

Aus dem Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie  
der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf  
Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. G. Antoch

Implementierung aktualisierter diagnostischer Referenzwerte mittels eines  
automatischen Dosismanagementsystems zur Qualitätssicherung in der  
Computertomographie

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin  
der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

vorgelegt von  
Elisabeth Appel  
2022

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

gez.:

Dekan: Prof. Dr. med. Nikolaj Klöcker

Erstgutachter: Prof. Dr. med. Patric Kröpil

Zweitgutachterin: Prof. Dr. med. Nadja Lehwald-Tywuschik

Teile dieser Arbeit wurden veröffentlicht:

Appel E, Kröpil P, Bethge OT, Aissa J, Thomas C, Antoch G, et al. Quality assurance in CT: implementation of the updated national diagnostic reference levels using an automated CT dose monitoring system. *Clin Radiol.* 2018;73(7):677.e13-677.e20.

## Zusammenfassung

Die technischen Entwicklungen der letzten Jahre haben zu einer Reduktion der Strahlenexposition durch einzelne Computertomographie (CT)-Untersuchungen geführt. Trotzdem nimmt die kumulative medizinische Strahlenexposition der Bevölkerung durch die steigende Anzahl an CT-Untersuchungen zu. Gemäß den Anforderungen der 2014 veröffentlichten Richtlinie der Europäischen Atomgemeinschaft (2013/59/EURATOM) publizierte das Bundesamt für Strahlenschutz (BfS) am 22. Juni 2016 die aktualisierten diagnostischen Referenzwerte (DRW) für die Strahlenexposition im Rahmen von CT-Untersuchungen. Sowohl die wachsenden Untersuchungszahlen als auch die steigenden Anforderungen an eine umfassende Überwachung und Analyse der Dosisdaten führten zu einer steigenden Nachfrage hinsichtlich Softwarelösungen, die eine effiziente Analyse dosisrelevanter Daten realisieren. Ziel der vorliegenden Arbeit war es, die aktualisierten DRW über ein automatisches Dosismanagementsystem (DMS) in die klinische Routine einer universitären radiologischen Abteilung zu implementieren, systematische Dosisüberschreitungen im Rahmen von CT-Untersuchungen zu detektieren und eine Analyse der durchgeführten Änderungen von Untersuchungsprotokollen im Hinblick auf die Strahlendosis und Bildqualität durchzuführen. Hierfür wurden die DRW als Sollwert in das DMS eingespeist und mit den Dosiswerten der CT-Untersuchungen der radiologischen Abteilung verglichen. Gemäß den Vorgaben des BfS wurden der volumetrische CT Dosis Index ( $CTDI_{vol}$ ) und das Dosislängenprodukt (DLP) als Dosisparameter verwendet. CT-Protokolle, die eine systematische Überschreitung der DRW zeigten, wurden unter Berücksichtigung der Bildqualität angepasst. Insgesamt wurden  $n = 27103$  CT Untersuchungen, welche zwischen 01/2016 und 11/2016 durchgeführt wurden, analysiert. Der mittlere  $CTDI_{vol}$  betrug  $65,3 \pm 33,3$  % und das mittlere DLP  $67,4 \pm 41,8$  % der DRW. Über die Reduktion des Röhrenstrom-Zeit-Produktes erfolgte in zwei Schritten eine erfolgreiche Optimierung der Dosiswerte für die Lendenwirbelsäule und das Becken, welche die DRW initial überschritten. Aufgrund einer klinisch begründet relativ erhöhten Scanlänge überschritt das DLP des Mittelgesicht-Protokolls auch nach einer Optimierung den DRW. Die Arbeit konnte zeigen, dass ein DMS durch effiziente Analyse großer Datenmengen systematische Dosisüberschreitungen von CT-Untersuchungen ermitteln und den Einfluss von Protokolländerungen überwachen kann. Im Verbund mit den nationalen DRW tragen DMS zu Qualitätssicherung, Strahlenschutz und letztlich der Patientensicherheit bei. Die Überschreitung der DRW in begründeten Einzelfällen ist erlaubt und kann sogar klinisch notwendig sein.

## Summary

Technical advances of the past years have led to decreasing radiation exposure from single Computed Tomography (CT) scans. Nevertheless, there is an increase of cumulative radiation exposure of the population caused by a growing number of CT examinations. Following requirements from the 2013/59/EURATOM directive published in 2014, the German Federal Institute for Radiation Protection (FIRP) published the updated national diagnostic reference levels (DRL) in June 2016. Increasing use of CT and growing requirements regarding monitoring and analysis of dose data demand software solutions which enable an efficient data analysis. Aim of this study was to implement the updated DRL into clinical routine using an automated dose monitoring software (DMS) and to analyze CT protocol setting adjustments. DRL were implemented into the DMS and compared with institutional dose values. Based on the requirements from the FIRP, volumetric Computed Tomography Dose Index ( $CTDI_{vol}$ ) and Dose Length Product (DLP) were used as dose parameters. CT protocols systematically exceeding the DRL were optimized.  $N = 27103$  CT examinations between 01/2016 and 11/2016 were analysed. Compared to the DRL,  $CTDI_{vol}$  and DLP were  $65.3 \pm 33.3 \%$  and  $67.4 \pm 41.8 \%$ , respectively. Decreasing the tube current time product led to a successful dose reduction for lumbar spine and pelvis. Although  $CTDI_{vol}$  could be reduced below national DRL, DLP of facial bone CT examinations remained above the DRL due to a clinical demand for an extended scan length. This study demonstrated the capability of DMS to enable the detection of systematic dose exceeding and monitoring of CT protocol adjustments through efficient analysis of big data. In combination with the national DRL, DMS contribute to quality assurance, radiation protection and ultimately patient safety. Exceeding the DRL is allowed and may be necessary in individual cases.

## Abkürzungsverzeichnis

AAPM	American Association of Physicists in Medicine
ALARA	As Low As Reasonably Achievable
ACR	American College of Radiology
BfS	Bundesamt für Strahlenschutz
BMI	Body Mass Index
cm	Zentimeter
COCIR	European Coordination Committee of the Radiological, Electromedical and Healthcare IT Industry
CT	Computertomographie
CTDI	CT Dosis Index
CTDI <sub>vol</sub>	volumetrischer CT Dosis Index
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DLP	Dosislängenprodukt
DMS	Dosismanagementsystem
DRW	Diagnostische Referenzwerte
EURATOM	The European Atomic Energy Community (Europäische Atomgemeinschaft)
FBP	Filtered Back Projection
FIRP	Federal Institute for Radiation Protection
FOV	Field of View
IAEA	International Atomic Energy Agency
ICRP	International Commission on Radiological Protection
keV	Kiloelektronenvolt
kg	Kilogramm
kV	Kilovolt
kVp	Kilovolt Peak
L	Scanlänge
m <sup>2</sup>	Quadratmeter
mGy	Milligray
mAs	Milliamperesekunde
MPE	Medizinphysikexperte
MTRA	Medizinisch-technischer Radiologieassistent
mSv	Millisievert
OCR	Optical Character Recognition
PACS	Picture Archiving and Communication System
PMMA	Polymethylmethacrylate
RDSR	Radiation Dose Structured Report
SOP	Standard Operating Procedure
StrSchG	Strahlenschutzgesetz
StrSchV	Strahlenschutzverordnung
Sv	Sievert
UFC	Ultra Fast Ceramic
UNSCEAR	United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation
WED	Water Equivalent Diameter

# Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung .....	1
1.1	Bedeutung der CT im klinischen Alltag.....	1
1.2	Bedeutung der CT für die Strahlenexposition der Bevölkerung .....	2
1.3	Biologische Wirkungen ionisierender Strahlung auf den menschlichen Körper .....	3
1.3.1	Deterministische und stochastische Strahlenfolgen .....	3
1.3.2	Woher stammen die Daten für die Risikostratifikation von ionisierender Strahlung? .....	3
1.3.3	Linear no-threshold Theorie und Hormesis .....	4
1.4	Gesetzliche Regelungen zum Strahlenschutz – Konzept der Diagnostischen Referenzwerte (DRW) .....	5
1.5	Computertomographie und Dosis .....	7
1.5.1	Technische Messgrößen .....	7
1.5.2	Die Vorbereitung einer CT-Untersuchung.....	9
1.5.3	CT-Untersuchungsparameter mit Einfluss auf die Dosis.....	9
1.5.4	Einfluss der Bildnachverarbeitung auf Bildqualität und Dosis.....	10
1.6	Dosismanagement und softwarebasierte Dosismanagementsysteme.....	11
1.6.1	Aufgaben eines Dosismanagementsystems.....	11
1.6.2	Vorstellung des in dieser Arbeit verwendeten Dosismanagementsystems .....	11
1.6.3	Dosiserfassung und Dosisreport.....	12
1.7	Einbettung der Promotionsarbeit in die Forschungsprojekte der Arbeitsgruppe .....	12
1.8	Ziele der Arbeit .....	13
2	Appel E, Kröpil P, Bethge OT, Aissa J, Thomas C, Antoch G, et al. Quality assurance in CT: implementation of the updated national diagnostic reference levels using an automated CT dose monitoring system. Clin Radiol. 2018;73(7):677.e13-677.e20 .....	14
3	Diskussion.....	15
3.1	Vergleich der institutsinternen Dosiswerte mit den DRW.....	15
3.2	Die Protokollanpassung .....	17
3.3	Unterschiede der Strahlenexposition zwischen den CT-Geräten.....	20
3.3.1	Abhängigkeit der Dosis vom Untersuchungsspektrum der CT-Geräte.....	20
3.3.2	Abhängigkeit der Dosis vom Baujahr der CT-Geräte.....	20
3.3.3	Abhängigkeit der Dosis von der baulichen Geräteausstattung .....	21
3.3.4	Abhängigkeit der Dosis von automatisierten Dosisreduktionstechniken.....	22
3.4	Annäherung an die tatsächliche Strahlenexposition .....	22
3.5	Das Dosismanagementsystem (DMS).....	23
3.5.1	Die Rolle des Dosismanagementsystems .....	23
3.5.2	Aspekte eines umfassenden Dosismanagementsystems .....	24
3.6	Limitationen .....	24
3.7	Schlussfolgerung .....	26
3.8	Ausblick - Zukünftiges Potenzial der Dosismanagementsysteme .....	27
4	Literatur.....	28

# 1 Einleitung

Die Computertomographie (CT) ist ein medizinisches Bildgebungsverfahren, mit dem schichtförmige Röntgenbilder erstellt werden können. Zusammengesetzt bilden sie einen dreidimensionalen Datensatz, aus dem mittels entsprechender Software überlagerungsfreie Bilder des Körpers in nahezu allen Raumrichtungen erstellt werden können. Analog zu den konventionellen Röntgenuntersuchungen werden hierfür ionisierende Strahlen angewendet, welche eine potenziell kanzerogene Wirkung haben können.

Bereits Anfang des 20. Jahrhunderts wurde die mathematische Grundlage für die CT gelegt. 1917 veröffentlichte Johann Radon eine Arbeit über die Beschreibung eines dreidimensionalen Objektes auf Basis mehrerer zweidimensionaler Abbildungen (sog. Radon-Transformation) (1). Etwa 50 Jahre später entwickelte Godfrey Newbold Hounsfield auf Basis dieses mathematischen Modells den ersten Computertomographen. Unabhängig davon erstellte Allan McLeod Cormack ebenfalls Berechnungen zur Entwicklung eines CT-Gerätes. 1979 erhielten beide für ihre Erfindung den Nobelpreis im Fachbereich Medizin (1).

Die erste CT-Untersuchung im klinischen Kontext wurde 1971 in London durchgeführt. Es handelte sich um ein Schädeluntersuchung, deren Akquise und Bildrekonstruktion mehrere Stunden in Anspruch nahm (1).

Die initial sehr zeitintensive, sequenzielle Bildakquise beschleunigte sich mit der Erfindung der Spiral-CT durch Willi Alfred Kalender wesentlich. Durch die spiralförmige Abtastung von Patienten nahm die Anzahl der pro Zeitintervall durchgeführten CTs sowie deren Bildqualität stetig zu (1).

## 1.1 Bedeutung der CT im klinischen Alltag

In den Jahren 2007 – 2014 nahm die Anzahl an CT-Untersuchungen in Deutschland um ca. 40 % zu (2). Neben der immer schnelleren Durchführbarkeit der Untersuchungen ist ein weiterer Grund hierfür die Ausweitung auf neue Indikations- bzw. Anwendungsbereiche. Die CT ist heute zentraler Bestandteil der primären Diagnostik und der Therapiekontrolle diverser Erkrankungen und gilt als das „Arbeitspferd“ der Radiologie. Neben den diagnostischen Einsatzmöglichkeiten können die Bilddatensätze auch zur Planung und Durchführung von operativen Eingriffen genutzt werden.

