

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

INNOVATIVE TECHNIKEN ZUR REDUKTION DER
STRAHLENEXPOSITION IN DER KLINISCHEN
COMPUTERTOMOGRAFIE

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

vorgelegt von

JAN SEBASTIAN DIETRICH

2018

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

gez.:

Dekan: Univ.-Prof. Dr. med. Nikolaj Klöcker

Erstgutachter: Prof. Dr. med. Patric Kröpil

Zweitgutachter: Prof. Dr. med. Ralf Westenfeld

Teile dieser Arbeit wurden veröffentlicht.

Schimmöller, L., Lanzman, R. S., Heusch, P., Dietrich, S., Miese, F., Aissa, J., Heusner, T. A., Antoch, G. und Kröpil, P., (2013), Impact of organ-specific dose reduction on the image quality of head and neck CT angiography. *European Radiology*, (Volume 23) 1503–1509

Schimmöller, L., Lanzman, R.S., Dietrich, S., Boos, J., Heusch, P., Miese, F., Antoch, G., und Kröpil, P., (2014), Evaluation of automated attenuation-based tube potential selection in combination with organ-specific dose reduction for contrast-enhanced chest CT examinations. *Clinical Radiology*, (Volume 69) 721–726

Zusammenfassung (deutsch)

Die rasche Zunahme der jährlichen CT-Untersuchungen und die damit einhergehende Strahlenexposition der Patienten verlangen einen verantwortungsvollen Einsatz der Methode. Die hier vorliegende klinische Arbeit analysiert die Dosisersparungen und die Praktikabilität zweier softwarebasierter Algorithmen zur Dosisreduktion in der klinischen Computertomografie. Dabei gliedert sich die Arbeit in zwei Teile. Im ersten Teil wird die Anwendung einer organspezifischen Dosisreduktion (OSDR) durch eine Anpassung des Röhrenstromzeitprodukts bei CT-Angiografien der hirnersorgenden GefäÙe untersucht. Der zweite Teil befasst sich mit dem kombinierten Einsatz einer organspezifischen Dosisreduktion (OSDR) und einer schwächungsbasierten Dosisreduktion (ATPS), die über eine Modulation des Röhrenstromzeitprodukts und der Röhrenspannung Einfluss auf die Strahlenexposition bei kontrastmittelverstärkten CT-Thorax-Untersuchungen nehmen. Insgesamt wurden 132 CT-Untersuchungen in die Auswertung einbezogen und vor dem Hintergrund der Dosisreduktion sowie der subjektiven und objektiven Bildqualität analysiert. Die in der hier vorliegenden Arbeit verwendeten innovativen Algorithmen erwiesen sich als ein nütliches Werkzeug, um die Strahlendosis bei gleichbleibender Bildqualität in der CT zu optimieren. Erstmals konnte gezeigt werden, dass die Anwendung einer OSDR bei CT-Angiografien der hirnersorgenden GefäÙe in der klinischen Routine ohne EinbuÙen in der Bildqualität bleibt und gleichzeitig die besonders strahlenempfindlichen Organe Augenlinse und Schilddrüse vor einer unnötig hohen Strahlenexposition schützt. Durch den Einsatz einer OSDR und einer ATPS bei kontrastmittelverstärkten CT-Thorax-Untersuchungen wurde eine deutliche Dosisreduktion von ca. 50% bei einer gleichbleibend guten Bildqualität und einer gleichzeitig reduzierten Strahlenexposition der oberflächlichen, strahlensensiblen Organe Schilddrüse und weibliche Brust erreicht. Die beiden Methoden erlauben erstmals einen automatisierten sowie individualisierten Ansatz und führen dadurch neben einer Dosisreduktion auch zu einer einfacheren Handhabung für den Anwender. Die hohe Praktikabilität der verwendeten Algorithmen gibt Anlass, weitere Methoden zur Dosisreduktion, die an zusätzlichen Stellschrauben zu den hier untersuchten Röhrenstromzeitprodukt und Röhrenspannung ansetzen, in der klinischen Routine zu implementieren.

Zusammenfassung (englisch)

CT examinations contribute significantly to the radiation dose in medical imaging. The vast increase in CT examinations therefore requires a responsible use of the method and the indication should undergo critical scrutiny. The objective of this work was to investigate the feasibility and the impact of two modern dose-saving techniques on radiation dose and image quality in CT examinations. The first study examines the use of organ-specific dose reduction (OSDR) by adjusting the tube-current time product to radiosensitive organs near the anterior body surface in CTA of brain-supplying arteries. The second study analyses the combined application of organ-specific dose reduction (OSDR) and attenuation-based tube potential selection (ATPS) which affect the radiation exposure through altering the tube-current time product as well as the tube potential in contrast enhanced chest CT. In total 132 CT examinations were evaluated towards dose reduction and image quality. The results of this work clearly demonstrate the high feasibility of the two modern dose-saving techniques in CT without compromising image quality. For the first time it could be shown that the use of OSDR in CTA of brain-supplying arteries protects the radiosensitive organs thyroid and eye lense from unnecessary high radiation while maintaining good image quality. In addition, the combined application of ATPS and OSDR in contrast enhanced chest CT essentially lowers the radiation dose by 50% on average. No decrease of image quality was detected, confirming the valueable benefit of the tool. Furthermore, the organ dose of the radiosensitive organs thyroid and female breast could be reduced. In conclusion, the results clearly indicate that the two dose-saving techniques can be used for CTA of brain-supplying arteries and contrast enhanced chest CT in clinical routine. Their easy handling facilitates an uncomplicated approach to an individualized dose reduction in CT and justifies the implementation and combination of further automated dose-saving techniques.

Abkürzungsverzeichnis

ACC	Arteria carotis communis
ACM	Arteria cerebri media
AEK	anatomische Expositionskontrolle
ALARA	as low as reasonably achievable
AO	Aorta
AP	anterior-posterior
ATPS	schwächungsbasierte Röhrenspannungsselektion
BfS	Bundesamt für Strahlenschutz
BMI	Body Mass Index
CNR	Kontrast-Rausch-Verhältnis
CT	Computertomografie
CTA	Computertomografie-Angiografie
CTDI	Computertomografie-Dosis-Index
CTPA	Computertomografie-Pulmonalisangiografie
DLP	Dosis-Längen-Produkt
DSA	Digitale Subtraktionsangiografie
DSCT	Dual-Source-Computertomografie
EKG	Elektrokardiogramm
Gy	Gray
HU	Hounsfield Einheiten
ICRP	International Committee on Radiological Protection / Internationale Strahlenschutzkommission
kV	Kilovolt
LAT	lateral
LSS	life span studies
mA	Milliampere
mAs	Milliamperesekunden
MDCT	Mehrzeilencomputertomograf
mGy	Milligray
Mk	Muskel
MPR	Multiplanare Rekonstruktion
mSv	Millisievert
OSDR	organspezifische Dosisreduktion
PACS	picture archiving and communication system
R	Bildrauschen
ROI	region of interest
RöV	Röntgenverordnung
SD	Standardabweichung
SNR	Signal-Rausch-Verhältnis
SSDE	size specific dose estimation / größenspezifische Dosisabschätzung
Sv	Sievert

Inhaltsverzeichnis

Zusammenfassung (deutsch)	i
Zusammenfassung (englisch)	ii
Abkürzungsverzeichnis	iii
Inhaltsverzeichnis	iv
1 Einleitung	1
1.1 Grundlagen der Computertomografie	1
1.2 Stellenwert der Computertomografie	2
1.3 Dosimetrie	3
1.3.1 Energiedosis	4
1.3.2 Effektive Dosis	4
1.3.3 CTDI _{vol} und DLP zur Beurteilung der Strahlenexposition in der CT	5
1.4 Scanparameter und Bildqualität	7
1.5 Wechselwirkungen von Strahlendosis und Bildqualität	8
1.6 Medizinische Strahlenexposition durch CT	9
1.7 Technische Möglichkeiten der Dosisersparung	11
1.8 Ziele der Arbeit	13
2 Material & Methoden	14
2.1 Patientenpopulation	14
2.2 CT-Angiografie der hirnersorgenden GefäÙe	15
2.2.1 CT-Protokoll	15
2.2.2 Bildverarbeitung	16
2.2.3 Bildqualität	16
2.2.4 Dosimetrie	18
2.2.5 Statistische Verfahren	18

Inhaltsverzeichnis

2.3	CT-Thorax	19
2.3.1	CT-Protokoll	19
2.3.2	Bildverarbeitung	20
2.3.3	Bildqualität	20
2.3.4	Dosimetrie	22
2.3.5	Statistische Verfahren	22
3	Ergebnisse	24
3.1	CT-Angiografie der hirnversorgenden Gefäße	24
3.1.1	Strahlendosis	24
3.1.2	Bildqualität	24
3.2	CT-Thorax	26
3.2.1	Strahlendosis	26
3.2.2	Bildqualität	28
4	Diskussion	33
4.1	Organspezifische Dosisreduktion bei CT-Angiografien der hirnversorgenden Gefäße	35
4.1.1	Organspezifische Dosisreduktion im Vergleich zur Bismuth-Abdeckung	36
4.1.2	Limitationen der Studie	37
4.1.3	Ausblick	38
4.2	Organspezifische Dosisreduktion und schwächungsbasierte Röhrenspannungs- selektion bei CT-Thorax-Untersuchungen	39
4.2.1	Einordnung der Ergebnisse in die bisherige Literatur	41
4.2.2	Dosisreduktionsalgorithmen im Vergleich zur Bismuth-Abdeckung .	44
4.2.3	Limitationen der Studie	45
4.2.4	Ausblick	46
4.3	Schlussfolgerungen	47
	Abbildungen	48
	Tabellen	49
	Literaturverzeichnis	51

1 Einleitung

1.1 Grundlagen der Computertomografie

Die Computertomografie (CT) ist ein nicht invasives, diagnostisches Verfahren, das unter Verwendung von Röntgenstrahlen überlagerungsfreie Schnittbilder erstellt [1]. Ausgehend von einer Röntgenröhre werden in einer rotatorischen Bewegung um die Körperlängsachse Z aus verschiedenen Winkelpositionen fächerförmig Röntgenstrahlen emittiert, die über Detektoren akquiriert und anschließend als Schwächungssignale über einen Computer in ein einzelnes Schnittbild umgesetzt werden. Dabei werden die Röntgenstrahlen abhängig von der Dichte des bestrahlten Gewebes geschwächt und schlagen sich in einer dichteabhängig unterschiedlichen Belichtung im Detektorensystem nieder.

Diese räumliche Verteilung von gewebespezifischen Schwächungskoeffizienten μ wird als Schwächungswert bzw. CT-Wert C in Hounsfield-Einheiten (HU) gemessen. Da die Schwächung in Abhängigkeit zu der verwendeten Röhrenspannung steht, wird sie immer im Verhältnis zu der Schwächung von Wasser angegeben, wobei Wasser per definitionem mit dem Wert 0 HU und Luft mit dem Wert -1000 HU versehen werden. Hierdurch wird auch eine Vergleichbarkeit bei unterschiedlicher Spannung erreicht.

$$C = \frac{(\mu_i - \mu_{Wasser})}{\mu_{Wasser}} \cdot 1000HU$$

mit μ_i = gewebespezifischer Schwächungskoeffizient und C = CT-Wert.

Einen Meilenstein in der Entwicklung der modernen Computertomografie stellte die Einführung von Schleifringssystemen dar, die eine kontinuierliche Rotation der Röntgenröhre um den Patienten ermöglichen [1]. Hierdurch konnte eine Datenakquisition bei kontinuierlichem Tischvorschub erfolgen (Spiral-CT), wodurch sich die Untersuchungszeit signifikant reduzierte und eine lückenlose Abtastung des Untersuchungsvolumens ermöglicht wurde. So konnte beispielsweise ein Volumendatensatz des gesamten Thorax während eines Atemanhaltenmanövers akquiriert werden. Von Bedeutung in diesem Zusammenhang ist der *Pitch*-Faktor, der als dimensionsloser Wert, den Tischvorschub in mm pro Rotation im Verhältnis zu der gewählten Schichtdicke / Kollimation in mm angibt. Er ist ein Maß

dafür, ob - je nach Einstellung - die spiralförmige Bildakquise überlappend (Werte < 1) oder nicht überlappend (Werte > 1) stattfindet. Parallel zu der Entwicklung der Spiral-CT-Technologie führten technischen Neuerungen in den 1990er Jahren zu der gleichzeitigen Verwendung von mehreren nebeneinander liegenden Detektorreihen. Die sogenannten Mehrzeilencomputertomografen (MDCT) erlauben im Zuge einer spiralförmigen Umdrehung die simultane Datenaufzeichnung von mehreren Schichten zur selben Zeit. So konnte durch eine verkürzte Scanzeit eine bessere zeitliche Auflösung erreicht werden. Der Einsatz von mehrzeiligen Spiral-CTs ermöglichte es erstmals, eine 3D-Bildverarbeitung auf einen akquirierten Datensatz anzuwenden und ebnete den Weg für suffiziente Gefäßdarstellungen mittels CT-Angiografie. Eine weitere Verkürzung der Untersuchungszeit in den Millisekundenbereich gelang mit der Einführung von sogenannten Dual-Source-CTs (DSCT) Mitte der 2000er Jahre. Dabei kommen zwei um 90° versetzte Röntgenstrahler zum Einsatz, so dass für die Abbildung einer Schichtaufnahme nur noch eine Viertelumdrehung benötigt wird. Von der DSCT profitierte unter anderem die Herzbildgebung durch nunmehr weitgehend herzfrequenzunabhängige Darstellung der Koronarien [2, 3].

1.2 Stellenwert der Computertomografie

Seit der Markteinführung der CT Anfang der 1970er Jahre steigt die Anzahl der jährlich durchgeführten CT-Untersuchungen an. Durch die stetige technische Weiterentwicklung verbunden mit einem breiteren klinischen Indikationsbereich und der flächendeckenden Verfügbarkeit nimmt die CT heutzutage einen großen Stellenwert in der nicht-invasiven Diagnostik nahezu jeder Körperregion ein. Im Jahr 2009 wurden bundesweit 9,37 Millionen Computertomografien durchgeführt. Hiervon wurden circa 40% stationär und 60% ambulant durchgeführt. Dabei zeigt sich auch über 40 Jahre nach Markteinführung weiterhin eine jährliche Zunahme der Untersuchungszahlen von ca. 5% [4]. Ursächlich für den größeren Zuwachs ist neben der breiteren diagnostischen Indikation auch die zunehmende Popularität von Screeninguntersuchungen des Thorax bei Rauchern, der Herz-CT oder Ganzkörper-CTs bei Malignompatienten [5].

Von allen CT-Untersuchungen in Deutschland im Jahr 2009 entfiel mit 28% der größte Teil auf die Kopfbildgebung. Am dritthäufigsten wurde mit 14% der Thorax untersucht [4].

Gemäß des Jahresberichts 2013 des Bundesamtes für Strahlenschutz (BfS) hat sich die Anzahl der CT-Untersuchungen von 1996 bis 2012 mehr als verdoppelt, obwohl im selben Zeitraum die Gesamtzahl an Röntgenuntersuchungen gesunken ist [6]. Im internationalen Vergleich lässt sich eine ähnliche Entwicklung aufzeigen. In den USA wurden 2007 62 Millionen CT-Untersuchungen durchgeführt; demgegenüber waren es im Jahr 1980 lediglich 3 Millionen Untersuchungen [5].

Vor diesem Hintergrund der steigenden CT-Zahlen im klinischen Alltag ist die Frage nach den Gefahren dieses Verfahrens von zunehmender Bedeutung. Als Methode, die mit ionisierender Strahlung arbeitet, ist die CT zwangsläufig mit einer Strahlenexposition des untersuchten Patienten verbunden. Während Röntgenstrahlen Materie passieren, wird ein Teil der Energie von dem Gewebe absorbiert und dadurch geschwächt. Dieser Teil der energiereichen ionisierenden Strahlung kann durch die Absorption der Energie über eine Radikalbildung oder eine direkte Ionisation zu Brüchen der DNA-Stränge führen, in deren Folge Tumoren entstehen können [7, 5]. Erste Zusammenhänge zwischen Strahlenexposition und Kanzerogenese wurden anhand von Beobachtungen an Überlebenden (sogenannte *Life Span Studies* – LSS) der Atombombenabwürfe über Hiroshima und Nagasaki beobachtet. Anhand von Alter, Strahlenexposition und Auftreten von Tumoren konnten erste Beziehungen zwischen Dosis und Tumorentstehung ermittelt werden [8]. Hierzu war es notwendig, die Strahlenexposition in ihren Kenngrößen zu definieren, um sie zu quantifizieren und in Folge auch vergleichen zu können. Zusammengefasst wird die Messung ionisierender Strahlung unter dem Begriff der Dosimetrie.

1.3 Dosimetrie

Ausschlaggebend für den Patienten ist die effektive Dosis E (mSv), die basierend auf der Energiedosis D (Gy) über eine organorientierte Wichtung W_t einerseits eine Aussage über die Auswirkung einer Teilbestrahlung – wie sie in der CT üblich ist – auf den Gesamtorganismus erlaubt und andererseits auch als Expositionsgrenzwert zur Festlegung von Obergrenzen verstanden werden kann. Durch die effektive Dosis können die Auswirkungen von Untersuchungen verschiedener Körperregionen verglichen werden. Zudem ermöglicht die effektive Dosis auch den Vergleich unterschiedlicher Untersuchungsverfahren wie z.B.

der Projektionsradiografie mit der Computertomografie [9].

1.3.1 Energiedosis

Die Energiedosis D gibt das Verhältnis von absorbierter Energie zu durchstrahlter Masse wieder und wird in der Einheit Gray (Gy) gemessen. Sie gibt an, wie viel Energie durch ionisierende Strahlung in einem Volumen aufgenommen wurde [10].

$$D = 1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$$

1.3.2 Effektive Dosis

Aufbauend auf der Energiedosis D bezieht die effektive Dosis E den Ort der absorbierten Energie W_t und die Art der Strahlung W_r mit ein und wird in der Einheit Sievert (Sv) gemessen. Für Röntgenstrahlen besitzt der Koeffizient W_r den Wert 1. W_t entspricht einem organspezifischen Wichtungsfaktor und wird durch die *International Commission on Radiological Protection* (ICRP) festgelegt. Die effektive Dosis entspricht der Summe der absorbierten Energiedosen D der sich im Strahlengang befindlichen und einzeln gewichteten Organen.

$$E = \sum_t (W_t \cdot W_r \cdot D)$$

Komplexe Formeln zur Berechnung der effektiven Dosis in einem mathematischen Modell an körperähnlichen Phantomen dienen als Grundlage für die Ableitung der organspezifischen Wichtungskoeffizienten W_t [9, 11, 12]. Beispiele dieser organspezifischen W_t sind in in der Tabelle 1.1 dargelegt. Hieran wird ersichtlich, dass sich die Wirkung der Röntgenstrahlen auf das Gewebe sehr unterscheiden kann. Die weibliche Brust zum Beispiel ist der Strahlung gegenüber sehr sensitiv, wohingegen das Gewebe des Ösophagus weniger empfänglich für Schäden durch Strahlung ist.

