Strahlenschutzkommission

Geschäftsstelle der
Strahlenschutzkommission
Postfach 12 06 29
D-53048 Bonn

http://www.ssk.de

Cone Beam-Computertomografie (CBCT) und Mammatomosynthese

Empfehlung der Strahlenschutzkommission

Verabschiedet in der 277. Sitzung der Strahlenschutzkommission am 02./ 03. Juli 2015

INHALTSVERZEICHNIS

1 Einleitung: Historie, Technik, klinische Anwendungen 4

2 Empfehlungen der SSK 5

3 Wissenschaftliche Begründung 7

3.1 Klinische Anwendungen 7

3.1.1 Technische Realisierung, Vor- und Nachteile der CBCT im Vergleich zur konventionellen CT 7

3.1.1.1 CBCT an Angiografie-Anlagen 12

3.1.1.2 CBCT in der Strahlentherapie 13

3.1.1.3 CBCT mit mobilen C-Arm-Durchleuchtungssytemen 13

3.1.1.4 Dedizierte CBCT Systeme zur Kopfbildgebung (MKG und HNO) 13

3.1.1.5 Dedizierte CBCT-Systeme zur Extremitätenbildgebung 14

3.1.1.6 Dedizierte CBCT-Systeme zum intraoperativen Einsatz 15

3.1.2 Gerätetechnische Aspekte, Strahlenexposition, Indikationen und Anwendungen 15

3.1.2.1 CBCT in der Zahn- und MKG-Heilkunde 15

3.1.2.2 CBCT in der Hals-Nasen-Ohrenheilkunde 19

3.1.2.3 CBCT in der Neuroradiologie 21

3.1.2.4 CBCT-Bildgebung am Körperstamm 23

3.1.2.5 CBCT-Bildgebung am peripheren Skelett 25

3.1.2.6 CBCT-Bildgebung in der Radioonkologie 26

3.1.2.7 Digitale Tomosynthese der Mamma 28

3.2 Technische Anforderungen, Dosimetrie, Qualitätskontrolle, allgemeine Personalexposition 31

3.2.1 Technische Qualitätssicherung allgemein 31

3.2.2 Technische Anforderungen 31

3.2.3 Dosimetrie 32

3.2.4 Personalexposition 34

3.3 Anforderungen an den Arzt und med. Assistenzpersonal: Fachkunden (Arzt, MTRA, MFA) 34

3.4 Rechtfertigende Indikation, konkurrierende Verfahren, ökonomische Aspekte, zukünftige Entwicklungen, Orientierungshilfe, ärztliche Stellen ... 35

3.4.1 Rechtfertigung 35

3.4.2 Ökonomische Aspekte 36

3.4.3 Orientierungshilfe und ärztliche/zahnärztliche Stellen 36

Literatur 38

A-1 Abkürzungsverzeichnis 49

A-2 Tabellen 50

Abbildungs- und Tabellennachweis 55

1 Einleitung: Historie, Technik, klinische Anwendungen

Die Cone Beam-Computertomografie (CBCT) oder Digitale Volumentomografie (DVT) ist ein Verfahren, das mit einer um den Patienten rotierenden Kombination aus Röntgenröhre und Flachdetektor (FD) oder Bildverstärker (BV) dreidimensionale Bilddaten erzeugt. Der erzeugte 3D-Bilddatensatz entspricht dem eines CT mit dünner Schichtdicke und isotroper Auflösung. Die Begriffe CBCT und DVT werden meist synonym verwendet, wobei sich der Begriff CBCT an die Computertomografie (CT) anlehnt und die Bildgebung mit einem Kegelstrahl mit großer Ausdehnung in z-Richtung assoziiert. Der Begriff DVT beschreibt die Bildgebung eines Volumens mit einem Bildverstärker oder Flachdetektor, vermeidet jedoch den Eindruck, es handele sich hierbei um ein bildgebendes System, das einem CT entspricht. In der Empfehlung wird nachfolgend der Begriff CBCT für beide Bezeichnungen verwendet, da er in der englischsprachigen Literatur gebräuchlicher ist.

Die CBCT-Technik resultiert aus ersten Versuchen in den frühen 1980er Jahren, größere Volumina mittels Bildverstärker und Fernsehkette dreidimensional darzustellen. Dazu wurden Systeme verwendet, die technisch denen der damaligen Angiografie-Systeme ähnelten. In der Angiografie fand bereits vor der 3D-Bildgebung die erste dynamische Bildgebung mit rotierendem C-Bogen während einer Kontrastmittelinjektion statt. Gefäßstrukturen, wie z. B. des Gehirns oder Abdomens, konnten damit aus allen Richtungen betrachtet werden. Ein besonderer diagnostischer Gewinn ergab sich hierdurch in der Neuroradiologie bei der Beurteilung von Aneurysmen der Hirnarterien oder Gefäßmalformationen. Auch in der Traumatologie und Orthopädie wurde die intraoperative Bildgebung mit rotierenden C-Arm-Systemen zur räumlichen Darstellung komplexer Skelettstrukturen oder Verletzungen früh eingesetzt. Der Übergang der planaren Bildgebung in verschiedenen Projektionsrichtungen in die CBCT mit Erzeugung eines auf Voxeln beruhenden Volumendatensatzes vollzog sich an diesen Angiografie-Anlagen und intraoperativen C-Bögen durch Erweiterung der Software zur Nachverarbeitung. Limitierend waren im Wesentlichen die begrenzten Abbildungseigenschaften der Bildverstärker und die mangelnde Rechnerleistung. Auf BV-Basis mit kleinem Abbildungsvolumen entwickelten sich auch die ersten CBCT-Systeme in der Zahnmedizin. Einen technologischen Durchbruch bildete um das Jahr 2000 die kommerzielle Verfügbarkeit dynamischer Flachdetektoren, die in Bezug auf Bildverzerrung und Homogenität alle Nachteile der BV-Technik aufwogen und zu einer rapiden Entwicklung neuer CBCT-Systeme führten.

Diese Entwicklung betraf einerseits neue Angiografie-Anlagen und C-Bogen-Durchleuchtungssysteme, bei denen der Bildverstärker durch einen Flachdetektor abgelöst und die CBCT-Bildgebung als optionale Zusatzfunktion angeboten wurde. Andererseits entwickelte sich eine eigenständige Gerätetechnologie, die ausschließlich zur CBCT-Bildgebung vorgesehen war und ihren Ursprung in der Zahnheilkunde hatte. Nachfolgend kamen viele Geräte zur Abbildung größerer Volumina hinzu, die den Gesichtsschädel mit Nasennebenhöhlen, die Schädelbasis und die Felsenbeine abbilden können. Als weitere Speziallösung wurde zur nuklearmedizinischen Anwendung ein Single-Photon-Emission-CT (SPECT)-Scanner entwickelt, in dem die CT-Komponente durch Flachdetektoren ersetzt wurde (Sowards-Emmerd et al. 2009).

Ein Vorteil aller auf Flachdetektor beruhenden CBCT-Bildgebung liegt in der im Vergleich zum konventionellen CT kleineren Pixelgröße der meisten Detektoren von aktuell 120 µm bis 150 µm und damit in einer höheren Ortsauflösung von 1,5 Lp/mm bis 3 Lp/mm, die einem konventionellen CT mit 1,2 Lp/mm bis 1,4 Lp/mm überlegen sein kann (Kyriakou et al. 2009). Da die Umlaufzeiten einer Rotation zur Erfassung eines Datensatzes bis zu 40 s betragen (im Vergleich hierzu liegt die Rotationszeit der meisten CT zwischen 0,6 s bis unter 0,3 s), kommt

die theoretisch erreichbare Ortsauflösung nur zum Tragen, wenn Bewegungsartefakte des Patienten weitestgehend ausgeschlossen werden. Untersuchungen in der Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde (HNO) und Mund-Kiefer-Gesichts-Heilkunde (MKG) werden mit Dosen durchgeführt, die im Vergleich zu Standardexpositionsparametern des CT (der diagnostische Referenzwert, DRW, des $CTDI_{vol}$ eines CT des Gehirns beträgt 65 mGy (BfS 2010)) bei ca. 5 % bis 15 % liegen. Dieser Dosisvergleich wird fälschlicherweise oft als Vorteil der CBCT angeführt, wobei ignoriert wird, dass es sich bei der CT des Gehirns um die Darstellung eines Niedrigkontrastobjekts handelt, bei der CBCT jedoch um Hochkontrastobjekte. Vergleicht man typische Dosen des CBCT mit dem DRW des CT zur Darstellung der Nasennebenhöhlen von 9 mGy, ergibt sich für die CBCT eine Dosis, die im Vergleich zum CT bei 30 bis 100 % liegt. Da alle Flachdetektoren grundsätzlich im Vergleich zu CT-Detektoren aufgrund ihres technologischen Detektoraufbaus eine geringere Quanteneffizienz (aktuell im niedrigen zweistelligen Prozentbereich) aufweisen, sind CBCT-Untersuchungen bei niedrigen Expositionsparametern zur Darstellung von Hochkontrastobjekten geeignet, jedoch nur eingeschränkt zur Darstellung von Niedrigkontrastobjekten (Weichteile, Tumoren, Abszesse usw.).

Trotz ihrer im Vergleich zu vielen CT-Untersuchungen relativ geringen Strahlenexposition hat aufgrund der deutlich steigenden Zahl an CBCT-Untersuchungen die rechtfertigende Indikation durch einen fachkundigen Arzt eine große Bedeutung. Neben einer Ausweitung von Indikationen ist besonders die Verschiebung von radiografischen und tomografischen Untersuchungen mit geringerer Exposition zu CBCT-Untersuchungen aus Sicht des Strahlenschutzes zu beachten. Eine Orthopantomografie (OPG) von Ober- und Unterkiefer benötigt z. B. ca. 10 % der Dosis einer CBCT-Untersuchung des gleichen Untersuchungsvolumens. In der Zahnmedizin werden fast ausschließlich Hybridsysteme angeboten, die beide Aufnahmemodi CBCT und OPG sowie auch Fernröntgen ermöglichen.

Die zunehmende Verbreitung dedizierter CBCT-Systeme im HNO- und MKG-Bereich hat mehrere Gründe: die direkte Verfügbarkeit der Systeme in Kliniken und Praxen ohne einen Zugang zu einem CT zu benötigen, die Möglichkeit der intraoperativen Bildgebung und nicht zuletzt finanzielle Interessen.

Um den Interessen des Strahlenschutzes Rechnung zu tragen, wurde in der Fachkunderichtlinie nach Röntgenverordnung (RöV) (BMU 2005) nach Novellierung im Jahr 2012 eine Fachkunde für CBCT in der Zahnmedizin, der Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde und bei sonstigen medizinischen Anwendungen eingeführt.

Bei der Mammatomosynthese handelt es sich um eine zusätzliche Funktion moderner digitaler Mammografiegeräte, mit der zwar keine isotropen Volumendatensätze wie in der CBCT erzeugt werden können, aber weitgehend überlagerungsfreie zweidimensionale Bilder in verschiedenen Tiefen des Drüsengewebes.

2 Empfehlungen der SSK

Laut Beratungsauftrag soll in dieser Empfehlung unter Aspekten des Strahlenschutzes auf die verschiedenen Anwendungsbereiche der CBCT, Indikationen, Strahlenexposition, Vor- und Nachteile gegenüber der CT sowie sonstigen radiografischen und tomografischen Verfahren, technische Anforderungen, Qualitätskontrolle, Dosimetrie und berufliche Exposition eingegangen werden.

Die Cone Beam-Computertomografie (CBCT) oder synonym Digitale Volumentomografie (DVT) ist in den letzten Jahren mit dedizierten Scannern zu einem festen Bestandteil der medizinischen Bildgebung in der Zahnmedizin, der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie (MKG)

und HNO-Heilkunde geworden. Zusätzlich hat sie als technische Ergänzung das Anwendungsspektrum fluoroskopischer C-Arm-Systeme in der Angiografie und Durchleuchtung erweitert. Alle dedizierten Systeme sind primär zur Darstellung von Hochkontrast-Objekten vorgesehen und sind daher bei diesen Anwendungen wie in der konventionellen Computertomografie (CT) mit Protokollen zu betreiben, die gegenüber der Weichteildarstellung mit einer deutlich geringeren Strahlenexposition einhergehen. Die nur mit Einschränkungen mögliche Darstellung von Weichteilen führt allerdings zu einer Strahlenexposition mit ähnlichen Dosen wie in der konventionellen CT. Eine spezielle Anwendung ist die in der Strahlentherapie zur Verifikation verwendete CBCT an Linearbeschleunigern. Hier ist der Dosisbeitrag innerhalb und außerhalb des Zielvolumens zu berücksichtigen.

Durch die stark zunehmende Verfügbarkeit dedizierter CBCT-Systeme außerhalb der Radiologie, Nuklearmedizin und Strahlentherapie wird diese Bildgebung auch von Ärzten durchgeführt, die keine Erfahrung in der CT haben. Rechtfertigung und Qualitätssicherung sind bei diesen Anwendungen besonders zu beachten.

Die ICRP hat 2014 zum Thema CBCT eine Publikation als Entwurf zur Kommentierung veröffentlicht, die sich in wesentlichen Inhalten mit dieser Empfehlung deckt (ICRP 2014). Weiterhin deckt die Publikation RP N°172 der EU in Form einer evidenzbasierten Leitlinie die dentale und maxillofaciale Radiologie ab (EC 2012).

Die SSK empfiehlt, ergänzend zu den bereits bestehenden Regelungen zur technischen Qualitätssicherung und Fachkunde bei der CBCT nachfolgende Punkte besonders zu beachten:

- Für mehrere klinische Anwendungen und Krankheitsbilder ist die CBCT in der Lage, die konventionelle CT zu ersetzen. Bis auf bestimmte Indikationen (z. B. Interventionen an parenchymatösen Organen) ist aber die Anwendung der CBCT auf Hochkontrastobjekte zu beschränken.
- Eine rechtfertigende Indikation zur CBCT darf - unter Abwägung medizinischer Aspekte und organisatorischer Aspekte im Ablauf der Behandlung - nur gestellt werden, wenn die diagnostische Fragestellung mit alternativen Verfahren wie Ultraschall, Magnetresonanztomografie (MRT), Radiografie oder radiografischen Spezialverfahren mit geringerer Dosis (z. B. Orthopantomografie, OPG) nicht oder nur unzureichend beantwortet werden kann.
- Eine Indikation zur CBCT in Ergänzung zur fluoroskopischen Bildgebung (z. B. interventionelle Radiologie) ist dann gegeben, wenn durch sie der Dosisbeitrag durch die Fluoroskopie reduziert werden kann, oder die Sicherheit des Patienten im gesamten Behandlungsablauf erhöht wird.
- Zurzeit ist wegen einer fehlenden Norm eine standardisierte Dosimetrie nicht möglich. Daher sind die Hersteller aufgefordert, einheitliche Angaben zur Patientenexposition zu machen, die entweder als Dosisflächenprodukt DFP wie in der Radiografie oder als CTDI und DLP wie in der CT angegeben werden. Die Dosisübermittlung sollte als Dose Structured Report (DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) Dose) erfolgen.
- Auf Basis der geforderten einheitlichen Dosisangaben können diagnostische Referenzwerte (DRW) erstellt werden. Bei der Abnahme von CBCT-Systemen sind für das vorgesehene Untersuchungsspektrum genaue Arbeitsanweisungen mit Untersuchungsparametern (SOP) für optimierte Protokolle zu erstellen und geeignete Dosiswerte zu hinterlegen, die eine zur Beantwortung der jeweiligen Fragestellung hinreichende Bildqualität liefern und als „lokale Referenzwerte“ angesehen werden können.

Gegebenenfalls können zur Optimierung auch existierende DRW für die CBCT-Bildgebung aus anderen Ländern herangezogen werden.