In der Onkologie ist die CT-Bildgebung fest in den Leitlinien verankert. Sie hilft dabei, das initiale Stadium der Tumorerkrankung zu erkennen, welches für die Therapieplanung essenziell ist. Im Verlauf werden im Rahmen vieler Tumorerkrankungen in festgelegten Zeitintervallen CT-Untersuchungen zur Kontrolle des Therapieansprechens durchgeführt. Aus der

Notfalldiagnostik ist die CT aufgrund der schnellen und unkomplizierten Durchführbarkeit nicht mehr wegzudenken (3). Des Weiteren gibt es neuere Indikationen, wie z.B. die Bestimmung von Organperfusionen, die virtuelle Koloskopie oder auch die Bestimmung der Materialkomposition durch die *dual-energy* CT.

Eine weitere Anwendungsmöglichkeit besteht in der interventionellen Radiologie, z.B. im Rahmen von diagnostischen und/oder therapeutischen Punktionen, Drainageanlagen, Sympathikolyse oder Thermoablationen von Tumoren.

Die Ausweitung der Indikationen spiegelt sich auch im neuen Strahlenschutzgesetz (StrSchG) wider. Hier wird die Indikationsstellung insbesondere hinsichtlich Vorsorgeuntersuchungen ausgeweitet. Bisher war diese den Röntgenuntersuchungen zur Mammakarzinomvorsorge, den Mammographien, vorbehalten. Jetzt sollen auch CT-Untersuchungen zur Früherkennung des Bronchial- sowie Kolonkarzinoms sowie zur Risikostratifizierung und Abklärung einer koronaren Herzkrankheit ermöglicht werden (4). Letzteres ist für eine bestimmte Patientengruppe auf Basis mehrerer großer Kohortenstudien (z.B. SCOT-Heart, DISCHARGE) bereits in die europäische Leitlinie zum Management des chronischen Koronarsyndroms als Ersatz bzw. Vorstufe zur invasiven Koronarangiographie aufgenommen worden (4–6).

## **1.2 Bedeutung der CT für die Strahlenexposition der Bevölkerung**

Die Strahlenexposition einer Bevölkerung setzt sich aus natürlichen Quellen (terrestrische Strahlung, kosmische Strahlung, Atemluft und Nahrung) und aus anthropogenen Quellen (z.B. medizinische Untersuchungen, Atomkraft) zusammen (7). Meist wird diese als effektive Dosis (Einheit: Sievert [Sv]) angegeben, wobei neben Art und Menge der Strahlung auch die unterschiedliche Strahlenempfindlichkeit der einzelnen Organe berücksichtigt wird. Die jährliche natürliche Strahlenexposition in Deutschland liegt bei etwa 2-3 mSv. Medizinische Untersuchungen verursachen zusätzlich eine durchschnittliche Strahlenexposition von 1,7 mSv pro Person und Jahr (8). Mit 43 % aller Untersuchungen mit ionisierender Strahlung entfällt ein Großteil der Untersuchungen auf die Zahnheilkunde. Diese relativ große Anzahl macht jedoch lediglich ca. 0,4 % der kumulativen effektiven Dosis der Gesamtbevölkerung aus. Im Gegensatz dazu macht die CT zahlenmäßig nur ca. 10 % aller Untersuchungen mit ionisierender Strahlung aus, ist jedoch für ca. 68 % der kumulativen effektiven Dosis verantwortlich (9). Dabei ist die Spanne der effektiven Dosis von einzelnen CT-Untersuchungen, abhängig von Körperregion und Fragestellung, sehr groß. Sie reicht von ca. 1 mSv bei Niedrigdosisprotokollen über etwa 20 mSv bei CT-Untersuchungen großer Körperabschnitte, z.B. im Rahmen der Tumornachsorge, bis hin zu etwa 50 mSv bei ausgedehnten Ganzkörperuntersuchungen, z.B.

im Rahmen der Polytraumaversorgung. Obwohl aufgrund zahlreicher technischer Weiterentwicklungen die mittlere Strahlenexposition der einzelnen CT-Untersuchung zum Teil erheblich reduziert werden konnte, stieg aufgrund deutlich zunehmender Untersuchungszahlen die durchschnittliche Strahlenexposition pro Einwohner in Deutschland von 0,8 mSv im Jahr 2007 auf fast 1,1 mSv im Jahr 2016 an (10).

### **1.3 Biologische Wirkungen ionisierender Strahlung auf den menschlichen Körper**

#### **1.3.1 Deterministische und stochastische Strahlenfolgen**

Biologische Wirkungen ionisierender Strahlen werden in zwei Gruppen unterteilt: deterministische und stochastische. Deterministische Strahlenschäden treten bei Überschreitung eines bestimmten Schwellenwertes auf, welcher bei etwa 500 mSv liegt. Sie beschreiben direkte Organschäden mit Zelluntergang und treten innerhalb von Tagen bis Wochen auf. Mit steigender Dosis steigt das Ausmaß der Gewebeschädigung. Zu ihnen gehören z.B. Haarausfall, Erytheme, Anämie und Reduktion der Fruchtbarkeit. Späte deterministische Strahlenschäden, wie z.B. Lungenfibrose, treten 6-24 Monate nach Exposition auf. Stochastische Strahlenschäden basieren auf Veränderungen der DNA, welche zu Gendefekten oder –mutationen führen können. Sie können auch bei niedriger Strahlendosis auftreten, einen Schwellenwert gibt es hier nicht. Die Wahrscheinlichkeit des Auftretens von stochastischen Strahlenschäden nimmt jedoch mit steigenden Dosiswerten zu. Von der Dosis unabhängig sind die Schwere bzw. das Ausmaß der resultierenden Schäden. Zu den stochastischen Strahlenschäden zählen z.B. die Entwicklung eines soliden Malignoms oder einer Leukämie, welche Jahre nach Exposition auftreten können (11).

#### **1.3.2 Woher stammen die Daten für die Risikostratifikation von ionisierender Strahlung?**

Multiple Studien untersuchten die Auswirkungen ionisierender Strahlung auf den menschlichen Körper. Die wichtigsten Langzeitdaten stammen unter anderem aus zwei großen Kohorten. Zum einen werden rund 120.000 Menschen aus Hiroshima und Nagasaki seit den Atombombenangriffen 1945 hinsichtlich Strahlenschäden, insbesondere Entwicklungen von Malignomen, in der Life Span Study kontinuierlich untersucht. Sie gibt detaillierten Aufschluss über kurz- und langfristige Strahlenschäden für ein breites Dosispektrum sowie alle Altersgruppen (12). Daneben erforscht die Wismut-Studie Folgen einer erhöhten Radonbelastung bei etwa 59.000 Uranbergarbeitern (13). Die INWORKS-Studie untersucht die

Auswirkungen ionisierender Strahlung im Niedrigdosisbereich. Hierzu werden Nukleararbeiter hinsichtlich auftretender Erkrankungen kontinuierlich untersucht (14).

Neben berufsspezifischen Erkrankungen der Wismut-Bergarbeiter, wie Krebserkrankungen der Lunge und oberen Atemwege sowie Silikosen, die auf die Inhalation von Radon und seinen Abbauprodukten zurückzuführen sind, ließen sich eine erhöhte Inzidenz von Leukämien sowohl bei Uranbergarbeitern als auch Überlebenden der Atombombenangriffe nachweisen (13,15).

Auch für medizinische Röntgenanwendungen wurde in der Vergangenheit ein Zusammenhang mit dem Auftreten bestimmter Malignome beschrieben. Zahlreiche Publikationen beschreiben eine erhöhte Inzidenz maligner Erkrankungen bei Patienten mit multiplen CT-Untersuchungen (16–20). Insbesondere bei Kindern wird eine Assoziation zwischen gehäuften CT-Untersuchungen und einem erhöhten Leukämie- und Hirntumorrisiko beschrieben (17–19).

Neben diesen stochastischen sind auch deterministische Strahlenfolgen im medizinischen Rahmen zu nennen, die mehrfach in der Literatur als Folge einer hohen Strahlenexposition beschrieben wurden. Gehäuft wurde von Haarausfall im Rahmen von Kontrastmittelgestützten CT-Perfusionsuntersuchungen des Gehirns berichtet (21,22).

### **1.3.3 *Linear no-threshold* Theorie und Hormesis**

Wie hoch das Risiko stochastischer Strahlenschäden im durchschnittlichen Dosisbereich heutiger CT-Untersuchungen ist, bleibt eine mathematische Annäherung an die Realität. Ein Problem hierbei ist, dass Malignome erst Jahre bis Jahrzehnte nach Strahlenexposition auftreten. Die jetzigen retrospektiven Analysen beziehen sich bezüglich der Malignominzidenz bereits auf veraltete Technologien.

Eine weitere Einschränkung ist das vergleichsweise niedrige Risiko für das Auftreten eines strahleninduzierten Malignoms. Neben den vielen anderen Einflussfaktoren ist ein Malignom deshalb nur eingeschränkt direkt und allein in einer stattgehabten Strahlenexposition zu begründen.

Das aktuell verwendete „*Linear no-threshold*“ Modell geht davon aus, dass das Risiko für eine strahleninduzierte Krebserkrankung linear mit sinkender Dosis abnimmt und es keinen Schwellenwert gibt, ab dem ionisierende Strahlen ungefährlich sind. Es erfolgt also eine Extrapolation von hohen auf niedrigere Dosiswerte. Dabei wird ein wachsendes Risiko für die Entwicklung eines Malignoms mit steigender Dosis und steigender Untersuchungszahl angenommen (23,24).

Daneben gibt es die kontrovers diskutierte Theorie der Hormesis oder „*Adaptive Response*“. Sie geht davon aus, dass eine Strahlenexposition unterhalb eines Schwellenwertes einen positiven Einfluss auf die Gesundheit haben kann, indem Reparaturmechanismen des Organismus angeregt werden (25). Auf dieser Annahme beruht u.a. die alternative Heilmethode der Radonbalneotherapie (z.B. in Form von Radonbädern für die Therapie der rheumatoiden Arthritis).

Trotz der Tatsache, dass es sich bei der Risikostratifikation aufgrund der niedrigen Dosiswerte um eine mathematische Annäherung handelt, muss aufgrund zahlreicher Studien über die kanzerogene Wirkung ionisierender Strahlen davon ausgegangen werden, dass insbesondere die kumulativen medizinischen Untersuchungen mit ionisierender Strahlung auch heute noch ein – wenn auch sehr geringes – Risiko für assoziierte Erkrankungen mit sich bringt.

#### **1.4 Gesetzliche Regelungen zum Strahlenschutz – Konzept der Diagnostischen Referenzwerte (DRW)**

Auf internationaler Ebene agieren der Wissenschaftliche Ausschuss der Vereinten Nationen für die Auswirkungen radioaktiver Strahlung (*United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation*, UNSCEAR), die Internationale Strahlenschutzkommission (*International Commission on Radiological Protection*, ICRP) und die Internationale Atomenergie-Organisation (*International Atomic Energy Agency*, IAEA). Das UNSCEAR stellt hierbei wissenschaftliche Grundlagen bereit, während ICRP und IAEA zusätzlich Handlungsanweisungen formulieren. Daneben erstellt die *American Association of Physicists in Medicine* (AAPM) unter anderem technische Berichte.

In Anlehnung an Bestimmungen der ICRP hat die Europäische Union die Richtlinie „zur Festlegung grundlegender Sicherheitsnormen für den Schutz vor den Gefahren einer Exposition gegenüber ionisierender Strahlung [...]“ überarbeitet (26). Diese im Jahre 2014 in Kraft getretene Richtlinie 2013/59/EURATOM verschärft die Vorgaben für medizinische Anwendungen mit ionisierender Strahlung bezüglich Dosisoptimierung sowie -dokumentation und fordert die Beratung durch einen Medizinphysikexperten (MPE). Die Implementierung von 2013/59/EURATOM in die nationale Gesetzgebung der Mitgliedsstaaten der Europäischen Union sollte bis 2018 erfolgen. In Deutschland wurde dies über ein neues Strahlenschutzgesetz (StrSchG) realisiert.

Artikel 55 der 2013/59/EURATOM Richtlinie fordert für jede medizinische Röntgenanwendung einen hinreichenden Nutzen. Auf Bundesebene wird dies durch §83 StrSchG widergespiegelt. Dort ist festgelegt, dass die rechtfertigende Indikation durch einen

fachkundigen Arzt vor jeder Röntgenanwendung gestellt werden muss. Zusammenfassungen rechtfertigender Indikationen werden als *Appropriateness Criteria* vom *American College of Radiology* (ACR) oder als *Referral Guidelines for Imaging* von der Europäischen Kommission bereitgestellt (27,28). Wenn die Indikationsstellung erfolgt ist, sollte das Grundprinzip jedes Einsatzes ionisierender Strahlung beachtet werden. Hiernach sollte die applizierte Dosis bei erhaltener diagnostischer Aussagekraft so gering wie möglich sein („*as low as reasonably achievable*“; ALARA-Prinzip).