Eine exakte Erhebung der effektiven Dosis in jeder CT-Untersuchung ist aufgrund der individuellen Körpereigenschaften und der fehlenden apparativen Meßeinheit im Körperinneren unmöglich. Daher muss die effektive Dosis in der Praxis abgeschätzt werden. Hierzu wurden basierend auf den oben genannten organspezifischen Dosen körperregionabhängige Konversionsfaktoren k abgeleitet, die über die Multiplikation mit dem Dosis-Längen-

1 Einleitung

Gewebe	W_t	
	einzeln	gesamt
Knochenmark (rot), Kolon, Lunge, Magen, Brust, restliche Gewebe ^a	0,12	0,72
Keimdrüsen	0,08	0,08
Blase, Oesophagus, Leber, Schilddrüse	0,04	0,16
Knochenoberfläche, Gehirn, Speicheldrüsen, Haut	0,01	0,04
Gesamt		1,00

^arestliche Gewebe: Nebennieren, obere Atemwege, Gallenblase, Herz, Nieren, Lymphknoten, Muskelgewebe, Mundschleimhaut, Bauchspeicheldrüse, Prostata, Dünndarm, Milz, Thymus, Gebärmutter/Gebärmutterhals

Tabelle 1.1: Wichtungskoeffizienten nach ICRP [9]

Produkt (DLP), die effektive Dosis annähern können [12]. Im Bereich des Thorax beläuft sich der Faktor auf $k = 0,014 \text{ mSv/mGy} * \text{cm}$, im Kopf-/Halsbereich auf $k = 0,0031 \text{ mSv/mGy} * \text{cm}$ [13, 9, 12]. Zur Einschätzung und zum Vergleich der Strahlenexposition in der CT sind zwei Parameter von elementarer Bedeutung, zum einen der volumenbezogene Computertomografie-Dosis-Index (CTDI_{vol}) und zum anderen das Dosis-Längen-Produkt (DLP).

1.3.3 CTDI_{vol} und DLP zur Beurteilung der Strahlenexposition in der CT

Die Werte des CTDI_{vol} und des DLP beruhen auf Phantommessungen und werden gemäß § 28 der Röntgenverordnung (RöV) automatisch für jede Untersuchung vom Computertomografen berechnet und über das Patientenprotokoll angegeben.

CTDI und DLP tragen dem Umstand Rechnung, dass neben der durch die Scanparameter festgelegten Strahlenergie und der organabhängigen Schwächung auch das Scanvolumen in der Längsachse Z zur Strahlenexposition beiträgt [14].

In einem runden Objekt resultiert aus der rotatorischen Bestrahlung im CT eine symmetrische, uniforme Strahlenexposition im Inneren sowie an den Rändern des Objekts. Welche Energiedosis jedoch tatsächlich absorbiert wird, hängt von der Größe des Objekts ab. Während im Zentrum eines 32 cm durchmessenden Phantoms bei einer Bestrahlung

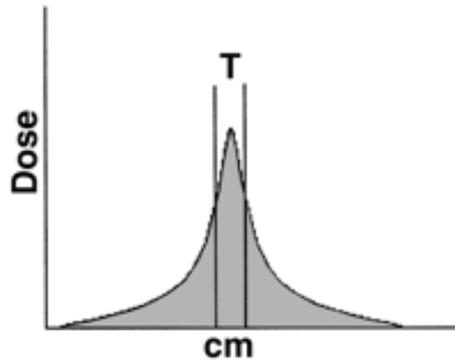


Abb. 1.1: Absorbierte Dosis D in einer Schicht [15]

10 mGy absorbiert werden, sind es unter Verwendung derselben Scanparameter in einem 16 cm durchmessenden Phantom 40 mGy [14]. Außerdem kann es durch Streustrahlung auch außerhalb der eigentlich bestrahlten Schicht zu messbaren Dosisanteilen kommen, die nicht zu vernachlässigen sind.

CTDI

Der CTDI ist eine Annäherung der Strahlenenergie als absorbierte Dosis in Gray, die durch das CT in der CT-Untersuchung mit den scannereigenen Einstellungen an den Patienten abgegeben werden. Der CTDI fasst über eine Integralrechnung die absorbierte Energie D von aneinanderliegenden Schichten mit der Schichtdicke T entlang der Körper-Z-Achse zusammen. Er wurde erstmals wie folgt über 14 Schichten definiert [14].

$$CTDI = \left(\frac{1}{nT}\right) \int_{-7T}^{+7T} D_{single(z)} dz$$

Die Abbildung 1.1 zeigt graphisch ein typisches Dosisprofil für die Dosis D einer einzelnen Schicht. Die außerhalb der mit T gekennzeichneten Schichtdicke gelegenen Ausläufer repräsentieren Streustrahlung und werden zu der Gesamtdosis addiert.

Der CTDI wird genauer spezifiziert durch den gewichteten $CTDI_W$ und den volumenbezogenen $CTDI_{vol}$. Über den $CTDI_W$, welcher der unterschiedlichen Verteilung der absorbierten Energie von Peripherie und Zentrum Rechnung trägt, gelangt man zum $CTDI_{vol}$. Dabei wird der $CTDI_W$ um den anwendungsspezifischen Pitch P erweitert, der bei der Spiral-CT einen entscheidenden Beitrag zu der tatsächlichen Strahlenbelastung beiträgt. Der $CTDI_{vol}$ gibt die durchschnittliche Ortsdosis für den Patienten innerhalb des Untersuchungsvolumens an. Diese sind anatomiebedingt unterschiedlich abhängig von dem untersuchten Körperabschnitt.

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_W}{P}$$

Dosis-Längen-Produkt

Um die Scanlänge L einer CT-Untersuchung bei der Berechnung der Strahlenexposition zu berücksichtigen, kann aus dem $CTDI_{vol}$ das Dosis-Längen-Produkt (DLP) gemäß $DLP = CTDI_{vol} \cdot L$ berechnet werden.

Aus dem DLP lässt sich über eine Multiplikation mit dem Konversionsfaktor k die effektive Dosis einer CT-Untersuchung abschätzen [14]: $E = DLP \cdot k$.

1.4 Scanparameter und Bildqualität

Die Strahlendosis und die Strahlenqualität sind durch variable Scanparameter einstellbar und beeinflussen ihrerseits maßgeblich die Bildqualität. Die beiden wichtigsten Stell-schrauben stellen diesbezüglich das Röhrenstromzeitprodukt (Einheit: mAs) und die Röhrenspannung (Einheit: kV) dar. Weitere Faktoren sind die Kollimation und der *Pitch*-Faktor. Die Bildqualität lässt sich für den Untersucher im Wesentlichen durch die Kontrastauflösung und das Rauschen definieren [16].

Das **Rauschen** beschreibt im Allgemeinen eine Störgröße. Für den Betrachter imponiert ein Bild „verrauscht“, wenn es eine grobe Körnung aufweist. Diese grobe Körnung beschreibt Ungenauigkeiten bei der Abschwächungsmessung (HU) einer eigentlich homogenen Substanz und kann numerisch im CT-Bild als CT-Wert (HU) erfasst werden. Tatsächlich zeigen die CT-Werte eine Streuung um den tatsächlichen Wert, z.B. im Fall von Wasser um den Wert 0. Diese Fluktuation der CT-Werte können am Computer über eine *region of interest* (ROI) Messung durch den Untersucher quantifiziert werden. Mithilfe dieser ROI-Messung kann der mittlere CT-Wert sowie die Standardabweichung (SD) des ausgewählten Areals bestimmt werden. In diesem Fall entspricht das Rauschen der Standardabweichung der ROI. Für den Betrachter ist das Rauschen visuell am auffälligsten und schränkt damit eine gute Bildanalyse ein [16]. Das Ausmaß des Rauschens ist von den erwähnten Scanparametern abhängig.

Die **Kontrastauflösung** beschreibt Kontrastunterschiede zwischen zwei Objekten oder Flüssigkeiten mit einer ähnlichen Dichte. Als Beispiel dient ein Tumor, der in seinem

frühen Stadium eine ähnliche Dichte wie das ihn umgebende Gewebe aufweist. Die Kontrastauflösung wird mit zunehmendem Bildrauschen schlechter [16].

Um über objektive Qualitätsparameter die Bildqualität beurteilen und vergleichen zu können, haben sich die Verwendung des Signal-Rausch-Verhältnisses (SNR) und insbesondere des Kontrast-Rausch-Verhältnisses (CNR) etabliert. Das SNR beschreibt den Unterschied von feinen Dichteunterschieden zwischen Objekt und Hintergrund als ein Verhältnis von der Schwächung in HU zu dem Hintergrundrauschen in HU: $SNR = \frac{C_{Objekt}}{C_{Rauschen}}$, $C = CT - Wert$. Der CNR-Wert bezieht darüber hinaus den Kontrast mit ein. Dabei wird zusätzlich zu dem SNR von dem untersuchten Signal der CT-Wert eines Gewebes, das das zu untersuchende Signal umgibt und sich in derselben Bildebene befindet, abgezogen. Das Ergebnis wird anschließend ebenfalls in ein Verhältnis zu dem Hintergrundrauschen gesetzt: $CNR = \frac{(C_{Objekt} - C_{Gewebe})}{C_{Rauschen}}$, $C = CT - Wert$ [17].

1.5 Wechselwirkungen von Strahlendosis und Bildqualität

Es stehen abhängig von der Stromstärke nur eine begrenzte Anzahl an Photonen mit einer von der Röhrenspannung abhängigen Strahlenenergie für die bildliche Darstellung zur Verfügung. Diese Einschränkung erklärt eine begrenzte Genauigkeit bei der Darstellung jedes einzelnen Voxels im CT und bedingt eine Abhängigkeit von den erwähnten Parametern [16, 18].

Die **Stromstärke** (Einheit: mA) bestimmt die Anzahl der emittierten Photonen und wird häufig zusammen mit der **Belichtungszeit** (Einheit: s) als Röhrenstromzeitprodukt (mAs) angegeben. Beide zusammen bestimmen während der Bestrahlung proportional die Anzahl an Photonen und die Dauer, für die der Patient den Photonen ausgesetzt ist. Dadurch besteht ein direkter Zusammenhang mit dem Rauschen sowie auch mit der Strahlenexposition. Eine Anhebung des Röhrenstromzeitprodukts führt zu einem um $1/\sqrt{mAs}$ verminderten Rauschen aber gleichzeitig auch zu einer linear erhöhten Patientendosis [19]. Eine Reduktion der mAs um 50% führt zu einem Anstieg des Rauschens um $1/\sqrt{2} \approx 40\%$.

Die **Röhrenspannung** (Einheit: kV) bestimmt mit welcher Energie die Strahlen auftreffen und nimmt dadurch entscheidenden Einfluss, ob Strahlen absorbiert werden oder nicht. Auch die Röhrenspannung hat einen Einfluss auf die Bildqualität. Eine erhöhte

Röhrenspannung erhöht die Anzahl der penetrierenden Photonen, da weniger Photonen absorbiert werden. Das Rauschen geht zurück während auch der Kontrast leicht reduziert sein kann. Eine Erhöhung der Röhrenspannung führt zu einer überproportionalen Erhöhung der Strahlendosis [14].

1.6 Medizinische Strahlenexposition durch CT

Im Vergleich zu der konventionellen Projektionsradiografie ist die CT mit einer erhöhten Strahlenexposition verbunden. Obwohl die CT nur etwa 9% aller Röntgenuntersuchungen ausmacht, ist sie für circa 62% der kollektiven effektiven Dosis verantwortlich, siehe Abbildung 1.2, [6, 20]. Im Jahr 2012 wurden im Durchschnitt 1,6 Röntgenuntersuchungen pro Einwohner und Jahr durchgeführt [6]. Insgesamt beträgt die mittlere Strahlenexposition in Deutschland pro Jahr pro Person ungefähr 4,5 mSv [21]. Dabei muss man zwischen natürlicher Strahlenexposition wie beispielsweise kosmischer Strahlung oder Radoninhalation und künstlicher Strahlung, die ursächlich etwa von der Medizin herrührt, differenzieren. In dem Zeitraum von 1996 bis 2012 ist die mittlere effektive Dosis pro Einwohner in Deutschland der medizinisch verursachten Strahlenexposition von 1,6 mSv auf 1,8 mSv gestiegen [6]. Die medizinisch verursachte Strahlung nimmt dementsprechend fast 45% ein [21]. Die typischerweise applizierten effektiven Dosen der meisten diagnostischen CT-Untersuchungen liegen zwischen 2 und 20 mSv [22]. Im Folgenden sind beispielhaft effektive Dosen für die im Rahmen dieser Dissertationsarbeit untersuchten CT-Verfahren CT-Angiografie (CTA) der hirnversorgenden Gefäße und CT-Thorax-Untersuchungen genannt: CTA-Kopf-/Halsgefäße 3,2 – 7,6 mSv und CT-Thorax um 5,4 mSv [13, 23, 24, 20, 25]. Dabei sind diese Werte als Durchschnittsangaben zu verstehen, die in Abhängigkeit der Körpergröße, Scanlänge und den Scanparametern starken Schwankungen unterliegen.

Einen vereinfachten Richtwert, um eine allgemeine Aussage über die Gefahren durch medizinisch verursachte Strahlung tätigen zu können, hat die Internationale Strahlenschutzkommission im Jahr 1990 aufgestellt. Hier wird angenommen, dass, wenn eine Million Menschen mit 0,01 Sv bestrahlt werden, 500 Personen davon im Verlauf ihres Lebens an einem strahleninduzierten Malignom versterben [21]. Das entspricht einem Risiko von

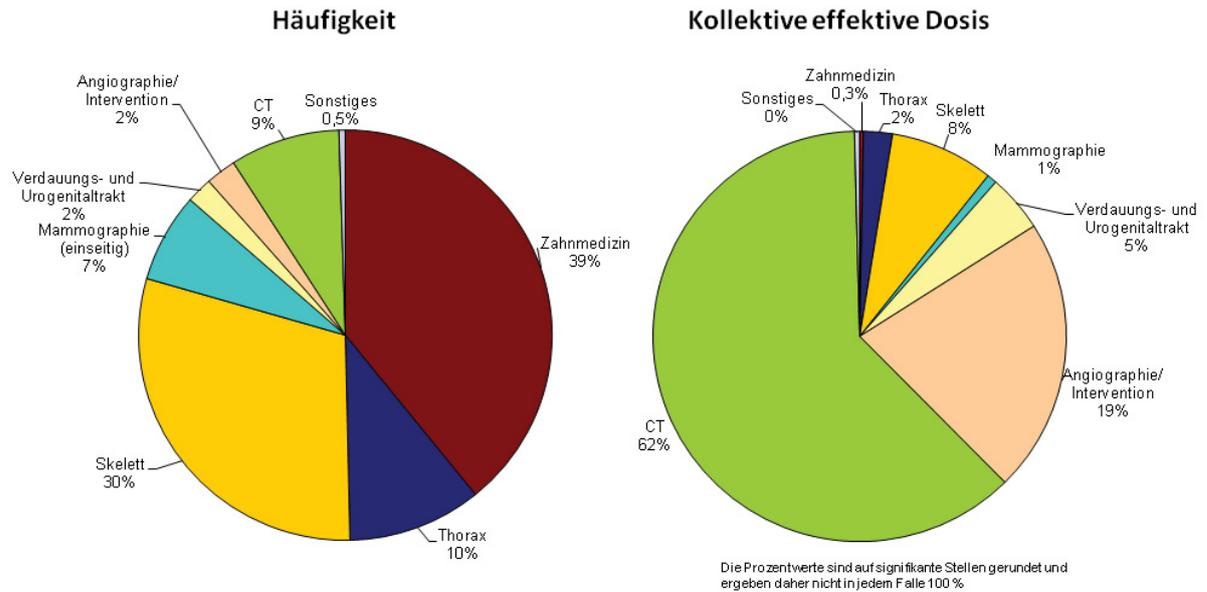


Abb. 1.2: Prozentualer Anteil der verschiedenen Untersuchungsarten an der Gesamthäufigkeit und an der kollektiven effektiven Dosis in Deutschland für das Jahr 2012 [6]

5% pro Sievert Ganzkörperdosis. Brenner et al. vermuten, dass mittlerweile circa 1,5 – 2% aller Carcinome auf die Strahlung durch CT-Untersuchungen in den USA zurückzuführen sind [5].

Die beschriebenen Gefahren der medizinisch verursachten Strahlung machen einen verantwortungsvollen Einsatz radiologischer Verfahren mit ionisierender Strahlung nach dem sogenannte ALARA-Prinzip (*As Low As Reasonably Achievable*) notwendig und sinnvoll. Das Prinzip folgt der Prämisse, die CT-Untersuchung den diagnostischen Herausforderungen anzupassen. Dabei soll versucht werden jede CT-Untersuchung mit der geringstmöglichen Strahlung durchzuführen, ohne an diagnostischer Aussagekraft einzubüßen. Im Vordergrund steht hierbei, dass bei einer Beeinflussung der Rahmenbedingungen einer CT-Untersuchung eine gleichbleibende Bildqualität gewährleistet ist, die trotz Dosismin- derung eine klinisch verwertbare Diagnose für den Untersucher ermöglicht. Basierend auf diesen Überlegungen stellt sich die Frage, über welche Methoden die Strahlenexposition in einer CT-Untersuchung reduziert werden kann.

1.7 Technische Möglichkeiten der Dosisersparung

Der Vielfalt an Einflussfaktoren auf die Patientendosis stehen ebenso viele diverse Ansätze zur Dosisersparung bei der CT-Untersuchung zur Verfügung. Bereits in der Vergangenheit gab es Bestrebungen die Strahlenexposition über Niedrigdosisverfahren zu verringern. Verschiedene Dosisersparmethoden wie die iterative Bildrekonstruktion, die anatomische Expositions kontrolle (AEK) oder die EKG-kontrollierte Dosismodulation konnten sich als effiziente Dosisersparmethoden etablieren [26, 27, 28, 29].

Bisher erfolgten CT-Untersuchungen einer Körperregion meist nach einem einheitlichen Protokoll mit demselben voreingestellten Röhrenstromzeitprodukt (mAs) und der üblichen Röhrenspannung von 120 kV. In dieser Arbeit finden nun zwei neuartige Techniken ihren Einsatz. Zwei innovative Algorithmen, namentlich die organspezifische Dosisreduktion sowie die schwächungsbasierte Röhrenspannungselektion, nehmen über die beiden Stellschrauben Röhrenstromzeitprodukt und Röhrenspannung Einfluss auf die applizierte Patientendosis.

Organspezifische Dosisreduktion (OSDR)

Die organspezifische Dosisreduktion (OSDR) (XCareTM, Siemens Healthcare Forchheim) schützt besonders strahlensensible oberflächliche Organe wie die Augenlinsen, die Schilddrüse oder die weibliche Brust, die gerade bei CT-Angiografien der hirnersorgenden Gefäße und CT-Thorax-Untersuchungen strahlenexponiert sind, über eine Modulation der Stromstärke. Der Algorithmus moduliert das Röhrenstromzeitprodukt im Verlauf einer Rotation um den Patienten dahingehend, dass in den anterioren 120° der Bildakquise eine reduzierte, während bei den verbleibenden rückwärtigen 240° der Bildakquise eine etwas erhöhte Stromstärke appliziert wird. Dabei wird während der Exposition von anterior die Stromstärke auf 20% der Ausgangshöhe reduziert und während der Exposition von posterior kompensatorisch erhöht (Abbildung 1.3). In Summe bleibt dabei das Röhrenstromzeitprodukt konstant. Um Unterschiede in der Bildqualität zu minimieren wird lediglich die Verteilung der Dosis von anterior zu posterior moduliert [30, 31]. Der Algorithmus nimmt keinen meßbaren Einfluss auf die Parameter CTDI_{vol} und DLP.