- Zur Dosisoptimierung ist bei der CBCT besonders auf die Begrenzung des Untersuchungsbereichs in der Körperlängsachse (z-Kollimierung) und des Scan-Durchmessers (Field of View, FOV) zu achten.
- Bei der Bildgebung in der MKG- und Zahnmedizin würde der weitgehende Ersatz von OPG-Geräten durch reine CBCT-Systeme zu einer Erhöhung der Kollektivdosis ohne einen medizinischen Vorteil führen, wenn alle bisherigen OPG-Untersuchungen durch CBCT-Untersuchungen ersetzt werden. Bei der Anschaffung von CBCT-Systemen sollte Kombi-Geräten, die auch einen OPG-Modus ermöglichen, der Vorzug gegeben werden.
- Die CBCT in der Radioonkologie sollte, auch gemäß der Empfehlung der SSK von 2010 (SSK 2010a), unter Verwendung des jeweils verfügbaren dosissparendsten Verfahrens und unter individueller Abwägung des Nutzens gegenüber den potenziellen Risiken durchgeführt werden. Dies sollte insbesondere in klinischen Situationen geschehen, in denen von einer Relevanz des Zweittumorrisikos durch hohe Bildgebungsdosen auszugehen ist.
- Alle Maßnahmen zum Strahlenschutz der Patienten und des Personals müssen in vergleichbarer Weise erfolgen wie in der CT, der Fluoroskopie und Radiografie. Bei der Bildgebung im Kopf-Halsbereich ist daher bei den Patienten besonders auf den Schutz der Augenlinse und der Schilddrüse zu achten. Bei der CBCT-Bildgebung mit rotierender Röntgenquelle an fluoroskopischen Systemen ist für das Personal während einer Aufnahmeserie der Abstand zum Patienten und Röntgenstrahler so groß wie möglich zu wählen, bzw. falls möglich, der Kontrollbereich zu verlassen.
- Die Indikation zur digitalen Mammatomosynthese ist nur bei mammografisch unklaren Befunden in dichtem Drüsengewebe zu stellen, wenn weitere Verfahren wie Sonografie oder gezielte Kompressionsaufnahmen keine Klärung ergeben oder aus medizinischen oder sonstigen Gründen nicht durchgeführt werden können. Gegenüber der Mamma-MRT hat die Mammatomosynthese u. a. den Vorteil, dass die Aufnahmen in Bezug auf Aufnahmegeometrie und Bildeindruck besser mit der Mammografie vergleichbar und daher ggf. sicherer zu interpretieren sind, dies allerdings unter Inkaufnahme einer zusätzlichen Strahlenexposition. Die Mammatomosynthese ist im Mammografiescreening zurzeit nicht zugelassen. Sie kann in der Abklärungsdiagnostik eingesetzt werden, wenn die zusätzliche Strahlenexposition in der Größenordnung einer Mammografie in zwei Ebenen gerechtfertigt ist. Eine aus den Tomosynthesedaten berechnete synthetische 2D-Mammografie ist zurzeit nicht als Ersatz der Mammografie zugelassen.

3 Wissenschaftliche Begründung

3.1 Klinische Anwendungen

3.1.1 Technische Realisierung, Vor- und Nachteile der CBCT im Vergleich zur konventionellen CT

Da sowohl CBCT als auch konventionelle CT (heute fast ausschließlich Multidetektor-CT, MDCT) computertomografische Methoden sind, ist es schwer, ein Merkmal zu definieren, das beide Methoden klar voneinander unterscheidet. An erster Stelle wäre hier der Aufbau des Detektors zu nennen: In der CBCT kommen heute überwiegend Flachdetektoren zur Anwendung. Flachdetektoren bestehen aus einem Szintillationsmaterial, das eng mit einer

Diodenmatrix zur Signalauslese verknüpft ist. Anstelle von Flachdetektoren werden gelegentlich noch BV-Systeme in der CBCT eingesetzt. Die Verwendung von BV-basierten Geräten ist jedoch rückläufig, so dass wohl in der Zukunft der Flachdetektor das beste Merkmal zur Charakterisierung der CBCT ist.

Auch die Kernbedeutungen von „CBCT" und „MDCT" sind im engsten Wortsinn auf beide Methoden zutreffend. Alle aktuellen MDCT-Scanner sind heute CBCT, und die CBCT ist, wenn man die Logik der Schichtzählweise etwas auf die Spitze treibt, eine 700- bis 1000-Schicht-CT.

Die beiden Methoden lassen sich unter dem Aspekt ihrer jeweiligen Anwendungsbereiche voneinander abgrenzen. Die Entwicklung der CBCT hat dazu geführt, dass computertomografische Anwendungen in Bereichen zur Verfügung stehen, die vor wenigen Jahren noch nicht mit der CT in Verbindung gebracht wurden. Dies sind beispielweise Anwendungen in der Angiografie, HNO-Heilkunde oder intraoperativen Bildgebung. So verbindet die Bezeichnung CBCT eine Gruppe von Computertomografen, die nicht nur gemeinsame Konstruktions- und Bildgebungseigenschaften aufweisen, sondern auch außerhalb der klassischen, diagnostischen Umgebung der MDCT zur Anwendung kommen.

Eine CBCT-Untersuchung wird anders durchgeführt als eine MDCT-Untersuchung. Bei der MDCT liegt der Patient auf einem Tisch, der gegebenenfalls im Spiralmodus gegen den Detektor und die Röntgenröhre bewegt werden kann (Spiral-CT). Bei der CBCT liegt, steht oder sitzt der Patient. Die Position des Patienten gegenüber dem CBCT-System verändert sich während der Untersuchung nicht. Nach der Leitlinie CT der Bundesärztekammer (BÄK 2007) muss ein bildgebendes System, das als CT auf den Markt gebracht wird, eine 360°-Rotation in weniger als 2 s vollziehen können. Es gibt bislang noch kein CBCT, das diese Geschwindigkeit erreicht. Daher ist ein CBCT kein CT im Sinne dieser Definition und die Leitlinie nicht hierauf anwendbar. Neben den Anforderungen an die Umlaufzeit werden auch weitere Anforderungen der Leitlinien der Bundesärztekammer nicht erfüllt. In DIN EN 60601-2-44 (DIN 2014a) werden die besonderen Festlegungen für Sicherheit und Leistungsmerkmale der CT definiert und beschrieben. Viele dieser Festlegungen werden von der CBCT nicht erfüllt. Dies betrifft in gleicher Weise auch die Festlegungen der Richtlinie für Sachverständigenprüfung (SV-RL, BMU 2009), in der z. B. die Anforderungen im Hinblick auf eine Anzeige der Dosiswerte oder der automatischen Dosisleistungregelung gefordert werden.

Die Vorteile der CBCT lassen sich grob in zwei Kategorien teilen, die auch direkt ihre Verwendung bedingen:

1. Kointegration in bisherige Anlagen, wie z. B. Angiografiesysteme, C-Arm-Durchleuchtungsgeräte
2. Besondere Bildgebungseigenschaften, insbesondere höhere Auflösung von Hochkontraststrukturen.

CBCT-Systeme sind nicht in der Lage, die konventionelle MDCT zu verdrängen oder zu ersetzen. Sie erweitern jedoch das Spektrum der CT-Bildgebung in speziellen Bereichen und bei speziellen Fragestellungen.

Durch die technischen Unterschiede in der Implementation der jeweiligen Systeme zeichnet sich die Bildqualität der CBCT im Vergleich zur MDCT durch bestimmte Charakteristika aus. So ist die Darstellung von Hochkontraststrukturen in der CBCT mit einer höheren Auflösung möglich. Gleichzeitig kann die Unterscheidbarkeit von Weichteilstrukturen kleiner als bei der konventionellen CT sein (Abb. 3.1, Abb. 3.2).

Die Bildhomogenität ist in der CBCT meist deutlich niedriger als in der MDCT. Dies ist durch die besonderen, technischen Bedingungen der CBCT gegeben.

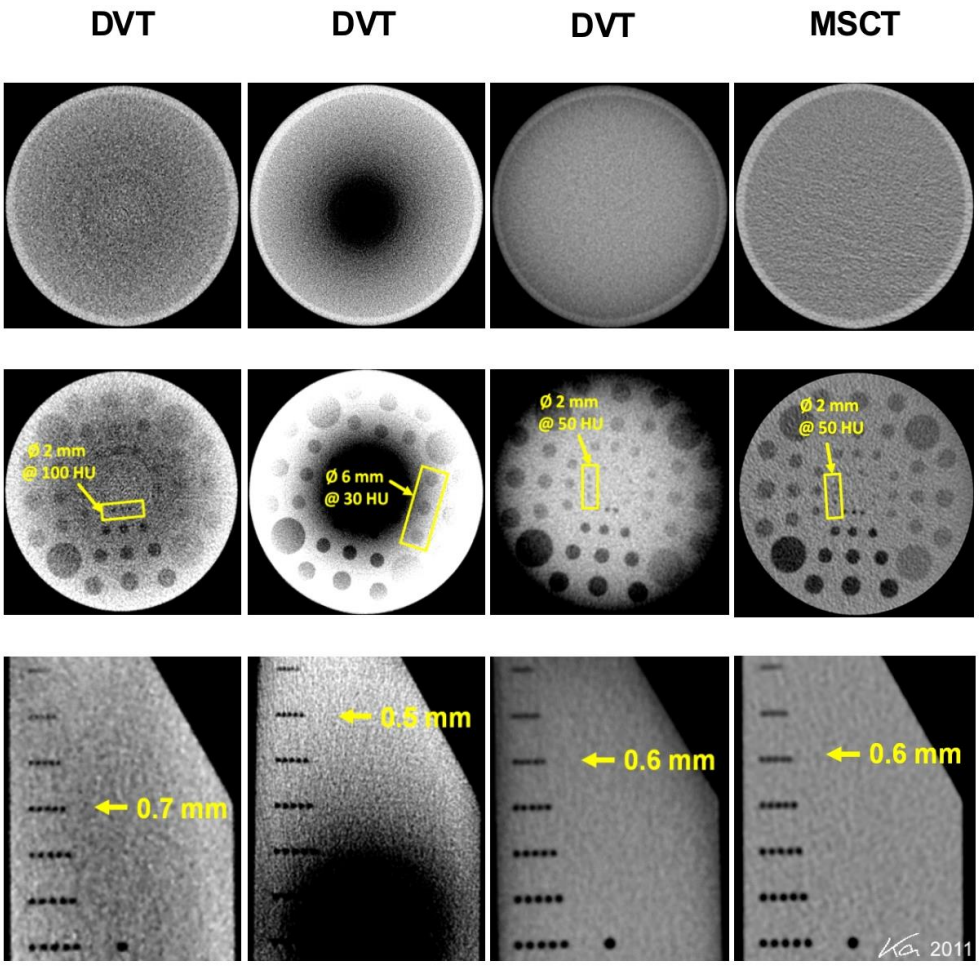


Abb. 3.1: Vergleich der Bildqualität von CBCT und MSCT. ***Obere Zeile:*** *Homogenitätstest an einem Wasserphantom.* ***Mittlere Zeile:*** *Test der Niedrigkontrastauflösung.* ***Untere Zeile:*** *Test der Ortsauflösung an einem Bohrlochphantom.* ***Spalte 1 bis 3:*** *CBCT.* ***Spalte 4:*** *Klinisches MDCT (Kalender 2011, Abdruck mit freundlicher Genehmigung der Publicis Pixelpark GmbH).*

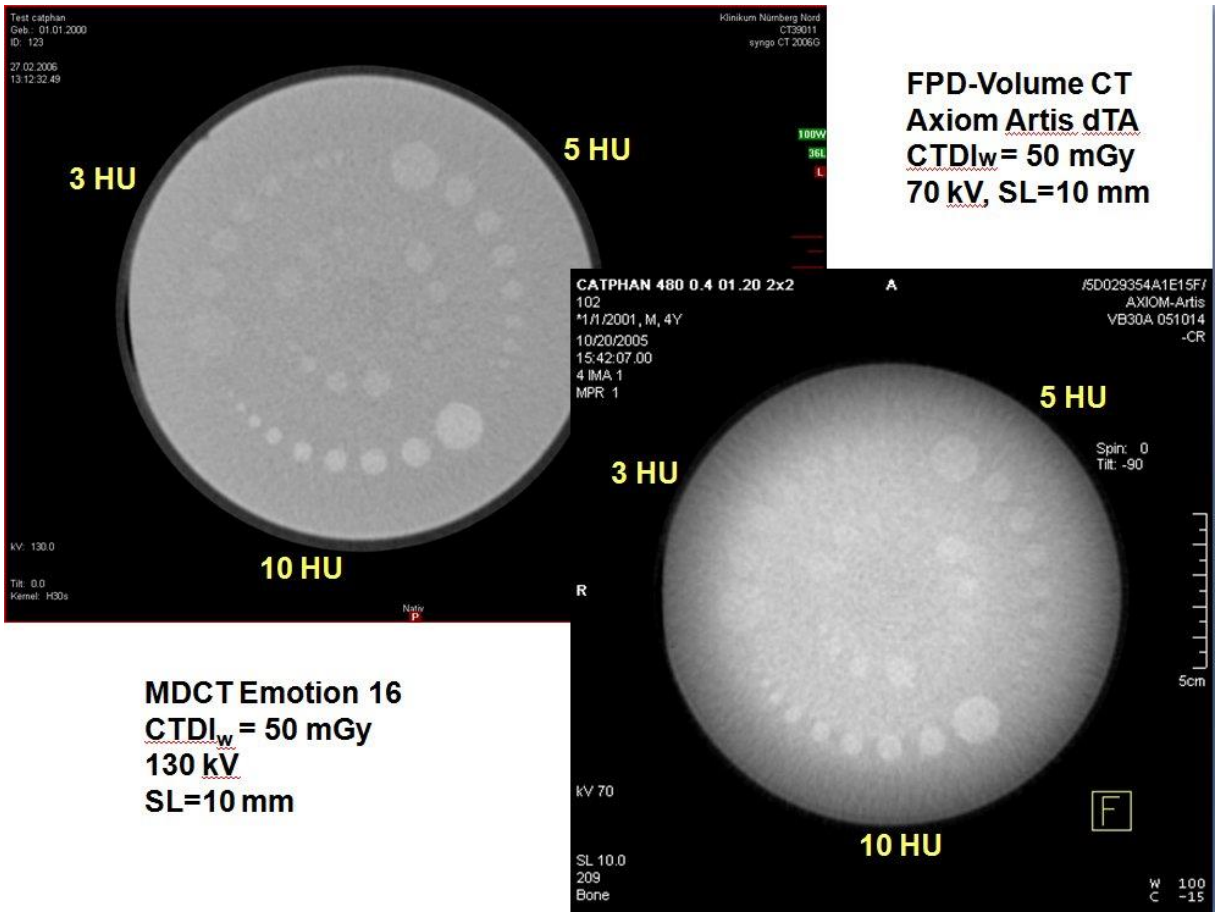


Abb. 3.2: Vergleich der Niedrigkontrastauflösung zwischen einem MDCT (16-Zeiler) und einer Angiografie -CBCT am CATPHAN-Phantom. Man erkennt auch hier in der CBCT die schlechtere Erkennbarkeit der kleinen Objekte bei 5 HU und 3 HU sowie die radiale Inhomogenität (cupping).

Metall- oder allgemeinere Aufhärtungsartefakte kommen in der CBCT anders zur Darstellung als in der MDCT. Dies ist besonders im Fall der Metallartefakte deutlich; die Auswirkungen auf die Bildqualität sind in der CBCT gewöhnlich geringfügiger als in der MDCT.

Eine Übersicht der Unterschiede zwischen CBCT und MDCT gibt Tab. 3.1.

Tab. 3.1: Technischer Vergleich zwischen CBCT und MDCT (Aufnahme- und Geometrieparameter aus Kyriakou et al. 2009).

	CBCT	**MDCT**
Strahlengeometrie	Kegelstrahl	Mehrschicht bis Kegelstrahl
Z-Kollimation	5 - 19 cm	0,5 - 16 cm
Detektortechnologie	Flachdetektor, teilweise (noch) Bildverstärkerröhre	Mehrzeilen-CT-Detektor verschiedener Bauarten
Anzahl der Detektorzeilen in Z-Richtung	512 - 2048	16 - 320
Volumenabdeckung	eingeschränkt, auf Ausdehnung des Kegelstrahles begrenzt	Ganzkörper durch Spiraltechnik
Scantrajektorien/-modi	Vollrotationsscans, Halbrotationsscans	Fast nur Vollrotationsscans, bewegungskompensierende Scanmodi (prospektives / retrospektives Gating, etc.)
Dosisadaptation	Teilweise ohne, teilweise mit einfacher Dosisautomatik auf Projektionsbasis, teilweise Kalkulation anhand einzelner Planungsprojektionen, teilweise kV- und mA-Anpassung	Komplexe X-,Y- und Z-Dosismodulationsverfahren, teilweise auch mit kV- und mA-Anpassung
Rekonstruktion	Modifizierte FDK (Feldkamp-Davis-Kress)-Kegelstrahlalgorithmen	Kegelstrahl-Spiral-Rekonstruktionsalgorithmen, teilweise neuartige, iterative und modellbasierte Algorithmen
Rotationszeit	4 - 40 s	0,25 - 1 s
Röhrenspannung (kV)	60 - 120	70 - 150
Röhrenstrom (mA)	0,1 - 10 (dedizierte Systeme) 5 - 500 (Angiografiesysteme)	10 - 1000
Größe des Detektorelements	unter 200 µm x 200 µm, isotrope Auflösung	~ 400 µm x 400 µm (und kleiner) isotrope Auflösung bei neuesten HighEnd-Geräten möglich
Anzahl Projektionen/Rotation	180 - 600	900 - 4000
Bildgebungseigenschaften	Hochaufgelöste Hochkontraststrukturen, limitierter Weichteilkontrast	Vielseitig, einschl. gutem Weichteilkontrast
Hounsfieldwerte (Niedrigkontrastauflösung)	Schwankungen sowohl zwischen einzelnen Scans als auch innerhalb eines Bildausschnittes	Je nach Scanprotokoll absolut und relativ genaue Wiedergabe der Hounsfieldwerte bis auf eine Stelle
Metallartefakte	Teilweise geringe Metallartefakte, insbesondere bei kleinen Implantaten im HNO-Bereich	Bekannte Metallartefakte, moderne Kompensationsalgorithmen und Verfahren
Bewegungsartefakte	Relative lange Scanzeiten, in denen eine einzelne Bewegung zu Artefakten im gesamten Scan führt	Bewegung wirkt sich nur auf den gerade unmittelbar gescannten Bereich aus
Aufbau	C-Arm, Gantry, teilweise “Sitzscanner”	Gantry
Setup	Dedizierte Spezialscanner/ Kointegration in bestehende Systeme wie Durchleuchtungs-C-Arm-Systeme	Dediziertes Diagnostiksystem mit Interventionsmöglichkeit
Scanprotokolle	„Hochdosis“, „Hochqualität“, teilweise Angabe der Scandauer, die direkt mit der Dosis korreliert, häufig (noch) keine fragestellungsabhängigen Protokolle	Dedizierte, organ- und fragestellungsbasierte Scanprotokolle
Einsatzbereich	Diagnostische Spezialgebiete (HNO, MKG), Zusatzfunktion etablierter Systeme (Intervention, Bestrahlungsplanung, etc.)	Breite, diagnostische Fragestellungen, CT-Interventionsführung

Während die MDCT ein rein gantrybasiertes System ist, existiert die CBCT in drei verschiedenen Aufbauten (Abb. 3.3).

