



Innovative Methoden zur Dosisbestimmung bei der Computertomographie

Von der Fakultät für Medizin und Gesundheitswissenschaften der Carl von Ossietzky Universität Oldenburg zur Erlangung des Grades und Titels eines

Doctor rerum naturalium Dr. rer. nat.

angenommene Dissertation von

Herrn Dipl.-Phys. Mario Liebmann
geboren am 15.05.1983 in Bautzen

Gutachter:

Prof. Dr. rer. nat. habil. Björn Poppe

Weitere Gutachter:

PD Dr. rer. nat. Heiner von Boetticher

Prof. Dr. rer. nat. Matthias Günther

Tag der Disputation: 02.12.2019

Summary

Medical radiation exposure accounts for large parts of manmade radiation exposure. Computed tomography is with 65 % the main contributor. However, this radiation exposure is only determined with conversion coefficients, which relate measurable X-ray quantities to organ doses or effective dose for patient reference models. On the contrary for radiation therapy there are detectors, phantoms and methods for individual patient dosimetry commonly available.

Aim of this work is translation from dosimetry methods from the field of radiation therapy into dosimetry of computed tomography. Therefore, analytical and experimental dosimetry concepts are developed which are fundamental for individual patient dosimetry, analogue to treatment planning systems in radiation therapy. These systems enable determination of individual organ doses as well as calculation of effective dose for risk estimation.

Dose deposition kernels for fast absorbed dose calculation with a so-called "pencil-beam-algorithm" were determined and implemented as calculation basis. The dose deposition calculated with this algorithm was then compared to the dose deposition calculated with Monte-Carlo-methods. In addition a multi purpose dosimetry phantom was developed and different dosimetry detectors commonly used in radiation therapy were evaluated regarding their applicability for computed tomography dosimetry to provide measurement basics. Therefore, fast individual absorbed dose calculation is enabled.

These measurement basics were then used to evaluate practical issues like the dose reduction effect of thyroid radiation protection means for patients for computed tomography examinations of the skull or the influence of the so-called adaptive collimation used for dose reduction at computed tomography scanners with large collimation widths. Additionally, another application of the developed methods for fast organ dose determination at Cone-Beam-CTs at medical linear accelerators analogue to methods used in radiology is shown.

Zusammenfassung

Die medizinische Strahlenexposition der Bevölkerung, die den Großteil der zivilisatorischen Strahlenexposition ausmacht, stammt zu 65 % aus computertomographischen Untersuchungen der Röntgendiagnostik. Dennoch wird diese Strahlenexposition bislang nur unter Verwendung von Einstrahlparametern und auf Berechnungen für Standard-Patienten basierenden Konversionsfaktoren abgeschätzt. Im Bereich der Strahlentherapie hingegen stehen sowohl Detektoren als auch Phantome und Methoden zur individuellen Patientendosimetrie zur Verfügung.

Das Ziel dieser Arbeit ist die Translation von Methoden der Dosimetrie aus dem Bereich der Strahlentherapie in die Dosimetrie an Computertomographen. Dabei geht es um die Entwicklung von analytischen und experimentellen Dosimetriekonzepten, die als Basis für die individuelle Patientendosimetrie, analog zu Bestrahlungsplanungssystemen der Strahlentherapie, dienen. Mit solch einem System ist dann die Bestimmung von individuellen Organdosen möglich sowie die Ausgabe der effektiven Dosis zur Risikoabschätzung denkbar.

Als Berechnungsgrundlage wurden Dosisdepositionskerne zur schnellen Dosisberechnung mittels eines „Pencil-Beam-Algorithmus“ ermittelt. Die mit diesem Algorithmus berechnete Dosisdeposition wurde anschließend mit der durch Monte-Carlo-Methoden berechneten Verteilung verglichen. Zusätzlich wurden messtechnische Grundlagen durch die Entwicklung eines Mehrzweckphantoms geschaffen und verschiedenste Detektoren auf ihre Eignung für die Computertomographie charakterisiert. Somit wird eine schnelle individuelle Dosisberechnung ermöglicht.

Diese Grundlagen wurden anschließend angewendet, um praktische Fragen wie den Effekt von Schilddrüsenschutzmitteln für Patienten bei Schädel-CT-Untersuchungen oder den Einfluss des zur Dosisreduktion eingesetzten adaptiven Kollimators an CT-Scannern mit großer Scanbreite zu beantworten. Als weitere Anwendung wurden schließlich Organdosen für Cone-Beam-CTs an Linearbeschleunigern ermittelt, um nach Vorbild der Röntgendiagnostik eine schnelle Organdosisabschätzung liefern zu können.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	9
2	Dosisdeposition im Energiebereich der Röntgenstrahlung	13
2.1	Strahlenqualität	13
2.2	Dosisberechnung mittels Dosisdepositionskernen	15
2.3	CT-spezifische Dosisbegriffe	16
2.3.1	Computed Tomography Dose Index CTDI	16
2.3.2	Dosis-Längen-Produkt DLP	18
3	Dosisdepositionskerne	21
3.1	Zielstellung	21
3.2	Monte-Carlo-Software EGSnrc	23
3.3	Validierung durch Simulation und Messung der Halbwertsschicht- dicke und Tiefendosiskurve	24
3.4	Modellierung der Dosisdepositionskerne	28
3.5	Zusammenfassung	38
4	Mehrzweckphantom für die Dosimetrie an CT-Scannern	41
4.1	Zielstellung	41
4.2	Aufbau	42
4.3	Anwendung und Einsatzgebiete	44
5	Detektoren und deren Eignung für die Dosimetrie an Computertomogra- phen	47
5.1	Zielstellung	47
5.2	Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens	47
5.2.1	Einleitung	47
5.2.2	Material und Methoden	50
5.2.3	Ergebnisse und Diskussion	54

5.2.4	Schlussfolgerungen	61
5.3	Volumeneffekt	67
5.3.1	Zielstellung	67
5.3.2	Material und Methoden	67
5.3.3	Ergebnisse und Diskussion	68
5.4	Diamant-Detektor	70
5.4.1	Material und Methoden	70
5.4.2	Energieabhängigkeit - RDR	71
5.4.3	Dosisprofilmessung und CTDI ₁₀₀ -Berechnung	71
6	Anwendungsbeispiel: Effektivität des Schilddrüsenschutzes bei Schädel-CT	75
6.1	Einleitung	75
6.2	Material und Methoden	76
6.2.1	CT-Scanner und Scanprotokoll	77
6.2.2	Phantom	78
6.2.3	Patientenschutzmittel	78
6.2.4	Thermolumineszenzdosimeter	78
6.2.5	Kalibrierprozess	81
6.2.6	Unsicherheiten	83
6.2.7	Vorstudie - Einfluss des Übersichtsradiogramms	84
6.3	Ergebnisse	84
6.4	Diskussion	86
7	Weitere Anwendungen der entwickelten Methoden und Techniken	89
7.1	Adaptiver Kollimator	89
7.1.1	Zielstellung	89
7.1.2	Material und Methoden	90
7.1.3	Ergebnisse und Diskussion	91
7.1.4	Schlussfolgerungen	94
7.2	Cone-Beam-CT	95
7.2.1	Zielstellung	95
7.2.2	Material und Methoden	96
7.2.3	Ergebnisse und Diskussion	98
7.2.4	Schlussfolgerungen	105

8	Diskussion und Schlußfolgerungen	107
8.1	Ausgangssituation	107
8.2	Schnelle Dosisberechnung mittels Dosisdepositionskernen	109
8.3	Geeignete Methoden und Detektoren zur Basisdatenbestimmung . . .	110
8.3.1	Phantomentwicklung	110
8.3.2	Untersuchung der Eignung verschiedener Detektoren	112
8.4	Ausblick der individuellen Patientendosimetrie in der Computertomographie	120
8.5	Anwendung der entwickelten Methoden und Techniken	122
8.5.1	Schilddrüsenschutzmittel	122
8.5.2	Adaptiver Kollimator	125
8.5.3	Anwendung am Cone-Beam-CT	127
9	Literaturverzeichnis	133
	Abbildungs- und Tabellenverzeichnis	145

1 Einleitung

Die Röntgentechnik hat die Medizin und insbesondere die medizinische Diagnostik revolutioniert. Nach der Entdeckung der Röntgenstrahlung durch Wilhelm Conrad Röntgen 1895 erfolgte bereits im darauffolgenden Jahr der Einsatz in der Bildgebung am Menschen. Mit der Einführung der Schnittbildverfahren in den 1970er Jahren, die eine überlagerungsfreie Darstellung des Inneren des Menschen ermöglichten, gelang ein weiterer großer Schritt in der medizinischen Diagnostik.

Mit der Einführung der Spiral-Computertomographie und dem Einsatz von Mehrzeilendetektoren gelangen zwei weitere Meilensteine, die der Computertomographie zum Durchbruch in der klinischen Verwendung verhalfen. Aufgrund der im Vergleich zur Kernspintomographie wirtschaftlicheren Technik und der kürzeren Untersuchungszeiten erlangte die Computertomographie schnell eine flächendeckende Verbreitung. Im Jahre 2014 waren 9 % der Röntgenuntersuchungen in Deutschland Computertomographien. Der Anteil des damit verbundenen Strahlenrisikos am gesamten durch die Medizin verursachten Strahlenrisikos beträgt jedoch 65 % [1]. Dies macht deutlich, dass bei diesem Verfahren vergleichsweise hohe Strahlenexpositionen auftreten.

Die technische Entwicklung hin zu möglichst kurzen Untersuchungszeiten, um Bewegungsartefakte in der Bildrekonstruktion zu verringern, und so selbst ein schlagendes Herz artefaktfrei darstellen zu können, führte zur Einführung von immer größeren Bilddetektoren oder dem Einsatz von mehreren Röntgenstrahlern gleichzeitig innerhalb eines Geräts. Hierbei stoßen die etablierten Qualitätskriterien immer wieder an ihre Grenzen [2, 3].

Gleichzeitig steigen mit der steigenden Strahlenexposition der Bevölkerung auch die Anforderungen an die Dosimetrie bei computertomographischen Untersuchungen. Mit Blick auf die Strahlentherapie, bei der eine individuelle Dosimetrie für jeden Patienten durchgeführt wird, besteht für die Computertomographie ebenfalls der

Wunsch einer individuellen Dosimetrie. Hierfür sind möglichst vielseitige Verfahren notwendig, die auch bei Abweichungen von den Kalibrierbedingungen genaue Ergebnisse liefern können, um reale Patientenexpositionen bei Computertomographien ermitteln zu können.

Da sich die Dosimetrie im Bereich der Computertomographie bislang aber fast ausschließlich auf die Qualitätssicherung bezogen hat, stehen abseits davon keine genormten Methoden zur Dosisbestimmung sowie keine Detektoren und Phantome zur Dosismessung zur Verfügung. In den internationalen und nationalen Normen wird hierzu der „Computed Tomography Dose Index“ (CTDI) in verschiedenen Varianten vor allem als Konstanzprüfungsmerkmal eingeführt und um verschiedene Computertomographen miteinander vergleichen zu können. Hierbei werden typischerweise Toleranzen von $\pm 20\%$ akzeptiert. Die Ansätze zur individuellen Dosisbestimmung basieren größtenteils auf Simulationen bzw. Berechnungen mittels Monte-Carlo-Methoden [4]. Auch für diese rechnergestützten Simulationen werden Dosismessungen zu Zwecken der Kalibrierung und Validierung benötigt.

Im Bereich der Strahlentherapie hingegen, stehen sowohl Detektoren als auch Phantome und Methoden zur Verfügung und sind gut verstanden. Dies drückt sich auch im Vorhandensein von diversen technischen Normen zu den verschiedensten Aspekten der klinischen Dosimetrie wieder, wie z.B. der Dosimetrie kleiner Felder oder der Dosimetrie bei Nicht-Referenz-Bedingungen.

Das Ziel dieser Arbeit ist die Translation von Methoden der Dosimetrie aus dem Bereich der Strahlentherapie in die Röntgendiagnostik und ganz speziell zur Dosimetrie an Computertomographen. Dabei geht es hier um die Entwicklung von analytischen und experimentellen Dosimetriekonzepten, die als Basis für eine individuelle Dosimetrie, basierend auf den individuellen Patientendaten analog zu Planungssystemen der Strahlentherapie, dienen. Mit solch einem System ist dann die Bestimmung von individuellen Organdosen möglich, die dann z.B. bei der Bestrahlungsplanung bei Therapien mit häufigem Einsatz von bildgebenden Verfahren wie der „Image Guided Radio-Therapy (IGRT)“ berücksichtigt werden können. Wünschenswert wäre von diesen Systemen auch eine Ausgabe der effektiven Dosis aus den einzelnen Organdosen einer Computertomographie zur Risikoabschätzung der Untersuchung [5]. Dies leisten aktuelle Planungssysteme der Strahlentherapie nicht.

Als Berechnungsgrundlage eines solchen Dosisberechnungssystems für Computertomographien werden Basisdaten, d.h. diverse dosimetrische Parameter der einzelnen CT-Scanner benötigt. Solche Parameter sind beispielsweise Tiefendosiskurven, Dosisprofile oder Punktdosismessungen innerhalb und außerhalb des eigentlichen Scanfeldes. Eine Möglichkeit zur abschließenden Berechnung der Dosisdeposition ist ein „Pencil-Beam-Algorithmus“. Hierbei wird das gesamte Strahlenfeld einer CT-Untersuchung durch einzelne feine Strahlen zusammengesetzt und die gesamte Dosisdeposition durch Superposition der Dosisbeiträge aller Einzelstrahlen berechnet. Für diese Berechnungen werden sogenannte Dosisdepositionskerne benötigt.

In einem ersten Schritt (Kapitel 3) wurden im Rahmen dieser Arbeit Dosisdepositionskerne für Röntgenstrahlung im Energiebereich der Computertomographie mit Hilfe von Monte-Carlo-Methoden berechnet. Zur Validierung der Methode wurden im Vorfeld Halbwertsschichtdicke sowie Tiefendosiskurven berechnet. Um Dosisprofile und Punktdosismessungen durchzuführen wurde in einem zweiten Schritt (Kapitel 4) ein modulares Mehrzweckphantom entwickelt. Dieses wurde der speziellen Messsituation an Computertomographen angepasst, sodass standardisierte CTDI-Ionisationskammern sowie kleinvolumige Ionisationskammern und auch radiochromer Film zur Dosismessung eingesetzt werden können. Zusätzlich wurde für Dosisprofilmessungen mit kleinvolumigen Ionisationskammern eine motorisierte Detektorpositionierung vorgesehen.

Zur Nutzung dieses Phantoms wurden in einem dritten Schritt (Kapitel 5) verschiedene Detektoren aus dem Routine-Umfeld der Strahlentherapie auf ihre Eignung zur Dosismessung bei der Computertomographie untersucht. In diesem Zusammenhang wurde speziell die Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens sowie der Volumeneffekt dieser Detektoren und dessen Einfluss auf die Messung von Dosisprofilen untersucht. Als Referenz ohne Volumeneffekt wurde radiochromer Film und die Filmdosimetrie genutzt.

Nach Implementation der hier erarbeiteten Grundlagen in ein Dosisberechnungssystem kann auf individuellen Computertomographie-Bilddatensätzen die Dosisverteilung in den aufgenommenen Schichten berechnet werden. Werden diese Bilddaten auch segmentiert, d.h. einzelne Bildbereiche spezifischen Organen zugeordnet, ist auch die Bestimmung von Organdosen möglich. Da die Segmentierung von CT-Bilddatensätzen auch im Rahmen der Bestrahlungsplanung für die Strahlentherapie [6] und der computergestützten Befundung [7], z.B. im Rahmen des Tumor-

Stagings, von Interesse sind, werden hierfür in Zukunft auch automatische Systeme zur Verfügung stehen.

Die Organdosisbestimmung ist gleichzeitig auch Grundlage für die Bestimmung der effektiven Dosis. Zusätzlich zur Organdosisberechnung auf den CT-Bilddaten wären auch noch Organdososen für Organe außerhalb des Scanbereichs der einzelnen CT-Untersuchung notwendig. Dies könnte über Modelle, die die Lage der jeweiligen Organe und den lateralen Dosisabfall berücksichtigen, realisiert werden. Die Ermittlung des lateralen Dosisabfalls ist beispielsweise mit den Methoden aus Kapitel 4.3 bereits möglich. Auch Organe, die teilweise innerhalb des Untersuchungsbereichs und teilweise außerhalb liegen, lassen sich durch geeignete Modelle [8] in der Organdosisberechnung berücksichtigen.

Die im Rahmen der Grundlagen für die schnelle Dosisberechnung für Computertomographien entwickelten Methoden wurden außerdem genutzt um deren breite Anwendbarkeit zu demonstrieren. So wurden die Dosismesstechniken genutzt, um die Schutzwirkung von Schilddrüsenschutzmitteln bei Schädel-CT-Untersuchungen zu evaluieren (Kapitel 6). Auch gerätespezifische Einflussfaktoren auf die Dosisdeposition, wie der in CT-Scannern mit großen Scanbreiten eingesetzte adaptive Kollimator (Kapitel 7.1), können mit den entwickelten Methoden untersucht und quantitativ berücksichtigt werden.

Als weitere Anwendung der entwickelten Methoden werden schließlich auch Organdososen für eine Bildgebungsmodalität der Strahlentherapie, die Cone-Beam-CT (Kapitel 7.2), bestimmt. Die hierbei nach dem Vorbild der Röntgendiagnostik ermittelten Konversionsfaktoren ermöglichen die schnelle Organdosisbestimmung in Abhängigkeit der eingestrahlten Dosis.

2 Dosisdeposition im Energiebereich der Röntgenstrahlung

2.1 Strahlenqualität

Die Wechselwirkung von Röntgenstrahlung mit Materie erfolgt im Energiebereich der Röntgendiagnostik hauptsächlich durch zwei verschiedene Wechselwirkungsmechanismen. Bei niedrigen Photonenenergien überwiegt der photoelektrische Effekt, während bei höheren Energien die inkohärente Streuung, der Compton-Effekt, überwiegt. Im Energiebereich um etwa 100 keV tragen beide Effekte zum Gesamtwechselwirkungsquerschnitt bei. Da der photoelektrische Effekt eine starke Energieabhängigkeit besitzt, können Veränderungen in der Energie der Röntgenstrahlung zu größeren Änderungen im Wechselwirkungsverhalten mit Sondenmaterial und somit zu Änderungen im Messsignal führen. In diesem Abschnitt soll daher kurz auf die übliche Charakterisierung bezüglich der Energie von Röntgenstrahlung eingegangen werden.

Die Röntgenstrahlung, die für medizinische Zwecke in Röntgenröhren erzeugt wird, entsteht durch Abbremsung eines Elektronenstrahls auf der Anode der Röntgenröhre. Die hierbei emittierten Bremsstrahlungsphotonen besitzen ein kontinuierliches Energiespektrum bis hin zur Maximalenergie, die durch die Beschleunigungsspannung des Elektronenstrahls gegeben ist. Die niederenergetischen Bremsstrahlungsphotonen wechselwirken allerdings direkt im Anodenmaterial wider, sodass sie es nicht verlassen und das typische Bremsstrahlungsspektrum einer Röntgenröhre entsteht (Abb. 2.1). Zusätzlich emittiert das Anodenmaterial auch charakteristische Röntgenstrahlung, die durch Rekombinationen innerhalb der Elektronenhülle des Anodenmaterials entsteht. Diese Rekombinationen erfolgen aufgrund von Ionisationen durch den einfallenden Elektronenstrahl.

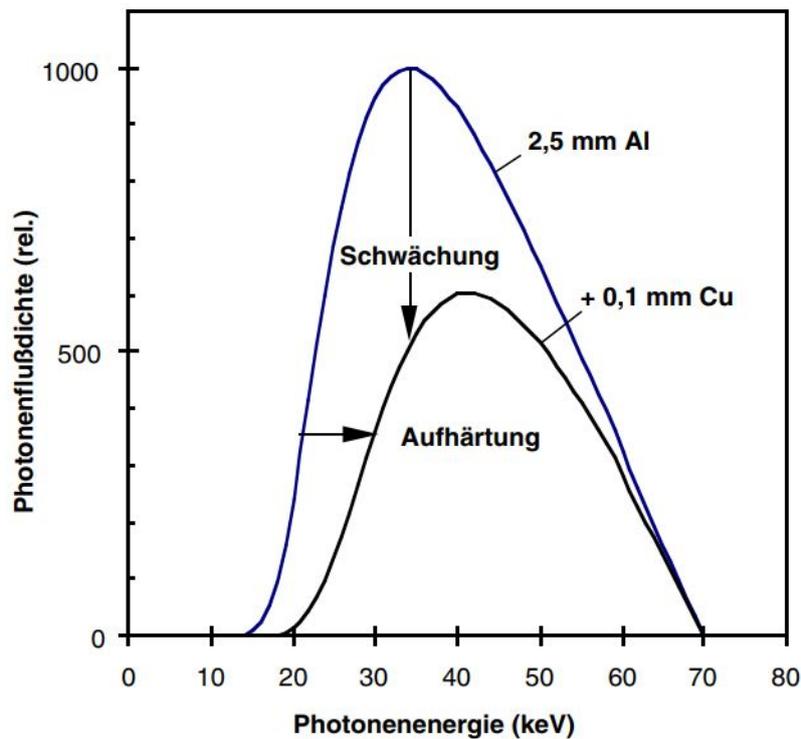


Abbildung 2.1: Exemplarisches Energiespektrum einer Röntgenröhre und Einfluss eines Zusatzfilters [9]

Je nach verwendetem Anodenmaterial können sich so bei gleicher Beschleunigungsspannung unterschiedliche Energiespektren oder Strahlenqualitäten ergeben. Die Angabe der Beschleunigungsspannung allein ist häufig nicht ausreichend, um die verwendete Röntgenstrahlung zu charakterisieren. Dies wird besonders deutlich, wenn Zusatzfilter verwendet werden, die die niederenergetischen Anteile aufgrund des energieabhängigen Wechselwirkungsquerschnitts der Röntgenphotonen stärker schwächen als die höherenergetischen Anteile, um die Röntgenstrahlung „aufzuhärten“.

Eine Möglichkeit das Energiespektrum der Röntgenstrahlung näher zu beschreiben wäre die Angabe weiterer Daten des Energiespektrums wie beispielsweise die mittlere Energie. Da hierfür das Energiespektrum jedoch vollständig bekannt sein muss, ist dies jedoch oft nicht praktikabel. Eine andere Möglichkeit besteht in der Angabe der Halbwertsschichtdicke oder auch „half value layer“ - kurz HVL genannt.

Die HVL beschreibt eine Materialdicke, typischerweise Aluminium oder für höhere Beschleunigungsspannungen Kupfer, die notwendig ist, um die Röntgenstrahlung einer Röntgenröhre um die Hälfte zu schwächen. Hierfür werden Bleche zunehmender Dicke in den Strahlengang eingebracht und mit einem geeigneten Dosimeter, wie beispielsweise einer Ionisationskammer, gemessen, bei welcher Dicke der Messwert halbiert wird in Bezug auf den Messwert ohne Absorbermaterial.

2.2 Dosisberechnung mittels Dosisdepositionskernen

In der Strahlentherapie wird routinemäßig eine individuelle Dosisberechnung mit einer Genauigkeit im %-Bereich auf Basis einer Computertomographie für jeden Patienten durchgeführt. Hierfür haben sich zwei Verfahren etabliert: die (halb-) analytische Berechnung und die Berechnung mit Hilfe von Monte-Carlo-Methoden. Hierbei stellt die Berechnung mit Hilfe von Monte-Carlo-Methoden hohe Anforderungen an die Rechensysteme, sodass sich der flächenmäßige Routine-Einsatz erst in den letzten Jahren etablieren konnte.

Im Bereich der Röntgendiagnostik wird die zur Verfügung stehende Rechentechnik primär für die verschiedenen Bildrekonstruktionen benutzt. Hier hat sich in den letzten Jahren die iterative Rekonstruktion durchgesetzt, bei der jedes rekonstruierte Bild mehrfach berechnet wird, um eine möglichst hohe Bildqualität bei gleichzeitig möglichst geringer Dosisbelastung für den Patienten erzielen zu können. Je nach Anzahl der zu rekonstruierenden Bilder wird hierfür die zur Verfügung stehende Rechenzeit bereits nahezu vollständig verwendet. Für den Einsatz zur Dosisberechnung an Computertomographen wird daher der analytische Ansatz bevorzugt, da er wesentlich weniger Rechenressourcen benötigt.

Dieser analytische Ansatz arbeitet nach dem Prinzip der Superposition von Punktspreizfunktionen („point-spread-functions“) wie in der Optik und Bildverarbeitung bereits bekannt. Um den Bezug zur Strahlenphysik deutlich zu machen, werden die point-spread-functions als dose-spread-functions oder Dosisdepositionskerne bezeichnet und geben somit nicht die Verschmierung eines idealisierten Punktes durch ein Abbildungssystem oder in einem Bild wieder, sondern beschreiben die Dosisverteilung durch einen idealisierten punktförmigen Strahlungseintrag.

Die finale Dosisberechnung $D = D(x, y, z)$ erfolgt dann durch Faltung der einfallenden Energiefluenz $\Psi = \Psi(x', y')$ mit dem Dosisdepositionskern $K = K(x, y, z)$ gemäß:

$$D(x, y, z) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} \Psi(x', y') K(x - x', y - y', z) dx' dy' \quad (2.1)$$

Da die Dosisverteilung in Materie aufgrund der Energieabhängigkeit der Wechselwirkungsquerschnitte von Photonen mit dem Medium, in dem die Dosisverteilung berechnet werden soll, abhängt, ist auch K zusätzlich noch energieabhängig und für jede verwendete Strahlenqualität muss ein neuer Dosisdepositionskern bestimmt werden.

2.3 CT-spezifische Dosisbegriffe

Zusätzlich zu den in der Medizinischen Physik und im Strahlenschutz gebräuchlichen Dosisbegriffen wie beispielsweise absorbierte Dosis D , Äquivalentdosis H , effektive Dosis E oder den Dosimetrie Größen in der Projektionsradiographie wie das Dosis-Flächen-Produkt (DFP) $P_{K,A}$ werden im Bereich der Dosimetrie an Computertomographen weitere spezielle Dosisgrößen verwendet, die in diesem Abschnitt näher vorgestellt werden.

2.3.1 Computed Tomography Dose Index CTDI

Die Exposition des Patienten bei der Computertomographie erfolgt durch Rotation des Röntgenstrahlers um den Patienten. Zusätzlich wird der Patient entweder nach jeder vollen Rotation des Röntgenstrahlers um eine gewisse Länge entlang der Rotationsachse sequenziell verschoben, oder im Falle einer Spiral-CT erfolgt die Tischbewegung kontinuierlich während der Rotation des Röntgenstrahlers. Zusätzlich kann in Abhängigkeit vom jeweiligen Patientendurchmesser in der zu scannenden Schicht das Röhrenstrom-Zeit-Produkt und somit die Einstrahldosis angepasst werden.

Um diese Bestrahlungssituation auch an verschiedenen Computertomographen untereinander vergleichbar zu machen, wurde der „Computed Tomography Dose In-

dex" (CTDI) definiert:

$$\text{CTDI}_L = \frac{1}{nT} \int_{-L/2}^{+L/2} D(z) dz \quad (2.2)$$

Bei dieser Definition wird ein Dosisintegral innerhalb einer definierten Länge L gebildet und durch den Faktor $\frac{1}{nT}$ eine mittlere Dosis innerhalb des in einer Rotation gescannten Bereichs, der Gesamtkollimation nC , die bei Mehrzeilengeräten aus n Zeilen mit einer Schichtkollimation T zusammengesetzt ist, berechnet.

Da durch die Tischbewegung die Streustrahlungsanteile des Dosisprofils einer einzelnen Rotation zu der Dosis der vorangegangenen und nachfolgenden Schichten beitragen und der CTDI möglichst die mittlere Dosis in einer gescannten Schicht beschreiben soll, ist die Integrationslänge L in Gleichung 2.2 größer als die Gesamtkollimation. In einer ersten Definition des CTDI, die auch in die amerikanische Gesetzgebung [10, 11] eingebunden wurde, wurde für die Integrationslänge $L = 14T$ gewählt:

$$\text{CTDI}_{\text{FDA}} = \frac{1}{nT} \int_{-7T}^{+7T} D(z) dz \quad (2.3)$$

Dies führt jedoch zu dem praktischen Problem, dass für unterschiedliche Kollimationen C unterschiedlich lange Ionisationskammern verwendet werden müssen oder immer das Dosisprofil $D(z)$ mit kleinvolumigen Detektoren detailliert gemessen werden muss. Gleichzeitig führt die Limitierung der Integrationslänge basierend auf der Kollimation bei sehr feinen Kollimationen, beispielsweise 0,625 mm, zu einer Unterschätzung der Dosis pro Schicht.

Daher wurde in den folgenden Definition auf europäischer und internationaler Ebene [12] eine feste Integrationslänge L von 100 mm gewählt:

$$\text{CTDI}_{100} = \frac{1}{nT} \int_{-50 \text{ mm}}^{+50 \text{ mm}} D(z) dz \quad (2.4)$$

Zusätzlich sollten in diesem Dosisindex auch Unterschiede in der Strahlenqualität Einfluss auf die ermittelte Größe haben, da unterschiedlich starke Vorfilterungen und Ausgleichsfilter in den CT-Geräten verwendet werden können. Aus diesem Grund wurde der sogenannte gewichtete CTDI eingeführt:

$$\text{CTDI}_w = 1/3 \text{CTDI}_c + 2/3 \text{CTDI}_p, \quad (2.5)$$

bei dem ein gewichteter Mittelwert aus CTDI_{100} Messwerten im Zentrum c und der peripheren Messpunkte p in 1 cm Tiefe eines PMMA-Phantoms von entweder 16 cm für Kopf-Scans oder 32 cm Durchmesser für alle anderen Scans verwendet wird.

Da bei der Messung des CTDI_{100} ein stationärer Scan verwendet wird, aber inzwischen üblicherweise Spiral-CTs eingesetzt werden, bei denen gleichzeitig zur Rotation des Röntgenstrahlers der Patiententisch bewegt wird, muss auch eine mögliche Überlappung oder Separation der einzelnen Spiraltrajektorien berücksichtigt werden. Hierzu wurde der Pitch-Faktor $p = \frac{d}{nT}$ eingeführt als Verhältnis von Tischvor-schub bei einer Röntgenstrahlerrotation d und Gesamtkollimation nT . Aus dieser Definition folgt schließlich die Definition des „volume computed tomography dose index“:

$$\text{CTDI}_{\text{vol}} = \frac{1}{p} \text{CTDI}_{\text{w}} . \quad (2.6)$$

2.3.2 Dosis-Längen-Produkt DLP

Der im vorigen Abschnitt definierte CTDI_{vol} liefert einen guten Wert, um einzelne Scanprotokolle bzgl. ihrem Dosisinsatz einzuschätzen. Dennoch ist keine Aussage über die Gesamtexposition des Patienten möglich, da die konkrete Scanlänge nicht eingeht. Der CTDI_{vol} entspricht somit eher der Einfallsdosis K_{E} in der konventionellen Röntgendiagnostik.

Um die Gesamtexposition des Patienten abzuschätzen wird in der konventionellen Röntgendiagnostik das Dosis-Flächen-Produkt aus Einfallsdosis und bestrahlter Fläche verwendet. Da bei einer Computertomographie durch die Rotation des Röntgenstrahlers immer der gesamte Patientenumfang bestrahlt wird, ist für die Gesamtexposition neben der Dosis pro Schicht, beschrieben durch den CTDI_{vol} , die Scanlänge die variable Größe.

Somit wird für die Beschreibung der Gesamtexposition des Patienten das Dosis-Längen-Produkt DLP als Integral des Dosisprofils entlang der Tischachse z für die Scanlänge L definiert:

$$\text{DLP} = \int_L D(z) dz . \quad (2.7)$$

Durch die geschickte Definition des CTDI_{vol} (Gleichung 2.6 und Abbildung 2.2) als mittlere Dosis pro Schicht unter Berücksichtigung der auftretenden Streudosisantei-

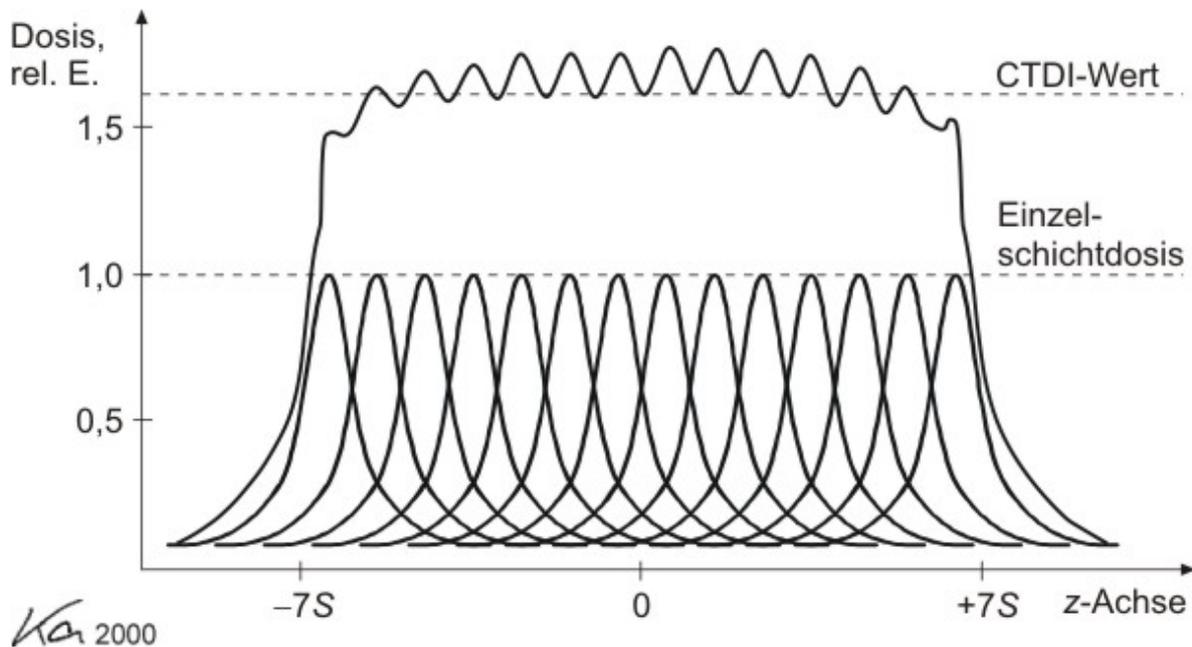


Abbildung 2.2: Prinzipdarstellung der Addition der Dosisanteile einzelner Scanschichten zur Gesamtdosis (aus [13])

le ist eine einfache Approximation des DLP durch die Beziehung:

$$DLP = L \cdot CTDI_{vol} \quad (2.8)$$

möglich, die in Analogie zum Dosis-Flächen-Produkt steht. Dennoch ermöglicht auch das DLP noch keine direkte Aussage zur Patientendosis im Sinne einer Risikoabschätzung, da die bestrahlte Körperregion nicht berücksichtigt wird. Hierfür sind beispielsweise wiederum Konversionsfaktoren notwendig, um Organdosen oder die effektive Dosis bestimmen zu können.

3 Dosisdepositionskerne

3.1 Zielstellung

Um eine individuelle Patientendosimetrie für CT-Untersuchungen zu erreichen, stehen verschiedene Methoden zur Verfügung. Die erste und einfachste Möglichkeit stellt die Berechnung der Patientendosis mit Hilfe von Einstrahlparametern und im Vorfeld berechneten Konversionsfaktoren dar. Abhängig von den zur Verfügung stehenden Daten können beispielsweise Röhrenspannung, Röhrenstrom, Rotationszeit und Scanlänge als Einstrahlparameter genutzt werden. Diese verschiedenen Parameter lassen sich zusammenfassen zu einem einzelnen Parameter, der die eingestrahlte Dosis quantifiziert: das Dosis-Längen-Produkt (siehe Kapitel 2.3.2).

Zusätzlich zu diesem für jede Untersuchung individuellen Parameter stehen in der Literatur Standardberechnungen, basierend auf Berechnungen mit Standard-Patienten und Standard-Einstrahlbedingungen mittels Monte-Carlo-Methoden, zur Verfügung [14, 15]. Die so ermittelten Konversionsfaktoren $C_{\text{DLP-E}}$ ermöglichen eine Abschätzung der effektiven Dosis E des Patienten:

$$E = C_{\text{DLP-E}} \cdot \text{DLP} \quad (3.1)$$

Durch die Verwendung dieser Konversionsfaktoren ist die Genauigkeit limitiert, da die konkrete Patientenanatomie und auch die genaue Lage des Scanfildes nicht berücksichtigt wird. Ebenfalls ist nur eine Aussage zur effektiven Dosis möglich.

Eine erste Verbesserung stellt die „schichtweise“ Berechnung der effektiven Dosis dar. Hierbei werden schichtspezifische Konversionsfaktoren $f(z)$ verwendet, die aus den Einstrahlparametern nicht direkt zur effektiven Dosis konvertieren, sondern zu einem Anteil der effektiven Dosis einer einzelnen Schicht an der Position z der gesamten CT-Untersuchung von z_- bis z_+ . Abschließend werden dann alle Anteile

summiert um die effektive Dosis zu erhalten, gemäß:

$$E = \frac{DLP}{z_+ - z_-} \cdot \sum_{z_-}^{z_+} f(z) dz \quad (3.2)$$

Werden nur gewisse Abschnitte summiert, so lassen sich auf diese Weise ebenfalls einzelne Organdosen berechnen [16, 17]. Als Limitierung verbleibt allerdings die Verwendung von Standard-Patienten.

Der Übergang zur Verwendung der individuellen Patienten-Anatomie ist durch die Verwendung der bei der CT-Untersuchung gewonnenen Bildinformationen als Grundlage für Berechnungen mittels Monte-Carlo-Methoden möglich. Für eine Implementation in Monte-Carlo-Methoden wird jedoch die exakte Geometrie von Röntgenstrahler und Strahlformung wie beispielsweise Kollimator und Ausgleichsfilter sowie eine genaue Kenntnis des vom Röntgenstrahler emittierten Photonenpektrums und dessen Filterung – kurz: der Strahlenqualität – notwendig.

Inzwischen stehen entsprechende Implementationen wie beispielsweise GMctdospp [4] zur Verfügung. Da es sich bei Monte-Carlo-Verfahren um statistische Berechnungsverfahren handelt, muss eine gewisse Anzahl an Teilchen, sogenannte Trajektorien, berechnet werden, um eine vorgegebene statistischer Unsicherheit zu erreichen. Dies resultiert, auf aktuellen PC-Systemen, in Berechnungszeiten von ca. 15 Minuten.

Konventionelle Planungssysteme zur Dosisberechnung in der Strahlentherapie nutzen hingegen einen analytischen Ansatz, der mit vorberechneten Monte-Carlo-Daten arbeitet und somit wesentlich weniger Rechenzeit erfordert. Die individuelle Dosisverteilung im Patienten wird durch Superposition der Dosisdeposition einzelner nadelförmiger Strahlen - pencil beams - berechnet. Diese Dosisdeposition eines pencil beams wird als Dosisdepositionskern bezeichnet und wird durch Monte-Carlo-Methoden vorab berechnet.

Ziel dieses Abschnitts ist die Bestimmung der Dosisdepositionskerne für einen im klinischen Einsatz befindlichen CT-Scanner im Energiebereich 70 kV bis 140 kV. Hierfür wurde zunächst im Rahmen einer Master-Arbeit [18] ein Modell eines Röntgenstrahlers für die Monte-Carlo-Simulation erstellt und validiert. Mit dem validierten Modell wurde anschließend die Dosisdeposition eines nadelförmigen Strahls ermittelt und analytisch approximiert. Abschließend wurden die so gewonnen Dosisdepositionskerne genutzt um die Dosisdeposition eines ausgedehnten Strahlenfeldes

analytisch zu berechnen und mit der direkten Monte-Carlo-Simulation verglichen. Teile der Ergebnisse wurden im internationalen Tagungsrahmen [19] bereits vorgestellt.

3.2 Monte-Carlo-Software EGSnrc

Für die Monte-Carlo-Simulationen wurde das Software-Paket EGSnrc [20] genutzt. Diese Software besteht aus verschiedenen Modulen, um den Strahlungstransport zu simulieren, und benötigt eine Reihe von Parametern für die Berechnungen, die in Form eines „Input File“ den einzelnen Berechnungsmodulen vorgegeben werden.

Grundlegend für Strahlungstransportrechnungen sind die verwendeten Wechselwirkungsquerschnitte. Für Photonen wurden die Daten von Storm und Israel [21] verwendet. Für die durch inelastische Streuung oder Photoeffekt erzeugten Sekundärelektronen wurde die sog. Kerma-Näherung benutzt, da diese Elektronen aufgrund der im Vergleich zum gesamten Energiebereich von ionisierender Strahlung recht geringen Energie von Röntgenstrahlung sehr wenig Energie und somit eine sehr kurze Reichweite besitzen. Somit werden die Elektronen in unmittelbarer Nähe (im selben Voxel) zu ihrer Entstehung gestoppt und ihre Energie absorbiert. Die Energie der entstandenen Sekundärelektronen wird in der Kerma-Näherung somit dem Volumenelement zugeschlagen, in dem sie entstanden sind. Es wird also kein Elektronentransport simuliert und so die Rechenzeit verkürzt.

Die Geometrie der Simulation wird mit dem BEAMnrc Modul definiert. Darin enthalten ist ein Modell einer Röntgenröhre (XTUBE), für das Anodenmaterial, Anodenwinkel, Eigenfilterung und Strahlgeometrie (z.B. Querschnitt und Strahlrichtung) der Röntgenröhre definiert werden können.

Weitere Bauteile, wie beispielsweise Blenden oder Zusatzfilter und das Material, in dem dann die Dosis berechnet werden soll, werden dann im DOSXYZnrc oder DOSRZnrc Modul berücksichtigt. Abhängig von den geometrischen Eigenschaften der zu simulierenden Geometrie, kann in diesen Modulen entweder in kartesischen oder Zylinderkoordinaten die Energiedosis berechnet werden. Die getroffenen Einstellungen für die Simulationen sind in Tabelle 3.1 bzw. bei Kareem [18] aufgeführt.

Tabelle 3.1: Wichtige Parameter bzw. Einstellungen in EGSnrc für die Ermittlung der Halbwertsschichtdicke und Tiefendosiskurve (nach [18])

Parameter	Beschreibung	Wert
XTUBE	Anodenmaterial	W-Rh, Mo, Graphit
	Anodenwinkel	12°
SLABS	Eigenfilterung	Al
	Zusatzfilterung	Al, Cu
BEAM	Strahlgeometrie	0,08 mm Durchmesser - seitl. Quelle
ECUT	Abschneideenergie Elektronen	0,521 MeV
PCUT	Abschneideenergie Photonen	0,010 MeV

3.3 Validierung durch Simulation und Messung der Halbwertsschichtdicke und Tiefendosiskurve

Zur Validierung der Monte-Carlo-Berechnungen wurde die Halbwertsschichtdicke (HVL) und die Tiefendosiskurve an einer Röntgenröhre durch Monte-Carlo-Simulation und direkte Messung ermittelt. Die Messungen wurden an einem Oldelft Simulix MC Therapiesimulator mit Hofmann Selector MD HV-Generator und Varian G297 Röntgenröhre in einem Varian DO10 Röhrenschutzgehäuse durchgeführt. Der Messaufbau ist in Abbildung 3.1 dargestellt.

Die Ionisationskammer PTW23343 wurde als Detektor verwendet. Hierbei handelt es sich um eine Parallelplattenkammer mit Zylinder-förmigem Messvolumen. Diese sogenannte Markus-Kammer hat ein empfindliches Volumen von $0,055 \text{ cm}^3$ und ein Eintrittsfenster von $0,03 \text{ mm}$ wasseräquivalente Stärke, sodass oberflächennahe Messungen möglich sind. Die prinzipielle Eignung dieses Kammertyps wurde von Hill u.a. [22] bereits untersucht. In Kapitel 5 erfolgten auch detailliertere Messungen zu diesem Kammertyp.

Die Messung der HVL erfolgte angelehnt an DIN6809-1 [23]. Um auch Streuanteile der Dosisberechnung zu berücksichtigen, wurde aber abweichend zur Norm in 1 cm Tiefe gemessen. Als Probenmaterial wurden Aluminium-Bleche mit maximal $0,5\%$ Verunreinigungen in verschiedenen Stärken in den Halter der Tiefenblende des Oldelft Simulix MC eingesetzt. Aufgrund der verschiedenen Blechstärken lassen sich beliebige Gesamtstärken in jeweils $0,1 \text{ mm}$ Abstufung einstellen.