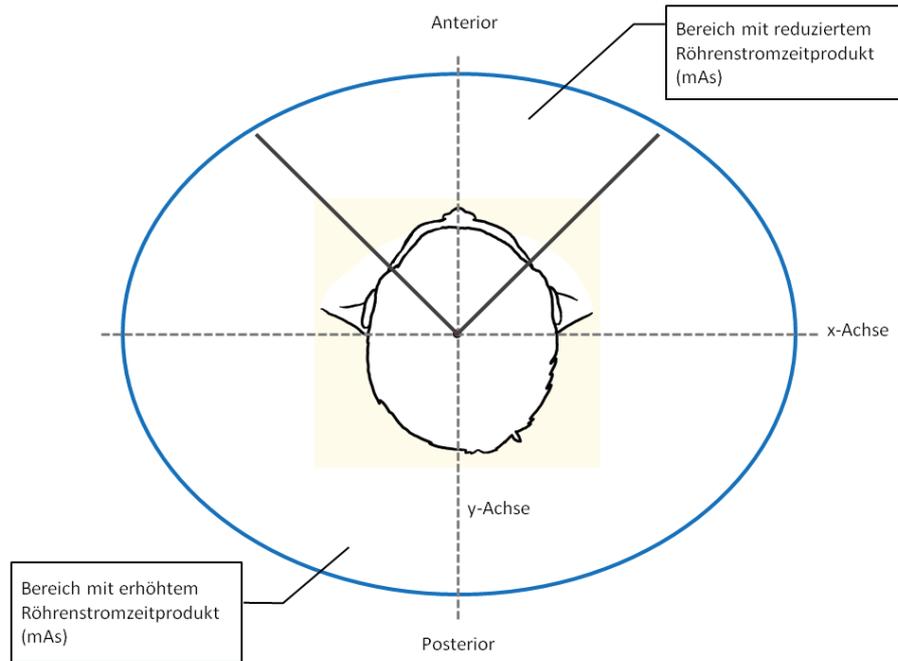


Abb. 1.3: Schematische Darstellung der Funktionsweise der OSDR

Schwächungsbasierte Röhrenspannungsselektion (ATPS)

Die automatische, schwächungsbasierte Röhrenspannungsselektion (ATPS) (CAREkVTM, Siemens Healthcare Forchheim) passt automatisiert und individuell auf der Basis des Topogramms der Untersuchung die zu applizierende Röhrenspannung an die jeweilige Untersuchung an (Abbildung 1.4, Punkt A). Dabei orientiert sich der Algorithmus zum einen an der Ausdehnung des durchstrahlten Objektes (siehe Punkt B) und zum anderen am gewünschten Untersuchungsgebiet und der Art der Untersuchung (Knochendarstellung ohne Kontrastmittel, kontrastverstärkte Organdarstellung, CT-Angiografie), das durch den Untersucher festgelegt wird. Der Algorithmus prüft die Durchführbarkeit und die optimale Dosiseffizienz mit dem Ziel einer gleichbleibenden Bildqualität für verschiedene Röhrenspannungsniveaus (80kV, 100kV, 120kV, 140kV). Spannungsspezifische mAs-Kurven werden für die verschiedenen Spannungsniveaus entlang der Körper-Z-Achse berechnet (Abbildung 1.4, Punkt C). Die beste Option hinsichtlich Dosis und Bildqualität wird letztendlich angewendet.

Der größte Nutzen entsteht in CT-Untersuchungen mit Kontrastmittel, da in kontrastreichen Aufnahmen die niedrigere Spannung eine geringere Erhöhung des Röhrenstromzeitprodukts erfordert im Vergleich zu Aufnahmen ohne Kontrastmittel, in denen die

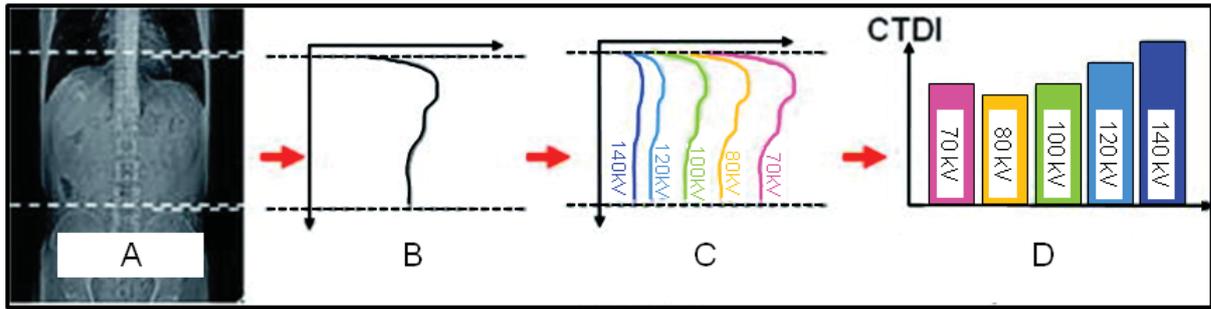


Abb. 1.4: Prozessabfolge der Berechnung von Spannungsleveln bei ATPS nach Winklehner et al. [34]

niedrigere Spannung das Rauschen erhöht [32]. Durch die Reduktion der Röhrenspannung kommt es zu einer vermehrten Abschwächung der Röntgenstrahlen von Materialien mit einer hohen Atomzahl, wie die von jodhaltigem Kontrastmittel (K-Kante 33 keV), und führt konsekutiv zu einem erhöhten Kontrast [33].

1.8 Ziele der Arbeit

Im Rahmen der dieser Arbeit zugrunde liegenden klinischen Studien soll das Dosis-Einsparpotential und die Praktikabilität der OSDR und der ATPS in der klinischen CT untersucht werden. Die erste Studie evaluiert den Einfluss einer Dosisreduktion an strahlensensiblen, oberflächennahen Organen mittels OSDR auf die Bildqualität von CT-Angiografien der hirnversorgenden Gefäße. Die zweite Studie beschäftigt sich mit der Kombination der Dosisreduktionsalgorithmen OSDR und ATPS auf kontrastmittelverstärkte CT-Untersuchungen des Thorax. Alle Untersuchungen wurden im Rahmen der klinischen Routine durchgeführt.

Der Einfluss auf die Bildqualität wird in den Studien sowohl über objektive Verfahren als Messung der Signal-Rausch-Verhältnisse (SNR) und der Kontrast-Rausch-Verhältnisse (CNR) als auch über eine subjektive Beurteilung erfasst.

Die Erkenntnisse dieser Arbeit können in Zukunft einen Beitrag leisten, die Strahlenexposition der Patienten bei CT-Untersuchungen bei erhaltener Bildqualität so weit wie möglich zu minimieren. Eine Implementierung von automatisierten und an die individuelle Anatomie angepassten Methoden zur Dosisersparung soll hierdurch ermöglicht werden.

2 Material & Methoden

2.1 Patientenpopulation

Die vorliegende Studie umfasst ein Patientenkollektiv von insgesamt 132 (83 männlichen und 49 weiblichen) Patienten. Alle Patienten wurden dem Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie des Universitätsklinikum Düsseldorf zur Durchführung einer CT-Angiografie der hirnversorgenden Gefäße oder zur Durchführung einer kontrastmittelverstärkten CT-Thorax-Untersuchung in einem Zeitraum von Januar bis August 2012 konsekutiv zugewiesen. Ein positives Ethikvotum der Universität Düsseldorf (Studiennummer 3810) lag vor und alle Studienteilnehmer haben schriftlich eine Einverständniserklärung zur Studienteilnahme abgegeben. Die Patienten verteilen sich entsprechend dem Untersuchungsverfahren CT-Angiografie der hirnversorgenden Gefäße und CT-Thorax auf zwei Studien, in denen konventionelle Standarduntersuchungsprotokolle mit denen nach Aktivierung des OSDR- und des ATPS-Algorithmus verglichen wurden.

Die Untersuchungen wurden in ein digitales Bildarchivierungssystem dem *Picture Archiving and Communication System* (PACS) (Sectra Medical Systems GmbH, Linköping, Schweden) versendet. Aus allen Untersuchungen gingen insgesamt 194 Bildakquisitionen hervor, an denen die Auswertung an einem Befundungsarbeitsplatz erfolgte. Hierbei wurden die unterschiedlichen Auswirkungen der verschiedenen Protokolle auf die Strahlendosis ($CTDI_{vol}$, DLP), die Scanparameter (Röhrenspannung (kV), Röhrenstromzeitprodukt (mAs)) und auf die Bildqualität (objektiv und subjektiv) erfasst. Dabei wurden nur Patienten eingeschlossen, welche die folgenden Kriterien erfüllten.

Einschlusskriterien:

- CT-Angiografie der hirnversorgenden Gefäße oder CT-Thorax aus der klinischen Routine
- Vollendetes 18. Lebensjahr

Ausschlusskriterien:

- Kontraindikationen gegen eine Kontrastmittelgabe

- Fehlende Einverständniserklärung

2.2 CT-Angiografie der hirnversorgenden Gefäße

Im Rahmen der CT-Angiografie der Kopf-/Halsgefäße wurden insgesamt 62 Patienten (28 weiblich, 34 männlich; Durchschnittsalter 68 ± 13 Jahre; Durchschnittsgewicht 74 ± 16 kg; Durchschnittsgröße 175 ± 8 cm) nach Indikationsstellung in die Studie mit eingeschlossen. 31 Patienten erhielten eine CT-Angiografie nach Standardprotokoll und 31 Patienten erhielten eine CT-Angiografie nach Aktivierung des OSDR-Algorithmus (siehe Tabelle 2.1). Es erfolgte eine randomisierte Patientenzuteilung. Die Zuweisung erfolgte entweder durch die Klinik für Neurologie oder durch Kliniken der Inneren Medizin. Die Indikation zur Durchführung der Untersuchungen lag in 55 Fällen in der Beurteilung okklusiver zerebrovaskulärer Erkrankungen, in 4 Fällen in der präoperativen Diagnostik, in 2 Fällen in der Detektion von intra- oder extrakraniellen Aneurysmata und in einem Fall in der Beurteilung eines Kopf-/Halstumors begründet. Ein Patient wurde während des Studienzeitraums zweimal einer CT-Angiografie der hirnversorgenden Gefäße unterzogen.

OSDR	
Gruppe A	Gruppe B
deaktiviert	aktiviert

Tabelle 2.1: Studienaufbau CT-Angiografie der hirnversorgenden Gefäße

2.2.1 CT-Protokoll

Alle Untersuchungen wurden an einem 128-Zeilen CT (SOMATOM Definition Siemens Healthcare, Forchheim, Deutschland) durchgeführt. Hierbei wurde der OSDR-Algorithmus aktiviert oder deaktiviert. Bei jeder Untersuchung war eine anatomische Expositionskontrolle (AEK) (CARE Dose4DTM, Siemens Healthcare, Forchheim, Deutschland) aktiviert. In beiden Gruppen lag eine Referenz-Röhrenspannung von 120 kV und ein Referenz-Röhrenstromzeitprodukt von 151 mAs vor. In allen Untersuchungen betrug die Kollimation $128 \cdot 0,6$ mm. Die *Gantry* Rotationszeit betrug 0,3 s (*Pitch* 0,6). Für die CTA der hirnversorgenden Gefäße wurde ein Bolus eines nicht-ionischen jodhaltigen Kontrastmittels (60 ml Omnipaque 300, Iohexol 300 mg J/ml; GE Healthcare, Braunschweig) gefolgt

von 40 ml Kochsalzlösung mit einer Flussgeschwindigkeit von 4ml/s in die Cubitalvene injiziert. Bei der Bolus getriggerten Aufnahme kommt es zu einer standardisierten Verzögerung zwischen Beginn der Kontrastmittelapplikation und der Datensatzaufzeichnung. Hierbei entscheidet die Dichtewertänderung nach Anfluten des Kontrastmittels in einer definierten ROI über den Beginn der Datenaufzeichnung. Die ROI wurde in die Aorta ascendens gelegt. Eine Dichtewertanhebung von über 100 HU sowie eine Verzögerung von 5 Sekunden lagen hierbei zugrunde. Die Scanrichtung war caudocranial und begann auf Höhe des Aortenbogens. Die durchschnittliche craniocaudale Messlänge betrug $34,5 \pm 3,1$ cm.

2.2.2 Bildverarbeitung

Als Grundlage für die Bildverarbeitung dienten primär mittels gefilterter Rückprojektion rekonstruierte Bilder. Für die CT-Angiografie der hirnversorgenden Gefäße wurde ein Weichteilkernel (H30f) sowie eine rekonstruierte transversale Schichtdicke von 0,75 mm verwendet. Die Messung des craniocaudalen Untersuchungsvolumens erfolgte anhand coronarer multiplanarer Rekonstruktionen (MPR).

2.2.3 Bildqualität

Es wurde sowohl die objektive als auch die subjektive Bildqualität bewertet.

Objektive Bildqualität

Die objektive Bildqualität wurde mittels ROI-Messungen anhand des Signal-Rausch- und des Kontrast-Rausch-Verhältnisses (SNR und CNR) gemessen. Alle Berechnungen wurden nach der Bildverarbeitung entsprechend Kapitel 2.2.2 vorgenommen. Bei der Festlegung der ROIs wurden keine Verkalkungen, Fremdkörper oder Artefakte mit eingeschlossen. Zudem wurde immer eine möglichst große und homogene Fläche ausgewählt, um weniger anfällig gegenüber möglichen Fluktuationen der CT-Werte zu sein.

Für alle Untersuchungen im Kopf-/Halsbereich wurde das Signal zum einen im Bulbus der Arteria carotis communis (ACC) (ROI 1; \varnothing -Größe 10-30 mm²) vor der Bifurkation in Arteria carotis interna und externa und zum anderen in der Arteria cerebri media (ACM) im M1 Segment (ROI 2; \varnothing -Größe 2-5 mm²) erfasst. Zusätzlich wurde auf Höhe

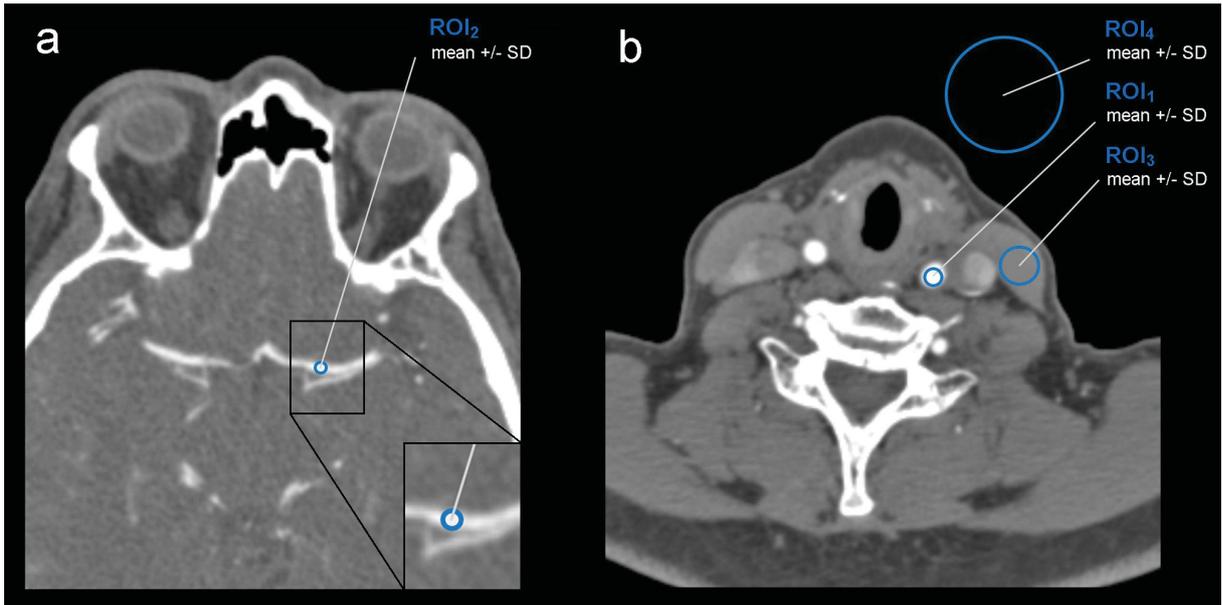


Abb. 2.1: Lage der ROIs in der CTA der Kopf-/Halsgefäße mit Durchschnitt = mean und Standardabweichung = SD. a liegt auf Höhe der ACM, b liegt auf Höhe der Bifurkation der ACC.

der Carotisbifurkation das Signal des Musculus sternocleidomastoideus (ROI 3; \emptyset -Größe 80-100 mm²) und die Standardabweichung der Luft ventral des Halses (ROI 4; \emptyset -Größe 1200 mm²) gemessen (siehe Abbildung 2.1). SNR und CNR wurden entsprechend Tabelle 2.2 berechnet.

$$\begin{array}{|l}
 \text{SNR}_{ACC} = \frac{S_{ROI\ 1}}{SD_{ROI\ 4}} \\
 \text{CNR}_{ACC} = \frac{(S_{ROI\ 1} - S_{ROI\ 3})}{SD_{ROI\ 4}}
 \end{array}
 \quad
 \begin{array}{|l}
 \text{SNR}_{ACM} = \frac{S_{ROI\ 2}}{SD_{ROI\ 4}} \\
 \text{SNR}_{ACM} = \frac{(S_{ROI\ 2} - S_{ROI\ 3})}{SD_{ROI\ 4}}
 \end{array}$$

Tabelle 2.2: SNR und CNR der Kopf-/Halsgefäße: SNR = Signal-Rausch-Verhältnis, CNR = Kontrast-Rausch-Verhältnis, S_{ROI} = CT-Wert der ROI, SD_{ROI} = Standardabweichung der ROI

Subjektive Bildqualität

Die subjektive Bildqualität wurde durch zwei voneinander unabhängigen Fachärzten der Radiologie (R.L. und P.K.) beurteilt. Alle Bilder waren dort im institutseigenen PACS hinterlegt und konnten für die Beurteilung abgerufen werden. Das Protokoll war ihnen zum Zeitpunkt der Bildbeurteilung nicht bekannt. Beide verfügen über eine mehr als sechsjährige Erfahrung in der Auswertung von CT-Untersuchungen im Bereich Kopf/Hals und Thorax. Die Kriterien zur Beurteilung wurden vorab entsprechend Tabelle 2.6 festge-

legt und beiden Radiologen erklärt. Um die Bildqualität numerisch beurteilen zu können, wurde jede Untersuchung mit einem Punktwert zwischen 1=sehr gut und 5=unakzeptabel skaliert [35].

Punktzahl	Kriterien	
1	sehr gut	Sehr guter Kontrast, sehr gute Auflösung, das Rauschen führt zu keiner Beeinträchtigung, keine Artefakte
2	gut	Guter Kontrast, gute Auflösung, die diagnostische Genauigkeit ist trotz leichten Rauschens nicht beeinträchtigt, minimale Artefakte
3	befriedigend	Trotz Artefakten und Rauschen ist die diagnostische Genauigkeit ausreichend
4	schlecht	Schlechter Kontrast, Artefakte und Rauschen führen zu einer Beeinträchtigung der diagnostischen Aussagekraft
5	unakzeptabel	Diagnostisch nicht verwertbar

Tabelle 2.3: Kriterien zur visuellen Skalierung der Bildqualität nach Schimmöller et al. [35]

2.2.4 Dosimetrie

Für alle CT-Untersuchungen der Studie wurden der $CTDI_{vol}$ (mGy) und das DLP (mGy · cm) erfasst. Die Werte wurden vom CT-Gerät nach § 28 der RöV automatisch für jede Untersuchung berechnet und im sogenannten Patientenprotokoll hinterlegt.

2.2.5 Statistische Verfahren

Alle Ergebnisse wurden als Durchschnitt mit der jeweiligen Standardabweichung berechnet. Als Maß für die sogenannte Interrater-Reliabilität, also die statistische Auswertung der subjektiven Bildbeurteilung durch zwei Radiologen, wurde der Cohen's Kappa berechnet. Dabei wurde die Interrater-Reliabilität als exzellent ($k > 0,81$), gut ($k = 0,61 - 0,80$), moderat ($k = 0,21 - 0,40$) oder schlecht ($k \leq 0,20$) bewertet. Die Strahlendosis anhand der Messwerte $CTDI_{vol}$ und DLP und die objektive Bildqualität (Rauschen, CT-Wert der Abschwächung, SNR und CNR) wurden zwischen den Gruppen A = Standardprotokoll und B = Dosisreduktionsprotokoll verglichen. Anhand des Kolmogorow-Smirnow-Tests wurde geprüft ob die beiden Wahrscheinlichkeitsverteilungen normalverteilt sind. Nor-

malverteilte Ergebnisse wurden mit dem parametrischen Zweistichprobentest t-Test auf ihre statistische Signifikanz hin untersucht. Die nicht normalverteilten Ergebnisse wurden mithilfe des Mann-Whitney-U Tests (M-W-U) berechnet. Alle statistischen Berechnungen wurden mit der Software SPSS kalkuliert. Als statistisch signifikant wurde ein P -Wert von unter 0,05 bewertet.