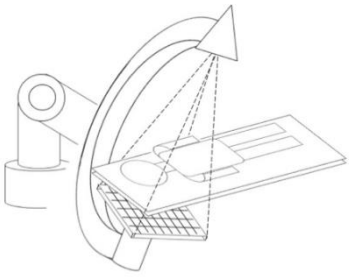
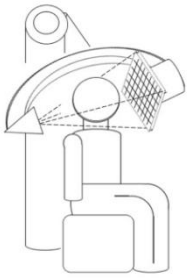
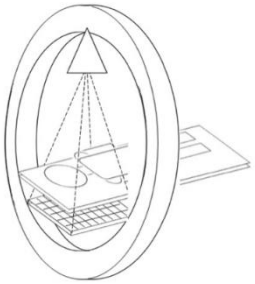
C-Arm-Aufbau, z. B. Angiografie, Intervention	**“Sitzscanner”, z. B. HNO- oder Zahnheilkunde**	**Gantrybasierter Aufbau (selten, z. B. HNO-Heilkunde)**
		

Abb. 3.3: Verschiedene Installationsformen der CBCT (nach ICRP 2014, Abdruck mit freundlicher Genehmigung der ICRP).

3.1.1.1 CBCT an Angiografie-Anlagen

Hierbei handelt es sich um C-Arm-Systeme, wie sie beispielsweise in der interventionellen Radiologie eingesetzt werden. Der C-Arm befindet sich an einem auf dem Boden oder an der Decke montierten Arm, der eine Bewegung über mehrere Freiheitsgrade ermöglicht. Für eine 3D-Bildgebung rotieren Röhre und Detektor mindestens um 180° plus dem Öffnungswinkel des Strahlenbündels – meist 200° bis 220°. Die aktuellsten Entwicklungen auf diesem Gebiet sind C-Arme, die an einem Roboterarm montiert sind. Die Umlaufzeiten liegen bei diesen Systemen zwischen vier und 30 s. Anlagen mit Bildverstärker als Bildempfänger werden zunehmend durch Anlagen mit digitalem Flachdetektor ersetzt, so dass nahezu alle Angiografiesysteme, die über eine CBCT-Funktionalität verfügen, auf Flachdetektoren basieren. Die meisten verwendeten Flachdetektoren sind 30 cm × 40 cm groß.

Vorteile

Die Vorteile liegen darin, dass mit der gleichen Ausstattung, die sich für die Angiografie und die Führung von sonstigen Interventionen bewährt hat, nun auch computertomografische Aufnahmen möglich sind. Die Freiheitsgrade eines C-Arm-Systems bleiben in der interventionellen Bildgebung vorhanden, es können jedoch zusätzlich 3D-Aufnahmen angefertigt werden.

Nachteile

Ein Nachteil ist, dass die Bildqualität der CBCT nicht die Bildqualität der MDCT bietet: Für die meisten Einsatzbereiche in der interventionellen Bildgebung wie die Detektion von Abszessen, die Positionsbestimmung von Instrumenten oder aber den Ausschluss von intrakraniellen Blutungen ist die Bildqualität ausreichend. Ein weiterer Nachteil ist, dass die Anwendung der CBCT in der Intervention oft mit einem größeren, logistischen Aufwand verbunden ist. So muss die Rotationsstrecke des C-Arm-Systems freigeräumt werden. Oft sind gerade bei komplexen Interventionen Schläuche, Zugänge etc. im Weg und müssen unter einer sterilen Abdeckung umgestellt werden. Außer bei Robotersystemen ist durch die Begrenzung

des Field of View (FOV) auf ca. 25 cm Durchmesser keine vollständige Abbildung des Körperstamms möglich, wodurch es zu Truncation-Artefakten kommt.

Technische Qualitätssicherung

Die Abnahmeprüfung solcher Anlagen erfolgt auf der Grundlage der DIN 6868-150 (DIN 2013a) und die Konstanzprüfung nach DIN 6868-4 (DIN 2007), die zurzeit überarbeitet und um die Prüfung der 3D-Funktion ergänzt wird.

3.1.1.2 CBCT in der Strahlentherapie

Moderne Linearbeschleuniger sind häufig mit einer zusätzlichen CBCT-Einheit (kV-Bildgebung) ausgerüstet. Dabei sind Röntgenröhre und Flachdetektor um 90° zum Therapiestrahl versetzt an der Gantry des Beschleunigers befestigt. Das Isozentrum beider Strahlenbündel ist identisch. Abhängig von der Gantrybewegung erreicht der Linearbeschleuniger Umlaufzeiten zwischen 30 s und 90 s. Das maximal scanbare Patientenvolumen ist vom FOV der Röntgeneinheit, der Detektorgröße und vom jeweiligen Fokus-Detektorabstand abhängig (siehe auch SSK 2010a).

Vorteile

Patienten können zur Lagerungsverifikation und Anpassung des Bestrahlungsplans auf dem Tisch des Beschleunigers gescannt werden. Das FOV ist groß genug, den Bereich um das Zielvolumen ausreichend abzubilden.

Nachteile

Durch die extrem langen Rotationszeiten von teils über einer Minute treten häufig Bewegungsartefakte auf (vor allem im Bereich des Herzens und der Lunge). Es tritt eine zusätzliche Strahlenexposition außerhalb des Zielvolumens auf.

Technische Qualitätssicherung

Die Qualitätssicherung (QS) erfolgt hierbei nach der QS-Richtlinie (QS-RL, BMUB 2014).

3.1.1.3 CBCT mit mobilen C-Arm-Durchleuchtungssytemen

Mobile C-Arme zur Durchleuchtung verfügen gegenüber Angiografiesystemen über einen eingeschränkten Bewegungsbereich. Sie lassen jedoch eine 180°-Rotation zu und bieten somit die Möglichkeit der 3D-Bildgebung. Analog zu Angiografiesystemen verfügen mobile C-Arme über Bildverstärker oder Flachdetektoren. Haupteinsatzgebiet sind in Ergänzung zur Durchleuchtung intraoperative 3D-Anwendungen.

Technische Qualitätssicherung

Die DIN 6868-150 (DIN 2013a) regelt die Abnahmeprüfung und die sich zurzeit in Überarbeitung befindliche DIN 6868-4 (DIN 2007) regelt die Konstanzprüfung.

3.1.1.4 Dedizierte CBCT Systeme zur Kopfbildgebung (MKG und HNO)

Bei den meisten Systemen zur Bildgebung im Schädelbereich sitzt oder steht der Patient während der Aufnahme. Die Konfiguration ähnelt der von OPG-Systemen. Zusätzlich gibt es Geräte, bei denen der Patient – wie im CT – im Liegen gescannt wird.

Geräte mit Bildverstärker sind heute selten. Es werden bis auf einzelne Ausnahmen ausschließlich Systeme mit Flachdetektor angeboten. Die Größe der scanbaren Volumina unterscheidet sich in den Detektorflächen je nach Fachgebiet, in dem das Gerät eingesetzt werden soll. In der Zahnmedizin sind Feldgrößen von 4 cm × 4 cm bis ca. 10 cm × 10 cm und in der

HNO und MKG bis zu 26 cm × 23 cm möglich. Die relativ großen Volumina sind jedoch meist nur durch asymmetrische Scangeometrien oder Stitching-Verfahren realisierbar.

Die Scanzeiten liegen auf Grund der Auslesegeschwindigkeit des Flachdetektors und der geringen Generatorleistung bei ca. 4 s bis 30 s.

Vorteile

CBCT-Systeme können gegenüber konventionellen Computertomografen kompakt und kostengünstig gebaut werden. Die sitzende oder stehende Position des Patienten ermöglicht eine Installation der Geräte in sehr kleinen Räumen. Die vertikal verlaufende Rotationsachse stabilisiert die Rotationsbahn von Röhre und Detektor. Die hohe räumliche Auflösung von Hochkontraststrukturen kommt hier besonders vorteilhaft zum Tragen.

Nachteile

Die kompakte Bauform limitiert die mögliche maximale Feldgröße. Bei der Verwendung großer Detektoren ist der Winkel des Strahlenbündels sehr groß. Dies ist unter anderem durch den kurzen Fokus-Detektor-Abstand bedingt und führt häufig zu Artefakten und Inhomogenitäten. Die langen Scanzeiten können zusätzlich zu Bewegungsartefakten führen.

Technische Qualitätssicherung

Die Regelungen der Abnahme und Konstanzprüfung dieser Systeme sind in der QS-RL (BMUB 2014) festgelegt: Für Systeme im humanmedizinischen Einsatz schreibt die SV-RL (BMU 2009) vor, dass eine Abnahmeprüfung nach DIN 6868-150 (DIN 2013a) erfolgen muss. Der Anwendungsbereich der DIN 6868-150 schränkt jedoch ein, dass das zu prüfende DVT-System über einen 2D-Modus verfügen muss, der befundfähige 2D-Bilder liefert. Dies ist sinnvoll, da die DIN 6868-150 hauptsächlich auf 2D-Bildgebung ausgelegt ist. Gleiches gilt für die Konstanzprüfung nach der sich gerade in Überarbeitung befindlichen DIN 6868-4 (DIN 2007). Aktuelle Praxis ist es, die möglichen Prüfpunkte der DIN 6868-150 heranzuziehen und mit weiteren Prüfpunkten nach Herstellervorgabe zu vervollständigen. Das System muss nachweisen, dass es die Anforderungen an die 3D-Bildqualität und Dosis für den 3D-Scan in Anlehnung an die DIN 6868-150 erfüllt. CBCT-Scanner für den dentalen Einsatz werden nach DIN 6868-161 (DIN 2013b) abgenommen und zukünftig nach DIN 6868-15 (DIN 2014b) auf Konstanz geprüft.

3.1.1.5 Dedizierte CBCT-Systeme zur Extremitätenbildgebung

Detektor und Röntgenröhren befinden sich innerhalb einer festen Gantry, deren Öffnung ca. 20 cm bis 30 cm beträgt. Trotz geschlossener Gantry rotieren diese Geräte nur 180° plus Öffnungswinkel des Strahlenbündels. Die verwendeten Flachdetektoren ermöglichen Scans eines Knie-, Sprung- oder Handgelenks. Röhrengenerator- und Detektortechnologie gleichen denen der dedizierten Kopfscanner mit größeren FOVs. Daraus ergeben sich vergleichbare Scanzeiten (vgl. 3.1.1.4).

Vorteile

Analog zu dedizierten Kopfscannern sind die Geräte kompakt und benötigen wenig Platz. Einige sind mobil ausgeführt und können bei Bedarf bewegt werden. Durch die feste Gantry wird eine feste Rotationsbahn realisiert.

Nachteile

Während knöcherne Veränderungen wie Frakturen oder Degenerationen gut darstellbar sind (Hochkontrastobjekte) ist die Beurteilung der Anatomie und Pathologie umgebender Weichteile im Vergleich zur CT eingeschränkt. Im Übrigen gelten die Nachteile der Kopfscanner.

Technische Qualitätssicherung

Siehe hierzu Abschnitt 3.1.1.4.

3.1.1.6 Dedizierte CBCT-Systeme zum intraoperativen Einsatz

Neben Systemen zur Kopf- und Extremitätenbildgebung, die teilweise für einen intraoperativen Einsatz geeignet sind, gibt es eine Reihe von größeren Geräten, die z. B. zur Bildgebung am Körperstamm entwickelt wurden. Erhältlich sind Geräte, deren Gantry zur Positionierung über dem Patienten geöffnet werden kann. Im geschlossenen Zustand rotieren Röhre und Detektor auf einer festen Bahn. Andere Systeme verfügen über eine nicht zu öffnende Gantry und benötigen einen speziellen Patiententisch.

Vorteile

Die geschlossene Gantry ermöglicht eine stabile Rotationsbahn. Dies führt zu einer besseren Bildqualität. Die relativ große Gantryöffnung ermöglicht die Aufnahme von Organen auch im Körperstamm.

Nachteile

Die großen Ausmaße des Geräts erschweren oft den Einsatz am OP-Tisch und den Transport.

Technische Qualitätssicherung

Die Abnahme und Konstanzprüfung dieser Systeme ist abhängig davon, für welchen Einsatz sie entworfen wurden und wie sie konstruiert sind. Handelt es sich primär um ein Durchleuchtungssystem mit einer 3D-Option, so greifen die DIN 6868-150 (DIN 2013a) für die Abnahme- und die DIN 6868-4 (DIN 2007) für die Konstanzprüfung. Handelt es sich um reine 3D-Systeme, so ist meist eine Prüfung nach Herstellervorgabe durchzuführen. Unter Umständen gilt auch hier die Aussage aus Abschnitt 3.1.1.4.

3.1.2 Gerätetechnische Aspekte, Strahlenexposition, Indikationen und Anwendungen

3.1.2.1 CBCT in der Zahn- und MKG-Heilkunde

Einleitung

Die erste Veröffentlichung von Mozzo et al. (Mozzo et al. 1998) eröffnete den Weg für die Entwicklung der dentalen digitalen Volumentomografie. Anfänglich national und auch international als CBCT benannt, wurde sie zur Abgrenzung für die Zahnmedizin in Deutschland als dentale Digitale Volumentomografie (dDVT) bezeichnet.

Zu Beginn wurde die neue Technik oft als erweiterte Orthopantomografie (OPG) angesehen. Die ersten Geräte beruhten auf Bildverstärker-Technik und waren reine CBCT-Geräte. Die Industrie bot alsbald CBCT-Geräte als Ersatz für das OPG an. Die Durchführung von CBCT-Untersuchungen zur ausschließlichen Rekonstruktion einer OPG-Aufnahme wurde untersagt, da bei 5- bis 10-facher Dosis die geforderte Auflösung der OPG von 2,5 LP/mm nicht erreicht wurde.

Anfänglich war die Implantologie der treibende Faktor für die weitere Entwicklung der CBCT. Das Verfahren war für den Knochen als Hochkontrastobjekt das Mittel der Wahl. Im Gegensatz zu 2D-Aufnahmen ist die Detailgenauigkeit (Ortsauflösung) jedoch geringer. Die CBCT hat weiterhin Einschränkungen in der Bildqualität durch Artefakte, Streustrahlung und einen hohen Rauschanteil (Schulze et al. 2010). Dies ist unter anderem durch die lange Umlaufzeit der Geräte von im Schnitt ca. 25 s bedingt. Es zeigte sich damit, dass auf die Detailgenauigkeit der 2D-Aufnahmen mit einem OPG nicht verzichtet werden kann. Die Industrie erweiterte das

Indikationsspektrum ihrer Geräte auf alle Bereiche der Zahnmedizin. In den letzten Jahren hat die Anzahl der Kombinationsgeräte aus OPG und CBCT/DVT stark zugenommen. Vielfach werden heute auch nachrüstbare OPG-Geräte angeboten, die auf CBCT/DVT erweitert werden können. Nach Umfragen der Bundeszahnärztekammer sollen heute in Deutschland ca. 3500 Geräte im Betrieb sein.

