

Aus dem Institut für Radiologie der
Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
Direktor: Universitätsprofessor Dr. U. Mödder

**Dosismessungen mit vergleichender Analyse der Bildqualität bei der 64-Detektorzeilen-
Computertomographie unter besonderer Berücksichtigung der Kopf-Hals-Region**

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin

Der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

vorgelegt von

Viktoria Stegmann

2010

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

gez.: Univ.-Prof. Dr. med. Joachim Windolf

Dekan

Referent: Prof. Dr. Cohnen

Korreferent: Priv.-Doz. Dr. Wagenmann

Abkürzungsverzeichnis

Computertomographie	=	CT
Mehrschicht-Spiral-CT	=	MSCT
Nasennebenhöhlenaufnahme	=	NNH
Orthopantomogramm	=	OPG
Magnetresonanztomographie	=	MRT
Alderson-Rando-Phantom	=	ARP
Lithium-Fluorid-Thermolumineszenz-Dosimeter	=	LiF-TLD
Zwei-dimensional	=	2D
Drei-dimensional	=	3D
Einzeilen-Spiral-CT	=	SSCT
Dosimeter-Entladungsstrom	=	[nC]
Mittlerer Korrekturfaktor	=	K_{CT}
Computed-Tomography-Dose-Index	=	CTDI
Effektiver, gewichteter Computed-Tomography-Dose-Index	=	$CTDI_{w,eff.}$
Volumen CTDI	=	$CTDI_{vol}$
Effektives Dosis-Längen-Produkt	=	$DLP_{w,eff.}$
Bildqualität	=	BQ

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis

1. Einleitung	6
1.1 Hintergrund der computertomographischen Diagnostik im Kopf-Hals-Bereich	6
1.2 Bildgebende Diagnoseverfahren im Vergleich	8
1.2.1 Computertomographie (CT)	8
1.2.2 Konventionelle Radiologie	9
1.2.3 Magnetresonanztomographie	9
1.2.4 Ultraschalldiagnostik	10
1.3 Vorhaben und Ziele	10
2. Material und Methoden	12
2.1 Versuchsgrundlagen	12
2.1.1 Anthropomorphes Alderson-Rando-Phantom	12
2.1.2 Lithium-Fluorid-Thermolumineszenz-Dosimeter	13
2.1.3 CT-Parameter	14
2.2 Versuchsaufbau	17
2.3 Dosislängenprodukt	21
2.4 Berechnung der Organdosen	21
2.5 Rekonstruktion und Darstellung der Daten	22
2.5.1 Fenstereinstellungen	24
2.6 Verhältnis der Bildqualität bezüglich der Dosissumme im Primärstrahl	25
3. Ergebnisse	26
3.1 Dosismessungen ARP	26
3.1.1 Vergleich des CTDI w,eff. in den Protokollen I-XII	26
3.1.2 Vergleich der Organdosen	28

3.1.3	Organspezifischer, maximaler Rückgang der Ortsdosis	33
3.1.4	Ortsdosisvergleich zentral-peripher	34
3.2	Vergleich der Bildqualität am humanen Schädel: Anatomische Strukturen	37
3.2.1	Sinusitis	37
3.2.2	Fraktur	37
3.2.3	Tumor	39
3.2.4	Verhältnis Dosissumme im Primärstrahl zur Bewertungssumme	40
4.	Diskussion	42
4.1	Einfluss des Röhrenstroms auf die Ortsdosis	43
4.2	Einfluss der Röhrenspannung auf die Ortsdosis	48
4.3	Einfluss des Röhrenstroms auf die Bildqualität	51
4.4	Einfluss der Röhrenspannung auf die Bildqualität	57
4.5	Einfluss anderer Parameter auf Dosis und Bildqualität	61
4.6	Resümee und Schlussfolgerungen	65
5.	Zusammenfassung	67
6.	Anhang	68
6.1	Dosismessungen ARP: TLD und CTDI (Protokoll I-XII)	68
6.2	Dosismessungen ARP: Organdosen (Protokoll I-XII)	80
6.3	Rückgang der Ortsdosis	81
6.4.1	Beurteilung der Bildqualität	83
6.4.2	Dosissumme im Primärstrahl/Bewertungssumme der Bildqualität	84
7.	Literaturverzeichnis	85
8.	Danksagung	91
9.	Curriculum vitae	92

1. Einleitung

1.1 Hintergrund der computertomographischen Diagnostik im Kopf-Hals-Bereich

In den letzten 100 Jahren ergaben sich erhebliche Fortschritte in der Medizin mit nichtinvasiven diagnostischen Methoden pathologische Veränderungen zu erkennen. Die im Jahre 1972 eingeführte Computertomographie (= CT) geht auf G. N. Hounsfield zurück und entwickelte sich zu einem wichtigen Diagnoseverfahren in der Medizin.

Zunehmender Untersuchungskomfort und die fortwährende Entwicklung technischer Neuerungen im Bereich der Röntgentechnik führten in den vergangenen Jahren dazu, dass die durch die Medizin applizierten Strahlendosen beim Menschen deutlich angestiegen sind [1].

Allein ein Drittel der kollektiven Strahlendosis für medizinische Zwecke kann in Deutschland auf die Computertomographie zurückgeführt werden, wobei deren zahlenmäßiger Anteil mit ca. 2-5% aller radiologischen Untersuchungen relativ klein ist [2,3].

35% der computertomographischen Untersuchungen betreffen dabei den Kopf-Hals-Bereich. Die durchschnittliche effektive Dosis liegt hierbei zwischen 1 und 5 mSv [4,5], je nach Scanprotokoll. Die Computertomographie ist für viele Anwendungsgebiete das entscheidende diagnostische Verfahren und muss auch hinsichtlich der Minimierung der Strahlenexposition weiter entwickelt werden.

Bereits seit der Entwicklung der Spiral-CT führte ein bewusster Umgang mit ionisierender Strahlung zu ersten Erfolgen, die durch individuell angepasste Dosisapplikation zur Senkung der mittleren Dosis führen. Weiteres Einsparpotential besteht bei den modernen Mehrschicht-Spiral-CT (=MSCT)-Geräten, mit deren Hilfe in der klinischen Routine sowohl eine kontinuierliche Abtastung größerer Untersuchungsareale als auch eine lückenlose Bildrekonstruktion möglich sind [6]. Die häufigsten Indikationen für die Durchführung computertomographischer Untersuchungen im Kopf-Hals-Bereich sind folgend aufgelistet [7, 8, 9, 10]:

Tumorerkrankungen:

Unter den Tumorerkrankungen des Kopf-Hals-Bereiches sind vor allem intra- und extraorale Plattenepithelkarzinome, Basaliome, Melanome sowie tumoröse Veränderungen im Bereich der Sinus maxillares, der Orbitae und der Kiefer- und Gesichtsknochen am häufigsten. Dabei machen das Basaliom, das Plattenepithelkarzinom und das Melanom 85 bis 98% aller Tumoren der Gesichtshaut aus [11]. Intrakranielle Tumore und Tumore innerhalb des knöchernen Schädelskeletts stellen ebenfalls Indikationen für eine computertomographische Untersuchung dar [12]. Des Weiteren ist die Computertomographie ein wichtiges

Diagnostikum für die Beurteilung von Lymphknoten und deren Metastasenbefall im Rahmen des Tumor-Stagings.

Traumata, insbesondere Mittelgesichtsfrakturen:

80% der Frakturen des Gesichtschädels geschehen unter Einbeziehung des Mittelgesichts, vor allem der Orbitae und des frontozygomaticomaxillären Komplexes [13]. Von besonderer Bedeutung sind hierbei die zentralen Mittelgesichtsfrakturen nach Le Fort. Je nach Schweregrad handelt es sich meistens um schwerwiegende und lebensgefährliche Verletzungen, oft einhergehend mit Schädelbasis- und Hirnverletzungen.

Häufiger treten laterale Mittelgesichtsfrakturen auf, wobei isolierte Jochbeinfrakturen zu den häufigsten Gesichtsschädelverletzungen gehören. Die häufigste Orbitawandfraktur ist die Orbitabodenfraktur gefolgt von der Fraktur der medialen Orbitawand. Nasenskelettfrakturen mit Frakturen des knöchernen und knorpeligen Anteils der Nase gehören ebenfalls zu den häufigeren Mittelgesichtsfrakturen [14]. Kombinationen der verschiedenen genannten Frakturen des Mittelgesichts sind im klinischen Alltag häufig.

Präoperative Diagnostik bei chronisch rezidivierenden Rhinosinusitiden und vor chirurgischen Eingriffen im Bereich des osteomeatalen Komplexes:

Unter den chronisch rezidivierenden Rhinosinusitiden dominieren vor allem Entzündungsprozesse im Bereich der Sinus maxillares et ethmoidales. Die Sinus frontales und insbesondere der Sinus sphenoidalis sind weniger häufig betroffen. Pathologische Prozesse am osteomeatalen Komplex zählen zu den häufigsten Auslösern für Erkrankungen der Nasennebenhöhlen [15].

Kraniofaziale Fehlbildungen:

Kongenitale Missbildungen des Neuro- und Viscerokraniums treten in Form von primären Schädelveränderungen (Kraniosynostosen, Enzephalozelen), sekundären Schädelveränderungen (Mikrozephalie, Hydrozephalus) und kraniofazialen Syndromen auf.

Ursächlich sind Störungen von Wachstum und Differenzierung während der Embryonalentwicklung. Hemmungsmisbildungen (Agenesien, Aplasien, Hypoplasien) werden von Überschussmisbildungen unterschieden. Die Gesamthäufigkeit kraniofazialer Fehlbildungen beläuft sich auf ca. 1-3% der Lebendgeborenen [16].

1.2 Bildgebende Diagnoseverfahren im Vergleich:

1. CT

Die CT gilt derzeit als Goldstandard in der präoperativen Diagnostik chronisch entzündlicher Veränderungen der paranasalen Sinus sowie maligner und traumatischer Erkrankungen des Neuro- und Viszerokraniums [6, 17-21]. CT-Untersuchungen der Nasennebenhöhlen werden zur operativen Planung vor endoskopischen Operationen der Sinus zur Hilfe genommen [15, 22]. Das zu untersuchende Körpervolumen wird dreidimensional abgetastet, wodurch eine überlagerungsfreie und lückenlose Darstellung einzelner Strukturen erreicht werden kann. Störende Summationseffekte können dadurch vermieden werden.

Bei der präoperativen Beurteilung der paranasalen Sinus ist die Darstellung des osteomeatalen Komplexes, der Lamina papyracea und des Siebbeindaches von besonderer Bedeutung [15, 23-26]. Im Bereich der Diagnostik und Therapie von Neoplasien im Kopf-Hals-Bereich dient die CT neben der Tumorabgrenzung vor allem der Metastasensuche sowie der Rezidivdiagnostik [27].

In der Frakturdiagnostik des Neuro- und Viszerokraniums findet die CT vor allem bei Verdacht auf komplexe Frakturen, z.B. mit massiven Dislokationen, Anwendung. Je nach Scanprotokoll ermöglicht sie hierbei die vollständige Darstellung aller beteiligten ossären Anteile [28].

Im Rahmen der Behandlung von Patienten mit kraniofazialen Fehlbildungen erlauben die CT-Datensätze genaue Analysen der Deformitäten und Wachstumshemmungen. Diese Informationen können dann für die Erstellung von Stereolithographiemodellen verwendet werden, die für eine dreidimensionale Operationsplanung von Bedeutung sind.

Nachteilig wirkt sich jedoch die im Vergleich zu anderen röntgenologischen Verfahren relativ hohe Strahlenbelastung der CT aus. Studien haben eine bis zu 300fach höhere effektive Dosis bei der CT im Vergleich zur konventionellen Radiographie herausgearbeitet [29]. Strahlenempfindliche Organe im Kopf-Hals-Bereich wie die Augenlinsen, die Glandulae thyroidea et parotidea aber auch anteilig rotes Knochenmark sind hierbei besonders zu berücksichtigen [6, 30-36]. Im Gegensatz zu konventionellen radiologischen Verfahren, wie den zweidimensionalen frontalen oder lateralen Schädelaufnahmen, bei denen eine effektive Dosis von bis zu $16\mu\text{Sv}$ erreicht werden, können im Rahmen von computertomographischen Untersuchungen des Kopfes je nach Untersuchungsprotokoll und diagnostischer Fragestellung Werte bis zu $335\mu\text{Sv}$ auftreten [37].

Eine neue Variante eines projektionsradiographischen Verfahrens ist die Digitale Volumentomographie (DVT) [38]. Im Gegensatz zur CT-typischen Schichtabtastung wird bei der DVT durch ein kegelförmiges Strahlenbündel ("Cone-Beam") das gesamte Aufnahmefeld mit einem einzelnen Umlauf erfasst. Eine dreidimensionale Primärrekonstruktion wird aus den aus jeweils mit einem Grad Winkelabstand gewonnenen Projektionsradiographien rekonstruiert, anschließend können dann weitere Darstellungen in der sagittalen, koronaren, paraaxialen sowie in

der Panoramaschicht und in der 3D-Ansicht rekonstruiert werden. Die Bildgebung ist aufgrund der eingesetzten niedrigen Stromstärke jedoch nur zur Diagnostik von knöchernen Strukturen geeignet, darüber hinausgehende Fragen, insbesondere im Hinblick auf Tumore können damit nicht beantwortet werden. Die Strahlenexposition ist sehr gering, und liegt etwa auf dem Niveau einer Niedrig-Dosis-CT [39].

2. Konventionelle Radiologie

In der Hals-Nasen-Ohrenheilkunde und Traumatologie stellen konventionelle Röntgenaufnahmen einen wichtigen Bestandteil der Basisdiagnostik dar, allerdings haben sie durch die CT und MRT deutlich an Bedeutung verloren [16, 39, 40].

Zu den Vorteilen der konventionellen Nativaufnahmen gehört die im Vergleich zum CT einfache und schnelle Durchführung und die niedrigere Strahlenbelastung. Nachteilhaft sind die störenden Summationseffekte, die in der Diagnostik hinderlich sein können. Dreidimensionale Darstellungen und eine suffiziente Diagnostik von sich ausbreitenden Prozessen oder durch mehrere Ebenen verlaufenden Frakturlinien sind ebenfalls nicht möglich. Je nach Verdachtsdiagnose können konventionelle Röntgenaufnahmen für die Therapie jedoch auch ausreichende Informationen liefern. Hervorzuheben sind hierbei die Nasennebenhöhlenaufnahmen (=NNH) in der Sinusitisdiagnostik, axiale Übersichtsaufnahmen in der Beurteilung unkomplizierter Frakturen und das Orthopantomogramm (=OPG) bei Verdacht auf eine dentogene Ursache für Prozesse innerhalb der Sinus maxillares [41].

3. Magnetresonanztomographie (=MRT)

Die MRT zählt wie die CT zu den modernen Schnittbildverfahren. Ionisierende Strahlen werden bei der MRT jedoch nicht benötigt. Grundlage der MRT ist die Verwendung elektromagnetischer Wellen einer bestimmten Frequenz, welche den Energiezustand von Protonen, meist in Wasserstoffatomen, in den Geweben temporär durch Auslenkung ändern. Dadurch erhält man Auskunft über Vorhandensein, Dichte, Konzentration, Bindungen sowie chemische und physikalische Eigenschaften der Protonen und dadurch einzelner Gewebe. Eine schädigende Nebenwirkung durch die Hochfrequenz- und Magnetfelder ist nicht bekannt.

Die MRT wird im Kopf-Hals-Bereich vorwiegend in der Neuroradiologie, bei Beurteilung des Pharynx, der Glandulae salivariae und des Innenohres sowie in der Weichteiltumor- und Gelenkdiagnostik eingesetzt.

Die MRT ist für die Frakturdiagnostik des Mittelgesichts ebenfalls beschrieben worden, hat aber die CT bisher nicht ersetzen können, da die Darstellung knöcherner Strukturen nicht eindeutig ist [41].

4. Ultraschalldiagnostik

Im Gegensatz zum konventionellen Röntgenbild werden im Ultraschallbild vom Untersucher einzelne Ebenen dargestellt, die transversal, sagittal oder schräg verlaufen. Im Gesichts- und Halsbereich findet die Sonographie ihren Haupteinsatz in der Beurteilung der Schilddrüse. Weiterhin wird sie zur Beurteilung der Halsweichteile, der Nebenschilddrüsen, der Speicheldrüsen, der Nasennebenhöhlen und der Orbita eingesetzt [43, 44].

Die sonographische Frakturdiagnostik im Bereich der Orbita, des Jochbogens und des Nasenbeins bietet bei bestimmten Frakturen eine Alternative zur konventionellen radiologischen Primärdiagnostik und damit eine Möglichkeit zur Reduktion der Strahlenexposition [43, 45-49]. Bestätigt sich der Frakturverdacht im Ultraschall, kann der Patient direkt der dreidimensionalen Bildgebung zugeführt werden.

Klassischerweise wird die Ultraschalldiagnostik im Kopf-Hals-Bereich zur Diagnose und auch zur Verlaufskontrolle der akuten Rhinosinusitis der Kieferhöhlen herangezogen [50]. Da keine Strahlenbelastung auftritt, kann sie aus Gründen der Strahlenhygiene besonders bei Schwangeren, jungen Frauen und Kindern eingesetzt werden.

1.3 Vorhaben und Ziele:

Trotz intensiver Forschung existieren bislang noch keine abschließenden Erkenntnisse über den Einfluss einer Änderung der Akquisitionsparameter, insbesondere der Röhrenspannung, bei der CT auf die Ortsdosis im Gesichtsschädelbereich eines Computertomographen mit 64 Detektorzeilen.

Bei der CT im Bereich der Nasennebenhöhlen und des Mittelgesichts sind besonders die Augenlinsen, das Knochenmark und die Schilddrüse als Risikoorgane betroffen. Diese liegen im primären Strahlengang oder werden zumindest von messbarer Streustrahlung getroffen. Aus diesen Gründen ist eine maximal mögliche Reduktion der Strahlenexposition bei der CT des Kopf-Hals-Bereichs wünschenswert, um das Risiko möglicher, zukünftiger stochastischer Nebenwirkungen zu minimieren.

Die Strahlenexposition lässt sich durch die Wahl verschiedener Akquisitionsparameter, unter anderem Röhrenstrom und -spannung, Schichtkollimation, Pitch-Faktor und Fokus-Achsen-Abstand, beeinflussen.

Die CT der Nasennebenhöhlen wird mit reduziertem Röhrenstrom und dadurch verminderter Dosis, bzw. Strahlenexposition, durchgeführt.

Bisher ist noch nicht ausreichend geklärt, ob auch eine Absenkung der Röhrenspannung zu einer relevanten Dosisminderung beitragen kann oder ob es sogar zu einer relativen intrakraniellen Dosiserhöhung durch die „weichere“ Strahlung kommt, wie es bei der konventionellen Radiographie zu erwarten ist.

Neben der Dosis ist die resultierende Bildqualität ein entscheidendes Kriterium. Verschlechterungen der Bildqualität in der CT-Diagnostik durch eine Erhöhung des Bildrauschens als Folge einer Dosisreduktion sind die Folge. In Analogie zu der konventionellen Radiographie wäre bei einer geringeren Röhrenspannung eine bessere Abgrenzbarkeit von unterschiedlich absorbierenden Strukturen durch die gesteigerte Photonenabsorption in den Geweben zu erwarten. Ob dieser Zusammenhang ebenfalls auf die CT zutrifft und dadurch ein erhöhtes Bildrauschen zu kompensieren ist, sollte unter anderem in dieser Arbeit untersucht werden. Es sollen folgende Fragen beantwortet werden:

- a.) Welchen Einfluss übt eine Änderung der Akquisitionsparameter, insbesondere des Röhrenstroms und der Röhrenspannung, auf die Ortsdosis im Gesichtsschädelbereich am 64-Zeilen-Computertomographen aus?
- b.) Welchen Einfluss übt eine Änderung der Akquisitionsparameter im Hinblick auf die Bildqualität in Form der Ortsauflösung und des Bildpunktrauschens aus, insbesondere mit Bezug auf die Abgrenzbarkeit feiner knöchernen Strukturen?

2. Material und Methoden

2.1 Versuchsgrundlagen:

Die Bestimmung der Strahlenexposition von Patienten im klinischen Alltag ist durch methodisch unterschiedliche Verfahren der Dosismessung möglich. Klinisch-dosimetrische Studien, Messungen an Dosimetriephantomen und der Einsatz von Computersimulationen stehen hierbei zur Verfügung. In der vorliegenden Studie wurden Messungen an einem Dosimetriephantom durchgeführt.

Ein Dosimetriephantom ist eine Nachbildung des menschlichen Körpers bzw. von einzelnen Körperteilen und dient dem Zweck der Messung von röntgenologischen Strahlendosen. Einfache geometrische Phantome werden dabei von anthropomorphen Phantomen, die anatomische Strukturen nachbilden, unterschieden. Der Vorteil von anthropomorphen Phantomen besteht darin, dass die Dosisverteilung im Organismus und die Strahlenexposition der Risikoorgane im Detail ermittelt werden kann. Ein genereller Vorteil von Dosimetriephantomen ist, dass diese beliebig oft zu Dosismessungen verwendet werden können. In dieser Studie wurden alle Messungen an einem Alderson-Rando-Phantom¹ (=ARP) durchgeführt.

Zur Erfassung von ionisierenden Strahlen werden spezielle Messinstrumente benötigt. Je nach Anwendungszweck stehen Ionisationskammern, Thermolumineszenz-, Halbleiter- oder Filmdosimeter zur Verfügung.

Für die Messung der Strahlenexposition wurden in dieser Studie Lithium-Fluorid-Thermolumineszenz-Dosimeter² (=LiF-TLD) verwendet. Thermolumineszenz-Dosimeter (=TLD) haben eine hohe Strahlungsempfindlichkeit, einen relativ großen Messbereich, eine hohe Energieunabhängigkeit, eine lange Speicherkapazität und sind sehr klein (1x6mm), so dass zahlreiche TLD simultan eingesetzt werden können.

2.1.1 Anthropomorphes Alderson-Rando-Phantom:

Alle Messungen in dieser Studie wurden mittels eines anthropomorphen ARP durchgeführt. Dieses Phantom besteht aus einem menschlichen Skelett, das in eine Isocyanid-Masse zur Nachbildung der fehlenden Weichgewebsstrukturen eingebettet ist. Dieses anthropomorphe Phantom besitzt röntgenologische Streu- und Absorptionseigenschaften, die menschlichem Gewebe weitestgehend äquivalent sind. Es ist in ca. 2,5 cm dicke, horizontal geschnittene Platten aufgeteilt. Auf jeder Platte befinden sich in regelmäßigen Abständen Bohrlöcher zur Aufnahme von Dosimetern (Abbildung. 2.1.1.1). Der Mund des Phantoms ist geschlossen, die pneumatisierten Hohlräume des

¹ Saint-Gobain Crystals & Detektors GmbH, Wermelskirchen, Deutschland

² Saint-Gobain Crystals & Detektors GmbH, Wermelskirchen, Deutschland

Schädels sind teilweise mit Isocyanid-Masse gefüllt. Nachteilig ist, dass alle Weichgewebe von Kopf und Hals lediglich mit dem einheitlichen Weichgewebs-Phantommaterial dargestellt sind.

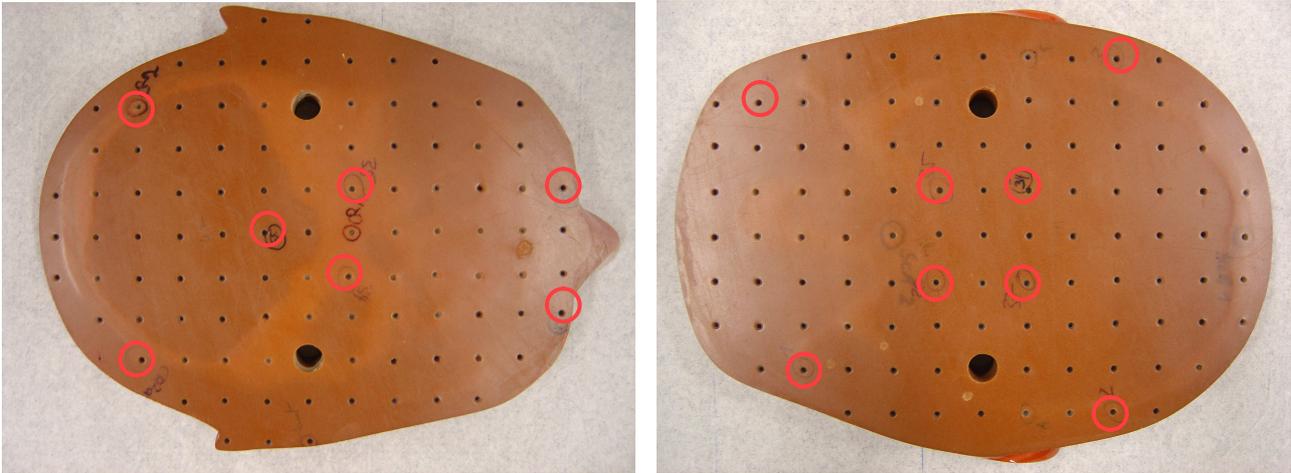


Abbildung 2.1.1.1: Platzierung der Dosimeter Zentral/Peripher

2.1.2 Lithium-Fluorid-Thermolumineszenz-Dosimeter:

Die verwendeten LiF-TLD wurden im Inneren des Kopfphantoms so verteilt, dass die Dosisverteilung peripher und zentral sowie im und außerhalb des Zentralstrahls erfasst werden konnte (Abbildung 2.1.1.1).

LiF-TLD bestehen aus Lithium-Fluorid Kristallen, die zur Verbesserung ihrer messtechnischen Eigenschaften mit Magnesium- und Titanatomen dotiert sind. Durch ionisierende Strahlung werden die Elektronen in diesen Kristallen in langlebige metastabile Zustände versetzt. Nachdem dieses, zur Translumineszenz fähige Material über einen bestimmten Zeitraum ionisierender Strahlung ausgesetzt war, sendet es unter thermischer Energiezufuhr elektromagnetische Wellen im Bereich des sichtbaren Lichts aus. Diese Lichtemission ist proportional zur Strahlendosis, der das Dosimeter ausgesetzt war. Durch Messen der abgegebenen Lichtmenge ließ sich also die vom TLD absorbierte Energie und damit die Dosis bestimmen. Nach der Belichtung wurden die TLD mittels eines speziellen Detektors (TL Picoprocessor³) ausgelesen. Hierbei wird aus der sogenannten Glühkurve nach entsprechender Kalibrierung des TLD-Systems die Entladung bestimmt. Die gemessene elektrische Entladung wird in Form von Integralen in nC dargestellt. Um die gemessene elektrische Ladung (nC) in die jeweiligen Dosiswerte in mGy umzurechnen, verwendet man einen Korrekturfaktor, mit welchem man die elektrische Ladung multipliziert. Die verwendeten Korrekturfaktoren hängen von dem TLD-Ansprechvermögen zur applizierten Dosis, der Strahlenqualität und dem TLD- Material ab. Dafür müssen für jede TLD- Art die Korrekturfaktoren bezüglich der Linearität und Strahlenqualität bzw. Energieabhängigkeit bestimmt werden. Durch

³ Harshaw Filtrol 2000 D, Harshaw; Cleveland, Ohio, USA

die Korrekturfaktoren werden alle Abweichungen zu den Bezugsbedingungen (Photonenenergieänderungen, Luftdichtekorrektur, Messortverschiebungen, Überlagerung der Ladungsverteilungen, Änderung der Messkammerspannung, Temperaturveränderungen, Änderungen der Feldgröße und Messtiefe) berücksichtigt und damit Messfehler verringert. Nach Umrechnung mit einem Korrekturfaktor von 0,95 mGy/nC, mit dem die TLD an die Röhrenspannung und die Filterung des CT-Gerätes (1,4 mm Aluminium, 1,2 mm Titan) angepasst wurden, konnten die Organdosiswerte berechnet werden. Anschließend müssen die TLD durch eine Wärmebehandlung „genullt“, also regeneriert werden. Hierbei kehren die Elektronen in den Kristallen wieder in ihren energetischen Ausgangszustand zurück. Dieser Effekt wird als Annealing bezeichnet. Die Nullung erfolgt durch eine Erhitzung der TLD in einem Ofen⁴, der sich langsam bis auf eine Temperatur von 400°C erwärmt und auf diesem Temperaturniveau für eine Stunde verbleibt. Anschließend erfolgt die sogenannte Stabilisationsphase, in der für 3 Stunden eine Temperatur von 100°C gehalten wird, und die Abkühlungsphase, in der der Ofen auf Raumtemperatur herunter gekühlt wird. Die Dosimeter stehen nach dem sogenannten „Austemperieren“ dann für neue Messungen wieder zur Verfügung.

Die Ergebnisse der Dosismessung einer Messreihe standen somit erst mehrere Stunden nach der Exposition der Dosimeter zur Verfügung. Um Verfälschungen der Messungen durch Entladungen infolge etwaiger Lagerungsmängel zu vermeiden wurden die TLD spätestens nach 12 Stunden ausgelesen. Um Verfälschungen durch Oberflächenverschmutzungen nach Berührungen mit den Fingern zu verhindern wurden die Dosimeter stets mit Instrumentierungspinzetten⁵ bewegt. Bei sehr sorgfältiger Arbeitsweise kann die systembedingte Fehlerbreite bei nur +/-3% liegen, Messwertschwankungen sind jedoch typischerweise mit bis zu 5 oder 10% anzusetzen [51,52].

2.1.3 CT-Parameter:

Man unterscheidet Akquisitions- und Rekonstruktionsparameter. Unter den Akquisitionsparametern versteht man die Schichtkollimation [mm], den Tischvorschub [mm], den Pitch-Faktor, den Röhrenstrom [mA] und die Röhrenspannung [kV]. Anhand dieser Parameter wird das Untersuchungsvolumen abgetastet und die Rohdatenmatrix der CT-Untersuchung erfasst.

Durch die folgende Rekonstruktion der Rohdaten erhält man schließlich einen Bilddatensatz, der mit zweidimensionalen (=2D) und dreidimensionalen (=3D) Bildverarbeitungsverfahren in der angeschlossenen CT-Workstation weiterverarbeitet wird.

Die Abtastung eines Untersuchungsvolumens erfolgt schichtweise. Dabei wird der Untersuchungstisch mit dem Patienten um einen definierten Betrag in Millimetern, den

⁴ TLD-Ofen Typ 1321, Firma PTW; Freiburg, Deutschland

⁵ Zahnärztliche Pinzette, Typ London-College, 150mm, gerieft, Van der Ven Dental; Duisburg, Deutschland

Tischvorschub, pro Röhrenrotation der Scannereinheit verschoben. Bei Einzeilen-Spiral-CT (SSCT) wird das Verhältnis von Tischvorschub pro Rotation zu der abgetasteten Schichtdicke, der Schichtkollimation, als Pitch-Faktor bezeichnet. Pitch-Faktoren unter 1 führen hierbei zu einer überlappenden Abtastung und Pitch-Faktoren über 1 zu einer Unterabtastung der Untersuchungsvolumen. Die überlappende Abtastung geht dabei mit einer erhöhten Strahlenexposition, jedoch bei Verwendung entsprechend dünner Schichtkollimationen auch mit einer höheren Bildqualität einher. Eine erhöhte Abtastgeschwindigkeit bei einem Pitchfaktor größer 1 führt zu einer verminderten Strahlenexposition, birgt aber auch die Gefahr von Datenlücken, die bis zu einem gewissen Maß durch geeignete Rechenalgorithmen ausgeglichen werden können.

Man kann den klassischen oder dosisrelevanten Pitch-Faktor von dem sogenannten Volumenpitch-Faktor unterscheiden. Der klassische oder dosisrelevante Pitch-Faktor bezieht sich auf die Zahl $[n]$ der Detektorreihen des CT-Gerätes, wohingegen der Volumenpitch-Faktor nur das Verhältnis von Tischvorschub zu Schichtkollimation berücksichtigt und damit um den Faktor der Detektorreihen größer ist.

Im Gegensatz zur Einzeilen-Spiral-CT (= SSCT) ist in der MSCT die effektive Schichtdicke und die effektive Dosis von der Wahl des Pitch-Faktors unabhängig. In Abhängigkeit von der Wahl des Pitch-Faktors findet hier eine Anpassung der Röhrenstromstärke statt. Dies erfolgt automatisch durch die CT-Software und verhindert eine Erhöhung des Bildrauschens, welches in der SSCT abhängig von der Wahl des Pitch-Faktors ist.

Die Schichtkollimation, auch nominelle Schichtdicke genannt, entspricht der Dicke des eingeblendeten Röntgenstrahls. Sie beeinflusst die Ortsauflösung in der Patientenlängsachse (z-Achse). Moderne MSCT-Geräte besitzen im Gegensatz zu älteren SSCT-Geräten mehrere parallele Detektorreihen, wodurch mehrere Schichten gleichzeitig mit einer definierten Schichtkollimation abgetastet werden. Im Vergleich zur SSCT bedeutet dies, dass ein bestimmtes Volumen deutlich schneller abgetastet oder dass bei gleicher Scandauer eine höhere Ortsauflösung erreicht werden kann. Zu beachten ist dabei jedoch, dass die Strahlenexposition durch die Verwendung dünnerer Kollimationen erhöht sein kann. Aus dünnen Kollimationen resultieren hohe Ortsauflösungen, wenn ebenfalls dünne rekonstruierte Schichtdicken festgesetzt werden. Dies lässt sich mit der geringeren Teilvolumenbildung bei dünn rekonstruierten Schichten begründen. Bei dünner Schichtkollimation steigt jedoch das Bildrauschen an, da weniger Photonen die Detektoren erreichen als bei der Abtastung breiterer Schichten. Das Bildrauschen, auch Bildpunktrauschen genannt, entspricht der Standardabweichung der gemessenen Dichtewerte und ist unter anderem als ein Kriterium für die Beurteilung der Bildqualität von Bedeutung.