2.3 CT-Thorax

Im Rahmen der kontrastmittelverstärkten CT-Thorax-Untersuchung wurden insgesamt 70 Patienten (21 weiblich, 49 männlich; Durchschnittsalter 59 ± 16 Jahre; Durchschnittsgewicht 73 ± 14 kg; Durchschnittsgröße 174 ± 9 cm; BMI $24\pm 9 \frac{kg}{m^2}$) nach Indikationsstellung in die zweite Studie eingeschlossen. 35 Patienten erhielten eine konventionelle CT-Thorax Untersuchung. Zum Vergleich wurden 35 weitere Patienten nach Aktivierung der beiden Algorithmen OSDR und ATPS untersucht (siehe Tabelle 2.4). Dabei erfolgte eine randomisierte Patientenzuteilung in die beiden Gruppen; Gruppe A (10 weiblich, 25 männlich; Durchschnittsalter 57 ± 17 Jahre; Durchschnittsgewicht 74 ± 16 kg; BMI $24\pm 4 \frac{kg}{m^2}$) erhielt das Standardprotokoll, wohingegen in Gruppe B (11 weiblich, 24 männlich; Durchschnittsalter 71 ± 13 Jahre; Durchschnittsgewicht 71 ± 13 kg; BMI $23\pm 4 \frac{kg}{m^2}$) der OSDR- und ATPS-Algorithmus aktiviert waren. Die Indikation zur Durchführung der Untersuchungen lag in 45 Fällen in einem *Staging* oder einer *Follow-up* Untersuchung bei Malignomen, in 19 Fällen in der Beurteilung pulmonaler Entzündungen, in 5 Fällen in der präoperativen Diagnostik und in einem Fall im Fremdkörperausschluss begründet.

ATPS und OSDR	
Gruppe A	Gruppe B
deaktiviert	aktiviert

Tabelle 2.4: Studienaufbau CT-Thorax

2.3.1 CT-Protokoll

Alle Untersuchungen wurden an einem 128-Zeilen CT (SOMATOM Definition Siemens Healthcare, Forchheim, Deutschland) durchgeführt. Hierbei wurden der OSDR- und der

ATPS-Algorithmus aktiviert oder deaktiviert. Bei jeder Untersuchung war eine anatomische Expositionskontrolle (AEK) aktiviert. In beiden Gruppen lag eine Referenz-Röhrenspannung von 120 kV und ein Referenz-Röhrenstromzeitprodukt von 65 mAs vor. In allen Untersuchungen betrug die Kollimation $64 \cdot 0,6$ mm. Die *Gantry* Rotationszeit betrug 0,3 s (*Pitch* 0,6). Bei der CT des Thorax wurde das nicht-ionische, jodhaltigen Kontrastmittel (70 ml Omnipaque 300, Iohexol 300 mg J/ml; GE Healthcare, Braunschweig) mit einer Flussgeschwindigkeit von 3ml/s in die Cubitalvene injiziert. Im Anschluss wurde mit 40 ml Kochsalzlösung gespült. Auch hier ermöglichte die Anwendung der Bolus getriggerten Aufnahme eine standardisierte Datensatzaufzeichnung. Die ROI lag in der Aorta descendens. Eine Dichtewertanhebung von über 100 HU sowie eine Verzögerung von 5 Sekunden lagen hierbei zugrunde. Die Scanrichtung war craniocaudal von der oberen Thoraxaperatur bis einschließlich der Recessus costodiaphragmales.

2.3.2 Bildverarbeitung

Als Grundlage für die Bildverarbeitung dienten primär mittels gefilterter Rückprojektion rekonstruierte Bilder. Bei den CT-Thorax-Untersuchungen wurde ein Weichteilkernel (B31f) sowie eine rekonstruierte transversale Schichtdicke von 2,0 mm verwendet. Die Messung des craniocaudalen Untersuchungsvolumens erfolgte anhand coronarer multiplanarer Rekonstruktionen (MPR). Für die Beurteilung der Bildqualität wurde zudem ein Lungenfenster (B70f) herangezogen.

2.3.3 Bildqualität

Es wurde sowohl die objektive als auch die subjektive Bildqualität bewertet.

Objektive Bildqualität

Die objektive Bildqualität wurde mittels ROI-Messungen anhand der beiden Parameter SNR und CNR gemessen. Alle Berechnungen wurden nach der Bildverarbeitung entsprechend Kapitel 2.3.2 vorgenommen. Bei der Festlegung der ROIs wurden keine Verkalkungen, Fremdkörper oder Artefakte mit eingeschlossen. Zudem wurde immer eine möglichst große und homogene Fläche ausgewählt, um weniger anfällig gegenüber möglichen Fluktuationen der CT-Werte zu sein.

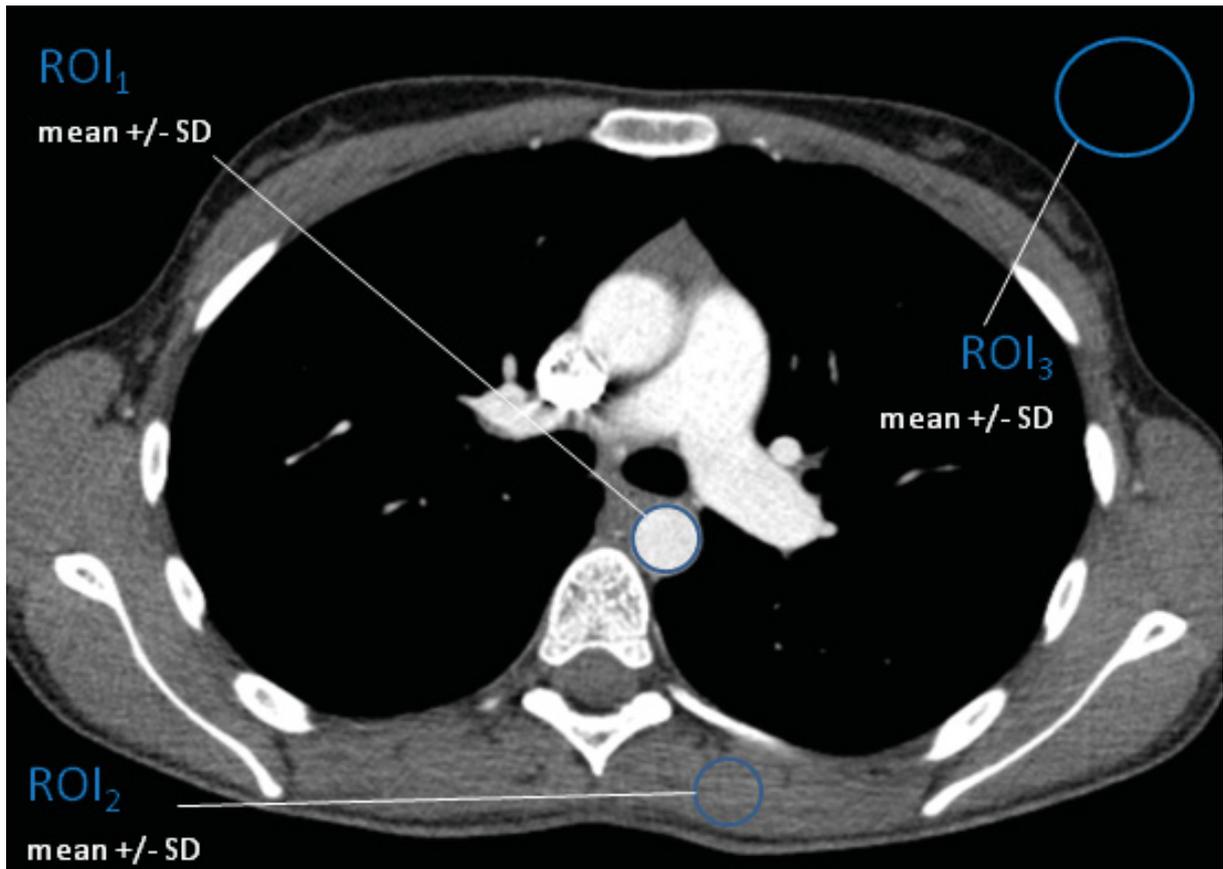


Abb. 2.2: Lage der ROIs in der CT-Thorax mit Durchschnitt = mean und Standardabweichung = SD

Für die Untersuchungen des Thorax wurde ein Signal in der Aorta descendens (AO) (ROI 1; \varnothing -Größe 10–30 mm²) auf Höhe der Carina erfasst. Zusätzlich wurde in derselben Bildebene das Signal der paraspinalen Muskulatur (ROI 2; \varnothing -Größe 10–30 mm²) und die Standardabweichung der Luft ventral des Körpers (ROI 3; \varnothing -Größe 1200 mm²) gemessen (siehe Abbildung 2.2). SNR und CNR wurden berechnet wie in Tabelle 2.5 angegeben.

$$\text{SNR}_{AO} = \frac{S_{ROI\ 1}}{SD_{ROI\ 3}} \quad \Bigg| \quad \text{CNR}_{AO} = \frac{(S_{ROI\ 1} - S_{ROI\ 2})}{SD_{ROI\ 3}}$$

Tabelle 2.5: SNR und CNR CT-Thorax: SNR = Signal-Rausch-Verhältnis, CNR = Kontrast-Rausch-Verhältnis, S_{ROI} = CT-Wert der ROI, SD_{ROI} = Standardabweichung der ROI

Subjektive Bildqualität

Die subjektive Bildqualität wurde durch zwei voneinander unabhängigen Fachärzten der Radiologie (R.L. und P.K.) über eine Ausspielung der Bilder im PACS beurteilt. Alle

Bilder waren dort hinterlegt und konnten für die Beurteilung abgerufen werden. Das Protokoll war ihnen zum Zeitpunkt der Bildbeurteilung nicht bekannt. Beide verfügen über eine mehr als sechsjährige Erfahrung in der Auswertung von CT-Untersuchungen des Thorax. Die Kriterien zur Beurteilung wurden vorab entsprechend Tabelle 2.6 festgelegt und beiden Radiologen erklärt. Um die Bildqualität numerisch beurteilen zu können, wurde jede Untersuchung mit einem Punktwert zwischen 1=sehr gut und 5=unakzeptabel skaliert [35].

Punktzahl	Kriterien	
1	sehr gut	Sehr guter Kontrast, sehr gute Auflösung, das Rauschen führt zu keiner Beeinträchtigung, keine Artefakte
2	gut	Guter Kontrast, gute Auflösung, die diagnostische Genauigkeit ist trotz leichten Rauschens nicht beeinträchtigt, minimale Artefakte
3	befriedigend	Trotz Artefakten und Rauschen ist die diagnostische Genauigkeit ausreichend
4	schlecht	Schlechter Kontrast, Artefakte und Rauschen führen zu einer Beeinträchtigung der diagnostischen Aussagekraft
5	unakzeptabel	Diagnostisch nicht verwertbar

Tabelle 2.6: Kriterien zur visuellen Skalierung der Bildqualität nach Schimmöller et al. [35]

2.3.4 Dosimetrie

Für alle CT-Untersuchungen der Studie wurden die beiden wesentlichen CT Dosiswerte $CTDI_{vol}$ (mGy) und DLP (mGy · cm) erfasst. Die Werte wurden von dem CT-Gerät automatisch für jede Untersuchung berechnet und sind im Patientenprotokoll hinterlegt.

Die effektive Dosis E (mSv) errechnet sich aus einer Multiplikation des DLP mit dem körperregionabhängigen Konversionsfaktor $k = 0,014$ [9, 12, 13].

2.3.5 Statistische Verfahren

Alle Ergebnisse wurden als Durchschnitt mit der jeweiligen Standardabweichung berechnet. Als Maß für die sogenannte Interrater-Reliabilität, also die statistische Auswertung der subjektiven Bildbeurteilung durch zwei Radiologen, wurde der Cohen's Kappa berech-

2 Material & Methoden

net. Dabei wurde die Interrater-Reliabilität als exzellent ($k > 0,81$), gut ($k = 0,61 - 0,80$), moderat ($k = 0,21 - 0,40$) oder schlecht ($k \leq 0,20$) bewertet. Die Strahlendosis anhand der Messwerte $CTDI_{vol}$ und DLP und die objektive Bildqualität (Rauschen, CT-Wert der Abschwächung, SNR und CNR) wurden zwischen den Gruppen A = Standardprotokoll und B = Dosisreduktionsprotokoll verglichen. Anhand des Kolmogorow-Smirnow-Tests wurde geprüft ob die beiden Wahrscheinlichkeitsverteilungen normalverteilt sind. Normalverteilte Ergebnisse wurden mit dem parametrischen Zweistichprobentest t-Test auf ihre statistische Signifikanz hin untersucht. Die Übereinstimmung zweier parameterfreier Verteilungen wurde mithilfe des Mann-Whitney-U Tests (M-W-U) berechnet. Alle statistischen Berechnungen wurden mit der Software SPSS kalkuliert. Als statistisch signifikant wurde ein P -Wert von unter 0,05 bewertet.

3 Ergebnisse

3.1 CT-Angiografie der hirnversorgenden Gefäße

3.1.1 Strahlendosis

CTDI_{vol} und DLP betragen im Durchschnitt $26,9 \pm 1,5$ mGy und $1000,7 \pm 107,7$ mGy · cm in Gruppe A (ohne OSDR) sowie $27,7 \pm 2,0$ mGy und $1022,4 \pm 98,7$ mGy · cm in Gruppe B (mit OSDR). Die Unterschiede zwischen beiden Gruppen waren statistisch nicht signifikant. Für alle 62 Patienten galt dieselbe Röhrenspannung von 120 kV. Die Ergebnisse von Gruppe A und B sind in Tabelle 3.1 zusammengefasst.

Gruppe	OSDR	Effektive-mAs mAs	CTDI _{vol} mGy	DLP mGy · cm
A <i>n=31</i>	deaktiviert	$186,5 \pm 10,8$	$26,9 \pm 1,5$ (22,3 - 29,5)	$1000,7 \pm 107,7$ (683 - 1205)
B <i>n=31</i>	aktiviert	$191,7 \pm 13,9$	$27,7 \pm 2,0$ (24,4 - 33,5)	$1022,4 \pm 98,7$ (794 - 1341)
		P = 0,1	P = 0,1	P = 0,4

Tabelle 3.1: CTDI_{vol} und DLP CTA der hirnversorgenden Gefäße

3.1.2 Bildqualität

Objektive Bildqualität

Der durchschnittliche CT-Wert der A. carotis communis (ACC) und der A. cerebri media (ACM) betrug $315,1 \pm 17,2$ und $256,6 \pm 31,4$ HU in Gruppe A (mit OSDR) gegenüber $315,9 \pm 15,5$ und $273,2 \pm 26,0$ HU in Gruppe B (mit OSDR). Die CT-Werte des Rauchsens und des Muskels waren ebenfalls vergleichbar. Alle Ergebnisse der beiden Gruppen zeigten keinen statistisch signifikanten Unterschied. Die Werte sind in Tabelle 3.2 zusammengefasst.

3 Ergebnisse

Gruppe	ACC	ACM	R	Mk
	HU±SD	HU±SD	HU±SD	HU±SD
A	315,1 ± 17,2	256,6 ± 31,4	6,4 ± 1,5	80,2 ± 11,8
B	315,9 ± 15,5	273,2 ± 26,0	6,5 ± 2,6	77,9 ± 11,9
	P = 1	P = 0,2	P = 0,5	P = 0,5

Tabelle 3.2: CT-Werte CTA der hirnersorgenden GefäÙe: ACC = A. carotis communis, ACM = A. cerebri media, R = Rauschen, Mk = Muskel, HU = Hounsfield Einheiten, SD = Standardabweichung in Gruppe A (OSDR deaktiviert) und Gruppe B (OSDR aktiviert)

Gruppe	ACC		ACM	
	SNR	CNR	SNR	CNR
A	53,6 ± 22,7	40,0 ± 19,3	43,3 ± 15,3	29,7 ± 12,0
B	54,1 ± 20,5	40,7 ± 16,8	46,2 ± 14,6	32,9 ± 10,9
	P = 0,9	P = 0,9	P = 0,5	P = 0,3

Tabelle 3.3: SNR und CNR CTA der hirnersorgenden GefäÙe: ACC = A. carotis communis, ACM = A. cerebri media, SNR = Signal-Rausch-Verhältnis, CNR = Kontrast-Rausch-Verhältnis in Gruppe A (OSDR deaktiviert) und Gruppe B (OSDR aktiviert)

Aus den CT-Werten entsprechend der Tabelle 3.2 lassen sich das SNR und das CNR berechnen, zusammengefasst in Tabelle 3.3. In Gruppe A betrug das CNR 40,0 ± 19,3 für die ACC und 29,7 ± 12,0 für ACM wohingegen das CNR in Gruppe B 40,7 ± 16,8 für die ACC und 32,9 ± 10,9 für die ACM betrug. Die Werte für das SNR waren in beiden Gruppen ebenfalls vergleichbar. Unterschiede in allen Ergebnissen waren statistisch nicht signifikant.

Subjektive Bildqualität

Die subjektive Bildqualität wurde anhand der visuellen Skalierung vorgenommen (Tabelle 2.6). Tabelle 3.4 demonstriert die *Ratings* der Untersucher für die beiden Studiengruppen. Die subjektive Bildqualität der Gruppe A (4,4 ± 0,6) war mit der aus Gruppe B (4,4 ± 0,7, $P = 0,7$) vergleichbar. Insgesamt wurde die Bildqualität in 88,7 % der CT-Untersuchungen in Gruppe A und 93,5 % der Untersuchungen in Gruppe B mit "sehr gut" oder "gut" bewertet. In keinem Fall wurde die Bildqualität als "schlecht" oder

3 Ergebnisse

”unakzeptabl” bewertet. Die Interrater-Reliabilität war mit $k = 0,64$ gut.

Die Abbildung 3.1 zeigt beispielhaft im Vergleich die Bildqualität von vier CTA-Aufnahmen der Kopf-/Halsgefäße nach Anwendung des Standardprotokolls (a,c) und nach Aktivierung des OSDR-Algorithmus (b,d) im Weichteilfenster.

Punktzahl		Untersucher 1		Untersucher 2	
		Gruppe A	Gruppe B	Gruppe A	Gruppe B
1	sehr gut	13	11	17	15
2	gut	14	18	11	14
3	befriedigend	4	2	3	2
4	schlecht	0	0	0	0
5	unakzeptabel	0	0	0	0

Tabelle 3.4: Subjektive Bildqualität CTA der Kopf-/Halsgefäße

3.2 CT-Thorax

Anthropomorphismus

Die Anwendung des ATPS-Algorithmus in Kombination mit dem OSDR-Algorithmus in Gruppe B führte in 33 von 35 Fällen zur Auswahl einer Röhrenspannung von 100 kV (94,3 %). Dabei lag der BMI im Durchschnitt bei $23,3 \pm 4,2 \frac{kg}{m^2}$ (Wertebereich 12 - 31 $\frac{kg}{m^2}$). In 2 Fällen wurden 120 kV (5,7 %) appliziert. Bei beiden Patienten betrug der BMI jeweils $24 \frac{kg}{m^2}$.

In der Gruppe A nach Anwendung des Standardprotokolls wurde die CT-Untersuchung in 35 Fällen mit 120 kV durchgeführt. Der BMI lag im Durchschnitt bei $23,9 \pm 4,3 \frac{kg}{m^2}$ (Wertebereich 17 - 33 $\frac{kg}{m^2}$).

