



Bundesamt
für Strahlenschutz

Ressortforschungsberichte zum Strahlenschutz

Konzept zur Umrechnung dosisrelevanter Parameter in der digitalen Volumentomographie

Vorhaben 3619S42462

Städtisches Klinikum Braunschweig gGmbH

Dr. Markus Borowski

Dr. Lukas Pirl

Dr. Steffen Ketelhut

Dr. Ludwig Büermann

Das Vorhaben wurde mit Mitteln des Bundesministeriums für Umwelt, Naturschutz, nukleare Sicherheit und Verbraucherschutz (BMUV) und im Auftrag des Bundesamtes für Strahlenschutz (BfS) durchgeführt.

Dieser Band enthält einen Ergebnisbericht eines vom Bundesamt für Strahlenschutz im Rahmen der Ressortforschung des BMUV (Ressortforschungsplan) in Auftrag gegebenen Untersuchungsvorhabens. Verantwortlich für den Inhalt sind allein die Autoren. Das BfS übernimmt keine Gewähr für die Richtigkeit, die Genauigkeit und Vollständigkeit der Angaben sowie die Beachtung privater Rechte Dritter. Der Auftraggeber behält sich alle Rechte vor. Insbesondere darf dieser Bericht nur mit seiner Zustimmung ganz oder teilweise vervielfältigt werden.

Der Bericht gibt die Auffassung und Meinung des Auftragnehmers wieder und muss nicht mit der des BfS übereinstimmen.

Impressum

Bundesamt für Strahlenschutz
Postfach 10 01 49
38201 Salzgitter

Tel.: +49 30 18333-0

Fax: +49 30 18333-1885

E-Mail: ePost@bfs.de

De-Mail: epost@bfs.de-mail.de

www.bfs.de

BfS-RESFOR-199/22

Bitte beziehen Sie sich beim Zitieren dieses Dokumentes immer auf folgende URN:

urn:nbn:de:0221-2022080933626

Salzgitter, August 2022

Inhalt

1	Zusammenfassung / Abstract	5
1.1	Zusammenfassung	5
1.2	Abstract	6
2	Einleitung.....	8
3	Projektauftrag.....	10
4	Aufarbeitung des relevanten Standes von Wissenschaft und Technik und Erarbeitung von Konzepten.....	11
4.1	Ermittlung des Sachstandes	11
4.1.1	Analyse der wissenschaftlichen Literatur	11
4.1.2	Analyse der Publikationen nationaler und internationaler Gremien.....	16
4.2	Projektrelevante Untersuchungen	17
4.3	Projektrelevante, spezifische Eigenschaften von CBCT-Geräten	18
4.4	Vorschlag geeigneter Konzepte.....	20
4.4.1	Messtechnisches Konzept.....	20
4.4.2	Simulationstechnisches Konzept.....	22
5	Anwendung und Bewertung der ausgewählten Konzepte	23
5.1	Die betrachteten Röntgengeräte.....	23
5.1.1	Die betrachteten CT-Geräte	23
5.1.2	Die betrachteten CBCT-Geräte	24
5.2	Durchführung der Messungen	25
5.2.1	Messungen an CBCT-Geräten.....	25
5.2.2	Messungen an CT-Geräten.....	36
5.3	Durchführung der Simulationen.....	39
5.3.1	Das Simulationskonzept	39
5.3.2	Simulation von CTDI-Prüfkörpern	39
5.3.3	Simulation anthropomorpher Voxelpantome	41
5.4	Bestimmung der Röntgenspektren und Ermittlung von Korrekturfaktoren.....	45

5.4.1	Bestimmung der Spektren	46
5.4.2	Berechnung von Korrekturfaktoren für die Bestimmung der Umrechnungsfaktoren.....	46
5.4.3	Das Verhältnis CTDI ₁₀₀ zu CTDI ₃₀₀	48
5.4.4	Einfache Betrachtung zur Berechnung des Verhältnisses von DFP zu DLP	48
5.5	Ermittlung von Konversionsfaktoren.....	50
5.5.1	Konversionsfaktoren anhand von Messungen an CBCT-Geräten	50
5.5.2	Diskussion der Umrechnungsfaktoren.....	55
5.5.3	Resultate zu Messungen am O-Arm von Medtronic	56
5.5.4	Umrechnungsfaktoren anhand von Messungen an CT-Geräten.....	57
5.5.5	Umrechnungsfaktoren anhand der Simulation technischer Prüfkörper	59
5.5.6	Umrechnungsfaktoren anhand der Simulation anthropomorpher Phantome	61
5.5.7	Vergleichende Diskussion der Konversionsfaktoren anhand von Messungen und Simulationen..	67
5.6	Anwendung der Konversionsfaktoren auf bestehende diagnostische Referenzwerte	68
5.6.1	Berücksichtigung des Einsatzzwecks der Untersuchungen.....	68
5.6.2	Berücksichtigung der Scanlängen	69
5.6.3	Berücksichtigung der Strahlausdehnung orthogonal zur Patientenlängsachse	70
5.6.4	Übergang zur Berücksichtigung der Einfallsdosis im Isozentrum.....	71
6	Abschließende Betrachtung und Ausblick	72
7	Danksagung	73
8	Literaturverzeichnis.....	74
Anlage 1		81
Anlage 2		83
Anlage 3		90

1 Zusammenfassung / Abstract

1.1 Zusammenfassung

Die 3D-Bildgebung nimmt in der medizinischen Diagnostik eine zentrale Stellung mit stark steigender Bedeutung ein. 3D-Bildgebung unter Nutzung von Röntgenstrahlen erfolgte bis vor wenigen Jahren fast ausschließlich mittels Computertomographen. Dieses hat sich inzwischen geändert. Computertomographen (CT-Geräte) haben immer noch eine bedeutende Rolle, es gibt jedoch zunehmend Geräte, die vielfach Weiterentwicklungen von Fluoroskopiegeräten darstellen und die ergänzend zu Projektionsaufnahmen und Durchleuchtungen eine 3D-Bildgebung ermöglichen. Aufgrund der Form des Strahlenkegels werden Aufnahmen mit diesen Geräten als Kegelstrahl-Computertomographien (Cone beam computed tomography CBCT) bezeichnet. Es gibt etliche klinische Fragestellungen, die abhängig von den klinischen Gegebenheiten mit CT- oder CBCT-Geräten untersucht werden können. Die Dosiswerte, die zur Bewertung der Strahlenexposition der Patienten von den Geräten angezeigt werden, sind aufgrund der historischen Entwicklung strukturell verschieden; an Computertomographen werden die Größen Computertomographie-Dosisindex (CTDI) und Dosislängenprodukt (DLP) angezeigt, an CBCT-Geräten das Dosisflächenprodukt (DFP). Beide Sätze von Dosisgrößen sind konzeptionell unterschiedlich, so dass es bislang kaum möglich ist, die Strahlenexposition einander entsprechender Untersuchungen zu vergleichen, die an CT- oder CBCT-Geräten durchgeführt werden. Ziel dieses Vorhabens war es, geeignete Konversionsfaktoren zu ermitteln, die es ermöglichen, beide Sätze von Dosisgrößen ineinander umzurechnen.

Vor dem Beginn eigener Forschungsaktivitäten im Vorhaben wurde anhand diverser wissenschaftlicher Datenbanken eine Erhebung über bestehende Vorarbeiten durchgeführt. Die Weiterentwicklung auf dem Gebiet wurde durch wiederholte Sichtungen der Literatur im Projektzeitraum verfolgt. Es zeigte sich, dass in der internationalen Literatur bislang keine substanziellen Arbeiten zu dem Thema zu finden sind. Gleichmaßen konnten keine Verlautbarungen relevanter nationaler oder internationaler Gremien identifiziert werden.

Innerhalb des Vorhabens wurden vier unterschiedliche Herangehensweisen (zwei messtechnische und zwei simulationstechnische) verfolgt, um die beiden Sätze von Dosisgrößen ineinander zu überführen. In einem ersten Ansatz wurde auf der Basis von Messungen an CBCT-Geräten eine Umrechnung der Dosisgröße DFP in DLP vorgenommen. Hierbei wurden Dosismessungen an einem dreifachen CTDI-Phantom durchgeführt und hierdurch ein DLP ermittelt, das mit dem angezeigten DFP verglichen wurde. In logisch umgekehrter Richtung wurden Messungen an CT-Geräten durchgeführt und die dort als Standard angezeigte Größe DLP in ein messtechnisch bestimmtes DFP umgerechnet. Hierzu wurden die Dosis frei in Luft im Isozentrum und die Ausdehnungen des Strahlkegels längs und orthogonal zur Patientenachse bestimmt. Bei der Ausdehnung orthogonal zur Patientenachse wurde der durch den Formfilter der Computertomographen modulierte Dosisverlauf berücksichtigt.

Die beiden simulationstechnischen Ansätze basieren auf Rechnungen mittels der Software ImpactMC. Ein erster simulationstechnischer Ansatz zielte darauf ab, die Messungen an den CBCT-Geräten abzubilden und den messtechnisch verfügbaren Parameterraum durch Simulationen zu erweitern. Ein zweiter Ansatz nutzte nicht mehr die technischen Dosisgrößen, sondern basierte auf einer risikobehafteten Kopplung unter Verwendung der effektiven Dosis. Die Simulationen basierten auf grundlegenden gerätetechnischen Größen, die vor den Simulationen gemessen oder anhand der Gerätedatenblätter ermittelt wurden und Parametern der betrachteten klinischen Untersuchungsprotokolle. Die Simulationen bei dem risikobasierten Ansatz erfolgten unter Verwendung eines männlichen ICRP Voxelphantoms nach ICRP-Publikation 110 mit den zugehörigen Gewebewichtungsfaktoren nach ICRP-Publikation 103.

Bei den messtechnischen und simulationstechnischen Ansätzen wurden insgesamt 15 CBCT-Geräte und zwei Computertomographen sowie vier Untersuchungsregionen im Kopf-Halsbereich und vier Untersuchungsregionen im Bereich des Körperstamms betrachtet.

Die Messungen unter Verwendung des CTDI-Kopfphantoms zeigen bei den CT- und CBCT-Geräten eine Abhängigkeit des Konversionsfaktors von den bei den Aufnahmen verwendeten Röntgenspektren. Der

beobachtete Zusammenhang lässt sich anhand grundlegender Überlegungen zur Strahlabsorption erklären. Unabhängig von dieser grundlegend beobachteten Abhängigkeit treten gerätespezifisch individuelle Abweichungen vom idealen Verlauf auf, jedoch lässt sich als Konversionsfaktor ein mittlerer Wert von 23,6 cm annehmen, dem nahezu alle betrachteten Geräte und klinischen Untersuchungsprotokolle mit einer maximalen Abweichung von 20% entsprechen. Für Messungen unter Verwendung des CTDI-Körperphantoms lässt sich die auch hier zu vermutende Abhängigkeit des Konversionsfaktors vom Röntgenspektrum nicht beobachten. Es lässt sich jedoch auch hier ein Wert von 50,5 cm ermitteln, um den mit einer maximalen Abweichung von 20% fast alle geräte- und untersuchungsprotokollspezifisch ermittelten Konversionsfaktoren liegen. Die anhand von Simulationen der technischen Dosisgrößen ermittelten Konversionsfaktoren liegen nahe bei den messtechnisch ermittelten Werten, ohne dass jedoch die messtechnisch beobachteten geräteindividuellen Abweichungen vom idealen Verhalten auch simulationstechnisch beobachtet werden. Die anhand der risikobasierten Überlegungen ermittelten Konversionsfaktoren weichen von dem anhand der technischen Dosisgrößen ermittelten Verlauf relevant ab. Sie zeigen auch deutlich größere Streuungen als die auf der Basis technischer Dosisgrößen ermittelten Konversionsfaktoren. Der Unterschied lässt sich insbesondere darauf zurückführen, dass bei der technischen Betrachtung die im menschlichen Körper enthalten Organe und deren individuelle Strahlenempfindlichkeit nicht berücksichtigt werden. So interessant und zukunftsweisend dieser Ansatz auch ist, zeigte es sich zum Abschluss des Vorhabens doch, dass noch zahlreiche weitergehende Studien erforderlich sind, um ein in der Praxis anwendbares Konzept unter Nutzung des Patientenrisikos zu erhalten.

Die anhand der Betrachtungen der technischen Dosisgrößen ermittelten Konversionsfaktoren ermöglichen es, diagnostische Referenzwerte (DRW), die für CT-Untersuchungen als Dosislängenprodukt (DLP) festgelegt wurden, auf entsprechende Untersuchungen unter Verwendung von CBCT-Geräten zu übertragen, die die Dosis als Dosisflächenprodukt (DFP) dokumentieren. Eine Herausforderung bei diesem Ansatz besteht darin, dass die meisten CBCT-Geräte keine Kollimation des Strahls längs und orthogonal zur Patientenachse ermöglichen. Die in der CBCT-Bildgebung abgebildeten 3D-Volumen weichen damit von den Volumen ab, die bei der Festlegung von DRW in der CT-Bildgebung angenommen wurden. Zudem verwenden allein auch CBCT-Geräte deutlich unterschiedlich große Strahlungsfelder. Bei einer einfachen Übertragung der als DLP publizierten DRW aus der CT-Diagnostik resultiert daraus eine Verzerrung beim Betrieb unterschiedlicher Geräte. Eine mögliche Lösung für diese Herausforderung ist, die nach der Konversion von DLP nach DFP erhaltenen Wert auf die Größe des gerätespezifischen Strahlungsfeldes zu beziehen. Es resultiert eine Dosisgröße, die als Einfallsdosis im Isozentrum bei der 3D-Aufnahme interpretiert werden kann. Diese Größe erscheint für eine Regelung sinnvoll und ermöglicht es potenziell geräteunabhängig einheitliche Referenzwerte für 3D-Aufnahmen festzulegen. Es verbleibt der bei der Verwendung technischer Dosisgrößen bei der Festlegung von DRW bislang allgemein nicht berücksichtigte Zustand, dass Untersuchungen gleicher technischer Dosiswerte, die an unterschiedlichen Geräten durchgeführt werden, zu unterschiedlichen effektiven Dosiswerten bei Patienten führen können. Diese Herausforderung ist in weiteren Studien zu adressieren.

1.2 Abstract

3D imaging is of significantly increasing importance and plays a crucial role in medical diagnostics. In the beginning, computed tomography (CT) systems were the only X-ray imaging modalities enabling 3D imaging. While nowadays, conventional CT is still a fundamental imaging modality, recent fluoroscopy units offer 3D functionalities as well. Due to the shape of their specific x-ray field in contrast to conventional fan beams, such techniques are being referred to as cone beam computed tomography (CBCT). Meanwhile, there are several diagnostic tasks which can be addressed with CT as well as with CBCT. However, probably due to historically different routes of development, the dose values being reported by both modalities differ conceptually and are thus incomparable. While CT systems report the computed tomography dose index (CTDI) as well as the dose length product (DLP), fluoroscopy units with CBCT functionality still report doses in their native quantity, the dose area product (DAP). Aim of the current research project is thus the determination of suitable conversion factors between both dose quantification concepts.

Before an explicit research concept was proposed as well as along the experimental and simulation tasks of this project, thorough literature research based on several scientific databases was performed. However, no substantial alternative approach to harmonize both dose concepts could be identified in the international peer reviewed scientific literature as well as in publications of relevant committees.

In the current research project, we followed four different strategies to harmonize both dose quantities, two experimental and two simulation approaches. On an experimental basis, measurements were conducted on multiple CBCT units to determine a conversion between reported DAP and measured DLP values. Measurements were conducted with pencil-type and Farmer-type chambers in three combined conventional CTDI-Phantoms. Second, on different CT units, the reported DLP values were combined with measured DAP values. In this case, DAP was quantified free in air with a farmer type chamber multiplied with the field size, which was measured at the isocentre. Here, the collimation orthogonally with respect to the patient long axis was obtained by closer analysis of the Bowtie filters' transmission behaviour.

In a first simulation approach, we developed a model to reproduce the experimental findings based on purely technical dose quantities and subsequently expanded the parameter space to extrapolate our experimental findings to a more general concept. In the second simulation approach, we went one step further and introduced a risk-based coupling of CBCT and CT dose quantities, relating them via the effective dose which was calculated in a male ICRP Voxel phantom according to ICRP publication 110. These simulations are based on device parameters as determined from measurements or extracted from corresponding datasheets. Exposure parameters were used as specified in the corresponding clinical examination programmes.

In total 15 CBCT units and 2 CT units were included in measurements and simulation studies. Four different exam regions in the head and neck area, represented by the CTDI head phantom, as well as four different exam regions in the trunk, represented by the corresponding CTDI body phantom, have been considered.

Measurements employing the head phantom show a dependence of the conversion factor from the half value layer of the applied x-ray energy spectrum. This relation can be explained by fundamental laws of radiation absorption in matter. However, device specific deviations from the ideal model were observed. An average conversion coefficient of 23.6 cm can be specified for the head region, if a maximum deviation of 20 % is accepted.

An X-ray spectrum dependence of the conversion factor cannot be observed from measurements of the CTDI body phantom, although it should also be applicable in this case. However, we could determine an average conversion factor of 50.5 cm as well, which satisfies the 20 % deviation claim for almost all cases as well. In the first simulation approach, aiming to reproduce and expand these experimental findings, we identified conversion factors for the head and the trunk region similar to those as determined from measurements, however without the observed device specific deviations.

The simulation study derived conversion factors based on risk-based coupling deviate significantly from those of the dose index based approach. Additionally, a larger variability was observed. These differences originate from the fact, that organ structure and corresponding variations in organ weighting factors were not considered in the approach based technical dose quantities. Although the risk-based approach is interesting and innovative, it has current limitations, which were identified during the project phase and need to be addressed in future research.

The conversion factors obtained by measurements and simulations of technical dose quantities (DAP and DLP) can be employed to transfer dose reference levels (DRL) as published for CT- to CBCT-imaging. However, a significant challenge is imposed by the fact, that common CBCT devices cannot be freely collimated in both directions during 3D-operation. The device specific size of the imaged volume thus deviates from the volumes presumed by the given CT DRL values. In some cases, they do also deviate significantly from device to device within the CBCT modality class. Due to these deviations, a straight forward application of the conversion factors leads to systematic over- and underestimations of the resulting CBCT DRL, depending on the employed systems. We propose a solution, which is based on normalization of the calculated new DRL to the corresponding field size. The result is a dose quantity, which

can be interpreted as incident dose at the isocentre. This quantity seems to be suitable for regulative use and could enable responsible authorities to establish device independent DRL for CBCT imaging.

2 Einleitung

3D-Bildgebung ist von enormer Bedeutung in der medizinischen Diagnostik. Dieses gilt gleichermaßen zur genaueren Abklärung unklarer klinischer Befunde, zur Unterstützung akuter Notfallbehandlungen, zur Vorbereitung und Unterstützung therapeutischer Eingriffe, wie auch zu deren postoperativer Kontrolle.

Bis vor wenigen Jahren war 3D-Bildgebung ausschließlich an Computertomographen oder Magnetresonanztomographen möglich. Hierdurch wurde die Verfügbarkeit deutlich eingeschränkt, da diese Großgeräte im Wesentlichen ausschließlich in vollgebietsradiologischen Einrichtungen verfügbar sind. Eine 3D-Diagnostik in anderen klinischen Bereichen z.B. der Orthopädie oder Zahnmedizin war hierdurch nicht möglich. Gleichermäßen war es nach einem erfolgten operativen Eingriff stets erforderlich, den Patienten aus dem Operationsbereich auszuschleusen, um anhand postoperativer 3D-Diagnostik den Erfolg der therapeutischen Maßnahme zu kontrollieren.

Inzwischen hat sich das Bild gewandelt. Auf dem Markt ist eine große Vielzahl unterschiedlicher Typen von Röntgengeräten mit 3D-Funktionen verfügbar. Es handelt sich dabei allgemein um Röntgengeräte mit einem Matrixdetektor, wie er auch bei der fluoroskopischen Anwendung von Röntgenstrahlung eingesetzt wird. Im Unterschied zur Computertomographie mit eher schmalen Strahlkollimationen entlang der Patientenachse (z-Richtung) arbeiten die Geräte mit einem Kegelstrahl, der im Isozentrum über eine Feldgröße von bis zu mehr als 30 cm in beiden Feldrichtungen verfügt. Die Bildgebung wird daher vielfach als Kegelstrahl-Computertomographie (CBCT – cone beam computed tomography) bezeichnet. Teilweise wird die Untersuchung auch als digitale Volumen-Tomographie (DVT) bezeichnet.

Die aktuell häufigsten Einsatzbereiche von CBCT-Geräten sind die Diagnostik von Extremitäten in der Orthopädie sowie die Zahnmedizin bzw. Kieferchirurgie. Es gibt jedoch darüber hinaus zahlreiche Anwendungen am Körperstamm, die zumindest unter experimentellen Bedingungen bereits erprobt wurden.

Unbenommen der kontinuierlich wachsenden Verbreitung von CBCT-Geräten und der Erschließung neuer Anwendungsfelder, ist eine wesentliche Herausforderung bislang nicht strukturiert angegangen worden: Die Zusammenführung der technisch verwendeten Dosisgrößen bei CT- und CBCT-Geräten.

Bei CT-Untersuchungen werden traditionell die von Shope [1] eingeführten Dosisgrößen CT-Dosisindex (CTDI) und Dosislängenprodukt (DLP) verwendet. Beide Größen werden in zylindrischen Prüfkörpern aus Polymethylmetacrylat (PMMA) bestimmt. Sie simulieren die Dosisverteilung innerhalb eines exponierten Körpers. Hinsichtlich des CTDI gibt es unterschiedliche Definitionen. Allgemein üblich ist die Verwendung des CTDI_{vol}, des volumenbezogenen CTDI-Wertes. Dieser berechnet sich nach

$$CTDI_{vol} = CTDI_w / pitch \quad (1)$$

mit dem pitch-Wert der jeweiligen Untersuchung als dem Verhältnis des Tischvorschubs und der Strahlkollimation bei einer Spiral-CT-Untersuchung sowie

$$CTDI_w = 1/3 * CTDI_c + 2/3 * \overline{CTDI_p} \quad (2)$$

mit $CTDI_c$ als dem im Zentrum des CTDI-Prüfkörpers gemessenen Dosiswert (s. Abbildung 1) und $\overline{CTDI_p}$ als dem gemittelten Dosiswert der Messwerte in den vier peripheren Bohrungen des CTDI-Prüfkörpers.

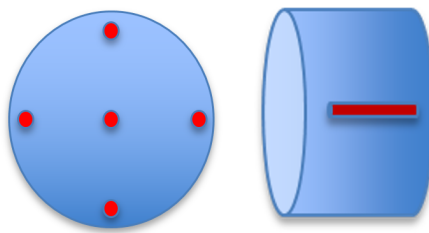


Abbildung 1: Schematische Aufsicht längs (links) und orthogonal (rechts) zur Symmetrieachse des CTDI-Prüfkörpers; Die Orte, an denen die Messsonden positioniert werden, sind in der linken Teilabbildung rot gekennzeichnet.

Es ist üblich, die Messungen mit einer Stabkammer mit einem 100 mm langen homogenen Volumen (100 mm-Stabkammer) in einem 150 mm langen Prüfkörper durchzuführen. Je nach betrachteter Körperregion werden CTDI-Prüfkörper mit unterschiedlichen Durchmessern verwendet. Zur Abschätzung einer Dosis bei Untersuchungen im Kopf-Hals-Bereich wird ein Prüfkörper mit 16 cm Durchmesser verwendet (s. Abbildung 1), für Untersuchungen im Körperstammbereich ein Prüfkörper mit einem Durchmesser von 32 cm (s. Abbildung 2). In Abbildung 2 wurde zur Verdeutlichung und aufgrund der Tatsache, dass die beiden Prüfkörper vielfach als ineinander geschachtelter Bausatz verwendet werden, der CTDI-Prüfkörper für den Kopf-Hals-Bereich in demjenigen für den Körperstammbereich gezeichnet. Bezeichnet werden beide Prüfkörper vielfach als Kopf-Phantom und Körper-Phantom. Diese Bezeichnung wird auch in diesem Dokument verwendet.

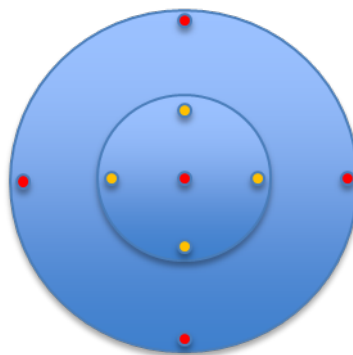


Abbildung 2: Schematische Darstellung der Aufsicht längs der Symmetrieachse auf den CTDI-Prüfkörper zur Dosisabschätzung bei Untersuchungen im Bereich des Körperstamms; Die Orte, an denen die Messsonden positioniert werden, sind rot gekennzeichnet. Die gelb markierten Bohrungen werden mit PMMA-Stiften ausgefüllt

Das DLP berechnet sich aus dem CTDI-Wert und der Länge des überstrahlten Bereichs längs der z-Achse. In der Praxis sind die 100 mm-Stabkammern so kalibriert, dass sie direkt das DLP als Messgröße ermitteln. Das CTDI wird dann sekundär aus dem DLP berechnet.

Inzwischen ist bekannt, dass die Verwendung der Größen CTDI und DLP unter Verwendung des vorangehend beschriebenen Messaufbaus bei modernen CT-Geräten nicht unproblematisch ist, da aufgrund von in z-Richtung immer breiteren Detektoren und entsprechend immer breiteren Strahlkollimationen die 100 mm-Stabkammer in einigen Szenarien nicht mehr deutlich länger als die Strahlbreite ist [2] [3]. Es ist bei Kollimationsbreiten von mehr als 4 cm ein Korrekturalgorithmus gemäß [4] anzuwenden, um weiterhin korrekte Werte zu bestimmen. Unbenommen dieser Einschränkung werden beide Dosisgrößen in der CT-Bildgebung aktuell noch allgemein genutzt. In ihnen sind auch sämtliche diagnostischen Referenzwerte (DRW) computertomographischer Untersuchungen festgelegt.

In der CBCT-Bildgebung wird bei den meisten Geräten das Dosisflächenprodukt (DFP) zur Dosisanzeige genutzt, da die 3D-Funktion vielfach als Zusatzoption für konventionelle Fluoroskopie- und Röntgengeräte aufkam und bei den meisten Geräten auch heute noch der Haupteinsatzbereich derjenige der fluoroskopischen Bildgebung ist. Das DFP ist konzeptionell eine zweidimensionale Dosisgröße. Sie entspricht dem Integral der punktuellen Einfallsdosis über die exponierte Fläche. Die Ausdehnung des

exponierten Objekts sowie die Wechselwirkung der Strahlung mit dem Objekt werden dabei nicht berücksichtigt.

Aufgrund der deutlich verschiedenen Ansätze beider Dosisgrößen, DFP bzw. DLP, ist es bislang kaum möglich die Dosiswerte von CT- und CBCT-Untersuchungen zu vergleichen, die mit vergleichbaren Fragestellungen im gleichen Körperbereich durchgeführt werden. Hieraus ergeben sich deutliche Einschränkungen bei der Optimierung der Strahlenexposition von CBCT-Untersuchungen, bei der Wahl der optimalen Modalität im Rahmen der rechtfertigenden Indikation und bei der Formulierung von vergleichbaren diagnostischen Referenzwerten. Im Rahmen des hier beschriebenen BfS-Ressortforschungsvorhabens sollte daher ein Ansatz zur Herstellung der Vergleichbarkeit der Dosisgrößen der konventionellen CT- und der CBCT-Bildgebung konzipiert und erprobt werden. Dabei ist neben der Zusammenführung der Dosisgrößen aus den Bereichen der CT- und CBCT-Bildgebung zu bedenken, dass die technischen Dosisgrößen zwar mit Organdosen und der effektiven Dosis als Patientendosisgrößen korreliert sind, der Zusammenhang bei individuellen Geräten jedoch unterschiedlich sein kann.

3 Projektauftrag

Das Bundesamt für Strahlenschutz (BfS) hat unter der Projektnummer 3619S42462 ein Ressortforschungsvorhaben initiiert, welches das Ziel verfolgt, Methoden zu erproben, um die dosisrelevanten Parameter an CT- und CBCT-Geräten ineinander umzurechnen. Es sollen ausschließlich klinische Untersuchungen im Bereich des Schädels sowie am Körperstamm berücksichtigt werden. Spezielle Untersuchungen in der Zahn- und Kieferdiagnostik, der Strahlentherapie sowie im Bereich der Extremitäten sind nicht zu berücksichtigen. Die Unsicherheit der einzelnen Verfahren ist abzuschätzen.

Das Projekt gliedert sich in zwei Aufgabenpakete (AP):

In AP1 ist zunächst der relevante Stand von Wissenschaft und Technik anhand der wissenschaftlichen Literatur sowie von Empfehlungen nationaler und internationaler Gremien aufzuarbeiten. Dies soll als Grundlage dienen, um geeignete Konzepte für die Zusammenführung der Dosisgrößen zu erarbeiten. Der Stand soll weiterhin während der Projektlaufzeit regelmäßig aktualisiert werden. Es ist gewünscht, für die Zusammenführung der Dosisgrößen mindestens zwei unterschiedliche Herangehensweisen zu testen. Ein Konzept soll Umrechnungsfaktoren auf Basis von Phantommessungen an repräsentativen klinischen Geräten ermitteln. In einem zweiten Konzept sollen Umrechnungsfaktoren auf der Basis von Monte-Carlo-Simulationen für verschiedene Bau- und Bestrahlungsgeometrien ermittelt werden. Die Vor- und Nachteile beider Konzepte sind zusammenzufassen und zu diskutieren. Die konkret innerhalb des Projektes berücksichtigten Konzepte sind im Rahmen eines Projektgesprächs mit dem BfS festzulegen.

In AP2 sind die in AP1 festgelegten Konzepte an einer Stichprobe von Röntgengeräten und für verschiedene Untersuchungsverfahren zu prüfen. Es wird dabei gefordert,

- an mindestens 10 CBCT-Geräten Messungen und Simulationsrechnungen durchzuführen.
- für jedes CBCT-Gerät Umrechnungsfaktoren für die vom BfS festgelegten diagnostischen Referenzwerte zu ermitteln.
- zu prüfen, ob für bestimmte Geräteklassen oder Untersuchungsarten einheitliche Umrechnungsfaktoren festgelegt werden können. Die mit dieser Vereinfachung einhergehenden Unsicherheiten sind zu beziffern.

4 Aufarbeitung des relevanten Standes von Wissenschaft und Technik und Erarbeitung von Konzepten

4.1 Ermittlung des Sachstandes

Gemäß der Leistungsbeschreibung zum Vorhaben war zum Projektbeginn der Stand von Wissenschaft und Technik im Hinblick auf die im Vorhaben bearbeitete Fragestellung aufzuarbeiten. Hierzu sollte eine Literaturrecherche durchgeführt werden. Zudem war der Stand der Empfehlungen nationaler und internationaler Gremien zu sichten. Die Recherche sollte weiterhin während der Laufzeit des Projektes in regelmäßigen Abständen aktualisiert werden.

In Übereinstimmung mit dem Arbeitsprogramm zum Vorhaben wurde die Fachliteratur hinsichtlich der Beiträge zur Dosimetrie von CBCT-Geräten sowie von konventionellen CT-Geräten gesichtet und ausgewertet. Die Literaturrecherche erfolgte nach der Methode „preferred reporting items for systematic reviews (PRISMA)“ [5] in Anlehnung an das Vorgehen in [6]. Ergänzend wurden in einem zweiten Recherche- und Analyseprozess aktuelle Verlautbarungen nationaler und internationaler Gremien zu der Thematik berücksichtigt.

4.1.1 Analyse der wissenschaftlichen Literatur

Ziel der Recherche war die Identifikation von für das Projekt relevanten wissenschaftlichen Arbeiten. Diese sollten den projektspezifischen Stand der Wissenschaft darstellen, um ggf. zielführende messtechnische oder theoretische Methoden zu identifizieren um ein Arbeitskonzept zu entwickeln, mit dem Dosisparameter von CT- und CBCT-Geräten in einander umgerechnet werden können. Weiterhin sollten bereits erfolgte Arbeiten zu dem Thema sowie konkurrierende Ansätze identifiziert und analysiert werden.

4.1.1.1 Recherchestrategie

Bei der Literaturrecherche wurden folgende formalen Kriterien berücksichtigt:

Die Arbeiten mussten...

- ... in einem Journal mit Peer-Review-Verfahren erschienen sein.
- ... nach dem 01.01.2000 erschienen sein. Von älteren Arbeiten waren aufgrund gerätetechnischer Entwicklungen keine für die bestehende Fragestellung relevanten Resultate zu erwarten.
- ... in englischer oder deutscher Sprache verfasst worden sein.

Bzgl. inhaltlicher Kriterien wurden zunächst die folgenden vier Themenbereiche identifiziert.

1. Umrechnung von DFP in effektive Dosen
2. Umrechnung von DLP in effektive Dosen
3. Gemeinsame vergleichende Studien über Dosimetrie von CT und CBCT
4. Zusammenführung von DLP und DFP

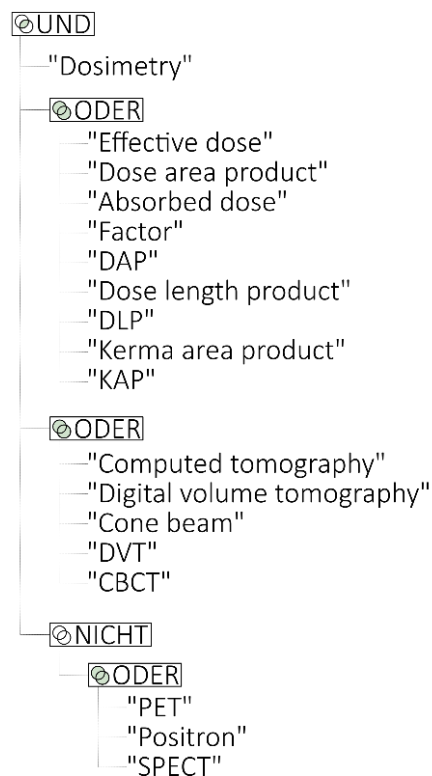
Aus diesen vier Themenbereichen wurden Prototypen für zwei Suchanfragen (Query 1 und Query 2) formuliert (s. Abbildung 3). Die Themen 1 bis 3 werden in Query 1 adressiert. Thema 4 ist strukturell verschieden und daher in einer eigenen Anfrage formuliert worden (Query 2). Die Bedingungen für die Suchen wurden großzügig gewählt, so dass tendenziell zu viele Resultate identifiziert werden. Insbesondere wurden Resultate aus dem Dentalbereich nicht von vornherein unterdrückt, da in den Arbeiten zu diesem Gebiet möglicherweise Konzepte enthalten sind, die sich auf die CBCT-Bildgebung des Hirnschädels und des Körperstammes übertragen lassen.

Die systematische Literaturrecherche wurde anhand der Datenbanken Pubmed/Medline, Web of Science, Scopus und Science Direct durchgeführt. Ab der dritten Rechercherunde wurde der Dienst Europe PMC hinzugenommen. Gemäß Auftragsbeschreibung sollte der Stand der Wissenschaft herausgearbeitet und anschließend laufend aktualisiert werden. Daher wurde zunächst eine initiale Recherche durchgeführt, die

Tabelle 1: Übersicht über die zugrunde liegenden Recherchen sowie abgefragte Datenbanken. Die Publikationszeiträume überlappen, da nicht alle genutzten Dienste eine tagesgenaue Filterung erlauben. Entstandene Dubletten wurden im Zuge der Analyse aussortiert. Science Direct unterstützt lediglich acht logische Operatoren in seinen Abfragen und konnte daher nur für Query 2 genutzt werden.

Runde Nr.	Publikationszeitraum	Pubmed	Web of Science	Scopus	Science Direct	Europe PMC
1	01.01.2000 – 31.07.2019	x	x	x	x	
2	01.01.2019 – 17.10.2019	x	x	x	x	
3	01.01.2019 – 31.12.2019	x	x	x	x	x
4	01.01.2020 – 31.07.2020	x	x	x	x	x
5	01.01.2020 – 31.12.2020	x	x	x	x	x
6	01.01.2021 – 31.07.2021	x	x	x	x	x
7	01.01.2021 – 08.11.2021	x	x	x	x	x

Query 1 für Themen 1-3



Query 2 für Thema 4

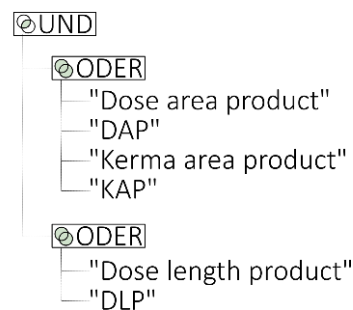


Abbildung 3: Grafische Repräsentation generischer Formulierungen von Suchbedingungen (Query 1 und Query 2) basierend auf den vier Themenbereichen, die berücksichtigt wurden. Themenbereiche 1 bis 3 wurden in Query 1 überführt. Query 2 repräsentiert Themenbereich 4. Die Suchbegriffe werden ohne Berücksichtigung von Groß- und Kleinschreibung interpretiert.

Veröffentlichungen aus dem Zeitraum 01.01.2000 bis 31.07.2019 berücksichtigt (Rechercherunde 1). Bei den weiteren Rechercherunden wurden die in Tabelle 1 benannten Zeiträume abgefragt.

Vor der konkreten Durchführung der Abfragen wurden die beiden generischen Suchanfragen aus Abbildung 3 in die spezifische Syntax der jeweiligen Datenbanken umformuliert (s. Tabelle 25 in Anlage 1). Nicht alle Datenbanken waren in der Lage, sämtliche Bedingungen durch Argumente in der Abfrage abzubilden. Entsprechende manuelle Zusatzkonfigurationen sind in der jeweiligen Zelle von Tabelle 25 mit aufgeführt. Die Formulierung der Abfragen blieb über die Projektlaufzeit hinweg unverändert.

Im Hinblick auf die Abfragen bestanden zwei Limitationen bzw. zu berücksichtigende Einschränkungen. Die Datenbank Science Direct unterstützt maximal acht logische Operatoren in den Abfragen. Query 1 ist daher zu komplex für diese Datenbank und konnte hier nicht ausgeführt werden. Lediglich Pubmed/Medline lässt die Selektion anhand eines tagesgenauen Publikationsdatums zu. Die übrigen Datenbanken lassen sinnvoll lediglich das Publikationsjahr als Einschränkungskriterium zu. Bei der initialen Recherche spielte dies keine Rolle, da in allen Datenbanken die Abfrage auf die Jahre 2000 bis 2019 am 01.08.2019 durchgeführt wurde. Bei den folgenden Rechercherunden zur Fortschreibung des Standes der Wissenschaft kam es jedoch folglich zu redundanten Ergebnissen. Beispielsweise konnte im Rahmen der Rechercherunde 2 am 18.10.2019 lediglich auf das Jahr 2019 eingeschränkt werden. Resultierende Dubletten wurden händisch entfernt. Obschon dieses Vorgehen aufwändiger ist, hat es auch Vorteile. Bei einer tagesgenauen Selektion könnten beispielsweise Ergebnisse übersehen werden, die kurz vor dem Stichtag erschienen sind, weil sie zum Zeitpunkt der Abfrage zwar publiziert, aber noch nicht in der Datenbank aufgenommen waren. Bei jahresgenauen und nachbearbeiteten Abfragen tauchen dagegen entsprechende Publikationen in der folgenden Rechercherunde auf und gehen nicht verloren.

4.1.1.2 Auswahl und Bewertung der relevanten Rechercheergebnisse

Der Prozess zur Auswahl der Studien ist schematisch in Abbildung 4 dargestellt. Jede Rechercherunde wurde in vier Schritten ausgewertet. In Abbildung 4 sind die Anzahlen an Publikationen aufgeführt, die bei den unterschiedlichen Rechercherunden in den verschiedenen Prozessschritten verblieben sind.

In jeder Rechercherunde wurden folgende Schritte durchgeführt:

1. Durchführung der Literaturrecherche in der jeweiligen Datenbank mit der für die Datenbank jeweils gültigen Abfrage und Export der Ergebnisse
2. Zusammenführung sämtlicher Resultate und automatisierte Bereinigung von Dubletten
3.
 - a. Erstes Screening anhand der Publikationstitel und der Abstracts
 - b. Aussortierung offensichtlich irrelevanter Publikationen; Weiterhin werden Publikationen aussortiert, die bereits aufgrund der überlappenden Abfragezeiträume berücksichtigt wurden.
 - c. Kam es zur händischen Hinzunahme bestimmter Publikationen, z.B. weil man außerhalb der berücksichtigten Literaturdatenbanken auf sie aufmerksam wurde, so wurden sie hier hinzugenommen. Insbesondere wurde hierbei eine grundlegende Arbeit zur Definition des CTDI hinzugenommen, welche die ansonsten gesetzten Forderungen an den Publikationszeitraum nicht erfüllt.
4. Beschaffung der Publikationen im Volltext zum detaillierten Studium und anschließende Bewertung der Publikationen in einem Schema von 0 bis 5 Sternen (siehe unten) und ggf. Zusammenfassung.