3.3 Validierung durch Simulation und Messung der Halbwertsschichtdicke und Tiefendosiskurve

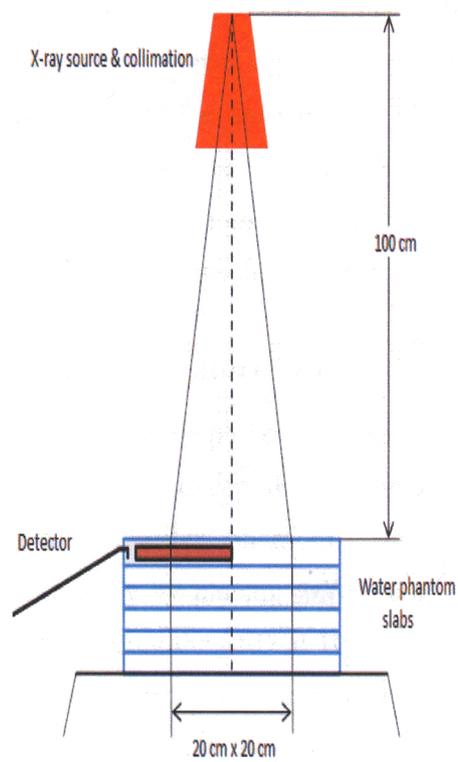


Abbildung 3.1: Schematische Darstellung des Messaufbaus zur Messung der Halbwertsschichtdicke (HVL)

Tabelle 3.2: Gemessene und mit Monte-Carlo-Methoden berechnete HVL Aluminium für die gebräuchlichsten Röhrenspannungen der CT-Dosimetrie (nach [18])

Röhrenspannung U / kVp	gemessene HVL HVL / mm	Monte-Carlo HVL HVL / mm	Abweichung %
100	4,7	4,62	1,66
120	5,3	5,38	1,56

Nach Messung eines Bezugswerts ohne zusätzliches Probenmaterial wird nun schrittweise Probenmaterial in den Strahlengang eingebracht, bis der initiale Messwert halbiert wurde. Die so ermittelte HVL ist in Tabelle 3.2 aufgelistet. Mit diesen Vergleichswerten wurde nun die Geometrie der Monte-Carlo-Simulation iterativ durch Änderungen der inhärenten Filterung, analog zu Verhaegen u.a. [24], der Röntgenröhre im Modul XTUBE angepasst, bis eine zufriedenstellende Übereinstimmung erreicht wurde. Die inhärente Filterung der Röntgenröhre wurde final mit 3,5 mm Al in der Simulation implementiert. Die Herstellerangabe beträgt 3,3 mm Al [25].

Nachdem die Strahlenqualität der Monte-Carlo-Implementation auf oben beschriebene Weise angepasst wurde, wurde anschließend die Dosisdeposition innerhalb des Phantommaterials simuliert und experimentell geprüft. Für die Messung der Tiefendosiskurve wurde als Phantommaterial ein Plattenphantom aus 30 cm × 30 cm RW3 verwendet. RW3 ist ein für die Strahlentherapie entwickelter Wasser-äquivalenter Kunststoff mit einer Dichte von $\rho = 1,045 \text{ g cm}^{-3}$ und zu Wasser ähnlichem Absorptionsverhalten. Hill et al. [26] haben die Eignung als Phantommaterial im Bereich von kV-Röntgenstrahlung mittels Monte-Carlo-Simulationen untersucht und listen verschiedene Faktoren, wie z.B. Rückstreufaktoren oder elementare Massenanteile, für die Monte-Carlo-Simulation auf.

Sowohl in den Monte-Carlo-Berechnungen als auch in der experimentellen Validierung wurde für die Ermittlung der Tiefendosiskurve ein 20 cm × 20 cm großes Strahlenfeld mit einem Abstand von Röhrenfokuspunkt und Phantomoberfläche von 100 cm eingeblendet. Als Röhrenspannung wurden die häufigsten Röhrenspannungen, die am CT eingesetzt werden, 100 kV und 120 kV, gewählt. Die Ergebnisse von Monte-Carlo-Simulation und Messung mit der Markus-Kammer sind in Abbildung 3.2 und 3.3 [18] dargestellt.

3.3 Validierung durch Simulation und Messung der Halbwertsschichtdicke und Tiefendosisverteilung

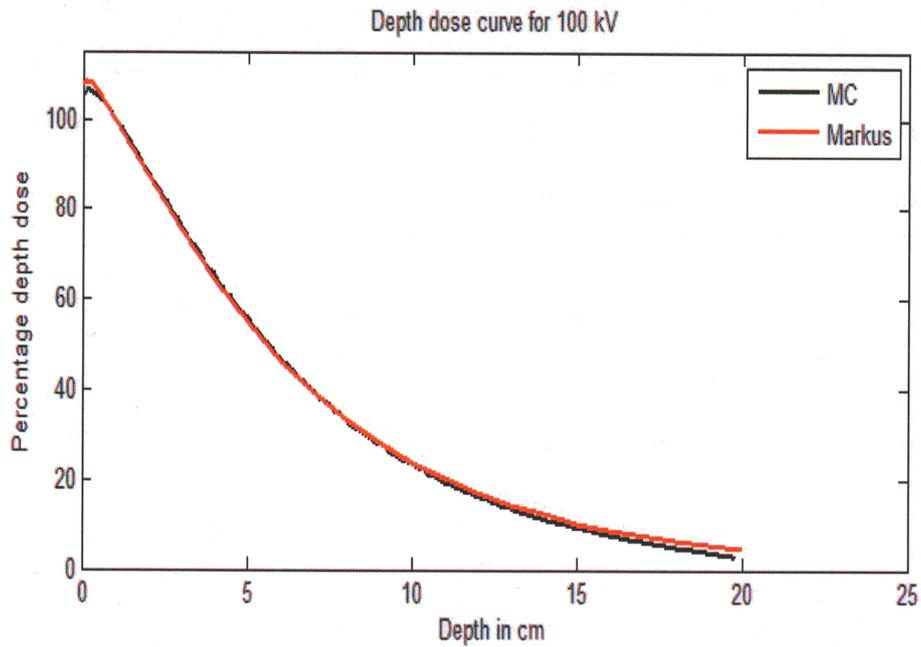


Abbildung 3.2: Vergleich der gemessenen (rot) mit der berechneten (schwarz) Tiefendosisverteilung des Oldelft Simulix MC bei 100 kV Röhrensorgung (nach [18])

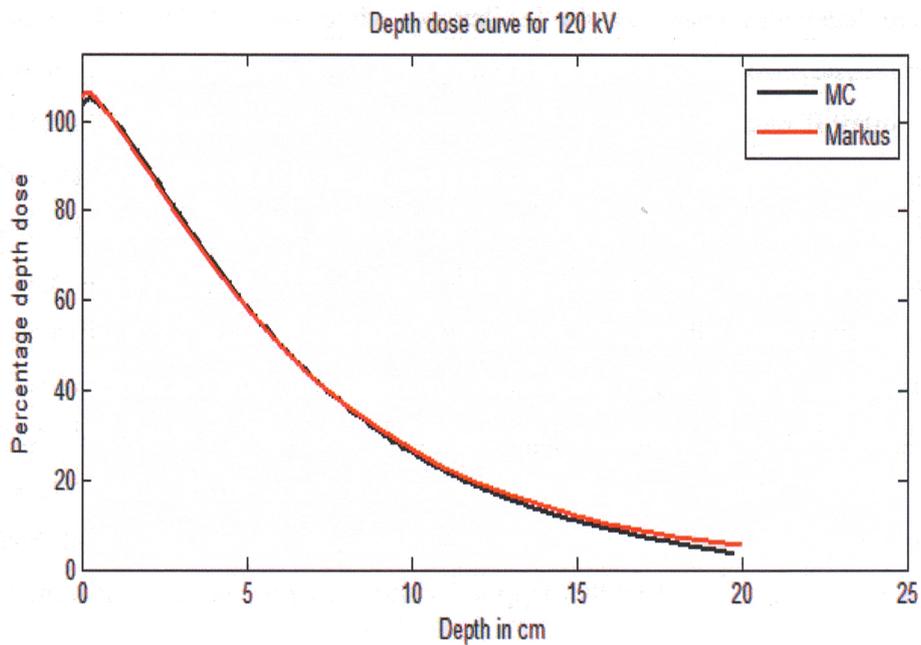


Abbildung 3.3: Vergleich der gemessenen (rot) mit der berechneten (schwarz) Tiefendosisverteilung des Oldelft Simulix MC bei 120 kV Röhrensorgung (nach [18])

Der Vergleich der ermittelten Ergebnisse zeigt eine sehr gute Übereinstimmung im Bereich 0,5 cm bis etwa 15 cm Tiefe. Im Bereich der Oberfläche bis 0,5 cm Tiefe zeigt sich ein leichtes Überansprechen der Markus-Kammer im Vergleich zur simulierten Dosisverteilung, welches in guter Übereinstimmung mit den Ergebnissen von Hill u.a. [22] ist. Der Tiefenbereich ab 10 cm wurde von Hill u.a. nicht untersucht, daher liegen hier keine Vergleichsergebnisse vor. Abweichungen kleiner 2% über den gesamten Verlauf der Tiefendosiskurven sind tolerabel [22, 27] und sind zum einen in Unterschieden im Energiespektrum der Röntgenphotonen zwischen Simulation und Messung, bzw. der für die Messung verwendeten Röntgenröhre, die sich trotz Abgleich über die HVL-Bestimmung nicht vermeiden lassen, begründet. Ebenso werden Einflüsse der Ionisationskammer auf das Strahlenfeld, wie beispielsweise der Volumeneffekt (siehe Kapitel 5.3), die bei der Messung auftreten, in der Monte-Carlo-Simulation nicht berücksichtigt, da die Ionisationskammer nicht mit modelliert und berechnet wurde.

Mittels Validierung der Monte-Carlo-Simulation durch Messung der Halbwertschichtdicke, Anpassung des Röhrenmodells und anschließender Berechnung und experimenteller Überprüfung der Tiefendosiskurve konnte eine gute Übereinstimmung der gewählten Simulationsparameter nachgewiesen werden. Mit diesen Simulationsparametern kann nun die Berechnung der Dosisdepositionskerne als Basis für einen Dosisberechnungsalgorithmus für Computertomographie-Untersuchungen im Sinne eines Planungssystems erfolgen.

3.4 Modellierung der Dosisdepositionskerne

Um Dosisdepositionskerne in einem Algorithmus zur Dosisberechnung verwenden zu können, wären prinzipiell zwei Alternativen denkbar. So könnten die Dosisdepositionskerne entweder in tabellarischer Form als „look-up-table“ oder durch Approximation in parametrisierter Form vorliegen. Erste Arbeiten durch Boone [28] legten nahe, dass eine Beschreibung der Dosisdepositionskerne durch Superposition von einigen wenigen Exponentialfunktionen in guter Näherung möglich ist. Die Modellierung der Dosisdepositionskerne durch Exponentialfunktionen hat somit den Vorteil, dass der Dosisdepositionskern innerhalb eines Rechenalgorithmus an beliebiger Stelle aus wenigen Koeffizienten berechnet werden kann und keine Interpolation

zwischen verschiedenen tabellierten Werten erfolgen muss. Es kann somit auch hier Rechenzeit gespart werden.

Da die Dosisdepositionskerne, wie in Kapitel 2.2 beschrieben, von der Energie der einfallenden Photonen abhängen, wurden in einem ersten Schritt monoenergetische Nadelstrahlen von 0,1 cm Durchmesser mit EGSnrc berechnet. Ein kleinerer Durchmesser bringt nur dann einen Genauigkeitsgewinn, wenn auch die Berechnung und Ausgabe der Dosisverteilung in Voxeln mit kleinerer Kantenlänge als 0,1 cm erfolgt. Eine Erhöhung der räumlichen Auflösung der Simulation ist prinzipiell möglich, erhöht allerdings auch die benötigte Rechenzeit um ein Vielfaches. Die Dosisverteilung wurde in einem 50 cm × 50 cm × 50 cm großen Wasserphantom für 80 keV, 100 keV und 120 keV Energie der einfallenden Photonen berechnet.

Die Ergebnisse sind exemplarisch für 1 cm, 5 cm und 10 cm Tiefe in den Abbildungen 3.4, 3.5, 3.6 [18] dargestellt. In der halblogarithmischen Darstellung ist gut erkennbar, wie mit zunehmender Wassertiefe die Dosisverteilungen langsamer abfallen, da sich immer mehr Streuanteile im Photonenfeld aufaddieren. Der Einfluss der Energie der einfallenden Photonen ist gegenüber dem Einfluss der Tiefe wesentlich geringer.

Dem Ansatz von Boone [28] folgend wurde zur Approximation der so gewonnenen Dosisdepositionskerne eine Superposition von Exponentialfunktionen gewählt. Mit den von Boone vorgeschlagenen zwei Exponentialfunktionen konnte allerdings keine zufriedenstellende Approximation erfolgen, sodass eine dritte Exponentialfunktion eingeführt wurde und der Dosisdepositionskern $K = K(x, z, E)$ somit wie folgt parametrisiert wurde:

$$K(x, z, E) = y_0(z, E) + A(z, E)e^{-\alpha(z, E) \cdot x} + B(z, E)e^{-\beta(z, E) \cdot x} + C(z, E)e^{-\gamma(z, E) \cdot x} \quad (3.3)$$

Hierbei stellt x den Abstand des Aufpunkts zum Einfallsstrahl dar und z die jeweilige Tiefe im Phantom. Die Parameter y_0 , A , B , C , α , β und γ hängen jeweils von der Tiefe z und der Energie der einfallenden Photonen ab. Im Zuge einer Kurvenanpassung wurde für alle Parameter ein funktioneller Zusammenhang zur Tiefe z ermittelt. Aufgrund dieses rein empirischen Ansatzes wurden funktionale Zusammenhänge mit möglichst wenigen Parametern gesucht. Für y_0 und γ wurden Potenzfunktionen verwendet, während für A , α , β und C Exponentialfunktionen verwendet werden konnten. Der Parameter B konnte in ausreichender Näherung als unabhängig von der Tiefe z betrachtet werden.

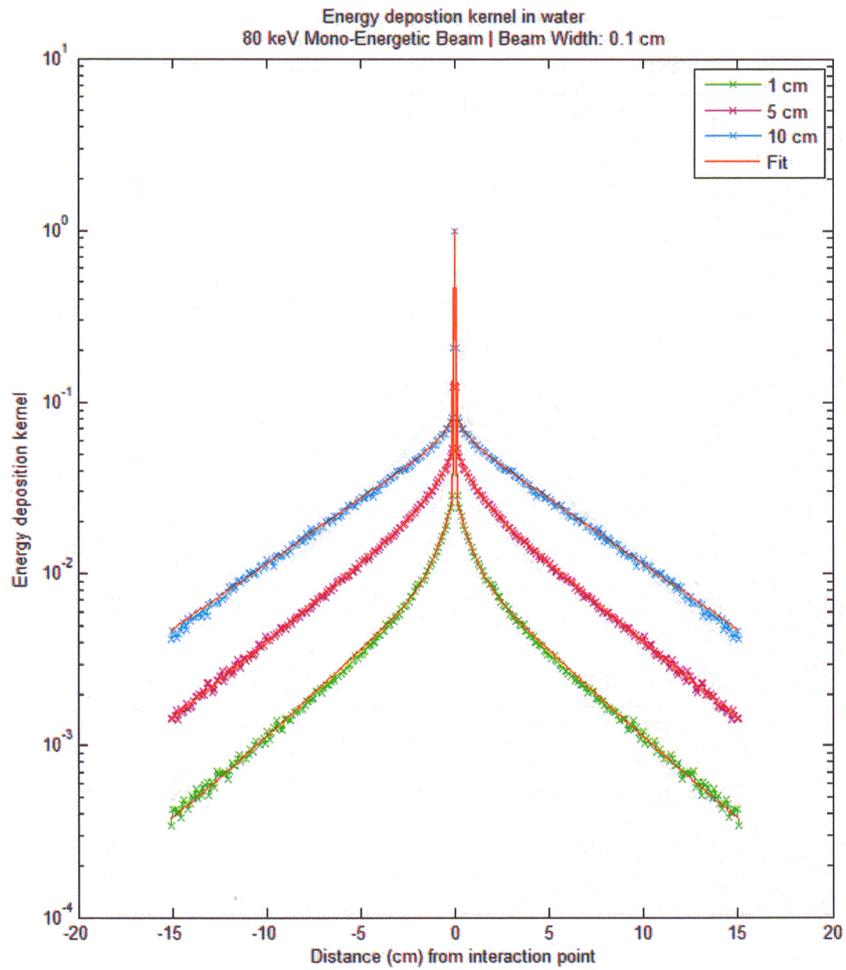


Abbildung 3.4: Berechneter Dosisdepositions-kern von mono-energetischer Photonenstrahlung mit einer Energie von 80 keV in 1 cm, 5 cm und 10 cm Wassertiefe, normiert auf die Dosis des primär getroffenen Voxels [18]

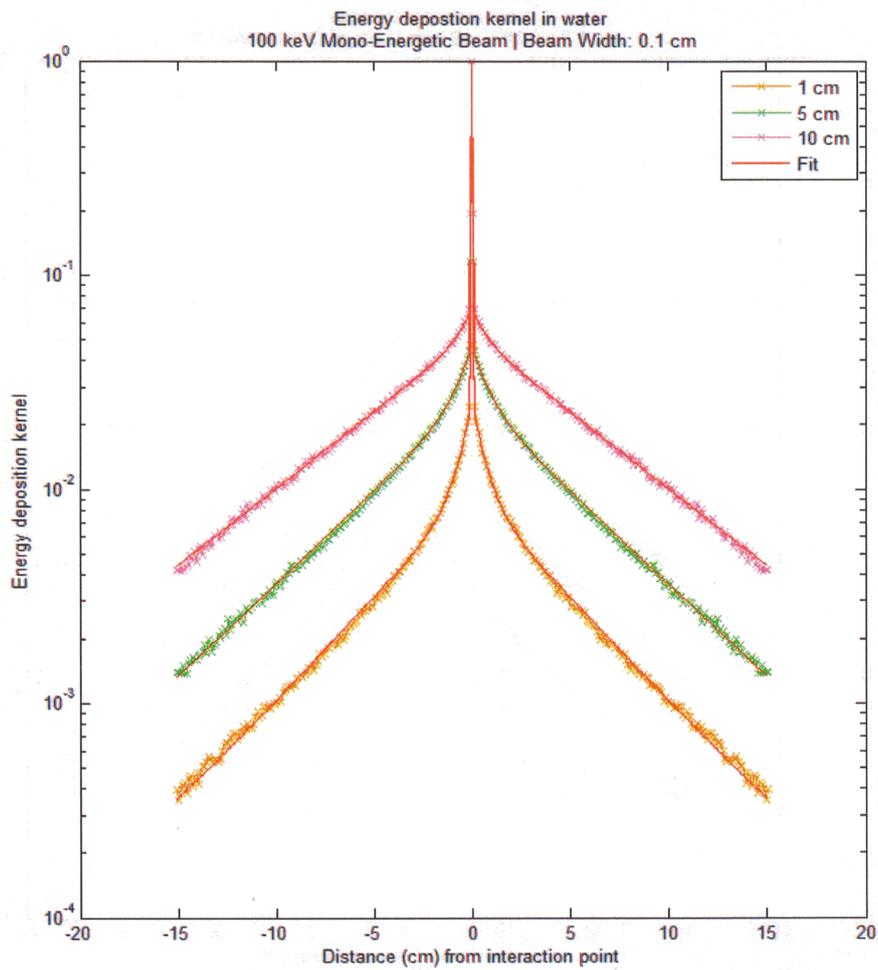


Abbildung 3.5: Berechneter Dosisdepositions-kern von mono-energetischer Photonenstrahlung mit einer Energie von 100 keV in 1 cm, 5 cm und 10 cm Wassertiefe, normiert auf die Dosis des primär getroffenen Voxels [18]

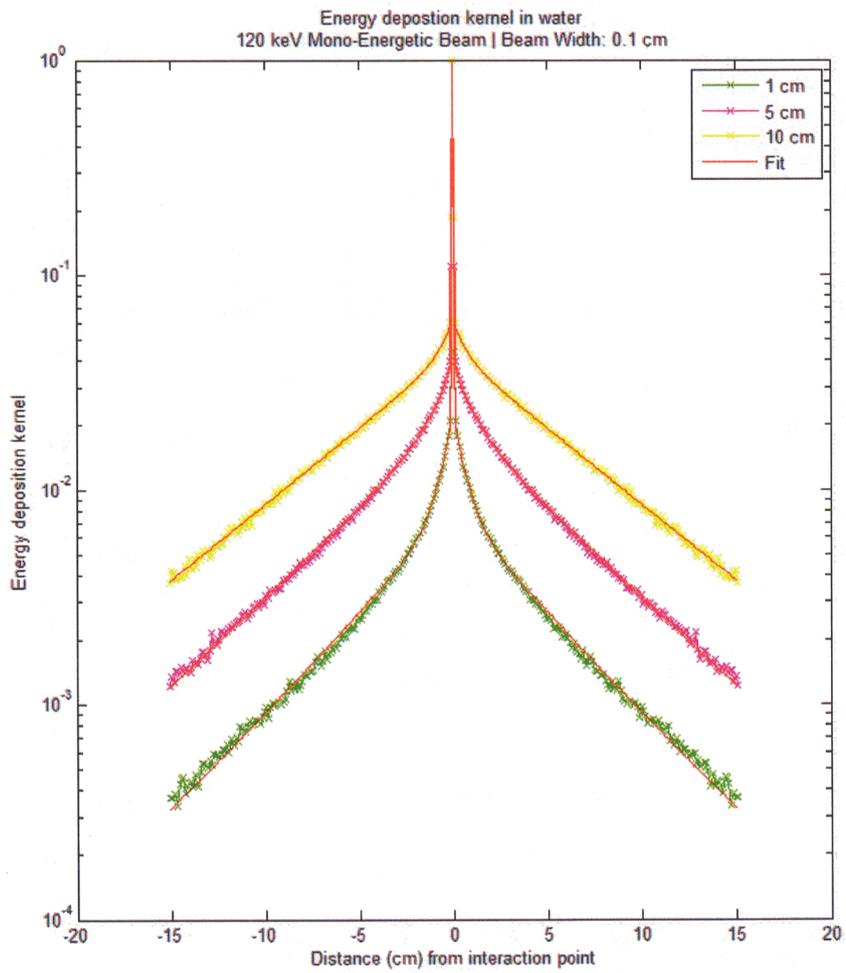


Abbildung 3.6: Berechneter Dosisdepositions-kern von mono-energetischer Photonenstrahlung mit einer Energie von 120 keV in 1 cm, 5 cm und 10 cm Wassertiefe, normiert auf die Dosis des primär getroffenen Voxels [18]

$$y_0(z, E) = y_1(E)z^{y_2(E)} + y_3(E) \quad (3.4)$$

$$A(z, E) = a_1(E) + a_2(E)e^{a_3(E)z} \quad (3.5)$$

$$\alpha(z, E) = a_4(E) + a_5(E)e^{a_6(E)z} \quad (3.6)$$

$$B(z, E) = b_1(E) \quad (3.7)$$

$$\beta(z, E) = b_2(E)e^{b_3(E)z} + b_4(E)e^{b_5(E)z} \quad (3.8)$$

$$C(z, E) = c_1(E)z^{c_2(E)} + c_3(E) \quad (3.9)$$

$$\gamma(z, E) = c_4(E) + c_5(E)e^{c_6(E)z} \quad (3.10)$$

Die so parametrisierten Dosisdepositionskerne sind in den Abbildungen 3.4, 3.5, 3.6 als „Fit“ ebenfalls dargestellt und die Parameter in der Arbeit von Kareem [18] gelistet. Zur Prüfung der Ergebnisse wurde anschließend mittels Faltung gemäß Gleichung 2.1 ein $2 \text{ cm} \times 2 \text{ cm}$ Feld berechnet und mit einer Monte-Carlo-Simulation der Dosisdeposition bei gleicher Feldgröße verglichen. Abbildung 3.7 zeigt die mit beiden Methoden berechnete Dosisdeposition, normiert auf den Wert in Feldmitte in 1 cm Wassertiefe [18].

Exemplarisch sind nachfolgend die Approximationen der einzelnen Kernelparameter für das später verwendete polychromatische Röntgenbremsspektrum eines Siemens Somatom Sensation 64 Computertomographen aufgeführt, wobei zur Vereinfachung eine einheitenfreie Darstellung gewählt wurde und die Tiefe z dabei dann in der Einheit cm erwartet wird [18]

$$y_0(z, 120) = 2,0925 \cdot 10^{-5} z^{0,7780} + 4,2081 \cdot 10^{-5} \quad (3.11)$$

$$A(z, 120) = 0,8044 + 0,1710e^{-0,0426z} \quad (3.12)$$

$$\alpha(z, 120) = 30,5415 + 50,7802e^{-0,1763z} \quad (3.13)$$

$$B(z, 120) = 0,0242 \quad (3.14)$$

$$\beta(z, 120) = 1,4887e^{0,6723z} + 0,8316e^{-0,0924z} \quad (3.15)$$

$$C(z, 120) = 0,0051z^{1,0741} + 0,0070 \quad (3.16)$$

$$\gamma(z, 120) = -0,6306 + 0,9189e^{-0,0108 \cdot 10^{-4}z} \quad (3.17)$$

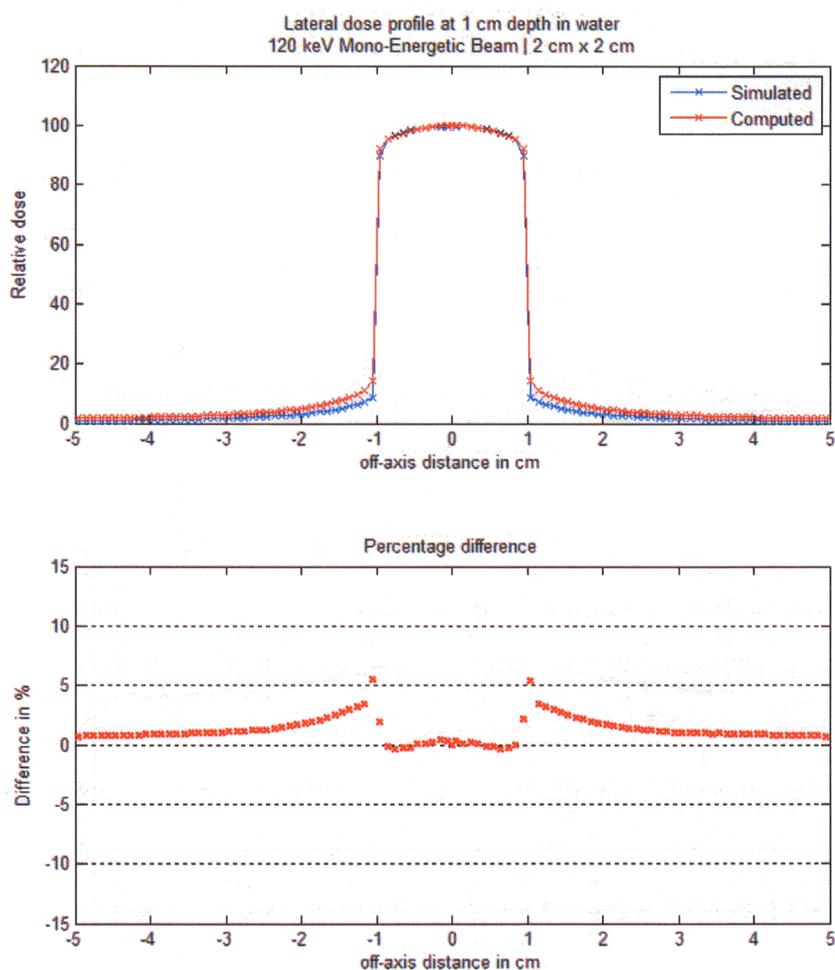


Abbildung 3.7: Vergleich von Monte-Carlo-simulierter Dosisverteilung und aus Dosisdepositionskerneln berechneter Dosisverteilung von monoenergetischer Photonenstrahlung mit einer Energie von 120 keV in 1 cm Wassertiefe für ein 2 cm × 2 cm großes Strahlenfeld [18]

Bei 1 cm Tiefe ergibt sich so gemäß Gleichung 3.4 beispielsweise als Dosisdepositionskerneln in einheitenfreier Darstellung:

$$K(x/\text{cm}, 1 \text{ cm}, 120 \text{ kVp}) = 6,3006 \cdot 10^{-5} + 0,96827e^{-73,1139 \cdot x} + 0,0242e^{-3,6742 \cdot x} + 0,0121e^{-0,2883 \cdot x} \quad (3.18)$$

Innerhalb des eingeblendeten Feldes konnte eine sehr gute Übereinstimmung beider Methoden erzielt werden. Im Streustrahlungsbereich außerhalb des eingeblendeten Feldes zeigen sich jedoch Abweichungen zwischen beiden Berechnungsmethoden. Die Berechnungsmethode mit dem Dosisdepositionskerneln ergab größere Dosiswerte

außerhalb des eingeblendeten Feldes. Da der Dosisdepositions-kern einen sehr steilen Gradienten vom Interaktionspunkt an besitzt, wirken sich hier Abweichungen stark aus. Eine Möglichkeit zur Korrektur wäre die Einführung eines Feldgrößenkorrekturfaktors, wie in der Röntgentherapie [29] auch üblich.

Basierend auf den Ergebnissen in [18] wurde die Berechnung des Dosisdepositions-kerns weiter an die Anwendung für die Computertomographie angepasst. Durch die Firma Siemens Healthineers wurde ein ebenfalls mittels Monte-Carlo-Simulationen berechnetes Energiespektrum der Röntgenröhre eines Siemens Somatom Sensation 64 Computertomographen zur Verfügung gestellt und in den folgenden Berechnungen genutzt. In diesem Energiespektrum ist bereits der Einfluss des Ausgleichsfilters, des sogenannten „Bow-Tie-Filters“ berücksichtigt. Dieser Filter gleicht den näherungsweise elliptischen Querschnitt eines Patienten und die damit verbundene unterschiedlich starke Schwächung der Röntgenstrahlung zwischen zentralen und peripheren Trajektorien der Röntgenphotonen aus, sodass die Detektoren des Computertomographen einen möglichst gleichmäßigen Photonenfluss messen können. Da dieser Filter eine herstellereigenspezifische Form und variable Dicke besitzt, wurde für das Energiespektrum näherungsweise eine feste mittlere Dicke angenommen.

Zusätzlich wurde die Berechnung des Dosisdepositions-kerns in Zylinderkoordinaten über das Modul DOSRZnrc neu durchgeführt. Da als Röntgenquelle eine kreisförmige Quelle, die näherungsweise dem Röhrenfokus einer realen Röntgenröhre entspricht, in der Simulation benutzt wurde, greift die Nutzung von Zylinderkoordinaten diese Symmetrie auf und ermöglicht gleichzeitig eine Reduktion der Komplexität der Berechnung, da die Dimension der zu berechnenden Geometrie um 1 sinkt. Anschließend muss zur Dosisberechnung noch eine Variablentransformation in kartesische Koordinaten und die eigentliche Faltung (siehe Gleichung 2.1) durchgeführt werden. Die nur noch eindimensionale Monte-Carlo-Simulation beschleunigt allerdings den Rechenprozess.

Der in Zylinderkoordinaten berechnete Dosisdepositions-kern (rz-Kern) $K(r, z, E)$ bei 120 kV Röhrenspannung und dem Siemens Energiespektrum ist in Abbildung 3.8 dargestellt. Um wieder mit dem bereits berechneten $2\text{ cm} \times 2\text{ cm}$ Feld vergleichen zu können, wurde der in Zylinderkoordinaten berechnete Dosisdepositions-kern $K(r, z, E)$ in kartesische Koordinaten überführt und anschließend gemäß Gleichung 2.1 die Dosisverteilung berechnet und mit der direkten Monte-Carlo-Simulation verglichen. Das Ergebnis ist in Abbildung 3.9 dargestellt.

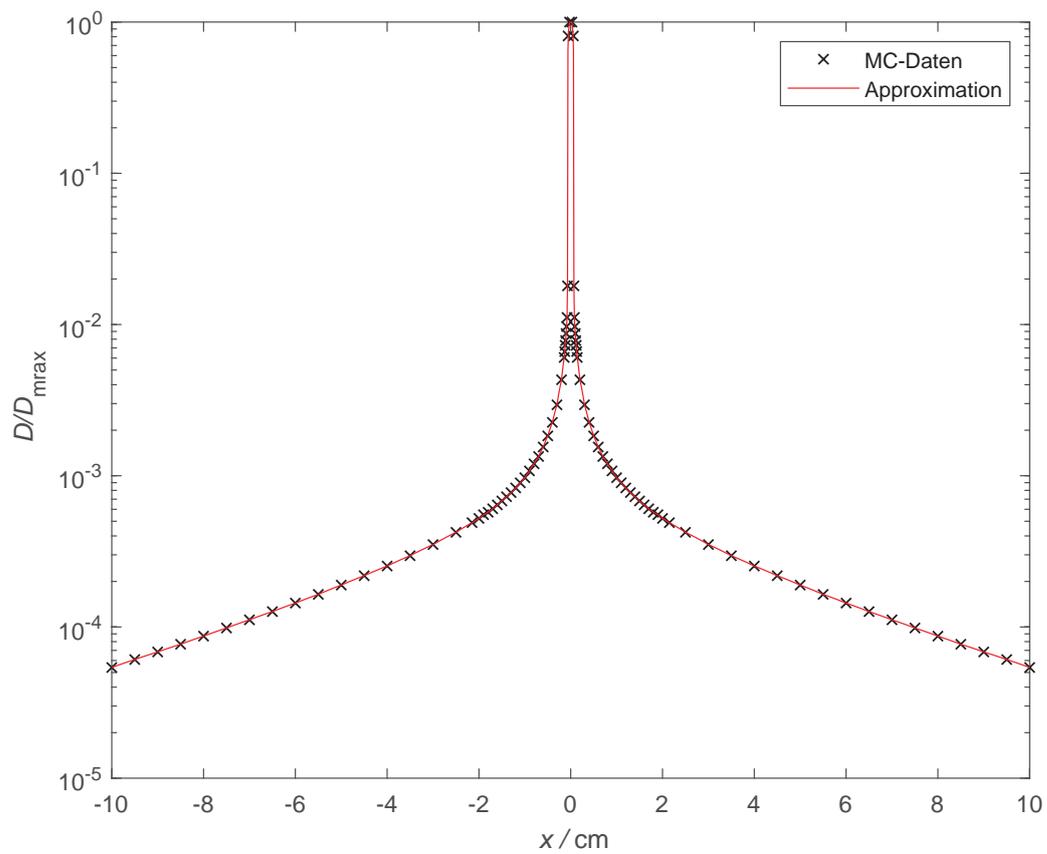


Abbildung 3.8: Dosisdepositionskernel in Zylinderkoordinaten (rz-Kern) für das Röntgenbremsspektrum eines Siemens Somatom Definition 64 bei 120 kV Röhrensorgung

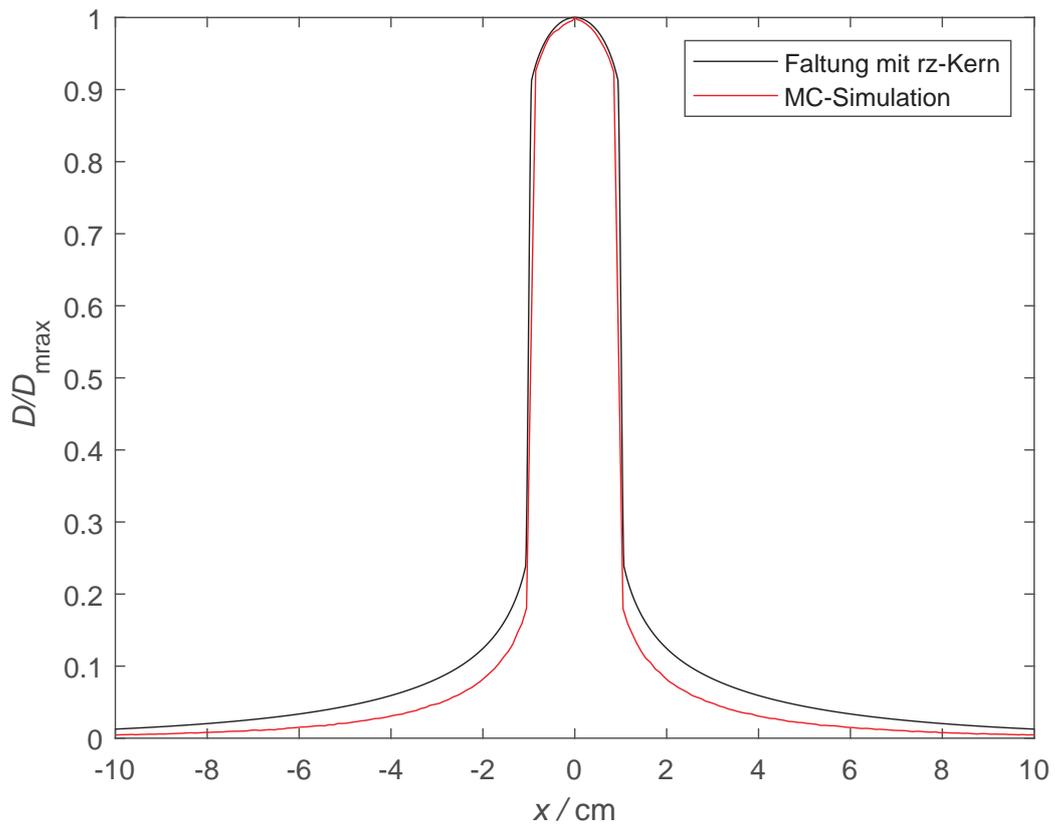


Abbildung 3.9: Vergleich von Monte-Carlo-simulierter Dosisverteilung und mittels Dosisdepositions-kern berechneter Dosisverteilung von Röntgenstrahlung eines Siemens Somatom Sensation 64 bei 120 kV Röhrenspannung in 1 cm Wassertiefe für ein $2\text{ cm} \times 2\text{ cm}$ großes Strahlenfeld

Der Vergleich zeigt eine gute Übereinstimmung des Berechnungsalgorithmus mit Dosisdepositionskern und der direkten Monte-Carlo-Simulation bei Nutzung von Zylinderkoordinaten und anschließendem Wechsel in karthesische Koordinaten und Faltung zur Berechnung des rechteckigen $2\text{ cm} \times 2\text{ cm}$ Feldes. Es bleiben aber im Bereich außerhalb des direkten Strahlenfeldes noch Differenzen im Vergleich zur Monte-Carlo-Simulation, die beispielsweise durch Einführung eines Korrektions-terms für den Streustrahlenbereich verringert werden könnten.

3.5 Zusammenfassung

Die Monte-Carlo-Software EGSnrc wurde für die Simulation von Röntgenphotonen im Energiebereich von 80 kV bis 120 kV konfiguriert. Die Validierung der Simulationsergebnisse erfolgte durch Vergleich mit Messungen der Halbwertsschichtdicke und Tiefendosiskurve einer klinisch eingesetzten Röntgenröhre.

Anschließend konnte in einem ersten Schritt für monoenergetische Photonenstrahlung ein Modell für einen Dosisdepositionskern parametrisiert werden. Mit diesem Modell wurde anschließend ein Dosisberechnungsalgorithmus basierend auf einer Faltung des Dosisdepositionskerns und der einfallenden Photonenfluenz in guter Übereinstimmung mit der direkten Monte-Carlo-Simulation der Dosisverteilung dieser Photonenfluenz implementiert.

In einem zweiten Schritt wurde die Ermittlung des Dosisdepositionskerns in einem an die Symmetrie der Geometrie angepassten Koordinatensystem durchgeführt. Ebenso konnte für die Röntgenquelle das Energiespektrum eines klinischen Computertomographen genutzt werden, um spezifische Dosisdepositionskerne für diesen Computertomographen zu parametrisieren. Der Vergleich der Dosisberechnung mit diesem Dosisdepositionskern und der direkten Monte-Carlo-Simulation zeigte im Primärstrahl eine sehr gute Übereinstimmung und außerhalb des Primärstrahls kleine Differenzen.

Es konnte gezeigt werden, dass eine Dosisberechnung für Computertomographen mit Hilfe von Dosisdepositionskernen von Nadelstrahlen in Anlehnung an etablierte Algorithmen aus dem Bereich der Strahlentherapie möglich ist. Die Berechnung eines $2\text{ cm} \times 2\text{ cm}$ Feldes kann somit je nach eingesetzter Rechentechnik und geforderter Genauigkeit innerhalb von etwa 1 min erfolgen. Dieser Berechnungsalgorithmus

kann dann im Rahmen einer Dosisberechnungssoftware eines Planungssystems zur Bestrahlungsplanung in der Strahlentherapie genutzt werden, um die individuelle Dosisverteilung von Computertomographien für Patienten zu berechnen. Zusammen mit einer automatischen Segmentierung ist dann eine automatische Berechnung von Organdosen und ebenso der effektiven Dosis für individuelle Untersuchungen möglich.

4 Mehrzweckphantom für die Dosimetrie an CT-Scannern

4.1 Zielstellung

Für die Dosimetrie an Computertomographen wird üblicherweise der “computed tomography dose index” (CTDI) genutzt. Dieser wird mit Hilfe einer bleistiftförmigen Ionisationskammer von 10 cm Länge in einem standardisierten Acryl-Phantom (Abb. 4.1) gemessen. In diesem Abschnitt wird ein neues Multi-Detektor-Phantom für die CT-Dosimetrie vorgestellt, welches bestehende Probleme der CTDI-Methode löst. Gleichzeitig erlaubt es den Einsatz von verschiedenen Detektoren und Detektortypen wie Ionisationskammern, Festkörperdetektoren und radiochromen Filmen. Je nach Aufgabenstellung kann somit der passendste (vgl. Kapitel 5) Detektor ausgewählt werden.

Eines dieser Probleme stellt die Länge des Standard-Phantoms von lediglich 15 cm dar. Für die dosimetrische Charakterisierung von Kopfuntersuchungen ist dies ausreichend, wohingegen der menschliche Torso mehr als doppelt so lang ist. Dies führt



Abbildung 4.1: Standard CTDI-Phantom und Standard CTDI-Ionisationskammer [30]

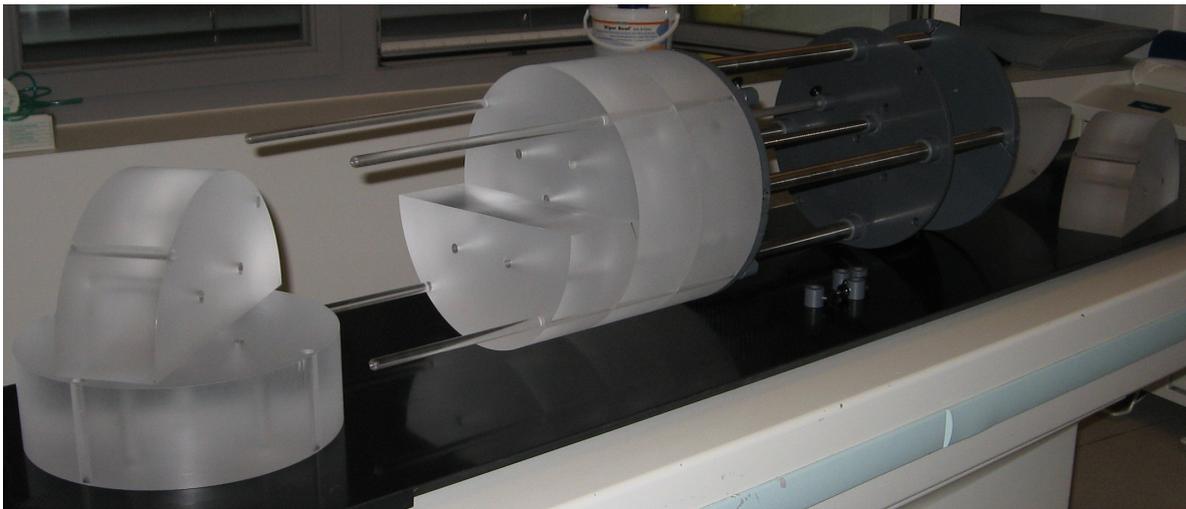


Abbildung 4.2: Entwickeltes Mehrzweckphantom mit Halbschalen für den Einsatz von radiochromen Filmen als Detektor

zu einer Unterschätzung der Dosis durch Streustrahlung. Außerdem ist die Integrationslänge der CTDI-Ionisationskammer mit 10 cm zu kurz für große Strahlbreiten, die in der neuen Generation von 256-Schicht-CT Scannern auftreten. Bei diesen Geräten beträgt die Gesamtkollimation bereits 8 cm, sodass auf beiden Seiten des Fächerstrahls nur 1 cm Streustrahlung berücksichtigt wird. Auch dies führt zu einer systematischen Unterschätzung der tatsächlich auftretenden Dosis [31].