3.2.1 Strahlendosis

$CTDI_{vol}$ und DLP betragen im Durchschnitt $6,1 \pm 2,3$ mGy und $226,7 \pm 84,6$ mGy · cm in Gruppe A sowie $3,4 \pm 1,0$ mGy und $114,0 \pm 30,9$ mGy · cm in Gruppe B. $CTDI_{vol}$ und DLP der Gruppe B waren statistisch signifikant geringer. Die Ergebnisse von Gruppe A und B sind in Tabelle 3.5 zusammengefasst. Die abgeschätzte effektive Dosis betrug in

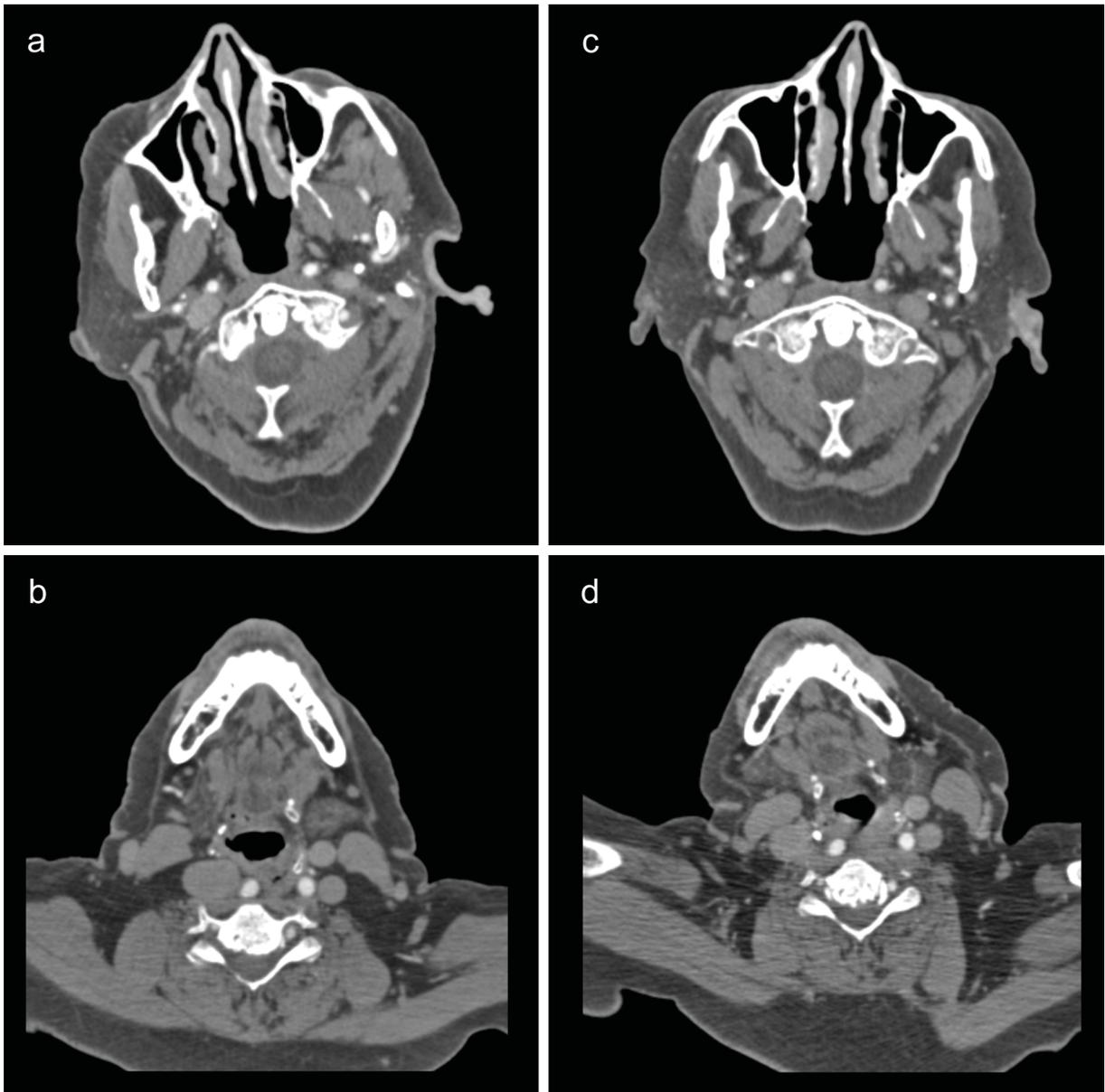


Abb. 3.1: CTA der hirnersorgenden GefäÙe mit (a,c) und ohne (b,d) Aktivierung des OSDR-Algorithmus

3 Ergebnisse

Gruppe A $3,2 \pm 1,2$ mSv gegenüber $1,6 \pm 0,4$ mSv in Gruppe B. Das entspricht insgesamt einer Dosisreduktion von 50 %. Auch bei der effektiven Dosis waren die Ergebnisse der Gruppe B statistisch signifikant geringer als die der Gruppe A (siehe Tabelle 3.6).

Gruppe	OSDR	ATPS	Effektive-mAs mAs	CTDI _{vol} mGy	DLP mGy · cm
A <i>n=35</i>	deaktiviert	deaktiviert	$89,9 \pm 33,7$ (51 - 205)	$6,1 \pm 2,3$ (3,5 - 13,8)	$226,7 \pm 84,6$ (126 - 492)
B <i>n=35</i>	aktiviert	aktiviert	$82,9 \pm 25,5$ (50 - 152)	$3,4 \pm 1,0$ (2,0 - 6,0)	$114,0 \pm 30,9$ (66 - 199)
				P < 0,001	P < 0,001

Tabelle 3.5: CTDI_{vol} und DLP CT-Thorax

Gruppe	OSDR	ATPS	Effektive Dosis mSv
A	deaktiviert	deaktiviert	$3,2 \pm 1,2$
B	aktiviert	aktiviert	$1,6 \pm 0,4$
			P < 0,001

Tabelle 3.6: Effektive Dosis CT-Thorax

3.2.2 Bildqualität

Objektive Bildqualität

Die durchschnittlichen CT-Werte des Rauschens und die in der Aorta descendens (AO) gemessenen CT-Werte waren in Gruppe B ($14,1 \pm 5,7$ und $232,9 \pm 44,7$ HU) signifikant höher als in Gruppe A ($11,4 \pm 1,9$ und $181,8 \pm 49$ HU; P < 0,001, P < 0,001). Die Werte sind in Tabelle 3.7 zusammengefasst.

Aus den CT-Werten entsprechend der Tabelle 3.7 lassen sich das SNR und das CNR berechnen, zusammengefasst in Tabelle 3.8. In Gruppe A betrug das CNR $12,9 \pm 4,4$ für die AO wohingegen das CNR in Gruppe B $13,9 \pm 4,1$ betrug. Die Werte für das SNR waren in beiden Gruppen ebenfalls vergleichbar. Unterschiede in allen Ergebnissen waren statistisch nicht signifikant.

3 Ergebnisse

Gruppe	AO	R	Mk
	HU±SD	HU±SD	HU±SD
A	181,8 ± 49,0	11,4 ± 1,9	37,3 ± 10,8
B	232,9 ± 44,7	14,1 ± 1,7	41,2 ± 9,8
	P < 0,001	P < 0,001	P = 0,117

Tabelle 3.7: CT-Werte CT-Thorax: AO = Aorta descendens, R = Rauschen, Mk = Muskel, HU = Hounsfield Einheiten, SD = Standardabweichung in Gruppe A (OSDR und ATPS deaktiviert) und Gruppe B (OSDR und ATPS aktiviert)

Gruppe	AO	
	SNR	CNR
A	16,2 ± 4,7	12,9 ± 4,4
B	17,1 ± 5,0	13,9 ± 4,1
	P = 0,479	P = 0,312

Tabelle 3.8: SNR und CNR CT-Thorax: AO = Aorta descendens, SNR = Signal-Rausch-Verhältnis, CNR = Kontrast-Rausch-Verhältnis in Gruppe A (OSDR und ATPS deaktiviert) und Gruppe B (OSDR und ATPS aktiviert).

Subjektive Bildqualität

Die subjektive Bildqualität wurde anhand der visuellen Skalierung vorgenommen (Tabelle 2.6). Tabelle 3.9 demonstriert die *Ratings* der Untersucher für die beiden Studiengruppen. Die subjektive Bildqualität der Gruppe A ($4,4 \pm 0,6$) war mit der aus Gruppe B ($4,6 \pm 0,6$, $P = 0,07$) vergleichbar. Insgesamt wurde die Bildqualität in 96 % der CT-Untersuchungen in Gruppe A und 97 % der Untersuchungen in Gruppe B mit "sehr gut" oder "gut" bewertet. In keinem Fall wurde die Bildqualität als "schlecht" oder "unakzeptabl" bewertet. Die Interrater-Reliabilität war mit $k = 0,75$ gut.

Die Abbildungen 3.2 und 3.3 zeigen beispielhaft im Vergleich die Bildqualität zwei CT-Aufnahmen des Thorax nach Anwendung des Standardprotokoll und nach Aktivierung des OSDR- und ATPS-Algorithmus im Weichteilfenster. Ferner zeigen die Abbildungen 3.4 und 3.5 zwei CT-Aufnahmen des Thorax nach Standardprotokoll und nach Aktivierung des OSDR- und ATPS-Algorithmus im Lungenfenster.



Abb. 3.2: CT-Thorax nach Standardprotokoll im Weichteilfenster



Abb. 3.3: CT-Thorax nach Aktivierung von OSDR und ATPS im Weichteilfenster

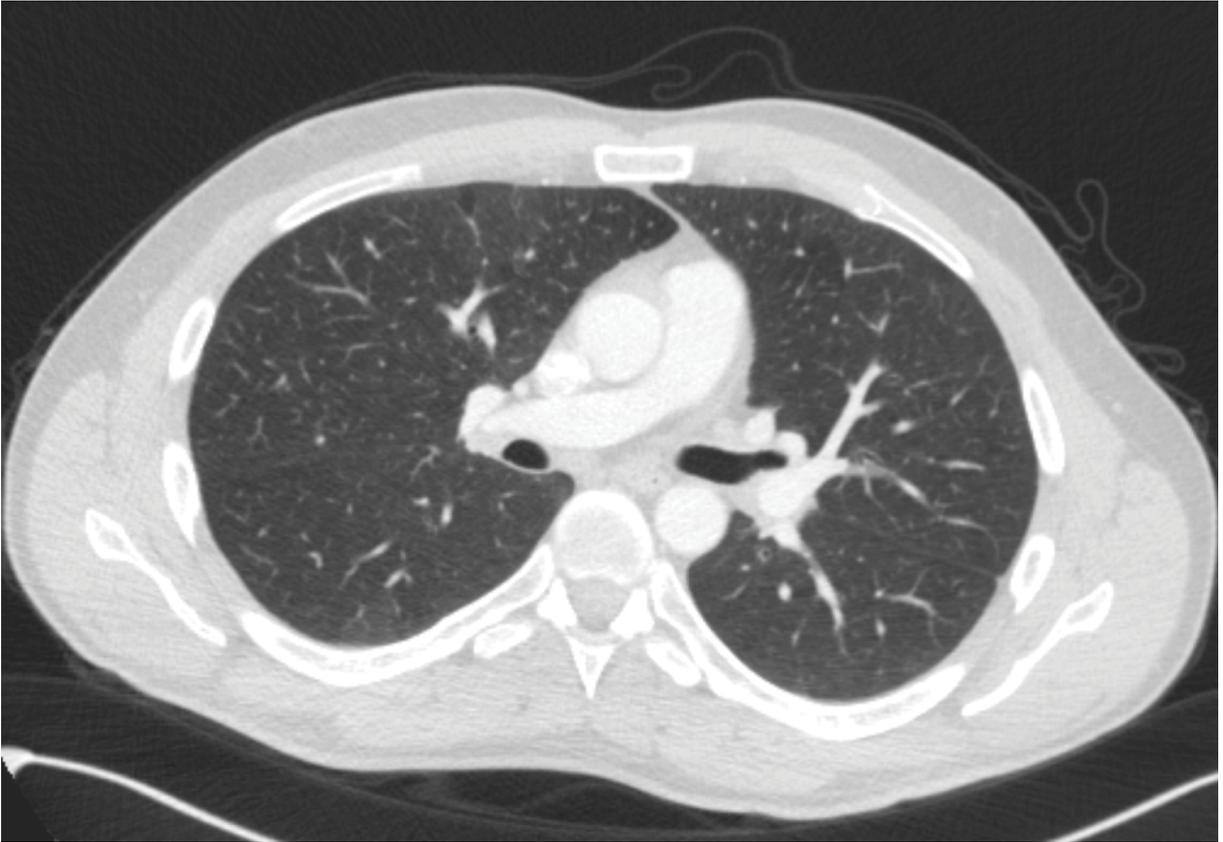


Abb. 3.4: CT-Thorax nach Standardprotokoll im Lungenfenster

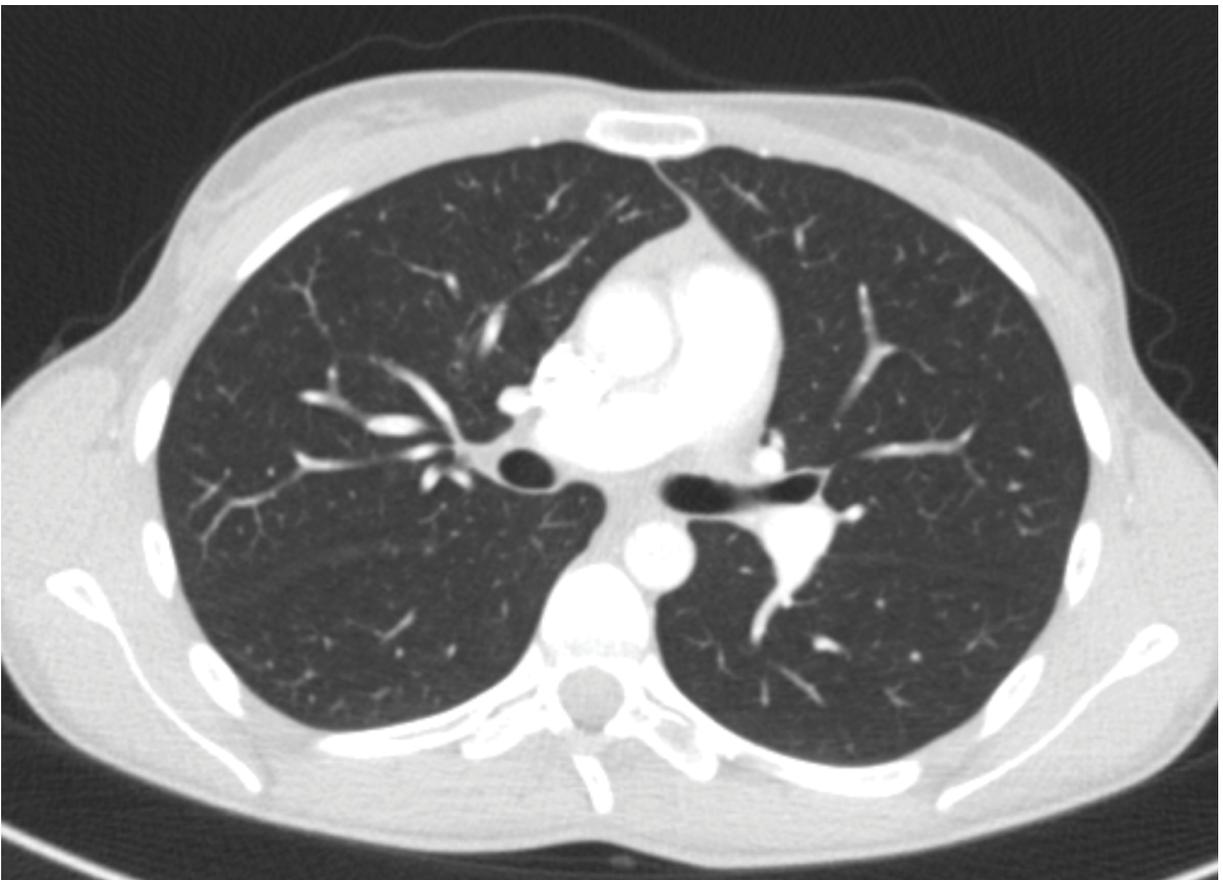


Abb. 3.5: CT-Thorax nach Aktivierung von OSDR und ATPS im Lungenfenster

Punktzahl		Untersucher 1		Untersucher 2	
		Gruppe 1	Gruppe 2	Gruppe 1	Gruppe 2
1	sehr gut	17	21	16	22
2	gut	16	12	18	11
3	befriedigend	2	1	1	1
4	schlecht	0	0	0	0
5	unakzeptabel	0	0	0	0

Tabelle 3.9: Subjektive Bildqualität CT-Thorax

4 Diskussion

Die Computertomografie hat eine enorme Bedeutung in der modernen Radiologie. Die rapide Ausbreitung der CT sowie die stetige technische Verbesserung spiegeln sich in den steigenden Untersuchungszahlen wieder. Im Jahr 2009 wurden in Deutschland 9,37 Millionen CT-Untersuchungen durchgeführt. Das entspricht 114 Untersuchungen pro 1.000 Einwohner [4]. Die zunehmend ubiquitäre Verfügbarkeit im Verbund mit der fortschreitenden Technik und einer Ausweitung der Indikationsstellung unterstützen diese Entwicklung.

Die mit der CT einhergehende Strahlenexposition der Patienten muss stets gegen den diagnostischen Nutzen der Untersuchung abgewogen werden; die rechtfertigende Indikation zu einer CT darf daher nur von einem fachkundigen Arzt gestellt werden. In der Fachliteratur sowie auch in der öffentlichen Diskussion wird die stetige Zunahme der Anzahl an CT-Untersuchungen insbesondere mit Blick auf ihren hohen Anteil an der kollektiven Dosis durch medizinische Strahlung kritisch hinterfragt [36]. In diesem Kontext wird auch das Risiko für die Entwicklung einer Neoplasie nach medizinischer Strahlenexposition – insbesondere durch die CT – diskutiert [37, 5].

Dementsprechend gibt es seit geraumer Zeit Bestrebungen, die Strahlenexposition während der diagnostischen Untersuchung soweit wie möglich zu verringern. Zusammengefasst wird dieser Grundsatz im ALARA-Prinzip (*As Low As Reasonably Achievable*). Es gilt grundsätzlich, den hohen Informationsgehalt der CT-Untersuchung mit der geringstmöglichen Strahlendosis zu erreichen. Da die applizierte Dosis in einer Wechselbeziehung mit der Bildqualität steht, gilt eine diagnostische Bildqualität als oberstes Gebot bei jeder geplanten Dosisreduktion.

Zur Reduktion der Dosis bei möglichst gleichbleibender Bildqualität wurden in den vergangenen Jahren verschiedene technische Innovationen in der CT etabliert [38]. In der Vergangenheit erfolgten CT-Untersuchungen einer Körperregion meist nach einem einheitlichen Protokoll mit einem voreingestellten Röhrenstromzeitprodukt und der üblichen Röhrenspannung von 120 kV. Starre Untersuchungsprotokolle vermögen jedoch nicht, auf die individuelle Konstitution eines Patienten einzugehen. Zum Beispiel ist bei kräftigen Patienten prinzipiell eine höhere Strahlendosis zum Erreichen einer diagnostisch sinnvol-

len Bildqualität nötig als bei Patienten mit geringerem Körpervolumen. Ziel muss daher eine Individualisierung der Untersuchung und der applizierten Strahlendosis sein, die eine gleichbleibende Bildqualität bei unterschiedlicher Patientenkonstitution ermöglicht.