Gerätetechnische Aspekte

Zu Beginn waren die Geräte Liegend-Geräte, während heutige Geräte meist mit stehender oder sitzender Patientenpositionierung betrieben werden. Die Fixierung des Patientenkopfes während des bis zu 30 s dauernden Scanvorganges erfolgt meist mittels Kinnstütze sowie ggf. mittels zusätzlicher Abstützungs- und Fixierungshilfen an Schläfen und Stirn. Die neuesten Gerätegenerationen kommen mit Umlaufzeiten von ca. 5 s aus. In den letzten Jahren werden Kombinationsgeräte auch mit zusätzlichem Fernröntgensensor eingesetzt. Diese Kombinationsgeräte erzeugen OPG-Aufnahmen im eigentlichen Sinne, d. h. diese werden durch lineare Verwischungstomografie mit deutlich geringerer Strahlenexposition erzeugt. Sie dürfen nicht mit den aus 3D-Datensätzen erzeugten Panoramarekonstruktionen verwechselt werden.

Durch Auslöschungs- und Aufhärtungsartefakte, bedingt durch metallisches oder röntgendichtes Material mit hoher Ordnungszahl, kann die Beurteilung unmittelbar angrenzender Strukturen (z. B. Approximalräume in der Kariesdiagnostik) mittels CBCT-Aufnahmen unmöglich gemacht werden, teilweise können auch pathologische Strukturen vorgetäuscht werden (beispielsweise dunkel dargestellte periimplantäre Zonen um Implantat-Abbildungen (Schulze et al. 2010) oder auch im Approximalbereich transluzente Strukturen, die kariösen Läsionen stark ähneln). Die erreichbare Ortsauflösung liegt im Vergleich zu hochauflösenden zweidimensionalen Röntgenaufnahmen (z. B. intraorale Tubusaufnahmen) um ca. eine Zehnerpotenz niedriger (Horner et al. 2012).

Strahlenexpositionen

Die mittleren effektiven Dosen hängen ohne Einblendung von der Detektorgröße bzw. bei Einblendungen von der verwendeten Feldgröße (Field of View, FOV) ab. Ist das gewählte FOV deutlich kleiner als der Durchmesser des Schädels, so tritt eine signifikante Dosisreduktion auf. In einer aktuellen Metaanalyse der durch die CBCT durchschnittlich verursachten effektiven Dosis an 167 Scannern werden in Abhängigkeit von der Größe des dargestellten Volumens effektive Dosen zwischen 84 µSv und 212 µSv angegeben (FOV ≤ 10 cm: 84 µSv, FOV > 10 cm bis ≤ 15 cm: 177 µSv, FOV > 15 cm: 212 mSv) (Ludlow et al. 2015). Bei FOV-Größen im Bereich des Schädeldurchmessers und größer ist kaum ein Unterschied festzustellen. Aus diesen Gründen sind die einzigen vergleichbaren Angaben einer effektiven Dosis zwischen einzelnen Geräten stark schwankend. Der Beitrag der Organdosen zur effektiven Dosis einer CBCT-Untersuchung in der Zahn- und MKG-Heilkunde ergibt sich im Wesentlichen aus den Dosisbeiträgen der im Scanvolumen erfassten und benachbarten Organ- und Gewebestrukturen (2 % Gehirn, 25 % Speicheldrüsen, 1 % Knochenoberfläche, 1 % Haut, 19 % Schilddrüse, 14 % rotes Knochenmark und 38 % übrige Gewebe) (Pauwels et al. 2012a). Im Dosisvergleich mit der konventionellen CT werden für die CBCT oft extrem niedrigere Patientendosen angegeben. Dies liegt meist daran, dass fälschlicherweise die CBCT mit einer CT-Untersuchung des Gehirnschädels verglichen wird.

Indikationen und Anwendungen

Die DVT (CBCT) bietet außer in der Ortsauflösung grundsätzlich einen höheren Informationsgehalt als die zweidimensionale Radiografie. Die räumliche Zuordnung der anatomischen Strukturen wird dadurch meist erst ermöglicht. Für viele Fragestellungen liegt jedoch bisher keine Evidenz dafür vor, inwieweit diese Zusatzinformationen einen erhöhten diagnostischen

Nutzen bzw. einen klinischen Vorteil für den Patienten erbringen. Die folgenden Abschnitte stammen aus den regelmäßig überarbeiteten Leitlinien der Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften e. V. (zurzeit gültig AWMF 2013).

a) Kinder:

Großvolumige CBCT mit Darstellung des gesamten Gesichtsschädels werden bei Kindern und Jugendlichen meist im Zusammenhang mit skelettalen Fehlbildungen angefertigt. Für die nicht-operative kieferorthopädische Routinediagnostik bei Kindern und Jugendlichen besteht auf Grund der im Vergleich zu den zweidimensionalen Röntgenaufnahmen deutlich erhöhten Strahlenexposition um den Faktor 6 bis 24 sowie des bisher nicht nachgewiesenen Nutzens für den Patienten derzeit keine Indikation. Bei kombinierten kieferorthopädischen/kieferchirurgischen Therapiemaßnahmen sowie bei bestimmten skelettalen Fehlbildungen kann die CBCT jedoch indiziert sein.

b) Kariologie:

Hinsichtlich der Kariesdiagnostik erreicht eine hochauflösende CBCT-Untersuchung bei ungefüllten Zähnen zwar die Sensitivität von filmbasierten oder digitalen Intraoralaufnahmen, allerdings ist sie in den meisten Fällen aus Gründen der Dosis nicht indiziert. Artefakte treten in der Nachbarschaft von Metallrestaurationen auf sowie durch die Hartsubstanz der Nachbarzähne, welche in der klinischen Anwendung die approximale Kariesdiagnostik unmöglich machen.

– *Nach bisheriger Datenlage ist die CBCT zur Kariesdiagnostik nicht indiziert*

c) Parodontologie:

Die Feststellung und Bewertung parodontaler Erkrankungen erfolgt primär durch klinische Untersuchungen. Die zusätzliche Anfertigung von Röntgenbildern ist immer erforderlich, da dadurch zusätzliche Informationen gewonnen werden, die Konsequenzen für Therapie oder Prognose haben. Die Studienlage hierzu ist widersprüchlich und belegt keinen eindeutigen Vorteil der CBCT gegenüber der radiografischen Diagnostik.

– *Die CBCT sollte nicht zur routinemäßigen parodontalen Diagnostik angewendet werden.*

– *Hochauflösende CBCT-Aufnahmen mit begrenztem Volumen können in ausgewählten Fällen, in denen klinische und zweidimensionale Röntgenbefunde nicht ausreichen, um eine Therapieentscheidung zu fällen, zur Darstellung von Knochentaschen und Furkationsdefekten indiziert sein.*

d) Endodontie:

In der Endodontie ergeben sich eine Reihe von Spezialindikationen im Anschluss an eine umfangreiche Basisdiagnostik, wenn die Reduktion von Bewegungsartefakten des Patienten hinreichend möglich ist und die Voxelgröße für eine optimale Auflösung ≤ 120 µm beträgt (AWMF 2013). Hierbei ist die Röntgendichte des Wurzelfüllmaterials zu beachten.

e) Zahnärztliche Prothetik:

In der zahnärztlichen Prothetik kann die DVT (CBCT) zusätzliche Informationen in der Diagnostik und für die Therapieplanung bereitstellen. Für die Feststellung der Wertigkeit biologischer Pfeiler haben sich klinische Untersuchungen und eine zweidimensionale röntgenologische Darstellung mit Hilfe von Intraoral- und Panoramaschichtaufnahmen bewährt.

- *Eine CBCT-Untersuchung kann bei spezifischen Fragestellungen zur Einschätzung der Pfeilerwertigkeit indiziert sein, wenn diese durch klinische Parameter und eine zweidimensionale röntgenologische Darstellung nicht hinreichend geklärt werden kann.*
- *Bei Schmerzsymptomatik mit Verdacht auf Traumatisierung von Nervenaustrittspunkten durch tegumental getragenem Zahnersatz kann im Einzelfall, wenn weder zweidimensional röntgenologisch noch klinisch eine ausreichende Abklärung möglich ist, eine CBCT-Diagnostik indiziert sein.*

f) Kiefergelenk: Funktionsdiagnostik und -therapie:

Bei der überwiegenden Mehrheit von Patienten mit symptomatischen Kiefergelenksbeschwerden sind Röntgenaufnahmen nicht indiziert, da knöcherne Abnormalitäten der Kiefergelenke hier nur selten auftreten und häufig nicht mit den Beschwerden korrelieren. In diesen Fällen ist eine Röntgendiagnostik nicht indiziert.

- *Wenn nach klinischer Untersuchung und ggf. Berücksichtigung paraklinischer Befunde ein Verdacht auf eine primär knöcherne Kiefergelenkerkrankung besteht, kann eine CBCT-Untersuchung indiziert sein.*
- *Zur Beantwortung von Fragestellungen mit Bildgebungsnotwendigkeit zum Diskus articularis bzw. zur artikulären Weichteilpathologie ist ein CBCT nicht indiziert.*

g) Implantologie:

Für detaillierte Informationen wird auf die Leitlinie der Deutschen Gesellschaft für Implantologie verwiesen (DGI 2011). Vor jeder Implantat-Insertion ist eine ausreichende röntgenologische Diagnostik des Implantat-Betts erforderlich. Diese sollte eine qualitative und quantitative Beurteilung des Knochenangebots ermöglichen sowie die angrenzenden anatomischen Strukturen darstellen. Eine Indikation für dreidimensionale bildgebende Verfahren kann bereits primär nach Anamnese und klinischer Untersuchung bei einer deutlichen anatomischen Abweichung von der Norm bestehen.

h) Operative Entfernung von Zähnen – insbesondere Weisheitszähnen:

Die Entfernung eines eruptierten Zahnes z. B. mittels Extraktion stellt keine Indikation für die DVT- (CBCT-)Aufnahme dar. Eine dreidimensionale Bildgebung mittels CBCT ist vor operativer Zahnentfernung, insbesondere Weisheitszahnentfernung nicht erforderlich, wenn in der zweidimensionalen Röntgendiagnostik keine Hinweise auf eine besondere Risikosituation vorliegen.

i) Intraossäre pathologische Veränderungen wie odontogene Tumoren, größere periapikale knöcherne Läsionen und Zysten und Ostitis, Osteomyelitis und Osteoporose:

Für die Diagnostik und insbesondere die Therapieplanung bei größeren periapikalen Läsionen, odontogenen Zysten oder odontogenen Tumoren gelten sinngemäß die oben genannten Empfehlungen zu dentoalveolären Veränderungen.

j) Digitale prothetische Abdrücke:

Ein digitaler prothetischer Abdruck mittels CBCT ist zurzeit aus mehreren Gründen abzulehnen, obwohl es erste Publikationen gibt, die die erforderliche Genauigkeit von CBCT-Datensätzen für die Planung für ausreichend halten (Akyalcin et al. 2013, Tarazona et al. 2013). Eine „rechtfertigende Indikation“ ist nicht gegeben, da die bisher etablierten Verfahren ohne Strahlenexposition auskommen. Die Genauigkeit der 3D-Verfahren bei vorhandenen röntgendichten Aufbaumaterialien und den entsprechenden Metallartefakten wurde noch nicht ausreichend untersucht (rechnerisch werden die in der Prothetik üblichen Qualitätsstandards mit einem CBCT nicht erreicht).

Die übrigen in der AWMF-Leitlinie (AWMF 2013) behandelten Indikationen überschneiden sich mit Abschnitt 3.1.2.2. Hals-Nasen-Ohrenheilkunde und werden dort behandelt.

3.1.2.2 CBCT in der Hals-Nasen-Ohrenheilkunde

Gerätetechnische Aspekte

CBCT-Systeme können anders als konventionelle CT-Geräte kompakt und kostengünstig gebaut werden. Bei den meisten Systemen zur Bildgebung im Schädelbereich sitzt oder steht der Patient während der Aufnahme, wobei auch Systeme mit liegender Patientenpositionierung existieren. Die Konfiguration ähnelt derer von OPG-Systemen. Geräte mit Bildverstärker sind selten. Bis auf einzelne Ausnahmen werden ausschließlich Systeme mit Flachdetektoren angeboten. Die Feldgröße der scanbaren Volumina reicht bis zu 26 cm x 23 cm. Die großen Volumina sind jedoch meist nur durch asymmetrische Scangeometrien oder Stitching-Verfahren realisierbar. Die Scanzeiten liegen auf Grund der Auslesegeschwindigkeit des Flachdetektors und der geringen Generatorleistung bei ca. 4 s bis 30 s.

Folgende Nachteile sind zu nennen: Die kompakte Bauform limitiert die mögliche maximale Feldgröße. Bei der Verwendung großer Detektoren ist der Winkel des Strahlenbündels sehr groß. Dies ist unter anderem bedingt durch den kurzen Fokus-Detektor-Abstand und führt häufig zu Artefakten und Inhomogenitäten. Die langen Scanzeiten können zusätzlich zu Bewegungsartefakten führen.

Dem stehen folgende Vorteile gegenüber: Die sitzende oder stehende Position des Patienten ermöglicht eine Installation der Geräte in sehr kleinen Räumen. Die vertikal verlaufende Rotationsachse stabilisiert die Rotationsbahn von Röhre und Detektor. Die Aufnahmegeometrie ermöglicht eine Reduktion der Ausprägung von Metallartefakten.

Strahlenexposition

Die Publikationen zum Thema der Dosis im CBCT in der HNO könnten widersprüchlicher nicht sein. So geht die Spanne von „CT hat das 100-fache der applizierten Dosis des CBCT“ bis zu „CT liegt deutlich unter der applizierten Dosis des CBCT“ (Iwai et al. 2001, Kyriakou et al. 2011). Grundlage solcher Aussagen sind oft Betrachtungen von Dosismessungen an unterschiedlichen Geräteklassen oder ungleichen Aufnahmevolumina.

In der Betrachtung der Hochkontrastbildgebung der Frontobasis zeigt sich derzeit eine Spanne von 1,89 mGy bis 12,1 mGy in der applizierten Dosis (Tab. A-2.1). Kritisch ist jedoch anzumerken, dass als Grundlage der Messungen häufig Protokolle nach Herstellerangaben verwendet worden sind. Unter der Berücksichtigung des derzeitigen DRW des Bundesamtes für Strahlenschutz (BfS) (BfS 2010) für chronische Rhinosinusitis bei Erwachsenen ($CTDI_{vol}$ = 9 mGy) zeigt sich, dass selbst CBCT-Geräte im Standardmodus darüber arbeiten können. Da jedoch in der Routinediagnostik der chronischen Rhinosinusitis oder Mittelgesichtstraumatologie ein hohes Maß an Rauschen tolerierbar ist, besteht bei aktuell verwendeten, hochqualitativen und somit häufig auch dosisaufwändigen Protokollen ein Optimierungspotenzial. So kann unter Betrachtung der klinisch-chirurgisch notwendigen Bildqualität eine Dosis von 2 mGy bis 3 mGy CTDI als realistisch angesehen werden (Kyriakou et al. 2011, Daly et al. 2006, Güldner et al. 2012b, Bitterwolf et al. 2013). In der Betrachtung von effektiver Dosis (0,11 mSv bis 1,20 mSv) und Linsendosis (0,61 mSv bis 1,19 mSv) wiederholt sich die Spannweite (Tab. A-2.1).

In der Anwendung der CBCT in der Visualisierung der Laterobasis ist die Spanne der applizierten Dosis deutlich größer. In der Routineaufnahme sind dies CTDI-Werte von 2,9 mGy bis 18,5 mGy, wobei in hoch auflösenden Modi diese bis auf über 20 mGy ansteigen können (Tab. A-2.2). Nachteil der hoch auflösenden Aufnahmen im CBCT ist jedoch die wesentlich

höhere Scanzeit (teilweise bis zu 30 s), so dass eine deutliche Anfälligkeit gegenüber Bewegungsartefakten existiert. Unter der Betrachtung der klinisch-chirurgisch notwendigen Bildqualität sind 3 mGy bis 5 mGy applizierter Dosis realistisch (Bitterwolf et al. 2013, Xu et al. 2012). In Bezug auf die effektive Dosis besteht für die einseitige Aufnahme eine Variationsbreite von 0,04 mSv bis 0,12 mSv (Tab. A-2.2).

Vergleichend zeigt sich in der konventionellen Projektionsradiografie bei Untersuchungen im Schädelbereich (occipitomental, occipitofrontal, Schüller, Stenvers, etc.) eine geringe effektive Dosis von 0,03 mSv bis 0,06 mSv. Diese liegt unter den Werten der CBCT oder CT, wobei die geringe diagnostische Aussagekraft zu berücksichtigen ist.

In einem groben Vergleich der CBCT zu den derzeit eingesetzten CT-Modalitäten liegt die CBCT im Bereich der Laterobasis bei etwa 50 % und im Bereich der Frontobasis bei etwa 25 % bis 30 % sowohl der applizierten als auch effektiven Dosis (Tab. A-2.1, Tab. A-2.2). Modernste CT-Geräte können zum CBCT vergleichbare Expositionen realisieren (Kyriakou et al. 2011, Schulz et al. 2012), wobei derzeit die tatsächliche Umsetzung dieser CT-Protokolle in der täglichen Routine noch unzureichend ist.