Nach erfolgter Untersuchung müssen sowohl die Angaben zur rechtfertigenden Indikation, der Zeitpunkt der Indikationsstellung, die akquirierten Bilder als auch die Expositionsdaten über einen Zeitraum von 10 Jahren aufbewahrt werden. Die Archivierung der Untersuchungen von Minderjährigen erfolgt bis zu deren 28. Geburtstag (§85 StrSchG) (29). In §85 des Strahlenschutzgesetzes wird darüber hinaus gefordert, dass die Expositionsdaten einer Untersuchung mit den dazugehörigen diagnostischen Referenzwerten abgeglichen werden.

In Artikel 56 bzw. 58 fordert die Richtlinie 2013/59/EURATOM die Bereitstellung von diagnostischen Dosisreferenzwerten sowie die Bereitstellung der Expositionsdaten von medizinischen Röntgenanwendungen. In Deutschland wird dies durch die Publikation der „aktualisierten diagnostischen Referenzwerte für diagnostische und interventionelle Röntgenanwendungen“ des BfS am 22. Juni 2016, aber auch die Überarbeitung des StrSchG mit Veröffentlichung am 12. Mai 2017 und Ergänzung durch die Strahlenschutzverordnung (StrSchV), veröffentlicht am 31. Dezember 2018, widerspiegelt (30).

Diagnostische Referenzwerte (DRW) bieten eine Orientierung bezüglich des Einsatzes und der Optimierung von medizinischen Untersuchungen mit ionisierender Strahlung, um Patienten vor zu hohen Strahlendosen zu schützen. DRW existieren für konventionelle Röntgen- und Durchleuchtungsuntersuchungen, Katheterangiographien aber auch für CT-Untersuchungen. Sie beruhen auf einer deutschlandweiten Erhebung von Dosisdaten einer großen Anzahl von Röntgeneinrichtungen durch die Ärztlichen Stellen und Übermittlung an das BfS. Sie orientieren sich an der 75. Perzentile der Verteilung der Strahlenexposition. DRW sollten mit modernen CT-Geräten bei Standardpatienten ( $70 \pm 3$  kg) und Routineuntersuchungen normalerweise problemlos unterschritten werden. Sie stellen Orientierungswerte dar, deren Überschreitung in Einzelfällen nicht verboten ist, jedoch einer Begründung bedarf (z.B. hoher *Body Mass Index*, BMI). Ziel sollte es sein, die Referenzwerte bei erhaltener diagnostischer Bildqualität nicht zu überschreiten (31). Zudem wird eine ständige Optimierung der Untersuchungseinstellungen gefordert, auch wenn die DRW bereits unterschritten werden.

Bezüglich der aktualisierten DRW für CTs wurden, im Vergleich zur vorangegangenen Version, zehn neue Referenzwerte hinzugefügt, sodass insgesamt DRW für zwanzig Körperregionen bzw. Untersuchungsprotokolle vorliegen. Die DRW wurden zudem im Durchschnitt um etwa 20% gesenkt (31). Gemäß den Vorgaben des Bundesministeriums für Umwelt, Naturschutz und nukleare Sicherheit in der Sachverständigen-Prüfrichtlinie werden sie als volumetrischer CT Dosis Index ( $CTDI_{vol}$ ) und Dosislängenprodukt (DLP) angegeben (32).

Radiologische Institutionen werden ferner dazu ermutigt, eigene interne DRW auf Basis der 50. Perzentile in einer größeren Patientenpopulation für häufig durchgeführte Untersuchungen zu erstellen. Diese können für CT-Protokolle ohne bestehenden DRW aber auch für CT-Protokolle mit bestehenden DRW festgelegt werden (31).

## **1.5 Computertomographie und Dosis**

Bei den heute verwendeten CT-Geräten der 3. Generation liegen sich Röntgenröhre und Detektor gegenüber und rotieren gemeinsam in der x-y-Ebene um den Patienten.

Die Röntgenröhre besteht aus einem Glaszylinder, einer Kathode (z.B. aus einem Wolfram-Draht) und einem Anodenteller (meist aus Wolfram). Wird eine Spannung angelegt, erhitzt sich die Kathode und Elektronen werden in Richtung des Anodentellers beschleunigt. Beim Auftreffen der Elektroden auf den Anodenteller entstehen die vom Anodenmaterial abhängige, charakteristische Röntgenstrahlung sowie die Bremsstrahlung, welche für die Bildentstehung genutzt werden. Der Großteil (99%) der entstehenden Energie geht jedoch als Wärmeenergie verloren.

Der Detektor besteht aus multiplen Elementen. Sie sind in einer Reihe bzw. Zeile angeordnet. Die heutigen Mehrzeilen-CT-Geräte können bis zu  $n = 320$  Detektorzeilen enthalten. Ein bei einigen Herstellern verfügbarer „*flying focal spot*“ ermöglicht eine doppelte Auslesung jeder Detektorzeile. Die Anzahl und Größe der Detektorelemente sowie die Anzahl der Zeilen sind abhängig von CT-Hersteller und -Modell. Vorteile der Mehrzeilen-CT sind eine kürzere Untersuchungszeit sowie die Möglichkeit der multiplanaren Rekonstruktion des Datensatzes aufgrund isotroper Voxel.

### **1.5.1 Technische Messgrößen**

Die Strahlenexposition einer CT-Untersuchung wird in Form des volumetrischen CT Dosisindex ( $CTDI_{vol}$ ) und des Dosislängenprodukts (DLP) im obligatorischen Dosisreport jeder CT-Untersuchung angegeben. Der  $CTDI_{vol}$  beschreibt die mittlere Dosis innerhalb einer

Schicht des untersuchten Volumens. Die Einheit ist Milli-Gray [mGy]. Dieser Dosisparameter wird anhand eines runden Körper- bzw. Kopfphantoms (CTDI-Phantom mit 32 cm bzw. 16 cm Durchmesser) für jede Untersuchung berechnet und berücksichtigt den Tischvorschub pro *Gantry*-Rotation (*Pitch*-Faktor) (33,34).

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

CTDI = CT Dosis Index

D(z) = Dosisprofil entlang der z-Achse

N = Anzahl der Schichten

T = Kollimation (Anzahl der Schichten\*Schichtdicke)

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{p}$$

CTDI<sub>vol</sub> = volumenbezogener CT Dosisindex

CTDI<sub>w</sub> = gewichteter CT Dosisindex

p = *Pitch*-Faktor

Das DLP berechnet sich aus dem CTDI<sub>vol</sub> und der Scanlänge. Die Einheit ist Milligray\*Zentimeter [mGy\*cm].

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

DLP = Dosislängenprodukt

CTDI<sub>vol</sub> = volumenbezogener CT Dosisindex

L = Scanlänge

Die effektive Dosis kann am lebenden Objekt nicht direkt gemessen werden, sondern wird unter Berücksichtigung organbasierter Wichtungsfaktoren abgeschätzt. Ihre Einheit ist Sievert [Sv].

$$D_{eff} = \sum_T \omega_T * H_T$$

D<sub>eff</sub> = effektive Dosis

T = Organ

ω<sub>T</sub> = Gewebewichtungsfaktor

H<sub>T</sub> = Organdosis

### **1.5.2 Die Vorbereitung einer CT-Untersuchung**

Vor jeder CT-Untersuchung wird die rechtfertigende Indikation durch einen fachkundigen Arzt nach Risiko-Nutzen-Abwägung gestellt und das Untersuchungsprotokoll an die Fragestellung angepasst. Die Aufklärung des Patienten über die anstehende Untersuchung ist rechtlich geboten und kann zudem die Compliance erhöhen.

Bereits über die Patientenlagerung lässt sich Einfluss auf die Strahlenexposition nehmen. Um eine optimale Bildqualität bei möglichst geringer Strahlendosis zu erreichen, wird der Patient in der Mitte des CT-Gerätes positioniert. Als Einstellhilfe dienen Laser, die das Zentrum der *Gantry* markieren. Ein sogenannter *Bow Tie*-Filter (Strahlenformfilter) vor der Röntgenröhre formt den Röntgenstrahl so, dass die Strahlung im Randbereich des Körpers reduziert und gleichzeitig ein gleichmäßiger Bildeindruck zentral und peripher entsteht. Die Arme sind möglichst außerhalb des Scanbereiches zu lagern, um eine unnötige Dosiserhöhung zu vermeiden (35,36). Fremdmaterialien werden abgelegt, um Artefakte zu vermeiden.

Jeder CT-Untersuchung geht ein Topogramm voran, welches eine Übersichtsaufnahme des Untersuchungsvolumens in anterior-posteriorem oder lateralem Strahlengang erstellt. Dieses Topogramm dient zum einen zur genauen Planung der Scanlänge in z-Richtung, zum anderen wird das Schwächungsprofil des untersuchten Körperabschnittes bestimmt. Letzteres ist Grundlage der automatischen Dosismodulation und somit für die applizierte Strahlenexposition von zentraler Bedeutung.

### **1.5.3 CT-Untersuchungsparameter mit Einfluss auf die Dosis**

Das Röhrenstrom-Zeit-Produkt beeinflusst die Anzahl der Röntgenquanten, die von der Röntgenröhre pro Zeitintervall emittiert werden; somit ist es direkt proportional zur Dosis. Die Einheit ist die Milliampere-Sekunde [mAs]. Es besteht eine negative Korrelation zwischen Röhrenstrom und Bildrauschen, d.h. bei reduziertem Röhrenstrom steigt das Bildrauschen und die Bildqualität sinkt.

Die Röhrenspannung beschreibt die Ladungsdifferenz zwischen Anode und Kathode und wird in Kilovolt peak [kVp] angegeben. Von ihr hängt die Beschleunigung und somit der Energiegehalt der Elektronen ab, die auf die Anode treffen. Auch sie kann abhängig vom Schwächungsprofil des Patienten bei modernen CT-Geräten automatisch angepasst werden (37). Sie besitzt eine exponentielle Beziehung zur Dosis, z.B. führt eine Erhöhung der Spannung von 120 kVp auf 140 kVp zu einer Dosissteigerung um das 1,4fache. Eine Reduktion der Röhrenspannung erhöht wiederum das Bildrauschen (33).

Die Kollimation der Detektorelemente beeinflusst die räumliche Auflösung der akquirierten Bilder. Je feiner die Kollimation, desto höher ist die Bildauflösung, jedoch auch das Bildrauschen. Um ein ausreichendes Signal-zu-Rausch Verhältnis und somit diagnostische Bilder zu erhalten, muss ggf. der Röhrenstrom gesteigert werden.

Der *Pitch*-Faktor hat insbesondere vor der Zeit der automatischen Dosismodulation die Dosis beeinflusst. Er bezeichnet vereinfacht den Tischvorschub pro *Gantry*-Rotation. Ein hoher *Pitch*-Faktor sorgt für eine geringere Dosis als ein niedriger *Pitch*-Faktor. Heutzutage wird der Röhrenstrom abhängig vom *Pitch*-Faktor angepasst, um eine adäquate Bildqualität zu erhalten. Die physikalischen Prozesse von Röntgenstrahlung im Gewebe werden durch die Gabe von z.B. jodhaltigem Kontrastmitteln beeinflusst: Bei niedrigeren Röhrensparnungen (80 kVp) wird die Röntgenstrahlung durch Kontrastmittel deutlich stärker abgeschwächt als umgebendes Gewebe und sorgt dabei für einen höheren Kontrast im Bild. So kann die Auswahl einer niedrigen Röhrensparnung bei kontrastmittelgestützten Untersuchungen zu einer Dosisreduktion bei erhaltener diagnostischer Aussagekraft genutzt werden (33).

Neben fest eingestellten Untersuchungsparametern wird bei modernen CT-Geräten standardmäßig eine automatische Dosismodulation genutzt. Im Rahmen einer solchen Dosismodulation erfolgt eine longitudinale Anpassung des Röhrenstrom-Zeit-Produktes entlang der z-Achse des Patienten. Zusätzlich erfolgt eine angulare Modulation in xy-Ebene während der Rotation um den Patienten. Basierend auf dem o.g. Schwächungsprofil aus dem Topogramm kann eine automatische Dosismodulation die effektive Dosis um bis zu 50 % reduzieren (38,39).

#### **1.5.4 Einfluss der Bildnachverarbeitung auf Bildqualität und Dosis**

Neben Veränderungen relevanter Untersuchungsparameter können zahlreiche Algorithmen der Nachverarbeitung von CT-Bildern zu einer besseren Bildqualität führen. Konsekutiv können wiederum die technischen Untersuchungsparameter angepasst und die Dosis somit indirekt beeinflusst werden. Bereits in den Anfängen der CT-Bildgebung wurde das Prinzip der iterativen Datenrekonstruktion diskutiert, aufgrund eines enormen Anspruchs an die Rechenleistung von Computern jedoch von der weniger aufwändigen gefilterten Rückprojektion (*filtered back projection*, FBP) abgelöst. Mit der Entwicklung leistungsfähiger Prozessoren hat die iterative Bildrekonstruktion in den letzten Jahren jedoch wieder zunehmend an Bedeutung gewonnen. Es konnte gezeigt werden, dass mit ihrer Anwendung, abhängig von der untersuchten Körperregion, Dosisreduktionen von bis zu 80 % erreicht werden können (40). Daneben haben sowohl die großen CT-Hersteller selbst als auch externe Firmen Algorithmen entwickelt, welche die Bildqualität zusätzlich verbessern. Hierzu zählen u.a. Softwarelösungen

zur Verbesserung des Signal-Rausch-Verhältnisses oder zur Unterdrückung von Metallartefakten.

