

Aus dem Institut für Radiologie, Abteilung Neuroradiologie
der Medizinischen Fakultät Charité - Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

Einsatz der Dosismodulation in der Mehrschicht- Computertomographie der Kopf-/ Halsregion

- Technik, Effizienz, Strahlenexposition und Bildqualität –

zur Erlangung des akademischen Grades

Doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät

Charité - Universitätsmedizin Berlin

von

Cornelia Jach

aus Leipzig

Gutachter: 1. PD Dr. med. R. Klingebiel
2. PD Dr. med. B. Kress
3. PD Dr. med. B. Sedlmaier

Datum der Promotion: 01.06.2008

Inhaltsverzeichnis

1	<u>EINLEITUNG</u>	5
1.1	ANATOMIE UND PHYSIOLOGIE DER KOPF-/HALS-REGION	8
1.2	KLINISCHE UNTERSUCHUNG DER KOPF-/ HALSREGION	10
1.3	BILDGEBENDE DIAGNOSTIK DER KOPF-/ HALSREGION	12
1.3.1	SONOGRAPHIE	12
1.3.2	MAGNETRESONANZTOMOGRAPHIE (MRT)	12
1.3.3	UNTERSUCHUNGEN MITTELS RÖNTGENSTRAHLEN	12
1.4	GESCHICHTE DER COMPUTERTOMOGRAPHIE	13
1.5	TECHNIK DER COMPUTERTOMOGRAPHIE	14
1.5.1	INKREMENTALE COMPUTERTOMOGRAPHIE	14
1.5.2	EINZELSCHICHT-SPIRAL-CT	14
1.5.3	MEHRSCHICHT-SPIRAL-CT	15
1.5.4	BILDELEMENTE UND DICHTEWERTE	16
1.6	TECHNISCHE MAßNAHMEN UND NEUE VERFAHREN ZUR DOSISREDUKTION	16
1.7	PRINZIP DER RÖHRENSTROMMODULATION	18
1.8	GEGENSTAND DER DISSERTATION	20
2	<u>MATERIAL UND METHODEN</u>	21
2.1	ÜBERSICHT	21
2.2	DEFINIERUNG VON QUALITÄTSKRITERIEN UND KRITISCHEN BILDELEMENTEN	22
2.3	UNTERSUCHUNGEN AM ANATOMISCHEN PRÄPARAT	27
2.4	LINSEN- UND SCHILDDRÜSENSCHUTZ	29
2.5	KLINISCHE STUDIEN	30
3	<u>ERGEBNISSE</u>	32
3.1	UNTERSUCHUNGEN AM ANATOMISCHEN PRÄPARAT	32
3.2	LINSEN UND SCHILDDRÜSENSCHUTZ	41
3.3	KLINISCHE STUDIEN	42

<u>INHALTSVERZEICHNIS</u>	<u>4</u>
<u>4 DISKUSSION</u>	<u>47</u>
4.1 DIE COMPUTERTOMOGRAPHIE AUS DIAGNOSTISCHER UND STRAHLEN-HYGIENISCHER SICHT	47
4.2 DIE RÖHRENSTROMMODULATION	49
4.2.1 'BILDQUALITÄT' UND 'DIAGNOSTISCHE WERTIGKEIT' BEI EINSATZ DER RÖHRENSTROMMODULATION	49
4.2.2 DOSISREDUKTION DURCH DIE RÖHRENSTROMMODULATION	50
4.3 AUSBLICK UND WEITERE OPTIONEN DER RÖHRENSTROMMODULATION	55
<u>5 ZUSAMMENFASSUNG</u>	<u>58</u>
<u>6 LITERATURVERZEICHNIS</u>	<u>60</u>
<u>7 VERZEICHNIS DER BEGRIFFE UND ABKÜRZUNGEN</u>	<u>67</u>
<u>8 DANKSAGUNG</u>	<u>69</u>
<u>9 LEBENSLAUF</u>	<u>70</u>
<u>10 EIDESSTATTLICHE ERKLÄRUNG</u>	<u>71</u>

1 Einleitung

Die Computertomographie (CT) ist ein weit verbreitetes Schnittbildverfahren in der Bildgebung der Kopf- und Halsregion. Seit der Einführung der Mehrschicht-Computertomographie (MS-CT) im Jahre 1998 verzeichnete diese Technik einen signifikanten Anwendungszuwachs (91). Hiermit ist die hochauflösende und überlagerungsfreie Darstellung anatomischer Strukturen auch über längere Scanstrecken innerhalb kurzer Untersuchungszeiten möglich.

In der Kopf-Hals-Region (KHR) ist die CT neben der Magnetresonanztomographie (MRT) und der Sonographie die am häufigsten genutzte Bildgebungstechnik. Indikationen für die CT der KHR sind Neoplasien, Traumata und Entzündungsprozesse. In der Diagnostik und Therapieplanung von Traumata der KHR ist die CT das Verfahren der ersten Wahl (24, 90, 97). Auf diese Patientengruppe mit Traumata in der KHR entfielen im Jahre 2004 allein 2 % der stationären Behandlungsfälle in Deutschland (9).

Im selben Jahr (2004) wurden an der Universitätsklinik Charité (Campus Mitte) insgesamt mehr als 1200 CT-Untersuchungen der Kopf-Hals-Region durchgeführt. Die Anwendung ionisierender Strahlen und die damit verbundene Exposition des Patienten sind als bedeutsamer Nachteil der CT/ MS-CT gegenüber der MRT und der Sonographie zu nennen. Die Gesamtzahl der CT-Untersuchungen unter allen diagnostischen Bildgebungsverfahren in Deutschland nahm im Jahr 2003 einen Anteil von 6 % ein (11). Sie trug aber mit 52 % signifikant zur medizinischen Strahlenexposition der Bevölkerung bei (11). Umgerechnet auf die deutsche Bevölkerung entspricht die aus CT-Untersuchungen resultierende jährliche effektive Dosis pro Einwohner 1,8 mSv im Jahr 2003 und korreliert in der Größenordnung der jährlichen effektiven Dosis pro Einwohner mit den Staaten USA und Japan (69, 76). Aus diesen Gründen sind kontinuierliche Anstrengungen hinsichtlich der Entwicklung, Evaluierung und Implementierung neuer Techniken zur Dosisreduktion von großer Bedeutung, wobei die diagnostische Aussagekraft dieses Verfahrens hierbei nicht beeinträchtigt werden sollte.

Wegweisend auf dem Gebiet der Qualitätssicherung und Dosisoptimierung sind verschiedene nationale und internationale Richtlinien sowie Studien. Hier ist insbesondere die Leitlinie zur Qualitätssicherung in der Computertomographie der

Bundesärztekammer (10) und die Multicenterstudie der Deutschen Röntgengesellschaft zur Praxis der CT-Untersuchungstechnik in Deutschland (82) zu nennen.

Eine neue Technologie zur Dosisreduktion wird in der seit 2001 in die CT eingeführte Röhrenstrommodulation gesehen, mit der aktuelle CT-Geräte aller größeren Hersteller ausgerüstet sind. Es werden hierbei herstellerabhängig unterschiedliche Verfahren verwendet.

Zur Etablierung der Röhrenstrommodulation bei der CT der Kopf-Halsregion erfolgten daher bereits erste Phantom-, Kadaver- und Patientenstudien unter folgenden Fragestellungen (2, 4, 14, 47, 66):

Führt die Röhrenstrommodulation zu einer Reduktion der applizierten Dosis bei vergleichbarer Bildqualität?

Wie groß ist die effektive Organdosis für die Augenlinse und die Schilddrüse gemessen in Studien am Alderson-Rando-Phantom?

In der vorliegenden Dissertation wurde die in unserem Institut eingesetzte Röhrenstrommodulation bei CT-Untersuchungen hinsichtlich der Effizienz und Strahlenexposition in experimentellen und klinischen Studien untersucht.

Die zentralen Fragestellungen der Promotionsarbeit wurden wie folgt definiert:

- Ist es möglich bei Einsatz der Technik der Dosismodulation die herstellerseitig vorgegebenen Dosiseinstellungen zu reduzieren, ohne die 'Diagnostische Wertigkeit' des Verfahrens einzuschränken?
- Bis zu welchem Grad können Dosisreduzierungen herbeigeführt werden, ohne die Funktionalität des Modulationsalgorithmus und die diagnostische Bildqualität zu gefährden?
- Sind bei der Durchführung der Dosismodulation hinsichtlich anderer Techniken der Strahlenexposition (z. B. Linsen- und Schilddrüsenschutz) in der

Verfahrensweise besondere Umstände zu berücksichtigen, i. E. kommt es zu einer Beeinträchtigung der Linsenschutztechnik bzw. der Modulation durch eine Interaktion beider Verfahren?

1.1 Anatomie und Physiologie der Kopf-/Hals-Region

Die Kopf-/Hals-Region gehört zu den unverwechselbaren Kennzeichen eines Individuums und stellt anatomisch und physiologisch eine sehr komplexe Region dar.

Die Nasennebenhöhlen (NNH), bestehend aus Sinus maxillare, frontale, sphenoidale und den Cellulae ethmoidales, sind mit der Nasenhöhle in Verbindung stehende pneumatisierte Räume, die eine enge Nachbarschaft mit dem intrakraniellen Raum und der Orbita aufweisen.

Funktionell dienen sie neben dem Erwärmen, Reinigen und Anfeuchten der Einatemluft als Resonanzraum und als Gewicht ersparnis des Schädelknochens.

Die Mundhöhle, unterteilbar in Vestibulum oris und Cavitas oris propria und der Pharynx gehören zum oberen Aerodigestivtrakt, an deren Begrenzung die Lippen, Wangen, Mundboden, Zunge, Gaumen, Rachenhinterwand und die Tonsillen des Waldeyer'schen Rachenrings beteiligt sind. Der Übergang von der Mundhöhle zum Pharynx wird vom Isthmus faucium, bestehend aus Gaumensegel, Gaumenbogen und Zunge gebildet. Der Pharynx lässt sich anatomisch in Epi-, Oro- und Hypopharynx unterteilen.

Funktionell bilden Mundhöhle und Pharynx eine Einheit, da sich hier Luft- und Speiseweg kreuzen. Zu den Aufgaben dieser Region gehören die Nahrungsaufnahme, ihre Zerkleinerung und die Einleitung des Schluckaktes mit Abschirmung der Luftwege. Die Zunge dient mit ihren Papillen als Geschmacksorgan und ist an der Lautgebung beteiligt. Die Tonsillen übernehmen immunologische Abwehrreaktionen.

Die drei großen, paarig angelegten Speicheldrüsen sind der Mundhöhle unmittelbar benachbart. Die Parotis liegt größtenteils in der Fossa retromandibularis und ihr Ausführungsgang mündet in den Mundvorhof gegenüber dem zweiten Molar. Die Glandula mandibulare ist im Trigonum submandibulare gelegen. Ihr Ausführungsgang mündet neben dem Frenulum linguae auf der Caruncula sublingualis neben dem Ductus sublingualis major. Die Glandula sublingualis, bestehend aus einem vorderen und einem hinteren Drüsenteil, befindet sich im oberen Teil der Regio sublingualis. Der hintere Drüsenteil sezerniert sein Sekret über zahlreiche Ductus sublinguales minores, die direkt neben der Zunge auf der Plica sublingualis münden. Der vordere Drüsenanteil mündet auf der Caruncula sublingualis neben dem Ausführungsgang der Glandula submandibulare.

Der Larynx, infrahyal gelegen, verbindet den Pharynx mit der Trachea. Sein Skelett besteht aus vier größeren (Cartilago thyroidea, cricoidea, arytaenoidea und Epiglottis) sowie einigen kleineren Knorpeln, die teils gelenkig miteinander verbunden sind. Im Laufe des Lebens kann das knorpelige Larynxskelett verknöchern. Zahlreiche Bänder und Muskeln sind im Larynx vorhanden und ermöglichen ein komplexes Zusammenspiel. Ausgekleidet ist der Larynx von hochdifferenzierten Epithelien.

Topographisch-anatomisch werden im Larynx drei Etagen unterschieden: supraglottischer Raum, Glottisebene und infraglottischer Raum.

Funktionell dient der Larynx einerseits als Ventil, das beim Schlucken den Eingang in die Trachea verschließt und andererseits als Sitz des Tongenerators, der zur Erzeugung der menschlichen Stimme dient.

Die Trachea, als ein elastisches Rohr, grenzt kaudal an den Larynx und verbindet ihn mit den Hauptbronchien. Im Halsbereich liegt sie dorsal des Isthmus, der Schilddrüse und ventral des Ösophagus. Der Ösophagus ist ein elastisches Muskelrohr. Er besteht aus drei Bereichen und weist drei Engen auf, wobei jeweils die erste Struktur im Halsbereich liegt. Die Pars cervicalis ist der kraniale Teil des Ösophagus und misst ca. 8 cm. Sie reicht vom Ösophagusmund, der ersten Enge, bis zum Sternumrand. Aufgebaut ist der Ösophagus aus einer inneren Ring- und einer äußeren Längsmuskelschicht, wobei die Längsspannung überwiegt. Im oberen Drittel findet sich quergestreifte Muskulatur, die im mittleren Drittel in glatte Muskulatur übergeht.

Funktionell stellt der Ösophagus ein Transportrohr für die Nahrung vom Pharynx zum Magen dar, für deren Transport die Ösophaguslängsspannung vorrangig beiträgt.

Die Schilddrüse ist eine U-förmige Hormondrüse, deren Anteile sich prä- und paratracheal befinden. Sie ist von einer doppelten Kapsel umschlossen. Die Organkapsel (Capsula interna) ist von einer Capsula externa aus straffem Bindegewebe umgeben, die aus der Lamina praetrachealis der mittleren Halsfaszie hervorgeht. Innerhalb der Capsula externa liegen dorsal der Schilddrüse die vier hormonproduzierenden Epithelkörperchen und außerhalb der Capsula externa liegt ebenfalls dorsal der N. laryngeus recurrens.

Die Halswirbelsäule (HWS) stellt den kranialen Teil des menschlichen Achsenskeletts dar. Sie ist aufgebaut aus sieben Halswirbeln (HW), die das Rückenmark schützen.

Charakteristisch für alle HW ist ein Foramen transversum auf beiden Seiten des Wirbelkörpers, das einen Kanal für die A. vertebralis bildet.

Lateral der Trachea verläuft das neurovaskuläre Bündel (NVB) von der Schädelbasis bis zum Aortenbogen mit der A. carotis com. (Aufteilung der A. carotis com. in A. carotis int. und A. carotis ext. am Oberrand des vierten HW), der V. jugularis int. und dem N. vagus in der Vagina carotica. Im unteren Halsbereich wird das NVB vom M. sternocleidomastoideus bedeckt und im Trigonum caroticum (Begrenzung M. sternocleidomastoideus, M. omohyoideus, M. digastricus) nur vom Platysma und der Lamina praetrachealis der Fascia cervicalis.

Die Kopf-/Halsregion umfasst beidseits ca. 200 Lymphknoten, die in sechs Level eingeteilt wurden. Zunächst fließt die Lymphe aus Kopf und Hals zu den oberflächlichen regionären Lymphknoten, von wo sie zu den Nll. cervicales laterales profundi inferiores entlang der V. jugularis int. im hinteren Teil des Spatium parapharyngeum gelangt. Schließlich fließt die Lymphe von diesen Lymphknoten zum paarig vorliegenden Truncus lymphaticus jugularis.

Von klinischem Interesse ist die Einteilung des Halses in Kompartimente und Spatien, wozu die drei Blätter der Halsfaszie wesentlich beitragen. Die interfaszialen Räume ermöglichen durch funktionellen Volumenausgleich und Verschieblichkeit, Kopfbewegungen, Gefäßpulsationen sowie Kau-, Schluck- und Atemaktionen. Darüber hinaus stellen die Spatien präformierte Ausbreitungswege für Infektionen, teils sogar bis ins hintere Mediastinum, dar.

1.2 Klinische Untersuchung der Kopf-/ Halsregion

Die Erhebung des HNO-Status erfolgt durch Inspektion mittels entsprechender Hilfsmittel und Palpation.

Bei der Untersuchung der Nase unterscheidet man die sogenannte vordere Rhinoskopie mittels Stirnreflektor (SR) und Nasenspekulum und die sogenannte hintere Rhinoskopie mittels SR, Mundspatel und Nasenrachenspiegel zur Beurteilung von Nasopharynx, Choanen und hinterer Septumabschnitte. Einzelne Details lassen sich unter Verwendung von einem Operationsmikroskop meist besser erkennen. Staboptiken mit verschiedenen Winkeloptiken (Geradausblick-Optik 0°, 30°-Winkeloptik, Steilblick-Optik 70°, Rückblick-Optik 120°) lassen in unübersichtliche Areale wie den unteren und mittleren Nasengang, die Ostien des Ductus nasolacimalis oder in einigen Fällen, insbesondere bei entsprechender Vor-Op in die NNH einsehen. Gelegentlich kommt

auch das Fiber-Rhinolaryngoskop hierbei zum Einsatz, dessen optisches Auflösungsvermögen jedoch geringer als bei den Staboptiken ist.

Für die Diagnostik von Mundhöhle, Oro-, Hypopharynx und Larynx dienen ebenfalls SR, Mundspatel und Kehlkopfspiegel. Neben der indirekten Laryngoskopie mit dem Kehlkopfspiegel, die auf Grund von Würgeartefakten nicht immer genügend aussagekräftig ist, bedient man sich hier des Lupen-Laryngoskops, einer Staboptik mit einem 90°-Objektiv, die ein gut ausgeleuchtetes, weitwinkliges Übersichtsbild erzeugt. Bei ungenügender Patientenkooperation oder bei Mundöffnungsbehinderung erfolgt die Larynxbeurteilung mit dem Fiber-Laryngoskops. Bei bestimmten Fragestellungen, insbesondere zur exakten präoperativen Tumorbeurteilung kommt die direkte Laryngoskopie mittels eines Stützautoskops (Laryngoskop nach Kleinsasser oder Spreizlaryngoskop nach Weerda sowie Mikroinstrumente) zum Einsatz. Sie erfolgt in Vollnarkose und ermöglicht eine längere Inspektion ohne störenden Würgereiz und mit der Option zur Probenentnahme (PE).

In Anlehnung an die direkte Laryngoskopie wurden auch starre Rohre für die direkte Tracheobronchoskopie und Ösophaguskopie entwickelt, die ebenfalls in Vollnarkose erfolgen. Sie ermöglichen neben der PE sogar die laserchirurgische Abtragung endoluminaler Tracheobronchial- und benignen Ösophagealtumoren wie dem Zenker-Divertikel sowie die Fremdkörperentfernung und Dilatation von Stenosen des Ösophagus. Fiber-optische Tracheobronchoskopien finden ihre Anwendung hauptsächlich in der Diagnostik der peripheren Atemwege und des Lungparenchyms.

Der direkten und indirekten Inspektion bleiben allerdings die Speicheldrüsen, die Schilddrüse und die übrigen Halsweichteile sowie die HWS und meist auch die NNH verborgen. Die Diagnostik dieser Organe und Strukturen bedarf der bildgebenden Verfahren mittels Sonographie, CT, MRT, Szintigraphie bzw. entsprechender Funktionstests und der Paraklinik.

1.3 Bildgebende Diagnostik der Kopf-/ Halsregion

1.3.1 Sonographie

Die Sonographie stellt ein kostengünstiges Verfahren dar, dessen Prinzip auf der Aussendung von Ultraschallwellen und dem Empfang der im Gewebe reflektierten Echos basiert.

In der Diagnostik der KHR ist die Sonographie für die Untersuchung von Schilddrüse, Halsweichteilen und Kieferhöhlen relevant. In Kombination mit dem Dopplerverfahren lassen sich zusätzlich die extra- und intrakraniellen Gefäße darstellen und beurteilen.

Limitationen ergeben sich durch die geringe Eindringtiefe und die nahezu vollständige Reflexion an Grenzflächen von Luft, Knochen und kalkdichten Geweben.

1.3.2 Magnetresonanztomographie (MRT)

Die Magnetresonanztomographie ist ein modernes Schnittbildverfahren, das auf der Eigendrehimpulseigenschaft (Kernspin) von Protonen innerhalb eines starken Magnetfeldes beruht. Insbesondere der hohe Weichteilkontrast ist ein Vorzug des Verfahrens. Daher kommt die MRT bei entzündlichen Erkrankungen und Neoplasien der KHR, insbesondere des Larynx zum Einsatz. Nachteilig sind die hohen Kosten, die immer noch limitierte Verfügbarkeit sowie die längere Untersuchungsdauer gegenüber der CT, so dass sie für Notfallpatienten und inkompliante Patienten (Bewegungsartefakte) nur sehr eingeschränkt geeignet ist. Kontraindikationen für die MRT sind das Vorhandensein eines Herzschrittmachers und/ oder eines Cochleaimplantates.

1.3.3 Untersuchungen mittels Röntgenstrahlen

Projektionsradiographie

Die Projektionsradiographie ist ein konventionelles Bildgebungsverfahren mit Einsatz von Röntgenstrahlen. In der KHR sind hier vor allem das Röntgen der NNH sowie die Schüller- und Stenvers-Aufnahme relevant. Bei Durchführung des Röntgen-Breischluck ist die zeitliche Auflösung des Schluckaktes interessant. Hierdurch können

pathologische Veränderungen von Oro- und Hypopharynx sowie des Oesophagus erfasst werden.

Computertomographie

Die CT wird in der KHR zur Darstellung von Weichteilen und ossären Strukturen eingesetzt. Neben Frakturen des Mittelgesichts und der Schädelbasis kommt sie bei entzündlichen Erkrankungen und Neoplasien, insbesondere des Oro-/ Hypopharynx zum Einsatz.

1.4 Geschichte der Computertomographie

Die theoretischen Grundlagen, auf denen die CT basiert, reichen bis an den Anfang des 20. Jahrhunderts zurück. Die technische Realisierung und praktische Anwendung waren aber erst mit der Entwicklung der modernen Computertechnik in den sechziger Jahren gegeben (50).