Weiterhin ist die Abschätzung von Organdosen, wie zum Beispiel Haut- oder Uterusdosis, mit der CTDI-Methode nur bedingt möglich. Durch die Möglichkeit, Detektoren wie beispielsweise kleinvolumige Ionisationskammern zu verwenden, können somit auch Energiedosen für einzelne Punkte bestimmt werden, die dann zur Abschätzung für Organdosen herangezogen werden können.

4.2 Aufbau

Das neu entwickelte Phantom (Abb. 4.2) besteht aus mehreren, jeweils 10 cm dicken Polymethylmethacrylat-Scheiben (PMMA). Der Durchmesser beträgt analog zum Standard-CTDI-Körperphantom 32 cm. Durch den schichtweisen Aufbau ist es möglich, das Phantom in der Länge bis zu einer Gesamtlänge von 50 cm zu variieren. Somit ist auch ein Einsatz bei großen Gesamtkollimationen, wie bei 256-Schicht CT-Geräten, möglich. Die einzelnen Schichten des Phantoms werden durch Stäbe,

die ebenfalls aus PMMA bestehen, und Muffen zusammengepresst. Lediglich die Schraube zur Fixierung der Muffen besteht aus Stahl, sodass das Strahlenfeld weitestgehend ungestört bleibt [32].

Die Kanäle der Verbindungsstäbe dienen gleichzeitig als Messorte für die verschiedenen Detektoren. Außerdem sind durch zusätzliche Bohrungen durch sämtliche Scheiben weitere Messkanäle vorgesehen. In dieser ersten Version des Phantoms sind Messungen in 10 mm, 70 mm sowie 160 mm möglich, um Vergleiche zum Standard-CTDI Kopf- bzw. Körperphantom ziehen zu können. Alle ungenutzten Bohrungen können mittels passender Stopfen verschlossen werden und erhöhen so die Stabilität des Phantoms weiter [32].

Mittels spezieller Adapter können verschiedene Detektoren wie z.B. Ionisationskammern oder Dosimetrie-Dioden verwendet werden. Mit Bleistiftkammern wie der PTW 16018 sind integrale CTDI- bzw. $CTDI_{Vol}$ -Messungen möglich. Werden hingegen kleinvolumige Ionisationskammern, z.B. PTW 31006, PTW 31010, PTW 31013, oder Dioden für die Dosimetrie benutzt, kann zusätzlich dazu das Profil des CT-Fächerstrahls gemessen werden [31, 32].

Ein weiterer Anwendungsbereich ist das Bestimmen von Organdosen, wie z.B. der Uterusdosis, durch Messung der Energiedosis an einem repräsentativen Ort im Phantom bei vorgegebenen Scanparametern. Die Verwendung von Dosimetriefilmen, wie z.B. Gafchromic XR-QA2, ist durch Halbscheiben im Phantom möglich. Werden 2 Schichten durch Halbscheiben realisiert, ergibt sich eine Fläche von $32\text{ cm} \times 20\text{ cm}$ [32].

Zusätzlich zum 32 cm Körperphantom wurden ebenfalls 5 Scheiben mit 16 cm Durchmesser als Äquivalent zum Kopfphantom entwickelt. Bei diesen Scheiben wurde an der Peripherie eine Falzung vorgesehen, sodass durchgängige Luftspalte zwischen den einzelnen Scheiben, die Profilmessungen beeinträchtigen können, ausgeschlossen werden.

Um die Arbeit mit dem Phantom zu erleichtern wurde, eine Schrittmotorsteuerung zur Positionierung der Detektoren im Phantom vorgesehen. Der Schrittmotor befindet sich dabei an einer Haltevorrichtung in etwa 50 cm Abstand zum Phantomende und verschiebt dabei über ein Stangensystem aus PMMA den Detektor. Die Stromversorgung und Motorsteuerung befindet sich in einem separaten Gehäuse, welches am Tischende positioniert werden kann und somit das zu messende Strahlenfeld

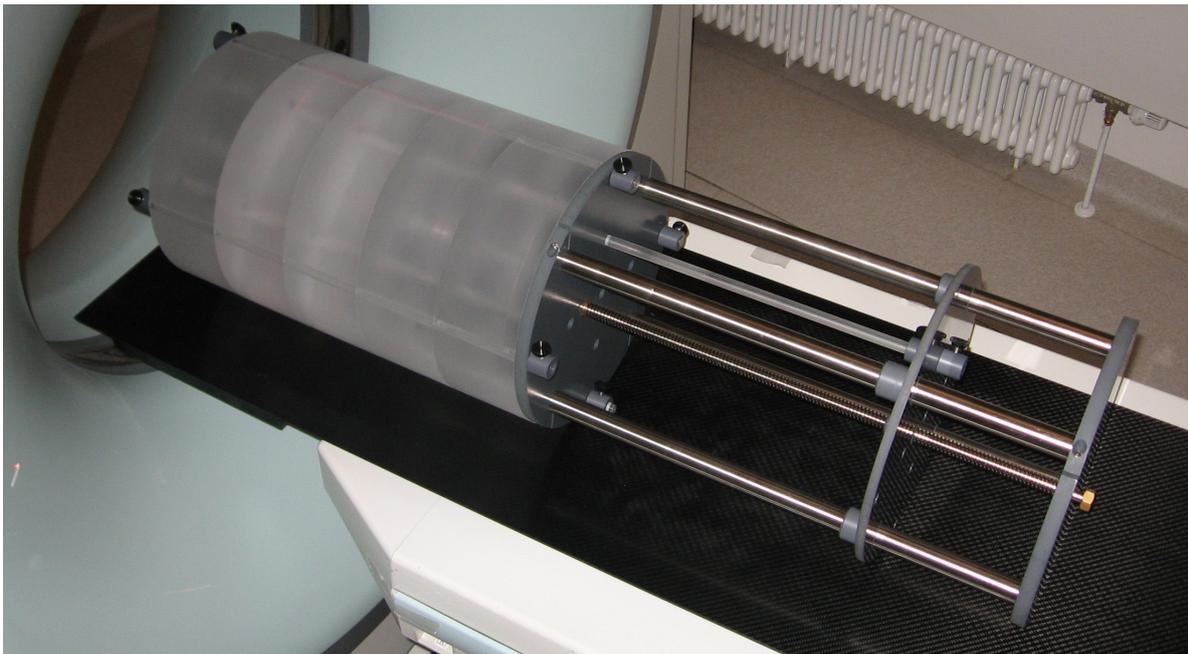


Abbildung 4.3: Entwickeltes Mehrzweckphantom in 50 cm Länge

nicht beeinflusst. Dadurch lässt sich während einer Profilmessung die Dosimetriediode oder Ionisationskammer verschieben, ohne den Untersuchungsraum zu betreten und so der Messvorgang wesentlich beschleunigen.

4.3 Anwendung und Einsatzgebiete

Aufgrund der Modularität des Phantoms können verschiedenste Messungen mit dem Phantom durchgeführt werden. Hierfür werden die benötigten Scheiben auf dem Untersuchungstisch des Computertomographen platziert und mit der Grundplatte der Verschiebemechanik mittels Rundstäben aus PMMA und Muffen zur Fixierung verbunden. Anschließend kann das gesamte Phantom mit Hilfe der Lasermarkierungen des Computertomographen parallel zur Tischachse ausgerichtet werden und die Tischhöhe so eingestellt werden, dass die Bohrung im Zentrum des Phantoms auf Höhe des Isozentrums liegt (Abbildung 4.3).

Falls notwendig, zum Beispiel bei Nutzung einer planen Tischplatte, kann das Phantom zusätzlich an der Verschiebemechanik gegen Wegrollen gesichert werden. Anschließend erfolgt der Anschluss des Schrittmotors an die Steuerelektronik und diese wird mit der Stromversorgung und dem Steuerrechner über eine USB-Schnittstelle

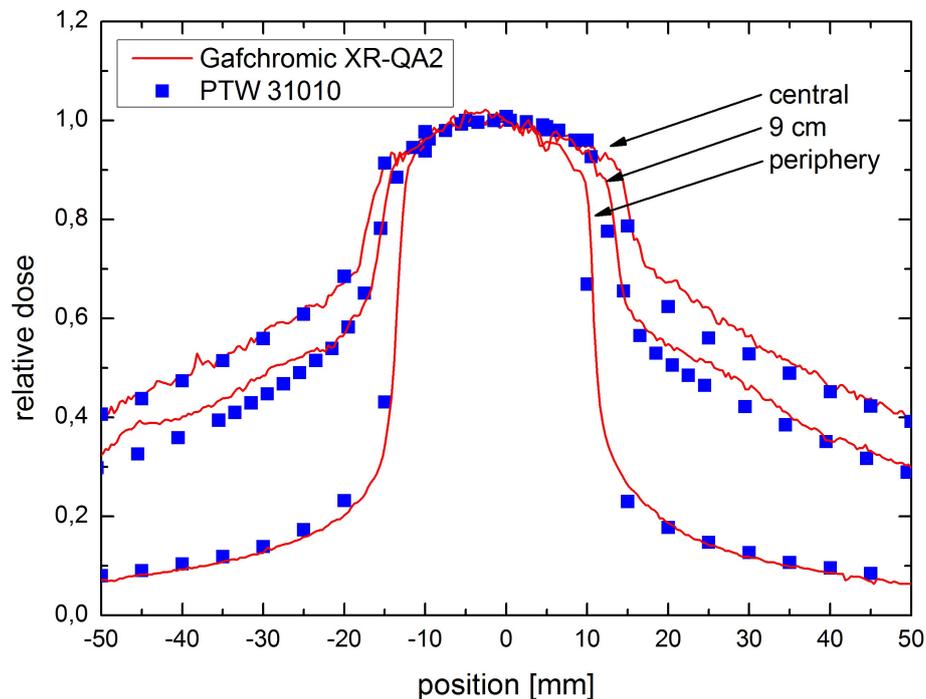


Abbildung 4.4: Dosisprofile gemessen mit dem Mehrzweckphantom und verschiedenen Detektoren an einem Siemens Somatom Sensation 64 CT entlang der Tischachse und in verschiedenen Tiefen bei 120 kV und 28,8 mm Gesamtkollimation (aus [33])

verbunden. Zu Beginn sollte nun eine Testfahrt des Motors an beide Endscharter erfolgen, um eine absolute Positionierung der Detektoren zu ermöglichen.

Hierfür wird die Position des Führungsstabes, der den Detektor positioniert bezüglich Vorder- oder Hinterkante des Phantoms gemessen und ein zusätzlicher Offset, abhängig vom konkreten Detektor und dessen Adapter, berücksichtigt. Nun kann der zu verwendende Detektor in seinem Adapter in die gewünschte Bohrung vom vorderen Ende her eingeschoben werden und das Phantom ist messbereit.

Bei Verwendung der Halbschalen für radiochromen Film kann dieser zwischen die Halbschalen gelegt werden und wird durch die Halbschalen selbst in Position gehalten. Auch hier erfolgt die Absolutpositionierung relativ zu Vorder- oder Hinterkante des Phantoms.

In Abbildung 4.4 ist exemplarisch eine Messung des Dosisprofils entlang der Tischachse als Vergleich zwischen einer kleinvolumigen Ionisationskammer und radiochromen Film dargestellt. Das entwickelte Mehrzweckphantom eignet sich somit für folgende Anwendungsgebiete:

- Dosisprofilmessungen
- Punktdosismessungen
- Eintrittsdosismessungen mit radiochromem Film um das Phantom herum
- Messung von Tiefendosiskurven mit radiochromem Film

In diesem Sinne wurde das Phantom für die Messungen in den Kapiteln 5.3 und 7.2 genutzt – zusätzlich ist auch die Ermittlung der Bildqualität durch Einsatz von speziellen Scheiben denkbar.

5 Detektoren und deren Eignung für die Dosimetrie an Computertomographen

5.1 Zielstellung

Zur individuellen Berechnung von Patientendosen durch Computertomographie-Untersuchungen mit Hilfe des in Kapitel 3 vorgestellten Berechnungsalgorithmus sind zusätzlich zur Ermittlung der Dosisdepositionskerne durch Monte-Carlo-Simulationen weitere Basisdaten erforderlich. Diese Monte-Carlo-Simulationen müssen durch Messungen validiert werden und auch die Basisdaten wie beispielsweise Dosisprofile oder Tiefendosisverläufe müssen messtechnisch erfasst werden.

Zu diesem Zweck wurde im Kapitel 4 ein Messphantom vorgestellt, das mit verschiedenen Detektoren genutzt werden kann. In diesem Kapitel sollen verschiedene Detektoren auf ihre Eignung zur Dosimetrie an Computertomographen untersucht und verglichen werden. Der Inhalt von Kapitel 5.2 wurde im Rahmen eines Fachartikels [34] veröffentlicht.

5.2 Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens

5.2.1 Einleitung

Die routinemäßige Dosimetrie an Computertomographen beschränkt sich in den meisten Fällen auf die Messung des sogenannten „computed tomography do-

se index“ (CTDI) und die Nutzung von verschiedenen Konversionsfaktoren [14, 35, 36, 37]. Diese Konversionsfaktoren werden üblicherweise durch Monte-Carlo-Simulationen ermittelt, welche selbst wiederum durch CTDI-Messungen kalibriert werden.

Gemäß internationalen [38, 39] und nationalen [40, 41] Normen ist der CTDI_{100} (vgl. Kapitel 2.3.1) definiert durch den Ausdruck:

$$\text{CTDI}_{100} = \frac{1}{nT} \int_{-50\text{ mm}}^{50\text{ mm}} D(z) dz \quad (5.1)$$

Hierbei stellt nT die nominale Gesamtkollimation und $D(z)$ das axiale Dosisprofil dar. Der CTDI_{100} dient als primäre Größe zur Beschreibung der Dosis an Computertomographen [11, 38, 39, 40, 41] und wird in einem PMMA-Phantom von 16 cm (Kopf-Hals-Phantom) bzw. 32 cm (Körperphantom) Durchmesser und 15 cm Länge mit einer Ionisationskammer von 10 cm Länge gemessen.

Bei aktuellen Computertomographen mit 256 Detektorzeilen wird diese Integrationslänge bereits ohne Berücksichtigung der Streuteile überschritten [42, 43]. Zusätzlich übersteigt die Länge des Torsos eines Erwachsenen die Länge des Körperfaktors um mehr als das zweifache. Somit werden Dosisanteile, die durch Streuung innerhalb des Patienten begründet sind, durch dieses Konzept nicht berücksichtigt [2].

Neben der Verbreiterung des Fächerstrahls werden auch die in der klinischen Routine eingesetzten Scanprotokolle immer komplexer. Die standardmäßig eingesetzte Röhrenstrommodulation („tube current modulation“ TCM) wird genutzt, um eine gleichbleibende Bildqualität in CT-Scans von Körperregionen mit starken Schwankungen im Patientenquerschnitt zu erreichen, oder um spezielle, strahlensensitive Organe zu schonen. Dabei wird der Röhrenstrom der Röntgenröhre für bestimmte Abschnitte der Röhrenrotation reduziert. Diese neuen Möglichkeiten der Röntgentechnik erschweren die Interpretation des zugehörigen CTDI [44].

Weitere Herausforderungen an die Dosimetrie werden durch Unterschiede in den eingesetzten Scantechniken, wie beispielsweise der longitudinalen und angulären Röhrenstrommodulation sowie variablen Tischvorschüben und dynamischen Strahlkollimationen („rolling collimator“), gestellt. Desweiteren ist der Transfer des CTDI-Konzepts problematisch für CT-Untersuchungen ohne Tischvorschub wie bei

Perfusionsuntersuchungen oder generell bei sogenannten „Cone-Beam-CTs“. Daher wurden neue noch nicht standardisierte Messverfahren für CTDI- und CT-Dosisprofilmessungen mit kleinvolumigen Ionisationskammern anstelle der standardisierten CTDI-Ionisationskammern in längeren Dosimetriephantomen eingeführt [31, 32, 33, 43, 45].

Ionisationskammern für die konventionelle Radiographie, ausgelegt um Einfallsdosen zu messen, sind typischerweise flache Parallelplattenkammern mit relativ großen empfindlichen Volumina. Für die Dosimetrie in CT-Strahlenfeldern werden hingegen achsensymmetrische Sonden benötigt. Insbesondere für Dosisprofilmessungen sollten diese auch ein möglichst kleines empfindliches Volumen besitzen. Zusätzliche Parameter, die für die Modellierung von Röntgenstrahlenfeldern in Monte-Carlo-Simulationen benötigt werden, wie beispielsweise geometrische Effizienz, können nur ausschließlich mit kleinvolumigen Detektoren bestimmt werden [38].

Bestehende Studien haben verschiedene Ionisationskammern, die für die Dosimetrie von Photonenfeldern an Linearbeschleunigern entwickelt wurden, auf ihre Eignung für die Röntgentherapie untersucht [22, 27, 46]. Dabei wurde eine generelle Eignung dieser Detektoren für die Dosimetrie im kV-Energiebereich unter Berücksichtigung von detektorspezifischen Korrekturfaktoren für die spektrale Zusammensetzung des Strahlenfeldes festgestellt. Snow u.a. [47] konnten die Eignung von kleinvolumigen Detektoren aus möglichst gewebeäquivalentem Material mit niedriger Ordnungszahl Z durch Vergleich der Messeffekte von Mikro-Ionisationskammern in schwach gefilterten Photonenfeldern von 20-250 kVp mit Co-60-Strahlung zeigen. Scandurra und Lawford [48] nutzten eine Diodenzeile für Dosisprofilmessungen an einem kV-Cone-Beam-CT von einem Linearbeschleuniger.

Im Rahmen dieses Abschnitts wird die Eignung von Dosimetern, die für gewöhnlich in Strahlentherapie-Einrichtungen für die Dosimetrie in MV-Photonenfeldern von Linearbeschleunigern vorhanden sind, in Strahlenfeldern von Computertomographen für die radiologische Diagnostik systematisch untersucht. Zusätzlich ergänzen die Ergebnisse die bestehenden Strahlenqualitätskorrekturfaktoren für verschiedene Detektoren für den Energiebereich von 125 kVp bis hinunter zu 50 kVp und Strahlfilterungen, die typischerweise in modernen CT-Scannern eingesetzt werden.

5.2.2 Material und Methoden

Röntgenstrahlenfelder

Zur Bestrahlung der einzelnen Detektoren wurde an einem Oldelft Simulix MC Röntgendurchleuchtungsgerät (Oldelft Benelux, Veenendaal, Niederlande) mit einem Hofmann Selector MD HV Generator (Hofmann GmbH, Hamburg) und Varian G297 Röntgenröhre in einem Varian DO10 Röhrenschutzgehäuse (Varian Medical Systems, Palo Alto, USA) genutzt. Die Röntgenröhre dieses Geräts befindet sich an einer Gantry mit Kollimator in einem Fokus-Isozentrum-Abstand von 100 cm. Dies ermöglicht die Einstellung von Fokus-Oberflächen-Abstand, Feldgröße und -form. Die Eigenfilterung der gesamten Röntgeneinheit beträgt 3,3 mm Al. In einem Einschub am Kollimatorkasten, 30 cm unter dem Röhrenfokus, können Zusatzfilter platziert werden. Der Hochspannungsgenerator der Anlage erlaubt Hochspannungen von 40 kVp bis zu 125 kVp.

Um die Eigenschaften der verschiedenen Detektoren in CT-Strahlenfeldern zu untersuchen, wurden Strahlenqualitäten ähnlich denen in CT-Geräten verwendet. Dazu wurde die Gesamtfilterung angepasst an Angaben der Siemens AG, Erlangen, für die Gesamtfilterung eines Siemens Somatom Sensation 64 Computertomographen mit einem Mittelwert für den bow-tie-Filter. Tabelle 5.1 stellt die ausgewählten Strahlenqualitäten und die vom Hersteller angegebenen Strahlenqualitäten aus der Begleitdokumentation des CT-Scanners gegenüber. Die Strahlenqualitäten aus der Begleitdokumentation sind jedoch angegeben für die minimale Dicke des bow-tie-Filters [49]. Die Halbwertsschichtdicke (HVL) wurde mit einer PTW T60004 Dosimetriediode für kV-Dosimetrie bestimmt, indem zusätzliche Absorberfolien aus Aluminium in Schritten von 0,1 mm in den Filtereinschub des Kollimatorkastens eingesetzt wurden, bis das Messsignal auf die Hälfte seines initialen Werts abgefallen war.

Das Strahlenfeld eines Computertomographen besteht typischerweise aus einem rotierenden, kollimierten Fächerstrahl, der bezogen auf Patient oder Phantom, sich entlang der cranio-caudalen Achse um die Scanlänge bewegt. Dies ergibt ein rechteckiges, rotierendes Strahlenfeld. Um Einflüsse durch Unterschiede im winkelbezogenen Ansprechvermögen der einzelnen Detektoren zu verhindern, wurde ein stationäres Strahlenfeld mit 20 cm × 20 cm in einem Fokus-Abstand von 100 cm genutzt. Der vom Hersteller angegebene Referenzpunkt der Detektoren wurde in dieser Ebene

Tabelle 5.1: Auflistung der verwendeten Strahlenqualitäten. Für jede Strahlenqualität ist die Röhrenspannung, die gemessene Halbwertsschichtdicke (HVL) in Al und der zugehörige Strahlenqualitätskorrektionsfaktor k_Q für die PTW T60004 Diode, die als Referenz für die Kreuzkalibrierung genutzt wurde, angegeben. Die zugehörige Klassifizierung entsprechend IEC 61267 ist angegeben, wenn passend.

IEC 61267	Röhrenspannung/kVp	HVL(Al)/mm	k_Q
RQA 3	50	3,8	1,020
RQA 5	70	6,8	1,000
	80	7,1	0,996
	100	8,5	0,979
	120	10,4	0,975
RQA 9	125	11,6	0,980

platziert. Da die Dosisverteilung des Durchleuchtungsgeräts nicht exakt gleichförmig ist, wurde ein spezifischer Bereich im oberen rechten Quadranten, zentriert um $x = 5$ cm und $y = 5$ cm, mit möglichst homogener Dosisverteilung mit dem PTW 2D-Array (PTW Freiburg GmbH, Freiburg) (Abb. 5.1) identifiziert. Die Detektoren wurden mit ihren Referenzpunkten im Zentrum dieses Bereichs platziert um den Einfluss der volumenbezogenen, gewichteten Dosismittelung zu minimieren.

Detektoren

Untersucht wurden drei Si-Dioden, eine bleistiftförmige CTDI-Kammer, fünf Fingerhutkammern, sechs kleinvolumige „Stecknadel“-kammern und drei Parallelplattenkammern (inklusive einem 2D-Array). Die Eigenschaften aller untersuchten Detektoren, basierend auf Herstellerangaben [50, 51], sind am Ende des Kapitels 5.2 in Tabelle 5.2 zusammengestellt. Alle untersuchten Detektoren besitzen rotationsymmetrische Designs. Dies ist für die Anwendung in der CT-Dosimetrie aufgrund der rotierenden Röntgenröhre entscheidend. Die Parallelplattenkammern wurden als Vergleich zur Literatur [22, 27] aufgenommen.

Ein weiterer Grund, diese Detektoren auszuwählen, ist ihre grundsätzliche Eignung entsprechend DIN 6809-4 und DIN 6809-5. In diesen Normen wird empfohlen, dass das empfindliche Volumen von Parallelplattenkammern oder Kompaktkammern,

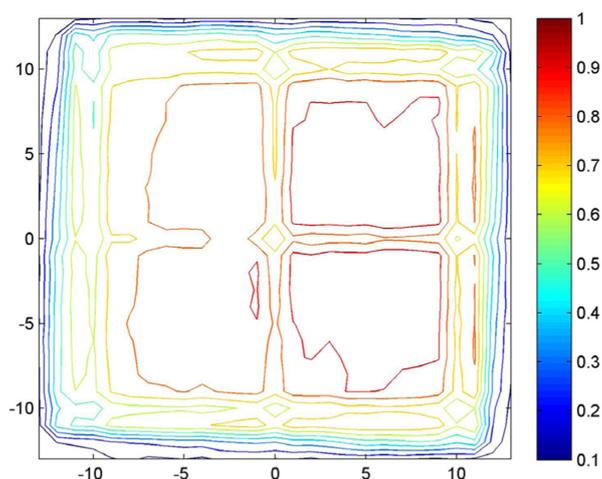


Abbildung 5.1: Normierte Dosisverteilung des Oldelft Simulix MC, gemessen mit dem PTW 2D-Array seven29 bei 120 kVp, 800 mA s und einer Feldgröße von 20 cm \times 20 cm. Gut erkennbar sind Draht-Fadenkreuz und die Feldbegrenzungsdrähte des Kollimatorkastens. Im oberen rechten Quadranten des Strahlenfeldes wurde das Gebiet um den Punkt (5 cm/5 cm) aufgrund der Homogenität als Messort für die weiteren Messungen ausgewählt.

wenn sie für die Dosimetrie von Röntgenstrahlung in diesem Energiebereich eingesetzt werden sollen, 1 cm³ nicht überschreiten soll. Für CTDI-Messungen werden nur bleistiftförmige Ionisationskammern empfohlen [52, 29]. Parallelplattenkammern sind im Allgemeinen nicht geeignet für rotierende Strahlenfelder. Spezielle Messaufgaben, wie beispielsweise die Messung von Tiefendosiskurven oder die Dosimetrie der Übersichtsaufnahmen zu Beginn einer CT-Untersuchung, werden allerdings mit stationärer Röntgenröhre durchgeführt, sodass diese Detektortypen dennoch eingesetzt werden können. Allgemeine physikalische Eigenschaften des 2D-Array „seven29“ wurden durch Poppe u.a. [53, 54, 55] beschrieben.

Die Dosimetriediode PTW 60004 wurde an einem PTW DIADOS Elektrometer betrieben, welches bei der Kalibrierung beim Hersteller bereits in dieser Kombination eingesetzt wurde [56]. Alle anderen Detektoren wurden zusammen mit einem PTW Unidos Elektrometer eingesetzt, wobei keine weiteren Detektor-spezifischen Korrekturfaktoren angewendet wurden.

Relatives Ansprechvermögen („relative detector response“ RDR)

Das relative Ansprechvermögen („relative detector response“ RDR) einer Ionisationskammer oder Dosimetriediode wurde mit Hilfe der Methode, die bereits Hill u.a. [22] sowie Li u.a. [27] verwendet haben, ermittelt. Das relative Ansprechvermögen eines speziellen Detektors $RDR(E)_x$ bei der Strahlenqualität E wurde bestimmt durch:

$$RDR(E)_x = P_Q(E)_{Ref} \cdot \frac{M(E)_{Ref}}{M(E)_x}, \quad (5.2)$$

wobei $P_Q(E)_{Ref}$ den Luftkerma Korrektionsfaktor für die Strahlenqualität (vgl. Tabelle 5.1) der PTW 60004 Referenzdiode darstellt. Dieser wurde vom Hersteller für diverse Strahlenqualitäten im Kalibrierschein angegeben. Bei Abweichungen der gemessenen Strahlenqualität von den aufgeführten Strahlenqualitäten wurde $P_Q(E)_{Ref}$ durch lineare Interpolation der beiden nächsten gegebenen Strahlenqualitäten ermittelt. $M(E)_{Ref}$ ist der abgelesene Messwert des Elektrometers der PTW 60004 Referenzdiode und $M(E)_x$ ist der abgelesene Messwert des Elektrometers der jeweils untersuchten Ionisationskammer oder Diode. Da alle Messwerte auf den Messwert bei 70 kVp normiert und in enger zeitlicher Abfolge zu diesen Normierungswerten erhoben wurden, wurden keine weiteren Korrekturen, wie beispielsweise Druck- und Temperaturkorrekturen, angewandt, sondern entsprechende Einflussgrößen nur beobachtet. Diese Röhrenspannung wurde für die Normierung gewählt, da die PTW 60004 Referenzdiode bei dieser Strahlenqualität kalibriert wurde und ein Korrektionsfaktor für davon abweichende Strahlenqualitäten angewendet werden muss. Die Abweichung des Ansprechvermögens im untersuchten Energiebereich dieser Diode ist kleiner als 2,5 % (Tabelle 5.1).

Das relative Ansprechvermögen frei in Luft wurde für alle Detektoren aus Tabelle 5.2 außer dem 2D-Array ermittelt. Für diesen Detektor konnten keine Messungen frei in Luft aufgrund des nicht fest verbundenen Detektorgehäuses (wasseräquivalente Dicke des Eintrittsfensters von 5,9 mm) durchgeführt werden. Auf gleiche Weise wurde das relative Ansprechvermögen in 2 cm Wassertiefe in einem Wasserphantom für alle wasserdichten Detektoren ermittelt. Da die PTW 60004 Referenzdiode und das 2D-Array nicht wasserdicht sind, wurden die Messungen mit diesen Detektoren in einem wasseräquivalenten Festkörperphantom aus RW3 durchgeführt. RW3 und auch PMMA, welches gemäß DIN 6809-4 als Standard-Phantommaterial für Röntgenstrahlung bis zu 100 kVp eingesetzt wird, werden nicht empfohlen für

die Messung von Tiefendosiskurven. Relativmessungen in fester Tiefe sind jedoch möglich [52, 26].

Die Unsicherheiten eines mit dieser Untersuchung vergleichbaren Messaufbaus wurden von Hill u.a. [22] untersucht. Berücksichtigt wurden Unsicherheiten verbunden mit dem verwendeten Detektor, Phantommaterial, Bewegung des Phantoms, Dosisleistungsvariationen und Linearität der resultierenden Dosis bezogen auf das eingestellte Strom-Zeit-Produkt der Röntgenröhre, Stabilität von Temperatur und Druck [22]. Insgesamt wird die Unsicherheit mit 1,5 % angegeben. In dieser Untersuchung wurde jedoch zusätzlich eine Dosisflächenprodukt-Messkammer genutzt um das eingestellte Strom-Zeit-Produkt der Röntgenröhre zu kontrollieren. Hierbei wurden Abweichungen kleiner 0,2 % in der Dosisleistung und Linearität der Röntgenröhre beobachtet. Daher kann als größte Unsicherheitsquelle der RDR-Bestimmung der Kalibrierprozess und die verwendeten Korrekturfaktoren identifiziert werden. Diese betragen gemäß Herstellerangabe 5 %.

Um den Einfluss der verschiedenen Phantommaterialien zu ermitteln wurden Vergleichsmessungen mit der PTW 31010 und PTW 31013 Semiflex Kammern durchgeführt. Für diese Ionisationskammern wurde das relative Ansprechvermögen in Wasser und im Festkörperphantom ermittelt. Die Abweichung des RDR war kleiner 2,6 % für die PTW 31010 Semiflex Kammer und kleiner 2,3 % für die PTW 31013 Semiflex Kammer und somit innerhalb der abgeschätzten Gesamtunsicherheit dieser Messung.

5.2.3 Ergebnisse und Diskussion

In Abbildung 5.2 und 5.3 sind die relativen Ansprechvermögen der Fingerhutkammern und der CTDI-Kammer, berechnet gemäß Gleichung 5.2 und normiert auf den Wert bei 70 kVp, dargestellt. Die RDR der Parallelplattenkammern, Dioden und des 2D-Arrays sind in Abbildung 5.4 und 5.5 dargestellt. In Abbildung 5.6 und 5.7 sind schließlich die RDR frei in Luft und in Wasser für die kleinvolumigen Ionisationskammern abgebildet. Die Schwankungen des relativen Ansprechvermögens über den gesamten untersuchten Energiebereich sind in Tabelle 5.2 aufgeführt.

5.2 Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens

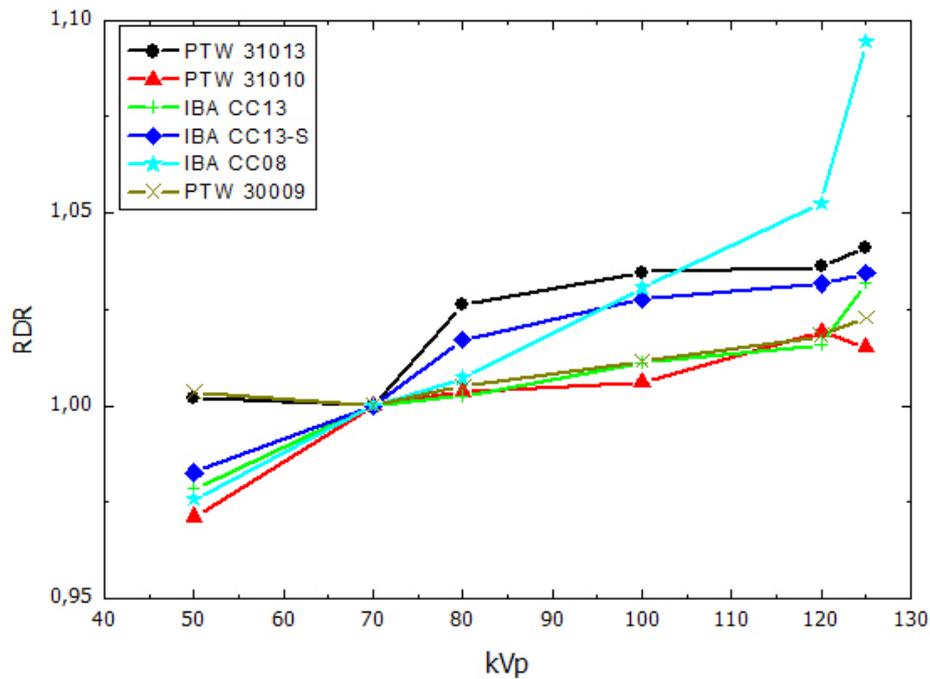


Abbildung 5.2: Relatives Ansprechvermögen (RDR) der untersuchten Fingerhutkammern und der CTDI-Kammer frei in Luft

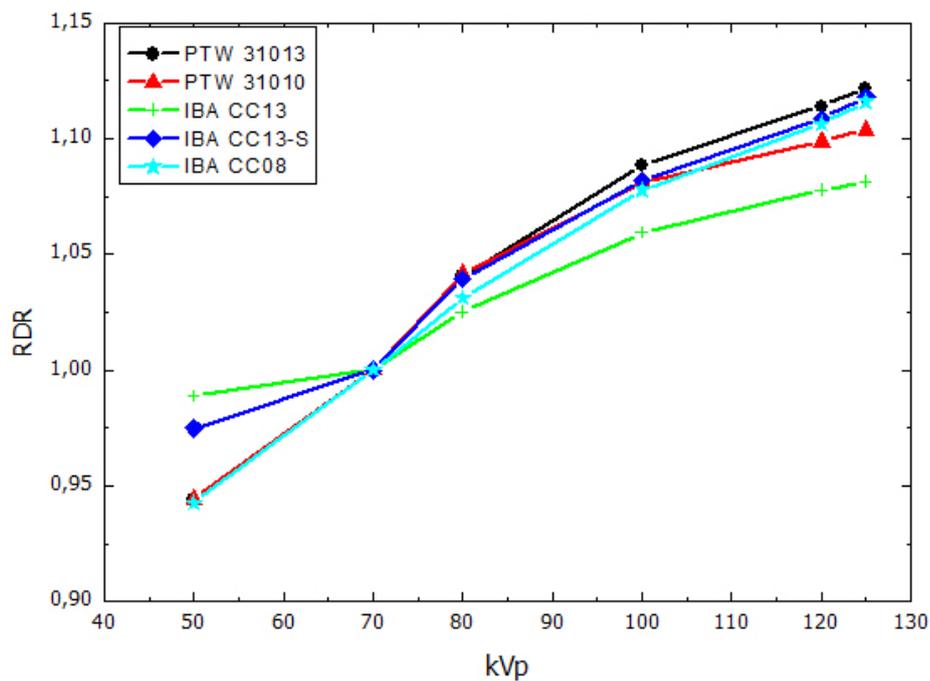


Abbildung 5.3: Relatives Ansprechvermögen (RDR) der untersuchten Fingerhutkammern und der CTDI-Kammer in 2 cm Wassertiefe

Fingerhut- und CTDI-Ionisationskammern

Für die Fingerhutkammern wurde ein sinkendes relatives Ansprechvermögen bei sinkender Photonenenergie, sowohl frei in Luft als auch in Wasser, gefunden (Abb. 5.2 und 5.3). Dieser Trend deutet auf ein Überansprechen des Detektorsignals bei niedrigen Photonenenergien, verglichen mit der PTW 60004 Referenzdiode, hin. Ein Grund hierfür kann die Verwendung von Materialien mit hoher Ordnungszahl, beispielsweise für die inneren Elektroden, sein. Dadurch erhöht sich der Wechselwirkungsquerschnitt für den Photoeffekt relativ zu dem von Wasser oder Luft. Die beobachtete Verstärkung dieses Effekts in Wasser kann in der Störung des Strahlungsfeldes durch die Ionisationskammer in seiner spektralen und Richtungszusammensetzung sowie durch den Übergang von Luftkerma in Luft zu Luftkerma in Wasser begründet sein.

Aufgrund ihres sehr ähnlichen Aufbaus zeigen die beiden Semiflex Kammern PTW 31010, PTW 31013 und die Compact Chambers IBA CC08, CC13 und CC13-S (IBA Dosimetry GmbH, Schwarzenbruck) ein ähnliches relatives Ansprechvermögen. Der Hauptunterschied dieser Kammern ist die Länge des empfindlichen Volumens und das Wandmaterial. Die Kammerwand der PTW Ionisationskammern besteht aus PMMA ($\bar{Z} = 5,85$; 78 mg cm^{-2}) und IBA nutzt C552 Kunststoff ($\bar{Z} = 7,11$; 70 mg cm^{-2}). Die PTW Kammern haben somit eine geringere mittlere Ordnungszahl aber höhere gesamte Wand-Flächendichte als die IBA Kammern. Die Ionisationskammern mit rund $0,1 \text{ cm}^3$ empfindlichem Volumen zeigten die geringsten Schwankungen im relativen Ansprechvermögen. Besonders die PTW 31010 Semiflex Kammer ($0,125 \text{ cm}^3$) und IBA CC13 sowie IBA CC13-S ($0,13 \text{ cm}^3$) Compact Chambers – alle mit nahezu dem gleichen empfindlichen Volumen – zeigten mit 2,9 %, 3,2 % und 3,4 % eine sehr ähnliche Schwankung des RDR frei in Luft. Dies deutet darauf hin, dass die Kombination von niedrigerem \bar{Z} und höherer Dichte im Falle der PTW Semiflex Kammern zu einer ähnlichen Photoeffekt-Häufigkeit für Kammern mit vergleichbarem Volumen führt. Die Ergebnisse der Semiflex Kammer PTW 31013 sind konsistent mit der Studie von Hill u.a., in der eine Schwankung von 11 % im Energiebereich bis 280 kVp [22] gefunden wurde.

Da die CTDI-Ionisationskammer PTW 30009 nicht wasserdicht ist und kein passender Adapter für das Festkörperphantom verfügbar ist, waren nur Messungen frei in Luft möglich. Ein direkter Vergleich zu den vom Hersteller gelieferten Korrekturfaktoren ist nicht möglich, da die Kammer in einer anderen Strahlenqualität

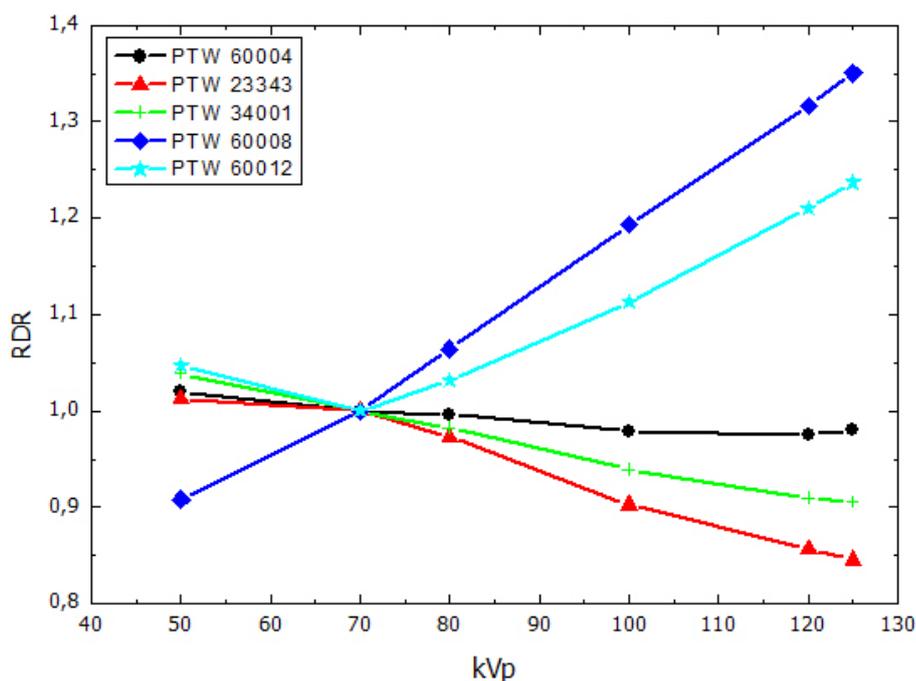


Abbildung 5.4: Relatives Ansprechvermögen (RDR) der untersuchten Parallelplattenkammern und Dioden frei in Luft

kalibriert wurde. Dennoch ist die ermittelte Schwankung des relativen Ansprechvermögens mit 2,3 % vergleichbar zur Herstellerangabe von 3 %.

Die größte Schwankung im RDR in dieser Detektorgruppe wurde für die Compact Chamber IBA CC08 ermittelt. Diese Ionisationskammer hatte mit $0,08 \text{ cm}^3$ das kleinste empfindliche Volumen in dieser Gruppe und zeigt bereits Eigenschaften ähnlich zu den kleinvolumigen Ionisationskammern.

Parallelplattenkammern und Dosimetriedioden

Für die PTW 23343 Markus-Kammer und PTW 34001 Roos-Kammer wurde in dieser Arbeit ein ansteigendes RDR frei in Luft mit einer maximalen Schwankung von 19 % bzw. 15,4 % (Abb. 5.4, Tab. 5.2) gefunden. Im Festkörperphantom waren die Schwankungen des RDR mit 3,4 % für die Markus-Kammer und 2,5 % für die Roos-Kammer recht klein. In der Literatur wurden hier voneinander abweichende Ergebnisse beschrieben. Hill u.a. berichteten für die Markus-Kammer ein schnell ansteigendes RDR mit sinkender Energie der einfallenden Röntgenphotonen von 280 kVp

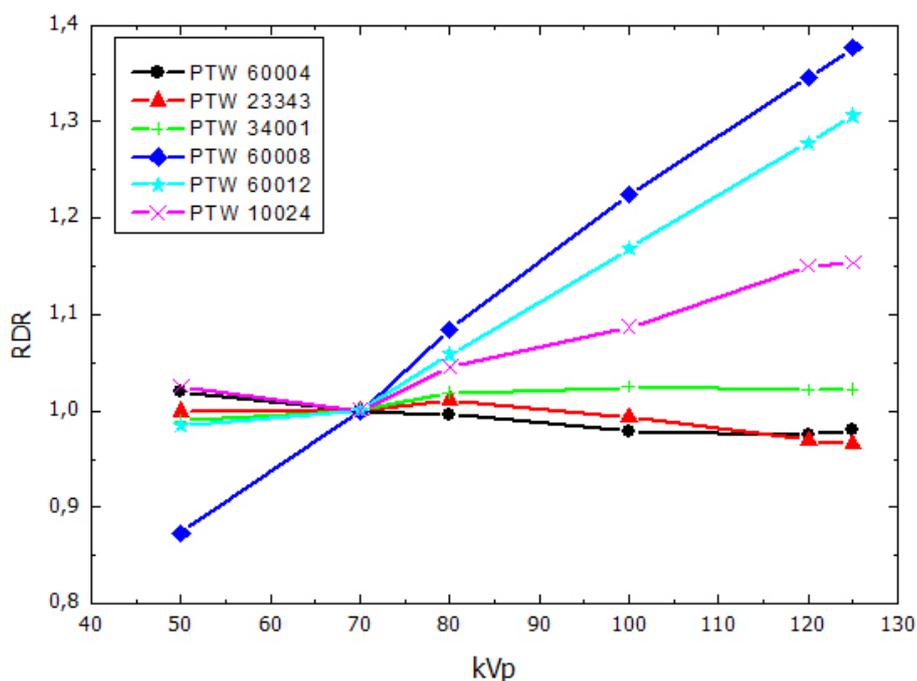


Abbildung 5.5: Relatives Ansprechvermögen (RDR) der untersuchten Parallelplattenkammern, 2D-Array und Dioden in 2 cm Wassertiefe

bis 50 kVp [22]. Li u.a. stellten hingegen ein sinkendes RDR im Energiebereich von 300 kVp bis 200 kVp, was durch Hill u.a. nicht bestätigt werden konnte. Von 200 kVp bis 50 kVp berichteten Li u.a. hingegen wieder ein ansteigendes RDR [27]. Ein direkter Vergleich dieser Ergebnisse ist allerdings schwierig, da verschiedene Versuchsbedingungen und Normierungen der berechneten RDR Werte verwendet wurden. Ein Grund für die beobachteten Abweichungen könnte die unterschiedliche effektive Ordnungszahl des Eintrittsfensters der Markus-Kammern sein. Hill u.a. nutzten eine Markus-Kammer mit Mylar (PET) Folie und in dieser Arbeit wurde eine Markus-Kammer mit PE Folie untersucht, womit eine geringere Schwankung des RDR erwartet wird, da die effektive Ordnungszahl von PE näher an Wasser oder Luft liegt, als die effektive Ordnungszahl von PET. Außerdem unterschieden sich die verwendeten Feldgrößen der Röntgenstrahlung (10 cm × 10 cm bei Li u.a., 6 cm Durchmesser bei Hill u.a. und 20 cm × 20 cm in dieser Arbeit) sowie die Fokus-Oberflächen-Abstände (50 cm bei Li u.a., 30 cm bei Hill u.a. und 100 cm in dieser Arbeit) und spektrale Zusammensetzung (z.B. HVL(Al) der 100 kVp Strahlung: 2,43 mm bei Li u.a., 3,9 mm bei Hill u.a. und 8,5 mm in dieser Arbeit).