## **1.6 Dosismanagement und softwarebasierte Dosismanagementsysteme**

### **1.6.1 Aufgaben eines Dosismanagementsystems**

Im Rahmen der neuen Strahlenschutzgesetzgebung im Jahr 2017 wurde ein Dosismanagement für jede radiologische Abteilung und jede Röntgenpraxis verpflichtend. Die Art und Weise ist hierbei nicht explizit vorgegeben. Bei größeren Einrichtungen ist diese Aufgabe jedoch kaum ohne ein automatisiertes, softwarebasiertes Dosismanagementsystem (DMS) umzusetzen. Ein DMS ist eine Software, die Expositions- und Einstellungsdaten aller Röntgenuntersuchungen sammelt und sie für eine Analyse zur Verfügung stellt. Es dient der Überwachung von Dosiswerten, indem diese mit hinterlegten Referenzwerten abgeglichen werden und bei Dosisüberschreitungen automatische Warnmeldungen erstellt werden. Je nach System können zusätzlich automatisch institutseigene DRW erstellt werden. Für die Auswertung der Dosisinformationen stehen mittlerweile multiple, kommerziell erwerbliche Softwarelösungen zur Verfügung (29). Sie unterscheiden sich z.B. in der Art der Datenextraktion und im Analyseumfang.

### **1.6.2 Vorstellung des in dieser Arbeit verwendeten Dosismanagementsystems**

Die Entwicklung des in dieser Arbeit verwendeten DMS (*DoseIntelligence*<sup>®</sup> Pulmokard GmbH, Herdecke) auf der Basis des Microsoft Power BI<sup>®</sup> wurde von der Arbeitsgruppe „Computertomographie und Dosis“ des Instituts für Diagnostische und Interventionelle Radiologie des Universitätsklinikums Düsseldorf wissenschaftlich begleitet und 2015 in die klinische Routine des Instituts eingeführt. Die Software ermöglicht eine server- oder cloudbasierte Sammlung und Dokumentation dosisrelevanter Daten verschiedener CT-Geräte auf Grundlage des Radiation Dose Structured Report (RDSR), eine Datenauswertung mit interaktiver Visualisierung sowie die Erstellung individueller Ergebnisberichte und Performanceanalysen. Zu den erfassten Daten gehören u.a. das DLP, der  $CTDI_{vol}$ , die Scanlänge, das entsprechende Referenzphantom sowie das Patientenalter. Körpergröße und Körpergewicht werden zusätzlich erfasst, um mögliche Abweichungen von den DRW, welche durch den *Body Mass Index* (BMI) erklärbar sind, detektieren zu können.

Das DMS führt auf Grundlage der übermittelten Daten unmittelbar einen Abgleich der CT-Dosiswerte mit den zugehörigen DRW durch. Bei Überschreitungen des DRW erfolgt durch das System ein Dosisalarm. Wöchentlich wird ein Dosisreport erstellt, der eine Übersicht über

die Gesamtzahl der CT-Untersuchungen, einen Abgleich der übermittelten CT-Dosisdaten mit den DRW und Überschreitungen einzelner Untersuchungen aufzeigt (29).

### **1.6.3 Dosiserfassung und Dosisreport**

Jedes CT-Gerät berechnet neben den eigentlichen Bilddaten auch phantombasierte Dosisdaten, welche ebenfalls in Form einer Bilddatei in das PACS versendet werden („Patientenprotokoll“). Diese Datei enthält unter anderem den  $CTDI_{vol}$  und das DLP jeder Untersuchung. Mittels *Optical Character Recognition* (OCR) kann dieser Dosisbericht retrospektiv ausgelesen werden.

Um darüber hinaus Informationen über z.B. die Bildakquisition, das CT-Gerät, Ort und Zeit einer CT-Untersuchung zu erfassen, wurde der *Digital Imaging and Communications in Medicine* (DICOM)-Standard entwickelt. Der sogenannte *DICOM-Header*, der zu jedem DICOM-Objekt gehört, gibt ebenfalls Auskunft über die Strahlenexposition einer Untersuchung. Der *DICOM-Radiation Dose Structured Report* (RDSR) enthält die relevanten Dosisdaten einer CT-Untersuchung (u.a.  $CTDI_{vol}$  und DLP) (29,38). Das in dieser Arbeit verwendete DMS wird über den RDSR mit Daten gespeist.

Die RDSR aller CT-Untersuchungen werden auf einem lokalen Datenserver gesammelt. Anschließend werden die Daten auf einem zentralen Webserver gespeichert. Dieser externe Server kann von jedem Arbeitsplatz mit entsprechenden Zugriffsrechten über einen Internetbrowser genutzt werden. Die cloudbasierte Datenspeicherung macht im Gegensatz zur lokalen Datenspeicherung eine Pseudo- oder Anonymisierung notwendig. Bei der Implementierung eines DMS ist stets eine Abstimmung mit dem Datenschutzbeauftragten der Einrichtung notwendig. Eine cloudbasierte Lösung ermöglicht die Speicherung sowie den Vergleich von Daten multipler radiologischer Einrichtungen und kann so kosteneffektiver als multiple individuelle Lösungen sein (29).

Um die erfassten Dosisdaten mit den DRW vergleichen zu können, müssen die verwendeten CT-Untersuchungsprotokolle entsprechenden Körperregionen (z.B. Thorax oder Abdomen) zugeordnet werden. Dieser Prozess wird *Mapping* genannt.

## **1.7 Einbettung der Promotionsarbeit in die Forschungsprojekte der Arbeitsgruppe**

Die Arbeitsgruppe „Computertomographie und Dosis“ unter der Leitung von Prof. Dr. med. Patric Kröpil (Doktorvater) und Priv.-Doz. Dr. med. Johannes Boos (Betreuer) hat multiple Publikationen zur Dosisreduktion und Bildqualität in der CT auf Basis neuer technischer Entwicklungen hervorgebracht. Hierbei wurden sowohl Innovationen in der Datenakquise

selbst als auch in der Bildnachverarbeitung untersucht. Priv.-Doz. Dr. med. Johannes Boos publizierte zudem weitergehende Arbeiten, die sich neben den technischen Aspekten der Dosisreduktion mit der Datenerfassung und -verarbeitung auseinandersetzen. In einer Publikation von 2016 beschrieb er die Nutzung eines automatischen DMS für den Vergleich der hauseigenen Dosiswerte des Instituts für diagnostische und interventionelle Radiologie des Universitätsklinikums Düsseldorf mit den bis dahin geltenden DRW des Bundesamtes für Strahlenschutz (41). Weitere Studien untersuchten verschiedene Methoden zur Dosisreduktion. In einer Arbeit von 2016 wurde gezeigt, dass eine Reduktion der Röhrenspannung von 100 kVp auf 80 kVp bei einer Kontrastmittel-gestützten CT-Angiographie eine Reduktion des DLP um bis zu 50% erreichen konnte (42). Ein weiteres Untersuchungsprotokoll, welches zur Reduktion des DLP um bis zu 50% führte, verwendete die *dual-source* Technik (43). Die Bildqualität blieb in beiden Studien diagnostisch. In mehreren Publikationen wurden die Limitationen der phantombasierten diagnostischen Referenzwerte aufgezeigt und Lösungsansätze der AAPM untersucht, welche eine patientenspezifischere Dosisbestimmung ermöglichen sollten. In einer Zusammenfassung über verfügbare DMS wurde schließlich die Relevanz einer umfassenden und schnellen Datenanalyse unterstrichen (29). Hier schließt die vorliegende Promotionsarbeit unmittelbar an, indem sie beschreibt, wie durch die Anwendung eines DMS Dosisüberschreitungen detektiert und eine Dosisoptimierung durchgeführt werden konnte.

## **1.8 Ziele der Arbeit**

Ziel der vorliegenden Promotionsarbeit war es, die aktualisierten DRW des BfS in das institutseigene, selbst mitentwickelte DMS zu implementieren. Darüber hinaus sollten die eigenen, im Rahmen der klinischen Routine ermittelten und gespeicherten CT-Dosiswerte sämtlicher adulter CT-Untersuchungen mit den DRW unter Anwendung des DMS verglichen werden, um CT-Protokolle mit einer systematischen Überschreitung der DRW zu ermitteln und zum Zwecke der Qualitätssicherung eine Protokolloptimierung zu ermöglichen. Zuletzt sollten die Auswirkungen der Protokollanpassungen auf die Strahlenexposition unter Anwendung des DMS untersucht sowie die Folgen für die Bildqualität mittels subjektiver Bewertungskriterien evaluiert werden.

Das Votum der Ethikkommission der Medizinischen Fakultät des Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf für die vorliegende Arbeit trägt das Aktenzeichen 5821.

## 2 Publierte Originalarbeit

Die Dissertation wurde kumulativ mit Bezug zur folgenden Veröffentlichung verfasst:

### **Quality assurance in CT: implementation of the updated national diagnostic reference levels using an automated CT dose monitoring system**

Appel E, Kröpil P, Bethge OT, Aissa J, Thomas C, Antoch G, et al. Quality assurance in CT: implementation of the updated national diagnostic reference levels using an automated CT dose monitoring system. Clin Radiol. 2018;73(7):677.e13-677.e20.

### **3 Diskussion**

Die vorliegende Arbeit demonstriert die Bedeutung eines softwarebasierten DMS für die Qualitätssicherung und Einhaltung des Strahlenschutzes in einer universitären radiologischen Abteilung mit hohen Untersuchungszahlen. In diesem Zusammenhang werden die Bedeutung und Möglichkeiten eines solchen Systems bei der Anpassung institutsinterner CT-Untersuchungsprotokolle mit erhöhten Dosiswerten an die neuen, vom BfS vorgegebenen DRW, erläutert. Unter Anwendung des DMS konnten die Dosisparameter der CT-Untersuchungen aus der klinischen Routine anschaulich mit den neuen DRW des BfS verglichen und Diskrepanzen bzw. systematische Überschreitungen der Referenzwerte aufgedeckt werden. Zudem ermöglichte das System eine einfach handhabbare, systematische Überwachung der schrittweise durchgeführten Dosisoptimierung von CT-Protokollen mit erhöhten Dosiswerten, namentlich der Untersuchungsprotokolle des Mittelgesichts, des Beckens sowie der Lendenwirbelsäule.

#### **3.1 Vergleich der institutsinternen Dosiswerte mit den DRW**

Die durchschnittlichen CT-Dosiswerte ( $CTDI_{vol}$  und DLP) der in die vorliegende Arbeit eingeschlossenen CT-Untersuchungen, gemittelt über sämtliche CT-Protokolle, lagen deutlich unterhalb der aktualisierten DRW des BfS. Unter Berücksichtigung des Konzeptes der DRW (beruhen auf der 75. Perzentile der von den Ärztlichen Stellen erhobenen Daten einer deutschlandweiten Erhebung) und den kontinuierlichen Anstrengungen zur Dosisreduktion und Verbesserung der Bildqualität in der untersuchten radiologischen Abteilung über viele Jahre, ist dieses Ergebnis nicht unerwartet. Aufgrund des relativ langen Zeitraumes zwischen Erhebung der deutschlandweiten Dosisdaten, der aufwendigen Datenanalyse und schließlich der Publikation durch das BfS beruhen die DRW zum Zeitpunkt der Veröffentlichung nur beschränkt auf aktuellen Daten. Parakh et al. stellten aufgrund der verzögerten Publikation der DRW mit möglicherweise zwischenzeitlich neu entwickelten Dosisreduktionstechniken die 75. Perzentile der Verteilung der Strahlenexposition als Referenzwert infrage und schlugen vor, dass sich radiologische Institute in Zukunft eher an der 25. Perzentile orientieren sollten (44). Technische Weiterentwicklungen und zahlreiche neue Verfahren zur Dosisreduktion in der CT waren bereits zu Beginn der hier vorliegenden Studie in der untersuchten radiologischen Abteilung etabliert. So wurde 2012 eine signifikante Dosisreduktion bei der CT-Angiographie der Aorta durch eine Reduktion der Röhrenspannung von 100 kVp auf 80 kVp bei Patienten mit einem BMI  $<32 \text{ kg/m}^2$  erreicht (42). Diese führte bei weitgehend konstanter Bildqualität zu einer Verringerung des  $CTDI_{vol}$  von  $4,2 \pm 1,4 \text{ mGy}$  auf  $1,9 \pm 0,5 \text{ mGy}$  und des DLP von 292,1

$\pm 91,5 \text{ mGy}\cdot\text{cm}$  auf  $139,2 \pm 41,1 \text{ mGy}\cdot\text{cm}$ . Iterative Bildrekonstruktion und automatische Röhrenstrommodulation wurden in beiden Gruppen angewendet. In der aktuellen Originalarbeit lagen der mittlere  $\text{CTDI}_{\text{vol}}$  ( $6,1 \text{ mGy}$ ) und das DLP ( $368 \text{ mGy}\cdot\text{cm}$ ) für die CT-Angiographie der Aorta mehr als 50% unter den DRW. Die im Vergleich zur Studie von 2012 gleichwohl etwas höheren Dosiswerte der aktuellen Auswertung lassen sich u.a. durch ein differentes Patientenkollektiv der beiden Studien erklären. So wurden in die aktuelle Auswertung alle CT-Untersuchungen der Aorta im Analysezeitraum eingeschlossen, also u.a. auch sehr adipöse Patienten mit einem  $\text{BMI} > 32 \text{ kg/m}^2$  oder Fälle mit röntgendichten Aortenprothesen. Letztere können aufgrund ihrer hohen Dichte durch die automatische Dosismodulation zu einer leicht erhöhten Dosis führen.