Indikationen und Anwendungen

Seit ungefähr dem Jahr 2000 hat die CBCT Einzug in die Bildgebung der HNO-Heilkunde gehalten. Bei anfänglich sehr kleinen Untersuchungsvolumina (4 cm x 4 cm Detektorfläche) stand die Visualisierung des Mittelohres sowie der einfachen Mittelgesichtstraumatologie (isolierte Nasenbeinfraktur, isolierte Orbitabodenfraktur) im Vordergrund (Gupta et al. 2004, Bremke et al. 2009, Batra et al. 2008). Mit Erweiterung der Aufnahmevolumina sind auch die Anwendungsgebiete gestiegen, so dass die CBCT inzwischen routinemäßig in der Visualisierung knöcherner Strukturen der Laterobasis, der Frontobasis sowie der einfachen Mittelgesichtstraumatologie eingesetzt wird (Miracle and Mukherji 2009, Cakli et al. 2011).

Insbesondere die Visualisierung aktiver und passiver Mittel- und Innenohrimplantate ist eine Domäne der CBCT geworden (Aschendorff et al. 2004, Bartling et al. 2006, Güldner et al. 2013, Marx et al. 2014). Dabei zeigt sich im Vergleich zur CT eine mindestens äquivalente, teilweise sogar höhere Detailauflösung und Visualisierung anatomischer Strukturen (Peltonen et al. 2007, Majdani et al. 2009). Gerade im Vergleich zur konventionellen Projektions-radiografie wird eine präzisere Visualisierung ermöglicht. Auch im Vergleich zum Goldstandard der Histologie konnte die CBCT ihre exzellente Visualisierung von Implantaten darstellen (Kurzweg et al. 2011). Dies realisiert eine Optimierung von OP-Techniken und Entwicklung neuer Elektroden. Bei den Hochkontrastobjekten zeigt sich hier im Vergleich zur CT bei der CBCT eine höhere Detailgenauigkeit aufgrund höherer Auflösung und geringerer Artefakt-Raten (Majdani et al. 2009, Struffert et al. 2010). In der Diagnostik der chronischen Otitis media sowie der Schallleitungsschwerhörigkeit ist die CBCT äquivalent zur CT in der Visualisierung der knöchernen Strukturen einsetzbar (Dalchow et al. 2006). Zur Weichteildiagnostik liegt die Domäne in der MRT (Magnetresonanztomografie) (Casselman et al. 2010).

Im Bereich der Frontobasis liegt der grundsätzliche Schwerpunkt in der präoperativen Visualisierung der knöchernen anatomischen Strukturen und Risikoregionen. Dies hat sowohl auf deutscher als auch europäischer Ebene dazu geführt, dass vor einem rhinochirurgischen Eingriff eine Hochkontrast-Schnittbildgebung gefordert wird (Fokkens et al. 2012, Stuck et al. 2011). Dabei wird der konventionellen Projektionsradiografie ein rückläufiger Stellenwert eingeräumt. Demnach ist diese derzeit in Einzelindikationen wie z. B. der Bildgebung in der Fokusdiagnostik noch vertreten, muss jedoch im Hinblick auf die eingeschränkte Aussagekraft kontrovers diskutiert werden. Die Domäne der MRT liegt dabei in der Visualisierung zentraler oder orbitaler Komplikationen sowie der Weichgewebsdiagnostik im Falle malignomsuspekter

Veränderungen (Fokkens et al. 2012, Stuck et al. 2011). Die präzise Darstellung der Strukturen der knöchernen Nase und Nasennebenhöhlen mittels CBCT hat dazu geführt, dass in den aktuellen Leitlinien zur akuten und chronischen Rhinosinusitis die CBCT äquivalent zur CT in der Hochkontrastbildgebung gesehen wird (Fokkens et al. 2012, Stuck et al. 2011, Güldner et al. 2012a). Des Weiteren ist ein zuverlässiger Einsatz in der Darstellung der knöchernen Mittelgesichtstraumatologie möglich (Stuck et al. 2012). Anzumerken ist jedoch, dass in der Primärdiagnostik der Kopf-Hals-Traumatologie insbesondere im Rahmen des Polytrauma-Managements die CT erste Wahl ist.

In einzelnen Arbeiten wird über den möglichen Einsatz der CBCT in der Darstellung und Segmentierung der oberen Atemwege sowie die Visualisierung von Tränenwegen und den großen Ausführungsgängen der Speicheldrüsen in Verbindung mit Kontrastmittel berichtet (Grauer et al. 2009, Abdel-Wahed et al. 2013, Wilhelm et al. 2009).

3.1.2.3 CBCT in der Neuroradiologie

Einleitung

Ursprünglich entwickelt, um bei projektionsradiografischen Anwendungen die Abbildungseigenschaften zu verbessern und den Dynamikbereich zu erhöhen, finden Systeme mit Flachbilddetektoren auch zunehmend in der Neuroradiologie Anwendung. Insbesondere als C-Bogen-gestützte Rotationsangiografie erlauben Flachdetektorsysteme (CBCT) eine schnelle Akquisition von Volumendaten mit der Möglichkeit der sekundären Rekonstruktion CT-ähnlicher Schnittbilder in hoher Kontrastauflösung unmittelbar im Angiografieraum. Als „Angiografisches CT“ (CBCT) profitieren neben der diagnostischen Anwendung vor allem interventionelle Behandlungen wie Stentimplantationen oder Aneurysmaembolisationen von den Vorteilen der Technologie. Prozedurale Komplikationen wie Einblutungen können, falls erforderlich, unmittelbar im Angiografieraum ohne Zeitverlust durch Umlagern oder Patiententransport dargestellt werden, wodurch das Komplikationsmanagement deutlich verbessert wird. Auch spinale Interventionen wie Vertebro- und Kyphoplastien profitieren durch die CBCT-Option im Interventionsraum durch den verbesserten klinischen Workflow.

Strahlenexposition

Trotz der mittlerweile weiten Verbreitung der CBCT und der zunehmenden Anzahl klinischer Anwendungen in der Neuroradiologie sind nur wenige Daten zur Strahlenexposition verfügbar. Bei vergleichbaren Anwendungen von CT und CBCT bei der Bildgebung des Gehirns zeigten Messungen am Alderson-Rando-Phantom für die CBCT dabei eine der konventionellen CT vergleichbare Strahlenexposition. Lediglich bei Verwendung eines „Hochdosis-Programms“ zeigt sich im Vergleich zur Mehrzeilen-CT eine signifikant höhere Strahlendosis (Struffert et al. 2014).

Indikationen und Anwendungen

Die CBCT bietet für die Neuroradiologie interessante Optionen. Dies gilt insbesondere für neuroendovaskuläre Therapien von Aneurysmen, arterio-venösen Malformationen (AVM) und intrakraniellen Stenosen. Komplikationen, wie z. B. Blutungen, können frühzeitig erkannt und sofort behandelt werden. Dadurch wird der klinische Workflow verbessert und unnötige Transporte zum konventionellen CT sind vermeidbar. Darstellung und Kontrolle von implantiertem Material werden in hoher Auflösung möglich. Ferner gibt es neue technische Entwicklungen, die eine Perfusionsbildgebung des ganzen Hirns mit der CBCT erlauben. Spinale Interventionen können unter CBCT-Kontrolle sicherer vorgenommen werden.

Das konventionelle CT ist weiterhin der Goldstandard für die Diagnose einer akuten Subarachnoidalblutung (SAB). Die Darstellung der Blutung aber auch der Ventrikelweite, sind

entscheidende bildwichtige Details. Oftmals liegen begleitende intraparenchymale Blutungen oder Ventrikeleinbrüche der Blutungen vor. Mit der CBCT können diese Blutungen allerdings schon während einer angiografischen Intervention dargestellt werden. Dies kann notwendig sein, falls der Patient beim Transport zur Angiografie oder während der Untersuchung eine Verschlechterung der klinischen Symptomatik zeigt. Sollte eine aktive Blutung während der Untersuchung/Intervention auftreten, kann deren Ausmaß sofort dargestellt werden. Zudem werden SAB-Patienten oftmals vor der Angiografie mit einer externen Drainage behandelt, deren Lage kontrolliert werden muss. Auch in diesen Situationen kann mittels CBCT eine schnelle Kontrolle unmittelbar im Angiografieraum erfolgen.

Der Vergleich der CBCT mit der konventionellen CT zur Visualisierung akuter SAB zeigte, dass das Ausmaß der SAB in der konventionellen CT deutlicher erkennbar war. Aufgrund der unterlegenen Weichteilauflösung ist die Darstellung mit der CBCT weniger sensitiv und der konventionellen CT deutlich unterlegen. Gerade gering ausgeprägte SAB, insbesondere in der hinteren Schädelgrube, sowie präpontine SAB sind schwierig zu erkennen. In der Darstellung intrazerebraler Blutungen ist die CBCT im supratentoriellen Bereich der CT nahezu gleichwertig. Die Ursache der besseren Visualisierung intrazerebraler Blutungen im Vergleich zur SAB scheint sich durch die höhere Kontrastdifferenz zwischen dem Hämatom und dem umgebenden Gehirngewebe zu erklären.

Im Vergleich mit der konventionellen CT ist die Kontrastauflösung der CBCT bei etwa 10 HU anzusiedeln, in der konventionellen CT ist sie besser und liegt bei ca. 1 HU. Die Darstellung von Ventrikeldrainagen ist mit guter Qualität möglich. Indikationen für CBCT-Untersuchungen sind klinische Verschlechterung eines Patienten, postinterventionelle Kontrolle nach Aneurysmacoiling, Embolisation arteriovenöser Malformationen oder intrakranielle Stentangioplastie. Die CBCT führt damit zu einer Verbesserung des Workflows und kann daher die Beurteilung und das Management eines Patienten nach neurointerventionellen Prozeduren wesentlich vereinfachen.

Im weiteren Verlauf müssen Patienten mit einem intrakraniellen Stent überwacht werden, da in bis zu 30 % der Fälle Restenosen auftreten. Der Goldstandard für diese Kontrollen ist immer noch die selektive intraarterielle Angiografie, eine invasive Untersuchung, die mit dem Risiko neurologischer Komplikationen behaftet ist. Alternativ kann hier die nichtinvasive CBCT in Kombination mit einer intravenösen Kontrastmittelgabe vergleichbar einer CT-Angiografie eingesetzt werden. Bei diesem Ansatz wird die im Vergleich zur konventionellen CT bessere Ortsauflösung der CBCT genutzt, um das Lumen des Stents beurteilen zu können.

In Kombination mit einer intravenösen Kontrastmittelgabe ermöglicht die CBCT mittels Subtraktionsverfahren außerdem, das zerebrale Blutvolumen und die Hirngefäße nichtinvasiv und in hoher Auflösung darzustellen. Für den Schlaganfall könnte so mittelfristig ein multimodaler Bildgebungsansatz direkt im Angiografieraum etabliert werden, der über eine multimodale Parenchym- und Gefäßinformation die Patientenselektion für interventionelle Therapien verbessern und vor allem über eine Zeitersparnis („time is brain“) den klinischen Workflow verbessern könnte.

Spinale Eingriffe, wie eine Myelografie oder Vertebroplastie, können mit Hilfe der CBCT einfacher durchgeführt werden. Da bei einer Myelografie üblicherweise nicht nur Übersichts- und Funktionsaufnahmen, sondern auch postmyelografische CT-Bilder angefertigt werden, können beide Untersuchungen an ein und derselben Modalität erfolgen. Aufgrund der höheren Ortsauflösung der CBCT können die Nervenwurzeln präzise dargestellt werden und auch die Ausdehnung eines Bandscheibenvorfalls oder einer spinalen Stenose wird genau erfasst. Klinische Ergebnisse weisen darauf hin, dass die CBCT bei diesen Fragestellungen sowie zur Beurteilung einer spinalen Stenose der MDCT gleichwertig ist. Vertebroplastie und

Kyphoplastie sind wertvolle Methoden zur Behandlung von Kompressionsfrakturen von Wirbelkörpern, die üblicherweise unter C-Bogen-Kontrolle vorgenommen werden. Eine Vertebroplastie kann an einer biplanaren Angioanlage erheblich einfacher und sicherer durchgeführt werden, da simultan in zwei Ebenen die Positionierung der Nadel durch die Pedikel kontrolliert werden kann. Zudem können „Vertebrografien" in DSA-Technik erfolgen. Sollte die Lage einer Nadel zweifelhaft sein, kann dies mittels CBCT kontrolliert werden. Die heute üblicherweise abschließende CT-Kontrolle zur Darstellung der Verteilung des Knochenzements kann im gleichen Untersuchungsgang verifiziert werden.

3.1.2.4 CBCT-Bildgebung am Körperstamm

Einleitung

CBCT-Anwendungen am Körperstamm werden aufgrund der Größe des Untersuchungsvolumens fast ausschließlich mit speziell hierfür ausgestatteten Angiografiesystemen durchgeführt. Anwendungen hierfür finden sich in der Radiologie, der Kardiologie, der Gefäßchirurgie und wenigen weiteren speziellen klinischen Gebieten. Die CBCT-Bildgebung wird hierbei meistens im Zusammenhang mit interventionellen Eingriffen durchgeführt und kann nach den infrage kommenden anatomischen Strukturen unterteilt werden in:

- Eingriffe an parenchymatösen Organen, insbesondere der Leber
- Eingriffe an Gefäßen, insbesondere an der Aorta und bei Blutungen
- Eingriffe am Stammskelett, z. B. Vertebroplastie/Kyphoplastie/Biopsie
- Kardiologische Eingriffe an den Herzklappen und elektrophysiologische Interventionen.

Strahlenexposition

Trotz einer zusätzlichen Exposition durch die CBCT-Bildgebung bei fluoroskopischen Anwendungen muss es nicht zwingend zu einer Erhöhung der Gesamtdosis des Patienten während eines Eingriffs kommen, da einerseits CT-Untersuchungen vor dem Eingriff zu Hochkontrastdarstellung der Gefäße vermieden werden können, andererseits durch die hochauflösende 3D-Darstellung der Gefäße die Zahl der selektiven Sondierungsversuche mit zusätzlichen Angiografie-Serien und Kontrastmittelinjektionen reduziert werden kann. Da es sich bei den Gefäßen der kontrastierten Organe zwar um Hochkontrastobjekte, beim Parenchym jedoch um Niedrigkontrastobjekte handelt, kommen bei der CBCT-Bildgebung Protokolle zur Anwendung, die vergleichbare effektive Dosen wie beim konventionellen CT erfordern. Im Vergleich mit dem DRW des BfS für Untersuchungen des Oberbauchs mit einem $CTDI_{vol}$ von 20 mGy liegen die CBCT-Dosen mit 12 mGy für das Protokoll 5 s / 133 frames und 36 mGy für das Protokoll 8 s / 396 frames in einer ähnlichen Größenordnung. Vergleichende Messungen der Leber an einem Alderson-Phantom ergaben für die CBCT eine effektive Dosis von 3 mSv für ein 8 s-Protokoll und 4,3 mSv für ein vergleichbares CT-Protokoll (Adamus et al. 2011). Um die Strahlendosis auf das notwendige Maß unter Berücksichtigung der Bildqualität zu reduzieren, sollten erfahrene Radiologen zusammen mit Medizinphysikern und dem Hersteller des CBCT die vom Hersteller vorgegebenen Akquisitionsprotokolle (Spannung, Stromstärke, Anzahl der Projektionen, Pulsdauer) an die Untersuchung/Intervention anpassen. Im Falle der Nephrolithotomie konnte die effektive Dosis beispielsweise durch eine vorhergehende Optimierung des Akquisitionsprotokolls (5 s Scandauer, 133 Projektionen, 115 kVp, 3,4 ms Pulsdauer) auf 0,35 mSv gesenkt werden. Die dabei erzielte Bildqualität ist trotz des höheren Bildrauschens für die Suche und Beurteilung von Konkrementen ausreichend. Zur Anpassung des Akquisitionsprotokolls gehört schließlich auch die Kollimation des Strahlenfeldes an die klinisch relevante Körperregion, wodurch die Strahlenexposition um bis zu einen Faktor 2 reduziert werden könnte. Neben der Anpassung an die Untersuchungsart und Körperregion ist

auch eine Anpassung des Akquisitionsprotokolls an die Patientenstatur in der CBCT zu fordern, was bisher nur in der konventionellen CT, nicht aber in der CBCT umgesetzt wird. Besonders sorgfältig ist der Einsatz langer Weichteilprotokolle zu prüfen (Bsp.: 20 s Scandauer, 496 Projektionen, 103 kVp, 10,1 ms Pulsdauer, effektive Dosis 17,1 mSv, lokale Hautdosis knapp 200 mSv). Eine Untersuchung mit dem konventionellen CT-Scanner ist gegebenenfalls vorzuziehen.