Die Ausbeuten der Abfragen in den berücksichtigten Literaturdatenbanken unterscheiden sich zum Teil deutlich. Abfragen in den Datenbanken Scopus und Europe PMC ergaben die mit Abstand größten Anzahlen an Treffern, wenngleich zahlreiche der Ergebnisse offensichtlich fachfremd waren. Weiterhin konnte festgestellt werden, dass es neben Überschneidungen in den Ergebnissen der verschiedenen Datenbanken zahlreiche Resultate gab, die nur in einer oder wenigen Datenbanken gelistet waren. Aus diesem Grund wurden bis zum Schluss die vier zunächst betrachteten Datenbanken berücksichtigt und deren Resultate verarbeitet sowie ab Rechercherunde 3 der Dienst Europe PMC hinzugefügt.

Recherche	Zusammenführung und Dublettenbereinigung		Screening	Bewertung		
01/2000- 07/2019						
Query 1 Query 2	Summe ohne Dubletten		Irrelevant 2892	Kat. A	Kat. B	Kat. C
Medline/Pubmed 471 40	je Query		Ergänzt 8	5 Sterne 0	3 Sterne 36	0 Sterne 48
Web of Science 631 39	Query 1 Query 2			4 Sterne 10	2 Sterne 39	
Scopus 2774 44	2889 180				1 Stern 31	
Science Direct n/a 146	Gesamt ohne Dubletten		Verblieben 164	Verblieben 116		
	3048					
01/2019- 09/2019						
Query 1 Query 2	Summe ohne Dubletten		Irrelevant 211	Kat. A	Kat. B	Kat. C
Medline/Pubmed 26 6	je Query		Redundant 9	5 Sterne 0	3 Sterne 0	0 Sterne 0
Web of Science 27 2	Query 1 Query 2			4 Sterne 1	2 Sterne 1	
Scopus 175 6	195 31				1 Stern 0	
Science Direct n/a 25	Gesamt ohne Dubletten		Verblieben 2	Verblieben 2		
	222					
01/2019- 12/2019						
Query 1 Query 2	Summe ohne Dubletten		Irrelevant 347	Kat. A	Kat. B	Kat. C
Medline/Pubmed 34 6	je Query		Redundant 11	5 Sterne 0	3 Sterne 0	0 Sterne 0
Web of Science 33 3	Query 1 Query 2			4 Sterne 0	2 Sterne 1	
Scopus 147 6	323 40				1 Stern 1	
Science Direct n/a 34	Gesamt ohne Dubletten		Verblieben 2	Verblieben 2		
Europe PMC 159 21	360					
01/2020- 07/2020						
Query 1 Query 2	Summe ohne Dubletten		Irrelevant 235	Kat. A	Kat. B	Kat. C
Medline/Pubmed 23 5	je Query			5 Sterne 0	3 Sterne 1	0 Sterne 0
Web of Science 24 2	Query 1 Query 2			4 Sterne 0	2 Sterne 0	
Scopus 149 3	221 19				1 Stern 1	
Science Direct n/a 3	Gesamt ohne Dubletten		Verblieben 2	Verblieben 2		
Europe PMC 97 12	237					
01/2020- 12/2020						
Query 1 Query 2	Summe ohne Dubletten		Irrelevant 549	Kat. A	Kat. B	Kat. C
Medline/Pubmed 34 2	je Query		Redundant 2	5 Sterne 0	3 Sterne 0	0 Sterne 0
Web of Science 48 4	Query 1 Query 2			4 Sterne 0	2 Sterne 0	
Scopus 260 6	508 52				1 Stern 0	
Science Direct n/a 25	Gesamt ohne Dubletten		Verblieben 0	Verblieben 0		
Europe PMC 306 25	551					
01/2021- 07/2021						
Query 1 Query 2	Summe ohne Dubletten		Irrelevant 345	Kat. A	Kat. B	Kat. C
Medline/Pubmed 38 0	je Query			5 Sterne 0	3 Sterne 1	0 Sterne 4
Web of Science 41 1	Query 1 Query 2			4 Sterne 1	2 Sterne 3	
Scopus 166 1	331 37				1 Stern 6	
Science Direct n/a 22	Gesamt ohne Dubletten		Verblieben 15	Verblieben 11		
Europe PMC 168 15	360					
01/2019- 10/2021						
Query 1 Query 2	Summe ohne Dubletten		Irrelevant 501	Kat. A	Kat. B	Kat. C
Medline/Pubmed 52 2	je Query		Redundant 11	5 Sterne 0	3 Sterne 0	0 Sterne 25
Web of Science 57 2	Query 1 Query 2		Ergänzt 1	4 Sterne 0	2 Sterne 2	
Scopus 269 3	494 58				1 Stern 3	
Science Direct n/a 32	Gesamt ohne Dubletten		Verblieben 30	Verblieben 5		
Europe PMC 264 26	541					
				Summe		
				138 inkludierte Arbeiten		

Abbildung 4: Rechercheprozess zum Stand der wissenschaftlichen Literatur vom 01.01.2000 bis zum 08.11.2021 inkl. identifizierter Arbeiten und deren Bewertung für das Projekt.

Neben den Abfrageergebnissen aus den Datenbanken wurden in einigen Recherchen händisch weitere als relevant vermutete Publikationen hinzugefügt. Sie ergaben sich aus Empfehlungen, zusätzlicher manueller Recherche oder Zitationen in den ausgewählten Arbeiten und wurden nicht in einer der in den Abfragen berücksichtigten Datenbanken gelistet. Das Fehlen der Quellen in der ursprünglichen Abfrage geht damit nicht auf eine unvollständige Kriterienauswahl sondern auf den begrenzten Umfang der Literaturdatenbanken zurück.

Die vorausgewählten Publikationen wurden anhand des folgenden Bewertungsschemas in drei Gruppen A bis C eingeteilt:

Gruppe A: Projektspezifische Arbeiten (je nach Relevanz mit 4 oder 5 Sternen bewertet):

1. Untersuchungsregionen: Körperstamm und Schädel (ohne Zahn- und Kieferdiagnostik, ohne CBCT-Nutzung an Linearbeschleunigern)
2. Nur Untersuchungen, die sowohl mit CT- als auch CBCT-Geräten durchgeführt wurden
3. Nur Untersuchungen, für die das BfS DRW festgelegt hat.
4. Dosisangaben mit Relation zwischen effektiver Dosis und Dosisflächenprodukt bzw. Dosislängenprodukt und Dosisflächenprodukt

Gruppe B: Darstellung von Methoden, die für das Projekt relevant sind, ohne zur Gruppe A zu gehören (je nach Relevanz mit 1 bis 3 Sternen bewertet):

1. Experimentelle Bestimmungen der effektiven Dosiswerte mit Hilfe von anthropomorphen Phantomen und Dosimetern in der CBCT-Bildgebung
2. Vergleiche zwischen gemessenen und mit Monte-Carlo-Verfahren berechneten effektiven Dosen
3. Für das Vorhaben direkt anwendbare Methoden

Gruppe C: Diese Arbeiten wurden nach eingehender Sichtung der Artikel nicht als projektrelevant klassifiziert, mit 0 Sternen bewertet und verworfen.

Insgesamt wurden 215 Publikationen genauer anhand des Volltextes studiert. Hierbei ergaben sich die in Tabelle 2 aufgeführten Bewertungen.

Tabelle 2: Bewertungen für die im Volltext ausgewerteten Artikel

Kategorie	A		B			C	Summe
Bewertung	☆☆☆☆☆	☆☆☆☆	☆☆☆	☆☆	☆	-	
Runde 1	0	10	36	39	31	48	164
Runde 2	0	1	0	1	0	0	2
Runde 3	0	0	0	1	1	0	2
Runde 4	0	0	1	0	1	0	2
Runde 5	0	0	0	0	0	0	0
Runde 6	0	1	1	3	6	4	15
Runde 7	0	0	0	2	3	25	30
Summe	0	12	38	46	42	77	215
Gruppensumme	12		126			77	

Bei 77 Artikeln stellte sich nach eingehender Sichtung heraus, dass sie keinen erkennbaren Mehrwert für die anstehende Studie erbringen. Bei weiteren 42 Publikationen ist der erwartete Nutzen so gering, dass sie mit einem Stern bewertet wurden. Unter diese Kategorie fallen z.B. Untersuchungen, bei denen eine effektive Dosis anhand von Konversionsfaktoren aus der Literatur abgeschätzt wurde sowie Basisarbeiten zur Dosimetrie oder Simulationen. Weitere 46 Arbeiten wurden mit zwei Sternen bewertet. Hierbei handelt es sich vielfach um Untersuchungen, bei denen eine effektive Dosis für spezifische Untersuchungen mit TLDs in anthropomorphen Phantomen bestimmt wurde. Es verbleiben 38 Arbeiten mit drei Sternen sowie 12 Arbeiten mit 4 Sternen. Bei diesen Arbeiten war in gewissem Umfang ein höherer Nutzen für die nachfolgenden Arbeiten innerhalb des Vorhabens zu erwarten.

Die Zuordnung von 1 bis 5 Sternen zu einer Publikation ist in gewissem Maß willkürlich. In vielen Fällen kann eine Arbeit als „in gewissem Umfang sinnvoll“ angesehen werden. Es gibt jedoch wenige Arbeiten, die wirklich als relevanter anzusehen sind. Keine Arbeit wurde als so bedeutsam angesehen, dass ihr 5 Sterne zugeordnet wurden.

Details zu den Arbeiten, die als am ehesten bedeutsam angesehenen wurden, sind in Anlage 2 aufgelistet. Über die in Anlage 2 vorgestellten Kurzinhalte hinaus lassen sich folgende allgemeinen Schlussfolgerungen aus den Arbeiten ziehen:

- Ein systematisches Konzept zur Zusammenführung von Dosislängen- und Dosisflächenprodukten bei der Nutzung von CBCT-Geräten im Vergleich zu konventionellen CT-Geräten, wie es in diesem Vorhaben angestrebt wurde, konnte nicht identifiziert werden. Jedoch zeigten sich zumindest messtechnisch erste Ansätze in diese Richtung in einem Konferenzbeitrag von Fransson [7] sowie der Arbeit von Ben-Schlomo [8].
- Punktdosismessungen nach [2] mit Standard CTDI-Prüfkörpern sind geeignet, um CTDI und DLP in (symmetrischen) CBCT-Feldern zu messen. Viele Studien belegen das, z.B. [9].
- Die Heterogenität der Messmethoden und Scan-Protokolle zwischen den Studien erschweren den Vergleich der effektiven Dosen, die für unterschiedliche CBCT-Geräte und Scan-Protokolle bestimmt wurden. Folglich muss die Berichterstattung künftiger Studien verbessert werden, um einen Vergleich der effektiven Dosis aus Untersuchungen mit verschiedenen CBCT-Geräten und Scan-Protokollen zu ermöglichen. Ein Mindestdatensatz wichtiger Parameter wird in [10] vorgestellt.
- Aus den untersuchten Veröffentlichungen folgt insbesondere auch ein Bedarf an Studien über Zusammenhänge von Strahlungsdosen und der jeweils zugeordneten Bildqualität.

Die ermittelten Arbeiten zu Monte-Carlo-Untersuchungen sind teilweise relevant. Die meisten Arbeiten befassen sich mit der Anwendbarkeit bestehender Konzepte unter Veränderung der Parameter. Weiterhin werden im Fall von [11] (Dixon-Methode), [12] (IEC-Methode), [13] (SSDE-Konzept) sowie [14] (kerma-height-product) Erweiterungen der Konzepte vorgeschlagen.

Als allgemeine Probleme für die Dosimetrie wurden in den gesichteten Quellen unter anderem benannt:

- stark asymmetrische Dosisverteilungen bei CBCT-Untersuchungen,
- eine Dosismodulation während des Scans,
- Messungen des CTDI, die z.B. von der IEC für konventionelle wide-beam CT-Geräte vorgeschlagen werden [15], sind bei den meisten CBCT-Geräten nicht möglich, da diese ausschließlich 3D-Aufnahmen mit einem vollständig aufgeblendeten Detektor ermöglichen.

4.1.2 Analyse der Publikationen nationaler und internationaler Gremien

Es wurden zu der Thematik keine relevanten Publikationen deutscher Gremien gefunden. Auch im internationalen Kontext gibt es über die in den Literaturquellen benannten Ansätze hinaus wenig, was sich für die im Vorhaben angestrebten Arbeiten verwenden ließe. Lediglich aus dem Dentalbereich gibt es Empfehlungen aus dem SEDENTEXCT-Projekt. Im Rahmen des Vorhabens wurde ein recht aufwändiger, modularer Prüfkörper für Dosismessungen im Dentalbereich entwickelt [16].

Die vom SEDENTEXCT-Konsortium vorgeschlagenen Dosisindikatoren erscheinen potenziell nützlich, um diagnostische Referenzwerte für zahnärztliche DVT-Geräte zu erstellen. Es sind jedoch weitere Studien erforderlich, um zu bestimmen, welche dieser Indizes genaue Dosis-schätzungen liefern, die proportional zur effektiven Dosis sind (s. [17]). Für das hier durchgeführte Vorhaben sind die Ansätze weniger bedeutsam, da es nicht beabsichtigt ist, eine neue Messgröße, wie in den SEDENTEXCT-Arbeiten, zu etablieren. Bzgl. dieser Problematik ist das sauber und mit nachvollziehbarer Methodik durchgeführte Review in [10] zu erwähnen.

4.2 Projektrelevante Untersuchungen

Durch die Analyse der internationalen Literatur sowie direkten Kontakt mit klinischen Anwendern wurden die in Tabelle 3 aufgelisteten Untersuchungstypen ermittelt, die potenziell als relevant für das Vorhaben angesehen wurden. Innerhalb der internationalen Literatur sind, zumindest in geringer Häufigkeit, Studien zum Einsatz von CBCT-Untersuchungen in fast allen Regionen des menschlichen Körpers zu finden. Für den Einsatz von CBCT-Geräten am Kopf oder Körperstamm erscheinen solche mit den folgenden klinischen Indikationen am bedeutendsten zu sein:

1. Nasennebenhöhlen (Sinusitis)
2. Hirnschädel (Schlaganfall)
3. Halswirbelsäule (neurochirurgische Intervention)
4. Lendenwirbelsäule (neurochirurgische Intervention)

Weitere CBCT-Anwendungen im Kopf- oder Rumpfbereich, zu denen es entsprechende CT-Untersuchungen mit spezifizierten DRW gibt, werden bislang nur in geringer Häufigkeit durchgeführt.

Tabelle 3: Körperregionen und zugeordnete Untersuchungstypen, für die DRW für die CT-Diagnostik festgelegt sind oder die anderweitig als relevant für das Vorhaben anzusehen sind

Körperregion	Untersuchungsbereich	Fragestellung	DRW
Kopf	Nasennebenhöhlen	Sinusitis	Sinusitis
Kopf	Hirnschädel	Schlaganfall	Hirnschädel
Kopf	Cochlea	Implantatnachverfolgung	- Keiner festgelegt – ¹
Wirbelsäule	Halswirbelsäule	Neurochirurgische Intervention	HWS (Bandscheibe oder Knochen)
Wirbelsäule	Lendenwirbelsäule	Neurochirurgische Intervention	LWS (Bandscheibe oder Knochen)
Wirbelsäule	Brustwirbelsäule	Neurochirurgische Intervention	BWS (Bandscheibe oder Knochen)
Körperstamm	Leber	Embolisation	Oberes Abdomen
Körperstamm	Herz	Koronarangiographie	Koronare Angiographie

¹ Zu der Untersuchung gibt es aktuell keinen passenden DRW. Sie erscheint aufgrund der klinischen Relevanz dennoch bedeutend.

Körperregion	Untersuchungsbereich	Fragestellung	DRW
Körperstamm	Thorax	Punktion von Lungenknoten	Thorax
Körperstamm	Aorta	Gefäßchirurgische Intervention	Angiographie der gesamten Aorta
Körperstamm	Prostata	Embolisation der Prostata-Arterien	Becken (Weichteile)
Körperstamm	Niere und ableitende Harnwege	Urologische Interventionen	Je nach Region „oberes Abdomen“ oder „Abdomen mit Becken“ oder „Becken“
Körperstamm	Abdomen	Drainage	Je nach Region „oberes Abdomen“ oder „Abdomen mit Becken“ oder „Becken“

4.3 Projektrelevante, spezifische Eigenschaften von CBCT-Geräten

In der Vorbereitung der Konzepterstellung wurden Charakteristika der typischen, auf dem Markt verfügbaren Geräte gesichtet. Der Markt für CBCT-Systeme zur dentalen Anwendung oder zur Abbildung von Extremitäten ist sehr umfangreich. Zahlreiche auch weniger namhafte Hersteller und unterschiedlichste Konzepte lassen sich finden. Geräte zur Abbildung des Körperstammes oder zur Nutzung im Kopfbereich sind hingegen weniger stark vertreten. Sie lassen sich grob in drei verschiedene Klassen einteilen:

1. Angiographie-/Herzkatheteranlagen mit integrierter CBCT-Funktion.
2. Intraoperativ eingesetzte, mobile C-Bogengeräte mit integrierter CBCT-Funktion.
3. Exotischere Geräte wie O-Arme oder dedizierte Schädel C-Bögen.

Geräte der Gruppe 1 machen den Großteil der zur CBCT-Diagnostik am Körperstamm oder Kopf genutzten Geräte aus. Diese Geräte werden im planaren Durchleuchtungs- und Subtraktionsangiographie-Modus hauptsächlich zur Führung von endovaskulären Interventionen eingesetzt. Die CBCT-Funktion kommt z.B. zur Schlaganfalldiagnostik oder zur periinterventionellen Kontrolle zum Einsatz. Entsprechende Systeme bestehen aus einem ortsfesten C-Bogen, der entweder decken- oder bodengestützt montiert ist. Exemplarische Systeme sind in Abbildung 5 dargestellt. Besonders aufwändige Geräte sind an einem



Abbildung 5: Drei exemplarische Beispiele für Angiographiesysteme mit CBCT-Funktion. Links: Siemens Artis Zee mit Bodenmontage (Foto: Siemens Healthineers). Mitte: Philips Allura Xper FD20 mit Deckenmontage. Rechts: General Electric Discovery IGS 74 (Foto: General Electric)

Roboterarm zur Erweiterung der Reichweite im Raum montiert, z.B. in Hybrid-Operationssälen. Ansonsten sind die mechanischen Ausführungen solcher Geräte im Wesentlichen identisch. Hauptsächlich sind in Deutschland die Firmen Siemens Healthineers, General Electric, Philips und Canon auf diesem Markt vertreten.

Die CBCT-Funktion wird realisiert, indem der C-Bogen in der axialen Ebene um einen Winkel rotiert, der leicht größer als 180° ist. Als Faustformel für die Rotationswinkel α gilt im Allgemeinen lt. [18]

$$\alpha = 180^\circ + 2 * \frac{1}{2} \vartheta \quad (3)$$

wobei ϑ dem Cone-Beam-Winkel orthogonal zur Patientenlängsachse entspricht. Bei der Aufnahme wird in den meisten Fällen der Bildempfänger oberhalb des Patienten geführt, die Röhre unterhalb. Entsprechend des angewählten Programms nimmt die Anlage in vordefinierten Winkelabständen je eine Projektionsaufnahme auf und rekonstruiert aus der Gesamtheit der Projektionsaufnahmen den 3D-Datensatz. Bei vielen CBCT-Geräten stehen die Projektionsaufnahmen unabhängig zur Betrachtung und Auswertung ebenfalls zur Verfügung. Bei Untersuchungen des Hirnschädels ist an CBCT-Geräten im Unterschied zu CT-Geräten vielfach keine Kippung des Strahlengangs in cranio-caudaler Richtung möglich. Bei vielen CBCT-Geräten findet darüber hinaus im 3D-Aufnahmemodus keine Einblendung statt. Es ist sogar so, dass bei einigen Geräten eine leichte Überstrahlung des Detektors bewusst angestrebt wird, um auch im Randbereich vollständig rekonstruierbare Bildinformationen zu erhalten, statt Artefakte durch sichtbare Blenden zu riskieren.

Geräte der Gruppe 2 sind deutlich seltener anzutreffen. Hierbei handelt es sich um mobile und intraoperativ nutzbare C-Bogengeräte mit im Vergleich zur Gruppe 1 reduzierter Generatorleistung, Bildempfängerfläche und mechanischer Stabilität. Die meisten Systeme arbeiten mit einem Flachdetektor als Bildempfänger. Selten sind Geräte, die einen Bildverstärker nutzen und entsprechend 3D-Daten aus einer kegelförmigen Strahlengeometrie gewinnen, z.B. der Siemens Arcadis Orbic 3D. Das Funktionsprinzip zur Anfertigung von CBCT-Aufnahmen ist größtenteils analog zu dem bei Angiographieranlagen. Der C-Bogen rotiert in axialer Richtung um den Patienten, die Röhre läuft vornehmlich unterhalb der Patientenliege. Rotationswinkel zwischen 135° (Ziehm Vision RFD3D) und 198° (Siemens Cios Spin) wurden angegeben. Mit einem Rotationswinkel von weniger als 180° stellt der Vision RFD3D des Herstellers Ziehm eine Besonderheit dar. Die über die Rotationsbewegung hinaus benötigten Bildinformationen zur Rekonstruktion der Bilddaten werden durch Verschiebewebewegungen vor und nach der Rotation erhalten. Drei exemplarische C-Bogengeräte mit einer 3D-Funktionalität sind in Abbildung 6 dargestellt.



Abbildung 6: Drei exemplarische Beispiele für intraoperativ nutzbare C-Bogengeräte mit CBCT-Funktion. Links: Siemens Cios Spin (Foto: Siemens Healthineers); Mitte: Ziehm RFD 3D (Foto: Ziehm); Rechts: Siemens Arcadis Orbic 3D als Beispiel eines Systems mit Bildverstärker (Foto: Siemens Healthineers).

Geräte der Gruppe 3 sind nochmals deutlich seltener anzutreffen. Exemplarisch sind hier die XCat-Systeme des Herstellers XORAN zur intraoperativen Darstellung des Hirnschädels zu nennen. Analog hierzu sind ebenfalls gantrybasierte Systeme am Markt verfügbar, die vom Aussehen her stark an einen konventionellen Computertomographen erinnern und neben der Abbildung des Hirnschädels auch an Extremitäten sowie am Körperstamm genutzt werden können. Beispiele für diese Gerätekategorie sind das Newtom 5G-XL und das Claris XT von iCRco. Beide verfügen jedoch im Unterschied zu Computertomographen über einen Flächendetektor. Die angeführten Systeme rotieren bei der Aufnahme

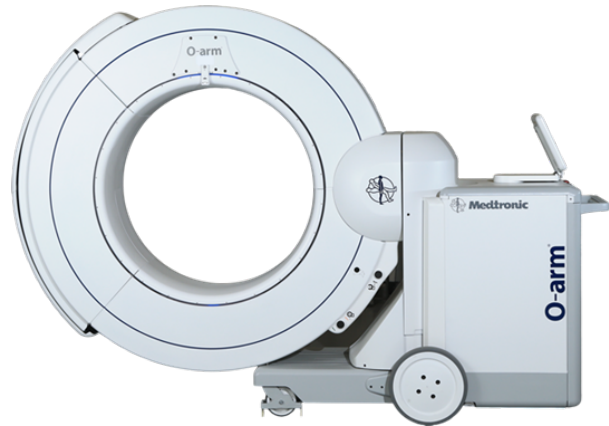
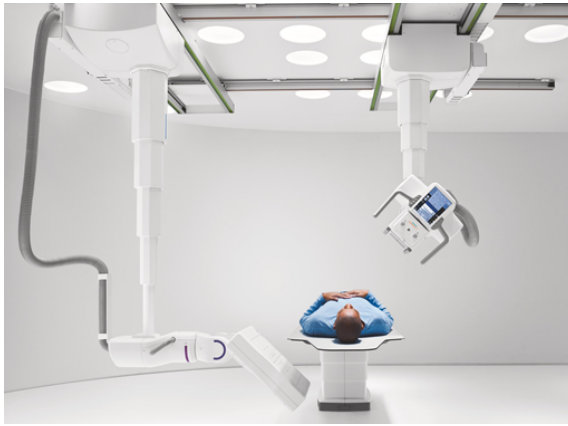


Abbildung 7: Zwei Exemplare von CBCT-Geräten, die von den Standardgruppen 1 und 2 abweichen. Links: Multitom Rax (Foto: Siemens Healthineers); Rechts: O-Arm (Foto: Medtronic)

um 360°. Zugriff auf diese Geräte war innerhalb des Vorhabens nicht möglich. Untersucht im Rahmen des Vorhabens wurde ein Multitom Rax der Firma Siemens Healthineers sowie ein O-Arm der Firma Medtronic. Der Multitom Rax (s. Abbildung 7) stellt eine Kombination aus einem Projektionsröntgengerät und einem 3D-fähigen Aufnahmegerät dar. Er unterscheidet sich hierin von den meisten anderen CBCT-Geräten, die eine Weiterentwicklung von Fluoroskopiegeräten sind. Der O-Arm (s. Abbildung 7) ist speziell auf die 3D-Darstellung großer Volumina im OP-Szenario ausgerichtet. Bei diesem Gerät ist die Fluoroskopie eher von untergeordneter Bedeutung.

4.4 Vorschlag geeigneter Konzepte

Die Leistungsbeschreibung zum Vorhaben sieht vor, mindestens zwei als geeignet anzusehende Konzepte, zur Ermittlung von Umrechnungsfaktoren zwischen DFP und DLP / CTDI zu entwickeln und praktisch zu erproben. Hierbei war ein Ansatz vorzusehen, bei dem auf Basis von Monte-Carlo-Simulationen Konversionsfaktoren für verschiedene Bau- und Bestrahlungsgeometrien bestimmt werden. Darüber hinaus muss mindestens ein Konzept Umrechnungsfaktoren auf der Basis von Phantommessungen an repräsentativen Geräten ermitteln.

4.4.1 Messtechnisches Konzept

Umrechnungsfaktoren wurden im messtechnischen Ansatz anhand zweier unterschiedlicher Herangehensweisen entwickelt. Primär wurden CTDI bzw. DLP-Messungen an CBCT-Geräten durchgeführt, die nativ DFP als Dosisindikator einsetzen (s. Abschnitt 4.4.1.1). Ergänzend wurde an ausgewählten CT-Geräten zu dem nativ angezeigten DLP ein DFP bestimmt (s. Abschnitt 4.4.1.2).

4.4.1.1 Messungen an CBCT-Geräten

Innerhalb der Literatur gibt es zahlreiche Arbeiten, in denen über Messungen mit CTDI-Prüfkörpern Dosisabschätzungen im Bereich der CBCT-Bildgebung erfolgt sind. Eigene Messungen am Klinikum Braunschweig [19] weisen darauf hin, dass ein entsprechender Ansatz zumindest prinzipiell möglich ist. Bei starken Asymmetrien oder Strahlausblendungen können sich allerdings Probleme derart ergeben, dass CTDI und DLP als gemittelte Dosisgrößen innerhalb eines Prüfkörpers nicht mehr sinnvoll sind. Probleme wie diese sind aufgrund von tendenziell eng kollimierten Strahlbündeln und azentrischen Trajektorien vornehmlich im Dentalbereich zu erwarten. Bei den innerhalb des Vorhabens verwendeten CBCT-Geräten und Aufnahmetrajektorien ist jedoch zu erwarten, dass ein CTDI / DLP-Ansatz sinnvoll umzusetzen ist.

Der CTDI ist konzeptionell für Untersuchungen an einem stehenden Tisch, so wie diese bei CBCT-Geräten erfolgen, nach Shope [1] nicht vorgesehen. Es ist bei diesen Geräten jedoch weiterhin möglich, direkt ein DLP zu ermitteln und als Basisgröße für den Vergleich von CBCT- und CT-Untersuchungen zu verwenden. Es erschien sinnvoll, die Messungen gemäß dem Ansatz von Dixon [2] mit einer kleinen Ionisationskammer, z.B. einer Farmer-Kammer, durchzuführen. Parallel sollten Messungen mit einer 300 mm-Stabkammer erfolgen. Die Verwendung einer 100 mm-Stabkammer ist bei CBCT-Geräten aufgrund der

Strahlkollimationen von teilweise deutlich mehr als 20 cm und der daraus resultierenden Überstrahlung der 100 mm-Stabkammer nicht sinnvoll möglich. Als Prüfkörper wurde vornehmlich ein dreifacher, 45 cm langer, CTDI-Prüfkörper ausgewählt. Hierdurch ist auch bei großen Kollimationen eine weitgehend vollständige Messung der deponierten Dosis zu erwarten. Anhand der Messungen kann die Asymmetrie der in den peripheren Bohrungen gemessenen Dosis bestimmt werden.

Die anhand der oben beschriebenen Herangehensweise ermittelten Werte der Dosisindikatoren entsprechen nicht vollständig den CTDI bzw. DLP-Werten der DRW, die für CT-Untersuchungen festgelegt sind. Dieses resultiert aus der Tatsache, dass die DRW für die CT-Diagnostik auf einem CTDI_{100} -Konzept basieren, d.h. auf einer Messung mit einer 100 mm-Stabkammer in einem 15 cm breiten CTDI-Prüfkörper. Die durchgeführten Messungen bestimmen hingegen aufgrund der eingesetzten Messanordnungen tendenziell einen CTDI_{∞} , d.h. eine vollständige Dosissammlung. Hierdurch wird eine gegenüber der Messgröße bei den DRW leicht größere Dosis gemessen. Der Unterschied lässt sich allerdings über einen Korrekturfaktor stabil korrigieren. Der von der IEC vorgeschlagene Ansatz [4] zur direkten Bestimmung von CTDI_{100} bzw. DLP_{100} bei breiten Strahlungsfeldern lässt sich bei CBCT-Geräten vielfach nicht anwenden, da hierzu Referenzmessungen bei einer kleinen Kollimation in z-Richtung erforderlich sind. Viele CBCT-Geräte hingegen unterstützen keine Kollimation im 3D-Betrieb, sondern arbeiten in diesem Aufnahmemodus grundsätzlich mit einer Kollimation, die ihrer spezifischen maximalen Detektorgröße entspricht.

Zur Bestimmung der Konversionsfaktoren werden neben den Resultaten der DLP-Messungen im CTDI-Prüfkörper die jeweils zugehörigen Dosisflächenprodukte benötigt. Die in den CBCT-Geräten eingebauten DFP-Messkammern oder auch die in Fluoroskopieeinrichtungen enthaltenen Berechnungsalgorithmen zur Angabe des DFP dürfen eine Anzeigeungenauigkeit von 20% aufweisen. Für die im Rahmen des Vorhabens benötigte Messunsicherheit ist die aktuell zulässige Anzeigeunsicherheit des DFP zu groß. Um diese zu minimieren, erscheint es sinnvoll ergänzende Messungen mit einer kalibrierten Messkammer durchzuführen und die Abweichung der Messkammer am konkreten Gerät damit zu korrigieren. Um die Konsistenz zu den an den Geräten verwendeten Messkammern zu wahren, die so kalibriert sind, dass sie die DFP-Werte korrekt für die Strahlintensität hinter der Kammer anzeigen, ist eine Referenzmesskammer zu verwenden, die so kalibriert ist, dass sie die Strahlintensität korrekt für den Strahlungseinfall misst.

4.4.1.2 Messungen an CT-Geräten

Ein konzeptionell entgegengesetzter aber gleichermaßen sinnvoll erscheinender Ansatz besteht darin, anstelle des CTDI / DLP das DFP als für beide Geräteklassen verbindende Messgröße zu verwenden. Es ist zu erwarten, dass die daraus folgende Umrechnung zwischen DFP und DLP prinzipiell identisch zu der in Abschnitt 4.4.1.1 beschriebenen ist.

Für diesen Ansatz mit dem DFP als Kopplungsgröße müssen die Ausdehnungen des Strahlungsfeldes im Isozentrum längs und orthogonal zur Patientenachse im betrachteten Computertomographen bestimmt werden, um hieraus eine effektive Fläche aufzuspannen. Die effektive Fläche ist dann mit der Dosis im Isozentrum zu multiplizieren, um das zugehörige DFP zu berechnen. Die effektive Länge der Ausblendung orthogonal zur Patientenachse wird im Wesentlichen durch die Dosisprofile hinter den Formfiltern der CT-Geräte bestimmt. Für das DFP wird die tatsächliche Ausblendung aus dem Dosisprofil bestimmt. Das so berechnete DFP für eine CT-Untersuchung kann dann unmittelbar dem DFP-Wert gegenübergestellt werden, der aus der entsprechenden CBCT-Untersuchung resultiert.

4.4.1.3 Limitationen und Diskussion

DFP und DLP unterscheiden sich konzeptionell in der Art und Weise, wie Strahlung berücksichtigt wird, die am Untersuchungsobjekt vorbeistrahlt. Das hat zur Folge, dass unabhängig vom konkreten Ansatz bei CT- und CBCT-Untersuchungen, der Anteil der Strahlung, der an dem exponierten Objekt vorbeistrahlt, berücksichtigt werden muss. In der PAKT-Methode von de las Heras *et al.* [20] wurde dem Problem Rechnung getragen, indem nur die auf den Patienten einfallende Strahlung berücksichtigt wurde. Eine ähnliche Herangehensweise wird innerhalb dieses Projektes verfolgt.

Der vorgestellte Ansatz ermöglicht eine direkte, intuitive Überführung der Dosiswerte ineinander, die an CT- und CBCT-Geräten ermittelt werden. Er berücksichtigt dabei explizit nicht die inhomogene Dosisverteilung im Prüfkörper, die bei CBCT-Untersuchungen auftritt, die über einen Rotationswinkel durchgeführt werden, der von 360° abweicht. Stattdessen wird davon ausgegangen, dass die Messung über alle fünf Positionen des CTDI-Prüfkörpers und eine Mittelung entsprechend des CTDI-Ansatzes eine genügend gute Näherung der mittleren Dosis ist. Diese Näherung erscheint tolerabel. Insbesondere wird ein entsprechender Einfluss aktuell auch bei CT-Untersuchungen nicht berücksichtigt, die mit einer Dosismodulation oder einer segmentalen Ausblendung der Strahlung im Frontalbereich der Patienten durchgeführt werden. Die Dosisverteilung bei diesen Segmentscans und deren Auswirkung auf Dosisindizes und die effektive Dosis wurde nach unserer Kenntnis bislang nicht umfassend weitergehend untersucht. Sie wird innerhalb des Vorhabens in Grenzen durch einen der simulationstechnischen Ansätze (s. Abschnitt 4.4.2.2) adressiert.

4.4.2 Simulationstechnisches Konzept

Als Pendant zu dem zuvor beschriebenen messtechnischen Ansatz waren, entsprechend der Leistungsbeschreibung zum Vorhaben, für identische Gerätetypen und Expositionsszenarien Simulationsrechnungen vorzusehen. Hierbei waren ausschließlich Informationen zu verwenden, die in den technischen Spezifikationen der Röntgenanlagen verfügbar sind, bzw. die sich aus den gewählten Untersuchungsprotokollen ergeben. Nach Ansicht des Projektteams, enthält dieser Ansatz jedoch substantielle Schwächen, insbesondere da einige der für Simulationen benötigten Kenngrößen faktisch nur über vorangehende Messungen sinnvoll zu bestimmen sind. In Abstimmung mit dem BFS erfolgte daher eine Anpassung der Anforderung an die durchzuführenden Simulationsrechnungen. Es wurde entschieden, alternativ zur ursprünglichen Leistungsbeschreibung zwei primär simulationstechnische Ansätze zu verfolgen, die jedoch als Eingangsparameter wesentliche messtechnische Größen enthalten.

4.4.2.1 Simulation von messtechnischen Dosisparametern

Als Ausgangspunkt für den ersten simulationstechnischen Ansatz wurden an CBCT- und CT-Geräten grundlegende technische Parameter als Eingangsgrößen für die Simulationen gemessen. Die messtechnischen Daten wurden um Informationen zu den an den Geräten verfügbaren Untersuchungsprogrammen und Trajektorien der Strahlführung ergänzt. Auf Basis dieser Informationen wurden Simulationsrechnungen in einem Parameterraum durchgeführt, der größer als der messtechnisch verfügbare ist.

Hierdurch wurden insbesondere folgende Schwächen vermieden:

1. Ein rein messtechnischer Ansatz kann bei einer größeren Anzahl an Geräten leicht aufwändig werden. Es erscheint effizienter, die Messtechnik auf wenige Basismessungen zu beschränken und darauf aufbauend weitergehende Informationen durch Simulationen zu erhalten.
2. Unsicherheiten wie die Stabilität der Röntgenröhrenspannung und Filtrierung bei wiederholten Messungen können besser kontrolliert werden, was die Streuung der Ergebnisse minimiert und das Erstellen von allgemeingültigen Ergebnissen erleichtert.
3. Ein rein simulationstechnischer Ansatz erscheint, wie bereits erwähnt, konzeptionell problematisch. Ergebnisse und darauf basierende Aussagen nur aus Simulationsrechnungen alleine sind nicht ausreichend belastbar. Es ist erforderlich zumindest einige Messungen zur Gerätecharakterisierung sowie Validierung der Simulationen durchzuführen.

4.4.2.2 Simulation über eine effektive Dosis als Kopplungsgröße

Der messtechnische Ansatz aber auch der simulationstechnische Ansatz nach Abschnitt 4.4.2.1 haben final eine Limitation. Vergleiche auf der Basis von Dosisindizes haben eine gewisse Ferne von der Strahlenexposition realer Patienten. Die Dosisverteilung, insbesondere bei CBCT-Aufnahmen ist inhärent inhomogen. Ein Vergleich der Strahlenexposition auf der Basis einer Dosisverteilung innerhalb eines Prüfkörpers und einer Messgröße, die über die Dosisverteilung im Gesamtobjekt mittelt, ignoriert diesen

Einflussfaktor. Es handelt sich hierbei nicht exklusiv um ein Problem in der Dosimetrie bei CBCT-Geräten. Hier ist es allerdings besonders prominent, da die Trajektorien von CBCT-Geräten in den meisten Fällen auf Kreissegmente beschränkt sind.

Aus den oben aufgeführten Gründen wurde ein weiterer Ansatz vorgeschlagen und in Abstimmung mit dem BfS durchgeführt, der potenziell in der Lage ist, die aufgeführten Limitationen zu vermeiden.

Er basiert auf einem mehrstufigen Prozess. In der ersten Stufe sind grundlegende Messungen zur Charakterisierung der untersuchten CBCT-Geräte vorgesehen – hier unterscheidet sich der Ansatz nicht von dem nach Abschnitt 4.4.2.1. Danach kommt es jedoch nicht zur Simulation von technischen Prüfkörpern, sondern zur Simulation der Dosisverteilung in ICRP-Voxelphantomen.

In einem weiteren Schritt wird automatisiert aus den Dosisverteilungen in den ICRP-Phantomen, die sich anhand der Simulationen von CBCT- und CT-Untersuchungen gleicher Regionen ergeben, eine effektive Dosis für beide Untersuchungsarten berechnet. Die effektive Dosis der CBCT-Untersuchung ist mit derjenigen der CT-Untersuchung ins Verhältnis zu setzen. Der sich ergebende Quotient kann als Skalierungsfaktor genutzt werden, um CT- und CBCT-Untersuchungen basierend auf real applizierter Dosis in Patienten ins Verhältnis zu setzen.

Dieser, dritte Ansatz erscheint zukunftsweisend, da er die aktuell diskutierten Konzepte der patientenindividualisierten Dosimetrie aufnimmt und darauf aufbauend ein übergreifendes Dosimetriekonzept für die 3D-Bildgebung losgelöst von den technischen Dosisgrößen entwickelt.

5 Anwendung und Bewertung der ausgewählten Konzepte

5.1 Die betrachteten Röntgengeräte

Im Rahmen des Vorhabens wurden Messungen an 15 CBCT-Geräten und 2 Computertomographen durchgeführt.

5.1.1 Die betrachteten CT-Geräte

Im Rahmen des Projektes wurden zwei Computertomographen untersucht, ein GE Optima CT 660 und ein Exemplar des Canon Aquilion ONE (s. Abbildung 8). Der untersuchte GE Optima 660 befindet sich an der Physikalisch-Technischen Bundesanstalt in Braunschweig, der Canon Aquilion ONE im Städtischen Klinikum Braunschweig. Da für die Messungen nach den Ansätzen in Abschnitt 4.4.1 keine große Anzahl von CT-Geräten benötigt werden und die Aufgabenstellung eine Untersuchung vornehmlich von CBCT-Geräten vorsieht, wurden im Rahmen des Vorhabens ausschließlich zwei Modelle von CT-Geräten betrachtet. Es ist dabei auch zu beachten, dass zwischen unterschiedlichen Typen von Computertomographen eine kleinere technische Variation besteht als zwischen unterschiedlichen Typen von CBCT-Geräten.