Die Röhrenstromstärke bestimmt die Intensität der Röntgenstrahlung, bzw. die Menge an freigesetzten Photonen, deren Absorption im Gewebe die Grundlage der Bildentstehung ist. Neben

der Menge an Photonen ist jedoch auch die kinetische Energie der Photonen von Bedeutung. In Abhängigkeit von der kinetischen Energie der Photonen, bestimmt durch die Höhe der Röhrenspannung, ändert sich deren Absorptionsverhalten in den verschiedenen Geweben des Körpers. Hohe Röhrenspannungen erzeugen energiereiche Photonen, die das Untersuchungsgut besser durchdringen und demnach zu einer geringen Absorption im Gewebe führen. Durch die Variation der Röhrenstromstärke, welche die Intensität der Röntgenstrahlung reguliert, und der Röhrenspannung, welche die Energie der Strahlung bestimmt, kann somit sowohl die Bildqualität als auch die Strahlenexposition beeinflusst werden. Allerdings resultiert parallel ein erhöhtes Bildrauschen, welches die Bildqualität senkt. Nach Aufnahme des Röntgenschwächungsprofils in den Detektorreihen hinter dem Objekt wird dann der Bilddatensatz mittels entsprechenden Rekonstruktionsparametern rekonstruiert.

Um die bei der Datenakquisition erhaltenen Rohdaten für diagnostische Fragestellungen zu nutzen, werden verschiedene Rekonstruktionsparameter eingesetzt. Hierzu zählen die rekonstruierte Schichtdicke [mm] und das Rekonstruktionsinkrement. Die rekonstruierten Schichtdicken entsprechen der Dicke der berechneten Schichtbilder, die für die Diagnostik erstellt werden. Sie kann höher oder gleich, aber nicht geringer als die für die Datenakquisition gewählte Schichtkollimation sein. Je nach Größe der zu untersuchenden Strukturen wird die Breite der rekonstruierten Schichtdicken gewählt. Bei kleinen Prozessen benötigt man eine hohe Ortsauflösung um kleinste Details zu erkennen, daher wird in solchen Fällen mit dünn rekonstruierten Schichten gearbeitet. Diese besitzen jedoch ein erhöhtes Bildrauschen, welches die Beurteilung feinsten Strukturen erschweren kann. Breiter rekonstruierte Schichten hingegen sind bei der Abbildung größerer Prozesse meistens ausreichend, wobei diese ein geringeres Bildrauschen als die dünn rekonstruierten Schichten erreichen. Die Ortsauflösung in Längsrichtung des untersuchten Objekts („z-Richtung“) ist, verglichen mit Dünnschicht-Rekonstruktionen, aufgrund der erhöhten Voxelanisotropie jedoch herabgesetzt.

Anhand der kontinuierlichen Volumenerfassung bei der Spiral-CT kann man an beliebigen Positionen des Untersuchungsvolumens axiale CT-Schnitte berechnen. Der Grad der Überlappung der einzelnen Schnittbilder wird als Rekonstruktionsinkrement bezeichnet. Sollen kleinere Strukturen dargestellt werden, sollte das Inkrement kleiner oder gleich dem halben Tischvorschub sein, um eine Überlappung der Schichten und eine Verstärkung des Signals zur Bilddarstellung, zu erhalten. Durch die Variation des Überlappungsgrades können Strukturen, die an dem Übergang von zwei Schichten liegen und deren Signal in der einzelnen Schicht zu gering ist, um abgebildet zu werden („Teilvolumenartefakt“), dargestellt werden.

Durch eine an die Fragestellung angepasste Wahl der Rekonstruktionsparameter wird eine Flut unnötig rekonstruierter Bilder vermieden, da nur solche Abbildungen rekonstruiert werden, die für

die Diagnostik von Interesse sind. Kombinationen aus geringen Schichtkollimationen, hohen Röhrenstromstärken, geringen rekonstruierten Schichtdicken und hohen Überlappungsgraden führen zwar zu nahezu optimalen Ergebnissen bei der Bildqualität, jedoch auch zu unerwünschten, weil relativ hohen, Strahlendosen.

Ziel dieser Studie war es, zu untersuchen, welchen Einfluss eine Verringerung der Röhrenstromstärke und der Röhrenspannung an dem verwendeten, modernen 64-Zeilen Computertomographen einerseits auf die Dosishöhe und andererseits auf die Bildqualität besitzt.

2.2 Versuchsaufbau:

Die Untersuchungen wurden an einem 64-Zeilen Computertomographen⁶ in Kombination mit der zum Zeitpunkt dieser Arbeit installierten Software⁷ durchgeführt. Es wurde ein ARP mit zehn axialen Platten des Kopf-Hals-Bereichs, jede mit einer Dicke von 2,5 cm, verwendet. Neun der Platten wurden mit insgesamt 39 LiF-TLD bestückt. Die TLD und die Bohrlöcher des Phantoms wurden durchnummeriert und, um Verwechslungen auszuschließen, ihrer Verteilung entsprechend protokolliert (Tabelle 2.2.1). Die Bohrlöcher waren dabei so im Inneren des ARP positioniert, dass die TLD die Dosisverteilung sowohl peripher und zentral, als auch innerhalb und außerhalb des Zentralstrahls erfassten. Da die Bohrlöcher entsprechend der anatomischen Lage der menschlichen Organe gewählt wurden, war die Berücksichtigung von strahlensensiblen Risikoorganen wie z.B. den Augenlinsen und der Schilddrüse gegeben. Zentral liegende Positionen wie Ösophagus, Thyroidea, Orbita aber auch peripherer liegende Hautareale wurden daher berücksichtigt. Die Ergebnisse der TLD-Daten wurden dann letztendlich zur Bestimmung der spezifischen Organdosen, im speziellen der Oberflächendosis, Knochenmarksdosis und der totalen effektiven Dosis herangezogen. Die TLD wurden in die vorgesehenen Bohrlöcher eingebracht und mittels Leukotape⁸ fixiert. Anschließend wurden die Phantomplatten aufeinander gefügt und mit Hilfe des vorgesehenen Kunststoffstabes ebenfalls fixiert. Tabelle 2.2.1 fasst die TLD-Verteilung und Nummerierung zusammen.

Die Dosismessungen erfolgten anhand der in Tabelle 2.2.2 aufgeführten Akquisitionsparameter. Durch die Verwendung von Kombinationen aus konstanter Röhrenstromstärke (je 50mAs, 100mAs, 200mAs) und wechselnder Röhrenspannung (je 80kV, 100kV, 120kV, 140kV) resultierten 12 verschiedene Protokolle.

⁶ Somatom Sensation Cardiac 64, Siemens Medical Solutions; Erlangen, Deutschland

⁷ Somaris/5 Syngo CT 2006 A VB 20B, Siemens; Erlangen, Deutschland

⁸ Leukotape classic, 2cmx10m, BSN medical S.A.S.; Paris, Frankreich

Organ	Position Schicht	Position Feld	TLD-Nummer
Ösophagus	10	O ₁	1
Ösophagus	9	O ₁	2
Glandula thyroidea (rechts)	9	Thy re	3
Glandula thyroidea (links)	9	Thy li	4
Haut (occipital)	7	Haut	5
3. Molar, Mandibula (rechts)	6	8er	6
3. Molar, Mandibula (links)	6	8er	7
Wange / Haut	5	Wange	8
peripher	5	1	9
	5	2	10
	5	3	11
zentral	5	4	12
	5	5	13
	5	6	14
Auge (rechts)	4	31	15
Auge (links)	4	32	16
Kalotte	4	CR 2	17
Kalotte	4	CR 2a	18
	4	33	19
	4	34	20
	4	35	21
Haut	4	Haut	22
peripher	3	1	23
	3	2	24
	3	3	25
	3	4	26
zentral	3	34	28
	3	35	29
	3	36	30
	3	37	31
Haut	2	Haut	32
Peripher	2	1	33
	2	2	34
	2	3	35
zentral	2	4	36
	2	5	37
	2	6	38
Haut (frontal)	1	Haut vorne	39
Haut (temporal, rechts)	1	Haut rechts	40

Tabelle 2.2.1: TLD-Verteilung und Nummerierung

CT-Parameter	Protokoll											
	I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X	XI	XII
Schichtkollimation [mm]	0,6	0,6	0,6	0,6	0,6	0,6	0,6	0,6	0,6	0,6	0,6	0,6
Tischvorschub [mm]	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Pitch-Faktor, klassisch	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Röhrenstromstärke [mAs]	50	50	50	50	100	100	100	100	200	200	200	200
Röhrenspannung [kV]	80	100	120	140	80	100	120	140	80	100	120	140
Rotationszeit [s]	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Scanlänge [cm]	12,5	12,5	12,5	12,5	12,5	12,5	12,5	12,5	12,5	12,5	12,5	12,5
Scanzeit [s]	3,3	3,3	3,3	3,3	3,3	3,3	3,3	3,3	3,3	3,3	3,3	3,3

Tabelle 2.2.2: Akquisitionsparameter, ARP, Protokoll I-XII

Die bei den Protokollen I-XII gemessenen Entladungen [nC] wurden in die jeweiligen Dosiswerte (mGy) umgerechnet. Dazu wurden die Daten mit dem mittleren Korrekturfaktor ($= K_{CT}$), in diesem Falle 0,95, multipliziert. Da alle TLD durch Messwiederholung vierfach belichtet wurden, mussten die Dosiswerte anschließend durch vier dividiert werden, um die Messgenauigkeit der TLD- Reihe durch eine Mittelung der Messwerte zu erhöhen. Die Ergebnisse der TLD-Messungen wurden dann letztendlich zur Bestimmung der spezifischen Organdosen herangezogen. Im speziellen wurden hier die Organdosen des Ösophagus, der Schilddrüse, des Knochenmarks, der Augenlinsen und der Haut (Oberflächendosis) ermittelt.

Die verwendete CT Software⁷ gab zusätzlich den effektiven gewichteten Computed-Tomography-Dose-Index ($CTDI_{w,eff}$) bei jedem der durchgeführten Protokolle an.

Nach den Messungen wurden die Detektoren mittels des beschriebenen Detectors/TL Picoprocessor innerhalb von 12 Stunden ausgewertet und auf Metallplatten im ebenfalls beschriebenen Ofen bei 400°C regeneriert. Der CTDI ($CTDI_{w,eff}$) wurde als effektiv gewichteter CTDI bei jeder Messung von der CT- Software angegeben und ergänzend bei jeder Messung notiert.

Zusätzlich zu der Dosismessung am ARP erfolgte eine Bestimmung der Bildqualität an einem menschlichen Schädel, ein anatomisches Präparat, das vollständig entbeint und entweichteilt war.

Dazu wurde das Neurokranium eines menschlichen Schädels mit Zellstoffgaze⁹ gefüllt, um die normalerweise vorhandenen Weichgewebe und das Absorptionsverhalten am menschlichen Schädel zu imitieren. Der Schädel wurde dann in ein mit Wasser gefülltes, nicht röntgendichtes Behältnis¹⁰ gelegt, so dass er komplett mit Wasser bedeckt war, um die physiologischen Absorptionsverhältnisse durch Weichteilstrukturen (ca. 30HU), analog zu denen des menschlichen Schädels, zu imitieren.

Um eine stabile Position innerhalb des Behältnisses zu erreichen und damit Lageveränderungen und folgende Bewegungsartefakte zu vermeiden wurde der Schädel mit Leukotape an Wannenboden und -wand fixiert. Es folgten Messungen mit den gleichen CT-Einstellungen wie beim ARP, wobei die CTDI –Werte protokolliert wurden. Es wurden 9 Protokolle angefertigt, wobei die Protokolle mit einer Röhrenspannung von 140 kV ausgelassen wurden. Es wurden mit diesem Phantom keine Dosismessungen mit TLD durchgeführt.

CT-Parameter	Protokoll											
	I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X	XI	XII
Schichtkollimation [mm]	0,6	0,6	0,6	/	0,6	0,6	0,6	/	0,6	0,6	0,6	/
Tischvorschub [mm]	1	1	1	/	1	1	1	/	1	1	1	/
Pitch-Faktor, klassisch	1	1	1	/	1	1	1	/	1	1	1	/
Röhrenstromstärke [mAs]	50	50	50	/	100	100	100	/	200	200	200	/
Röhrenspannung [kV]	80	100	120	/	80	100	120	/	80	100	120	/
Rotationszeit [s]	1	1	1	/	1	1	1	/	1	1	1	/
Scanlänge [cm]	12,5	12,5	12,5	/	12,5	12,5	12,5	/	12,5	12,5	12,5	/
Scanzeit [s]	3,3	3,3	3,3	/	3,3	3,3	3,3	/	3,3	3,3	3,3	/

Tabelle 2.2.3: Akquisitionsparameter, humaner Schädel, Protokoll I-XII

⁹ Hansaplast Soft-Kompressen, Beiersdorf AG; Hamburg Deutschland

¹⁰ Kunststoff-Box der Firma Noweda; Maße L: 49/44 cm, B: 35/27 cm, H: 25 cm

2.3 Dosislängenprodukt

Um das gesamte Ausmaß der Strahlenexposition eines gescannten Körpers während einer computertomographischen Untersuchung zu erfassen, wird das Dosislängenprodukt (=DLP) von dem Computed-Tomography-Dose-Index (=CTDI) abgeleitet.

Das effektive Dosis-Längen-Produkt (= $DLP_{w,eff.}$) konnte über den folgenden Zusammenhang berechnet werden:

$$DLP_{w,eff.} = CTDI_{w,eff.} \times L$$

mit $DLP_{w,eff.}$: Dosis-Längen-Produkt, effektiv [mGy*cm]

L: Scanlänge [cm]

	Protokoll											
	I 80kV 50mAs	II 100kV 50mAs	III 120kV 50mAs	IV 140kV 50mAs	V 80kV 100mAs	VI 100kV 100mAs	VII 120kV 100mAs	VIII 140kV 100mAs	IX 80kV 200mAs	X 100kV 200mAs	XI 120kV 200mAs	XII 140kV 200mAs
CTDI _{w,eff.} [mGy]	2,29	4,73	7,84	11,9	4,58	9,46	15,68	23,79	9,16	18,92	31,36	47,58
Scanlänge [cm]	12,5	12,5	12,5	12,5	12,5	12,5	12,5	12,5	12,5	12,5	12,5	12,5
DLP _{w,eff.} [mGy*cm]	28,62	59,12	98	146,75	57,25	118,25	196	297,37	114,5	236,5	392	594,75

Tabelle 2.3.1: Dosislängenprodukt (ARP), Protokoll I-XII

Das $DLP_{w,eff.}$ verändert sich demzufolge, wenn sich die totale Scanlänge oder eine der den $CTDI_{w,eff.}$ bestimmenden Variablen ändert.

2.4 Berechnung der Organdosen

Um die Strahlenexposition der einzelnen Organe, vor allem der strahlensensiblen Organe separat zu erfassen, wurden neben den Gesamtdosisindices (CTDI, Dosis-Längen Produkt) die spezifischen Organdosen berechnet.

Die Organdosen des Ösophagus, der Schilddrüse, des Knochenmarks und der Augenlinsen wurde durch Addition der Dosiswerte der TLDs innerhalb des jeweiligen Organs und durch anschließende Division durch die Anzahl der TLD pro Organ ermittelt. Die Oberflächendosis konnte aus technischen Gründen nur mit TLD erfasst werden, welche 1-2 mm unter der Hautoberfläche des ARP positioniert waren. Da kein messbarer Unterschied zwischen Dosismessungen mit subepidermal gelegenen TLD zu TLD direkt auf der Hautoberfläche anzunehmen ist, waren die so gemessenen Dosiswerte verwertbar zur Berechnung der Oberflächendosis. Die Oberflächendosis

wurde mit Hilfe von verschiedenen Messgruppen ermittelt, welche an unterschiedlichen Stellen des Kopfes des ARP durch eine entsprechende Bohrlochposition lokalisiert waren.

Dabei wurden einerseits Dosiswerte für die Haut als Gesamtorgan errechnet, als auch für spezifische Hautwerte wie $H_{\text{Haut Primärstrahl}}$, $H_{\text{Haut Streustrahlung}}$, $H_{\text{Haut zentral}}$ und $H_{\text{Haut peripher}}$.

Der Berechnung der einzelnen Organdosen lagen folgende Formeln zugrunde:

<i>Ösophagus:</i>	$(\text{TLD } 1+2) / 2$
<i>Schilddrüse:</i>	$(\text{TLD } 3+4) / 2$
<i>Knochenmark:</i>	$(\text{TLD } 2+6+7+13+14+17+18+20+21+24+30+35) / 12$
<i>Augenlinsen:</i>	$(\text{TLD } 15+16) / 2$
<i>Haut gesamt:</i>	$(\text{TLD } 8+22+32+39+40+5) / 6$
<i>Haut im Primärstrahl:</i>	$(\text{TLD } 8+22+32) / 3$
<i>Haut in Streustrahlung:</i>	$(\text{TLD } 5+39+40) / 3$
<i>Zentral:</i>	$(\text{TLD } 12+13+14+19+20+21+28+29+30+31+36+37+38) / 13$
<i>Peripher:</i>	$(\text{TLD } 9+10+11+17+18+23+24+25+26+33+34+35) / 12$

Die erhaltenen Resultate sind unter Punkt 3.1.2 im Kapitel Ergebnisse dargestellt.

2.5 Rekonstruktion und Darstellung der Daten

Die Rekonstruktionen der akquirierten Rohdaten erfolgte mittels der in Tabelle 2.5.1 angeführten Rekonstruktionsparameter.

Rekonstruktionsparameter	Protokoll											
	I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X	XI	XII
rekonstruierte Schichtdicke [mm]	2	2	2		2	2	2		2	2	2	
Rekonstruktionsinkrement [mm]	2	2	2		2	2	2		2	2	2	
Überlappungsgrad [%]	0	0	0		0	0	0		0	0	0	

Tabelle 2.5.1: Rekonstruktionsparameter, Protokoll I-XII

Zur Analyse der Bildqualität wurden sowohl axiale Originalschichten als auch koronare Schichten des humanen Schädels direkt aus dem Rohdatensatz rekonstruiert und durch vier unabhängige Betrachter analysiert. Multiplanare Reformationen, maximale Intensitätsprojektionen oder

dreidimensionale Oberflächendarstellungen wie Volume-Rendering Techniken oder Shaded-Surface Darstellungen wurden nicht durchgeführt.

1. Axiale Originalschichten:

Es handelt sich um 2D-Schnittbilder, die direkt aus den akquirierten Daten nach den vorgegebenen Rekonstruktionsparametern in axialer Projektion errechnet werden. Ein Datensatz aus überlappend rekonstruierten axialen CT Bildern ermöglicht Sekundärschnitte in beliebigen Richtungen durch das Untersuchungsvolumen, und kann so bei unklaren Befunden eine zusätzliche Betrachtungsebene aufzeigen.

2. Koronare Schichten:

Die koronaren Schichten konnten mittels der installierten Software direkt aus der Rohdatenmatrix errechnet werden. Es erfolgte demnach keine sekundäre Rekonstruktion aus primären Schichten.

Die rekonstruierten Darstellungen wurden von vier Fachärzten für Radiologie (P.K., M.C., K.A., W.H.) unabhängig voneinander in Bezug auf die vorhandene Bildqualität ausgewertet. Die zugrunde liegenden Akquisitionsparameter und daraus resultierenden Strahlendosen der verschiedenen Untersuchungsprotokolle (I-XII) waren den Untersuchern nicht bekannt, die elektronisch vorgelegten Bilder waren anonymisiert. Ein Zeitabstand zwischen der Auswertung der einzelnen Bilder war nicht notwendig, da ein direkter Vergleich der Bildqualität durchgeführt werden sollte. Alle Bilder mussten gleichzeitig zu sehen und gegenseitig zu bewerten sein. Die für drei unterschiedliche Pathologien (Sinusitis, Fraktur, Tumor) relevanten anatomischen Strukturen fungierten als Bewertungskriterien für die Bildqualität.

Als anatomische Leitstrukturen für die Beurteilung der Bildqualität wurden die Abgrenzbarkeit der Lamina papyracea, Lamina cribrosa, des Orbitabodens, des Jochbogens, der Siebbeinzellwände, der osteomeatalen Einheit und der Nasennebenhöhlen insgesamt gewählt. In Abhängigkeit der Darstellung und Bildqualität erfolgte eine Ermittlung der sogenannten Bewertungspunkte durch Notenvergabe von 1 (sehr gut) bis 5 (ungenügend). Für jedes Protokoll wurde ein Mittelwert berechnet, also die einzelnen Bewertungspunkte der Fachärzte addiert und durch die Anzahl der Bewertungen dividiert. Zur Bewertung bei Sinusitis und Tumoren waren lediglich die gesamten Nasennebenhöhlen (=NNH) relevant, während die Bewertung bei Fraktur eine genaue Differenzierung der oben genannten, einzelnen knöchernen, anatomischen Strukturen beinhaltete. Die einzelnen Beurteilungen der Bildqualität werden im Teil Ergebnisse unter 3.2 beschrieben.

2.5.1 Fenstereinstellungen

Um eine für das menschliche Auge optimale visuelle Darstellung der akquirierten Daten zu ermöglichen, ist eine entsprechende Anpassung der Fenstereinstellungen notwendig.

Da das menschliche Auge in der Regel nur Dichtedifferenzen von 20-50 Graustufen gegeneinander abgrenzen kann während die Hounsfield-Skala jedoch mehrere tausend einzelne Dichtewerte besitzt, muss eine Eingrenzung der optischen Darstellung durch die Fensterlage und –weite erfolgen. Das menschliche Auge würde ansonsten die diagnostisch wichtigen Dichtedifferenzen nicht wahrnehmen können.

Die Fensterlage (=window-level oder –center) entspricht hierbei der Position des wahrnehmbaren Dichtewertareals auf der Hounsfield Skala, um welche herum die Dichtewerte mit einer bestimmten Spannweite, der Fensterweite (window-width), dargestellt werden. Für spezifische Strukturen wie z.B. Weichteile, Knochen oder das Lungenparenchym sind somit spezielle Fenstereinstellungen für eine optimale Darstellung auszuwählen.

Bei Verwendung geringer Fensterweiten werden bereits geringe Dichtedifferenzen sichtbar, da sie sich in verschiedenen Graustufen äußern. Der erhöhte Kontrast geht hierbei zu Lasten eines erhöhten Bildrauschens. Hohe Fensterweiten hingegen bieten aufgrund der Verteilung der Graustufen auf sehr viele Dichtewerte erst bei größeren Differenzen die Möglichkeit, diese zu erkennen. Die Wahl der Fensterweite ist somit diagnostisch von Bedeutung, da weite Fenster das dargestellte Bildrauschen, jedoch auch den Kontrast senken. Geringe Fensterweiten hingegen bewirken das Gegenteil.

In der vorliegenden Arbeit werden verschiedene, auf die jeweilige Indikation angepasste Fensterweiten verwendet. Für die Hochkontrastsituationen in der Sinusitis- und Frakturdiagnostik wurden große Fensterweiten von 1500 Hounsfield unit (=HU) (Sinusitisdiagnostik) und 2000 HU (Frakturdiagnostik) gewählt. Für die weichgewebige Niedrigkontrastsituationen in der Tumordiagnostik hingegen wurde die vergleichsweise kleine Fensterweite mit 350 HU genutzt, da hier starke Kontrastunterschiede zur Tumorabgrenzung ausschlaggebend sind.

Fenstereinstellung [HU]	Indikation		
	Sinusitisdiagnostik	Frakturdiagnostik	Tumordiagnostik
Fensterweite	1500	2000	350
Fenstermitte	50	300	50

Tabelle 2.5.1.1: Fenstereinstellung in Abhängigkeit der Indikation

2.6 Relation von Bildqualität und Dosissumme im Primärstrahl

Um eine dosisbezogene Aussage über die Bildqualität treffen zu können, erfolgte ein Vergleich der durch die Betrachter ermittelten Bildqualität mit der gemessenen Dosis im Primärstrahlenbündel.

Hierfür wurde bei der Beurteilung der Bildqualität für jedes Protokoll bezüglich der diagnostischen Fragestellung (Sinusitis, NNH, Tumor) die Summe der Bewertungspunkte gebildet, das heißt die einzelnen Benotungen der vier Radiologen wurden addiert. Zusätzlich wurde zum Vergleich die „Dosissumme im Primärstrahl“ für jedes Protokoll errechnet, indem alle gemessenen Ortsdosiswerte im Primärstrahl, also in dem durch die Schichtkollimation eingegrenzten Bestrahlungsareal, addiert wurden. Eine Auflistung der Werte ist im Anhang unter 6.4.2 zu finden. Die Ergebnisse des Vergleichs sind im Teil Ergebnisse unter 3.2.4 dargestellt.

3. Ergebnisse

3.1 Dosismessungen ARP:

Bei den Dosismessungen wurde zunächst der $CTDI_{w,eff.}$ erfasst. Den höchsten $CTDI_{w,eff.}$ fand man bei Protokoll XII mit 47,6mGy, den kleinsten Wert bei Protokoll I (2,3mGy). Der $CTDI_{w,eff.}$ steigt mit steigender Röhrenstromstärke und Röhrenspannung an. Weiterhin erfolgte die Bestimmung des effektiven Dosis-Längen-Produktes, welches sich dosisbezüglich wie der $CTDI_{w,eff.}$ verhält. Aus den einzelnen Messpunkten konnten für jedes der zwölf Protokolle Organdosen berechnet werden, die unter 2.4 näher erklärt werden. Die insgesamt betrachtet niedrigste Organdosis findet man bei der Schilddrüse in Protokoll I (0,6mGy), die höchste Organdosis stellt man bei den peripheren Messpunkten in Protokoll XII mit 32,2mGy fest. Die 50mAs, 100mAs und 200mAs-Protokolle wurden zudem noch untereinander verglichen. Festzustellen war, dass eine Absenkung des Röhrenstroms zu einer linearen Dosisreduktion führt (35-50% bei Absenkung von 200 auf 100mAs/ 36-47% bei Absenkung von 100 auf 50mAs/ 64-72% bei Absenkung von 200 auf 50mAs). Hingegen führte eine Absenkung der Röhrenspannung zu einer nicht-linearen Dosisreduktion (33-39% bei Reduktion von 140 auf 120kV/ 24-40% bei Reduktion von 120 auf 100kV/ 42-52% bei Reduktion von 100 auf 80kV/ 49-56% bei Reduktion von 140 auf 100kV/ 60-70% bei Reduktion von 120 auf 80kV und 76-84% bei Reduktion von 140 auf 80kV). Schließlich erfolgte der Ortsdosisvergleich zentral-peripher, angelehnt auf die Fragestellung dieser Arbeit. Hierbei zeigte sich, dass die zentralen Ortsdosiswerte etwa um 15% (11-18%) niedriger liegen als die in der Peripherie. Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass eine Absenkung der Röhrenspannung zwar zu einer relativen Dosissteigerung in der Peripherie führt, allerdings die absolute Dosis erheblich niedriger ist.

3.1.1 Vergleich des $CTDI_{w,eff.}$ in den Protokollen I-XII

Diagramm 3.1.1.1 veranschaulicht die $CTDI_{w,eff.}$ - Veränderungen in Abhängigkeit von den gewählten Akquisitionsparametern.

Betrachtet man die einzelnen Protokolle, die mit gleichen Röhrenstromstärken (50/100/200mAs) und verschiedenen Röhrenspannungen (80/100/120/140kV) durchgeführt wurden, so lassen sich folgende Ergebnisse feststellen:

Protokoll I-IV (50mAs Protokolle): Protokoll IV(140kV) wies mit 11,9mGy den höchsten $CTDI$ -Wert, Protokoll I (80kV) den niedrigsten mit 2,3mGy auf. Die Protokolle II (100kV) und III (120kV) lagen mit ihren Werten von 4,8 bzw. 7,8mGy jeweils zwischen den genannten Maximal- und Minimalwerten (Tabelle 6.1.1 - 6.1.4 des Anhangs).

Protokoll V –VIII (100mAs Protokolle): Auch hier lag der CTDI bei 140kV (Protokoll VIII) mit 23,8mGy am höchsten und bei 80kV (Protokoll V) mit 4,6mGy am niedrigsten. Analog zu den 50mAs Protokollen lagen die Messwerte der Protokolle VI (100kV) und VII (120kV) mit 9,5 bzw. 15,7mGy zwischen den genannten Werten (Tabelle 6.1.5 - 6.1.8 des Anhangs).

Protokoll IX-XII (200mAs Protokolle): Analog zu den beschriebenen Zusammenhängen der 50 und 100mAs Protokolle lagen auch bei den 200mAs Protokollen der niedrigste CTDI-Wert mit 9,2mGy bei dem 80kV Protokoll (IX) und der höchste Wert mit 47,6mGy bei dem 140mAs Protokoll (XII). Das 100 und 120mAs Protokoll (X und XI) erreichten Werte von 18,9 bzw. 31,4mGy (Tabelle 6.1.9 – 6.1.12 des Anhangs).

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass sowohl bei steigender Röhrenstromstärke als auch bei steigender Röhrenspannung der $CTDI_{w,eff.}$ ansteigt.

Allerdings fällt auf, dass der $CTDI_{w,eff.}$ bei den Protokollen VI (100kV/100mAs) und IX (80kV/200mAs) annähernd gleich bei ca. 9mGy und bei Protokoll II (100kV/50mAs) und V (80kV/100mAs) bei ca. 5mGy lag. Ursächlich für diese Zusammenhänge war die Kombination aus Röhrenstromstärke und Röhrenspannung.

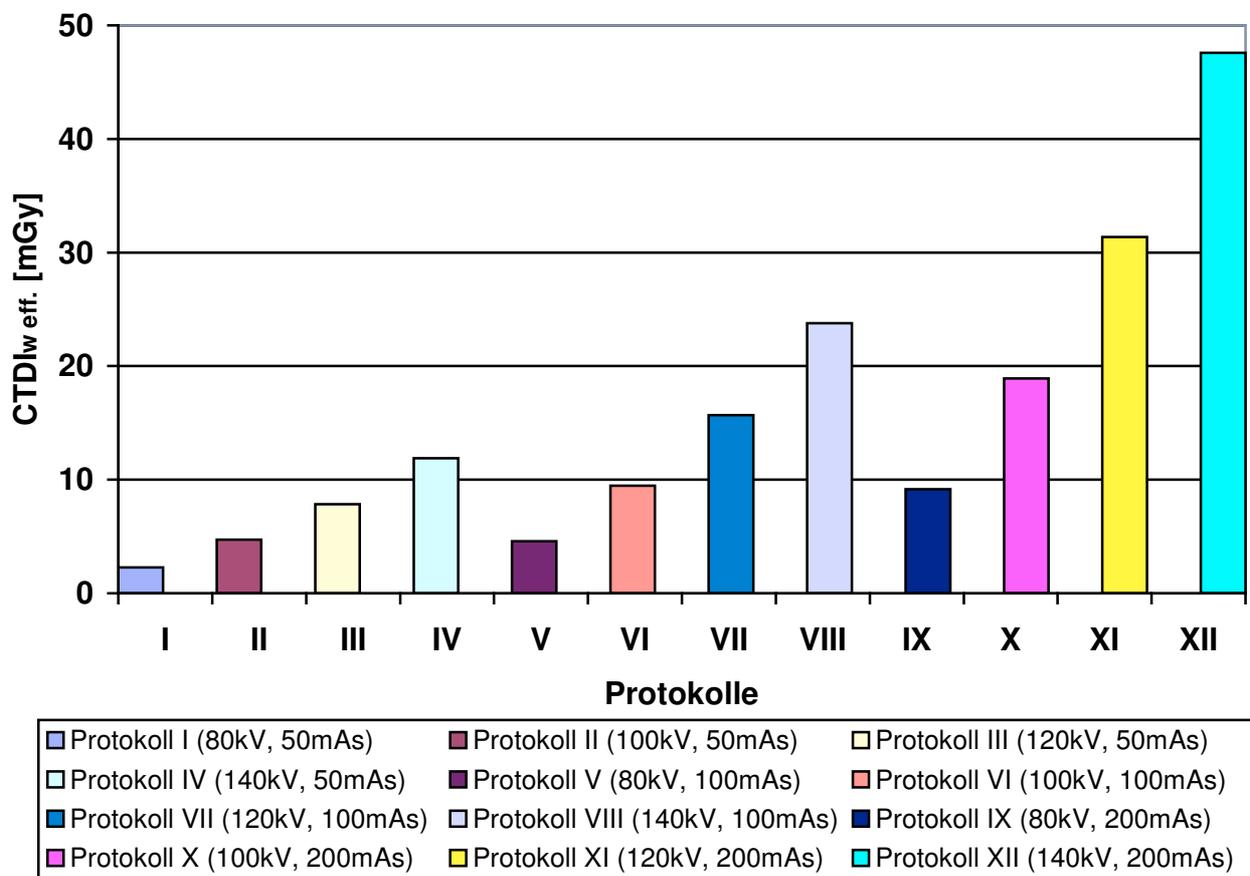


Diagramm 3.1.1.1: CTDI_{w,eff.} -Vergleich der Protokolle I-XII

3.1.2 Vergleich der Organdosen

Der Vergleich der unter 2.4 ermittelten Organdosen der hoch strahlensensiblen Organe (Schilddrüse, Augenlinsen, Knochenmark) innerhalb der verschiedenen Protokolle führte zu unterschiedlichen Ergebnissen.

