levels. *American Journal of Roentgenology* 206:740–746
  31. Lee SW, Kim Y, Shim SS, Lee JK, Lee SJ, Ryu YJ, Chang JH (2014) Image quality assessment of ultra low-dose chest CT using sinogram-affirmed iterative reconstruction. *European Radiology* 24:817–826
  32. Lell MM, Wildberger JE, Alkadhi H, Damilakis J, Kachelriess M (2015) Evolution in computed tomography: The battle for speed and dose. *Investigative Radiology* 50:629–644
  33. Macri F, Greffier J, Pereira F, Rosa AC, Khasanova E, Claret P-G, Larbi A, Gualdi G, Beregi JP (2016) Value of ultra-low-dose chest CT with iterative reconstruction for selected emergency room patients with acute dyspnea. *European Journal of Radiology* 85:1637–1644
  34. Marin D, Boll DT, Mileto A, Nelson RC (2014) State of the Art: Dual-Energy CT of the Abdomen. *Radiology* 271:327–342
  35. May S, Wuest W, Lell M, Uder M, Kalender A, Schmidt B (2012) Aktuelle Strategien zur Dosisreduktion in der Computertomographie. 1–8
  36. McCollough CH, Leng S, Yu L, Fletcher JG (2015) Dual- and Multi-Energy CT: Principles, Technical Approaches, and Clinical Applications. *Radiology*
  37. Mei K, Kopp FK, Bippus R, Köhler T, Schwaiger BJ, Gersing AS, Fehringer A, Sauter A, Münzel D, Pfeiffer F (2017) Is multidetector CT-based bone mineral density and quantitative bone microstructure assessment at the spine still feasible using ultra-low tube current and sparse sampling? *European radiology* 27:5261–5271
  38. Meinel FG, Canstein C, Schoepf UJ, Sedlmaier M, Schmidt B, Harris BS, Flohr TG, De Cecco CN (2014) Image quality and radiation dose of low tube voltage 3 rd generation dual-source coronary CT angiography in obese patients: a phantom study. *European radiology* 24:1643–1650

39. Ohno Y, Takenaka D, Kanda T, Yoshikawa T, Matsumoto S, Sugihara N, Sugimura K (2012) Adaptive Iterative Dose Reduction Using 3D Processing for Reduced- and Low-Dose Pulmonary CT: Comparison With Standard-Dose CT for Image Noise Reduction and Radiological Findings. *American Journal of Roentgenology* 199:W477–W485
40. Park JH, Jeon J-J, Lee SS, Dhanantwari AC, Sim JY, Kim HY, Lee KH (2018) Can we perform CT of the appendix with less than 1 mSv? A de-escalating dose-simulation study. *European Radiology* 28:1826–1834
41. Scanner D, Lurz M, Lell MM, Wuest W, Eller A, Scharf M, Uder M, May MS (2015) Automated Tube Voltage Selection in Thoracoabdominal Computed Tomography at High Pitch Using a Third-Generation Image Quality and Radiation Dose Performance. 00:0–8
42. Scheffel H, Stolzmann P, Frauenfelder T, Schertler T, Desbiolles L, Leschka S, Marincek B, Alkadhi H (2007) Dual-Energy Contrast-Enhanced Computed Tomography for the Detection of Urinary Stone Disease. *Investigative Radiology* 42:
43. Schenzle JC, Sommer WH, Neumaier K, Michalski G, Lechel U, Johnson TRC (2010) Dual Energy CT of the Chest. 45:
44. Schünke M, Schulte E, Schumacher U, editors (2014) *Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart
45. Siemens Healthcare GmbH Get two steps ahead with Dual Source CT SOMATOM Force. 66
46. Simantirakis G, Hourdakakis CJ, Economides S, Kaisas I, Kalathaki M, Koukorava C, Manousaridis G, Pafilis C, Tritakis P, Vogiatzi S, Kamenopoulou V, Dimitriou P (2014) Diagnostic reference levels and patient doses in computed tomography examinations in Greece. *Radiation Protection Dosimetry* 163:319–324
47. Smith-bindman R, Moghadassi M, Wilson N, Nelson TR, Boone JM, Cagnon CH, Gould R, Hall DJ, Seibert A (2015) Radiation Doses in Consecutive CT Examinations from Five University of California Medical Centers. *Radiology* 000:1–8
48. Takahashi EA, Koo CW, White DB, Lindell RM, Sykes A-MG, Levin DL, Kuzo RS, Wolf M, Bogoni L, Carter RE, McCollough CH, Fletcher JG (2018) Prospective Pilot Evaluation of Radiologists and Computer-aided Pulmonary Nodule Detection on Ultra-low-Dose CT With Tin Filtration. *Journal of Thoracic Imaging* 55905:1
49. Trc J, Johnson TRC (2012) Dual-energy CT: general principles. *AJR American journal of roentgenology* 3–8
50. Uhrig M, Simons D, Kachelrieß M, Pisana F, Kuchenbecker S, Schlemmer HP (2016)