2014 wurde von Boos et al. ein dosisreduziertes Untersuchungsprotokoll zur Evaluation von Lungenarterienembolien bei Patienten mit einem  $\text{BMI}$  von  $< 35 \text{ kg/m}^2$  implementiert (43). Auf Basis einer im Vergleich zum umgebenden Gewebe höheren Dichte von Jod bei niedriger Röhrenspannung (durch die k-Kante von Jod bei  $33,2 \text{ keV}$ ) wurde angenommen, dass bei Reduktion der Röhrenspannung eine ausreichende Kontrastierung der Pulmonalarterien erhalten bleiben müsste. Durch eine simultane Ansteuerung beider Röntgenröhren mit jeweils  $70 \text{ kVp}$  konnte die Dosis im Vergleich zum zuvor verwendeten Untersuchungsprotokoll um fast 50 % reduziert werden, während die Bildqualität und Aussagekraft nahezu identisch waren. Diese und ähnliche Protokolloptimierungen in der untersuchten radiologischen Abteilung im Laufe der vergangenen Dekade können z.B. die niedrigen durchschnittlichen Dosiswerte für CT-Untersuchungen des Thorax im Rahmen dieser Arbeit im Verhältnis zu den DRW (53 % beim  $\text{CTDI}_{\text{vol}}$  bzw. 47,6 % beim DLP) erklären.

Für einige Körperregionen fiel in der aktuellen Studie jedoch auf, dass sich das DLP und der  $\text{CTDI}_{\text{vol}}$  in ihrem Verhältnis zu den DRW unterschieden. Das DLP lag dabei stets höher als der  $\text{CTDI}_{\text{vol}}$  und näher an den DRW. Da sich das DLP aus dem Produkt von  $\text{CTDI}_{\text{vol}}$  und Scanlänge ergibt, bedeutet dies im Umkehrschluss, dass die durchschnittliche Scanlänge dieser Untersuchungen etwas höher ausfiel. Dieses Ergebnis deckt sich mit der Studie von Schegerer et al., die im Rahmen einer bundesweiten Umfrage zeigte, dass Untersuchungen an Universitätskliniken eine im Vergleich zu radiologischen Praxen ca. 5 % höhere Scanlänge aufwiesen (45). Ein Hauptgrund hierfür ist mutmaßlich das unterschiedliche Untersuchungsspektrum von verschiedenen radiologischen Einrichtungen. An Universitätskliniken und Häusern der Maximalversorgung werden erfahrungsgemäß häufiger Notfalluntersuchungen mit teilweise speziellen Fragestellungen durchgeführt, die nicht immer mit einem „Standardprotokoll“ beantwortet werden können. Es ist davon auszugehen, dass das

Scanvolumen bei Notfalluntersuchungen oder dringlichen Untersuchungen kritisch kranker Patienten zugunsten einer schnellen Diagnostik eher großzügig gewählt wird, um sicher alle relevanten Organe und Pathologien zu erfassen. Umfassende Berichte über Untersuchungsspektren verschiedener radiologischer Einrichtungstypen fehlen jedoch bisher in der Literatur. Eine größere Scanlänge kann auch durch das sogenannte *Overscanning* der tendenziell neueren CT-Geräte mit mehr Detektorzeilen erklärt werden. Aufgrund der Tatsache, dass die *Gantry* für eine Bildrekonstruktion mindestens 180° um den Patienten rotieren muss, wird bei einem Spiralscan immer ein geringer Anteil des Körpers mehr bestrahlt als zur Bildakquise genutzt werden kann. Je mehr Detektorzeilen ein CT-Gerät besitzt, desto breiter ist das Areal, das zusätzlich bestrahlt wird (45). Schwartz et al. haben sechs radiologische Abteilungen bezüglich einem *Overscanning* von CT-Untersuchungen des Thorax untersucht und festgestellt, dass sich anhand eines coronaren Thorax-Topogramms die kaudalen Lungen- und Herzgrenzen häufig aufgrund von Überlagerungen nicht sicher abgrenzen ließen. Um alle relevanten Organe vollständig zu erfassen, wurde die untere Grenze des FOV häufig zu großzügig gewählt. Ein zusätzlich zum coronaren Topogramm durchgeführtes seitliches Topogramm konnte insbesondere das kaudale *Overscanning* von CT-Untersuchungen des Thorax signifikant reduzieren (46).

### **3.2 Die Protokollanpassung**

Im ersten Analysezeitraum überschritten der mittlere  $CTDI_{vol}$  und das DLP der CT-Untersuchungen des Mittelgesichts, der Lendenwirbelsäule und des Beckens die DRW. Um die Dosis für diese drei Körperregionen, die meist in nativer Technik untersucht werden, unter Berücksichtigung der DRW zu optimieren, wurde das Röhrenstrom-Zeit-Produkt schrittweise reduziert. Ein Grundproblem einer derartigen Dosisreduktion besteht jedoch darin, dass es zu einer Erhöhung des Bildrauschens mit möglichen negativen Auswirkungen auf die Bildqualität kommen kann. Eine diagnostische Bildqualität ist jedoch für jede CT-Untersuchung essenziell. Da der Kontrast zwischen Knochen und umgebendem Gewebe sehr hoch ist, können knöcherne Veränderungen, wie z.B. Frakturen, auch bei etwas erhöhtem Bildrauschen sicher diagnostiziert werden. Die diagnostische Aussagekraft ist daher weniger anfällig gegenüber einer Dosisreduktion als bei CT-Untersuchungen, die z.B. Fragestellungen bezüglich des Organparenchyms mit nur geringen Dichteunterschieden beantworten sollen. Eine Reduktion der Röhrenspannung wird insbesondere bei kontrastmittelgestützten Untersuchungsprotokollen bevorzugt, da sich aufgrund der hohen Dichtewerte von Jod bei niedrigen kVp-Werten ein hoher Kontrast zwischen Kontrastmittel und umgebendem Gewebe ausnutzen lässt.

Durch eine mehrstufige Anpassung und Optimierung der CT-Untersuchungsprotokolle für die Körperregionen Mittelgesicht, Becken und Lendenwirbelsäule wurde erreicht, dass der  $CTDI_{vol}$  für alle Untersuchungsprotokolle am Ende der Studienperiode die DRW unterschritt. Für das DLP wurde dies für die Körperregionen Lendenwirbelsäule und Becken erreicht, nicht jedoch für die Körperregion Mittelgesicht.  $CTDI_{vol}$  und DLP der Körperregion Becken konnten dabei bereits im ersten Anpassungsschritt so weit reduziert werden, dass anschließend keine Überschreitung der DRW mehr detektiert werden konnte. Die CT-Dosiswerte der Körperregion Lendenwirbelsäule erfuhren insgesamt die größte Reduktion; sie befanden sich nach der ersten Protokollanpassung weiterhin oberhalb der DRW, unterschritten diese jedoch nach erneuter Röhrenstromreduktion nach dem zweiten Anpassungsschritt.  $CTDI_{vol}$  und DLP konnten von  $16,1 \pm 7,5$  mGy und  $315,4 \pm 187,5$  mGy\*cm auf  $6,8 \pm 3,3$  mGy und  $134,1 \pm 91,0$  mGy\*cm mehr als halbiert werden. Die große Standardabweichung des DLP belegt hierbei, dass es abhängig von der klinischen Fragestellung eine große Varianz in der Scanlänge gibt.

Lediglich für die Körperregion Mittelgesicht ergab sich auch nach der zweiten Protokollanpassung eine Überschreitung des DRW für das DLP, während der  $CTDI_{vol}$  nun unterhalb des DRW lag. Die Ursache ist in der erhöhten Scanlänge zu sehen. Mit einem vom BfS im Rahmen der DRW vorgegebenen  $CTDI_{vol}$  von 20 mGy und einem DLP von 200 mGy\*cm für die Mittelgesicht-CT ergibt sich eine empfohlene Scanlänge von 10 cm (30). Eine genaue Evaluation der Mittelgesichtsuntersuchungen der hier untersuchten radiologischen Abteilung zeigte, dass häufig die gesamte Mandibula aus klinischen Gründen in das Untersuchungsvolumen eingeschlossen werden musste. Dies führte zu einer durchschnittlichen Scanlänge von 14,2 cm. In der Literatur wird dieses Vorgehen mit einem hohen Anteil (20 – 50 %) der Mandibulafrakturen an allen Mittelgesichtsverletzungen untermauert (47). In einer Publikation von Schegerer et al. aus dem Jahr 2017, in der das Mittelgesicht ebenfalls als der Bereich vom Sinus frontalis bis zum Kinn beschrieben wurde; wurde die Scanlänge mit etwa 12 cm angegeben und liegt damit unterhalb der Scanlänge der Mittelgesichtsuntersuchungen der in dieser Studie untersuchten Abteilung (45). Sowohl die DRW als auch die Werte der Publikation von 2017 beruhen auf Daten multipler deutscher Röntgeneinrichtungen. Diese Scanlängendifferenzen lassen sich primär dadurch erklären, dass radiologische Abteilungen das *Field of View* (FOV) nach kranial und kaudal bei der Untersuchung des Mittelgesichts unterschiedlich definieren. Diesbezüglich wäre ein möglicher Ansatz zu einer weiteren Dosisreduktion, entweder das Orbitadach oder die Mandibula auszusparen, sofern die Symptomatik des Patienten und die Fragestellung dies erlauben. Vor dem Hintergrund eines gehäuft auftretens von Mandibulafrakturen sollte sie jedoch in unklaren Fällen in das FOV

eingeschlossen werden. Diesbezüglich werden jedoch weitere Analysen bezüglich des Verletzungsmusters abhängig vom Traumamechanismus benötigt, um abzuschätzen, in welchen Fällen eine Verletzung beider Regionen wahrscheinlich ist und bildgebend ausgeschlossen werden sollte.

Darüber hinaus kann eine erhöhte Scanlänge auch durch eine unterschiedliche Datenauswertung bzw. ein unterschiedliches *Mapping* im DMS begründet sein. Dabei spielt die Zuordnung der CT-Untersuchungen im DMS zu den verschiedenen, vom BfS mit DRW belegten, Körperregionen eine grundlegende Rolle in der Auswertung der Dosisdaten. Das Mittelgesicht hat dabei insofern eine Sonderrolle inne, als dass es häufig im Rahmen eines Traumas in Kombination mit einer Schädel-CT und der oberen Halswirbelsäule untersucht wird (48). Um doppelte Untersuchungen des kraniozervikalen Übergangs zu vermeiden, kann das FOV der Mittelgesichts-CT nach kaudal erweitert werden, um die obere Halswirbelsäule im gleichen Scan mitzuerfassen. In diesem Fall wird die Untersuchung jedoch als Mittelgesichts-CT hinterlegt und führt so zu einer falsch hohen Scanlänge. Um ein solches fehlerhaftes *Mapping* zu vermeiden, könnte ein gesondertes Protokoll am CT-Gerät hinterlegt werden, das Mittelgesicht und Halswirbelsäule zusammenfasst und separat ausgewertet werden kann.

Es bleibt letztlich unklar, wie genau das Mittelgesicht in verschiedenen radiologischen Einrichtungen untersucht bzw. durch unterschiedliche DMS „gemappt“ wird. Ein dezidiertes Vergleich ist in der Literatur bisher nicht zu finden. Zentral ist hier jedoch hervorzuheben, dass es sich bei den DRW nicht um Grenzwerte, sondern um empfohlene Referenzwerte handelt. Diese dürfen überschritten werden, solange sich diese Überschreitungen begründen lassen. In der hier diskutierten Arbeit ist die Überschreitung der DRW beim DLP des Mittelgesichtes aufgrund der klinischen Indikation und Notwendigkeit der Beurteilung der gesamten Mandibula bzw. oberen Halswirbelsäule nicht nur vertretbar, sondern sogar erforderlich. Aus diesem Grund wird das optimierte Untersuchungsprotokoll am Ende des Studienzeitraumes trotz persistierender Überschreitung des DRW in der klinischen Routine der untersuchten radiologischen Einrichtung beibehalten. Eine weitere Reduktion des Untersuchungsvolumens, der Röhrenspannung oder des Röhrenstrom-Zeit-Produktes würde die Gefahr einer nicht diagnostischen Untersuchung relevant steigern, was wiederum strahlenhygienisch und klinisch ein „worst case - Szenario“ darstellen würde.