Während für die Schilddrüse eine minimale Organdosis von 0,6mGy (Protokoll I: 80kV/50mAs) und eine maximale Organdosis von 2,5mGy (Protokoll XII: 140kV/200mAs) registriert werden konnte, wurden für die Augenlinsen eine minimale Organdosis von 2mGy (Protokoll I: 80kV/50mAs) und eine maximale Organdosis von 27,9mGy (Protokoll XII: 140kV/200mAs) erfasst (Tabelle 6.2.1 des Anhangs). Es waren somit Dosisunterschiede von bis zu Faktor 4,3 im Falle der Schilddrüse und bis zu Faktor 14,3 im Falle der Augenlinsen feststellbar.

Die minimale Organdosis für das Knochenmark lag bei 1,9mGy (Protokoll I: 80kV/50mAs), der maximale Organdosiswert lag bei 27mGy (Protokoll XII: 140kV/200mAs) (Tabelle 6.2.1. des Anhangs). Somit ergab sich auch hier ein Dosisunterschied zwischen dem Minimal- und Maximalwert der Organdosis von Faktor 14,3.

Für die weiteren untersuchten Werte (Ösophagus, Haut_{gesamt}, zentral, peripher) ließen sich ähnliche Beziehungen nachweisen. So lag zwischen den Minimal- und Maximalwerten der Organdosen (jeweils Protokoll I: 80kV/50mAs und Protokoll XII: 140kV/200mAs) für Ösophagus der Faktor 3,8, für Haut_{gesamt} der Faktor 15,6, für zentral der Faktor 15,1 und für peripher der Faktor 14,4 (Tabelle 6.2.1 des Anhangs).

Ein durchgängig linearer Zusammenhang zwischen der Höhe der Organdosen innerhalb der Protokolle I-XII war jedoch nicht nachweisbar.

Hingegen konnte innerhalb der mit 50mAs durchgeführten Protokolle (I-IV) in Abhängigkeit der Erhöhung der Röhrenspannung von 80 auf 100, bzw. 120 und 140 kV steigende Organdosen festgestellt werden. Analoge Beobachtungen ließen sich innerhalb der mit 100 bzw. 200mAs durchgeführten Protokolle (V-VIII bzw. IX-XII) machen.

Bei den Dosismessungen der Schilddrüse konnten ähnlich hohe Organdosen von 1,2mGy bei Protokoll II (100kV/50mAs) und Protokoll V (80kV/100mAs) sowie Organdosen von 1,4mGy bei den Protokollen VII (120kV/100mAs) und X (100kV/200mAs) gemessen werden. Des weiteren ähnelten sich Protokoll III (120kV/50mAs) und Protokoll IX (80kV/200mAs) mit Organdosen von 0,9mGy. Diese Ähnlichkeiten in der Höhe der Dosismessungen verschiedener Protokolle ließen sich bei den Augenlinsen und dem Knochenmark nicht finden.

Hingegen ließen sich folgende Beobachtungen bei den Dosismessungen des Ösophagus, der Schilddrüse und der Haut machen:

Bei Ösophagus und Schilddrüse ließ sich bei Vergleich von Protokoll II (100kV/50mAs) und Protokoll III (120kV/50mAs) eine um 21% geringere Organdosis trotz der um 20kV höheren

Röhrenspannung erkennen. Bei dem darauf folgenden Protokoll IV (140kV/50mAs) ist insgesamt wieder ein Anstieg der Organdosis um 23,5% (22-25%) festzustellen. Gleiche Verhältnismäßigkeiten lassen sich wiederum bei beiden Organen in den Protokollen V (80kV/100mAs) und VI (100kV/100mAs) erkennen. Trotz der um 20kV gestiegenen Röhrenspannung liegt die Organdosis niedriger. Auch bei der Haut in Streustrahlung findet sich die oben erwähnte Abweichung, in diesem Fall zwischen Protokoll V (80kV/100mAs) und Protokoll VI (100kV/100mAs). Trotz Erhöhung der Röhrenspannung um 20kV resultiert daraus eine Reduktion der Ortsdosis um 23% (Tabelle 6.2.1 des Anhangs).

Auswertung der 50mAs-Protokolle (I-IV)

Allgemein ließ sich feststellen, dass die Ortsdosis von Ösophagus und Schilddrüse bei allen Protokollen wesentlich geringer ausfiel, die Maximaldosis dieser Organe lag häufig im Bereich der Minimaldosis der anderen. Bei der Schilddrüse fand sich die größte Ortsdosisreduktion bei Vergleich von Protokoll IV (140kV/50mAs) zu Protokoll I (80kV/50mAs). Hier resultiert eine Verringerung der Ortsdosis um 54%. Der geringste Rückgang von 8% ließ sich bei der Verringerung von 140 (Protokoll IV) auf 100kV (Protokoll II) ausmachen. Beim Vergleich von 120 auf 100kV ließ sich, wie bereits beschrieben, sogar eine Dosiszunahme von 2% feststellen (Tabelle 6.3.3 des Anhangs).

Bei den Dosismessungen des Knochenmarkes lag die größte Dosisreduktion ebenfalls bei der Reduktion von 140 auf 80kV, sie betrug hier 76%. 25% Reduktion der gemessenen Ortsdosis im Knochenmark erhielt man bei Verringerung von 120kV (Protokoll III) auf 100kV (Protokoll II). Die übrigen Dosisersparungen lagen zwischen 33% (Protokoll IV: 140kV; Protokoll III: 120kV) und 51% (Protokoll II: 100kV; Protokoll I: 80kV).

Analog dazu fand sich die größte Ortsdosisreduktion für die Augenlinsen auch bei der Reduktion von 140 auf 80kV, nämlich um 74%. Durch Reduktion der Röhrenspannung von 120 auf 100kV erhielt man wiederum die geringste Dosisverringering (28%). Auch bei der Haut_{ges.} konnte man die gleiche Verhältnismäßigkeit beobachten: Die maximale Dosisreduktion war bei einer Verringerung der Spannung von 140 auf 80kV mit 74%, die geringste Reduktion zwischen 120 und 100kV mit 20% zu finden (Tabelle 6.3.3 des Anhangs).

Die Ortsdosiswerte der Haut im Primärstrahl/Streustrahlung/peripher/zentral wiesen im Vergleich alle ungefähr die gleichen maximalen/minimalen Dosisreduktionen auf (Tabelle 6.3.3 im Anhang). Beurteilt man alle Messorte gleichzeitig, lässt sich zwischen Protokoll IV (140kV/50mAs) und Protokoll I (80kV/50mAs) die höchste Ortsdosisreduktion der 50mAs Messreihe mit einem Mittelwert von 75% feststellen, die geringste Reduktion fand sich mit einem Mittelwert von 22% zwischen Protokoll III (120kV/50mAs) und II (100kV/50mAs) (Tabelle 6.3.3 des Anhangs).

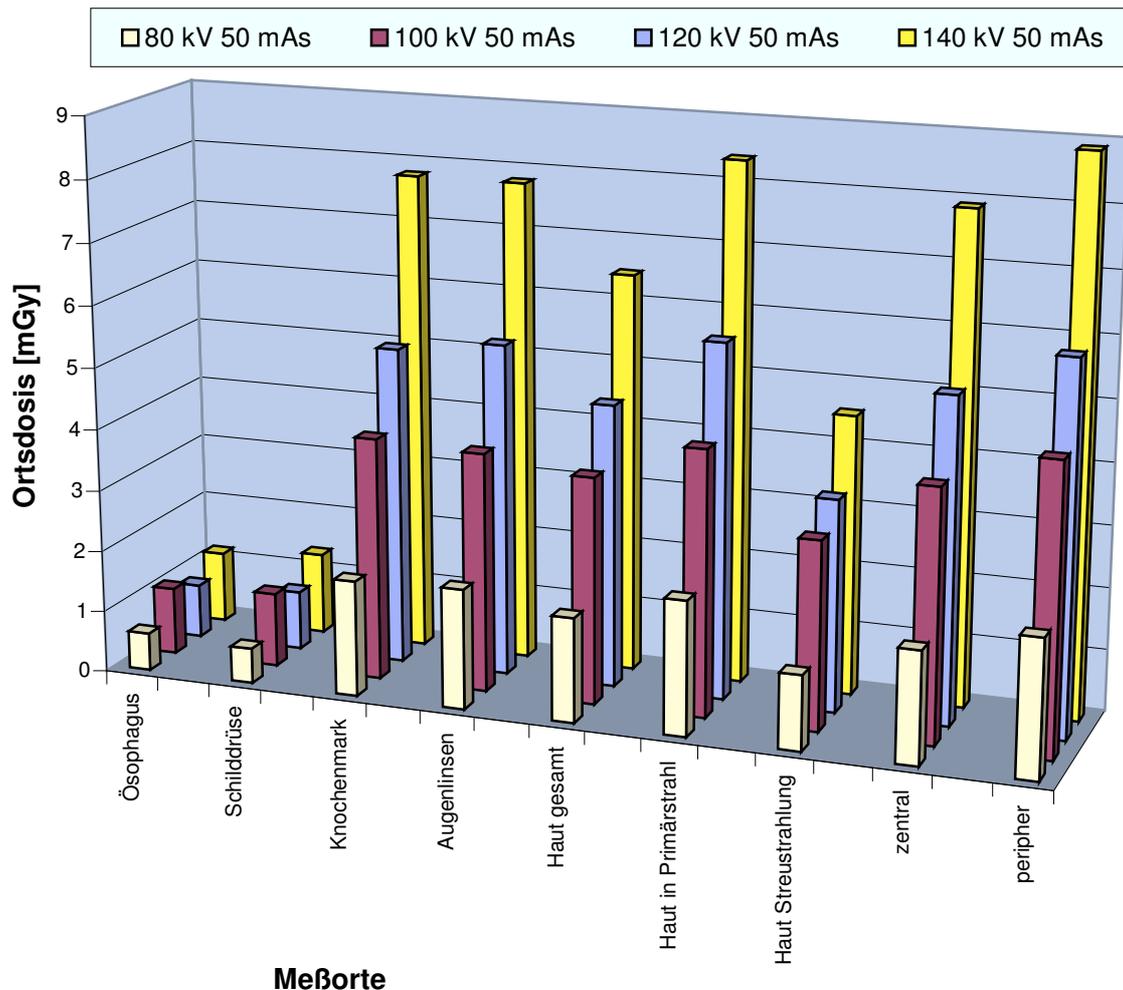


Diagramm 3.1.2.1: Dosisvergleich 50mAs-Protokolle

Auswertung der 100mAs-Protokolle (V-VIII)

Die Ortsdosis von Ösophagus und Schilddrüse lag, analog zu den 50mAs Protokollen, bei den Protokollen V-VIII insgesamt niedriger als bei den übrigen Ortsdosen der gemessenen Organe. Betrachtete man die einzelnen gemessenen Organe für sich, fand man jeweils mit steigender Röhrenspannung auch eine steigende Ortsdosis. Eine Ausnahme fand sich in Protokoll VI (100kV/100mAs), wo der Wert Haut Streustrahlung bei Erhöhung von 80kV auf 100kV eine Abnahme der Ortsdosis um 23% aufwies (Tabelle 6.3.2 des Anhangs).

Die höchste Ortsdosisreduktion von 30% konnte man bei der Schilddrüse durch Verringerung der Stromspannung von 140kV auf 100kV und von 140kV auf 80kV finden. Die Parameteränderung zwischen Protokoll V (80kV/100mAs) und Protokoll VI (100kV/100mAs) bedingte hingegen keine Veränderung der Ortsdosis. Deren geringste Reduktion (12%) trat bei Verringerung von 140kV auf 120kV auf.

Im Knochenmark fand sich die maximale Reduktion der gemessenen Ortsdosis von 75% bei der Verringerung von 140kV (Protokoll VIII) auf 80kV (Protokoll V). Die geringste Ortsdosisveränderung wurde zwischen Protokoll VII (120kV/100mAs) und VI (100kV/100mAs)

erreicht, hier betrug der Rückgang 31%. Die übrigen Dosisersparungen lagen zwischen 40% (140kV-120kV/100kV-80kV) und 58% (140kV-100kV/120kV-80kV).

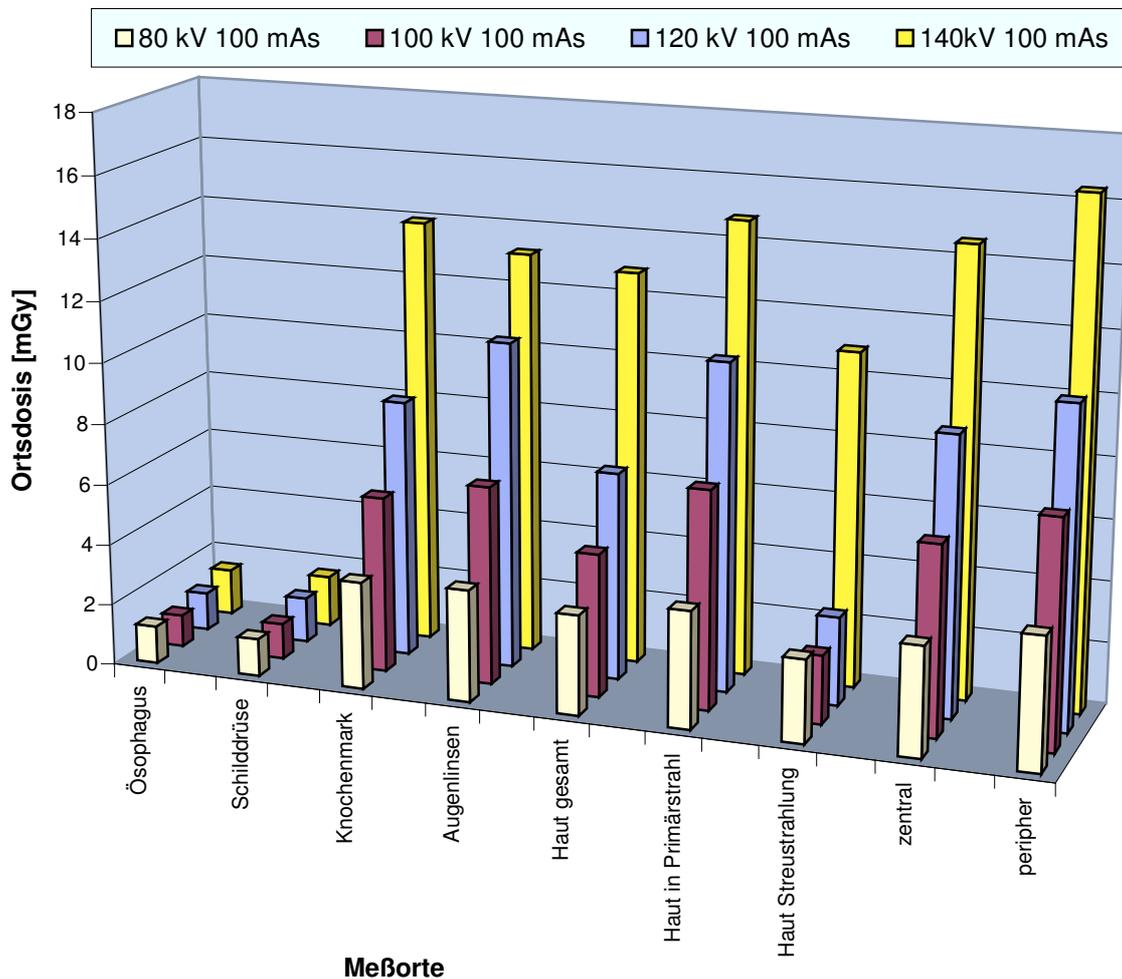


Diagramm 3.1.2.2: Dosisvergleich 100mAs-Protokolle

Auch bei den Augenlinsen fand man die höchste Ortsdosisreduktion zwischen 140kV und 80kV. Diese betrug 72%, wohingegen die niedrigste Dosisersparung (19%) aus der Reduktion der Stromspannung von 140kV auf 120kV entstand. Eine ebenfalls relativ hohe Reduktion der Ortsdosis von 65% erhielt man bei der Verringerung von 120kV auf 80kV (Tabelle 6.3.2 des Anhangs).

Für die Messorte Haut_{ges} und Haut_{Primärstrahlung} konnte jeweils eine maximale Ortsdosisreduktion zwischen Protokoll VIII (140kV/100mAs) und Protokoll V (80kV/100mAs) von 74% nachgewiesen werden. Die geringste Dosisreduktion von Haut_{ges} fand sich mit 30% bei der Verringerung von 100kV auf 80 kV, bei Haut im Primärstrahl mit 28% bei der Verringerung von 140kV auf 120kV. Die Messwerte von Haut_{Streustrahlung} hingegen waren in dieser Messreihe auffällig: Zwischen den Protokollen V-VII veränderte sich die Ortsdosis nur gering, sie nahm bei Erhöhung von 80kV auf 100kV sogar um 23% ab. Daher resultierte bei Verringerung von 140kV

auf 100kV eine maximale Ortsdosisreduktion von 80%, während zwischen 120kV und 80kV lediglich eine Reduktion von 7% eintrat.

Beurteilte man alle Messorte gleichzeitig, ließ sich zwischen Protokoll VIII (140kV/100mAs) und Protokoll V (80kV/100mAs) die höchste Ortsdosisreduktion der 100mAs Messreihe mit einem Mittelwert von 74% feststellen, die geringste Reduktion befand sich mit einem Mittelwert von 31% zwischen Protokoll VII (120kV/100mAs) und VI (100kV/100mAs) sowie zwischen Protokoll VI und Protokoll V (80kV/100mAs) (Tabelle 6.3.2 des Anhangs).

Auswertung der 200mAs-Protokolle (IX-XII)

Die Messwerte von Ösophagus und Schilddrüse waren wiederum deutlich geringer als diejenigen der anderen Organe. Auch die Protokolle IX-XI von Haut Streustrahlung wiesen deutlich kleinere Messwerte auf. Wiederum zeigten alle Protokolle mit steigender Röhrenspannung auch steigende Ortsdosiswerte. Der maximale Dosisrückgang von 60% bei den Messungen der Schilddrüse fand sich zwischen Protokoll XII (140kV/200mAs) und IX (80kV/200mAs). Der geringste Dosisrückgang lag mit 22% bei der Verringerung der Röhrenspannung von 120kV auf 100kV (Tabelle 6.3.1 des Anhangs).

Für das Knochenmark konnte man einen maximalen Ortsdosisrückgang ebenfalls zwischen Protokoll XII (140kV/200mAs) und Protokoll IX (80kV/200mAs) mit 80% feststellen. Das Reduktionsminimum von 36% lag bei der Reduktion der Stromspannung von 120kV auf 100kV vor.

Wiederum einen maximalen Ortsdosisrückgang von 79% beobachtete man bei den Augenlinsen zwischen Protokoll XII (140kV/200mAs) und IX (80kV/200mAs). Am geringsten war die Dosisreduktion mit 30% zwischen Protokoll XII (140kV/200mAs) und Protokoll XI (120kV/200mAs). Eine ebenfalls bedeutende Dosisreduktion von 70% fand sich bei Verringerung des kV-Werts von 120kV auf 80kV (Tabelle 6.3.1 des Anhangs).

Auch für Haut ges, Haut Primärstrahl und Haut Streustrahlung zeigte sich der maximale Ortsdosisrückgang (Haut ges: 83%, Haut Primärstrahlung: 78%, Haut Streustrahlung: 89%) zwischen Protokoll XII (140kV/200mAs) und IX (80kV/200mAs). Bei Haut Streustrahlung ließ sich ein nahezu gleicher Reduktionswert von 87% bei Reduktion der Röhrenspannung von 140kV auf 100kV nachweisen. Die geringste Dosisreduktion für Haut ges lag bei der Verringerung von 120kV auf 100kV mit 41% vor. Bei Haut Primärstrahlung war der geringste Wert mit 30% zwischen Protokoll XII und XI vorhanden. Bei Haut Streustrahlung konnte man den geringsten Rückgang der Ortsdosis mit 16% zwischen Protokoll X (100kV/200mAs) und IX (80kV/200mAs) beobachten.

Beurteilte man alle Messorte, so lässt sich zwischen Protokoll XII (140kV/200mAs) und Protokoll IX (80kV/200mAs) die höchste Ortsdosisreduktion der 200mAs Messreihe mit einem Mittelwert

von 81% feststellen, die geringste Reduktion war mit einem Mittelwert von 40% zwischen Protokoll XI (120kV/200mAs) und X (100kV/200mAs) nachweisbar (Tabelle 6.3.1 des Anhangs).

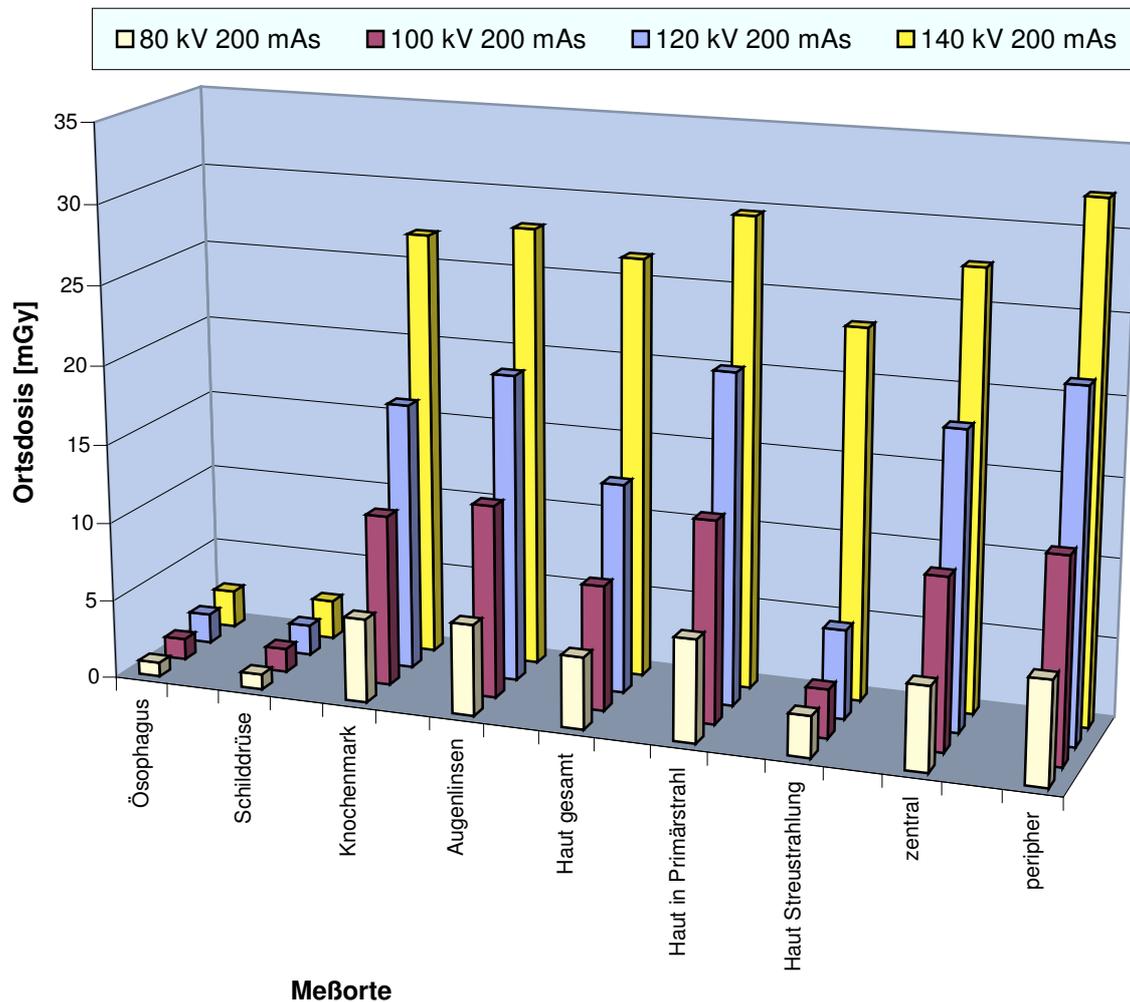


Diagramm 3.1.2.3: Dosisvergleich 200mAs-Protokolle

3.1.3 Organspezifischer, maximaler Rückgang der Ortsdosis

Bei der Schilddrüse fand sich bei konstanter Röhrenspannung der maximale Rückgang der Ortsdosis in Höhe von 50% bei der Verwendung von 80kV und gleichzeitiger Verminderung des Röhrenstroms von 100 auf 50mAs. Bei konstantem Röhrenstrom hingegen beobachtete man eine maximale Reduktion in Höhe von 60% bei der Verminderung der Röhrenspannung von 140 auf 80kV bei konstanten 200mAs.

Das Knochenmark zeigte hingegen bei einer konstanten Röhrenspannung von 140kV und Reduktion des Röhrenstroms von 200 auf 50mAs eine maximale Ortsdosisreduktion von 71%. Bei einem konstanten Röhrenstrom von 200mAs ergab sich der maximale Rückgang der Ortsdosis in Höhe von 80% bei der Verminderung der Röhrenspannung von 140 auf 80kV, analog zu den beschriebenen Zusammenhängen der Schilddrüse.

Bei den Augenlinsen zeigte sich bei einer konstanten Röhrenspannung von 140kV ein maximaler Rückgang der Ortsdosis um 72% durch eine Verminderung des Röhrenstroms von 200 auf 50mAs. Eine 72%ige Reduktion ließ sich zusätzlich unter Verwendung von konstant 120kV und einer Reduktion des Röhrenstroms von ebenfalls 200 auf 50mAs erreichen. Die maximale Ortsdosisreduktion bei einem konstanten Röhrenstrom von 200mAs in Höhe von 79% erhielt man wiederum durch die Reduktion der Spannung von 140 auf 80kV.

Haut_{ges} zeigte bei einer konstanten Spannung von 140kV und einer Reduktion des Röhrenstroms von 200 auf 50mAs eine maximale Ortsdosisreduktion von 76%. Für Haut_{Streustrahlung} ließ sich bei der gleichen Parameterwahl ebenfalls eine maximale Reduktion von 81% erreichen.

Haut_{Primärstrahl} zeigte hingegen eine maximale Ortsdosisreduktion in Höhe von 73% bei konstant 120kV und einer Verminderung des Röhrenstroms von 200 auf 50mAs.

Die Analyse der Werte von Haut_{ges}, Haut_{Streustrahlung} und Haut_{Primärstrahl} zeigte wie bei allen zuvor genannten Organen die maximale Dosisreduktion bei einem konstanten Röhrenstrom von 200mAs durch eine Reduktion der Spannung von 140 auf 80kV. Die Reduktionswerte lagen hierbei bei 83%, 89% und 78% (Tabellen 6.3.1-6.3.5 des Anhangs).

3.1.4 Ortsdosisvergleich zentral-peripher

Die Werte der Ortsdosis im peripheren und zentralen Messbereich wurden analysiert, um den Zusammenhang zu untersuchen, ob durch die Absenkung der Röhrenspannung eine Dosisminderung erreicht werden kann oder ob es zu einer intrakraniellen (zentralen) Dosiserhöhung durch die „weichere“ Strahlung analog zu der konventionellen Radiographie kommt (Ortsdosiswerte Tabelle 6.2.1 des Anhangs).

Ortsdosisvergleich in 50mAs-Protokollen (I-IV)

Im peripheren Bereich ließ sich bei Protokoll IV (140kV/50mAs) mit 9mGy die von allen gemessenen Organen dieser Messreihe höchste Ortsdosis nachweisen. Im Vergleich dazu lag die Ortsdosis zentral bei dem gleichen Protokoll bei 8mGy. Die niedrigste Ortsdosis zentral fand man bei Protokoll I (80kV/50mAs) mit 1,8mGy, peripher lag die niedrigste Dosis bei dem gleichen Protokoll bei 2,2mGy. Die übrigen Messwerte zentral/peripher befanden sich dazwischen. Bei allen Messungen mit 50mAs lagen die Ortsdosiswerte der zentralen Messpunkte um 14,5% (11-19%) niedriger als bei den Messpunkten aus dem peripheren Bereich. Betrachtete man das Verhältnis der zentralen Ortsdosis zu der peripheren Ortsdosis, so beobachtete man bei Absenkung der Röhrenspannung eine relative Dosissteigerung in der Peripherie (Verhältnis Zentral/Peripher 0,89-0,82) (Tabelle 3.1.4.1).

Ortsdosisvergleich in 100mAs-Protokollen (V-VIII)

Die höchste Ortsdosis mit 16,4mGy ließ sich im peripheren Bereich bei Protokoll VIII (140kV/100mAs) ausmachen. Im Vergleich hierzu lag die maximale Ortsdosis zentral bei dem gleichen Protokoll bei 14,6mGy. Die niedrigste zentrale Ortsdosis fand man mit 3,6mGy bei Protokoll IV (80kV/100mAs), analog dazu peripher bei 4,3mGy. Auch bei den 100mAs-Protokollen lagen die Ortsdosiswerte im zentralen Messbereich um 14% (11-16%) niedriger als die in der Peripherie. Das Verhältnis der zentralen Ortsdosiswerte zu den peripheren Ortsdosiswerten lag bei 0,89-0,84. Auch hier war wie in der 50mAs Messreihe mit Absenkung der Röhrenspannung eine relative Dosissteigerung der peripheren Ortsdosis festzustellen (Tabelle 3.1.4.1).

Ortsdosisvergleich in 200mAs-Protokollen (IX-XII)

Bei den 200mAs-Protokollen lagen die peripheren Ortsdosiswerte um 16% (14-19%) über den intrakraniellen (zentralen) Werten. Analog zu den 50 und 100mAs-Protokollen stieg die Ortsdosis wiederum in allen Messbereichen durch eine Erhöhung der Röhrenspannung an. Die höchste Ortsdosis fand man bei den peripheren Ortsdosiswerten bei Protokoll XII (140kV/200mAs) mit 32,2mGy, bei der zentralen Ortsdosis bei dem gleichen Protokoll mit 27,6mGy. Die niedrigste zentrale Ortsdosis stellte man mit 5,3mGy bei Protokoll IX (80kV/100mAs) fest, analog dazu peripher mit 6,5mGy. Das Verhältnis der zentralen Ortsdosiswerte zu den peripheren Ortsdosiswerten lag bei 0,86-0,82 (Tabelle 3.1.4.1), hier war also wiederum eine relative Ortsdosissteigerung in der Peripherie mit Absenkung der Röhrenspannung festzustellen.

Betrachtete man die Dosismessungen am ARP konnte man zusammenfassend feststellen, dass eine Absenkung des Röhrenstroms zu einer linearen Dosisreduktion führte (35-50% bei Absenkung von 200 auf 100mAs; 36-47% bei Absenkung von 100 auf 50mAs; 64-72% bei Absenkung von 200 auf 50mAs). Hingegen führte eine Absenkung der Röhrenspannung zu einer nicht-linearen Dosisreduktion (33-39% bei Reduktion 140 auf 120kV; 24-40% bei 120 auf 100kV; 42-52% bei Reduktion von 100 auf 80kV; 49-56% bei Reduktion von 140 auf 100kV; 60-70% bei Reduktion von 120 auf 80kV; 76-84% bei Reduktion von 140 auf 80kV). Schließlich erfolgte der Ortsdosisvergleich zentral-peripher. Die zentralen Ortsdosiswerte lagen um 15% (11-19%) niedriger als die in der Peripherie. Es zeigte sich, dass das Verhältnis der Ortsdosiswerte vom Zentrum und der Peripherie des Phantoms sich nicht bei einer Änderung des Röhrenstromes, aber gering bei Veränderung der Röhrenspannung änderte (Tabelle 3.1.4.2). Bei den 80kV-Protokollen lag die periphere Dosis um Faktor 1,2-1,4 mal höher als im Zentrum des Phantoms. Im Vergleich dazu lag die periphere Dosis bei den 140kV-Protokollen um Faktor 1,1-1,2 mal höher. Eine Absenkung der Röhrenspannung führte zu einer relativen Dosissteigerung von 5% in der Peripherie (Tabelle 3.1.4.1).

	Protokoll											
	I 80kV 50mAs	II 100kV 50mAs	III 120kV 50mAs	IV 140kV 50mAs	V 80kV 100mAs	VI 100kV 100mAs	VII 120kV 100mAs	VIII 140kV 100mAs	IX 80kV 200mAs	X 100kV 200mAs	XI 120kV 200mAs	XII 140kV 200mAs
Zentral [mGy]	1,8	4,0	5,2	8,0	3,6	6,2	9,1	14,6	5,3	10,8	18,7	27,6
Peripher [mGy]	2,2	4,7	6	9	4,3	7,4	10,4	16,4	6,5	12,8	21,9	32,2
Verhältnis Zentral/ Peripher	0,82	0,85	0,87	0,89	0,84	0,84	0,88	0,89	0,82	0,84	0,85	0,86
Differenz [%]	19	15	13	11	16	16	13	11	19	16	15	14

Tabelle 3.1.4.1: Verhältnis Ortsdosiswerte zentral/peripher: Angegeben sind die zentralen und peripheren Ortsdosiswerte [mGy], wobei die zentralen Werte um 15% (11-19%) niedriger sind, als die Peripheren. Es wurde das Verhältnis der zentralen Ortsdosiswerte zu den peripheren Ortsdosiswerten berechnet und die Differenz zwischen zentralen und peripheren Ortsdosiswerten prozentual angegeben. Bei konstantem Röhrenstrom und einer Absenkung der Röhrenspannung ist eine Vergrößerung der Differenz [%] und eine Verkleinerung des Verhältnisses zentral zu peripher zu erkennen, d.h. mit Absenkung der Röhrenspannung beobachtet man eine relative Dosissteigerung in der Peripherie.