Automatische Algorithmen zur Röhrenstrommodulation, mit Hilfe derer die Dosis auf Basis der Informationen des Topogramms der Körperkonstitution eines Patienten individuell angepasst wird, wurden bereits vor Jahren implementiert und finden mittlerweile breite Anwendung in der täglichen Praxis. Solche Algorithmen berechnen anhand eines Topogramms und der vorangegangenen Bildebene das individuell benötigte Röhrenstromzeitprodukt für jede Rotation. Einige Körperregionen, wie z.B. der Schultergürtel oder das Becken, benötigen durch ihre elliptische Form und aufgrund der Skelettkonfiguration eine höhere Dosis als beispielsweise für eine adäquate Darstellung der Oberbauchorgane nötig ist. Bei der Röhrenstrommodulation wird die zu erwartende Schwächung der untersuchten Region in die Berechnung des zu applizierenden Röhrenstromzeitproduktes miteinbezogen. Dadurch können Körperteile, die eine hohe Schwächung aufweisen auch mit einer höheren Dosis untersucht werden, wohingegen andere Körperteile mit einem geringeren Röhrenstromzeitprodukt ähnlich gut zur Darstellung kommen. Die Stromstärke wird während der Rotation den anatomischen Gegebenheiten angepasst, dies wird auch als anatomische Expositionskontrolle (AEK) bezeichnet [12, 31], welche seit vielen Jahren in der radiologischen Routine etabliert ist. In sämtlichen Untersuchungen dieser Arbeit wurde standardmäßig eine solche anatomische Expositionskontrolle durchgeführt.

Darüber hinaus kamen in der vorliegenden Arbeit zwei innovative Algorithmen zur Anwendung, die einerseits über das Röhrenstromzeitprodukt bei strahlensensitiven Organen (OSDR) und andererseits über die Anpassung der Röhrenspannung (ATPS) arbeiten. Beide Programme erwiesen sich als geeignet, um die Strahlendosis bei gleichbleibender Bildqualität in der CT zu optimieren. Dabei wurde im ersten Teil der Arbeit die Auswirkung einer organspezifischen Dosisreduktion (OSDR) auf die Bildqualität bei CT-Angiografien der hirnversorgenden Gefäße untersucht. Im zweiten Teil der Arbeit wurden die Dosisreduktion und ihre Auswirkungen auf die Bildqualität nach Anwendung der OSDR in Kombination mit einer schwächungsbasierten Röhrenspannungselektion (ATPS) in kontrastmittelverstärkten CT-Untersuchungen des Thorax evaluiert.

4.1 Organspezifische Dosisreduktion bei CT-Angiografien der hirnversorgenden Gefäße

Die CT-Angiografie der hirnversorgenden Gefäße ist strahlenintensiv und schließt regelmäßig oberflächlich gelegene, strahlensensitive Organe, insbesondere die Schilddrüse und die Augenlinsen, mit in das Untersuchungsvolumen ein, obwohl diese nicht von diagnostischem Interesse für die Untersuchung sind. Daher ist eine organspezifische Dosisreduktion für diese beiden Organe wünschenswert. In unserer Klinik der Maximalversorgung werden jährlich circa 1400 CT-Angiografien der hirnversorgenden Gefäße angefertigt. Vor dem Hintergrund ist neben einer verantwortungsvollen Prüfung der rechtfertigenden Indikation auch die Dosisoptimierung jeder einzelnen Untersuchung notwendig. Bereits in den 1950er Jahren konnte ein Zusammenhang zwischen einer Kataraktbildung als Nebenwirkung einer Bestrahlung der Augenlinse hergeleitet werden [39]. In Deutschland schreibt die Röntgenverordnung (RöV) eine maximal zulässige Organdosis von 15 mSv für die Augenlinse bei beruflich exponierten Personen vor [40, 41]. Diese Organdosen werden in einer klinischen Umgebung nicht überschritten, allerdings sind Schäden auch durch niedrigere Dosen nicht auszuschließen. Die Internationale Strahlenschutzkommission (ICRP) hat deswegen einen Grenzwert von 0,5 Gy der absorbierten Energie als Auslöser von Gewebereaktionen für jegliche Formen der Exposition der Augenlinse gegenüber Strahlen ausgewiesen. Zudem empfiehlt sie, dass beruflich exponierte Personen im Durchschnitt über 5 Jahre in Folge eine effektive Dosis von 20 mSv pro Jahr nicht überschreiten sollten. Dabei darf in einem einzelnen Jahr der Wert von 50 mSv nicht überschritten werden [42]. Diese Besonderheit unterstreicht die Relevanz der organspezifischen Dosisreduktion insbesondere in CT-Untersuchungen mit Einschluss der Augenlinse.

Durch eine organspezifische Dosisreduktion (OSDR) erfolgt eine softwarebasierte, automatische und selektive Dosisreduktion oberflächennaher, strahlensensitiver Organe. Erste Untersuchungen zu dieser Technik wurden an Phantomen durchgeführt [43, 44]. Duan et al. konnten Dosiseinsparungen von 10-30 % bei einem gleichbleibendem Bildrauschen nachweisen. Ketelsen et al. sowie Reimann et al. konnten eine Reduktion der Strahlendosis um 20 % an der Schilddrüse und um bis 59 % an der Augenlinse durch Messungen an Phantomen ermitteln [45, 46].

In der vorliegenden Arbeit werden die Auswirkungen des OSDR-Algorithmus auf die Bildqualität an Patienten untersucht. Es konnte gezeigt werden, dass die OSDR keinen negativen Einfluss auf die Bildqualität hat und die diagnostische Genauigkeit bei CT-Angiografien der hirnversorgenden Gefäße nicht eingeschränkt wird. Die Parameter zur Beurteilung der objektiven Bildqualität, SNR und CNR, zeigten zwischen den Untersuchungen mit und ohne Verwendung der OSDR keine signifikanten Unterschiede. Auch die subjektive Bildqualität zwischen den beiden Protokollen war vergleichbar. Insgesamt wurden 90% der CT-Untersuchungen mit "sehr gut" und "gut" nach Anwendung der OSDR bewertet. Keine einzige Untersuchung wurde mit "schlecht" oder "mangelhaft" bewertet und nur insgesamt 12 aller 62 CT-Untersuchungen erhielten die Beurteilung "befriedigend". Es ergaben sich erwartungsgemäß keine signifikanten Unterschiede in den erfassten Parametern der Gesamtdosis zwischen dem Standardprotokoll und dem Verfahren mit OSDR.

4.1.1 Organspezifische Dosisreduktion im Vergleich zur Bismuth-Abdeckung

Eine Alternative zu dem softwarebasiertem OSDR-Algorithmus stellt die mechanische Abdeckung mit Materialien aus Bismuth (*Bismuth Shielding*) dar. Entsprechende Materialien sind kommerziell verfügbar und werden während der CT-Untersuchung zur Abdeckung von Augenlinse und Schilddrüse verwendet. Dabei konnte in Studien eine Organdosisreduktion zwischen 20 % und 50 % erzielt werden [44, 47, 48]. Trotz dieser Vorteile wird die Verwendung dieser Materialien durch einen erhöhten Zeitaufwand bei der Untersuchungsvorbereitung und einer selektiven Anwendung eingeschränkt. Da die Materialien als Einmalartikel verwendet werden, ist die Anwendung mit erhöhten Kosten verbunden. Zudem zeigen sich die entscheidenden Nachteile von aufgelegten Materialien durch ihren Einfluss auf die Bildqualität. Nach Anwendung der Materialien an Kopfphantomen ist es zu einem Anstieg des Bildrauschens gekommen, da durch die Strahlenabsorption wertvolle Photonen bei der Bilddarstellung verloren gehen [43, 48]. Ferner können bereits leichte Körperbewegungen Bewegungs- und Streifenartefakte hervorrufen, die ebenfalls die Bildqualität beeinträchtigen können. Darüber hinaus kann es in der direkten Umgebung der Materialien durch Aufhärungsartefakte zu einem artifiziellen Anstieg der CT-Werte

kommen, die Einfluss auf die Bildqualität nehmen können [49].

Während die in Abschnitt 4.1.1 angeführten Phantomstudien eine vergleichbare Dosisersparung von softwarebasierter OSDR und hardwarebasiertem *Bismuth-Shielding* nachwiesen, konnte in unserer Patientenstudie gezeigt werden, dass keine zusätzlichen Artefakte unter Anwendung des OSDR-Algorithmus auftreten, welche die Bildqualität einschränken. Vorteile der OSDR gegenüber Bismuthprodukten werden auch in einer Studie von Wang et al. beschrieben. Hier wurden beide Verfahren an Phantomen verglichen. Obwohl beide Verfahren eine ähnliche Reduktion der Dosis erreichten und auch das Bildrauschen in beiden Fällen leicht zunahm, konnten unter Anwendung der softwarebasierten OSDR keine Schwankungen oder Ungenauigkeiten in den CT-Werten ausgemacht werden [43]. Mithilfe des OSDR-Algorithmus lassen sich die Organdosen für Schilddrüse und Augenlinse letztlich erheblich reduzieren, ohne Kompromisse in der Bildqualität befürchten zu müssen [45, 46]. Dies ist ein entscheidender Vorteil gegenüber den Bismuthabdeckungen. Zudem ist die Technik sehr leicht zu handhaben. Der vollautomatisierte Ansatz kann gänzlich in den modernen CT-Systemen integriert werden und verursacht keinen zusätzlichen Zeitaufwand. Darüber hinaus werden Artefakte und Probleme bei Patienten mit eingeschränkter *Compliance*, wie z.B. Kleinkindern oder älteren Patienten, vermieden, die im schlimmsten Fall eine Wiederholung der Untersuchung notwendig machen würden. Ein weiterer Vorteil besteht in einer zumindest mittelfristigen Kostenersparnis, da bismuthhaltige Materialien zum Abdecken nur einmalig verwendet werden können.

4.1.2 Limitationen der Studie

Für die vorliegende Studie bestehen mehrere Limitationen hinsichtlich der Anwendung von OSDR. Die Dosisersparungen an den exponierten Organen konnten in dieser Arbeit nicht erfasst werden, da es sich um eine Patientenstudie handelte. Daher basieren die Annahmen auf den Erkenntnissen der bereits veröffentlichten Phantomstudien [43, 44, 45, 46]. Unterschiede in den Scanparametern oder den verwendeten CT-Geräten können möglicherweise zu Abweichungen von den Ergebnissen der Phantomstudien führen. Ferner konzentrierte sich diese Studie auf den Einsatz und die Durchführbarkeit des OSDR-Algorithmus in der klinischen Praxis. Mögliche Einschränkungen in der diagnostischen Genauigkeit bei der Beurteilung von Pathologien, die letztendlich Grund zur Durchführung einer CT-

Untersuchung waren, waren nicht Gegenstand dieser Studie und können nicht vollständig ausgeschlossen werden. In 2 Fällen konnte der Verdacht auf eine Stenose der hirnversorgenden Gefäße in der CTA mit dem Goldstandard, der digitalen Subtraktionsangiografie (DSA), bestätigt werden.

4.1.3 Ausblick

Neben der Modulation des Röhrenstromzeitprodukts stehen mittlerweile weitere Ansätze zur Dosisreduktion bei der CT-Untersuchung zur Verfügung. Eine Möglichkeit zur Dosisersparung bei der CTA der hirnversorgenden Gefäße bestünde in einer Kombination der schwächungsbasierten Röhrenspannungselektion (ATPS) mit der OSDR. Wallace et al. konnten an einem selektiven jungen Patientenkollektiv Dosisersparungen von 39 % bei der Verwendung einer anatomischen Expositionskontrolle und einer ATPS in CT-Kopf-Untersuchungen aufzeigen [50].

Auch eine Studie von May et al. setzte ein ATPS-Verfahren (AutokVTM) bei CTA der hirnversorgenden Gefäße im Vergleich zu einer Kontrollgruppe ein, die mit 120 kV untersucht wurden. Dabei wurde bei allen Patienten standardmäßig die AEK angewandt. Aufgrund eines hohen Bildrauschens sowie Artefaktbildung bei 80 kV in einer Pilotstudie wurden solche Patienten ausgeschlossen, bei denen eine Röhrenspannung von 80 kV oder 140 kV durch die ATPS ausgewählt wurde. Die Studie hat daher nur Patienten eingeschlossen, bei denen die ATPS eine Röhrenspannung von 100 kV ausgewählt hat. Insgesamt konnten im Vergleich zur Kontrollgruppe Dosisersparungen zwischen 7 und 8 % erreicht werden [51]. Auch hier wurde keine OSDR angewandt. In beiden Studien von Wallace et al. und May et al. kam es weder zu einer subjektiven noch zu einer objektiven Einschränkung der Bildqualität [50, 51].

Weitere Möglichkeiten zur Dosisreduktion setzen an der Bildrekonstruktion an. In einer Arbeit von Becker et al. konnte an Schädel-CT-Untersuchungen unter Anwendung einer AEK in Verbindung mit einer iterativen Bildrekonstruktion und einer OSDR eine Dosisreduktion zwischen 20.2 % und 24.1 % bei guter Bildqualität aufgezeigt werden. Über Phantommessungen konnte darüber hinaus eine organspezifische Dosisreduktion der Augenlinse und der Schilddrüse von 41.9 % und 34.9 % nachvollzogen werden [52]. Eine Modulation der Röhrenspannung wurde nicht vorgenommen. Zhang et al. erreichten

unter Einsatz iterativer Bildrekonstruktionstechniken in Verbindung mit einer auf 80 kV verminderten Röhrenspannung Dosiseinsparungen von 50 % bei CTA der hirnversorgenden Gefäße im Vergleich mit einer Kontrollgruppe, die mit einer Röhrenspannung von 120 kV und ohne iterative Bildrekonstruktion untersucht wurde [53]. Dabei wurde die Röhrenspannung nicht über eine Software automatisiert und individuell angepasst, sondern manuell auf 80 kV herabgesetzt. Durch Anwendung der iterativen Rekonstruktion ließ sich das Bildrauschen signifikant vermindern. Gleichzeitig gelang hierüber eine Erhöhung des CNR. Hier wären gegebenenfalls durch den Einsatz einer ATPS in Kombination mit einer iterativen Rekonstruktion und einer OSDR weitere Dosiseinsparungen bei gleicher Bildqualität möglich.

4.2 Organspezifische Dosisreduktion und schwächungsbasierte Röhrenspannungsselektion bei CT-Thorax-Untersuchungen

Untersuchungen des Thorax sind in Deutschland die am dritthäufigsten durchgeführten CT-Untersuchungen [4]. Thorax-CTs verursachen in der Regel eine durchschnittliche effektive Dosis von 5 mSv [25, 54], können aber auch weitaus höhere Dosen erreichen [55]. Dabei konnten Parker et al. nachweisen, dass 60 % der Patienten, die eine CT-Pulmonalisangiografie (CTPA) erhalten haben, weiblich und davon 30 % unter 40 Jahren alt waren [56]. In diesen Fällen schließt die Untersuchung regelmäßig oberflächlich gelegene, strahlensensitive Organe, insbesondere die Schilddrüse und die weibliche Brustdrüse mit in das Untersuchungsvolumen ein, obwohl diese nicht im diagnostischen Fokus der Untersuchung stehen. Dieser Umstand ist von besonderer Relevanz, da erst vor einigen Jahren der organspezifische Wichtungsfaktor in der überarbeiteten Version 103 durch die Internationale Strahlenschutzkommission (ICRP) von ehemals 0,05 auf 0,12 angehoben wurde und hierdurch die besondere Strahlenempfindlichkeit der weiblichen Brust unterstrichen wurde [57, 9]. International findet zudem die Anwendung von *Screening*-CTs der Lunge bei positiver Raucheranamnese zunehmende Anwendung und führt ebenfalls zu einem Anstieg der Thorax-CTs [58].

Vor diesem Hintergrund ist eine organspezifische Dosisreduktion für die Schilddrüse und die weibliche Brust notwendig und wünschenswert. Die einfache Handhabung und der große Nutzen bei der Verwendung von organspezifischer Dosisreduktion konnte im Rahmen dieser Arbeit bereits anhand von CT-Angiografien der hirnversorgenden Gefäße gezeigt werden [35]. Nun erfolgte die Anwendung in der CT des Thorax.

Erste Phantomuntersuchungen zur OSDR an Schilddrüse und weiblicher Brust ergaben Dosisersparungen zwischen 35 % und 50 % an der weiblichen Brust und 20 % an der Schilddrüse [45, 59]. Lungren et al. kamen unter Anwendung eines OSDR an Phantomen zu ähnlichen Ergebnissen mit Dosisersparungen zwischen 17 % und 47 % [60].

Neben der OSDR setzen wir in dieser Studie – erstmals in Kombination – die schwächungsbasierte Röhrenspannungsselektion (ATPS) zur Anpassung der Röhrenspannung an die patientenspezifischen Gegebenheiten sowie die Art der Untersuchung ein. Die Röhrenspannung bestimmt, mit welcher Energie die Röntgenstrahlen erzeugt werden. Im Gegensatz zu dem Röhrenstromzeitprodukt führt eine Erhöhung der Röhrenspannung nicht zu einem linearen sondern zu einem überproportionalen Dosisanstieg. Gleichzeitig führt eine Reduktion der Röhrenspannung zu einem Anstieg des Bildrauschens. Um die Erhöhung des Bildrauschens auszugleichen, muss meist das Röhrenstromzeitprodukt kompensatorisch erhöht werden. Am Beispiel von pulmonalen CT-Angiografien konnten über die manuelle Anpassung der Röhrenspannung Dosisersparungen von bis zu 44 % erreicht werden. Heyer et al. haben die Röhrenspannung von 120 kV auf 100 kV reduziert und konnten dabei keine signifikanten Unterschiede in der subjektiven und objektiven Bildqualität ausmachen [61]. An Phantommessungen konnte Yu et al. Dosisersparungen bis zu 69 % in sehr kleinen XS-Phantomen über eine Reduktion der Röhrenspannung auf 80 kV und um bis zu 10 % in sehr großen XL-Phantomen nachweisen [62]. Eine manuelle Anpassung der Scanparameter ist allerdings zeitaufwendig und erfordert eine große Erfahrung und Expertise des Anwenders. Mit einem softwarebasierten Algorithmus zur automatischen Röhrenspannungsselektion (ATPS) ist hingegen nunmehr eine automatisierte und individualisierte Modulation der Röhrenspannung in Abhängigkeit von Körperkonstitution und erwünschter Untersuchung möglich geworden.

In ersten klinischen Untersuchungen bei thorakoabdominalen CTAs unter Anwendung dieses ATPS-Algorithmus konnten Winklehner et al. insgesamt eine Reduktion der Strah-

lendosis um 25 % gegenüber einem Standardprotokoll mit 120 kV nachweisen [34]. Auch Mayer et al. und Gnannt et al. konnten Dosisersparungen von 16,8 % und 12 % bei den thorakalen CT-Untersuchungen aufzeigen [63, 64].

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurden nun die Auswirkungen der Kombination von OSDR und ATPS erstmals an Patienten in der klinischen Routine untersucht. Auch der kombinierte Einsatz dieser Dosisreduktionsalgorithmen hatte keinen negativen Einfluss auf die Bildqualität kontrastmittelverstärkter CT-Thorax-Untersuchungen.

Die Parameter zur Beurteilung der objektiven Bildqualität, SNR und CNR, zeigten zwischen den Untersuchungen mit und ohne Verwendung der beiden Algorithmen keine signifikanten Unterschiede und auch die subjektive Bildqualität zwischen beiden Protokollen war vergleichbar. Hier wird in beiden Gruppen eine "sehr gute" bis "gute" Bildqualität in über 94 % der Untersuchungen nachgewiesen ohne statistisch signifikante Unterschiede zwischen den beiden Gruppen. Keine CT-Untersuchung wurde mit "schlecht" oder "mangelhaft" bewertet. Erwartungsgemäß zeigt sich ein etwas erhöhtes Rauschen von 11,4 HU (ohne ATPS und OSDR) gegenüber 14,1 HU (mit ATPS und OSDR). Gleichzeitig konnte die effektive Dosis im Vergleich zu dem Standardprotokoll um 50 % auf durchschnittlich $1,6 \pm 0,4$ mSv reduziert werden [65].