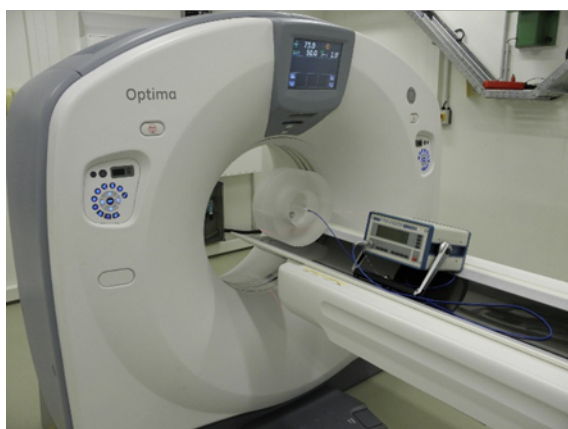


Abbildung 8: Links: GE Optima CT 660; Rechts: Canon Aquilion ONE

5.1.2 Die betrachteten CBCT-Geräte

Eine Auflistung der untersuchten CBCT-Systeme findet sich in Tabelle 4. Ergänzend wurden die Strahlausdehnungen längs und orthogonal zur Patientenachse als Kollimation in z- und x-Richtung aufgeführt. Die hier angegebenen Kollimationen entsprechen den im Rahmen der Messungen ermittelten Werten. Sie können bei anderen Geräten auch der gleichen Gerätetypen abweichen.

Tabelle 4: CBCT-Geräte, die im Rahmen des Vorhabens untersucht wurden

Gerätekategorie	Geräte- nummer	Hersteller	Gerätetyp	Standort	Kollimation in x und z / cm
Angiographie / Kardiologie	1	Philips	Allura Xper	Klinikum Braunschweig	26,8 / 20,7
	2	Philips	Azurion 7	Klinikum Lüneburg	26,8 / 20,7
	3	Siemens	Artis Zee EC (large detector)	Klinikum Braunschweig	23,1 / 18,0
	4	Siemens	Artis Zee (small detector)	Klinikum Braunschweig	10,8 / 10,8
	5	Siemens	Artis ZeeGo	Klinikum Braunschweig	25,3 / 19,4
	6	Canon	Infinix	Klinikum Sande	19,4 / 19,3
	7	Canon	Infinix	Klinikum Westerstede	19,2 / 19,6
C-Bogengeräte	8	Siemens	Cios Spin	Klinikum Braunschweig	16,1 / 16,1
	9	Siemens	Cios Spin	Klinikum Braunschweig	16,1 / 16,1
	10	Siemens	Arcadis Orbic 3D	Klinikum Braunschweig	13,4 / 13,4
	11	Ziehm	Vision RFD3D Hybrid Edition	Vorführgerät des Herstellers	19,8 / 19,6
Dental / HNO	12	Planmeca	Viso G7	Klinikum Braunschweig	16,5 / 14,8
	13	Morita	VeraviewEpocs R100	Praxis am Sande, Lüneburg	8,6 / 9,1
Spezialsysteme	14	Siemens	Multitom Rax	Vorführgerät des Herstellers	26,0 / 26,5
	15	Medtronic	O-Arm	Klinikum Magdeburg	22,0 / 16,5 und 46,0 / 34,5

Es wurden sieben gängige Typen von Angiographie- bzw. Kardiologiegeräten untersucht. Eine eindeutige Zuordnung zu einem der beiden Bereiche wird nicht vorgenommen, da etliche Geräte konzeptionell in beiden Bereichen Anwendung finden können. Vier Röntgenanlagen waren am Klinikum Braunschweig verfügbar; drei Anlagen wurden in anderen Kliniken untersucht. Die Röntgenanlagen unterscheiden sich alle zumindest in Details. Bei den beiden Infinix Röntgengeräte liegt dabei nur eine leicht abweichende Softwarekonfiguration vor. Somit bietet der Vergleich dieser beiden Geräte die Möglichkeit zu untersuchen, wie stark sich Exemplare eines Gerätetyps unterscheiden können.

Weiterhin wurden vier C-Bogengeräte untersucht. Drei der Röntgenanlagen waren am Klinikum Braunschweig verfügbar, der Zugriff auf die vierte Anlage war über ein Demonstrationsgerät der Firma Ziehm möglich. Die beiden Cios Spin C-Bogengeräte sind baugleich. Der Vergleich der Resultate dieser Geräte ermöglicht es, genauso wie bei den Infinix-Geräten, Informationen über eine mögliche Variation zwischen baugleichen Geräten zu erhalten.

Es wurden zwei CBCT-Röntgengeräte untersucht, die konzeptionell sowohl für Fragestellungen in der Dentalradiologie als auch in der HNO-Heilkunde verwendet werden können. Ein Gerät war am Klinikum Braunschweig verfügbar. Das andere Gerät wurde von der Praxis am Sande in Lüneburg zur Verfügung gestellt.

Weiterhin wurden zwei Sondergeräte untersucht. Betrachtet wurde ein Multitom Rax der Firma Siemens Healthineers. Hierbei handelt es sich um ein konventionelles Röntgenprojektionsgerät, bei dem jedoch Röntgenröhre und Detektor an robotergesteuerten Armen angebracht sind. An dem Gerät sind 3D-Aufnahmen im Stehen und Liegen möglich. Ein Zugriff auf das Gerät war in einem Teststand der Konzernzentrale von Siemens Healthineers in Forchheim möglich. Als zweites Sondergerät wurde ein O-Arm der Firma Medtronic betrachtet. Das Gerät konnte am Klinikum Magdeburg untersucht werden.

5.2 Durchführung der Messungen

5.2.1 Messungen an CBCT-Geräten

5.2.1.1 Durchführung der Messungen an CBCT-Geräten

Vor den hier vorgestellten Messungen wurden zahlreiche vorangehende Messungen und Untersuchungen durchgeführt, um ein stimmiges Messprogramm zu erstellen. Dennoch zeigten sich aufgrund der Charakteristika der einzelnen Röntgengeräte immer wieder neue Herausforderungen, auf die im Einzelfall reagiert werden musste.

Sämtliches messtechnische Equipment wurde vor dem Einsatz durch die PTB kalibriert. Details zu den Kalibrierungen der Messkammern sind in Anlage 3 aufgeführt. Die vielfach spektrumsabhängigen Korrekturfaktoren wurden bei der Auswertung der Messwerte berücksichtigt.

Das Messprotokoll zur Analyse eines CBCT-Gerätes sowie die zur jeweiligen Messung benötigten Hauptkomponenten sind in Tabelle 5 aufgelistet. Darüber hinaus kamen insbesondere PTB-eigene, kalibrierte Thermometer und Barometer zur Luftdichtekorrektur, Sätze von Cu- und Al-Platten zur Bestimmung der Halbwertschichtdicke der jeweils verwendeten Röntgenspektren, sowie ein Satz von 1 mm starken Cu-Platten zum Einsatz. Die 1 mm starken Cu-Platten wurden zur Anpassung der spektralen Parameter bei CBCT-Geräten benötigt, bei denen keine willkürliche Festlegung der Röhrenspannung möglich war.

Die Messungen nach Prüfnummer 1 und 2 in Tabelle 5 wurden soweit möglich mit einem Prüfkörper aus drei zusammengesetzten CTDI-Prüfkörpern (s. Abbildung 9) durchgeführt. Die größere Ausdehnung des Phantoms längs der Patientenachse wurde gewählt, da gemäß theoretischer Abschätzung bei einem Phantom dieser Länge das gemessene DLP sehr nah an dem bei einem unendlich langen CTDI-Prüfkörper gemessenen DLP_{∞} liegt. Die Messungen erfolgten je nach dem betrachteten klinischen Protokoll mit dem 16 cm CTDI-Kopfphantom oder dem 32 cm CTDI-Körperphantom.

Bei dem Ansatz nach Prüfnummer 1 erfolgte die Messung des DLP mit einer 300 mm-Stabkammer (DLP_{300}). Die Messung nach Prüfnummer 2 ermittelt in Anlehnung an [2] die zentrale Dosis $f(0)$ bei einer CBCT-

Aufnahme. Die Messung erfolgte mit einer Farmerkammer. Wird $f(0)$ mit der Kollimation in Richtung der Patientenlängsachse (z-Achse) multipliziert, so sollte der erhaltene Wert dem DLP_{300} aus Prüfnummer 1 sehr nahekommen. Der anhand des Vorgehens nach Prüfnummer 2 ermittelte DLP-Wert wird im Folgenden als $DLP_{f(0)}$ bezeichnet. Beide Messungen wurden parallel durchgeführt, um zum einen eine unabhängige Prüfung der erhaltenen Messwerte zu erhalten. Zum anderen ermöglichen es die Messungen, eine Empfehlung darüber abzugeben, wie bei einer möglicherweise in der Zukunft anzustrebenden Prüfung, die Messungen idealerweise durchgeführt werden können. Luftdruck- und Temperaturabhängigkeit der Dosismessungen wurden durch eine Messung der Umgebungsbedingungen zum Messzeitpunkt korrigiert. Bei der Azurion 7-Angiographieanlage (Gerät 2 in Tabelle 4) war aus Zeitgründen ausschließlich eine Messung von $f(0)$ möglich.

Tabelle 5: Auflistung der wesentlichen Messungen an den CBCT-Geräten sowie der primär benötigten Messutensilien

Prüfnummer	Messung	Material
1	DLP mit 300 mm-Stabkammer	Stabkammer 300 mm (PTW TM30017) Unidos Elektrometer (PTW) 3-facher CTDI-Prüfkörpersatz
2	DLP nach Verfahren von Dixon über $f(0)$ [2]	Farmerkammer 0,6 cm ³ (Radcal 10X6-0.6) Unidos Elektrometer (PTW) 3-facher CTDI-Prüfkörpersatz
3	Spektrum	Farmerkammer 0,6 cm ³ (Radcal 10X6-0.6) Unidos Elektrometer (PTW) Auswahl an Cu- und Al Plättchen verschiedener Dicken
4	DFP	DFP-Kammer (PTW TA34019) Diamentor Anzeigeeinheit (PTW)
5	Kollimation	Kollimationsphantom (Eigenkonstruktion) 3-faches CTDI-Kopfphantom Prüfkörper nach DIN 6868-3 mit Raster
6	Tischschwächung und Kalibration für Simulation	Farmerkammer 0,6 cm ³ (Radcal 10X6-0.6) Unidos Elektrometer (PTW)

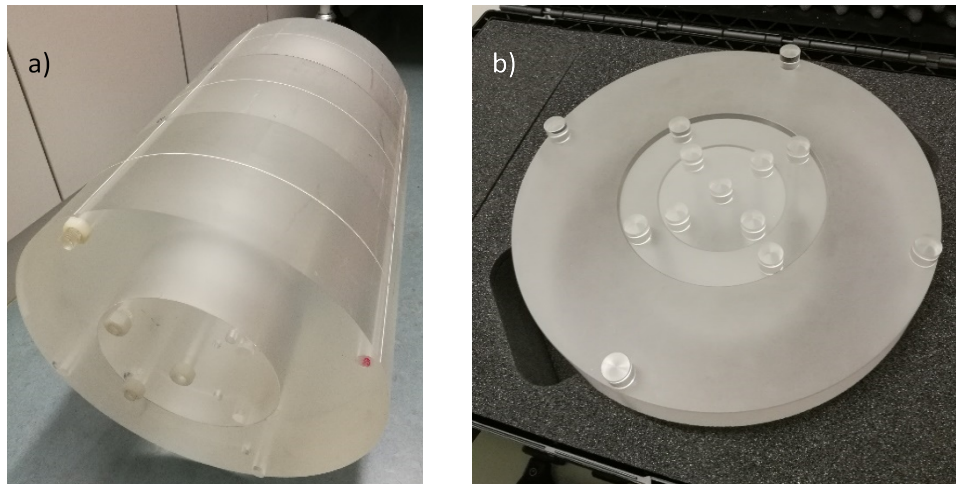


Abbildung 9: Die verwendeten CTDI-Prüfkörper - a) dreifacher CTDI-Prüfkörper, b) einfacher CTDI-Prüfkörper mit 10 cm Einsatz

Für Untersuchungen am stehenden Tisch ist die Messgröße CTDI nicht sinnvoll [2]. Innerhalb des Vorhabens wurde daher das DLP betrachtet, dass bei Messungen nach Prüfnummer 1 direkt erhalten und bei Messungen nach Prüfnummer 2 berechnet wurde.

Die Messungen für die Bestimmung des DLP wurden für das Kopfphantom in den fünf hierfür vorgesehenen Bohrungen der CTDI-Phantome durchgeführt und gemäß allgemein üblicher Vorschrift gemittelt:

$$DLP = \frac{1}{3} \times DLP_{\text{Zentrum}} + \frac{2}{3} \times \overline{DLP_{\text{Peripherie}}} \quad (4)$$

Bei Untersuchungen unter Verwendung des CTDI-Körperphantoms schaut es anders aus. Für die meisten CBCT-Geräte ist das Messfeld (field of view – FOV) kleiner als 32 cm. Damit werden die äußeren Bohrungen des 32 cm CTDI-Phantoms bei fast allen untersuchten CBCT-Geräten nicht während der gesamten Aufnahmetrajektorie exponiert (s. Abbildung 10 / links).

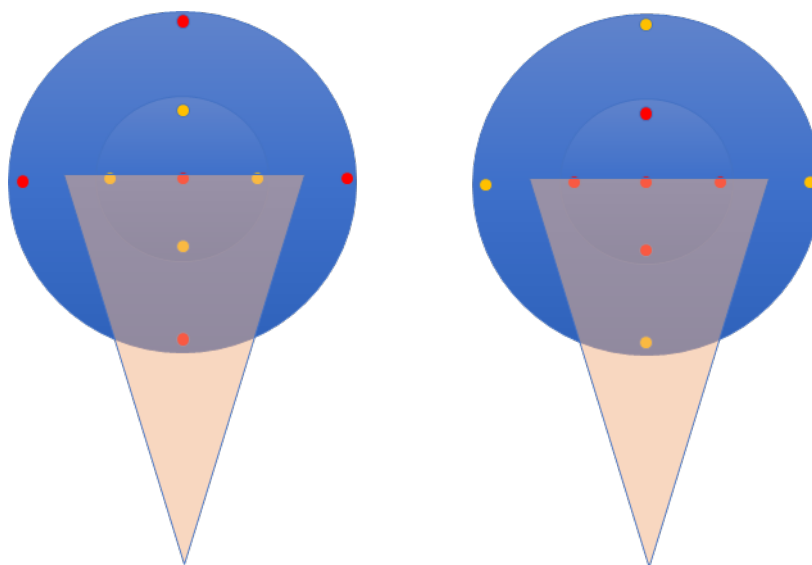


Abbildung 10: Schemazeichnungen der Exposition der Dosimeterpositionen bei einer CBCT-Untersuchung unter Verwendung eines CTDI-Körperphantoms; links: bei Positionierung der Sonden in den bei CT-Untersuchungen vorgesehenen Positionen; rechts: modifizierte Positionierung der Sonden; Die Sondenpositionen sind rot markiert

Um eine konsistente Messung vorzunehmen wurde daher in den Fällen, in denen das FOV nicht die ausreichende Größe hat, anstelle der Bohrungen in der Peripherie des 32 cm CTDI-Phantoms diejenigen in der Peripherie des 16 cm CTDI-Phantoms verwendet (s. Abbildung 10 / rechts). Die bei den Messungen verwendeten Positionen der Sonden sind jeweils rot eingefärbt. Die gelb markierten Bohrungen sind mit PMMA-Stopfen aufgefüllt. Aufgrund der größeren Tiefe im Prüfkörper sind die bei dem modifizierten

Messaufbau gemessenen Werte kleiner als diejenigen, die in der Peripherie des 32 cm Phantoms gemessen werden würden. Anhand von Simulationen zu den Auswirkungen auf den berechneten, gemittelten DLP in beiden Messaufbauten wurden spektrumsabhängige Korrekturfaktoren für den modifizierten Messaufbau ermittelt. Sie liegen für die im Rahmen des Vorhabens betrachteten Geräte zwischen etwa 1,7 und 2,4. Die Korrekturfaktoren wurden bei der Auswertung berücksichtigt.

Bei dem Artis Zee (small detector) und VeraviewEpocs R11 (Geräte 4 und 13 in Tabelle 4) sind die FOV mit x-Kollimationen von 10,8 cm und 9,1 cm so klein, dass die in der Peripherie liegenden Bohrungen des 16 cm CTDI-Phantoms nicht über die gesamte Aufnahmetrajektorie hinweg exponiert werden. Bei dem Viso G7 (Gerät 12 in Tabelle 4) ist mit 14,8 cm die x-Kollimation so groß, dass bei exakter Positionierung die Messkammern gerade noch in der gesamten Aufnahmetrajektorie erfasst werden. Hierauf wurde durch einen weiter modifizierten Messaufbau reagiert. Bei dem Artis Zee (small detector) und dem Viso G7 wurden, als Beispiele von Geräten mit kleinem FOV, Messungen unter Verwendung eines abweichenden CTDI-Prüfkörpers durchgeführt, der über einen Einsatz mit 10 cm Durchmesser verfügt (s. Abbildung 9 b). Für die Messungen war abweichend nur ein CTDI-Prüfkörper von 15 cm Länge verfügbar. Bei den Messungen unter Verwendung dieses Prüfkörpers wurde daher ausschließlich $f(0)$ ermittelt, da Messungen mit einer Stabkammer aufgrund der im Vergleich zur Länge der Stabkammer immer noch großen Ausdehnung des Strahlenkegels in der z-Richtung keine validen Ergebnisse ermöglicht hätten.

In einem einfachen, 15 cm langen, CTDI-Prüfkörper werden bei identischer Exposition kleinere Messwerte ermittelt als unter Verwendung des 45 cm langen Dreifachprüfkörpers. Dies resultiert aus dem im langen Prüfkörper erhöhten Eintrag von Streustrahlung an den Ort der Messsonden. Der Unterschied wurde exemplarisch an einem Cios Spin-C-Bogengerät (Gerät 8 in Tabelle 4) ermittelt und bei der Auswertung berücksichtigt. Für das CTDI-Kopfphantom beträgt der Quotient der Dosismesswerte für $f(0)$ im 15 cm und 45 cm Phantom etwa 0,975 und für das CTDI-Körperphantom etwa 0,934.

Der Prüfkörper mit dem 10 cm Einsatz ist konstruktiv von den anderen CTDI-Prüfkörpern verschieden. Insbesondere können die exakten Positionen der Bohrungen sowie die Materialzusammensetzung abweichend sein. Um die Auswirkung auf mit diesem Prüfkörper durchgeführte Messungen abzuschätzen, wurden wiederholt Messungen des $CTDI_w$ mit der 100 mm Stabkammer bei 80 kV und 120 kV Röhrenspannung an einem Computertomographen mit diesem Prüfkörper und einem Element des in den übrigen Messungen verwendeten Dreifachprüfkörpers durchgeführt. Der aus drei Wiederholungsmessungen gemittelte Unterschied der $CTDI_w$ -Werte lag für beide Spannungen für das Kopf- sowie das Körperphantom unterhalb von 1%. Bei der Auswertung wurde der Unterschied nicht berücksichtigt.

Bei dem VeraviewEpocs R100 (Gerät 13 in Tabelle 4) beträgt die x-Kollimation etwa 9,1 cm. Dieses hat zur Folge, dass bei 3D-Aufnahmen bei diesem Gerät die peripheren Bohrungen in dem 10 cm Einsatz des speziellen CTDI-Prüfkörpers nicht garantiert über die gesamte Aufnahmetrajektorie hinweg im Direktstrahl liegen. Bei diesem CBCT-Gerät wurde daher ein dritter, alternativer Ansatz zur Messung des DLP durchgeführt. Das DLP wurde ausschließlich über eine Messung der Dosis auf der Zentralachse des 45 cm langen CTDI-Kopfphantoms ermittelt. Der Konversionsfaktor zwischen der auf der Zentralachse gemessenen und der unter Nutzung aller fünf Positionen gemessenen Dosis ist vom Strahlspektrum abhängig. Entsprechende Konversionsfaktoren wurden für alle im Vorhaben aufgetretenen Strahlspektren simuliert. Die Werte liegen zwischen etwa 1,13 und etwa 1,48. Unabhängig von der Simulation wurden bei allen Geräten, bei denen Messungen mit einem 16 cm CTDI-Prüfkörper erfolgt sind, Daten zu dem Verhältnis zwischen dem Messwert auf der Zentralachse und dem gemittelten CTDI-Wert ermittelt. Es zeigte sich, dass die an den CBCT-Geräten aus Messungen gewonnenen Verhältnisse im Mittel bei 93% der simulierten Werte lagen. Für die Auswertung der Messwerte des VeraviewEpocs R100 wurde dieses berücksichtigt. Es ist zu vermuten, dass sich der Unterschied zwischen den simulierten und den gemessenen Werten daraus ergibt, dass bei der Simulation eine 360° Exposition des Prüfkörpers sowie eine Rotationssymmetrie ohne Verwendung eines Patientenlagerungstischs angenommen wurde. Hierin unterscheiden reale Untersuchungen an CBCT-Geräten von der Simulation.

Der Arcadis Orbic 3D (Gerät 10 in Tabelle 4) hat im Unterschied zu den anderen Geräten keine rechteckige, sondern eine achteckige Blende. Die Kollimation in x-Richtung beträgt maximal 13,4 cm. Nachdem bei dem Gerät in den Randbereichen durch die achteckige Form eine Verringerung der exponierten Fläche besteht, wurde auch bei diesem Gerät ausschließlich eine Auswertung anhand der Messung von $f(0)$ durchgeführt.

Die diagnostischen Referenzwerte (DRW) für die volumenbezogenen Größen DLP und CTDI beziehen sich auf eine Messung in einem einfachen, 15 cm langen, CTDI-Prüfkörper unter Verwendung einer 10 cm-Stabkammer. Im Rahmen des Vorhabens wurde anhand von Simulationen das Verhältnis von DLP_{300} bzw. $DLP_{f(0)}$ zu den anhand von Messungen mit einer 10 cm-Stabkammer bestimmten Werten bestimmt. Es zeigte sich, dass unabhängig vom Strahlspektrum Konversionsfaktoren von 0,86 für Messungen im CTDI-Kopfphantom und 0,79 für Messungen im CTDI-Körperphantom angenommen werden können, wenn ein 40 cm langer Prüfkörper angenommen wird. Die Werte gelten natürlich nur dann, wenn bei der 10 cm-Stabkammer bei Kollimationen oberhalb von 4 cm eine Korrektur des Messwertes gemäß IEC 60601-2-44 [4] vorgenommen wird. Anderenfalls würden bei den an CBCT-Geräten vorkommenden Kollimationen die Messungen an sich keinen Sinn mehr ergeben, da Kammer und Phantom deutlich überstrahlt werden. Die Korrekturfaktoren wurden bei der Auswertung der Messwerte berücksichtigt.

Für die Berechnung von $DLP_{f(0)}$ anhand von Messwerten aber auch für die durchgeführten Simulationen ist es erforderlich, die Kollimation der CBCT-Geräte im Isozentrum bei den 3D-Aufnahmen zu kennen. Es wurden innerhalb des Vorhabens drei unterschiedliche Herangehensweisen erprobt, um die Kollimation zu bestimmen:

- a) Zu Projektbeginn wurde ein neuartiger Prüfkörper entworfen, der es konzeptionell gestattet, mit einer einzigen Projektionsaufnahme die Kollimation im Isozentrum zu ermitteln. Abbildung 11 zeigt ein Foto sowie eine Röntgenprojektionsaufnahme des Prüfkörpers. Der Prüfkörper besteht aus einem würfelförmigen, hohlen PMMA-Objekt, auf dessen Ober- und Unterseite kreisrunde Kupferplättchen identischer Größe planparallel und konzentrisch angebracht sind. Theoretische Überlegungen zeigen, dass einzig aufgrund der unterschiedlich großen Abbildungen der beiden Plättchen auf einer Röntgenaufnahme und der Ausdehnung des Strahlungsfeldes in der Aufnahme am Detektor bei Kenntnis des Fokus-Isozentrumsabstandes die Kollimation im Isozentrum bestimmt werden kann:

$$D_{\text{Coll,ISO}} = r_F \cdot D_{\text{Coll}}^B \cdot \frac{D}{H} \cdot \left(\frac{1}{D_2^B} - \frac{1}{D_1^B} \right) \quad (5)$$

mit

D_1^B = Bilddurchmesser Scheibe 1,

D_2^B = Bilddurchmesser Scheibe 2,

r_F = Abstand von Fokus und Isozentrum,

D_{Coll}^B = Gemessene Feldgröße am Detektor,

D = Scheibendurchmesser,

H = Abstand der Scheiben (Phantomhöhe).

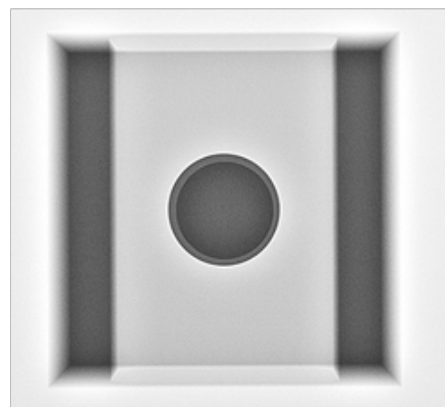
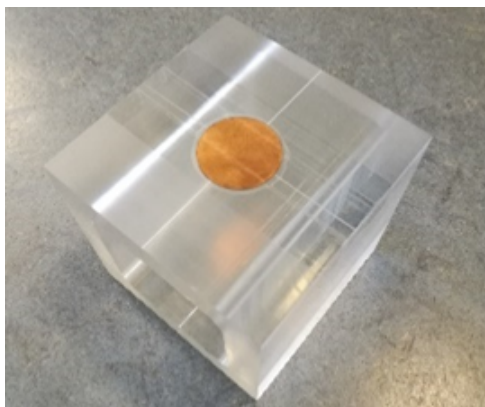
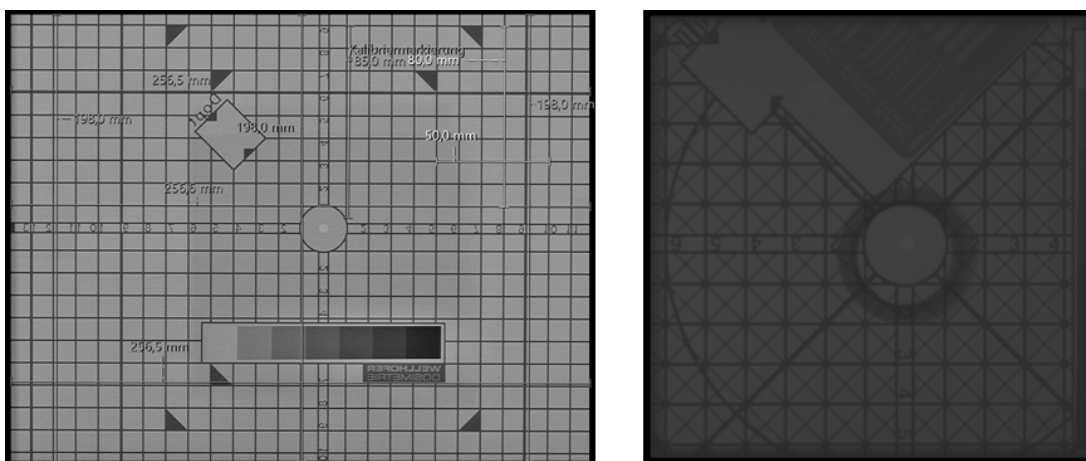


Abbildung 11: Foto des Prüfkörpers zur Ermittlung der Kollimation sowie repräsentative Röntgenaufnahme des Prüfkörpers

b) Der Prüfkörper zur Konstanzprüfung nach DIN 6868-3 [21] enthält ein Raster, mit dem die Kollimation bestimmt werden kann (s. Abbildung 12). Im Unterschied zu der Herangehensweise nach Unterpunkt a) ist es erforderlich, dass sich das Raster bei der Exposition im Isozentrum befindet, um eine korrekte Kollimation zu ermitteln. Hieraus ergibt sich im Vergleich zu den Messungen nach a) ein moderater Mehraufwand und potentiell ein erhöhter Unsicherheitsbeitrag durch die Positionierungsunsicherheit des Rasters. Ist das Raster positioniert, kann die Bildgebung entweder durch eine Projektionsaufnahme oder einen 3D-Scan erfolgen. Letzterer hat sich als vorteilhafter erwiesen, da manche Geräte die Kollimation für eine 3D-Aufnahme nochmals gegenüber der bei Projektionsaufnahmen verfügbaren maximalen Blendenöffnung vergrößern. Die Auswertung erfolgt bei 3D-Aufnahmen anhand der Rohdaten (Projektionsdaten) und nicht am rekonstruierten Bild.



c) Ein dritter Ansatz besteht in der Auswertung der Abbildung des CTDI-Prüfkörpers bei den dosimetrischen Messungen im Projektionsdatensatz (s. Abbildung 13). Nachdem diese Prüfkörper für die dosimetrischen Messungen ohnehin im Isozentrum positioniert werden müssen, entsteht für die Bestimmung der Kollimation kein weiterer Mess- oder Justageaufwand.

$$d_p^B = 2r_p \cdot \frac{\tan(\arcsin(\frac{r_p}{r_F}))}{(\frac{r_p}{r_F})} \quad (6)$$

r_F = Abstand von Fokus zu Isozentrum

Idealerweise sollten die Messungen nach a) bis c) zu gleichen Ergebnissen kommen. Es zeigte sich jedoch, dass die Messungen nach a), obwohl sie theoretisch sehr robust sein sollten, größeren Schwankungen unterworfen waren. Hierfür konnte bis jetzt kein eindeutiger Grund festgestellt werden. Zu vermuten ist, dass die in die Berechnung nach Formel (5) einfließende Differenz der Quotienten der

Plättchendurchmesser zu einer zu großen Unsicherheit bei der Berechnung des Abstands führt. Innerhalb des Vorhabens wurde daher soweit möglich auf Resultate der Bestimmung nach c) zurückgegriffen. In Einzelfällen, z.B. bei CBCT-Geräten mit einer Kollimation nur wenig oberhalb von 16 cm, wurden Daten aus der Bestimmungsmethode nach b) verwendet.

Bei zahlreichen Röntgengeräten ändert sich die Position der Blenden während einer 3D-Aufnahme aufgrund mechanischer Unvollkommenheiten erkennbar. Daher wurde bei der Bestimmung der Kollimation nach Methode c) grundsätzlich über mehrere Messungen an verschiedenen Bildern gemittelt, um einen repräsentativen Wert zu erhalten. Insofern ist diese Methode robuster als die beiden anderen vorgestellten Herangehensweisen.

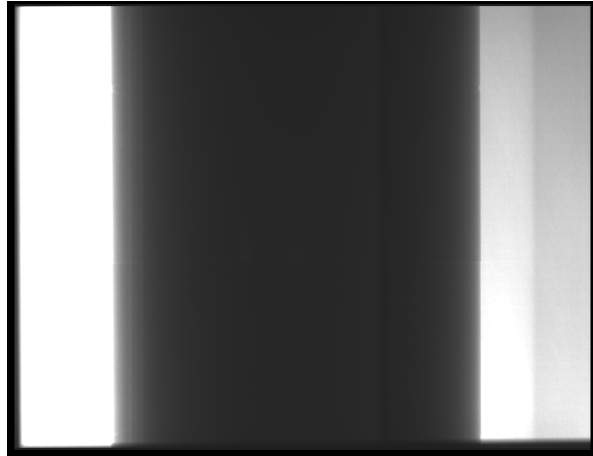


Abbildung 13: Exemplarische Abbildung eines CTDI-Prüfkörpers mit 16 cm Durchmesser

Bei einigen CBCT-Geräten ist keine Blende auf den Aufnahmen der 3D-Serie zu erkennen. Hier wird von den Herstellern willentlich die Kollimation so weit aufgezo-gen, dass der Detektor vollständig exponiert ist. Dieses geschieht mit der Intention, dass der Blendenschatten keine negativen Effekte auf die Bilddatenrekonstruktion hat. Um diese leichte Überexposition zu korrigieren, wurde in den Fällen, in denen keine Blenden zu erkennen waren, die messtechnisch ermittelte Kollimation pauschal um 1% vergrößert und in der Auswertung verwendet. War die Blende nur einseitig nicht zu erkennen, wurde die Kollimation um 0,5% vergrößert. Es wurden im Rahmen des Vorhabens keine Messungen durchgeführt, um die verwendeten Korrekturen zu verifizieren.

Die Ausdehnung des Strahls in der z-Richtung – parallel zur Patientenachse - wurde zur Berechnung von $DLP_{f(0)}$ verwendet.

Die Ausdehnung des Strahls orthogonal zur z-Richtung (x-Richtung) wurde in der Auswertung verwendet, um die bei den einzelnen CBCT-Geräten ermittelten Konversionsfaktoren $k = DFP/DLP$ auf einheitliche Kollimationen in x-Richtung zu normieren. Die Motivation hierzu ist anhand von Abbildung 13 direkt ersichtlich. Der Wert des DLP ist nach einer vollständigen Exposition der Messkammern im CTDI-Phantom unabhängig von einer weiteren Aufblendung in x-Richtung. Das zugehörige DFP vergrößert sich aber weiter. Hierdurch wird k eine Funktion der Kollimation in x-Richtung und lässt sich folglich nicht mehr mit je einem Wert für Kopf und Körperstamm angeben. Bei Aufnahmen des Kopfphantoms wurde das DFP zur Berechnung von k auf eine Kollimation von 16 cm in x-Richtung skaliert, bei dem Körperphantom auf eine Kollimation von 32 cm. Bei der Untersuchung von Kopfprotokollen mit Hilfe des CTDI-Kopfphantoms findet von wenigen Ausnahmen abgesehen eine Überstrahlung des Prüfkörpers statt. Diese kann nach dem oben geschilderten Ansatz direkt korrigiert werden. Bei Untersuchungsprotokollen des Körperstamms wurde mit Ausnahme einiger Aufnahmen am O-Arm von Medtronic nie eine Kollimation in x-Richtung von 32 cm oder mehr erreicht. Rechnerisch wurde die hierdurch kleinere Expositionsfläche berücksichtigt, s. Formel (9) und (10). Es ist bei den Untersuchungen unter Verwendung des Körperphantoms allerdings ergänzend zu berücksichtigen, dass eine größere exponierte Fläche zu einem erhöhten Anteil an Streustrahlung am Ort der Messsonden im Kopfphantom führt. Der Einfluss der exponierten Fläche auf die Messwerte des DLP

Tabelle 6: Relative DLP-Werte bei partieller Exposition des CTDI-Körperphantoms bezogen auf die Messwerte der Kammern im Kopfphantom bei vollständiger Exposition des 32 cm CTDI-Prüfkörpers

Feldgröße in x / cm		32	30	28	26	22	19	16	13,4
Spektrale Parameter (Röntgenröhrenspannung / Filtration)	HWD / mm Al	Relatives Signal, normiert auf 32 cm Exposition							
70 kV; 2,5 mm Al	2,44	1,000	0,983	0,958	0,950	0,891	0,840	0,773	0,681
80 kV; 3,5 mm Al; 0,1 mm Cu	4,81	1,000	0,991	0,973	0,946	0,893	0,839	0,772	0,674
100 kV; 2,5 mm Al; 0,5 mm Cu	8,78	1,000	0,983	0,955	0,938	0,882	0,823	0,758	0,662

wurde simulationstechnisch für drei repräsentative Röntgenspektren und unterschiedliche Expositionsflächen abgeschätzt. Die Resultate sind in Tabelle 6 aufgeführt. Sie werden in der Berechnung von k gemäß den Formeln (9) und (10) berücksichtigt. Bei weiteren Feldgrößen oder HWD-Werten der Spektren wurden die individuell verwendeten Werte aus den berechneten Daten durch Extrapolation ermittelt.

Das von Röntgengeräten angezeigte Dosisflächenprodukt DFP darf um 20% vom realen Wert abweichen. Eine so große Unsicherheit verhindert es, sinnvolle Aussagen zu tätigen. Aus diesem Grund wurden an allen Röntgenanlagen die angezeigten DFP-Werte durch ergänzende Messungen mit einer PTB-seitig kalibrierten DFP-Kammer korrigiert. Hierzu wurde die DFP-Kammer auf dem Gehäuse am Röhrenaussgang montiert. Die Messungen wurden bei Strahlspektren durchgeführt, die möglichst nahe an denen lagen, die bei den 3D-Messungen der jeweiligen Geräte verwendet wurden. Die Korrekturfaktoren lagen zwischen 0,81 und 1,23.

Für die Simulationen der 3D-Aufnahmen sowie für die Anwendung etlicher Korrekturfaktoren ist es erforderlich, das Strahlspektrum, ausgezeichnet insbesondere durch die Röhrenspannung und die Halbwertschichtdicke (HWD), präzise zu kennen. Die Röhrenspannung wurde nicht separat bestimmt, sondern aus den durch die Anlage dokumentierten Expositionsparametern entnommen. Dieses ist möglich, da die von Röntgenanlagen angezeigten Werte für Röhrenspannungen allgemein sehr nah am realen Wert liegen. Die Halbwertschichtdicke wurde zunächst aus der Messung der Strahlintensität im Direktstrahl sowie nach der Zufügung von ein sowie zwei Kupferplättchen von jeweils etwa 0,2 mm Dicke berechnet. Es zeigte sich, dass die anhand dieses Vorgehens berechnete Halbwertschichtdicke eine größere Unsicherheit aufwies. Aus diesem Anlass wurde zu einem späteren Zeitpunkt im Projekt die Messung der HWD umgestellt. Anstelle der zwei Kupferplättchen wurden sechs bis acht Aluminium-Quader unterschiedlicher Dicke als Schwächungskörper in den Strahlengang gebracht. Als größte Aluminiumdicke wurde hierbei ungefähr die doppelte, bereits aus den Messungen mit den Kupferplättchen ermittelte, Halbwertschichtdicke verwendet. Die aus dieser Messung bestimmten HWD sind deutlich vertrauenswürdiger als diejenigen der Messungen mit den Cu-Platten. Sie werden für die Geräte verwendet, bei denen entsprechende Messungen möglich waren.

Für die Durchführung der Simulationen wurde ergänzend die Kerma im Isozentrum ohne Schwächung sowie nach Schwächung durch den Patiententisch – soweit vorhanden – gemessen und auf das jeweils vom Gerät dokumentierte DFP normiert.

Unterschiede in den Ergebnissen bei konzeptionell baugleichen oder zumindest sehr ähnlichen CBCT-Geräten wurden anhand von Messungen an zwei Gerätetypen erhoben. Hierzu wurden zwei Cios Spin C-Bogengeräte der Firma Siemens Healthineers sowie zwei Infinix Angiographiegeräte der Firma Canon verwendet.

Unterschiede bei wiederholter Messung an identischen Röntgengeräten wurden an drei Angiographiegeräten bzw. Herzkatheterplätzen sowie zwei C-Bogengeräten ermittelt. Die Messungen wurden an den Geräten Nr. 1, 3, 5, 8 und 9 aus Tabelle 4 durchgeführt. Ergänzend hierzu wurde bei einem Allura Xper-Gerät (Nr. 1 in Tabelle 4) die Messung des Verhältnisses von DFP zu DLP im Kopf-Phantom ohne Anwendung von Korrekturfaktoren fünfmal durchgeführt.

An allen Röntgengeräten wurden Messungen mit den an den jeweiligen Geräten verfügbaren 3D-Untersuchungsprotokollen durchgeführt. Hierbei wurde geräteseitig zwar allgemein zwischen Untersuchungen des Kopfbereichs und des Körperstamms unterschieden. Es erfolgte jedoch bei vielen CBCT-Geräten in den Untersuchungsprotokollen keine Differenzierung zwischen unterschiedlichen Organbereichen des Körperstamms.

5.2.1.2 Auswertung der Messungen an CBCT-Geräten und Abschätzung der Messunsicherheit

Die Auswertungen wurden mit Microsoft-EXCEL durchgeführt.