1917 entwickelte der böhmische Mathematiker J.H. Radon ein Rechenmodell, mit dem ein dreidimensionales Objekt aus zahlreichen zweidimensionalen Projektionen des Objektes berechnet werden konnte. Ihm gelang es nachzuweisen, dass die Verteilung eines Materials in einer Objektschicht errechnet werden kann, wenn die Integralwerte entlang unendlich vieler Linien durch diese Schicht bekannt sind (81). Seinerzeit relevant wurden seine Berechnungen aber nur in der Physik.

1963 publizierte der südafrikanische Physiker A.M. Cormack eine Arbeit, in der er eine Methode zur Berechnung der Absorptionsverteilung im menschlichen Körper aus Transmissionsmessungen vorstellte (17). Er war in der Strahlentherapie des Groote Schuur Hospital in Kapstadt tätig und forschte nach Möglichkeiten einer besseren Bestrahlungstherapie. Die Arbeit Radons war ihm seinerzeit nicht bekannt. Radon und Cormack waren die früheren Arbeiten des Holländers H.A. Lorentz unbekannt. Lorentz hatte schon 1905 eine Lösung für den dreidimensionalen Fall des mathematischen Problems dargestellt (50).

Erst 1972 wurde der erste kommerzielle Computertomograph zur klinischen Anwendung im Londoner Atkinsons Morley Hospital in Betrieb genommen (50). Als sein Erfinder gilt bis heute der englische Ingenieur G.H. Hounsfield (39), der zusammen mit A.M. Cormack für seine Pionierarbeit auf dem Gebiet der CT 1979 den Nobelpreis für Medizin verliehen bekam.

Bis heute zählt die Entwicklung der CT neben der Kernspintomographie als die größte Innovation der Radiologie seit der Entdeckung der Röntgenstrahlen durch Wilhelm Röntgen im Jahr 1895 (72).

1.5 Technik der Computertomographie

Bei der Computertomographie durchdringen senkrecht zur Körperachse verlaufende, stark gebündelte Röntgenstrahlen aus verschiedenen Richtungen eine Körperschicht. Gleichzeitig wird auf der gegenüberliegenden Seite während der Röhrenrotation die Schwächung der Strahlung durch ein Detektorsystem registriert.

Aus der räumlichen Verteilung der Schwächungswerte lässt sich nach ihrer Umsetzung in ein Graustufenraster rechnerisch ein Querschnittsbild aufbauen. Die Schwächung der Röntgenstrahlen ist abhängig von dem gewebespezifischen linearen Schwächungskoeffizienten und der Gewebedichte.

1.5.1 Inkrementale Computertomographie

CT-Geräte der ersten und zweiten Generation arbeiten mit der Inkrementaltechnik. Sie führen ein stromleitendes Kabel bzw. ein Datenkabel zur Abführung der Messwerte mit sich. Nach einer 360°-Aufnahme-Drehung bei ruhendem Patiententisch wird eine rückläufige Drehung zum Abrollen der Kabel ausgeführt (Translations-Rotations-Technik). Zeitgleich erfolgt die Tischverschiebung um eine Schichtdicke, und es schließt sich eine neue Akquisition an.

1.5.2 Einzelschicht-Spiral-CT

Aufnahmen mit Spiral-CT wurden erstmals 1989 von W.A. Kalender und P. Vock vorgestellt (52). Ermöglicht wurde die kontinuierliche Rotation durch eine sich mit konstanter Geschwindigkeit bewegende Patientenliege und durch den Einsatz von Schleifringen zur Übertragung von Hochspannung, Steuersignalen und Messwerten, wobei die Schleifringausführung den unterschiedlichsten Anforderungen gerecht werden musste.

Der liegende Patient wird während der Aufnahme, die über eine Vielzahl von 360°-Rotationen erfolgt, ähnlich einer Übersichtsaufnahme (Topogramm) kontinuierlich durch das Messfeld gefahren. Hierbei ist die Strecke die der Patiententisch pro Rotation

zurücklegt variabel einstellbar. Entspricht die Strecke der akquirierten Schichtdicke, so ist eine lückenlose Objekterfassung gewährleistet. Das Verhältnis von Tischvorschub je 360°-Rotation zu Schichtdicke wird als dimensionslose Größe Pitch definiert.

Aus dem Aufnahmemodus des Spiral-CT ergibt sich ein spiralförmiger Datensatz, aus welchem sogenannte Schichtinterpolationsalgorithmen planare Datensätze mit artefaktfreien Bildern für jede Tischposition errechnen.

Die Überlegenheit der Spiral-CT im Vergleich zur konventionellen CT zeigt sich in der schnellen Akquirierung eines Datensatzes und somit der Möglichkeit der Aufnahme größerer Körperabschnitte. Zudem ergeben sich Vorteile durch die kontinuierliche Darstellung auch bei bewegten oder pulsierenden Strukturen und der besseren Ausnutzung von Kontrastmitteln.

1.5.3 Mehrschicht-Spiral-CT

Die Einführung der MS-CT in die Klinik ermöglicht durch Geräte mit mehreren Detektorzeilen in z-Richtung eine simultane Akquisition mehrerer Schichten pro Röhrenrotation im Subsekundenbereich.

CT-Geräte der neueren Generation besitzen 16, 64 und 320 Detektorzeilen. Dabei besteht der Detektorkranz eines Multidetektor-Spiral-CT im Gegensatz zum einfachen Spiral-CT aus mehreren kleinen Einzeldetektoren, die je nach gewünschter Untersuchung zusammengeschaltet werden können. Grundsätzlich wird zwischen zwei verschiedenen Detektorsystemen unterschieden.

Fixed-Array-Detektor

Dieser Detektor ist aus Detektorelementen gleicher Größe aufgebaut, die elektronisch zu unterschiedlichen Schichtdicken zusammengefasst werden können. Besteht beispielsweise der Detektorkranz aus 16 Elementen der Größe 1,25 mm, dann können die Schichtdicken 4 x 1,25 mm, 4 x 2,5 mm, 4 x 3,75 mm und 4 x 5 mm abhängig von den gewünschten Schwerpunkten der Untersuchung kollimiert werden.

Adaptive-Array-Detektor

Bei diesem Detektor ist die Detektorkonfiguration durch die unterschiedliche Breite der einzelnen Detektorzeilen charakterisiert, wobei sich in der inneren Zeile die schmalste Schichtkollimation von 0,5 mm Dicke befindet, außen 5 mm Dicke. Dieses geometrische Design minimiert die Toträume in z-Richtung und optimiert die geometrische Effizienz (50).

1.5.4 Bildelemente und Dichtewerte

Als die kleinste Einheit der CT wird das Pixel als der einzelne berechnete Bildpunkt definiert. Aus den einzelnen Pixeln wird das Körperquerschnittsbild zusammengesetzt. Da genau genommen die durchstrahlte Schicht ein Volumen darstellt, entspricht also jedem Matrixpunkt der untersuchten Schicht ein kleiner Quader (Volumenelement = Voxel).

Jeder Voxel steht dabei für einen Zahlenwert, entsprechend dem errechneten Maß der Absorption des dazugehörigen Volumenelements. Die einzelnen Schwächungswerte werden mit einer Rechneinheit unter Verwendung der Radontransformation umgewandelt und in einer relativen Schwächungsskala, der Hounsfield-Skala, dargestellt. Die bildliche Wiedergabe der Dichtewerte, die definitionsgemäß von -5000 bis über +5000 HE, definiert mit 0 HE für Wasser, reichen, erfolgt in Grautönen. Da das menschliche Auge nur ca. 50 Graustufen differenzieren kann, könnte der Betrachter insbesondere den diagnostischen Weichteilbereich nur als eine einzige Graustufe erkennen. Dadurch wären messbare Dichteunterschiede nicht zu visualisieren und diagnostische Informationen gingen verloren. Daher wurde zur Kontrasterhöhung ein Bildfenster mit einer bestimmten Fensterbreite für die Bildauswertung abhängig von der klinischen Fragestellung eingerichtet. Dichtewerte oberhalb dieses Fensters werden weiß, unterhalb schwarz dargestellt.

1.6 Technische Maßnahmen und neue Verfahren zur Dosisreduktion

Erste Schritte zur Dosisreduktion wurden bereits in der Ära der ES-CT unternommen, deren Dosiswerte aufgrund technischer Weiterentwicklungen wie z.B einer verbesserten Detektorenempfindlichkeit bereits tendenziell niedriger waren als bei der zuvor angewandten konventionellen CT (23, 89).

Aber erst die Einführung der MS-CT im Jahr 1998 und ihre stete Weiterentwicklung ermöglichte durch neue geräte- und anwenderabhängige Einflussfaktoren ein stärkeres dosisbewusstes Arbeiten. Hier sind besonders die verkürzte Rotationszeit der Röhre (0,5 sec) sowie spezielle Bildrekonstruktionsverfahren von Bedeutung, die auch eine retrospektive Variation der effektiven Schichtdicke erlauben, so dass zusätzlich zu Bildern mit hoher 3D-Ortsauflösung rauscharme Bilder zur Niedrigkontrastbeurteilung ohne erneute Exposition erstellt werden können (51).

Im Weiteren tragen mehrdimensionale adaptive Filter, mit denen neue MS-CT-Geräte standardmäßig ausgerüstet sind, zu einer signifikanten Dosisreduktion bei (3, 49).

Zu den wichtigsten baulichen Faktoren in der MSCT, welche eine erhöhte Dosis bedingen, gehören das Shadowing, das Overbeaming und das OVERRANGING. (80, 87). Insbesondere das OVERRANGING führt bei zunehmender Anzahl der Detektorreihen zu einer signifikanten Erhöhung der Exposition.

Unter dem Shadowing versteht man die Abnahme der geometrischen Effizienz der Detektoren durch Abtrennung einzelner Detektorzeilen des Mehrschicht-Detektors mittels Septen, um das „Übersprechen“ (Cross Talking) zu reduzieren. Das heißt, je größer die Anzahl der simultan aufgenommenen Schichten ist, desto geringer ist auch die geometrische Effizienz der Detektoren (87).

Das Overbeaming steht für die Strahlung im Halbschatten (Penumbra), da die einzelnen Detektorreihen gleichmäßig bestrahlt werden müssen. Dieses trägt nicht zur Bildgebung bei, wohl aber zur Patientenexposition. Halbschatteneffekte entstehen hauptsächlich durch Divergenz des Strahlenfächers an den äußeren Detektorelementen in z-Richtung, insbesondere bei der Akquisition dünner Schichten. Je größer die Schichtzahl ist, desto kleiner ist das Overbeaming. Das Overbeaming verhält sich also umgekehrt proportional zur geometrischen Effizienz des Shadowing (87).

Das OVERRANGING beschreibt die zusätzliche Datenaufnahme (ca. eine halbe bis ganze Umdrehung jeweils am Rande des Scanvolumens), die über das eigentliche Untersuchungsvolumen hinausgeht, aber für die Interpolation notwendig ist. Bei kurzen Untersuchungslängen und Zunahme der Detektorzeilen steigt die Strahlenexposition für den Patienten an. Bei einigen Herstellern wird deshalb bei kurzer Scanlänge der Röntgenstrahlfächer enger kollimiert und weniger Detektorreihen ausgeleuchtet.

Als wesentliche Maßnahmen zur Dosisreduktion durch den Anwender gelten die Begrenzung des Untersuchungsvolumens, die Erhöhung des Pitch-Faktors (PF), die Anpassung der Scanprotokolle an die diagnostischen Erfordernisse und den Einsatz geeigneter Protektoren. In der KHR ist hier der Schutz von Augenlinse und Schilddrüse zu nennen, da beide Strukturen bei der CT im Bereich des Primärstrahls liegen.

Durch die gezielte Wahl eines $PF > 1$ lässt sich die Dosis reduzieren, wenn auch auf Kosten einer schlechteren Ortsauflösung in der z-Richtung. Bereits bei der ES-CT war hierdurch eine effektive Dosisreduktion von 0-50% möglich (51). Allerdings bedeutet bei

neueren MS-CT-Geräten eine Erhöhung des PF nicht automatisch eine Dosisersparung, da aufgrund moderner Rekonstruktionsverfahren ein erhöhtes Rauschen entsteht, das durch einen bildgütebezogenen Modus mit Anpassung der mAs-Werte entsprechend ausgeglichen wird (87).

1.7 Prinzip der Röhrenstrommodulation

Das Prinzip der Röhrenstrommodulation beruht auf einer anatomic- und schwächungsbasierten Anpassung des Röhrenstroms. Die Homogenisierung des Rauschniveaus führt zu einer Optimierung der Bildqualität und trägt so zur Dosisreduktion bei. Die Röhrenstrommodulation berücksichtigt somit gleichermaßen die Absorption der einzelnen Gewebe und den unterschiedlichen Patientenquerschnitt je nach Untersuchungsregion.

Hierdurch wird bei hochabsorbierenden Projektionen eine höhere Dosis eingesetzt als bei niedrigabsorbierenden Projektionen. Ebenso kann bei Projektionen mit geringem oder elliptischen Durchmesser Dosis eingespart werden. Für die KHR ist hier besonders die Schulterregion relevant, in der eine Dosisreduktion von über 50 % ohne Verlust an Bildqualität erreicht werden konnte (27, 28).

Derzeit sind drei verschiedene Verfahren zur Röhrenstrommodulation vorhanden: die z-Achsen-Modulation entlang der Körperlängsachse, die x-/y-Achsen-Modulation mit Modulation der seitlichen Projektionen und die kombinierte Modulation mit z- und x-/y-Achsen-Modulation.

Bei diesen Modulationsverfahren erfolgt die Anpassung des Röhrenstroms an Anatomie und Schwächungswerte entweder online-adaptiv, also in Echtzeit oder anhand der Schwächungswerte aus dem Topogramm. Vor der Durchführung einer Spiral-CT bzw. vor der Erstellung des Topogramms wird hierfür ein spezielles Bildqualitätsniveau respektive Bildrauschen definiert, das während der Messung nicht unterschritten werden darf.

Der für die Datenakquisition in dieser Dissertation verwendete MS-Spiral-Computertomograph Aquilion 16 bzw. 64 (Aquilion 16/ 64, Toshiba Medical Systems Europe, Holland) arbeitet mit der z-Achsen-Modulation (Sure exposure[®], Software Version 1.41) und analysiert anhand des digitalen Topogramms den axialen Verlauf der Röntgenschwächung im sagittalen Strahlengang. Dazu werden die gemessenen

Schwächungswerte auf das Bildrauschen eines äquivalenten Wasserphantoms normiert.

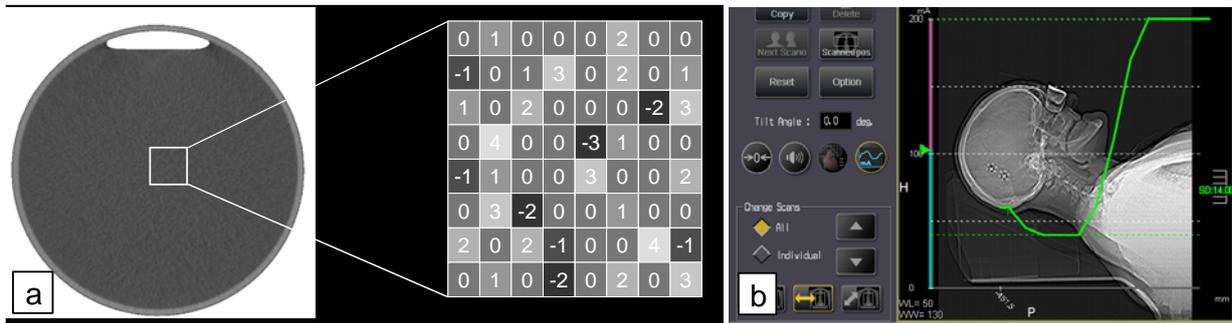


Abbildung 1 a, b: (a) Schematische Darstellung des Bildrauschens im Wasserphantom. (b) Gemessene Absorption im Topogramm der KHR (grüne Linie)

Das Rauschen eines CT-Bildes lässt sich als Standardabweichung in Hounsfield-Einheiten (HE) in einem homogenen Medium ausdrücken. Bei der z-Achsen-Modulation der Firma Toshiba wird Wasser mit definitionsgemäß null HE als Referenz herangezogen. Die gewünschte Standardabweichung wird vor der Untersuchung gewählt und daraus das für jede Schicht benötigte Stromzeitprodukt errechnet.

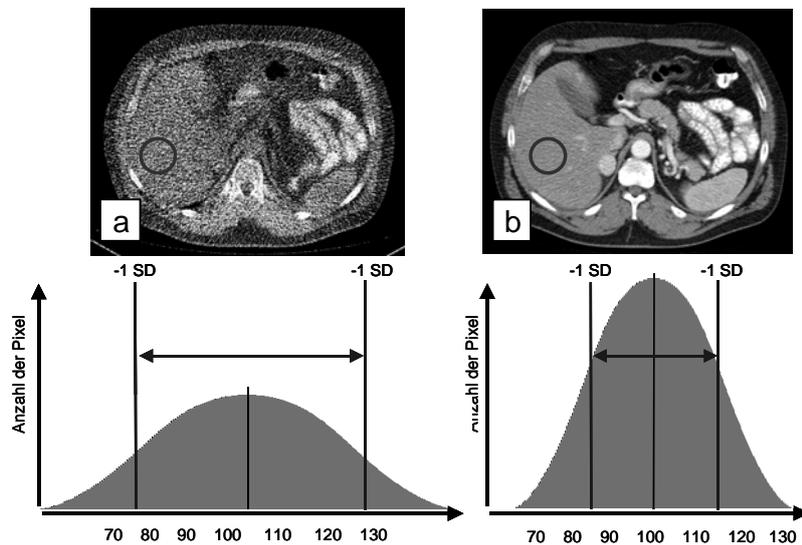


Abbildung 2 a, b: Gauß'sche Verteilung der HE in homogenem Gewebe, in y-Richtung ist die Anzahl der Pixel aufgetragen, welche den entsprechenden Wert aufweisen. Bei (a) hohem Bildrauschen weichen die Verteilung der gemessenen Werte der einzelnen Bildpunkte und damit die errechnete Standardverteilung weiter auseinander als bei (b) niedrigem Bildrauschen.

Anhand dieser Schwächungsinformation im Topogramm wird der mA-Wert für jeden einzelnen Röhrenumlauf ermittelt und der Röhrenstrom während eines Umlaufs entsprechend moduliert.

Das Röhrenstrommodulationsverfahren der Firma Toshiba verfügt dabei über folgende drei verschiedene Optionen: den „high-quality“-Modus, den „low-dose“-Modus und den „manual“-Modus (94). Vor der CT-Untersuchung muss je nach Fragestellung der geeignete Modus und die gewünschte Standardabweichung bezüglich des Bildrauschens ausgewählt werden.

1.8 Gegenstand der Dissertation

Gegenstand der vorliegenden Dissertation war die Evaluation und die dosisbezogene Optimierung des herstellerseitig implementierten Akquisitionsprotokolls für den Einsatz der Röhrenstrommodulation beim CT der KHR in den Scannern unseres Institutes.

Hierbei sollten folgende Fragestellungen anhand von experimentellen und klinischen Untersuchungen im Detail bearbeitet werden:

Ist der vom Hersteller implementierte Algorithmus zur Dosismodulation geeignet für die Anwendung in der Bildgebung der Kopf-Halsregion?

Sind die vom Hersteller empfohlenen Vorgaben zur Untersuchungstechnik, insbesondere die Dosisvorgaben geeignet, dem ALARA - Prinzip zu genügen, insbesondere

1. kann eine diagnostische Bildqualität mit geringerer Dosis und Strahlenexposition erreicht werden?
2. gibt es weitere Maßnahmen, die eine Dosisreduktion der dosismodulierten CT der Kopf-Hals-Region erlauben?

Sind die nach Maßgabe der Fragestellung unter 1. und 2. anhand von Kadavermessungen entwickelten Scanprotokolle auch in der klinischen Bildgebung effizient?

Falls ja, inwieweit konnte durch die Arbeiten im Rahmen dieser Dissertation eine Dosisreduktion erreicht werden?

2 Material und Methoden

2.1 Übersicht

Folgendes methodische Vorgehen wurde zur Bearbeitung der unter Punkt 1.8 aufgeführten Fragestellungen im Rahmen des vorliegenden Dissertationsvorhabens gewählt:

Zunächst erfolgte die Definition von kritischen Bildmerkmalen und Qualitätsstandards zur Kopf-Hals-Bildgebung anhand internationaler und nationaler Standards und nach Maßgabe der Literatur.

In der Folge wurden Kadavermessungen mit systematischer Variation des Rauschfaktors im MS-CT durchgeführt. Hierbei wurde die niedrigste Dosis ermittelt, bei der noch eine ausreichende diagnostische Bildqualität in der dosismodulierten CT der Kopf-Hals-Region gegeben war. Als nachgeordneter Parameter wurde die Topogramm-Dosis variiert. Als Referenz (Goldstandard) wurde ein in der Literatur beschriebenes und weit verbreitetes Akquisitionsprotokoll herangezogen.

Die Bildqualität des dosismodulierten Scans wurde nicht mehr als diagnostisch ausreichend angesehen, wenn sich in der Auswertung der Datensätze durch zwei in der Kopf-Hals-Bildgebung erfahrene Radiologen erstmals eine signifikant schlechtere Bildqualität ergab, als durch das Standardprotokoll vorgegeben. Dieses dosisoptimierte Protokoll wurde dann in die klinische Routinebildgebung eingeführt und retrospektiv nach drei Monaten evaluiert. Hierfür wurden Kopf-/Hals-CT-Studien von Patienten ohne pathologischen Befund mit und ohne Dosismodulation verglichen.

Die verblindete Auswertung beider Gruppen erfolgte ebenfalls durch zwei Radiologen nach denselben Bildmerkmalen und Qualitätskriterien, wie sie in den Kadaverstudien eingesetzt wurden.