Anwendung an parenchymatösen Organen

Eine CBCT-Bildgebung an parenchymatösen Organen des Körperstamms erfolgt meistens in Kombination mit angiografischen Interventionen mit dem Ziel, Malignome mittels Chemoembolisation oder Chemoperfusion zu behandeln, Blutungen in diesen Organen zu stillen, mittels TIPS (Transjugulären Intrahepatischen Portosystemischen Shunts) eine Verbindung zwischen verschiedenen Gefäß-Stromgebieten herzustellen oder ablative Verfahren zu steuern. Das Organ mit den häufigsten Eingriffen ist hierbei die Leber. Die Notwendigkeit einer ergänzenden CBCT-Bildgebung ist erfahrungsgemäß auch nur bei einem geringen Prozentsatz der Interventionen notwendig. Insgesamt trägt sie zu einer höheren Patientensicherheit bei. Huppert et al. (Huppert et al. 2009) konnten bei der Chemoembolisation der Leber zeigen, dass sich die diagnostische Sicherheit durch die Kontrastmittel-CBCT in 55 % der Fälle durch sicheren Nachweis der korrekten Katheterlage erhöhte und in 11 Fällen (13 %) Katheterfehllagen erkannt und korrigiert wurden.

Weitere technische Entwicklungen führten zur Etablierung des CBCT im endourologischen Eingriffsraum seit 2011 (Schegerer et al. 2014). Neben der weiteren Verwendung in der konventionellen Angiografie bietet das CBCT mit der Möglichkeit zur Schnittbildgebung und 3D-Rekonstruktion zusätzliche Informationen zur Reduktion schwerer Komplikationen durch Gefäß- oder Weichteilverletzungen. In der 3D-Diagnostik wird die CBCT zur Tumordetektion im Harntrakt, zur Interventionsplanung oder zur Beurteilung von Restkonkrementen eingesetzt. In der 3D-Intervention unterstützt die CBCT die 3D-navigierte Punktion oder Lagekontrolle des Katheters während einer perkutanen Nephrostomie, perkutanen Nephrolithotomie oder einer Abszess-/Lymphozelenpunktion. Restkonkremente in der Niere können mittels einer der Intervention nachfolgenden CBCT-Aufnahme detektiert werden. Damit lässt sich die Anzahl nachfolgender operativer Eingriffe reduzieren.

Anwendung an Gefäßen

Interventionelle Eingriffe an Gefäßen außerhalb der Leber werden bei akuten Blutungen, Thrombosen oder Embolien, Gefäßdilatationen mit oder ohne Stent und in der Gefäßchirurgie, z. B. in der Behandlung von Aortenaneurysmen, eingesetzt. Die C-Arm-CT-Bilder bieten wichtige Informationen sowohl zur Gefäß- als auch Schnittbildanatomie im Zielgebiet der Embolisation. Ferner lassen sich damit die Endpunkte der Therapie festlegen, und die Verlaufskontrolle ist während und unmittelbar nach der Embolisationstherapie einfach durchzuführen. Die C-Arm-CT ist damit eine wertvolle Ergänzung zu rein angiografischen Kontrollen im Rahmen von Embolisationen und ermöglicht eine gezieltere Therapie (Wacker et al. 2009).

Bei TIPS kann an Stelle der oft durchgeführten Blindpunktion der Pfortader aus einer Lebervene heraus die CBCT zur Navigationsplanung eingesetzt werden und damit die Zahl der Punktionen sowie der assoziierten Blutungskomplikationen verringern (Adamus et al. 2009).

Bei der endovaskulären Therapie von Aortenaneurysmen mit Stentgrafts kann die perioperative CBCT die Eingriffszeit, die Strahlenexposition und die Kontrastmittelmenge reduzieren (Dijkstra et al. 2011). Die in dieser Studie angegebenen Hautdosen lagen zwischen 0,27 Gy und 0,55 Gy und damit weit unterhalb der Erythemdosisschwelle der Haut mit ca. 2 Gy.

Bei Eingriffen an strahlensensiblen Organen und/oder jungen Patienten, wie z. B. bei der Sklerosierung von Varikozelen oder der Embolisation von Uterusmyomen, sollte nicht nur eine CBCT unterbleiben, sondern auch angiografische DSA-Serien vermieden werden. Zur Dokumentation des Erfolgs genügt hier meist ein Last Image Hold (LIH) aus der gepulsten Durchleuchtung.

Anwendung am Stammskelett

Am Stammskelett hat sich die CBCT kontinuierlich aus der seit längerem bekannten 3D-Projektionsradiografie mit Aufnahme mehrerer radiografischer Bilder aus verschiedenen Winkeln mittels C-Bögen entwickelt. Spezielle CBCT-Anwendungen, die zu einer höheren Sicherheit der Eingriffe beitragen, sind z. B. die Vertebroplastie, Kyphoplastie oder Biopsien mit kritischen Zugangswegen. Weiterhin kommt die CBCT in Verbindung mit Navigationssystemen zum Einsatz. Phantommessungen ergaben an der Wirbelsäule in der Hochkontrastdarstellung (ohne Weichteile) Dosen am Zielorgan von 1,8 mGy thorakal und 3,2 mGy lumbal. Mit Darstellung von Weichteilen betrugen die Dosen thorakal 4,3 mGy und lumbal 10,6 mGy (Schafer et al. 2011).

Anwendung bei kardiologischen Eingriffen

Mit der CBCT ist es erstmals möglich, während einer Herzkatheteruntersuchung eine detaillierte dreidimensionale Darstellung der kardialen Anatomie zu erhalten. Derartige zusätzliche Informationen könnten die Durchführung der immer komplexer werdenden Strategien der interventionellen Kardiologie unterstützen. Hierzu zählen u. a. der transkutane Klappenersatz, die interventionelle Behandlung von Vorhofflimmern, die Implantation biventrikulärer Schrittmacher sowie die Beurteilung der Myokardperfusion. Die derzeit größte Limitation dieser Methode ist die relativ geringe zeitliche Auflösung, die aufgrund der Bewegung des Herzens die Anwendung dieser Technologie einschränkt (Rieber et al. 2009). Die Patientenexposition der kardialen CBCT beträgt im Schnitt 3 mSv bis 8 mSv und liegt damit im Bereich einer konventionellen Herzkatheteruntersuchung (Hohl et al. 2008).

3.1.2.5 CBCT-Bildgebung am peripheren Skelett

Einleitung

CBCT-Anwendungen am peripheren Skelett werden aktuell nur an wenigen Standorten in Ergänzung zu Untersuchungsmöglichkeiten an Ganzkörper-CT-Scannern eingesetzt. Herstellerseitig wird beworben, dass die Dosis bei der Untersuchung mit CBCT deutlich niedriger sei als bei einer Untersuchung mit einem konventionellen CT. Mit der Möglichkeit, isotrope Volumendatensätze mit Schichtdicken < 1 mm zu erzeugen, hat die Bedeutung der MDCT und damit auch der CBCT in der Skelettdiagnostik zugenommen. Insbesondere die primäre und postoperative Diagnostik komplexer Gelenksfrakturen ist zu einer Domäne der Schnittbilddiagnostik geworden. Die früher durchgeführte konventionelle Tomografie ist damit mittlerweile bedeutungslos.

Gerätetechnische Aspekte

Vorteil der CBCT ist der geringere Platzbedarf sowie der geringere technische Aufwand zur Installation (geringere Anschlussleistung, keine Kühlung nötig). Neben geringeren Betriebskosten kann es damit möglich sein, das Gerät räumlich näher an den Zuweisern zu positionieren. Ein weiterer Vorteil ist die in den meisten Fällen für den Patienten bequemere und für das Personal schneller durchzuführende Lagerung. Das Gerät wirkt auf den Patienten ggf. „freundlicher“ als ein „großes“ CT. Da am Gerät selbst nur wenige Parameter eingestellt werden können, sind die Schulung und die Bedienung des Gerätes im Vergleich zu einem Ganzkörperscanner wesentlich einfacher.

Strahlenexposition

Zur Beurteilung des peripheren Skeletts bietet die CBCT eine ausreichende Bildqualität bei einer Dosis, die mit Niedrigdosisprotokollen zur Hochkontrastdarstellung eines modernen CT vergleichbar ist. Durch die Weiterentwicklung und zunehmende Verbreitung der iterativen Rekonstruktionsverfahren ist jedoch zu erwarten, dass die Dosis am CT bei gleichbleibender Bildqualität zukünftig noch weiter abgesenkt werden kann. Bei gerechtfertigter Indikation zur alleinigen Darstellung der knöchernen Strukturen des peripheren Skeletts mittels CT stellt damit die CBCT eine Alternative zur konventionellen CT dar.

Indikationen und Anwendungen

Mit CBCT ist es im Gegensatz zu Spiral-CT grundsätzlich möglich, die untere Extremität auch im Stehen (weight bearing) zu untersuchen. Erste Geräte sind bereits auf dem Markt verfügbar. Eine Einschränkung der CBCT liegt in der Beschränkung des Untersuchungsspektrums auf die obere und untere Extremität, wobei es aber auch bei kleinen oder korpulenten Patienten schwierig sein kann, die jeweils proximale Artikulation (Ellenbogen bzw. Knie) zu untersuchen. Eine weitere Einschränkung ist die relativ lange Scanzeit von ca. 18 s für die Datenakquisition – eine gute Bildqualität ist nur für Patienten zu erzielen, welche entsprechend lange ruhig halten können. Eine weitere Einschränkung ist die von der CBCT bekannte Beschränkung auf die Bildgebung von Hochkontraststrukturen (Knochen).

3.1.2.6 CBCT-Bildgebung in der Radioonkologie

Einleitung

In den letzten Jahren steht mit der bildgesteuerten Radiotherapie (image guided radiotherapy, IGRT) zunehmend die Möglichkeit zur Verfügung, die Position des Zielvolumens und der Risikoorgane unmittelbar vor einer Bestrahlungsfraktion zu bestimmen. In der Regel erfolgt dies mit Verfahren, die auf der Anwendung ionisierender Strahlung beruhen. Die planare Bildgebung mit einer in den beweglichen Teil des Bestrahlungsgerätes (Gantry) integrierten Röntgenquelle mit Strahlungsenergien im kV- oder MV-Bereich ist dann ein zuverlässiges Werkzeug zur schnellen und verlässlichen Bildgebung, wenn ausschließlich knöcherne Strukturen beurteilt werden müssen.

Eine dreidimensionale Bildgebung kann auf der Basis von helikalem CT oder CBCT mit kV- oder MV-Photonenstrahlung am Beschleuniger realisiert werden. Hierzu werden eine an die Gantry des Beschleunigers montierte Röntgenquelle sowie ein Flat-Panel-Detektor eingesetzt, die um den Patienten in Bestrahlungsposition unmittelbar vor Bestrahlung rotieren. Aus den Projektionen wird dann ein 3D-Volumen mit Weichteilkontrast rekonstruiert, das auf das Isozentrum des Beschleunigers referenziert ist. Hierdurch kann die aktuelle Ist-Position des Patienten und des Zielvolumens mit der Soll-Position aus der Bestrahlungsplanung verglichen werden. Verschiebevektoren können zunächst virtuell berechnet werden, um anschließend die Patientenposition entsprechend zu verschieben. Erst wenn Patient und Zielvolumen optimal positioniert sind, wird die Bestrahlung ausgelöst.

Die in der Strahlentherapie eingesetzten Methoden zur Lageverifizierung von Zielvolumen und Risikoorganen bestimmen bei der Volumenbestimmung von CTV (Clinical Target Volume) und PTV (Planning Target Volume) die notwendigen Sicherheitssäume, um Positionierungsunsicherheiten des Patienten, des Zielvolumens und der Risikoorgane zu berücksichtigen. Die eingesetzten Verifikationsmethoden erlauben diese Positionierung innerhalb eines methodisch abhängigen Toleranzbereiches. Eine Vergrößerung der Sicherheitssäume bei der Zielvolumendefinition bedeutet hier eine Erhöhung des bestrahlten Volumens von Normalgeweben. Durch die Behandlungsmöglichkeiten mit stereotaktischen und/oder intensitätsmodulierten Bestrahlungstechniken kann durch eine Verringerung der

Sicherheitssäume eine geringere Volumenbelastung von Normalgeweben und eine Erhöhung der therapeutischen Gesamtdosis erreicht werden. Dazu ist es aber erforderlich, dass die Lage von Patient, Zielvolumen und Risikoorganen mit der Methode verifiziert wird, die die maximal erreichbare Präzision gewährleistet. Für eine intensitätsmodulierte Bestrahlung ist eine tägliche Patientenpositionierung mittels CBCT deshalb nicht ungewöhnlich, weil ein 3D-matching von CBCT mit dem Bestrahlungsplanungs-CT eine Positionierung mit einer sehr hohen Präzision gewährleistet.

Strahlenexposition

Die Strahlenexposition durch die Lagerungsverifikationsmethode ist dann gegenüber der verringerten Volumenbelastung der Normalgewebe durch die therapeutische Maßnahme nachrangig (Tab. 3.2). Die Grundsätze von Strahlenschutz und rechtfertigender Indikation müssen sich an der eingesetzten Behandlungstechnik und den damit korrelierten Sicherheitssäumen orientieren. Für bestimmte Patientengruppen (Kinder, Brustbestrahlungen bei jungen Frauen) ist eine kritische Risiko-Nutzen-Abwägung besonders wichtig. Weiterhin stehen zunehmend Methoden zur Positionierungsverifikation zur Verfügung, die auf Methoden mit nicht ionisierender Strahlung (Ultraschall, optische Methoden) beruhen.

Tab. 3.2: Dosiseinträge durch Bildgebung für eine Gesamtdosis der Behandlung von 72 Gy/36 Fraktionen (nach Zink 2011, mit freundlicher Genehmigung der Deutschen Röntgengesellschaft e.V.).

I. Planare Bildgebung (z. B. „portal imaging“)*

	Dosis je Aufnahme	zusätzliche Gesamtdosis bei Bildgebung 2 x wöchentlich	zusätzliche Gesamtdosis bei täglicher Bildgebung
kV	~ 0,5 mGy	~ 7 mGy	15 – 20 mGy
MV	40 – 50 mGy	500 – 700 mGy	1,5 – 2 Gy

II. CT Bildgebung (z. B. CBCT, MV-CT)*

	Dosis je Aufnahme	zusätzliche Gesamtdosis bei Bildgebung 2 x wöchentlich	zusätzliche Gesamtdosis bei täglicher Bildgebung
helikale MV-CT**	15 – 25 mGy	200 – 350 mGy	500 – 900 mGy
MV-CBCT***	80 – 150 mGy	1,1 – 2 Gy	3 – 5 Gy

* Angaben für Beckenaufnahme, Körpermitte, Hautdosis ca. Faktor 2 höher
** Tomotherapie
*** Siemens-Beschleuniger

Insbesondere in klinischen Situationen, in denen von einer Relevanz des Zweittumorrisikos durch hohe Bildgebungsdosen auszugehen ist, müssen vor dem Einsatz dieser Verfahren der potenzielle Nutzen und mögliche Risiken differenziert gegeneinander abgewogen werden. Auch bei optimaler Bildgebung muss die Qualität der reproduzierbaren Patientenpositionierung eine hohe Priorität haben und durch geeignete Lagerungshilfen oder -verfahren gewährleistet werden. Der potenzielle Nutzen einer täglichen Positionierungskontrolle mit bildgebenden Verfahren soll unter Berücksichtigung der für die Sekundärtumorentwicklung relevanten Parameter, wie Patientenalter, Aggressivität der Grunderkrankung, Risikoorgane in Zielvolumennähe etc., gegen ein Protokoll mit einer geringeren Kontrollfrequenz abgewogen werden. Dabei ist in der Regel bei kurativen Therapieprotokollen mit hohen Dosen pro Fraktion (z. B. Stereotaxie) der Kontrolle bei jeder Fraktion der Vorzug zu geben. Unabhängig davon

muss sich die Frequenz der Bildgebung stets an den Grundsätzen der rechtfertigenden Indikation orientieren (Tab. 3.2).

Zu den prinzipiellen strahlenhygienischen Anforderungen an die IGRT und damit an die CBCT in der Strahlentherapie sei auf die entsprechende Empfehlung der SSK von 2010 (SSK 2010a) verwiesen. Hier wird empfohlen, unter sorgfältiger Berücksichtigung der Qualitätssicherung und der präzisen Patienten-Positionierung bei der Indikationsstellung sowie Festlegung der erforderlichen Häufigkeit der CBCT die Vorteile (höherer Informationsgehalt, genauere Positionierung) gegen die möglichen Risiken differenziert gegeneinander abzuwägen und jeweils das lokal verfügbare Verfahren auszuwählen, welches bei ausreichender Bildqualität den geringsten Dosiseintrag birgt.