Die im Rahmen dieser Studie durchgeführte Reduktion des Röhrenstroms führte zu keiner signifikanten Verschlechterung der Bildqualität in der Mittelgesichts-CT oder der Becken-CT. Bei der Untersuchung der Lendenwirbelsäule ließ sich eine signifikante Verringerung der Bildqualität feststellen, wobei alle Untersuchungen weiterhin als diagnostisch ausreichend

eingestuft wurden. Dies unterstützt das Vorgehen, eine Anpassung der Dosis im klinischen Setting immer schrittweise und unter Kontrolle der Bildqualität durchzuführen, um nicht-diagnostische CT-Untersuchungen in jedem Fall zu vermeiden.

### **3.3 Unterschiede der Strahlenexposition zwischen den CT-Geräten**

Eine Analyse der durchschnittlichen Dosiswerte aller Untersuchungen über den gesamten Studienzeitraum ergab signifikante Unterschiede der Dosiswerte (CTDI<sub>vol</sub> und DLP) zwischen den drei verwendeten CT-Geräten. Insbesondere das CT2 (*SOMATOM Definition AS<sup>®</sup>*) mit *Sliding Gantry* führte zu einer signifikant höheren Strahlendosis als die beiden weiteren evaluierten CT-Geräte. Für diese Unterschiede ergeben sich mehrere, im Folgenden ausgeführte, Erklärungsansätze.

#### **3.3.1 Abhängigkeit der Dosis vom Untersuchungsspektrum der CT-Geräte**

Das CT2 wurde für den Einsatz in Schockräumen und Operationssälen konzipiert. Die Kombination aus einem mobilen Röhren-Detektor-System (*Gantry*) auf Schienen, jeweils einem CT-Tisch auf beiden Seiten der *Gantry* sowie einer mobilen Trennwand zwischen den beiden beteiligten Räumen ermöglicht eine schnelle Abfolge von Untersuchungen kritisch kranker Patienten ohne zwischenzeitliche Patientenlagerung. In der hier analysierten radiologischen Abteilung befindet sich dieses CT-Gerät im Schockraum der Zentralen Notaufnahme. Ein Erklärungsansatz für die erhöhten Dosiswerte ist die vermehrte Anzahl an Notfalluntersuchungen, die eine schnelle Diagnosestellung potenziell lebensbedrohlicher Erkrankungen erfordern. Bei diesem Patientenkollektiv finden sich gehäuft röntgendichte Fremdkörper, z.B. durch eine invasive Beatmung oder das *Monitoring* der Vitalparameter, welche die Strahlenexposition erhöhen können. Des Weiteren ist die Patientenlagerung erschwert, sodass sich die Arme häufig neben dem Körper befinden, was ebenfalls zu einer Dosissteigerung führt.

#### **3.3.2 Abhängigkeit der Dosis vom Baujahr der CT-Geräte**

Eine nationale Umfrage zu Untersuchungszahlen, CT-Gerätetypen, Dosisparametern und speziellen Untersuchungs- bzw. Nachverarbeitungstechniken analysierte etwa 11 % der 2013/14 in Deutschland genutzten CT-Geräte bezüglich ihres Standortes und ihrer Dosisprofile (45). Aus dieser Umfrage ergab sich ein relevanter Unterschied der Dosis abhängig vom Baujahr des jeweiligen CT-Scanners. Im Vergleich zu den Jahren 2000 – 2004 führten die Geräte der Baujahre 2010 – 2013 zu einer ca. 15 % geringeren effektiven Dosis. Der dort

beschriebene Dosisunterschied von bis zu 25 % zwischen CT-Geräten verschiedener Hersteller hatte auf die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit keinen Einfluss, da alle evaluierten CT-Geräte von einem Hersteller stammten. Eine Publikation des *European Coordination Committee of the Radiological, Electromedical and Healthcare IT Industry* (COCIR) zeigte, dass im Jahre 2013 etwa 50 % der CT Geräte nicht älter als fünf Jahre und knapp über 10 % älter als zehn Jahre waren. –R51 Die in der vorliegenden Arbeit verwendeten CT-Geräte wurden in den Jahren 2006 (CT1, *SOMATOM Definition AS+®*), 2012 (CT3, *SOMATOM Definition Flash®*) und 2013 (CT2, *SOMATOM Definition AS®* mit *Sliding Gantry*, alle *Siemens Healthineers AG*) in Betrieb genommen. Die in o.g. Umfrage beschriebene Dosisreduktion in Abhängigkeit vom Baujahr kann durch die Ergebnisse dieser Arbeit somit nicht unterstützt werden. Ein Erklärungsansatz ist hier neben der geringen Anzahl der in dieser Arbeit untersuchten CT-Geräten (n = 3) insbesondere die unterschiedliche technische Ausstattung der verwendeten Geräte unabhängig vom Baujahr, die einen erheblichen Einfluss auf die applizierte Dosis hat, wie z.B. der Detektortyp, Rekonstruktionsalgorithmen oder Nachbearbeitungsmöglichkeiten.

### **3.3.3 Abhängigkeit der Dosis von der baulichen Geräteausstattung**

Neben einem unterschiedlichen Untersuchungsspektrum und Patientenkollektiv verfügte das CT2 über eine andere technische und bauliche Ausstattung als die anderen beiden im Rahmen dieser Arbeit eingesetzten CT-Geräte. Während das CT3 mit einem voll integrierten Detektor (*Stellar®*, *Siemens Healthineers AG*) ausgestattet war, besaßen die anderen beiden CT-Geräte einen konventionellen *Ultra Fast Ceramic* (UFC) Detektor. Der voll integrierte *Stellar®* Detektor verbessert durch eine Reduktion des elektronischen Rauschens bei der Datenübertragung das Signal-zu-Rausch-Verhältnis und damit die Bildqualität und ermöglicht so eine Dosisreduktion (49).

Einen weiteren möglichen Einflussfaktor auf die Dosis stellte der Patiententisch des CT2 dar. Vor allem die Körperregionen vom Kopf bis zur oberen Thoraxapertur könnten bei falscher Patientenlagerung einer höheren Dosis ausgesetzt gewesen sein, da die Befestigung der Kopfschale eine deutlich höhere Dichte als der restliche Patiententisch aufwies. Um eine ausreichende Bildqualität zu erreichen, erhöhte das CT-Gerät für diese Region möglicherweise automatisch den Röhrenstrom. Eine adäquate Patientenlagerung macht diese potentielle Ursache einer erhöhten Dosis gegenstandslos.

### 3.3.4 Abhängigkeit der Dosis von automatisierten Dosisreduktionstechniken

Eine automatische Dosismodulation (*CareDose*<sup>®</sup>, *CarekV*<sup>®</sup>, *Siemens Healthineers AG*) war an allen drei verwendeten CT-Geräten implementiert und im Studienzeitraum stets aktiviert. Das CT1 verfügte, ebenso wie das CT3, über einen organspezifischen Dosisreduktionsalgorithmus (*X-CARE*<sup>®</sup>, *Siemens Healthineers AG*), welcher das Röhrenstrom-Zeit-Produkt verringert, wenn die Röntgenstrahlung von ventral auf den Patienten trifft und es entsprechend erhöht, wenn sie von dorsal auf den Patienten trifft. Beide Geräte verfügten darüber hinaus über einen iterativen Rekonstruktionsalgorithmus (*SAFIRE*<sup>®</sup>, *Siemens Healthineers AG*).

Das CT2 verfügte zum Analysezeitpunkt weder über einen organspezifischen Dosisreduktionsalgorithmus noch eine iterative Rekonstruktionsmethode. Insbesondere die fehlende Möglichkeit der iterativen Rekonstruktion ist als zentraler Grund für insgesamt höhere Dosiswerte an diesem CT-Gerät anzusehen. Abhängig von Patientenalter und Körperregion werden in der Literatur durch die iterative Rekonstruktionstechnik Dosisersparungen von bis zu 76 % beschrieben (50,51). In einer Publikation aus dem Jahr 2013 beschrieben Kröpil et al. den Effekt verschiedener iterativen Rekonstruktionsstufen auf die Bildqualität sowie den Bildeindruck von Koronar-CTs (52). Sie fanden heraus, dass die objektive Bildqualität positiv mit der Intensität der iterativen Rekonstruktion korrelierte und die iterative Bildrekonstruktion verglichen mit der FBP die objektive Bildqualität signifikant verbesserte. Während die Dosisreduktion bei FBP aufgrund potenziell nicht diagnostischer Bilddaten bei niedrigem Röhrenstrom und niedriger Röhrenspannung eingeschränkt ist, bieten iterative Rekonstruktionsalgorithmen aufgrund von Artefakt- und Rauschreduktion Möglichkeiten zur weiteren Dosisersparung. Die subjektive Bildqualität wurde in der Studie von Kröpil et al. allerdings bei einer mittleren Rekonstruktionsstufe als optimal beurteilt. Bei hoher Rekonstruktionsstufe hingegen war sie aufgrund eines „plastifizierten“ Bildeindrucks eingeschränkt. In der klinischen Praxis sollte daher die Intensität der iterativen Bildrekonstruktion und das Ausmaß der Dosisreduktion stets mit dem subjektiven Bildeindruck abgestimmt werden.

### 3.4 Annäherung an die tatsächliche Strahlenexposition

Die von jedem CT-Gerät angegebenen CTDI<sub>vol</sub>- und DLP-Werte berücksichtigen ausschließlich technische Faktoren, wie z.B. Röhrenstrom und -spannung oder den *Pitch*-Faktor. Sie werden auf Basis eines Phantoms (*Polymethylmethacrylate*, PMMA, 16 cm oder 32 cm) berechnet und präsentieren so eher den Strahlen-*Output* des CT-Gerätes als die reale Strahlenexposition des individuellen Patienten oder gar einzelner Organe. Die

Patientenkonstitution, welche ebenfalls ein Einflussfaktor der Strahlenexposition ist, wird dabei nicht in die Berechnungen einbezogen. Eine Annäherung der Dosiswerte ist anhand der von der ICRP publizierten Wichtungsfaktoren möglich (53). Diese ermöglichen die Abschätzung der effektiven Dosis, welche die Strahlenempfindlichkeit der untersuchten Organe berücksichtigt. Auch diese Daten basieren jedoch auf einem Phantom bzw. dem Modell eines standardisierten Patienten mit einem Körpergewicht von 70 kg. Die Patientenkonstitution wird auch hier nicht berücksichtigt. Die hier genannten Dosisindices führen konsekutiv zu einer systematischen Unterschätzung der Strahlenexposition bei Patienten mit niedrigem BMI und einer Überschätzung bei hohem BMI. Insbesondere über das Konzept der sogenannten *Size Specific Dose Estimates (SSDE)* wird versucht, sich der individuelle Strahlenexposition der untersuchten Patienten unter Berücksichtigung ihrer jeweiligen Körperkonstitution weiter anzunähern (34).

### **3.5 Das Dosismanagementsystem (DMS)**

#### **3.5.1 Die Rolle des Dosismanagementsystems**

Mittlerweile konnten mehrere Studien zeigen, dass DMS eine effizientere Umsetzung des Strahlenschutzes in Bezug auf die Gesamtheit der Untersuchungen einer Abteilung aber auch individueller Patienten ermöglichen (50,54). Die AAPM publizierte 2017 einen Artikel über die Performance von DMS und sprach dort eine Empfehlung zur Nutzung dieser Systeme aus (51).

Neben einem ständigen Abgleich der Strahlendosis von einzelnen Untersuchungen, Untersuchungsprotokollen und CT-Geräten mit nationalen oder institutseigenen Referenzwerten können DMS auch dabei helfen, kumulative Patientendosen besser zu erfassen und zu überblicken, was insbesondere für Patienten mit repetitiv notwendigen CT-Untersuchungen von großer Bedeutung ist (44). So lassen sich mittels DMS Patienten identifizieren, die einer vermehrten Strahlenexposition ausgesetzt waren und möglicherweise eine entsprechende Nachsorge benötigen. Bei der Erfassung patientenbezogener Dosisdaten über einen langen Zeitraum hinweg bleibt zu diskutieren, wie die Daten unterschiedlicher Institute zusammengeführt werden, um eine lückenlose Erfassung der Expositionsdaten zu realisieren. Eine bereits bestehende Lösung ist der Röntgenpass. Dieser muss seit Inkrafttreten der StrSchV im Jahr 2018 zwar nicht mehr obligatorisch von Röntgeninstituten ausgehändigt werden, wird jedoch auf der Internetseite des BfS zum kostenlosen Download bereitgestellt (55). Weitere, teilweise bereits kommerziell verfügbare Alternativen sind z.B. mit der digitalen Patientenakte verknüpft oder als Applikation für Smartphones verfügbar. Bis auf eine Empfehlung des BfS

zur selbständigen Dokumentation der persönlichen medizinischen Strahlenexposition gibt es diesbezüglich bisher jedoch keinen allgemein gültigen Standard.