Zudem wurde in den Kadaverstudien der Effekt eines Schilddrüsen- und Linsenschutzes auf das Modulationsverhalten und die Dosis untersucht.

2.2 Definierung von Qualitätskriterien und kritischen Bildelementen

Ausgehend von den europäischen und deutschen Richtlinien zur Qualitätssicherung in der Computertomographie (10, 16) sowie von anatomischen (85, 93) und radiologischen (21, 36, 71, 79, 86, 89, 92) Standard-Werken in der Beurteilung bzw. Darstellung der Kopf-Hals-Region wurde ein Anforderungsprofil für die Kopf-Hals-Bildgebung mittels MS-CT entwickelt.

Die deutschen Leitlinien beinhalten folgende Kriterien für die Abbildungsqualität der Kopf-/ Halsregion bezüglich des Gesichtsschädels, der Schädelbasis und der Wirbelsäule, bezogen auf den cervikalen Anteil:

Charakteristische Bildmerkmale:

- Darstellung der Weichteil- und Knochenstrukturen des gesamten Gesichtsschädels, beginnend vom Kinn bis über die Frontobasis
- Beurteilbarkeit der Weichteilstrukturen, der luftgefüllten Kompartimente sowie der Knochenstrukturen
- Nach Kontrastmittelgabe deutliche Abgrenzbarkeit der größeren Gefäße
- Erfassung von lokalen Dichteveränderungen sowie vergrößerten Lymphknoten
- Darstellung der ossären Strukturen der Schädelbasis mit den Foramina und Fissuren
- Nachweis veränderter Weichteilstrukturen, insbesondere in den benachbarten Anteilen der NNH, der Sella und des Foramen magnum
- Darstellung der gesamten Wirbelsäule mit umgebenden paravertebralen Weichteilen und Muskeln
- Nachweis von Form und Weite des Spinalkanals mit den Recessus laterales und den Wirbelbogengelenken
- Abbildung des Duraschlauches, der Ligamente und des epiduralen Fettgewebes
- Nach Kontrastmittelgabe i.v.: Differenzierung der epiduralen Venen und der prävertebralen Gefäßstrukturen

Kritische Bildelemente:

- Nachweis umschriebener form- und Dichteänderungen, Intaktheit der knöchernen Elemente speziell der Wände der NNH
- Beurteilbarkeit der Knochenstrukturen im Bereich der Frontobasis, des Canalis opticus und des Orbitadaches

- Intakte Begrenzung der Stirnhöhlenhinterwand, des Sinus sphenoidalis und Sinus ethmoidalis
- Veränderung des Canalis caroticus
- Erfassung der intraspinalen Weichteilstrukturen
- Dichteunterschied zwischen Bandscheibengewebe und Nervenwurzeln sowie Dura
- Form der Bandscheibe
- Weite des Spinalkanals

Neben den eben erwähnten deutschen beziehen sich die europäischen Richtlinien zusätzlich zu weiteren Abschnitten der Kopf-/ Halsregion. Die Kriterien für die Abbildungsqualität der Kopf-/ Halsregion bezüglich der großen Speicheldrüsen, des Pharynx und des Larynx beinhalten folgende Anforderungen:

Charakteristische Bildmerkmale:

- vollständige Darstellung der Glandula parotidea, der Glandula submandibularis und des umgebenden subkutanen Fettgewebes und der Haut
- Darstellung der regionalen Lymphknotenstationen
- vollständige Darstellung des Pharynx sowie der regionalen Lymphknotenstationen, der umgebenden Muskulatur, der Schädelbasis und des oesophagopharyngealen Übergangs
- vollständige Darstellung des Larynx, des paralaryngealen Gewebes, einschließlich Muskulatur, Blutgefäße und Schilddrüse sowie der regionalen Lymphknotenstationen, der Wirbelsäule und der paravertebralen Muskulatur im Bereich des Halses
- Darstellung der Gefäße nach intravenöser Kontrastmittelgabe
- Kritische Bildelemente:
 - scharfe Visualisierung von Drüsengewebe, der Begrenzung der normalen Drüse, des paraglandulären Fettgewebes, der regionalen Lymphknotenstationen und der umgebenden Muskulatur
 - scharfe Visualisierung aller Pharynxseitenwände, der Schleimhautgrenze, der parapharyngealen, Fettgewebe enthaltenden Spatien, der Muskulatur und der regionalen Lymphknotenstationen

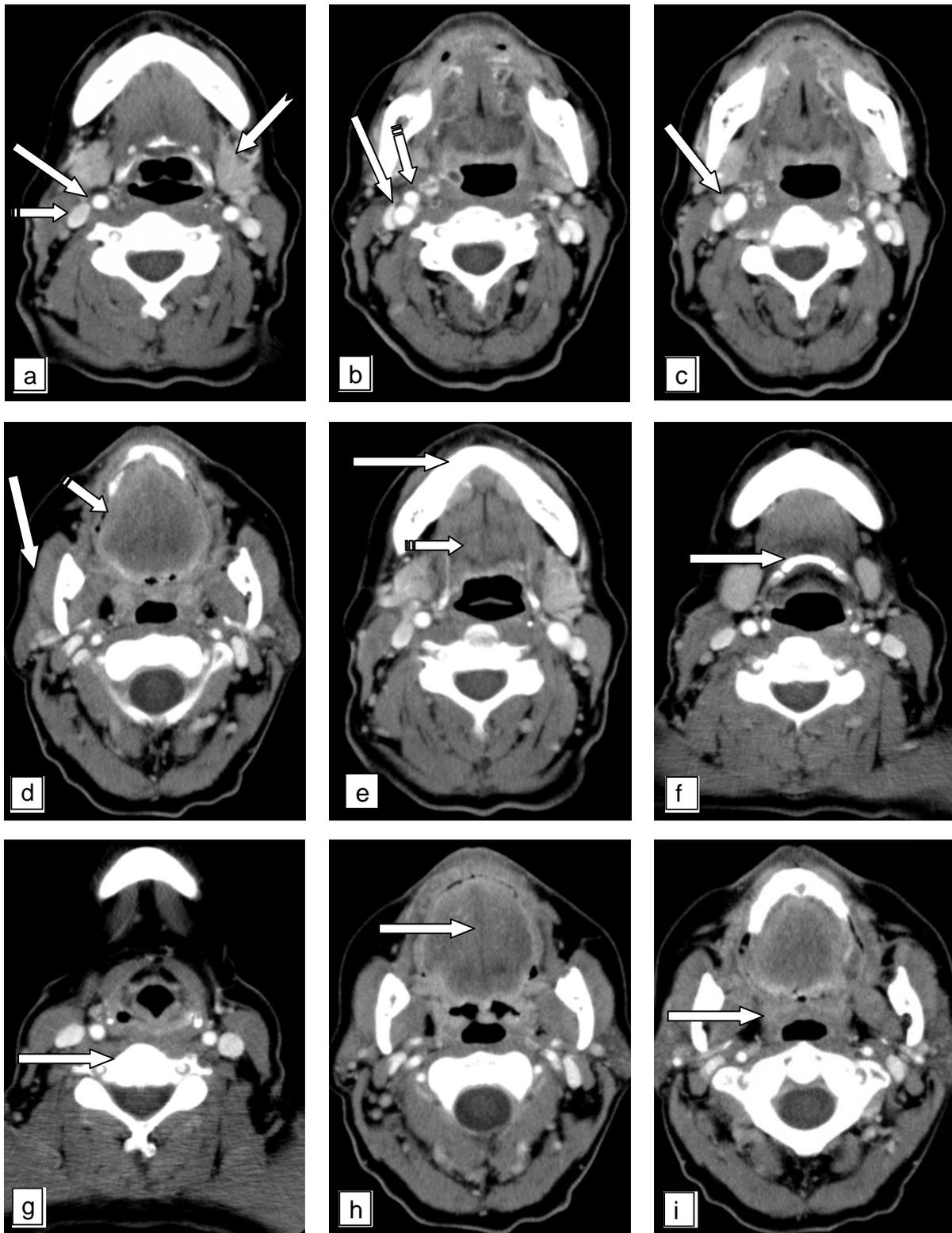


Abbildung 4 a-i: Standardisierte Ansichten zur Evaluation der Untersuchungen. Darstellung von (a) NVB mit ACC (Pfeil), V. jug. int. (gestreifter Pfeil) und Glandula submandibularis (eingekerbter Pfeil), (b) ACI (Pfeil) und ACE (gestreifter Pfeil), (c) Glomus caroticum (Pfeil), (d) Glandula parotis (Pfeil) und Zungenkörper (gestreifter Pfeil), (e) Mandibula (Pfeil) und Mundboden (gestreifter Pfeil), (f) Os hyoideum (Pfeil), (g) HWS (Pfeil), (h) Septum linguae, (i) Oropharynx mit Tonsillenloge (Pfeil)

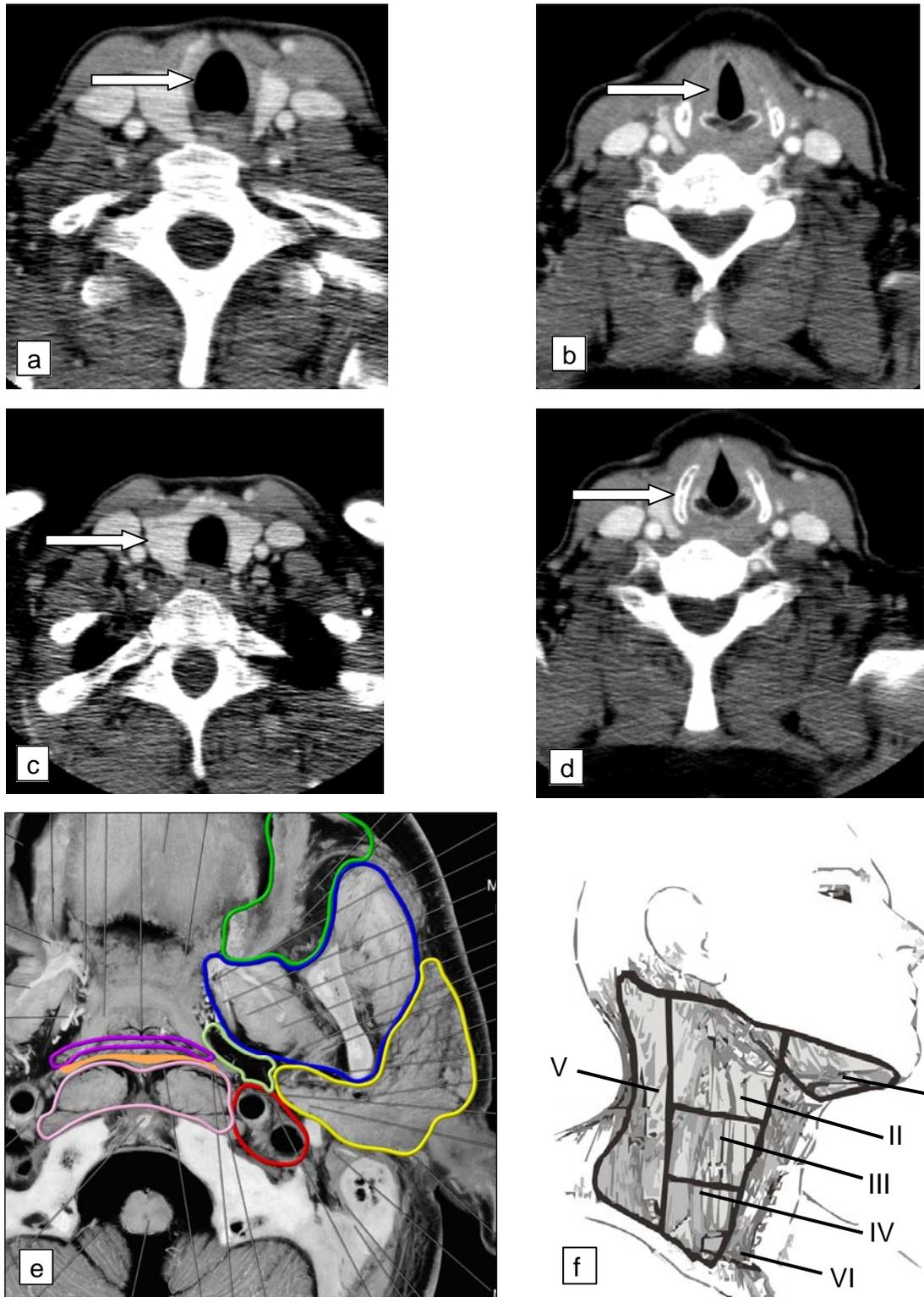


Abbildung 5 a-f: Standardisierte Ansichten zur Evaluation der Untersuchungen. Darstellung (a) der Trachea (Pfeil), (b) der Glottisebene, (c) der Schilddrüse, (d) des Larynxskeletts, (e) des Carotid space (rot), des prävertebralen (rosa), viszeralen (grün), parapharyngealen (hellgrün) und retropharyngealen Spatiums, der Parotis- (gelb) und der Masseterloge (blau), 'danger space' (orange), (f) der Lymphknotenlevel des Halses: (I) submentale und submandibuläre Lymphknoten (Lk), (II) hochjuguläre, jugulodigastrische und obere postero-cervikale Lk, (III) mittlere juguläre Lk, (IV) untere juguläre Lk, (V) posterior cervikale Lk und (VI) medio-anteriore Lk

2.3 Untersuchungen am anatomischen Präparat

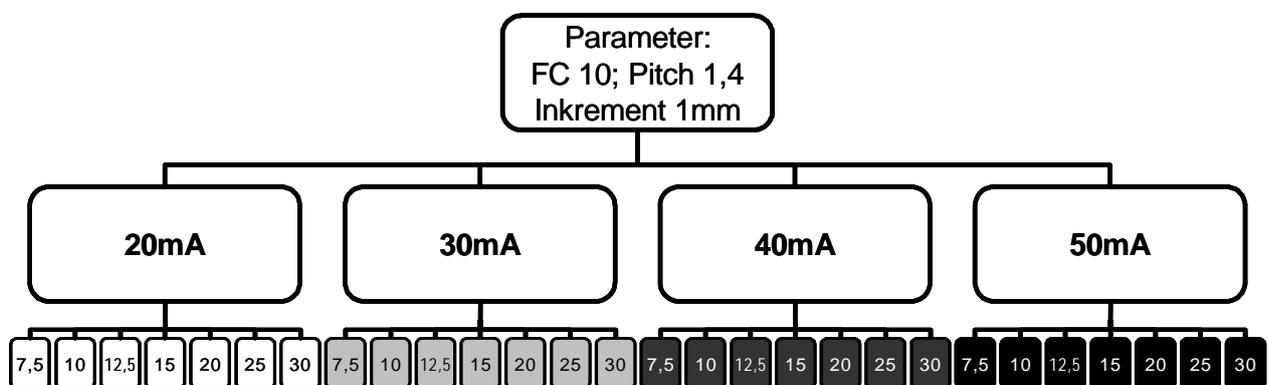
Die Untersuchungen am anatomischen Präparat wurden an einem menschlichen Kadaver durchgeführt, welcher vom Institut für Anatomie der Charité Universitätsmedizin Berlin zur Verfügung gestellt wurde.

Hiermit sollte ein geeignetes Protokoll zur Akquisition von Schnittbilddatensätzen mittels MS-CT unter Einsatz der Röhrenstrommodulation entwickelt werden.

Akquisition

Die Untersuchungen für die CT der Kopf-/ Halsregion der Kadaverstudien wurden an einem Mehrschicht-Spiral-CT (Aquilion 16/ 64, Firma Toshiba) mit Röhrenstrommodulation durchgeführt.

Der Aufbau der Kadaverstudien bestand in der Akquisition von vier Topogrammen mit unterschiedlichem Röhrenstrom (50, 40, 30 und 20 mA). Auf der Basis dieser Topogramme wurden jeweils sieben Spiral-CT mit eingeschalteter Röhrenstrommodulation akquiriert. Die Standardabweichung (SD) bezüglich des Bildelementrauschens betrug jeweils 7.5, 10, 12.5, 15, 20, 25 und 30 HE (siehe Flussschema).



Flussschema 1: Darstellung des Aufbaus der Kadaverstudien: Es erfolgte die Akquisition von vier Topogrammen mit unterschiedlichem Röhrenstrom (50, 40, 30 und 20 mA). Danach wurden jeweils sieben Spiral-CT mit eingeschalteter Röhrenstrommodulation akquiriert.

Weitere Scanparameter wie die Röhrenspannung 120 kV, der Faltungskern (Kernel) FC 10, das Rekonstruktionsintervall (Inkrement) 1mm, der Pitchfaktor 1,4 und die Schichtdicke von 5 mm blieben konstant.

Um eine hohe Exposition an der Schulterregion zu verhindern, wurde der maximale Röhrenstrom auf 200mA (100mAs) begrenzt. Ein unteres Dosislimit wurde nicht definiert.

Zusätzlich wurde ein Datensatz mit festem Röhrenstrom nach Maßgabe der Literatur (6, 15, 44) akquiriert, um eine standardisierte Bildqualität für den Vergleich der CT-Untersuchungen mit Dosismodulation zu erreichen. Folgende konstante Parameter wurden verwendet: Röhrenstrom 100mAs, Röhrenspannung 120 kV, Pitch 1,5, Faltungskern (Kernel) FC 10, Rekonstruktionsintervall (Inkrement) 1 und Schichtdicke 5 mm.

Auswertung

Die Auswertung aller Datensätze erfolgte von zwei Neuroradiologen mit mindestens vierjähriger Erfahrung in der Diagnostik von KHR-CT. Die Evaluation dieser Datensätze wurde verblindet unter Anwendung eines Bewertungsscores mit einer Skala von 1 – 5 vorgenommen. Dabei war einem Score von 5 eine sehr gute Beurteilbarkeit bzw. Bildqualität und einem Score von 1 eine schlechte Beurteilbarkeit bzw. Bildqualität zugeordnet.

In der Auswertung wurden folgende Parameter berücksichtigt:

- Beurteilung der ´diagnostischen Wertigkeit` anhand der kritischen Bildelemente
- Beurteilung der ´Bildqualität` anhand von Rauschfaktor, Kontrast und visuell scharfer Abgrenzbarkeit

Die statistische Auswertung hatte das Ziel, das Protokoll mit jener Standardabweichung zu finden, bei der sich eine Minimaldosis und eine diagnostisch ausreichende Bildqualität, insbesondere für die Schulterregion vereinbaren lassen. Als statistisches Testverfahren wurde hierfür der verteilungsfreie U-Test nach Mann-Whitney und Wilcoxon für zwei unabhängige Stichproben verwandt (5). Die Interobservervariabilität für die beiden auswertenden Radiologen wurde mittels Cohen`s Kappa bestimmt.

Dosisberechnungen

Es erfolgte das Auslesen des Stromzeitprodukts aus allen Einzelschichten der Datensätze (DICOM-Header). Hieraus erfolgte die Bestimmung von Gesamt- und Organdosen bzw. der gemittelten Stromzeitprodukte. Für alle Messreihen wurden mit dem Programm CT-Expo (88) der gewichtete CT-Dosisindex ($CTDI_w$), das gewichtete Dosislängenprodukt (DLP_w) für eine angenommene Scanlänge von 255 mm sowie die effektive Gesamtdosis (ED) nach IRCP 60 (1) errechnet. Zudem wurden die Organdosen für Schilddrüse und Augenlinse als strahlensensible Organe, welche bei der Untersuchung direkt im Strahlengang liegen, bestimmt.

Die Dosis der Topogramme wurde als seitliches Projektionsbild, bezogen auf ein Schädelphantom, berechnet. Hierzu wurden Standardwerte aus der Literatur herangezogen.

2.4 Linsen- und Schilddrüsenschutz

Es wurde der Effekt eines wismuthaltigen Organschutzes für Augenlinse und Schilddrüse (AttenuRad, Eye Shields, F & L Medical Products, Vandergift, USA) auf die Röhrenstrommodulation anhand eines Wasserphantoms untersucht. Hierzu wurde der Organschutz jeweils einmal vor und einmal nach Durchführung des Topogramms aufgelegt. Die Veränderungen im Modulationsverhalten bzw. des Röhrenstroms während des Spiral-CT wurden gemessen und die resultierende Dosis mittels CT-Expo berechnet.

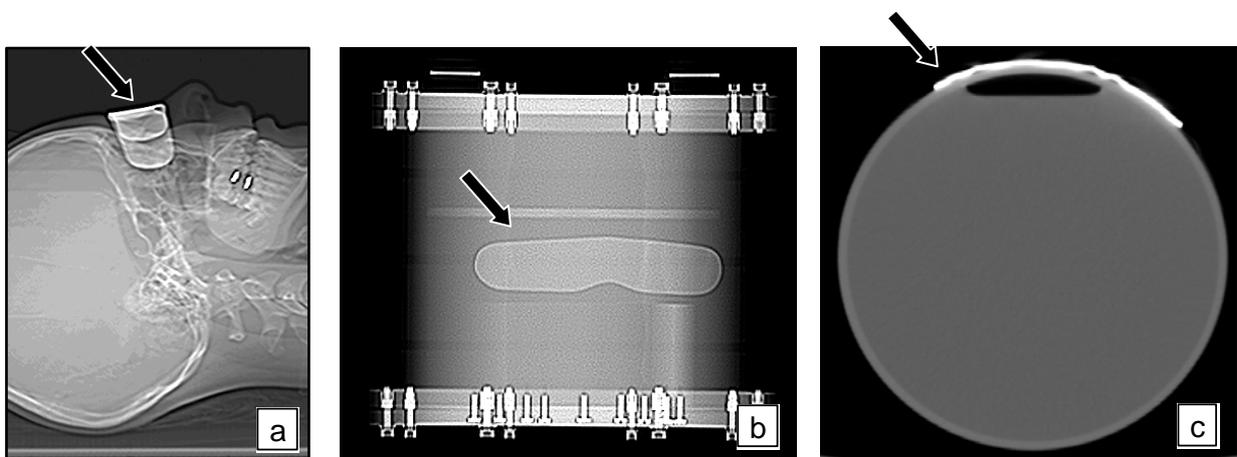


Abbildung 6 a-c: (a) Seitliches Topogramm. Einsatz des wismuthaltigen Organschutzes für die Augenlinse (schwarzer Pfeil), (b) Topogramm eines Wasserphantoms mit aufgelegtem Linsenschutz, (c) Schnittbild des Wasserphantoms mit aufgelegtem Linsenschutz.