4.2.1 Einordnung der Ergebnisse in die bisherige Literatur

Die in dieser Arbeit ermittelten Dosisersparungen von 50 % liegen deutlich über denen von Vergleichsstudien (12 %, 16,8 % und 25 %) [64, 34, 63]. Auffallend ist in diesem Zusammenhang, dass von den 35 Patienten in der Gruppe mit ATPS und OSDR nur 2 Patienten durch den Algorithmus mit einer Röhrenspannung von 120 kV untersucht wurden, während bei den restlichen 33 Patienten 100 kV appliziert wurden. Bei keinem Patienten wählte der Algorithmus eine Röhrenspannung von 140 kV oder 80 kV aus. In der Studie von Winklehner et al. wurde hingegen bei lediglich 23 von 40 Patienten eine Röhrenspannung von 100 kV ausgewählt. Jeweils ein Patient wurde mit 140 kV bzw. 80 kV untersucht. Die übrigen 15 Patienten erhielten wie die Patienten aus der Gruppe mit dem Standardprotokoll 120 kV. Auch im Vergleich zu den Ergebnisse von Mayer et al. fällt auf, dass 61 % mit 100 kV oder 120 kV untersucht wurden. Dreimal wurde eine Röhrenspannung von 80 kV, einmal 140 kV ausgewählt. In der Studie von Gnannt et al.

wurde die Röhrenspannung in 45 % der Fälle auf 100 kV reduziert und in 52,5 % bei 120 kV belassen. In einem Fall wurde die Röhrenspannung sogar auf 140 kV erhöht.

Weder in der Studie von Gnannt noch in dieser Arbeit wurde die Röhrenspannung auf 80 kV reduziert. Eine Erklärung hierfür könnte die notwendige Erhöhung der Stromstärke sein, die der Algorithmus zum Ausgleich der Zunahme des Bildrauschens durch Reduktion der Röhrenspannung kompensatorisch vornimmt. Dabei würde im Fall einer Reduktion der Röhrenspannung auf 80 kV gerade im strahlenintensiven Bereich des Schultergürtels eine kompensatorische Erhöhung der Stromstärke notwendig werden, die aber technisch derzeit nur bedingt möglich ist [64].

Betrachtet man nur die Patienten, bei denen die Software eine Röhrenspannungsreduktion veranlasst hat, kommen Gnannt et al. auf eine Dosiseinsparung um 44% [64]. Dieses Ergebnis ist vergleichbar mit den in der vorliegenden Arbeit erhobenen Dosiseinsparungen. Auch in der Arbeit von Winklehner et al. liegen die Dosiseinsparungen bei etwa 40%, wenn man nur die Patienten berücksichtigt, bei denen die Röhrenspannung auf 100 oder 80 kV herabgesetzt wurde [34].

Ferner sticht ein erhöhtes Röhrenstromzeitprodukt der Vergleichsstudien von durchschnittlich $138,8 \pm 18,6$ mAs (Winklehner et al.), $143,8 \pm 18,4$ mAs (Gnannt et al.) und $134,7 \pm 28,6$ mAs (Mayer et al.) gegenüber $82,9 \pm 25,5$ mAs in der vorliegenden Arbeit hervor. Dies kann aufgrund der linearen Wechselbeziehung zwischen Dosis und Röhrenstromzeitprodukt die insgesamt geringeren Dosiseinsparungen der Vergleichsstudien erklären. Weiter lässt sich hieraus schließen, dass in der vorliegenden Arbeit trotz Röhrenspannungsreduktion und einem hieraus resultierenden Anstieg des Bildrauschens die kompensatorische Erhöhung des Röhrenstromzeitprodukts geringer ausfiel. Eine Erklärung kann die gleichzeitige Verwendung von OSDR, ATPS sowie AEK sein, die möglicherweise zu einer zusätzlichen gegenseitigen Beeinflussung geführt haben. Dabei gilt es jedoch zu bedenken, dass ein direkter Vergleich der Studien aufgrund der unterschiedlichen Untersuchungsprotokolle nur eingeschränkt möglich ist.

Die ATPS-Software bezieht die Art der Untersuchung, das gewünschte Untersuchungsgebiet und die individuellen Patientenausdehnungen anhand des Topogramms bei der Röhrenspannungsselektion mit ein. Das wird insbesondere bei kontrastmittelverstärkten CT-Untersuchungen relevant, da hierbei durch eine Reduktion der Röhrenspannung nicht

nur die applizierte Strahlendosis verringert sondern gleichzeitig der Kontrast erhöht werden kann. Der Grund hierfür liegt an dem unterschiedlichen linearen Schwächungskoeffizienten μ von Jod im Verhältnis zu den in der Umgebung dominierenden Elementen Wasser und Kohlenstoff. Bei der Passage von Röntgenstrahlen durch Materie werden diese abgeschwächt und können mit der Materie interagieren. Bei den für Röntgenstrahlen üblichen Energielevels geschieht ein Großteil der Interaktion über den photoelektrischen Effekt. Die Wahrscheinlichkeit hierfür steigt proportional zum Quadrat mit der Ordnungszahl Z ($Z_{Iod} 53$, $Z_{Wasser} 7,4$) und umgekehrt proportional zum Quadrat des Energielevels der Röntgenstrahlen [66, 67, 68]. Bei einer geringeren Röhrenspannung kommt es folglich aufgrund des höheren linearen Schwächungskoeffizienten von Jod im Verhältnis zu dem von Wasser zu einem erhöhten Kontrast. Funama et al. konnten an Phantomstudien zeigen, dass bei einer Reduktion der Röhrenspannung von 120 kVp auf 90 kVp die Strahlendosis um bis zu 35% sinkt, gleichzeitig aber die Erkennbarkeit von Strukturen mit einem niedrigen Kontrast nicht eingeschränkt war [69]. In bestimmten Untersuchungen kann über die Reduktion der Röhrenspannung und den damit einhergehenden erhöhten Kontrast eine verbesserte Sichtbarkeit resultieren. Am Beispiel von Lebertumoren zeigte sich eine bessere Sichtbarkeit unter Anwendung einer niedrigen Röhrenspannung bei gleichzeitig verminderter Strahlendosis [70]. Die gleichbleibend gute Bildqualität lässt sich demnach aber nicht im selben Maße auf CT-Untersuchungen ohne Kontrastmittel übertragen, bei denen gegebenenfalls eine höhere Röhrenspannung für eine ähnlich gute Bildqualität nötig wird.

Auch in der vorliegenden Studie war das Bildrauschen aufgrund der verminderten Röhrenspannung erhöht (14,1 HU in Gruppe B gegenüber 11,4 HU in Gruppe A ($p < 0,001$)). Signifikante Auswirkungen auf die objektive Bildqualität SNR und CNR ergaben sich hierdurch aber nicht. Das liegt am ehesten an der erwähnten verstärkten Schwächung der Röntgenstrahlen mit einem geringeren Energielevel in Gruppe B. Entsprechend sind die CT-Werte in der Aorta in Gruppe B mit $232,9 \pm 44,7$ HU gegenüber $181,8 \pm 49,0$ HU signifikant höher als in Gruppe A.

Mit $23,3 \pm 4,2$ kg/m^2 liegt der BMI in Gruppe B unter dem durchschnittlichen BMI von $23,9 \pm 4,3$ kg/m^2 in Gruppe A. Der niedrige BMI kann ebenfalls relevant für die deutlichen Dosisersparungen gewesen sein, da die Software die Ausdehnungen des un-

tersuchten Patienten entsprechend dem Topogramm berücksichtigt. Gerade bei kleinen Patienten lässt der Algorithmus eine Reduktion der Röhrenspannung zu, wohingegen bei größeren Patienten eine vermehrte Röhrenspannung aufgebracht wird. Dabei lässt sich allerdings die Auswahl der Röhrenspannung nicht ausschließlich auf den BMI reduzieren. In den zwei Fällen in Gruppe B, bei denen der Algorithmus eine Röhrenspannung von 120 kV ausgewählt hat, beträgt der BMI $24\text{kg}/\text{m}^2$. Im Vergleich dazu wurden Patienten mit einem höheren BMI mit einer niedrigeren Röhrenspannung untersucht. Dies steht im Einklang mit den Ergebnissen der Vergleichsstudien [64, 34]. Hieraus lässt sich ableiten, dass der BMI nicht alleine für die Auswahl der Röhrenspannung herangezogen wird.

4.2.2 Dosisreduktionsalgorithmen im Vergleich zur Bismuth-Abdeckung

Eine Alternative zu der organspezifischen Dosisreduktion stellte bisher die mechanische Abdeckung der weiblichen Brust und Schilddrüse mit Materialien aus Bismuth dar (*Bismuth Shielding*). Die Dosisersparungen lagen dabei in Studien zwischen 32 % und 43 % für die Brust und um 40 % für die Schilddrüse [71, 59]. Damit sind die Dosisreduktionen vergleichbar mit den durch den OSDR-Algorithmus erzielten Einsparungen an den Phantomen. Allerdings ergibt sich auch thorakal, wie bei der Anwendung der Bismuth-Abdeckungen im Rahmen von CT-Angiografien der hirnversorgenden Gefäße, das Problem der Artefaktbildung [43]. Ferner wird ein Anstieg des Bildrauschens um bis zu 40 % beobachtet [59]. Weitere Nachteile sind die mit dem Einsatz der Einmalprodukte verbundenen erhöhten Kosten, die erschwerte Praktikabilität sowie der eingeschränkte Einsatz bei Patienten mit verringerter *Compliance*. Darüber hinaus ist eine Interaktion der Abdeckungen bei der Auswahl der Scanparameter durch die softwarebasierte schwächungsbasierte Röhrenspannungselektion nicht auszuschließen. Aus diesen Gründen ist einer softwarebasierten OSDR gegenüber dem Einsatz von Bismuth-Abdeckungen eine Präferenz einzuräumen.

4.2.3 Limitationen der Studie

Folgende Limitationen schränken die Aussagekraft der Studie ein. Die Dosisersparungen lassen sich nicht verallgemeinern, sondern variieren entsprechend der Körperkonstitution und der gewünschten Untersuchung. Die zum Vergleich der verschiedenen CT-Untersuchungen verwendete effektive Dosis basiert auf den durch das Scanprotokoll ausgegebenen $CTDI_{vol}$ und ist geräteabhängig. Änderungen der Scanparameter Röhrenstromzeitprodukt, Röhrenspannung oder Pitch schlagen sich auch in einem entsprechend unterschiedlichen $CTDI_{vol}$ nieder; unterschiedliche Körperausmaße werden hingegen nur teilweise berücksichtigt. Der $CTDI_{vol}$ wurde anhand von Phantommessungen mit 16 cm Durchmesser für den Kopfbereich und 32 cm für den Körperbereich kalkuliert. Individuelle Körperausdehnungen wurden bisher noch nicht berücksichtigt, obwohl sie einen Einfluss auf die tatsächlich applizierte Strahlendosis haben. Dies kann unter anderem dazu führen, dass die Dosis bei kleinen Patienten oder Kindern unterschätzt wird. Bei überdurchschnittlich großen oder adipösen Menschen wird sie hingegen überschätzt. In dem AAPM-Report 204 wird daher eine neue Berechnung des $CTDI_{vol}$ vorgestellt, um den individuellen Körperausdehnungen vor jeder Untersuchung Rechnung zu tragen. Dies wird durch die Einbeziehung topogrammbasierter anterior-posterior (AP) und lateraler (LAT) Durchmesser umgesetzt. Hierbei werden die individuellen Durchmesser entweder im Topogramm der CT-Untersuchung, aus konventionellen Röntgenbildern oder durch Ausmessen der Durchmesser am Patienten errechnet. Unter Einbeziehung der Durchmesser können über aufwendige Formeln Konversionsfaktoren abgeleitet werden, die über eine Multiplikation mit dem $CTDI_{vol}$ eine individuelle, an die Körperausdehnungen angepasste Abschätzung der tatsächlichen Dosis erlauben [72]. Zusammengefasst werden die Konversionsfaktoren als größen-spezifische Dosisabschätzung (SSDE). In unseren Studien wird die effektive Dosis nicht anhand einer größen- und dosisabhängigen Berechnung auf der Grundlage von Körperdiametern berechnet. Hierdurch könnten die Werte über- oder unterschätzt werden.

Darüber hinaus wurden die Dosisersparungen nach Anwendung der beiden Algorithmen nicht direkt durch Phantommessungen erfasst, sondern basieren auf den durch das Scanprotokoll ausgegebenen Berechnungen. Unterschiede in den Scanparametern oder den verwendeten CT-Geräten können möglicherweise zu einem abweichenden Ergebnis führen. Ferner konzentriert sich diese Studie auf den Einsatz und die Durchführbarkeit der

ATPS in Kombination mit der OSDR in der klinischen Praxis. Mögliche Einschränkungen in der diagnostischen Genauigkeit bei der Beurteilung von Pathologien, die letztendlich Grund zur Durchführung einer CT-Untersuchung waren, sind nicht Messgegenstand dieser Studie und können nicht ausgeschlossen werden, da nur die subjektive und die objektive Bildqualität untersucht wurde.

4.2.4 Ausblick

Eine weitere Methode zur Dosisersparung, die in der Computertomografie bereits eine breite Anwendung findet, ist die iterative Bildrekonstruktion. Auch in der Thoraxbildgebung gibt es Studien, die unter der Anwendung von iterativen Rekonstruktionsalgorithmen deutliche Dosisersparungen zwischen 36 und 50 % aufzeigen konnten, ohne Einbußen in der diagnostischen Aussagekraft der Bildqualität hinnehmen zu müssen [73, 74, 75]. Gleichzeitig gelingt durch die Anwendung einer iterativen Bildrekonstruktion eine Reduktion des Bildrauschens [74]. Das kann gerade bei der Verwendung einer niedrigeren Röhrensannung mit konsekutivem Anstieg des Bildrauschens genutzt werden, um das Bildrauschen zu vermindern und gegebenenfalls weitere Dosisersparungen zu erreichen. Chae et al. haben erstmals eine ATPS in Verbindung mit iterativer Bildrekonstruktion und einer AEK im Vergleich zu einem Standardprotokoll mit einer festgelegten Spannung von 120 kV ohne AEK oder iterativer Rekonstruktion untersucht [76]. Dabei konnten sie Dosisersparungen von 40 % bei erhaltener Bildqualität ausmachen. Ferner wurde ein geringeres Bildrauschen trotz Anwendung einer geringeren Röhrensannung festgestellt. Eine OSDR wurde hingegen nicht angewandt und könnte hier gegebenenfalls weitere Dosisersparungen erbringen.

4.3 Schlussfolgerungen

Zusammenfassend zeigt die vorliegende Arbeit den großen Nutzen bei Verwendung einer organspezifischen Dosisreduktion bei CT-Angiografien der hirnversorgenden Gefäße sowie bei Anwendung einer organspezifischen Dosisreduktion in Kombination mit einer schwächungsbasierten Röhrenspannungsselektion bei kontrastmittelverstärkten CT-Thorax-Untersuchungen. Ohne Zeitverlust können über die Modulation des Röhrenstromzeitproduktes strahlensensible Organe bei gleichbleibender Bildqualität strahlenschonender dargestellt werden. Durch den Einsatz einer organspezifischen Dosisreduktion und einer schwächungsbasierten Röhrenspannungsselektion bei kontrastmittelverstärkten CT-Thorax-Untersuchungen gelingt eine deutliche Dosisreduktion von 50% ohne Einbußen in der Bildqualität hinnehmen zu müssen. Damit eignen sich diese Techniken besonders für den alltäglichen Gebrauch in der klinischen Routine.

Abbildungen

1.1	Absorbierte Dosis D in einer Schicht [15]	6
1.2	Prozentualer Anteil der verschiedenen Untersuchungsarten an der Gesamthäufigkeit und an der kollektiven effektiven Dosis in Deutschland für das Jahr 2012 [6]	10
1.3	Schematische Darstellung der Funktionsweise der OSDR	12
1.4	Prozessabfolge der Berechnung von Spannungsleveln bei ATPS nach Winkelner et al. [34]	13
2.1	Lage der ROIs in der CTA der Kopf-/Halsgefäße mit Durchschnitt = mean und Standardabweichung = SD. a liegt auf Höhe der ACM, b liegt auf Höhe der Bifurkation der ACC.	17
2.2	Lage der ROIs in der CT-Thorax mit Durchschnitt = mean und Standardabweichung = SD	21
3.1	CTA der hirnversorgenden Gefäße mit (a,c) und ohne (b,d) Aktivierung des OSDR-Algorithmus	27
3.2	CT-Thorax nach Standardprotokoll im Weichteilfenster	30
3.3	CT-Thorax nach Aktivierung von OSDR und ATPS im Weichteilfenster . .	30
3.4	CT-Thorax nach Standardprotokoll im Lungenfenster	31
3.5	CT-Thorax nach Aktivierung von OSDR und ATPS im Lungenfenster . . .	31

Tabellen

1.1	Wichtungskoeffizienten nach ICRP [9]	5
2.1	Studienaufbau CT-Angiografie der hirnersorgenden GefäÙe	15
2.2	SNR und CNR der Kopf-/HalsgefäÙe: SNR = Signal-Rausch-Verhältnis, CNR = Kontrast-Rausch-Verhältnis, S_{ROI} = CT-Wert der ROI, SD_{ROI} = Stan- dardabweichung der ROI	17
2.3	Kriterien zur visuellen Skalierung der Bildqualität nach Schimmöller et al. [35]	18
2.4	Studienaufbau CT-Thorax	19
2.5	SNR und CNR CT-Thorax: SNR = Signal-Rausch-Verhältnis, CNR = Kontrast- Rausch-Verhältnis, S_{ROI} = CT-Wert der ROI, SD_{ROI} = Standardabwei- chung der ROI	21
2.6	Kriterien zur visuellen Skalierung der Bildqualität nach Schimmöller et al. [35]	22
3.1	$CTDI_{vol}$ und DLP CTA der hirnersorgenden GefäÙe	24
3.2	CT-Werte CTA der hirnersorgenden GefäÙe: ACC = A. carotis communis, ACM = A. cerebri media, R = Rauschen, Mk = Muskel, HU = Hounsfield Einheiten, SD = Standardabweichung in Gruppe A (OSDR deaktiviert) und Gruppe B (OSDR aktiviert)	25
3.3	SNR und CNR CTA der hirnersorgenden GefäÙe: ACC = A. carotis communis, ACM = A. cerebri media, SNR = Signal-Rausch-Verhältnis, CNR = Kontrast-Rausch-Verhältnis in Gruppe A (OSDR deaktiviert) und Gruppe B (OSDR aktiviert)	25
3.4	Subjektive Bildqualität CTA der Kopf-/HalsgefäÙe	26
3.5	$CTDI_{vol}$ und DLP CT-Thorax	28
3.6	Effektive Dosis CT-Thorax	28

Tabellen

3.7	CT-Werte CT-Thorax: AO = Aorta descendens, R = Rauschen, Mk = Muskel, HU = Hounsfield Einheiten, SD = Standardabweichung in Gruppe A (OSDR und ATPS deaktiviert) und Gruppe B (OSDR und ATPS aktiviert)	29
3.8	SNR und CNR CT-Thorax: AO = Aorta descendens, SNR = Signal-Rausch-Verhältnis, CNR = Kontrast-Rausch-Verhältnis in Gruppe A (OSDR und ATPS deaktiviert) und Gruppe B (OSDR und ATPS aktiviert).	29
3.9	Subjektive Bildqualität CT-Thorax	32

Literaturverzeichnis

- [1] W. A. Kalender. *Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications*. Wiley-VCH, 2000.
- [2] L. W. Goldman. Principles of CT: multislice CT. *Journal of Nuclear Medicine Technology*, 36(2):57–68, 2008.
- [3] C. H. McCollough, S. Leng, L. Yu, and J. G. Fletcher. Dual- and Multi-Energy CT: Principles, Technical Approaches, and Clinical Applications. *Radiology*, 276(3):637–653, 2015. PMID: 26302388.
- [4] T. G. Grobe, H. Dörning, and F.-W. Schwartz. BARMER GEK Arztreport 2011: Schwerpunkt: Bildgebende Diagnostik – Computer- und Magnetresonanztomographie. <https://www.barmer.de/blob/36506/d5630a0f349e388b65fd28ad616b7257/data/arztreport-2011-pdf.pdf>, 2011. Abgerufen am 2017-12-15.
- [5] D. J. Brenner and E. J. Hall. Computed tomography – an increasing source of radiation exposure. *New England Journal of Medicine*, 357(22):2277–2284, 2007.
- [6] Bundesamt für Strahlenschutz (BfS). Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung: Jahresbericht 2013. <https://doris.bfs.de/jspui/bitstream/urn:nbn:de:0221-2015072112949/1/JB2013.pdf>, 2015. Abgerufen am 2015-07-21.
- [7] P. Riley. Free radicals in biology: Oxidative stress and the effects of ionizing radiation. *International Journal of Radiation Biology*, 65(1):27–33, 1994.
- [8] D. L. Preston, Y. Shimizu, D. A. Pierce, A. Suyama, and K. Mabuchi. Studies of mortality of atomic bomb survivors. report 13: Solid cancer and noncancer disease mortality: 1950–1997. *Radiation Research*, 160(4):381–407, 2003.
- [9] Die Empfehlungen der internationalen Strahlenschutzkommission (ICRP) von 2007. (103), 2007.