	Röhrenstrom [mAs]				Röhrenspannung [kV]			
	200	100	50		140	120	100	80
140 kV	0,86	0,89	0,89	200 mAs	0,86	0,85	0,84	0,82
120 kV	0,85	0,88	0,87	100 mAs	0,89	0,88	0,84	0,84
100 kV	0,84	0,84	0,85	50 mAs	0,89	0,87	0,85	0,82
80 kV	0,82	0,84	0,82					
Mittelwert	0,84	0,86	0,86	Mittelwert	0,88	0,87	0,84	0,83
Standard Abweichung	0,02	0,03	0,03	Standard Abweichung	0,02	0,02	0,01	0,01

Tabelle 3.1.4.2: Verhältnis der Ortsdosiswerte zentral zu peripher bei Änderung von Röhrenstrom und Röhrenspannung: In der linken Hälfte ist das Verhältnis der Ortsdosiswerte zentral/peripher bei konstantem Röhrenstrom und bei wechselnder Röhrenspannung angegeben. Bei Absenkung der Röhrenspannung ist eine Verringerung des Quotienten zu erkennen, die Ortsdosis in der Peripherie steigt gering an. Die rechte Seite der Tabelle zeigt die Quotienten bei konstanter Röhrenspannung und einer Absenkung des Röhrenstroms. Es zeigt sich keine aussagekräftige Änderung des Verhältnis der Ortsdosiswerte von Zentrum und Peripherie.

3.2 Vergleich der Bildqualität am humanen Schädel: Anatomische Strukturen

Die rekonstruierten Darstellungen wurden von vier Fachärzten für Radiologie (P.K., M.C., K.A., W.H.) unabhängig voneinander ausgewertet. Die für drei unterschiedliche Pathologien (Sinusitis, Fraktur, Tumor) relevanten anatomischen Strukturen fungierten als Bewertungskriterien für die subjektive Bildqualität.

3.2.1 Sinusitis

Die Darstellung der NNH wurde in drei der neun Protokolle einstimmig von allen vier Untersuchern bezüglich der Bildqualität mit „sehr gut“ beurteilt (Protokoll VII: 120kV/100mAs, Protokoll X: 100kV/200mAs, Protokoll XI: 120kV/200mAs). Protokoll III (120kV/50mAs) wurde von 3 Untersuchern mit „sehr gut“ beurteilt, ein Untersucher urteilte hingegen mit „gut“, der Mittelwert beträgt hier 1,2. Protokoll VI (100kV/100mAs) wurde von zwei Untersuchern mit „sehr gut“ und von zwei weiteren mit „gut“ bewertet (Mittelwert 1,5).

Die schlechteste Bildqualität, vorwiegend mangelhaft bis ungenügend und mit dem Mittelwert 4, wurde bei Protokoll I (80kV/50mAs) festgestellt. Protokoll V (80kV/100mAs) und Protokoll IX (80kV/200mAs) wurden jeweils von drei Untersuchern mit „ausreichend“ und einem Untersucher mit „mangelhaft“ bewertet, der Mittelwert liegt hier bei insgesamt 3,25. Bei der Bewertung von Protokoll II (100kV/50mAs) stimmten jeweils zwei Untersucher mit „gut“ und zwei weitere mit „ausreichend“ (Mittelwert 2,5). (Tabelle 3.2.1.1 und 6.4.1 des Anhangs).

	Protokoll									
	I 80kV 50mAs	II 100kV 50mAs	III 120kV 50mAs	V 80kV 100mAs	VI 100kV 100mAs	VII 120kV 100mAs	IX 80kV 200mAs	X 100kV 200mAs	XI 120kV 200mAs	
Mittelwert NNH gesamt	4	2,5	1,2	3,2	1,5	1	3,2	1	1	

Tabelle 3.2.1.1: Gemittelte Werte aller Betrachter für die Sinusitisdiagnostik. Als günstigste Protokolle stellten sich Protokoll XI (120kV/200mAs), X (100kV/200mAs) und VII (120kV/100mAs) mit der Note „sehr gut“ dar. Das schlechteste Protokoll mit Gesamtnote „ausreichend“ war Protokoll I (80kV/50mAs).

3.2.2 Fraktur

Zur Beurteilung von Frakturen ist neben den genannten anatomischen Strukturen die Bewertung der Bildqualität der gesamten NNH relevant.

Lamina papyracea

Die Lamina papyracea wurde in Protokoll VII (120kV/100mAs) und in Protokoll XI (120kV/200mAs) von allen Untersuchern „sehr gut“ erkannt. Protokoll X (100kV/200mAs) erhielt von allen Untersuchern die Note „gut“, Protokoll III (120kV/50mAs) erhielt von drei Untersuchern die Note „gut“ während ein Untersucher die Bildqualität mit „ausreichend“ benotete.

Bei Protokoll I (80kV/50mAs) wurde die Lamina papyracea am schlechtesten bewertet, indem drei Untersucher mit „ungenügend“ und einer mit „mangelhaft“ urteilten. Ebenfalls relativ kritisch wurde Protokoll V (80kV/100mAs) interpretiert, da hier zwei Untersucher mit „mangelhaft“ und weitere zwei mit „ungenügend“ urteilten. Protokoll IX (80kV/200mAs) wurde mit einstimmig „mangelhafter“ Bewertung ebenfalls als kritisch eingestuft. Die übrigen Protokolle lagen im mittleren bis ungenügenden Wertungsbereich (Tabelle 6.4.1 des Anhangs).

Orbitaboden

Die Bildqualität wurde in Protokoll VII (120kV/100mAs) und Protokoll XI (120kV/200mAs) einstimmig von allen Untersuchern mit „sehr gut“ festgelegt. Protokoll IX (100kV/200mAs) wurde ebenfalls positiv mit dreimal „sehr gut“ und einmal mit „gut“ beurteilt. Protokoll III (120kV/50mAs) und Protokoll VI (100kV/100mAs) wurden jeweils einstimmig mit „gut“ bewertet. Am kritischsten wurden Protokoll I (80kV/50mAs) und Protokoll V (80kV/100mAs) eingestuft. Hier stimmten jeweils drei Untersucher mit „mangelhaft“ und ein Untersucher mit „ausreichend“. Die übrigen Protokolle lagen im mittleren bis ungenügenden Wertungsbereich (Tabelle 6.4.1 des Anhangs).

Lamina cribrosa

Die Lamina cribrosa wurde in Protokoll VII (120kV/100mAs) und in Protokoll XI (120kV/200mAs) von allen Untersuchern einstimmig „sehr gut“ erkannt. Protokoll X (100kV/200mAs) wurde von drei Untersuchern mit der Note „gut“ und von einem Untersucher mit „sehr gut“ bewertet, Protokoll VI (100kV/100mAs) wurde hingegen von drei Untersuchern mit „gut“ und von einem Untersucher mit „ausreichend“ beurteilt. Die Bildqualität bei Protokoll IV (120kV/50mAs) wurde von zwei Untersuchern mit der Note „gut“ und von zwei weiteren mit der Note „ausreichend“ eingestuft. Protokoll II (100kV/50mAs) wurde einstimmig mit „ausreichend“ bewertet. Die negativsten Wertungen der Lamina cribrosa erfolgten bei den Protokollen I (80kV/50mAs) und Protokoll V (80kV/100mAs). Hier erfolgten alle Bewertungen mit „mangelhaft“ (Tabelle 6.4.1 des Anhangs).

Jochbogen

Der Jochbogen wurde in Protokoll VII (120kV/100mAs), III (120kV/50mAs), X (100kV/200mAs) und Protokoll XI (120kV/200mAs) von allen vier Untersuchern mit „sehr gut“ benotet. Protokoll VI (100kV/100mAs) und Protokoll IX (80kV/200mAs) wurden, ebenfalls einstimmig, mit „gut“ bewertet, Protokoll I (80kV/50mAs) und Protokoll V (80kV/100mAs) stellten den Jochbogen lediglich „ausreichend“ dar. Schlechtere Bewertungen wurden hier nicht vergeben (Tabelle 6.4.1 des Anhangs).

NNH

Bezüglich der Bildqualität der NNH wurden Protokoll VII (120kV/100mAs) und Protokoll XI (120kV/200mAs) von allen vier Untersuchern als „sehr gut“ eingestuft. Als „gut“ wurden die Protokolle VI (100kV/100mAs), II (100kV/50mAs) und X (100kV/200mAs) bewertet, bei letzterem urteilte ein Untersucher mit „sehr gut“. Protokoll II (100kV/50mAs) und Protokoll IX (80kV/200mAs) wurden mit „ausreichend“ bewertet. Die Bewertung der Bildqualität für Protokoll I (80kV/50mAs) und Protokoll V (80kV/100mAs) resultierte in einer einstimmigen Bewertung mit „mangelhaft“ (Tabelle 6.4.1 des Anhangs).

Zusammenfassend lässt sich für die Bildqualität in der Frakturdiagnostik sagen, dass Protokoll VII (120kV/100mAs) und Protokoll XI (120kV/200mAs) mit dem Mittelwert 1 am besten abgeschnitten haben, gefolgt von Protokoll X (100kV/200mAs) mit einem Mittelwert von 1,5 und Protokoll III (120kV/50mAs) mit dem Mittelwert 1,9. Die übrigen Protokolle lagen unterhalb eines Mittelwertes von 2. Am schlechtesten schnitt Protokoll I (80kV/50mAs) mit einem Mittelwert von 3,9 ab (Tabelle 3.2.2.1).

		Protokoll								
		I	II	III	V	VI	VII	IX	X	XI
		80kV 50mAs	100kV 50mAs	120kV 50mAs	80kV 100mAs	100kV 100mAs	120kV 100mAs	80kV 200mAs	100kV 200mAs	120kV 200mAs
Mittelwert		3,9	2,9	1,9	3,8	2,2	1	3,1	1,5	1
Fraktur gesamt										

Tabelle 3.2.2.1: Gemittelte Werte aller Betrachter für die Frakturdiagnostik: Die Werte enthalten zusammenfassend die Benotung für die Sichtbarkeit der Lamina papyracea, des Orbitabodens, der Lamina cribrosa, des Jochbodens und der gesamten NNH. Beste Protokolle mit der Note „sehr gut“ waren Protokoll VII (120kV/100mAs) und XI (120kV/200mAs). Schlechtestes Protokoll war Protokoll I (80kV/50mAs) mit der Note „ausreichend“.

3.2.3 Tumor

Eine einstimmig „sehr gute“ Darstellung der NNH konnte bei Protokoll VII (120kV/100mAs) und bei Protokoll XI (120kV/200mAs) gefunden werden, hier liegt der Mittelwert bei 1. Protokoll X (100kV/200mAs) wurde hingegen einstimmig mit „gut“ bewertet (Mittelwert 2), Protokoll III (120kV/50mAs) wurde mit Mittelwert 3 bewertet. Bei Protokoll VI (100kV/100mAs) liegt der Mittelwert bei 2,7. Alle vier Untersucher bezeichneten Protokoll II (100kV/50mAs) und Protokoll IX (80kV/200mAs) mit „mangelhaft“ (Mittelwert 4). Die Bewertung des Protokolls V (80kV/100mAs) erfolgte bei zwei Untersuchern mit „mangelhaft“ und bei zwei weiteren mit „ungenügend“, der Mittelwert befindet sich hier bei 4,5. Die negativsten Ergebnisse fanden sich einstimmig bei Protokoll I (80kV/50mAs) mit der Note „ungenügend“ und damit einem Mittelwert von 5 (Tabelle 3.2.3.1 und 6.4.1 des Anhangs).

	Protokoll									
	I 80kV 50mAs	II 100kV 50mAs	III 120kV 50mAs	V 80kV 100mAs	VI 100kV 100mAs	VII 120kV 100mAs	IX 80kV 200mAs	X 100kV 200mAs	XI 120kV 200mAs	
Mittelwert Tumor gesamt	5	4	3	4,5	2,7	1	4	2	1	

Tabelle 3.2.3.1: Gemittelte Werte aller Betrachter für die Tumordiagnostik. Es wurde die Erkennbarkeit der gesamten NNH benotet. Die besten Protokolle waren Protokoll XI (120kV/200mAs) und VII (120kV/100mAs). Die schlechteste Benotung mit „mangelhaft“ erhielt Protokoll I (80kV/50mAs).

Insgesamt ließ sich feststellen, dass die Protokolle VII (120kV/100mAs) und XI (120kV/200mAs) bezüglich der Bildqualität mit der Gesamtnote „sehr gut“ abgeschnitten haben. Protokoll X (100kV/200mAs), Protokoll III (120kV/50mAs) und Protokoll VI (100kV/100mAs) konnten mit einer im Mittelwert guten Bildqualität eingestuft werden. Die schlechteste Bildqualität mit einer im Mittelwert mangelhaften Benotung, fand man bei Protokoll I (80kV/50mAs) und Protokoll V (80kV/100mAs), wobei Protokoll I insgesamt am schlechtesten bewertet wurde. Protokoll IX (80kV/200mAs) und Protokoll II (100kV/50mAs) wurden beide im Mittelwert mit „ausreichend“ beurteilt (Tabelle 3.2.3.2).

	Protokoll									
	I 80kV 50mAs	II 100kV 50mAs	III 120kV 50mAs	V 80kV 100mAs	VI 100kV 100mAs	VII 120kV 100mAs	IX 80kV 200mAs	X 100kV 200mAs	XI 120kV 200mAs	
Mittelwert Bildqualität	4,1	3	2	3,9	2,2	1	3,2	1,5	1	

Tabelle 3.2.3.2: Gemittelte Werte aller Betrachter für die Bildqualität insgesamt. Die Tabelle berücksichtigt die Auswertung der Bildqualität insgesamt unter Berücksichtigung der gemittelten Noten der Sinusitis-, Tumor- und Frakturdiagnostik. Die besten Protokolle waren Protokoll XI (120kV/200mAs) und VII (120kV/100mAs). Die schlechteste Benotung mit „mangelhaft“ erhielt Protokoll I (80kV/50mAs).

3.2.4 Verhältnis Dosissumme im Primärstrahl zur Bewertungssumme

Diagramm 3.2.4.1 veranschaulicht die „Dosissumme“ im Primärstrahl im Verhältnis zu der Anzahl der Bewertungspunkte der vier Radiologen. Eine Erläuterung der Berechnung der Werte ist unter Punkt 2.6 ersichtlich, die errechneten Summen sind im Anhang unter 6.4.2 zu finden. Auf der x-Achse wird die Dosissumme eingetragen, die y-Achse zeigt die Summe der Bewertungspunkte. Je höher die Summe der Bewertungspunkte, desto schlechter schneidet die Bildqualität ab. Je kleiner die Dosissumme auf der x-Achse, desto günstiger ist die Strahlenexposition. Hier fällt bei den beiden mit „sehr gut“ abgeschnittenen Protokollen VII (120kV/100mAs) und XI (120kV/200mAs) auf, dass Protokoll XI mit insgesamt 28 Bewertungspunkten zwar eine ebenso gute Bildqualität wie

Protokoll VII auszeichnet, allerdings die Dosissumme im Primärstrahl doppelt so hoch ist (81mGy/41mGy).

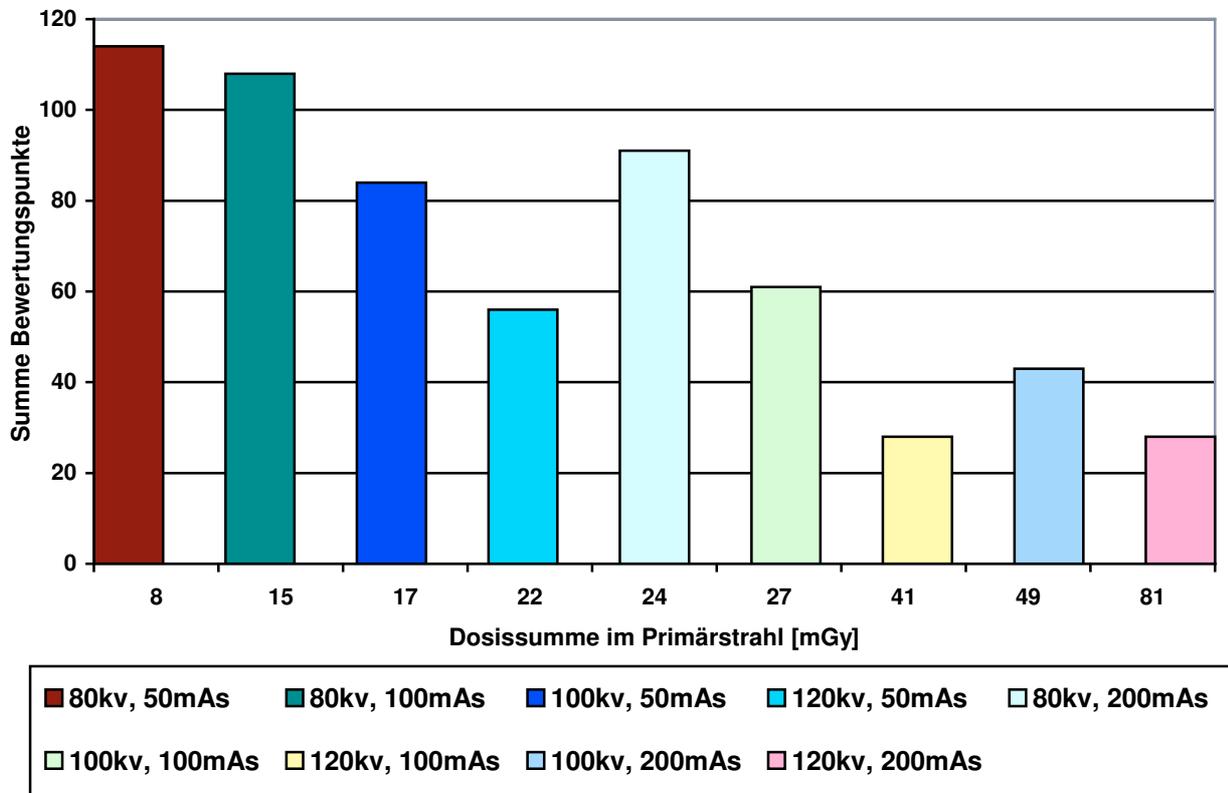


Diagramm 3.2.4.1: Summe der Bewertungspunkte/Dosissumme im Primärstrahl: Auf der x-Achse ist die Summe aller Noten der vier Radiologen im Bezug auf die verschiedenen Protokollen zu finden. Auf der y-Achse wurde im Vergleich dazu die „Dosissumme“ im Primärstrahl für jedes Protokoll dargestellt, indem alle gemessenen Ortsdosiswerte im Primärstrahl addiert wurden.

In der Bewertungsgruppe mit einer „guten“ Bildqualität, Protokoll X (100kV/200mAs), Protokoll III (120kV/50mAs) und Protokoll VI (100kV/100mAs), fällt bei Protokoll III und VI eine ähnliche Bewertungssumme (56/61) und eine ähnliche Dosissumme (22mGy/27mGy) auf. Protokoll III weist sogar bei einer etwas besseren Bildqualität eine um 18,5% geringere Dosissumme im Primärstrahl auf. Protokoll X schneidet hinsichtlich der Bildqualität mit 43 Bewertungspunkten zwar etwas besser als die beiden vorher genannten Protokolle ab, aber die Dosissumme ist mit 49mGy fast doppelt so hoch. Die übrigen Protokolle liegen zwar hinsichtlich der Dosissumme im Primärstrahl zwischen 8mGy und 17mGy, allerdings wird die Bildqualität hier auch im Mittelwert mit „ausreichend“ und „mangelhaft“ angegeben (Tabelle 6.4.2 des Anhangs).

4. Diskussion

Die CT nimmt in der Diagnostik von angeborenen und erworbenen Erkrankungen des Gesichtsschädels einen festen Platz ein [6, 17-21, 53-55]. Wie von anderen Autoren bereits beschrieben, hat sich die Spiral-CT auf Grund des kombinierten Vorteils einer kurzen Untersuchungsdauer und der lückenlosen Erfassung des darzustellenden Areals, sowie den verbesserten Bildverarbeitungsmöglichkeiten als ein wichtiges bildgebendes Verfahren in der Medizin etabliert [56-60]. Die modernen Mehrzeilen-Spiral-CT, bei denen mehrere Detektorreihen zur Datenerfassung zur Verfügung stehen, ermöglichen höhere Ortsauflösungen und kürzere Untersuchungszeiten als durch die Einzeilen-Spiral-CT möglich ist. Die zunehmende Verfügbarkeit von MSCT-Geräten und der durch die Verbesserung der Technik bedingte erweiterte diagnostische Indikationsbereich werden zu steigenden Untersuchungsfrequenzen führen. Eine Erhöhung der zivilisatorischen Strahlenexposition als Folge des vermehrten Einsatzes der MSCT-Technologie ist hierdurch möglich [1, 61, 62]. Mettler et al. stellten in diesem Zusammenhang fest, dass über ein Drittel aller CT-Untersuchungen im Kopf-Hals-Bereich durchgeführt werden [63]. In Anlehnung an das „ALARA-Prinzip“ (as low as reasonably achievable“) müssen daher der jeweiligen Fragestellung angepasste und dosisoptimierte Untersuchungsprotokolle entwickelt werden, die eine ausreichende Bildqualität bei gleichzeitig minimierter Strahlenexposition garantieren.

Bei der CT der Nasennebenhöhlen liegen als Risikoorgane die Augenlinsen und die Schilddrüse im primären Strahlengang oder werden zumindest von messbarer Streustrahlung betroffen. Insbesondere bei Kindern ist auch das rote Knochenmark des Schädels als strahlensensibles Organ zu berücksichtigen. Im Vergleich sind Kleinkinder um das drei- bis vierfache strahlensensibler als ein Erwachsener [64]. Doll und Wakeford zeigten, dass eine Strahlenexposition von 10mSv bei einem Embryo oder Fetus das Krebsrisiko in der Kindheit um 6% pro Sievert deutlich ansteigen lässt [65]. Eine Reduktion der effektiven Ganzkörperdosis ist somit in der Kinderradiologie von großer Bedeutung. Da für den Niedrigdosisbereich, in dem die radiologische Diagnostik stattfindet, keine exakten Daten bestehen, wird angenommen, dass sich das stochastische Strahlenrisiko zur Entwicklung eines strahleninduzierten Tumors ähnlich wie das deterministische Strahlenrisiko im Hochdosisbereich linear verhält, d.h. mit steigender Exposition steigt in gleichem Maß auch das Neoplasierisiko an [64]. Hinsichtlich der Strahlenbelastung bestehen Unterschiede durch Gewicht, Alter und Geschlecht und letztendlich hat jeder Mensch ein individuelles Krebsrisiko, das, abhängig von der genetischen Ausgangssituation, etwa mit 25% anzunehmen ist [66, 67].

Die Gefahr einer strahleninduzierten Kataraktbildung der Augenlinsen ist bei Röntgenuntersuchungen des Kopfbereiches stets zu bedenken, wobei jedoch Einzeldosen von unter 1-2Gy bei Erwachsenen als unbedenklich gelten [68]. Bei Kindern ist die Gefahr von

strahlenbedingten Kataraktbildungen deutlich erhöht; hier werden in der Literatur bereits kumulative Strahlenexpositionen mit einer Dosis von 250mGy als kritisch angegeben [69, 70]. Die Gefahr der Entwicklung von neoplastischen Veränderungen der Schilddrüse als Folge radiologischer Untersuchungen mit erhöhten Strahlendosen ist bekannt [71]. Die Strahlenexposition, der ein Patient bei konventionellen radiologischen Untersuchungen ausgesetzt sein kann, liegt zwischen 0,1mSv bis 10mSv [72]. In der aktuellen Literatur werden Dosiswellenwerte genannt, ab denen das Risiko der Entstehung von neoplastischen Veränderungen erhöht ist: effektive Dosen bis 0,1mSv scheinen kein erhöhtes Entartungsrisiko zur Folge zu haben. Ein sehr geringes Risiko wird zum Beispiel bei einem Abdominal-CT ab einer Dosis von 0,1-1,0mSv vermutet. Ab einer effektiven Dosis von 10-100 mSv wird ein niedriges und ab einer effektiven Dosis von über 100 mSv ein moderates Entartungsrisiko angenommen [64]. Die Entwicklung anderer Tumorarten, wie z.B. Malignome der Knochen oder der lymphatischen Reihe sind ebenfalls denkbar, wenn auch sehr viel seltener. Eine Reduktion der Strahlenexposition ist daher von großer Bedeutung. Der beste und erste Schritt auf dem Weg zur Minimierung der Strahlenexposition ist eine sorgfältige und befundorientierte Indikationsstellung für eine Röntgen- oder CT-Untersuchung und, daraus folgend, im Zweiten eine entsprechende Parametereinstellung und die Verwendung von dosisreduzierten Protokollen.

Ziel dieser Studie war es zu untersuchen, welchen Einfluss eine Verringerung der Röhrenstromstärke und der Röhrenspannung an dem verwendeten 64-Zeilen Computertomographen einerseits auf die Dosishöhe und andererseits auf die Bildqualität besitzt. Zudem sollte untersucht werden, ob auch in der Computertomographie eine Absenkung der Röhrenspannung zu einer relevanten Dosisminderung beitragen kann oder ob es hierbei zu einer intrakraniellen Dosiserhöhung durch die „weichere“ Strahlung kommt, wie es bei der konventionellen Radiographie zu erwarten ist. Dem aus der derzeit verfügbaren Literatur abgeleiteten, aktuellen Wissensstand nach sind bisher keine genaueren Untersuchungen bezüglich des Verhältnisses der Ortsdosiswerte aus dem Zentrum und der Peripherie einer Untersuchungsregion bei Änderung der Röhrenspannung und des Röhrenstroms erfolgt.

4.1 Einfluss des Röhrenstroms auf die Ortsdosis

Eine Möglichkeit, eine Dosisreduktion zu erreichen, liegt in der Reduktion des Röhrenstroms. Die Röhrenstromstärke bestimmt die Intensität der Röntgenstrahlung, bzw. die Menge an freigesetzten Photonen, deren Absorption im Gewebe die Grundlage der Bildentstehung ist. Durch die Variation der Röhrenstromstärke können somit sowohl die Bildqualität als auch die Strahlenexposition beeinflusst werden. Eine Reduktion des Röhrenstroms führt zu einer verringerten Intensität der Röhrenstrahlung und zu einer geringeren Anzahl von Röntgenphotonen, die auf der Detektorzeile

auftreffen und zur Bildentstehung beitragen. Eine Verdoppelung des Röhrenstroms wird demnach auch zu einer Verdoppelung der Strahlungsintensität und der Photonenanzahl führen. Eine Reduktion des Röhrenstroms führt somit zu einer Dosisreduktion, wobei jedoch durch die Verschiebung des Verhältnisses zwischen Nutz- und Streustrahlung ein erhöhtes Bildrauschen auftritt, welches die Bildqualität beeinträchtigen kann. Aus diesem Grunde müssen der Fragestellung angepasste, dosisoptimierte Untersuchungsprotokolle entwickelt werden, die eine ausreichende Bildqualität garantieren.

Autor	Art der Studie	Protokolle	Maximale Dosisreduktion
Udayasankar et al.[74], 2008 4-Zeilen MSCT	Klinische Studie bei Kindern (<i>Kopf-CT</i>)	220mAs vs. 80mAs	63%
Sohaib et al.[36], 2001 SSCT	Klinische Studie (<i>Sinus CT</i>)	120kV, 200mAs vs. 120kV, 50mAs	77%
Lutz et al.[73], 2007 4 und 64-Zeilen MSCT	Klinische Studie (<i>Temporale Region/Mittel- /Innenohr</i>)	180mAs, 120kV (4-Zeilen MSCT) vs. 140mAs, 120kV (64-Zeilen MSCT)	50%
Hojreh et al.[80], 2005 16-Zeilen MSCT	Klinische Studie (<i>Dosismessungen in der Sinus- Region</i>)	120kV, 150mAs / 120kV, 100mAs 120kV, 50mAs / 120kV, 30mAs 120kV, 25mAs	36-55%
Herzog et al.[81], 2008 16 und 64-Zeilen MSCT	Klinische Studie bei Kindern (<i>Scanning mit automatischer Röhrenstrom Einstellung</i>)	120kV, 120mAs (16-Zeilen MSCT) vs. 80, 100, 120kV, mit 72mAs als Ausgangsstromstärke, welche durch die Software automatisch erhöht wurde (64-Zeilen MSCT)	40-60%

Tabelle 4.1.1: Vergleich mit anderen Studien (Relation Ortsdosis zu Röhrenstrom)

In der vorliegenden Arbeit wurden insgesamt zwölf Messprotokolle zur Bestimmung der Ortsdosis verwendet [I(80kV/50mAs); II(100kV/50mAs); III(120kV/50mAs); IV(140kV/50mAs); V(80kV/100mAs); VI(100kV/100mAs); VII(120kV/100mAs); VIII(140kV/100mAs); IX(80kV/200mAs); X(100kV/200mAs); XI(120kV/200mAs); XII(140kV/200mAs)]. Bei allen zwölf Protokollen konnte festgestellt werden, dass die Absenkung des Röhrenstroms bei konstanter Röhrenspannung zu einer linearen Dosisreduktion führte. Diese Verhältnismäßigkeit haben auch Lutz et al. festgestellt, welche ein Standardprotokoll an einem 4-Zeilen CT-Gerät (120kV, 180mAs) mit einem „low-dose“-Protokoll an einem 64-Zeilen CT-Gerät verglichen (120kV, 140mAs) [73]

(Tabelle 4.1.1). In beiden Arbeiten konnte eine lineare Dosisreduktion bei der Absenkung des Röhrenstroms beobachtet werden, wobei bei dem 64-Zeiler die durchschnittliche Äquivalentdosis (0,31mSv) um ca. 50% niedriger als bei dem 4-Zeilen CT-Gerät (0,61mSv) war. Ein ebenfalls lineares Verhältnis bezüglich des Röhrenstroms und der Strahlenexposition erwähnen auch Honnef und Udayasankar et. al. [74,75]. In der von Udayasankar et al. durchgeführten Studie ließ sich sowohl bei dem Standardprotokoll mit 220mAs als auch bei dem Niedrig-Dosis-Protokoll mit 80mAs eine lineare Dosisreduktion an dem verwendeten 4-Zeilen CT-Gerät vermerken.

In der vorliegenden Studie konnte diese lineare Dosisminderung bei entsprechender Absenkung des Röhrenstroms eindeutig nachvollzogen werden: bei einer Absenkung von 100 auf 50mAs ließ sich eine Dosisreduktion zwischen 36-47% feststellen, bei einer Reduktion des Röhrenstroms von 200 auf 100mAs lag sie zwischen 35-50%. Die Dosisreduktion an der Augenlinse bei einer Reduktion von 200 auf 100mAs lag bei 45%; bei einer Änderung von 100 auf 50mAs wurden 50% erreicht.

In der aktuellen Literatur finden sich viele Studien bezüglich Röhrenstrom reduzierter low-dose Protokolle. Die Ergebnisse verschiedener Studien zeigen, dass der Röhrenstrom bei Hochkontrast-Untersuchungen von standardmäßig 200mAs auf 110-140mAs reduziert werden kann, ohne dass dies signifikante Abweichungen in der diagnostischen Bildqualität mit sich bringt [76, 77]. Imhof et al. konnten bei Schädel-CT-Untersuchungen Dosisreduktionen von bis zu 35% im Vergleich zu den Standardprotokollen feststellen [78].

Im Rahmen der Sinusitisdiagnostik erarbeiteten Aaløkken et al. in ihren Studien eine Dosisreduktion von bis zu 80%. Der verwendete Röhrenstrom betrug in den low-dose Protokollen 40mAs, die Röhrenspannung betrug 120kV. In den Vergleichsprotokollen wurden Röhrenströme von 200-240mAs verwendet [17]. Die resultierende Bildqualität reichte laut den Autoren für eine suffiziente Sinusitisdiagnostik aus, fraglich ist jedoch, ob dies auch bei der Tumor- oder Frakturdiagnostik erfüllt gewesen wäre. Diese Fragestellung wurde in der zitierten Studie nicht evaluiert.

Udayasankar et al. berichten von einer durchschnittlich 63%igen Dosisreduktion in low-dose-Protokollen am 4-Zeilen MSCT-Gerät. Hier wurden Standardprotokolle mit 220mAs und low-dose-Protokolle mit 80mAs bei konstanten 120kV bei Kindern in Form eines Schädel-CT durchgeführt. Die Auswertung der Bildqualität erfolgte durch zwei Radiologen anhand einer 5-Punkte Skala zur Beurteilung der Bildqualität. Keiner der rekonstruierten Bilddatensätze, weder in der Standard- noch in der Niedrig-Dosis Protokollgruppe zeigte eine inakzeptable Bildqualität. Obwohl dreimal so viele Bilddatensätze aus der low-dose Gruppe in die Bildqualitätskategorie "suboptimal" fielen, konnte in allen CT-Darstellungen die richtigen diagnostische Aussagen getroffen werden [74].

Ähnliche Ergebnisse fanden sich auch in der vorliegenden Studie, bei der eine Absenkung bis auf 50mAs, und nicht auf 80mAs wie bei Udayasankar erfolgte, aber die resultierenden

Dosisreduktionen beliefen sich mit 35-50% (200 auf 100mAs) bzw. 64-72% (200-50mAs) in einer vergleichbaren Größenordnung. Hierbei muss jedoch berücksichtigt werden, dass in der vorliegenden Arbeit ein 64-Zeilen CT-Gerät verwendet wurde und, im Gegensatz zu Udayasankar, experimentell und nicht klinisch gearbeitet wurde.