Bei der Untersuchung des Patientenkollektivs kam ebenfalls ein wismuthaltiger Organschutz zum Einsatz. Es wurden die Organdosen (mSv) für Augenlinse und Schilddrüse, die als strahlensensible Organe im primären Strahlengang liegen, berechnet.

2.5 Klinische Studien

Es erfolgte die Übernahme des Protokolls aus den Kadaverstudien, welches eine ausreichende 'diagnostische Wertigkeit' und 'Bildqualität' bei geringster Strahlenexposition ermöglichte.

Die klinischen Studien beinhalteten 20 Patienten mit unauffälligen Kopf-/Hals-CT, aufgeschlüsselt nach klinischen, demographischen und neuroradiologischen Daten, die von Januar 2004 bis März 2005 im Institut für Radiologie der Charité Campus Mitte mit (10 Patienten) bzw. ohne (10 Patienten) Röhrenstrommodulation untersucht wurden.

Die Patienten wurden zum Tumorstaging aus der dermatologischen, urologischen, nephrologischen und neurologischen Klinik der Charité zugewiesen.

Alle Patienten erhielten eine MS-CT-Untersuchung (Aquilion 16/ 64, Firma Toshiba Medical Systems Europe, Holland) mit intravenöser Gabe des Kontrastmittels (KM) Iopromid 50 ml (Ultravist 370[®], Schering Berlin, 370mg J/ml, Flussgeschwindigkeit 2.5 ml/sec) nach zweiphasigem Schema: in der ersten Phase wurden 50ml des KM (Fluss 2,5 ml/sec) und nach 6 s Pause in der zweiten Phase 40ml des KM (Fluss 3,0 ml/sec) injiziert. Die Applikation erfolgte mittels eines automatischen Injektors (Nemoto & Co., Ltd., Tokio, Japan).

Im Zeitraum von Januar bis Mai 2004 wurden die Patienten ohne Einsatz der Röhrenstrommodulation untersucht. Es ergibt sich folgende demographische Verteilung: 7 Männer und 3 Frauen, der jüngste Patient war 51 Jahre und der älteste 83 Jahre alt, das Durchschnittsalter betrug 60 Jahre.

Im Zeitintervall von Januar bis März 2005 wurden die Patienten basierend auf den Ergebnissen aus den Kadaverstudien mit Einsatz der Röhrenstrommodulation untersucht. Diese Patientengruppe ist wie folgt zusammengesetzt: 4 Männer und 6

Frauen, der jüngste Patient war 37 Jahre und der älteste 81 Jahre alt, das Durchschnittsalter betrug 53 Jahre.

Auswertung

In der Auswertung wurden die Patientenuntersuchungen mit und ohne Röhrenstrommodulation verglichen. Korrespondierend zu den Kadavermessungen wurden alle Datensätze verblindet von zwei Neuroradiologen bezüglich der Beurteilbarkeit kritischer Bildelemente und der Bildqualitätskriterien evaluiert.

Der Parameterevaluation lag für alle Kriterien ebenfalls ein Score mit der Skalierung von 1-5 zu Grunde (Grad 1 - unzureichend; Grad 5 - sehr gut). Als statistisches Testverfahren wurde der verteilungsfreie U-Test für zwei unabhängige Stichproben von Mann, Whitney und Wilcoxon gewählt (5). Die Interobservervariabilität für die beiden auswertenden Radiologen wurde mittels Cohen`s Kappa bestimmt.

Dosisberechnungen

Es erfolgte durch Auslesen der DICOM-Header für alle Schichten bei den Patienten die Bestimmung der durchschnittlichen Stromzeitprodukte, aus welchen die Gesamt- und Organdosen (Schilddrüse und Augenlinse) mittels CT-Expo errechnet wurden.

3 Ergebnisse

3.1 Untersuchungen am anatomischen Präparat

Akquisition

In den Kadaverstudien erfolgte die Akquisition des Topogramms mit unterschiedlichem Röhrenstrom. Die Variation des Röhrenstroms bei dem im Anschluss durchgeführten Spiral-CT betrug im Mittel weniger als 1 mAs ($0,49 \pm 0,25$ mAs). Auch bei Akquisition des Topogramms mit dem geringsten Röhrenstrom von 20mA führte dies zu keiner Beeinträchtigung des Modulationsverhaltens (Abbildung 7).

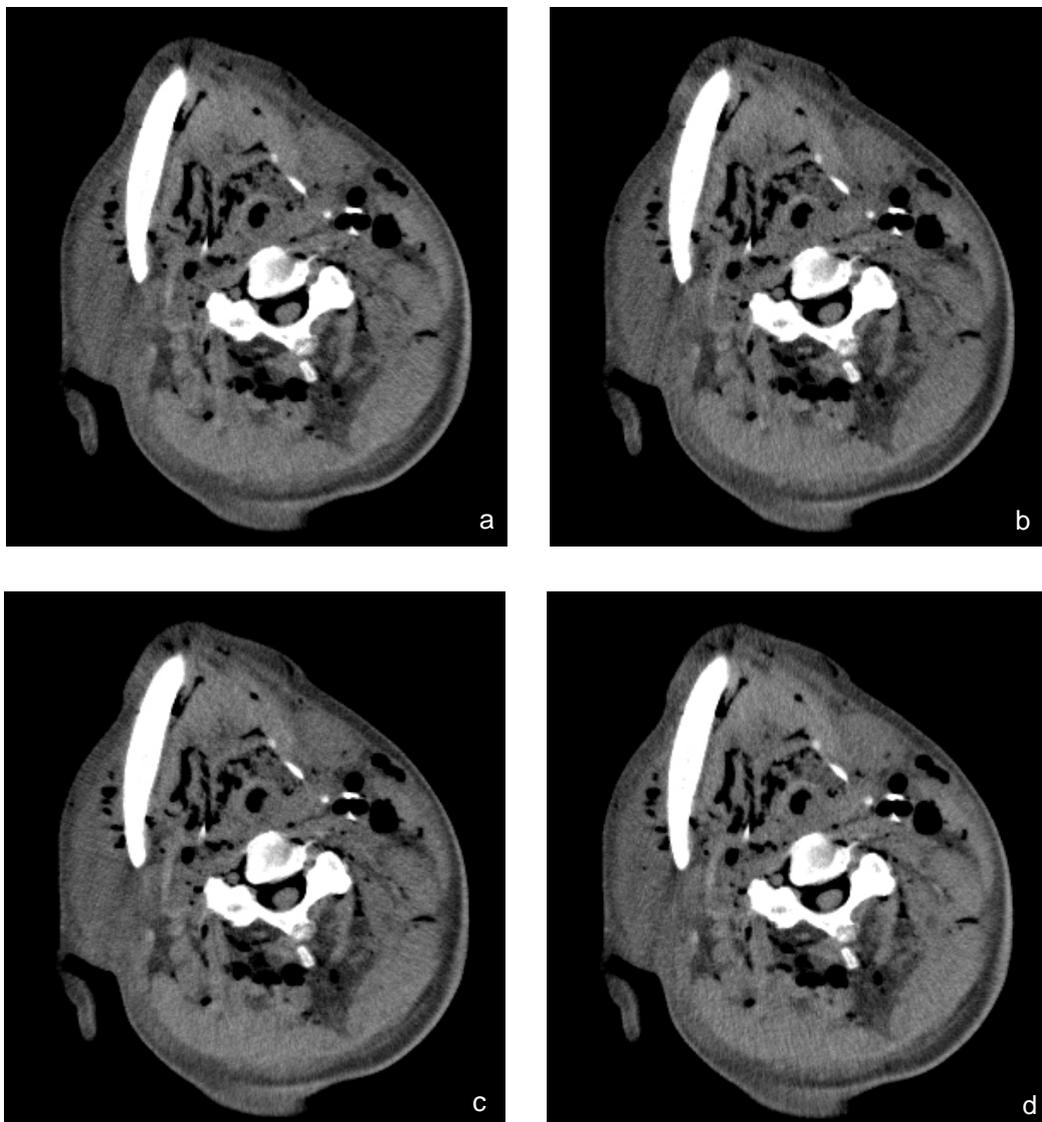


Abbildung 7 a - d: Kadaverphantomstudie, z-Achsenmodulation auf der Basis von Topogrammen mit unterschiedlichen Röhrenstrom (a=20mA, b=30mA, c=40mA, d=50mA). Es ergeben sich keine erkennbaren Unterschiede in Bildrauschen und Bildqualität.

Die Beurteilung des Modulationsverhaltens nach verschiedener Topogramm-Dosis erfolgte auch durch Auslesen der DICOM-Header bezüglich der Röhrenstromzeitprodukte für die einzelnen Schichten aller Datensätze gleicher Standardabweichung. Hierbei waren die Unterschiede der Röhrenstromzeitprodukte minimal. Die nachstehende Abbildung stellt diesen Zusammenhang exemplarisch anhand der Mittelwerte jeder Messung dar:

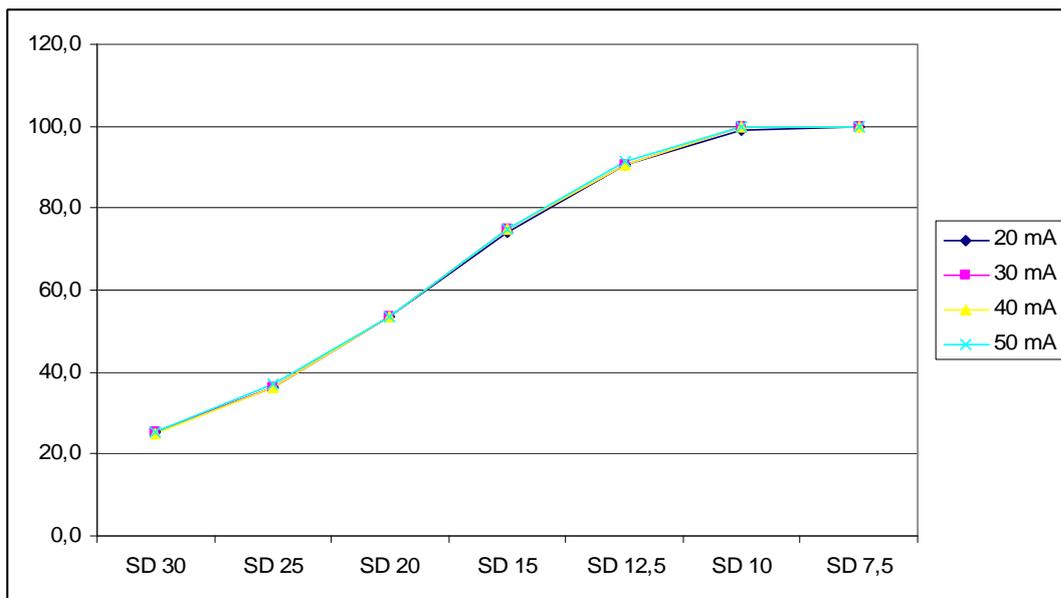


Abbildung 8: Darstellung der Stromzeitprodukte anhand der Mittelwerte für die einzelnen Datensätze gleicher Standardabweichung. Die Abweichung der Mittelwerte ist minimal und der Einfluss einer verringerten Topogrammdosis auf das Modulationsverhalten umschrieben.

Auswertung

Der Vergleich der einzelnen mit Röhrenstrommodulation akquirierten Datensätze mit dem Referenz-Datensatz (fixe 100 mAs) aus der Literatur zeigte im U-Test ($p > 0,001$) bis zu einem Bildrauschen von SD 20 keinen signifikanten Unterschied zu den bewerteten Parametern 'Bildqualität' und 'diagnostische Wertigkeit'. Ab einem Bildrauschen von SD 25 unterscheiden sich diese jedoch signifikant im Vergleich zum Referenzdatensatz der Literatur (U-Test, $p < 0,001$).

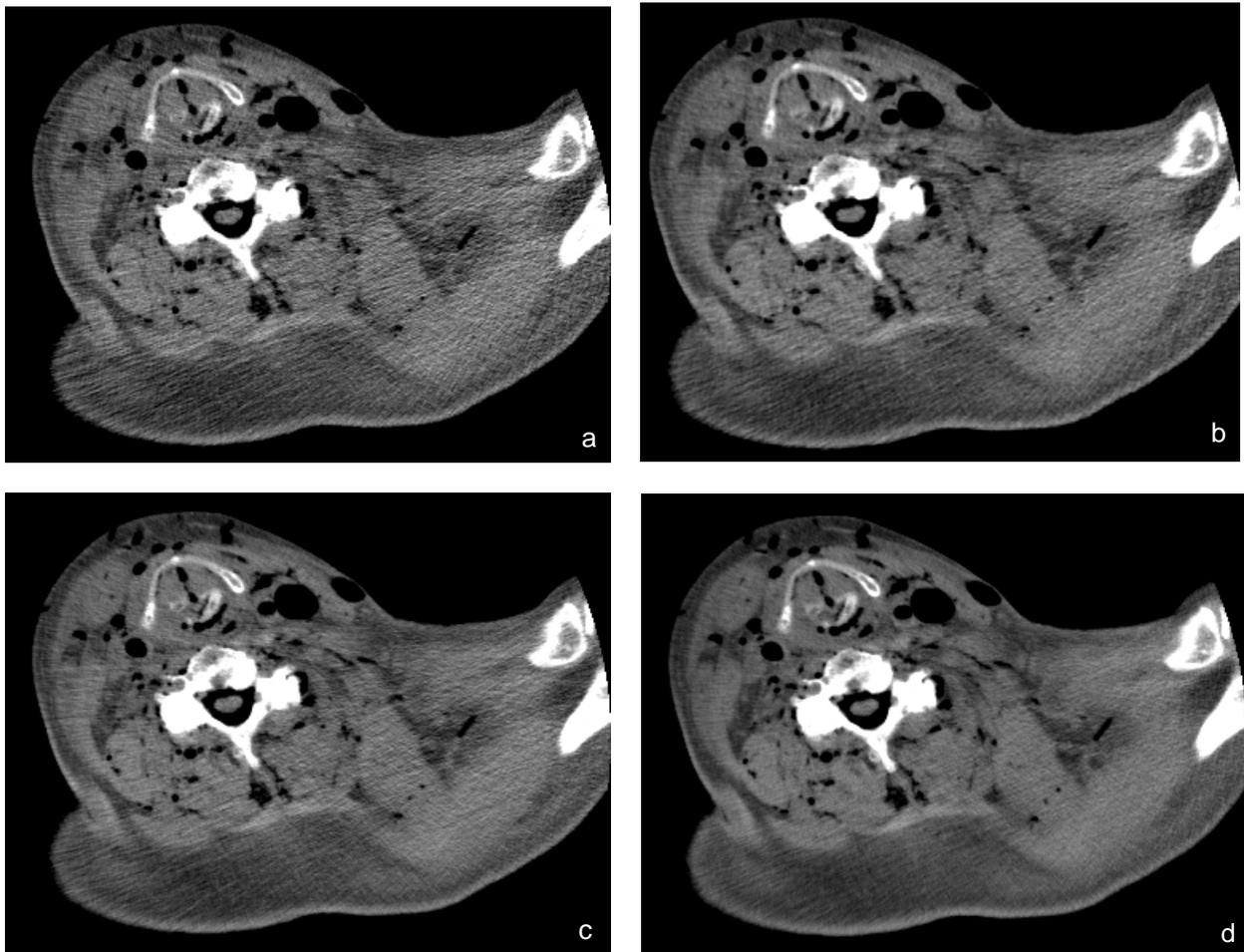


Abbildung 9 a – d: Kadaverstudien: Die Bildqualität beim Einsatz der Röhrenstrommodulation wurde in Abhängigkeit vom Bildpunktrauschen anhand der Standardabweichung (SD) (a: SD 30=22 mAs, b: SD 25=30mAs c: SD 20=50 mAs, d: SD 10=100 mAs) beurteilt. Die Bildqualität ist bei SD 25 und 30 aufgrund des signifikant erhöhten Bildpunktrauschens mit Streifenartefakten deutlich reduziert.

Korrespondierend zum nahezu gleichen Modulationsverhalten bei unterschiedlichen Topogrammdosen zeigten sich bei der Bewertung der einzelnen Akquisitionen bezüglich 'Bildqualität' und 'diagnostischer Wertigkeit' keine signifikanten Unterschiede (Tabelle 1).

Tabelle 1: Übersicht aller Messreihen der Kadaverstudien gegenüber der Referenzreihe mit 100 mAs (U-Test) zur Gesamtbewertung von 'Bildqualität' und 'diagnostischer Wertigkeit'. Die Unterteilung der Reihen erfolgte nach Topogramm und SD. Die MW und SD sind für beide Auswerter zusammengefasst berechnet.

Standard-abweichung SD	SD 7,5	SD 10	SD 12,5	SD 15	SD 20	SD 25	SD 30
50 mA Topogramm							
MW +/- SD (A+B)	4,85 +/- 0,36	4,75 +/- 0,44	4,67 +/- 0,55	4,60 +/- 0,50	4,37 +/- 0,56	3,60 +/- 0,63 **	2,52 +/- 0,75 **
40 mA Topogramm							
MW +/- SD (A+B)	4,90 +/- 0,30	4,81 +/- 0,40	4,65 +/- 0,48	4,54 +/- 0,50	4,33 +/- 0,58	3,60 +/- 0,63 **	2,48 +/- 0,75 **
30 mA Topogramm							
MW +/- SD (A+B)	4,79 +/- 0,64	4,79 +/- 0,41	4,69 +/- 0,47	4,56 +/- 0,54	4,33 +/- 0,62	3,65 +/- 0,65 **	2,50 +/- 0,78 **
20 mA Topogramm							
MW +/- SD (A+B)	4,90 +/- 0,30	4,71 +/- 0,54	4,71 +/- 0,45	4,40 +/- 0,60	4,25 +/- 0,65	3,85 +/- 0,75 **	3,27 +/- 0,93 **
Referenzdatensatz: Standardprotokoll der Literatur (100 mAs fix)							
** (SD 25; SD 30) : p< 0,001/ U-Test							

Die Interobservervariabilität nach Landis und Koch (65) zeigte hinsichtlich der untersuchten Parameter anhand des Auswertungsprotokolls für zwei Neuroradiologen, eine hohe Korrelation (k=0,810, p<0,001).

Das durchschnittliche Stromzeitprodukt bei den Kadavermessungen mit Röhrenstrommodulation und –begrenzung auf 100 mAs lag in Abhängigkeit der voreingestellten SD-Werte zwischen 10-100 mAs (Abbildung 10). Ohne Begrenzung des Stromzeitproduktes auf 100mAs wurden Werte bis 250 mAs, insbesondere in der Schulterregion erreicht (Abbildung 10).

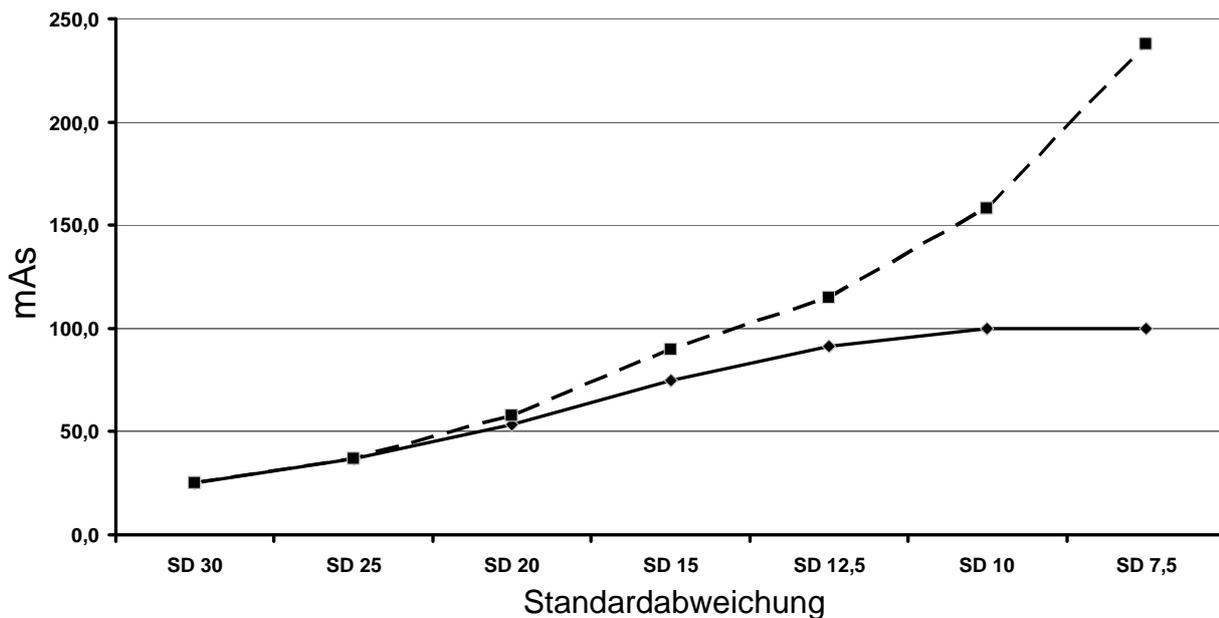


Abbildung 10: Darstellung des durchschnittlichen Röhrenstroms in Abhängigkeit der unterschiedlich vorgewählten Standardabweichungen bezüglich des Bildrauschens. Die gestrichelte Linie gibt die mAs ohne Dosisbegrenzung an. Die durchgezogene Linie zeigt das Strom-Zeit-Produkt mit Begrenzung auf 100mAs.