Die Konversionsfaktoren $k_{f(0)}$ und $k_{300\text{mm}}$ bei Verwendung der Größe $f(0)$ bzw. unter Nutzung der direkten DLP-Messungen unter Verwendung der 300 mm-Stabkammer wurden wie folgt berechnet:

Für die Messungen im Kopfphantom:

$$k_{f(0)} = \frac{DFP \cdot k_{DFP}}{DLP_{300} \cdot k_{CTDI_{100}}} \cdot 16 / Kollimation_x \quad (7)$$

$$k_{300\text{mm}} = \frac{DFP \cdot k_{DFP}}{f(0) \cdot Kollimation_z \cdot k_{CTDI_{100}}} \cdot 16 / Kollimation_x \quad (8)$$

Für die Messungen im Körperphantom:

$$k_{f(0)} = \frac{DFP \cdot k_{DFP}}{DLP_{300} \cdot k_{Tiefe} \cdot k_{CTDI_{100}}} \cdot 32 / Kollimation_x \quad (9)$$

$$k_{300\text{mm}} = \frac{DFP \cdot k_{DFP}}{f(0) \cdot Kollimation_z \cdot k_{Tiefe} \cdot k_{CTDI_{100}}} \cdot 32 / Kollimation_x \quad (10)$$

mit

$k_{f(0)}, k_{300\text{mm}}$: Konversionsfaktoren zwischen DFP und DLP für den Ansatz über $f(0)$ sowie die Messung mit der 300 mm-Stabkammer

DFP : Anzeigewert des Dosisflächenproduktes am Röntgengerät in $\text{cGy} \cdot \text{cm}^2$

DLP_{300} : Messwert des DLP mit der 300 mm-Stabkammer in $\text{mGy} \cdot \text{cm}$

$f(0)$: Messwert der Farmerkammer in mGy

k_{DFP} : Faktor zur Korrektur der Abweichung des angezeigten DFP-Wertes vom realen Wert

$k_{CTDI_{100}}$: Konversionsfaktor der Messung von $CTDI_{300}$ zu $CTDI_{100}$

k_{Tiefe} : Korrekturfaktor zur Kompensation der Messung in den peripheren Bohrungen des Kopf- anstelle des Körperphantoms; hierbei wird auch die Verringerung des Signals durch partielle Exposition des Körperphantoms ansatzweise berücksichtigt

$Kollimation_z, Kollimation_x$:

Ausdehnung des Strahlenfeldes im Isozentrum senkrecht und parallel zur Patientenachse

Die Messunsicherheiten der Messgeräte liegen unterhalb von 1,5% (s. auch Tabelle 8) und sind damit im Vergleich zu anderen Einflussfaktoren auf die Unsicherheit der Messergebnisse unbedeutend. Sie werden daher nicht weiter betrachtet. Stattdessen wurden folgende fünf Untersuchungen durchgeführt, um relevante Einflussfaktoren auf die Unsicherheit der Konversionsfaktoren zu ermitteln:

1. Reproduzierbarkeit der Messungen mit CTDI-Prüfkörpern an einem Gerät; Der hier bestimmte Beitrag zur Unsicherheit ist insbesondere durch die geometrischen Variationen im Aufbau der Messapparatur bestimmt.
2. Unterschied der Ergebnisse $k_{f(0)}$ und $k_{300\text{mm}}$ innerhalb einer Messreihe an einem CBCT-Gerät. Durch diesen Vergleich lassen sich insbesondere Unsicherheitsbeiträge bei Bestimmung der Kollimation in z-Richtung, durch Inhomogenitäten im Strahlenfeld sowie der möglicherweise nicht vollständigen Exposition der Stabkammer bei Messungen in den peripheren Positionen erfassen.

3. Unterschied der Konversionsfaktoren zwischen baugleichen Röntgengeräten. Durch diesen Vergleich lassen sich insbesondere herstellungsbedingte aber auch gebrauchtsabhängige Einflussfaktoren auf die Unsicherheit erfassen.
4. Unsicherheit der ermittelten Halbwertschichtdicke sowie des Ansprechvermögens der DFP-Kammer des CBCT-Gerätes zu unterschiedlichen Zeitpunkten. Die Korrekturfaktoren k_{Tiefe} und k_{DFP} sind stark vom Röntgenspektrum abhängig.
5. Unsicherheit der ermittelten Kollimation

Im Rahmen des Vorhabens wurden exemplarische Messungen durchgeführt, um die vermuteten Haupteinflussfaktoren zu ermitteln und eine sinnvolle Abschätzung der Unsicherheit der k -Faktoren zu ermöglichen. Die Messungen können dabei nicht als abschließend angesehen werden.

Zu 1:

An einer Allura Xper (Gerät 1 in Tabelle 4) wurde fünfmal eine Messung von DLP_{300} sowie von $f(0)$ unter Verwendung des CTDI-Kopfphantoms durchgeführt. Die Messapparatur wurde dabei vollständig abgebaut und erneut aufgebaut und justiert. Die Messungen fanden in einem Zeitraum von mehreren Monaten statt. Für die Abschätzung wurde das CTDI-Kopfphantom verwendet, da es sich bei den Messungen zeigte, dass bei diesem Phantom die Wahrscheinlichkeit von leichten Verschiebungen der Apparatur bei den Messungen deutlich größer war als bei der Verwendung des sehr schweren Körperphantoms. Die durch geometrische Einflüsse bedingte Variabilität von k ist daher erwartungsgemäß größer.

Die relative Standardabweichung des Messwertes von DLP_{300} aufgrund dieses Einflusses betrug etwa 2,6%, diejenige von $f(0)$ etwa 2,2%.

Unabhängig von der vorangehend beschriebenen Prüfung wurden bei fünf CBCT-Geräten (3 Angiographieanlagen und 2 C-Bogengeräte) die vollständigen Messungen nach Tabelle 5 im Abstand von einigen Monaten jeweils einmalig wiederholt. Die Quotienten der vom Gerät angezeigten DFP und der mit der 300 mm-Kammer gemessenen DLP-Werte variieren bei Messungen am CTDI-Kopfphantom im Bereich zwischen 2% und 7%, bei dem Körperphantom zwischen 1% und 6%.

Aus den beiden aufgeführten Tests lässt sich schlussfolgern, dass die Messungen des DLP und DFP bei unterschiedlichen Geräten mit einer geringen Wiederholungsunsicherheit durchgeführt werden können.

Zu 2:

An den meisten Geräten war es möglich, Messungen mit der 300 mm-Stabkammer und mit der Farmerkammer sinnvoll auszuwerten. Im Idealfall sollten $k_{f(0)}$ und $k_{300\text{mm}}$ nahezu identisch sein.

Der Medianwert der relativen Abweichungen beider Konversionsfaktoren betrug 5%. Sowohl bei den Messungen mit dem Körperphantom als auch bei denen mit dem Kopfphantom gab es jedoch jeweils ein Gerät, bei dem aus aktuell nicht bekannten Gründen der Unterschied zwischen beiden Konversionsfaktoren bei etwa 20% lag. Denkbar ist, dass die Abweichungen auf Fehler in der Messdurchführung zurückzuführen sind. Ebenso realistisch ist es, dass bei den entsprechenden Geräten die Strahlenfelder nicht der bei der Berechnung von $DLP_{f(0)}$ angenommenen Rechteckform entsprechen.

Zu 3:

An einem Typ von C-Bogengerät (Cios Spin; Geräte Nr. 8 und 9 in Tabelle 4), und einem Typ Angiographiegerät (Infinix; Geräte Nr. 6 und 7 in Tabelle 4), war es möglich, zwei jeweils annähernd baugleiche CBCT-Geräte zu vergleichen. Bei den beiden Kopfprotokollen unterschieden sich die k -Faktoren um 4% bzw. 15%, bei dem Körperprotokoll betrug die Differenz 11%.

Zu 4:

Über einen großen Teil des Projektes wurden die Strahlspektren einzig anhand von drei Messpunkten aus einer Messung im ungeschwächten Strahl sowie zwei Messungen mit unterschiedlich dicken Kupferplättchen bestimmt. Es zeigte sich bei wiederholt untersuchten CBCT-Geräten, dass aus diesem Ansatz eine relevante Unsicherheit mit Abweichungen in den ermittelten HWD von mehr als 20% resultierte. Nachdem zahlreiche der Korrekturfaktoren deutlich vom Strahlspektrum abhängen, ist dieses als Hauptunsicherheitsquelle anzusehen. Gegen Projektende wurde daher ein Ansatz verfolgt, bei dem unter Verwendung von Al-Platten mindestens sechs Stützpunkte gemessen wurden. Der zeitliche Mehraufwand für diesen Ansatz ist gering. Die Unsicherheit der so ermittelten HWD-Werte wird mit 5% abgeschätzt (s. Abschnitt 5.4.1). Bei einer Überführung der Resultate in eine praktische Anwendung ist darauf zu achten, dass dieser Unsicherheitseinfluss berücksichtigt wird.

Zu 5:

Zur Ermittlung der Unsicherheit der Kollimation wurden zum einen Messungen verglichen, in denen anhand des CTDI-Phantoms die Kollimation zu unterschiedlichen Zeitpunkten bestimmt wurde und zudem die Abweichung zwischen den mit dem Prüfkörper nach DIN 6868-3 bestimmten Werte von denen, die mit dem CTDI-Phantom bestimmt wurden.

Es zeigte sich, dass die Abweichungen in x- und z-Richtung sehr ähnlich waren. Die an unterschiedlichen Messtagen ermittelten Kollimationen unterschieden sich im Mittel um 1,3 %, bei einem Maximalwert von 3,2%. Der Unterschied der mit den beiden unabhängigen Methoden ermittelten Kollimationen beträgt im Mittel 1,4% mit einem Maximalwert von 3,8%.

Aufgrund der durchgeführten Untersuchungen wird die relative Unsicherheit von $k_{f(0)}$ sowie $k_{300\text{mm}}$ für Kopfprotokolle mit 7,5% und für Körperprotokolle mit 15% angenommen. Die Unsicherheit resultiert im Wesentlichen daraus, dass für die CBCT-Geräte, die nicht direkt im Zugriff am Klinikum Braunschweig sind, keine nachträgliche, verbesserte Bestimmung der HWD und der darauf aufbauenden Korrekturfaktoren möglich war. Bei einem optimierten Verfahren sind Unsicherheiten von 5% für das Kopf- und 10% für das Körperphantom anzunehmen.

Für die berechneten Mittelwerte k werden anhand der aktuellen Messungen als Unsicherheiten 5% bzw. 11% angenommen. Aufgrund der Arbeiten zu Nr. 4 wird als Unsicherheit für die Bestimmung der Halbwertschichtdicke einheitlich 0,5 mm Al angenommen.

5.2.2 Messungen an CT-Geräten

5.2.2.1 Messungen für den Ansatz des direkten Vergleichs der technischen Messgrößen

An den CT-Geräten wurden die in Tabelle 7 aufgeführten Parameter variiert und die Auswirkungen auf die Konversionsfaktoren k betrachtet.

Tabelle 7: Liste der betrachteten Untersuchungsparameter

Gerät	Röhrensannung	Formfilter	Nominelle Kollimation
GE Optima CT 660	80 kV, 100 kV, 120 kV, 140 kV	head, large body	20 mm, 40 mm
Canon Aquilion ONE	80 kV, 120 kV	S, L, LL	16 mm, 32 mm

Die Messgrößen zur Bestimmung des DFP und DLP können nicht bei einer einzelnen Exposition ermittelt werden. Es wurden wiederholte Expositionen unter Verwendung identischer Untersuchungsparameter durchgeführt und daraus k wie folgt berechnet:

$$k = \frac{\text{DFP}}{\text{DLP}} = \frac{K_a \cdot d_x \cdot d_z}{\text{CTDI}_{\text{vol}} \cdot d_{z,\text{nom}}} \quad (11)$$

Die Luftkerma K_a wurde mit einer Farmerkammer des Typs RadCal RC10x6-0.6 im Isozentrum bei einer Umdrehung der Röhre gemessen.

Das CTDI_{vol} wurde mit dem dreifachen CTDI-Prüfkörper unter denselben Aufnahmeparametern wie bei der Bestimmung der Luftkerma gemessen.

Die effektive Kollimation orthogonal zur Patientenlängsachse d_x wurde aus der relativen Dosisverteilung hinter dem Formfilter bestimmt. Hierzu musste die Dosisverteilung in x-Richtung im Isozentrum gemessen werden. Die Intensitätsverteilung wurde mit Hilfe der COBRA-Methode, wie in [22] beschrieben, ermittelt. Bei diesem Ansatz wurde eine Farmer-Ionisationskammer des Typs Radcal RC10x6-0.6 zwischen Gantry und Isozentrum platziert und der zeitliche Dosisverlauf bei einer Umdrehung der Röhre aufgenommen. Während dieser Umdrehung sieht der Detektor den Formfilter zeitlich aufgelöst aus verschiedenen Winkeln. Die zeitliche Änderung des Messsignals wurde mit einem in der PTB entwickelten Programm in einen winkelabhängigen Dosisverlauf hinter dem Formfilter umgerechnet. Unter Annahme vernachlässigbarer Luftschwächung wurde daraus mit Hilfe des bekannten Abstandes zwischen dem Röntgenfokus und dem Isozentrum das räumliche Dosisprofil berechnet (s. Abbildung 14).

Im nächsten Schritt wird mit Hilfe eines Python-Skriptes die Fläche A unter der Kurve nach Abzug des Untergrundes berechnet. Der Untergrund wird aus einem Bereich genügend weit entfernt von $x = 0$ abgeschätzt. Das Maximum der Kurve D_{max} wird in einem genügend großen Bereich nahe bei $x = 0$ gemittelt. Die effektive Breite d_x berechnet sich aus dem Rechteck mit der Fläche A und Höhe D_{max} :

$$d_x = \frac{A}{D_{\text{max}}} \quad (12)$$

Die effektive Kollimation parallel zur Patientenlängsachse d_z wurde aus den Messwerten einer 100 mm-Stabkammer des Typs PTW TM30017 (Messgröße: Dosislängenprodukt) und einer Farmerkammer des Typs RadCal RC0.6 (Messgröße: Einfallsdosis) berechnet. Die Luftkerma im Isozentrum K_a und das Dosislängenprodukt frei in Luft DLP_{air} werden jeweils bei einer Umdrehung der Röhre gemessen und durcheinander geteilt, woraus sich die Kollimation im Isozentrum ergibt:

$$d_z = \frac{\text{DLP}_{\text{air}}}{K_a} \quad (13)$$

Die nominelle Kollimation in z-Richtung $d_{z,\text{nom}}$ ergibt sich aus den Einstellungen im verwendeten Untersuchungsprogramm.

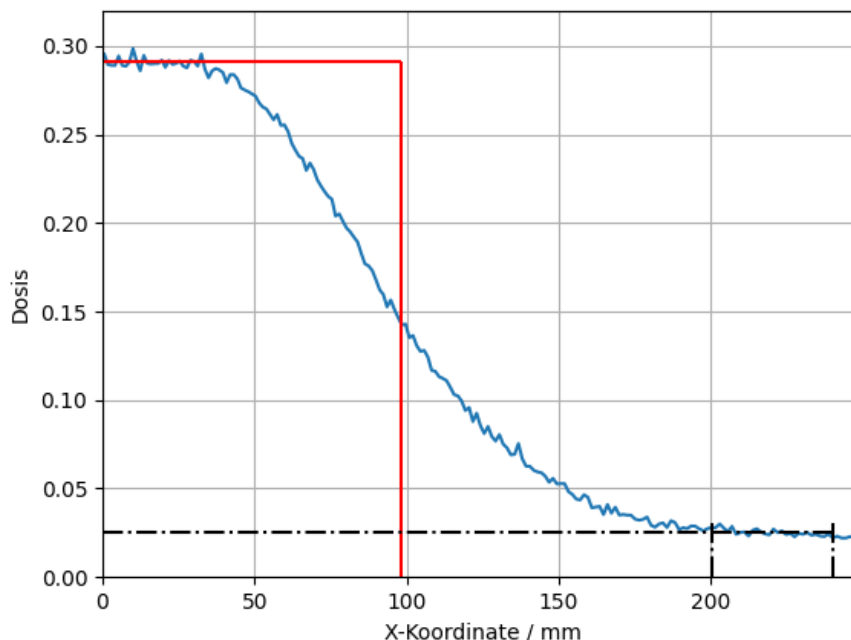


Abbildung 14: Bestimmung der effektiven Kollimation d_x am CT: Aus der Dosisverteilung hinter dem Formfilter (blau) Bestimmung des Maximums und Untergrundes (gestrichelt). Danach Anpassung einer Rechteckfunktion (in rot) mit derselben Fläche unter der Kurve.

Im Unterschied zur Auswertung der Messungen an CBCT-Geräten (s. 5.2.1.2) wurden die Korrekturfaktoren an den CT-Geräten nicht auf 16 cm für das Kopf- bzw. 32 cm für das Körperphantom normiert. Der Hintergrund hierfür ist, dass durch die bei CT-Geräten verwendeten Formfilter die Dosisverteilung orthogonal zur Patientenlängsachse stark nichtlinear ist.

5.2.2.2 Unsicherheit für den Ansatz des direkten Vergleichs der technischen Messgrößen am CT

Die Unsicherheitsbeiträge sind in Tabelle 8 angegeben. Sie ergeben sich durch Fehlerfortpflanzung aus den Unsicherheiten für CTDI, K_a , d_x und d_z .

Die Unsicherheit für den CTDI berechnet sich aus den folgenden Größen:

- Die Kalibrierung der Stabkammer wurde an der PTB in den Strahlungsqualitäten RQT8, RQT9 und RQT10 durchgeführt und mit einer entsprechenden Unsicherheit versehen, die identisch ist für Kalibrierungen von Kundengeräten.
- Die Strahlungsqualität bei den Untersuchungen unterscheidet sich von der Referenzstrahlungsqualität der Kalibrierung. Die Unterschiede im Kalibrierfaktor wurden konservativ abgeschätzt, indem zwischen den Kalibrierpunkten interpoliert wurde.
- Die Reproduzierbarkeit bezieht sich auf einen vollständigen Neuaufbau der Messanordnung, und wurde einmalig am Optima 660 durchgeführt.
- Die Unsicherheit für Temperatur und Dichte ist konservativ abgeschätzt. Sie ist klein, da Messwerte durch einen Temperatur- und Dichtesensor erhoben und die Messwerte entsprechend korrigiert wurden.
- Die Unsicherheiten der x- und z-Kollimationen ergeben sich aus den Messverfahren und sind im Fall von d_z von der Kalibrierung der Stab- und der Farmerkammer dominiert. Im Fall von d_x berechnet sich die Unsicherheit aus der Unsicherheit der Bestimmung der Fläche, des Maximums und des Untergrundes des Dosisprofils.

Die Gesamtunsicherheit u_{ges} beträgt 2,8 %.

Tabelle 8: Unsicherheitsbudget der Bestimmung der Konversionsfaktoren mit Hilfe des messtechnischen Ansatzes an den CT-Geräten.

Messgröße	Unsicherheitsbeitrag	$u(k=1) / \%$
CTDI	Kalibrierung	0,75
	Extrapolation zur Strahlungsqualität der Messung	0,13
	Reproduzierbarkeit	0,2
	Temperatur und Dichte	0,2
	u_{CTDI}	1,4
K_a	Kalibrierung	0,4
	Extrapolation zur Strahlungsqualität der Messung	0,13
	Reproduzierbarkeit	0,2
	Temperatur und Dichte	0,2
	u_{K_a}	1,4
d_z	u_{d_z}	1,0
d_x	u_{d_x}	1,5
	u_{ges}	2,8

5.2.2.3 Ermittlung der Inputparameter für die Simulation

Die technischen Parameter zur Simulation von CT-Geräten wurden entsprechend eines Messverfahrens nach [22] ermittelt:

1. Bestimmung des Röntgenspektrums: Ein ungefiltertes Wolfram-Spektrum mit derselben Röntgenröhrenspannung und demselben Anodenwinkel wie das entsprechend dem Untersuchungsprogramm an dem betrachteten CT-Gerät verwendete wurde mit dem Programm SpekCalc, Windows release 1.1, [23] erzeugt und rechnerisch mit Aluminium gefiltert. Die Schwächungskurve des rechnerisch gefilterten Spektrums wurde mit einer am betrachteten CT-Gerät gemessenen Schwächungskurve verglichen. Die Differenz wurde durch Variation der berechneten Aluminium-Filterung minimiert. Das Spektrum mit minimaler Differenz entspricht dem Aluminium äquivalenten Spektrum.
2. Bestimmung des Formfilters: Es wurde eine winkelabhängige Dosisverteilung hinter dem Formfilter mit Hilfe der COBRA-Methode aufgenommen. Das gemäß 1. bestimmte Spektrum wurde mit zusätzlichen Aluminium-Filtern für jede Winkelposition belegt, bis die berechnete Schwächung der gemessenen Schwächung entsprach. Siehe hierzu auch Abschnitt 5.2.2.1.
3. Bestimmung der experimentellen Kollimation in z-Richtung: Messung des DLP mit einer Stabkammer und der Luftkerma K_a mit einer Farmerkammer bei einer Umdrehung bei identischen Expositionsparametern. Die Kollimation in z-Richtung berechnet sich als $d_z = DLP/K_a$. Siehe hierzu auch Abschnitt 5.2.2.1.
4. Entnahme des Fokus-Isozentrum-Abstands aus den Spezifikationen des CT-Gerätes.

Die technischen Parameter zur Simulation von CBCT-Geräten wurden wie folgt ermittelt:

1. Bestimmung des Röntgenspektrums: aus Vergleich zwischen Rechnung und Schwächungsmessungen entsprechend Abschnitt 5.2.1.1
2. Kollimation in x-Richtung d_x (orthogonal zur Patientenlängsachse), im Isozentrum: Bestimmung mit Hilfe dreier unabhängiger Messverfahren, s. Abschnitt 5.2.1.1
3. Kollimation in z-Richtung d_z (parallel zur Patientenlängsachse), im Isozentrum: Bestimmung mit Hilfe dreier unabhängiger Messverfahren, s. Abschnitt 5.2.1.1
4. Entnahme des Fokus-Isozentrum-Abstands aus den Spezifikationen des CT-Gerätes.
5. Startwinkel der Drehung: aus dem betrachteten Aufnahmeprotokoll entnommen
6. Drehwinkel: aus dem betrachteten Aufnahmeprotokoll entnommen

5.3 Durchführung der Simulationen

Die Simulationen wurden mit einer nominellen Kollimation von 16 mm bei dem Aquilion ONE beziehungsweise 20 mm am Optima 660 durchgeführt. Bei den Spiralscans wurde ein Pitch von 1 verwendet. Es wurde über den nominellen Scanbereich hinaus jeweils eine halbe Drehung zusätzlich an beiden Seiten angenommen, um das Overranging bei realen CT-Untersuchungen zu berücksichtigen.

5.3.1 Das Simulationskonzept

Es wurden, wie in Abschnitt 4.4.2 vorgestellt, zwei unterschiedliche Ansätze bei den Simulationsrechnungen verfolgt. Im ersten Ansatz wurden analog zum messtechnischen Ansatz Dosismessgrößen unter Annahme eines exponierten dreifachen CTDI-Prüfkörpers bestimmt. Hiermit war es möglich, den Parameterraum der Messungen zu erweitern und Messergebnisse zu verallgemeinern (vgl. Abschnitt 4.4.2.1). In einem zweiten Ansatz wurde die Dosisverteilung in einem anthropomorphen Voxelpantom betrachtet. Durch die Einbeziehung von Organdosiswerten ist eine Kopplung der technischen Dosisindizes über das mit der Untersuchung verbundene Gesundheitsrisiko möglich (vgl. Abschnitt 4.4.2.2).

Die Simulationen wurden mit dem Programm ImpactMC in der Version 1.6.1 durchgeführt. ImpactMC berechnet 3D-Dosisverteilungen von CT- und CBCT-Untersuchungen mit Hilfe von Monte-Carlo Algorithmen. Als Input benötigt es Aufnahmen des betrachteten Objektes im DICOM-Format sowie gerätespezifische Parameter. Weiterhin werden gerätespezifisch Angaben zu den Expositionsparametern benötigt.

5.3.2 Simulation von CTDI-Prüfkörpern

5.3.2.1 Methodik

Die Simulationen der CTDI-Prüfkörper erfolgten unter Annahme eines stehenden Tisches, entsprechend der Durchführung von CTDI-Messungen an CT-Geräten. Analog zum rein messtechnischen Ansatz wurden Konversionsfaktoren k direkt über die Berechnung der messtechnischen Größen berechnet:

$$k = \frac{DFP}{DLP} = \frac{K_a \cdot d_x \cdot d_z}{DLP} \quad (14)$$

Die Größe K_a steht für die Luftkerma frei in Luft bei einer Umdrehung der Röhre, d_x und d_z für die effektive Kollimation in x- bzw. z-Richtung. Sie ergeben sich aus messtechnisch gewonnenen Eingabeparametern. Die Dosisverteilung in der Aufnahme der CTDI-Prüfkörper wurde unter Verwendung des $CTDI_{300}$ -Konzeptes simuliert (s. Abbildung 15). Um eine Konsistenz zu den messtechnischen Arbeiten sowie den publizierten DRW zu wahren, wurden die Daten danach genauso wie bei den Messungen, s. Abschnitt 5.2.1.1, in das $CTDI_{100}$ Konzept konvertiert. Die Aufnahme in Abbildung 15 wurde am Optima 660 erstellt, wobei der Tisch analog zur Methode in Abschnitt 5.3.3.2 separat eingefügt und angepasst wurde.

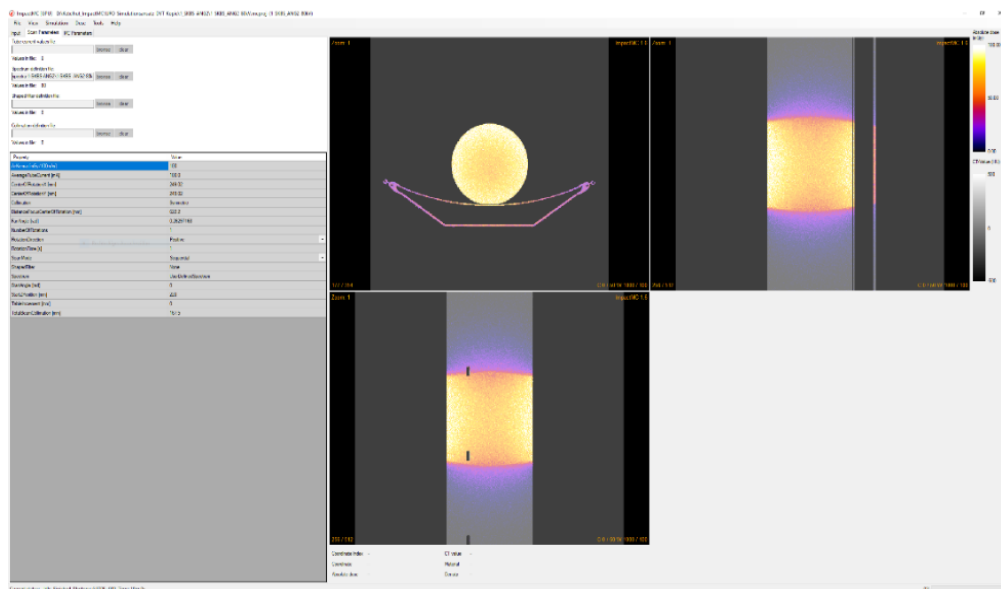


Abbildung 15: Screenshot der Simulation am dreifachen CTDI-Phantom, durchgeführt mit dem Programm ImpactMC, Version 1.6.1.

Im Fall der CT-Geräte liefern die Simulationen im Vergleich zu den Messungen kaum relevant weitere Informationen. Sie wurden deshalb nicht durchgeführt. Im Fall der CBCT-Geräte liefern die Simulationen hingegen einen Mehrwert zu den Messungen, da Parameter einzeln verändert und der resultierende Einfluss bewertet werden können. Erst durch die Simulationen kann mit vertretbarem Aufwand getestet werden, wie robust der Ansatz ist. Im Rahmen des Vorhabens wurde der Einfluss von Variationen des Röntgenspektrums (Röntgenröhrenspannung und Filtration) untersucht.

5.3.2.2 Durchführung

Es wurden Simulationen für das Allura Xper, Artis Zee EC, Cios Spin und Viso G7 CBCT-Gerät (Geräte Nr. 1, 3, 8 und 12 in Tabelle 4) durchgeführt. Die benötigten Eingabedaten sind in 5.3.3.2 ausführlich beschrieben.

Die Filterung der CBCT-Spektren wurden entsprechend Abschnitt 5.2.1.1 auf Grundlage von Schwächungsmessungen ermittelt. Die Spektren wurden auf Grundlage dieser Werte mit SpekPy, Version 2.0 berechnet.

Wegen der teils großen Ausblendung in z-Richtung wurden Simulationen des CTDI₃₀₀ am dreifachen Kopf-Phantom durchgeführt. Wie im Abschnitt 5.2.1.1 beschrieben, wurde für die endgültige Berechnung des Konversionsfaktoren nur eine Ausblendung in x-Richtung von 16 cm betrachtet, da Photonen unter einem größeren Öffnungswinkel nicht zur Dosis im CTDI-Prüfkörper beitragen.

5.3.2.3 Unsicherheit der Konversionsfaktoren aus Simulation der messtechnischen Größen

Für die Bestimmung der Unsicherheit des Konversionsfaktoren wurden Simulationen durchgeführt, in denen einzelne Parameter entsprechend ihrer realistischen Variation verändert wurden, um daraus die Abweichung zum Simulationsergebnis mit Standardparametern zu berechnen. Dafür wurden exemplarisch Untersuchungen unter Verwendung des Artis Zee (Gerät Nr. 3 in Tabelle 5) bei einer Röhrenspannung von 73 kV angenommen. Die Ergebnisse sind in Tabelle 9 zusammengefasst.

Es ergibt sich eine kombinierte Standardunsicherheit von 2,7 % ($k=1$) für die Bestimmung des Konversionsfaktors.

Tabelle 9: Unsicherheitsbudget für die Berechnung des CTDI anhand von Simulationen an einem dreifachen CTDI-Kopfphantom mittels ImpactMC.

Größe	Variation	ui / % (k = 1)
Tischdichte	0,85 g/cm ³ – 1,45 g/cm ³	1,6
Kollimation x	+/- 10 mm	0,2
Kollimation z	+/- 10 mm	0,2
Fokus-Bildempfänger-Abstand	+/- 2 mm	0,0
Filter	+/- 0,1 mm Al +/- 0,01 mm Cu	2,0
Röhrenspannung	+/- 1 kV	0,6
		uges = 2,7 % (k = 1)

5.3.3 Simulation anthropomorpher Voxelfantome

5.3.3.1 Methodik

Im zweiten Simulationsansatz wurden Konversionsfaktoren auf Grundlage des Gesundheitsrisikos durch eine Strahlungsexposition berechnet (vgl. Abschnitt 4.4.2.1). Hierzu wurden durch Simulationsrechnungen zunächst Organdosiswerte und daraus weitergehend unter Verwendung von Gewebewichtungsfaktoren Werte für die effektive Dosis unter Verwendung eines ICRP Standardphantoms nach ICRP-Bericht 110 [24] als exponiertem Körper berechnet (s. Abbildung 16). Die Originalparameter des ICRP-Phantoms wurden mittels eines Python-Skriptes in DICOM-Format zur Nutzung in ImpactMC konvertiert. Das Phantom basiert auf CT-Aufnahmen einer Person, die an Referenzwerte angepasst wurden (Länge 176 cm, Gewicht 73 kg). Die Voxel sind isotrop mit einer Kantenlänge von 8 mm. Die Arme des Phantoms wurden vor den Simulationen händisch entfernt, da sie in typischen CT- und CBCT-Aufnahmen so platziert werden, dass sie außerhalb des Untersuchungsbereiches liegen, in dem Phantom jedoch seitlich neben dem Körper positioniert sind. Die nach der Entfernung der Arme erhaltene Körperform entspricht eher derjenigen, die bei klinischen Untersuchungen auftritt.



Abbildung 16: Screenshot des männlichen Voxelfantoms des ICRP-Berichtes 110. Die Arme wurden entfernt, da sie bei Untersuchungen am Körperstamm im Normalfall über dem Kopf gelagert werden und somit nicht im Strahlengang liegen. Zusätzlich wurde ein Tisch eingefügt, dessen Dichte gerätespezifisch angepasst wurde.

Das ICRP-Phantom ist ein Körper ohne eine zugehörige Patientenlagerungshilfe. Diese ist bei CT- und den meisten CBCT-Untersuchungen jedoch ebenso präsent und im Strahlengang enthalten. Es wurde daher vor den Simulationen zusätzlich ein Patientenlagerungstisch eingefügt. Die Parameter wurden anhand einer Aufnahme des Tisches des Optima 660 an der PTB ermittelt. Der Tisch wurde in den DICOM-Daten unterhalb des Phantoms positioniert. Dem Tisch wurde ein fester HU-Wert zugewiesen, so dass in ImpactMC ein dediziertes Material zugeordnet werden konnte. Dazu wurden typische Werte einer Karbonfaser gewählt, also 70 Vol% Kohlenstoff und 30 Vol% einer Kunststoffverbindung. Als Kunststoffverbindung wurde der Einfachheit halber Polyethylen (PE) gewählt, statt der wohl gängigen Epoxidharze unbekannter Zusammensetzung. Der Unterschied in der Berechnung des Konversionsfaktors wurde als unerheblich angenommen. Die Form des Tisches wurde bei den unterschiedlichen realen CT- und CBCT-Geräten nicht geändert. Die Dichte des Tisches wurde jedoch an die anhand der Messung der Tischschwächung bei den Geräten vorgefundenen Gegebenheiten angepasst. Dieser Wert wurde mit der rechnerischen Schwächung des Tisches in der Aufnahme verglichen und die Dichte angepasst, bis die Schwächung mit der gemessenen Schwächung übereinstimmte. Der in der Simulation eines konkreten CBCT-Gerätes verwendete Tisch kann, genauso wie bei den Messungen, nur als exemplarisch angenommen werden. Auf dem Markt sind Tische unterschiedlicher Form und Schwächung verfügbar, die vielfach frei mit Röntgengeräten kombiniert werden können. Es zeigte sich jedoch, dass die Schwächungswerte der unterschiedlichen im Rahmen der Messungen beobachteten Patientenlagerungen ähnlich waren.

Die Berücksichtigung unterschiedlicher CBCT-Geräte ermöglicht es, den Einfluss verschiedener Expositionsparameter, Trajektorien und Geometrien, und die dabei hervorgerufenen Variationen in den Konversionsfaktoren zu betrachten. In den Berechnungen wurden für jedes Einzelgerät die dort möglichen Untersuchungsregionen mit den dazugehörigen Untersuchungsparametern betrachtet. Die jeweils resultierende effektive Dosis E und die vom Gerät verwendete Standarddosisgröße wurden berechnet. Als Standarddosisgröße wurde das DFP für CBCT-Geräte und für Computertomographen das DLP verwendet. Es ergeben sich für die CT- und CBCT-Geräte damit folgende Konversionsfaktoren:

$$k_{\text{CBCT}} = \frac{E_{\text{CBCT}}}{\text{DFP}} \quad (15)$$

$$k_{\text{CT}} = \frac{E_{\text{CT}}}{\text{DLP}} \quad (16)$$

Unter der Annahme, dass sich E und DFP bzw. DLP linear mit der applizierten Fokusbildung verhalten, sind die Konversionsfaktoren k_{CBCT} und k_{CT} bei unterschiedlichen Untersuchungen, die sich nur in der Fokusbildung unterscheiden, konstant. Skaliert man dann die Brüche in (15) und (16) so, dass $E_{\text{CBCT}} = E_{\text{CT}}$ gilt und setzt die Bestimmungsgleichung für E_{CT} in (15) ein, ergibt sich der Umrechnungsfaktor von DLP in DFP als:

$$k = \frac{\text{DFP}}{\text{DLP}} = \frac{k_{\text{CT}}}{k_{\text{CBCT}}} \quad (17)$$

Die Konversionsfaktoren werden jeweils für Paare von CT- und CBCT-Geräten für jede Untersuchungsregion und die dazugehörigen Untersuchungsparameter einzeln berechnet.

Für diesen Ansatz ist zu beachten, dass die Gleichsetzung der effektiven Dosen $E_{\text{CBCT}} = E_{\text{CT}}$ dazu führt, dass die Umwandlung von DFP in E für das CBCT-Gerät, und die Umwandlung von E in DLP für das CT-Gerät durchgeführt werden. Damit wird ein DFP-Wert bei Untersuchung an einem CBCT-Gerät in einen zur Untersuchungsregion gehörenden DLP-Wert an einem CT-Gerät umgewandelt, der zu einer identischen effektiven Dosis führt. Hierin unterscheidet sich dieser Ansatz von demjenigen bei der Überführung der Dosisindizes auf der Basis technischer Parameter, bei denen jeweils die Umrechnung nicht geräteübergreifend sondern für ein konkretes Gerät vorgenommen wird.

5.3.3.2 Durchführung

Für die Simulationen am anthropomorphen Phantom wurde, wie bereits erwähnt, das männliche Voxelphantom aus dem ICRP Report 110 [24] verwendet. In diesem Phantom wurden aufgrund der betrachteten klinischen Protokolle acht typische Untersuchungsregionen identifiziert, die in Tabelle 10 aufgelistet sowie in Abbildung 17 bildlich dargestellt sind. Zur Berechnung der effektiven Dosis wurden Gewebewichtungsfaktoren aus dem ICRP-Bericht 103 [25] zugrunde gelegt.

Tabelle 10: Scanbereiche des ICRP-Phantoms gemäß ICRP-Bericht 110. Gesamtlänge des Phantoms 176 cm.

ID	Körperbereich	Beginn des Bereiches / mm	Ende des Bereiches / mm
1	Hirnschädel	1624	1760
2	Gesichtsschädel	1552	1704
3	Nasennebenhöhlen	1608	1704
4	Halswirbelsäule	1472	1632
5	Thorax	1272	1496
6	Oberes Abdomen	1080	1328
7	Lendenwirbelsäule	1016	1280
8	Becken	856	1088

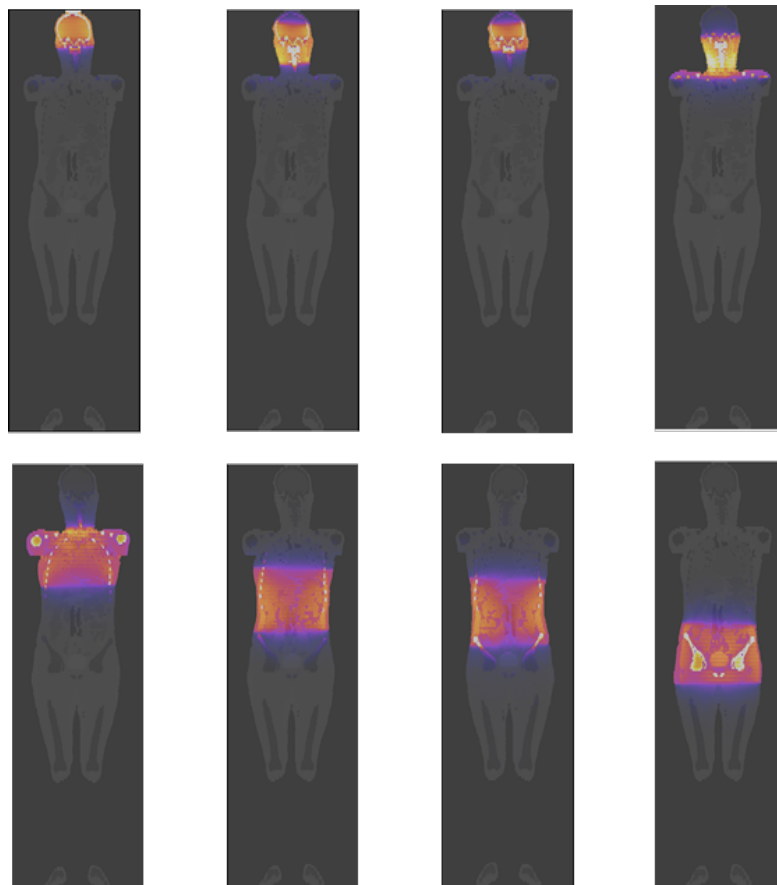


Abbildung 17: Bildliche Darstellung der in den Simulationen berücksichtigten Untersuchungsbereiche; oben: die Untersuchungsbereiche 1-4, unten: die Untersuchungsbereiche 5-8

Die Simulationen wurden für neun CBCT-Geräte und zwei CT-Geräte durchgeführt, die auch im messtechnischen Ansatz, s. Abschnitt 5.1.2, betrachtet wurden. Bei den CBCT-Geräten handelt es sich um die Angiographie- bzw. Kardiologiegeräte Allura Xper, Azurion 7, Artis Zee EC (large detector) und Infinix (Nr. 1 bis 3 und 6 in Tabelle 4), die C-Bogengeräte Cios Spin und Vision RFD3D (Nr. 8 und 11 in Tabelle 5) und die Dental- bzw. HNO-CBCT-Geräte Viso G7 und VeraviewEpocs R100 (Nr. 12 und 13 in Tabelle 4). Zudem wurde das Multitom Rax (Nr. 14 in Tabelle 4) als Spezialsystem berücksichtigt. An CT-Geräten wurden das Optima 660 und das Aquilion ONE betrachtet.