Advanced abdominal imaging with dual energy CT is feasible without increasing radiation dose. *Cancer Imaging* 16:1–8

51. Ulzheimer S, Endt H, Leidecker C (2011) CARE kV – How to Optimize Individualized Dose. Siemens Medical Solutions USA, Inc 4–9
52. Vogl TJ, Reith W, Rummery EJ (2011) Diagnostische und Interventionelle Radiologie.
53. Winklehner A, Goetti R, Baumüller S, Karlo C, Schmidt B, Raupach R, Flohr T, Frauenfelder T, Alkadhi H (2011) Automated attenuation-based tube potential selection for thoracoabdominal computed tomography angiography: Improved dose effectiveness. *Investigative Radiology* 46:767–773
54. Bundesamt für Strahlenschutz. URL: <https://www.bfs.de/DE/themen/ion/anwendung-medizin/diagnostik/roentgen/haeufigkeit-exposition.html>
55. Bundesamt für Strahlenschutz Referenzwerte.

## 8. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Schematische Darstellung der Erzeugung von Röntgenstrahlung. ....	8
Abbildung 2: Schematische Darstellung der Durchleuchtung des Patienten im Spiral CT .....	10
Abbildung 3: Schematische Darstellung der Dual Source Technologie. Im Bild zu sehen sind die zwei um den Patiententisch rotierenden Röhren mit jeweils gegenüberliegender Detektorenzeile.	
Abbildung 4: Thermolumineszenzdosimeter. Zum Größenvergleich ein 1-Cent-Stück. Bild von Katharina Speicher .....	15
Abbildung 5 Glühkurve von TLD Nr. 56.....	19
Abbildung 6 Siemens Somatom Force. Auf dem Tisch zu sehen ist einer der verwendeten Schweinekadaver. Bild von Katharina Speicher .....	20
Abbildung 7: Links: Mobilisation der linken Niere aus dem perirenal Fettgewebe. Rechts: Präparation des Darms. In der Mitte sieht man die nach lateral mobilisierte Harnblase, welche durch die blau behandschuhte Hand zur Seite gehalten wird. Fotos von Katharina Speicher. ...	24
Abbildung 8: Platzierung der Dosimeter an Niere und Milz. Die Bauchdecke wurde dazu vorsichtig angehoben. Der Darm ist im unteren Bildrand zu sehen. Bild von Katharina Speicher. ....	25
Abbildung 9: Lagerung des Aldersonphantoms in Vakuummatratze. Durch die Fixierung wurde eine sichere Lagerung des Phantoms auch bei Entnahme einzelner Schichten zum Bestücken mit TLDs sichergestellt. ....	
Abbildung 10: Oberbauch und Becken. Von links oben nach rechts unten sind die Schichten 17, 19, 21, 23, 25 und 29 abgebildet. Farblich eingezeichnet ist die Positionierung der TLDs in den einzelnen Schichten.....	27
Abbildung 11: Becken, Blase und Rektum. Von links nach rechts Schichten 31, 32, 34. Zu sehen ist die vorgenommene Bestückung mit TLDs.....	27
Abbildung 12: Bestückung von Schicht 19 im Oberbauchmuster. Zu sehen ist die Verpackung der TLDs in den Plastiktütchen.....	28
Abbildung 13: Low Dose Abdomen Care kV. Oberbauchschnitt.....	29
Abbildung 14: Zinn Filter Protokoll. Oberbauchschnitt .....	29
Abbildung 15: Aorta FLASH Pitch 3,2. Oberbauchschnitt .....	30
Abbildung 16: Dual Source. Oberbauchschnitt.....	30
Abbildung 17: Der Boxplot zeigt die Verteilung der Werte der einzelnen Protokolle im Schweineversuch in $\mu\text{Sv}$ . Als Bindestrich dargestellt sind jeweils das Minimum und das Maximum. Bei X befindet sich der 99- beziehungsweise 1%-Wert. Das Mittel ist mit $\square$ gekennzeichnet. Die signifikant niedrigsten Werte fanden sich im Dual source Protokoll, die höchsten im Low Dose Abdomen Care kV.....	33
Abbildung 18: Der Boxplot zeigt die Verteilung der Werte der einzelnen Protokolle im Aldersonversuch. Als - dargestellt sind jeweils das Minimum und das Maximum. Bei X befindet	

sich der 99- beziehungsweise 1%-Wert. Das Mittel ist mit □ gekennzeichnet. Mit \* sind die jeweils signifikant getesteten Protokolle gekennzeichnet. .... 37

Abbildung 19: Mittelwerte Schichten Alderson. Dabei entsprechen die auf der X-Achse aufgetragenen Werte den Reihenfolgen der mit Dosimetern bestückten Schichten im Aldersonphantom von cranial nach kaudal. Auffallend sind die Peaks bei Schicht 1 und Schicht 8, was in etwa der Höhe des Rippenbogens und des knöchernen Beckenringes entspricht. .... 38

Abbildung 20: Im Bild zu sehen der Schweinekadaver nach Positionierung der TLDs und zwischenzeitlichem Wiederverschluss der Bauchdecke zum Fahren der Protokolle. Rechts befindet sich der Kopf des Tieres. Foto von Katharina Speicher. ....