Um das Modulationsverhalten im CT der KHR und insbesondere in der Schulterregion darzustellen, wurden die DICOM-Header aller Messreihen ausgelesen. Hier zeigte sich, dass vor allem im Schulterbereich das Röhrenstromzeitprodukt heraufgeregelt wurde, um das Bildelementrauschen zu begrenzen. Eine Dosisreduktion war am effektivsten in Bereichen niedriger Röntgenstrahlenabsorption wie im mittleren Halsbereich. Die folgende Grafik visualisiert das Modulationsverhalten exemplarisch für alle Schichten der Messreihe mit unlimitiertem Röhrenstrom (Abbildung 11).

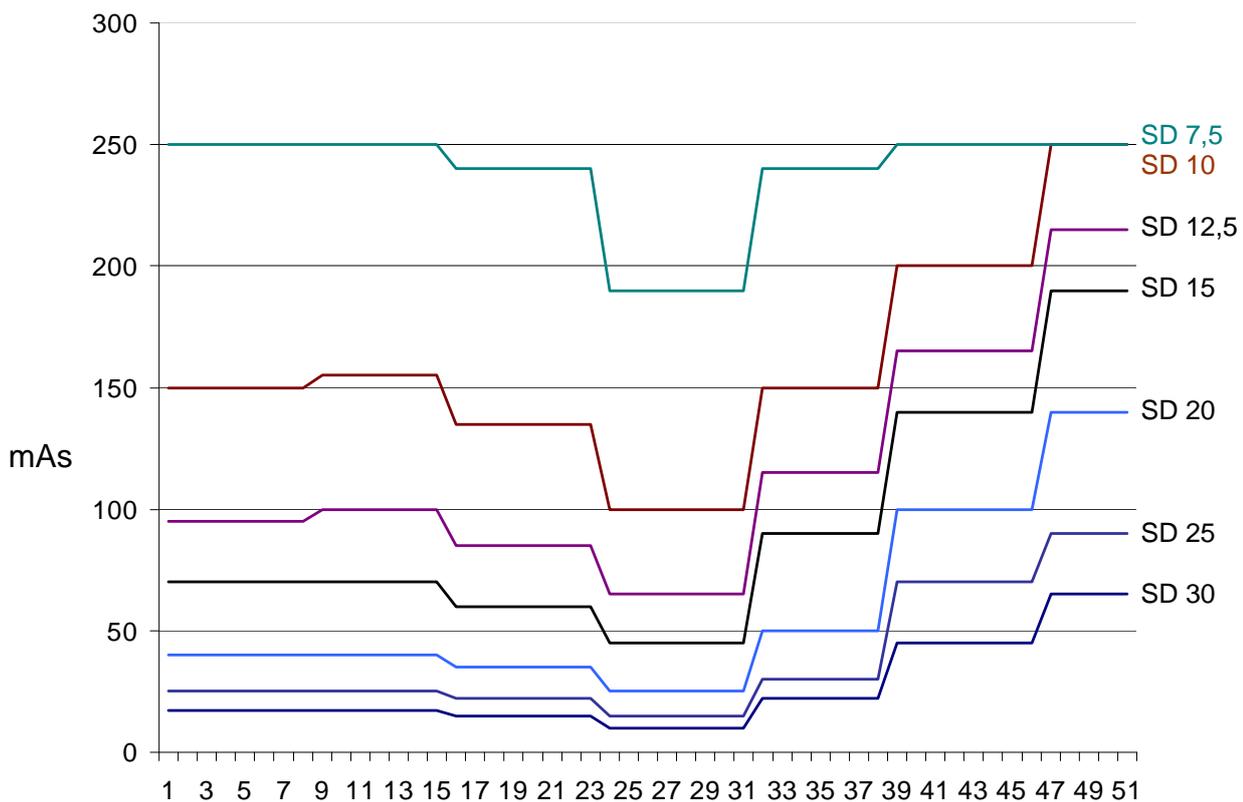
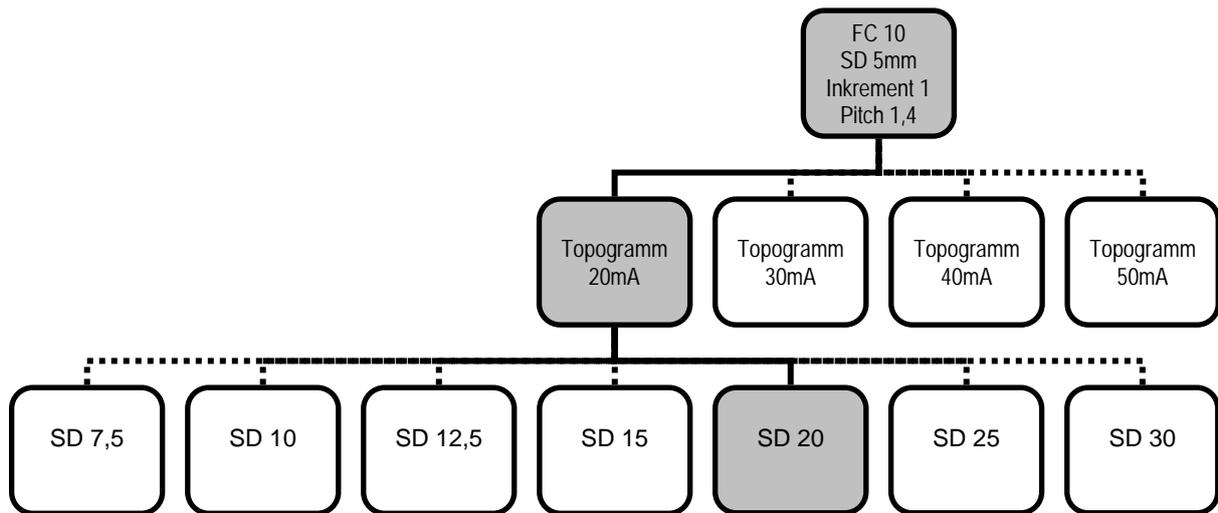


Abbildung 11: Darstellung des Stromzeitproduktes (unlimitiert) in Abhängigkeit der insgesamt 51 akquirierten Schichten des Spiral-CT bei unterschiedlichen Rauschfaktoren von kranial nach kaudal (Schicht 1: kranialste Schicht, Schicht 51: kaudalste Schicht beim CT der KHR).

Diese Ergebnisse führten zur Etablierung des folgenden Akquisitionsprotokolls:
 Röhrenspannung 120 kV, Topogramm mit 20 mA, Röhrenstrommodulation mit SD 20,
 Pitch 1,4, Faltungskern (Kernel) FC 10, Rekonstruktionsintervall (Inkrement) 1 und
 Schichtdicke 5 mm



Fluss-Schema 2: Darstellung der Parametervariation in den Untersuchungen am anatomischen Präparat bis zum endgültigen Akquisitionsprotokoll für das CT mit Röhrenstrommodulation

Dosisberechnungen

Für das Akquisitionsprotokoll SD 20 lag das Stromzeitprodukt im Durchschnitt bei 53,5 mAs. Die effektive Gesamtdosis des modulierten Kadaverprotokolls betrug 1,1 mSv und im Standard-Hals-Protokoll der Literatur 2,0 mSv. Damit konnte gegenüber dem Standard-Halsprotokoll die Gesamtdosis um 45% reduziert werden.

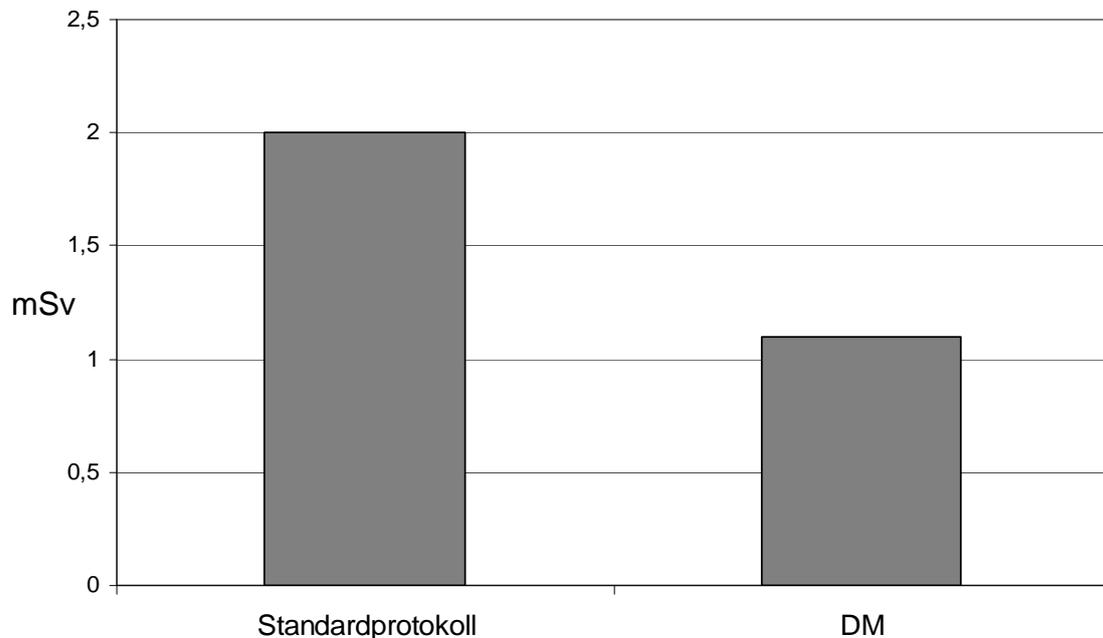


Abbildung 12: Darstellung der effektiven Gesamtdosis im Standardprotokoll der Literatur (100 mAs fix) und im dosismodulierten Protokoll SD 20. Die Dosisreduktion des Protokolls SD 20 gegenüber dem Standardprotokoll beträgt 45%.

Die Berechnung der Dosisgrößen gewichteter CT-Dosisindex ($CTDI_w$) und Dosislängenprodukt (DLP_w) für das Standardprotokoll der Literatur und für das dosismodulierte Protokoll SD 20 zeigte ebenfalls eine Dosisreduktion.

Tabelle 2: Berechnung der Dosisgrößen $CTDI_w$ und DLP_w für das Standardprotokoll der Literatur und für das dosismodulierte Protokoll SD 20

Parameter/ Dosiswerte	Literatur: Standard-Hals- Protokoll mit fixem Röhrenstrom	Kadaver-Protokoll SD 20 mit Dosismodulation
$CTDI_w$ (mGy)	23,9	12,9
DLP_w (mGy*cm)	514	278

Die Organdosis für die Schilddrüse betrug in dem optimierten Protokoll der Kadavermessungen 9,9 mSv und im Standard-Halsprotokoll der Literatur 18,2 mSv. Für die Augenlinse wurde in dem optimierten Protokoll der Kadavermessungen eine Organdosis von 8,8 mSv und im Standard-Halsprotokoll der Literatur von 16,4 mSv ermittelt.

Somit beträgt das Dosisersparungspotenzial der Organdosen verglichen mit dem Standard-Halsprotokoll der Literatur für die Schilddrüse und für die Augenlinse jeweils 46%.

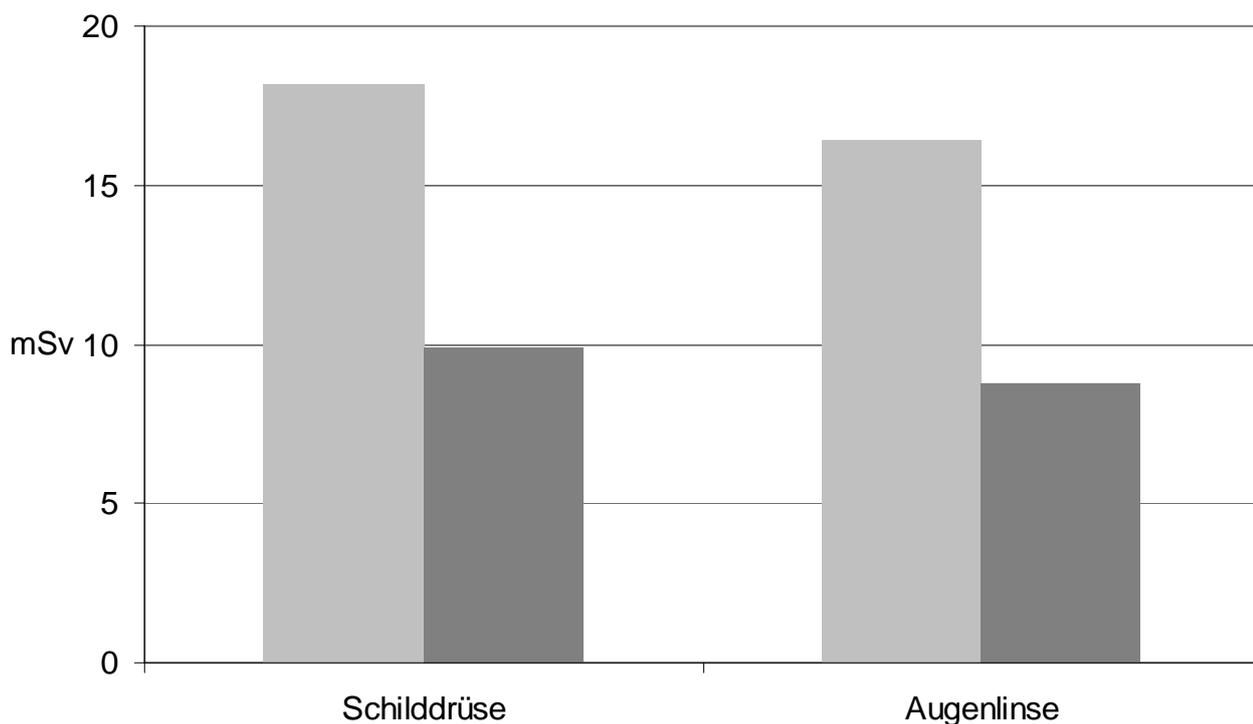


Abbildung 13: Darstellung der Organdosen für Schilddrüse und Augenlinse im Standardprotokoll der Literatur (100 mAs fix) und im dosismodulierten Protokoll SD 20. Die Dosisreduktion des Protokolls SD 20 gegenüber dem Standardprotokoll beträgt jeweils 46%.

Topogramm

Das herstellerseitig voreingestellte Topogramm mit 50mA entsprach einer berechneten Dosis von etwa 0,1 mSv. Durch die Anpassung des Röhrenstroms auf 20mA konnte 60% der Topogrammdosis eingespart werden. Verglichen mit der Gesamtdosis einer CT-Untersuchung der KHR entsprach diese Dosisreduktion einer Einsparung von 3,5%.

3.2 Linsen und Schilddrüsenschutz

Es zeigte sich, dass das Auflegen des wismuthaltigen Augenlinsen- und Schilddrüsenschutzes bereits während des Topogramms zu einer Erhöhung des Röhrenstromprodukts in der CT-Untersuchung innerhalb der Organschutz-nahen Region führte. Dies beruht auf der Tatsache, dass die Schwächungswerte für die Röhrenstrommodulation bei der verwendeten z-Achsenmodulation aus dem Topogramm errechnet werden. Die hierbei entstehende Schwächung im Topogramm führte im Vergleich zu einer Messung mit Auflegen des Organschutzes nach Akquisition des Topogramms zu einer Erhöhung des Stromzeitproduktes um 20 mAs (von 120 mAs auf 140 mAs). Dies entsprach einer Erhöhung des Stromzeitproduktes um 14%.

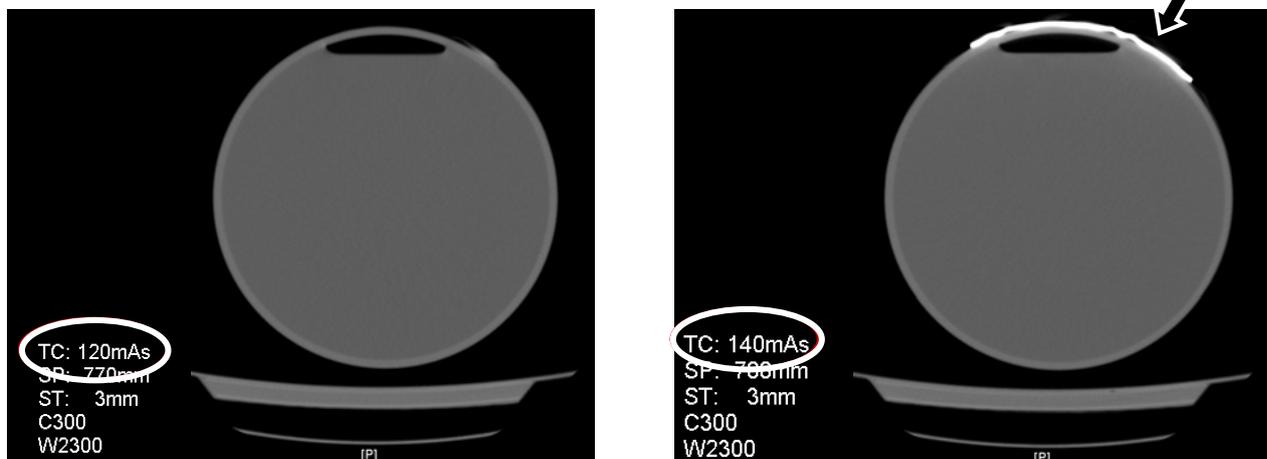


Abbildung 14 a, b: Darstellung des Wasserphantoms ohne (a) und mit (b) Linsenschutz. Das Auflegen des Linsenschutzes vor der Akquisition des Topogramms führt am Wasserphantom zu einer Erhöhung des Stromzeitproduktes um 20 mAs.

3.3 Klinische Studien

Auswertung

Die Bewertung der 'Bildqualität' (visuell scharfe Abgrenzbarkeit, Kontrast, Rauschfaktor) erfolgte für die mit und ohne Röhrenstrommodulation akquirierten Datensätze mittels Berechnung des entsprechenden Mittelwertes für die drei erfassten Bildqualitätskriterien. Der Gesamtmittelwert betrug für die Gruppe mit Röhrenstrommodulation $4,05 \pm 0,63$ und für die Gruppe ohne Röhrenstrommodulation $4,12 \pm 0,51$.

Tabelle 3: Übersicht zu Mittelwert und Standardabweichung der Bildqualitätskriterien für die mit und ohne Röhrenstrommodulation akquirierten Patientenuntersuchungen

Parameter	Bildqualität mit DM	Bildqualität ohne DM
	MW +/- SD	MW +/- SD
Begrenzung	4,05 +/- 0,51	4,0 +/- 0,45
Kontrast	4,25 +/- 0,64	4,25 +/- 0,55
RF	3,85 +/- 0,73	4,1 +/- 0,54
Gesamt	4,05 +/- 0,63	4,12 +/- 0,51

In der Bewertung der kritischen Bildelemente (Tabelle 4) ergab sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Untersuchungen mit und ohne Röhrenstrommodulation (U-Test, $p > 0,001$).

Tabelle 4: Übersicht zur 'diagnostischen Wertigkeit' der kritischen Bildelemente der mit Röhrenstrommodulation akquirierten Datensätze im Vergleich zu den ohne Röhrenstrommodulation durchgeführten Patientenuntersuchungen

kritisches Bildelement	Blutgefäße					
	ACC	ACI	ACE	V.jug.int.	Glomus car.	
DM						
Mit DM MW +/- SD	4,4 +/- 0,59	4,4 +/- 0,50	4,0 +/- 0,45	4,2 +/- 0,41	4,25 +/- 0,44	
Ohne DM MW +/- SD	4,4 +/- 0,68	4,35 +/- 0,58	4,2 +/- 0,41	4,2 +/- 0,41	4,15 +/- 0,48	
kritisches Bildelement	Drüsen			Knöchernen Strukturen		
	Parotis	Gl. Submand.	Schilddrüse	Mandibula	Os hyoid.	HWS
DM						
Mit DM MW +/- SD	4,15 +/- 0,36	4,65 +/- 0,48	4,35 +/- 0,48	4,15 +/- 0,36	4,9 +/- 0,30	4,25 +/- 0,44
Ohne DM MW +/- SD	3,95 +/- 0,22	4,45 +/- 0,68	4,2 +/- 0,61	4,1 +/- 0,44	4,9 +/- 0,30	4,0 +/- 0,45
kritisches Bildelement	Mundhöhle & Oropharynx					Pharynx
	Mundboden	Zungenkörper	Sept. ling.	Oropharynx	NVB	Tons.-loge
DM						
Mit DM MW +/- SD	4,9 +/- 0,30	4,15 +/- 0,58	4,25 +/- 0,63	4,15 +/- 0,48	4,3 +/- 0,57	4,4 +/- 0,50
Ohne DM MW +/- SD	4,6 +/- 0,59	4,15 +/- 0,67	4,3 +/- 0,57	4,15 +/- 0,36	4,1 +/- 0,3	4,25 +/- 0,44

Schulterregion

Bei den Patientenmessungen erfolgte wie bereits bei den Kadaverstudien eine zusätzliche Auswertung der 'diagnostischen Wertigkeit' und 'Bildqualität' im Schulterbereich, da auch hier auf Grund des knöchernen Schultergürtels eine vermehrte Absorption von Röntgenstrahlen und eine Zunahme des Bildelementrauschens auftritt, die mit Erhöhung des Stromzeitprodukts ausgeglichen wird.

Die dosismodulierten Untersuchungen wiesen aber insbesondere in der Schulterregion eine höhere 'diagnostische Wertigkeit' als die Patientenuntersuchungen mit fixem Röhrenstrom auf, gemessen anhand der bewerteten kritischen Bildelemente (Schilddrüse, Trachea, neurovaskuläres Bündel) dieses Bereiches.

Unterteilt für die einzelnen kritischen Bildelemente resultierten bei den Patientenuntersuchungen mit Röhrenstrommodulation für die Schilddrüse in 35% eine sehr gute und in 65% eine gute diagnostische Wertigkeit, für die Trachea in 40% eine

sehr gute und in 60% eine gute diagnostische Wertigkeit und für das neurovaskuläre Bündel in 60% eine sehr gute und in 40% eine gute diagnostische Wertigkeit. Zusammengefasst für diese 3 kritischen Bildelemente konnte in 45% eine sehr gute und in 55% eine gute diagnostische Wertigkeit ermittelt werden.