Die Roos-Kammer wurde nur von Hill u.a. untersucht und ein ähnliches Verhalten wie bei der Markus-Kammer wurde gefunden. Dies konnte in dieser Arbeit bestätigt werden. Hill u.a. konnten auch bereits zeigen, dass die Messung der Tiefendosiskurve mit der Markus- und Roos-Kammer eine gute Genauigkeit erreicht [22]. Dies deutet darauf hin, dass die Strahlaufhärtung innerhalb des Phantoms nur zu geringen Änderungen im relativen Ansprechvermögen der untersuchten Detektoren führt.

Die beiden untersuchten Dosimetriedioden PTW 60008 und PTW 60012 zeigten eine stärkere Energieabhängigkeit frei in Luft und auch in Wasser im Vergleich zu den luftgefüllten Ionisationskammern. Ein Grund hierfür könnte die zusätzliche Schutz-Elektrode sein, die zur Optimierung der Konstruktion der Dioden für den eigentlichen Einsatzbereich im hochenergetischen MV-Bereich [57] eingesetzt wird. Die Rotationssymmetrie beider MV-Dioden ist eine vorteilhafte Eigenschaft für die Dosimetrie in der CT-Dosimetrie. Dennoch limitiert ihre Energieabhängigkeit ihren Einsatz auf Strahlenfelder, deren Energiespektrum gut bekannt ist oder nur geringe Abweichungen zur Kalibrierung aufweist.

Kleinvolumenionisationskammern

Verglichen mit den größeren Fingerhutkammern, zeigen die kleinvolumigen Ionisationskammern IBA CC01, CC04, PTW 31006, 31014, 31015, 31016 im Allgemeinen eine größere Schwankung des RDR. Dies wird verursacht durch den steigenden Anteil von Material mit hoher Ordnungszahl wie Al oder C in den Elektroden gegenüber dem kleineren Kammerluftvolumen. Dies erhöht den Anteil des Photoeffekts an der Energiedeposition. Desweiteren hat der generelle Kammeraufbau einen großen Einfluss aufgrund der begrenzten Größe der Ionisationskammer und auch ein gegenteiliger Effekt in der Energieabhängigkeit ist möglich.

Die größte Energieabhängigkeit in dieser Detektorgruppe wurde für die Pinpoint Kammer PTW 31006 (18,9 % Schwankung frei in Luft, 20,8 % in Wasser) und IBA CC01 (15,4 % frei in Luft, 18,4 % in Wasser) gefunden. Dies kann dem Einfluss der Stahl-Zentralelektrode dieser Ionisationskammern zugerechnet werden, welche das Strahlenfeld aufgrund des vergrößerten photoelektrischen Wechselwirkungsquerschnitts stört. Die Pinpoint Kammer PTW 31014, PTW 31016 und insbesondere die PTW31015 und IBA CC04, welche etwas größere empfindliche Volumina und eine Al-Zentralelektrode besitzen, enthalten relativ zur Kammergröße weniger Material

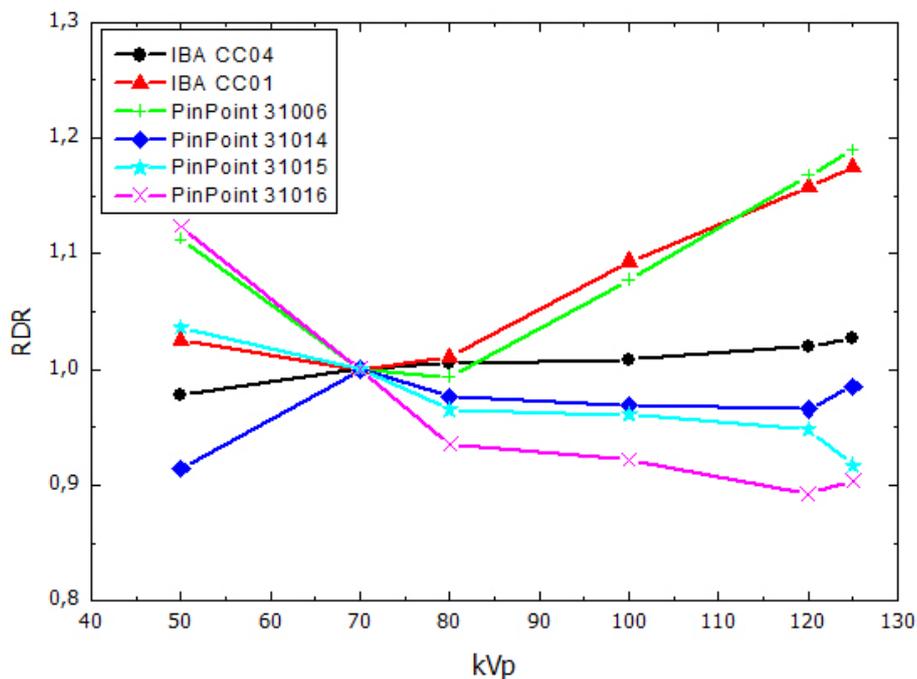


Abbildung 5.6: Relatives Ansprechvermögen (RDR) der untersuchten kleinvolumigen Kammern frei in Luft

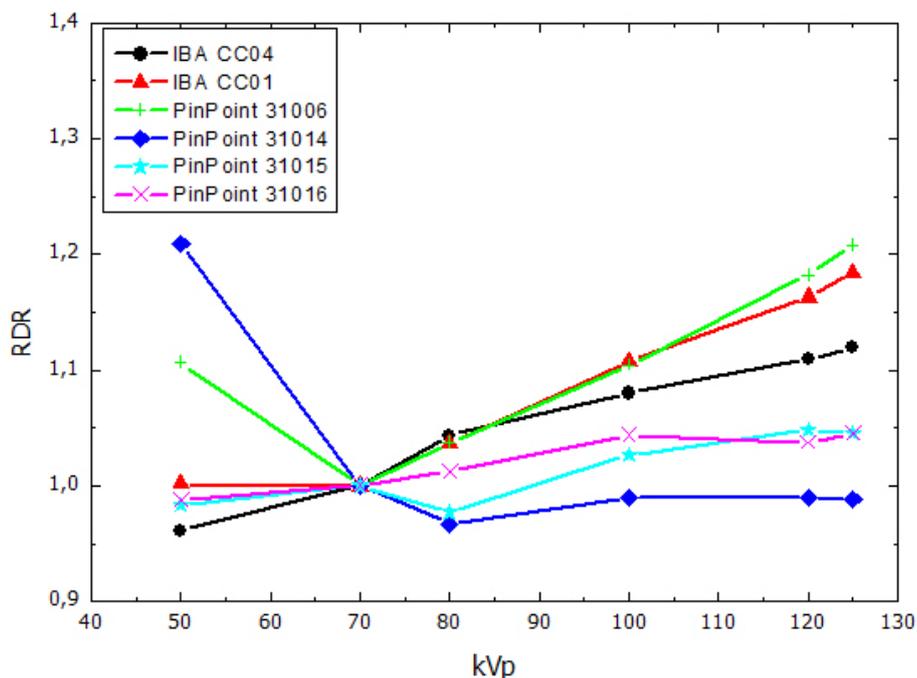


Abbildung 5.7: Relatives Ansprechvermögen (RDR) der untersuchten kleinvolumigen Kammern in 2 cm Wassertiefe

mit hoher Ordnungszahl. Daher wird ein geringeres Überansprechen bei niedrigen Photonenenergien als bei den Pinpoint Kammern IBA CC01 und PTW 31006 mit Stahl-Elektrode erwartet. Dies konnte sowohl frei in Luft (Abb. 5.6) als auch in Wasser (Abb. 5.7) bestätigt werden.

Die PTW 31016 zeigte die größte Schwankung des relativen Ansprechvermögens. Der Hersteller gibt an, dass diese Ionisationskammer optimiert ist für ein 3D-Ansprechen in kleinen MV Strahlenfeldern. Dies scheint für das Anwendungsgebiet dieser Arbeit nicht von Vorteil zu sein [50]. Diese Effekte bezüglich der Energiespektren der Photonen, insbesondere in verschiedenen Wassertiefen, sind Gegenstand weiterer Untersuchungen.

2D-Array

Für das PTW 2D-Array „seven29“ wurde eine größere Schwankung des RDR als bei den einzelnen Ionisationskammern mit vergleichbarem Volumen (PTW 31010, IBA CC13, IBA CC13S) gefunden. Ein Grund hierfür könnte die Elektrodenmatrix sein, die als Elektrode in diesem Detektor genutzt wird. Dennoch ist das RDR des 2D-Array mit 15% Schwankung über den gesamten untersuchten Energiebereich vergleichbar mit den 8% - 12% Schwankung der Einzelkammern. Der Nachteil des PTW 2D-Arrays ist die nicht vorhandene Rotationssymmetrie der einzelnen Kammern des Arrays. Dennoch kann das 2D-Array in nicht-rotierenden Strahlenfeldern, wie beispielsweise dem Übersichtsradiogramm vor der eigentlichen CT-Untersuchung oder für Messungen im Service-Modus mit fester Röntgenröhre, eingesetzt werden. Es ermöglicht die Aufnahme des gesamten zweidimensionalen Strahlprofils in einer einzelnen Messung, ähnlich zum radiochromen Film.

5.2.4 Schlussfolgerungen

Es konnte gezeigt werden, dass die Fingerhutkammern PTW 31010 und PTW 31013 sowie die IBA Compact Chambers mit vergleichbarem Volumen, IBA CC13 und IBA CC13S, mit einer maximalen Schwankung im RDR frei in Luft von 5% für die Dosimetrie in Röntgenstrahlungsfeldern von Computertomographen und Cone-Beam-CT-Geräten, wie beispielsweise an Linearbeschleunigern zur bildgeführten Strahlentherapie eingesetzt, gut geeignet sind. Wenn eine größere Ortsauflösung notwendig

ist, können die Compact Chamber IBA CC04 oder PTW 31015 oder PTW 31016 Pinpoint Kammern mit Al Zentralelektrode auch genutzt werden. Die Energieabhängigkeit dieser Detektoren wurde analysiert mit Hilfe der von Li u.a. und Hill u.a. [27, 22] vorgestellten Methode. Neben der generellen Charakterisierung des spektralen Ansprechvermögens der untersuchten Detektoren kann das RDR als Korrektionsfaktor für die kV-Dosimetrie in Strahlenfeldern mit ähnlichen HVL genutzt werden. Die Rotationssymmetrie dieser Detektoren ist von großem Vorteil für die CT-Dosimetrie. Schließlich sind somit Dosisprofilmessungen sowie Punktdosis-Messungen in einem geeigneten Phantom zur Bestimmung von Organdosen möglich.

Die Dosimetriedioden PTW 60008 und PTW 60012 sind in diesem niedrigen Energiebereich aufgrund ihrer Optimierung des Aufbaus für hochenergetische MV-Strahlenfelder nur eingeschränkt nutzbar.

Die Parallelplattenkammern PTW 23343 und PTW 34001 zeigten ähnliche RDR wie in vorausgegangenen Studien. Zusätzlich zu diesen Ionisationskammern wurde das PTW 10024 2D-Array untersucht und eine vergleichbare Schwankung des Ansprechvermögens der Detektoren wurde in diesem Energiebereich gefunden. Daher sollten die Anwendungsmöglichkeiten solcher 2D-Arrays in nicht-rotierenden Strahlenfeldern weiter untersucht werden.

Tabelle 5.2: Auflistung der verschiedenen untersuchten Detektoren sowie die berechnete größte Abweichung des relativen Ansprechvermögens und eine Kurzzusammenfassung der physikalischen Eigenschaften und Geometrie der Detektoren

Kurzbez.	Modellbez.	Eigenschaften	max. Schwankung RDR	
			Frei in Luft	2 cm Wasser
kV-Diode	PTW 60004	Si Diode für 40 kVp - 150 kVp Röntgenstrahlung, herstellerkalibriert in versch. Strahlenqualitäten	2,5 %	2,5 %
CTDI-Kammer	PTW 30009	Bleistiftkammer mit 1 mm PMMA Wand (gesamte Wand-Flächendichte 119 mg cm^{-2}) und $3,14 \text{ cm}^3$ empfindlichem Volumen, Al Zentralelektrode mit 3 mm Außen- und 2 mm Innendurchmesser	2,3 %	-
0,3 SemiFlex	PTW 31013	Semi-flexible Ionisationskammer mit 0,55 mm PMMA, 0,15 mm Graphitwand (gesamte Wand-Flächendichte 78 mg cm^{-2}) und $0,3 \text{ cm}^3$ empfindliches Volumen, 0,9 mm Durchmesser Al Zentralelektrode	4,1 %	12,2 %
0,125 SemiFlex	PTW 31010	Semi-flexible Ionisationskammer mit 0,55 mm PMMA, 0,15 mm Graphitwand (gesamte Wand-Flächendichte 78 mg cm^{-2}) und $0,125 \text{ cm}^3$ empfindliches Volumen, 1,1 mm Durchmesser Al Zentralelektrode	2,9 %	10,4 %

Auflistung der verschiedenen untersuchten Detektoren (Fortsetzung).

Kurzbez.	Chamber	Modellbez.	Eigenschaften	max. Schwankung RDR	
				Frei in Luft	2 cm Wasser
Compact 08	Chamber	IBA CC 08	Semi-flexible Ionisationskammer mit 70 mg cm ⁻² luft- äquivalenter C552 Wand, 0,08 cm ³ empfindliches Vo- lumen und C552 Zentralelektrode	9,4 %	11,6 %
Compact 13	Chamber	IBA CC 13	Semi-flexible Ionisationskammer mit 70 mg cm ⁻² luft- äquivalenter C552 Wand, 0,13 cm ³ empfindliches Vo- lumen und C552 Zentralelektrode	3,2 %	8,1 %
Compact 13S	Chamber	IBA CC 13-S	Semi-flexible Ionisationskammer mit 154 mg cm ⁻² luftäquivalenter C552/PEEK Wand, 0,13 cm ³ emp- findliches Volumen und C552 Zentralelektrode	3,4 %	11,8 %
Gekapselte Diode		PTW 60008	p-Typ Si Diode mit 1 mm ² × 2,5 µm empfindlichem Volumen und 2,2 mm wasser-äquivalenter Wandstär- ke	35,0 %	37,7 %
Ungekapselte Diode		PTW 60012	p-Typ Si Diode mit 1 mm ² × 2,5 µm empfindlichem Volumen und 0,7 mm wasser-äquivalenter Wandstär- ke	23,7 %	30,6 %
Markus		PTW 23343	Parallelplattenkammer mit 0,03 mm PE Eintrittsfolie, 0,055 cm ³ empfindliches Volumen	19,0 %	3,4 %

Auflistung der verschiedenen untersuchten Detektoren (Fortsetzung).

Kurzbez.	Modellbez.	Eigenschaften	max. Schwankung RDR	
			Frei in Luft	2 cm Wasser
Roos	PTW 34001	Parallelplattenkammer mit 1,0 mm PMMA Eintrittsfenster, 0,35 cm ³ empfindliches Volumen	15,4 %	2,5 %
2D-Array	PTW 10024	27 × 27 Ionisationskammern mit 5 mm × 5 mm × 5 mm, also 0,125 cm ³ empfindlichem Volumen	-	15,4 %
PinPoint 06	PTW 31006	PinPoint Ionisationskammer mit 0,57 mm PMMA, 0,09 mm Graphitwand (gesamte Wand-Flächendichte 85 mg cm ⁻²) und 0,015 cm ³ empfindlichem Volumen, Stahl-Zentralelektrode	18,9 %	20,8 %
PinPoint 14	PTW 31014	PinPoint Ionisationskammer mit 0,66 mm PMMA, 0,09 mm Graphitwand (gesamte Wand-Flächendichte 89 mg cm ⁻²) und 0,015 cm ³ empfindlichem Volumen, 0,3 mm Durchmesser Al-Zentralelektrode	8,6 %	20,9 %
PinPoint 15	PTW 31015	PinPoint Ionisationskammer mit 0,66 mm PMMA, 0,09 mm Graphitwand (gesamte Wand-Flächendichte 89 mg cm ⁻²) und 0,03 cm ³ empfindlichem Volumen, 0,3 mm Durchmesser Al-Zentralelektrode	8,3 %	4,8 %

Auflistung der verschiedenen untersuchten Detektoren (Fortsetzung).

Kurzbez.	Modellbez.	Eigenschaften	max. Schwankung RDR	
			Frei in Luft	2 cm Wasser
PinPoint 16	PTW 31016	PinPoint Ionisationskammer mit 0,66 mm PMMA, 0,09 mm Graphitwand (gesamte Wand-Flächendichte 89 mg cm^{-2}) und $0,016 \text{ cm}^3$ empfindlichem Volumen, 0,3 mm Durchmesser Al-Zentralelektrode	12,4 %	4,5 %
Compact 01	Chamber IBA CC 01	PinPoint Ionisationskammer mit 88 mg cm^{-2} luftäquivalenter C552 Wand, $0,01 \text{ cm}^3$ empfindliches Volumen und Stahl-Zentralelektrode	17,5 %	18,4 %
Compact 04	Chamber IBA CC 04	PinPoint Ionisationskammer mit 70 mg cm^{-2} luftäquivalenter C552 Wand, $0,13 \text{ cm}^3$ empfindliches Volumen und C552 Zentralelektrode	2,7 %	11,9 %

5.3 Volumeneffekt

5.3.1 Zielstellung

Die übliche Größe zur Beschreibung der Exposition in der Computertomographie ist der computed tomography dose index 100 (CTDI₁₀₀ - siehe auch Kapitel 2.3.1), welcher mittels eines standardisiertem Phantoms und einer bleistiftförmigen Ionisationskammer gemessen wird. Der CTDI₁₀₀ Wert unterschätzt jedoch die resultierende Dosis [31] im Scanbereich moderner Multi-Zeilen-Computertomographen mit immer größer werdenden Kollimationen und bei größeren Scanlängen. Aus diesem Grund stellt die genaue Messung von Dosisprofilen oder Dosisprofilintegralen von axialen Einzelschichtscans mittels verschiedener Messtechniken ein aktuelles Thema in der Dosimetrie an Computertomographen dar, da mit diesem Messverfahren prinzipiell beliebige Integrationslängen L gewählt werden können und so größere Streuanteile bei der Bestimmung eines CTDI_L berücksichtigt werden.

Um Dosisprofile messen zu können, stehen verschiedene Detektoren mit unterschiedlicher Größe zur Verfügung. Deren Eignung bezüglich der Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens wurde im Kapitel 5.2 untersucht. Aufgrund der endlichen Größe des empfindlichen Volumens der jeweiligen Detektoren ergibt sich allerdings immer ein räumlicher Mittelwert über dem empfindlichen Volumen für die gemessene Dosis [58]. Dieser Effekt wird als Volumeneffekt bezeichnet.

In diesem Abschnitt werden verschiedene flexible Fingerhut-Ionisationskammern (PTW Freiburg) und Gafchromic XR-QA2 Dosimetriefilm zur Bestimmung von Dosisprofilen und -integralen eines modernen Multi-Zeilen-Computertomographen verglichen. Zu diesem Zweck wurde das neu entwickelte Mehrzweck-Phantom aus Polymethylmethacrylat (PMMA) [32] und die verwendeten Ionisationskammern gegen eine Diode für die kV-Dosimetrie kalibriert.

5.3.2 Material und Methoden

Die Charakterisierung des Volumeneffekts der untersuchten Detektoren erfolgte mit dem in Kapitel 4 beschriebenen Mehrzweck-Phantom. Es wurde in der Länge 50 cm und als Körperphantom mit 32 cm Durchmesser verwendet. Somit ist die Messung ausgedehnter Dosisprofile unter Berücksichtigung der Streustrahlung möglich.

Mit verschiedenen Adaptern können unterschiedliche Detektoren im Mehrzweck-Phantom eingesetzt werden. Diese Adapter müssen jedoch zur Vermeidung von Hohlräumen, die das Strahlenfeld beeinflussen und somit auch die zu messende Dosisdeposition, auf die individuelle Form der Detektoren angepasst werden. Daher wurden folgende drei repräsentative Ionisationskammern ausgewählt, die einen Bereich von $0,015\text{ cm}^3$ bis $0,3\text{ cm}^3$ empfindliches Volumen abdecken:

- PinPoint-Kammer PTW 31006 mit $0,015\text{ cm}^3$ empfindlichem Volumen und 5,0 mm Länge des Volumens,
- Fingerhutkammer PTW 31010 mit $0,125\text{ cm}^3$ empfindlichem Volumen und 6,5 mm Länge des Volumens,
- Fingerhutkammer PTW 31013 mit $0,3\text{ cm}^3$ empfindlichem Volumen und 16,25 mm Länge des Volumens

Als Referenz wurde Gafchromic XR-QA2 radiochromer Dosimetriefilm verwendet. Da bei radiochromen Dosimetriefilmen der Messeffekt aufgrund der Strahleneinwirkung auf chemischen Reaktionen auf Molekülebene basiert, hat dieser eine sehr hohe räumliche Auflösung. Entsprechend den Empfehlungen aus der Literatur [59, 60] wurde der Dosimetriefilm mit einem Epson Expression 10000 XL Flachbettscanner in der Aufricht-Einstellung mit 72 dpi Auflösung gescannt. Für die Auswertung der Messungen wurde anschließend ausschließlich der rote Farbkanal verwendet.

5.3.3 Ergebnisse und Diskussion

Abb. 5.8 zeigt die gemessenen Dosisprofile entlang der z-Achse (Tischachse) für die kleinste mögliche Kollimation des Siemens Computertomographen von 5 mm in einer Tiefe von 10 mm unter der Phantomoberfläche bei 120 kV Röhrenspannung. Mit größer werdender Länge des sensitiven Volumens der verwendeten Ionisationskammern wird das gemessene Profil breiter, während der Durchmesser der verwendeten Kammer wenig Einfluss auf die Profilform in einem homogenen Phantom hat.

Um Streueffekte zu untersuchen ist ein weiteres Profil auf der z-Achse mit der größten möglichen Kollimation von 28,8 mm in 90 mm Tiefe unter der Phantomoberfläche in Abb. 5.9 dargestellt.

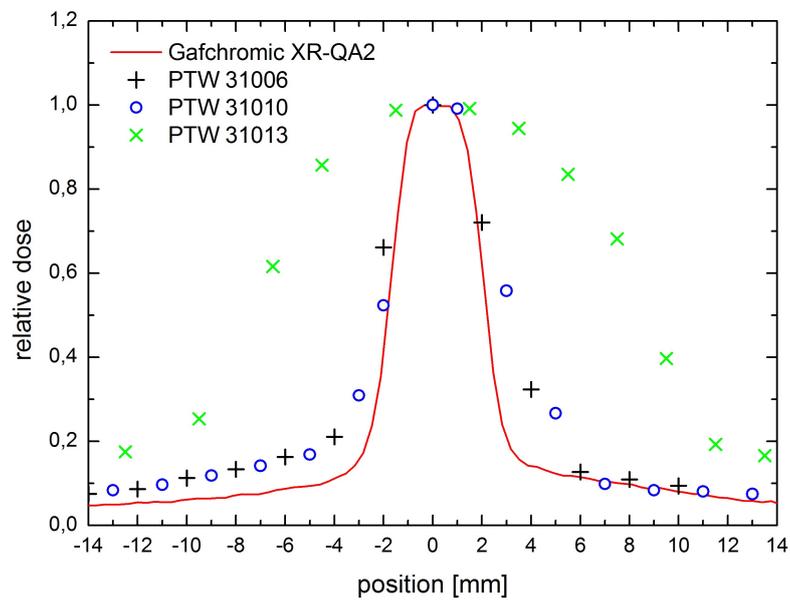


Abbildung 5.8: Dosisprofil Siemens SOMATOM Sensation 64 mit 5 mm Gesamtkollimation, 120 kV, 10 mm Tiefe [61]

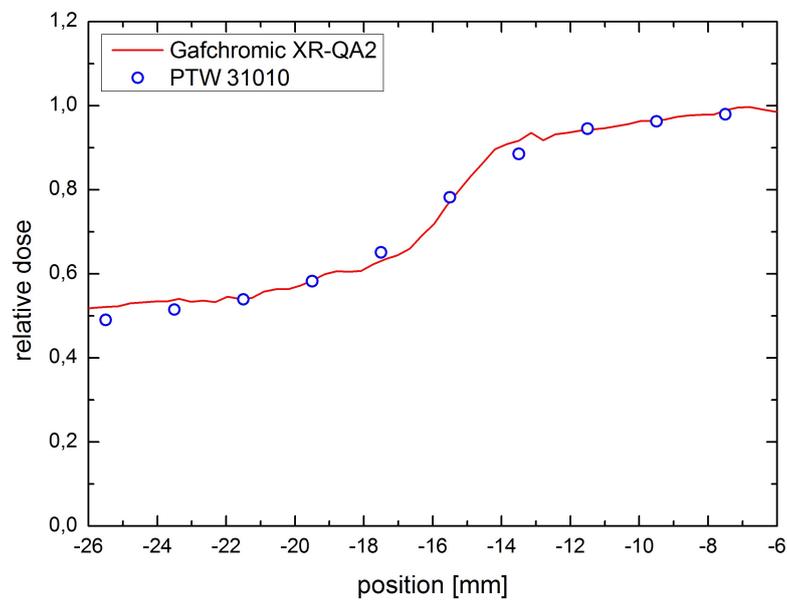


Abbildung 5.9: Dosisprofil Siemens SOMATOM Sensation 64 mit 28,8 mm Gesamtkollimation, 120 kV, 90 mm Tiefe [61]

Der Einfluss des Volumeneffekts der verwendeten Ionisationskammern ist besonders bei kleinen Gesamtkollimationen und geringen Phantomtiefen deutlich. Der Vergleich der Pinpoint-Kammer PTW 31006 mit der etwa gleich langen Fingerhutkammer PTW 31010 zeigt, dass der Durchmesser des genutzten Detektors in einem homogenen Phantom in dieser Anordnung wenig Einfluss auf die Profilform hat.

Für größere Kollimationen und besonders für größere Tiefen beeinflusst der Volumeneffekt die Profilform immer weniger, da die Streuung die Dosisgradienten an den Feldgrenzen verringert.

Bei Messungen nahe der Phantomoberfläche sollte der Volumeneffekt beachtet werden. Es konnte gezeigt werden, dass die PTW 31010 Ionisationskammer mit 6,5 mm Länge des empfindlichen Volumens für Dosisprofilmessungen geeignet ist. Zusammen mit der in Kapitel 5.2 festgestellten geringen Energieabhängigkeit empfehlen sich somit die Fingerhutkammern in der Größe der PTW 31010 oder IBA CC13 in besonderem Maße für die Dosimetrie an Computertomographen.

5.4 Diamant-Detektor

5.4.1 Material und Methoden

In einer ergänzenden Studie [62] wurde anschließend ein aufgrund seiner gewebeähnlichen effektiven Ordnungszahl sehr interessanter Diamant-Detektor, PTW 60019 MicroDiamond, ebenfalls untersucht.

Das empfindliche Volumen des PTW 60019 ist mit $0,004 \text{ mm}^3$ äußerst gering, womit eine gute Ortsauflösung möglich ist. Der Detektor selbst besteht aus einem elektrisch konnektierten Industriediamanten mit 1,1 mm Radius und $1 \mu\text{m}$ Dicke in einem Schutzgehäuse. Aufgrund der Scheibenform des empfindlichen Volumens und der im Vergleich zur Größe des empfindlichen Volumens großen elektrischen Kontaktierung wurden in Abhängigkeit von der Einstrahlrichtung unterschiedliche Eigenschaften erwartet. Aus diesem Grund wurde die Energieabhängigkeit – mit der gleichen Methodik wie in Abschnitt 5.2 beschrieben – sowohl bei axialer Bestrahlung als auch bei lateraler Bestrahlung ermittelt.

Tabelle 5.3: Vergleich der berechneten maximalen Schwankung des relativen Ansprechvermögens des PTW 60019 MicroDiamond mit einer Fingerhutkammer und Dosimetriediode

Maximale Schwankung des rel. Ansprechvermögens	PTW 31010	PTW 60008	PTW 60019	
			axial	lateral
	0,8 %	50,7 %	5,9 %	10,3 %

5.4.2 Energieabhängigkeit - RDR

Bei der vom Hersteller vorgesehenen axialen Bestrahlung wurde eine maximale Schwankung des RDR frei in Luft für Röhrensparnungen von 50 kVp bis 125 kVp von 5,9 % festgestellt. Bei lateraler Bestrahlung konnte eine maximale Schwankung des RDR frei in Luft von 10,3 % ermittelt werden. Das RDR ist somit aufgrund der Bauform abhängig von der Einstrahlrichtung, aber vor allem bei axialer Bestrahlung durchaus im Bereich der luftgefüllten Ionisationskammern, wohingegen die bisher untersuchten Festkörperdetektoren wesentlich größere Energieabhängigkeiten aufwiesen [34]. In Tabelle 5.3 sind exemplarisch einige repräsentative Detektoren zusammen mit dem Diamant-Detektor dargestellt.

5.4.3 Dosisprofilmessung und $CTDI_{100}$ -Berechnung

Nachdem die prinzipielle Eignung basierend auf der Energieabhängigkeit des Diamant-Detektors festgestellt werden konnte, wurde der Detektor mit den in Tabelle 5.3 aufgelisteten Detektoren vergleichend zur Messung eines Dosisprofils und anschließender Berechnung des $CTDI_{100}$ an einem Siemens Somatom Sensation 64 Computertomographen im Mehrzweck-Phantom eingesetzt.

Als Untersuchungsprotokoll wurden Protokolle ohne Tischbewegung mit 120 kVp und 7,2 mm bis 28,8 mm Gesamtkollimation gewählt und die Detektoren entlang der Tischachse innerhalb des Phantoms verschoben. Der Vergleich der Messwerte kann mit Hilfe von zwei verschiedenen Methoden erfolgen. Eine Möglichkeit ist die Normierung der Dosisprofile auf den Messwert im Zentrum des Primärstrahls. Wenn die Form des Dosisprofils nicht von Interesse ist, sondern lediglich der $CTDI_{100}$ ermittelt werden soll, kann alternativ auch auf einen bekannten $CTDI_{100}$ für eine Position im Phantom und Kollimation normiert werden. In diesem Fall wurde der $CTDI_{100}$ mit einer Standard-CTDI-Kammer PTW 30009 bei 120 kVp Röhrensparnung und

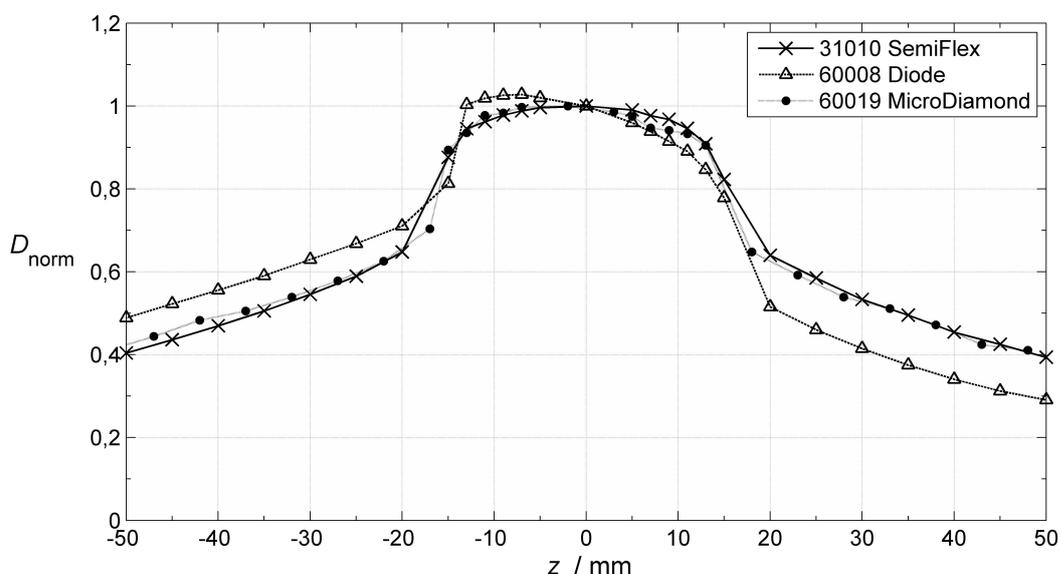


Abbildung 5.10: Gemessene Dosisprofile an einem Siemens Somatom Sensation 64 CT bei 120 kVp; 28,8 mm Gesamtkollimation im Zentrum des 32 cm Körperphantoms

28,8 mm Gesamtkollimation in der Zentrumsposition bestimmt und die gemessenen Dosisprofile mit diesen Einstellungen im Bereich von -50 mm bis 50 mm integriert und auf diesen Referenz-CTDI-Wert kalibriert.

In Abb. 5.10 sind exemplarisch die gemessenen Dosisprofile für die Fingerhutkammer, Dosimetriediode und den Diamant-Detektor und der größten Kollimation im Zentrum des 32 cm Körperphantoms dargestellt. Aufgrund der Bauform des Phantoms und der Detektoren werden bei dieser Messung alle Detektoren lateral bestrahlt. Das Dosisprofil, gemessen mit der PTW 31010 Fingerhutkammer, ist aufgrund des nahezu kugelförmigen empfindlichen Volumens der Ionisationskammer nahezu symmetrisch bezüglich der Rotationsebene der Röntgenröhre um $z = 0$ mm. Das mit der Ionisationskammer gemessene Dosisprofil zeigt allerdings einen etwas größeren Halbschattenbereich als die mit beiden Festkörperdetektoren gemessenen Dosisprofile, welches mit der Größe des empfindlichen Volumens und dem damit verbundenen Volumeneffekt (siehe Abschnitt 5.3) verbunden ist. Die PTW 60008 zeigt hier eine deutliche Kippung des Dosisprofils, welches dem internen Aufbau der Diode mit einer Schutzelektrode zuzuschreiben ist. Dieser Effekt konnte durch Messung des Dosisprofils in einem gespiegelten Aufbau bestätigt werden, da hier das Dosisprofil dann ebenfalls gespiegelt wurde. Das mit dem PTW 60019 Diamant-

Tabelle 5.4: Vergleich des mit der Standard-CTDI-Kammer PTW 30009 gemessenen $CTDI_{100}$ und den mittels Integration der Dosisprofile berechneten $CTDI_{100}$. Die Dosisprofile wurden normiert auf den $CTDI_{100}$ in der Zentrumsposition des Körperphantoms mit 300 mm Länge bei 120 kVp und 28,8 mm Gesamtkollimation. Die Bezugswerte sind fett dargestellt.

Gesamtkollimation / mm		Relativer $CTDI_{100}$ / %			
		PTW 31010	PTW 60008	PTW 60019	PTW 30009
28,8	Zentrum	100,0	100,0	100,0	100,0
	} Peripherie		174,9	177,9	174,4
14,4		113,5	110,1	113,3	112,1
10,0		91,2	95,4	94,7	90,8
7,2		130,9	133,4	132,0	129,1

Tabelle 5.5: Vergleich der berechneten $CTDI_{100}$ nach Normierung auf die Dosis im Zentrum des Primärstrahls in der Zentrumsposition des Körperphantoms mit 300 mm Länge bei 120 kVp und 28,8 mm Gesamtkollimation. Die Bezugswerte sind fett dargestellt.

Gesamtkollimation / mm		Relativer $CTDI_{100}$ / %		
		PTW 31010	PTW 60008	PTW 60019
28,8	Zentrum	100,0	100,3	99,6
	} Peripherie		174,8	178,5
14,4		113,5	110,5	112,9
10,0		91,1	95,7	94,3
7,2		130,8	138,1	131,5

Detektor gemessene Dosisprofil zeigt nur eine kleine Schulter in Richtung der Kontaktierung des empfindlichen Volumens.

In Tab. 5.4 sind die Ergebnisse der $CTDI_{100}$ -Ermittlung, basierend auf der Normierung auf den $CTDI_{100}$ im Zentrum der Messung mit 28,8 mm Gesamtkollimation dargestellt. Bei dieser Normierung können lediglich die Verhältnisse der $CTDI_{100}$ bei den verschiedenen Kollimationen zwischen den einzelnen Detektoren verglichen werden. Als Referenz kann allerdings die Standard-CTDI-Kammer PTW 30009 betrachtet werden. Tab. 5.5 stellt die Ergebnisse der $CTDI_{100}$ -Ermittlung basierend auf der Normierung auf die Dosis im Zentrum des Primärstrahls, wie in Abb. 5.10 dargestellt, dar. Diese Normierung ist für die PTW 30009 CTDI-Kammer aufgrund Ihres großen bleistiftförmigen Volumens nicht möglich. Mit dieser Normierung ist aller-

dings ein direkter Vergleich der einzelnen Detektoren für alle Messpositionen und Kollimationen möglich.

Es zeigen sich für alle untersuchten Detektoren trotz der festgestellten sehr großen Unterschiede in der Energieabhängigkeit nur kleine Unterschiede in den berechneten $CTDI_{100}$. Für die $CTDI_{100}$ -Normierung (Tab. 5.4) ergeben sich im Mittel Abweichungen von 2,8 % und für die Punkt-Dosis-Normierung (Tab. 5.5) ergeben sich im Mittel Abweichungen von 2,4 %. Somit können mit allen untersuchten Detektoren $CTDI_{100}$ -Werte ermittelt werden. Punktdosis-Messungen sollten allerdings nur mit Detektoren ohne verzerrende Effekte durch die Bauform des Detektors durchgeführt werden. Die PTW 31010 Fingerhutkammer eignet sich somit sowohl für Punktdosis-Messungen als auch zur Bestimmung von Dosisintegralen wie dem $CTDI_{100}$. Der PTW 60019 MicroDiamond eignet sich aufgrund seines kleinen empfindlichen Volumens und damit kleinem Volumeneffekt und guter Ortsauflösung für Messungen des Halbschattenbereichs, wie beispielsweise die Messung der geometrischen Effizienz eines CT-Scanners.

6 Anwendungsbeispiel: Effektivität des Schilddrüsenschutzes bei Schädel-CT

Basierend auf den Erkenntnissen aus Kapitel 5 können nun sowohl Basisdaten für einen Dosisberechnungsalgorithmus analog den etablierten Bestrahlungsplanungssystemen der Strahlentherapie ermittelt, als auch spezielle Messungen für konkrete Fragestellungen der radiologischen Praxis durchgeführt werden. In diesem Kapitel wird genau solch eine Fragestellung durch den kombinierten Einsatz verschiedener Messverfahren und Detektoren beantwortet. Das Messverfahren und die Ergebnisse wurden in einem Fachartikel [63] publiziert.

6.1 Einleitung

Computertomographie-Untersuchungen verursachen den größten Beitrag zur Strahlenexposition der Bevölkerung durch die Medizin und ihre Anzahl ist steigend [1]. Die Reduktion ihres Dosisbeitrags ohne relevante diagnostische Informationen zu verlieren folgt dem ALARA-Prinzip und ist ein wichtiger Punkt.

Die deutsche Sachverständigen-Richtlinie (SV-RL [64]) zur Prüfung von Röntgengeräten durch Sachverständige fordert die Verfügbarkeit von Schilddrüsenschutzmitteln für Patienten bei Computertomographieuntersuchungen des Kopfes. Die üblichen Schilddrüsenschutzkragen der persönlichen Schutzausrüstung des Personals müssen um den Hals des Patienten gelegt werden. Dies wird nicht von allen Patienten toleriert und einige Patienten berichten, dadurch schlecht Luft zu bekommen. Zusätzlich ist es bei unkooperativen Patienten häufig schwierig einen solchen Schutz

anzulegen, wenn der Patient bereits auf dem Untersuchungstisch und in der Kopfschale gelagert ist.

Ein weiterer wichtiger Aspekt ist, dass diese Schilddrüsenschutzkragen aufgrund der Gantrykipfung Rekonstruktionsartefakte in den letzten Schichten in kaudaler Richtung erzeugen können. Dies tritt vor allem bei großen Gantry-Kippwinkeln und Spiral-Aquisition mit großen Kollimationen an Mehrzeilen-Computertomographen auf, bei denen der Scanbereich bis in den Nackenbereich des Schilddrüsenschutzes reicht.

Diese Schwierigkeiten führen häufig zu einem Verzicht und zu einer geringen Akzeptanz des Schilddrüsenschutzes bei MTRAs und auch Patienten, obwohl Untersuchungen an anderen bildgebenden Modalitäten wie beispielsweise Cone-Beam-CTs in der Dentalmedizin [65, 66] oder bei Computertomographen von anderen Körperregionen als dem Kopf [67, 68] das allgemeine Dosisreduktionspotential bereits zeigen konnten. Ebenso zeigten vergleichende Untersuchungen zur Schilddrüsenedosis bei Kopf-Hals-Untersuchungen, bei denen der Schilddrüsenschutz teilweise im Scanfeld liegt [68], oder zur Einfallsdosis für die Schilddrüse für neu entwickelte Prototypen eines Schilddrüsenschutzes für den Direktstrahl [69] vielversprechende Ergebnisse.

In dieser Arbeit wird die Effektivität von neuen Schilddrüsenschutzmitteln, die die praktischen Probleme bei der Anwendung der Schutzmittel adressieren, untersucht.

6.2 Material und Methoden

Für die Dosismessungen wurden LiF:Mg,Cu,P Thermolumineszenzdetektoren (TLD) vom Typ GR-200A in Stabform (rods) in einem anthropomorphen weiblichen CIRS ATOM Phantom an einem Siemens SOMATOM Sensation 64 Mehrschicht-Computertomographen genutzt. Zur Kalibrierung der TLDs wurden Kreuzkalibrierungen von Luftkerma-Messungen mit einer herstellerseitig kalibrierten bleistiftförmigen CTDI-Ionisationskammer PTW 30009, Ashland Gafchromic XR-QA2 radiochromer Film und den TLDs GR-200A im Direktstrahl desselben CT-Scanners genutzt.

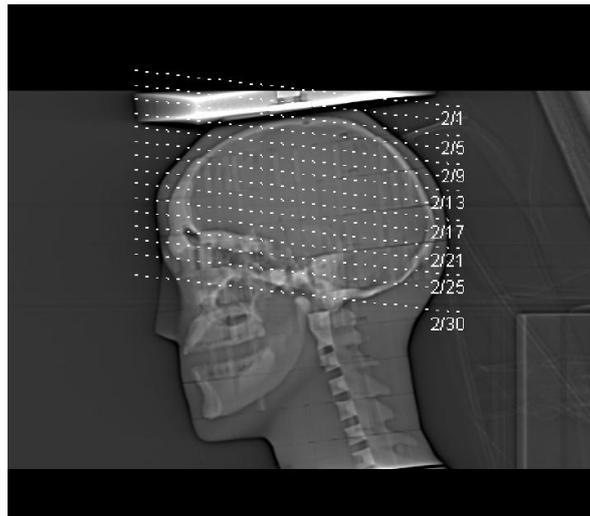


Abbildung 6.1: Übersichtsaufnahme zu Beginn der Untersuchung zur Lokalisierung der Scan-Region [63]

Tabelle 6.1: Genutztes CT-Untersuchungsprotokoll für Standard Schädel-CT Scans [63]

Scan	kVp	mAs	DLP / mGycm	CTDI _{vol} / mGy	p	Kollimation / mm
Übersicht	120	97	-	-	-	1 × 0,6 mm
Serie 1	120	400	793	55,62	1,0	24 × 1,2 mm

6.2.1 CT-Scanner und Scanprotokoll

Alle Bestrahlungen wurden an einem Siemens Somatom Sensation 64 Computertomographen durchgeführt. Dies ist ein 64-Zeilen Spiral-CT mit automatischer Röhrenstrommodulation, welche für die Kalibrierung deaktiviert wurde.