Sohaib et al. untersuchten in ihrer Studie den Effekt von reduziertem Röhrenstrom sowohl auf die Bildqualität, als auch auf die Dosis in der Sinus-CT am SSCT-Gerät. Eingeteilt in vier Untersuchungsgruppen mit jeweils zehn Patienten wurden vier verschiedene CT-Protokolle verwendet. Das Standardprotokoll lag bei 120kV und 200mAs, die übrigen drei Protokolle hatten jeweils einen reduzierten Röhrenstrom (150mAs, 100mAs und 50mAs). Die Röhrenspannung blieb in allen Protokollen konstant. Gemessen wurde die Strahlendosis der Augenlinse. Verglichen mit der Strahlendosis bei 200mAs ließ sich bei den röhrenstromreduzierten Protokollen jeweils eine Reduktion von 43, 54 und 77% ausmachen [36]. Vergleicht man die durchschnittlichen Ortsdosiswerte der Augenlinsen mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie bei 200, 100 und 50mAs, stellt man fest, dass die absoluten Dosiswerte in der vorliegenden Arbeit um ca. 30% höher liegen. Hier muss beachtet werden, dass Sohaib et al. gemittelte Durchschnittswerte von 40 durchgeführten klinischen CTs angegeben haben. Betrachtet man die Dosiswerte der Augenlinse bei den einzelnen Messungen, liegen einige Werte teils deutlich über den in der vorliegenden Arbeit ermittelten Ergebnissen. In der Summe lassen sich hinsichtlich der Ergebnisse beider Studien durchaus ähnliche Dosisreduktionen als erreichbar annehmen. Da in der vorliegenden Studie Messungen an einem 64-Zeilen MSCT-Gerät und nicht wie bei Sohaib et al. an einem SSCT-Gerät durchgeführt wurden, ist eine höhere Strahlenexposition bei der Verwendung eines MSCT-Gerätes am Patienten denkbar. In der eigenen Arbeitsgruppe konnte dies bei Messungen an einem 64-Zeilen MSCT im Bereich des Schädels jedoch widerlegt werden. Hier wurde im Vergleich zu SSCT kein Anstieg der effektiven Dosis festgestellt [79].

Bei der bereits zitierten Studie von Lutz et al. wurden ebenfalls Dosismessungen an einem 64-Zeilen MSCT-Gerät im Schädelbereich durchgeführt. Es wurde ein Standardprotokoll an einem 4-Zeilen CT-Gerät (120kV, 180mAs, 0,61mSv) mit einem low-dose Protokoll an einem 64-Zeilen CT-Gerät verglichen (120kV, 140mAs, 0,31mSv). Die ermittelte durchschnittliche Äquivalentdosis war dabei für das low-dose Protokoll am 64-Zeiler deutlich geringer [73]. Demnach kann man aus den Untersuchungen von Lutz et al. schlussfolgern, dass es durchaus möglich ist mit gezielten Protokollen an einem 64-Zeilen MSCT-Gerät eine signifikante Dosisreduktion im Vergleich zu älteren „Standardprotokollen“ zu erzielen.

Hojreh et al. untersuchten die Strahlendosis anhand des CTDI_{vol} von low-dose Protokollen an einem 16-Zeilen MSCT [80]. Beginnend mit einem Standardprotokoll (120kV, 150mAs) erfolgten Reduktionen des Röhrenstroms bis auf 25mAs. Von 150mAs auf 100mAs ergab sich dabei eine

Reduktion des CTDI_{vol} von 33%, bei weiterer Reduktion von 100mAs auf 50mAs eine Reduktion von 50%. Reduziert man den Röhrenstrom weiter auf 30 und 25mAs, erreicht man jeweils eine Reduktion des CTDI_{vol} von 30 bzw. 36%. Bezogen auf das Standardprotokoll konnte man bei einer Reduktion von 150mAs auf 25mAs eine 90%ige Dosisreduktion erzielen. Eine Dosisreduktion von 100mAs auf 50mAs wurde auch in der vorliegenden Arbeit beschrieben. Betrachtete man dabei den CTDI (15,68mGy/7,84mGy), konnte man auch hier eine 50%ige Dosisreduktion finden. Bezüglich der einzelnen Messungen der Ortsdosiswerte ließ sich eine Dosisreduktionen von 36-47% darstellen. Es lassen sich demnach bezüglich dem 16-Zeilen MSCT und dem 64-Zeilen MSCT in diesem Fall gleiche Dosisreduktionen erzielen.

Eine andere Möglichkeit der Dosisreduktion an einem modernen 64-Zeilen MSCT beschrieben Herzog et al. Weil gerade bei der CT von Kindern und Neugeborenen eine dosisprotektive Vorgehensweise auf Grund der kumulativen Strahlenexposition ausschlaggebend ist, verwendeten Herzog et al. eine automatische Röhrenstrommodulation. Hierbei stellte die CT-Software den Röhrenstrom automatisch bei jeder Untersuchung auf Gewicht, Größe und Umfang des Patienten ein. Es wurden sowohl der CTDI_{w,eff.} als auch das Dosislängenprodukt bei einem 64-Zeilen MSCT-Gerät mit und ohne automatischer Röhrenstrommodulation im Vergleich mit der Strahlendosis an einem 16-Zeilen MSCT-Gerät mit einem konstanten Röhrenstrom von 120mAs untersucht. Herzog et al. stellten eine Dosisreduktion von 60% allein durch die Verwendung des automatisch angepassten Röhrenstroms an dem 64-Zeilen MSCT-Gerät fest. Im Vergleich mit dem 16-Zeilen MSCT konnte eine 40%ige Dosisreduktion ermittelt werden [81]. Durch die Verwendung eines automatisch angepassten Röhrenstroms sind die von Herzog et al. dargestellten Ergebnisse schwer mit denen dieser Studie zu vergleichen. Jedoch zeigt die zitierte Arbeit die technische Möglichkeit auf, durch individuell an Patientengewicht und -größe angepasste Röhrenstromstärken eine Dosisreduktion an einem 64-Zeilen MSCT-Gerät zu erzielen.

Eine weitere Fragestellung der vorliegenden Arbeit lag in der Beurteilung, inwieweit sich die Ortsdosiswerte jeweils im Zentrum und in der Peripherie des Untersuchungsgutes verändern. Generell ließ sich bei den durchgeführten Messungen eine im Zentrum des Phantoms um ca. 15% (11-18%) niedrigere Ortsdosis als in der Peripherie feststellen. Dies ist damit zu erklären, dass die „weichere“ Röntgenstrahlung bereits in der Peripherie des Phantoms absorbiert worden ist und das Zentrum nicht mehr erreichte. Bei einer Änderung des Röhrenstroms konnte keine Veränderung des Verhältnisses der Ortsdosiswerte von Zentrum und Peripherie des Phantoms beobachtet werden.

In der aktuellen Literatur ist derzeit keine Studie zu finden, die diese Verhältnismäßigkeit an einem 64-Zeilen MSCT näher untersucht hat. Huda und Vance stellten in einer ihrer Studien an 4-Zeilen und 16-Zeilen MSCT-Geräten bei Schädel-CT-Untersuchungen und bei CT-Untersuchungen bei Kindern keine großen Unterschiede zwischen peripheren und zentralen Ortsdosiswerten fest. Einen

deutlichen Unterschied zwischen peripheren und zentralen Dosismessungen beobachteten die Autoren jedoch bei größeren und schwereren Personen, wobei die zentralen Ortsdosiswerte wie in der vorliegenden Studie deutlich niedriger ausfielen. Genaue Zahlen werden in dieser Studie jedoch nicht aufgeführt [82].

4.2 Einfluss der Röhrenspannung auf die Ortsdosis

Neben der Menge an Photonen ist auch deren kinetische Energie von Bedeutung. In Abhängigkeit von der kinetischen Energie der Photonen, bestimmt durch die Höhe der Röhrenspannung (kV), ändert sich deren Absorptionsverhalten in den verschiedenen Geweben und Organen des Körpers.

Hohe Röhrenspannungen erzeugen energiereiche Photonen, die das Untersuchungsgut besser durchdringen und demnach zu einer geringen Absorption im Gewebe führen. In der konventionellen Radiographie führt dies jedoch zu einer Nivellierung der Absorptionsunterschiede mit der Folge, dass Aufnahmen mit hoher Röhrenspannung wenig kontrastreich sind. Niedrige Röhrenspannungen führen hingegen zu energieärmeren Photonen, die stärker im Untersuchungsgut absorbiert werden. Gleichzeitig steigen damit sowohl Kontrast als auch das Bildrauschen, weil weniger Photonen die Detektorzeilen erreichen. Durch die Variation der Röhrenspannung können somit sowohl Bildqualität als auch Strahlenexposition beeinflusst werden.

Eine Reduktion der Röhrenspannung kann sinnvoll sein, wenn der Durchmesser des Untersuchungsgutes klein oder eine kontrastreichere Darstellung von Geweben oder intravasculärem Kontrastmittel gewünscht ist [83]. Eine Änderung der Röhrenspannung ist an den meisten MSCT-Geräten nur eingeschränkt möglich. In der Regel können lediglich fixe Einstellungen von 80, 90, 100, 120, 135 oder 140kV gewählt werden, wobei dies auch nicht für alle Geräte in gleichem Maße gilt. Zwar besteht kein linearer Zusammenhang zwischen der Reduktion von Röhrenspannung und Dosis, jedoch ließ sich bereits in früheren Studien bei Absenkung der Röhrenspannung eine Dosisreduktion feststellen [84].

Die Literatur beschreibt bezüglich der Verwendung von Protokollen mit reduzierter Röhrenspannung den begleitenden Einsatz von Kontrastmitteln, die bei Reduktion der Röhrenspannung lokal zu einer verbesserten Darstellung einzelner Gewebe bei der Bildqualität dienen. Sigal-Cinqualbre et al. haben die Röhrenspannung von 120 auf 80kV gesenkt und dadurch eine Dosisreduktion von 65% realisiert [85].

Vergleichend zu diesem Ergebnis führte in unserer Arbeit eine Reduktion der Röhrenspannung von 120 auf 80kV, bei einem konstanten Röhrenstrom, zu einer Dosisreduktion von 60-70%.

In der vorliegenden Arbeit wurden die in Kapitel 3 und 4.1 genannten Protokolle verwendet. Bei einer Absenkung der Röhrenspannung wurde insgesamt eine nicht-lineare Dosisreduktion festgestellt (76-84% bei Absenkung von 140 auf 80kV; 60-70% bei Absenkung von 120 auf 80kV;

49-56% bei Absenkung von 140 auf 100kV; 42-52% bei Absenkung von 100 auf 80kV; 24-40% bei Absenkung von 120 auf 100kV und 33-39% bei Absenkung von 140 auf 120 kV). Durchschnittlich konnte eine Dosisreduktion von etwa 30% pro 20 kV erreicht werden.

Autor	Art der Studie	Protokolle	Maximale Dosisreduktion
Sigal-Cinqualbre et al. [85], 2004 4-Zeilen MSCT	Klinische Studie (<i>CT der Thorax bei Erwachsenen mit Kontrastmittel</i>)	120kV, 90mAs vs. 80kV, 90mAs	65%
Nakayama et al.[87], 2005 16-Zeilen MSCT	Klinische Studie (<i>CT des Abdomen mit Kontrastmittel</i>), Experimentelle Studie (<i>32.0cm Phantom, Dosimeter</i>)	120kV, 300mAs vs. 90kV, 300mAs	46% in der Peripherie 57% im Zentrum
Heyer et al.[86], 2007 16-Zeilen MSCT	Klinische Studie (<i>pulmonale CT Angiographie mit Kontrastmittel</i>)	120kV, 200mAs vs. 100kV, 200mAs	44%

Tabelle 4.2.1: Vergleich mit anderen Studien (Relation Ortsdosis zu Röhrenspannung)

Heyer et al. untersuchten am 16-Zeilen MSCT den Einfluss der reduzierten Röhrenspannung auf die effektive Dosis und den CTDI_{vol} bei der pulmonalen CT-Angiographie. Zwei Protokolle wurden bezüglich einer Dosisreduktion miteinander verglichen: 120kV, 200mAs und 100kV, 200mAs. Bezüglich des CTDI_{vol} (30,7mGy/17,6mGy) ließ sich eine 43%ige Reduktion bei Herabsetzung der Röhrenspannung von 120kV auf 100kV feststellen, die Reduktion der effektiven Dosis lag bei 44% [86]. In der vorliegenden Studie lag der CTDI ebenfalls in einem ähnlichen Bereich (31,4mGy/18,7mGy). Hier führte eine Absenkung der Röhrenspannung von 120 auf 100kV zu einer 24-40%igen Dosisreduktion. Es sind demnach ähnliche Werte in beiden Studien anzutreffen, obwohl Heyer et al. ein 16-Zeilen MSCT verwendet haben. Bei der Reduktion von 120 auf 80kV gaben Sigal-Cinqualbre et al. sogar eine Dosisreduktion von 40-60% an, wobei es sich jedoch um Dosismessungen an einem 4-Zeilen MSCT unter dem zusätzlichen Einsatz von Kontrastmittel handelte [85]. Diese Ergebnisse zeigen, dass eine Absenkung der Röhrenspannung zu einer relevanten Dosisminderung bei der CT führen kann.

Insgesamt lagen die zentralen Ortsdosiswerte bei den Messungen in der vorliegenden Studie bei 120kV um ca. 15% (11-18%) niedriger als die in der Peripherie. Eine Änderung der Röhrenspannung hatte lediglich einen geringen Einfluss auf das Verhältnis der Ortsdosiswerte von Zentrum und Peripherie. Ähnlich wie bei der konventionellen Radiographie führte eine Absenkung der Röhrenspannung zu einer „Dosisüberhöhung“ peripher gegenüber zentral um 5% bei einer allerdings um 80% reduzierten absoluten Ortsdosis. Dies lässt sich damit erklären, dass die

energieärmeren Photonen bei niedriger kV, die das Untersuchungsvolumen zunächst durchdringen, in den peripheren Schichten verstärkt absorbiert werden. Somit erreicht lediglich eine verringerte Photonenzahl das Zentrum des Untersuchungsvolumens.

Nakayama et al. führen in ihrer Studie „low-kV“ - Dosismessungen an einem 16-Zeilen MSCT im Bereich des Abdomens aus. Dabei wurden zwei Protokolle unmittelbar miteinander verglichen, 120kV, 300mAs und 90kV, 300mAs. Es handelte sich bei Nakayamas Arbeit um eine klinische Studie an zwei Patientengruppen, die auf beide Protokolle aufgeteilt wurden.

Es wurde der $CTDI_{w,eff}$ bestimmt und zusätzlich noch eine Dosismessung an einem Phantom (Durchmesser: 32.0cm) durchgeführt. Bei der Dosismessung an dem Phantom wurden die gleichen Parameter analog zu dem klinischen Versuch verwendet. Zudem wurde die Dosisreduktion im Zentrum und in der Peripherie des Phantoms anhand von Dosimetern gemessen. Die Ergebnisse der Phantomstudie ergaben für den Zentralen Bereich eine Dosisreduktion von 57%, in der Peripherie wurde eine Dosisreduktion von 46% festgestellt [87]. Es erfolgte also eine maximale Dosisreduktion bei Absenkung der Röhrenspannung von 120 auf 90kV bei 300mAs von 57%. Im Vergleich dazu wurden in der vorliegenden Arbeit die Röhrenspannungen nicht um 30kV von 120 auf 90kV abgesenkt, sondern in 20er Schritten von 120kV auf 100kV und 80kV abgesenkt, was jedoch bei einer maximalen Röhrenstromstärke von 200mAs und nicht 300mAs geschah. Die Dosiswerte lagen bei einer Reduktion von 120kV auf 100kV mit 24-40% bzw. auf 80kV mit 60-70% in einer vergleichbaren Größenordnung wie in der Nakayama-Studie. Zudem haben Nakayama et al. Unterschiede in der Dosisreduktion bezüglich Phantomzentrum und der Peripherie festgestellt. Die Dosiswerte im Zentrum lagen etwa 10% niedriger als die in der Peripherie des Phantoms, was mit den Daten der vorliegenden Studie (ca. 15% Differenz) gut vergleichbar ist. In Analogie dazu wurde demnach ebenfalls bei Absenkung der Röhrenspannung eine relative Dosissteigerung in der Peripherie gemessen. Der $CTDI_{w,eff}$ konnte um 57% reduziert werden. Obwohl Nakayama et al. die Studie an einem 16-Zeilen MSCT durchgeführt haben, formulierten sie die Hypothese, dass ähnliche Ergebnisse für 4- und 64-Zeilen MSCT-Geräte zu erwarten wären. Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen, dass diese theoretischen Ergebnisse auch an 64-Zeilen MSCT-Geräte nachvollzogen werden können.

Auch in früheren wissenschaftlichen Arbeiten findet man eine Reduktion der Strahlenexposition bei CT-Untersuchungen durch eine Verminderung der Röhrenspannung. Huda et al. stellten bei Untersuchungen an Monte-Carlo-Körper- und Schädelphantomen von Kindern und Erwachsenen mit Hilfe verschiedener CT-Geräte fest, dass bei einer Reduktion der Röhrenspannung von 140kV auf 80kV eine Dosisreduktion bei gleich bleibender Bildqualität erreicht werden kann. Wie in der vorliegenden Arbeit an Alderson-Rando Phantomen dargestellt, fanden auch Huda et al. an den Monte-Carlo-Phantomen unterschiedliche Dosisverteilungsmuster hinsichtlich peripherer und

zentraler Messpunkte. In den Körperphantomen war der CTDI zentral um einen Faktor 2 niedriger als peripher. Auch Nickoloff et al. und Nagel stellten ähnliche Zusammenhänge für das Verhältnis der peripheren zur zentralen Dosis in Abhängigkeit zur Patientengröße und Gewicht dar [82, 88, 89]. Es scheint daher aus dosisprotektiven Gründen bei der CT neben der Absenkung von Röhrenstrom und Röhrenspannung auch eine entsprechende Anpassung der Parameter an das Patientenvolumen und Alter sinnvoll zu sein. Die Ergebnisse von Huda et al. unterstreichen dies deutlich, indem sie bei Schädel-CT-Untersuchungen von Neugeborenen eine vierfach höhere effektive Dosis als bei Erwachsenen darstellen (Neugeborene 3,6 mSv/Erwachsene 0,9 mSv) [82]. Ein Vergleich der Ergebnisse von Huda et al. mit denen der vorliegenden Studie sollte unter Vorbehalt erfolgen, da aus der bestehenden Literatur zu entnehmen ist, dass die Monte-Carlo-Simulationen im Vergleich zu TLD-Messungen an Alderson-Rando Phantomen zu niedrigeren Messergebnissen führen können, was zu einer Unterschätzung der tatsächlich akquirierten Dosis führt [90-92]. Begründet wird dies mit der mathematischen Kalkulation über geometrisch vorgegebene Formen, abgeleitet aus den Monte-Carlo-Tabellen. Des Weiteren sind die Daten spezifisch für jede Computereinheit und abhängig von Strahlungsqualität- und Feldgeometrie [92].

4.3 Einfluss des Röhrenstroms auf die Bildqualität

Eine Reduktion des Röhrenstroms führt durch eine verminderte Intensität der Röntgenstrahlung zu einer verringerten Strahlenexposition und bedingt dadurch parallel zu einem Ansteigen des Bildrauschens, welches die Bildqualität beeinträchtigen kann. Physikalisch ist dies darin begründet, dass die Höhe des Bildpunktrauschens durch die Zahl an (Nutz-)Photonen mitbedingt ist, welche an den Detektorzeilen des Tomographen zu der Entstehung des entsprechenden Röntgenschwächungsprofils beitragen. Die Entwicklung moderner Computertomographen mit einer immer weiter ansteigenden Zahl an Detektorzeilen ermöglicht eine schnellere Abtastung größerer Volumina, bzw. eine höhere Auflösung der akquirierten Bilder. Dieser diagnostische Fortschritt birgt jedoch die Problematik einer steigenden Strahlenbelastung der Patienten [93-96].

Im Folgenden sollte eruiert werden, bei welchem Röhrenstrom die beste Bildqualität unter dosisprotektiven Aspekten zu erreichen ist. Tabelle 4.3.1 fasst diejenigen Protokolle zusammen, bei denen für die verschiedenen diagnostischen Fragestellungen die besten bzw. schlechtesten Dosiswerte erreicht wurden. Für die Bewertung der Bildqualität wurden die Mittelwerte von Kapitel 3.2 verwendet.

Sinusitisdiagnostik

Bezüglich der Bildqualität lässt sich beobachten, dass die beste Bildqualität mit insgesamt einstimmig „sehr gut“ in der Sinusitisdiagnostik in drei Protokollen (VII (120kV/100mAs), XI (120kV/200mAs), X (100kV/200mAs) zu finden war. Vergleicht man die Protokolle VII und XI,

findet sich neben einer gleichfalls sehr guten Bildqualität eine Verdoppelung des Röhrenstroms von 100mAs auf 200mAs und auch nahezu eine Verdoppelung der Dosis. Der $CTDI_{w,eff}$ spiegelt dies entsprechend wieder (Protokoll VII: 15,7mGy, Protokoll XI: 31,4mGy). Vergleicht man die Protokolle VI (100kV/100mAs) und X (100kV/200mAs) findet sich neben einer guten und sehr guten Bildqualität ebenfalls eine Verdoppelung des Röhrenstroms von 100 auf 200mAs und sekundär nahezu eine Verdoppelung der Dosis ($CTDI_{w,eff}$ 18,9mGy/7,8mGy). Protokoll III (120kV/50mAs) zeigte bei immer noch „guter“ Bildqualität eine 50% Dosisreduktion im Vergleich zu Protokoll VII. Bezüglich Protokoll XI (120kV/200mAs) und Protokoll III lässt sich sogar eine 72%ige Dosisreduktion bei immerhin noch guter Bildqualität erreichen. Protokoll I (80kV/50mAs) mit der geringsten Organdosis und dem geringsten Röhrenstrom von 50mAs lieferte hingegen nur eine ungenügende Bildqualität.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass für die Sinusitisdiagnostik ein low-dose Protokoll mit einer Röhrenstromstärke von 50mAs bei einer Röhrenspannung von 120kV (Protokoll III) hinsichtlich Bildqualität und Dosisreduktion einen adäquaten Kompromiss darstellt (Tabelle 4.3.1).

Frakturdiagnostik

Die Auswertung für die Frakturdiagnostik ergab ähnliche Zusammenhänge, wie die für die Sinusitisdiagnostik. Hinsichtlich eines aus dosisprotektiver und bildqualitativer Sicht adäquaten Kompromisses im Rahmen der Standardfrakturdiagnostik schnitt wiederum das low-dose Protokoll mit einer Röhrenstromstärke von 50mAs bei einer Röhrenspannung von 120kV (Protokoll III) am besten ab (Tabelle 4.3.1). Da in der Frakturdiagnostik im Rahmen der Befundung kleinster, knöcherner Strukturen der Bildqualität eine hohe Priorität zugeschrieben werden muss, kann hier jedoch indikationsbedingt auch Protokoll VII bevorzugt werden.

Tumordiagnostik

Im Rahmen der Tumordiagnostik ist bei der diagnostischen Auswertung zu beachten, dass die Bildqualität eine höhere Priorität hat als die Strahlungs dosis, da die Genauigkeit der Diagnostik von essentieller Bedeutung für die Therapie ist. In der Tumordiagnostik schnitt Protokoll VII (120kV/100mAs) hinsichtlich des Kompromisses von Dosis und Bildqualität am Besten ab. Die Bildqualität war „sehr gut“, der $CTDI_{w,eff}$ betrug 15,7mGy. Eine ebenfalls "sehr gute" Bildqualität, jedoch bei einer doppelt so hohen Dosis ($CTDI_{w,eff}$ 31,4mGy) wie Protokoll VII wies Protokoll XI (120kV/200mAs) auf. Das von der Qualität her "gute" Protokoll X (100kV/200mAs) ($CTDI_{w,eff}$: 18,9mGy) ist aufgrund der Höherbewertung des Qualitätsaspektes und der gegenüber Protokoll VII leicht erhöhten Dosis, nur als zweitbestes Protokoll anzusehen. Protokoll I mit der geringsten Organdosis wurde wiederum mit „ungenügend“ bewertet (Tabelle 4.3.1).

<i>Diagnostische Fragestellung</i>	Sehr gute Bildqualität / Protokoll	<i>CTDI (mGy)</i>	Gute Bildqualität / Protokoll	<i>CTDI (mGy)</i>	Ungenügende Bildqualität / Protokoll	<i>CTDI (mGy)</i>
Sinusitis	VII: 120kV, 100mAs	15,7	VI: 100kV, 100mAs	9,5	I: 80kV, 50mAs	2,3
	XI: 120kV, 200mAs	31,4	III: 120kV, 50mAs	7,8		
	X: 100kV, 200mAs	18,9				
Fraktur	VII: 120kV, 100mAs	15,7	VI: 100kV, 100mAs	9,5	I: 80kV, 50mAs	2,3
	XI: 120kV, 200mAs	31,4	X: 100kV, 200mAs	18,9	V: 80kV, 100mAs	4,6
			III: 120kV, 50mAs	7,8		
Tumor	VII: 120kV, 100mAs	15,7	X: 100kV, 200mAs	18,9	I: 80kV, 50mAs	2,3
	XI: 120kV, 200mAs	31,4			V: 80kV, 100mAs	4,6

Tabelle 4.3.1: Auswertung der Bildqualität hinsichtlich der diagnostischer Fragestellung (Sinusitis, Fraktur, Tumor): Angegeben werden die Protokolle mit einer sehr guten, guten und ungenügenden Bildqualität, sowie der zugehörige CTDI. Für die Sinusitis- und Frakturdiagnostik stellt Protokoll III (120kV/50mAs) hinsichtlich Bildqualität und Dosisreduktion einen adäquaten Kompromiss dar. Als Alternative kann für die Frakturdiagnostik indikationsbedingt auch Protokoll VII (120kV/100mAs) bevorzugt werden. In der Tumordiagnostik schnitt Protokoll VII (120kV/100mAs) hinsichtlich des Kompromisses von Dosis und Bildqualität am Besten ab.

Bezüglich des optimalen Kompromisses von Röhrenstrom und Bildqualität ließ sich feststellen, dass bei einer konstanten Röhrenspannung von 120kV eine Reduktion des Röhrenstroms von 200 auf 50mAs aus dosisprotektiven Gründen sinnvoll ist. Hierdurch kann eine Dosisreduktion von 72% bei guter Bildqualität erreicht werden. Selbst bei Berücksichtigung einer maximalen Bildqualität (z.B. Tumordiagnostik) lässt sich eine ca. 50%ige Dosisreduktion erreichen. Ein Punkt, der für die Beurteilung der Bildqualität ebenfalls von Bedeutung sein dürfte, ist die Erfahrung des Untersuchers. Ein routinierter Radiologe wird mit einer „guten“ Bildqualität gegebenenfalls die gleiche Diagnose treffen können wie ein unerfahrenerer Diagnostiker mit einer „sehr guten“ Bildqualität. Auch dies kann somit Einfluss auf die Wahl des entsprechenden Protokolls haben.

Vergleich mit anderen Studien

Andere Autoren haben den Zusammenhang von Strahlenexposition und Röhrenstrom ebenfalls untersucht. Lutz et al. verglichen Standarddosis-Protokolle an einem 4-Zeilen MSCT-Gerät (120kV, 180mAs) mit einem low-dose Protokoll an einem 64-Zeilen MSCT-Gerät (120kV, 140mAs). Als Kriterium für die Beurteilung der Bildqualität dienten verschiedene anatomische Bezugspunkte. Neben einer Dosisreduktion von durchschnittlich 50% konnten hinsichtlich der Bildqualität keine signifikanten Unterschiede bemerkt werden, obwohl ein Ansteigen des Bildrauschens in dem low-dose Protokoll zu verzeichnen war [73].

Wie bereits unter 4.1 beschrieben haben Udayasankar et al. Schädel-CT Messungen mit Standard- (220mAs) und low-dose Protokollen (80mAs) durchgeführt. Die Ergebnisse dieser Studie zeigten, dass eine diagnostisch akzeptable Bildqualität, selbst bei einer 63%igen Dosisreduktion gegenüber

dem Standardprotokoll, zu erhalten ist. Um das mit low-dose Protokollen assoziierte erhöhte Bildrauschen zu kompensieren, verwendeten Udayasankar et al. eine nicht näher beschriebene Anpassung der Fenstereinstellung [74].

Mayo et al. verglichen in ihrer Studie CT-Bilder aus Standard-Dosis Protokollen (400mAs) des Thorax mit denen aus dosisreduzierten Protokollen (200, 140, 80, 20mAs). Die Lunge wird, wie auch der Knochen und der Bereich der Nasennebenhöhlen, als eines der Organsysteme angesehen, bei denen durch die Hoch-Kontrast-Situation des Organgewebes zu seiner Umgebung eine starke Dosisreduktion bei einer dennoch akzeptablen diagnostischen Bildqualität möglich ist. Daher zeigte die Qualität der Bilder aus den 200 und 140mAs Protokollen hinsichtlich der diagnostischen Wertigkeit gegenüber dem Standardprotokoll keine signifikanten Unterschiede [97].

In einer weiteren Studie wurden die CT-Darstellungen von 40 bis 280mAs-Protokollen ebenfalls aus dem Thoraxbereich miteinander verglichen. Hier kamen die Autoren zu dem Schluss, dass eine Reduktion des Röhrenstrom bis auf 120mAs möglich ist, ohne relevante Einbußen der Bildqualität hinnehmen zu müssen [76]. Diese Ergebnisse zeigen, dass Röhrenströme oberhalb von 120-140mAs bei der Beurteilung von Hoch-Kontrast Organen nicht unbedingt eine bessere subjektive diagnostische Bildqualität begründen, obwohl ein höherer Röhrenstrom das Bildrauschen verringert.

In der vorliegenden Arbeit zeigte sich ebenfalls, dass eine gute Bildqualität auch bei 50-100mAs zu erwarten ist (Protokoll VI: 100kV, 100mAs/ Protokoll III: 120kV, 50mAs), allerdings sollte hierbei bei den 50mAs-Protokollen kompensatorisch die Röhrenspannung angehoben werden (Tabelle 4.3.1).

Frühere Studien, die Standard- und low-dose Protokolle bei CT der Nasennebenhöhlen untersuchten, kamen ebenfalls zu dem Ergebnis, dass eine suffiziente Bildqualität bei einer vergleichsweise herabgesetzten Dosis erreicht werden kann. Sohaib et al. überprüften die Bildqualität von Standardprotokollen (120kV/200mAs) mit der von low-dose Protokollen (120kV/50-150mAs). Neben einer maximalen Dosisreduktion von 77% wurde eine suffiziente Bildqualität für die Beurteilung der knöchernen Strukturen der Sinus trotz einer Reduktion des Röhrenstroms von 200 auf 50mAs registriert. Sohaib et al. führten dies unter anderem auf die bestehende Hoch-Kontrast-Situation zwischen der Luft innerhalb der Sinus, welche als negatives Kontrastmittel fungiere, und den umgebenden knöchernen Strukturen zurück [36].

Die Auswirkungen der Dosisreduktion, die Erhöhung des Bildrauschens, wurden in der vorliegenden Arbeit somit durch den hohen Objektkontrast teilweise kompensiert. Das relativ hohe Bildrauschen erschien aufgrund der generell hohen Dichtedifferenzen und der hohen Ortsauflösung, bedingt durch die Wahl einer relativ geringen Schichtkollimation (0,6mm), als nicht wesentlich störend.

Autor	Art der Studie	Protokolle	Einfluss der Röhrenstromreduktion auf Bildqualität
Mayo et al.[97], 1995	Klinische Studie (<i>Thorax-CT</i>)	Standardprotokoll: 120kV, 400mAs Low-dose Protokolle: 20/80/140/200mAs, 120kV	Keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der BQ bei 200, 140 und 400mAs
Sohaib et al.[36], 2001 SSCT	Klinische Studie (<i>Sinus CT</i>)	Standardprotokoll: 120kV, 200mAs Low-dose Protokoll: 120kV, 50mAs	2 Radiologen (unabhängige und geblindete Vorgehensweise); keine Unterschiede in der BQ da hohe Kontrastunterschiede in den Sinus
Brem et al.[105], 2007 4-Zeilen MSCT	Klinische Studie (<i>Sinus CT</i>)	Standardprotokoll: 120kV, 170mAs Low-dose Protokolle: 134/100/67/33mAs	2 Radiologen (unabhängige und geblindete Vorgehensweise); suffiziente diagnostische BQ für knöcherne Strukturen bis 67mAs; suffiziente diagnostische BQ für weichgewebige Strukturen bis 134mAs
Lutz et al.[73], 2007 4-Zeilen und 64-Zeilen MSCT	Klinische Studie (<i>Temporale Region/Mittel-/Innenohr</i>)	Standardprotokoll 4-Zeilen MSCT: 180mAs,120kV Low-dose Protokoll 64-Zeilen MSCT: 140mAs, 120kV	2 Radiologen (unabhängige und geblindete Vorgehensweise); keine Unterschiede bei 90,5% der anatom. Strukturen zwischen 4-Zeilen und 64-Zeilen-CT; 9,5% der Strukturen zeigten eine bessere Darstellung bei 4-Zeilen-MSCT; diagnostische BQ konstant
Hojreh et al.[80], 2005 16-Zeilen MSCT	Klinische Studie (<i>Dosismessungen in der Sinus-Region</i>)	Standardprotokoll: 120kV,150mAs Low-dose Protokoll: 100/50/30/25mAs	3 Radiologen; stärkeres Bildrauschen bei reduzierter Stromstärke; Reduktion von 100mAs auf 50mAs: Anstieg des Bildrauschens um 41%; Reduktion von 100mAs auf 30mAs: Anstieg des Bildrauschens um 82%; Reduktion von 50mAs auf 30mAs: Anstieg des Bildrauschens um 29%; Gute diagnostische Bildqualität auf Grund Hochkontrast Situation
Udayasankar et al.[74], 2008 4-Zeilen MSCT	Klinische Studie an Kindern (<i>Kopf-CT</i>)	Standardprotokoll: 220mAs Low-dose Protokoll: 80mAs	2 Radiologen (unabhängige und geblindete Vorgehensweise); keines der Protokolle diagnostisch inakzeptabel; Bildqualität bei low-dose Protokoll schlechter, aber diagnostisch akzeptabel

Tabelle 4.3.2: Vergleich mit anderen Studien zur Relation von Röhrenstromreduktion und subjektiver diagnostischer Bildqualität.