Im Vergleich hierzu zeigten die Ergebnisse des Standard-Halsprotokolls (mit fixem Röhrenstrom) im Institut für Radiologie der Charité für die Schilddrüse in 30% eine sehr gute, in 60% eine gute und in 10% eine befriedigende diagnostische Wertigkeit, für die Trachea in 25% eine sehr gute und in 75% eine gute diagnostische Wertigkeit und für das neurovaskuläre Bündel in 50% eine sehr gute und in 50% eine gute diagnostische Wertigkeit.

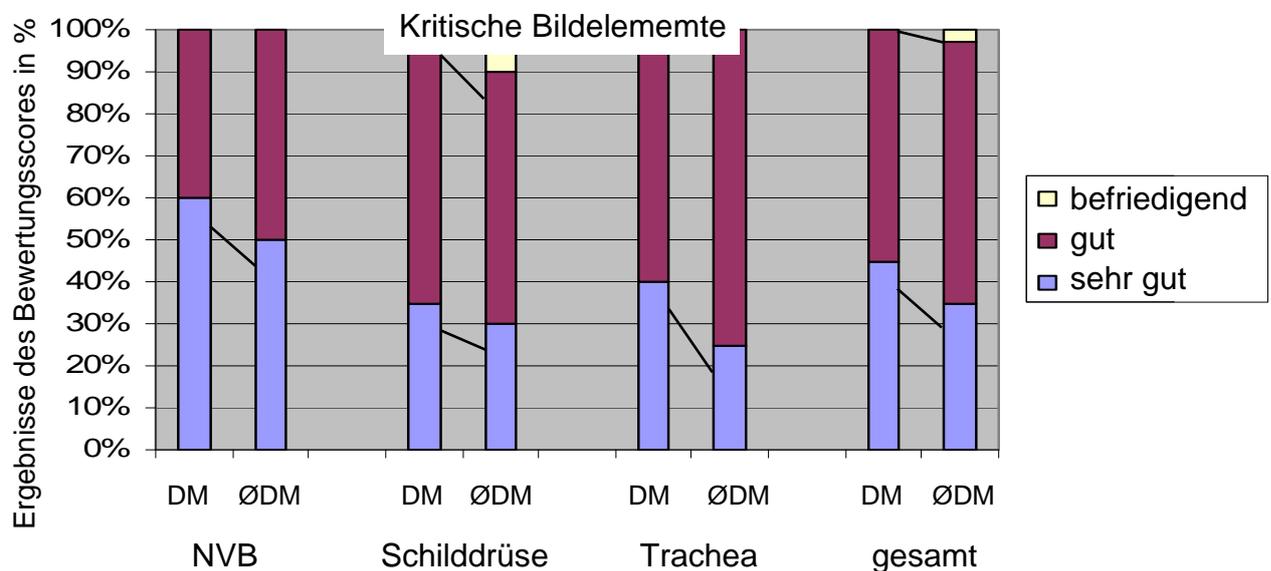


Abbildung 15: Vergleich der diagnostischen Wertigkeit der kritischen Bildelemente im Schulterbereich der Patientenuntersuchungen. Dem kritischen Bildelement der CT-Untersuchung mit DM ist jeweils das entsprechende kritische Bildelement der CT-Untersuchung ohne DM (ØDM) gegenübergestellt: NVB, Schilddrüse, Trachea und gesamt zusammengefasst. Der blaue Balken steht für den Bewertungsscore „sehr gut“, violett für „gut“ und gelb für „befriedigend“.

Die zudem bestimmte Interobservervariabilität wies auf eine hohe Übereinstimmung (Cohen´s Kappa; $k=0,669$; $p<0.001$) der beiden Auswerter hin hinsichtlich der untersuchten Parameter hin.

Dosisberechnungen

Bei einem vorgegebenen Maximum von 100 mAs lag das Stromzeitprodukt bei den mit Röhrenstrommodulation untersuchten Patienten im Durchschnitt bei 49 mAs \pm 32 (min. 17; max. 100 mAs).

Die effektive Gesamtdosis im Standard-Hals-Protokoll der Literatur wurde mit 2,0 mSv berechnet. In der effektiven Gesamtdosis der dosismodulierten Patientenuntersuchungen ergab sich eine durchschnittliche Dosisreduktion von 50% auf 1,0 mSv. Der Einsatz der Röhrenstrommodulation führte im untersuchten Patientenkollektiv zu einer Dosisreduktion zwischen 22-60%.

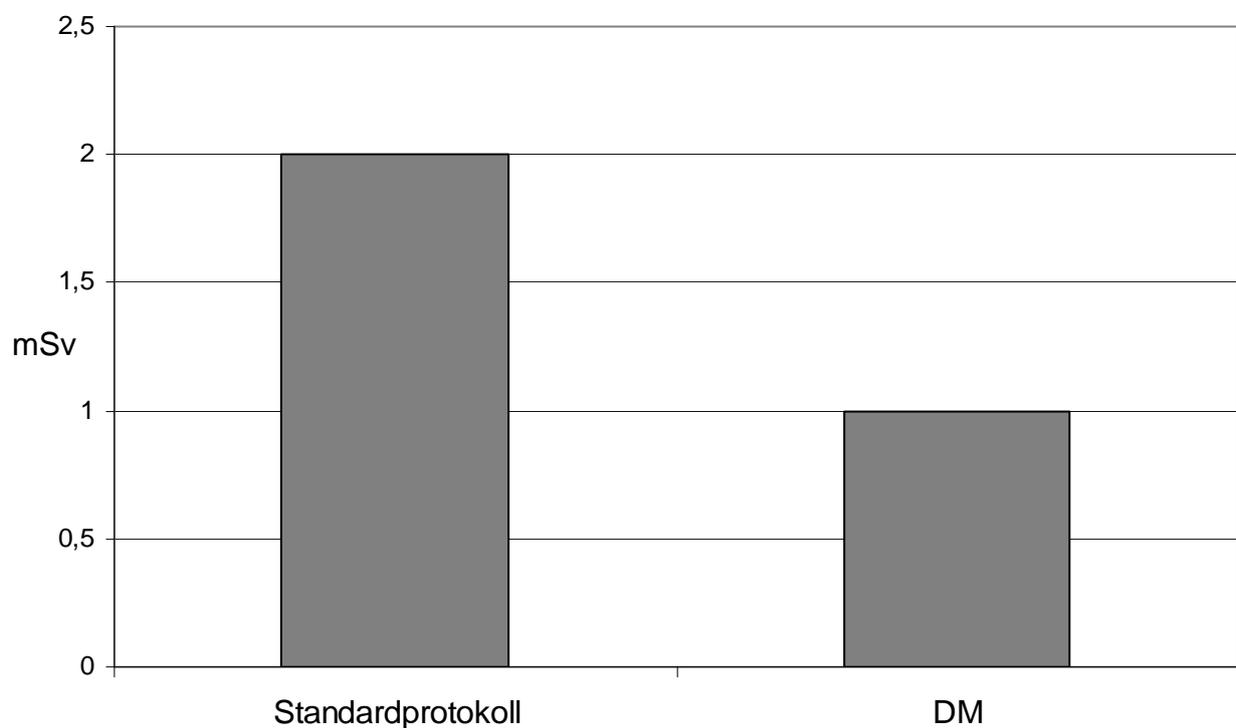


Abbildung 16: Darstellung der effektiven Gesamtdosis im Standardprotokoll der Literatur (100 mAs fix) und in den dosismodulierten Patientenuntersuchungen. Die durchschnittliche Dosisreduktion der Patientenuntersuchungen gegenüber dem Standardprotokoll beträgt 50%.

Die Berechnung der Dosisgrößen gewichteter CT-Dosisindex ($CTDI_w$) und Dosislängenprodukt (DLP_w) für das Standardprotokoll der Literatur und für die dosismodulierten Patientenuntersuchungen zeigte ebenfalls eine Dosisreduktion.

Tabelle 5: Berechnung der Dosisgrößen $CTDI_w$ und DLP_w für das Standardprotokoll der Literatur und für das dosismodulierte Protokoll SD 20

Parameter/ Dosiswerte	Literatur: Standard-Hals- Protokoll mit fixem Röhrenstrom	Patienten-Protokoll mit Dosismodulation
$CTDI_w$ (mGy)	23,9	11,9
DLP_w (mGy*cm)	514	257

Im Vergleich zum Standard-Hals-Protokoll der Charité mit 75 mAs konnte die Dosis der Patientenuntersuchungen um 7-47%, im Durchschnitt um 35% reduziert werden.

Die Organdosis der strahlensensiblen Organe betrug bei den mit Röhrenstrommodulation untersuchten Patienten für die Schilddrüse durchschnittlich 9,1 mSv und für die Augenlinse durchschnittlich 8,2 mSv. Im Standard-Halsprotokoll der Literatur resultierte eine Organdosis für die Schilddrüse von 18,2 mSv und für die Augenlinse von 16,4 mSv. Daraus ergab sich eine durchschnittliche Dosisreduktion für die Schilddrüse und Augenlinse von jeweils 50%.

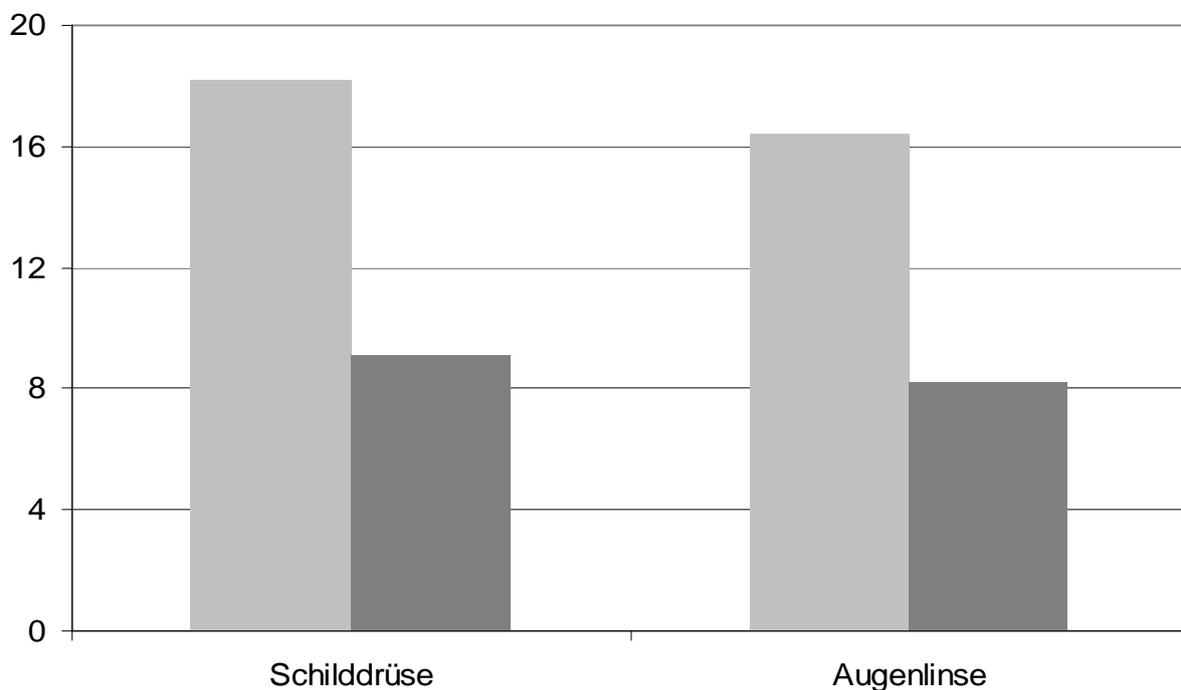


Abbildung 17: Darstellung der Organdosen für Schilddrüse und Augenlinse im Standardprotokoll der Literatur (100 mAs fix) und in den dosismodulierten Patientenuntersuchungen. Die Dosisreduktion der Patientenuntersuchungen gegenüber dem Standardprotokoll betrug jeweils 50%.

4 Diskussion

4.1 Die Computertomographie aus diagnostischer und strahlenhygienischer Sicht

Die Verbreitung und Verwendung der CT in der Diagnostik führt zu einer gesteigerten Strahlenexposition des Patienten und nimmt im Vergleich zu anderen Bildgebungsverfahren einen hohen Anteil an der Gesamt-Strahlenexposition der Bevölkerung ein (7, 11).

Zugleich aber ist die CT gerade für die KHR ein wichtiges diagnostisches Instrument bereits seit der Einführung der ES-CT (8, 64, 83, 90) und hat ihre Einsatzgebiete insbesondere bei Neoplasien und entzündlichen Prozessen (55, 58, 68). Auch in der Diagnostik und Charakterisierung von Mittelgesichtsfrakturen ist die CT bereits seit langem führend (19, 20, 45, 48, 68, 83, 84, 96).

Aufgrund der technischen Entwicklungen der letzten Jahre befinden sich auch die MRT und Sonographie auf einem hohen Entwicklungsstand. Als Vorteil der CT gegenüber der MRT sind hier die deutlich kürzere Untersuchungszeit und bessere Verfügbarkeit der CT zu nennen, so dass daher im derzeitigen Umfeld auf die CT nicht verzichtet werden kann (80).

Insbesondere die kürzere Untersuchungsdauer der CT im Vergleich zur MRT bringt der CT einen diagnostischen Vorteil. Für die KHR ist dies z.B. bei Patienten mit Larynx- und/ oder Hypopharynxneoplasien erwähnenswert, bei denen überdurchschnittlich oft Bewegungsartefakte auftreten, welche das Untersuchungsergebnis der MRT in etwa 15% der Fälle beeinträchtigen (12). Gleiches bezüglich der Untersuchungsdauer gilt für Patienten mit mangelnder Compliance und für Notfallpatienten.

Weiterhin hat die direkte Laryngoskopie insbesondere bei Patienten mit Verdacht auf ein Larynx- und/ oder Oropharynxkarzinom große Bedeutung und erlaubt die Entnahme von Gewebeproben. Seit ihrer Einführung im Jahr 1962 durch Kleinsasser ist sie ein Standardverfahren geworden (60). Allerdings kann die direkte Laryngoskopie eine Tiefeninfiltration in die paraglottischen und präglottischen Räume und submukös in den Oropharynx nicht sicher beurteilen (56). In diesem Zusammenhang ist die bestmögliche

räumliche Tumordarstellung vor allem aus prognostischen und funktionellen Gründen für die optimale Wahl des therapeutischen Vorgehens unerlässlich (56, 57).

Dies verdeutlicht, wie wichtig Maßnahmen für eine relevante Dosisreduktion sind. Eine geeignete Parameterwahl und die Optimierung der Scanprotokolle sind dabei erste entscheidende Schritte.

Es zeigte sich, dass mit Einführung der MS-CT, die einfache Übernahme der ES-CT-Scanprotokolle bei der MS-CT zu einer deutlichen Dosiserhöhung mit Ausnahme des kraniellen CT (cCT) führte (26). Ebenso wurde festgestellt, dass sich selbst mit Scannern derselben Generation (MS-CT) für definierte klinische Fragestellungen Dosisunterschiede bis zu einem Faktor von zwei und höher verzeichnen lassen (22, 82).

Viele der neueren MS-CT-Geräte verfügen zudem über vom Hersteller installierte Protokolle. Diese sind aber mehr auf eine exzellente Bildqualität als auf eine möglichst geringe Strahlendosis ausgelegt (70). Bei modernen CT-Geräten sind aber die Untersuchungsparameter bedienungstechnisch relativ schnell und einfach veränderbar und können individuell, gemäß den Indikationen und der Patientenkonstitution angepasst werden (62). Deshalb stellt die individuelle Anpassung der Aufnahmeparameter an den Patienten (Alter, Gewicht) und an die klinische Fragestellung erste und wichtige Maßnahmen zur Dosisreduktion dar (34).

Im Weiteren leisten neben der geeigneten Parameterwahl bauliche Faktoren einen dosisbestimmenden Beitrag (73). Hierzu gehören Shadowing, Overbeaming und Overranging.

Diese Konstruktionsmerkmale und insbesondere das Shadowing der MS-Spiral-Technik tragen durchschnittlich im Vergleich zur ES-CT zu einem zusätzlichen Dosisbedarf von ca. 25% bei. Dies lässt erkennen, wie wichtig die Erstellung dosisoptimierter Scanprotokolle hierfür ist (87).

Weitere Ansätze zur Dosisreduktion sind durch implementierte mehrdimensionale Filtersysteme in der Bildrekonstruktion möglich. Erste Lösungsansätze erfolgten mit linearen, medianen oder adaptiven Filtern (31, 40-42, 59, 95). Der Einsatz neuer mehrdimensionaler adaptiver Filter, die Informationen aus den Rohdaten in allen Raumebenen nutzen, trägt signifikant zur Rauschunterdrückung und zur gleichzeitigen

Minimierung von Bildschärfeverlusten bei (49). Zur weiteren Dosisreduktion ist eine Kombination dieser Filter mit der Röhrenstrommodulation möglich (51, 63).

4.2 Die Röhrenstrommodulation

Ein anderer Ansatz zur Dosisbegrenzung stellt die Röhrenstrommodulation dar, die von verschiedenen Herstellern seit 2001 angeboten wird. Für dieses Verfahren zur Dosisoptimierung werden von der Herstellerseite unterschiedliche Konzepte verfolgt. Dazu zählen die Modulationsrichtungen entlang der z-Achse, der x-/y-Achse sowie die kombinierte x-/y-/z-Achsenmodulation und die unterschiedlichen Modulationsmodi, welche auf einer Echtzeitmodulation nach jeder 180° - Rotation bzw. auf der Ermittlung von Schwächungswerte aus dem Topogramm beruhen.

Diese unterschiedlichen Konzepte der Röhrenstrommodulation konnten in verschiedenen Studien ihre Relevanz zur Dosisreduktion für das CT-Hals aufzeigen (74, 77). Die KHR ist mit Schädelbasis, Hals und Schulterbereich eine anatomisch besondere Region, die von der Röhrenstrommodulation besonders profitiert, da die Schwächungseffekte für Röntgenstrahlen und der Durchmesser stark schwanken.

4.2.1 'Bildqualität' und 'Diagnostische Wertigkeit' bei Einsatz der Röhrenstrommodulation

Um die Effizienz der Röhrenstrommodulation zu evaluieren, wurden Kadaver- und Patientenstudien durchgeführt. Mittels der Kadavermessungen wurde ein geeignetes Akquisitionsprotokoll etabliert, welches die Beziehung der Bildqualität, insbesondere des Signal-zu-Rauschverhältnisses in Abhängigkeit zu der applizierten Dosis untersuchte.

Die Patientenuntersuchungen erfolgten zur Überprüfung und Bewertung des aufgrund der Kadavermessungen implementierten Protokolls zum Einsatz der Röhrenstrommodulation beim CT-Hals.

In diesem Zusammenhang ist als allgemeines Ergebnis der durchgeführten Studien zu definieren, dass die dosismodulierten MS-CT der KHR bezüglich der 'Bildqualität' und der 'diagnostischen Wertigkeit' die kritischen Bildelemente insgesamt immer diagnostisch verwertbar eingeschätzt wurden.

Es gab bei den durchgeführten Messungen keine wegen unzureichender Bildqualität diagnostisch nicht verwertbare Untersuchungen. In einigen Untersuchungsabschnitten erfolgte die Dosisreduktion durch Inkaufnahme eines höheren Bildelementrauschens, das aber die 'diagnostische Wertigkeit' nicht aufhob. Insbesondere im kaudalen Untersuchungsbereich, einschließlich der Schulterregion konnte die Gesamtbildqualität und damit die 'diagnostische Wertigkeit' sogar geringfügig verbessert werden. Eine Ursache hierfür ist möglicherweise in der Homogenisierung des Bildrauschens durch die Röhrenstrommodulation begründet.

Diese Ergebnisse bezüglich einer diagnostisch ausreichenden Bildqualität finden sich in Vorarbeiten von Greess et al. aus dem Jahr 2004 (30) sowie in verschiedenen Kongressbeiträgen (2, 4, 14, 47, 66) wieder, wenn auch die CT der KHR insgesamt bisher weniger Beachtung beim Einsatz der Röhrenstrommodulation fand.

Die verbesserte 'Bildqualität' und 'diagnostische Wertigkeit' der CT-Untersuchungen neuerer MS-CT-Geräte basieren auf unterschiedlichen geräteabhängigen Einflussfaktoren wie beispielsweise verschiedene Rekonstruktions- und Filterverfahren. Der entscheidende Nutzen der Röhrenstrommodulation besteht jedoch im Vergleich zu diesen Einflussfaktoren in der Dosisersparnis durch die aufgrund von gemessenen Schwächungswerten durchgeführte Regelung des Röhrenstroms.

4.2.2 Dosisreduktion durch die Röhrenstrommodulation

Effektive Gesamtdosis

Um ein geeignetes Protokoll ohne Verlust an diagnostischer Wertigkeit zu etablieren und um eine adäquate Bildqualität im Vergleich zu dem bis dahin verwendeten Standardprotokoll zu finden, wurden zunächst Kadaverstudien durchgeführt. Hiermit konnte anhand eines geeigneten und speziell für die Kadavermessungen entwickelten Protokolls gezeigt werden, dass ein Einsparungspotenzial bezüglich der effektiven Dosis vorhanden ist und verglichen mit den Dosiswerten aus dem Standardprotokoll der Literatur 45% beträgt. Diese signifikante Dosisreduktion begünstigte die rasche Übernahme des neuen Protokolls für die CT der KHR in den Klinikalltag.

Der standardmäßigen Implementierung der Röhrenstrommodulation in die neuen MS-CT-Geräte sind mehrfach Studien an Phantomen vorausgegangen.