Da die CT-Untersuchung aus zwei Abschnitten besteht, dem Übersichtsradiogramm, um den eigentlichen Scanbereich festzulegen, und der Schichtbildaquisition, wurden auch beide Teile für die Bewertung der Schilddrüsenschutzmittel berücksichtigt. Abb. 6.1 und Tab. 6.1 zeigen das Übersichtsradiogramm, welches mit 120 kVp; 97 mAs; 0,6 mm Kollimation, 256 mm Länge und einer Röhrenposition von 90° aufgenommen wurde. In Tab. 6.1 sind ebenso die Scaneinstellungen für die Schichtbildaquisition aufgeführt. Dieses Protokoll ist das Standard-Protokoll für Kopf-CTs für Erwachsene an diesem Computertomographen. Da das Protokoll sequentielle Schichtaquisition nutzt, gibt es kein sogenanntes „Overranging“, aber da ein Mehrschicht-CT genutzt wird, gibt es sogenanntes „Overbeaming“ [70].

6.2.2 Phantom

Um die Effektivität der untersuchten Strahlenschutzmittel zu ermitteln wurden Organdosen in einem CIRS ATOM weiblichen anthropomorphen Erwachsenen-Phantom „Irene“ gemessen. Zusätzlich zum Torso-Phantom wurden 190 cm³ Brust- und Armerweiterungen genutzt. Im Phantom befinden sich in jeder Schicht 5 mm Bohrungen in einem 1,5 cm × 1,5 cm Raster. Diese Bohrungen wurden mit Stopfen des zugehörigen Gewebeersatzmaterials gefüllt und für die Bestückung mit TLDs wurden spezielle gebohrte Adapterstopfen genutzt. Die TLDs wurden an repräsentativen Positionen für die Schilddrüse (10 Stück), Sternum (9 Stück) und beide Brustdrüsen (jeweils 4 Stück) im Phantom platziert. Entsprechend dem Organdosis-Konzept wurden die Messwerte der TLDs eines Organs zu einem Organdosiswert gemittelt. Die Position der Schilddrüse wurde in enger Abstimmung mit der Klinik für Nuklearmedizin des Pius-Hospitals Oldenburg ermittelt und festgelegt. Das Phantom wurde inklusive der TLDs am selben Computertomographen gescannt, an dem auch die Kalibrierung der TLDs erfolgte. Hierzu wurde das Phantom direkt auf dem Untersuchungstisch des CT platziert und mit Hilfe der geräteseitigen Lasermarkierungen ausgerichtet.

6.2.3 Patientenschutzmittel

Untersucht wurden die folgenden Schutzmittel: Mavig RP648 (Abb. 6.2), eine neu entwickelte Abdeckung für Schilddrüse, Sternum, Brust- und Schulterregion mit 0,35 mm bleiäquivalenter Dicke; F & L Medical Products Schilddrüsenschutz (Abb. 6.3) mit 0,06 mm bleiäquivalenter Dicke und ein Mavig RA615 (Abb. 6.4) Schilddrüsen-Sternumschutz für die Kombination mit Strahlenschutzwesten für das Personal mit 0,5 mm bleiäquivalenter Dicke. Diese Schutzmittel wurden zu Beginn der Untersuchung, vor dem Übersichtsradiogramm, am Phantom angelegt, sodass die gemessenen Organdosen die gesamte Untersuchung, bestehend aus Übersichtsradiogramm und einer Serie Schichtbildakquisition, repräsentieren.

6.2.4 Thermolumineszenzdosimeter

Zur Messung der Organdosen wurden Thermolumineszenz-Detektoren vom Typ GR-200A und einer Größe von 1 mm × 1 mm × 6 mm eingesetzt. Dieses Material ist



Abbildung 6.2: Mavig RP648 Protektor für Schilddrüse, Sternum, Brust und Schultergelenke mit 0,35 mm bleiäquivalentem Inlet am CIRS ATOM anthropomorphen Phantom Irene [63]



Abbildung 6.3: F & L Medical Products Thyroid Shield mit 0,06 mm Pb Äquivalent am CIRS-ATOM-Phantom.



Abbildung 6.4: Mavig RA615 Schilddrüsen-Sternumschutz mit 0,5 mm Pb Äquivalent

äquivalent zu den häufig eingesetzten TLD100H Dosimetern und besteht aus einer Keramik aus LiF mit Mg, Cu und P Dotierungen.

Die Dosimeter wurden in einem PTW TLDO 1321 Temperofen bei 240 °C für 2 h getempert und anschließend im Ofen mit geschlossener Tür stetig und langsam, reproduzierbar bis auf Zimmertemperatur abgekühlt.

Ausgelesen wurden die TLDs mit einem Harshaw 3500 TLD Reader mit einem speziellen Platin-Planchet für diese Detektorgröße. Alle Messungen wurden frühestens nach 2 h nach der Bestrahlung der TLDs durchgeführt, um Einflüsse durch ein etwaiges Kurzzeitfading zu vermeiden. Das Zeit-Temperatur-Profil für das Auslesen der TLDs bestand in Anlehnung an frühere Arbeiten [71, 72, 73] aus einer Vorheiz-Phase bei 130 °C für 10 s, einer Heizphase bei 8 K/s bis zu 240 °C und einer darauf folgenden Auslesephase für 23,3 s. Um eventuell zurückgebliebene Signale zu entfernen wurde anschließend an das Auslesen eine Löschphase bei 240 °C für 10 s durchgeführt.

Die Konstanz des Auslesesystems wurde nach jeweils 20 Messungen durch eine Testlicht-Messung und Rauschmessung des Photomultiplier-Moduls geprüft. Die

Photomultiplier-Testlicht-Messung zeigte eine 2σ -Abweichung von 4,8 % während das Rauschen bei 22 % mit 2σ -Konfidenzintervall lag.

6.2.5 Kalibrierprozess

Die Kalibrierung wurde frei in Luft bei 120 kVp, 250 mAs und einer Gesamtkollimation von 28,8 mm durchgeführt. Dabei wurde eine einzelne Rotation der Röntgenröhre ohne Tischbewegung genutzt. Diese Röhrenspannung wurde gewählt, da sie für das Standard Kopf-CT-Protokoll verwendet wird und ein Kalibrierfaktor für die CTDI-Kammer PTW 30009 vom Hersteller angegeben wurde.

Der erste Teil der Kalibrierung bestand aus der Messung des Dosisprofils mit radiochromem Film Gafchromic XR-QA2 von Ashland frei in Luft entlang der Tischachse. Da diese Filme ein nicht-lineares Dosis-Ansprechen zeigen, wurde eine erste Kalibrierung des Ansprechvermögens mit einer PTW 31010 Ionisationskammer vorgenommen. Hierzu wurde der Film in Streifen von 2 cm Breite geschnitten und im Isozentrum des CT-Scanners mit einer dünnen Halterung positioniert und fixiert. Anschließend wurden die Filmstreifen bei 28,8 mm Gesamtkollimation und 120 kVp in einem stationären Scanprotokoll bestrahlt. Die bestrahlten Filme wurden mit einem Epson Expression 10000XL CCD Scanner im Aufsicht-Modus mit 72 dpi Auflösung und 48 bit Farbtiefe gescannt, wobei nur der rote Farbkanal für die Auswertung in Anlehnung an publizierte Verfahren [45, 74] genutzt wurde.

Dieses Profil $PV(x)$ (pixel value) wurde anschließend auf einer Länge von 100 mm, zentriert um den Primärstrahl, integriert und bezüglich dem mit der CTDI-Kammer PTW 30009 gemessenen und um den Einfluss von Luftdruck, Temperatur und Strahlenqualität korrigierten Messwert für das Dosis-Längen-Produkt DLP_{Air} normiert. Somit wurde der Kalibrierfaktor k entsprechend:

$$k = DLP_{Air} \cdot \left(\int_{-50\text{mm}}^{50\text{mm}} PV(x) dx \right)^{-1} \quad (6.1)$$

berechnet und genutzt um ein kalibriertes Dosisprofil, dargestellt in Abb. 6.5, zu ermitteln.

Im letzten Schritt der Kalibrierung wurden 5 TLDs gleichzeitig im Zentrum des CT Strahlenfelds positioniert und mit den gleichen Einstellungen wie bei der Aufnahme

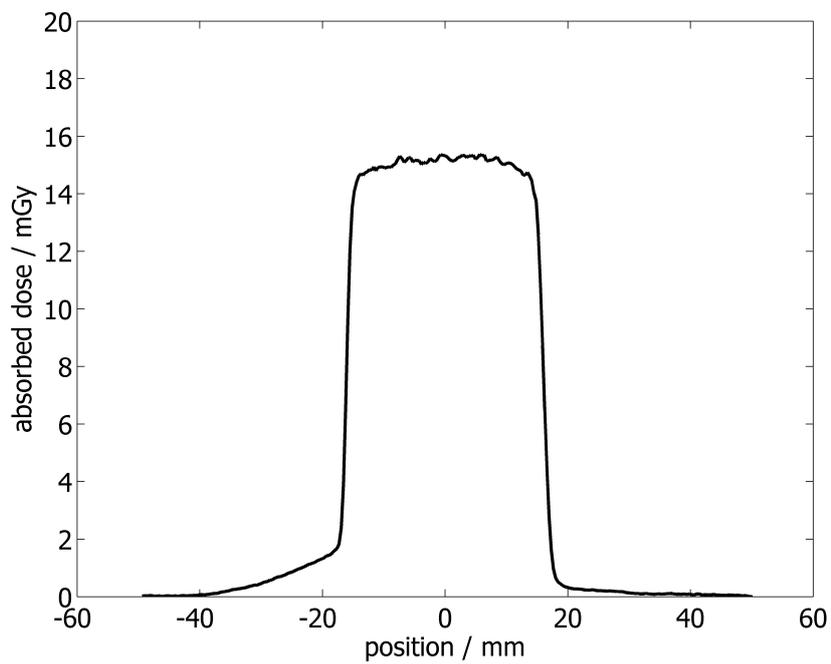


Abbildung 6.5: Kalibriertes Dosisprofil im Zentrum des Field of View eines Siemens Somatom Sensation 64, aufgenommen mit 120 kVp, 100 mAs, 28,8 mm Gesamtkollimation und 1 s Röhrenrotationszeit. Gemessen mit Ashland Gafchromic XR-QA2 und einem Epson Expression 10000XL

des Dosisprofils bestrahlt. Es wurden nur 5 TLDs gleichzeitig bestrahlt um Dosischwankungen durch den Heel-Effekt zu vermeiden. Die Dosis an der Position der TLDs wurde aus dem zuvor bestimmten und kreuzkalibrierten Dosisprofil durch Mittelwertbildung über einen Bereich von 5 mm, zentriert um die zentrale Strahlachse, bestimmt.

6.2.6 Unsicherheiten

Die Unsicherheit der ermittelten relativen Dosisreduktionen ergibt sich lediglich aus der Unsicherheit der Reproduzierbarkeit der Messungen. Diese wurde durch 12 Neukalibrierungen von allen verwendeten TLDs bestimmt und eine 2σ -Abweichung von maximal 4,5 % wurde gefunden.

Die Unsicherheiten der absoluten Dosisbestimmung setzen sich zusammen aus der Unsicherheit des Strahlenqualitätskorrektionsfaktors, dem Kalibrierfaktor und Dosismessung mit radiochromem Film und TLDs zu insgesamt 6,9 %. Dieser Wert setzt sich wie folgt zusammen:

Die Bestimmung von absoluten Energiedosen wird durch verschiedene zusätzliche Faktoren beeinflusst. Erste Unsicherheitsquelle ist die Messung des DLP_{Air} mit einer Korrektur für den Einfluss von Luftdruck, Temperatur und Strahlenqualität. Die Unsicherheiten für Luftdruck und Temperatur sind klein gegenüber der Unsicherheit des vom Hersteller der Ionisationskammer angegebenen Kalibrierfaktors und wurden daher nicht weiter berücksichtigt. Die Unsicherheit von Strahlenqualitätskorrektions- und Kalibrierfaktor sind mit 5 % angegeben [75].

Während die Kalibrierung im Direktstrahl des CT-Scanners durchgeführt wurde, wurden die Organdosen in einem gemischten Strahlenfeld aus gestreuten Photonen gemessen, wobei die TLDs in der ersten Schicht der Schilddrüse des Phantoms im Direktstrahl des Übersichtsradiogramms exponiert wurden. Frühere Arbeiten [76, 77, 78] zeigten allerdings nur geringe Schwankungen der Strahlenqualitätskorrektionsfaktoren für diesen Energiebereich. Daher wurden keine weiteren Korrekturen vorgenommen.

Der zweite zusätzliche Faktor für die Unsicherheit der Kalibrierung liegt in Unterschieden der Sensitivität des Dosimetriefilms und der Reproduzierbarkeit des Scan-

prozesses am Flachbettscanner bei der Dosisprofilmessung. Diese Messung wurde drei Mal wiederholt und eine 2σ -Abweichung von 1,7 % ermittelt.

6.2.7 Vorstudie - Einfluss des Übersichtsradiogramms

Da die untersuchten Organe nicht im Direktstrahl bzw. dem eigentlichen Scanbereich liegen, sondern im Streustrahlungsbereich, sind die erwarteten Organdosen relativ klein. Aus diesem Grund ist die Position des Übersichtsradiogramms ein wichtiger Faktor. Abhängig von der kaudalen Länge und Position des Übersichtsradiogramms kann sich die Schilddrüse im Direktstrahl des Übersichtsradiogramms befinden und somit kann dieser Scan im Vorfeld der CT Untersuchung zu erheblichen Dosisbeiträgen führen.

Um den Einfluss von verschiedenen Positionierungen zu ermitteln, wurden zwei Messungen der Organdosen ohne ein Schutzmittel, aber mit um 25 mm in kranialer Richtung verschobenen Übersichtsradiogrammen, durchgeführt. Für beide Scans wurde der Scanbereich der eigentlichen Schnittbildakquisition gleich positioniert. Diese Verschiebung repräsentiert die Schwankungen der Positionierung des Übersichtsradiogramms durch kleine Abweichungen im Einschaltzeitpunkt der Röntgenröhre im verwendeten CT-Scanner.

6.3 Ergebnisse

Die absolute Organdosis für die Schilddrüse, das Sternum und die Brustdrüse ohne ein Schutzmittel für eine komplette Untersuchung wurde entsprechend bestimmt zu 2,65 mSv; 0,65 mSv und 0,27 mSv. Der Anteil des Übersichtsradiogramm allein wurde entsprechend zu 0,49 mSv; 0,11 mSv und 0,04 mSv bestimmt.

Die Ergebnisse des verschobenen Übersichtsradiogramms sowie der einzelnen Patientenschutzmittel sind in Tab. 6.2 und Abb. 6.6 dargestellt. Durch die Verschiebung des Übersichtsradiogramms wurden die Organdosen für die Schilddrüse, das Sternum und die Brustdrüsen entsprechend um 11 %, 43 % und 70 % reduziert.

Für das dünne 0,06 mm Pb-äquivalente Einweg-Produkt von F & L Medical Products wurde eine Reduktion um 5 %; 25 % bzw. 27 % gefunden.

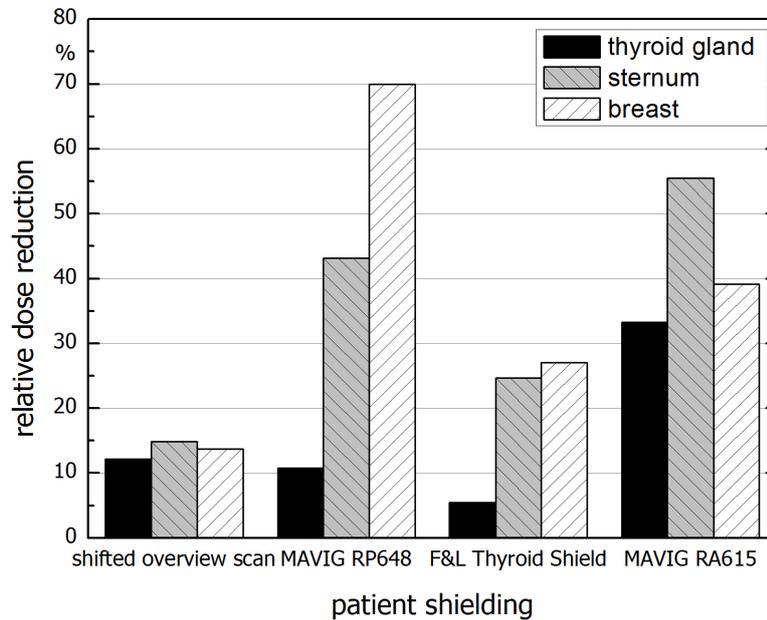


Abbildung 6.6: Organdosisreduktion durch verschiedene Patientenabschirmungen und der Effekt einer kranialen Verschiebung der Übersichtsaufnahme [63]

Tabelle 6.2: Gemessene Organdosen für drei verschiedene Patientenabschirmungen, einer kompletten CT-Untersuchung mit um 2,5 cm verschobener Übersichtsaufnahme und nur der Übersichtsaufnahme allein [63]

Schutzmittel	Schilddrüse	Sternum	Brustdrüse
	D / mSv	D / mSv	D / mSv
keines	2,65	0,65	0,27
Übersicht um 2,5 cm verschoben	2,32	0,56	0,23
Mavig RP648	2,36	0,37	0,08
F & L Schilddrüsenschutz	2,50	0,49	0,20
Mavig RA615	1,77	0,29	0,16
Übersicht allein	0,49	0,11	0,04

Der Mavig RA615 Schilddrüsen-Sternumschutz aus der persönlichen Schutzausrüstung des Personals mit dem höchsten Blei-Gleichwert von 0,5 mm senkte die Organdosen um 33 %; 55 % bzw. 39 %.

Bei keiner Patientenabdeckung wurden Rekonstruktionsartefakte beobachtet, wobei der Abstand der letzten rekonstruierten Schicht zum dorsalen Teil des Mavig RA615 nur 33 mm betrug.

6.4 Diskussion

Alle untersuchten Patientenabdeckungen konnten die Organdosen reduzieren. In einer Patientenstudie konnten Ngaile u.a. [69] die grundsätzliche Möglichkeit zur Reduktion der Hauteintrittsdosis für die Schilddrüse durch die Nutzung eines Schwamm-Materials und verschiedenen Bleifolien mit einer Dicke von 0,125 mm und 0,25 mm zeigen. Sie berichteten eine Reduktion der Hauteintrittsdosis von 37 % bzw. 51 %. Die hier gefundenen Ergebnisse sind mit diesen vergleichbar. Verglichen mit der Untersuchung von Buchgeister u.a. [68], in der eine Reduktion der Schilddrüsendosis um 43 % von 7,9 mSv auf 4,5 mSv (Bismuth-Abdeckung mit 0,125 mm Pb-äquivalenter Dicke) für eine Kopf-Hals-Untersuchung von 210 mm Länge berichtet wurde, bei der Teile der Schilddrüse im direkten Strahlengang lagen, wurde hier eine wesentlich geringere absolute Organdosis gemessen. Dies ist begründet durch die wesentlich kürzere Scanlänge von nur 143 mm.

Erwartungsgemäß erreicht das Schutzmittel mit dem größten Pb-Gleichwert die größte Reduktion der Organdosis der Schilddrüse. Dies ist zu erwarten, da die erste Schicht des Phantoms, die die Schilddrüse repräsentiert und in der TLDs platziert wurden, im direkten Strahlengang des Übersichtsradiogramms gelegen hat.

Die Organdosis des Sternums und der Brustdrüsen ergibt sich immer aus Streuprozessen, da diese Organe nicht im Scanfeld liegen. Eine Quelle hierfür ist Extra-Fokal-Strahlung, die am besten durch flächige Abdeckungen abgeschirmt wird. Die große Dosisreduktion der Brustdrüsenedosis durch die Mavig RP648 Abdeckung zeigt dies deutlich.

Eine weitere Quelle der Streudosis ist die Streuung im Phantom selbst. Durch die Positionierung des Phantoms und die Gantry Angulation während der Kopf-CT-Untersuchung können Photonen, die durch Streuung in der Scanregion entstanden

sind, das Phantom im Bereich des Kinns/Halses verlassen und treten dann im Bereich des Sternums oder der Brust wieder in das Phantom ein. Dieser Effekt wird durch die Dosisreduktion des F & L Schilddrüsenschutzes und des Mavig RA615 deutlich, da diese die Brust nicht abdecken.

Da das Phantom einen unbeweglichen Hals hat und ein Patient den Hals bei der Lagerung beugen würde, ändert sich die Geometrie leicht. Sternum und Brustdrüse des Patienten wären dann näher an der Scanregion womit leicht höhere Organdosen für Patienten als in der Messung am Phantom erwartet werden. Somit wäre die absolute Dosisreduktion der Organdosen sogar noch größer.

Der F & L Schilddrüsenschutz bietet die kleinste Organdosisreduktion, da er auch mit 0,06 mm Pb-Äquivalent den geringsten Absorptionsfaktor besitzt. Dennoch kann der Schutz von Vorteil sein, wenn aus hygienischen Gründen ein entsorgbares Einweg-Produkt benötigt wird oder der geplante Scanbereich die Schilddrüse einschließt, und daher Rekonstruktionsartefakte zu erwarten wären, wenn ein Schutzmittel mit größerem Pb-Äquivalent genutzt würde.

Aus praktischem Gesichtspunkt sind Schutzmittel, die nur einfach auf dem Patienten positioniert und nicht um den Patienten gewickelt werden müssen, von Vorteil und obwohl die Mavig RP648 nur 0,35 mm Pb-Äquivalent besitzt, reduziert diese Abdeckung die Sternum-Dosis vergleichbar dem Mavig RA615 Kragen mit 0,5 mm Pb-Äquivalent. Dieser praktische Vorteil ist zu einem gewissen Maß auch ein Nachteil aus Sicht des Strahlenschutzes. Denn in dorsaler Richtung besteht kein Strahlenschutz, da dorsal kein Abschirmmaterial vorhanden ist und abhängig von der Steifigkeit der Abdeckung auch im lateralen Bereich des Halses noch verbessert werden kann.

Wird die unterschiedliche Sensitivität der untersuchten Organe berücksichtigt, so sollte der weiblichen Brust besondere Aufmerksamkeit geschenkt werden. Entsprechend dem attributablen Lebenszeitrisiko für die Krebsinzidenz der weiblichen Brust von 15,9 %, dem roten Knochenmark von 7,0 % und der Schilddrüse von 1,6 % aller Krebsarten für eine 40-jährige Frau [79], wird die große Dosisreduktion der Mavig RP648 aus strahlenbiologischen Überlegungen relevanter.

Zusammengefasst lassen sich folgende Empfehlungen formulieren: Für männliche Patienten sollte der Mavig RA615 Kragen genutzt werden, wenn möglich. Bei Schwierigkeiten, die die Nutzung verhindern (z.B. Schutz ist würgend, Patient nicht

kooperativ), sollte die Mavig RP648 genutzt werden. Für weibliche Patienten sollte direkt die Mavig RP648 Abdeckung verwendet werden. Wenn ein Einweg-Produkt erforderlich ist, sollte der F & L Schilddrüsenschutz verwendet werden um den Strahlenschutz zu gewährleisten.

Zusätzlich zu einem Strahlenschutzmittel sollte auch auf die Untersuchungsplanung geachtet werden. Dies bedeutet, dass das Übersichtsradiogramm zu Beginn der Untersuchung so kurz wie möglich sein sollte, denn eine Verschiebung von 25 mm in kranialer Richtung führt zu einer Dosisreduktion vergleichbar mit der Dosisreduktion einer 0,35 mm Blei-Abdeckung. Bei ungünstiger Positionierung des Scanfeldes oder wesentlich längeren Scanbereichen, die in der klinischen Praxis auftreten können, erhöht sich die Effektivität der Schutzmittel.

Sollte der Scanbereich der Schichtbildaquisition ein Schutzmittel erreichen oder sehr nahe daran reichen und somit eine Kopf-Hals-Untersuchung durchgeführt werden, muss besondere Aufmerksamkeit auf die Dosisautomatik gerichtet werden. Wird ein Scanprotokoll mit Röhrenstrommodulation genutzt, dessen Modulationsalgorithmus auf den Daten des Übersichtsradiogramms basiert, würde dieser Algorithmus die zusätzliche Schwächung des Schutzmittels kompensieren und den Röhrenstrom im Bereich des Schutzmittels anheben und somit die Dosis erhöhen. In diesem Fall sollte das Schutzmittel erst nach dem Übersichtsradiogramm am Patienten angelegt werden. Dies ist nur bei den neu entwickelten Modellen möglich ohne den Patienten zu bewegen. Sollte die Dosismodulation Online-Detektordaten verwenden, kann kein Schutz verwendet werden, wenn er im Scanbereich liegt.

7 Weitere Anwendungen der entwickelten Methoden und Techniken

7.1 Adaptiver Kollimator

7.1.1 Zielstellung

Bei Spiral-CTs erfolgt die Datenaquisition während der Röhrenrotationen bei kontinuierlicher Bewegung des Untersuchungstischs – und somit des Patienten – durch den Fächerstrahl hindurch. Dadurch ergibt sich die dieser Art von Computertomographen namensgebende Spiralaquisition. Da für die Bildrekonstruktion einer axialen Schicht Daten aus mindestens 180° , also einer halben Röhrenrotation, zur Verfügung stehen müssen, muss der Scanbereich am Anfang und Ende um jeweils eine halbe Röhrenrotation verlängert werden, sodass die erste und letzte Schicht rekonstruiert werden kann. Diese Besonderheit bei Spiral-CTs wird „Overscanning“ oder auch „OVERRANGING“ [70] genannt und wird umso größer, je größer die Gesamtkollimation des CTs ist.

In modernen Computertomographen werden bis zu 320 Detektorzeilen eingesetzt. Dadurch verbreitert sich der Bereich, der mit einer Rotation der Röntgenröhre erfasst werden kann und die Untersuchungszeit sinkt. Zusätzlich können an diesen Geräten Rotationszeiten von 0,3 s oder kleiner eingesetzt werden, womit eine gute zeitliche Auflösung erreicht wird, sodass beispielsweise in der Herzbildgebung das schlagende Herz mit einer oder zwei Röhrenrotationen komplett erfasst werden kann, sowie nahezu ohne Bewegungsartefakte dargestellt werden kann.

Werden solche Geräte im Spiral-Modus mit voller Kollimation betrieben, so ergibt sich aufgrund der großen Detektorbreite auch ein großer Overscanning-Bereich und somit erhöht sich die Strahlenexposition des Patienten. Eine Möglichkeit die Strahlenexposition aufgrund des Overscannings zu verringern ist, den Kollimator zu Beginn des Scans zu öffnen, sodass bei Beginn des geplanten Scanbereichs der Kollimator vollständig geöffnet ist und zum Ende des Scans den Kollimator analog dazu wieder zu schließen. Diese Technik wird als adaptiver oder dynamischer Kollimator bezeichnet. In diesem Abschnitt wird die Effektivität dieser Technik mit den im Vorfeld etablierten Dosimetrieverfahren evaluiert.

Da für die radiologische Praxis die Bildqualität ein wichtiges Kriterium ist, wurde zusätzlich zur Bestimmung der Auswirkungen des Pitches auf die Overscanning-Länge, und damit auf die Patientendosis, auch der Einfluss des Pitches auf die Bildqualität untersucht. Hierfür wurde an repräsentativen Regionen in den Schnittbildern eines anthropomorphen Phantoms als Bildqualitätsparameter das Rauschen gemessen.

7.1.2 Material und Methoden

Da der adaptive Kollimator an den zur Verfügung stehenden, klinisch genutzten Computertomographen nicht gezielt an- und ausgeschaltet werden kann, wurden zwei möglichst gleiche Computertomographen verglichen, wobei eines der Geräte mit dem adaptiven Kollimator ausgerüstet ist. Für den Vergleich wurde ein Philips iCT 256 – 256 Zeilen, mit adaptivem Kollimator – und ein Philips Ingenuity – 64 Zeilen, ohne adaptiven Kollimator – genutzt und die Overscanning-Länge in Abhängigkeit des gewählten Pitch-Faktors bestimmt. Um gleiche Scanparameter verwenden zu können, wurde die Gesamtkollimation bei beiden Geräten mit $64 \times 0,625$ mm gewählt sowie als weitere Parameter: 120 kVp; 300 mAs.

Zur Bestimmung des Overscannings wurde Gafchromic XR-CT2 radiochromer Film eingesetzt, der aus dem gleichen Material wie der in den Abschnitten 4.3 und 6.2 bereits verwendete Gafchromic XR-QA2 besteht und zusätzlich eine aufgedruckte Längenskala für eine erste visuelle Direktauswertung enthält. Der Dosimetriefilm wurde mit Hilfe einer angefertigten Aufständerung an den Lasermarkierungen der Computertomographen so positioniert, dass der geplante Scanbereich immer an der gleichen Stelle endet.

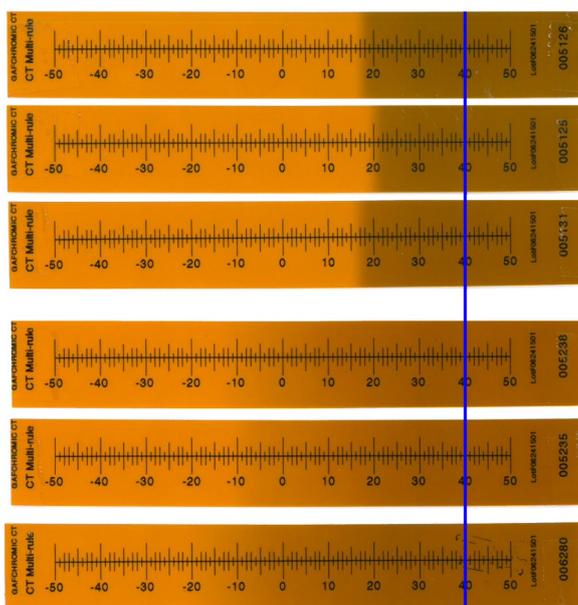


Abbildung 7.2: Gafchromic XR-CT2 mit Pitch 0,609 - 1,015 am Philips iCT 256 mit adaptivem Kollimator (oben) und Philips Ingenuity ohne adaptivem Kollimator (unten). Die blaue Markierung gibt das Ende des geplanten Scanbereichs an. [80]

bereich markiert. Es ist bereits qualitativ der Einfluss des adaptiven Kollimators erkennbar. Die oberen 3 Filme, die am CT mit adaptivem Kollimator bestrahlt wurden, zeigen einen wesentlich steileren Dosisgradienten und somit kleineres Overscanning.

Die quantitative Auswertung ist in Abb. 7.3 dargestellt. Unter den gewählten Kriterien für die untere Schwelle zur Begrenzung des Overscannings, ergibt sich eine Reduktion der Overscanning-Länge durch den adaptiven Kollimator von rund 50 %, wobei das Overscanning umso größer wird, je größer der Pitch ist. So erhöht sich die Overscanning-Länge am CT ohne adaptiven Kollimator von 100 mm bei einem Pitch von 0,609 auf 114 mm bei einem Pitch von 1,015. Am Gerät mit adaptivem Kollimator erhöht sich die Overscanning-Länge von 46 mm bei einem Pitch von 0,609 auf 64 mm bei einem Pitch von 1,015. Da bei größerem Pitch der Untersuchungstisch schneller bewegt wird und somit die Scanspirale gestreckt wird, entspricht dies den Erwartungen.

Die Ergebnisse der Ermittlung des Rauschens sind in Tab. 7.1 dargestellt. Aufgeführt sind jeweils die mittleren HU der eingezeichneten ROIs sowie die Standardabweichung der HU-Werte der innerhalb der ROI liegenden Voxel. Hierbei wurde für

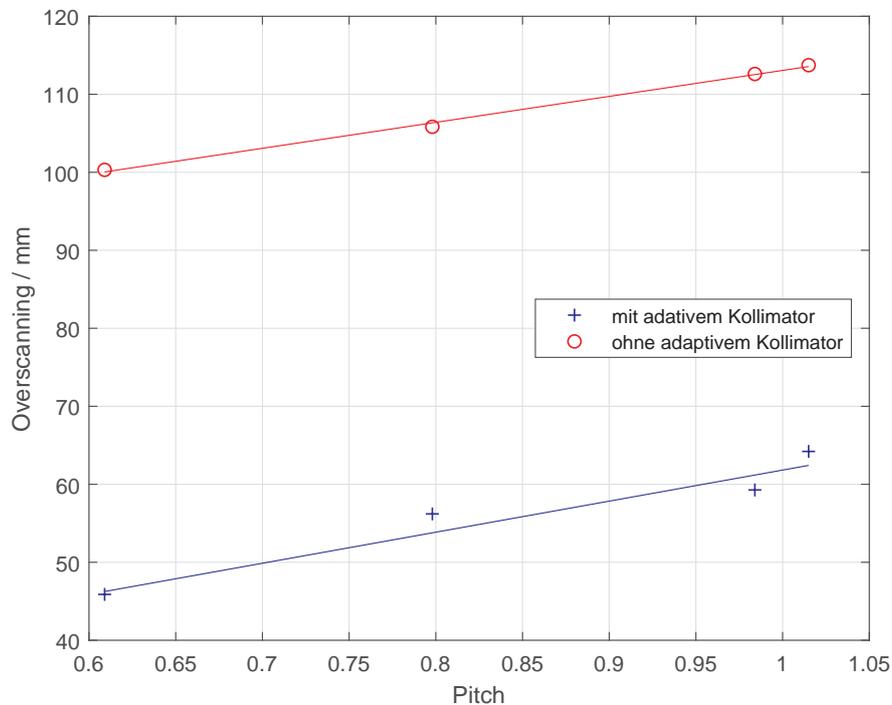


Abbildung 7.3: Overscanning-Länge mit und ohne dynamischem Kollimator – untere Schranke bei 10 % der Dosis im geplanten Scanfeld – in Abhängigkeit vom eingestellten Pitchfaktor (nach [80])

Tabelle 7.1: Standardabweichung der Hounsfield-Einheiten (HU) in drei repräsentativen ROI im CIRS Atom Phantom im Standard-Abdomen-Protokoll bei 120 kVp (nach [80])

Pitch	Knochen		Weichteil		Lunge	
	HU	σ	HU	σ	HU	σ
0,601	775	24	25	13	-786	17
0,758	777	25	26	13	-790	17
0,804	777	26	25	14	-782	18
0,992	778	26	25	14	-789	18

Knochen ein mittlerer Wert von 777 HU mit einer Standardabweichung von 25 HU ermittelt. Dieses Rauschen charakterisiert den Messprozess des CT-Scanners bei der Bildaufnahme und den verwendeten Bildrekonstruktionsalgorithmus. Der Einfluss des eingestellten Pitches zeigt sich in den Schwankungen des Rauschens zwischen den einzelnen Pitch-Werten. Im Falle der ROI Knochen wurde hier eine Schwankung von 2 HU, für die ROI Weichteil von 1 HU und für die ROI Lunge von 1 HU ermittelt.

Beide untersuchten CTs nutzen bei der Untersuchungsplanung das Konzept der effektiven mAs. Hierbei wird das elektrische Röhrenstrom-Zeit-Produkt in Abhängigkeit des Pitches so modifiziert, dass die eingestrahelte Dosis konstant bleibt. Da die Bildqualität, bzw. speziell das Rauschen, bei Computertomographen in erster Linie von der eingestrahelten Dosis und dem verwendeten Rekonstruktionsalgorithmus abhängt, welcher für diese Auswertung immer beibehalten wurde, entspricht die gefundene Unabhängigkeit des Rauschens vom Pitch den Erwartungen. Bei Computertomographen, an denen direkt die elektrischen mAs eingestellt werden, müssen diese in Abhängigkeit des Pitches korrigiert werden um die gleiche Bildqualität beizubehalten.

Die Dosisreduktion durch den adaptiven Kollimator hängt schließlich noch von der Scanlänge ab. Bei kleinen Scanlängen, wie beispielsweise beim Scan von Wirbelsäulenabschnitten, ist der Beitrag des Overscannings zur Gesamtdosis anteilmäßig größer als bei großen Scanlängen wie beispielsweise einem Thorax-Abdomen-Scan. Je nach Scanlänge beträgt die Dosisreduktion dann 10 % to 30 % [70].

7.1.4 Schlussfolgerungen

Der adaptive Kollimator reduziert die Exposition der an den eigentlichen Scanbereich angrenzenden Körperregionen erheblich. Zur weiteren Reduktion sollte der Pitch so klein wie möglich gewählt werden unter Berücksichtigung des möglichen Auftretens von Bewegungsartefakten oder Problemen bei der Kontrastmittelverfolgung.

7.2 Cone-Beam-CT

7.2.1 Zielstellung

In den Kapiteln 3 - 6 wurde der Transfer von Methoden und Dosimetrietechniken aus dem Bereich der Strahlentherapie in die Röntgendiagnostik zur Berechnung von Organdosen oder der effektiven Dosis gezeigt. Die entwickelten Methoden können jedoch auch wieder in der Dosimetrie für die Strahlentherapie angewandt werden, denn an Linearbeschleunigern werden vermehrt Bildgebungsmodalitäten eingesetzt. Deren Einsatz dient der Kontrolle und Verbesserung der Patientenlagerung. Dadurch kann der einen Tumor umschließende Sicherheitssaum, der eingeplant wird, um unter anderem Lagerungsunsicherheiten ausgleichen zu können, verkleinert werden und gesundes Gewebe besser geschont werden. Weitere Anwendungen ergeben sich im Rahmen der adaptiven Strahlentherapie, bei der etwaiges Tumor-Wachstum oder -Schrumpfung im Verlaufe der Therapie berücksichtigt wird, um die Therapie bzw. die Bestrahlungspläne, daran anzupassen [81] oder allgemein der bildgeführten Strahlentherapie („Image Guided Radio-Therapy“ IGRT) [82].

So werden seit 2003 mit der Röntgenbremsstrahlung der medizinisch genutzten Linearbeschleuniger sogenannte digitale Volumentomogramme (DVT), oder auch Kegelstrahl-Computertomogramme (CBCT) genannt, erzeugt [83]. Dieses Bildgebungsverfahren hat den Vorteil, dass Bildgebung und die subsequentielle Bestrahlungsbehandlung mit derselben Lagerung und demselben Isozentrum und so mit potentiell hoher Genauigkeit durchgeführt werden können. Der Nachteil ist die für die Bildgebung von menschlichem Gewebe hohe Energie der Röntgenbremsstrahlung des Linearbeschleunigers, womit die resultierenden Bildkontraste geringer ausfallen als bei Nutzung von Röntgenröhren.

Die heute üblichen Fraktionierungsschemen der Strahlentherapie, beispielsweise zur Behandlung von Prostata-Karzinomen [84], sehen bis zu 45 Einzelfraktionen vor, bei denen in speziellen Fällen auch immer eine Lagerungskontrolle mittels CBCT-Bildgebung stattfinden kann. Sollten größere Abweichungen bei der Lagerung des Patienten auftreten, wird das CBCT nach Lagerungskorrektur wiederholt, um die korrigierte Lagerung zu verifizieren. Im Verlauf der gesamten Therapie werden so unter Umständen bis zu 50 CBCTs für einen Patienten angefertigt. Da sich hierbei nicht unerhebliche Dosisbeiträge summieren können, ist die Dosimetrie der CBCT

von großem Interesse, um diese Dosisbeiträge in der Bestrahlungsplanung berücksichtigen zu können.

Im Rahmen einer Masterarbeit [85] wurden Methoden entwickelt, um die Strahlenexposition einer CBCT-Einrichtung eines Linearbeschleunigers zu bestimmen und diese anschließend mit der Strahlenexposition anderer bildgebender Verfahren zur Lagerungskontrolle verglichen. Für eine schnelle Abschätzung der effektiven Dosis sowie einzelner spezifischer Organdosen wurden zusätzlich Konversionsfaktoren bestimmt, die eine Abschätzung dieser Dosisgrößen direkt aus den Einstellparametern der CBCT-Einrichtung ermöglichen.

Anschließend wurden mit Hilfe der ermittelten Konversionsfaktoren für verschiedene Patienten Organdosen bestimmt und mit über ein Bestrahlungsplanungssystem berechneten Organdosen verifiziert. Die Dosisberechnung des Bestrahlungsplanungssystems wiederum wurde durch vorherige Verifikationsmessung des $CTDI_{300}$ in einem selbstentwickelten Phantom überprüft.

7.2.2 Material und Methoden

Alle Messungen wurden an einem Siemens Artiste Linearbeschleuniger am Pius-Hospital Oldenburg durchgeführt. Bei diesem medizinischen Linearbeschleuniger wird direkt der Therapie-Photonenstrahl mit einer maximalen Photonenenergie von 6 MeV sowie ein Silizium-basierter Flachdetektor in einem Fokus-Detektor-Abstand von 145 cm für die Lagerungskontrolle mittels CBCT genutzt. Das sogenannte „Field-of-View“, also die maximal darstellbare Objektgröße, für Cone-Beam-CTs beträgt an diesem Gerät $27,4 \text{ cm} \times 27,4 \text{ cm}$.

Für die Berechnung der verschiedenen Organdosen wurde das Bestrahlungsplanungssystem Oncentra MasterPlan 4.3 von Nucletron genutzt. Diese Software ermöglicht die Konturierung einzelner Strukturen und/oder Organe in CT-Scans von Phantomen und Patienten, die Definition der Rotationsbestrahlung durch den CBCT-Scan sowie die Dosisberechnung für die Voxel dieser Strukturen.

Zur Verifikation der Dosisberechnung des Bestrahlungsplanungssystems wurde in einem ersten Schritt ein zylinderförmiges Phantom aus PMMA mit 16 cm Durchmesser und 50 cm Länge entwickelt. Zur besseren Handhabung wurde das Phantom aus

jeweils 10 cm langen Abschnitten zusammengesetzt, die jeweils gefälzte Kanten besitzen, um durchgängige Spalte zwischen den einzelnen Phantomabschnitten auszuschließen. Zusätzlich besitzt das Phantom eine durchgehende Bohrung im Zentrum sowie jeweils 4 durchgehende Bohrungen in 1 cm Abstand von der Peripherie in einem Winkel von 90° zueinander verteilt zur Aufnahme einer bleistiftförmigen Ionisationskammer zur Messung des Dosis-Längen-Produkts (siehe Kapitel 2.3.2) bzw. $CTDI_{300}$ (siehe Kapitel 2.3.1). Die jeweils nicht für die Messung genutzten Bohrungen wurden mit einem PMMA Stopfen verschlossen.

Als Ionisationskammer wurde eine PTW T30017 Ionisationskammer mit einem zylinderförmigen aktiven Volumen der Länge 300 mm genutzt. Hierbei handelt es sich um einen Prototypen, basierend auf einer ansonsten baugleichen Ionisationskammer vom Typ PTW T30009 mit einem zylinderförmigen aktiven Volumen der Länge 100 mm, welche routinemäßig zur Bestimmung des $CTDI_{vol}$ genutzt wird. Da es sich um einen unkalibrierten Prototypen handelte, erfolgte die Kalibrierung dieser Ionisationskammer ebenfalls am selben Linearbeschleuniger durch Kreuzkalibrierung mit einer PTW T31013 mit einem aktiven Volumen von 0,3 cm. Beide Ionisationskammern wurden an einem PTW Unidos Elektrometer betrieben.

Für die Kreuzkalibrierung wurde ein $20\text{ cm} \times 40\text{ cm}$ großes Bestrahlungsfeld gewählt, sodass auch die lange PTW T30017 Ionisationskammer vollständig bestrahlt wurde. Für diese von der Kalibrierung der PTW T31013 abweichenden Bestrahlungsbedingungen wurden folgende Korrekturfaktoren angewandt: Strahlqualität k_Q , Sättigung k_S , Verdrängungseffekt k_r sowie Druck- und Temperaturkorrektur k_{TP} . Mit dieser Kalibrierung wurde daraufhin für das Standard-Protokoll für ein CBCT am genutzten Linearbeschleuniger mit der PTW T30017 das Dosis-Längen-Produkt in allen 5 Messpositionen ermittelt.

Zur Validierung der Kalibrierung und der Dosisberechnung innerhalb des Bestrahlungsplanungssystems wurde das verwendete PMMA-Phantom im Bestrahlungsplanungssystem konstruiert und die realen Messpositionen (Zentrum und jeweils 4 Peripherie-Positionen) als „Region of Interest (ROI)“ definiert. Anschließend wurde eine Rotationsbestrahlung mit 200° Rotation - beginnend bei 260° und endend bei 100° , wie es das genutzte Standard-Protokoll für ein CBCT am verwendeten Linearbeschleuniger vorsieht, geplant und die Dosisverteilung berechnet.