## 9. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Charakteristische Hounsfield Units .....	9
Tabelle 2: Auszug aus den vom Bundesamt für Strahlenschutz veröffentlichten Referenzwerten. .....	17
Tabelle 3: Technische Daten der Protokolle. Bei den Daten, die sich in den beiden Versuchsanordnungen unterscheiden, ist jeweils zuerst der Wert für die Messung am Schweinekadaver angegeben. Der Wert für das Aldersonphantom ist jeweils in Klammern notiert. .....	21
Tabelle 4: 3-Punkte-Likert Skala. Dargestellt sind die einzelnen Faktoren sowie deren Bewertungsmöglichkeiten.....	23
Tabelle 5: Ergebnisse der Bewertung der Bildqualität.....	31
Tabelle 6: Mittelwerte der Signal-to-Noise-Ratio und Contrast-to-Noise-Ratio jeweils mit Standardabweichungen. ....	31
Tabelle 7: Vom Scanner errechnete DLP und CTDI Werte im Schweineversuch.....	32
Tabelle 8: Übersicht über die vom Scanner errechneten Werte für das Dose-Length-Product und den Computed Tomography Dose Index für den Aldersonversuch. ....	32
Tabelle 9: Mittelwerte der gemessenen Organdosen im Schweinemodell. Diese errechnen sich aus den drei zusammen an den Organoberflächen angebrachten TLDs Es zeigt sich eine deutliche Abweichung nach oben bei den Dosiswerten an der Blase.....	34
Tabelle 10: Vergleich der ursprünglichen und bereinigten Mittelwerte. Zusätzlich angegeben sind rechts die prozentualen Veränderungen der Dosisbelastung nach Bereinigung. ....	35
Tabelle 11: Signifikanztestung für das Aldersonmodell. Für alle Protokolle ergibt sich ein signifikanter Unterschied auf einem 0.05 Niveau.....	36
Tabelle 12: Effektive Dosis der einzelnen Protokolle auf Basis der Dose-Length-Produkte im Aldersonphantom. Zum Vergleich ist jeweils die Effektive Dosis auf Grundlage der Organprodukte angegeben. ....	39
Tabelle 13: Mittelwerte der Organdosen aus den Aldersonmessungen in Millisievert. Auf Grundlage von ebendiesen erfolgte die Berechnung der effektiven Dosis. ....	39

## 10. Anhang

### 10.1. Veröffentlichungen

Teile dieser Arbeit wurden wie folgt veröffentlicht:

Dzierma Y, Minko P, Ziegenhain F, u.a. Abdominal imaging dose in radiology and radiotherapy – Phantom point dose measurements, effective dose and secondary cancer risk. *Phys Medica (Eur. J. Med. Phys)*. 2017. doi:10.1016/j.ejmp.2017.10.019

Jagoda et.al. Establishment of Submillisievert Abdominal CT Protocols With an In Vivo Swine Model and an Anthropomorphic Phantom. *American Journal of Roentgenology* 2020, accepted, in press. <https://www.ajronline.org/doi/full/10.2214/AJR.19.22053>

Ziegenhain F. et al. Untersuchung verschiedener Standard und Dual Energy CT-Abdomen Protokolle im Niedrigdosisbereich - Dosis und Bildqualität. Postervortrag (P22-32-jD) auf der Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Radioonkologie (DEGRO), Juni 2017 in Berlin

## 11. Danksagung

Zum Ende dieser Arbeit möchte ich mich bei den Menschen bedanken, die diese ermöglicht haben.

Mein größter Dank gilt Yvonne Dzierma, durch die ich eine wunderbare Betreuung erfahren habe. Ohne sie wäre diese Arbeit niemals zustande gekommen. Besonders bedanken möchte ich mich für die vielen Stunden im Labor und die Korrekturen für diese Arbeit. Es war immer lehrreich und nie langweilig!

Des Weiteren möchte ich mich bei Peter Minko, Katharina Speicher und Philippe Jagoda bedanken, welche viele Arbeitsstunden investiert haben und mir immer mit Rat und Tat zur Seite gestanden sind.

Bedanken möchte ich mich ebenso beim Team der Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, welches mich herzlich aufgenommen hat und ein produktives Arbeitsumfeld für meine Dissertation war.

Mein persönlicher Dank geht an meine Familie und insbesondere an meine Schwester. Eure Unterstützung und die vielen Gespräche und Korrekturen haben diese Arbeit maßgeblich beeinflusst.