### **3.5.2 Aspekte eines umfassenden Dosismanagementsystems**

Dosismanagement umfasst ein komplexes Zusammenspiel aus technischen, organisatorischen und nicht zuletzt menschlichen Faktoren, das allein durch die Installation eines DMS und den Abgleich mit den DRW nicht in vollem Umfang erreicht werden kann.

Die technischen Parameter sind jedoch systematisch zu beeinflussen und stellen somit in unserer Studie die wichtigste Stellschraube dar. Viele Publikationen, u.a. von der AAPM, werben daneben für die Erstellung eines Dosis-Teams in größeren Röntgeneinrichtungen, um ein organisiertes Dosismanagement mit Rückmeldung von allen beteiligten Mitarbeitern zu ermöglichen. Dieses Team soll sich aus mindestens einem Medizinphysiker, einem Radiologen sowie einer MTRA zusammensetzen. Personalschulungen gehören ebenso zum Qualitätsmanagement. Die langfristigen Erfolge einzelner Schulungen sind jedoch insbesondere in Abteilungen mit einer hohen Mitarbeiterfluktuation nur schwer zu gewährleisten. Im Vergleich zu Änderungen technischer Parameter sind sie deshalb aufwändiger umzusetzen (56).

### **3.6 Limitationen**

Eine grundlegende Einschränkung im systematischen Vergleich der CT-Dosiswerte in der hier untersuchten radiologischen Abteilung mit den aktualisierten DRW ist die Tatsache, dass nicht für alle verwendeten Untersuchungsprotokolle passende DRW verfügbar sind. So wurde zwar mit der letzten Novellierung die Anzahl der DRW von zehn auf zwanzig erhöht, dies entspricht jedoch bei weitem nicht allen in der aktuellen klinischen Praxis etablierten CT-Indikationen und -Untersuchungsprogrammen (30,31). Folglich entstehen zwangsläufig Unschärfen im sogenannten *Mapping*, also der Zuordnung der Untersuchungsprotokolle zu entsprechenden DRW. Von allen im Untersuchungszeitraum durchgeführten CT-Untersuchungen konnten ca. 30 % keinem DRW zugeordnet werden. Für knapp ein Drittel der Untersuchungen gibt es somit bisher keine nationalen Referenzwerte. Um in diesen Fällen trotzdem eine suffiziente Dosisüberwachung zu garantieren, können institutsinterne Referenzwerte etabliert werden. Ob diese jedoch im nationalen Vergleich eine eher hohe oder niedrige Strahlenexposition bedeuten, kann ohne ein *Benchmarking* mit vergleichbaren radiologischen Einrichtungen nicht suffizient beurteilt werden. Umso mehr gilt es, für diese Untersuchungen eine fortlaufende Überprüfung und, wenn möglich, Anpassung der Untersuchungsparameter durchzuführen.

Ergänzend ist hinzuzufügen, dass sich die DRW in den meisten Fällen auf Körperregionen beziehen und nicht auf spezielle, an klinischen Fragestellungen angepasste, CT-Untersuchungsprotokolle (30,31). So können für eine einzelne Körperregion viele unterschiedliche CT-Protokolle mit sehr unterschiedlichen Dosiswerten durchgeführt werden. Ein Beispiel hierfür ist die CT-Untersuchung des Abdomens. Bei der Frage nach einer Entzündung oder einer Raumforderung müssen unter Umständen geringe Dichteunterschiede von Organparenchymveränderungen detektiert werden, die durch ein hohes Hintergrundrauschen bei niedriger Strahlendosis maskiert sein können. Bei der Frage nach einer Urolithiasis dagegen wird explizit ein Niedrigdosisprotokoll angefertigt, da der Dichteunterschied zwischen einem Harnstein und dem umgebenden Gewebe groß genug ist, um ein höheres Bildrauschen als *Trade-off* für eine niedrigere Dosis tolerieren zu können. Aktuell werden diese verschiedenen CT-Protokolle unter einer Körperregion zusammengefasst, für sie alle gilt ein DRW. Dies führt zu erheblichen Ungenauigkeiten. Mögliche Unterschiede in der Verteilung von CT-Protokollen bzw. Fragestellungen zwischen unterschiedlichen radiologischen Einrichtungen können so nicht berücksichtigt werden.

In der vorliegenden Arbeit wurden keine individuellen CT-Untersuchungen einzeln analysiert, sondern vielmehr - analog zur Intention der DRW - eine Analyse der mittleren Dosisdaten der unterschiedlichen Untersuchungsprotokolle (30). Hier sollten systematische Fehler bzw. optimierungswürdige Protokolle aufgedeckt und deren Optimierung begleitet werden.

Die retrospektive Analyse bringt es mit sich, dass einzelne manuelle Veränderungen der Untersuchungsparameter zum Zeitpunkt der Untersuchung selbst nicht berücksichtigt bzw. retrospektiv erkannt werden konnten. Die etablierten *Standard Operating Procedures* (SOP) stellen jedoch sicher, dass die Untersuchungen weitestgehend standardisiert durchgeführt werden. Eventuelle manuelle Änderungen kommen so nur in einzelnen Ausnahmefällen vor und würden sich vor allem bei kleinen Untersuchungszahlen bemerkbar machen. Allenfalls auf die ermittelten Dosisparameter der CT-Untersuchungen der Lendenwirbelsäule kann ein solcher Einfluss aufgrund der relativ geringen Fallzahl nicht ausgeschlossen werden. Trotz der großen Anzahl an analysierten Untersuchungen über drei verschiedene Zeitintervalle wurden im zweiten Intervall lediglich  $n = 8$  CT-Untersuchungen der Lendenwirbelsäule durchgeführt. Das BfS empfiehlt hingegen eine Mindestanzahl von zehn Untersuchungen, um einen repräsentativen Mittelwert berechnen zu können (30). Da die Auswertung der Dosisdaten fortlaufend über den Analysezeitraum hinaus durchgeführt wird, kann die Anforderung im klinischen Alltag erfüllt werden. Im dritten Analysezeitraum lagen  $CTDI_{vol}$  und DLP jedoch so

weit unter den DRW, dass der potenzielle Einfluss zweier weiterer Untersuchungen als gering einzustufen ist.

Die institutsinternen erhobenen CT-Dosisdaten sind spezifisch für die untersuchte radiologische Abteilung und lassen sich nicht ohne weiteres auf andere Einrichtungen übertragen. Hier sind unterschiedliche Gerätetypen, -hersteller, -baujahre ebenso zu berücksichtigen wie elementare Unterschiede in Untersuchungsprotokollen, Möglichkeiten der Nachverarbeitung und Dosisreduktion, klinischen Fragestellungen sowie dem Patientenkollektiv. Die Grundprinzipien der Dosisreduktion lassen sich jedoch an jedem CT-Gerät umsetzen.

Eine weitere Einschränkung der Vergleichbarkeit von Dosiswerten zwischen verschiedenen Institutionen kann das unterschiedliche *Mapping* der Untersuchungen im DMS sein, d.h. die Zuordnung der Untersuchung zu einem DRW. Abweichungen in der Protokollzuordnung können entstehen, wenn z.B. eine zusätzliche CT-Serie zu einer Untersuchung hinzugefügt wird, weil sich kurzfristig diagnostische oder klinische Aspekte ändern. Hier ist es wichtig, die Untersuchung im Nachhinein dem richtigen Protokoll zuzuordnen, sodass ein Vergleich mit den entsprechenden DRW möglich ist.

Die Bildqualität in dieser Studie wurde mittels subjektiver Einschätzung von Radiologen mit unterschiedlichem Erfahrungsstand beurteilt. Eine Beurteilung der objektiven Bildqualität (Bestimmung des Kontrast-zu-Rausch-Verhältnisses) wurde nicht durchgeführt. Dennoch zeigte die subjektive Auswertung eine sehr gute Interrater-Reliabilität, sodass die durchgeführte Beurteilung der Bildqualität im Rahmen dieser Studie als ausreichend erachtet wird.

### **3.7 Schlussfolgerung**

DMS sind seit kurzem verfügbare Softwareprogramme, die eine automatisierte und systematische Analyse großer Mengen an Dosisdaten u.a. in der CT ermöglichen, die bei der Einhaltung der gesetzlichen Vorgaben des neuen StrSchG helfen und das Bewusstsein für applizierte Strahlendosen in der CT schärfen. Die vorliegende Arbeit konnte zeigen, dass durch die Implementierung aktualisierter DRW in ein selbst mitentwickeltes DMS eine effiziente Analyse großer Mengen an CT-Dosisdaten mit automatisiertem, strukturiertem und kontinuierlichem Vergleich mit den DRW möglich ist. Es konnten drei Körperregionen mit systematischen DRW-Überschreitungen durch die gültigen CT-Protokolle identifiziert werden. Auch die anschließende schrittweise Protokolloptimierung durch Dosisreduktion konnte über das DMS effizient kontrolliert und dokumentiert werden. Eine persistierende Überschreitung des DRW für das DLP bei der CT des Mittelgesichtes nach Protokolloptimierung wurde

bewusst zugelassen, da eine ausreichende Scanlänge beim untersuchten Patientenkollektiv klinisch notwendig und geboten war. Die Implementierung eines DMS ist insbesondere für größere radiologische Einrichtungen als sinnvolles Werkzeug im Strahlenschutz zur Qualitätssicherung von Untersuchungen mit ionisierender Strahlung anzusehen.

Wünschenswert wäre für die Zukunft eine stärkere Integration patientenindividueller Parameter sowie auch der zunehmenden Diversität der Untersuchungsprotokolle in das Konzept der DRW, um die Datenanalyse zu verfeinern und eine Dosisoptimierung für jeden einzelnen Patienten zu erreichen.

### **3.8 Ausblick - Zukünftiges Potenzial der Dosismanagementsysteme**

Durch eine flächendeckende Implementierung von DMS und die Möglichkeit der cloud-basierten Datenverarbeitung besteht prinzipiell die Möglichkeit, große, multizentrische Vergleichsstudien vieler radiologischer Abteilungen durchzuführen und durch *Benchmarking* mittel- und langfristig zu einer kontinuierlichen Optimierung der CT-Dosiswerte zu gelangen. Auf diese Weise wäre ein Vergleich der Dosisdaten multipler Zentren sowie eine beschleunigte Erstellung aktualisierter DRW auf breiter Datenbasis ohne langwierige analoge Datenkollektion über Umfragen möglich.

Für Patienten, die multiple CT-Untersuchungen in verschiedenen radiologischen Einrichtungen erhalten, ergäbe sich die Möglichkeit, auf alle Expositionsdaten digital zuzugreifen und so die kumulative Strahlendosis zu erfassen.

Eine zentrale und langfristige Aufzeichnung und Analyse der nationalen Dosisdaten könnte darüber hinaus neue Möglichkeiten in der Risikostratifikation der medizinischen Strahlenexposition sowie die Analyse aktueller Trends ermöglichen.

## 4 Literatur

1. Taubmann O, Berger M, Bögel M, Xia Y, Balda M, Maier A. Medical Imaging Systems, An Introductory Guide. Lect Notes Comput Sc. 2018;147–89.
2. Nekolla EA, Schegerer AA, Griebel J, Brix G. Häufigkeit und Dosis diagnostischer und interventioneller Röntgenanwendungen. Der Radiologe. 2017;57(7):555–62.
3. Schulthess GK von. Röntgen, Computertomografie & Co., Wie funktioniert medizinische Bildgebung? 2017;13-23
4. Knuuti J, Wijns W, Saraste A, Capodanno D, Barbato E, Funck-Brentano C, et al. 2019 ESC Guidelines for the diagnosis and management of chronic coronary syndromes. The Task Force for the diagnosis and management of chronic coronary syndromes of the European Society of Cardiology (ESC). Eur Heart J. 2019;41(3):407–77.
5. The SCOT-HEART investigators. CT coronary angiography in patients with suspected angina due to coronary heart disease (SCOT-HEART): an open-label, parallel-group, multicentre trial. Lancet. 2015;385(9985):2383–91.
6. Group TDT, Napp AE, Haase R, Laule M, Schuetz GM, Rief M, et al. Computed tomography versus invasive coronary angiography: design and methods of the pragmatic randomised multicentre DISCHARGE trial. Eur Radiol. 2017;27(7):2957–68.
7. Bundesamt für Strahlenschutz. Radioaktivität in der Umwelt [Internet]. 2021 [cited 2022 Jan 10]. Available from: [https://www.bfs.de/DE/themen/ion/umwelt/umwelt\\_node.html](https://www.bfs.de/DE/themen/ion/umwelt/umwelt_node.html)
8. Bundesamt für Strahlenschutz. Grenzwerte im Strahlenschutz [Internet]. 2021 [cited 2022 Jan 10]. Available from: <https://www.bfs.de/DE/themen/ion/strahlenschutz/grenzwerte/grenzwerte.html>
9. Bundesamt für Strahlenschutz. Röntgendiagnostik: Häufigkeit und Strahlenexposition [Internet]. 2020 [cited 2022 Jan 10]. Available from: <https://www.bfs.de/DE/themen/ion/anwendung-medizin/diagnostik/roentgen/haeufigkeit-exposition.html>
10. Bundesamt für Strahlenschutz. Jährliche mittlere effektive Dosis [Internet]. [cited 2022 Jan 10]. Available from: <https://www.bfs.de/SharedDocs/Bilder/BfS/DE/ion/medizin/roentgen-diagnostik-dosis.jpg>
11. Bundesamt für Strahlenschutz. Wie wirkt Strahlung? [Internet]. 2020 [cited 2022 Jan 10]. Available from: [https://www.bfs.de/DE/themen/ion/wirkung/einfuehrung/einfuehrung\\_node.html](https://www.bfs.de/DE/themen/ion/wirkung/einfuehrung/einfuehrung_node.html)
12. Preston DL, Ron E, Tokuoka S, Funamoto S, Nishi N, Soda M, et al. Solid Cancer Incidence in Atomic Bomb Survivors: 1958-1998. Radiat Res. 2007;168(1):1–64.
13. Dufey F, Sogl M, Walsh L, Tschense A, Kreuzer M. Leukemia mortality risk from ionizing radiation in the cohort of wismut uranium miners 1946–2003. Isee Conf Abstr. 2011;2011(1).