Die geometrischen Eingabeparameter für die zu untersuchenden Geräte sind in Tabelle 11 zusammengefasst. Bei dem Azurion und Artis Zee wurden jeweils zwei Untersuchungsprotokolle betrachtet. Für das Artis Zee wurde zusätzlich ein weiteres Röntgenspektrum für die Aufnahme des Hirnschädels simuliert, da dieses durch die Standardprogrammierung des Herstellers bereitgestellt werden kann. Um den Einfluss von Variationen der Belichtungsautomatik auf die Konversionsfaktoren abzuschätzen, wurden die CBCT-Simulationen mit Spektren mit einer Röhrenspannung von ± 15 kV wiederholt. Die Simulationen der CT-Geräte wurden einheitlich mit 120 kV durchgeführt.

Der Scanbereich 1 (Hirnschädel) nach Tabelle 10 hat eine Breite von 136 mm und ist damit kleiner als die z-Kollimation der meisten CBCT-Geräte. Der Anteil der Strahlung, der kopfseitig (cranial) des Phantoms auftritt, trägt nicht zur Patientenexposition und damit zur effektiven Dosis bei. Er wurde deshalb auch für die Berechnung des DFP nicht berücksichtigt. Für dieses Untersuchungsprotokoll wurde die Ausblendung in z-Richtung am oberen Ende des Phantoms abgeschnitten. Hierdurch verringert sich der DFP-Wert gegenüber der unkorrigierten Simulation. Zusätzlich wurde das DFP für die Untersuchungsbereiche am Kopf (Bereiche 1-4 in Tabelle 10) für eine feste Scanbreite in x-Richtung (orthogonal zur Patientenachse) von 16 cm berechnet. Das entspricht ungefähr dem Durchmesser des Kopfes. Durch diese Anpassung bleibt der Anteil der Strahlung unberücksichtigt, der den Kopf lateral nicht trifft und damit ebenso nicht zur effektiven

Tabelle 11: Liste der innerhalb der Simulationen betrachteten Geräte und der geometrischen Eingabeparameter. Die Winkel stehen für die Röhrenpositionen relativ zur Null-Position. Diese ist definiert als mittlere Position unterhalb des untersuchten Objekts mit Strahlrichtung nach oben. Die Drehrichtung ist positiv, wenn sich die Röhre von den Füßen aus gesehen im Uhrzeigersinn dreht.

Hersteller	Gerät	SID / mm	d_x / mm	d_z / mm	Startwinkel / °	Drehwinkel / °
Siemens	Cios Spin	622	173	173	-90	187
Ziehm	Vision RFD3D	760	214	214	-119	165
Philips	Allura XPer	810	259	200	-120	210
Philips	Azurion	810	258	199	-107	210
Philips	Azurion	810	258	199	42	-210
Canon	Infinix	700	199	199	-101	200
Siemens	Artis Zee (large detector)	750	231	180	-99	198
Planmeca	Viso G7	474	165	165	-45	225
Morita	Veraviewepocs	345	86	91	-66	171
Siemens	Multitom Rax	790	271	273	75	177

Dosis beiträgt. Diese Betrachtung erfolgt analog zum messtechnischen Ansatz, der in Abschnitt 5.2.1.1 beschrieben ist. Aufgrund von Limitationen des für die Simulation verwendeten Programms wurden die Simulationen des Hirnschädels ohne die Annahme einer gegenüber der Patientenachse gekippten Strahlachse durchgeführt. Bei CBCT-Geräten entspricht das der normalen Aufnahmegeometrie. Bei CT-Geräten würden Untersuchungen des Hirnschädels jedoch im Regelfall mit einer gegenüber der Patientenachse gekippten Gantry durchgeführt. Durch die bei den Simulationen verwendete Geometrie kommt es zu einer erhöhten Exposition der Augenlinsen sowie von weiteren Organen des Gesichtsschädels.

5.3.3.3 Unsicherheit der Konversionsfaktoren

Die Unsicherheit der CBCT-Simulationen wurden exemplarisch am Artis Zee bestimmt, für den sowohl Kopf- als auch Rumpf-Untersuchungen möglich waren. Die Unsicherheit ergibt sich aus der Änderung der Konversionsfaktoren bei Variation der Eingangsparameter. Simulationen hierzu wurden für die Untersuchungsbereiche 1 (Hirnschädel) und 6 (oberes Abdomen) in Tabelle 10 durchgeführt. Die variierten Eingangsparameter und die sich daraus ergebende Unsicherheit sind in Tabelle 12 aufgelistet.

Tabelle 12 Unsicherheitsbudget für die Berechnung von E/DLP .

Eingangsgröße	Variationsbereich	ui / % (Untersuchungsbereich 1, U = 73 kV)	ui / % (Untersuchungsbereich 6, U=125 kV)
Tischdichte	0,85 g/cm ³ – 1,45 g/cm ³	1,87	1,56
Kollimation x	+/- 10 mm	2,68	4,05
Kollimation z	+/- 10 mm	6,17	5,55
SID	+/- 2 mm	0,24	0,10
Filter	+/- 0,1 mm Al +/- 0,01 mm Cu	2,88	2,16
Röhrenspannung	+/- 1 kV	1,08	0,34
		uges = 7,635 %	uges = 7,380 %

Die Unsicherheit der Simulationen von CT-Untersuchungen wurde aus [22] übernommen, in der beide in dieser Studie berücksichtigten CT-Geräte ebenso betrachtet wurden. In [22] wird eine Unsicherheit von 3,1% für axiale Scans und 8,0 % für helikale Scans angenommen, wodurch sich eine Gesamtunsicherheit von E/DLP von 8.6 % ergibt.

Damit ergibt sich eine Gesamtunsicherheit des Konversionsfaktoren k für die Simulation des Ansatzes über die effektive Dosis von 11,5 %.

5.4 Bestimmung der Röntgenspektren und Ermittlung von Korrekturfaktoren

Für die Durchführung der Simulationsrechnungen sowie für die Auswertung der Messungen ist es wesentlich, die von den Röntgengeräten verwendeten Spektren möglichst präzise zu kennen. Ausgehend von den jeweiligen Spektren wurden für unterschiedliche Messaufbauten Korrekturfaktoren ermittelt und in der Aufarbeitung der Messwerte angewandt. In den folgenden Unterpunkten werden die Schritte zur Ermittlung der Spektren sowie der Korrekturfaktoren dargestellt.

5.4.1 Bestimmung der Spektren

Die Röntgenspektren an den CBCT Geräten wurden über Schwächungsmessungen bezüglich der Luftkermaleistung bestimmt. Diese Messungen wurden mit der fast energieunabhängigen Farmer-Kammer durchgeführt. Dazu wurde an dem jeweils betrachteten CBCT-Gerät eine feste Röhrenspannung U_0 eingestellt. Mit Hilfe von geeigneten Plättchen aus Kupfer oder Aluminium ergeben sich experimentell relative Schwächungswerte $R(d)_{\text{exp}}$ mit

$$R(d)_{\text{exp}} = \dot{K}_a(0)_{\text{exp}} / \dot{K}_a(d)_{\text{exp}} \quad (18)$$

für die verwendeten Dicken d , wobei $\dot{K}_a(0)_{\text{exp}}$ die ungeschwächte und $\dot{K}_a(d)_{\text{exp}}$ die durch ein Metallplättchen der Dicke d geschwächte Luftkermaleistung darstellt. Für die weiteren Arbeiten wurde ein ungefiltertes Röntgenspektrum einer Wolfram-Anode mit dem aus den technischen Unterlagen des CBCT-Gerätes bekannten Anodenwinkel verwendet. Die hierzu verwendeten Spektren wurden aus verfügbaren Messungen der PTB an den an der PTB vorhandenen Kalibrieranlagen oder aus Simulationen mit dem Programm SpekPy genommen. Das ungefilterte Spektrum wurde rechnerisch mit Aluminium oder einer Kombination aus Aluminium und Kupfer gefiltert. Hierbei wurde sich als Ausgangswert an den gemäß der technischen Spezifikation des jeweiligen Gerätes vorhandenen Filtern orientiert. Für das so gefilterte Spektrum wurde mit dem PTB eigenen Programm namens „specman“ das simulierte Schwächungsverhältnis

$$R(d)_{\text{exp}} = \dot{K}_a(0)_{\text{exp}} / \dot{K}_a(d)_{\text{exp}} \quad (19)$$

für alle verwendeten Dicken berechnet. In einem letzten Schritt wurden die Filterdicken so lange variiert, bis der Betrag der Summe der Differenzen an allen Materialdicken aus Experiment und Simulation ein Minimum zeigt:

$$\text{Min } \sum_d |R(d)_{\text{exp}} - R(d)_{\text{sim}}| \quad (20)$$

Das auf diese Weise gewonnene Röntgenspektrum wurde weitergehend für Simulationen sowie zur Auswertung der Messwerte des jeweiligen CBCT Gerätes verwendet.

Anfänglich wurden nur zwei unterschiedliche Cu-Dicken von 0,21 mm und 0,42 mm für diese Prozedur verwendet in der Annahme, dass die erreichte Genauigkeit ausreichend ist. Es stellte sich leider erst kurz vor Ende des Vorhabens heraus, dass die relativen Unsicherheiten der Halbwertschichtdicken der nach diesem Vorgehen ermittelten Spektren bis zu 20% betragen konnten. Der Grund hierfür ist, dass die Schwächung der verwendeten Röntgenstrahlungen durch 0,21 mm Cu schon sehr groß war (zum Teil mehr als 50%) und nur zwei Messpunkte für die Anpassung von simulierten an gemessene Werte augenscheinlich für die Erreichung kleinerer Unsicherheiten unzureichend sind. Deshalb wurden zum Ende des Projektes hin weitere Schwächungsmessungen mit 6 Aluminiumplättchen der nominellen Dicken 0,5 mm, 1 mm, 2 mm, 3 mm, 6 mm und 10 mm an den zu diesem Zeitpunkt noch verfügbaren Anlagen durchgeführt. Da nun 6 Werte für die Anpassung der simulierten an die gemessenen Werte zur Verfügung standen und zudem der abgedeckte Bereich der Schwächungskurve vergrößert war, reduzierte sich die relative Unsicherheit der Halbwertschichtdicken auf ca. 5%.

5.4.2 Berechnung von Korrekturfaktoren für die Bestimmung der Umrechnungsfaktoren

Für die unterschiedlichen zur Messung verwendeten Geometrien an den CBCT Geräten war es erforderlich, eine Reihe von Korrekturfaktoren zu berechnen, die es ermöglichen, aus den jeweiligen unter bestimmten Bedingungen gemessenen Größen das gewichtete CTDI₁₀₀ für das Körper- oder Kopfphantom zu ermitteln.

Der sogenannte Phantomfaktor P ist definiert als das Verhältnis des gewichteten CTDI_{w,100} zu dem CTDI_{air} frei in Luft:

$$P = \frac{CTDI_{w,100}}{CTDI_{\text{air}}} \quad (21)$$

Entsprechende Phantomfaktoren für unterschiedliche Messgeometrien wurden mit der Monte Carlo Methode berechnet. Im Einzelnen wurden folgende Faktoren bestimmt:

P_H, P_B, P_{10} Phantomfaktoren für Head, Body, 10 cm $\varnothing$ Phantom

P_{HB} Phantomfaktor "head in body"

Der Phantomfaktor P_{HB} ermöglicht es bei einer Messung auf der Zentralachse des CTDI-Prüfkörpers sowie in den vier Bohrungen des Kopfteils auf den Messwert zu schließen, der erhalten wird, wenn anstelle der vier Bohrungen im Kopfteil die vier Bohrungen im Bereich des Körperphantoms bei vollständiger Überstrahlung des Phantoms verwendet werden.

Weiterhin wurden Faktoren ermittelt, die es ermöglichen, die gewichteten CTDI-Werte für das Kopf- und Körperphantom zu berechnen, wenn die Messungen nur in der zentralen Position des Prüfkörpers durchgeführt werden:

$P_{wc,H}$ und $P_{wc,B}$ Verhältnis gewichteter CTDI zur Dosis auf der Zentralachse für Head (H) und Body (B).

Alle phantombezogenen Umrechnungsfaktoren wurden mit dem EGSnrc user code „dosepp“ berechnet. Mit Hilfe dieses Programms lassen sich $CTDI_{air}$ und $CTDI_w$ für CTDI-Prüfkörper mit unterschiedlichen Durchmessern berechnen. Es können beliebige Photonenfluenzspektren als Quellen verwendet werden. Die Kollimation (in z- und x-Richtung) kann variiert werden.

Die Ergebnisse der berechneten Faktoren für alle im Rahmen des Vorhabens verwendeten Spektren sind in einer umfassenden Tabelle zusammengefasst. Im Folgenden wird kurz die in den Monte Carlo Simulationen verwendete Geometrie und die Berechnung der $CTDI_w$ -Werte beschrieben.

5.4.2.1 Bestrahlungsgeometrie

Die bei den durchgeführten Simulationen verwendete Geometrie ist schematisch in Abbildung 18 dargestellt. Ein Fächerstrahl trifft auf den zylindrischen CTDI-Prüfkörper senkrecht zu dessen zentraler Achse. Die punktförmige Photonenquelle, entsprechend dem Fokus der Röntgenröhre, befindet sich in einem Abstand von 50 cm zur Prüfkörperzentralachse. Die Höhe des Fächerstrahls in der Schnittebene der Prüfkörperzentralachse, entsprechend der Strahlausdehnung längs der Symmetrieachse des Prüfkörpers (z-Richtung) beträgt 10 mm. Die Breite des Fächerstrahls orthogonal zur z-Richtung wurde so gewählt, dass der volle Durchmesser des Prüfkörpers im Strahl liegt (s. Abbildung 18 / links). Formfilter wurden bei den Simulationen nicht berücksichtigt, da Formfilter bei CBCT-Geräten im Unterschied zu CT-Geräten nicht verwendet werden.

Auf der zentralen Achse des Phantoms befinden sich eine und in der Peripherie insgesamt 16 zylindrische Regionen mit einer Länge von 100 mm und einem Durchmesser von 6 mm. Diese Zylinder simulieren die in den CTDI-Prüfkörpern positionierten CT-Kammern. In der Simulation werden diese Regionen mit Luft der Dichte 1 g/cm^3 gefüllt. Diese Dichte wurde gewählt, um die Effizienz der Berechnung der deponierten

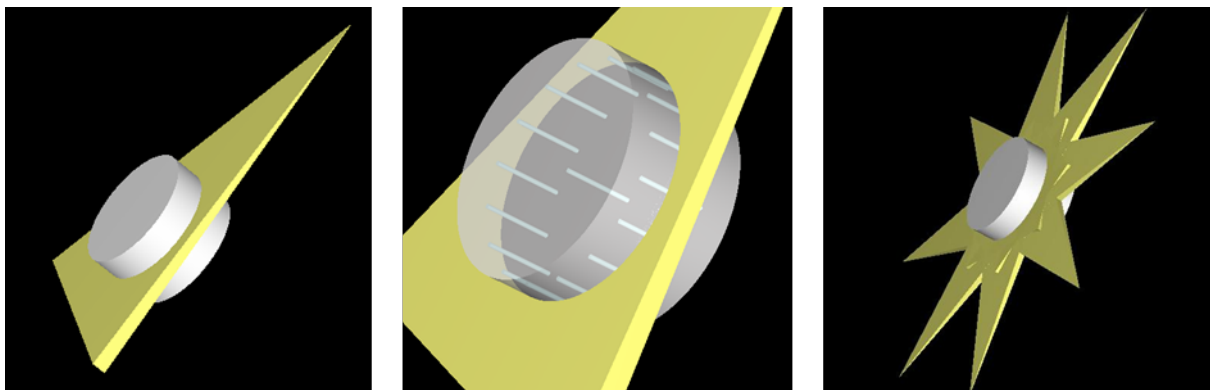


Abbildung 18: Räumliche Darstellung der Bestrahlungsgeometrie der Simulationsrechnungen. Linkes Bild: Ein „Fächerstrahl“ trifft auf den zylindrischen CTDI-Prüfkörper. Mittleres Bild: Vergrößerung des transparent dargestellten CTDI-Prüfkörpers mit den 17 berücksichtigten Positionen für die CT-Kammern. Rechtes Bild: Bestrahlung des zylindrischen CTDI Prüfkörpers mit Fächerstrahlen aus 8 verschiedenen Richtungen. Die Bilder wurden mit dem Programm „egs_view“ erzeugt.

Energie in den Kammern zu erhöhen und in etwa die gleichen Streuverhältnisse wie im Plexiglas zu haben. In der Peripherie der CTDI-Prüfkörper wurden insgesamt 16 CT Kammern simuliert, deren Achsen parallel zur Symmetrieachse des CTDI-Prüfkörpers verlaufen. Die Positionen der Achsen dieser Kammern sind auf einem Kreis um die zentrale Achse des CTDI-Prüfkörpers angeordnet. Der Winkelabstand der Kammerpositionen beträgt 22,5° (s. Abbildung 18 / Mitte). In den Simulationen wurden 16 Fächerstrahlen verwendet, deren Quellpunkte auf einem Kreis mit einem Radius von 50 cm um die zentrale Achse des CTDI-Prüfkörpers angeordnet waren. Der Winkelabstand der Quellen beträgt gleichermaßen 22,5° (s. Abbildung 18 / rechts, wobei in dem Bild zur besseren Visualisierung nur 8 Fächerstrahlen gezeigt sind, deren Quellpunkte um 45° gegeneinander versetzt sind). Die 16 Quellpunkte sind ausreichend, um eine komplette Strahlerrotation um das Phantom zu simulieren.

5.4.2.2 Berechnung des CTDI_w aus den Simulationen

An realen CT-Geräten wird der CTDI für eine 360°-Strahlerrotation gemessen. Dabei befindet sich jeweils nur eine CT Kammer in der zentralen Position oder an einer von vier um 90° versetzten Positionen in der Peripherie des verwendeten CTDI-Prüfkörpers. Der Wert der Dosis in der Peripherie fließt als Mittelwert der gemessenen Dosen der vier peripheren Kammerpositionen in den CTDI_w ein. In der Simulation wurden gleichzeitig die Dosiswerte der zentralen und der 16 peripheren Kammern berechnet. Bei Verwendung von einer Kammer auf der zentralen Achse und 16 Kammern in der Peripherie ergibt sich:

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_c + \frac{2}{3} \cdot \frac{1}{16} \cdot \sum CTDI_p \quad (22)$$

wobei $\sum CTDI_p$ die Summe der deponierten Energien in allen 16 Kammern ist. Die deponierte Energiedosis in den simulierten Kammern ist direkt proportional zum gemessenen Luftkermalängenprodukt. Der Mittelwert der Dosis aus den 16 Positionen der peripheren Kammern, die gleichzeitig mit den oben beschriebenen 16 Fächerstrahlen aus verschiedenen Richtungen bestrahlt werden, entspricht in guter Näherung dem Mittelwert der peripheren Positionen für eine komplette Strahlerrotation.

Mit Hilfe des beschriebenen Programms wurde auch der Einfluss einer unvollständigen Überstrahlung des „Head in Body“ Phantoms für drei repräsentative Spektren berechnet. Dazu wurde der Phantomfaktor P_{HB} als Funktion der Ausblendung in x-Richtung berechnet. Die Ergebnisse sind in Tabelle 6 gezeigt.

5.4.3 Das Verhältnis CTDI₁₀₀ zu CTDI₃₀₀

Das Verhältnis CTDI₁₀₀ zu CTDI₃₀₀ wurde für die 80 kV, 100 kV, 120 kV und 150 kV Spektren des Optima 660 Computertomographen berechnet. Die Berechnungen wurden nach der in [26] vorgestellten Methode durchgeführt. Dazu wurden zunächst die sogenannten „Dose spread functions (DSF)“ mit der Monte Carlo Methode EGSnrc für einen 40 cm langen CTDI-Prüfkörper und eine z-Ausblendung von 1 mm bestimmt. Die DSF können dann numerisch mit einem gewählten „Pitchfaktor“ von 1 überlagert werden. Auf diese Weise lassen sich Dosisprofile in dem CTDI-Prüfkörper für jede beliebige z-Ausblendung erzeugen. Rechnungen wurden durchgeführt für das Kopf- und Körperphantom. Die Ergebnisse sind in Tabelle 13 dargestellt.

Es ist bemerkenswert, dass die Werte nahezu unabhängig von der Strahlungsqualität sind und im Mittel 0,86 für das Kopf- und 0,79 für das Körperphantom betragen.

5.4.4 Einfache Betrachtung zur Berechnung des Verhältnisses von DFP zu DLP

Die Abbildung 19 zeigt einen Fächerstrahl der Breite Δz und Länge L_x der in der üblichen CT-Geometrie auf einen CTDI-Prüfkörper fällt.

Das Verhältnis k , von DFP und DLP nach dem CTDI₁₀₀ Konzept berechnet sich in einfachster Näherung aus dem folgenden Zusammenhang:

$$k = \frac{DFP}{DLP} \approx \frac{CTDI_{100,air} \cdot \Delta z \cdot L_x}{CTDI_{100,w} \cdot \Delta z} = \frac{L_x}{P_{100}} \quad (23)$$

Tabelle 13: Das Verhältnis $CTDI_{100}$ zu $CTDI_{300}$ für 80 kV, 100 kV, 120 kV und 150 kV, aufgeschlüsselt nach Beiträgen der zentralen (c) und peripheren (p) Positionen im Prüfkörper.

	Kopfphantom		Körperphantom	
	$CTDI_{100,300}$	$CTDI_{w,100,300}$	$CTDI_{100,300}$	$CTDI_{w,100,300}$
80c	0,8	0,87	0,6	0,80
80p	0,9		0,9	
100c	0,78	0,85	0,6	0,79
100p	0,89		0,88	
120c	0,78	0,85	0,59	0,78
120p	0,88		0,87	
150c	0,77	0,84	0,58	0,77
150p	0,88		0,86	
Mittelwert		0,856		0,788

Dabei ist $CTDI_{100,air}$ das $CTDI_{100}$ frei in Luft auf der Zentralachse, $CTDI_{100,w}$ das gewichtete $CTDI_{100}$ und P_{100} der sogenannte Phantomfaktor, definiert als $P_{100} = \frac{CTDI_{100,w}}{CTDI_{100,air}}$.

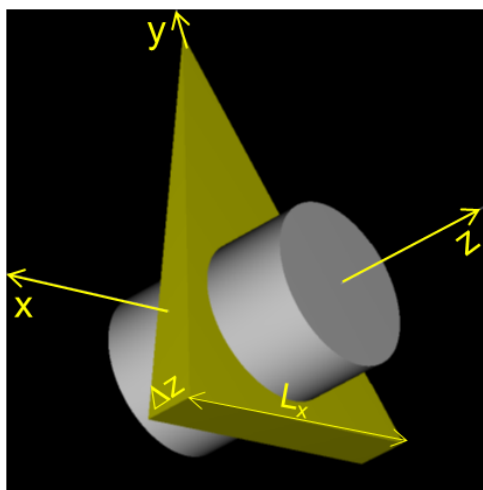


Abbildung 19: Ein „Fächerstrahl“ trifft auf den zylindrischen CTDI Prüfkörper

$P_{100,H}$ und $P_{100,B}$ als Phantomfaktoren für das Kopf- und Körperphantom wurden mit dem in Abschnitt 5.4.2 beschriebenen Programm berechnet. Als effektive Länge L_x in der Rechnung wurde der Durchmesser des Kopf- bzw. Körperphantoms gewählt. Die Berechnungen wurden für alle in dem Projekt verwendeten Spektren durchgeführt. Die Ergebnisse wurden dann als Funktion der Aluminium-Halbwertschichtdicken (HWD) der Spektren aufgetragen. Es zeigte sich, dass K_{100} sehr gut durch ein Polynom zweiten Grades angenähert werden kann (s. Abbildung 20).

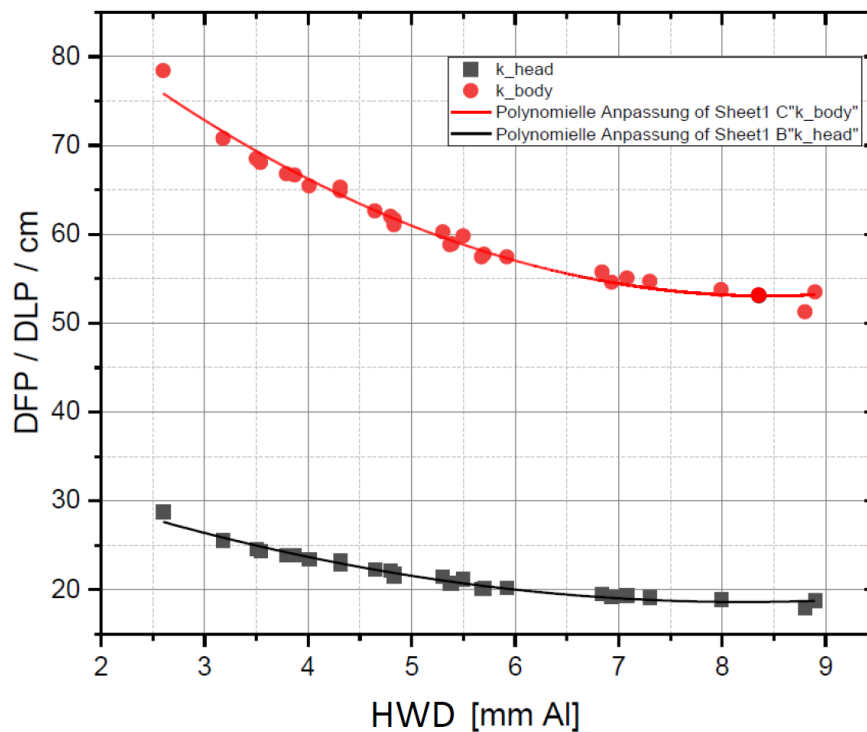


Abbildung 20: Das Verhältnis DFP / DLP für das Kopf- und Körperphantom als Funktion der Al-Halbwertschichtdicke (HWD) der für die Berechnungen verwendeten Spektren. Die durchgezogenen Linien sind eine Anpassung von Polynomen zweiten Grades an die Werte.

5.5 Ermittlung von Konversionsfaktoren

In den folgenden Abschnitten sind Konversionsfaktoren der Dosisgrößen DFP und DLP ineinander dargestellt, die sich aus den Messungen und den unterschiedlichen Simulationsansätzen ergeben. Eine Diskussion der Ergebnisse findet in 5.5.7 statt.

5.5.1 Konversionsfaktoren anhand von Messungen an CBCT-Geräten

Die Konversionsfaktoren, die sich für Messungen am CTDI-Kopfphantom an CBCT-Geräten ergeben, sind in Abbildung 21 zusammenfassend gegen die Halbwertschichtdicke des Röntgenspektrums aufgetragen. In Rot sind die Konversionsfaktoren dargestellt, die sich aus Messungen des DLP_{300} ergeben. In Blau sind entsprechende Werte dargestellt, die auf dem $DLP_{f(0)}$ basieren. Der Mittelwert beider Ergebnisse ist in Grün dargestellt. In wenigen Fällen resultierten aus den Messungen ausschließlich Ergebnisse auf der Basis des $DLP_{f(0)}$. Wenn an einem Röntgengerät wiederholt Messungen durchgeführt wurden, sind diese in der Abbildung nebeneinander aufgeführt. Es zeigte sich gegen Ende des Projektes, dass die Bestimmung des Spektrums mit Hilfe der Kupferplättchen eine größere Unsicherheit nach sich zog, s. hierzu auch Abschnitt 5.4.1. Bei den Röntgengeräten, bei denen eine Bestimmung mit Hilfe der Aluminium-Platten erfolgt ist (vgl. Abschnitt 4.4.1.1), wurde bei der Auswertung ausschließlich die hiermit ermittelte Halbwertschichtdicke berücksichtigt. Die in Abbildung 21 enthaltenen Daten sind in Tabelle 14 tabellarisch aufgeführt.

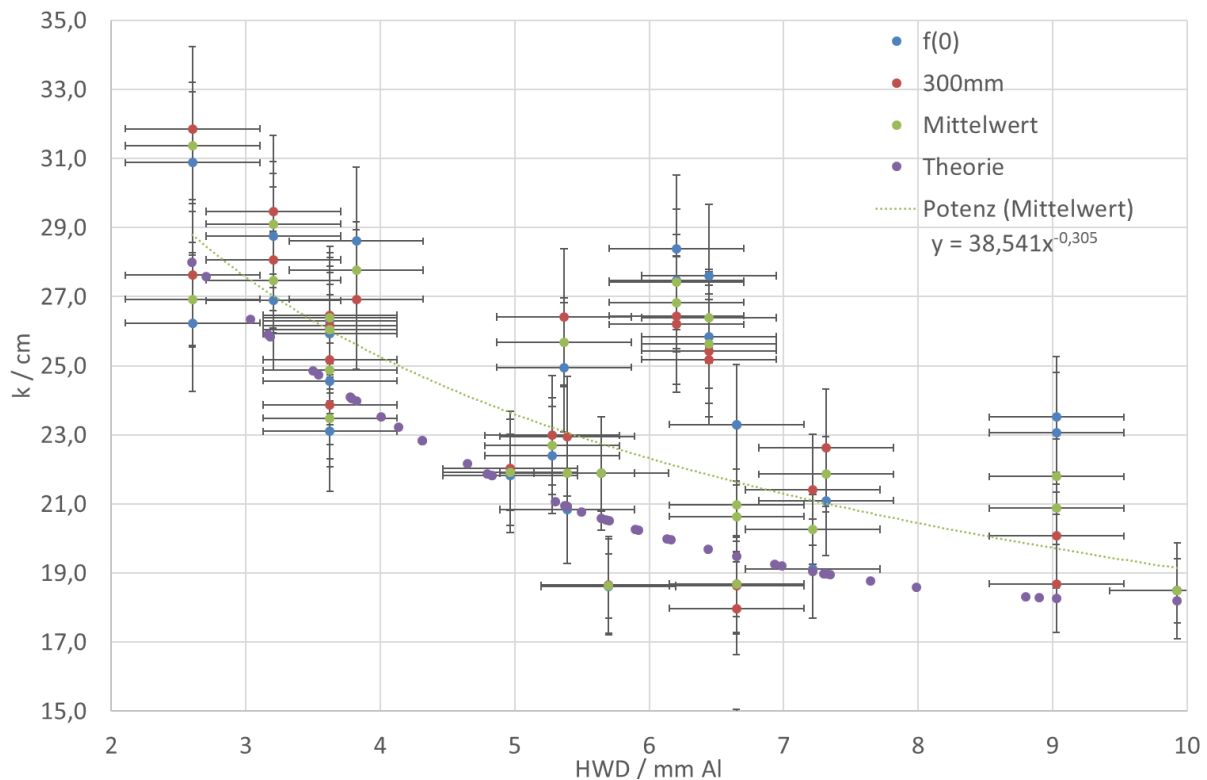


Abbildung 21: Abhängigkeit des Konversionsfaktors k von der Halbwertschichtdicke HWD für Untersuchungen am CTDI-Kopfphantom. In Rot sind die Konversionsfaktoren dargestellt, die sich aus Messungen mit der 300 mm Stabkammer ergeben. In Blau sind entsprechende Werte dargestellt, die auf Messungen von $f(0)$ basieren. Der Mittelwert beider Ergebnisse ist in Grün dargestellt. Neben den Messpunkten ist eine Ausgleichsgrade bzgl. der Mittelwerte als grüne Punkte sowie eine Vorhersage des Verlaufs auf der Basis einfacher theoretischer Überlegungen, vgl. Abschnitt 5.4.4, in violett dargestellt.

In den meisten Fällen liegen die unabhängig bestimmten k -Werte, die sich über $DLP_{f(0)}$ und DLP_{300} ergeben, sehr nahe beieinander. Ausnahmen sind

1. die zweite Messung am Cios Spin (Gerät Nr. 8 in Tabelle 4) – HWD : 6,4 mm Al; Differenz: 10%
2. die Messungen am Viso G7 (Gerät Nr. 12 in Tabelle 4) – HWD : 9,0 mm Al; Differenz: 17% bzw. 23%
3. die Messungen am VeraviewEpocs R100 (Gerät Nr. 13 in Tabelle 4) – HWD : 6,6 mm Al; Differenz: 25% bzw. 30%
4. die Messung im Stehen am Multitom Rax (Gerät 14 in Tabelle 4) – HWD : 7,2 mm Al; Differenz: 11%

Die exakten Ursachen für die erhöhten Abweichungen bei diesen Geräten sind nicht bekannt. Bei den Messungen am Cios Spin und Multitom Rax ist zu erwarten, dass die Abweichungen auf Mängel in der Untersuchungsdurchführung zurückzuführen sind. So waren z.B. die Messungen am anderen Cios Spin (Gerät Nr. 9 in Tabelle 4) sowie die Messungen am Multitom Rax im zweiten Messaufbau unauffällig. Bei dem Viso G7 und dem Veraviewepocs R100 scheint es sich um systematische Unterschiede zu handeln. Es war im Rahmen dieses Vorhabens nicht möglich, die Ursache für die Unterschiede zu ermitteln. Als mögliche Ursache ist zu vermuten, dass der Intensitätsverlauf im Strahlenfeld nicht so gestaltet ist, dass im Isozentrum die mittlere Dosis appliziert wird. Dieses wird jedoch bei der Umrechnung von $f(0)$ zu $DLP_{f(0)}$ angenommen. Es erscheint sinnvoll im Rahmen weitergehender Untersuchungen die Ursache für den Unterschied zu ermitteln. Auffallend ist, dass es sich bei den beiden Geräten mit einem augenscheinlich systematischen Unterschied um Geräte aus dem Dental- bzw. HNO-Bereich handelt. Bei diesen Geräten ist der Fokus-Detektor-Abstand deutlich kürzer als bei den anderen Geräten. Zudem weist der Strahlengang am VeraviewEpocs R100 erkennbar einen Gradienten auf. Der Grund hierfür ist, dass bei diesem Gerät konstruktiv der Brennfleck auf Höhe der Unterkante des Detektors liegt. Bis zur Klärung der Ursachen für die beobachteten Unterschiede sind die Messungen mit der 300 mm-Stabkammer als valider anzusehen, da sie ohne Annahmen über die Dosisverteilung im Strahlungsfeld auskommen. Unter dieser Prämisse stimmen die ermittelten Konversionsfaktoren für die beiden Geräte gut mit der in Abbildung 18 dargestellten theoretischen Erwartung überein.

Tabelle 14: Konversionsfaktoren für Untersuchungen des Kopfes anhand durchgeführter Messungen an CBCT-Geräten

Gerätenummer nach Tabelle 4	Gerät	Untersuchungsprogramm	HWD / mm Al	k(f(0)) / cm	k(300 mm Kammer) / cm	Mittlerer k-Wert / cm
1	Allura Xper (Philips)	Zerebral PropMess H	5,3	22,4	23,0	22,7
			5,0	21,8	22,0	21,9
2	Azurion (Philips)	LQ 30 fps	9,9	18,5		18,5
		3DRA – prop 4s	5,6	21,9		21,9
3	Artis Zee (Siemens)	20 s DCT Head 70 kV	3,2	28,8	29,5	29,1
				26,9	28,1	27,5
		20 s DCT Head 109 kV	3,6	26,3	26,5	26,4
				24,6	25,2	24,9
5	Artis ZeeGo (Siemens)	20 s DCT Head 70 kV	2,6	26,2	27,6	26,9
				30,9	31,9	31,4
		20 s DCT Head 109 kV	3,6	23,1	23,9	23,5
				25,9	26,2	26,1
6	Infinix I (Canon)	Neuro	5,7	20,8	23,0	21,9
7	Infinix II (Canon)	Coiling	5,4	25,0	26,4	25,7
8	Cios Spin I (Siemens)	Ortho Standard 30s	6,4	25,8	25,4	25,6
			6,4	27,6	25,2	26,4
9	Cios Spin II (Siemens)	Ortho Standard 30s	6,2	27,5	26,2	26,8
			6,2	28,4	26,4	27,4
10	Arcadis Orbic (Siemens)	Allgemein	3,8	28,6	26,9	27,8
11	Vision RFD3D (Ziehm)	3D Kopf HQ	5,4	25,0	26,4	25,7
12	Viso G7 (Planmeca)	Sinus	9,0	23,6		23,6
			9,0	23,5	20,1	21,8
			9,0	23,1	18,7	20,9
13	VeraviewEpocs (Morita)	Region Zähne	6,6	23,3	18,0	20,6
		Region NNH	6,6	23,3	18,6	21,0
		Zähne	6,6		18,7	18,7
14	Multitom Rax (Siemens)	Stehend / Head – Spine – knee	7,2	19,1	21,4	20,3
		Liegend / Head table	7,3	21,1	22,6	21,9

Bei zahlreichen CBCT-Geräten gibt es Wiederholungsmessungen oder Vergleichsmessungen an baugleichen Geräten. In den meisten Fällen, liegen die ermittelten Werte zwischen einzelnen Messungen sowie auch geräteübergreifend eng beieinander. Es gibt zwei Ausnahmen:

1. Bei dem Artis ZeeGo (Gerät Nr. 5 in Tabelle 4) - HWD: 2,6 mm Al bzw. 3,6 mm Al, da zwei mögliche Einstellungen existieren, unterscheiden sich die ermittelten k -Werte um 10% - 14%.
2. Im Vergleich der beiden an sich baugleichen Infinix CBCT-Geräte (Geräte Nr. 6 und 7 in Tabelle 4) - HWD: 5,4 mm Al bzw. 5,7 mm Al unterscheiden sich die ermittelten k -Werte um 15%.

Ein Grund für die Abweichungen bei dem Artis ZeeGo ist nicht bekannt und anhand der Messdaten auch nicht nachvollziehbar. Es ist zu vermuten, dass es an einem der beiden Messtage zu einem Fehler im Messaufbau gekommen ist. Alternativ wäre zu vermuten, dass sich in dem Zeitraum von sechs Monaten zwischen beiden Messungen relevante Änderungen am Gerät ereignet haben, die dem Projektteam nicht bekannt sind. Die exakte Ursache müsste über weitere Messungen geprüft werden. Bei den beiden Infinix-Geräten wäre es gleichermaßen wünschenswert, die erhaltenen Resultate zu verifizieren. Sollten sich die Resultate bestätigen, so deutet der festgestellte Unterschied auf mögliche Unterschiede zwischen an sich baugleichen Geräten einer Geräteklasse hin.

Die Konversionsfaktoren, die sich für Messungen am CTDI-Körperphantom ergeben, sind in Abbildung 22 zusammenfassend gegen die Halbwertschichtdicke des Röntgenspektrums dargestellt. Die in Abbildung 22 dargestellten Daten sind in Tabelle 15 tabellarisch aufgelistet. Genauso wie bei den Messungen am CTDI-Kopfphantom wurde die Bestimmung der Konversionsfaktoren für die meisten Geräte mehrfach und über unterschiedliche Herangehensweisen durchgeführt.

Auch zu den Konversionsfaktoren für das Körperphantom gibt es zahlreiche Wiederholungsuntersuchungen sowie Untersuchungen baugleicher Geräte. In den meisten Fällen liegen die hier ermittelten Konversionsfaktoren nur um wenige Prozent auseinander. Größere Abweichungen gibt es bei

1. der Allura Xper (Gerät Nr. 1 in Tabelle 4)- HWD: 6,2 mm Al bzw. 6,7 mm Al; Differenz etwa 20%
2. der Messung mit der 300 mm Messkammer bei den Infinix (Geräte Nr. 6 und 7 in Tabelle 4) – HWD: 4,0 mm Al bzw. 4,1 mm Al; Differenz etwa 22%

Bei der Allura Xper ist zu vermuten, dass zumindest ein Teil der beobachteten Abweichung auf unterschiedlich bestimmte Strahlspektren zurückzuführen ist. Leider liegen für diese Gerät keine Messungen unter Verwendung der Aluminium-Platten vor, die helfen würden, diesen Einfluss zu beseitigen. Bei dem Infinix-Gerät nach Nr. 7 in Tabelle 4 weicht der anhand der Messungen ermittelte Konversionsfaktor anhand der Messung mit der 300 mm-Stabkammer deutlich von den Werten des Infinix-Gerätes nach Nr. 6 sowie den Resultaten ab, die anhand der $f(0)$ -Messungen ermittelt wurden. Es ist zu vermuten, dass hier ein Messfehler aufgetreten ist.

In den meisten Fällen liegen die k -Werte, die sich über $DLP_{f(0)}$ und DLP_{300} ergeben, auch beim CTDI-Körperphantom im Rahmen von 10% beieinander. Es treten jedoch relativ mehr Fälle mit größeren Abweichungen auf:

1. die Messung am Artis Zee (small detector) (Gerät Nr. 4 in Tabelle 4) – HWD: 4,6 mm Al; Differenz: 38%
2. die Messung am Infinix (Gerät Nr. 7 in Tabelle 4) – HWD: 4,0 mm Al; Differenz: 22%
3. die Messung am Cios Spin (Gerät Nr. 8 in Tabelle 4)– HWD: 6,4 mm Al; Differenz: 16%
4. die Messungen am Cios Spin (Gerät Nr. 9 in Tabelle 4)– HWD: 6,1 mm Al; Differenzen: 12% bzw. 15%
5. die Messung mit dem Hüftprotokoll am Vision RFD3D (Gerät Nr. 11 in Tabelle 4)– HWD: 7,3 mm Al; Differenz: 14%

Unabhängig von der Größe der Abweichungen ist zu erkennen, dass bei den Messserien, mit einer größeren Abweichung zwischen den Konversionsfaktoren auf Basis von $DLP_{f(0)}$ und DLP_{300} , der Wert anhand der $f(0)$ Messung der größere ist. Eine Ausnahme bilden die Konversionsfaktoren für das Infinix-Gerät, bei dem, wie

oben bereits ausgeführt, von einem Messfehler ausgegangen werden muss. Dieses ist überraschend. Es wäre eher zu vermuten, dass aufgrund messtechnischer Limitationen oder zum Rand hin in der Intensität abnehmender Strahlungsfelder das mit der 300mm-Kammer gemessene DLP-Signal kleiner ist, was zu einem erhöhten Wert im Konversionsfaktor führen würde. Die konkrete Ursache ist bislang nicht bekannt. Es erscheint sinnvoll, zur Klärung der Ursache weitergehende Messung sowie Simulationen durchzuführen.