Durch den zunehmend komplexeren Aufbau der modernen strahlentherapeutischen Prozesse werden mittlerweile aber nicht mehr alle wesentlichen physikalisch-technischen Aspekte des Behandlungsprozesses in den Prüfvorschriften der Qualitätssicherung abgebildet. Dies liegt sowohl an nicht eindeutigen Zuordnungen dessen, was im Sinne der Prüfungen noch zum System der Strahlentherapie gehört, als auch an unklaren bzw. fehlenden Regelungen, welche Komponenten nach welchen Vorschriften zu prüfen sind. Zusätzlich spiegeln derzeit nicht mehr alle Normen den Stand der Technik wider (SSK 2010a, ICRP 2014). Daher besteht hier mittelfristig Handlungsbedarf.

3.1.2.7 Digitale Tomosynthese der Mamma

Einleitung

Die digitale Tomosynthese ist ein neuartiges Untersuchungsverfahren, bei dem aus mehreren Niedrigdosisaufnahmen der Mamma aus verschiedenen Aufnahmewinkeln Schichtbilder rekonstruiert werden können (Sechopoulos 2013a, Hellerhoff 2010, Park et al. 2007, Yaffe und Mainprize 2014). Die Gesamtdosis dieser Untersuchung entspricht dabei in der Regel der Dosis von ein bis zwei einzelnen normalen digitalen Mammografieaufnahmen (Sechopoulos 2013a, Olgar et al. 2012, Cavagnetto et al. 2013, Baker und Lo 2011, Gennaro et al. 2010). Die digitale Tomosynthese erlaubt damit eine überlagerungsfreie Darstellung von Läsionen in der Mamma und verspricht so eine der wichtigsten Limitationen der Übersichtsmammografie – die zum Teil eingeschränkte Sichtbarkeit von Tumoren durch überlagerndes Drüsenparenchym – zu beseitigen. Im Gegensatz zu den übrigen in dieser Empfehlung diskutierten neuen tomografischen Verfahren existiert für den Bereich der Brust bisher kein etabliertes alternatives tomografisches Röntgenverfahren, da konventionelle Ganzkörper-CT-Geräte im Bereich der Mamma nur eingeschränkt einsetzbar sind und dedizierte Brust-CT-Systeme sich erst im Entwicklungsstadium befinden (Kalender et al. 2012, Lindfors et al. 2010). Die digitale Tomosynthese bietet daher erstmals die Möglichkeit, alle mit Mammakarzinomen einhergehenden radiologischen Veränderungen (Verdichtungsherde, Mikroverkalkungen und Architekturstörung) in einem bildgebenden Verfahren weitgehend überlagerungsfrei und dreidimensional abzubilden. In Deutschland werden inzwischen digitale Tomosynthesesysteme von mehreren Herstellern kommerziell angeboten, die sich jedoch zum Teil deutlich in dem technischen Aufbau, der Aufnahmegeometrie, der Bildrekonstruktion und dem vorgesehenen Indikationsspektrum unterscheiden (Sechopoulos 2013a, Hellerhoff 2010).

Gerätetechnische Aspekte

Im Gegensatz zur Computertomografie werden bei der digitalen Tomosynthese Aufnahmen aus einem begrenzten Winkelbereich zur Bildrekonstruktion verwendet. Hieraus resultiert eine deutlich schlechtere Auflösung in der Z-Achse im Vergleich zur Auflösung in der Schichtebene sowie Artefakte durch Überlagerung mit Objekten außerhalb der Schichtebene. Mögliche

Einflussfaktoren in Bezug auf die Bildqualität und -charakteristik in der digitalen Tomosynthese sind unter anderem die Zahl der Einzelaufnahmen, die Belichtungszeit, der Einsatz von „Pixel-Binning“, der abgedeckte Winkelbereich, die verwendete Strahlenqualität und Dosis bei der Erstellung der Einzelaufnahmen, der Aufnahmemodus (kontinuierlich oder „step-and-shoot“) und der gewählte mathematische Rekonstruktionsalgorithmus (Sechopoulos 2013a, Yaffe und Mainprize 2014, Sechopoulos 2013b). Viele dieser Parameter sind an den existierenden Systemen relativ frei wählbar, und es bestehen zum Teil erhebliche Unterschiede in den Standardeinstellungen zwischen den verschiedenen Herstellern.

Strahlenexposition

Da systematische Untersuchungen zur Optimierung der Untersuchungsparameter bei der digitalen Tomosynthese in Bezug auf klinische Fragestellungen noch weitgehend fehlen, orientieren sich die Hersteller in den Empfehlungen in der Regel an der zu erwartenden Parenchymdosis einer 2D-Mammografie. Dabei wird die eingesetzte Dosis bei der digitalen Tomosynthese relativ willkürlich so gewählt, dass sie der Dosis von ein bis zwei regulären (2D-)Mammografieaufnahmen bei der gleichen Patientin entspricht (Baker und Lo 2011, Gennaro et al. 2010). Im vorläufigen Protokoll zur Qualitätssicherung in der digitalen Tomosynthese von EUREF (van Engen et al. 2013) wird empfohlen, zunächst die Dosisobergrenzen für die 2D-Mammografie für die digitale Tomosynthese zu übernehmen. In zwei kürzlich publizierten klinischen Studien zur Parenchymdosis in der digitalen Tomosynthese wurden diese Obergrenzen mit Ausnahme von sehr kleinen Brüsten, bei denen durch die Durchführung einer digitalen Tomosynthese sowieso nur ein geringer Zusatznutzen zu erwarten ist, eingehalten (Olgar et al. 2012, Cavagnetto et al. 2013).

Grundsätzlich könnten je nach Indikation und Fragestellung aber auch Aufnahmen mit niedrigerer Dosis ausreichend sein (Abklärung von Herdbefunden und Architekturstörungen) bzw. Aufnahmen mit höherer Dosis sinnvoll sein (Darstellung von Mikrokalk). Diese Problematik besteht in ähnlicher Form aber auch bei der digitalen Mammografie und kann nur durch entsprechende klinische Studien gelöst werden.

Anwendung der digitalen Tomosynthese in der Abklärung

Die normale 2-Ebenen-Mammografie ergibt in bis zu 10 % der Fälle unklare Befunde, die durch Zusatzuntersuchungen weiter abgeklärt werden müssen. In den meisten Fällen handelt es sich hierbei um falsch-positive Befunde, die z. B. durch Überlagerung normaler Parenchymstrukturen zustande kommen. Viele dieser Befunde lassen sich durch einfache Zusatzuntersuchungen (z. B. gezielte Kompressionsaufnahme, Sonografie) eindeutig klären. In einigen Fällen bleiben jedoch auch nach den Standardzusatzuntersuchungen noch Unklarheiten. In dieser Situation besteht bei Verfügbarkeit eine Indikation zur Durchführung einer Tomosynthese, da hierdurch zuverlässig geklärt werden kann, ob es sich um einen realen Befund oder um ein Überlagerungsphänomen handelt. In vielen Fällen kann dadurch eine Abklärung mit der deutlich teureren und aufwändigeren MRT-Untersuchung der Mamma eingespart werden; auch hat die Tomosynthese den Vorteil, dass die Aufnahmen in Bezug auf Aufnahmegeometrie und Bildeindruck besser mit der Mammografie vergleichbar sind. In den bisher verfügbaren Studien hat sich die digitale Tomosynthese in der Abklärung gegenüber den üblichen mammografischen Zusatzaufnahmen insgesamt als überlegen (in Bezug auf Sensitivität und Spezifität) erwiesen (Lei et al. 2014, Tagliafico et al. 2012, Zuley et al. 2013). Besondere Vorteile bietet das Verfahren bei der Darstellung von Architekturstörungen. Die digitale Tomosynthese ist in der Abklärungssituation allerdings grundsätzlich nur ein zusätzlicher diagnostischer Baustein und kann andere Zusatzuntersuchungen nicht vollständig ersetzen. Der Einsatz des Verfahrens sollte daher individuell entschieden werden.

Anwendung der digitalen Tomosynthese zur primären Früherkennung

Während die digitale Tomosynthese in der Abklärung inzwischen als etabliertes Verfahren angesehen werden kann, ist die Studienlage in Bezug auf den Einsatz zur primären Früherkennung ergänzend bzw. als Ersatz der Projektionsmammografie weniger eindeutig (Houssami und Skaane 2013, Conant 2014). Bei einem Teil der Screening-Studien liegen bisher nur vorläufige Studienergebnisse vor. Erschwerend kommt hinzu, dass die vorhandene Studienlandschaft sehr heterogen ist, bei Einsatz der digitalen Tomosynthese additiv oder als Ersatz zur Projektionsmammografie und Durchführung der Tomosynthese in ein oder zwei Ebenen. Je nach Studiendesign (z. B. Tomosynthese nur in einer Ebene ohne zusätzliche normale Mammografie oder 2-Ebenen-Tomosynthese zusätzlich zur normalen Mammografie) resultieren erhebliche Unterschiede in der Strahlenexposition für die untersuchte Patientin. Vielversprechend in Bezug auf eine mögliche Dosisreduktion ist der Einsatz von sogenannten synthetischen 2D-Aufnahmen, die aus den 3D-Tomosynthese-Aufnahmen errechnet werden. Solche synthetischen 2D-Aufnahmen könnten es ermöglichen, auf die 2D-Mammografie ganz zu verzichten und in Zukunft allein die digitale Tomosynthese als Screeningverfahren mit einer Dosis vergleichbar der Dosis einer normalen Screeningmammografie einzusetzen (Skaane et al. 2014, Houssami et al. 2014, Gur et al. 2012). Entscheidend und bisher nicht abschließend geklärt ist hierbei die Frage, ob mit den synthetischen 2D-Aufnahmen eine ausreichende Darstellung von Mikroverkalkungen erreicht werden kann, da mehrere Faktoren in der digitalen Tomosynthese die Darstellung von Mikroverkalkungen beinträchtigen können (schlechtes Signal-zu-Rausch-Verhältnis der zur Rekonstruktion benutzten einzelnen Niedrigdosis-aufnahmen, Verschlechterung der Ortsauflösung durch „Pixel-Binning“, mögliche Bewegungs-unschärfen und Fehlregistrierungen bei der Rekonstruktion durch den kontinuierlichen bzw. step-and-shoot-Aufnahmemodus und die deutlich längeren Gesamtuntersuchungszeiten bei der Tomosynthese gegenüber der konventionellen Mammografie) (Spangler et al. 2011).

Unterschiede in der Bewertung der digitalen Tomosynthese ergeben sich auch daraus, dass die Abklärungsrate bei der Screening-Mammografie in den USA sehr viel höher liegt (bis zu 10 % und mehr) als bei den europäischen bevölkerungsbezogenen Screening-Programmen (in der Regel 2 % bis 5 %). So konnte in einer kürzlich veröffentlichen Studie aus den USA gezeigt werden, dass durch die ergänzende Durchführung einer digitalen Tomosynthese in zwei Ebenen zusätzlich zur regulären digitalen 2D-Mammografie die Abklärungsrate („recall rate“) von 12 % auf 8,4 % gesenkt werden konnte bei gleichzeitig leichter (nicht-signifikanter) Erhöhung der Detektionsrate (Haas et al. 2013). Da die Abklärungsraten in den europäischen bevöl-kerungsbezogenen Screening-Programmen bereits ohne Tomosynthese deutlich unter der Abklärungsrate der amerikanischen Studie mit zusätzlichem Einsatz der Tomosynthese im Screening liegen, sind diese Ergebnisse für die europäische Situation nicht relevant.

Zwei kürzlich erschienene prospektive Studien, durchgeführt im Rahmen von europäischen bevölkerungsbezogenen Screeningprogrammen, ergaben für den Einsatz der digitalen Tomosynthese zusammen mit einer regulären digitalen Mammografie eine Steigerung der Detektionsrate um 30 % bis 50 % im Vergleich zur regulären Mammografie alleine (Ciatto et al. 2013, Skaane et al. 2013). Auf Grund des nicht-randomisierten Aufbaus beider Studien und dem Fehlen einer zweiten Screeningrunde zur Trennung zwischen prävalenten und inzidenten Karzinomen sind Aussagen bezüglich der klinischen Relevanz der zusätzlich detektierten Karzinome jedoch nur eingeschränkt möglich. Zukünftige Studien müssen zeigen, ob die Detektion der zusätzlichen Karzinome in der digitalen Tomosynthese zu einer relevanten Senkung von Intervallkarzinomen und Karzinomen mit fortgeschrittenem Tumorstadium führt, oder ob es sich nur um eine Vorverlegung des Entdeckungszeitpunktes bei langsam wachsenden Karzinomen ohne Einfluss auf den klinischen Verlauf handelt (Houssami et al. 2014, Drukker et al. 2014).

3.2 Technische Anforderungen, Dosimetrie, Qualitätskontrolle, allgemeine Personalexposition

3.2.1 Technische Qualitätssicherung allgemein

Die technische Qualitätssicherung an Röntgeneinrichtungen legt die sog. Qualitätssicherungsrichtlinie (BMUB 2014) fest. Diese Richtlinie verweist für viele Röntgeneinrichtungen auf Normen, die insbesondere in der Normenreihe 6868 die Durchführung der Abnahme- und Konstanzprüfung beschreiben. Grundsätzlich gilt, dass bei Vorhandensein einer Norm diese anzuwenden ist. Eine Prüfung kann aber auch mit gleichwertigen oder höheren Anforderungen nach einer anderen Methode erfolgen. Die Gleich- oder Höherwertigkeit muss dabei nachgewiesen sein. Da die CBCT-Methode in verschiedensten Gerätetypen und Einsatzbereichen zu finden ist, sind auch einige unterschiedliche Normen und Anforderungen betroffen.

Wird ein Durchleuchtungsgerät mit 3D-Option (Cone Beam) betrieben, so wird dieses nach der DIN 6868-150 (DIN 2013a) abgenommen. Diese Norm regelt die Abnahmeprüfung in der Medizin für:

- die Mehrzahl der Projektionsaufnahmeanlagen,
- Durchleuchtungsgeräte mit und ohne 3D-Option,
- mobile C-Arme mit und ohne 3D-Option,
- 3D-Geräte, die über eine 2D-Option verfügen und befundfähige 2D-Aufnahmen liefern.

Sie gilt nicht für:

- CBCT-Einrichtungen der Strahlentherapie,
- Anlagen für Mammografie,
- Anlagen im Einsatz der Zahnmedizin,
- 3D-Systeme ohne die Möglichkeit, befundfähige 2D-Projektionsaufnahmen anfertigen zu können.

3.2.2 Technische Anforderungen

Technische Parameter sollten folgendermaßen aufeinander abgestimmt sein:

Die Abbildungsgeometrie sollte zielführend sein. Vergrößerung, Strahlengang etc. sollten aneinander angepasst sein. Die Brennfleckgröße, die Detektorelementgröße und die geometrische Vergrößerung sollten im richtigen Verhältnis stehen. Filterung, Röhrenspannung und Generatorleistung sollten eine optimierte Strahlungsqualität mit ausreichender Dosisleistung ermöglichen. Eine adäquate Dosisleistung ist notwendig, damit die digitalen Bilder ein ausreichendes Kontrast-Rausch-Verhältnis aufweisen und im Hinblick auf die Ortsauflösung eine nicht zu lange Scanzeit benötigen.

Der Anwender muss sich im Klaren sein, dass die Bildqualitätsparameter einen maßgeblichen Einfluss auf die applizierte Strahlendosis haben. Auf keinen Fall darf die Bildqualität wegen des Bildeindrucks auf Kosten des Strahlenschutzes optimiert werden, sondern immer in

Hinblick auf die diagnostische Aussage einer Untersuchung. „Schöne Bilder“ sind nicht gleich „sinnvolle Bilder“.

Sofern (während der Rekonstruktion) Korrekturen am Bildeindruck vorgenommen werden, die die diagnostische Aussagekraft beeinflussen, muss der Anwender auf sie aufmerksam gemacht werden. Dies gilt insbesondere für die Entwicklung zukünftiger, auch iterativer Rekonstruktionsalgorithmen.

Die Datensätze sollten mittels gängiger Software nachverarbeitet werden können, so dass z. B. dickschichtige Reformationen zur Senkung des Rauschens und zur besseren Beurteilung von Weichteilstrukturen verwendet werden können. Die meisten CBCT-Scanner haben weitaus inkonstantere Grauwerte als die MDCT. Die Grauwerte entsprechen in der Regel nicht den Qualitätskriterien der Hounsfield-Skala im CT. Der Anwender muss auf die meist nur relative Vergleichbarkeit der gemessenen Grauwerte hingewiesen werden.

Der Scanner sollte in bestehende Untersuchungsumgebungen wie z. B. Angiografiesysteme integriert sein, so dass die Datensätze sinnvoll zwischen beiden Systemen ausgetauscht und kombiniert werden können und der Nutzen eines 3D-Datensatzes für die weitere Intervention optimiert wird.