Zu diesen Vorarbeiten mittels Messungen per Thermolumineszenzdosimeter am Alderson-Rando-Phantom gehören die Ergebnisse von Cohnen et al., die an einem 64-Detektorzeilen-CT mit kombinierter (x-/y- und z-Achsen-DM) Dosismodulation erfolgten und bei definierter Bildqualität unter optimierten Protokollbedingungen eine Dosisersparnis für die KHR von 68% ermöglichten (14). Die unterschiedlichen Ergebnisse bezüglich des Dosisersparnungspotenzials in der KHR sind in erster Linie in den unterschiedlichen Protokollen ohne Röhrenstrommodulation zu interpretieren. Die Studie von Cohnen et al. verwendet als Protokoll mit festem Röhrenstrom am selbem CT-Gerät einen Röhrenstrom von mindestens 100 mAs, der im Rahmen der Fragestellung auf 160 mAs erhöht wurde. Im Vergleich dazu betrug das Dosislimit unseres eingesetzten Standardprotokolls aus der Literatur 100 mAs.

Bereits im Jahr 2000 publizierte Greess et al. (28) eine umfassende Studie anhand von Kadaver- und Patientenmessungen, die an einem speziellen Ein-Detektorzeilen-CT (Firma Siemens) mit Röhrenstrommodulation (x/y-Achsen-DM) vorgenommen wurde.

Hierbei wurde der Einsatz der Röhrenstrommodulation in sechs anatomischen Regionen untersucht und zeigte dabei für die Schulterregion eine Dosisersparnis im Mittel von 53% bei optimierten Scanprotokoll im Vergleich zum ES-CT. Die Basis für dieses Ergebnis bildeten umfangreiche Vorarbeiten der Arbeitsgruppe um Greess et al. (29, 53).

So konnte in der Arbeitsgruppe um Kalender et al. zur Röhrenstrommodulation, die ebenfalls an einem speziellen Ein-Detektorzeilen-CT (Firma Siemens mit x/y-Achsen-DM) durchgeführt wurde, für die Schulterregion eine Dosisersparnis von 40% erreicht werden (53).

Neben der Firma Siemens erprobte auch die Firma GE den Einsatz der Röhrenstrommodulation an speziell ausgerüsteten Ein-Detektorzeilen-CT und kam ebenfalls zu dem Resultat einer Dosisreduktion (25, 63).

Im Vergleich zu den Kadaverstudien fällt das Dosisersparnungspotenzial unserer Patientenuntersuchungen mit Röhrenstrommodulation gegenüber dem Standard-Hals-Protokoll der Literatur ohne Röhrenstrommodulation vergleichbar aus und beträgt durchschnittlich 50%. Als einschränkend für dieses Ergebnis sind jedoch das umschriebene Kollektiv von jeweils zehn Patienten und die breite individuelle Streuung

der Werte zu nennen, wodurch die Dosisreduktion zwischen 22-60% verglichen mit dem Standardprotokoll der Literatur schwankt.

Andere Studien zum Einsatz der Röhrenstrommodulation in der MS-CT verglichen mit der MS-CT bei fixem Röhrenstrom berichten ebenfalls über Dosisreduktionspotenziale für die Schulter- bzw. KHR (3, 34, 43, 51).

In den Studien von Herzog et al., Greess et al., Hundt et al. und Namasivayam et al. zeigte sich eine mögliche Dosisreduktion für die Schulter- bzw. Kopf-/ Halsregion von 32%, 35%, 37% bzw. 21-33% (30, 34, 43, 74). In der Arbeit von Baum et al. wurde im Mittel eine Dosisreduktion von 38% für CT-Untersuchungen der KHR beschrieben (2, 4).

Verschiedene Studien zur Röhrenstrommodulation konnten illustrieren, dass insbesondere die Schulterregion die Region mit der größten Dosisersparnis ist (28, 77). Einen anderen Ansatzpunkt zur Beurteilung der Effizienz der Röhrenstrommodulation beschreibt die Patientenstudie um Jedrusik et al. (46, 47) mit Berücksichtigung des Body-mass-Index (BMI) bei CT-Untersuchungen in verschiedenen Körperregionen. Die Ergebnisse zeigen bezüglich der CT-Hals, dass insgesamt keine Dosisreduktion verglichen mit einem MS-CT mit fixem Röhrenstrom erreicht wurde. Allerdings wurde bei dünnen Patienten in der Region der Halspartien eine Dosisreduktion bis zu 80% beschrieben (46). Als Fazit dieser Studie ging eine deutliche Korrelation von individuellen BMI des Patienten und dem Modulationseffekt hervor.

Auf Grund des umschriebenen Patientenkollektivs unserer Studie fand eine Aufteilung der Patienten in Untergruppen mit Berücksichtigung des BMI nicht statt.

Linsen- u. SD-Dosis der Patientenuntersuchungen

Als weiterer Ansatzpunkt wurde neben der Bestimmung der effektiven Dosis die Berechnung der Organdosis für die strahlensensible Augenlinse und Schilddrüse durchgeführt.

Aus den Kadaverstudien ergab sich unter optimierten Protokollbedingungen für die Augenlinse eine Dosis von 8,8 mSv und damit eine Dosisersparnis von 46% und für die Schilddrüse eine Dosis von 9,9 mSv und damit eine Dosisersparnis von 46% jeweils im Vergleich zum Standard-Hals-Protokoll der Literatur.

Der Einsatz der Röhrenstrommodulation bei den Patientenuntersuchungen verglichen zum Standard-Hals-Protokoll der Literatur ergab nicht nur bezüglich der Gesamtdosis

eine Reduktion, sondern auch für die strahlensensiblen Organe im Untersuchungsbereich. Dabei betrug die Dosisersparung für die Augenlinse und Schilddrüse bis zu 50%.

Aus der Studie von Namasivayam et al. (74) zur Dosismodulation lässt sich gleichfalls eine signifikante Dosisreduktion für die strahlensensiblen Organe ableiten. Hier zeigte sich für die Augenlinse und Schilddrüse eine Dosisreduktion von 21-33%.

Ein weiterführender Dosisvergleich zu anderen Studien ist derzeit auf Grund der alleinigen Berechnung der effektiven Gesamtdosis und/ oder nur partieller Protokollangaben erschwert.

Daher evaluierten wir zusätzlich die Dosisreduktion unserer Patientenuntersuchungen mit dem Standard-Hals-Protokoll der Charité (mit 75 mAs fix). Jedoch muss dazu unsere Protokoll-Einschränkung berücksichtigt werden, die den maximalen Röhrenstrom auf 100 mAs limitierte, ohne dass es dabei zu einer schlechteren Abgrenzbarkeit der kritischen Bildelemente kam.

Im Einzelnen heißt das, dass der Einsatz der Röhrenstrommodulation bei den Patientenuntersuchungen im Schulterbereich gegenüber dem Standard-Halsprotokoll der Charité mit fixem Röhrenstrom (Stromzeitprodukt 75,0 mAs) im Einzelfall zu einer Erhöhung des Stromzeitprodukts führte, die aber gleichzeitig zu einer Homogenisierung des Bildpunktrauschens mit Verbesserung der 'Bildqualität' und damit der 'diagnostischen Wertigkeit' führte.

So konnte für die Patientenuntersuchungen mit Röhrenstrommodulation für drei kritische Bildelemente des Schulterbereichs in 45% eine sehr gute und in 55% eine gute 'diagnostische Wertigkeit' erhoben werden. Dieselben kritischen Bildelemente im Standard-Halsprotokoll wurden in 35% als sehr gut, in 62% als gut und in 3% als befriedigend bewertet.

Untersuchungen mit anatomisch angepasster Röhrenstrommodulation weisen demzufolge also keine schlechtere 'diagnostische Wertigkeit' auf, sondern verbessern sie in einigen Regionen sogar.

Topogramme

Im Rahmen der Kadaverstudien erfolgte auch die Akquisition des Topogramms mit unterschiedlichem Röhrenstrom. Dies zeigte keine Beeinträchtigung des Modulationsverhaltens des im Anschluss durchgeführten Spiral-CT. Gegenüber der

herstellerseitig vorgesehenen Topogramm-Dosis von 50 mA für das Hals-Topogramm konnte bei Wahl des Röhrenstroms von 20 mA 60% der Topogramm-Dosis eingespart werden. Verglichen mit der Gesamtdosis einer CT-Untersuchung der KHR entspricht dies einer Dosisreduktion von 3,5% bei Verwendung von nur einer Topogrammebene. Bereits bei moderneren 64-Detektorzeilen-CT, bei denen das Topogramm in a.p.- und in lateraler Richtung akquiriert wird, ist eine Dosisersparnis an der Gesamtdosis einer CT-Untersuchung von ca. 7% zu erwarten.

Bereits in Vorarbeiten um Perisinakis et.al. (78) wurde eine ähnliche Dosisreduktion durch das Topogramm an der Gesamtdosis einer CT-Untersuchung von 3,5% beschrieben.

Weiterhin wurde der Einfluss des wismuthaltigen Augenlinsen- und Schilddrüsenschutzes auf die Röhrenstrommodulation mittels einer Phantomstudie untersucht.

Aus Voruntersuchungen ist bekannt, dass der Einsatz von wismuthaltigem, Röntgenstrahlen absorbierendem Organschutz die effektive Dosis für die strahlensensiblen Organe signifikant reduziert. Für die Schilddrüse wird von Hohl et al. (35) und von Heaney et al. (32, 61) eine Reduktion der mittleren Organdosis von 32% bzw. 55% und von Klingebiel et al. (61) und von Hopper et al. (38) für die Augenlinse von 40% bzw. 55% beschrieben.

Als Resultat unserer Messreihen lässt sich nachweisen, dass der Einsatz des Organschutzes während des Topogramms zur Dosiserhöhung der Spiral-CT in den entsprechenden Regionen führt. Die Dosiserhöhung beträgt dabei für die Verwendung des Augenlinsen- und Schilddrüsenschutzes jeweils 14%.

Diese Dosiserhöhung beruht auf der Tatsache, dass die Schwächungswerte für die Röhrenstrommodulation bei verschiedenen Herstellern (Toshiba, GE) direkt aus dem Topogramm errechnet werden. Eine zweite Testreihe mit Verwendung des Organschutzes nach Durchführung des Topogramms, also nur für das Spiral-CT, konnte zeigen, dass dabei Strahlendosis für die entsprechende Region eingespart werden konnte. Wie bereits in anderen Studien publiziert (61), führte dies nicht zu Einschränkungen in der Bildqualität.

Daraus ergibt sich ein neuer Ansatz für die Verwendung von wismuthaltigen Organprotektoren bei der Anwendung der Röhrenstrommodulation, sofern das Topogramm die Berechnungsgrundlage für den Röhrenstrom bildet. Der entsprechende Organschutz sollte somit erst nach der Akquisition des Topogramms aufgebracht werden. Bei online gesteuerter Echtzeit-Röhrenstrommodulation anderer CT-Hersteller kommt dies nicht zum Tragen, bzw. es muss postuliert werden, dass bei diesem Verfahren die Verwendung von Protektoren zu keiner Reduktion der Dosis führt. Dies sollte Gegenstand weiterer Studien sein.

4.3 Ausblick und weitere Optionen der Röhrenstrommodulation

Die Röhrenstrommodulation hat sich in der MS-CT als ein dosiskritisches, leistungsstarkes und bedienerfreundliches Verfahren ausgezeichnet, deren Einsatz die Akzeptanz der CT als strahlenintensives Untersuchungsverfahren langfristig mitgestalten und sich für die CT der KHR als Standard durchsetzen wird.

Gerade die KHR ist eine Region mit sehr großer Variation der Röntenstrahlenschwächung und dadurch des Bildelementrauschens in Abhängigkeit vom Scanbereich (Hals- vs. Schulterregion) und der Projektionsrichtung.

Ein erster Schritt zum Routineeinsatz der Röhrenstrommodulation für die KHR-CT ist in dem signifikanten Dosisersparungspotenzial zu sehen, das bisherige Studien und auch die Ergebnisse dieser Dissertation aufzeigen.

Weiterhin lässt sich die Leistungsfähigkeit der Röhrenstrommodulation auch aus den Erfolgen der jüngsten Anwendungsbereiche wie der Ganzkörper-CT und der PET/CT ablesen, für die dieses neue Verfahren ursprünglich nicht konzipiert war (33).

Doch sind damit noch nicht alle Möglichkeiten der Röhrenstrommodulation ausgeschöpft.

Erste Studien haben zwar bereits durch grobe Berücksichtigung des BMI die Patientenkonstitution als weitere Option zur Dosisersparnis entdeckt, aber gerade die zahlreichen Studien der letzten 3 Jahre zum MS-CT bei Kindern, eröffnen auch in der Untersuchung von Erwachsenen einen neuen Horizont. In den CT-Untersuchungen für Kinder ging es zwar primär um das CT-Thorax bzw. CT-Abdomen und nur in einem Kongressbeitrag von Greess et al. um das CT-Hals, aber es resultierte insgesamt eine Dosisersparnis im Mittel von 44-90 % im Vergleich zum bisher angewandten Erwachsenenprotokoll bei Kindern für dieselbe Region (30, 37).

Die Nutzbarmachung dieses Dosisaspektes wurde ansatzweise in einem Kongressbeitrag von Leidecker et al. (67) illustriert, der anhand von Phantommessungen aufzeigte, dass eine Dosisersparnis von 65% bei Reduktion des Querschnitts um nur 5 cm vom zu untersuchenden Volumen bei uneingeschränkter Bildqualität realistisch ist.

Ein weiterer Ansatzpunkt bezüglich des Dosisaspektes ist in einer Kombination von Low-dose-Technik und Röhrenstrommodulation bei Fragestellungen bezüglich ossärer Strukturen zu sehen.

In der KHR ist hier vor allem das CT der NNH und des Mittelgesichts als so genanntes Hochkontrast-CT relevant (13, 20). Studienergebnisse für die Untersuchungen der NNH zeigen, dass bereits bei der ES-CT trotz dosisreduzierender Maßnahmen eine noch ausreichende Bildqualität vorlag (18, 54).

Inwiefern die Low-dose-Technik mit der Röhrenstrommodulation bei Beibehaltung einer definierten Bildqualität kombiniert werden kann, bleibt allerdings noch abzuwarten.

Als Fazit der Studien und Diskussionen aus den letzten Jahren ergibt sich, dass die CT ein vorteilhaftes und sehr zukunftsfähiges Untersuchungsverfahren ist, das bei Intensivierung der Dosisreduktion auf weitere Akzeptanz setzen kann.

Gerade die Vorstellung des laufenden EU-weiten Projektes „safety and efficacy in computed tomography“ (SECT) (75) mit einer retrospektiven Auswertung von über 70000 CT-Untersuchungen und zusätzlichen prospektiven Studien auf dem letzten Deutschen Röntgenkongress stellen Meilensteine für das Dosisproblem und die Vorbereitung weiterer Studien dar.

So lässt sich darauf basierend auf nationaler Ebene erhoffen, dass neben den technischen Errungenschaften der letzten Jahre die Anstrengungen zur Dosisreduktion begünstigt werden.

Eine Überarbeitung der bisher gültigen Dosisgrenzwerte, ein zügiger Austausch älterer Scanner mit schlechtem Quotienten von Bildqualität zu Dosis und die Einführung einheitlicher Anforderungs- und Indikationskriterien wären Ansatzpunkte, die von den politischen Gremien aufgegriffen werden müssten.

Summa summarum wird also der Umgang mit der Dosisproblematik zukünftig die Relevanz der CT als ein hervorragendes Untersuchungsverfahren bestimmen.

Ein dosiskritisches Scanprotokoll mit der Reduktion der Scanphasen, der Wahl eines hohen Pitchfaktors, die Rekonstruktion dickerer Schichten sowie der Einsatz von Röhrenstrommodulation und glättender Rekonstruktionsparameter ist hierbei unverzichtbar.

5 Zusammenfassung

Da die seitens der Scanner-Hersteller empfohlenen Akquisitionsprotokolle in der Computertomographie primär auf eine hervorragende Bildqualität zielen, ist es in die Verantwortung des Radiologen gestellt, vor Einführung bzw. Übernahme neuer Scantechniken Protokolle zu entwickeln, die eine diagnostisch ausreichende Bildqualität mit der niedrigst möglichen Dosis und somit Strahlenexposition des Patienten gewährleisten (sog. ALARA-Prinzip).

Ziel unserer Untersuchungen war daher die Optimierung des CT-Scanprotokolls für die Kopf-Halsregion (KHR) unter Einsatz der anatomisch angepassten Röhrenstrommodulation.

Die Röhrenstrommodulation ist insbesondere in Regionen mit geringer Strahlenabsorption und elliptischen Querschnitt als Technik der Dosisreduktion geeignet.

Als Bezugsgrösse für unsere Studien wurde ein in der Literatur beschriebenes und verbreitetes CT-Akquisitionsprotokoll der KHR ohne Dosismodulation herangezogen. Zusätzlich wurde das Instituts-eigene KHR-Scanprotokoll vor Implementierung der Dosismodulation berücksichtigt.

Die Etablierung unseres Akquisitionsprotokolls wurde auf der Grundlage von Kadaverstudien vorgenommen. Hierzu erfolgten sieben Messreihen mit unterschiedlichen Rauschleveln, graduiert durch die Standardabweichungen (SD) des Bildelementtauschens in Hounsfield-Einheiten (HE). Um eine erhöhte Exposition in der Schulterregion zu vermeiden, wurde ein maximaler Röhrenstrom von 100 mAs definiert. Hieraus resultierte das Akquisitionsprotokoll SD 20, das das Kriterium der Minimaldosis bei diagnostisch ausreichender Bildqualität erfüllte.

Dieses Scanprotokoll ermöglichte gegenüber dem Referenzprotokoll ohne DM eine durchschnittliche Dosisreduktion von 45-46% (Gesamtdosis bzw. Organdosis von Schilddrüse und Augenlinse)

Weiterhin wurde die Möglichkeit der Reduktion der Topogrammdosis untersucht. Eine Reduktion des Röhrenstroms von 50 auf 20 mA führte hierbei zu keiner Beeinträchtigung des Modulationsverhaltens und ermöglichte eine zusätzliche Dosisreduktion von 3,5% gegenüber dem werkseitig empfohlenen Scanprotokoll. ..

In einem weiteren Schritt wurden dosismodierte klinische CT-Untersuchungen der Kopf-Halsregion retrospektiv und verblindet im Vergleich zu korrespondierenden Scans altersgemachter Patienten vor DM-Einführung evaluiert.. Auch hier zeigte sich bei Einsatz der Dosismodulation eine signifikante Dosisreduktion (Effektive Gesamtdosis, Organdosen) ohne relevante Einbussen hinsichtlich der `diagnostischen Wertigkeit` und der `Bildqualität`.

Verglichen mit dem Insituts-eigenen KHR-Scanprotokoll betrug die Dosisersparnis durch die Röhrenstrommodulation für die effektive Gesamtdosis 7-47%, im Durchschnitt 35%.

Allerdings wurde eine breite Streuung der effektiven Gesamtdosis und auch der Organdosis für die Schilddrüse beobachtet. So kam es bei vier Patienten zu einer höheren Organdosis für die Schilddrüse bei gleichzeitig besserer Bildqualität gegenüber den Patientenuntersuchungen ohne Dosismodulation.

Bezüglich der Interobservervariabilität (Cohen´s Kappa-Test) ergab sich eine gute (klinische Studien) bis sehr gute (Kadaverstudien) Übereinstimmung der Bilddaten-Evaluation.

Als zusätzlicher Teilaspekt wurde der Effekt eines bei CT-Untersuchungen der Kopf-Halsregion häufig eingesetzten wismuthaltigen Augenlinsen- und Schilddrüsenschutzes untersucht. Hierbei zeigte sich, dass die bei herkömmlicher Applikation gemessene Erhöhung des Stromzeitproduktes um 14% durch Linsenschutzapplikation nach Akquisition des Topogramms vermieden werden kann. Dies beruht auf der Tatsache, dass die Schwächungswerte für die Röhrenstrommodulation bei der verwendeten z-Achsenmodulation aus dem Topogramm errechnet werden.

Als zentrale Aussage der Untersuchungen ist zusammenfassend festzuhalten, dass der Einsatz der Dosismodulation in der Kopf-Halsregion zu einer Reduktion der Gesamtexposition und der Organdosen von Schilddrüse und Augenlinse um bis zu 50% ohne relevante Beeinträchtigung der diagnostischen Bildqualität führt.

6 Literaturverzeichnis

1. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection (ICRP). In: Pergamon Press. Publication 60. Oxford, Großbritannien, 1991.
2. Baum U, Anders K, Lell M, et al. Verbesserung von Bildqualität und Dosis in der Kopf-Hals-Region mit einer Kombination aus schwächungsbasierter Röhrenstrommodulation und rohdatenbasierter Filterung. Abstracts of the 86th German Radiology Congress. 4-7 May 2005, Berlin, Germany. *Rofo* 2005; 177 Suppl 1:S41-353.
3. Baum U, Anders K, Steinbichler G, et al. Improvement of image quality of multislice spiral CT scans of the head and neck region using a raw data-based multidimensional adaptive filtering (MAF) technique. *Eur Radiol* 2004; 14:1873-81.
4. Baum UL, M., Anders, K.; Greess, H.; Kachelrieß, M.; Kalender, W.A.; Bautz, W. Optimierung der Bildqualität und Dosisnutzung in der MSCT der Kopf-Hals durch den gleichzeitigen Einsatz von schwächungsbasierter Röhrenstrommodulation und mehrdimensionalem adaptiven F. 85th German Radiology Congress. 19-22 May 2004, Wiesbaden, Germany. Abstracts. *Rofo* 2004; 176 Suppl 1:S41-401.
5. Bortz J, Lienert GA. Kurzgefaßte Statistik für die klinische Forschung. Berlin: Springer-Verlag, 1998.
6. Brix G, Nagel HD, Stamm G, et al. Radiation exposure in multi-slice versus single-slice spiral CT: results of a nationwide survey. *Eur Radiol* 2003; 13:1979-91.
7. Brix G, Nekolla E, Griebel J. Radiation exposure of patients from diagnostic and interventional X-ray procedures. Facts, assessment and trends. *Radiologe* 2005; 45:340-9.
8. Brüning R, Sturm C, Hong C, et al. Die Diagnostik der Stadien T1 und T2 des Larynxkarzinoms mit dem Mehrschicht-Spiral-CT. *Radiologe* 1999; 39:939-42.
9. Diagnosedaten der Krankenhäuser. Bonn: Statistisches Bundesamt, Zweigstelle Bonn vertreten durch den Präsidenten, 2004. (Accessed December 21, 2007, at <http://www.gbe-bund.de/>)
10. Leitlinien der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Computertomographie. Berlin: German medical association, 1992. (Accessed October 29, 2007 <http://www.bundesaerztekammer.de/downloads/Computertom.pdf>.)
11. Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung im Jahr 2005. Dessau-Roßlau: Bundesministerium für Umwelt NuR, Parlamentsbericht DB, ed. Drucksache 16/3084, 2006. (Accessed December 21, 2007, <http://www.env-it.de/umweltdaten/public/theme.do?nodeId=2662#t1>).
12. Castelijns JA, van den Brekel MW, Hermans R. Imaging of the larynx. *Semin Roentgenol* 2000; 35:31-41.