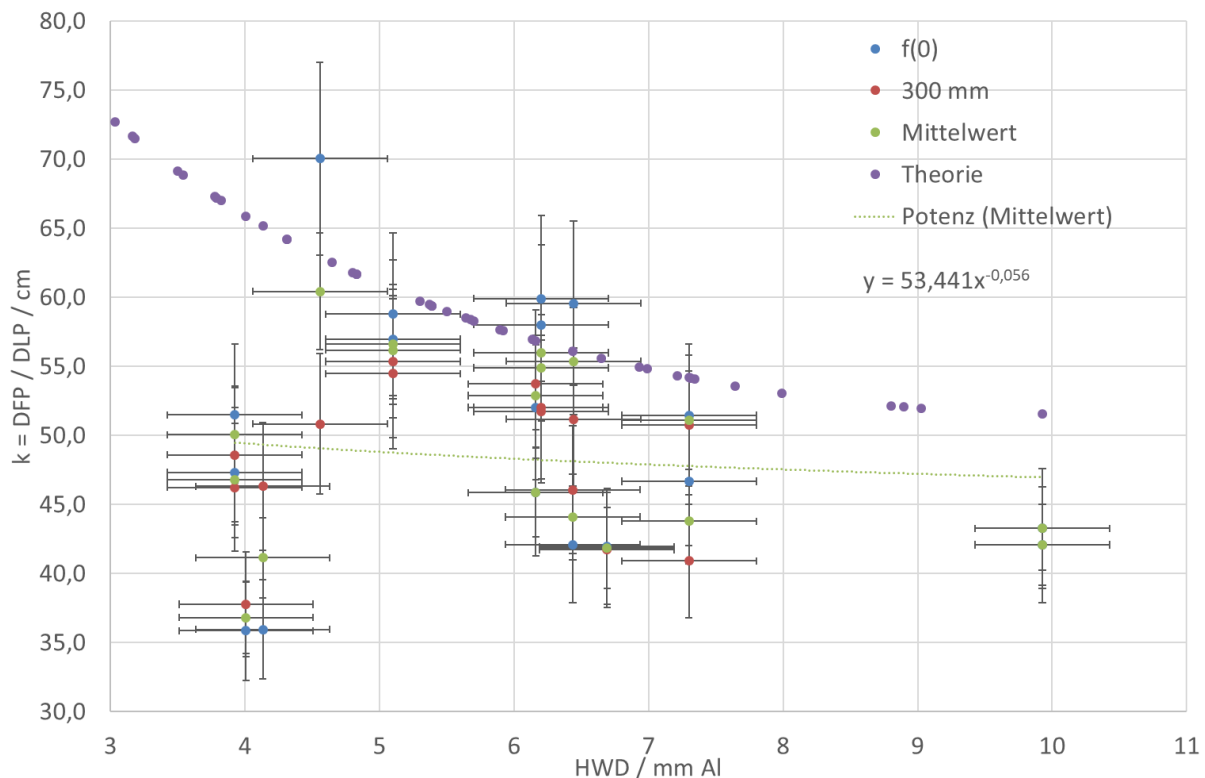


Abbildung 22: Zusammenhang des Konversionsfaktors k und der Halbwertschichtdicke HWD für Untersuchungen am CTDI-Körperphantom. Neben den Messpunkten ist eine Ausgleichsgrade als grüne Punkte sowie eine Vorhersage des Verlaufs auf der Basis einfacher theoretischer Überlegungen, vgl. Abschnitt 5.4.4, in violett dargestellt.

Das Artis Zee (small detector) ist ein CBCT-Gerät mit einem mit 10,8 cm Kantenlänge auffallend kleinen Feld im Isozentrum. Nachdem die drei unabhängigen Messungen, die über $f(0)$ als Kopplungsgröße durchgeführt wurden, weniger als 7% vom Mittelwert abweichen, ist zu vermuten, dass die Messung mit der 300 mm-Stabkammer bei diesem speziellen CBCT-Typen zu Messfehlern geführt hat. Anders schaut es bei den Cios Spin (Geräte Nr. 8 und 9) aus. Die Konversionsfaktoren, die anhand von $f(0)$ bzw. mit der 300 mm-Stabkammer ermittelt wurden, liegen bei jeweils drei vorhandenen Messungen in jeder Gruppe in einem Bereich von weniger als 2% um den jeweiligen Mittelwert. Die beiden Mittelwerte sind jedoch deutlich unterschiedlich. Es ist hier ein gerätespezifischer, systematischer Effekt zu vermuten, der im Rahmen des Vorhabens allerdings nicht aufgedeckt werden konnte. Das Vision RFD3D ermöglicht neben einer annähernd zirkulären Bewegung um das Isozentrum bei dem Protokoll „3D Körperstamm HQ“ eine alternative Aufnahme mit einer stark azentrischen Trajektorie im Programm „3D Hüfte links HQ“. Während bei dem Körperstamm-Protokoll die Konversionsfaktoren anhand von $f(0)$ und der 300 mm-Stabkammer nahezu identische Resultate ergeben, besteht bei dem Hüftprotokoll ein deutlicher Unterschied. Es ist zu vermuten, dass dieser auf die besondere, von anderen Geräten abweichende Trajektorie zurückzuführen ist. Für genauere Informationen sollten Simulationsrechnungen, gestützt durch einzelne Messungen durchgeführt werden.

Tabelle 15: Konversionsfaktoren für Untersuchungen des Körperstamms

Gerätenummer nach Tabelle 4	Gerät	Untersuchungsprogramm	HWD / mm Al	$k(f(0))$ / cm	$k(300 \text{ mm Kammer})$ / cm	Mittlerer k -Wert / cm
1	Allura Xper (Philips)	Abdomen PropMess	6,7	41,9	41,7	41,8
			6,2	52,0	53,7	52,9
2	Azurion (Philips)	Closed Prop HQ 5s	9,9	42,1		42,1
		Open -Prop HQ 5s	9,9	43,3		43,3
		3D RA-Prop 4s	6,2	45,9		45,9
3	Artis Zee (Siemens) – großer Detektor	6s DCT body	5,1	57,0	55,4	56,2
				58,8	54,5	56,6
4	Artis Zee (Siemens) – kleiner Detektor	5s DCT Card	4,6	65,1	47,3	56,2
				62,3		62,3
				69,9		69,9
5	Artis ZeeGo (Siemens)	6s DCT body	3,9	47,3	46,2	46,8
			3,9	51,5	48,6	50,0
6	Infinix I (Canon)	Angio – LCI Fast Abdomen	4,0	35,9	37,8	36,8
7	Infinix II (Canon)	Angio – LCI Fast Abdomen	4,1	35,9	46,3	41,1
8	Cios Spin I (Siemens)	Ortho Standard 30s	6,4	59,6	51,2	55,4
9	Cios Spin II (Siemens)	Ortho Standard 30s	6,2	58,0	51,7	54,9
				59,9	52,0	56,0
11	Vision RFD3D (Ziehm)	3D Körperstamm HQ	7,3	51,5	50,8	51,1
		3D Hüfte Links HQ	7,3	46,7	40,9	43,8
14	Multitom Rax (Siemens)	Stehend / body	6,4	42,1	46,1	44,1

5.5.2 Diskussion der Umrechnungsfaktoren

Im Rahmen dieses Vorhabens wurden nach unserer Kenntnis erstmalig systematisch und in größerem Umfang Konversionsfaktoren zwischen der Dosismessgröße von CBCT-Geräten, DFP, und derjenigen von Computertomographen, DLP, ermittelt. Wie bereits diskutiert wurde, erscheinen an einigen Stellen noch weitergehende Arbeiten sinnvoll. Dennoch lassen sich bereits im aktuellen Stadium einige wesentliche Aussagen tätigen.

Bei den Umrechnungsfaktoren zu Untersuchungen im Kopfbereich ist gut die im Mittel bestehende Abhängigkeit der k -Werte von der Halbwertschichtdicke festzustellen. Der Verlauf lässt sich empirisch unter Annahme eines exponentiellen Zusammenhangs beschreiben. Der weit überwiegende Anteil der Messwerte liegt innerhalb von 15% um den erwarteten Wert. Es gibt jedoch auch einige Ausnahmen:

1. Die Messungen an den Cios Spin (Geräte Nr. 8 und 9 in Tabelle 4)– Differenzen etwa 21%
2. Die Messung an dem Infinix (Gerät Nr. 6 in Tabelle 4) – Differenz: 18%
3. Eine Messung an dem Viso G7 (Gerät Nr. 12 in Tabelle 4)– Differenz: 20%
4. Eine Messung an dem Veraviewepocs R100 (Gerät Nr. 13 in Tabelle 4) – Differenz: 21%

Nachdem die Messwerte bei den beiden betrachteten Cios Spin-Geräte (Geräte Nr. 8 und 9) bei insgesamt vier Messungen systematisch deutlich von der Kurve entfernt liegen, die durch die theoretische Vorhersage aber auch die anderen Messwerte gegeben ist, ist davon auszugehen, dass hier ein systematisches Verhalten besteht. Die Abweichung am Infinix (Gerät Nr. 6) ist auffallend, nachdem bei dem baugleichen Gerät Nr. 7 ein Konversionsfaktor ermittelt wurde, der gut vereinbar mit der Erwartung ist. Bei dem Viso G7 (Gerät Nr. 12) und VeraviewEpocs (Gerät Nr. 13) wurde bereits zuvor die große Differenz zwischen den Konversionsfaktoren angesprochen, die über $f(0)$ bzw. die 300 mm-Stabkammer ermittelt wurden. Dieses wirkt sich auf die Lage des mittleren Konversionskoeffizienten bezogen auf die Erwartungskurve aus. Die Ursache der Differenz zwischen beiden Strängen ist aufzuklären, um hier eine Lösung zu erzielen.

Unabhängig von den festgestellten Abweichungen, die z.T. noch zu klären sind, gilt: Wenn eine Abweichung von 20% toleriert wird, so erscheint es möglich anstelle der Anpassungskurve einen konstanten Wert von $k_{\text{head}}^{\text{CBCT}} = 23,6 \text{ cm}$ zu verwenden. Nur sehr wenige der ermittelten Konversionsfaktoren liegen außerhalb des 20% Intervalls um diesen Wert.

Bei den Konversionsdaten zu Untersuchungen am Körperstamm lässt sich nach aktueller Datenlage nicht entscheiden, ob, wie beim Kopfphantom, eine Abhängigkeit von der Halbwertschichtdicke besteht. Die Daten bei Halbwertschichtdicken oberhalb von 5 mm Al deuten darauf hin. Nachdem die Werte bei niedrigeren Halbwertschichtdicken jedoch auffallend niedrig sind, lässt sich diese Vermutung nicht belegen. Ein größerer Studienumfang könnte hier Aufschluss geben. Zudem wäre es möglich, simulationstechnisch weitere Hinweise zu erhalten.

Es ist auch am Körperphantom möglich, eine erhöhte Unsicherheit von 20% zuzulassen. In dem Fall liegen ebenso fast alle Werte im Intervall um den Mittelwert von $k_{\text{body}}^{\text{CBCT}} = 50,5 \text{ cm}$.

5.5.3 Resultate zu Messungen am O-Arm von Medtronic

An dem Medtronic O-Arm (Gerät Nr. 15 in Tabelle 4) waren nur begrenzt Messungen möglich. Insbesondere war es nicht möglich, sämtliche Daten zu erheben, die erforderlich sind, um einen Konversionsfaktor von DLP zu DFP zu berechnen. Das Gerät zeigt, obwohl es sich um ein CBCT-Gerät handelt, nativ bei Fluoroskopien das DFP jedoch bei allen 3D-Untersuchungen ein DLP an. Es wurde versucht aus dem DLP in der Geräteanzeige virtuell ein DFP zu berechnen. Dieser Ansatz scheiterte allerdings, da an dem Gerät bei den fluoroskopischen Untersuchungen deutlich von den 3D-Aufnahmen abweichende Filtereinstellungen verwendet werden. Es wäre hier erforderlich, weitergehende Messungen durchzuführen, bei denen ein Techniker der Firma vor Ort ist. Dieses war im Rahmen des Vorhabens leider nicht mehr möglich.

Unabhängig von der Einschränkung in der Bestimmung der Konversionsfaktoren war es möglich, Messungen mit dem CTDI-Kopf- und Körperphantom an dem Gerät durchzuführen und die vom Gerät angezeigten DLP-Werte mit den messtechnisch ermittelten zu vergleichen. DLP_{300} sowie $DLP_{f(0)}$ stimmen mit einer Abweichung von maximal 8% mit den am Gerät angezeigten Werten überein. Dieses ist auffallend, da DRW international gemäß dem DLP_{100} -Konzept festgelegt sind und diese Werte um etwa 16% für das CTDI-Kopf- und 21% für das Körperphantom niedriger liegen als die messtechnisch ermittelten Werte DLP_{300} sowie $DLP_{f(0)}$. Die Ursache für die abweichend angezeigten Werte konnte bislang mit dem Hersteller nicht geklärt werden.

5.5.4 Umrechnungsfaktoren anhand von Messungen an CT-Geräten

Die sich anhand der Messungen an CT-Geräten ergebenden Konversionskoeffizienten sind in Abbildung 22 und Abbildung 23 gegen die Halbwertsschichtdicke (HWD) des Spektrums aufgetragen. Für den Optima 660 liegen die Konversionskoeffizienten abhängig von der Halbwertsschichtdicke zwischen 20 cm und 25 cm für das CTDI-Kopf- sowie zwischen 50 cm und 60 cm für das Körperphantom. Sie sinken für steigende HWD leicht ab. Für den Aquilion ONE ordnen sich die Werte in ähnliche Bereiche, zeigen allerdings größere Schwankungen und sind systematisch gegenüber den Konversionsfaktoren des Optima 660 erhöht.

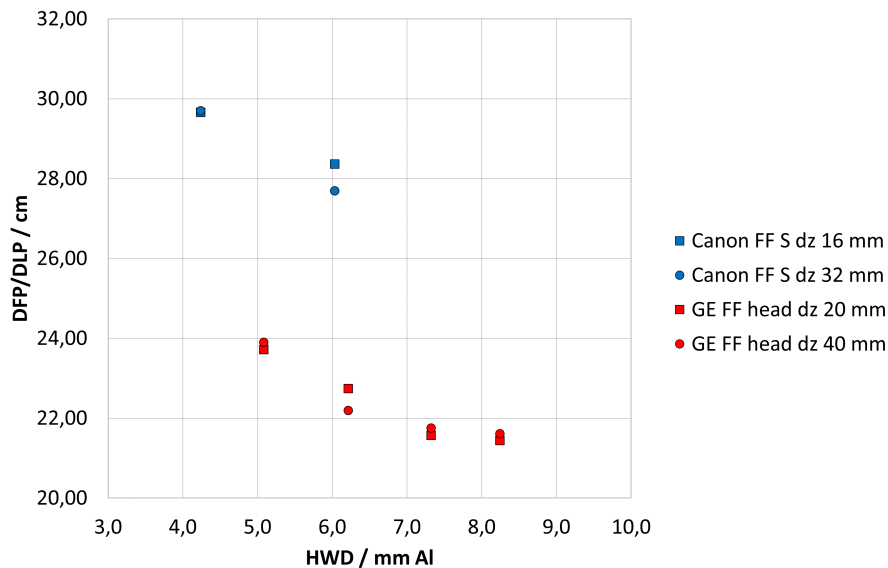


Abbildung 23: Am CTDI-Kopfphantom gemessene Konversionsfaktoren für CT-Geräte der Typen Aquilion ONE und Optima 660, mit entsprechenden Einstellungen für den Formfilter (FF) und bei den Aufnahmen verwendete nominelle z-Ausblendung (dz).

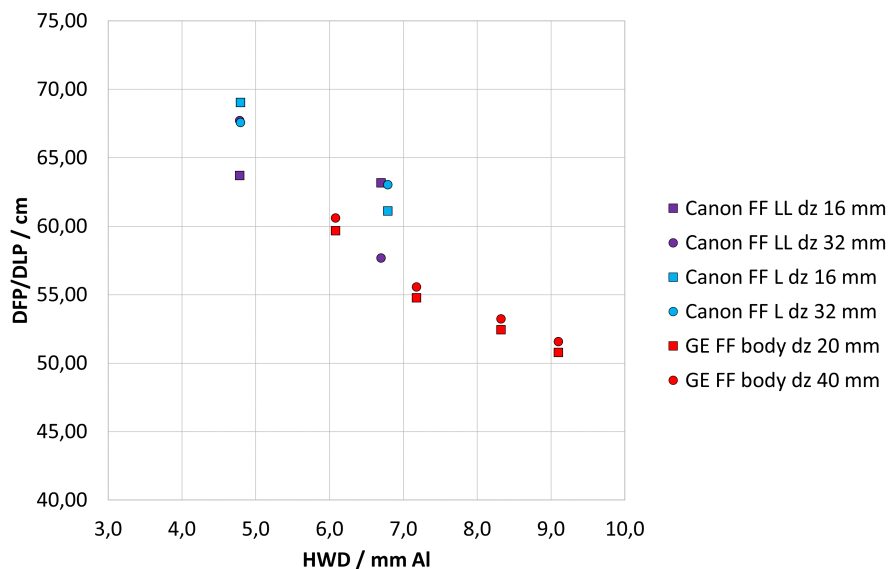


Abbildung 24: Am CTDI-Körperphantom gemessene Konversionsfaktoren für CT-Geräte der Typen Aquilion ONE und Optima 660, mit entsprechenden Einstellungen für den Formfilter (FF) und die bei den Aufnahmen verwendete nominelle z-Ausblendung (dz).

Eine mögliche Erklärung für die Schwankungen kann das allmähliche Anfahren und Abbremsen der Röhre am Aquilion ONE sein, dass wie Messungen zeigen, nicht vollständig reproduzierbar ist. Die Verschiebung der Konversionsfaktoren erklärt sich daraus allerdings nicht. Ein exakter Grund für den Unterschied ist bislang nicht bekannt. Es ist zu vermuten, dass die unterschiedliche Form der Formfilter Einfluss auf die erhaltenen Werte hat. In Abbildung 25 sind für beide Computertomographen die Verläufe der Dosis gegen die Entfernung vom Isozentrum in x-Richtung aufgetragen, die gemäß den in Abschnitt 5.2.2 beschriebenen

Methoden bestimmt wurden. Sie entsprechen faktisch dem Inversen der zugehörigen Formfilter. Der Unterschied der Verläufe der Dosiswerte zwischen beiden Geräten ist insbesondere bei größerer Entfernung vom Isozentrum klar erkennbar. Die Werte der zugehörigen effektiven Kollimation in x-Richtung d_x sind für beide Geräte in Tabelle 16 und Tabelle 17 aufgetragen. Hier ist deutlich zu erkennen, dass sich d_x für Untersuchungen im Kopfbereich zwischen beiden Geräten deutlich unterscheidet. Der größere Wert von d_x am Aquilion ONE führt zu einem größeren DFP und damit in der Folge zu einem größeren Konversionsfaktor. Im Körperstammbereich sind die Werte von d_x beider Geräte ähnlich, was sich in ähnlichen Konversionsfaktoren widerspiegelt.

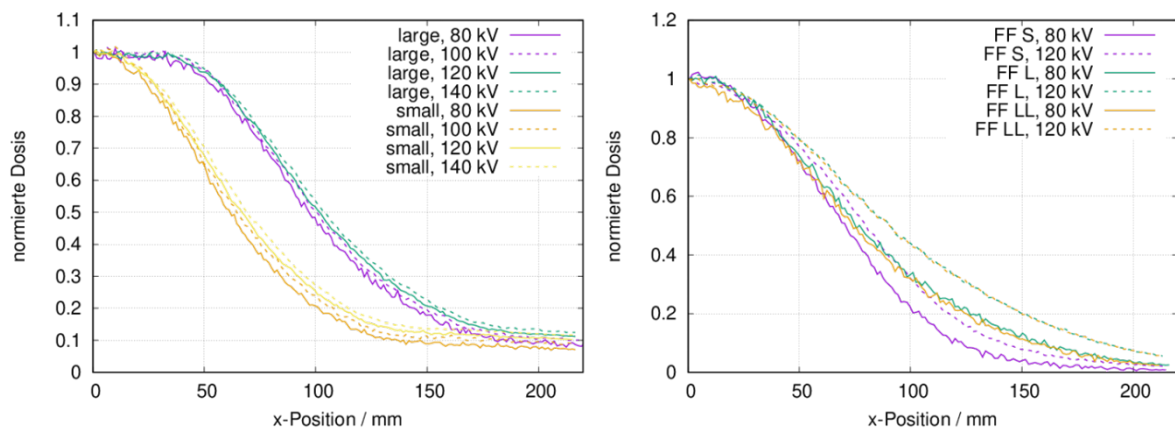


Abbildung 25: Verlauf der normierten Dosis in Abhängigkeit des x-Abstandes vom Isozentrum für unterschiedliche Formfilter für das Optima 660 (links) und das Aquilion ONE (rechts)

Tabelle 16: Werte der effektiven x- Kollimation d_x für unterschiedliche Röhrenspannungen und Formfilter am Optima 660

Röhrenspannung / kV	Formfilterbezeichnung	d_x / mm
80	Small	124,6
100	Small	126,4
120	Small	130,4
80	Large	197,4
100	Large	197,0
120	Large	199,0

Tabelle 17: Werte der effektiven x- Kollimation d_x für unterschiedliche Röhrenspannungen und Formfilter am Aquilion ONE

Röhrenspannung / kV	Formfilterbezeichnung	d_x / mm
80	S	145,9
120	S	170,9
80	L	173,4
120	L	199,3
80	LL	170,9
120	LL	201,0

5.5.4.1 Diskussion der Umrechnungsfaktoren

Die am Optima 660 CT-Gerät gemessenen Konversionsfaktoren stimmen für das Kopfphantom sehr gut mit den Werten überein, die an den CBCT-Geräten gemessen wurden. Dieses zeigt, dass die beiden unterschiedlichen Ansätze konzeptionell zu sehr ähnlichen Ergebnissen führen. Aufgrund des unterschiedlichen Konzeptes bei der Festlegung von d_x und der hierdurch fehlenden Normierung an den CT-Geräten sind die Werte jedoch nicht exakt vergleichbar.

Bei den Untersuchungen am Körperstamm folgen die Ergebnisse an den beiden CT-Geräten der theoretischen Vorhersage. Es besteht jedoch, anders als bei den Untersuchungen am Kopf, eine Abweichung von mehr als 10% zu den Resultaten an den CBCT-Geräten. Es ist zu vermuten, dass die Ursache hierfür in der durch die Formfilter deutlich inhomogenen Exposition der CTDI-Prüfkörper und den hierdurch auch schlecht normierbaren DFP-Werten liegt.

5.5.5 Umrechnungsfaktoren anhand der Simulation technischer Prüfkörper

Simulationen zur Ermittlung von Konversionsfaktoren von DLP zu DFP anhand technischer Dosisgrößen wurden unter Verwendung des CTDI-Kopfphantoms an exemplarischen CBCT-Geräten durchgeführt. Die Geräte decken den Bereich der unterschiedlichen betrachteten Geräteklassen ab. Ausgewählt wurden Geräte der Typen Allura Xper, Artis Zee, Cios Spin und Viso G7 (Geräte Nr. 1, 3, 8 und 12 in Tabelle 4). Bei den Simulationen wurden die Röhrenspannungen zwischen 65 kV und 125 kV in Abständen von 5 kV variiert. Anhand der Simulationsergebnisse wurden, wie in Abschnitt 5.3.2 beschrieben, Konversionsfaktoren für die Geräteeinstellungen berechnet. Die Ergebnisse sind in Abbildung 26 oben dargestellt.

Die für die unterschiedlichen Geräte ermittelten Konversionsfaktoren liegen trotz der teils großen Unterschiede in Kollimation, Spektren und Fokus-Isozentrum-Abstand der CBCT-Geräte nahe beieinander. Die Werte des Planmeca Viso G7 CBCT-Gerätes weichen leicht von denen der anderen drei Geräte ab. Es ist anzunehmen, dass der Offset dadurch zustande kommt, dass bei Untersuchungen am Viso G7 kein Patientenlagerungstisch eingesetzt wird und somit auch bei den Simulationen nicht vorgesehen wurde. Bei dem Gerät handelt es sich um einen Sitzscanner für Untersuchungen des Kopfbereiches. Ohne den Tisch erreicht ein größerer Anteil der Einfallsstrahlung den CTDI-Prüfkörper und infolgedessen wird ein höheres DLP erzielt. Somit ist der Quotient $k = \frac{DFP}{DLP}$ kleiner.

In einer zweiten Simulationsreihe wurde der Einfluss unterschiedlicher Spektren auf die Konversionsfaktoren untersucht. Hierzu wurden die Röhrenspannung und die Dicke der Aluminium- bzw. Kupferfiltration an einem CBCT-Gerät variiert (s. Abbildung 26 / unten). Als exemplarisches Gerät für die Simulationen wurde das Viso G7 verwendet, da hier keine Einflüsse des Patientenlagerungstisches einwirken. Genauso wie bei der ersten Simulationsreihe ist sehr gut die leichte Abhängigkeit der Konversionsfaktoren von der Halbwertschichtdicke des Spektrums zu erkennen.

Damit zeigt sich, dass der Ansatz zur Ermittlung von Konversionsfaktoren über technische Dosisindikatoren für das CTDI-Kopfphantom auch bei Variation der CBCT-Geräte und der Spektren sehr robust ist.

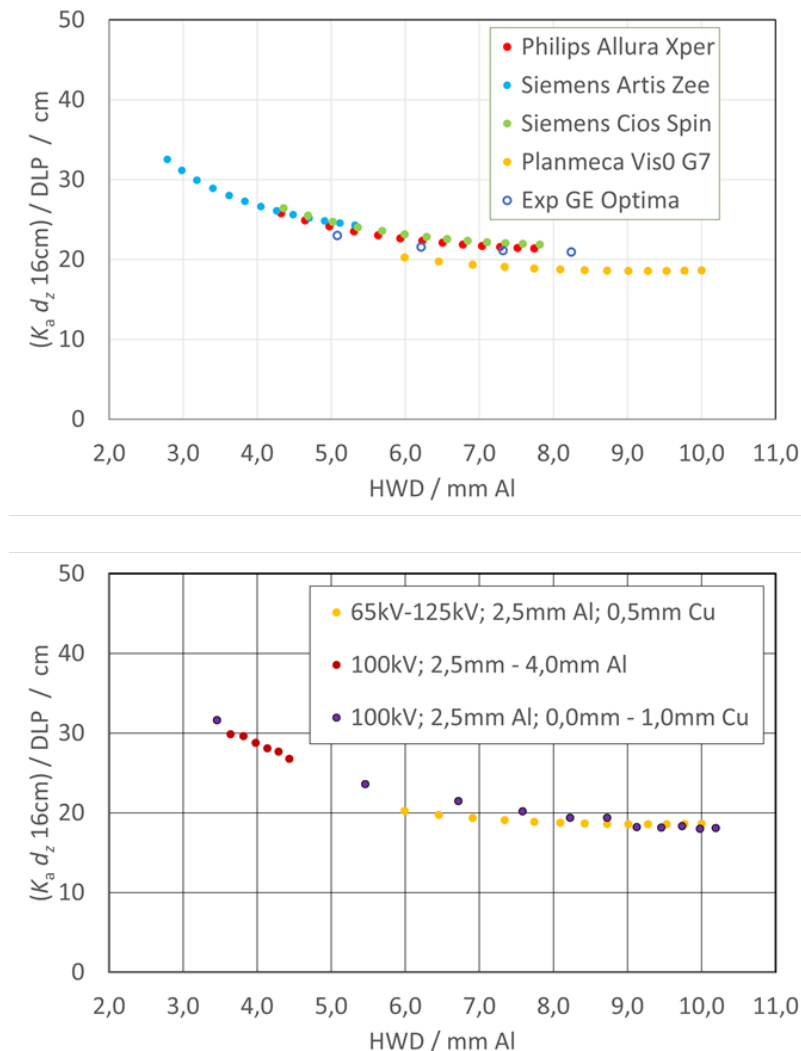


Abbildung 26: Simulationsergebnisse zur Ermittlung von Konversionsfaktoren über technische Dosisgrößen; Oben: Variation der Röhrenspannung bei vier verschiedenen CBCT-Geräten. Zum Vergleich sind die Messergebnisse für den Optima 660 ergänzt. Unten: Abhängigkeit des Konversionsfaktors von der Halbwertschichtdicke für unterschiedliche Spektren beim Viso G7.

5.5.5.1 Diskussion der Umrechnungsfaktoren

Die simulationstechnisch ermittelten Konversionsfaktoren für das CTDI-Kopfphantom entsprechen sehr gut den Werten, die messtechnisch ermittelt wurden. Es ist dabei auch der Trend zu erkennen, nachdem bei Spektren mit niedrigerer Halbwertschichtdicke die k -Werte ansteigen. Hier zeigt sich eine bedeutende Stärke der Simulationen. Es ist, nachdem einmalig die erforderlichen Eingabeparameter ermittelt wurden, möglich, allgemeine Trends einfacher zu extrapolieren als durch Messreihen, die zeitaufwändig sind und bei denen aufgrund technischer Limitationen oftmals nicht alle interessierenden Parameter im gewünschten Umfang variiert werden können.

In Abbildung 26 oben ist zu erkennen, dass die Konversionsfaktoren unter idealisierten Bedingungen unabhängig von gerätespezifischen Größen, wie z.B. der Kollimation oder dem Rotationswinkel sind. Im unteren Teil von Abbildung 26 ist zu erkennen, dass dieses auch dann gilt, wenn die Halbwertschichtdicke einer Röntgenanlage über unterschiedliche Faktoren, z.B. eine höhere Röhrenspannung anstelle einer stärkeren Filtration, erreicht wird.

Bei den idealen Verläufen die durch die Simulationen erhalten werden, sind jedoch die messtechnisch reproduzierbar festgestellten Abweichungen einiger Geräte, z.B. beim Cios Spin, nicht zu beobachten. Bei den beiden messtechnisch wiederholt untersuchten Cios Spin-Geräten wurden bei den Messungen systematisch höhere k -Werte ermittelt als gemäß Theorie und Simulation zu erwarten, s. Abbildung 21. An

diesen Stellen bestehen Unterschiede zwischen Messung und Simulation, die im Rahmen weitergehender Arbeiten zu klären sind.

5.5.6 Umrechnungsfaktoren anhand der Simulation anthropomorpher Phantome

Da nicht alle betrachteten CBCT-Geräte Untersuchungsprotokolle für Kopf- und Körperregionen anbieten, haben sich 132 statt der theoretisch möglichen 216 Simulationen (9 Röntgengeräte, 8 Untersuchungsbereiche, 3 Spannungen) ergeben. Für die beiden betrachteten CT-Geräte wurden insgesamt 20 Simulationen durchgeführt (2 CT-Geräte; 8 Untersuchungsbereiche sowie ergänzend für jedes CT-Gerät je eine CTDI-Simulation für Kopf- und Körperscan).

Die einzelnen Ergebnisse für alle CBCT- und CT-Gerätekombinationen und alle Untersuchungsbereiche sind in Abbildung 27 bis Abbildung 29 wiedergegeben. Variationen in den Konversionsfaktoren, die sich durch Veränderung der Röhrenspannung um ± 15 kV bei Untersuchungen der CBCT-Geräte ergeben, sind in den Abbildungen als Unsicherheitsbalken angegeben.

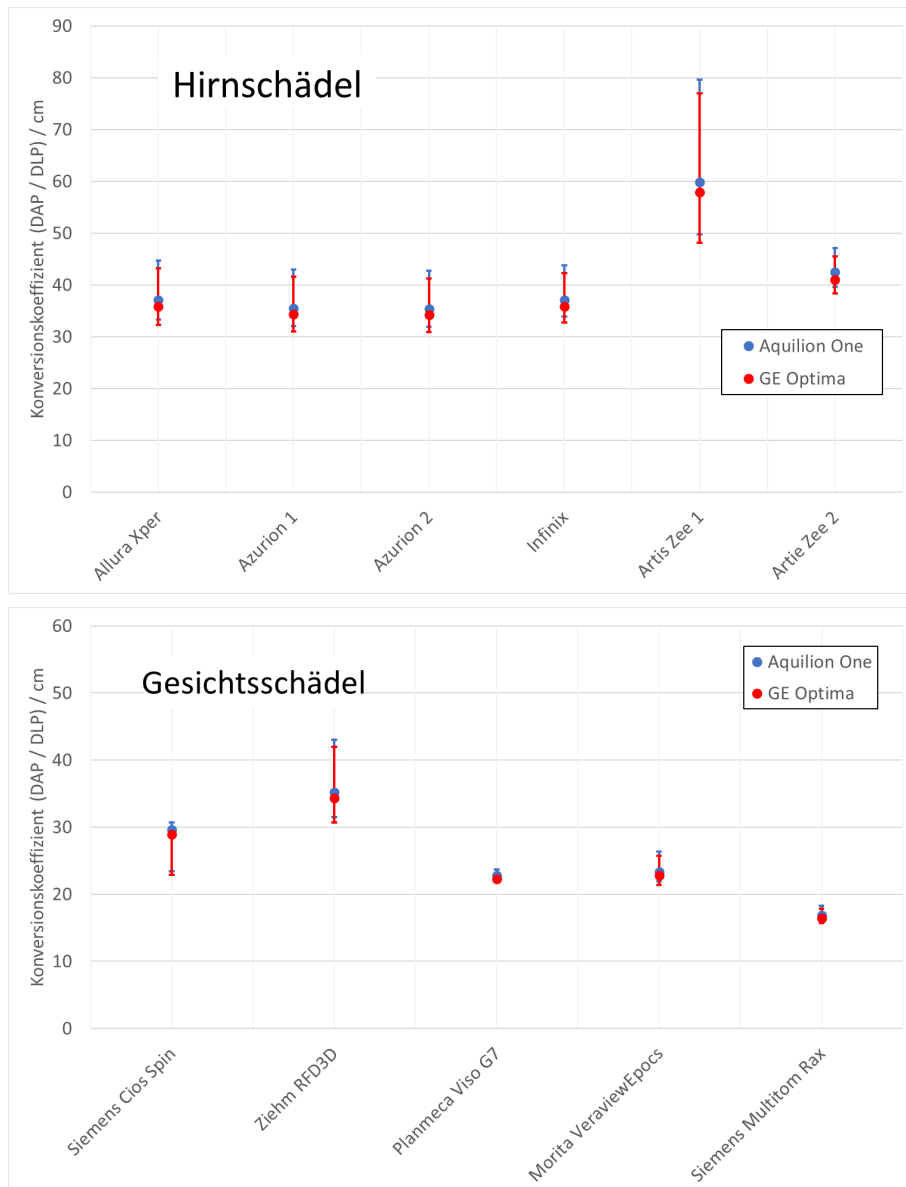


Abbildung 27: Konversionsfaktoren aus den Simulationen der Scanbereiche 1 und 2 nach Tabelle 10. Die Konversionsfaktoren sind für Kombinationen von CBCT-Geräten (x-Achse) und CT-Geräten (blau für das Aquilion ONE beziehungsweise rot für das Optima 660) aufgetragen. Die Unsicherheitsbalken ergeben sich aus der Variation der Konversionsfaktoren bei Änderungen der Röntgenröhrenspannung von ± 15 kV bei Untersuchungen der CBCT-Geräte.

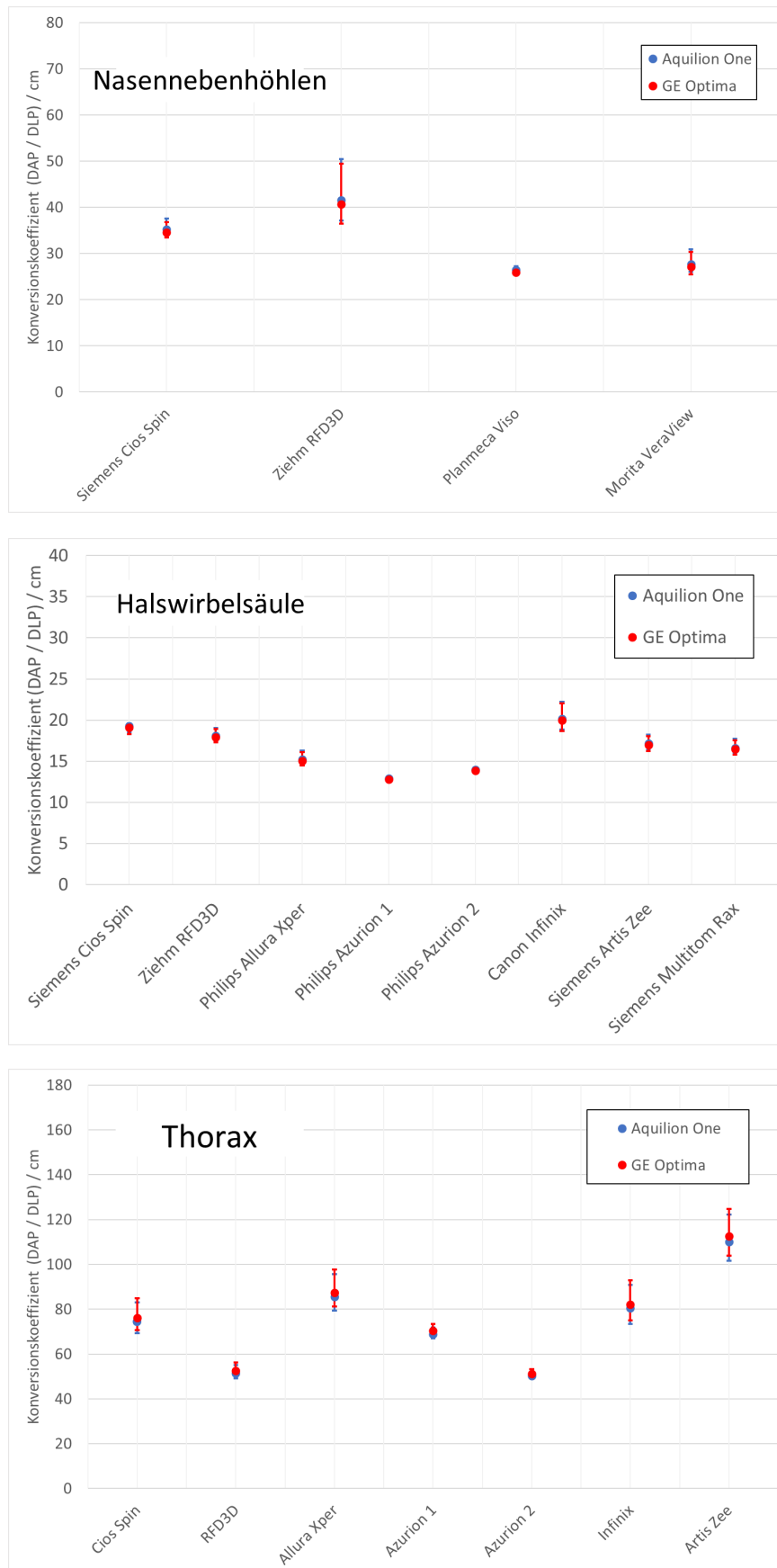


Abbildung 28: Konversionsfaktoren aus den Simulationen der Scanbereiche 3 bis 5 nach Tabelle 10. Die Konversionsfaktoren sind für Kombinationen von CBCT-Geräten (x-Achse) und CT-Geräten (blau für das Aquilion ONE beziehungsweise rot für das Optima 660) aufgetragen. Die Unsicherheitsbalken ergeben sich aus der Variation der Konversionsfaktoren bei Änderungen der Röntgenröhrenspannung von ± 15 kV bei Untersuchungen der CBCT-Geräte.