- [10] V. Harms. *Physik für Mediziner und Pharmazeuten: Ein kurzgefaßtes Lehrbuch. Nach den Gegenstandskatalogen für die 1. Ärztliche Prüfung und für den 1. Abschnitt der Pharmazeutischen Prüfung, 16. Auflage.* 2010.
- [11] M. Cristy. *Mathematical phantoms representing children of various ages for use in estimates of internal dose.* Oak Ridge National Laboratory, 1980.
- [12] American Association of Physicists in Medicine. The Measurement, Reporting and Management of Radiation Dose in CT. 96, 2008.
- [13] P. Shrimpton, S. Hillier, MC, D. Wormanns, M. Semik, M. Thomas, H. Lenzen, N. Roos, and W. Heindel. National survey of doses from CT in the UK: 2003. *British Journal of Radiology*, 79(3):968–980, 2006.
- [14] M. F. McNitt-Gray. AAPM/RSNA physics tutorial for residents: Topics in CT radiation dose in CT1. *Radiographics*, 22(6):1541–1553, 2002.
- [15] R. A. Parry, S. A. Glaze, and B. R. Archer. The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents. *Radiographics*, 19(5):1289–1302, 1999.
- [16] L. W. Goldman. Principles of CT: radiation dose and image quality. *Journal of Nuclear Medicine Technology*, 35(4):213–225, 2007.
- [17] F. Zarb, L. Rainford, and M. F. McEntee. Image quality assessment tools for optimization of CT images. *Radiography*, 16(2):147–153, 2010.
- [18] G. N. Hounsfield. Picture quality of computed tomography. *American Journal of Roentgenology*, 127(1):3–9, 1976.
- [19] A. N. Primak, C. H. McCollough, M. R. Bruesewitz, J. Zhang, and J. G. Fletcher. Relationship between noise, dose, and pitch in cardiac Multi-Detector row CT1. *Radiographics*, 26(6):1785–1794, 2006.
- [20] B. F. Wall and D. Hart. Revised radiation doses for typical x-ray examinations. report on a recent review of doses to patients from medical x-ray examinations in the UK by NRPB. national radiological protection board. *The British Journal of Radiology*, 70(833):437–439, 1997. PMID: 9227222.

- [21] G. Kauffmann, E. Moser, and R. Sauer. *Radiologie, 2.Auflage*. Urban & Fischer Verlag, 2001.
- [22] F. A. Mettler, W. Huda, T. T. Yoshizumi, and M. Mahesh. Effective doses in radiology and diagnostic nuclear medicine: A catalog. *Radiology*, 248(1):254–263, 2008.
- [23] A. Mnyusiwalla, R. I. Aviv, and S. P. Symons. Radiation dose from multidetector row CT imaging for acute stroke. *Neuroradiology*, 51(10):635–640, 2009. PMID: 19506845.
- [24] W. Huda, C. C. Chamberlain, A. E. Rosenbaum, and W. Garrisi. Radiation doses to infants and adults undergoing head CT examinations. *Medical Physics*, 28(3):393–399, 2001.
- [25] W. Huda. Radiation doses and risks in chest computed tomography examinations. *Proceedings of the American Thoracic Society*, 4(4):316–320, 2007.
- [26] L. Engel, P. Kröpil, M. Sidhu, T. Techasith, P. Maurovich-Horvat, S. Abbara, U. Hoffmann, and B. Ghoshhajra. Effects of iterative reconstruction technique on image quality in cardiac CT angiography: initial experience. *Journal of Biomedical Graphics and Computing*, 2(1):80–88, 2012.
- [27] C. H. McCollough, M. R. Bruesewitz, and J. M. Kofler. CT dose reduction and dose management tools: Overview of available options¹. *Radiographics*, 26(2):503–512, 2006.
- [28] M. K. Kalra, M. M. Maher, T. L. Toth, B. Schmidt, B. L. Westerman, H. T. Morgan, and S. Saini. Techniques and applications of automatic tube current modulation for CT¹. *Radiology*, 233(3):649–657, 2004.
- [29] J.-F. Paul and H. Abada. Strategies for reduction of radiation dose in cardiac multislice CT. *European Radiology*, 17(8):2028–2037, 2007.
- [30] X. Duan, J. Wang, J. A. Christner, S. Leng, K. L. Grant, and C. H. McCollough. Dose reduction to anterior surfaces with organ-based tube-current modulation: evaluation of performance in a phantom study. *American journal of roentgenology*, 197(3):689–695, 2011. PMID: 21862813.

- [31] Siemens AG. Guide to Low Dose. <https://www.siemens.com/press/pool/de/events/healthcare/2010-11-rsna/guide-low-dose-e.pdf>, 2010. Abgerufen am 15.12.2017.
- [32] S. Ulzheimer, H. Endt, and C. Leidecker. CARE kV – How to Optimize Individualized Dose. *SOMATOM Sessions*, (28):62–64, 2011.
- [33] Y. Nakayama, K. Awai, Y. Funama, M. Hatemura, M. Imuta, T. Nakaura, D. Ryu, S. Morishita, S. Sultana, N. Sato, and Y. Yamashita. Abdominal CT with low tube voltage: Preliminary observations about radiation dose, contrast enhancement, image quality, and noise. *Radiology*, 237(3):945–951, 2005.
- [34] A. Winklehner, R. Goetti, S. Baumueller, C. Karlo, B. Schmidt, R. Raupach, T. Flohr, T. Frauenfelder, and H. Alkadhi. Automated attenuation-based tube potential selection for thoracoabdominal computed tomography angiography: Improved dose effectiveness. *Investigative Radiology*, 46(12):767–773, 2011.
- [35] L. Schimmöller, R. S. Lanzman, P. Heusch, S. Dietrich, F. Miese, J. Aissa, T. A. Heusner, G. Antoch, and P. Kröpil. Impact of organ-specific dose reduction on the image quality of head and neck CT angiography. *European radiology*, 23(6):1503–1509, 2013. PMID: 23300039.
- [36] J. Amis, E. Stephen and P. F. Butler. ACR white paper on radiation dose in medicine: three years later. *Journal of the American College of Radiology: JACR*, 7(11):865–870, 2010. PMID: 21040868.
- [37] A. Einstein, M. Henzlova, and S. Rajagopalan. Estimating risk of cancer associated with radiation exposure from 64-slice computed tomography coronary angiography. *JAMA: The Journal of the American Medical Association*, 298(3):317–323, 2007.
- [38] M. K. Kalra, M. M. Maher, T. L. Toth, L. M. Hamberg, M. A. Blake, J.-A. Shepard, and S. Saini. Strategies for CT radiation dose optimization. *Radiology*, 230(3):619–628, 2004.
- [39] J. Merriam, G. R. and E. F. Focht. A clinical study of radiation cataracts and the

- relationship to dose. *The American journal of roentgenology, radium therapy, and nuclear medicine*, 77(5):759–785, 1957. PMID: 13411351.
- [40] Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen (Röntgenverordnung - RöV). http://www.gesetze-im-internet.de/bundesrecht/r_v_1987/gesamt.pdf, 2011. Abgerufen am 2017-12-15.
- [41] Der Rat der Europäischen Union. Richtlinie 2013/59/EURATOM des Rates vom 5. Dezember 2013 zur Festlegung grundlegender Sicherheitsnormen für den Schutz vor den Gefahren einer Exposition gegenüber ionisierender Strahlung und zur Aufhebung der Richtlinien 89/618/Euratom, 90/641/Euratom, 96/29/Euratom, 97/43/Euratom und 2003/122/Euratom. <http://eur-lex.europa.eu/LexUriServ/LexUriServ.do?uri=OJ:L:2014:013:0001:0073:DE:PDF>, 2014. Abgerufen am 2017-12-15.
- [42] International Commission on Radiological Protection (ICRP). Statement on tissue reactions. <http://www.icrp.org/docs/2011%20Seoul.pdf>, 2011. Abgerufen am 2017-12-15.
- [43] J. Wang, X. Duan, J. A. Christner, S. Leng, K. L. Grant, and C. H. McCollough. Bismuth Shielding, Organ-based Tube Current Modulation, and Global Reduction of Tube Current for Dose Reduction to the Eye at Head CT. *Radiology*, 262(1):191–198, 2012.
- [44] X. Duan, J. Wang, J. A. Christner, S. Leng, K. L. Grant, and C. H. McCollough. Dose reduction to anterior surfaces with organ-based tube-current modulation: Evaluation of performance in a phantom study. *American Journal of Roentgenology*, 197(3):689–695, 2011.
- [45] D. Ketelsen, M. Buchgeister, M. Fenchel, B. Schmidt, T. G. Flohr, R. Syha, C. Thomas, I. Tsifikas, C. D. Claussen, and M. Heuschmid. Automated computed tomography dose-saving algorithm to protect radiosensitive tissues: Estimation of radiation exposure and image quality considerations. *Investigative Radiology February 2012*, 47(2):148–152, 2012.

- [46] A. J. Reimann, C. Davison, T. Bjarnason, T. Yogesh, K. Kryzmyk, J. Mayo, and S. Nicolaou. Organ-based computed tomographic (CT) radiation dose reduction to the lenses. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 36(3):334–338, 2012.
- [47] M. Raissaki, K. Perisinakis, J. Damilakis, and N. Gourtsoyiannis. Eye-lens bismuth shielding in paediatric head ct: artefact evaluation and reduction. *Pediatric Radiology*, 40:1748–1754, 2010.
- [48] J. Geleijns, M. Salvadó Artells, W. Veldkamp, M. López Tortosa, and A. Calzado Cantera. Quantitative assessment of selective in-plane shielding of tissues in computed tomography through evaluation of absorbed dose and image quality. *European Radiology*, 16(10):2334–2340, 2006.
- [49] C. H. McCollough, J. Wang, and L. L. Berland. Bismuth Shields for CT Dose Reduction: Do They Help or Hurt? *Journal of the American College of Radiology*, 8:878–9, 2011.
- [50] A. N. Wallace, R. Vyhmeister, S. Bagade, A. Chatterjee, B. Hicks, J. C. Ramirez-Giraldo, and R. C. McKinstry. Evaluation of the use of automatic exposure control and automatic tube potential selection in low-dose cerebrospinal fluid shunt head CT. *Neuroradiology*, 57(6):639–644, 2015.
- [51] M. S. May, M. R. Kramer, A. Eller, W. Wuest, M. Scharf, M. Brand, M. Saake, B. Schmidt, M. Uder, and M. M. Lell. Automated tube voltage adaptation in head and neck computed tomography between 120 and 100 kV: effects on image quality and radiation dose. *Neuroradiology*, 56(9):797–803, 2014.
- [52] H.-C. Becker, D. Augart, M. Karpitschka, S. Ulzheimer, F. Bamberg, D. Morhard, K. Neumaier, A. Graser, T. Johnson, and M. Reiser. Radiation exposure and image quality of normal computed tomography brain images acquired with automated and organ-based tube current modulation multiband filtering and iterative reconstruction. *Investigative Radiology March 2012*, 47(3):202–207, 2012.
- [53] W. Zhang, M. Li, B. Zhang, H. Geng, Y. Liang, K. Xu, and S. Li. CT Angiography of the Head-and-Neck Vessels Acquired with Low Tube Voltage, Low Iodine, and

- Iterative Image Reconstruction: Clinical Evaluation of Radiation Dose and Image Quality. *PLOS ONE*, 8(12):e81486, 2013.
- [54] W. Huda, E. M. Scalzetti, and M. Roskopf. Effective doses to patients undergoing thoracic computed tomography examinations. *Medical physics*, 27(5):838–844, 2000. PMID: 10841385.
- [55] A. Sarma, M. E. Heilbrun, K. E. Conner, S. M. Stevens, S. C. Woller, and C. G. Elliott. Radiation and chest ct scan examinations: What do we know? *Chest*, 142(3):750–760, 2012.
- [56] M. S. Parker, F. K. Hui, M. A. Camacho, J. K. Chung, D. W. Broga, and N. N. Sethi. Female Breast Radiation Exposure During CT Pulmonary Angiography. *American Journal of Roentgenology*, 185(5):1228–1233, 2005.
- [57] Die Empfehlungen der internationalen Strahlenschutzkommission (ICRP) von 1990. (60), 1994.
- [58] S. Diederich, D. Wormanns, M. Semik, M. Thomas, H. Lenzen, N. Roos, and W. Heindel. Screening for Early Lung Cancer with Low-Dose Spiral CT: Prevalence in 817 Asymptomatic Smokers. *Radiology*, 222(3):773–781, 2002.
- [59] S. Vollmar and W. Kalender. Reduction of dose to the female breast in thoracic CT: a comparison of standard-protocol, bismuth-shielded, partial and tube-current-modulated CT examinations. *European Radiology*, 18(8):1674–1682, 2008.
- [60] M. P. Lungren, T. T. Yoshizumi, S. M. Brady, G. Toncheva, C. Anderson-Evans, C. Lowry, X. R. Zhou, D. Frush, and L. M. Hurwitz. Radiation Dose Estimations to the Thorax Using Organ-Based Dose Modulation. *American Journal of Roentgenology*, 199(1):W65–W73, 2012.
- [61] C. M. Heyer, P. S. Mohr, S. P. Lemburg, S. A. Peters, and V. Nicolas. Image quality and radiation exposure at pulmonary CT angiography with 100- or 120-kVp protocol: Prospective randomized study1. *Radiology*, 245(2):577–583, 2007.

- [62] L. Yu, H. Li, J. G. Fletcher, and C. H. McCollough. Automatic selection of tube potential for radiation dose reduction in CT: a general strategy. *Medical Physics*, 37(1):234–243, 2010.
- [63] C. Mayer, M. Meyer, C. Fink, B. Schmidt, M. Sedlmair, S. O. Schoenberg, and T. Henzler. Potential for Radiation Dose Savings in Abdominal and Chest CT Using Automatic Tube Voltage Selection in Combination With Automatic Tube Current Modulation. *American Journal of Roentgenology*, 203(2):292–299, 2014.
- [64] R. Gnannt, A. Winklehner, D. Eberli, A. Knuth, T. Frauenfelder, and H. Alkadhi. Automated tube potential selection for standard chest and abdominal CT in follow-up patients with testicular cancer: comparison with fixed tube potential. *European radiology*, 22(9):1937–1945, 2012. PMID: 22549104.
- [65] L. Schimmöller, R. Lanzman, S. Dietrich, J. Boos, P. Heusch, F. Miese, G. Antoch, and P. Kröpil. Evaluation of automated attenuation-based tube potential selection in combination with organ-specific dose reduction for contrast-enhanced chest CT examinations. *Clinical Radiology*, 69(7):721–726, 2014.
- [66] National Institute of Standards and Technology. Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-Absorption Coefficients from 1 keV to 20 MeV for Elements $Z = 1$ to 92 and 48 Additional Substances of Dosimetric Interest. <https://www.nist.gov/pml/x-ray-mass-attenuation-coefficients>, 2004. Abgerufen am 2017-05-06.
- [67] L. Yu, M. R. Bruesewitz, K. B. Thomas, J. G. Fletcher, J. M. Kofler, and C. H. McCollough. Optimal tube potential for radiation dose reduction in pediatric ct: Principles, clinical implementations, and pitfalls. *RadioGraphics*, 31(3):835–848, 2011. PMID: 21571660.
- [68] W. Huda, E. M. Scalzetti, and G. Levin. Technique factors and image quality as functions of patient weight at abdominal ct. *Radiology*, 217(2):430–435, 2000. PMID: 11058640.
- [69] Y. Funama, K. Awai, Y. Nakayama, K. Kakei, N. Nagasue, M. Shimamura, N. Sato, S. Sultana, S. Morishita, and Y. Yamashita. Radiation dose reduction without

- degradation of low-contrast detectability at abdominal multisection CT with a low-tube voltage technique: phantom study. *Radiology*, 237(3):905–910, 2005. PMID: 16237139.
- [70] D. Marin, R. C. Nelson, E. Samei, E. K. Paulson, L. M. Ho, D. T. Boll, D. M. DeLong, T. T. Yoshizumi, and S. T. Schindera. Hypervascular liver tumors: Low tube voltage, high tube current multidetector ct during late hepatic arterial phase for detection—initial clinical experience. *Radiology*, 251(3):771–779, 2009. PMID: 19346514.
- [71] C. Hohl, J. E. Wildberger, C. Süß, C. Thomas, G. Mühlenbruch, T. Schmidt, D. Honnef, R. W. Günther, and A. H. Mahnken. Radiation dose reduction to breast and thyroid during MDCT: effectiveness of an in-plane bismuth shield. *Acta Radiologica*, 47(6):562–567, 2006.
- [72] American Association of Physicists in Medicine. Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric And Adult Body CT Examinations. (204), 2011.
- [73] S. Pourjabbar, S. Singh, N. Kulkarni, V. Muse, S. R. Digumarthy, R. D. A. Khawaja, A. Padole, S. Do, and M. K. Kalra. Dose reduction for chest ct: comparison of two iterative reconstruction techniques. *Acta Radiologica*, 56(6):688–695, 2015.
- [74] F. Pontana, A. Duhamel, J. Pagniez, T. Flohr, J.-B. Faivre, A.-L. Hachulla, J. Remy, and M. Remy-Jardin. Chest computed tomography using iterative reconstruction vs filtered back projection (Part 2): image quality of low-dose CT examinations in 80 patients. *European Radiology*, 21(3):636–643, 2011.
- [75] A. M. d. Harder, M. J. Willemink, Q. M. B. d. Ruiter, A. M. R. Schilham, G. P. Krestin, T. Leiner, P. A. d. Jong, and R. P. J. Budde. Achievable dose reduction using iterative reconstruction for chest computed tomography: A systematic review. *European Journal of Radiology*, 84(11):2307 – 2313, 2015.
- [76] I. H. Chae, Y. Kim, S. W. Lee, J. E. Park, S. S. Shim, and J. H. Lee. Standard chest CT using combined automated tube potential selection and iterative reconstruction: image quality and radiation dose reduction. *Clinical Imaging*, 38(5):641 – 647, 2014.

Danksagung

Herzlich möchte ich mich für die engagierte Betreuung durch Herrn Prof. Dr. Patric Kröpil und Herrn Prof. Dr. Rotem Lanzman bedanken, die mich stets unterstützt und intensiv begleitet haben. Auch bin ich Herrn PD Dr. Lars Schimmöller und Herrn Dr. Joel Aissa dankbar, die immer ein offenes Ohr für mich hatten und sich durch nützliche Hilfestellungen auszeichneten. Ein besonderer Dank gilt meinem Bruder, Prof. Dr. Christian Dietrich, der mir mit seiner bedingungslosen Hilfe, seiner technischen Expertise und mit seinem Humor ausnahmslos zur Seite stand. Bedanken möchte ich mich auch bei meiner Mutter, die immer bereit war, mir und meinem Bruder alles Erdenkliche zu ermöglichen.