Abschließend wurde für die Bestimmung von Konversionsfaktoren ein CT eines anthropomorphen weiblichen Phantoms „Irene“ von CIRS ATOM angefertigt. Dieses

Phantom wurde gewählt, da es einen standardisierten „Durchschnittsmenschen“ repräsentiert. In den einzelnen CT-Bildern wurden ROIs für die Organe, die für die Berechnung der effektiven Dosis notwendig sind, sowie die Augenlinsen konturiert und ein Bestrahlungsplan für ein Standard-CBCT erstellt.

Zur Prüfung der Anwendbarkeit und erzielbaren Genauigkeit der Abschätzung der Organdosen durch Konversionsfaktoren wurden für randomisierte Patienten-CTs ebenfalls Dosisverteilungen von CBCTs berechnet. Dabei wurden jeweils 20 Fälle für folgende anatomische Regionen berücksichtigt: Schädel, Hals, Thorax, Abdomen und Hüften.

In einem letzten Schritt wurden schließlich zusätzlich zu den Organdosen, der für die Strahlentherapie wichtigen Risikoorgane, weitere Organdosen für das CIRS ATOM Phantom berechnet, um die effektive Dosis für die CBCT-Scans am Linearbeschleuniger berechnen zu können und mit Literaturwerten anderer Bildgebungsmodalitäten verglichen. Hierbei wurden die Wichtungsfaktoren w_T aus der ICRP Publikation 103 [86] verwendet.

7.2.3 Ergebnisse und Diskussion

Die Ergebnisse der Validierung der Dosisberechnung im Bestrahlungsplanungssystem mit der Dosismessung nach Kreuzkalibrierung mit Hilfe der PTW T30017 Ionisationskammer sind in Tabelle 7.2 dargestellt. Aufgrund der 200° Rotation des Standard-CBCT-Protokolls, bei der der Winkelbereich im Bereich, bei dem durch den Patiententisch durchgestrahlt würde, ausgelassen wird, ergibt sich keine rotations-symmetrische Verteilung der Messwerte. Der Wert für die Messposition „Oben“ ist erwartungsgemäß größer als der Wert für die Messposition „Unten“ wobei die Werte für „Rechts“ und „Links“ gut übereinstimmen.

Im Vergleich zu den im Bestrahlungsplanungssystem berechneten Werten zeigt sich die größte Differenz für den Messpunkt „Zentrum“. Dies deutet darauf hin, dass mit steigender Phantomtiefe die Abweichungen zwischen Messung und Berechnung größer werden. Ein Grund hierfür könnte das Phantommaterial PMMA sein, dass im Energiebereich des Linearbeschleunigers nicht vollständig wasseräquivalent ist. Im Bestrahlungsplanungssystem wurde zwar eine Elektronendichte der von PMMA entsprechend berücksichtigt, jedoch wurden im Bestrahlungsplanungssystem tabellierte Werte genutzt und individuelle Fertigungstoleranzen des genutzten Phantoms

Tabelle 7.2: Validierung der Dosisberechnung des Bestrahlungsplanungssystems mittels Messung des Dosis-Längen-Produkts an einem PMMA-Phantom mit 16 cm Durchmesser und 50 cm Länge. Die Messpositionen: Oben, Rechts, Links und Unten befinden sich in 1 cm Abstand von der Peripherie des Phantoms (nach [85]).

Messposition	Zentrum	Oben	Rechts	Links	Unten
DLP / mGycm berechnet	1816,6	2197,5	1885,1	1890,6	1567,3
DLP / mGycm gemessen	1727,5	2223,8	1865,9	1846,8	1536,6
rel. Abweichung / %	-4,9	1,2	-1,0	-2,3	-2,0

werden so nicht berücksichtigt. Ebenso beziehen sich Korrekturfaktoren wie k_Q und k_r auf Wasser als Umgebungsmaterial. Zudem ist nur die Differenz für die Messposition „Oben“ positiv, was auf eine minimale Dezentrierung des Phantoms hinweist. Insgesamt sind die festgestellten Abweichungen zur Dosisberechnung, die ebenfalls Unsicherheiten besitzt, jedoch unter Berücksichtigung der durchzuführenden Kreuzkalibrierung zweier Ionisationskammern akzeptabel.

Analog zur Definition des $CTDI_{vol}$ für die Computertomographie (siehe Kapitel 2.3.1) kann auch für CBCT-Scans ein $CTDI_{300}$ angegeben werden. Der Index 300 verdeutlicht hierbei, dass mit einer 300 mm langen Ionisationskammer gemessen wurde. Bei Anwendung der Gleichung 2.6 ergibt sich somit ein $CTDI_{300}$ von 62,1 mGy für die Berechnung im Bestrahlungsplanungssystem und 60,7 mGy für die Messung. Dies entspricht einer relativen Abweichung von -2,3 %. Dieser Wert berücksichtigt aufgrund der gewichteten Kombination der Messwerte in Peripherie und Zentrum die Strahlenqualität der CBCT-Anlage und macht somit Vergleiche von verschiedenen Anlagen möglich. Die Interpretation als mittlere Dosis pro Schicht im Scanbereich ist jedoch nur eingeschränkt möglich und würde einen zu hohen Wert liefern. Da bei der Bestimmung des CTDI ein größerer Bereich als die eigentliche Primärkollimation des CT bzw. CBCT genutzt wird, wird immer auch Dosis aus Streustrahlung berücksichtigt. Bei CT-Scans mit Tischvershub ist dies auch gewünscht, da sich diese Streustrahlungsanteile durch den Tischvorschub summieren und die Dosis pro Schicht erhöhen. Bei CBCT-Scans, bei denen für gewöhnlich kein Tischvorschub erfolgt, tragen die Streustrahlungsanteile jedoch nicht zur Dosis im Scanbereich bei,

womit der berechnete $CTDI_{300}$ die mittlere Dosis pro Schicht im Scanbereich überschätzt.

Der Einfluss der CBCT-Scans auf die Organdosen der für die Bestrahlungsplanung wichtigen Risikoorgane in den typischen Scanregionen ist in Tabelle 7.3 dargestellt. Da das verwendete CBCT-Protokoll in der Routine unabhängig von der Scanregion immer gleich verwendet wurde, wurde für alle Scanregionen das gleiche DLP von 1663 mGycm, berechnet mit dem $CTDI_{300}$ von 60,7 mGy und einer Scanlänge von 27,4 cm, verwendet. Die unterschiedlichen Organdosen H_T , die im Bestrahlungsplanungssystem berechnet wurden, resultieren somit aus der unterschiedlichen Lage des Scanfeldes sowie der jeweiligen anatomischen Position des Organs. Zusätzlich ist für die Risikoorgane die sich ergebende kumulative Organdosis $H_{T,cum}$ angegeben, wobei eine maximale Anzahl von zwei CBCT pro Fraktion angenommen wurde.

Die kumulativen Organdosen, die sich durch wiederholte CBCT-Scans im Laufe einer Strahlentherapie-Behandlung für den Patienten ergeben, liegen für alle Risikoorgane im Scanbereich bei 3,45 Gy für die Rektumrückwand beim Becken-CBCT bis 4,9 Gy für die Blase beim Becken-CBCT. Diese sollten bei der Bestrahlungsplanung berücksichtigt werden um Toleranzdosen dieser Risikoorgane nicht zu überschreiten. Für das Myelon wurde das Maximum der Dosisverteilung im Organ angegeben, da in diesem Fall eine Überschreitung der Toleranzdosis in einem Teil des Myelons bereits zu schwerwiegenden Komplikationen wie z.B. einer Querschnittslähmung führen kann. Mit Hilfe der ermittelten Konversionsfaktoren kann außerdem bei Verwendung eines modifizierten CBCT-Protokolls mit einem anderen Dosis-Längen-Produkt die Organdosis der Risikoorgane ohne erneute Berechnung im Bestrahlungsplanungssystem abgeschätzt werden.

Der Vergleich der am Phantom „Irene“ ermittelten Organdosen mit individuell berechneten Organdosen, die für jeweils 20 Patienten pro Scanregion mit Hilfe des Bestrahlungsplanungssystems berechnet wurden, ist in Tabelle 7.4 dargestellt. Hierbei wurde wieder das Standard-CBCT-Protokoll am Siemens Artiste Linearbeschleuniger mit einem Dosis-Längen-Produkt von 1663 mGycm zugrunde gelegt.

Die ermittelten Abweichungen zu den am Phantom ermittelten Organdosen liegen zwischen 0,8 % für die Augen beim Kopf-CBCT und 19,3 % für die Humerusköpfe beim Thorax-CBCT. Die größeren Abweichungen im Bereich von 10 % und darüber ergeben sich bei Risikoorganen, die am Rand des Scanbereichs liegen. Dadurch werden diese abhängig von der Patientenlagerung zu unterschiedlich großen Teilen vom

Tabelle 7.3: Berechnete Organdosen H_T und Konversionsfaktoren für das Phantom „Irene“ bei verschiedenen CBCT-Scans. Für die Berechnung der kumulativen Organdosis $H_{T,cum}$ wurde die angegebene Fraktionsanzahl und max. 2 CBCT pro Fraktion angenommen (nach [85]).

Scanregion Organ	DLP mGy cm	H_T mSv	Konv.-faktor mSv / mGy cm	Fraktionen	$H_{T,cum}$ Gy
Kopf	1663			25	
Augen		89,7	0,054		4,48
Gehirn		76,9	0,046		3,84
Myelon (max.)		75,0	0,045		3,75
Hals 1 (Augen im Scan)	1663			25	
Augen		90,7	0,055		4,53
Myelon (max.)		76,6	0,046		3,83
Hals 2 (Augen nicht im Scan)	1663			25	
Augen		5,2	0,003		0,26
Myelon (max.)		76,8	0,046		3,84
Thorax	1663			28	
Humeruskopf		61,6	0,037		3,45
Herz		70,0	0,042		3,92
Lunge		73,2	0,044		4,10
Myelon (max.)		70,2	0,042		3,93
Abdomen	1663			28	
Leber		77,6	0,047		4,35
Niere		70,0	0,042		3,92
Myelon (max.)		68,7	0,041		3,85
Becken	1663			31	
Blase		79,0	0,048		4,90
Hüftkopf		71,6	0,043		4,43
Rektum (ges.)		58,2	0,035		3,61
Rektumrückwand		55,7	0,034		3,45

Tabelle 7.4: Vergleich der am Phantom „Irene“ bestimmten Organdosen H_T mit im Bestrahlungsplanungssystem berechneten mittleren Organdosen \bar{H}_T von jeweils 20 Patienten-CTs für das Standard-CBCT-Protokoll mit einem DLP von 1663 mGycm (nach [85])

Scanregion Organ	Phantom	Patienten		rel. Abweichung
	H_T mSv	\bar{H}_T mSv	$\sigma(H_T)$ mSv	%
Kopf				
Augen	89,7	89,0	2,7	0,8
Gehirn	76,9	74,3	2,4	3,3
Myelon (max.)	75,0	72,7	3,1	3,1
Hals 1				
(Augen im Scan)				
Augen	90,7	88,6	2,5	2,3
Myelon (max.)	76,6	78,9	2,7	-3,0
Hals 2				
(Augen nicht im Scan)				
Augen	5,2	5,3	1,22	-1,9
Myelon (max.)	76,8	79,4	2,7	-3,4
Thorax				
Humeruskopf	61,6	49,7	11,13	19,3
Herz	70,0	66,0	4,8	5,7
Lunge	73,2	70,9	5,9	3,1
Myelon (max.)	70,2	67,1	4,3	4,4
Abdomen				
Leber	77,6	69,4	6,1	10,6
Niere	70,0	64,3	3,7	8,1
Myelon (max.)	68,7	61,8	4,8	10,1
Becken				
Blase	79,0	68,1	3,6	13,8
Hüftkopf	71,6	69,0	2,5	3,5
Rektum (ges.)	58,2	55,6	2,4	4,5
Rektumrückwand	55,7	53,5	2,5	4,0

Tabelle 7.5: Effektive Dosis der verschiedenen untersuchten CBCT-Scans für das Standard-CBCT-Protokoll sowie vergleichende Literaturwerte anderer Bildgebungsmodalitäten (nach [85])

Bildgebungs- modalität	Effektive Dosis E / mSv				
	Kopf	Hals	Thorax	Abdomen	Becken
MV-CBCT (diese Arbeit)	9,65	17,03 (Hals 1) 27,23 (Hals 2)	35,12	29,22	14,27
MV-CBCT [87]	-	4,82	-	-	7,01
kV-CBCT [87, 88]	0,04 - 0,12	8,54	1,82 - 7,15	-	3,73 - 6,25
2 Ebenen kV [89]	-	0,05	-	-	0,6
2 Ebenen MV [89]	-	10,3	-	-	8,5

Direktstrahl des CBCT erfasst, was zu Unterschieden in der Organdosisbestimmung führt, da diese der Mittelwert der Dosisverteilung über das gesamte Organ darstellt. Die großen Standardabweichungen zwischen den Patienten für diese Fälle zeigen dies ebenso. Zusätzlich werden bei Thorax-CBCTs die Arme der Patienten über dem Kopf gelagert. Dies ist mit dem anthropomorphen Phantom nicht möglich, womit es zu anatomisch bedingten Unterschieden kommt, die ebenso einen Einfluss auf die Dosisberechnung haben.

Es fällt weiterhin auf, dass für die CBCT am Körperstamm die ermittelten mittleren Organdosen, die mit den Patienten-CTs berechnet wurden, konsistent kleiner sind als für das Phantom. Ursache hierfür kann die Größe des Phantoms sein, die im Vergleich zu den zufällig ausgewählten Patienten um rund 4 cm bis 6 cm [85] ausfällt. Insgesamt sind die ermittelten Abweichungen und damit die potentiellen Unsicherheiten bei der Nutzung der ermittelten Konversionsfaktoren, im Vergleich zu sonst im Strahlenschutz gebräuchlichen Konversionsfaktoren und deren Unsicherheiten von typischerweise 20 % [14], klein.

Die Ergebnisse der Berechnung der effektiven Dosis der CBCT-Scans sind in Tabelle 7.5 dargestellt. Zusätzlich zu den in dieser Arbeit ermittelten Werten wurden Literaturwerte als Vergleich ebenso aufgenommen. Hierbei wurden auch andere Bildgebungsmodalitäten, die bei der Lagerungskontrolle in der Strahlentherapie eingesetzt werden können, sowie eine andere Studie zu CBCT mit MV-Photonenstrahlung eines Linearbeschleunigers zum Vergleich aufgenommen [85].

Die hier ermittelten effektiven Dosen liegen im Bereich zwischen 9,65 mSv für den Kopf-Scan und 35,12 mSv für den Thorax-Scan. Da für alle Scanbereiche das gleiche Dosis-Längen-Produkt von 1663 mGycm und die gleiche Scangröße von $27,4\text{ cm} \times 27,4\text{ cm}$ genutzt wurde, ergeben sich diese Unterschiede aus den unterschiedlichen Wichtungsfaktoren w_T bzw. Sensibilitäten der exponierten Organe sowie dem jeweiligen Durchmesser des Phantoms im Scanbereich. Aufgrund der relativ kleinen w_T im Kopfbereich ergibt sich hier die geringste effektive Dosis. Im Thoraxbereich liegen mit der Lunge und der weiblichen Brust zwei Organe mit hoher Strahlensensibilität und demzufolge hohem w_T , daher ergibt sich hier die höchste effektive Dosis.

Die beiden Scanregionen Hals 1 und 2 unterscheiden sich in der Positionierung des Scangebiets. Bei Hals 2 wurde die gleiche Scangröße wie bei Hals 1 verwendet, allerdings wurde die Scanmitte weiter kaudal lokalisiert um die Augenlinsen nicht direkt zu exponieren. Dabei wird allerdings ein größerer Teil der Lunge und auch Teile der weiblichen Brust exponiert. Da die Augen nicht direkt in die Berechnung der effektiven Dosis eingehen und Lunge und weibliche Brust jedoch beide einen hohen w_T haben, ergibt sich für den Scan Hals 2 eine höhere effektive Dosis bei geringerer Augenlinsenbelastung von 0,04 mSv zu 0,78 mSv pro Scan.

Der Vergleich mit der Studie von Gu et al. [87], bei der ebenfalls MV-CBCT für die Scanregionen Hals und Becken untersucht wurden, zeigt hier höhere effektive Dosen. Bei Gu et al. [87] wurde jedoch ein größeres (186 cm), schwereres (108 kg) männliches Phantom verwendet, wohingegen das hier verwendete weibliche Phantom nur 160 cm groß und 55 kg schwer ist. Zusätzlich wurde auch nur 75 % der Einfallsdosis (6 MU statt 8 MU hier) verwendet. Somit erscheinen die große Differenz beim Hals-Scan, der die weibliche Brust zum Teil abdeckt, sowie die damit verglichen kleinere Abweichung beim Becken-Scan plausibel.

Verglichen mit anderen Bildgebungsmodalitäten zur Lagerungskontrolle aus der Literatur ist das MV-CBCT mit der höchsten effektiven Dosis verbunden. Danach folgt die Lagerungskontrolle mittels zweier orthogonaler Aufnahmen mit dem MV-Photonenstrahl des Linearbeschleunigers mit 10,3 mSv für Hals-Aufnahmen und 8,5 mSv für Becken-Aufnahmen, was etwa 60 % des Dosisniveaus des MV-CBCT entspricht. Das MV-CBCT erzeugt jedoch einen dreidimensionalen Datensatz und bietet so bessere Möglichkeiten zur Erfassung etwaiger Lagerungsabweichungen und somit auch zur Ermittlung der notwendigen Lagerungskorrektur.

Die nächst niedrigere effektive Dosis erzeugt das CBCT mit einer zusätzlich am Linearbeschleuniger angebrachten Röntgeneinrichtung. Abhängig von den Scanparametern und Scanregionen wurden hier effektive Dosen im Bereich von 0,04 mSv für Kopf-Scans [88] bis zu 8,54 mSv für Hals-Scans [87] berichtet. Zusätzlich zu der reduzierten Dosis bietet der Einsatz von kV-Röntgenstrahlung den Vorteil eines wesentlich besseren Kontrasts aufgrund der niedrigeren Photonenenergie. Nachteilig ist, dass eine vollständige Röntgeneinrichtung, vor allem also Röntgenstrahler, Generator und Bildempfänger, notwendig sind, die zudem auf das Isozentrum des Linearbeschleunigers ausgerichtet sein müssen, um eine korrekte Lagerungskontrolle zu ermöglichen.

Die geringste Dosis in diesem Vergleich wird mit orthogonalen Röntgenbildern erreicht. Dufek et al. berichten hier 0,05 mSv für Hals-Aufnahmen und 0,6 mSv für Becken-Aufnahmen [89]. Diese Variante zur Lagerungskontrolle bietet ebenso wie die kV-CBCT einen besseren Kontrast als bei Nutzung der MV-Photonenstrahlung des Linearbeschleunigers bei der Bildgebung. Gleichzeitig gilt aber ebenso, dass eine zusätzliche, ausgerichtete Röntgeneinrichtung am Linearbeschleuniger notwendig ist und aufgrund der lediglich zwei orthogonalen Aufnahmen kann analog zu den MV-Aufnahmen kein dreidimensionaler Datensatz erzeugt werden.

7.2.4 Schlussfolgerungen

Zusammenfassend empfiehlt sich aufgrund der geringeren Dosisbelastung und besseren Kontrastdarstellung die Nutzung von kV-Röntgenbildgebung zur Lagerungskontrolle, wobei das CBCT immer dann eingesetzt werden sollte, wenn eine hohe Genauigkeit der Patientenlagerung gefordert ist. Bei der Lagerungskontrolle mittels MV-Bildgebung besteht der Vorteil, dass derselbe Strahlengang genutzt wird, wie bei der anschließenden Bestrahlung und somit Ungenauigkeiten bezüglich der Ausrichtung von Bildgebungsstrecke und Bestrahlungsstrecke ausgeschlossen werden können. Aufgrund der hohen Organdosen der Risikoorgane bei wiederholtem Einsatz des MV-CBCT sollten diese bei der Bestrahlungsplanung berücksichtigt werden und der Einsatz des MV-CBCT zur Lagerungskontrolle so zurückhaltend wie möglich realisiert werden, um die notwendige Präzision der Bestrahlung erreichen zu können.

Gleichzeitig sollten beim Einsatz des CBCT die jeweiligen Scanprotokolle auf den Dosisersatz hin optimiert werden. So könnte die Scangröße auf die jeweilige Bestrahlungsgröße beschränkt werden, wenn genügend anatomische Orientierungspunkte für die Lagerungskontrolle vorhanden sind. Ebenso sollte der Dosisersatz an den zu scannenden Körperbereich angepasst werden. Da im Thoraxbereich durch die recht strahlentransparente Lunge weniger Strahlungsschwächung zu erwarten ist, sollte der Dosisersatz gegenüber z.B. einem Abdomen-Scan reduziert werden.

8 Diskussion und Schlußfolgerungen

8.1 Ausgangssituation

Die Patientendosimetrie in der Röntgendiagnostik, insbesondere im Bereich der Computertomographie, beschränkt sich im Gegensatz zur Strahlentherapie, bei der die individuelle Dosisbestimmung grundsätzlicher Bestandteil der Behandlung der Patienten ist, fast ausschließlich auf die Qualitätssicherung und die Nutzung von Konversionsfaktoren, um aus Einstrahlparametern die Exposition der Patienten abzuschätzen. Abseits der Qualitätssicherung in Form von Abnahme- und Konstanzprüfung stehen keine genormten Methoden zur Dosisbestimmung sowie keine Detektoren und Phantome zur Dosismessung zur Verfügung. In diesem Rahmen wurden in internationalen [38] und nationalen Normen [90] nach verschiedenen Varianten schließlich der sogenannte „Volumetric Computed Tomography Dose Index“ $CTDI_{vol}$ als Messgröße für die Konstanzprüfung eingeführt sowie um verschiedene CT-Scanner untereinander vergleichen zu können.

Der Definition des $CTDI_{vol}$ (siehe Formel 2.6) liegt eine Mittelung von Dosis-Messgrößen an verschiedenen Positionen (Peripherie und Zentrum) in einem standardisierten PMMA-Phantom zugrunde. Daher hat der $CTDI_{vol}$ nur bedingt Aussagekraft zur konkreten Dosisexposition eines individuellen Patienten [2], was auch bereits durch die Bezeichnung als Index deutlich gemacht wird.

Das Ziel dieser Arbeit ist die Translation von Methoden der Dosimetrie aus dem Bereich der Strahlentherapie in die Röntgendiagnostik und ganz speziell zur Dosimetrie an Computertomographen. Dabei geht es hier um die Entwicklung von analytischen und experimentellen Dosimetriekonzepten, die als Basis für eine individuelle Dosimetrie, basierend auf den individuellen Patientendaten analog zu Planungssystemen der Strahlentherapie, dienen.

In einem ersten Schritt (Kapitel 3) wurden im Rahmen dieser Arbeit, als Basis für einen schnellen Dosisberechnungsalgorithmus, Dosisdepositionskerne für Röntgenstrahlung im Energiebereich der Computertomographie mit Hilfe von Monte-Carlo-Methoden berechnet. Zur Validierung der Methode (siehe Kapitel 3.3) wurden im Vorfeld Halbwertsschichtdicke sowie Tiefendosiskurven berechnet und mit gemessenen Werten verglichen. In einem iterativen Verfahren wurde mit diesen Ergebnissen anschließend das Röntgenstrahlermodell angepasst, bis eine möglichst hohe Übereinstimmung der gemessenen Werte mit den in der Simulation ermittelten Werten erreicht wurde.

Um Dosisprofile zu messen und Punktdosismessungen durchzuführen, wurde in einem zweiten Schritt (Kapitel 4) ein modulares Mehrzweckphantom entwickelt. Dieses wurde der speziellen Messsituation an Computertomographen angepasst, sodass standardisierte CTDI-Ionisationskammern sowie kleinvolumige Ionisationskammern und auch radiochromer Film zur Dosismessung eingesetzt werden können. Zusätzlich wurde für Dosisprofilmessungen mit kleinvolumigen Ionisationskammern eine motorisierte Detektorpositionierung vorgesehen.

Unter Nutzung dieses Phantoms konnten anschließend in einem dritten Schritt (Kapitel 5) verschiedene Detektoren aus dem Routine-Umfeld der Strahlentherapie auf ihre Eignung zur Dosismessung bei der Computertomographie untersucht werden. In diesem Zusammenhang wurde speziell die Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens sowie der Volumeneffekt dieser Detektoren und dessen Einfluss auf die Messung von Dosisprofilen untersucht. Als Referenz ohne Volumeneffekt wurde radiochromer Film und die Filmdosimetrie genutzt.

Die so geschaffene Basis an Dosimetrietechniken konnten daraufhin zur Beantwortung von verschiedenen konkreten Fragestellungen genutzt werden. Mit Hilfe verschiedener Detektoren und Kalibrierverfahren wurde in Kapitel 6 die Effektivität des Schilddrüsenschutzes bei computertomographischen Untersuchungen des Schädels in Bezug auf die Strahlenexposition des Patienten evaluiert. Auch wurde der Einfluss der adaptiven Kollimation, welche bei Computertomographen mit 128 und mehr Zeilen eingesetzt wird um die Strahlenexposition des Patienten zu senken, in Kapitel 7.1 untersucht. Schließlich wurde auch die in der Röntgendiagnostik übliche Methodik der Dosisbestimmung mit Hilfe von Konversionsfaktoren genutzt, um im Falle von häufigen Cone-Beam-CT-Untersuchungen, zum Beispiel zur Lagekontrolle im Rahmen der Strahlentherapie, eine schnelle Abschätzung von Organdosen von

Risikoorganen liefern zu können. Diese können dann bei der Bestrahlungsplanung berücksichtigt werden.

8.2 Schnelle Dosisberechnung mittels Dosisdepositionskernen

Die Monte-Carlo-Software EGSnrc wurde für die Simulation von Röntgenphotonen im Energiebereich von 80 kV bis 120 kV konfiguriert. Die Validierung der Simulationsergebnisse erfolgte durch Vergleich mit Messungen der Halbwertsschichtdicke und Tiefendosiskurve einer klinisch eingesetzten Röntgenröhre.

Anschließend konnte in einem ersten Schritt für monoenergetische Photonenstrahlung ein Modell für einen Dosisdepositionskern parametrisiert werden. Mit diesem Modell wurde anschließend ein Dosisberechnungsalgorithmus, basierend auf einer Faltung des Dosisdepositionskerns und der einfallenden Photonenfluenz, in guter Übereinstimmung mit der direkten Monte-Carlo-Simulation der Dosisverteilung dieser Photonenfluenz implementiert.

In einem zweiten Schritt wurde die Ermittlung des Dosisdepositionskerns in einem an die Symmetrie der Geometrie angepassten Koordinatensystem durchgeführt. Ebenso konnte für die Röntgenquelle das Energiespektrum eines klinischen Computertomographen genutzt werden, um spezifische Dosisdepositionskerne für diesen Computertomographen zu parametrisieren. Der Vergleich der Dosisberechnung mit diesem Dosisdepositionskern und der direkten Monte-Carlo-Simulation zeigte im Primärstrahl eine sehr gute Übereinstimmung und außerhalb des Primärstrahls kleine Differenzen, die gegenüber der ersten Berechnungsmethode verringert werden konnten.

Es konnte gezeigt werden, dass eine Dosisberechnung für Computertomographen mit Hilfe von Dosisdepositionskernen von Nadelstrahlen in Anlehnung an etablierte Algorithmen aus dem Bereich der Strahlentherapie möglich ist. Die Berechnung eines $2\text{ cm} \times 2\text{ cm}$ Feldes kann somit je nach eingesetzter Rechentechnik und geforderter Genauigkeit innerhalb von etwa 1 min erfolgen. Dieser Berechnungsalgorithmus kann dann im Rahmen einer Dosisberechnungssoftware eines Planungssystems zur Bestrahlungsplanung in der Strahlentherapie genutzt werden, um die individuelle

Dosisverteilung von Computertomographien für Patienten zu berechnen. Zusammen mit einer automatischen Segmentierung ist dann eine automatische Berechnung von Organdosen und ebenso der effektiven Dosis für individuelle Untersuchungen möglich.

8.3 Geeignete Methoden und Detektoren zur Basisdatenbestimmung

8.3.1 Phantomentwicklung

Für die Dosimetrie an Computertomographen wird üblicherweise der "computed tomography dose index" (CTDI) genutzt. Dieser wird mit Hilfe einer bleistiftförmigen Ionisationskammer von 10 cm Länge in einem standardisierten Acryl-Phantom (Abb. 4.1) gemessen. In diesem Abschnitt wird ein neues Multi-Detektor-Phantom für die CT-Dosimetrie vorgestellt, welches bestehende Probleme der CTDI-Methode löst. Gleichzeitig erlaubt es den Einsatz von verschiedenen Detektoren und Detektortypen wie Ionisationskammern, Festkörperdetektoren und radiochromen Filmen. Je nach Aufgabenstellung kann somit der passendste (vgl. Kapitel 5) Detektor ausgewählt werden.

Eines dieser Probleme stellt die Länge des Standard-Phantoms von lediglich 15 cm dar. Für die dosimetrische Charakterisierung von Kopfuntersuchungen ist dies ausreichend, wohingegen der menschliche Torso mehr als doppelt so lang ist. Dies führt zu einer Unterschätzung der Dosis durch Streustrahlung. Außerdem ist die Integrationslänge der CTDI-Ionisationskammer mit 10 cm zu kurz für große Strahlbreiten, die in der neuen Generation von 256-Schicht-CT Scannern auftreten. Bei diesen Geräten beträgt die Gesamtkollimation bereits 8 cm, sodass auf beiden Seiten des Fächerstrahls nur 1 cm Streustrahlung berücksichtigt wird. Auch dies führt zu einer systematischen Unterschätzung der tatsächlich auftretenden Dosis [31].

Weiterhin ist die Abschätzung von Organdosen, wie zum Beispiel Haut- oder Uterusdosis, mit der CTDI-Methode nur bedingt möglich. Durch die Möglichkeit, Detektoren wie beispielsweise kleinvolumige Ionisationskammern zu verwenden, können somit auch Energiedosen für einzelne Punkte bestimmt werden, die dann zur Abschätzung für Organdosen herangezogen werden können.

Aufgrund der Modularität des Phantoms können verschiedenste Messungen mit dem Phantom durchgeführt werden. Hierfür werden die benötigten Scheiben auf dem Untersuchungstisch des Computertomographen platziert und mit der Grundplatte der Verschiebemechanik mittels Rundstäben aus PMMA und Muffen zur Fixierung verbunden. Anschließend kann das gesamte Phantom mit Hilfe der Lasermarkierungen des Computertomographen parallel zur Tischachse ausgerichtet werden und die Tischhöhe so eingestellt werden, dass die Bohrung im Zentrum des Phantoms auf Höhe des Isozentrums liegt (Abbildung 4.3).

Falls notwendig, zum Beispiel bei Nutzung einer planen Tischplatte, kann das Phantom zusätzlich an der Verschiebemechanik gegen Wegrollen gesichert werden. Anschließend erfolgt der Anschluss des Schrittmotors an die Steuerelektronik und diese wird mit der Stromversorgung und dem Steuerrechner über eine USB-Schnittstelle verbunden. Zu Beginn sollte nun eine Testfahrt des Motors an beide Endschalter erfolgen, um eine absolute Positionierung der Detektoren zu ermöglichen.

Hierfür wird die Position des Führungsstabes, der den Detektor positioniert, bezüglich Vorder- oder Hinterkante des Phantoms gemessen und ein zusätzlicher Offset, abhängig vom konkreten Detektor und dessen Adapter, berücksichtigt. Nun kann der zu verwendende Detektor in seinem Adapter in die gewünschte Bohrung vom vorderen Ende her eingeschoben werden und das Phantom ist messbereit.

Bei Verwendung der Halbschalen für radiochromen Film kann dieser zwischen die Halbschalen gelegt werden und er wird durch die Halbschalen selbst in Position gehalten. Auch hier erfolgt die Absolutpositionierung relativ zu Vorder- oder Hinterkante des Phantoms.

In Abbildung 4.4 ist exemplarisch eine Messung des Dosisprofils entlang der Tischachse als Vergleich zwischen einer kleinvolumigen Ionisationskammer und radiochromen Film dargestellt. Das entwickelte Mehrzweckphantom eignet sich somit insbesondere für folgende Anwendungsgebiete:

- Dosisprofilmessungen
- Punktdosismessungen
- Eintrittsdosismessungen mit radiochromem Film um das Phantom herum
- Messung von Tiefendosiskurven mit radiochromem Film

Tabelle 8.1: Zusammenstellung der im Rahmen dieser Arbeit untersuchten geeigneten Detektoren für die Dosimetrie in der Computertomographie sowie des Referenzdetektors PTW 60004

Kurzbez.	Modellbez.	max. Schwankung RDR	
		Frei in Luft	2 cm Wasser
kV-Diode	PTW 60004	2,5 %	2,5 %
CTDI-Kammer	PTW 30009	2,3 %	-
0,125 SemiFlex	PTW 31010	2,9 %	10,4 %
Compact Chamber 13	IBA CC 13	3,2 %	8,1 %
MicroDiamond	PTW 60009	5,9 %	-

In diesem Sinne wurde das Phantom für die Messungen in den Kapiteln 5.3 (Volumeneffekt) und 7.2 (Cone-Beam-CT) genutzt – zusätzlich ist auch die Ermittlung der Bildqualität durch Einsatz von speziellen Scheiben mit Einsätzen zur Bestimmung von Auflösung, Hochkontrast- und Niedrigkontrast-Erkennbarkeit denkbar.

8.3.2 Untersuchung der Eignung verschiedener Detektoren

Zur individuellen Berechnung von Patientendosen durch Computertomographie-Untersuchungen mit Hilfe des in Kapitel 3 vorgestellten Berechnungsalgorithmus sind zusätzlich zur Ermittlung der Dosisdepositionskerne durch Monte-Carlo-Simulationen weitere Basisdaten erforderlich. Diese Monte-Carlo-Simulationen müssen durch Messungen validiert werden und auch die Basisdaten wie beispielsweise Dosisprofile oder Tiefendosisverläufe müssen messtechnisch erfasst werden.

Untersucht wurde das relative Ansprechvermögen frei in Luft sowie in 2 cm Wassertiefe von in der Strahlentherapie gebräuchlichen Ionisationskammern wie sogenannte Fingerhutkammern, kleinvolumigen Ionisationskammern oder Parallelplattenkammern sowie Dosimetriedioden und spezielle Detektoren wie ein 2D-Array von Ionisationskammern und ein Dosimetrie-Diamant. Verglichen wurden diese Detektoren mit einer Dosimetrie-Diode speziell für den Energiebereich von Röntgenstrahlung sowie einer Ionisationskammer für CTDI-Messungen. Eine Aufstellung der als am geeignetsten befundenen Detektoren ist in Tabelle 8.1 zusammengefasst.

Fingerhut- und CTDI-Ionisationskammern

Für die Fingerhutkammern wurde ein sinkendes relatives Ansprechvermögen bei sinkender Photonenenergie, sowohl frei in Luft als auch in Wasser, gefunden (Abb. 5.2 und 5.3). Dieser Trend deutet auf ein Überansprechen des Detektorsignals bei niedrigen Photonenenergien, verglichen mit der PTW 60004 Referenzdiode, hin. Ein Grund hierfür kann die Verwendung von Materialien mit hoher Ordnungszahl, beispielsweise für die inneren Elektroden, sein. Dadurch erhöht sich der Wechselwirkungsquerschnitt für den Photoeffekt relativ zu dem von Wasser oder Luft. Die beobachtete Verstärkung dieses Effekts in Wasser kann in der Störung des Strahlungsfeldes durch die Ionisationskammer in seiner spektralen und Richtungszusammensetzung sowie durch den Übergang von Luftkerma in Luft zu Luftkerma in Wasser begründet sein.

Aufgrund ihres sehr ähnlichen Aufbaus zeigen die beiden Semiflex Kammern PTW 31010, PTW 31013 und die Compact Chambers IBA CC08, CC13 und CC13-S (IBA Dosimetry GmbH, Schwarzenbruck) ein ähnliches relatives Ansprechvermögen (RDR). Der Hauptunterschied dieser Kammern ist die Länge des empfindlichen Volumens und das Wandmaterial. Die Kammerwand der PTW Ionisationskammern besteht aus PMMA ($\bar{Z} = 5,85$; 78 mg cm^{-2}) und IBA nutzt C552 Kunststoff ($\bar{Z} = 7,11$; 70 mg cm^{-2}). Die PTW Kammern haben somit eine geringere mittlere Ordnungszahl, aber höhere gesamte Wand-Flächendichte als die IBA Kammern. Die Ionisationskammern mit rund $0,1 \text{ cm}^3$ empfindlichem Volumen zeigten die geringsten Schwankungen im relativen Ansprechvermögen. Besonders die PTW 31010 Semiflex Kammer ($0,125 \text{ cm}^3$) und IBA CC13 sowie IBA CC13-S ($0,13 \text{ cm}^3$) Compact Chambers – alle mit nahezu dem gleichen empfindlichen Volumen – zeigten mit 2,9 %, 3,2 % und 3,4 % eine sehr ähnliche Schwankung des RDR frei in Luft. Dies deutet darauf hin, dass die Kombination von niedrigerem \bar{Z} und höherer Dichte im Falle der PTW Semiflex Kammern zu einer ähnlichen Photoeffekt-Häufigkeit für Kammern mit vergleichbarem Volumen führt. Die Ergebnisse der Semiflex Kammer PTW 31013 sind konsistent mit der Studie von Hill u.a., in der eine Schwankung von 11 % im Energiebereich bis 280 kVp [22] gefunden wurde.

Da die CTDI-Ionisationskammer PTW 30009 nicht wasserdicht ist und kein passender Adapter für das Festkörperphantom verfügbar ist, waren nur Messungen frei in Luft möglich. Ein direkter Vergleich zu den vom Hersteller gelieferten Korrekturfaktoren ist nicht möglich, da die Kammer in einer anderen Strahlenqualität

kalibriert wurde. Dennoch ist die ermittelte Schwankung des relativen Ansprechvermögens mit 2,3 % vergleichbar zur Herstellerangabe von 3 %.

Die größte Schwankung im RDR in dieser Detektorgruppe wurde für die Compact Chamber IBA CC08 ermittelt. Diese Ionisationskammer hatte mit $0,08 \text{ cm}^3$ das kleinste empfindliche Volumen in dieser Gruppe und zeigt bereits Eigenschaften ähnlich zu den kleinvolumigen Ionisationskammern.

Parallelplattenkammern und Dosimetriedioden

Für die PTW 23343 Markus-Kammer und PTW 34001 Roos-Kammer wurde in dieser Arbeit ein ansteigendes RDR frei in Luft mit einer maximalen Schwankung von 19 % bzw. 15,4 % (Abb. 5.4, Tab. 5.2) gefunden. Im Festkörperphantom waren die Schwankungen des RDR mit 3,4 % für die Markus-Kammer und 2,5 % für die Roos-Kammer recht klein. In der Literatur wurden hier voneinander abweichende Ergebnisse beschrieben. Hill u.a. berichteten für die Markus-Kammer ein schnell ansteigendes RDR mit sinkender Energie der einfallenden Röntgenphotonen von 280 kVp bis 50 kVp [22]. Li u.a. stellten hingegen ein sinkendes RDR im Energiebereich von 300 kVp bis 200 kVp, was durch Hill u.a. nicht bestätigt werden konnte. Von 200 kVp bis 50 kVp berichteten Li u.a. hingegen wieder ein ansteigendes RDR [27]. Ein direkter Vergleich dieser Ergebnisse ist allerdings schwierig, da verschiedene Versuchsbedingungen und Normierungen der berechneten RDR Werte verwendet wurden. Ein Grund für die beobachteten Abweichungen könnte die unterschiedliche effektive Ordnungszahl des Eintrittsfensters der Markus-Kammern sein. Hill u.a. nutzten eine Markus-Kammer mit Mylar (PET) Folie und in dieser Arbeit wurde eine Markus-Kammer mit PE Folie untersucht, womit eine geringere Schwankung des RDR erwartet wird, da die effektive Ordnungszahl von PE näher an Wasser oder Luft liegt, als die effektive Ordnungszahl von PET. Außerdem unterschieden sich die verwendeten Feldgrößen der Röntgenstrahlung ($10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ bei Li u.a., 6 cm Durchmesser bei Hill u.a. und $20 \text{ cm} \times 20 \text{ cm}$ in dieser Arbeit) sowie die Fokus-Oberflächen-Abstände (50 cm bei Li u.a., 30 cm bei Hill u.a. und 100 cm in dieser Arbeit) und spektrale Zusammensetzung (z.B. HVL(Al) der 100 kVp Strahlung: 2,43 mm bei Li u.a., 3,9 mm bei Hill u.a. und 8,5 mm in dieser Arbeit).

Die Roos-Kammer wurde nur von Hill u.a. untersucht und ein ähnliches Verhalten wie bei der Markus-Kammer wurde gefunden. Dies konnte in dieser Arbeit bestätigt

werden. Hill u.a. konnten auch bereits zeigen, dass die Messung der Tiefendosiskurve mit der Markus- und Roos-Kammer eine gute Genauigkeit erreicht [22]. Dies deutet darauf hin, dass die Strahlaufhärtung innerhalb des Phantoms nur zu geringen Änderungen im relativen Ansprechvermögen der untersuchten Detektoren führt.

Die beiden untersuchten Dosimetriedioden PTW 60008 und PTW 60012 zeigten eine stärkere Energieabhängigkeit frei in Luft und auch in Wasser im Vergleich zu den luftgefüllten Ionisationskammern. Ein Grund hierfür könnte die zusätzliche Schutz-Elektrode sein, die zur Optimierung der Konstruktion der Dioden für den eigentlichen Einsatzbereich im hochenergetischen MV-Bereich [57] eingesetzt wird. Die Rotationssymmetrie beider MV-Dioden ist eine vorteilhafte Eigenschaft für die Dosimetrie in der CT-Dosimetrie. Dennoch limitiert ihre Energieabhängigkeit ihren Einsatz auf Strahlenfelder, deren Energiespektrum gut bekannt ist oder nur geringe Abweichungen zur Kalibrierung aufweist.

Kleinvolumenionisationskammern

Verglichen mit den größeren Fingerhutkammern zeigen die kleinvolumigen Ionisationskammern IBA CC01, CC04, PTW 31006, 31014, 31015, 31016 im Allgemeinen eine größere Schwankung des RDR. Dies wird verursacht durch den steigenden Anteil von Material mit hoher Ordnungszahl wie Al oder C in den Elektroden gegenüber dem kleineren Kammerluftvolumen. Dies erhöht den Anteil des Photoeffekts an der Energiedeposition. Desweiteren hat der generelle Kammeraufbau einen großen Einfluss aufgrund der begrenzten Größe der Ionisationskammer und auch ein gegenteiliger Effekt in der Energieabhängigkeit ist möglich.

Die größte Energieabhängigkeit in dieser Detektorgruppe wurde für die Pinpoint Kammer PTW 31006 (18,9 % Schwankung frei in Luft, 20,8 % in Wasser) und IBA CC01 (15,4 % frei in Luft, 18,4 % in Wasser) gefunden. Dies kann dem Einfluss der Stahl-Zentralelektrode dieser Ionisationskammern zugerechnet werden, welche das Strahlenfeld aufgrund des vergrößerten photoelektrischen Wechselwirkungsquerschnitts stört. Die Pinpoint Kammer PTW 31014, PTW 31016 und insbesondere die PTW31015 und IBA CC04, welche etwas größere empfindliche Volumina und eine Al-Zentralelektrode besitzen, enthalten relativ zur Kammergröße weniger Material mit hoher Ordnungszahl. Daher wird ein geringeres Überansprechen bei niedrigen Photonenenergien als bei den Pinpoint Kammer IBA CC01 und PTW 31006 mit

Stahl-Elektrode erwartet. Dies konnte sowohl frei in Luft (Abb. 5.6) als auch in Wasser (Abb. 5.7) bestätigt werden.

Die PTW 31016 zeigte die größte Schwankung des relativen Ansprechvermögens. Der Hersteller gibt an, dass diese Ionisationskammer optimiert ist für ein 3D-Ansprechen in kleinen MV Strahlenfeldern. Dies scheint für das Anwendungsgebiet dieser Arbeit nicht von Vorteil zu sein [50]. Diese Effekte bezüglich der Energiespektren der Photonen, insbesondere in verschiedenen Wassertiefen, sind Gegenstand weiterer Untersuchungen.