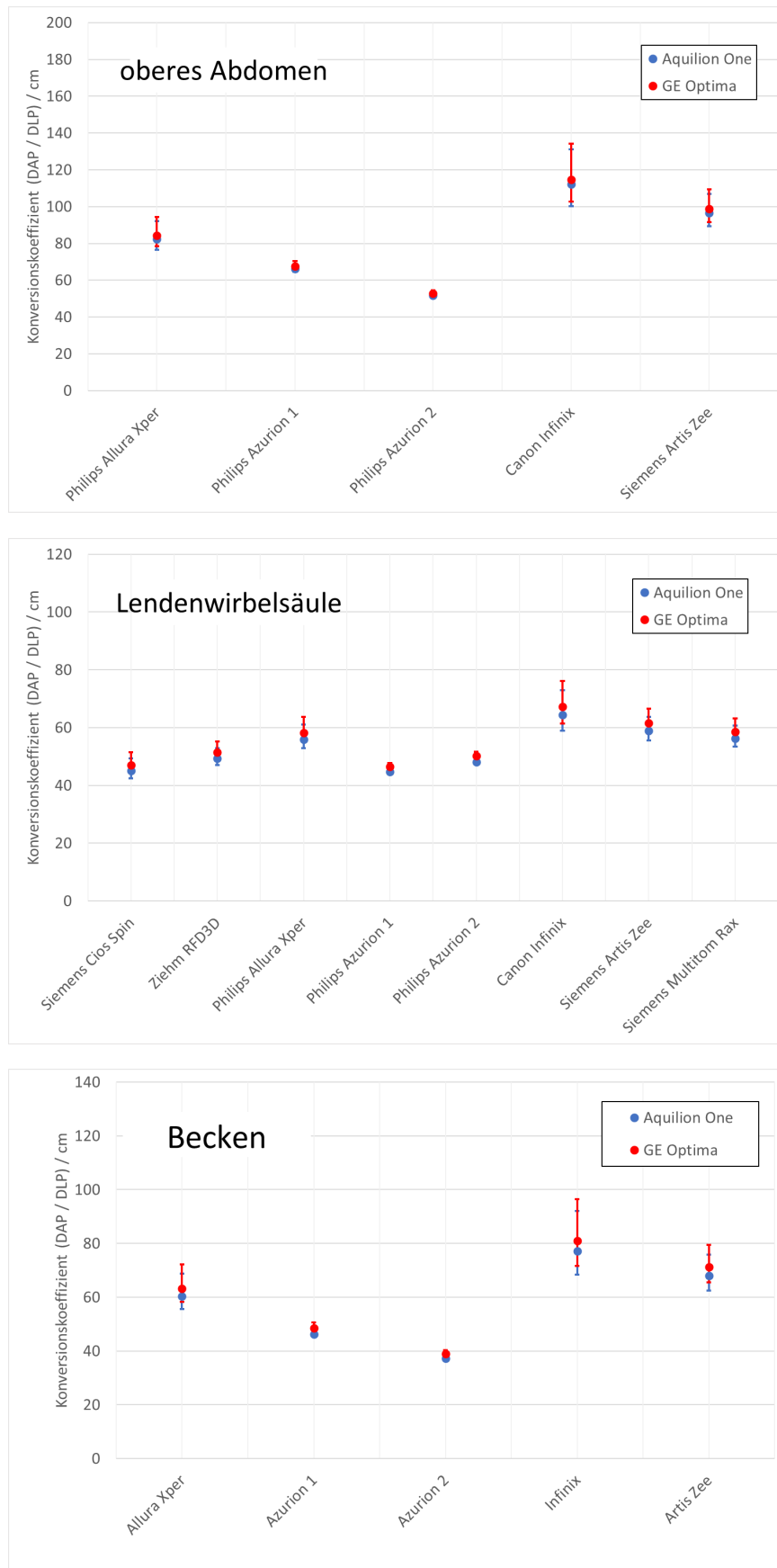


Abbildung 29: Konversionsfaktoren aus den Simulationen der Scanbereiche 6 bis 8 nach Tabelle 10. Die Konversionsfaktoren sind für Kombinationen von CBCT-Geräten (x-Achse) und CT-Geräten (blau für das Aquilion ONE beziehungsweise rot für das Optima 660) aufgetragen. Die Unsicherheitsbalken ergeben sich aus der Variation der Konversionsfaktoren bei Änderungen der Röntgenröhrenspannung von ± 15 kV bei Untersuchungen der CBCT-Geräte.

Die Gesamtergebnisse für alle CBCT-Geräte sind in Abbildung 30 dargestellt. Hier beschreiben die Fehlerbalken die Standardabweichung der Ergebnisse der untersuchten Geräte, die sich unter Berücksichtigung sämtlicher in den Simulationen betrachteten Variationsmöglichkeiten ergibt. Bei den simulierten Untersuchungen des Hirnschädels wurde der Kopf nach oben (cranial) hin teilweise erheblich überstrahlt. Diese Überstrahlung hat jedoch keinen Einfluss auf die effektive Dosis da sich in diesem Bereich der Patient nicht mehr befindet. Es wurde daher nur der Anteil des DFP berücksichtigt, der längs der Patientenachse Teile des ICRP-Phantoms exponiert.

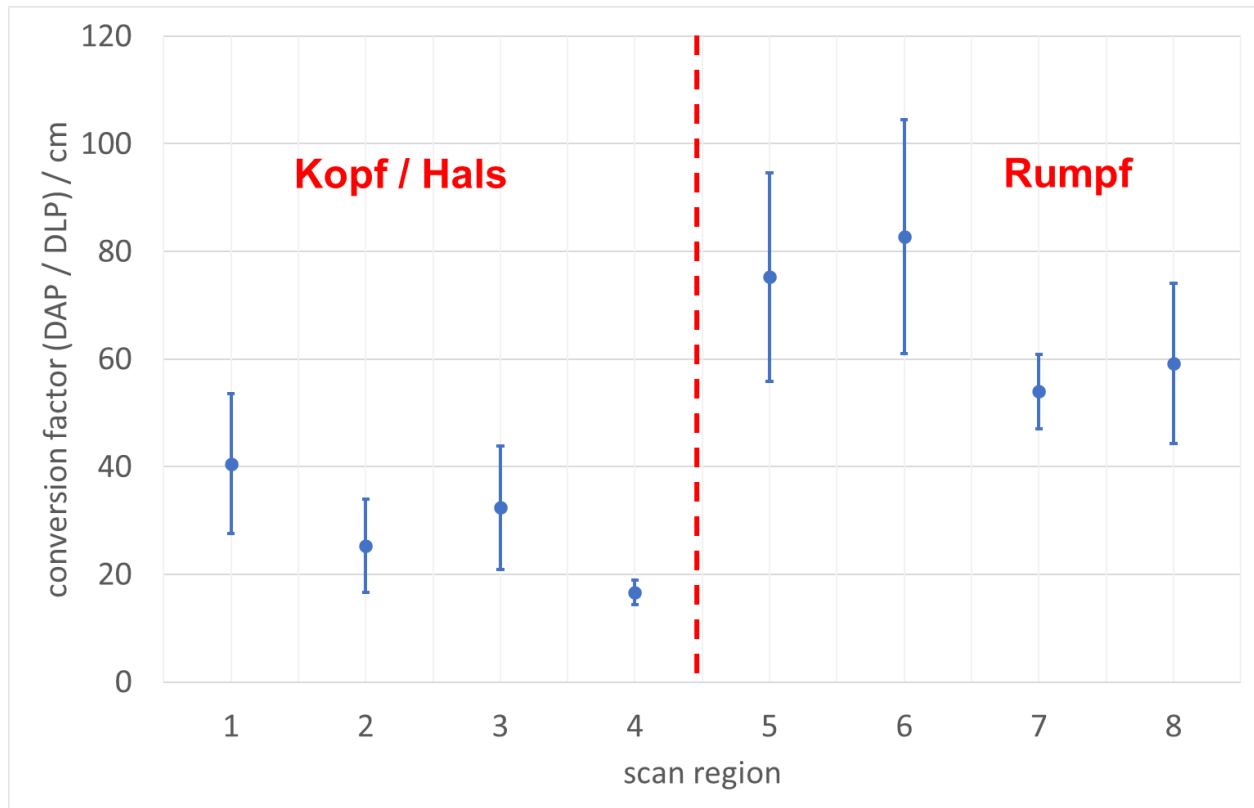


Abbildung 30: Mittlere Konversionskoeffizienten der Untersuchungsbereich nach Tabelle 10. Die Faktoren sind über alle möglichen Gerätekombinationen gemittelt, die angegebenen Fehlerbalken entsprechen der Standardabweichung.

Im Ergebnis zeigen sich zwei Gruppen, die den Kopf- und Hals- bzw. untersuchten Rumpfbereichen entsprechen. Die Werte für die Konversionskoeffizienten k liegen bei 17 – 41 cm für den Kopfbereich, und bei 54 – 83 cm für den Rumpfbereich.

5.5.6.1 Diskussion der Umrechnungsfaktoren

Die Konversionsfaktoren, die über die effektive Dosis und damit ein Patientenrisiko als Kopplungsgröße ermittelt wurden, zeigen Eigenschaften, die von denen der anderen Ansätze abweichen. Diese sind insbesondere:

1. Die Werte streuen wesentlich stärker als diejenigen, die anhand der Simulation der technischen Dosisgrößen ermittelt wurden.
2. Anders als bei den anhand der technischen Dosisgrößen ermittelten Konversionsfaktoren unterscheiden sich die innerhalb der Kopf- sowie der Körperstammregion ermittelten Konversionsfaktoren relevant.
3. Die Werte weichen in etlichen Fällen um etwa einen Faktor 2 von denjenigen ab, die messtechnisch und bei der Simulation der technischen Dosisgrößen ermittelt wurden.

Die Gründe für diese Auffälligkeiten sind bislang nicht abschließend geklärt. Es gibt jedoch Plausibilitäten, welche die beobachteten Eigenschaften motivieren. Der Hauptgrund für die Abweichung 1 resultiert aus dem konzeptionell unterschiedlichen Ansatz. Messtechnisch sowie bei den Simulationen der technischen Dosisgrößen wurde eine Zusammenführung der Dosisgrößen DFP und DLP für jeweils ein Röntgengerät

angestrebt. Dieses ermöglicht, diagnostische Referenzwerte übergreifend festzulegen. Bei dem Ansatz wird jedoch stets die in sich geschlossene Welt eines Röntgengerätes betrachtet. Im Detail war dabei, wie z.B. in Abbildung 26 zu erkennen, festzustellen, dass Konversionsfaktoren vom verwendeten Strahlspektrum abhängen. Bei der Verwendung der effektiven Dosis als Kopplungsgröße bewegen sich die ermittelten Konversionsfaktoren auf einer Matrix, die von den Untersuchungsparametern des betrachteten CT-Gerätes als Eingang und den Untersuchungsparametern des CBCT-Gerätes als Ausgang abhängen. Faktisch fließen bei diesem Ansatz zwei k -Werte ein, einer vom CT-Gerät und einer vom CBCT-Gerät. Einflussfaktoren sind neben der Röhrenspannung und dem Formfilter des CT-Gerätes z.B. auch die Gesamtkollimation und der Pitch auf Seiten des CT-Gerätes und insbesondere die Kollimation auf Seiten des CBCT-Gerätes. Selbst unter Annahme gleicher CT- und CBCT-Geräte können individuell unterschiedliche Untersuchungsprotokolle daher Variationen in den k -Werten zur Folge haben. Es ergeben sich komplexe Abhängigkeiten, die intensiv in zukünftigen Arbeiten untersucht werden müssen.

Bezüglich der großen Streuung zwischen den Resultaten für unterschiedliche Geräte konnten folgende Beobachtungen gemacht werden:

Die Konversionsfaktoren unter Einbeziehung des Aquilion ONE liegen konstant oberhalb derjenigen des Optima 660. Der bei den Geräten unterschiedlich große Fokus-Isozentrum-Abstand sollte einen vernachlässigbaren Einfluss haben. Das wird unter anderem in der Unsicherheitsbetrachtung deutlich, in der eine Variation dieses Abstandes zu keiner signifikanten Änderung des Konversionsfaktors führt (s. Tabelle 12). Die bei den Simulationen berücksichtigte Kollimation in z-Richtung betrug beim Optima 660 20 mm, beim Aquilion ONE 16 mm. Hieraus resultiert ein leicht größeres Overranging des Optima 660, ein kleiner Effekt, der dadurch, dass er sowohl E als auch DLP betrifft, im Konversionsfaktor sehr klein sein sollte. Es bleiben also das Spektrum und die x-Kollimation. Für die Simulation wurde der gemessene, Aluminium-äquivalente Formfilter und ein ungefiltertes Spektrum, das in beiden Fällen annähernd identisch ist, verwendet. Durch den Formfilter ergibt sich eine Filterung im Zentrum des Aquilion ONE (120 kV, Filter L) von ca. 6,9 mm Aluminium, beim Optima 660 (120 kV, Filter large) von ca. 11,1 mm. Das Spektrum des Optima 660 ist also härter gefiltert und die mittlere Energie ist höher. Andererseits hat das Aquilion ONE durch einen flacheren Formfilter ein flacheren Dosisabfall zu Peripherie hin (s. Abbildung 25). Im Ergebnis ist die anhand der Untersuchungsparameter simulierte effektive Dosis im Kopfbereich beim Aquilion ONE größer als beim Optima 660. Im Bereich des Körperstamms sind die Werte effektiven Dosis fast identisch. Das DLP ist dagegen beim Optima 660 höher als beim Aquilion ONE. Dadurch ist das Verhältnis von effektiver Dosis zu DLP nicht konstant, sondern hängt von der räumlichen und spektralen Verteilung der einfallenden Strahlung ab. Die genaueren Ursachen sind nicht abschließend geklärt und sollten in einem ergänzenden Vorhaben erörtert werden.

Zum Verständnis der großen Variationen für unterschiedliche CBCT-Geräte werden in Tabelle 18 exemplarisch anhand der Untersuchungsregion „Thorax“ Einflussparameter und k_{CBCT} miteinander verglichen. Da k_{CT} unverändert bleibt, ist dieser Konversionskoeffizient proportional zum Konversionskoeffizienten k von E zu DFP.

- Spektrum

Es besteht eine schwache Korrelation zwischen der ersten Halbwertschichtdicke (HWD) des Spektrums und dem Konversionskoeffizienten. Je größer die HWD, desto größer wird auch k_{CBCT} . Besonders beim Vergleich des Allura Xper und des Azurion mit ähnlichen Einstellungen, aber unterschiedlichem HWD wird dieses deutlich.

- Start- und Rotationswinkel

Generell sind die Einstellungen unterschiedlicher CBCT-Geräte hier recht ähnlich, die Röhren bewegen sich alle unter dem Tisch hindurch. Bei unterschiedlichen Start- und Endwinkeln wird das Ergebnis durch die Organverteilung bestimmt. Dass dieses zu relevanten Änderungen führen kann, ist anhand der Ergebnisse der beiden Azurion CBCT-Geräte zu erkennen, die sich nur im Startwinkel unterscheiden. Das k_{CBCT} des zweiten Scans, der mehr seitlich vom Körper statt unter dem Tisch fährt, erhöht sich um 35 %.

Tabelle 18: Einstellungen der Aufnahmen der einzelnen CBCT-Geräte für Untersuchungen im Thoraxbereich. Der Startwinkel der Rotation α_{Start} ist relativ zur 0°-Position mittig unter dem Tisch ausgerechnet. Ein negatives Vorzeichen entspricht einer Rotation entgegen dem Uhrzeigersinn gesehen von den Füßen des Patienten aus.

Gerät	α_{Start} Grad	α_{Rot} Grad	d_x mm	d_z mm	Erste HWD mm Al	k_{CBCT} $\mu\text{Sv mGy}^{-1} \text{cm}^{-2}$
Cios Spin (Siemens)	-89	187	173	173	6,1	0,26
RFD 3D (Ziehm)	-118	165	214	214	7,34	0,38
Allura Xper (Philips)	-120	210	259	200	6,75	0,23
Azurion 1(Philips)	-106	210	258	199	9,91	0,28
Azurion 2 (Philips)	41	-210	258	199	9,91	0,39
Infinix (Canon)	-101	110	199	199	4,21	0,24
Artis Zee (Siemens)	-99	198	231	180	5,32	0,18

- Kollimation

Durch Überlagerung mit anderen Effekten ist es schwer, den Einfluss der Kollimation zu bewerten. Im Vergleich des Cios Spin mit der Allura Xper ist auffällig, dass das k_{CBCT} für die Allura Xper kleiner ist trotz größerer HWD. Das könnte auf die erheblich größere Kollimation zurückzuführen sein, die zu unterschiedlichen Dosen in den Organen führt. Letztlich ist jedoch zu erwarten, dass es keinen derart einfachen Zusammenhang zwischen der Feldgröße und der effektiven Dosis gibt, da die jeweiligen Gewebewichtungsfaktoren der betroffenen Organe modulierend einwirken.

- Fokus-Isozentrum-Abstand

Der Einfluss des Fokus-Isozentrum-Abstandes ist mit derselben Argumentation wie für die CT-Geräte unbedeutend.

Zusammenfassend zeigt sich ein sehr heterogenes Bild, mit vielen Einflussfaktoren, was den Ansatz, eine Kopplung über die effektive Dosis herbeizuführen besonders herausfordernd macht. Um vor allem den komplexen Einfluss der Organe und der Dosisverteilungen in den Organen noch einmal deutlich zu machen, sind in Tabelle 19 und Tabelle 20 exemplarisch für Untersuchungen im Bereich des Oberbauchs sowie der Lendenwirbelsäule für ausgewählte Organe die innerhalb der Simulationen an unterschiedlichen CBCT-Geräten ermittelten relativen Dosiswerte aufgetragen. Die Organdosiswerte wurden alle auf die Dosis in der Leber bezogen. Zudem sind die resultierenden Konversionsfaktoren k_{CBCT} von DFP zu effektiver Dosis dargestellt. Es ist zu erkennen, dass bei Untersuchungen des gleichen Körperbereichs die relativen Organdosiswerte sowie die resultierenden Konversionsfaktoren deutlich zwischen den Geräten variieren können. Die Beobachtungen können aktuell nur als Hinweise angesehen werden. Es ist sicherlich erforderlich, dieses Verhalten weiter zu untersuchen.

Die im Vergleich zu dem Weg über die technischen Dosisgrößen deutlich größeren Variationen in den Konversionsfaktoren zwischen den CBCT- bzw. CT-Geräten im Ansatz über die effektive Dosis, resultieren aus dem konzeptionell unterschiedlichen Ansatz. Messtechnisch sowie bei den Simulationen der technischen Dosisgrößen wurde eine Zusammenführung der Dosisgrößen DFP und DLP für jeweils ein Röntgengerät angestrebt. Dieses ermöglicht, diagnostische Referenzwerte übergreifend festzulegen. Bei dem Ansatz wird jedoch stets die in sich geschlossene Welt eines Röntgengerätes betrachtet.

Tabelle 19: Relative Organdosiswerte ausgewählter Organe sowie resultierende Konversionsfaktoren für CBCT-Untersuchungen des Oberbauchs

Oberbauch	Allura Xper / 104 kV	Azurion / 120 kV	Infinix / 110 kV	Artis Zee / 125 kV
Lunge	28%	38%	65%	20%
Brust	12%	18%	13%	5%
Magen	102%	186%	305%	73%
Dickdarm	67%	105%	175%	48%
Leber	100%	100%	100%	100%
Oesophagus	22%	32%	59%	18%
rotes Knochenmark	45%	48%	109%	38%
$k_{\text{CBCT}} / \mu\text{Sv}/(\text{mGy}\cdot\text{cm}^2)$	0,264	0,426	0,223	0,228

Tabelle 20: Relative Organdosiswerte ausgewählter Organe sowie resultierende Konversionsfaktoren für CBCT-Untersuchungen im Bereich der Lendenwirbelsäule

Lendenwirbelsäule	Cios Spin / 111 kV	RFD3D / 115 kV	Allura Xper / 119 kV	Azurion / 120 kV	Infinix / 110 kV	Artis Zee / 125 kV	Multitom / 116 kV
Lunge	6%	5%	6%	6%	4%	6%	10%
Brust	8%	7%	8%	6%	6%	9%	7%
Magen	147%	77%	100%	66%	57%	125%	40%
Dickdarm	177%	100%	125%	92%	97%	160%	61%
Leber	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%
Oesophagus	8%	7%	7%	7%	4%	7%	14%
rotes Knochenmark	23%	18%	22%	24%	15%	22%	24%
$k_{\text{CBCT}} / \mu\text{Sv}/(\text{mGy}\cdot\text{cm}^2)$	0,372	0,341	0,323	0,355	0,243	0,3	0,232

Auch der oben aufgeführte Punkt 3 lässt sich zumindest qualitativ durch den Ansatz erklären: Dadurch, dass die Berechnung von DFP und DLP über $k_{\text{CBCT}} = E/D_{\text{FP}}$ und $k_{\text{CT}} = E/D_{\text{LP}}$ entkoppelt werden, kommen die teilweise großen Variationen im Konversionsfaktoren für unterschiedliche CBCT-Geräte von mehr als 200 %, siehe Tabelle 18, auch hier zum Tragen.

5.5.7 Vergleichende Diskussion der Konversionsfaktoren anhand von Messungen und Simulationen

Die Herangehensweisen in den insgesamt vier Studienzweigen resultieren alle in Konversionsfaktoren. Diese erscheinen in unterschiedlichem Umfang für unterschiedliche Zielstellungen brauchbar. Die Simulationen der technischen Dosisgrößen scheinen eine gute Herangehensweise zu sein, um Konversionsfaktoren an einem größeren Gerätekollektiv vorherzusagen. Dieses vereinfacht die praktische Implementierung derartiger Faktoren erwartungsgemäß merklich. Es zeigt sich gleichwohl, dass zumindest in einigen Fällen Abweichungen zwischen den messtechnisch bestimmten Konversionsfaktoren von CBCT-

Geräten und der zugehörigen Simulation bestehen. Diese Unterschiede sind noch auszuräumen. Anderenfalls wäre es durchaus erforderlich, zumindest im Sinne einer Typprüfung bei einer Gerätegruppe die Validität der Simulation messtechnisch zu prüfen.

Die Messungen und Simulationen zu den technischen Dosisgrößen an CT-Geräten ergeben konsistente Daten zu denen der CBCT-Geräte. Das ist erfreulich, da Aufnahmegeometrie und Trajektorien grundsätzlich unterschiedlich sind. Die erhaltenen Resultate deuten darauf hin, dass die Ergebnisse allgemeingültig sind.

Der Ansatz unter Nutzung der effektiven Dosis als Kopplungsgröße erscheint wesentlich komplexer als diejenigen mit den technischen Dosisgrößen. Im Sinne einer Optimierung des Strahlenschutzes erscheint dieser Ansatz jedoch zielführender zu sein, da z.B. unterschiedliche Trajektorien, die sich merklich auf die Verteilung der Organdosiswerte auswirken, oder auch unterschiedliche Kollimationen berücksichtigt werden. Aufgrund der Komplexität sind vor einer Implementierung in die Praxis jedoch noch umfangreiche weitere Arbeiten erforderlich, die auf den Erkenntnissen dieses Vorhabens aufbauen können.

5.6 Anwendung der Konversionsfaktoren auf bestehende diagnostische Referenzwerte

In Kapitel 5.5 wurde vorgestellt, wie aus den durchgeführten Messungen und Simulationen Konversionsfaktoren zwischen DFP und DPL ermittelt werden können. Die Durchführung der Messungen zur Bestimmung der Konversionsfaktoren zeigte sich dabei als reproduzierbar und vertrauenswürdig möglich. Es zeigte sich, dass ohne eine Berücksichtigung der spektralen Abhängigkeit Konversionsfaktoren von 23,6 cm für den Kopfbereich und 50,5 cm für den Bereich des Körperstamms angenommen werden können. Ausgehend von diesen Werten ist es möglich, diagnostische Referenzwerte, die für CT-Untersuchungen spezifiziert sind, auf CBCT-Untersuchungen mit entsprechenden klinischen Fragestellungen zu übertragen. In Tabelle 21 sind für ausgewählte CT-Untersuchungen Entsprechungen für CBCT-Untersuchungen formuliert. Es bestehen gleichwohl Herausforderungen, die bedacht werden müssen. Eine einfache Umrechnung von Zahlenwerten ohne diese Überlegungen erscheint nicht sinnvoll.

Tabelle 21: Übertragung ausgewählter DRW aus der CT-Diagnostik auf CBCT-Untersuchungen.

Körperbereich	Untersuchung	DRW (DLP) / mGy*cm	DRW (DFP) / cGy*cm ²
Kopf	Hirnschädel	850	2006
Kopf	Gesichtsschädel	200	472
Kopf	NNH	90	212
Körperstamm	HWS	300	1515
Körperstamm	LWS	180	909
Körperstamm	Thorax	350	1767
Körperstamm	Oberes Abdomen	360	1818

5.6.1 Berücksichtigung des Einsatzzwecks der Untersuchungen

Eine zahlenmäßige Umrechnung von DRW aus der CT-Diagnostik in die CBCT-Diagnostik ist ohne weiteres möglich. Sie verkennt dabei jedoch die individuellen klinischen Fragestellungen, die mit Untersuchungen einhergehen. Die in Tabelle 21 enthaltene Untersuchung „Gesichtsschädel“ ist in der CT-Diagnostik im Unterschied zu den „NNH“-Untersuchungen für eine Niedrigkontrastdiagnostik vorgesehen. Eine Übertragung dieses DRW in den Bereich der CBCT-Diagnostik, die weit überwiegend im Hochkontrastbereich liegt, erscheint problematisch. Bei den „LWS“-Untersuchungen wird sowohl bei CT- als auch bei CBCT-Untersuchungen vielfach der Fokus auf einer Hochkontrastbildgebung liegen. Dennoch dient im CT-Bereich die Untersuchung vornehmlich der Primärdiagnostik, im Unterschied zur CBCT-Bildgebung,

die oft zur Operationskontrolle eingesetzt wird und somit potentiell im Einsatz eine geringere Bildqualität benötigt.

Eine unreflektierte Übertragung von DRW zwischen beiden Bereichen erscheint problematisch.

5.6.2 Berücksichtigung der Scanlängen

In Tabelle 22 sind die Scanlängen, die mit den in Tabelle 21 betrachteten Untersuchungen verbunden sind, aufgeführt. Dabei wurden die Scanlängen als Quotient aus DLP und CTDI aus den in der Publikation der DRW [27] enthaltenen Werten berechnet.

Tabelle 22: Scanlängen, die über den Quotienten DLP/CTDI mit den DRW in der CT-Diagnostik verknüpft sind, s. [27]

Körperbereich	Untersuchung	Scanlänge / cm
Kopf	Hirnschädel	14
Kopf	Gesichtsschädel	10
Kopf	NNH	11,25
Körperstamm	HWS	15
Körperstamm	LWS	18
Körperstamm	Thorax	35
Körperstamm	Oberes Abdomen	24

In Tabelle 4 sind im Vergleich die bei den Messungen an CBCT-Geräten beobachteten Strahlausdehnungen im Isozentrum aufgeführt. Bei fast allen CBCT-Geräten ist es nicht möglich, diese Kollimationen zu ändern und an das untersuchte Objekt anzupassen. Dieses hat zur Konsequenz, dass bei CBCT-Untersuchungen die für CT-Untersuchungen gewünschten Scanbereiche längs der Patientenachse nicht realisiert werden können. Es sind nun zwei unterschiedliche Herangehensweisen denkbar, um mit dieser Situation umzugehen.

Im einfachsten Fall würde der Unterschied in der Scanlänge nicht berücksichtigt. Letztlich sind auch bei der CT-Diagnostik die Scanlängen nur orientierend vorhanden. Bewertet wird die Einhaltung der Dosisgrößen, insbesondere des DLP. Diese Herangehensweise führt jedoch unmittelbar zu einer Verzerrung der gestatteten Dosis. Bei einem CBCT-Gerät, mit dem eine Diagnostik, z.B. im Rahmen einer Thorax-Punktion erfolgt, wären allgemein höhere Dosiswerte zulässig als es sinnvoll erscheint, einzig dadurch, dass die Scanlänge in der z-Richtung bei den CBCT-Geräten merklich kleiner ist als für eine CT-Untersuchung angenommen. Bei NNH-Untersuchungen auf der Gegenseite wäre eine pro Längeneinheit des abgebildeten Körpers viel kleinere Dosis gestattet als bei CT-Untersuchungen, was sich aus den im Vergleich zur CT-Vorgabe größeren z-Kollimationen bei den CBCT-Geräten ergibt.

Es erscheint notwendig auf die gerade angesprochenen Verzerrungen der auf die abgebildete Körperlänge normierten Dosis zu reagieren. Denkbar wäre hier ein Ansatz, bei dem individuell für CBCT-Geräte aus der gemäß der DRW für CT-Untersuchungen angenommenen Scanlänge und der Kollimation des CBCT-Gerätes in z-Richtung ein z-gerätespezifischer DRW berechnet wird.

Beispiel:

Angenommen wird das Cios Spin C-Bogengerät. Dieses hat gemäß Tabelle 4 eine Kollimation in z-Richtung von 16,1 cm. Betrachtet wird nun eine Bildgebung der LWS. Gemäß den aktuellen DRW [27] sind hierfür ein DRW(DLP) von 180 mGy*cm und eine Scanlänge von 18 cm vorgesehen.

Aus dem Verhältnis der beiden z-Ausdehnungen lässt sich nun ein Korrekturfaktor $k_z = \frac{16,1}{18} = 0,89$ berechnen. Damit ergibt sich ein gerätespezifischer DRW(LWS – DFP) von $180 \text{ mGy} * \text{cm} * 50,5 \text{ cm} * 0,89 = 809 \text{ cGy} * \text{cm}^2$.

Die vorgestellte Vorgehensweise führt zu einem erhöhten organisatorischen Aufwand. Andererseits wird hierdurch ein auf die individuelle Scanlänge angepasster DRW erhalten.

5.6.3 Berücksichtigung der Strahlausdehnung orthogonal zur Patientenlängsachse

Bei den DRW in der CT-Diagnostik wird davon ausgegangen, dass das untersuchte Objekt orthogonal zur Patientenachse (x-Richtung) vollständig überstrahlt wird. Das trifft auch bei allen CT-Geräten zu. Bei den CBCT-Geräten ergeben sich aus den allgemein nicht anzupassenden Kollimationen in x-Richtung für die Betrachtung von Untersuchungen im Kopf- und Körperstammbereich zwei unterschiedliche Folgen.

Das bei Untersuchungen im Kopfbereich betrachtete CTDI-Kopfphantom wird bei den meisten CBCT-Geräten überstrahlt. Anders sieht es bei dem CTDI-Körperphantom aus. Nur sehr wenige CBCT-Geräte ermöglichen eine Kollimation, von 32 cm oder mehr in x-Richtung. Bei der Ermittlung der Konversionsfaktoren (s. Abschnitt 5.2.1.2) wurde hierauf dadurch reagiert, dass die Konversionsfaktoren für Untersuchungen im Kopfbereich alle auf 16 cm und für Untersuchungen im Körperstammbereich auf 32 cm Kollimation in x-Richtung normiert wurden. Für virtuelle CBCT-Geräte, die diese Kollimationen anbieten, sind die Konversionsfaktoren unmittelbar verwendbar. Bei realen Geräten muss hierauf reagiert werden, wobei die Fälle für Kopf- und Körperstammuntersuchungen zu unterscheiden sind.

Bei Untersuchungen im Kopfbereich wird, wie erwähnt, bei fast allen CBCT-Geräten das CTDI-Kopfphantom überstrahlt. Es kann nun argumentiert werden, dass ein CBCT-Gerät hinsichtlich der Dosis nicht benachteiligt werden darf, weil es in größerem Umfang am Patienten vorbeistrahlt. Diese Argumentation ist schlüssig, wobei durchaus zu bemerken ist, dass auch in der Projektionsradiographie eine zu große Einblendung zu einem fälschlich hohen DFP führt, das ggf. in der Folge gegenüber der ärztlichen Stelle zu rechtfertigen ist. Andererseits verfügen die aktuellen CBCT-Geräte, wie bereits erwähnt, konzeptionell nicht über die Möglichkeit einer Kollimation in x-Richtung. Es erscheint plausibel, der Situation über eine Erweiterung des gerätespezifischen Korrekturfaktors zu begegnen, der bereits in Abschnitt 5.6.2 diskutiert wurde. Denkbar wären zur Berücksichtigung der Überstrahlung in x-Richtung Korrekturfaktoren gemäß Tabelle 23.

Tabelle 23: Korrekturfaktoren zur Berücksichtigung einer Überstrahlung des CTDI-Kopfphantoms

x-Kollimation / cm	32	30	28	26	22	19	16
Korrekturfaktor	2,0	1,87	1,75	1,62	1,37	1,19	1,0

Beispiel:

Beispielhaft betrachtet wird das Allura Xper Angiographiegerät. Dieses hat gemäß Tabelle 4 eine Kollimation in x-Richtung von 26,8 cm sowie in z-Richtung von 20,7 cm. Betrachtet wird eine NNH-Untersuchung. Gemäß den aktuellen DRW [27] sind hierfür ein DRW(DLP) von $90 \text{ mGy} * \text{cm}$ und eine Scanlänge von 11,25 cm vorgesehen.

Der Korrekturfaktor für die Überstrahlung in x-Richtung lässt sich durch lineare Interpolation aus den Stützpunkten in Tabelle 23 zu 1,67 berechnen. Der Korrekturfaktor für die Strahlausdehnung in z-Richtung beträgt $\frac{20,7}{11,25} = 1,84$. Damit ergibt sich gerätespezifischer DRW(NNH-DFP) zu $90 \text{ mGy} * \text{cm} * 23,6 \text{ cm} * 1,84 * 1,67 = 653 \text{ cGy} * \text{cm}^2$.

Im Körperstammbereich verhält sich die Situation anders als bei Kopfuntersuchungen. Hier exponieren die CBCT aufgrund der kleineren x-Kollimation in fast allen Fällen ein kleineres Feld als bei entsprechenden CT-Untersuchungen. Es erscheint ungerechtfertigt, dieses bei der Übertragung zu CBCT-Geräten nicht zu berücksichtigen. CBCT-Geräte, die aufgrund einer kleineren x-Kollimation nur ein kleineres abgebildetes Volumen erzeugen, sollten auch nur eine kleinere Dosis zugestanden bekommen. Tabelle 24 zeigt entsprechend Tabelle 23 Korrekturfaktoren für dieses Szenario.

Tabelle 24: Korrekturfaktoren zur Berücksichtigung einer unvollständigen Exposition des CTDI-Körperphantoms

x-Kollimation / cm	32	30	28	26	22	19	16
Korrekturfaktor	1,0	0,94	0,88	0,81	0,69	0,59	0,5

Anhand dieser Korrekturfaktoren lassen sich auf einfachem Weg gerätespezifische DRW festlegen.

Unabhängig von einer möglichen Korrektur der DRW stellt sich die Frage, ob CBCT-Geräte mit einer beliebigen Kollimation in x-Richtung für sämtliche Fragestellungen zugelassen werden sollen. Die konkrete Frage wäre hier: Wie groß muss das aus der Untersuchung resultierende Volumen mindestens sein, um einen klinisch sinnvoll verwertbaren Datensatz zu erzeugen. Sollte sich hier ein Konsens finden lassen, so wäre es möglich, zukünftig DRW festzulegen, die auf diese Feldgröße hin bezogen sind. Solange CBCT-Geräte keine Kollimation in der x-Richtung ermöglichen, ließe sich solch etwas praktisch gleichwohl nicht realisieren.

5.6.4 Übergang zur Berücksichtigung der Einfallsdosis im Isozentrum

In den Abschnitten 5.6.2 und 5.6.3 wurden Möglichkeiten mit dem Ziel diskutiert, die sehr individuelle und vielfach nicht änderbare Kollimation der CBCT-Geräte bei der Übertragung von DRW aus dem Bereich der CT-Bildgebung zu berücksichtigen. Die angesprochenen Ansätze korrigieren dabei die Abweichung der individuellen Gegebenheiten von den Standardparametern, für die die Konversionsfaktoren von DLP zu DFP ermittelt wurden. Die Konversionsfaktoren streben damit an, unter Standardbedingungen eine in der DLP- und der DFP-Welt einander entsprechende Bildqualität zu erzielen, z.B.

DRW(LWS-DLP) hat eine Scanlänge von 18 cm $\Rightarrow$ DRW(LWS-DFP) für eine Bildaufnahme mit der Kollimation $(x / z) = (32 \text{ cm} / 18 \text{ cm})$

DRW(NNH-DLP) hat eine Scanlänge von 11,25 cm $\Rightarrow$ DRW(NNH-DFP) für eine Bildaufnahme mit der Kollimation $(x / z) = (16 \text{ cm} / 11,25 \text{ cm})$

In der Welt der CT-Bildgebung werden traditionell zwei Dosisgrößen verwendet. Das DLP ist die Dosisgröße, die mit dem Strahlenrisiko von Patienten korreliert ist. Der CTDI ermöglicht eine Aussage über die lokale Dosis, die für eine Untersuchung mit der angestrebten Bildqualität benötigt wird. Die Festlegung einer dem CTDI entsprechenden Größe bei der Berücksichtigung des DFP erscheint plausibel. Diese Größe entspricht der Einfallsdosis E_I im Isozentrum.

Berechnet werden kann E_I aus den bereits benannten Größen, den Kollimationen in x- und z-Richtung, dem DRW aus der CT-Bildgebung sowie dem Konversionsfaktor von DLP zu DFP unter standardisierten Bedingungen.

Beispiele:

Betrachtet wird eine LWS-CT-Untersuchung. Hierfür ist gemäß [27] ein DRW von 180 mGy*cm spezifiziert. Angenommen wird eine Scanlänge von 18 cm. Der Konversionsfaktor für eine Kollimation in x-Richtung von 32 cm beträgt 50,5 cm. Damit ergibt sich $E_I = \frac{DRW * k}{d_x * d_z} = \frac{180 \text{ mGy} * \text{cm} * 50,5 \text{ cm}}{32 \text{ cm} * 18 \text{ cm}} = 14 \text{ mGy}$.

Betrachtet wird eine NNH-CT-Untersuchung. Hierfür ist gemäß [27] ein DRW von 90 mGy*cm spezifiziert. Angenommen wird eine Scanlänge von 11,25 cm. Der Konversionsfaktor für eine Kollimation in x-Richtung von 16 cm beträgt 23,6 cm. Damit ergibt sich $E_I = \frac{90 \text{ mGy} * \text{cm} * 23,6 \text{ cm}}{16 \text{ cm} * 11,25 \text{ cm}} = 11,8 \text{ mGy}$.

Unter Berücksichtigung von E_I erscheint es möglich konsistent und geräteunabhängig DRW für unterschiedliche Untersuchungen im Bereich der CBCT-Diagnostik festzulegen. Die Größe ist dabei nicht darauf beschränkt den Übergang von der CT- in die CBCT-Welt zu ermöglichen. Nach einem einmal erfolgten Übergang erscheint es möglich, anhand dieser Messgröße DRW im Bereich der CBCT-Diagnostik weiterzuentwickeln und dabei den in Abschnitt 5.6.1 angesprochenen von der CT-Diagnostik abweichenden Einsatzzweck der CBCT-Bildgebung zu berücksichtigen. Es ist denkbar, bei einer Konzentration auf diese Dosisgröße die Kollimationen der CBCT-Geräte in x- und z-Richtung als Teil der Rechtfertigung bzw. der

klinischen Entscheidung anzusehen und bei Prüfungen durch die ärztlichen Stellen entsprechend zu berücksichtigen. An dieser Stelle könnten unangemessen große aber auch zu kleine Kollimationen korrigiert werden. Es würde hier bis auf weiteres toleriert, dass CBCT-Geräte nicht auf individuelle Patientenbelange hin kollimierbar sind.

Es wäre weiterhin denkbar E_f mit der für die bei CT-Untersuchungen als sinnvoll angesehenen Scanlänge zu multiplizieren, zu einem Quasi-DLP. Über die zulässige Scanlänge wären dann die DRW in CT und CBCT aneinander angeglichen. Potentiell resultieren allerdings argumentative Herausforderungen gegenüber Herstellern, deren CBCT-Geräte ausschließlich größere Kollimationen als vorgesehen erlauben. Für den Fall, dass die Hersteller von CBCT-Geräten zukünftig Geräte auf den Markt bringen, die in x- und z-Richtung kollimierbar sind, wäre es auch wieder denkbar, E_f mit Feldausdehnungen in x- und z-Richtung, die als klinisch sinnvoll angesehen werden, zu multiplizieren, um ein klinisch optimiertes DFP zu erhalten. Dieser Schritt wird allerdings bislang von keinem bekannten CBCT-Gerät unterstützt.

6 Abschließende Betrachtung und Ausblick

CBCT-Geräte finden zunehmend weitere Einsatzbereiche. Bislang ist es jedoch kaum möglich, Dosiswerte aus CT und CBCT zu vergleichen, da die verwendeten technischen Dosisgrößen konzeptionell unterschiedlich sind.

Die Literaturrecherchen, die begleitend während der Projektlaufzeit erfolgt sind, zeigen, dass international bislang keine nennenswerten Anstrengungen erfolgen, um die Dosisgrößen aus der CT- und CBCT-Bildgebung zu verbinden.