Bei kontrastreichen Strukturen wie den ossären Anteilen des Schädels und speziell der Nasennebenhöhlen sowie der Lunge, erwähnten bereits andere Autoren die erfolgreiche Anwendung von Röhrenstrom-reduzierten Protokollen, ohne größere Einbußen bezüglich der Bildqualität hinnehmen zu müssen [36,98,78,99-103]. Hojreh et al. bestätigen diese Aussage. Bezogen auf ihre unter 4.1 bereits diskutierten Ergebnisse, konnten die Autoren selbst bei dem 25mAs, 120kV Protokoll der paranasalen Sinus keine deutliche Verschlechterung der Bildqualität erkennen. Die diagnostische Bildqualität, die an Hand einer 5-Punkte-Skala ermittelt wurde, war bei allen durchgeführten Protokollen durchweg suffizient. Die Autoren verwiesen auf die Besonderheit

des hohen Kontrastes zwischen Luft, Weichgewebe und Knochen im Bereich der Nasennebenhöhlen und auf eine entsprechende Parameterwahl an dem verwendeten 16-Zeilen MSCT-Gerät. So wurden in der zitierten Studie Schichtkollimationen von 0,75mm verwendet, welche bei den 25mAs Protokollen jedoch auf 1,5mm angehoben wurden. Laut den Autoren ermöglichte dies einen Kompromiss zwischen ausreichender Ortsauflösung und tolerabler Bildqualität, da bei größerer Kollimation weniger Rauschen auftritt. In diesem Zusammenhang verwiesen Hojreh et al. zudem auf eine mathematische Korrelation zwischen der Reduktion des Röhrenstroms und dem Ansteigen des Bildrauschens. Bei konstanten Parametereinstellungen führte eine Reduktion des Röhrenstroms um den Faktor "N" zu einer Steigerung des Bildrauschens um den Faktor " \sqrt{N} " („Nystrom-Theorem“) [80,104].

Zu einem differenzierteren Ergebnis hinsichtlich der kontrastreichen Strukturen im Bereich der Nasennebenhöhlen kamen Brem et al. in ihrer Studie. An einem 4-Zeiler wurde ein Standardprotokoll (120kV, 170mAs) und vier röhrenstromreduzierte (134, 100, 67, 33mAs; alle bei 120kV) Protokolle verwendet. Die Bildanalyse erfolgte geblendet anhand erkennbarer knöcherner Strukturen und der Weichgewebe wie dem N. opticus, den Augenmuskeln, der Capsula interna und den Basalganglien des Gehirns. Der geringste Röhrenstrom, der zu einer suffizienten diagnostischen Aussage bezüglich der knöchernen Strukturen führte, wurde von den Untersuchern mit 67mAs ermittelt. Das bedeutete eine 60%ige Röhrenstromreduktion ausgehend vom Ausgangswert des Standardprotokolls. Für die Diagnostik von weichgewebigen Strukturen wurde als Grenzwert ein Röhrenstrom von 134mAs als akzeptabel angegeben, welcher demnach eine 20%ige Reduktion des Röhrenstroms im Vergleich zum Standardprotokoll darstellt. Um die weichgewebigen, meist polypösen, und knöchernen Strukturen adäquat darzustellen, empfahlen die Autoren auf Grund dieser Ergebnisse die Anwendung von 134mAs Protokollen für die Durchführung einer CT im Bereich der Nasennebenhöhlen [105]. Die geringgradigere Röhrenstrom- und somit Dosisreduktion bei Brem et al. könnte in diesem Zusammenhang durch die Verwendung eines 4-Zeilen MSCT-Gerätes bedingt sein. Die geringere Zahl an Detektorzeilen im Vergleich zu der vorliegenden Studie oder zu der von Hojreh et al. kann jedoch eine entsprechende Einschränkung der Bildqualität und dadurch eine stärkere Abhängigkeit von der Röhrenstromstärke nicht allein bedingt haben. Ein Unterschied ist die unterschiedliche Schichtdicke, bei der die Aufnahmen bewertet wurden. Ein weiterer Unterschied zu der hier vorgelegten Studie ist, dass in der eigenen Arbeit nicht zwischen den verschiedenen Gewebearten differenziert werden konnte. Es wurde die diagnostische Bildqualität anhand eines Schädelphantoms ohne Weichteile oder Organe beurteilt. Die Hohlräume wurden zwar mit Zellstoffmasse gefüllt, um Weichteil-Strukturen zu imitieren, jedoch wurden primär die knöchernen Bestandteile des Schädels beurteilt.

Zusammenfassend bleibt festzuhalten, dass in der aktuellen Literatur bezüglich der Verwendbarkeit von low-dose Protokollen sehr ähnliche Ergebnisse zu finden sind, wie sie in der vorliegenden Arbeit ermittelt wurden. Der Bereich der Nasennebenhöhlen bietet auf Grund seiner sehr kontrastreichen Gewebe (Knochen, Luft, Orbitaweichteile) die Möglichkeit, eine Dosisreduktion durch Absenkung des Röhrenstroms zu erzielen. In Abhängigkeit des verwendeten MSCT-Gerätes erscheint eine Anpassung der CT-Protokolle sinnvoll. Die Verwendung von Geräten mit einer immer weiter steigenden Anzahl an Detektorzeilen ermöglicht die Wahl immer kleiner werdender Schichtkollimationen und dadurch eine steigende Ortsauflösung. Diese dünnen Kollimationen können zu dickeren Schichten verrechnet werden, so dass eine sehr gute Darstellung kleinster Strukturen bei optimaler Ortsauflösung erhalten bleibt. Gleichzeitig wird ein Ansteigen des Bildrauschens durch die Dosisreduktion verhindert.

4.4 Einfluss der Röhrenspannung auf die Bildqualität

Die Herabsetzung der Röhrenspannung repräsentiert ebenfalls eine Möglichkeit, um eine Dosisreduktion zu erlangen. Allerdings bedingt eine starke Abnahme der Röhrenspannung eine unter Umständen erhebliche Zunahme des Bildrauschens, welches sich negativ auf die Bildqualität auswirkt. Eine Möglichkeit, einem erhöhten Bildrauschen entgegenzuwirken, stellt die kompensatorische Anhebung des Röhrenstromes dar. Nyman et al. stellten fest, dass eine Reduktion der Spannung von 120 auf 80kV eine Anhebung des Röhrenstroms um den Faktor 4 notwendig macht, um das Bildrauschen konstant zu erhalten [106]. Generell muss jedoch eine kompensatorische Erhöhung des Röhrenstroms unter dosisprotektiven Aspekten kritisch betrachtet werden und sollte stets unter der Berücksichtigung der diagnostischen Fragestellung geschehen.

In der vorliegenden Studie wurde neben dem Röhrenstrom auch die Röhrenspannung (120, 100, 80kV) variiert. Hinsichtlich der 80kV-Messreihe schnitten alle drei durchgeführten Protokolle (Protokoll I: 80kV, 50mAs; Protokoll V: 80kV, 100mAs; Protokoll IX: 80kV, 200mAs) bezüglich der Bildqualität von allen neun Protokollen am schlechtesten ab. Die schlechteste Bildqualität fand sich bei Protokoll I, wobei man eine geringe Verbesserung der Bildqualität mit ansteigendem Röhrenstrom (100, 200mAs) erkennen konnte. Ursächlich ist dies auf das Auftreten von energieärmeren Röntgenphotonen zurück zu führen, welches durch eine starke Abnahme der Röhrenspannung bedingt ist. Diese Photonen werden vermehrt im Gewebe absorbiert und erreichen somit nicht mehr die Detektorzeilen, woraus letztendlich ein stärkeres Bildrauschen resultiert.

Bei einer Röhrenspannung von 100kV und 120kV hingegen konnte hier größtenteils eine "gute" Bildqualität erreicht werden. Unter der Voraussetzung, dass eine "gute" Bildqualität diagnostisch akzeptabel ist, stellten sich Protokoll III (120kV, 50mAs) und Protokoll VI (100kV, 100mAs) als besonders günstig, auch aus dosisprotektiver Sicht, dar.

Die vorliegende Studie zeigt, dass während einer Absenkung der Röhrenspannung bis auf 100kV eine akzeptable Bildqualität erhalten bleiben kann und zudem eine Dosisreduktion von ca. 56% erreicht wird. Bei einer weiteren Reduktion der Röhrenspannung auf 80kV dominierte ein relativ starkes Bildrauschen, welches auch durch eine Anhebung des Röhrenstroms nicht ausreichend kompensiert werden konnte und somit die Bildqualität deutlich verschlechterte. In Protokoll IX (80kV, 200mAs) wurde daher lediglich der Jochbogen mit einer „guten“ Bildqualität bewertet. Tabelle 4.4.1 zeigt eine Zusammenstellung der aktuellen Literatur mit Studien betreffend der Untersuchung der Einflusses einer Röhrenspannungsreduktion auf die Bildqualität.

Autor	Art der Studie	Protokolle	Einfluss der Röhrenspannungsreduktion auf Bildqualität
Nakayama et al.[87], 2005 16-Zeilen MSCT	Klinische/Experimentelle Studie (32.0cm Phantom, Glasdosimeter) (<i>CT des Abdomen</i>)	Standardprotokoll: 120kV, 300mAs Low-dose Protokoll: 90kV, 300mAs	3 Radiologen (unabhängige und geblindete Vorgehensweise); keine Verschlechterung der diagnostischen BQ im low-Kontrast Gewebe; 20% weniger Kontrastmittel nötig durch Absenkung der Röhrenspannung
Zammit-Maempel et al.[40], 2003 4-Zeilen MSCT	Klinische/Experimentelle Studie (Alderson-Rando-Phantom/TLD) (<i>Sinus CT</i>)	Standardprotokoll: 140kV, 100mAs Low-dose Protokolle: 110kV, 100mAs 120kV, 40mAs	Dosisreduktion ohne Verschlechterung der diagnostischen BQ möglich auf Grund der hochkontrast Situation
Sigal-Cinqualbre et al.[85], 2004 4-Zeilen MSCT	Klinische Studie (<i>CT der Thorax bei Erwachsenen</i>)	Standardprotokoll: 120kV, 90mAs Low-dose Protokoll: 80kV, 90mAs	2 Radiologen; Höheres Bildrauschen bei low-dose Protokoll; Rauschen steigt mit dem Patientengewicht; Adäquate diagnostische BQ; höherer vaskulärer Kontrast der Lunge bei 80kV; 45% Reduktion des Kontrastmittels möglich
Heyer et al.[86], 2007 16-Zeilen MSCT	Klinische Studie (<i>pulmonale CT Angiographie</i>)	Standardprotokoll: 120kV, 200mAs Low-dose Protokoll: 100kV, 200mAs	2 Radiologen; höheres Bildrauschen bei 100kV; keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Mittelwerte von "signal intensity", "signal-to-noise ratio" und "contrast-to-noise ratio"; kein Protokoll wurde mit „nicht diagnostizierbar“ bewertet; hinsichtlich der subjektiven BQ gab es keine signifikanten Unterschiede
Funama et al.[107], 2005 16-Zeilen MSCT	Experimentelle Studie (<i>CT des Abdomen an 32cm Phantom, Glasdosimeter</i>)	Standardprotokoll: 120kV, 100-450mAs Low-dose Protokoll: 90kV, 100-560mAs	5 Radiologen (unabhängige und geblindete Vorgehensweise); "contrast-to-noise ratio" bei 90kV war 1,3mal höher als bei 120kV; keine großen Unterschiede bezüglich der BQ; keine signifikanten Unterschiede bei der Low-Kontrast-Detektabilität bei 90 und 120kV

Tabelle 4.4.1: Vergleich mit anderen Studien, die das Verhältnis von reduzierter Röhrenspannung und resultierender Bildqualität betreffen.

Auch frühere Studien haben den Zusammenhang von Röhrenspannung und Bildqualität evaluiert. Zammit-Maempel et al. führten an einem 4-Zeilen-MSCT Dosismessungen an Patienten im Bereich der paranasalen Sinus durch. Die Messungen an den Patienten wurden mit 140kV und 100mAs

durchgeführt. Dabei befanden sich TLDs im Bereich des Augenlids und auf Höhe der Schilddrüse und es wurde die durchschnittliche Ortsdosis bestimmt. Zum Vergleich dazu diente sowohl eine zuvor durchgeführte Dosismessung an einem Einzeilen-CT Gerät mit 110kV und 100mAs als auch eine anschließend durchgeführte Dosimetrie an einem Schädelphantom (Alderson-Rando-Phantom; 4-Zeilen-MSCT) mit Reduktion von Röhrenspannung und Röhrenstrom auf 120kV und 40mAs. Hinsichtlich der vorher durchgeführten Messung mit 110kV und 100mAs resultierte eine Dosisreduktion von 49%, eine ausreichende diagnostische Bildqualität blieb dabei erhalten. Durch die anschließende Reduktion des Röhrenstroms bis auf 40mAs konnte insgesamt eine Dosisreduktion von 60% erzielt werden [40]. Die Auswirkungen durch die Reduktion der Röhrenspannung, die Erhöhung des Bildrauschens, konnten durch den hohen Objektkontrast innerhalb der Sinus kompensiert werden. Das relativ hohe Bildrauschen erschien aufgrund der generell hohen Dichtedifferenzen und der hohen Ortsauflösung (Schichtkollimation: 1mm), sowie durch die gezielte Verwendung von Knochen- und Weichteilfenstern, als nicht wesentlich störend. Sigal-Cinqualbre et al. untersuchten ebenfalls die Wirkung von reduzierter Röhrenspannung, allerdings im Thoraxbereich. Aufgrund der Hochkontrast-Situation innerhalb des Lungengewebes war eine Dosisreduktion durch eine Verringerung der Röhrenspannung möglich. Es wurde ein Standardprotokoll mit 120kV und 90mAs mit einem kontrastmittelunterstützten, dosisreduzierten Protokoll mit 80kV und 90mAs verglichen. Alle rekonstruierten CT-Darstellungen wiesen eine adäquate diagnostische Bildqualität auf. Bei geänderter Röhrenspannung kommt es zu einer geänderten Strahlenabsorption: vergleichbar zur konventionellen Radiographie werden Dichteunterschiede betont, so dass Knochen und Kontrastmittel gegenüber Weichgeweben deutlich betont werden. Der verbesserte Kontrast führte bei dem dosisreduzierten Protokoll zu einem Anstieg des durch das Kontrastmittel verursachten Kontrasts gegenüber dem Weichgewebe um 65% gegenüber dem Standardprotokoll. Dies ermöglichte neben der Dosisreduktion auch eine rechnerische Einsparung an Kontrastmittel um 45% [85].

Ebenfalls im Hochkontrastgewebe führten Heyer et al. Dosismessungen an einem 16-Zeilen MSCT-Gerät durch. Strahlendosis und Bildqualität wurden anhand eines Standardprotokolls (120kV) und eines reduzierten Protokolls (100kV) bei der pulmonalen CT-Angiographie beurteilt. Der Röhrenstrom war für beide Protokolle konstant (200mAs). Trotz der einer Dosisreduktion von 44% konnten keine signifikanten Verschlechterungen der objektiven und subjektiven Bildqualität gefunden werden, obwohl das Bildrauschen um etwa 19% anstieg. Wie Zammit-Maempel et al. bereits für die Untersuchung der paranasalen Sinus, so folgerten auch Heyer et al., dass die Möglichkeit der Dosisreduktion durch die Hochkontrast-Situation innerhalb der Lunge und die Wirkung des Kontrastmittels bedingt gewesen sei [86]. Des Weiteren verwendeten Heyer et al. eine rekonstruierte Schichtdicke von 1mm, da im Lungenparenchym die Detektion von kleinsten

Rundherden bzw. Aussparungen auch in den kleinsten Arterien notwendig ist. Bei Nutzung etwas höherer Schichtdicken wäre eine Rauschreduktion auf das Niveau der 120kV-Untersuchung denkbar.

In der unter 4.2 bereits erwähnten Studie von Nakayama et al. wurde die Röhrenspannung von 120 auf 90kV bei konstant 300mAs an einem 16-Zeilen MSCT-Gerät reduziert. Obwohl die Messungen, im Gegensatz zu der vorliegenden und zu den zuvor genannten Studien im Niedrigkontrastgewebe des Abdomens durchgeführt wurde, konnte mit dem low-dose Protokoll eine akzeptable diagnostische Bildqualität und zudem eine Dosisreduktion von 57% erreicht werden. Analog zu Sigal-Cinquandre et al. fanden Nakayama et al. heraus, dass bei dem 90kV- Protokoll weniger Kontrastmittel benötigt wurde, um den gleichen Bildkontrast wie bei dem Standardprotokoll zu erreichen. Auch diese Autoren stellten mit abnehmender Röhrenspannung eine Zunahme des Bildrauschens fest, welches in diesem Falle partiell durch die Verwendung von mathematischen Rauschfiltern gesenkt werden konnte. Zusätzlich wurde durch die Verwendung einer Schichtkollimation von 1,5mm und durch die adjuvante Applikation von Kontrastmittel die Bildqualität positiv beeinflusst [87].

In der experimentellen Studie von Funama et al wurde mit Hilfe eines Darmphantoms und eines 16-Zeilen MSCT-Gerätes die Detektabilität von 9 und 15mm großen Objekten im luftgefüllten Darmlumen ausgewertet [107]. Hinsichtlich der Detektionsrate und der diagnostischen Bildqualität zwischen dem Standardprotokoll mit 120kV und dem low-dose Protokoll mit 90kV zeigten sich keine signifikanten Unterschiede. Die verwendete Schichtkollimation war mit 0,5mm geringer als in allen bisher zitierten Studien. Dies, und die Tatsache, dass auch im Darm eine Hochkontrast-Situation zwischen der im Darmlumen befindlichen Luft und dem mukosalem Weichgewebe vorherrscht, erklärt, warum in der zitierten Studie keine Einbußen in der Bildqualität zu verzeichnen waren. Des weiteren waren die gesuchten Objekte im Vergleich zu anderen Studien, welche die Detektionsrate von bis zu 1mm kleinen, artifiziellen Läsionen in low-dose Protokollen am Darmphantom untersuchten, relativ groß [108]. Eine Detektion war somit selbst bei der Verwendung von Niedrigdosis-Protokollen bei einer herabgesetzten Bildqualität durch die gewählte Objektgröße erleichtert.

Diverse Studien konnten somit für verschiedene Hochkontrast-Situationen nachweisen, dass eine Dosisreduktion durch eine Anpassung der Röhrenspannung möglich ist. In der aktuellen Literatur ließen sich jedoch keine unmittelbar vergleichbaren Studien an einem 64-Zeilen MSCT-Gerät finden. Dass sich die in der Literatur dargestellten Zusammenhänge von Röhrenspannung und Dosis jedoch auch auf moderne 64-Zeilen MSCT-Geräte zumindest teilweise übertragen lassen, konnten die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit zeigen. Bei einer Absenkung der Röhrenspannung bis auf 100kV konnte eine akzeptable Bildqualität erhalten bleiben und zudem eine Dosisreduktion von im

Mittel 56% erreicht werden. Der weit verbreitete Einsatz von Kontrastmitteln in anderen Arbeiten erklärt jedoch gleichzeitig die noch ausreichenden Bildqualitäten der Vergleichsstudien bei 90kV Protokollen. Für 80kV konnten in der vorliegenden Studie nur mangelhafte und ungenügende Darstellungen erreicht werden.

4.5 Einfluss weiterer Parameter auf Dosis und Bildqualität / Limitationen

Methodikbezogene Faktoren:

TLD

Die Genauigkeit und Zuverlässigkeit der mit TLD durchgeführten dosimetrischen Untersuchungen wird in der aktuellen Literatur unterschiedlich bewertet. Eine Schwankungsbreite der Genauigkeit der Ergebnisse von 3-10% wird jedoch als wahrscheinlich angenommen [39, 109, 110]. Um diesen Effekt zu minimieren und hinsichtlich des relativ hohen Schwellenwertes in dem Ansprechverhalten der LiF-TLDs wurde jede Messung für jedes Protokoll vierfach wiederholt und die gewonnenen Werte geviertelt. Da das Verfahren jedoch sehr aufwendig ist, werden in zunehmendem Maße Berechnungen auf dem Boden von Monte-Carlo-Simulationen genutzt, um den Dosisbeitrag von Untersuchungen mit ionisierenden Strahlen abschätzen zu können. Diese finden Eingang in kommerzielle Produkte (IMPACT, WinDose, CT-Expo etc.). Dennoch scheint es gerechtfertigt in Einzelfällen diese rechnerischen Daten durch wirkliche Messungen zu ergänzen und in Kenntnis der Limitationen auch zu überprüfen.

Alderson Rando Phantom

Mit Hilfe des ARP können menschliche Gewebe und deren Eigenschaften hinsichtlich der Absorption ionisierender Strahlen imitiert werden. Dies ist notwendig, da die lokale Strahlenexposition einzelner im Körperinneren gelegener Organe und damit die individuelle effektive Dosis in vivo nicht bestimmt werden kann. Das ARP kann jedoch weder individuelles Gewicht und Alter, noch die Körpergröße berücksichtigen, was eine nicht unwesentliche Rolle für die Berechnung der effektiven Dosis spielen kann. Außerdem ist das ARP relativ homogen, so dass einzelne Gewebecharakteristika und die exakte Lage von Organen unberücksichtigt bleiben.

Akquisitionsparameter-bezogene Faktoren:

Schichtkollimation

Die Schichtkollimation entspricht der Dicke des eingeblendeten Röntgenstrahls. Sie beeinflusst die Ortsauflösung in der Patientenlängsachse (z-Achse). Moderne MSCT-Geräte besitzen mehrere, parallele Detektorreihen, wodurch mehrere Schichten gleichzeitig mit einer definierten

Schichtkollimation abgetastet werden. Im Vergleich zur SSCT bedeutet dies, dass ein bestimmtes Volumen deutlich schneller abgetastet oder dass bei gleicher Scandauer eine höhere Ortsauflösung erreicht werden kann. Zu beachten ist dabei jedoch, dass die Strahlenexposition durch die Verwendung relativ dünner Kollimationen ansteigt, da das Verhältnis zwischen registrierter Nutzstrahlung und Streustrahlung bzw. Rauschen geringer wird als bei dickeren Kollimationen. Bei dünnen Kollimationen resultieren hohe Ortsauflösungen, wenn ebenfalls dünn rekonstruierte Schichtdicken festgesetzt werden. Die bessere Struktur- und Gewebedifferenzierung lässt sich mit der geringeren Teilvolumenbildung bei dünn rekonstruierten Schichten begründen.

In der vorliegenden Arbeit wurde die Schichtkollimation von 0,6mm während der verschiedenen Protokolle nicht verändert, um die Beurteilung der Auswirkungen der Röhrenstrom- und Röhrenspannungsreduktion auf die Dosishöhe nicht zu beeinflussen und die Anzahl der zu beurteilenden Protokolle übersichtlich zu halten.

Pitch-Faktor

Während die effektive Schichtdicke und somit die Ortsauflösung in z-Richtung in der SSCT durch die Wahl des Pitch-Faktors beeinflusst wird, ist sie in der MSCT von diesem weitestgehend unabhängig. Die inverse Kopplung von Dosis und Pitch-Faktor, wie sie in der SSCT vorliegt, existiert in der MSCT in diesem Maße nicht. Hier findet in Abhängigkeit von der Wahl des Pitch-Faktors eine Anpassung der Röhrenstromstärke statt. Dies wird automatisch durch die CT-Software bewirkt, um eine Erhöhung des Bildrauschens zu verhindern, welches in der SSCT unabhängig von der Wahl des Pitch-Faktors ist. Da die automatische Modifikation der Röhrenstromstärke durch die CT-Software bei einer Änderung des Pitch-Faktors Auswirkungen auf die Dosishöhe gehabt hätte, wurde in dieser Arbeit auf eine Variation des Pitch-Faktors verzichtet.

Rekonstruktionsparameter-bezogene Faktoren:

Rekonstruierte Schichtdicke

Die rekonstruierte Schichtdicke entspricht der Dicke der berechneten Schnittbilder, die für die diagnostische Beurteilung erstellt werden. Sie kann höher oder gleich, aber nicht geringer als die für die Datenakquisition gewählte Schichtkollimation sein. Je nach Größe der zu untersuchenden Strukturen wird die Breite der rekonstruierten Schichtdicke gewählt. Bei kleinen Prozessen benötigt man eine hohe Ortsauflösung um kleinste Details zu erkennen, daher wird in solchen Fällen mit dünn rekonstruierten Schichten gearbeitet. Diese bewirken jedoch ein erhöhtes Bildrauschen, welches die Beurteilung feinsten Strukturen erschweren kann. Breiter rekonstruierte Schichten hingegen sind bei der Abbildung größerer Prozesse meistens ausreichend, wobei diese ein geringeres Bildrauschen als die dünn rekonstruierten Schichten erreichen. Die Ortsauflösung in

Längsrichtung des untersuchten Objekts („z-Richtung“) ist, verglichen mit Dünnschicht-Rekonstruktionen aufgrund der erhöhten Voxelanisotropie jedoch herabgesetzt.

Eine Variation der rekonstruierten Schichtdicken wäre in dieser Arbeit möglich gewesen, ohne die gemessene Dosishöhe zu beeinflussen. Es wäre gegebenenfalls eine bessere subjektive Beurteilung auch der 80kV Protokolle denkbar, wenn weitere Bildberechnungen mit anderer, höherer Schichtdicke vorgelegen hätten. Die Beurteilung der Bildqualität wäre jedoch teils auch erschwert worden, da z.B. ein Einfluss der rekonstruierten Schichtdicke auf die Ortsauflösung und damit die Detailerkennbarkeit nicht ausgeschlossen werden konnte. Die Beurteilung des Einflusses der einzelnen Parameter, d.h. Röhrenstrom und -spannung, auf die subjektive Bildqualität, wäre somit nicht eindeutig möglich gewesen.

Matrix und Field of view (= FOV)

Die Ortsauflösung ist nicht nur von Schichtkollimation und Schichtdicke, sondern auch von der Bildmatrix und dem FOV abhängig. Dieser Zusammenhang resultiert aus der Bindung der Ortsauflösung an die Voxelisotropie, welche durch die genannten Parameter in den 3 Ebenen des Raumes bestimmt wird. Die Auflösung in z-Richtung wird beeinflusst durch Schichtkollimation und Schichtdicke. Die Auflösung in der xy-Ebene hingegen hängt von der Größe des gewählten Bildausschnitts und der Matrix ab und entspricht somit der Größe der einzelnen Pixel. Die Ortsauflösung wäre für isotrope Voxel in allen drei Raumrichtungen gleich und damit besonders für Rekonstruktionen ideal. Dies wird jedoch bisher nur für hochauflösende Untersuchungen des Innenohres erreicht. Die Matrix einer CT-Untersuchung beträgt standardmäßig 512x512 Bildpunkte und wurde in der vorliegenden Arbeit nicht verändert. Das Field-of-view wurde dem Phantom angepasst, so dass alle Strukturen erfasst waren und für alle Protokolle konstant gehalten.

Faltungskern, Fenstereinstellungen

Die durch die Datenakquisition gewonnenen Rohmessdaten müssen durch spezielle Rekonstruktionsalgorithmen, den Faltungskernen, zu Bilddaten umgewandelt werden. Die Wahl des Faltungskerns kann in Abhängigkeit vom Objektkontrast die Bildqualität beeinflussen. Hochauflösende Faltungskerne können bei hohen Objektkontrasten die Sichtbarkeit verbessern, da sie Dichtedifferenzen betonen. Im gleichen Maße werden jedoch auch das Bildrauschen und Artefakte verstärkt dargestellt. Glättende Faltungskerne werden bei Objekten mit geringem Kontrast eingesetzt und nivellieren im Gegensatz zu dem zuvor genannten Kern die Dichtedifferenzen. In der vorliegenden Arbeit wurde für die angenommene Beurteilung von „Weichgewebsstrukturen“ ein glättender Weichteilkern, für die subjektive Beurteilung von knöchernen Strukturen ein

kantenbetonender Knochenkern aus der klinischen Routine eingesetzt und für alle Protokolle konstant gehalten.

Die Fensterweite begrenzt die vom menschlichen Auge wahrnehmbaren Graustufen auf einen bestimmten Bereich der CT-Skala. Bei Verwendung geringer Fensterweiten werden bereits geringe Dichtedifferenzen sichtbar, da sie sich in verschiedenen Graustufen äußern. Hohe Fensterweiten hingegen bieten aufgrund der Verteilung der Graustufen auf sehr viele Dichtewerte erst bei größeren Differenzen die Möglichkeit, diese zu erkennen. Die Wahl der Fensterweite ist insofern von Bedeutung, da weite Fenster das dargestellte Bildrauschen, jedoch auch den Kontrast senken. Geringe Fensterweiten hingegen bewirken das Gegenteil.

Analog zur rekonstruierten Schichtdicke wurden die Fenstereinstellungen nicht modifiziert, um die Beurteilung der Bildqualität nicht zu beeinflussen. Es wurden Standardeinstellungen aus dem klinischen Alltag für die Beurteilung von Weichgeweben und Knochen verwendet. Bei der Sinusitis-Diagnostik kommen modifizierte Werte mit weitem Fenster zur Anwendung, um das Rauschen zu minimieren, diese klinischen Fenstereinstellungen wurden auch für die vorliegende Studie verwendet.

Methodik:

Artefakte

Die Verwendung eines modernen 64-Zeilen MSCT-Gerätes hat den großen Vorteil einer schnelleren Datenakquisition. Dadurch ist die bei der CT notwendige Atemanhaltephase drastisch verkürzt worden. Die Gefahr von Bewegungsartefakten während der Durchführung einer CT-Untersuchung ist demnach verkleinert worden. Neben den genannten Bewegungsartefakten wären am Patienten Metall und „beam-hardening“ Artefakte, sowie Streifenartefakte zu nennen, welche die diagnostische Wertigkeit von CT-Darstellungen teils deutlich beeinflussen könnten.

Limitationen:

Eine mögliche Limitation der vorliegenden Studie ist, dass die Bildqualität nur subjektiv und nicht zusätzlich auch mathematisch, durch eine Beschreibung des Signal-Rausch-Verhältnisses, beurteilt wurde. Viel eher als reine Zahlenwerte interessiert jedoch die tatsächliche Verwendbarkeit von Bilddaten im klinischen Alltag. Daher wurde der Schwerpunkt auf die subjektive Bildanalyse, differenziert nach verschiedenen Indikationen bzw. Fragestellungen gelegt. Analog zu dem Vorgehen in anderen Studien wurden hierbei verschiedene anatomische Strukturen hinsichtlich ihrer Erkennbarkeit anhand einer 5-Punkte-Skala qualitativ untersucht. Um den Einfluss einer zu geringen persönlichen Erfahrung auf die Resultate zu minimieren, wurden die Bilddatensätze von vier gleichermaßen erfahrenen Fachärzten für Radiologie analysiert. Eine andere mögliche

Limitation stellt das verwendete ARP dar, welches wie bereits beschrieben, keine differenzierten Weichteile oder Organe besaß und nicht in Gewicht und Größe individualisiert werden konnte. Bei den Dosismessungen konnte somit nur eine mittlere gewebeäquivalente Schwächung ermittelt werden.

4.6 Resümee und Schlussfolgerungen

Ziel dieser Arbeit war es, den Einfluss einer Änderung der Röhrenstromstärke und der Röhrenspannung auf die Strahlenexposition und die Bildqualität im Gesichtsschädelbereich an einem 64-Zeilen MSCT-Gerät experimentell zu ermitteln.

Es sollten folgende Fragen beantwortet werden:

- a.) Welchen Einfluss übt eine Änderung der Akquisitionsparameter, insbesondere des Röhrenstroms und der Röhrenspannung, auf die Ortsdosis im Gesichtsschädelbereich am 64-Zeilen-Computertomographen aus?
- b.) Welchen Einfluss übt eine Änderung der Akquisitionsparameter im Hinblick auf die Bildqualität, insbesondere mit Bezug auf die Abgrenzbarkeit feiner, knöchernen Strukturen aus?