2D-Array

Für das PTW 2D-Array „seven29“ wurde eine größere Schwankung des RDR als bei den einzelnen Ionisationskammern mit vergleichbarem Volumen (PTW 31010, IBA CC13, IBA CC13S) gefunden. Ein Grund hierfür könnte die auf Kupfer basierte Elektrodenmatrix sein, die als Elektrode in diesem Detektor genutzt wird. Dennoch ist das RDR des 2D-Array mit 15 % Schwankung über den gesamten untersuchten Energiebereich vergleichbar mit den 8 % to 12 % Schwankung der Einzelkammern. Der Nachteil des PTW 2D-Arrays ist die nicht vorhandene Rotationssymmetrie der einzelnen Kammern des Arrays. Dennoch kann das 2D-Array in nicht-rotierenden Strahlenfeldern, wie beispielsweise dem Übersichtsradiogramm vor der eigentlichen CT-Untersuchung oder für Messungen im Service-Modus mit fester Röntgenröhre, eingesetzt werden. Es ermöglicht die Aufnahme des gesamten zweidimensionalen Strahlprofils in einer einzelnen Messung, ähnlich zum radiochromen Film.

Diamant-Detektor

Der Diamant-Detektor wurde separat betrachtet, da dieser neue Detektortyp erst im Laufe dieser Arbeit vom Hersteller PTW entwickelt wurde und somit nicht von Beginn an zur Verfügung stand. Auch lässt er sich aufgrund seiner Dosimetrieigenschaften schlecht den anderen Detektorgruppen zuordnen. Da es sich um einen kontaktierten Industrie-Diamanten handelt, hat er eine effektive Ordnungszahl, die der von menschlichem Gewebe sehr nahe kommt und bietet somit prinzipiell eine sehr gute Gewebeäquivalenz, ähnlich den Ionisationskammern. Gleichzeitig bietet er mit seinem sensitiven Volumen von nur $0,004 \text{ mm}^3$ eine sehr hohe Ortsauflösung, ähnlich der der Dosimetriedioden [91].

Bei der vom Hersteller vorgesehenen axialen Bestrahlung wurde eine maximale Schwankung des RDR frei in Luft für Röhrensparnungen von 50 kVp bis 125 kVp von 5,9 % festgestellt. Bei lateraler Bestrahlung konnte eine maximale Schwankung des RDR frei in Luft von 10,3 % ermittelt werden. Das RDR ist somit aufgrund der Bauform abhängig von der Einstrahlrichtung, aber vor allem bei axialer Bestrahlung durchaus im Bereich der luftgefüllten Ionisationskammern, wohingegen die bisher untersuchten Festkörperdetektoren wesentlich größere Energieabhängigkeiten aufwiesen [34].

Die Unterschiede in den Ergebnissen bezüglich der Einstrahlrichtung lassen sich durch die notwendige elektrische Kontaktierung mit Materialien mit höherer Ordnungszahl des sensitiven Volumens erklären. Diese ist aufgrund der sehr geringen Größe des sensitiven Volumens nicht mehr vernachlässigbar. Der Einfluss der Kontaktierung konnte anschließend im Rahmen von Dosisprofilmessungen ebenfalls beobachtet werden.

In einer anderen Studie konnten Damodar et al. [92] durch Messung der Tiefendosiskurven bei Röhrensparnungen von 50 kVp bis 280 kVp ebenfalls zeigen, dass der Diamant-Detektor für die Dosimetrie im Energiebereich der Röntgentherapie einsetzbar ist.

Schlussfolgerungen zur Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens

Es konnte gezeigt werden, dass die Fingerhutkammern PTW 31010 und PTW 31013 sowie die IBA Compact Chambers mit vergleichbarem Volumen, IBA CC13 und IBA CC13S, mit einer maximalen Schwankung im RDR (relatives Ansprechvermögen) frei in Luft von 5 % für die Dosimetrie in Röntgenstrahlungsfeldern von Computertomographen und Cone-Beam-CT-Geräten, wie beispielsweise an Linearbeschleunigern zur bildgeführten Strahlentherapie eingesetzt, gut geeignet sind. Wenn eine größere Ortsauflösung notwendig ist, können die Compact Chamber IBA CC04 oder PTW 31015 oder PTW 31016 Pinpoint Kammern mit Al Zentralelektrode auch genutzt werden. Die Energieabhängigkeit dieser Detektoren wurde analysiert mit Hilfe der von Li u.a. und Hill u.a. [27, 22] vorgestellten Methode. Neben der generellen Charakterisierung des spektralen Ansprechvermögens der untersuchten Detektoren kann das RDR als Korrektionsfaktor für die kV-Dosimetrie in Strahlungsfeldern mit ähnlichen HVL genutzt werden. Die Rotationssymmetrie dieser Detektoren ist von

großem Vorteil für die CT-Dosimetrie. Schließlich sind somit Dosisprofilmessungen sowie Punktdosis-Messungen in einem geeigneten Phantom zur Bestimmung von Organdosen möglich.

Die Dosimetriedioden PTW 60008 und PTW 60012 sind in diesem niedrigen Energiebereich aufgrund ihrer Optimierung des Aufbaus für hochenergetische MV-Strahlenfelder nur eingeschränkt nutzbar.

Die Parallelplattenkammern PTW 23343 und PTW 34001 zeigten ähnliche RDR wie in vorausgegangenen Studien. Zusätzlich zu diesen Ionisationskammern wurde das PTW 10024 2D-Array untersucht und eine vergleichbare Schwankung des Ansprechvermögens der Detektoren wurde in diesem Energiebereich gefunden. Daher sollten die Anwendungsmöglichkeiten solcher 2D-Arrays in nicht-rotierenden Strahlenfeldern weiter untersucht werden.

Auch der neue Diamant-Detektor PTW 60019 microDiamond erscheint prinzipiell geeignet für die Dosimetrie in Röntgenstrahlungsfeldern. Aufgrund der geringen Größe des sensitiven Volumens ergibt sich jedoch ein relativ geringes absolutes Ansprechvermögen, d.h. das zu messende Signal ist relativ klein. Somit sollten die verwendeten Röhrenströme und damit verwendeten Röntgenstrahlintensitäten bei Messungen mit dem Diamant-Detektor nach oben skaliert werden. Der Einfluss der Kontaktierung wird im folgenden Abschnitt näher behandelt.

Volumeneffekt und Dosisprofilmessungen

Abb. 5.8 zeigt gemessene Dosisprofile entlang der z-Achse (Tischachse) für die kleinste mögliche Kollimation des Siemens Computertomographen von 5 mm in einer Tiefe von 10 mm unter der Phantomoberfläche bei 120 kV Röhrenspannung. Mit größer werdender Länge des sensitiven Volumens der verwendeten Ionisationskammern wird das gemessene Profil breiter, während der Durchmesser der verwendeten Kammer wenig Einfluss auf die Profilform in einem homogenen Phantom hat.

Um Streueffekte zu untersuchen ist ein weiteres Profil auf der z-Achse mit der größten möglichen Kollimation von 28,8 mm in 90 mm Tiefe unter der Phantomoberfläche in Abb. 5.9 dargestellt.

Der Einfluss des Volumeneffekts der verwendeten Ionisationskammern ist besonders bei kleinen Gesamtkollimationen und geringen Phantomtiefen deutlich. Der

Vergleich der Pinpoint-Kammer PTW 31006 mit der etwa gleich langen Fingerhutkammer PTW 31010 zeigt, dass der Durchmesser des genutzten Detektors in einem homogenen Phantom in dieser Anordnung wenig Einfluss auf die gemessene Profilform hat.

Für größere Kollimationen und besonders für größere Tiefen beeinflusst der Volumeneffekt die Profilform immer weniger, da die Streuung die Dosisgradienten an den Feldgrenzen verringert.

Bei Messungen nahe der Phantomoberfläche sollte der Volumeneffekt beachtet werden. Es konnte gezeigt werden, dass die PTW 31010 Ionisationskammer mit 6,5 mm Länge des empfindlichen Volumens für Dosisprofilmessungen geeignet ist. Zusammen mit der in Kapitel 5.2 festgestellten geringen Energieabhängigkeit empfehlen sich somit die Fingerhutkammern in der Größe der PTW 31010 oder IBA CC13 in besonderem Maße für die Dosimetrie an Computertomographen.

Nachdem die prinzipielle Eignung basierend auf der Energieabhängigkeit des Diamant-Detektors festgestellt werden konnte, wurde der Detektor mit den in Tabelle 5.3 aufgelisteten Detektoren vergleichend zur Messung eines Dosisprofils und anschließender Berechnung des $CTDI_{100}$ an einem Siemens Somatom Sensation 64 Computertomographen im Mehrzweck-Phantom eingesetzt.

Als Untersuchungsprotokoll wurden Protokolle ohne Tischbewegung mit 120 kVp und 7,2 mm bis 28,8 mm Gesamtkollimation gewählt und die Detektoren entlang der Tischachse innerhalb des Phantoms verschoben. Der Vergleich der Messwerte kann mit Hilfe von zwei verschiedenen Methoden erfolgen. Eine Möglichkeit ist die Normierung der Dosisprofile auf den Messwert im Zentrum des Primärstrahls. Wenn die Form des Dosisprofils nicht von Interesse ist, sondern lediglich der $CTDI_{100}$ ermittelt werden soll, kann alternativ auch auf einen bekannten $CTDI_{100}$ für eine Position im Phantom und Kollimation normiert werden. In diesem Fall wurde der $CTDI_{100}$ mit einer Standard-CTDI-Kammer PTW 30009 bei 120 kVp Röhrenspannung und 28,8 mm Gesamtkollimation in der Zentrumsposition bestimmt und die gemessenen Dosisprofile mit diesen Einstellungen im Bereich von -50 mm bis 50 mm integriert und auf diesen Referenz-CTDI-Wert kalibriert.

In Abb. 5.10 sind exemplarisch die gemessenen Dosisprofile für die Fingerhutkammer, Dosimetriediode und den Diamant-Detektor und der größten Kollimation im

Zentrum des 32 cm Körperphantoms dargestellt. Aufgrund der Bauform des Phantoms und der Detektoren werden bei dieser Messung alle Detektoren lateral bestrahlt. Das Dosisprofil, gemessen mit der PTW 31010 Fingerhutkammer, ist aufgrund des nahezu kugelförmigen empfindlichen Volumens der Ionisationskammer nahezu symmetrisch bezüglich der Rotationsebene der Röntgenröhre um $z = 0$ mm. Das mit der Ionisationskammer gemessene Dosisprofil zeigt allerdings einen etwas größeren Halbschattenbereich als die mit beiden Festkörperdetektoren gemessenen Dosisprofile, welches mit der Größe des empfindlichen Volumens und dem damit verbundenen Volumeneffekt (siehe Abschnitt 5.3) verbunden ist. Die PTW 60008 zeigt hier eine deutliche Kippung des Dosisprofils, welches dem internen Aufbau der Diode mit einer Schutzelektrode zuzuschreiben ist. Dieser Effekt konnte durch Messung des Dosisprofils in einem gespiegelten Aufbau bestätigt werden, da hier das gemessene Dosisprofil dann ebenfalls gespiegelt wurde. Das mit dem PTW 60019 Diamant-Detektor gemessene Dosisprofil zeigt nur eine kleine Schulter in Richtung der Kontaktierung des empfindlichen Volumens.

Es zeigen sich für alle untersuchten Detektoren trotz der festgestellten sehr großen Unterschiede in der Energieabhängigkeit nur kleine Unterschiede in den berechneten $CTDI_{100}$. Für die $CTDI_{100}$ -Normierung (Tab. 5.4) ergeben sich im Mittel Abweichungen von 2,8 % und für die Punkt-Dosis-Normierung (Tab. 5.5) ergeben sich im Mittel Abweichungen von 2,4 %. Somit können mit allen untersuchten Detektoren $CTDI_{100}$ -Werte ermittelt werden. Punktdosis-Messungen sollten allerdings nur mit Detektoren ohne verzerrende Effekte durch die Bauform des Detektors durchgeführt werden. Die PTW 31010 Fingerhutkammer eignet sich somit sowohl für Punktdosis-Messungen als auch zur Bestimmung von Dosisintegralen wie dem $CTDI_{100}$. Der PTW 60019 microDiamond eignet sich aufgrund seines kleinen empfindlichen Volumens und damit kleinem Volumeneffekt und guter Ortsauflösung für Messungen des Halbschattenbereichs, wie beispielsweise die Messung der geometrischen Effizienz eines CT-Scanners.

8.4 Ausblick der individuellen Patientendosisimetrie in der Computertomographie

Nach Implementation der hier erarbeiteten Grundlagen in ein Dosisberechnungssystem kann auf individuellen Computertomographie-Bilddatensätzen die Dosisver-

teilung in den aufgenommenen Schichten berechnet werden. Werden diese Bilddaten auch segmentiert, d.h. einzelne Bildbereiche spezifischen Organen zugeordnet, ist auch die Bestimmung von Organdosen möglich. Da die Segmentierung von CT-Bilddatensätzen auch im Rahmen der Bestrahlungsplanung für die Strahlentherapie [6] und der computergestützten Befundung [7], z.B. im Rahmen des Tumor-Stagings, von Interesse sind, werden hierfür in Zukunft auch automatische Systeme zur Verfügung stehen.

Somit ist eine vollautomatische und individuelle Berechnung der Strahlenexposition der Patienten durch computertomographische Untersuchungen möglich. Die hierfür benötigte Rechenzeit hängt in erster Linie von der zur Verfügung stehenden Rechenleistung ab. Dabei bietet der verwendete Rechenalgorithmus aufgrund der immer wiederkehrenden Berechnungen von Dosisdepositionen von Nadelstrahlen ein großes Potential zur Parallelisierung der Berechnungen und lässt sich daher sehr gut auf dafür spezialisierter Hardware – wie beispielsweise Grafikkarten – implementieren. Auf diese Weise lässt sich die benötigte Rechenzeit drastisch reduzieren, wie aktuelle Entwicklungen im Bereich der Dosisberechnungsalgorithmen für die Strahlentherapie bereits demonstrieren konnten [93]. Gleichzeitig steht entsprechende Hardware meist ohnehin zur Verfügung, da die inzwischen etablierten iterativen Bildrekonstruktionsverfahren in der Computertomographie ebenfalls sehr rechenintensiv sind und daher aktuelle Systeme bereits mit großer Rechenleistung ausgestattet sind.

Ebenfalls denkbar wäre eine Verschiebung der Dosisberechnung außerhalb der Kernarbeitszeit. Da die Berechnung vollautomatisch ablaufen kann, wäre kein zusätzlicher manueller Eingriff notwendig und somit könnte die Dosisberechnung auch in der Nacht gestartet werden, wo deutlich weniger Untersuchungen durchgeführt werden und somit die Hardware nicht für Bildrekonstruktionen genutzt wird.

Eine Schwierigkeit bei der Angabe von Organdosen und der daraus berechneten effektiven Dosis stellen Organe außerhalb des Scanbereichs und vor allem „angeschnittene“, d.h. nur teilweise im Scanbereich liegende, Organe dar. Für Organe die teilweise im Scanbereich gelegen haben, konnte im Rahmen einer Studie [8] für die Leberexposition bei computertomographischen Untersuchungen des Thorax exemplarisch bereits gezeigt werden, dass durch entsprechende Modellbildung der Organanteil außerhalb des Scanfeldes abgeschätzt werden kann.

Zusammen mit dieser Abschätzung kann für außerhalb des Scanbereichs gelegenen Organe bzw. Organteile abhängig von deren Abstand zur Scanfeldgrenze und der damit verbundenen Schwächung der Streustrahlung innerhalb des Patienten eine Abschätzung der Organdosis der außerhalb des Scanbereichs gelegenen Organe vorgenommen werden, womit die effektive Dosis berechnet werden kann. Diese individuelle Dosisbestimmung ermöglicht die weitere Optimierung der verschiedenen Untersuchungsprotokolle an Computertomographen bei unterschiedlichen Patientenkonstitutionen.

8.5 Anwendung der entwickelten Methoden und Techniken

Die im Rahmen der Grundlagen für die schnelle Dosisberechnung für Computertomographien entwickelten Methoden wurden außerdem genutzt um deren breite Anwendbarkeit zu demonstrieren. So wurden die Dosismesstechniken genutzt, um die Schutzwirkung von Schilddrüsenschutzmitteln bei Schädel-CT-Untersuchungen zu evaluieren (Kapitel 6). Auch gerätespezifische Einflussfaktoren auf die Dosisdeposition, wie der in CT-Scannern mit großen Scanbreiten eingesetzte adaptive Kollimator (Kapitel 7.1), können mit den entwickelten Methoden untersucht und quantitativ berücksichtigt werden.

Außerdem wurden die für die Röntgendiagnostik entwickelten Dosimetrietechniken gemeinsam mit der in der Röntgendiagnostik typischen Nutzung von Konversionsfaktoren zur Dosisabschätzung genutzt um verschiedene Cone-Beam-CT-Verfahren zur Lagerungskontrolle in der Strahlentherapie zu vergleichen und eine schnelle Abschätzung von Organdosen von Risikoorganen für die Bestrahlungsplanung (Kapitel 7.2) entwickelt.

8.5.1 Schilddrüsenschutzmittel

Alle untersuchten Patientenabdeckungen konnten die Organdosen reduzieren. In einer Patientenstudie konnten Ngaile u.a. [69] die grundsätzliche Möglichkeit zur Reduktion der Hauteintrittsdosis für die Schilddrüse durch die Nutzung eines Schwamm-Materials und verschiedenen Bleifolien mit einer Dicke von 0,125 mm

und 0,25 mm zeigen. Sie berichteten eine Reduktion der Hauteintrittsdosis von 37 % bzw. 51 %. Die hier gefundenen Ergebnisse sind mit diesen vergleichbar. Verglichen mit der Untersuchung von Buchgeister u.a. [68], in der eine Reduktion der Schilddrüsensdosis um 43 % von 7,9 mSv auf 4,5 mSv (Bismuth-Abdeckung mit 0,125 mm Pb-äquivalenter Dicke) für eine Kopf-Hals-Untersuchung von 210 mm Länge berichtet wurde, bei der Teile der Schilddrüse im direkten Strahlengang lagen, wurde hier eine wesentlich geringere absolute Organdosis gemessen. Dies ist begründet durch die wesentlich kürzere Scanlänge von nur 143 mm.

Erwartungsgemäß erreicht das Schutzmittel mit dem größten Pb-Gleichwert die größte Reduktion der Organdosis der Schilddrüse. Dies ist zu erwarten, da die erste Schicht des Phantoms, die die Schilddrüse repräsentiert und in der TLDs platziert wurden, im direkten Strahlengang des Übersichtsradiogramms gelegen hat.

Die Organdosis des Sternums und der Brustdrüsen ergibt sich immer aus Streuprozessen, da diese Organe nicht im Scanfeld liegen. Eine Quelle hierfür ist Extra-Fokal-Strahlung, die am besten durch flächige Abdeckungen abgeschirmt wird. Die große Dosisreduktion der Brustdrüsensdosis durch die Mavig RP648 Abdeckung zeigt dies deutlich.

Eine weitere Quelle der Streudosis ist die Streuung im Phantom selbst. Durch die Positionierung des Phantoms und die Gantry-Angulation während der Kopf-CT-Untersuchung können Photonen, die durch Streuung in der Scanregion entstanden sind, das Phantom im Bereich des Kinns/Halses verlassen und treten dann im Bereich des Sternums oder der Brust wieder in das Phantom ein. Dieser Effekt wird durch die Dosisreduktion des F & L Schilddrüsenschutzes und des Mavig RA615 deutlich, da diese die Brust nicht abdecken.

Da das Phantom einen unbeweglichen Hals hat und ein Patient den Hals bei der Lagerung beugen würde, ändert sich die Geometrie leicht. Sternum und Brustdrüse des Patienten wären dann näher an der Scanregion, womit leicht höhere Organdosen für Patienten als in der Messung am Phantom erwartet werden. Somit wäre die absolute Dosisreduktion der Organdosen sogar noch größer.

Der F & L Schilddrüsenschutz bietet die kleinste Organdosisreduktion, da er auch mit 0,06 mm Pb-Äquivalent den geringsten Absorptionsfaktor besitzt. Dennoch kann der Schutz von Vorteil sein, wenn aus hygienischen Gründen ein entsorgbares

Einweg-Produkt benötigt wird oder der geplante Scanbereich die Schilddrüse einschließt, und daher Rekonstruktionsartefakte zu erwarten wären, wenn ein Schutzmittel mit größerem Pb-Äquivalent genutzt würde.

Aus praktischem Gesichtspunkt sind Schutzmittel, die nur einfach auf dem Patienten positioniert und nicht um den Patienten gewickelt werden müssen, von Vorteil und obwohl die Mavig RP648 nur 0,35 mm Pb-Äquivalent besitzt, reduziert diese Abdeckung die Sternum-Dosis vergleichbar dem Mavig RA615 Kragen mit 0,5 mm Pb-Äquivalent. Dieser praktische Vorteil ist zu einem gewissen Maß auch ein Nachteil aus Sicht des Strahlenschutzes. Denn in dorsaler Richtung besteht kein Strahlenschutz, da dorsal kein Abschirmmaterial vorhanden ist und abhängig von der Steifigkeit der Abdeckung auch im lateralen Bereich des Halses noch verbessert werden kann.

Wird die unterschiedliche Sensitivität der untersuchten Organe berücksichtigt, so sollte der weiblichen Brust besondere Aufmerksamkeit geschenkt werden. Entsprechend dem attributablen Lebenszeitrisiko für die Krebsinzidenz der weiblichen Brust von 15,9 %, dem roten Knochenmark von 7,0 % und der Schilddrüse von 1,6 % aller Krebsarten für eine 40-jährige Frau [79], wird die große Dosisreduktion der Mavig RP648 aus strahlenbiologischen Überlegungen relevanter.

Zusammengefasst lassen sich folgende Empfehlungen formulieren: Für männliche Patienten sollte der Mavig RA615 Kragen genutzt werden, wenn möglich. Bei Schwierigkeiten, die die Nutzung verhindern (z.B. Schutz ist würgend, Patient nicht kooperativ), sollte die Mavig RP648 genutzt werden. Für weibliche Patienten sollte direkt die Mavig RP648 Abdeckung verwendet werden. Wenn ein Einweg-Produkt erforderlich ist, sollte der F & L Schilddrüsenschutz verwendet werden um den Strahlenschutz zu gewährleisten.

Zusätzlich zu einem Strahlenschutzmittel sollte auch auf die Untersuchungsplanung geachtet werden. Dies bedeutet, dass das Übersichtsradiogramm zu Beginn der Untersuchung so kurz wie möglich sein sollte, denn eine Verschiebung von 25 mm in kranialer Richtung führt zu einer Dosisreduktion vergleichbar mit der Dosisreduktion einer 0,35 mm Blei-Abdeckung. Bei ungünstiger Positionierung des Scanfeldes oder wesentlich längeren Scanbereichen, die in der klinischen Praxis auftreten können, erhöht sich die Effektivität der Schutzmittel.

Sollte der Scanbereich der Schichtbildaquisition ein Schutzmittel erreichen oder sehr nahe daran reichen und somit eine Kopf-Hals-Untersuchung durchgeführt werden, muss besondere Aufmerksamkeit auf die Dosisautomatik gerichtet werden. Wird ein Scanprotokoll mit Röhrenstrommodulation genutzt, dessen Modulationsalgorithmus auf den Daten des Übersichtsradiogramms basiert, würde dieser Algorithmus die zusätzliche Schwächung des Schutzmittels kompensieren und den Röhrenstrom im Bereich des Schutzmittels anheben und somit die Dosis erhöhen. In diesem Fall sollte das Schutzmittel erst nach dem Übersichtsradiogramm am Patienten angelegt werden. Dies ist nur bei den neu entwickelten Modellen möglich ohne den Patienten zu bewegen. Sollte die Dosismodulation Online-Detektordaten verwenden, kann kein Schutz verwendet werden, wenn er im Scanbereich liegt.

8.5.2 Adaptiver Kollimator

Bei Spiral-CTs erfolgt die Datenaquisition während der Röhrenrotationen bei kontinuierlicher Bewegung des Untersuchungstischs – und somit des Patienten – durch den Fächerstrahl hindurch. Dadurch ergibt sich die dieser Art von Computertomographen namensgebende Spiralaquisition. Da für die Bildrekonstruktion einer axialen Schicht Daten aus mindestens 180° , also einer halben Röhrenrotation, zur Verfügung stehen müssen, muss der Scanbereich am Anfang und Ende um jeweils eine halbe Röhrenrotation verlängert werden, sodass die erste und letzte Schicht rekonstruiert werden kann. Diese Besonderheit bei Spiral-CTs wird „Overscanning“ oder auch „OVERRANGING“ [70] genannt und wird umso größer, je größer die Gesamtkollimation des CTs ist.

In modernen Computertomographen werden bis zu 320 Detektorzeilen eingesetzt. Dadurch verbreitert sich der Bereich, der mit einer Rotation der Röntgenröhre erfasst werden kann und die Untersuchungszeit sinkt. Zusätzlich können an diesen Geräten Rotationszeiten von 0,3 s oder kleiner eingesetzt werden, womit eine gute zeitliche Auflösung erreicht wird, sodass beispielsweise in der Herzbildgebung das schlagende Herz mit einer oder zwei Röhrenrotationen komplett erfasst werden kann, sowie nahezu ohne Bewegungsartefakte dargestellt werden kann.

Werden solche Geräte im Spiral-Modus mit voller Kollimation betrieben, so ergibt sich aufgrund der großen Detektorbreite auch ein großer Overscanning-Bereich und

somit erhöht sich die Strahlenexposition des Patienten. Eine Möglichkeit, die Strahlenexposition aufgrund des Overscannings zu verringern ist, den Kollimator zu Beginn des Scans zu öffnen, sodass bei Beginn des geplanten Scanbereichs der Kollimator vollständig geöffnet ist und zum Ende des Scans den Kollimator analog dazu wieder zu schließen. Diese Technik wird als adaptiver oder dynamischer Kollimator bezeichnet. In diesem Abschnitt wird die Effektivität dieser Technik mit den im Vorfeld etablierten Dosimetrieverfahren evaluiert.

Da für die radiologische Praxis die Bildqualität ein wichtiges Kriterium ist, wurde zusätzlich zur Bestimmung der Auswirkungen des Pitches auf die Overscanning-Länge, und damit auf die Patientendosis, auch der Einfluss des Pitches auf die Bildqualität untersucht. Hierfür wurde an repräsentativen Regionen in den Schnittbildern eines anthropomorphen Phantoms als Bildqualitätsparameter das Rauschen gemessen.

Der Einfluss des adaptiven Kollimators ist durch die Nutzung von selbstentwickelndem radiochromen Film bereits qualitativ direkt erkennbar (Abb. 7.2). Die drei Filme, die am Computertomographen mit adaptivem Kollimator bestrahlt wurden, zeigen einen wesentlich steileren Dosisgradienten und somit kleineres Overscanning.

Unter den gewählten Kriterien für die untere Schwelle zur Begrenzung des Overscannings, ergibt sich in der quantitativen Auswertung (Abb. 7.3) eine Reduktion der Overscanning-Länge durch den adaptiven Kollimator von rund 50 %, wobei das Overscanning umso größer wird, je größer der Pitch ist. So erhöht sich die Overscanning-Länge am CT ohne adaptiven Kollimator von 100 mm bei einem Pitch von 0,609 auf 114 mm bei einem Pitch von 1,015. Am Gerät mit adaptivem Kollimator erhöht sich die Overscanning-Länge von 46 mm bei einem Pitch von 0,609 auf 64 mm bei einem Pitch von 1,015. Da bei größerem Pitch der Untersuchungstisch schneller bewegt wird und somit die Scanspirale gestreckt wird, entspricht dies den Erwartungen.

Beide untersuchten Computertomographen nutzen bei der Untersuchungsplanung das Konzept der effektiven mAs. Hierbei wird das elektrische Röhrenstrom-Zeit-Produkt in Abhängigkeit des Pitches so modifiziert, dass die eingestrahlte Dosis konstant bleibt. Da die Bildqualität, bzw. speziell das Rauschen, bei Computertomographen in erster Linie von der eingestrahelten Dosis und dem verwendeten Rekonstruktionsalgorithmus abhängt, welcher für diese Auswertung immer beibehalten wurde,

entspricht die gefundene Unabhängigkeit des Rauschens vom Pitch (Tab. 7.1) den Erwartungen. Bei Computertomographen, an denen direkt die elektrischen mAs eingestellt werden, müssen diese in Abhängigkeit des Pitches korrigiert werden um die gleiche Bildqualität beizubehalten.

Die relative Dosisreduktion durch den adaptiven Kollimator hängt schließlich noch von der Scanlänge ab. Bei kleinen Scanlängen, wie beispielsweise beim Scan von Wirbelsäulenabschnitten, ist der Beitrag des Overscannings zur Gesamtdosis anteilmäßig größer als bei großen Scanlängen wie beispielsweise einem Thorax-Abdomen-Scan. Je nach Scanlänge beträgt die Dosisreduktion dann 10 % to 30 % [70].

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass der adaptive Kollimator die Exposition der an den eigentlichen Scanbereich angrenzenden Körperregionen erheblich reduziert. Zur weiteren Reduktion sollte der Pitch so klein wie möglich gewählt werden unter Berücksichtigung des möglichen Auftretens von Bewegungsartefakten oder Problemen bei der Kontrastmittelverfolgung.

8.5.3 Anwendung am Cone-Beam-CT

Als weitere Anwendung der entwickelten Methoden werden schließlich auch Organdosen für eine Bildgebungsmodalität der Strahlentherapie, die Cone-Beam-CT (Kapitel 7.2), bestimmt. Die hierbei nach dem Vorbild der Röntgendiagnostik ermittelten Konversionsfaktoren ermöglichen die schnelle Organdosisbestimmung in Abhängigkeit der eingestrahnten Dosis.

Die Ergebnisse der Validierung der Dosisberechnung im Bestrahlungsplanungssystem mit der Dosismessung nach Kreuzkalibrierung mit Hilfe der PTW T30017 Ionisationskammer sind in Tabelle 7.2 dargestellt. Aufgrund der 200° Rotation des Standard-CBCT-Protokolls, bei der der Winkelbereich im Bereich, bei dem durch den Patiententisch durchgestrahlt würde, ausgelassen wird, ergibt sich keine rotationsymmetrische Verteilung der Messwerte. Der Wert für die Messposition „Oben“ ist erwartungsgemäß größer als der Wert für die Messposition „Unten“ wobei die Werte für „Rechts“ und „Links“ gut übereinstimmen.

Im Vergleich zu den im Bestrahlungsplanungssystem berechneten Werten zeigt sich die größte Differenz für den Messpunkt „Zentrum“. Dies deutet darauf hin, dass

mit steigender Phantomtiefe die Abweichungen zwischen Messung und Berechnung größer werden. Ein Grund hierfür könnte das Phantommaterial PMMA sein, dass im Energiebereich des Linearbeschleunigers nicht vollständig wasseräquivalent ist. Im Bestrahlungsplanungssystem wurde zwar eine Elektronendichte der von PMMA entsprechend berücksichtigt, jedoch wurden im Bestrahlungsplanungssystem tabellierte Werte genutzt und individuelle Fertigungstoleranzen des genutzten Phantoms werden so nicht berücksichtigt. Ebenso beziehen sich Korrekturfaktoren wie k_Q und k_r auf Wasser als Umgebungsmaterial. Zudem ist nur die Differenz für die Messposition „Oben“ positiv, was auf eine minimale Dezentrierung des Phantoms hinweist. Insgesamt sind die festgestellten Abweichungen zur Dosisberechnung, die ebenfalls Unsicherheiten besitzt, jedoch unter Berücksichtigung der durchzuführenden Kreuzkalibrierung zweier Ionisationskammern akzeptabel.

Analog zur Definition des $CTDI_{vol}$ für die Computertomographie (siehe Kapitel 2.3.1) kann auch für CBCT-Scans ein $CTDI_{300}$ angegeben werden. Der Index 300 verdeutlicht hierbei, dass mit einer 300 mm langen Ionisationskammer gemessen wurde. Bei Anwendung der Gleichung 2.6 ergibt sich somit ein $CTDI_{300}$ von 62,1 mGy für die Berechnung im Bestrahlungsplanungssystem und 60,7 mGy für die Messung. Dies entspricht einer relativen Abweichung von $-2,3\%$. Dieser Wert berücksichtigt aufgrund der gewichteten Kombination der Messwerte in Peripherie und Zentrum die Strahlenqualität der CBCT-Anlage und macht somit Vergleiche von verschiedenen Anlagen möglich. Die Interpretation als mittlere Dosis pro Schicht im Scanbereich ist jedoch nur eingeschränkt möglich und würde einen zu hohen Wert liefern. Da bei der Bestimmung des CTDI ein größerer Bereich als die eigentliche Primärkollimation des CT bzw. CBCT genutzt wird, wird immer auch Dosis aus Streustrahlung berücksichtigt. Bei CT-Scans mit Tischverschub ist dies auch gewünscht, da sich diese Streustrahlungsanteile durch den Tischvorschub summieren und die Dosis pro Schicht erhöhen. Bei CBCT-Scans, bei denen für gewöhnlich kein Tischvorschub erfolgt, tragen die Streustrahlungsanteile jedoch nicht zur Dosis im Scanbereich bei, womit der berechnete $CTDI_{300}$ die mittlere Dosis pro Schicht im Scanbereich überschätzt.

Der Einfluss der CBCT-Scans auf die Organdosen der für die Bestrahlungsplanung wichtigen Risikoorgane in den typischen Scanregionen ist in Tabelle 7.3 dargestellt. Da das verwendete CBCT-Protokoll in der Routine unabhängig von der Scanregion immer gleich verwendet wurde, wurde für alle Scanregionen das gleiche DLP von 1663 mGycm, berechnet mit dem $CTDI_{300}$ von 60,7 mGy und einer Scanlänge von

27,4 cm, verwendet. Die unterschiedlichen Organdosen H_T , die im Bestrahlungsplanungssystem berechnet wurden, resultieren somit aus der unterschiedlichen Lage des Scanfeldes sowie der jeweiligen anatomischen Position des Organs. Zusätzlich ist für die Risikoorgane die sich ergebende kumulative Organdosis $H_{T,cum}$ angegeben, wobei eine maximale Anzahl von zwei CBCT pro Fraktion angenommen wurde.

Die kumulativen Organdosen, die sich durch wiederholte CBCT-Scans im Laufe einer Strahlentherapie-Behandlung für den Patienten ergeben, liegen für alle Risikoorgane im Scanbereich bei 3,45 Gy für die Rektumrückwand beim Becken-CBCT bis 4,9 Gy für die Blase beim Becken-CBCT. Diese sollten bei der Bestrahlungsplanung berücksichtigt werden um Toleranzdosen dieser Risikoorgane nicht zu überschreiten. Für das Myelon wurde das Maximum der Dosisverteilung im Organ angegeben, da in diesem Fall eine Überschreitung der Toleranzdosis in einem Teil des Myelons bereits zu schwerwiegenden Komplikationen wie z.B. einer Querschnittslähmung führen kann. Mit Hilfe der ermittelten Konversionsfaktoren kann außerdem bei Verwendung eines modifizierten CBCT-Protokolls mit einem anderen Dosis-Längen-Produkt die Organdosis der Risikoorgane ohne erneute Berechnung im Bestrahlungsplanungssystem abgeschätzt werden.

Der Vergleich der am Phantom „Irene“ ermittelten Organdosen mit individuell berechneten Organdosen, die für jeweils 20 Patienten pro Scanregion mit Hilfe des Bestrahlungsplanungssystems berechnet wurden, ist in Tabelle 7.4 dargestellt. Hierbei wurde wieder das Standard-CBCT-Protokoll am Siemens Artiste Linearbeschleuniger mit einem Dosis-Längen-Produkt von 1663 mGycm zugrunde gelegt.

Die ermittelten Abweichungen zu den am Phantom ermittelten Organdosen liegen zwischen 0,8 % für die Augen beim Kopf-CBCT und 19,3 % für die Humerusköpfe beim Thorax-CBCT. Die größeren Abweichungen im Bereich von 10 % und darüber ergeben sich bei Risikoorganen, die am Rand des Scanbereichs liegen. Dadurch werden diese abhängig von der Patientenlagerung zu unterschiedlich großen Teilen vom Direktstrahl des CBCT erfasst, was zu Unterschieden in der Organdosisbestimmung führt, da diese der Mittelwert der Dosisverteilung über das gesamte Organ darstellt. Die großen Standardabweichungen zwischen den Patienten für diese Fälle zeigen dies ebenso. Zusätzlich werden bei Thorax-CBCTs die Arme der Patienten über dem Kopf gelagert. Dies ist mit dem anthropomorphen Phantom nicht möglich, womit es zu anatomisch bedingten Unterschieden kommt, die ebenso einen Einfluss auf die Dosisberechnung haben.

Es fällt weiterhin auf, dass für die CBCT am Körperstamm die ermittelten mittleren Organdosen, die mit den Patienten-CTs berechnet wurden, konsistent kleiner sind als für das Phantom. Ursache hierfür kann die Größe des Phantoms sein, die im Vergleich zu den zufällig ausgewählten Patienten um rund 4 cm bis 6 cm [85] ausfällt. Insgesamt sind die ermittelten Abweichungen und damit die potentiellen Unsicherheiten bei der Nutzung der ermittelten Konversionsfaktoren, im Vergleich zu sonst im Strahlenschutz gebräuchlichen Konversionsfaktoren und deren Unsicherheiten von typischerweise 20 % [14], klein.

Die Ergebnisse der Berechnung der effektiven Dosis der CBCT-Scans sind in Tabelle 7.5 dargestellt. Zusätzlich zu den in dieser Arbeit ermittelten Werten wurden Literaturwerte als Vergleich ebenso aufgenommen. Hierbei wurden auch andere Bildgebungsmodalitäten, die bei der Lagerungskontrolle in der Strahlentherapie eingesetzt werden können, sowie eine andere Studie zu CBCT mit MV-Photonenstrahlung eines Linearbeschleunigers zum Vergleich aufgenommen [85].

Die hier ermittelten effektiven Dosen liegen im Bereich zwischen 9,65 mSv für den Kopf-Scan und 35,12 mSv für den Thorax-Scan. Da für alle Scanbereiche das gleiche Dosis-Längen-Produkt von 1663 mGycm und die gleiche Scangröße von $27,4 \text{ cm} \times 27,4 \text{ cm}$ genutzt wurde, ergeben sich diese Unterschiede aus den unterschiedlichen Wichtungsfaktoren w_T bzw. Sensibilitäten der exponierten Organe sowie dem jeweiligen Durchmesser des Phantoms im Scanbereich. Aufgrund der relativ kleinen w_T im Kopfbereich ergibt sich hier die geringste effektive Dosis. Im Thoraxbereich liegen mit der Lunge und der weiblichen Brust zwei Organe mit hoher Strahlensensibilität und demzufolge hohem w_T , daher ergibt sich hier die höchste effektive Dosis.

Die beiden Scanregionen Hals 1 und 2 unterscheiden sich in der Positionierung des Scangebiets. Bei Hals 2 wurde die gleiche Scangröße wie bei Hals 1 verwendet, allerdings wurde die Scanmitte weiter kaudal lokalisiert um die Augenlinsen nicht direkt zu exponieren. Dabei wird allerdings ein größerer Teil der Lunge und auch Teile der weiblichen Brust exponiert. Da die Augen nicht direkt in die Berechnung der effektiven Dosis eingehen und Lunge und weibliche Brust jedoch beide einen hohen w_T haben, ergibt sich für den Scan Hals 2 eine höhere effektive Dosis bei geringerer Augenlinsenbelastung von 0,04 mSv zu 0,78 mSv pro Scan.

Der Vergleich mit der Studie von Gu et al. [87], bei der ebenfalls MV-CBCT für die Scanregionen Hals und Becken untersucht wurden, zeigt hier höhere effektive Dosen.

Bei Gu et al. [87] wurde jedoch ein größeres (186 cm), schwereres (108 kg) männliches Phantom verwendet, wohingegen das hier verwendete weibliche Phantom nur 160 cm groß und 55 kg schwer ist. Zusätzlich wurde auch nur 75 % der Einfallsdosis (6 MU statt 8 MU hier) verwendet. Somit erscheinen die große Differenz beim Hals-Scan, der die weibliche Brust zum Teil abdeckt, sowie die damit verglichen kleinere Abweichung beim Becken-Scan plausibel.

Verglichen mit anderen Bildgebungsmodalitäten zur Lagerungskontrolle aus der Literatur ist das MV-CBCT mit der höchsten effektiven Dosis verbunden. Danach folgt die Lagerungskontrolle mittels zweier orthogonaler Aufnahmen mit dem MV-Photonenstrahl des Linearbeschleunigers mit 10,3 mSv für Hals-Aufnahmen und 8,5 mSv für Becken-Aufnahmen, was etwa 60 % des Dosisniveaus des MV-CBCT entspricht. Das MV-CBCT erzeugt jedoch einen dreidimensionalen Datensatz und bietet so bessere Möglichkeiten zur Erfassung etwaiger Lagerungsabweichungen und somit auch zur Ermittlung der notwendigen Lagerungskorrektur.

Die nächst niedrigere effektive Dosis erzeugt das CBCT mit einer zusätzlich am Linearbeschleuniger angebrachten Röntgeneinrichtung. Abhängig von den Scanparametern und Scanregionen wurden hier effektive Dosen im Bereich von 0,04 mSv für Kopf-Scans [88] bis zu 8,54 mSv für Hals-Scans [87] berichtet. Zusätzlich zu der reduzierten Dosis bietet der Einsatz von kV-Röntgenstrahlung den Vorteil eines wesentlich besseren Kontrasts aufgrund der niedrigeren Photonenenergie. Nachteilig ist, dass eine vollständige Röntgeneinrichtung, vor allem also Röntgenstrahler, Generator und Bildempfänger, notwendig sind, die zudem auf das Isozentrum des Linearbeschleunigers ausgerichtet sein müssen, um eine korrekte Lagerungskontrolle zu ermöglichen.

Die geringste Dosis in diesem Vergleich wird mit orthogonalen Röntgenbildern erreicht. Dufek et al. berichten hier 0,05 mSv für Hals-Aufnahmen und 0,6 mSv für Becken-Aufnahmen [89]. Diese Variante zur Lagerungskontrolle bietet ebenso wie die kV-CBCT einen besseren Kontrast als bei Nutzung der MV-Photonenstrahlung des Linearbeschleunigers bei der Bildgebung. Gleichzeitig gilt aber ebenso, dass eine zusätzliche, ausgerichtete Röntgeneinrichtung am Linearbeschleuniger notwendig ist und aufgrund der lediglich zwei orthogonalen Aufnahmen kann analog zu den MV-Aufnahmen kein dreidimensionaler Datensatz erzeugt werden.

Zusammenfassend empfiehlt sich aufgrund der geringeren Dosisbelastung und besseren Kontrastdarstellung die Nutzung von kV-Röntgenbildgebung zur Lagerungs-

kontrolle, wobei das CBCT immer dann eingesetzt werden sollte, wenn eine hohe Genauigkeit der Patientenlagerung gefordert ist. Bei der Lagerungskontrolle mittels MV-Bildgebung besteht der Vorteil, dass derselbe Strahlengang genutzt wird, wie bei der anschließenden Bestrahlung und somit Ungenauigkeiten bezüglich der Ausrichtung von Bildgebungsstrecke und Bestrahlungsstrecke ausgeschlossen werden können. Aufgrund der hohen Organdosen der Risikoorgane bei wiederholtem Einsatz des MV-CBCT sollten diese bei der Bestrahlungsplanung berücksichtigt werden und der Einsatz des MV-CBCT zur Lagerungskontrolle so zurückhaltend wie möglich realisiert werden, um die notwendige Präzision der Bestrahlung erreichen zu können.

Gleichzeitig sollten beim Einsatz des CBCT die jeweiligen Scanprotokolle auf den Dosis Einsatz hin optimiert werden. So könnte die Scangröße auf die jeweilige Bestrahlungsgröße beschränkt werden, wenn genügend anatomische Orientierungspunkte für die Lagerungskontrolle vorhanden sind. Ebenso sollte der Dosis Einsatz an den zu scannenden Körperbereich angepasst werden. Da im Thoraxbereich durch die recht strahlentransparente Lunge weniger Strahlungsschwächung zu erwarten ist, sollte der Dosis Einsatz gegenüber z.B. einem Abdomen-Scan reduziert werden.