13. Cohnen M. Radiologische Diagnostik der Nasennebenhöhlen. Kopf-/Hals-Radiologie. Stuttgart: Radiologie up2date 03, 2005; 197-222.
14. Cohnen M, Andersen K, Assadi S, et al. Strahlenexposition an einem 64-Detektorzeilen-CT: Auswirkung einer schwächungsbasierten automatischen Röhrenstrommodulation. Abstracts of the 87th German Radiology Congress, 24-27 May 2006, Berlin, Germany. Rofo 2006; 178 Suppl 1:S45-360.
15. Cohnen M, Poll LJ, Puettmann C, et al. Effective doses in standard protocols for multi-slice CT scanning. Eur Radiol 2003; 13:1148-53.
16. Bongartz G, Golding SJ, Jurik AG, et al. European Commission's Radiation Protection Actions. European guidelines on quality criteria for computed tomography. Danish Society of Radiology guidelines Web site. May 1999 (Accessed October 29, 2007, <http://www.drs.dk/guidelines/ct/quality/htmlindex.htm>).
17. Cormack AM. Representation of a function by its line integral, with some radiological applications. J Appl Physics 1963; 34: 2722-7.
18. Dammann F, Momino-Traserra E, Remy C, et al. Strahlenbelastung bei der CT der Nasennebenhöhlen. Röfo 1999; 170:36.
19. Dammann F, Momino-Traserra E, Remy C, et al. Radiation exposure during spiral-CT of the paranasal sinuses. Rofo 2000; 172:232-7.
20. Dammert S, Funke M, Merten HA, et al. Multislice helical CT (MSCT) for mid-facial trauma: Optimization of parameters for scanning and reconstruction. Rofo 2002; 174:874-9.
21. Fleming I, Cooper J, Henson D. American Joint Committee on Cancer Staging manual. Philadelphia: Lippincott Raven; 1997.
22. Galanski M, Nagel HD, Stamm G. Radiation exposure dosage in CT studies: results of a nationwide inquiry. Rofo 2000; 172:M164-8.
23. Galanski M, Nagel HD, Stamm G. CT radiation exposure risk in Germany. Rofo 2001; 173:R1-66.
24. Gentry LR, Manor WF, Turski PA, et al. High-resolution CT analysis of facial struts in trauma: 1. Normal anatomy. AJR Am J Roentgenol 1983; 140:523-32.
25. Giacomuzzi SM, Erckert B, Schopf T, et al. The smart-scan procedure of spiral computed tomography. A new method for dose reduction. Rofo 1996; 165:10-6.
26. Giacomuzzi SM, Torbica P, Rieger M, et al. Radiation exposure in single slice and multi-slice spiral CT (a phantom study). Rofo 2001; 173:643-9.
27. Greess H, Wolf H, Baum U, et al. Dosage reduction in computed tomography by anatomy-oriented attenuation-based tube-current modulation: the first clinical results. Rofo 1999; 170:246-50.

28. Greess H, Wolf H, Baum U, et al. Dose reduction in computed tomography by attenuation-based on-line modulation of tube current: evaluation of six anatomical regions. *Eur Radiol* 2000; 10:391-4.
29. Greess H, Wolf H, Kalender WA, et al. Dose reduction in CT by anatomically adapted tube current modulation: first patient studies. Berlin Heidelberg New York: Springer IV, 1998.
30. Greess HG, Baum U, Wolf H, et al. Dosisautomatik in der Mehrzeilen-Spiral-CT bei Kinderuntersuchungen (einschließlich Röhrenstrommodulation). 85th German Radiology Congress. 19-22 May 2004, Wiesbaden, Germany. Abstracts. *Rofo* 2004; 176 Suppl 1:S41-401.
31. Harpen MD. A computer simulation of wavelet noise reduction in computed tomography. *Med Phys* 1999; 26:1600-6.
32. Heaney DE, Norvill CA. A comparison of reduction in CT dose through the use of gantry angulations or bismuth shields. *Australas Phys Eng Sci Med* 2006; 29:172-8.
33. Hentschel M, Paul D, Moser E, et al. Möglichkeiten und Grenzen der modernen Schnittbildverfahren (CT, MRT, PET) in der molekularen Bildgebung. *Nuklearmedizin* 2007; 30:31-41.
34. Herzog P, Jakobs TF, Wintersperger BJ, et al. Radiation dose and dose reduction in multidetector row CT (MDCT). *Radiologe* 2002; 42:691-6.
35. Hohl C, Thomas C, Wildberger JE, et al. CT-Dosisreduktion für Schilddrüse und Brust: Der Wert von Bismuth-Schildern. Abstracts of the 87th German Radiology Congress, 24-27 May 2006, Berlin, Germany. *Rofo* 2006; 178 Suppl 1:S45-360.
36. Holliday RA, Curtin HD, Mafee MF, et al. Head and neck radiology. *Radiology* 1994; 190:614-6.
37. Honnef D, Wildberger JE, Stargardt A, et al. Multislice spiral CT (MSCT) in pediatric radiology: dose reduction for chest and abdomen examinations. *Rofo* 2004; 176:1021-30.
38. Hopper KD, Neuman JD, King SH, et al. Radioprotection to the eye during CT scanning. *AJNR Am J Neuroradiol* 2001; 22:1194-8.
39. Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography): Part I. Description of system. *Br J Radiol* 46 1973:1016.
40. Hsieh J. Adaptive streak artifact reduction in computed tomography resulting from excessive x-ray photon noise. *Med Phys* 1998; 25:2139-47.
41. Hu H. Multi-slice helical CT: scan and reconstruction. *Med Phys* 1999; 26:5-18.

42. Hu H, Shen Y. Helical CT reconstruction with longitudinal filtration. *Med Phys* 1998; 25:2130-8.
43. Hundt W, Rust F, Stabler A, et al. Dose reduction in multislice computed tomography. *J Comput Assist Tomogr* 2005; 29:140-7.
44. Imhof H, Czerny C, Dirisamer A. Head and neck imaging with MDCT. *Eur J Radiol* 2003; 45 Suppl 1:S23-31.
45. Jackson A, Whitehouse RW. Low-dose computed tomographic imaging in orbital trauma. *Br J Radiol* 1993; 66:655-61.
46. Jedrusik P, Dammann F, Horger M, et al. Dosisreduktion bei 16-Zeilen-CT durch Einsatz der Caredose-4D-Software. Abstracts of the 86th German Radiology Congress. 4-7 May 2005, Berlin, Germany. *Rofo* 2005; 177 Suppl 1:S41-353.
47. Jedrusik P, Dammann F, Zelesny T, et al. Klinische Erprobung der z-Achsen modulierten Dosisreduktion bei der Ganzkörper-CT Abstracts of the 87th German Radiology Congress, 24-27 May 2006, Berlin, Germany. *Rofo* 2006; 178 Suppl 1:S45-360.
48. Jend HH, Jend-Rossmann I, Borchers D, et al. CT analysis of facial skull fracture. *Rofo* 1982; 137:379-83.
49. Kachelriess M, Watzke O, Kalender WA. Generalized multi-dimensional adaptive filtering for conventional and spiral single-slice, multi-slice, and cone-beam CT. *Med Phys* 2001; 28:475-90.
50. Kalender WA. Computertomographie: Grundlagen, Gerätetechnologie, Bildqualität, Anwendungen. München: Publicis MCD Verlag, 2000.
51. Kalender WA. Computertomographie: Grundlagen, Gerätetechnologien, Bildqualität und Anwendungen München: Publicis MCD Verlag, 2006.
52. Kalender WA, Seissler W, Vock P. Single-breathhold spiral volumetric CT by continuous, patient translation and scanner rotation. *Radiology* 1989; 173 (P):414.
53. Kalender WA, Wolf H, Suess C, et al. Dose reduction in CT by on-line tube current control: principles and validation on phantoms and cadavers. *Eur Radiol* 1999; 9:323-28.
54. Kearney SE, Jones P, Meakin K, et al. CT scanning of the paranasal sinuses--the effect of reducing mAs. *Br J Radiol* 1997; 70:1071-4.
55. Keberle M, Kenn W, Muller H, et al. Interobserver variability in CT of oro- and hypopharyngeal carcinomas. *Rofo* 2001; 173:583-90.
56. Keberle M, Kenn W, Tschammler A, et al. Current value of double-contrast pharyngography and of computed tomography for the detection and for staging of hypopharyngeal, oropharyngeal and supraglottic tumors. *Eur Radiol* 1999; 9:1843-50.

57. Keberle M, Sandstede J, Hoppe F, et al. Diagnostic impact of multiplanar reformations in multi-slice CT of laryngeal and hypopharyngeal carcinomas. *Rofo* 2003; 175:1079-85.
58. Keberle M, Strobel P, Dieler R. 2 cases of exclusively submucous atypical carcinoid of the supraglottic larynx. What is the value of sectional imaging?. *Rofo* 2001; 173:668-70.
59. Keselbrener L, Shimoni Y, Akselrod S. Nonlinear filters applied on computerized axial tomography: theory and phantom images. *Med Phys* 1992; 19:1057-64.
60. Kleinsasser O. Laryngomicroscopy (lens laryngoscopy) and its importance in the diagnosis of premorbid diseases and early forms of carcinoma of the labium vocale.. *Arch Ohren Nasen Kehlkopfheilkd* 1962; 180:724-7.
61. Klingebiel R, Bauknecht HC, Rogalla P, et al. High-resolution petrous bone imaging using multi-slice computerized tomography. *Acta Otolaryngol* 2001; 121:632-6.
62. Koller F, Roth J. Determination of the effective dose for CT examinations and influence of the setup parameters. *Rofo* 2007; 179:38-45.
63. Kopka L, Funke M, Breiter N, et al. An anatomically adapted variation of the tube current in CT. Studies on radiation dosage reduction and image quality. *Rofo* 1995; 163:383-7.
64. Kösling SW, F.; Schmidt, H.-G.; Heywang-Köbrunner, S. Knöcherner Variationen im koronaren Nasennebenhöhlen-CT. *Röfo* 1993; 159:506-10.
65. Landis JR, Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics* 1977; 33:159-74.
66. Lehmkuhl L. Dosisreduktion in der 16-Zeilen-Computertomographie mittels anatomisch adaptierter Röhrentrommodulation. 85th German Radiology Congress. 19-22 May 2004, Wiesbaden, Germany. *Rofo* 2004; 176 Suppl 1:S41-401.
67. Leidecker C, Kalender W. Ein Dosis Tutor zur Optimierung klinischer CT-Protokolle. Abstracts of the 86th German Radiology Congress. 4-7 May 2005, Berlin, Germany. *Rofo* 2005; 177 Suppl 1:S41-353.
68. Lell M, Baum U, Koester M, et al. The morphological and functional diagnosis of the head-neck area with multiplanar spiral CT. *Radiologe* 1999; 39:932-8.
69. Linton OW, Mettler FA, Jr. National conference on dose reduction in CT, with an emphasis on pediatric patients. *AJR Am J Roentgenol* 2003; 181:321-9.
70. Lorenzen M, Wedegartner U, Weber C, et al. Dose optimization for multislice computed tomography protocols of the midface. *Rofo* 2005; 177:265-71.
71. Mancuso AA, Maceri D, Rice D, et al. CT of cervical lymph node cancer. *AJR Am J Roentgenol* 1981; 136:381-5.

72. Morneburg H. Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik. München: Publicis MCD Verlag, 1995.
73. Nagel HD, Galanski M, Hidajat N, et al. Strahlenexposition in der Computertomographie. Hamburg: CTB Publications, 2002.
74. Namasivayam S, Kalra MK, Pottala KM, et al. Optimization of Z-axis automatic exposure control for multidetector row CT evaluation of neck and comparison with fixed tube current technique for image quality and radiation dose. *AJNR Am J Neuroradiol* 2006; 27:2221-5.
75. Niemann T, Geleijns K, Bongartz G. Dosisreduktion im CT. Möglichkeiten mittels "Justification" von CT-Untersuchungen - Teil der Europäischen SE-CT Studie (6th FP der EU). Rückblick 88. Deutscher Röntgenkongress vom 16 .- 19. Mai 2007. *Rofo* 2007; 179:753-4.
76. Nishizawa K, Matsumoto M, Iwai K, et al. Survey of CT practice in Japan and collective effective dose estimation. *Nippon Igaku Hoshasen Gakkai Zasshi* 2004; 64:151-8.
77. Papadakis AE, Perisinakis K, Damilakis J. Angular on-line tube current modulation in multidetector CT examinations of children and adults: the influence of different scanning parameters on dose reduction. *Med Phys* 2007; 34:2864-74.
78. Perisinakis K, Damilakis J, Voloudaki A, et al. Patient dose reduction in CT examinations by optimising scanogram acquisition. *Radiat Prot Dosimetry* 2001; 93:173-8.
79. Prescher AB, K. Radiologische Anatomie und Topographie des Halses. Stuttgart: Thieme, 1996.
80. Prokop M. Radiation dose and image quality in computed tomography. *Rofo* 2002; 174:631-6.
81. Radon JH. Über die Bestimmung von Funktionen durch ihre Integralwerte längs gewisser Mannigfaltigkeiten. *Berichte über die Abhandlungen der königlich sächsischen Gesellschaft der Wissenschaften zu Leipzig*. 1917:69: 262-77.
82. Scheck RJ, Copenrath EM, Kellner MW, et al. Radiation dose and image quality in spiral computed tomography: multicentre evaluation at six institutions. *Br J Radiol* 1998; 71:734-44.
83. Schwickert HC, Schweden F, Voth D, et al. 3-D reconstructions in craniofacial dysplasia and midface fractures: possibilities of using spiral CT. *Rofo* 1994; 161:361-5.
84. Simmen D, Schuknecht B. Computerized tomography of paranasal sinuses--a preoperative check list. *Laryngorhinootologie* 1997; 76:8-13.
85. Som PM. Lymph nodes of the neck. *Radiology* 1987; 165:593-600.

86. Som PM, Curtin HD, Mancuso AA. Imaging-based nodal classification for evaluation of neck metastatic adenopathy. *AJR Am J Roentgenol* 2000; 174:837-44.
87. Stamm G. Strahlenexposition und Dosisoptimierung in der CT, Gerätetechnologien/ Neuentwicklungen. In: Thieme: Radiologie up2date 01, 2004.
88. Stamm G, Nagel HD. CT-expo--a novel program for dose evaluation in CT. *Rofo* 2002; 174:1570-6.
89. Stevens MH, Harnsberger HR, Mancuso AA, et al. Computed tomography of cervical lymph nodes. Staging and management of head and neck cancer. *Arch Otolaryngol* 1985; 111:735-9.
90. Tello R, Suojanen J, Costello P, et al. Comparison of spiral CT and conventional CT in 3D visualization of facial trauma: work in progress. *Comput Med Imaging Graph* 1994; 18:423-7.
91. . Sources and Effects of Ionizing Radiation. Report of the United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. New York: UNSCEAR United Nations, 2000. (Accessed 21 December, 2007 <http://www.iop.org/EJ/abstract/0952-4746/21/1/609/>)
92. van den Brekel MW, Stel HV, Castelijns JA, et al. Cervical lymph node metastasis: assessment of radiologic criteria. *Radiology* 1990; 177:379-84.
93. Vogl T. Handbuch der diagnostischen Radiologie. Berlin: Springer, 2001.
94. Westerman BR. Radiation dose from Toshiba CT scanners. *Pediatr Radiol* 2002; 32:735-7; discussion 51-4.
95. Westin CF, Richolt J, Moharir V, et al. Affine adaptive filtering of CT data. *Med Image Anal* 2000; 4:161-77.
96. Zanella FE, Modder U, Kirchhof B. Computed tomography of the orbit. I. Trauma-induced changes. *Rofo* 1985; 142:670-4.
97. Zinreich SJ, Kennedy DW, Rosenbaum AE, et al. Paranasal sinuses: CT imaging requirements for endoscopic surgery. *Radiology* 1987; 163:769-75.

7 Verzeichnis der Begriffe und Abkürzungen

ALARA-Prinzip	‘as low as reasonably achievable’; effiziente Verbesserung des Strahlenschutzes durch praktikable Maßnahmen
Alderson-Rando-Phantom	anthropomorphes Phantom, das den Abmessungen sowie den Absorptions- und Streueigenschaften gegenüber Röntgenstrahlen denen eines „genormten“ erwachsenen Menschen entspricht
BMI	Body mass index
CT	Computertomographie bzw. Computertomograph
CTDI _w	gewichteter CT-Dosisindex
DICOM-Header	DICOM standardisiert das Format zur Speicherung von Bilddaten und das Kommunikationsprotokoll zum Austausch der Bilder in der CT, MRT, Sonographie und beim digitalen Röntgen. Akronym für ‘Digital Imaging and Communications in Medicine’
DLP _w	gewichtetes Dosislängenprodukt
DM	Dosismodulation, s. Röhrenstrommodulation
DRG	Deutsche Röntgen-Gesellschaft
ES-CT	Einzelschicht – Computertomographie
FOV	Field-of-view
HE	Hounsfield-Einheit, Dichtewert, dimensionslose Einheit der CT-Werteskala
HW	Halswirbel
HWS	Halswirbelsäule
Inkremental (-CT)	Einzelschicht-CT
Kernel	Faltungskern, Rekonstruktions-Algorithmus der CT
KHR	Kopf – Hals – Region
KI	Konfidenzintervall
KM	Kontrastmittel
Kollimation	Einblendung des Röntgenstrahlen-Bündels

Lk	Lymphknoten
MRT	Magnetresonanztomographie
MS-CT	Mehrschicht – Computertomographie
MW	Mittelwert
NVB	Neurovaskuläre Bündel
PE	Probeentnahme
PF	Pitchfaktor
Pitch	Quotient aus Tischvorschub und Strahlenkollimierung
Pixel	Bildelement, Akronym zu 'picture element'
RI	Rekonstruktionsinkrement
Röhrenstrommodulation	anatomieangepasste, schwächungsbasierte Anpassung des Röhrenstroms, die eine effizientere Nutzung der Röhrenleistung bei gleichzeitiger Dosisreduktion ermöglicht
ROI	region of interest, 2D-Auswertebereich im Bild
Scannen	Aufnahme von (Bild-) Daten
Scanner	Gerät zur Aufnahme/ Darstellung von (Bild-) Daten
Scanogramm	Übersichtsaufnahme
SD	Standardabweichung
Spiral (-CT)	kontinuierliche Aufnahmetechnik (>Zylinder<)
SR	Stirnreflektor
TLD	Thermolumineszenzdosimetrie bzw. -dosimeter
Topographie	Übersichtsaufnahme
Voxel	Volumenelement, Akronym zu 'volume element'

8 Danksagung

Mein ganz besonderer Dank gilt Herrn PD Dr. med. Randolph Klingebiel für die Überlassung des interessanten Dissertationsthemas und für seine jederzeit gewährte, sehr sachkundige und richtungsweisende Unterstützung. Er begleitete mich in jeder Phase der Arbeit und trug durch seine konstruktiven Hinweise und Anregungen wesentlich zum Gelingen dieser Arbeit bei.

Mein Dank gehört in besonderer Weise auch Herrn Dr. med. Hans-Christian Bauknecht, der mir allzeit mit wertvollen Tipps zur Seite gestanden hat, und ohne dessen Hilfe und Kooperationsbereitschaft diese Arbeit nicht zustande gekommen wäre. Bei ihm und bei Herrn Dr. med. Georg Bohner möchte ich mich vielmals für die sorgfältige Auswertung des immensen Bilddatenmaterials bedanken.

Für die freundliche Unterstützung und das kollegiale Verhältnis möchte ich allen Mitarbeitern des Institutes für Radiologie danken, insbesondere Herrn Dr. med. Henning Meyer für die Auslesung der DICOM-Header und Herrn Dr. med. Christian Scheurig für die Beratung bei der statistischen Auswertung.

Sehr großer Dank gebührt meiner Mutter für die Ebnung meines Bildungsweges und die stets liebevolle Anteilnahme und Unterstützung in allen Phasen der Dissertation. Ich danke ihr auch für alle kreativen und wohlmeinend kritischen Beiträge, die mich ein ganzes Stück meinem Ziel näher gebracht haben.

Ich widme diese Arbeit meiner Mutter in Liebe und Dankbarkeit.

9 Lebenslauf

Mein Lebenslauf wird aus Datenschutzgründen
in der elektronischen Version
meiner Arbeit nicht mit veröffentlicht.

Eidesstattliche Erklärung

Gemäß der Promotionsordnung der Charité

Hiermit versichere ich an Eides Statt:

- dass ich die vorgelegte Dissertationsschrift mit dem Thema:

Einsatz der Dosismodulation in der Mehrschicht-
Computertomographie der Kopf-/ Halsregion

selbst verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt, ohne die (unzulässige) Hilfe Dritter verfasst und auch in Teilen keine Kopien anderer Arbeiten dargestellt habe.

- dass keine staatsanwaltschaftlichen Ermittlungsverfahren gegen mich anhängig sind.

Berlin, den 07.01.2008

Cornelia Jach