Ad a.) Die Ortsdosiswerte bei der MSCT der Nasennebenhöhlen an einem 64-Zeilen MSCT-Gerät liegen zwischen 1 und 30mGy. Die niedrigsten Ortsdosiswerte wurden im Bereich des Ösophagus mit 0,6mGy bei Protokoll I (80kV/50mAs) gemessen, der höchste Ortsdosiswert bei der Haut im Primärstrahl mit 30mGy bei Protokoll XII (140kV/200mAs). Die strahlensensibelsten Organe im Kopf-Hals Bereich sind die Augenlinsen und die Schilddrüse. Die Ortsdosiswerte der Schilddrüse lagen zwischen 0,6mGy und 2,5mGy, die der Augenlinsen zwischen 2mGy und 28mGy. Die Dosiswerte der vorliegenden Studie liegen demnach deutlich unterhalb der vorgegebenen Grenzwerte. Die Absenkung des Röhrenstroms führte hierbei zu einer linearen Dosisreduktion zwischen 35-72%, wohingegen eine Absenkung der Röhrenspannung zu einer nicht-linearen Dosisreduktion zwischen 24-84% führte. Dabei lagen die zentralen Ortsdosiswerte um durchschnittlich 15% (11-18%) niedriger als die in der Peripherie. Das Verhältnis der Ortsdosiswerte von Zentrum und Peripherie des Phantoms änderte sich nicht bei einer Änderung des Röhrenstroms. Es wurde eine geringe relative Dosissteigerung in der Peripherie, allerdings bei erheblich niedrigerer absoluter Dosis, bei einer Reduktion der Röhrenspannung festgestellt. Abschließend lässt sich also feststellen, dass bei der MSCT der Nasennebenhöhlen durch Änderung der Untersuchungsparameter eine Dosisreduktion von über 80% erreicht werden kann. Dabei

konnte, ähnlich wie bei der konventionellen Radiographie, bei Absenkung der Röhrenspannung eine periphere „Dosisüberhöhung“ gegenüber zentral nachgewiesen werden. Diese Dosiserhöhung beläuft sich aber nur um 5% bei einer insgesamt um 80% reduzierten absoluten Ortsdosis.

Ad b.) Es ist bekannt, dass eine Reduktion sowohl des Röhrenstroms als auch der Röhrenspannung zu einem verstärkten Bildrauschen führt und die diagnostische Bildqualität negativ beeinflussen kann [84, 85, 106]. Die Messprotokolle wurden in dieser Studie hinsichtlich dreier diagnostischer Fragestellungen (Sinusitis, Fraktur, Tumor) untersucht. Die Messreihen mit 120kV schnitten bezüglich der Bildqualität am besten ab, die 80kV-Messreihen am schlechtesten. Insgesamt kann festgehalten werden, dass die subjektive Bildqualität sowohl durch Änderungen der Röhrenspannung als auch des Röhrenstroms beeinflusst wird. Hinsichtlich der unterschiedlichen diagnostischen Fragestellungen schnitten Protokoll VII (120kV, 100mAs), Protokoll XI (120kV, 200mAs) und Protokoll X (100kV, 200mAs) für die Sinusitisdiagnostik mit der Note „sehr gut“ ab, während Protokoll VII und XI mit „sehr gut“ in der Fraktur- und Tumordiagnostik bewertet wurden. Je nach diagnostischer Fragestellung (Fraktur-, Tumor- oder Sinusitisdiagnostik) erscheint also eine Anpassung der CT-Protokolle sinnvoll. Für die Tumordiagnostik ist eine höhere Bildqualität erforderlich als bei der Abklärung von Sinusitiden. Auf Grund einer „sehr guten bis guten“ Bildqualität und einer im Vergleich zu Standardprotokollen relativ geringen Strahlendosis kann daher Protokoll VI (100kV, 100mAs) für die Tumordiagnostik, und Protokoll III (120kV, 50mAs) für die Sinusitis- und Frakturdiagnostik gewählt werden.

Obwohl die Reduktion der Strahlendosis eine wichtige Aufgabe ist, muss dennoch eine gute diagnostische Bildqualität zum Erlangen der richtigen radiologischen Diagnose erhalten werden. Es muss insofern ein Kompromiss zwischen der erforderlichen Bildqualität auf der einen und der unumgänglichen Strahlenexposition auf der anderen Seite gesucht werden. Die Ergebnisse dieser Studie zeigen für die ausgewählten diagnostischen Fragestellungen, dass dosisreduzierte Protokolle mit einer ausreichenden Bildqualität verfügbar sind.

Die größte Einschränkung dieser wie auch anderer Phantomstudien besteht in der Übertragbarkeit der Daten auf die klinische Anwendung, da sie sich auf nahezu optimale Bedingungen stützt. Störende Einflüsse, wie sie am Patienten auftreten können, fehlen.

Technische und funktionelle Unterschiede der einzelnen CT-Geräte der verschiedenen Hersteller müssen zusätzlich bedacht bzw. untersucht werden. Aus diesen Gründen müssen weitere, auch klinische Untersuchungen folgen, um zu zeigen, welche Ergebnisse am Patienten unter dem Einfluss dieser Faktoren zu erwarten sind.

5. Zusammenfassung

Viktoria Stegmann

Dosismessungen mit vergleichender Analyse der Bildqualität bei der 64-Detektor-Zeilen-Computertomographie unter besonderer Berücksichtigung der Kopf-Hals-Region

Die CT ist ein etabliertes Verfahren für die Beurteilung akuter und chronischer Erkrankungen im Bereich der Nasennebenhöhlen. Die modernen 64-Detektor Zeilen-CT-Geräte, bei denen mehrere Detektorzeilen zur Volumenerfassung zur Verfügung stehen, ermöglichen höhere Ortsauflösungen und kürzere Untersuchungszeiten als sie durch die Einzeilen-CT Technologie möglich sind. Für moderne 64-Zeilen CT-Geräte sind bislang jedoch nur von wenigen Autoren Untersuchungen durchgeführt worden, die die Möglichkeit einer Dosisreduktion unter Berücksichtigung der Bildqualität evaluierten.

In der vorliegenden Arbeit wurden Dosismessungen mit Hilfe eines Alderson-Rando-Phantoms und LiF-Thermolumineszenzdosimeter durchgeführt. Diese wurden im Inneren des Kopfphantoms so verteilt, dass die Dosisverteilung peripher und zentral sowohl im als auch außerhalb des Zentralstrahls erfasst werden konnte. Durch die Verwendung von verschiedenen Kombinationen aus Röhrenstromstärke (je 50mAs, 100mAs, 200mAs) und Röhrenspannung (je 80kV, 100kV, 120kV, 140kV) resultierten 12 verschiedene Protokolle, welche bezüglich der gemessenen Dosiswerte verglichen wurden. Zusätzlich erfolgte eine Analyse der subjektiven Bildqualität an Hand eines menschlichen Schädels bei der gleichen Parameterwahl durch mehrere geblindete Untersucher.

Die Ortsdosiswerte innerhalb der paranasalen Sinus lagen zwischen 1 und 30mGy. Eine Absenkung des Röhrenstroms führte zu einer linearen Dosisreduktion zwischen 35-72%. Die Absenkung der Röhrenspannung führte hingegen zu einer nicht-linearen Gesamtdosisreduktion zwischen 24-84%, bei einer gleichzeitigen, relativen Dosissteigerung um 5% in der Peripherie. Hinsichtlich der Kombination von Bildqualität und Dosisreduktion schnitten die Protokolle mit 120kV/ 50mAs und mit 100kV/100mAs am Besten ab.

Die Ergebnisse dieser Studie zeigen folglich, dass bei der CT der Nasennebenhöhlen durch eine Anpassung von Röhrenstrom und –spannung eine Dosisreduktion von über 80%, ohne Einbußen in der Bildqualität, erreicht werden kann. Eine Anpassung der CT-Protokolle an die diagnostische Fragestellung ist daher sinnvoll, um eine maximale Dosisreduktion durch eine Modifikation von Röhrenstrom und –spannung zu realisieren.

6. Anhang

6.1 Dosismessungen ARP: TLD und CTDI

Legende

Vertikal

Horizontal

Organ:

Position Schicht:

Position Feld:

TLD-Nummer:

nC:

mGy:

Angabe der anatomischen Bohrlochposition

Angabe der ARP-Schichten

Angabe der TLD-Position innerhalb der ARP-Schichten

TLD-Nummerierung

Gemessener Dosiswert in nano-Coulomb

Errechneter Dosiswert

Organ	Position Schicht	Position Feld	TLD-Nummer	nC	mGy
Ösophagus	10	O1	I/1	2,712	0,6441
Ösophagus	9	O1	I/2	2,446	0,580925
Thy. Rechts	9	Thy re	I/3	2,536	0,6023
Thy. Links	9	Thy li	I/4	2,256	0,5358
Haut/hinten	7	Haut	I/5	7,192	1,7081
8er/rechts	6	8er	I/6	7,218	1,714275
8er/links	6	8er	I/7	10,71	2,543625
Wange/Haut	5	Wange	I/8	9,086	2,157925
	5	1	I/9	9,508	2,25815
	5	2	I/10	10,78	2,56025
	5	3	I/11	9,19	2,182625
	5	4	I/12	7,232	1,7176
	5	5	I/13	7,418	1,761775
	5	6	I/14	6,244	1,48295
Auge rechts	4	31	I/15	7,748	1,84015
Auge links	4	32	I/16	8,598	2,042025
Kalotte	4	CR2	I/17	10,31	2,448625
Kalotte	4	CR2a	I/18	9,33	2,215875
	4	33	I/19	8,424	2,0007
	4	34	I/20	6,258	1,486275
	4	35	I/21	6,632	1,5751
Haut/hinten	4	Haut	I/22	10,8	2,565
	3	1	I/23	8,568	2,0349
	3	2	I/24	10,18	2,41775
	3	3	I/25	14	3,325
	3	4	I/26	7,912	1,8791
	3	34	I/28	9,214	2,188325
	3	35	I/29	8,19	1,945125
	3	36	I/30	8,582	2,038225
	3	37	I/31	9,16	2,1755
Haut/hinten	2	Haut	I/32	7,62	1,80975
außen	2	1	I/33	8,162	1,938475
	2	2	I/34	4,628	1,09915
	2	3	I/35	9,746	2,314675
innen	2	4	I/36	6,686	1,587925
	2	5	I/37	7,564	1,79645
	2	6	I/38	7,8	1,8525
Haut vorne	1	Haut vorne	I/39	4,952	1,1761
Haut rechts	1	Haut re	I/40	3,214	0,763325

Tabelle 6.1.1: 80kV, 50mAs / CTDI w,eff. =2,29mGy

Organ	Position Schicht	Position Feld	TLD-Nummer	nC	mGy
Ösophagus	10	O1	II/1	4,882	1,159475
Ösophagus	9	O1	II/2	4,296	1,0203
Thy. Rechts	9	Thy re	II/3	5,48	1,3015
Thy. Links	9	Thy li	II/4	4,628	1,09915
Haut/hinten	7	Haut	II/5	15,57	3,697875
8er/rechts	6	8er	II/6	16,08	3,819
8er/links	6	8er	II/7	15,19	3,607625
Wange/Haut	5	Wange	II/8	16,14	3,83325
	5	1	II/9	20	4,75
	5	2	II/10	24,9	5,91375
	5	3	II/11	19,42	4,61225
	5	4	II/12	16,36	3,8855
	5	5	II/13	15,71	3,731125
	5	6	II/14	16,22	3,85225
Auge rechts	4	31	II/15	15,7	3,72875
Auge links	4	32	II/16	16,67	3,959125
Kalotte	4	CR2	II/17	17,78	4,22275
Kalotte	4	CR2a	II/18	20,52	4,8735
	4	33	II/19	17,79	4,225125
	4	34	II/20	15,91	3,778625
	4	35	II/21	15,22	3,61475
Haut/hinten	4	Haut	II/22	20,34	4,83075
	3	1	II/23	15,73	3,735875
	3	2	II/24	19,2	4,56
	3	3	II/25	20,26	4,81175
	3	4	II/26	17,23	4,092125
	3	34	II/28	19,82	4,70725
	3	35	II/29	16,14	3,83325
	3	36	II/30	16,52	3,9235
	3	37	II/31	21,36	5,073
Haut/hinten	2	Haut	II/32	17,84	4,237
außen	2	1	II/33	19,77	4,695375
	2	2	II/34	13,8	3,2775
	2	3	II/35	26,63	6,324625
innen	2	4	II/36	17,05	4,049375
	2	5	II/37	16,83	3,997125
	2	6	II/38	17,78	4,22275
Haut vorne	1	Haut vorne	II/39	15,92	3,781
Haut rechts	1	Haut re	II/40	7,058	1,676275

Tabelle 6.1.2: 100kV, 50mAs/ CTDI w,eff. =4,73mGy

Organ	Position Schicht	Position Feld	TLD-Nummer	nC	mGy
Ösophagus	10	O1	II/1	3,404	0,80845
Ösophagus	9	O1	II/2	3,936	0,9348
Thy. Rechts	9	Thy re	II/3	3,726	0,884925
Thy. Links	9	Thy li	II/4	4,292	1,01935
Haut/hinten	7	Haut	II/5	23,52	5,586
8er/rechts	6	8er	II/6	21,75	5,165625
8er/links	6	8er	II/7	29,63	7,037125
Wange/Haut	5	Wange	II/8	22,75	5,403125
	5	1	II/9	24,53	5,825875
	5	2	II/10	30,17	7,165375
	5	3	II/11	25,37	6,025375
	5	4	II/12	21,66	5,14425
	5	5	II/13	22,26	5,28675
	5	6	II/14	20,56	4,883
Auge rechts	4	31	II/15	21,71	5,156125
Auge links	4	32	II/16	22,91	5,441125
Kalotte	4	CR2	II/17	24,62	5,84725
Kalotte	4	CR2a	II/18	27,73	6,585875
	4	33	II/19	24,19	5,745125
	4	34	II/20	19,21	4,562375
	4	35	II/21	21,01	4,989875
Haut/hinten	4	Haut	II/22	28,68	6,8115
	3	1	II/23	24,13	5,730875
	3	2	II/24	25,78	6,12275
	3	3	II/25	37,73	8,960875
	3	4	II/26	22,13	5,255875
	3	34	II/28	24,81	5,892375
	3	35	II/29	21,62	5,13475
	3	36	II/30	23,06	5,47675
	3	37	II/31	25,87	6,144125
Haut/hinten außen	2	Haut	II/32	21,14	5,02075
	2	1	II/33	23,14	5,49575
	2	2	II/34	14,57	3,460375
	2	3	II/35	22,11	5,251125
innen	2	4	II/36	18,46	4,38425
	2	5	II/37	22,18	5,26775
	2	6	II/38	22,04	5,2345
Haut vorne	1	Haut vorne	II/39	14,18	3,36775
Haut rechts	1	Haut re	II/40	5,702	1,354225

Tabelle 6.1.3: 120kV, 50mAs/ CTDI w,eff. =7,84mGy

Organ	Position Schicht	Position Feld	TLD-Nummer	nC	mGy
Ösophagus	10	O1	II/1	4,426	1,051175
Ösophagus	9	O1	II/2	5,322	1,263975
Thy. Rechts	9	Thy re	II/3	5,106	1,212675
Thy. Links	9	Thy li	II/40	6,064	1,4402
Haut/hinten	7	Haut	II/5	25,98	6,17025
8er/rechts	6	8er	II/6	32,29	7,668875
8er/links	6	8er	II/7	30,47	7,236625
Wange/Haut	5	Wange	II/8	33,06	7,85175
	5	1	II/9	39,6	9,405
	5	2	II/10	44,12	10,4785
	5	3	II/11	40,22	9,55225
	5	4	II/12	34,13	8,105875
	5	5	II/13	32,58	7,73775
	5	6	II/14	33,33	7,915875
Auge rechts	4	31	II/15	32,97	7,830375
Auge links	4	32	II/16	33,69	8,001375
Kalotte	4	CR2	II/17	34,89	8,286375
Kalotte	4	CR2a	II/18	41,79	9,925125
	4	33	II/19	36,7	8,71625
	4	34	II/20	28,84	6,8495
	4	35	II/21	30,7	7,29125
Haut/hinten	4	Haut	II/22	41,44	9,842
	3	1	II/23	31,82	7,55725
	3	2	II/24	37,95	9,013125
	3	3	II/25	37,45	8,894375
	3	4	II/26	32,9	7,81375
	3	34	II/28	38,59	9,165125
	3	35	II/29	31,87	7,569125
	3	36	II/30	34,29	8,143875
	3	37	II/31	37,29	8,856375
Haut/hinten außen	2	Haut	II/32	31,59	7,502625
	2	1	II/33	38,05	9,036875
	2	2	II/34	18,97	4,505375
	2	3	II/35	51,37	12,200375
innen	2	4	II/36	31,92	7,581
	2	5	II/37	29,47	6,999125
	2	6	II/38	32,82	7,79475
Haut vorne	1	Haut vorne	II/39	19,69	4,676375
Haut rechts	1	Haut re	II/40	11,54	2,74075

Tabelle 6.1.4: 140kV, 50mAs /CTDI w,eff. = 11,9mGy

Organ	Position Schicht	Position Feld	TLD-Nummer	nC	mGy
Ösophagus	10	O1	II/1	4,9	1,16375
Ösophagus	9	O1	II/2	5,474	1,300075
Thy. Rechts	9	Thy re	II/3	5,698	1,353275
Thy. Links	9	Thy li	II/4	4,644	1,10295
Haut/hinten	7	Haut	II/5	12,2	2,8975
8er/rechts	6	8er	II/6	12,83	3,047125
8er/links	6	8er	II/7	13,13	3,118375
Wange/Haut	5	Wange	II/8	15,5	3,68125
	5	1	II/9	18,22	4,32725
	5	2	II/10	21,27	5,051625
	5	3	II/11	17,58	4,17525
	5	4	II/12	13,37	3,175375
	5	5	II/13	13,67	3,246625
	5	6	II/14	12,77	3,032875
Auge rechts	4	31	II/15	14,93	3,545875
Auge links	4	32	II/16	15,47	3,674125
Kalotte	4	CR2	II/17	16,08	3,819
Kalotte	4	CR2a	II/18	17,91	4,253625
	4	33	II/19	16,41	3,897375
	4	34	II/20	14,76	3,5055
	4	35	II/21	13,64	3,2395
Haut/hinten	4	Haut	II/22	18,56	4,408
	3	1	II/23	16,16	3,838
	3	2	II/24	18,38	4,36525
	3	3	II/25	17,93	4,258375
	3	4	II/26	15,11	3,588625
	3	34	II/28	17,78	4,22275
	3	35	II/29	15,36	3,648
	3	36	II/30	14,85	3,526875
	3	37	II/31	17,1	4,06125
Haut/hinten	2	Haut	II/32	14,24	3,382
außen	2	1	II/33	19,13	4,543375
	2	2	II/34	15,61	3,707375
	2	3	II/35	24,05	5,711875
innen	2	4	II/36	14,75	3,503125
	2	5	II/37	15,41	3,659875
	2	6	II/38	15,34	3,64325
Haut vorne	1	Haut vorne	II/39	13,97	3,317875
Haut rechts	1	Haut re	II/40	8,004	1,90095

Tabelle 6.1.5: 80kV, 100mAs /CTDI w,eff. =4,58mGy

Organ	Position Schicht	Position Feld	TLD-Nummer	nC	mGy
Ösophagus	10	O1	II/1	4,378	1,039775
Ösophagus	9	O1	II/2	4,388	1,04215
Thy. Rechts	9	Thy re	II/3	5,392	1,2806
Thy. Links	9	Thy li	II/4	4,384	1,0412
Haut/hinten	7	Haut	II/5	9,106	2,162675
8er/rechts	6	8er	II/6	17,78	4,22275
8er/links	6	8er	II/7	17,24	4,0945
Wange/Haut	5	Wange	II/8	28,08	6,669
	5	1	II/9	33,01	7,839875
	5	2	II/10	35,41	8,409875
	5	3	II/11	32,94	7,82325
	5	4	II/12	24,78	5,88525
	5	5	II/13	23,41	5,559875
	5	6	II/14	23,21	5,512375
Auge rechts	4	31	II/15	26,56	6,308
Auge links	4	32	II/16	27,59	6,552625
Kalotte	4	CR2	II/17	25,88	6,1465
Kalotte	4	CR2a	II/18	33,73	8,010875
	4	33	II/19	27,41	6,509875
	4	34	II/20	22,32	5,301
	4	35	II/21	22,79	5,412625
Haut/hinten	4	Haut	II/22	34,11	8,101125
	3	1	II/23	27,62	6,55975
	3	2	II/24	29,84	7,087
	3	3	II/25	29,01	6,889875
	3	4	II/26	27,51	6,533625
	3	34	II/28	30,64	7,277
	3	35	II/29	25,96	6,1655
	3	36	II/30	27,09	6,433875
	3	37	II/31	29,76	7,068
Haut/hinten	2	Haut	II/32	27,91	6,628625
außen	2	1	II/33	32,37	7,687875
	2	2	II/34	22,61	5,369875
	2	3	II/35	43,51	10,333625
innen	2	4	II/36	27,5	6,53125
	2	5	II/37	25,24	5,9945
	2	6	II/38	28,06	6,66425
Haut vorne	1	Haut vorne	II/39	12,67	3,009125
Haut rechts	1	Haut re	II/40	6,424	1,5257

Tabelle 6.1.6: 100kV, 100mAs /CTDI w,eff. =9,46mGy

Organ	Position Schicht	Position Feld	TLD-Nummer	nC	mGy
Ösophagus	10	O1	II/1	4,234	1,005575
Ösophagus	9	O1	II/2	6,272	1,4896
Thy. Rechts	9	Thy re	II/3	5,028	1,19415
Thy. Links	9	Thy li	II/4	7,34	1,74325
Haut/hinten	7	Haut	II/5	10,92	2,5935
8er/rechts	6	8er	II/6	32,33	7,678375
8er/links	6	8er	II/7	43,17	10,252875
Wange/Haut	5	Wange	II/8	43,46	10,32175
	5	1	II/9	45,8	10,8775
	5	2	II/10	41,96	9,9655
	5	3	II/11	41,72	9,9085
	5	4	II/12	33,84	8,037
	5	5	II/13	36,37	8,637875
	5	6	II/14	34,26	8,13675
Auge rechts	4	31	II/15	43,06	10,22675
Auge links	4	32	II/16	45,95	10,913125
Kalotte	4	CR2	II/17	40,14	9,53325
Kalotte	4	CR2a	II/18	42,05	9,986875
	4	33	II/19	39,94	9,48575
	4	34	II/20	35,28	8,379
	4	35	II/21	38,58	9,16275
Haut/hinten	4	Haut	II/22	49,76	11,818
	3	1	II/23	46,62	11,07225
	3	2	II/24	39,79	9,450125
	3	3	II/25	63,86	15,16675
	3	4	II/26	44,69	10,613875
	3	34	II/28	41,76	9,918
	3	35	II/29	38,69	9,188875
	3	36	II/30	40,33	9,578375
	3	37	II/31	44,79	10,637625
Haut/hinten außen	2	Haut	II/32	42,12	10,0035
	2	1	II/33	46,09	10,946375
	2	2	II/34	34,79	8,262625
	2	3	II/35	38	9,025
innen	2	4	II/36	33,54	7,96575
	2	5	II/37	40,73	9,673375
	2	6	II/38	40,34	9,58075
Haut vorne	1	Haut vorne	II/39	10,08	2,394
Haut rechts	1	Haut re	II/40	15,44	3,667

Tabelle 6.1.7: 120kV, 100mAs /CTDI w,eff. =15,68mGy

Organ	Position Schicht	Position Feld	TLD-Nummer	nC	mGy
Ösophagus	10	O1	I/1	5,018	1,191775
Ösophagus	9	O1	I/2	7,65	1,816875
Thy. Rechts	9	Thy re	I/3	6,596	1,56655
Thy. Links	9	Thy li	I/4	7,436	1,76605
Haut/hinten	7	Haut	I/5	56,95	13,525625
8er/rechts	6	8er	I/6	54,47	12,936625
8er/links	6	8er	I/7	54,2	12,8725
Wange/Haut	5	Wange	I/8	56,99	13,535125
	5	1	I/9	66,44	15,7795
	5	2	I/10	82,4	19,57
	5	3	I/11	71,27	16,926625
	5	4	I/12	61,42	14,58725
	5	5	I/13	57,62	13,68475
	5	6	I/14	58,61	13,919875
Auge rechts	4	31	I/15	54,76	13,0055
Auge links	4	32	I/16	57,28	13,604
Kalotte	4	CR2	I/17	63,46	15,07175
Kalotte	4	CR2a	I/18	75,83	18,009625
	4	33	I/19	66,45	15,781875
	4	34	I/20	51,12	12,141
	4	35	I/21	51,82	12,30725
Haut/hinten	4	Haut	I/22	73,42	17,43725
	3	1	I/23	55,13	13,093375
	3	2	I/24	69,89	16,598875
	3	3	I/25	65,86	15,64175
	3	4	I/26	54,8	13,015
	3	34	I/28	71,45	16,969375
	3	35	I/29	57,91	13,753625
	3	36	I/30	61,4	14,5825
	3	37	I/31	67,83	16,109625
Haut/hinten außen	2	Haut	I/32	56,43	13,402125
	2	1	I/33	66,57	15,810375
	2	2	I/34	58,87	13,981625
	2	3	I/35	98,16	23,313
innen	2	4	I/36	61,44	14,592
	2	5	I/37	62,44	14,8295
	2	6	I/38	68,61	16,294875
Haut vorne	1	Haut vorne	I/39	53,36	12,673
Haut rechts	1	Haut re	I/40	27,59	6,552625

Tabelle 6.1.8: 140kV, 100mAs /CTDI w,eff. =23,79mGy

Organ	Position Schicht	Position Feld	TLD-Nummer	nC	mGy
Ösophagus	10	O1	I/1	3,648	0,8664
Ösophagus	9	O1	I/2	3,838	0,911525
Thy. Rechts	9	Thy re	I/3	3,586	0,851675
Thy. Links	9	Thy li	I/4	4,49	1,066375
Haut/hinten	7	Haut	I/5	16,73	3,973375
8er/rechts	6	8er	I/6	21,44	5,092
8er/links	6	8er	I/7	31,43	7,464625
Wange/Haut	5	Wange	I/8	25,12	5,966
	5	1	I/9	27	6,4125
	5	2	I/10	31,75	7,540625
	5	3	I/11	26,8	6,365
	5	4	I/12	21,08	5,0065
	5	5	I/13	21,51	5,108625
	5	6	I/14	19,17	4,552875
Auge rechts	4	31	I/15	22,71	5,393625
Auge links	4	32	I/16	25,34	6,01825
Kalotte	4	CR2	I/17	26,37	6,262875
Kalotte	4	CR2a	I/18	29,47	6,999125
	4	33	I/19	23,37	5,550375
	4	34	I/20	19,24	4,5695
	4	35	I/21	19,46	4,62175
Haut/hinten	4	Haut	I/22	34,49	8,191375
	3	1	I/23	25,08	5,9565
	3	2	I/24	27,77	6,595375
	3	3	I/25	42,44	10,0795
	3	4	I/26	23,93	5,683375
	3	34	I/28	25,32	6,0135
	3	35	I/29	22	5,225
	3	36	I/30	24,3	5,77125
	3	37	I/31	27,78	6,59775
Haut/hinten außen	2	Haut	I/32	22,27	5,289125
	2	1	I/33	25,31	6,011125
	2	2	I/34	19,86	4,71675
	2	3	I/35	24,34	5,78075
innen	2	4	I/36	19,44	4,617
	2	5	I/37	24,22	5,75225
	2	6	I/38	23,71	5,631125
Haut vorne	1	Haut vorne	I/39	9,106	2,162675
Haut rechts	1	Haut re	I/40	7,11	1,688625

Tabelle 6.1.9: 80kV, 200mAs /CTDI w,eff. =9,16mGy

Organ	Position Schicht	Position Feld	TLD-Nummer	nC	mGy
Ösophagus	10	O1	I/1	5,438	1,291525
Ösophagus	9	O1	I/2	5,724	1,35945
Thy. Rechts	9	Thy re	I/3	5,958	1,415025
Thy. Links	9	Thy li	I/4	6,54	1,55325
Haut/hinten	7	Haut	I/5	26,49	6,291375
8er/rechts	6	8er	I/6	46,44	11,0295
8er/links	6	8er	I/7	62,48	14,839
Wange/Haut	5	Wange	I/8	50,78	12,06025
	5	1	I/9	55,69	13,226375
	5	2	I/10	62,36	14,8105
	5	3	I/11	53,29	12,656375
	5	4	I/12	43,53	10,338375
	5	5	I/13	45,98	10,92025
	5	6	I/14	42,83	10,172125
Auge rechts	4	31	I/15	48,76	11,5805
Auge links	4	32	I/16	53,75	12,765625
Kalotte	4	CR2	I/17	51,78	12,29775
Kalotte	4	CR2a	I/18	59,06	14,02675
	4	33	I/19	49,23	11,692125
	4	34	I/20	42,88	10,184
	4	35	I/21	46,17	10,965375
Haut/hinten	4	Haut	I/22	65,04	15,447
	3	1	I/23	52,89	12,561375
	3	2	I/24	56,04	13,3095
	3	3	I/25	82,74	19,65075
	3	4	I/26	50,34	11,95575
	3	34	I/28	52,93	12,570875
	3	35	I/29	46,03	10,932125
	3	36	I/30	44,63	10,599625
	3	37	I/31	55,49	13,178875
Haut/hinten außen	2	Haut	I/32	45,17	10,727875
	2	1	I/33	48,14	11,43325
	2	2	I/34	32,87	7,806625
	2	3	I/35	43,81	10,404875
innen	2	4	I/36	36,68	8,7115
	2	5	I/37	42,83	10,172125
	2	6	I/38	42,43	10,077125
Haut vorne	1	Haut vorne	I/39	2,928	0,6954
Haut rechts	1	Haut re	I/40	9,34	2,21825

Tabelle 6.1.10: 100kV, 200mAs /CTDI w,eff. =18,92mGy

Organ	Position Schicht	Position Feld	TLD-Nummer	nC	mGy
Ösophagus	10	O1	I/1	6,968	1,6549
Ösophagus	9	O1	I/2	8,74	2,07575
Thy. Rechts	9	Thy re	I/3	7,936	1,8848
Thy. Links	9	Thy li	I/4	8,232	1,9551
Haut/hinten	7	Haut	I/5	21,37	5,075375
8er/rechts	6	8er	I/6	50,49	11,991375
8er/links	6	8er	I/7	42,64	10,127
Wange/Haut	5	Wange	I/8	80,59	19,140125
	5	1	I/9	93,92	22,306
	5	2	I/10	102,7	24,39125
	5	3	I/11	98,29	23,343875
	5	4	I/12	72,54	17,22825
	5	5	I/13	69,28	16,454
	5	6	I/14	70,22	16,67725
Auge rechts	4	31	I/15	79,8	18,9525
Auge links	4	32	I/16	84,62	20,09725
Kalotte	4	CR2	I/17	78,37	18,612875
Kalotte	4	CR2a	I/18	97,99	23,272625
	4	33	I/19	84,09	19,971375
	4	34	I/20	68,39	16,242625
	4	35	I/21	70,33	16,703375
Haut/hinten	4	Haut	I/22	101,5	24,10625
	3	1	I/23	79,81	18,954875
	3	2	I/24	89,41	21,234875
	3	3	I/25	84,87	20,156625
	3	4	I/26	84,01	19,952375
	3	34	I/28	93,97	22,317875
	3	35	I/29	78,76	18,7055
	3	36	I/30	85,42	20,28725
	3	37	I/31	89,34	21,21825
Haut/hinten außen	2	Haut	I/32	82,24	19,532
	2	1	I/33	95,67	22,721625
	2	2	I/34	76,6	18,1925
	2	3	I/35	127,7	30,32875
innen	2	4	I/36	81,02	19,24225
	2	5	I/37	76,61	18,194875
	2	6	I/38	85,2	20,235
Haut vorne	1	Haut vorne	I/39	27,59	6,552625
Haut rechts	1	Haut re	I/40	22,23	5,279625

Tabelle 6.1.11: 120kV, 200mAs /CTDI w,eff. =31,36mGy

Organ	Position Schicht	Position Feld	TLD-Nummer	nC	mGy
Ösophagus	10	O1	II/1	7,042	1,672475
Ösophagus	9	O1	II/2	12,83	3,047125
Thy. Rechts	9	Thy re	II/3	9,764	2,31895
Thy. Links	9	Thy li	II/40	11,06	2,62675
Haut/hinten	7	Haut	II/5	109,4	25,9825
8er/rechts	6	8er	II/6	104,9	24,91375
8er/links	6	8er	II/7	138,9	32,98875
Wange/Haut	5	Wange	II/8	113,8	27,0275
	5	1	II/9	129,2	30,685
	5	2	II/10	163	38,7125
	5	3	II/11	130,6	31,0175
	5	4	II/12	118,9	28,23875
	5	5	II/13	122,1	28,99875
	5	6	II/14	111,7	26,52875
Auge rechts	4	31	II/15	112,1	26,62375
Auge links	4	32	II/16	121,6	28,88
Kalotte	4	CR2	II/17	130,6	31,0175
Kalotte	4	CR2a	II/18	149,9	35,60125
	4	33	II/19	126,5	30,04375
	4	34	II/20	103,2	24,51
	4	35	II/21	111,4	26,4575
Haut/hinten	4	Haut	II/22	154,2	36,6225
	3	1	II/23	123,4	29,3075
	3	2	II/24	144,7	34,36625
	3	3	II/25	197,2	46,835
	3	4	II/26	112,8	26,79
	3	34	II/28	129,7	30,80375
	3	35	II/29	115	27,3125
	3	36	II/30	119,9	28,47625
	3	37	II/31	136,4	32,395
Haut/hinten	2	Haut	II/32	107,1	25,43625
außen	2	1	II/33	117,2	27,835
	2	2	II/34	115,3	27,38375
	2	3	II/35	113,8	27,0275
innen	2	4	II/36	93,15	27,0275
	2	5	II/37	109,1	22,123125
	2	6	II/38	109,5	25,91125
Haut vorne	1	Haut vorne	II/39	76,91	26,00625
Haut rechts	1	Haut re	II/40	20,77	18,266125