9 Literaturverzeichnis

- [1] DEUTSCHER BUNDESTAG: Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung im Jahr 2015. In: *Unterrichtung durch die Bundesregierung*, 2017
- [2] DIXON, R. L.: A new look at CT dose measurement: Beyond CTDI. In: *Med. Phys.* 30 (2003), Nr. 6, 1272-1280. <http://dx.doi.org/10.1118/1.1576952>. – DOI 10.1118/1.1576952
- [3] BRENNER, D. J. ; MCCOLLOUGH, C. H. ; ORTON, C. G.: It is time to retire the computed tomography dose index (CTDI) for CT quality assurance and dose optimization. In: *Med. Phys.* 33 (2006), Nr. 5, 1189-1191. <http://dx.doi.org/10.1118/1.2173933>. – DOI 10.1118/1.2173933
- [4] SCHMIDT, R. ; WULFF, J. ; ZINK, K.: GMctdospp: Description and validation of a CT dose calculation system. In: *Med. Phys.* 42 (2016), Nr. 7, 4260-4270. <http://dx.doi.org/10.1118/1.4922391>. – DOI 10.1118/1.4922391
- [5] CONRAD, M. ; BOLARD, G. ; NOWAK, M. ; DE BARI, B. ; JEANNERET-SOZZI, W. ; BOURHIS, J. ; GERMOND, J.-F. ; BOCHUD, F. ; MOECKLI, R.: Determination of the effective dose delivered by image guided radiotherapy in head & neck and breast treatments. In: *Zeitschrift fuer Medizinische Physik* 28 (2018), Dec, S. 276–285
- [6] HAAS, B. ; CORADI, T. ; SCHOLZ, M. ; KUNZ, P. ; HUBER, M. ; OPPITZ, U. ; ANDRÉ, L. ; LENGKEEK, V. ; HUYSKENS, D. ; VAN ESCH, A. ; REDDICK, R.: Automatic segmentation of thoracic and pelvic CT images for radiotherapy planning using implicit anatomic knowledge and organ-specific segmentation strategies. In: *Phys. Med. Biol.* 53 (2008), mar, Nr. 6, 1751–1771. <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/53/6/017>. – DOI 10.1088/0031-9155/53/6/017

- [7] SOLER, L. ; DELINGETTE, H. ; MALANDAIN, G. ; MONTAGNAT, J. ; AYACHE, N. ; KOEHL, C. ; DOURTHE, O. ; MALASSAGNE, B. ; SMITH, M. ; MUTTER, D. ; MARESCAUX, J.: Fully Automatic Anatomical, Pathological, and Functional Segmentation from CT Scans for Hepatic Surgery. In: *Comput. Aided Surg.* 6 (2001), Nr. 3, 131-142. <http://dx.doi.org/10.3109/10929080109145999>. – DOI 10.3109/10929080109145999. – PMID: 11747131
- [8] VON BOETTICHER, H. ; LUELLAU, T. ; LAMMERS, M. ; KAMAU, E. N. ; POPPE, B.: The deviation of liver dose in real patients for thoracic computed tomography scans: a new approach to individual dosimetry with methods of radiotherapy treatment planning. In: *Health Phys.* 101 (2011), Jul, S. 79–83
- [9] NAGEL, Hans D.: *Strahlenphysikalische Grundlagen der Röntgendiagnostik*. Hamburg : Philips Medizin Systeme, 2003
- [10] SHOPE, T. B. ; GAGNE, R. M. ; JOHNSON, G. C.: A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography. In: *Med. Phys.* 8 (1981), Nr. 4, 488–495. <http://dx.doi.org/10.1118/1.594995>. – DOI 10.1118/1.594995
- [11] U.S. FOOD AND DRUG ADMINISTRATION: *Diagnostic X-Ray Systems and Their Major Components; Amendments to Performance Standard. Final rule*. August 1984
- [12] Norm IEC 60601-2-44 2004. *Acceptance tests - Imaging performance of computed tomography X-ray equipment, IEC 61223-3-5*
- [13] KALENDER, W. A. ; GUNIA, D. (Hrsg.): *Computertomographie*. Publicis Publishing, 2006
- [14] SCHLATTL, H. ; ZANKL, M. ; BECKER, J. ; HOESCHEN, C.: Dose conversion coefficients for CT examinations of adults with automatic tube current modulation. In: *Phys. Med. Biol.* 55 (2010), Nr. 20, 6243. <http://stacks.iop.org/0031-9155/55/i=20/a=013>
- [15] SCHLATTL, H. ; ZANKL, M. ; BECKER, J. ; HOESCHEN, C.: Dose conversion coefficients for paediatric CT examinations with automatic tube current modulation. In: *Phys. Med. Biol.* 57 (2012), Nr. 20, 6309. <http://stacks.iop.org/0031-9155/57/i=20/a=6309>

- [16] KALENDER, W. A. ; SCHMIDT, B. ; ZANKL, M. ; SCHMIDT, M.: A PC program for estimating organ dose and effective dose values in computed tomography. In: *Eur. Radiol.* 9 (1999), Nr. 3, 555-562. <http://dx.doi.org/10.1007/s003300050709>. – DOI 10.1007/s003300050709. – ISSN 1432–1084
- [17] STAMM, G. ; NAGEL, H. D.: CT-Expo - ein neuartiges Programm zur Dosisvaluierung in der CT. In: *Fortschr Röntgenstr* 174 (2002), Nr. 12, S. 1570–1576. – ISSN 1438–9029
- [18] KAREEM, R. H.: *Investigation of potential kernel based energy deposition methods for the fast calculation of patient dose in radiography*, Carl von Ossietzky Universität Oldenburg, Masterarbeit, 2012
- [19] KAREEM, R. H. ; LIEBMANN, M. ; CHOFOR, N. ; LÜLLAU, T. ; POPPE, B.: Description of Energy Dose Deposition Kernel for the Diagnostic Beam. In: *54th AAPM Annual Meeting*. Charlotte, NC, 2012
- [20] KAWRAKOW, I. ; MAINEGRA-HING, E. ; ROGERS, D.W.O. ; TESSIER, F. ; WALTERS, B.R.B.: *The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport*. Ottawa, Canada: National Research Council Canada
- [21] STORM, L. ; ISRAEL, H. I.: Photon cross sections from 1 keV to 100 MeV for elements Z=1 to Z=100. In: *At. Data Nucl. Data Tables* 7 (1970), Nr. 6, 565 - 681. [http://dx.doi.org/https://doi.org/10.1016/S0092-640X\(70\)80017-1](http://dx.doi.org/https://doi.org/10.1016/S0092-640X(70)80017-1). – DOI [https://doi.org/10.1016/S0092-640X\(70\)80017-1](https://doi.org/10.1016/S0092-640X(70)80017-1). – ISSN 0092–640X
- [22] HILL, R. ; MO, Z. ; HAQUE, M. ; BALDOCK, C.: An evaluation of ionization chambers for the relative dosimetry of kilovoltage x-ray beams. In: *Med. Phys.* 36 (2009), Nr. 9Part1, 3971-3981. <http://dx.doi.org/10.1118/1.3183820>. – DOI 10.1118/1.3183820
- [23] Norm DIN 6809-1 März 2010. *Klinische Dosimetrie – Teil 1: Strahlungsqualität von Photonen- und Elektronenstrahlung*
- [24] VERHAEGEN, F. ; NAHUM, A. E. ; VAN DE PUTTE, S. ; NAMITO, Y.: Monte Carlo modelling of radiotherapy kV x-ray units. In: *Phys. Med. Biol.* 44 (1999), Nr. 7, 1767. <http://stacks.iop.org/0031-9155/44/i=7/a=315>
- [25] VARIAN MEDICAL SYSTEMS: *G-297/G-298 Rotating anode x-ray tube*, 2007

- [26] HILL, R. ; KUNCIC, Z. ; BALDOCK, C.: The water equivalence of solid phantoms for low energy photon beams. In: *Med. Phys.* 37 (2010), Nr. 8, 4355-4363. <http://dx.doi.org/10.1118/1.3462558>. – DOI 10.1118/1.3462558
- [27] LI, X. A. ; MA, C.-M. ; SALHANI, D.: Measurement of percentage depth dose and lateral beam profile for kilovoltage x-ray therapy beams. In: *Phys. Med. Biol.* 42 (1997), Nr. 12, S. 2561–2568
- [28] BOONE, J. M.: Dose spread functions in computed tomography: a Monte Carlo study. In: *Med. Phys.* 36 (2009), Oktober, Nr. 10, S. 4547–4554
- [29] Norm DIN 6809-5 Februar 1996. *Klinische Dosimetrie - Anwendung von Röntgenstrahlen mit Röhrenspannungen von 100 bis 400 kV in der Strahlentherapie*
- [30] PHYSIKALISCH-TECHNISCHE WERKSTÄTTEN DR. PYCHLAU GMBH: *CTDI Set for CT Dosimetry*. http://ptw.de/ctdi_set_for_ct_dosimetry0.html, Abruf: 05.08.2018
- [31] DIXON, R. L. ; BALLARD, A. C.: Experimental validation of a versatile system of CT dosimetry using a conventional ion chamber: Beyond. In: *Med. Phys.* 34 (2007), Nr. 8, 3399-3413. <http://dx.doi.org/10.1118/1.2757084>. – DOI 10.1118/1.2757084
- [32] LIEBMANN, M. ; LÜLLAU, T. ; UHLIG, C. H. ; FELTES, M. ; KAREEM, R. H. ; POPPE, B. ; VON BOETTICHER, H.: Entwicklung eines Multi-Detektor Phantoms für die Dosimetrie im CT. In: *5. Dreiländertagung der ÖGMP, DGMP und SGSMP*. Wien, 2011, S. 97. – ISBN 3-925218-89-0
- [33] LIEBMANN, M. ; LUELLAU, T. ; FELTES, M. ; POPPE, B. ; VON BOETTICHER, H.: Comparison of different methods for measuring CT dose profiles with a new dosimetry phantom. In: *13th International Radiation Protection Association (IRPA) Congress*. Glasgow, Scotland, 2012
- [34] LIEBMANN, M. ; POPPE, B. ; VON BOETTICHER, H.: Computed tomography dosimetry with high-resolution detectors commonly used in radiotherapy — an energy dependence study. In: *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 16 (2015), Nr. 5, 396-407. <http://dx.doi.org/10.1120/jacmp.v16i5.5302>. – DOI 10.1120/jacmp.v16i5.5302

- [35] SCHLATTL, H. ; ZANKL, M. ; HAUSLEITER, J. ; HOESCHEN, C.: Local organ dose conversion coefficients for angiographic examinations of coronary arteries. In: *Phys. Med. Biol.* 52 (2007a), Nr. 15, S. 4393–4408
- [36] SCHLATTL, H. ; ZANKL, M. ; PETOUSSI-HENSS, N.: Organ dose conversion coefficients for voxel models of the reference male and female from idealized photon exposures. In: *Phys. Med. Biol.* 52 (2007b), Nr. 8, S. 2123–2145
- [37] WILLIAMS, G. ; ZANKL, M. ; ABMAYR, W. ; VEIT, R. ; DREXLER, G.: The calculations of dose from external photon exposures using reference and realistic human phantoms and Monte Carlo methods. In: *Phys. Med. Biol.* 31 (1986), Nr. 4, S. 449–452
- [38] Norm IEC 60601-2-44 2009. *Medical electrical equipment, part 2-44: particular requirements for the safety of x-ray equipment for computed tomography, IEC 60601-2-44*
- [39] Norm EUR 16262 1999. *European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography, Report EUR 16262*
- [40] U.S. FOOD AND DRUG ADMINISTRATION: *Computed tomography (CT) equipment.* 2008
- [41] Norm DIN 6809-3 März 1990. *Klinische Dosimetrie - Röntgendiagnostik*
- [42] GELEIJNS, J. ; SALVADO ARTELLS, M. ; DE BRUIN, P. W. ; MATTER, R. ; MURAMATSU, Y. ; MCNITT-GRAY, M. F.: Computed tomography dose assessment for a 160 mm wide, 320 detector row, cone beam CT scanner. In: *Phys. Med. Biol.* 54 (2009), S. 3141–3159
- [43] MORI, S. ; ENDO, M. ; NISHIZAWA, K. ; MURASE, K. ; FUJIWARA, H. ; TANADA, S.: Comparison of patient doses in 256-slice CT and 16-slice CT scanners. In: *Br. J. Radiol.* 79 (2006), Nr. 937, S. 56–61
- [44] DIXON, R. L. ; BOONE, J. M.: Dose equations for tube current modulation in CT scanning and the interpretation of the associated CTDI_{vol}. In: *Med. Phys.* 40 (2013), Nr. 11, 111920. <http://dx.doi.org/10.1118/1.4824918>. – DOI 10.1118/1.4824918
- [45] MARTIN, C. J. ; GENTLE, D. J. ; SOOKPENG, S. ; LOVELAND, J.: Application of Gafchromic film in the study of dosimetry methods in CT phantoms. In: *J.*

- Radiol. Prot.* 31 (2011), Nr. 4, 389. <http://stacks.iop.org/0952-4746/31/i=4/a=001>
- [46] HILL, R. ; HEALY, B. ; HOLLOWAY, L. ; KUNCIC, Z. ; THWAITES, D. ; BALDOCK, C.: Advances in kilovoltage x-ray beam dosimetry. In: *Phys. Med. Biol.* 59 (2014), Nr. 6, R183. <http://stacks.iop.org/0031-9155/59/i=6/a=R183>
- [47] SNOW, J. R. ; MICKA, J. A. ; DEWERD, L. A.: Microionization chamber air-kerma calibration coefficients as a function of photon energy for x-ray spectra in the range of 20–250 kVp relative to 60Co. In: *Med. Phys.* 40 (2013), Nr. 4, 041711. <http://dx.doi.org/10.1118/1.4794491>. – DOI 10.1118/1.4794491
- [48] SCANDURRA, D. ; LAWFORD, C. E.: A dosimetry technique for measuring kilovoltage cone-beam CT dose on a linear accelerator using radiotherapy equipment. In: *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 15 (2014), Nr. 4, 80-92. <http://dx.doi.org/10.1120/jacmp.v15i4.4658>. – DOI 10.1120/jacmp.v15i4.4658
- [49] AG, Siemens: *Siemens SOMATOM Sensation 64 Users Guide*
- [50] PHYSIKALISCH-TECHNISCHE WERKSTAETTEN DR. PYCHLAU GMBH: *Ionizing Radiation Detectors*. Loerracher Strasse 7, 79115 Freiburg, Germany: Physikalisch-Technische Werkstaetten Dr. Pychlau GmbH, 2010/2011
- [51] IBA DOSIMETRY GMBH: *Detectors for Relative and Absolute Dosimetry*. Bahnhofstrasse 5, 90592 Schwarzenbruck, Germany: IBA Dosimetry GmbH, 2009
- [52] Norm DIN 6809-4 Dezember 1988. *Klinische Dosimetrie - Anwendung von Röntgenstrahlen mit Röhrenspannungen von 10 bis 100 kV in der Strahlentherapie und in der Weichteildiagnostik*
- [53] POPPE, B. ; RUBACH, A. ; HARDER, D. ; WILLBORN, K.: A Method to Increase the Resolution of IMRT Plan Verification with a Two-Dimensional Ionisation Chamber Array. In: *Med. Phys.* 33 (2006a), S. 2054–2055
- [54] POPPE, B. ; BLECHSCHMIDT, A. ; DJOUGUELA, A. ; KOLLHOFF, R. ; RUBACH, A. ; HARDER, D.: Two-dimensional ionisation-chamber arrays for IMRT plan verification. In: *Med. Phys.* 33 (2006b), S. 1005–1015
- [55] POPPE, B. ; ATEM TUNG, Z. ; CHOFOR, G. ; BLECHSCHMIDT, A. ; DJOUGUELA, A. ; KOLLHOFF, R. ; RUBACH, A. ; HARDER, D.: About Resolution and Sensitivity

- of two-dimensional Ionizationchamber-Arrays (PTW type 10024). In: *Zeitschrift fuer Medizinische Physik* 15 (2005), Nr. 4, S. 287–291. – in German
- [56] PHYSIKALISCH-TECHNISCHE WERKSTAETTEN DR. PYCHLAU GMBH: *DIA-DOS E Diagnostic Dosemeter*. Loerracher Strasse 7, 79115 Freiburg, Germany: Physikalisch-Technische Werkstaetten Dr. Pychlau GmbH, 2001
- [57] DJOUGUELA, A. ; GRIESSBACH, I. ; HARDER, D. ; KOLLHOFF, R. ; CHOFOR, N. ; RUEHMANN, A. ; WILLBORN, K. ; POPPE, B.: Dosimetric characteristics of an unshielded p-type Si diode: linearity, photon energy dependence and spatial resolution. In: *Zeitschrift fuer Medizinische Physik* 18 (2008), Nr. 4, S. 301 – 306. <http://dx.doi.org/10.1016/j.zemedi.2008.06.007>. – DOI 10.1016/j.zemedi.2008.06.007. – ISSN 0939–3889
- [58] LOOE, H. K. ; HARDER, D. ; POPPE, B.: Understanding the lateral dose response functions of high-resolution photon detectors by reverse Monte Carlo and deconvolution analysis. In: *Phys. Med. Biol.* 60 (2015), Nr. 16, 6585. <http://stacks.iop.org/0031-9155/60/i=16/a=6585>
- [59] MICKE, A. ; LEWIS, D. F. ; YU, X.: Multichannel film dosimetry with non-uniformity correction. In: *Med. Phys.* 38 (2011), Nr. 5, 2523-2534. <http://dx.doi.org/10.1118/1.3576105>. – DOI 10.1118/1.3576105
- [60] GIADDUI, T. ; CUI, Y. ; GALVIN, J. ; CHEN, W. ; YU, Y. ; XIAO, Y.: Characteristics of Gafchromic XRQA2 films for kV image dose measurement. In: *Med. Phys.* 39 (2012), Nr. 2, 842-850. <http://dx.doi.org/10.1118/1.3675398>. – DOI 10.1118/1.3675398
- [61] LIEBMANN, M. ; POPPE, B. ; VON BOETTICHER, H.: Methoden zur Messung von CT-Dosisprofilen. In: *43. Jahrestagung der DGMP*. Jena, 2012
- [62] LIEBMANN, M. ; POPPE, B. ; VON BOETTICHER, H.: Applicability of the new MicroDiamond in comparison to other high spatial resolution detectors for CTDI- and Dose-Profile-Measurements. In: *6. Dreiländertagung der ÖGMP, DGMP und SGSMP*. Zürich, 2014
- [63] LIEBMANN, M. ; LÜLLAU, T. ; KLUGE, A. ; POPPE, B. ; VON BOETTICHER, H.: Patient Radiation Protection Covers for Head CT Scans – A Clinical Evaluation of Their Effectiveness. In: *Fortschr Röntgens* 186 (2014), apr, Nr. 11, 1022–1027.

<http://dx.doi.org/10.1055/s-0034-1366279>. – DOI 10.1055/s-0034-1366279

- [64] BUNDESMINISTERIUM FÜR UMWELT, NATURSCHUTZ UND REAKTORSICHERHEIT: *Richtlinie für Sachverständigenprüfungen nach der Röntgenverordnung (SV-RL)*, 2009
- [65] GOREN, A. D. ; PRINS, R. D. ; DAUER, L. T. ; QUINN, B. ; AL-NAJJAR, A. ; FABER, R. D. ; PATCHELL, G. ; BRANETS, I. ; COLOSI, D. C.: Effect of leaded glasses and thyroid shielding on cone beam CT radiation dose in an adult female phantom. In: *Dentomaxillofacial Radiology* 42 (2013), Nr. 6, 20120260. <http://dx.doi.org/10.1259/dmfr.20120260>. – DOI 10.1259/dmfr.20120260. – PMID: 23412460
- [66] QU, X. ; LI, G. ; ZHANG, Z. ; MA, X.: Thyroid shields for radiation dose reduction during cone beam computed tomography scanning for different oral and maxillofacial regions. In: *Eur. J. Radiol.* 81 (2012), März, Nr. 3, e376–e380. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ejrad.2011.11.048>. – DOI 10.1016/j.ejrad.2011.11.048. – ISSN 0720–048X
- [67] HOANG, J. K. ; YOSHIZUMI, T. T. ; CHOUDHURY, K. R. ; NGUYEN, G. B. ; TONCHEVA, G. ; GAFTON, A. R. ; EASTWOOD, J. D. ; LOWRY, C. ; HURWITZ, L. M.: Organ-Based Dose Current Modulation and Thyroid Shields: Techniques of Radiation Dose Reduction for Neck CT. In: *Am. J. Roentgenol.* 198 (2012), Nr. 5, 1132–1138. <http://dx.doi.org/10.2214/ajr.11.7445>. – DOI 10.2214/ajr.11.7445. – ISSN 0361–803X
- [68] BUCHGEISTER, M. ; SIEBURG, St. ; ROLL, M. ; MATH, F. ; WAGNER, H. J.: Dosisreduktion der Augen- und Schilddrüsenexposition durch Abschirmung in der klinischen Thorax Computertomographie. In: *Fortschr Röntgenstr* (2012), S. 184–WI_PO48. – ISSN 1438–9029
- [69] NGAILE, J. E. ; UISO, C. B. S. ; MSAKI, P. ; KAZEMA, R.: Use of lead shields for radiation protection of superficial organs in patients undergoing head CT examinations. In: *Radiat. Prot. Dosim.* 130 (2008), Nr. 4, 490–498. <http://dx.doi.org/10.1093/rpd/ncn095>. – DOI 10.1093/rpd/ncn095
- [70] KALENDER, W. A. ; GUNIA, D. (Hrsg.): *Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications*. Publicis Publishing, 2011

- [71] HOROWIZ, Y. S. ; HOROWITZ, A.: Characterisation of LiF:Cu,Mg,P (GR-200) for Personnel Thermoluminescence Dosimetry. In: *Radiat. Prot. Dosim.* 33 (1990), Nr. 1-4, 279-282. <http://dx.doi.org/10.1093/oxfordjournals.rpd.a080810>. – DOI 10.1093/oxfordjournals.rpd.a080810
- [72] PAUTSCH, M.: *Untersuchung zur Optimierung der physikalisch-teschnischen Parameter beim Auswerten und Tempern von Thermolumineszenzdosimetern des Typs TLD-100H*, Tierärztliche Hochschule Hannover, Diss., 2012
- [73] TANG, K. ; ZHAO, J. ; SHEN, W. ; ZHU, H. ; WANG, Y. ; LIU, B.: Influence of Readout Parameters on TL Response, Re-usability and Residual Signal in LiF:Mg,Cu,P. In: *Radiat. Prot. Dosim.* 100 (2002), Februar, S. 353–6
- [74] RAMPADO, O. ; GARELLI, E. ; DEAGOSTINI, S. ; ROPOLO, R.: Dose and energy dependence of response of Gafchromic® XR-QA film for kilovoltage x-ray beams. In: *Phys. Med. Biol.* 51 (2006), Nr. 11, 2871. <http://stacks.iop.org/0031-9155/51/i=11/a=013>
- [75] PHYSIKALISCH-TECHNISCHE WERKSTAETTEN DR. PYCHLAU GMBH: *Kalibrier-schein*. Loerracher Strasse 7, 79115 Freiburg, Germany: Physikalisch-Technische Werkstaetten Dr. Pychlau GmbH, 2010
- [76] DONADILLE, L. ; CARINOU, E. ; GINJAUME, M. ; JANKOWSKI, J. ; RIMPLER, A. ; SANS MERCE, M. ; VANHAVERE, F.: An overview of the use of extremity dose-meters in some European countries for medical applications. In: *Radiat. Prot. Dosim.* 131 (2008), Nr. 1, 62-66. <http://dx.doi.org/10.1093/rpd/ncn229>. – DOI 10.1093/rpd/ncn229
- [77] DAVIS, S. D. ; ROSS, C. K. ; MOBIT, P. N. ; VAN DER ZWAN, L. ; CHASE, W. J. ; SHORTT, K. R.: The response of LiF thermoluminescence dosimeters to photon beams in the energy range from 30 kV X rays to 60Co gamma rays. In: *Radiat. Prot. Dosim.* 106 (2003), Nr. 1, 33-43. <http://dx.doi.org/10.1093/oxfordjournals.rpd.a006332>. – DOI 10.1093/oxfordjournals.rpd.a006332
- [78] OLKO, P.: Microdosimetric Interpretation of Thermoluminescence Efficiency of LiF:Mg,Cu,P (MCP-N) Detectors for Weakly and Densely Ionising Radiations. In: *Radiat. Prot. Dosim.* 65 (1996), Nr. 1-4, 151-158. <http://dx.doi.org/10.1093/oxfordjournals.rpd.a031610>. – DOI 10.1093/oxfordjournals.rpd.a031610

- [79] NATIONAL RESEARCH COUNCIL: *Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation: BEIR VII Phase 2*. Washington, DC : The National Academies Press, 2006. <http://dx.doi.org/10.17226/11340>. <http://dx.doi.org/10.17226/11340>. – ISBN 978-0-309-09156-5
- [80] LIEBMANN, M. ; SAUER, J. M. ; KÄRCHER, D. ; POPPE, B. ; VON BOETTICHER, H.: Quantification of patient exposure reduction with dynamic collimation for large detector CTs. In: *Jahrestagung der Biomedizinischen Technik und Dreiländertagung der Medizinischen Physik, 2017*
- [81] AUBRY, J.-F. ; POULIOT, J.: Imaging Changes during Therapy: Does it Matter? In: *Imaging Decisions MRI* 12 (2008), Nr. 1, 3-13. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1617-0830.2008.00115.x>. – DOI 10.1111/j.1617-0830.2008.00115.x
- [82] PARIKH, P. ; DAVIS, B. ; HOROWITZ, E. ; MAHADEVAN, A. ; MENARD, C. ; ROACH, M. ; HIMU, L. ; ANSCHER, M. ; GHILEZAN, M. ; MCLAUGHLIN, P. ; VALDAGNI, R. ; VARGAS, C. ; GOMELLA, L. ; TIZIANA, R. ; SPARLDING, A. ; SHOWALTER, T. ; PALTA, J. ; KHOO, V. ; SPEIGHT, J. ; CATTON, C. ; HUDES, R. ; MARTINEZ, A. ; YU, Y. ; TRABULSI, E. ; VALICENTI, R. (Hrsg.) ; DICKER, A. (Hrsg.) ; JAFFRAY, D. (Hrsg.): *Image-Guided Radiation Therapy of Prostate Cancer*. CRC Press, 2008 https://www.ebook.de/de/product/24115759/image_guided_radiation_therapy_of_prostate_cancer.html
- [83] POULIOT, J. ; BANI-HASHEMI, A. ; CHEN, J. ; SVATOS, M. ; GHELMANSARAI, F. ; MITSCHKE, M. ; AUBIN, M. ; XIA, P. ; MORIN, O. ; BUCCI, K. ; ROACH, M. ; HERNANDEZ, P. ; ZHENG, Z. ; HRISTOV, D. ; VERHEY, L.: Low-dose megavoltage cone-beam CT for radiation therapy. In: *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 61 (2005), Februar, Nr. 2, S. 552–560. – ISSN 0360–3016
- [84] *Leitlinienprogramm Onkologie (Deutsche Krebsgesellschaft, Deutsche Krebshilfe, AWMF): Konsultationsfassung: Interdisziplinäre Leitlinie der Qualität S3 zur Früherkennung, Diagnose und Therapie der verschiedenen Stadien des Prostatakarzinoms, Langversion 4.0, 2016*. <http://leitlinienprogrammmonkologie.de/Prostatakarzinom.58.0.html>
- [85] DUONG HOANG ANH, K.: *Effective Dose Calculations for Megavoltage Photon Cone Beam CTs based on a Computed Tomography Dose Index (CTDI)*, Carl von Ossietzky Universität Oldenburg, Masterarbeit, 2014

- [86] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION: The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 103. In: *Annals of the ICRP* 37 (2007), S. 1–332
- [87] GU, J. ; BEDNARZ, B. ; XU, X. G. ; JIANG, S. B.: Assessment of patient organ doses and effective doses using the VIP-Man adult male phantom for selected cone-beam CT imaging procedures during image guided radiation therapy. In: *Radiat. Prot. Dosim.* 131 (2008), 07, Nr. 4, 431-443. <http://dx.doi.org/10.1093/rpd/ncn200>. – DOI 10.1093/rpd/ncn200. – ISSN 0144–8420
- [88] HYER, D. E. ; SERAGO, C. F. ; KIM, S. ; LI, J. G. ; HINTENLANG, D. E.: An organ and effective dose study of XVI and OBI cone-beam CT systems. In: *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 11 (2010), Nr. 2, 181-197. <http://dx.doi.org/10.1120/jacmp.v11i2.3183>. – DOI 10.1120/jacmp.v11i2.3183
- [89] DUFEK, V. ; HORAKOVA, I. ; NOVAK, L.: Organ and effective doses from verification techniques in image-guided radiotherapy. In: *Radiat. Prot. Dosim.* 147 (2011), 08, Nr. 1-2, 277-280. <http://dx.doi.org/10.1093/rpd/ncr335>. – DOI 10.1093/rpd/ncr335. – ISSN 0144–8420
- [90] Norm DIN EN 60601-2-44:2017-03 März 2017. *Medizinische elektrische Geräte - Teil 2-44: Besondere Festlegungen für die Sicherheit einschließlich der wesentlichen Leistungsmerkmale von Röntgeneinrichtungen für die Computertomographie*
- [91] PHYSIKALISCH-TECHNISCHE WERKSTÄTTEN DR. PYCHLAU GMBH: *microDiamond - Synthetic Diamond Detectors*. <http://www.ptwdosimetry.com/en/products/microdiamond/>, Abruf: 12.07.2019
- [92] DAMODAR, J. ; ODGERS, D. ; POPE, D. ; HILL, R.: A study on the suitability of the PTW microDiamond detector for kilovoltage x-ray beam dosimetry. In: *Applied Radiation and Isotopes* 135 (2018), 104 - 109. <http://dx.doi.org/https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2018.01.025>. – DOI <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2018.01.025>. – ISSN 0969–8043
- [93] HISSOINY, S. ; OZELL, B. ; DESPRÉS, P.: A convolution-superposition dose calculation engine for GPUs. In: *Med. Phys.* 37 (2010), 03, S. 1029–37. <http://dx.doi.org/10.1118/1.3301618>. – DOI 10.1118/1.3301618

Abbildungs- und Tabellenverzeichnis

Abbildungsverzeichnis

2.1	Exemplarisches Energiespektrum einer Röntgenröhre und Einfluss eines Zusatzfilters [9]	14
2.2	Prinzipdarstellung der Addition der Dosisanteile einzelner Scanschichten zur Gesamtdosis (aus [13])	19
3.1	Schematische Darstellung des Messaufbaus zur Messung der Halbwertsschichtdicke (HVL)	25
3.2	Vergleich der gemessenen (rot) mit der berechneten (schwarz) Tiefendosisverteilung des Oldelft Simulix MC bei 100 kV Röhrenspannung (nach [18])	27
3.3	Vergleich der gemessenen (rot) mit der berechneten (schwarz) Tiefendosisverteilung des Oldelft Simulix MC bei 120 kV Röhrenspannung (nach [18])	27
3.4	Berechneter Dosisdepositionskern von mono-energetischer Photonenstrahlung mit einer Energie von 80 keV in 1 cm, 5 cm und 10 cm Wassertiefe, normiert auf die Dosis des primär getroffenen Voxels [18]	30
3.5	Berechneter Dosisdepositionskern von mono-energetischer Photonenstrahlung mit einer Energie von 100 keV in 1 cm, 5 cm und 10 cm Wassertiefe, normiert auf die Dosis des primär getroffenen Voxels [18]	31
3.6	Berechneter Dosisdepositionskern von mono-energetischer Photonenstrahlung mit einer Energie von 120 keV in 1 cm, 5 cm und 10 cm Wassertiefe, normiert auf die Dosis des primär getroffenen Voxels [18]	32
3.7	Vergleich von Monte-Carlo-simulierter Dosisverteilung und aus Dosisdepositionskern berechneter Dosisverteilung von mono-energetischer Photonenstrahlung mit einer Energie von 120 keV in 1 cm Wassertiefe für ein 2 cm × 2 cm großes Strahlenfeld [18]	34

3.8	Dosisdepositions-kern in Zylinderkoordinaten (rz-Kern) für das Röntgenbremsspektrum eines Siemens Somatom Definition 64 bei 120 kV Röhrenspannung	36
3.9	Vergleich von Monte-Carlo-simulierter Dosisverteilung und mittels Dosisdepositions-kern berechneter Dosisverteilung von Röntgenstrahlung eines Siemens Somatom Sensation 64 bei 120 kV Röhrenspannung in 1 cm Wassertiefe für ein 2 cm × 2 cm großes Strahlenfeld . . .	37
4.1	Standard CTDI-Phantom und Standard CTDI-Ionisationskammer [30]	41
4.2	Entwickeltes Mehrzweckphantom mit Halbschalen für den Einsatz von radiochromen Filmen als Detektor	42
4.3	Entwickeltes Mehrzweckphantom in 50 cm Länge	44
4.4	Dosisprofile gemessen mit dem Mehrzweckphantom und verschiedenen Detektoren an einem Siemens Somatom Sensation 64 CT entlang der Tischachse und in verschiedenen Tiefen bei 120 kV und 28,8 mm Gesamtkollimation (aus [33])	45
5.1	Normierte Dosisverteilung des Oldelft Simulix MC, gemessen mit dem PTW 2D-Array seven29 bei 120 kV _p , 800 mA s und einer Feldgröße von 20 cm × 20 cm. Gut erkennbar sind Draht-Fadenkreuz und die Feldebegrenzungsdrähte des Kollimatorkastens. Im oberen rechten Quadranten des Strahlenfeldes wurde das Gebiet um den Punkt (5 cm/5 cm) aufgrund der Homogenität als Messort für die weiteren Messungen ausgewählt.	52
5.2	Relatives Ansprechvermögen (RDR) der untersuchten Fingerhutkammern und der CTDI-Kammer frei in Luft	55
5.3	Relatives Ansprechvermögen (RDR) der untersuchten Fingerhutkammern und der CTDI-Kammer in 2 cm Wassertiefe	55
5.4	Relatives Ansprechvermögen (RDR) der untersuchten Parallelplattenkammern und Dioden frei in Luft	57
5.5	Relatives Ansprechvermögen (RDR) der untersuchten Parallelplattenkammern, 2D-Array und Dioden in 2 cm Wassertiefe	58
5.6	Relatives Ansprechvermögen (RDR) der untersuchten kleinvolumigen Kammern frei in Luft	60
5.7	Relatives Ansprechvermögen (RDR) der untersuchten kleinvolumigen Kammern in 2 cm Wassertiefe	60
5.8	Dosisprofil Siemens SOMATOM Sensation 64 mit 5 mm Gesamtkollimation, 120 kV, 10 mm Tiefe [61]	69

5.9	Dosisprofil Siemens SOMATOM Sensation 64 mit 28,8 mm Gesamtkollimation, 120 kV, 90 mm Tiefe [61]	69
5.10	Gemessene Dosisprofile an einem Siemens Somatom Sensation 64 CT bei 120 kVp; 28,8 mm Gesamtkollimation im Zentrum des 32 cm Körperphantoms	72
6.1	Übersichtsaufnahme zu Beginn der Untersuchung zur Lokalisierung der Scan-Region [63]	77
6.2	Mavig RP648 Protektor für Schilddrüse, Sternum, Brust und Schultergelenke mit 0,35 mm bleiäquivalentem Inlet am CIRS ATOM anthropomorphen Phantom Irene [63]	79
6.3	F & L Medical Products Thyroid Shield mit 0,06 mm Pb Äquivalent am CIRS-ATOM-Phantom.	79
6.4	Mavig RA615 Schilddrüsen-Sternumschutz mit 0,5 mm Pb Äquivalent	80
6.5	Kalibriertes Dosisprofil im Zentrum des Field of View eines Siemens Somatom Sensation 64, aufgenommen mit 120 kVp, 100 mAs, 28,8 mm Gesamtkollimation und 1 s Röhrenrotationszeit. Gemessen mit Ashland Gafchromic XR-QA2 und einem Epson Expression 10000XL . . .	82
6.6	Organdosisreduktion durch verschiedene Patientenabschirmungen und der Effekt einer kranialen Verschiebung der Übersichtsaufnahme [63]	85
7.1	Positionierung der ROI (rote Ellipsen) für die Messung des Bildrauschens in Abhängigkeit vom Pitch, hier beispielhaft für die ROI Knochen (nach [80])	91
7.2	Gafchromic XR-CT2 mit Pitch 0,609 - 1,015 am Philips iCT 256 mit adaptivem Kollimator (oben) und Philips Ingenuity ohne adaptivem Kollimator (unten). Die blaue Markierung gibt das Ende des geplanten Scanbereichs an. [80]	92
7.3	Overscanning-Länge mit und ohne dynamischem Kollimator – untere Schranke bei 10 % der Dosis im geplanten Scanfeld – in Abhängigkeit vom eingestellten Pitchfaktor (nach [80])	93

Tabellenverzeichnis

3.1	Wichtige Parameter bzw. Einstellungen in EGSnrc für die Ermittlung der Halbwertsschichtdicke und Tiefendosiskurve (nach [18])	24
3.2	Gemessene und mit Monte-Carlo-Methoden berechnete HVL Aluminium für die gebräuchlichsten Röhrenspannungen der CT-Dosimetrie (nach [18])	26
5.1	Auflistung der verwendeten Strahlenqualitäten. Für jede Strahlenqualität ist die Röhrenspannung, die gemessene Halbwertsschichtdicke (HVL) in Al und der zugehörige Strahlenqualitätskorrektionsfaktor k_Q für die PTW T60004 Diode, die als Referenz für die Kreuzkalibrierung genutzt wurde, angegeben. Die zugehörige Klassifizierung entsprechend IED 61267 ist angegeben, wenn passend.	51
5.2	Auflistung der verschiedenen untersuchten Detektoren sowie die berechnete größte Abweichung des relativen Ansprechvermögens und eine Kurzzusammenfassung der physikalischen Eigenschaften und Geometrie der Detektoren	63
5.3	Vergleich der berechneten maximalen Schwankung des relativen Ansprechvermögens des PTW 60019 MicroDiamond mit einer Fingerhutmutterkammer und Dosimetriediode	71
5.4	Vergleich des mit der Standard-CTDI-Kammer PTW 30009 gemessenen $CTDI_{100}$ und den mittels Integration der Dosisprofile berechneten $CTDI_{100}$. Die Dosisprofile wurden normiert auf den $CTDI_{100}$ in der Zentrumsposition des Körperphantoms mit 300 mm Länge bei 120 kVp und 28,8 mm Gesamtkollimation. Die Bezugswerte sind fett dargestellt.	73
5.5	Vergleich der berechneten $CTDI_{100}$ nach Normierung auf die Dosis im Zentrum des Primärstrahls in der Zentrumsposition des Körperphantoms mit 300 mm Länge bei 120 kVp und 28,8 mm Gesamtkollimation. Die Bezugswerte sind fett dargestellt.	73
6.1	Genutztes CT-Untersuchungsprotokoll für Standard Schädel-CT Scans [63]	77
6.2	Gemessene Organdosen für drei verschiedene Patientenabschirmungen, einer kompletten CT-Untersuchung mit um 2,5 cm verschobener Übersichtsaufnahme und nur der Übersichtsaufnahme allein [63] . . .	85

7.1	Standardabweichung der Hounsfield-Einheiten (HU) in drei repräsentativen ROI im CIRS Atom Phantom im Standard-Abdomen-Protokoll bei 120 kVp (nach [80])	93
7.2	Validierung der Dosisberechnung des Bestrahlungsplanungssystems mittels Messung des Dosis-Längen-Produkts an einem PMMA-Phantom mit 16 cm Durchmesser und 50 cm Länge. Die Messpositionen: Oben, Rechts, Links und Unten befinden sich in 1 cm Abstand von der Peripherie des Phantoms (nach [85]).	99
7.3	Berechnete Organdosen H_T und Konversionsfaktoren für das Phantom „Irene“ bei verschiedenen CBCT-Scans. Für die Berechnung der kumulativen Organdosis $H_{T,cum}$ wurde die angegebene Fraktionsanzahl und max. 2 CBCT pro Fraktion angenommen (nach [85]).	101
7.4	Vergleich der am Phantom „Irene“ bestimmten Organdosen H_T mit im Bestrahlungsplanungssystem berechneten mittleren Organdosen \bar{H}_T von jeweils 20 Patienten-CTs für das Standard-CBCT-Protokoll mit einem DLP von 1663 mGycm (nach [85])	102
7.5	Effektive Dosis der verschiedenen untersuchten CBCT-Scans für das Standard-CBCT-Protokoll sowie vergleichende Literaturwerte anderer Bildgebungsmodalitäten (nach [85])	103
8.1	Zusammenstellung der im Rahmen dieser Arbeit untersuchten geeigneten Detektoren für die Dosimetrie in der Computertomographie sowie des Referenzdetektors PTW 60004	112

Erklärung

Hiermit versichere ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig verfasst und keine anderen als die angegebenen Hilfsmittel verwendet habe.

Mario Liebmann
Syke, Juli 2019

Erklärung zum eigenen Beitrag

Erklärung

Hiermit versichere ich, dass Herr Dipl.-Phys. Mario Liebmann bei den folgenden veröffentlichten Fachartikeln die aufgeführten Anteile beigetragen hat.

Artikel: Computed tomography dosimetry with high-resolution detectors commonly used in radiotherapy – an energy dependence study

Liebmann, M. ; Poppe, B. ; von Boetticher, H.

Mario Liebmann hat die grundlegende Konzeption erarbeitet und in Diskussion mit Prof. Poppe und Dr. von Boetticher weiter vertieft. Mario Liebmann hat die notwendigen Experimente geplant und durchgeführt, die gewonnenen Daten ausgewertet und den veröffentlichten Artikel geschrieben. Prof. Poppe hat durch detaillierte Diskussion zur Auswertung beigetragen, sowie den veröffentlichten Artikel Korrektur gelesen und somit auch Textanteile beigetragen. Dr. von Boetticher hat durch detaillierte Diskussion zur Auswertung beigetragen, sowie den veröffentlichten Artikel Korrektur gelesen und somit auch Textanteile beigetragen.

Artikel: Patient Radiation Protection Covers for Head CT Scans – A Clinical Evaluation of Their Effectiveness

Liebmann, M. ; Lüllau, T. ; Kluge, A. ; Poppe, B. ; von Boetticher, H.

Mario Liebmann hat die grundlegende Konzeption erarbeitet und in Diskussion mit Prof. Poppe und Dr. von Boetticher weiter vertieft. Mario Liebmann hat die notwendigen Experimente geplant und durchgeführt, die gewonnenen Daten ausgewertet und den veröffentlichten Artikel geschrieben. Torben Lüllau hat Teile der Experimente durchgeführt und ausgewertet. Dr. Kluge hat den nötigen medizinischen Hintergrund bereitgestellt. Prof. Poppe hat zur technischen Realisation beigetragen,

sowie den veröffentlichten Artikel Korrektur gelesen und somit auch Textanteile beigetragen. Dr. von Boetticher hat durch detaillierte Diskussion zur Auswertung beigetragen, sowie den veröffentlichten Artikel Korrektur gelesen und somit auch Textanteile beigetragen.

.....

Prof. Dr. Björn Poppe

.....

Datum

Danksagung

Diese Promotionsschrift wäre ohne die Unterstützung vieler Personen nicht möglich gewesen. Hierfür möchte ich ihnen an dieser Stelle meinen besonderen Dank ausdrücken.

Zunächst danke ich Herrn Prof. Dr. Poppe, meinem Doktorvater, für die Betreuung dieser Arbeit, den kritischen Diskussionen und zahlreichen Gesprächen. Auch für die Hinführung zum gesamten Bereich der Medizinischen Physik gilt ihm mein ausgesprochen Dank. Unsere Zusammenarbeit habe ich immer als äußerst fördernd empfunden.

Ebenso danke ich Herrn PD Dr. von Boetticher für die immer hilfsbereite Betreuung dieser Arbeit und die Zweitbegutachtung. Unsere vielen Dialoge, bezogen auf die wissenschaftliche Arbeit aber auch persönlicher Natur, werden mir ewig als äußerst konstruktiv und motivierend in Erinnerung bleiben.

Auch möchte ich mich bei Herrn Prof. Günther für die kritische Durchsicht im Rahmen der externen Begutachtung bedanken.

Ferner danke ich Herrn Dr. Looe, Dr. Chofor, Torben Lüllau sowie allen weiteren Mitgliedern der Universitätsklinik für Medizinische Strahlenphysik für die gemeinsamen Diskussionen, die entlang des langen Weges dieser Promotionsschrift, immer wieder für Motivation und Erkenntnisse gesorgt haben.

Tief verbunden und dankbar bin ich außerdem meiner Frau Henrieke, die mir über alle Probleme hinweg immer den Rücken gestärkt und frei gehalten hat und so diese Schrift ebenso ermöglicht hat. Für dieses entgegengebrachte große Verständnis, moralischen Beistand und die vielen glücklichen Momente mit unseren gemeinsamen Kindern Luna und Jaro gilt ihr mein besonders herauszustellender Dank.