Im Rahmen dieses Projektes wurden Ansätze formuliert und an exemplarischen Geräten erprobt, die anstreben, die Dosisgrößen aus der CT- und CBCT-Bildgebung zu verbinden. Konzeptionell unterschiedlich wurden messtechnische Ansätze sowie Simulationsansätze entwickelt und erprobt. Die messtechnischen Ansätze basieren im Wesentlichen auf Volumendosisgrößen, DLP sowie $f(0)$, in CTDI-Prüfkörpern. Im Rahmen des Projektes wurden darüber hinaus etliche weitere Messgrößen, z.B. die Kollimation der CBCT-Geräte oder Informationen zu den Röntgenspektren erhoben. Es bleibt bei einer möglichen Überführung der Ergebnisse in die Routine zu entscheiden, ob derartige Daten, zumindest im Rahmen von Typtestungen, erhoben werden, oder ob eine größere Unsicherheit der Konversion toleriert wird.

Bei den simulationstechnischen Ansätzen bleibt der Ansatz, Konversionsfaktoren über technische Dosisgrößen zu ermitteln von dem zu unterscheiden, bei dem eine Kopplung der beiden bildgebenden Verfahren über die damit verbundene effektive Dosis erfolgt. Der Simulationsansatz zur Ermittlung der technischen Dosisgrößen ist als Erweiterung des messtechnischen Ansatzes zu verstehen. Er ermöglicht es bei ähnlichen Röntgengeräten ohne erforderliche Messungen die resultierenden Konversionsfaktoren zu prognostizieren. In Einzelfällen gibt es allerdings bislang nicht geklärte Unterschiede zwischen den messtechnischen und den anhand der Simulationsrechnungen erhaltenen Ergebnissen. Der Ansatz über die effektive Dosis als Kopplungsgröße ist als zukunftsweisend anzusehen. Er ermöglicht es, eine echte Optimierung der Bildgebungen vorzunehmen, da z.B. unterschiedliche Organexpositionen, die aus unterschiedlichen Aufnahmetrajektorien resultieren, anders als bei den technischen Ansätzen, berücksichtigt werden. Für regulative Zwecke erscheint dieser Ansatz aktuell jedoch noch zu komplex. Zudem verbleiben auch am Projektende noch zahlreiche offene Fragen, die im Rahmen zukünftiger Forschungsanstrengungen zu beantworten sind.

7 Danksagung

Das Projektteam bedankt sich bei dem Bundesamt für Strahlenschutz für die Initiierung dieses bedeutsamen Vorhabens. Es zeigte sich bis zum Projektende, dass international derartige Fragen bislang an anderer Stelle noch nicht gestellt werden.

Wir bedanken uns herzlich bei den Firmen und Kliniken, die uns Zugriff auf die CBCT-Geräte ermöglicht haben und auch in etlichen Fällen relevante weitergehende Informationen zu den Geräten bereitstellten.

Unser Dank geht weiterhin an die Werkstätten der PTB, die immer wieder Ausrüstungen kreativ hergestellt haben, die für Tests sowie die im Rahmen dieses Berichtes durchgeführten größeren Arbeiten benötigt wurden.

8 Literaturverzeichnis

- [1] T. Shope, R. M. Gagne und G. Johnson, „A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography,“ *Medical physics*, pp. 488-495, 1981.

- [2] R. Dixon und J. Boone, „Cone beam CT dosimetry: a unified and self-consistent approach including all scan modalities--with or without phantom motion,“ *Medical Physics*, pp. 2703-2708, 2010.

- [3] R. L. Dixon, „A new look at CT dose measurement: beyond CTDI,“ *Medical physics*, pp. 1272-1280, 2003.

- [4] IEC, *IEC 62B/804/CD:2010; Medical electrical equipment – Part 2-44: particular requirements for the basic safety and essential performance of X-ray equipment for computed tomography*, 2009.

- [5] D. Moher et al., „Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: the PRISMA statement,“ *J. Clin. Epidemiol*, pp. 1006-1012, 2009.

- [6] C. Nardi et al, „Radiation dose in non-dental cone beam CT applications: a systematic review,“ *La radiologica medica*, pp. 765-777, 2018.

- [7] V. Fransson et al., „Dose-Length-Product determination on Cone Beam Computed Tomography through experimental measurements and Dose-Area-Product conversion,“ *Proc. SPIE 11595, Medical Imaging 2021: Physics of Medical Imaging*, 2021.

- [8] A. Ben-Schlomo et al., „Comparing Effective Doses During Image-Guided Core Needle Biopsies with Computed Tomography Versus C-Arm Cone Beam CT Using Adult and Pediatric Phantoms,“ *Cardiovascular and interventional radiology*, pp. 732-739, 2016.

- [9] S. Kim et al., „Computed tomography dose index and dose length product for cone-beam CT: Monte Carlo simulations of a commercial system,“ *Journal of applied Medical Physice*, pp. 84-95, 2011.
- [10] A. Al-Okshi et. al, „Effective dose of cone beam CT (CBCT) of the facial skeleton: a systematic review,“ *British Journal of Radiology*, 2015.
- [11] A. Abduhaimed et al, „Investigation of practical approaches to evaluating cumulative dose for cone beam computed tomography (CBCT) from standard CT dosimetry measurements: A Monte Carlo study,“ *Physics in Medicine und Biologie*, pp. 5413-5438, 2015.
- [12] A. Abduhaimed und C. J. Martin, „Evaluation of coefficients to derive organ and effective doses from cone-beam CT (CBCT) scans: a Monte Carlo study,“ *Journal of radiological protection*, pp. 189-206, 2018.
- [13] A. Abduhainmed, C. J. Martin und O. Demirkaya, „Influence of cone beam CT (CBCT) scan parameters on size specific dose estimate (SSDE): a Monte Carlo study.,“ *Physics in Medicine and Biology*, 2019.
- [14] M. Baptista et al, „Dosimetric assessment of the exposure of radiotherapy patients due to cone-beam CT procedures,“ *Radiation an Environmental Biophysics*, pp. 21-37, 2019.
- [15] D. I. f. Normung, „DIN EN 60601-2-44:2017-03: Medizinische elektrische Geräte - Teil 2-44: Besondere Festlegungen für die Sicherheit einschließlich der wesentlichen Leistungsmerkmale von Röntgeneinrichtungen für die Computertomographie“. 2017.
- [16] S. consortium, „SEDENTEXCT workshop 31.03.2011,“
<https://www.sedentexct.eu/system/files/Prof%20Tsiklakis.pdf> (geprüft 21.02.2022).

- [17] K. Araki et. al., „Dose indices in dental cone beam CT and correlation with dose-area product,“ *Dentomaxillofacial Radiology*, doi:10.1259/dmfr.20120362 2013.
- [18] R. Fahrig et al., „Evaluation of effective dose during abdominal three-dimensional imaging for three flat-panel-detector angiography systems,“ *Medical physics*, pp. 4541-4550, 2006.
- [19] M. Borowski et al., „Dosimetry of on board imager (OBI) systems - are approaches from CT systems transferrable?,“ in *Abstractband DGMP-Jahrestagung 2014*, 2014.
- [20] H. de las Heras Gala et al., „A patient-centric approach to quality control and dosimetry in CT including CBCT,“ *Physica Medica*, pp. 92-102, 2018.
- [21] DIN, *DIN 6868-3:2000-09 Sicherung der Bildqualität in röntgendiagnostischen Betrieben - Teil 3: KONstanzprüfung bei Direktradiographie*.
- [22] S. Rosendahl et al, „CT beam dosimetric characteriation procedure for personalized dosimetry,“ *Physics in Medicine and Biology*, 2019.
- [23] G. Poludniowski et al, „SpekCalc: a program to calculate photon spectra from tungsten anode x-ray tubes,“ *Physics in Medicine and Biology*, p. N433, 2009.
- [24] ICRP, „ICRP-Publication 110 - Adult Reference Computational Phantoms,“ Elsevier, Oxford, UK, 2009.
- [25] ICRP, „Publication 103 - The 2007 Recommendations of teh International Commission on Radiological Protection,“ Elsevier, Oxford, UK, 2007.

- [26] J. M. Boone, „Dose spread functions in computed tomography: a Monte Carlo study,“ *Medical Physics*, pp. 4547-54, Oktober 2009.
- [27] Bundesamt für Strahlenschutz, „Bekanntmachung der aktualisierten diagnostischen Referenzerte für diagnostische und interventionelle Röntgenanwendungen,“ *Bundesanzeiger*, 2016.
- [28] Y. Kyriakou et al., „Concepts for dose determination in flat-detector CT,“ *Physics in Medicine and Biology*, pp. 3551-3566, 2008.
- [29] Y. Kyriakou et al., „Neuroradiologic Applications with Routine C-arm Flat Panel Detector CT: Evaluation of Patient Dose Measurements,“ *American Journal of Neuroradiology*, pp. 1930-1936, 2008.
- [30] R. Pauwels et al., „Dose distribution for dental cone beam CT and its implication for defining a dose index,“ *Dentomaxillofacial Radiology*, pp. 583-593, 2012.
- [31] O. Rampado et al., „Evaluation of various approaches for assessing dose indicators and patient organ doses resulting from radiotherapy cone-beam CT,“ *Medical Physics*, pp. 2515-2526, 2016.
- [32] W. CHu et al., „Radiation doses of cerebral blood volume measurements using C-arm CT: A phantom study,“ *American Journal of Neuroradiology*, pp. 1073-1077, 2014.
- [33] D. Dierckx et al., „Dosimetric analysis of the use of CBCT in diagnostic radiology: Sinus and middle ear,“ *Radiation Protection Dosimetry*, pp. 125-132, 2014.

- [34] Y.-S. Hwang, H.-Y. Tsai und K.-W. Lui, „Investigations of organ and effective doses of abdominal cone-beam computed tomography during transarterial chemoembolization using Monte Carlo simulation,” *BMC medical imaging*, pp. 890-896, 2018.
- [35] S. Suzuki et al., „Evaluation of effective dose during abdominal three-dimensional imaging for three flat-panel-detector angiography systems,” *Cardiovascular and interventional radiology*, pp. 376-382.
- [36] V. J. Weir et al., „Technical Note: Using linear and polynomial approximations to correct IEC CTDI measurements for a wide-beam CT scanner.,” *Medical Physics*, pp. 5360-5365, 2019.
- [37] J. Greffier et al., „A retrospective comparison of organ dose and effective dose in percutaneous vertebroplasty performed under CT guidance or using a fixed C-arm with a flat-panel detector,” *Physica Medica*, pp. 235-241, 2021.
- [38] I. Kralik et al., „Dose area product in estimation of effective dose of the patients undergoing dental cone beam computed tomography examinations,” *Journal of Radiological Protection*, pp. 1412-1427, 2018.
- [39] S. Lofthag-Flansen et al., „Calculating effective dose on a cone beam computed tomography device: 3D Accuitomo and 3D Accuitomo FPD,” *Dentomaxillofacial*, pp. 72-79, 2008.
- [40] E. Podniecks und I. Negus, „Practical patient dosimetry for partial rotation cone beam CT,” *British Journal of Radiology*, pp. 161-167, 2012.
- [41] A. Abuhaimeed et al., „A Monte Carlo investigation of dose length product of cone beam computed tomography scans,” *Journal of radiological protection*, pp. 393-409, 2020.

- [42] E. Osei et al., „Dose assessment from an online kilovoltage imaging system in radiation therapy,” *Journal of Radiological Protection*, pp. 37-50, 2009.
- [43] D. Scandurra und C. Lawford, „A dosimetry technique for measuring kilovoltage cone-beam CT dose on a linear accelerator using radiotherapy equipment” *Journal of Applied Clinical Medical Physics*.
- [44] W. Y. Song et al, „A dosimetry technique for measuring kilovoltage cone-beam CT dose on a linear accelerator using radiotherapy equipment,” *Medical Physics*, pp. 480-486, 2008.
- [45] A. Stratis et al., „Two examples of indication specific radiation dose calculations in dental CBCT and Multidetector CT scanners,” *Physica Medica*, pp. 71-77, 2017.
- [46] e. a. ., A. Uneri, „Image quality and dose characteristics for an O-arm intraoperative imaging system with model-based image reconstruction,” *Medical Physics*, pp. 4854-4868, 2018.
- [47] S. Mori et al, „Enlarged longitudinal dose profiles in cone-beam CT and the need for modified dosimetry,” *Medical Physics*, pp. 1061-1069, 2005.
- [48] A. Petersen, S. Eiskjær und J. Kaspersen, „Dose optimisation for intraoperative cone-beam flat-detector CT in paediatric spinal surgery,” *Paediatric radiology*, pp. 965-973, 2012.
- [49] M. Pace et al., „3-D dose distribution for organ dose measurement in CT thoracic exams using Gafchromic (TM) XR-QA2 films,” *Journal of instrumentation*, p. 19, 2019.
- [50] A. Steuwe et. al., „Comparison of Radiation Exposure Associated With Intraoperative Cone-Beam Computed Tomography and Follow-up Multidetector Computed Tomography Angiography for Evaluating Endovascular Aneurysm Repairs,” *Journal of endovascular therapy*, pp. 583-592, 2016.

- [51] J. Xu et al, „Technical assessment of a prototype cone-beam CT system for imaging of acute intracranial hemorrhage," *Medical physics*, 2016.
- [52] S. Kim et al., "Estimation of absorbed doses from paediatric cone-beam CT scans: Mosfet measurements and Monte Carlo simulations," *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 138, pp. 257-263, 2009.
- [53] J. Koivisto et al., „Assessment of radiation exposure in dental cone-beam computerized tomography with the use of metal-oxide semiconductor field-effect transistor (MOSFET) dosimeters and Monte Carlo simulations," *Oral Surgery*, pp. 393-400, 2012.
- [54] J. Koivisto et al., „Assessment of effective radiation dose of an extremity CBCT, MSCT and conventional X ray for knee area using MOSFET doseimeters.," *Radiation Protection Dosimetry*, pp. 515-524, 2013.
- [55] J. Koivisto et al., „Assessment of the effective dose in supine, prone, and oblique positions in the maxillofacial region using a novel combined extremity and maxillofacial cone beam computed tomography scanner," *Oral Surgery*, pp. 355-362, 2014.

Anlage 1

Tabelle 25: Suchabfragen, formuliert in der spezifischen Syntax der fünf genutzten Literaturdatenbanken Pubmed/Medline, Web of Science, Scopus, Science Direct und EuropePMC.

Query Nr.	Datenbank	Query-Strings
1	Pubmed, Medline	("DOSIMETRY") AND (("EFFECTIVE DOSE") OR ("DOSE AREA PRODUCT") OR ("ABSORBED DOSE") OR ("FACTOR") OR ("DAP") OR ("DOSE LENGTH PRODUCT") OR ("DLP") OR ("KERMA AREA PRODUCT") OR ("KAP")) AND (("COMPUTED TOMOGRAPHY") OR ("CONE BEAM") OR ("CBCT") OR ("DVT") OR ("DIGITAL VOLUME TOMOGRAPHY")) NOT ("PET") NOT ("POSITRON") NOT ("SPECT")) Bemerkung: Das Datum ist entsprechend händisch einzuschränken.
1	Web of Science	((All=(("DOSIMETRY") AND (("EFFECTIVE DOSE") OR ("DOSE AREA PRODUCT") OR ("ABSORBED DOSE") OR ("FACTOR") OR ("DAP") OR ("DOSE LENGTH PRODUCT") OR ("DLP") OR ("KERMA AREA PRODUCT") OR ("KAP")) AND (("COMPUTED TOMOGRAPHY") OR ("CONE BEAM") OR ("CBCT") OR ("DVT") OR ("DIGITAL VOLUME TOMOGRAPHY")))) NOT All=(("PET") OR ("POSITRON") OR ("SPECT"))))) Zusätzlich wurden folgende Bedingungen händisch selektiert: Dokumenttyp = Artikel Indizes = SCI-EXPANDED, CPCI-S Bemerkung: Das Datum ist entsprechend händisch einzuschränken.
1	Scopus	(ALL ("Dosimetry") AND TITLE-ABS-KEY ("EFFECTIVE DOSE" OR "DOSE AREA PRODUCT" OR "ABSORBED DOSE" OR "FACTOR" OR "DAP" OR "DOSE LENGTH PRODUCT" OR "DLP" OR "KERMA AREA PRODUCT" OR "KAP") AND TITLE-ABS-KEY ("COMPUTED TOMOGRAPHY" OR "CONE BEAM" OR "CBCT" OR "DVT" OR "DIGITAL VOLUME TOMOGRAPHY") AND NOT TITLE-ABS-KEY ("PET") AND NOT TITLE-ABS-KEY ("Positron") AND NOT TITLE-ABS-KEY ("SPECT")) AND DOCTYPE (ar OR re) AND (LIMIT-TO (PUBYEAR , [\$JAHR\$])) Bemerkung: [\$JAHR\$] ist durch den gewünschten Zeitraum zu ersetzen.
1	Science Direct	Das System akzeptiert nur maximal 8 logische Operatoren. Daher kann Query 1 hier nicht angewendet werden.

Query Nr.	Datenbank	Query-Strings
1	Europe PMC	("dosimetry" AND ("effective dose" OR "dose area product" OR "DAP" OR "absorbed dose" OR "factor" OR "dose length product" OR "DLP" OR "kerma area product" OR "KAP") AND ("computed tomography" OR "cone beam" OR "CBCT" OR "DVT" OR "digital volume tomography") NOT "PET" NOT "positron" NOT "SPECT") Bemerkung: Das Datum ist entsprechend händisch einzuschränken.
2	Pubmed, Medline	((("DOSE AREA PRODUCT") OR ("DAP") OR ("KERMA AREA PRODUCT") OR ("KAP")) AND (("DOSE LENGTH PRODUCT") OR ("DLP")) Bemerkung: Das Datum ist entsprechend händisch einzuschränken.
2	Web of Science	((All=(((("DOSE AREA PRODUCT") OR ("DAP") OR ("KERMA AREA PRODUCT") OR ("KAP")) AND (("DOSE LENGTH PRODUCT") OR ("DLP"))))) Zusätzlich wurden folgende Bedingungen händisch selektiert: Dokumenttyp = Artikel Indizes = SCI-EXPANDED, CPCI-S Bemerkung: Das Datum ist entsprechend händisch einzuschränken.
2	Scopus	(TITLE-ABS-KEY ("DOSE AREA PRODUCT" OR "DAP" OR "KERMA AREA PRODUCT" OR "KAP") AND TITLE-ABS-KEY ("DOSE LENGTH PRODUCT" OR "DLP")) AND DOCTYPE (ar OR re) AND (LIMIT-TO (PUBYEAR , [JAHRE!])) Bemerkung: [JAHRE!] ist durch den gewünschten Zeitraum zu ersetzen.
2	Science Direct	("DOSE AREA PRODUCT" OR "DAP" OR "KERMA AREA PRODUCT" OR "KAP") AND ("DOSE LENGTH PRODUCT" OR "DLP") Bemerkung: Das Datum ist entsprechend händisch einzuschränken.
2	Europe PMC	("dose area product" OR "DAP" OR "kerma area product" OR "KAP") AND ("dose length product" OR "DLP") Bemerkung: Das Datum ist entsprechend händisch einzuschränken.

Anlage 2

Die folgende tabellarische Übersicht stellt kurze Inhaltsangaben für die am relevantesten angesehenen Arbeiten aus den durchgeführten Recherchen zusammen.

Schlüssel	Kurzzusammenfassung	Zitat
Kyriakou2008	Die Arbeiten stellen Simulationen mittels ImpactMC und Messungen mit Mehrfach-CTDI-Phantomen gegenüber. Verwendet werden 250 mm Kammern. Als DLP wird das Produkt aus dem gemessenen CTDI und der Detektorausdehnung in der Längsachse verwendet.	[28]
Kyriakou2008a		[29]
Pauwels2012a	Die Arbeit stellt Messungen im CTDI-Phantom an dentalen CBCT vor. Die Messungen erfolgen mit TLD, radiochromen Filmen sowie einer Farmer-Kammer. Die Messungen werden zentriert und Off-Centre durchgeführt. Relevantes Resultat: Aufgrund der großen Feldinhomogenitäten erscheinen Messungen mit Ionisationskammern problematisch. Es erscheint potentiell sinnvoller, über DFP-Messungen zusammen mit Konversionsfaktoren belastbare Dosisdaten zu ermitteln. Alternativ sind eine praktische Validierung verschiedener möglicher Dosisindizes sowie die Definition von Umrechnungsfaktoren für die Patientendosis erforderlich.	[30]
Rampado2016	Die Arbeit vergleicht unterschiedliche Ansätze zur Bestimmung von Organdosen bei CBCT in der Strahlentherapie. Verglichen werden TLD-Messungen in Alderson-Phantomen, Simulationsrechnungen sowie Dosisindikatoren. Hierzu werden umfangreiche Messungen des DFP, der kumulativen Dosis im Isozentrum, des CBDI sowie der „central cumulative dose“ gemäß dem TG-111 Report durchgeführt. Simulationsrechnungen erfolgten mit PCXMC2.0. Es ergaben sich gewisse Probleme im Vergleich der Simulationen mit den TLD-Messungen, da das PCXMC bei ausgedehnten Organen Mittelungen der Dosis vornimmt. Relevantes Resultat: Die Dosisindikatoren korrelierten in der Arbeit gut mit den ermittelten Organdosiswerten. Unterschiedliche Habitus konnten über einen dem SSDE-entsprechenden Ansatz berücksichtigt werden.	[31]

Schlüssel	Kurzzusammenfassung	Zitat
Ben-Schlomo2016	Die Arbeit vergleicht die effektiven Dosen von CBCT-Untersuchungen an einer Philips Allura Xper und Untersuchungen an einem konventionellem CT (Philips MX-8000 IDT 16) für die Fragestellung bildgeführter Nadelbiopsien. Die Messungen wurden an anthropomorphen Phantomen für Kinder und Erwachsene durchgeführt. Messgrößen sind die Oberflächendosis sowie die Dosis im Isozentrum bei CBCT-Untersuchungen. Organdosen und effektiven Dosen wurden mit PCXMC berechnet. Bei CT-Untersuchungen wurden effektive Dosen auf Grundlage technischer Dosisgrößen (CTDI) abgeschätzt. Relevantes Resultat: Die Arbeit scheint relevant für das Vorhaben wegen des direkten Vergleichs von CBCT und CT, bei Angabe von CTDI und DFP. Allerdings sind die Beschreibungen des Messaufbaus und der Berechnungen lückenhaft und schwer nachzuvollziehen.	[8]
Chu2014	Die Arbeit vergleicht die effektiven Dosen bei Untersuchungen mit einem C-Arm und konventioneller CT bei angiographischen Fragestellungen. Ermittelt wurde die effektive Dosis durch TLD-Messungen mit einem Rando-Alderson-Phantom. Parallel gemessen wurden DFP und Einfallsdosis für die CBCT sowie DLP für konventionelle CT. Relevantes Resultat: Die Arbeit erscheint relevant für das Vorhaben wegen des direkten Vergleichs von CBCT und CT, bei Angabe von CTDI und DFP.	[32]
Dierckx2014	Die Arbeit vergleicht die effektiven Dosen für CBCT und CT-Untersuchungen für Sinus und Mittelohr. Messungen erfolgten mit TLDs im Rando-Alderson-Phantom. Parallel werden Simulationen mit PCXMC und MCNP durchgeführt, wobei die Simulationen mit Hilfe vom DFP auf Messwerte normiert wurden. Die CT-Dosis wurde mit einem Tool basierend auf einer Excel-Tabelle berechnet. Die Arbeit erscheint relevant für das Vorhaben wegen des direkten Vergleichs von CBCT und CT, bei Angabe von CTDI und DFP.	[33]
Dixon2003	Diese Arbeit ist eine Basisarbeit zur Dosimetrie innerhalb der cone-beam-Dosimetrie. Es wird hierin insbesondere die inverse CTDI-Messung mittels einer kleinen Kammer in einem weit aufgefächerten Strahl hergeleitet und praktisch angewandt. Nachdem innerhalb des aktuellen Vorhabens beabsichtigt ist, CTDI-Messungen nach dieser Vorgehensweise durchzuführen, ist die Arbeit methodisch sehr relevant.	[3]
Hwang2018	Die Arbeit stellt retrospektive Monte-Carlo-Simulationen von 80 realen TACE-Interventionen vor. Es werden Konversionsfaktoren zwischen dem DFP und der effektiven Dosis bestimmt. Die Simulationen erfolgten mittels PCXMC unter Verwendung von Phantomen, welche den BMI der Patienten angepasst waren.	[34]

Schlüssel	Kurzzusammenfassung	Zitat
Suzuki2011	In der Arbeit werden im Rahmen von Phantomstudien mittels unterschiedlich korpulenter Rando-Alderson-Phantome (simuliert durch mehrere Bauchwickel) Konversionsfaktoren des DFP zur effektiven Dosis für abdominelle CBCT-Untersuchungen ermittelt. Die Patientenuntersuchungen wurden an drei unterschiedlichen CBCT-Systemen durchgeführt.	[35]
Weir2019	In dieser Arbeit wurden drei Korrekturverfahren zur Messung des CTDI für weit kollimierte konventionelle CT-Anlagen anhand eines 256-Zeilen-Scanners verglichen. Diese umfassen 1) eine 0.6 cm³ Farmerkammer zur Messung der Spitzendosis und anschließenden Bestimmung des Dosislängenintegrals, 2) die Integration von Messungen mit einer konventionellen Stabkammer über 600 mm und 3) den gemäß IEC-Empfehlungen auf die Kollimation angepassten konventionellen CTDI. Anhand der Messungen wurden Korrekturfaktoren, basierend auf linearen und Polynomfunktionen, vorgeschlagen. Relevantes Resultat: Mittels entsprechender Korrekturverfahren kann die experimentelle Messung, wie wir sie im Projekt durchgeführt haben nach entsprechender Validierung potentiell vereinfacht werden.	[36]
Greffier2021	In dieser Arbeit haben die Autoren retrospektiv die effektive Dosis von Vertebroplastien an Brust- und Lendenwirbelkörpern verglichen, die entweder mit Hilfe konventioneller CT oder mittels Durchleuchtung und ggf. CBCT geführt wurden. Im Falle der konventionellen CT wurden die Rechnungen mit CT-Expo anhand von 16 Organen ausgeführt. PCXMC 2 kam für die Durchleuchtung und CBCT zum Einsatz. Jedoch wurden die effektiven Dosen lediglich für die gesamte Prozedur bestimmt und sind nicht auf Serienebene differenzierbar. Relevantes Resultat: Die Arbeit sehen wir als methodisch erwähnenswert an, da für die in unserem Projekt zu betrachtenden Körperregionen eine Fusion von CT und projektionsradiographischen Dosen über die effektive Dosis auf analoge Weise mittels entsprechender Simulationen durchgeführt wurde. Die Zielstellung dieser Arbeit ist jedoch nicht vollständig analog zu sehen, da es hier vielmehr um den unmittelbaren Vergleich beider Techniken hinsichtlich Dosis geht, jedoch kein systematischer Versuch unternommen wird, DLP und DFP in Relation zu setzen.	[37]
Kralik2018	Die Arbeit stellt Simulationen unterschiedlicher Geometrien und Phantome für dentale CBCT vor und vergleicht die Organdosiswerte sowie effektive Dosis mit DFP-Werten. Die Simulationen wurden mit MCNP durchgeführt. Relevantes Resultat: Mit einer als tolerabel anzusehenden Unsicherheit ist eine Korrelation zwischen der effektiven Dosis und dem DFP möglich.	[38]

Schlüssel	Kurzzusammenfassung	Zitat
Lofthag-Flansen2008	Die Arbeit vergleicht die anhand von Konversionsfaktoren aus CTDI und DFP berechnete effektive Dosis für dentale CBCT. Relevantes Resultat: Solange das untersuchte Objekt, CTDI-Phantom, zentriert im Untersuchungsbereich ist, ist das CTDI ein sinnvolles Korrelat. Bei einer Verschiebung des Zentralstrahls in die Randbereiche geht die Korrelation verloren.	[39]
Podniecks2012	Die Arbeit stellt Messungen im CTDI-Phantom sowie PCXMC-Simulationen an einer Artis Zee Anlage vor. Die Messungen wurden mit einer 100 mm Stabkammer in einem einfachen sowie einem doppelten CTDI₃₂-Phantom durchgeführt. Hierbei wurde die Kammer bewusst überstrahlt. Die effektive Dosis wurde aus dem gemessenen CTDI-Wert, der exponierten Länge sowie Konversionsfaktoren bestimmt. Relevantes Resultat: Die empirischen Werte für die effektive Dosis, die aus den CTDI-Messungen zusammen mit Konversionsfaktoren bestimmt wurden, stimmen gut mit den durch die Simulation ermittelten überein.	[40]
Fahrig2006	Die Arbeit diskutiert das Verhältnis von Dosis und Bildqualität an einer Axiom Artis dTA CBCT-Anlage. Die Dosis wird über die Messung des CTDI mit einer kleinen Kammer an zentraler Phantomebene gemessen. Die Arbeit ist aus dem Blick der Messtechnik für das aktuelle Vorhaben bedeutsam. Zudem erfolgt eine Abschätzung der Scanwinkel von CBCT-Systemen, die typisch wohl bei 210° liegen, was einem 180° Scan zuzüglich zweimal einem halben Cone-Winkel entspricht.	[18]
Fransson2021	In diesem Konferenzbeitrag wurden Messungen an einem Siemens Multitom-Rax-System skizziert und ein nicht näher spezifiziertes DFP/DLP-Konvertierungstool des Herstellers betrachtet. Das Vorhaben wurde jedoch nur an einem Gerätetyp und nur für Extremitäten verfolgt. Der experimentelle Aufbau ist teilweise analog zu unserem Vorhaben zu sehen. Mit einem 3fach-CTDI-Phantom und einer 300 mm Stabkammer wurden CTDI-Werte gemessen. Es wurde jedoch kein Zusammenhang mit einer konventionellen CT-Untersuchung hergestellt und insbesondere nicht die Zusammenführung über die effektive Dosis angestrebt.	[7]

Schlüssel	Kurzzusammenfassung	Zitat
Abuhaimed 2020	Anhand des in dieser Arbeitsgruppe bekannten und validierten MonteCarlo-Modells wurden theoretische Untersuchungen mit dem kV-Imager des Varian TrueBeam durchgeführt. Hierbei wurde der Versuch einer Definition von Dosislängenprodukten für dieses CBCT (900 mm Head und Body) bei verschiedenen Spektren und Kollimationen vorgenommen. Anschließend wurden Dosisprofilintegrale und entsprechend daraus „Effizienzwerte“ als Quotienten zwischen DLP des CT und DLP des CBCTs bestimmt. Es findet jedoch keine Kopplung zwischen DFP und DLP über eine effektive Dosis statt, insbesondere werden DFP in dieser Studie gänzlich nicht betrachtet. Relevantes Resultat: Die Studie führt an sich keine Zusammenführung von DFP und DLP herbei. Jedoch zeigt sie theoretisch auf, wie Korrekturen zur direkten Bestimmung eines DLP an verschiedenen Fächerbreiten ausgeführt werden können.	[41]
Osei2009	Die Arbeit vergleicht Messungen von CTDI-Prüfkörpern sowie mit dem Rando-Alderson-Phantom an OBI-Systemen der Strahlentherapie. Neben einer 100 mm Stabkammer werden Messungen mit einer Farmer-Kammer im Isozentrum durchgeführt. Die Arbeit berechnet aus den Messdaten einen CBDI (Cone Beam Dose Index). Relevantes Resultat: Die Messungen mit den 100 mm Kammer und der CBDI stimmen gut überein.	[42]
Scandurra2014	Die Arbeit stellt Messungen mit einem CIRS Body- sowie HeadNeck-Phantom dar. Interessant ist der Ansatz, die Messungen mit einem Diodenarray längs der Phantomachse durchzuführen. Hierdurch ist es möglich, die CTDI-Indizes anstelle mit wiederholten Messungen in einem Scan zu messen. Im Vergleich zu einer Arbeit mit einer Stabkammer wird eine Ortsauflösung entlang der z-Achse erreicht. In der Arbeit wird aus den erzielten Werten jeweils der DLP-Wert berechnet.	[43]
Song2008	Die Arbeit stellt Messungen in Phantomen vor, welche ähnlich zum Standard CTDI-Phantom sind. Gemessen wird die Dosis mit einer Farmer-Kammer in allen Bohrungen. Aus den Messungen werden quasi $CTDI_w$ berechnet und qualitativ die Auswirkung der Dosisverteilung bei unvollständiger Rotation, wie sie in CBCT Aufnahmen vielfach auftritt, diskutiert. Der in dieser Arbeit verwendete Ansatz erscheint für die im Rahmen des Vorhabens beabsichtigten Messungen durchaus bedeutsam.	[44]
Stratis2017	Die Arbeit stellt Monte-Carlo-Berechnungen unter Nutzung eines ICRP Voxel-Phantoms für den Bereich der dentalen CBCT vor.	[45]

Schlüssel	Kurzzusammenfassung	Zitat
Uneri2018	Die Arbeit stellt Messungen des CTDI an einem O-Arm-System von Medtronic vor. Die Messungen werden mit Hilfe einer Farmer-Kammer in einem dreifachen CTDI-Phantom durchgeführt. Aus den Einzelwerten werden CTDI_w-Werte berechnet. Die hier verfolgte Herangehensweise erscheint auch für Messungen im Rahmen des Vorhabens relevant.	[46]
Mori2005	Die Arbeit beschreibt Messungen des CTDI in Dosisprofilen bis zu 900 mm mit Hilfe von zwei miteinander verklebten Punkt-Photodioden. Der Ansatz wird im Rahmen des Vorhabens wahrscheinlich weniger verfolgt, nachdem es sich bei der Arbeit von Mori um eine zentrale Arbeit zur Dosimetrie in Cone-Beam-Feldern handelt, wurde sie gleichwohl hier aufgenommen.	[47]
Petersen2012	Die Arbeit stellt Phantommessungen an einem O-Arm-System vor. Als klinisches Szenario wird das Setzen von Wirbelkörperschrauben angesehen. Verwendet wurden pädiatrische Phantome unterschiedlicher Größe. Die Phantome enthielten als Erweiterung jeweils ein 3cm Loch als „Wirbelsäule“, in welches Knochenproben sowie Schrauben eingebracht werden konnten. Die Messungen wurden mit einer 100 mm Stabkammer durchgeführt. Ergänzend fanden Simulationen mittels PCXMC statt. Die Autoren räumen zu Beginn der Diskussion, dass der CTDI₁₀₀ für den Anwendungszweck eher ungeeignet ist. Sie nutzen die Werte zum relativen Vergleich zwischen einem Standardprotokoll und optimierten Protokollen.	[48]
Shope1981	Die Arbeit ist die Basisarbeit aller CTDI-Messungen. In der Arbeit werden erstmalig der CTDI als Multiple Scan Average Dose hergeleitet. Messungen erfolgen mit TLDs in einem Plexiglas-Phantom.	[1]
Pace2019	In dieser Arbeit wird eine eher ungewöhnliche Dosimetrietechnik zur Anwendung in anthropomorphen Phantomen dargestellt. Hierzu wurden großflächige GaFChromic-Filme zwischen die Scheiben eines weiblichen Thoraxphantomes gelegt und damit eine 3D-Dosisverteilung bei konventionellem Thorax-CT gemessen. Es findet jedoch keine Bestimmung von effektiven Dosen daraus statt. Relevantes Resultat: Konsequenterweise weitergeführt, könnte diese Technik beispielsweise mit Filmen in Form von Querschnitten entsprechender Organe zur Kalibrierung bzw. Validierung der Simulationen, welche wir in diesem Projekt durchgeführt haben, dienen.	[49]
Steuwe2016	Die Arbeit stellt einen Vergleich der effektiven Dosen bei intraoperativer CBCT sowie konventioneller MDCT am Beispiel von EVAR-Prozeduren vor. Ergänzend wird die effektive Dosis mittels TLDs an einem anthropomorphen Phantom ermittelt	[50]

Schlüssel	Kurzzusammenfassung	Zitat
Xu2016	Die Arbeit stellt Messungen mit einer Farmer-Kammer in zwei hintereinander angeordneten 16 cm CTDI-Phantomen vor. Als klinische Fragestellung ist eine Bildgebung bei intrakraniellen Blutungen anzusehen. Die Messungen erfolgen an einem proprietären CBCT-System mit einer 360° Rotation.	[51]
Dixon & Boone 2010	Diese Arbeit stellt den grundlegenden Zusammenhang bei Messungen des CTDI und DLP im Falle eines bewegten CTDI nach der Definition von Shope et al (1981) und eines unbewegten Patiententisches her. Aus dieser Arbeit folgt auch der theoretische Unterbau für die Messmethode mit einer kleinen Ionisationskammer (z.B. Farmer Kammer) im CTDI Phantom das CTDI zu messen, als Alternative zur konventionellen Methode mit der Stabkammer. Relevanz: Die Methode, bei stehendem Tisch und mit kleiner Ionisationskammer im CTDI Phantom das CTDI und DLP zu messen, ist für CBCT-Systeme gut geeignet.	[2]
Kim2009, Koivisto 2012, Koivisto 2013, Koivisto 2014	In den Arbeiten wird eine Dosimetrie mit MOSFET-Detektoren vorgestellt. Mittels der MOSFET wird in anthropomorphen Phantomen die effektive Dosis bestimmt. Nachdem innerhalb unsers Vorhabens eine Dosimetrie mit MOSFET beabsichtigt ist, sind die vier Arbeiten methodisch verwertbar.	[52] [53] [54] [55]

Anlage 3

Folgende Messmittel wurden an den Kalibriereinrichtungen der PTB gegen die Primärnormale kalibriert:

- A: Dosisflächenproduktkammer (DFP) Typ TA 34019 S/N 00035 mit Diamantor E2 S/N 2545
- B: Farmer-Ionisationskammer Typ Radcal 10 × 6 - 0.6 CT S/N 9414
- C: 10 cm CT-Stabkammer Typ PTW TM30009 S/N 960
- D: 30 cm CT-Stabkammer Typ PTW TM30017 S/N 022

Die Kammern wurden für eine Referenzqualität Q₀ kalibriert. Die Abhängigkeit des Kalibrierfaktors von der Strahlungsqualität Q wird durch den Korrektionsfaktor k_{Q,Q_0} berücksichtigt. Der Kalibrierfaktor $N_{x,Q}$ für die Strahlungsqualität Q bezüglich einer Meßgröße x (x = Luftkerma K, Luftkermalängenprodukt KL oder Luftkermaflächenprodukt KA) ergibt sich dann aus

$$N_{x,Q} = N_{x,Q_0} * k_{Q,Q_0}$$

k_{Q,Q_0} ist der über das Spektrum gemittelte Wert der monoenergetischen Funktion k_{E,Q_0} , die durch folgenden Zusammenhang gegeben ist:

$$k_{Q,Q_0} = \frac{\int_0^{E_0} \phi_E k_{E,Q_0} dE}{\int_0^{E_0} \phi_E dE}$$

Die Funktion k_{E,Q_0} ist der monoenergetische Qualitätskorrektionsfaktor. Dieser wurde durch eine numerische Entfaltung der gemessenen Werte der Kalibrierfaktoren für die Qualitäten der ISO 4037-NARROW-, RQA- und RQR Serien mittels eines eigens dafür geschriebenen Programms numerisch ermittelt. Die Photonenfluenzspektren wurden aus Schwächungsmessungen nach dem in Abschnitt 5.4.1 beschriebenen Verfahren ermittelt.

Die Ergebnisse der Kalibrierungen sind in Tabelle 26 zusammengestellt. Die Variationsbreite des Strahlungsqualitätskorrektionsfaktors wurde für Spektren ermittelt, die für das Projekt verwendet wurden.

Tabelle 26: Ergebnisse der Kalibrierungen der verwendeten Messmittel zur Dosismessung

Kammer	Typ und S/N	Referenz- qualität Q ₀	Kalibrierfaktor bzw. Kalibrierkoeffizient	Einheit	Variation k_{Q,Q_0} für die verwendeten Strahlungsqualitäten
A	TA 34019 S/N 00035	RQR 6	$N_{KA} = 1,327$	1	0,86 bis 1,08
B	RC 10 × 6 - 0.6 S/N 9414	RQT 9	$N_K = 4,529 * 10^7$	Gy/C	0,993 bis 1,003
C	PTW TM30009 S/N 960	RQT 9	$N_{KL} = 8,144 * 10^7$	Gy cm / C	0,974 bis 1,016
D	PTW TM30017 S/N 022	RQT 9	$N_{KL} = 7,887 * 10^7$	Gy cm / C	0,992 bis 1,031

Aus den Daten ist ersichtlich, dass die DFP-Kammer eine signifikante Energieabhängigkeit von mehr als 20% hat, während die beiden CT-Stabkammern mit ca. 4% eine moderate und die Farmer Kammer mit nur 1% eine sehr geringe Energieabhängigkeit besitzen.