14. Leuraud K, Richardson DB, Cardis E, Daniels RD, Gillies M, O'Hagan JA, et al. Ionising radiation and risk of death from leukaemia and lymphoma in radiation-monitored workers (INWORKS): an international cohort study. *Lancet Haematol.* 2015;2(7):e276–81.
15. Hsu W-L, Preston DL, Soda M, Sugiyama H, Funamoto S, Kodama K, et al. The Incidence of leukemia, lymphoma and multiple myeloma among atomic bomb survivors: 1950-2001. *Radiat Res.* 2013;179(3):361–82.
16. Griffey RT, Sodickson A. Cumulative radiation exposure and cancer risk estimates in emergency department patients undergoing repeat or multiple CT. *Am J Roentgenol.* 2009;192(4):887–92.
17. Mathews JD, Forsythe AV, Brady Z, Butler MW, Goergen SK, Byrnes GB, et al. Cancer risk in 680 000 people exposed to computed tomography scans in childhood or adolescence: data linkage study of 11 million Australians. *Bmj Br Medical J.* 2013;346(may21 1):f2360.
18. Pearce MS, Salotti JA, Little MP, McHugh K, Lee C, Kim KP, et al. Radiation exposure from CT scans in childhood and subsequent risk of leukaemia and brain tumours: a retrospective cohort study. *Lancet.* 2012;380(9840):499–505.
19. González AB de, Darby S. Risk of cancer from diagnostic X-rays: estimates for the UK and 14 other countries. *Lancet.* 2004;363(9406):345–51.
20. Sodickson A, Baeyens PF, Andriole KP, Prevedello LM, Nawfel RD, Hanson R, et al. Recurrent CT, cumulative radiation exposure, and associated radiation-induced cancer risks from CT of adults. *Radiology.* 2009;251(1):175–84.
21. Smith-Bindman R. Is Computed tomography safe? *New Engl J Medicine.* 2010;363(1):1–4.
22. Wintermark M, Lev MH. FDA Investigates the safety of brain perfusion CT. *Am J Neuroradiol.* 2010;31(1):2–3.
23. Brenner DJ, Hall EJ. Computed tomography — An increasing source of radiation exposure. *New Engl J Medicine.* 2007;357(22):2277–84.
24. Hall EJ, Brenner DJ. Cancer risks from diagnostic radiology. *Br J Radiology.* 2008;81(965):362–78.
25. Siegel JA, Welsh JS. Does imaging technology cause cancer? Debunking the linear no-threshold model of radiation carcinogenesis. *Technol Cancer Res T.* 2015;15(2):249–56.
26. European Union. Council Directive 2013/59/Euratom of 5 December 2013 laying down basic safety standards for protection against the dangers arising from exposure to ionising radiation, and repealing Directives 89/618/Euratom, 90/641/Euratom, 96/29/Euratom, 97/43/Euratom and 2003/122/Euratom [Internet]. 2017. Available from: Council Directive 2013/59/Euratom of 5 December 2013 laying down basic safety standards for protection against the dangers arising from exposure to ionising radiation, and repealing Directives 89/618/Euratom, 90/641/Euratom, 96/29/Euratom, 97/43/Euratom and 2003/122/Euratom – CELEX-32013L0059-EN-TXT.pdf.

27. American College of Radiology. Appropriateness Criteria [Internet]. 2021[cited 2021 Aug 11]. Available from: <https://acsearch.acr.org/list>
28. Remedios D, Hierath M, Ashford N, Bezzi M, Cavanagh P, Chateil J-F, et al. Imaging referral guidelines in Europe: now and in the future—EC Referral Guidelines Workshop Proceedings. *Insights Imaging*. 2014;5(1):9–13.
29. Boos J, Meineke A, Bethge O, Antoch G, Kröpil P. Dose Monitoring in radiology departments: Status-quo and future perspectives. *Fortschritte Auf Dem Gebiet Der Röntgenstrahlen Und Der Bildgebenden Verfahren*. 2016;188(05):443–50.
30. Bundesamt für Strahlenschutz. Bekanntmachung der aktualisierten diagnostischen Referenzwerte für diagnostische und interventionelle Röntgenanwendungen [Internet]. 2016 [cited 2022 Jan 10]. Available from: [https://www.bfs.de/SharedDocs/Downloads/BfS/DE/fachinfo/ion/drw-roentgen.pdf?\\_\\_blob=publicationFile&v=9](https://www.bfs.de/SharedDocs/Downloads/BfS/DE/fachinfo/ion/drw-roentgen.pdf?__blob=publicationFile&v=9)
31. Schegerer A, Loose R, Heuser L, Brix G. Diagnostic reference levels for diagnostic and interventional x-ray procedures in Germany: Update and handling. *RöFo - Fortschritte Auf Dem Gebiet Der Röntgenstrahlen Und Der Bildgebenden Verfahren*. 2019;191(08):739–51.
32. Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und nukleare Sicherheit, Referat Bundesaufsicht im Strahlenschutz. Sachverständigen-Prüfrichtlinie, Richtlinie für die technische Prüfung von Röntgeneinrichtungen und genehmigungsbedürftigen Störstrahlern durch Sachverständige nach dem Strahlenschutzgesetz und der Strahlenschutzverordnung [Internet]. 2020 [cited 2021 Aug 12]. Available from: [https://strahlenschutzkurs.net/wp-content/uploads/sites/6/2020/07/200708\\_Sachverst%C3%A4ndigen-Richtlinie\\_Neufassung\\_01.07.2020-002.pdf](https://strahlenschutzkurs.net/wp-content/uploads/sites/6/2020/07/200708_Sachverst%C3%A4ndigen-Richtlinie_Neufassung_01.07.2020-002.pdf)
33. Prokop M, Galanski M, Schäfer-Prokop C, Molen AJ van der. Ganzkörper-Computertomographie. 2nd ed. Georg Thieme Verlag KG; 2007;119-132.
34. The American Association of Physicists in Medicine. AAPM Report No. 204: Size-specific dose estimates (SSDE) in pediatric and adult body CT examinations [Internet]. 2011. Available from: [https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT\\_204.pdf](https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_204.pdf)
35. Liu H, Gao Y, Ding A, Caracappa PF, Xu XG. The profound effects of patient arm positioning on organ doses from CT procedures calculated using Monte Carlo simulations and deformable phantoms. *Radiat Prot Dosim*. 2014;164(3):368–75.
36. Svahn TM, Peric L, Ast JC. Influence of different arm positions in the localizer radiograph(s) on patient dose during exposure-controlled CT examinations of the neck to pelvis. *Tomogr*. 2021;7(3):313–22.
37. Lira D, Padole A, Kalra MK, Singh S. Tube potential and CT radiation dose optimization. *Am J Roentgenol*. 2015;204(1):W4–10.
38. Kalender WA. Dose in x-ray computed tomography. *Phys Med Biol*. 2014;59(3):R129–50.

39. McCollough CH, Chen GH, Kalender W, Leng S, Samei E, Taguchi K, et al. Achieving routine submillisievert CT scanning: Report from the summit on management of radiation dose in CT. *Radiology*. 2012;264(2):567–80.
40. Geyer LL, Schoepf UJ, Meinel FG, Jr JWN, Bastarrika G, Leipsic JA, et al. State of the Art: Iterative CT reconstruction techniques. *Radiology*. 2015;276(2):339–57.
41. Boos J, Meineke A, Rubbert C, Heusch P, Lanzman R, Aissa J, et al. Cloud-Based CT dose monitoring using the DICOM-structured report: Fully automated analysis in regard to national diagnostic reference levels. *Fortschritte Auf Dem Gebiet Der Röntgenstrahlen Und Der Bildgebenden Verfahren*. 2015;188(03):288–94.
42. Boos J, Aissa J, Lanzman RS, Heusch P, Schimmöller L, Schleich C, et al. CT angiography of the aorta using 80 kVp in combination with sinogram-affirmed iterative reconstruction and automated tube current modulation: Effects on image quality and radiation dose. *J Med Imag Radiat On*. 2016;60(2):187–93.
43. Boos J, Kröpil P, Lanzman RS, Aissa J, Schleich C, Heusch P, et al. CT pulmonary angiography: simultaneous low-pitch dual-source acquisition mode with 70 kVp and 40 ml of contrast medium and comparison with high-pitch spiral dual-source acquisition with automated tube potential selection. *Br J Radiology*. 2016;89(1062):20151059.
44. Parakh A, Kortensniemi M, Schindera ST. CT Radiation Dose Management: A Comprehensive Optimization Process for Improving Patient Safety. *Radiology*. 2016;280(3):663–73.
45. Schegerer AA, Nagel H-D, Stamm G, Adam G, Brix G. Current CT practice in Germany: Results and implications of a nationwide survey. *Eur J Radiol*. 2017;90:114–28.
46. Schwartz F, Stieltjes B, Szucs-Farkas Z, Euler A. Over-scanning in chest CT: Comparison of practice among six hospitals and its impact on radiation dose. *Eur J Radiol*. 2018;102:49–54.
47. Koshy J, Feldman E, Chike-Obi C, Bullocks J. Pearls of mandibular trauma management. *Semin Plast Surg*. 2010;24(04):357–74.
48. Thesleff T, Kataja A, Öhman J, Luoto TM. Head injuries and the risk of concurrent cervical spine fractures. *Acta Neurochir*. 2017;159(5):907–14.
49. Ulzheimer S, Freund J. White Paper. The Stellar detector. [Internet]. 2016 [cited 2022 Jan 10]. Available from: [https://cdn0.scrvt.com/39b415fb07de4d9656c7b516d8e2d907/1800000003369873/c3565f4372f7/Computed-Tomography\\_Machine-Technology\\_Stellar-detector\\_Whitepaper\\_1800000003369873.pdf](https://cdn0.scrvt.com/39b415fb07de4d9656c7b516d8e2d907/1800000003369873/c3565f4372f7/Computed-Tomography_Machine-Technology_Stellar-detector_Whitepaper_1800000003369873.pdf)
50. Tamm EP, Rong XJ, Cody DD, Ernst RD, Fitzgerald NE, Kundra V. Quality initiatives: CT radiation dose reduction: How to implement change without sacrificing diagnostic quality. *Radiographics*. 2011;31(7):1823–32.

51. Gress DA, Dickinson RL, Erwin WD, Jordan DW, Kobistek RJ, Stevens DM, et al. AAPM medical physics practice guideline 6.a.: Performance characteristics of radiation dose index monitoring systems. *J Appl Clin Med Phys*. 2017;18(4):12–22.
52. Kröpil P, Bigdeli A, Nagel H, Antoch G, Cohnen M. Impact of increasing levels of advanced iterative reconstruction on image quality in low-dose cardiac CT-angiography. *Fortschritte Auf Dem Gebiet Der Röntgenstrahlen Und Der Bildgebenden Verfahren*. 2014;186(6):567–75.
53. Charles MW. ICRP Publication 103: Recommendations of the ICRP. *Radiat Prot Dosim*. 2007;129(4):500–7.
54. Guberina N, Forsting M, Suntharalingam S, Nassenstein K, Theysohn J, Ringelstein A, et al. Radiation dose monitoring in the clinical routine. *RöFo - Fortschritte Auf Dem Gebiet Der Röntgenstrahlen Und Der Bildgebenden Verfahren*. 2016;189(04):356–60.
55. Bundesamt für Strahlenschutz. Röntgenpass [Internet]. 2020 [cited 2021 Aug 12]. Available from: <https://www.bfs.de/SharedDocs/Downloads/BfS/DE/broschueren/ion/zusatzinfos/roentgenpass.html>
56. Appel E, Boos J, Fang J, Zhang D, Wilcox C, Camacho A, et al. Minimizing radiation dose outliers through systematic analysis, computed tomography technologist education, and standardized system solutions. *J Comput Assist Tomo*. 2021;45(1):78–83.