Tabelle 6.1.12: 140kV, 200mAs /CTDI w,eff. =47,58mGy

6.2 Dosismessungen ARP: Organdosen (Protokoll I-XII)

Ortsdosis [mGy]	Protokoll					
	140kV 200mAs	140kV 100mAs	140kV 50mAs	120kV 200mAs	120kV 100mAs	120kV 50mAs
Ösophagus	2,40	1,50	1,20	1,90	1,20	0,90
Schilddrüse	2,50	1,70	1,30	1,90	1,50	1,00
Knochenmark	27,00	13,90	7,80	17,00	8,40	5,20
Augenlinsen	27,90	13,20	7,80	19,50	10,70	5,40
Haut _{gesamt}	26,60	12,90	6,50	13,30	6,80	4,60
Haut in Primärstrahl	29,70	14,80	8,40	20,90	10,70	5,70
Haut Streustrahlung	23,40	10,90	4,50	5,60	2,90	3,40
zentral	27,60	14,60	8,00	18,70	9,10	5,20
peripher	32,20	16,40	9,00	21,90	10,40	6,00
Summe Primärstrahl	117,40	59,00	33,20	81,00	40,90	22,30
Verh. Zentral/Peripher	0,86	0,89	0,89	0,85	0,88	0,87
	100kV 200mAs	100kV 100mAs	100kV 50mAs	80kV 200mAs	80kV 100mAs	80kV 50mAs
Ösophagus	1,32	1,00	1,10	0,90	1,20	0,60
Schilddrüse	1,48	1,20	1,20	1,00	1,20	0,60
Knochenmark	10,80	5,80	3,90	5,30	3,50	1,90
Augenlinsen	12,20	6,50	3,90	5,80	3,70	2,00
Haut _{gesamt}	7,90	4,70	3,70	4,50	3,30	1,70
Haut in Primärstrahl	12,70	7,10	4,30	6,50	3,80	2,20
Haut Streustrahlung	3,10	2,20	3,00	2,60	2,70	1,20
zentral	10,80	6,20	4,00	5,30	3,60	1,80
peripher	12,80	7,40	4,70	6,50	4,30	2,20
Summe Primärstrahl	48,50	27,20	16,90	24,10	15,40	8,20
Verh. Zentral/Peripher	0,84	0,84	0,85	0,82	0,84	0,82

Tabelle 6.2.1: Übersicht der jeweiligen Ortsdosis in den verschiedenen Protokollen

6.3 Rückgang der Ortsdosis [mGy] in Prozent

Rückgang [%]	200 mAs					
	140–120 kV	140–100 kV	140-80 kV	120-100 kV	100-80kV	120-80 kV
Schilddrüse	24	41	60	22	33	48
Knochenmark	37	60	80	36	51	69
Augenlinsen	30	56	79	37	52	70
Haut gesamt	50	70	83	41	43	66
Haut in Primärstrahl	30	57	78	39	49	69
Haut Streustrahlung	76	87	89	45	16	54
zentral	32	61	81	42	51	72
peripher	32	60	80	42	49	70

Tabelle 6.3.1: Rückgang der Ortsdosis [mGy] in Prozent bei 200 mAs Protokollen

Rückgang [%]	100 mAs					
	140–120 kV	140–100 kV	140-80 kV	120-100 kV	100-80kV	120-80 kV
Schilddrüse	12	30	30	20	0	20
Knochenmark	40	58	75	31	40	58
Augenlinsen	19	51	72	39	43	65
Haut gesamt	47	64	74	31	30	51
Haut in Primärstrahl	28	52	74	34	46	64
Haut Streustrahlung	73	80	75	24	-23	7
zentral	38	58	75	32	42	60
peripher	37	55	74	29	42	59

Tabelle 6.3.2: Rückgang der Ortsdosis [mGy] in Prozent bei 100 mAs Protokollen

Rückgang [%]	50 mAs					
	140–120 kV	140–100 kV	140-80 kV	120-100 kV	100-80kV	120-80 kV
Schilddrüse	24	8	54	-20	50	40
Knochenmark	33	50	76	25	51	63
Augenlinsen	31	50	74	28	49	63
Haut gesamt	29	43	74	20	54	63
Haut in Primärstrahl	32	49	74	25	49	61
Haut Streustrahlung	24	33	73	12	60	65
zentral	35	50	78	23	55	65
peripher	33	48	76	22	53	63

Tabelle 6.3.3: Rückgang der Ortsdosis [mGy] in Prozent bei 50 mAs Protokollen

Rückgang [%]	140 kV			120 kV		
	200-100mAs	200-50 mAs	100-50 mAs	200-100 mAs	200-50 mAs	100-50 mAs
Schilddrüse	32	48	-30	21	48	34
Knochenmark	49	71	44	51	69	38
Augenlinsen	53	72	41	45	72	50
Haut gesamt	52	76	50	49	65	32
Haut in Primärstrahl	50	72	43	49	73	47
Haut Streustrahlung	53	81	59	48	39	-17
zentral	47	71	45	51	72	43
peripher	49	72	45	53	73	42

Tabelle 6.3.4: Rückgang der Ortsdosis [mGy] in Prozent bei 140 und 120 kV Protokollen

Rückgang [%]	100 kV			80 kV		
	200-100mAs	200-50 mAs	100-50 mAs	200-100 mAs	200-50 mAs	100-50 mAs
Schilddrüse	19	19	0	-20	40	50
Knochenmark	46	64	33	34	64	46
Augenlinsen	47	68	40	36	66	46
Haut gesamt	41	53	21	27	62	48
Haut in Primärstrahl	44	66	39	42	66	42
Haut Streustrahlung	29	3	-36	-4	54	56
zentral	43	63	35	32	66	50
peripher	42	63	36	34	66	49

Tabelle 6.3.5: Rückgang der Ortsdosis [mGy] in Prozent bei 100 und 80 kV Protokollen

6.4.1 Beurteilung der Bildqualität

Benotung: 1=sehr gut, 2=gut, 3=ausreichend, 4=mangelhaft, 5=ungenügend

	Protokoll								
	I 80kV 50mAs	II 100kV 50mAs	III 120kV 50mAs	V 80kV 100mAs	VI 100kV 100mAs	VII 120kV 100mAs	IX 80kV 200mAs	X 100kV 200mAs	XI 120kV 200mAs
Sinusitis									
NNH insgesamt									
U1 PK	3	3	2	3	2	1	3	1	1
U2 MC	5	3	1	4	1	1	3	1	1
U3 KA	4	2	1	3	1	1	3	1	1
U4 WH	4	2	1	3	2	1	4	1	1
Mittelwert	4	2,5	1,2	3,2	1,5	1	3,2	1	1
Fraktur									
NNH insgesamt									
U1 PK	4	3	2	4	2	1	3	2	1
U2 MC	4	3	2	4	2	1	3	2	1
U3 KA	4	2	2	4	2	1	3	1	1
U4 WH	4	3	2	4	2	1	3	2	1
Lamina papyracea									
U1 PK	5	4	3	4	3	1	4	2	1
U2 MC	4	3	2	4	2	1	4	2	1
U3 KA	5	3	2	5	3	1	4	2	1
U4 WH	5	3	2	5	3	1	4	2	1
Orbitaboden									
U1 PK	4	3	2	3	2	1	3	2	1
U2 MC	3	3	2	4	2	1	3	1	1
U3 KA	4	3	2	4	2	1	4	1	1
U4 WH	4	3	2	4	2	1	3	1	1
Lamina cribrosa									
U1 PK	4	3	2	4	2	1	3	1	1
U2 MC	4	3	3	4	2	1	4	2	1
U3 KA	4	3	3	4	3	1	3	2	1
U4 WH	4	3	2	4	2	1	3	2	1
Jochbogen									
U1 PK	3	3	1	3	2	1	2	1	1
U2 MC	3	3	1	3	2	1	2	1	1
U3 KA	3	2	1	3	2	1	2	1	1
U4 WH	3	2	1	3	2	1	2	1	1
Mittelwert	3,9	2,9	1,9	3,8	2,2	1	3,1	1,5	1
Tumor									
NNH insgesamt									
U1 PK	5	4	3	4	2	1	4	2	1
U2 MC	5	4	3	5	3	1	4	2	1
U3 KA	5	4	3	5	3	1	4	2	1
U4 WH	5	4	3	4	3	1	4	2	1
Mittelwert	5	4	3	4,5	2,7	1	4	2	1

Tabelle 6.4.1: Beurteilung der Bildqualität

6.4.2 Dosissumme im Primärstrahl/Bewertungssumme der Bildqualität

	Protokoll									
	I 80kV 50mAs	II 100kV 50mAs	III 120kV 50mAs	V 80kV 100mAs	VI 100kV 100mAs	VII 120kV 100mAs	IX 80kV 200mAs	X 100kV 200mAs	XI 120kV 200mAs	
Dosissumme im Primärstrahl (mGy)	8	17	22	15	27	41	24	49	81	
Summe der Bewertungs- punkte	114	84	56	108	61	28	91	43	28	

Tabelle 6.4.2: Dosissumme Primärstrahl/Summe der Bewertungspunkte

7. Literaturverzeichnis

- 1.) Panzer W, Zankl M. Die Strahlenexposition des Patienten bei computertomographischen Untersuchungen. Röntgenpraxis 1993;46: 15-18
- 2.) Kaul A, Bauer B, Bernhardt J, Nosske D, Veit R. Effective doses to members of the public from the diagnostic application of ionizing radiation in Germany. Eur Radiol 1997;7:1127-1132
- 3.) Seifert H, Hagen Th, Bartylla K, Blass G, Piepgras U. Patient doses from standard and spiral CT of the head using a fast twin beam system. B J Radiol 1997;70:1139-1145
- 4.) van Unnik J, Broerse JJ, Geleijns J, Jansen JT, Zoetelief J, Zweers D. Survey of CT techniques and absorbed dose in various Dutch hospitals. Br J Radiol 1997;70:367-371
- 5.) Wade JP, Weyman JC, Goldstone KE. CT standard protocols are of limited value in assessing actual patient dose. Br J Radiol 1997;70:1146-1151
- 6.) Cohnen M , Cohnen B , Ewen K ,Teubert G , Mödder U. Dosismessungen bei Spiral-CT-Untersuchungen der Kopf-Hals-Region. Fortschr. Röntgenstr. 1998;168,5:474-479
- 7.) Cohnen M, Fischer H, Hamacher J, Lins E, Kötter R, Mödder U. CT of the Head by Use of Reduced Current and Kilovoltage: Relationship between Image Quality and Dose reduction. AJNR Am J Neuroradiol 2000;21:1654-1660
- 8.) Babbel R, Harnsberger H.R., Nelson B, Sonkens J., Hunt S., Optimization of Techniques in Screening CT of the Sinuses. AJNR 1991;12:849-854
- 9.) Duvoisin B et al., low dose CT and inflammatory disease of the paranasal sinuses. Neuroradiology 1991;33:403-406
- 10.) Simmen D, Schuknecht B, Computertomographie der Nasennebenhöhlen-eine präoperative Checkliste. Laryngorhinootologie 1997;76:8-13
- 11.) Eckardt A, Chirurgische Therapie von Gesichtshauttumoren. In: Hausamen JE, Becker J, Neukam FW, Reichart PA, Schliephake H, Schmelzeisen R, Curriculum Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie. Quintessenz Verlags- GmbH 2003;12:423-444
- 12.) Lassere A, Blohm L, Allgemeine und spezielle Radiographie. Urban&Fischer 2000;4:47-80
- 13.) Schilli W, Joos U., Behandlung panfazialer Frakturen. Fortschr Kiefer Gesichts Chir 1991;36:36-38
- 14.) Gutwald R, Schmelzeisen R, Traumatologie. In: Hausamen JE, Becker J, Neukam FW, Reichart PA, Schliephake H, Schmelzeisen R, Curriculum Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie. Quintessenz Verlags- GmbH 2003;11:357-421
- 15.) Cagici C.A., Cakmak O., Hurcan C., Tercan F., Three-slice computerized tomography for the diagnosis and follow-up of rhinosinusitis. Eur Arch Otorhinolaryngol 2005;262:744-750
- 16.) Hausamen J, Becker J, Neukam F, Reichart P, Schliephake H, Schmelzeisen R. Mund-,Kiefer- und Gesichtschirurgie. Curriculum Chirurgie Band III. Quintessenz Verlags-GmbH. 2003; 9:273-294
- 17.) Aaløkken TM , Hagtvedt T ,Dalen I , Kolbenstvedt A , Conventional sinus radioography compared with CT in the diagnosis of acute sinusitis. Dentomaxillofacial Radiology 2003;32:60-62
- 18.) Dammann F, Bode A, Heuschmid M, Kopp A, Georg C, Pereira L, Claussen CD, Mehrschicht-Spiral-CT der Nasennebenhöhlen: Erste Erfahrungen unter besonderer Berücksichtigung der Stahlenexposition. Fortschr Röntgenstr 2000;172:701-706
- 19.) Heiland M, Schulze D, Rother U, Schmelzle R, Midfacial imaging using digital volume tomography. In: Lemke HU, Vannier MV, Inamura K, Farman AG, Doi K, Reiber JH(eds) Computer-assisted radiology and surgery (CARS) 2003;1230-1234

- 20.) Heiland M, Schulze D, Rother U, Schmelzle R, Postoperative imaging of zygomaticomaxillary complex fractures using digital volume tomography. *J Oral Maxillofac Surg* 2004 (submitted)
- 21.) Manson PN, Markowitz B, Mirvis S, Dunham M, Yaremchuk M, Toward CT-based facial fracture treatment, *Plast Reconstr Surg* 1990;85:202-212
- 22.) Sillers M.J. et al., Radiation exposure in paranasal sinus imaging. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1995;112:248-251
- 23.) Hudgins PA. Complications of endoscopic sinus surgery: the role of the radiologist in prevention. *Radiol Clin North Am* 1993;31:21-32
- 24.) Mafee MF. Modern imaging of paranasal sinuses and the role of limited sinus computerized tomography; considerations of time, cost and radiation. *Ear Nose Throat J* 1993;73:532-4
- 25.) Yousem DM. Imaging of sinonasal inflammatory disease. *Radiology* 1993;188:303-14
- 26.) El- Hakim H, McClymont L, Target oriented computed tomography- scanning of the paranasal sinuses. *Clin. Otolaryngol.* 1998;23:77-81
- 27.) Rupprecht S, Neukam FW, Bildgebende Verfahren. In: Hausamen JE, Becker J, Neukam FW, Reichart PA, Schliephake H, Schmelzeisen R, Curriculum Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie. Quintessenz Verlags- GmbH 2003;1:23-53
- 28.) Rosenthal E, Quint DJ, Johns M, Peterson B, Hoeffner E, Diagnostic Maxillofacial Coronal Images Reformatted from Helically Acquired Thin-Section Axial CT Data. *AJR* 2000;175:1177-1181
- 29.) Chiyo Kawaura, Takahiko Aoyama, Shuji Koyama, Masataka Achiwa, Masaki Mori; Organ and effective dose evaluation in diagnostic radiology based on in-phantom dose measurements with novel photodiode-dosimeters. *Radiation Protection Dosimetry* 2006;118:421-430
- 30.) Rustemeyer P ,Streubühr U ,Suttmoeller J ,Low-dose Dental Computed Tomography: significant Dose Reduction without Loss of Image Quality. *Acta radiologica* 2004;8:847-853
- 31.) Henk JM, Whitelocke RA, Warrington AP, Bessell EM, Radiation dose to the lens and cataract formation. *Int J Radiat Oncology Phys* 1993;25:815-820
- 32.) Krokowski E. Strahlengefährdung der Augenlinse. *Strahlenschutz in Forschung und Praxis* 1966;6:185
- 33.) Ron E, Lubin JH, Shore RE, Mabuchi K, Modan B, Pottern LM et al. Thyroid cancer after exposure to external radiation: a pooled analysis of seven studies. *Radiat Res* 1995;141:15-27
- 34.) Bassim MK, Ebert CS, Sit RC, Brent A, Radiation dose to the Eyes and Parotids During CT of the sinuses. *Otolaryngology- Head and Neck Surgery* 2005;133:531-533
- 35.) Kearney SE, Jones P, Meakin K, Garvey CJ, CT scanning of the paranasal sinuses- the effect of reducing mAs. *The British Journal of Radiology* 1997;70:1071-1074
- 36.) Sohaib SA, Peppercorn PD, Horrocks JA, Keene MH, Kenyon GS, Reznick RH. The effect of decreasing mAs on image quality and patient dose in sinus CT. *The British Journal of Radiology* 2001;74:157-161.
- 37.) Visser, Rödig, Bredemeier, Pasler. Strahlenexposition bei speziellen zahnärztlichen Röntgenuntersuchungen. *Zahnärztliche Radiologie*
- 38.) Mozzo, P., C. Procacci, et al. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol* 1998; 8: 1558.
- 39.) Cohnen M, Kemper J, Möbes O, Pawelzik J, Mödder U, Radiation dose in dental radiology. *Eur.Radiol.* 2002;12:634-637
- 40.) Zammit-Maempel I, Chadwick CL, Willis SP, Radiation dose to the lens of eye and thyroid gland in paranasal sinus multislice CT. *The British Journal of Radiology* 2003;76:418-420

- 41.) van Buchem et al., acute maxillary sinusitis in general practice: the relation between clinical picture and objective findings. *Eur J Gen Pract* 1995;1:155-60
- 42.) Tonami H, Nauagawa T, Ohguchi M, Takarada A, Yamamoto JI, Karino K, Sasaki K, Surface coil MR-imaging of orbital blowout fractures: A comparison with reformed CT. *AJNR Am J Neuroradiol* 1987;8:445-449
- 43.) Heiland M, Lenard M, Schmelzle R, Friedrich RE, Entwicklung eines Trainingsmodells zur sonographischen Primärdiagnostik von Mittelgesichtsfrakturen. *Mund Kiefer GesichtsChir* 2004;8:244-249
- 44.) Hell B, Atlas der Ultraschalldiagnostik im Kopf-Hals-Bereich. Thieme, Stuttgart 1990
- 45.) Forrest CR, Lata AC, Macruzzi DW, Bailey MH, The role of orbital ultrasound in the diagnosis of orbital fractures. *Plast Reconstr Surg* 1993;92:28-34
- 46.) Geyer G, Rochels R Endoskopische und sonographische Diagnostik bei Orbitabodenfrakturen. *Fortschr. Ophthalmol.* 1984;81:119-12
- 47.) Akizuki H, Yoshida H, Michi K, Ultrasonographic evaluation during reduction of zygomatic arch fractures. *J Craniomaxillofac Surg* 1990;18:263-266
- 48.) Friedrich RE, Volkenstein RJ, Wertigkeit der Sonographie für die Diagnose von Jochbogenfrakturen. *Dtsch. Z Mund Kiefer GesichtsChir* 1991;15:472-479
- 49.) Bleier R, Rochels R, Echographische Diagnostik bei Nasennebenhöhlenverletzungen. *Laryngorhinootologie* 1986;65:423-426
- 50.) Laine et al., Diagnosing acute maxillary sinusitis in primary care: a comparison of ultrasound, clinical examination and radiography. *Rhinologie* 1998;36(1):2-6
- 51.) Brown GA, Willis MC, Firoozbakhsh K, Barmada A, Tessman CL, Montgomery A., Computed tomography image-guided surgery in complex acetabular fractures. *Clin Orthop.* 2000 Jan;(370):219-26.
- 52.) Wicky S, Blaser PF, Blanc CH, Leyvraz PF, Schnyder P, Meuli RA. ,Comparison between standard radiography and spiral CT with 3D reconstruction in the evaluation, classification and management of tibial plateau fractures. *Eur Radiol.* 2000;10(8):1227-32.
- 53.) Hesselink JR, Weber AL, New PFJ, Robertson GH, Taveras JM, Evaluation of mucozeles of the paranasal sinuses with computed tomography. *Radiology* 1979;25:815-820
- 54.) Kösling S, Wagner F, Schmidt H-G, Heywang-Köbrunner S, Knöchernen Variationen im koronalen Nasennebenhöhlen-CT. *Fortschr Röntgenstr* 1993;159:506-510
- 55.) Schwicker HC, Schweden F, Voth D, Schwarz M, Wagner W, Thelen M. 3 D-Rekonstruktionen bei kraniofazialer Dysplasie und Mittelgesichtsfraktur. Einsatzmöglichkeiten der Spiral-CT. *Fortschr Röntgenstr* 1994;161:361-365
- 56.) Beus J, Kauczor HU, Schwickert HC, Mohr M, Mildenerger P, Koronare Nasennebenhöhlen-CT: Einsatz der Spiraltechnik. *Akt Radiol* 1995;5:189-191
- 57.) Langkowski JH, Pogoda P, Hess A, Untersuchungen zur Strahlenexposition der CT-Diagnostik mit der Standard- und Spiraltechnik. *Fortschr Röntgenstr* 1994;161:3-11
- 58.) Lemke A-J, Hosten N, Neumann K, Wollensak J, Felix R, Spiral- CT von orbitalen Raumforderungen: verbesserte Darstellungsmöglichkeiten durch frei rekonstruierbare Ebenen. *Fortschr Röntgenstr* 1994;161:391-398
- 59.) Tello R, Suojanen J, Costello P, McGinnes A, Comparison of spiral CT and conventional CT in 3D visualization of facial trauma: work in progress. *Comput Med Imaging Graph* 1994;18:423-427
- 60.) Suojanen JN, Regan F, Spiral CT scanning of the paranasal sinuses. *Amer J Neuroradiol* 1995;16:787-789
- 61.) Hagemann G. Das Projektionsverfahren der Röntgendiagnostik unter dem Aspekt des Dosisbedarfs. *Strahlenschutz in Forschung und Praxis* 1992:143-155
- 62.) Schmidt T, Strahlenexposition in der Computertomographie. *Strahlenschutz in Forschung und Praxis* 1993:15-27

- 63.) Mettler FA, Wiest PW, Locken JA, Kelsey CA, CT scanning: patterns of use and dose. *J Radiol Prot* 2000; 20:353-359
- 64.) Verdun FR, Boschud F, Gudinchet F, Aroua A, MD, Schnyder P, Meuli R, MD. Quality Initiatives Radiation Risk: What You should know to tell your patient. *RadioGraphics* 2008; 28:1807-1816.
- 65.) Doll R, Wakeford R. Risk of childhood cancer from fetal irradiation. *Br J Radiol* 1997; 70:130-139
- 66.) CJ Martin. Effective dose: how should it be applied to medical exposures? *The British Journal of Radiology* 2007; 80:639-647.
- 67.) International Commission on Radiological Protection. Genetic susceptibility to cancer. ICRP Publication 79. *Ann ICRP* 28(1/2). Oxford: Pergamon, 1998.
- 68.) Henk JM, Whitelocke RA, Warrington AP, Bessell EM. Radiation does to the lens and cataract formation. *Int J Radiat. Oncol Biol Phys* 1993; 25:815-820
- 69.) Hopper KD, Neumann JD, King SH, Kunselman AR. Radioprotection of the eye during CT scanning. *AJNR Am J Neuroradiol* 2001; 22:1194-1198
- 70.) Merriam GR, Focht EF. A clinical study of radiation cataracts and the relationship to dose. *Am J Roentgenol Radium Ther Nucl Med* 1957; 77:759-785
- 71.) Ron E, Lubin JH, Shore RE et al. Thyroid cancer after exposure to external radiation: a pooled analysis of seven studies. *Radiat Res* 1995; 141:259-277
- 72.) Tsapaki V, Tsalafoutas IA, Chinofoti I, Karageorgi A, Carinou E, Kamenopoulou V, Yakoumakis EN, Kouliantianos ED. Radiation doses to patients undergoing standard radiographic examinations: a comparison between two methods. *The British Journal of Radiology* 2007; 80:107-112.
- 73.) Lutz J, Jäger V, Hempel MJ, Srivastav S, Reiser M, Jäger L, Delineation of temporal bone anatomy: feasibility of low-dose 64-row CT in regard to image quality. *Eur Radiol* 2007; 17:2638-2645
- 74.) Udayasankar U.K., Braithwaite K, Arvaniti M, Tudorascu D, Small W.C., Little S., Palasis S. Low-Dose Nonenhanced head CT Protokol for follow-up Evaluation of children with ventriculoperitoneal shunt: Reduction of radiation and effect on image quality. *AJNR* 2008; 29:802-06
- 75.) Honnef D, Wildberger JE, Haras G, Hohl C, Staatz G, Günther RW, Mahnken AH. Prospective Evaluation of image quality with use of a patient Image Gallery for dose reduction in pediatric 16-MDCT. *AJR* 2008; 190: 467-473
- 76.) Ravenel JG, Scalzetti EM, Huda W, Garrisi W. Radiation exposure and image quality in chest CT examinations. *AJR* 2001; 177:279-284
- 77.) Prasad SR, Wittram C, Shepard JA, McLoud T, Rhea J. Standard dose and 50%-reduced-dose chest CT: comparing the effect on image quality. *AJR* 2002; 179:461-465
- 78.) Imhof H, Schibany N, Ba-Ssalamah A, Czerny C, Hojreh A, Kainberger F, Krestan C, Kudler H, Nöbauer I, Nowotny R, Spiral CT and radiation dose. *European Journal of Radiology* 2003; 47:29-37
- 79.) Cohnen M, Wittsack HJ, Assadi S, Muskalla K, Ringelstein A, Poll LW, Saleh A, Mödler U. Radiation exposure of patients in comprehensive computed tomography of the head in acute stroke. *AJNR* 2006; 27:1741-45
- 80.) Hojreh A, Czerny C, Kainberger F. Dose classification scheme for computed tomography of the paranasal sinuses. *EJR* 2005; 56:31-37
- 81.) Herzog C, Mulvihill D, Nguyen S, Savino G, Schmidt B, Costello P, Vogl T, Schoepf U. Pediatric Cardiovascular CT Angiography: Radiation dose reduction using automatic anatomic tube current modulation. *AJR* 2008; 190:1232-1240
- 82.) Huda W, Vance A, Patient Radiation Doses from Adult and Pediatric CT. *AJR* 2007; 188:540-546

- 83.) Kubo T, Lin P, Stiller W, Takashi M, Kauczor HU, Ohno Y, Hatabu H. Radiation Dose Reduction in chest CT: A review. *AJR* 2008; 190:335-343
- 84.) McNitt-Gray MF. AAPM/RSNA physics tutorial for residents: Topics in CT-radiation dose in CT. *RadioGraphics* 2002; 22:1541-1553
- 85.) Sigal-Cinqualbre AB, Hennequin R, Abada HT, Chen X, Paul JF. Low-kilovoltage multi-detector row chest CT in adults: feasibility and effect on image quality and iodine dose. *Radiology* 2004;231:169-174
- 86.) Heyer CM, Mohr P, Lemburg S, Peters S, Nicolas V. Image quality and radiation exposure at pulmonary CT angiography with 100- or 120-kVp protocol: Prospective randomized study. *Radiology* 2007; 245:577-583
- 87.) Nakayama Y, Awai K, Funama Y, Hatemura M, Imuta M, Nakaura T, Ryu D, Morishita S, Sultana S, Sato N, Yamashita Y. Abdominal CT with low tube voltage: Preliminary observations about radiation dose, contrast enhancement, image quality and noise. *Radiology* 2005; 237:945-951
- 88.) Nickoloff EL, Dutta AK, Lu ZF. Influence of phantom diameter, kVp and scan mode upon computed tomography dose index. *Med Phys* 2003; 30:395-402
- 89.) Nagel HD. Radiation exposure in CT; 4th ed. Hamburg, Germany: CTB Publications, 2002;1-88
- 90.) Geleijns J, Van Unnik JG, Zoetelief J, Zweers D, Broerse JJ. Comparison of two methods for assessing patient dose from computed tomography. *Br J Radiol* 1994; 67:360-365.
- 91.) Hashemi-Malayeri B, Williams JR. A practical approach for the assessment of patient doses from CT Examinations. Western General Hospital Edinburgh 2003.
- 92.) Groves AM, Owen KE, Courtney HM, Yates SJ, Goldstone KE, Blake GM, Dixon AK. 16-detector multislice CT: dosimetry estimation by TLD measurement compared with Monte Carlo simulation. *The British Journal of Radiology* 2004; 77:662-665.
- 93.) Kalra MK, Maher MM, Rizzo S, Kanarek D, Shepard JA. Radiation exposure from chest CT: issues and strategies. *J Korean Med Sci* 2004; 19:159-166
- 94.) Tack D, Gevenois PA. Radiation dose in computed tomography of the chest. *JBR-BTR* 2004; 87:281-288
- 95.) Maher MM, Kalra MK, Toth TL, Wittram C, Saini S, Shepard J. Application of rational practice and technical advances for optimizing radiation dose for chest CT. *J Thorac Imaging* 2004; 19:16-23
- 96.) Mayo JR, Aldrich J, Muller NL; Fleischner Society. Radiation exposure at chest CT: a statement of the Fleischner Society. *Radiology* 2003; 228:15-21
- 97.) Mayo JR, Hartmann TE, Lee KS, Primack SL, Vedal S, Müller NL. CT of the chest: minimal tube current required for good image quality with the least radiation dose. *AJR* 1995;164:603-607
- 98.) Marmolya G, Wiesen EJ, Yagan R, et al. Paranasal sinuses: low-dose CT. *Radiology* 1991; 181:689-691
- 99.) Hein E, Rogalla P, Klingebiel R, Hamm B. Low-dose CT of the paranasal sinuses with eye lense protection :effect on image quality and radiation dose. *Eur Radiol* 2002;12: 1693-1696
- 100.) Tack D, Widelec J, Maertelaer V, Baily JM, Delcous C, Gevenois PA. Comparison between low-dose and standard-dose multidetector CT in patients with suspected chronic sinusitis. *Am J Roentgenol* 2003; 181:939-944
- 101.) Takahashi M, Maguire WM, Ashtari M, Khan A, Papp Z, Alberico R, Campbell W, Eacobacci T, Hernan PG. Low-dose spiral computed tomography of the thorax: comparison with the standard dose technique. *Invest Radiol* 1998; 33:68-73
- 102.) Kamel IR, Hernandez RJ, Martin JE, Schlesinger AE, Niklason LT, Guire KE. Radiation dose reduction in CT of the pediatric pelvis. *Radiology* 1994; 190:683-687
- 103.) Mullins ME, Lev MH, Bove P. Comparison of image quality between conventional and low-dose nonenhanced head CT. *Am J Neuroradiol* 2004; 25:533-538

- 104.) Dandy PP, Heaton B. Physics for diagnostic radiology. Bristol: IoP Publishing;1999
- 105.) Brem MH, Zamani A, Riva R, Zou KH, Rumboldt Z, Hennig F, Kikinis R, Norbash A, Schoepf UJ. Multidetector CT of the Paranasal Sinus: Potential for Radiation Dose Reduction. Radiology 2007; 243:847-852
- 106.) Nyman U, Ahl TL, Kristiansson M, Nilsson L, Wettemark S. Patient-circumference-adapted dose regulation in body computed tomography: a practical and flexible formula. Acta Radiol 2005;46:396-406
- 107.) Funama Y, Awai K, Nakayama Y, Kakei K, Nagasue N, Shimamura M, Sato N, Sultana S, Morishita S, Yamashita Y. Radiation dose Reduction without degradation of low-contrast detectability at abdominal multisection CT with a low-tube voltage technique: phantom study. Radiology 2005; 237:905-910
- 108.) Branschofsky M, Vogt C, Aurich V, Beck A, Mödder U, Cohnen M. Feasibility of ultra-low-dose multi-detector-row CT-colonography: Detection of artificial endoluminal lesions in an in-vitro-model with optimization of image quality using a noise reduction filter algorithm. Eur J Med Res. 2006 Jan 31;11(1):13-19].
- 109.) Cohnen M, Poll WL, Puettmann C, Ewen K, Saleh A, Mödder U, Effective doses in standard protocols for multi-slice CT scanning. Eur Radiol 2003;13:1148-1153
- 110.) Paul JM, Khan FR, Dosimetric reliability of thermoluminescent phosphors (TLD-too). J Radiol. Electrol Med Nucl 1975; 56:779-783.

8. Danksagung

Die vorliegende Arbeit entstand auf Anregung von Prof. Dr. M. Cohnen, Chefarzt des Instituts für Klinische Radiologie und Nuklearmedizin der Städtischen Kliniken Neuss – Lukaskrankenhaus GmbH. Ihm habe ich zu danken für die intensive und geduldige Betreuung und für das ausgesprochen angenehme Arbeitsklima.

Des Weiteren danke ich den Herren Dres. P. Kröpil, K. Andersen und W. Heinen für die Beurteilung der Bildqualität innerhalb der Bilddatensätze und Herrn Dr. M. Branschofsky für technische Hilfestellungen und die Durchsicht des Manuskripts.

9. Curriculum vitae

Name: Stegmann
Vorname: Viktoria
Familienstand: ledig
Eltern: Dipl.-Ing. Barbara Stegmann geb. Schlieck
Dipl.-Ing. Hans-Ulrich Stegmann

Hochschullaufbahn:

2000 – 2005 Studium der Zahnheilkunde an der Heinrich-Heine-
Universität Düsseldorf
2005 Staatsexamen an der Heinrich-Heine-Universität
Düsseldorf

Zahnmedizinische Tätigkeit:

Seit 01.02.2008 Angestellte Zahnärztin in freier Praxis