3.2.3 Dosimetrie

Jede Röntgenanlage in der Medizin muss die erforderlichen Dosisdaten zur Dokumentation der Strahlenexposition des Patienten anzeigen. Ferner müssen im Rahmen der Qualitätssicherung die erforderlichen Dosisgrößen für Abnahme- und Konstanzprüfung festgelegt und messbar sein. Die definierte Dosimetrie ermöglicht die Abschätzung der individuellen Strahlenexposition und dient auch der Optimierung der Untersuchung im Sinne des Strahlenschutzes (z. B. DRW).

In der MDCT gibt es das etablierte Verfahren des CTDI (CT Dose Index) bzw. $CTDI_{vol}$ und DLP (Dosislängenprodukt). Der CTDI wurde anfangs für relativ schmale Kegelwinkel entwickelt und wird aktuell für große Kegelstrahlwinkel weiterentwickelt. Das CTDI-Konzept ist immer noch für sequenzielle Scans bzw. Spiralscans mit vielen in Patientenachse benachbarten Schichten ausgelegt. Im Allgemeinen verfügen CBCT nicht über Spiralscanmöglichkeiten. Der $CTDI_{vol}$ ist somit nicht auf die CBCT zu übertragen. Ignoriert man diesen Fakt, werden die so gemessenen $CTDI_{vol}$ die Dosis maßgeblich unterschätzen (Dixon and Boone 2010). Nutzt man weiterhin das traditionelle $CTDI_{vol}$-Konzept, kann es insbesondere im Vergleich zu Dosismessungen bei geringer Kollimation zu erheblichen systematischen Abweichungen kommen.

Es gibt momentan Überlegungen, ein neues, übergeordnetes CT-Dosismessverfahren zu etablieren, welches in ICRU-Report No. 87 (ICRU 2012) vorgeschlagen wurde und für alle Arten von CT-Scanner-Systemen Verwendung finden könnte.

Für zahnmedizinische CBCT hat das SEDENTEXCT-Konsortium einen Report (EC 2012) herausgegeben, in welchem das Kerma-Dosisflächenprodukt zusammen mit CTDI-ähnlichen Messungen als Grundlage genommen wurde. Ein CBCT-DI wurde definiert (Pauwels et al. 2012b). Im Rahmen dieser Arbeiten wurde ein Phantom beschrieben (SEDENTEXCT DI), mit dessen Hilfe zwei Dosisindices bestimmt werden können. Unklar ist jedoch weiterhin das Verhältnis dieser Indices zu der Patientendosis. Allgemein ist das Dosisflächenprodukt eine weit verbreitete Dosimetrie für Kegelstrahl-CT-Systeme. Zur Dosisdokumentation können sowohl das Dosisflächenprodukt als auch das Dosislängenprodukt als Dosisgrößen angegeben werden.

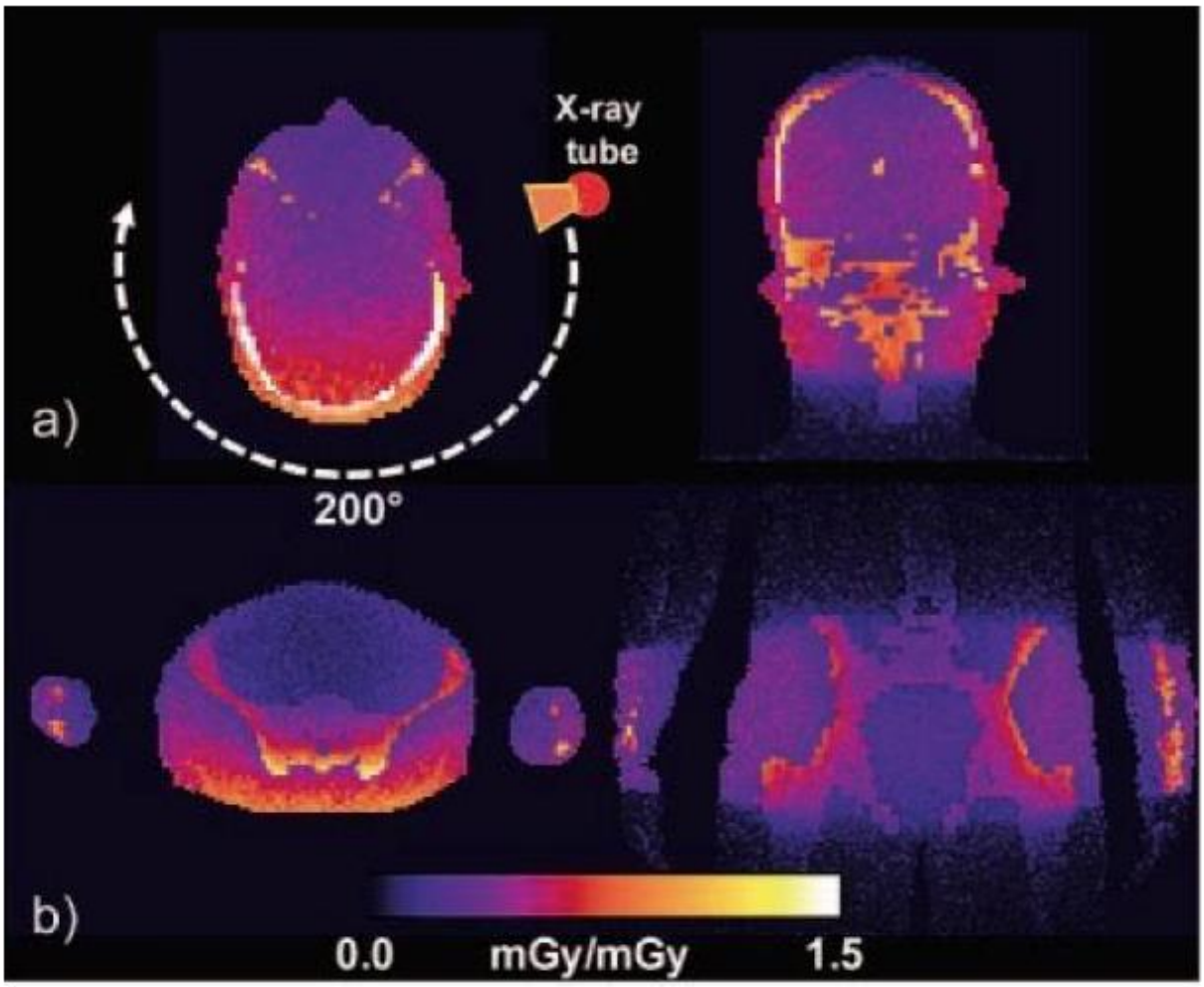


Abb. 3.4: Dosisverteilung einer CBCT-Untersuchung mit Teilrotation (Kyriakou et al. 2008, Abdruck mit freundlicher Genehmigung der American Society of Neuroradiology).

Ein weiterer, wesentlicher Unterschied der CBCT im Vergleich zur MDCT ist die Tatsache, dass die Dosisverteilung im Patienten nicht rotationssymmetrisch ist, denn viele CBCT-Scanner-Systeme rotieren lediglich 180° + Strahlenwinkel um den Patienten (Abb. 3.4). Dadurch wird notwendig, diese sehr inhomogene Dosisverteilung für die Abschätzung der Patientenexposition zu berücksichtigen. Dies kann im einfachsten Fall durch Mittelwertbildung in der Schnittbildebene geschehen, angelehnt an die Regel des gewichteten $CTDI_{vol}$. Fahrig et al. (Fahrig et al. 2006) schlagen eine mittlere, gewichtete Energiedosis in einem zylinderförmigen Phantom vor (D_0 und D_P sind dabei Dosismesswerte in der Mitte ($_0$) und am Rand ($_P$)):

$$\overline{D}(0) = \frac{1}{3} D_0 + \frac{2}{3} \overline{D}_P$$

Das Dosisflächenprodukt kann ein gutes und bereits bewährtes Maß für die Patientenexposition bei fluoroskopischen Untersuchungen sein. Allerdings kann das Dosisflächenprodukt nicht mit einem Dosislängenprodukt auf Grundlage von $CTDI_{vol}$-Messungen verglichen werden. Ein solcher Vergleich wäre in der Zukunft wünschenswert, um beispielsweise unterschiedliche Untersuchungsmethoden besser vergleichend zu bewerten.

Für dedizierte Scannersysteme, die hauptsächlich für diagnostische Anwendungen im Bereich der MKG und Zahnmedizin eingesetzt werden, sind von den Herstellern dieser Geräte häufig

keine Festlegungen getroffen worden, die konsistent mit den Konstanz- und Abnahmeprüfungen sind und einfach in Dosisgrößen wie DLP ($CTDI_{vol}$) oder DFP (Dosisflächenprodukt) umgerechnet werden können.

Zur Festlegung standardisierter Dosisausgangsgrößen und Berechnungsverfahren für Patientenexpositionen in der Röntgenbildgebung wird zurzeit die DIN 6809-3 (Klinische Dosimetrie – Teil 3: Röntgendiagnostik) (DIN 2012) überarbeitet. Diese Norm wird Dosisgrößen (einschließlich Dosismess- und Dosisberechnungsverfahren) für CBCT vorschlagen und entspricht den Zielen dieser Empfehlung.

3.2.4 Personalexposition

Bei dedizierten CBCT-Geräten, die ausschließlich für diagnostische Anwendungen z. B. im Bereich der MKG und Zahnmedizin eingesetzt werden, ist in der Regel das Personal nicht im Kontrollbereich tätig und somit so gut wie gar nicht beruflich strahlenexponiert. Anders sieht es bei der Verwendung der CBCT in der intraoperativen und der interventionellen Bildgebung aus. Hier arbeiten viele verschiedene Arten von Berufsgruppen an einem Patienten. Für das Personal gelten die gleichen Schutzmaßnahmen (Abstand, Bleischürze, Schilddrüsenschutz, Dosimetrie). Den im Kontrollbereich anwesenden beruflich strahlenexponierten Personen muss klar sein, dass die Dosisleistung bei einer Durchleuchtung deutlich geringer ist als bei der Akquisition einer CBCT, bei der die Bildserienfrequenz höher ist. Außerdem ist die Streustrahlendosis bei der CBCT zusätzlich erhöht, da die Röntgenröhre aufgrund der Rotation nicht immer in der für den Strahlenschutz des Personals optimalen Position ist. Die Personalexposition während einer CBCT liegt in der Größenordnung einer DSA-Serie (die tatsächliche Vergleichbarkeit hängt von zahlreichen Scanparametern, Untersuchungsvolumen etc. ab). Die Positionierung gerätetechnischer Strahlenschutzmittel und Strahlenschutzwände muss aufgrund der Fahrwege von Röntgenröhre und Detektor im Voraus geplant sein. Da für gewöhnlich während einer CBCT-Untersuchung keine weitere Manipulation am Patienten notwendig ist, muss das Personal, sofern im Rahmen einer Intervention machbar, während der Datenakquisition selbst den Untersuchungsraum verlassen oder einen Abstand wählen, der außerhalb des Kontrollbereichs liegt. Bei Kontrastmitteluntersuchungen sind bis auf begründete Ausnahmen Injektoren zu verwenden.

Somit gilt:

1. Allem beruflich strahlenexponiertem Personal im Kontrollbereich muss der deutliche Unterschied zwischen der Dosisleistung der Fluoroskopie und CBCT-Datenakquisition klar sein – obwohl dafür das gleiche Equipment verwendet wird.
2. Bei einem rein diagnostischen CBCT ist eine Personalexposition nicht gerechtfertigt und muss soweit wie möglich vermieden werden.
3. Bei interventionellen, intraoperativen CBCT-Anwendungen muss das Personal, sofern medizinisch vertretbar, den Raum verlassen.
4. Sollten dringende medizinische Gründe eine Anwesenheit z. B. der Anästhesie im Raum erfordern, so muss neben den obligatorisch zu nutzenden personenbezogenen Strahlenschutzmitteln der Abstand zu dem Patienten (Streustrahlung) so weit wie möglich erhöht werden, und es müssen gegebenenfalls technische Strahlenschutzmittel eingesetzt werden.

3.3 Anforderungen an den Arzt und med. Assistenzpersonal: Fachkunden (Arzt, MTRA, MFA)

Da es sich bei CBCT-Anwendungen in der Zahnmedizin, Radiologie und in anderen klinischen Fächern um eine relativ neue Technik handelt, existierte hierfür bis 2012 keine spezielle

Fachkundeanforderung nach Röntgenverordnung (RöV). Mit der aktualisierten Fachkunderichtlinie, die seit 2012 in Kraft ist, wurden für die jeweiligen Anwendungsgebiete neue Anforderungen zum Sachkundeerwerb aufgenommen (BMU 2005). Die Mindestzahl der zu dokumentierenden Untersuchungen und die Mindestzeit zum Sachkundeerwerb richten sich hierbei nach der im jeweiligen Anwendungsgebiet zu erwartenden Patientenexposition. Weiterhin wurde das in allen Fachkunden enthaltene Prinzip beibehalten, dass für Schnittbildverfahren oder sonstige tomografische Verfahren, die in der Regel gegenüber der Projektionsradiografie eine höhere Patientenexposition aufweisen, zuvor die für das jeweilige Anwendungsgebiet notwendige Fachkunde der Projektionsradiografie nachgewiesen werden muss. Die genauen Regelungen finden sich in Tab. 4.2.1 unter Rö9 und in Tab. 4.2.4 unter Z4 der aktuellen Fachkunderichtlinie (BMU 2005).

- Für die Zahnmedizin beträgt die Mindestzeit zum Sachkundeerwerb 3 Monate mit einer Mindestzahl von 25 dokumentierten Untersuchungen. Zusätzlich muss ein 8-stündiger Spezialkurs mit praktischen Übungen absolviert werden.
- Für die Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde beträgt die Mindestzeit zum Sachkundeerwerb 3 Monate mit einer Mindestzahl von 50 dokumentierten Untersuchungen.
- Für sonstige tomografische Verfahren an Skelett, Gefäßen oder Organen mit fluoroskopischen C-Bögen beträgt die Mindestzeit zum Sachkundeerwerb 6 Monate mit einer Mindestzahl von 100 dokumentierten Untersuchungen.

Die Notwendigkeit einer Fachkunde für CBCT-Anwendungen entfällt für Ärzte, die bereits eine CT-Fachkunde nach Rö5.1 oder Rö5.2 besitzen.

Für medizinisches Hilfs- oder Assistenzpersonal existieren für CBCT-Anwendungen keine speziellen Regelungen, die von den gesetzlichen Vorgaben in der übrigen Röntgendiagnostik abweichen.

Die Mammatomosynthese stellt eine Erweiterung bestehender digitaler Vollfeldmammografiesysteme dar und führt zu Expositionen, die vergleichbar mit einer Mammografie in zwei Ebenen ist. Für sie ist daher keine spezielle Fachkunde notwendig.

3.4 Rechtfertigende Indikation, konkurrierende Verfahren, ökonomische Aspekte, zukünftige Entwicklungen, Orientierungshilfe, ärztliche Stellen

3.4.1 Rechtfertigung

Die nach RöV von einem fachkundigen Arzt zu stellende rechtfertigende Indikation kann in der Entscheidung, eine CBCT-Untersuchung durchzuführen oder nicht, von vielen Faktoren beeinflusst werden. Dazu gehören viele örtliche, technische und personelle Faktoren. Die wichtigsten hiervon sind:

a) Es gibt alternative Verfahren mit geringerer Strahlenexposition, wie z. B. radiografische Aufnahmen, die eine medizinische Fragestellung mit vergleichbarer Sicherheit beantworten. Weiterhin sind die alternativen Bildgebungsverfahren ohne Strahlenexposition wie Sonografie und MRT zu berücksichtigen. Die alleinige Abwehr juristischer Ansprüche ist keine Indikation, die eine Anwendung der CBCT rechtfertigen würde.

b) Die CBCT ist durch ihre hohe Bildqualität bei vergleichbarer Exposition das am besten geeignete Verfahren für bestimmte Indikationen, z. B. die Hochkontrastdarstellung von Cochleaimplantaten.

c) Die CBCT bietet Vorteile im gesamten Behandlungsablauf oder bei Notfällen, wenn sie unmittelbar verfügbar ist. Hier wäre mit vergleichbarer Exposition auch eine CT geeignet,

jedoch kommt es hierdurch in den meisten Fällen zu einer Unterbrechung und Verzögerung der Behandlung von einem bis zu mehreren Tagen.

d) Die CBCT erhöht die Sicherheit der medizinischen Behandlung bei bestimmten Indikationen. Beispiele sind die CBCT zur Implantologieplanung an Stelle eines Orthopantomogramms (OPG) mit fehlender dritter Dimension oder die inzwischen geforderte Schnittbildgebung mittels CT oder CBCT vor navigationsgesteuerten Eingriffen an den Nasennebenhöhlen.

e) Andere Röntgenuntersuchungen mit vergleichbarer Exposition können durch die CBCT ersetzt werden, wenn hierdurch Patientenrisiken, z. B. Transport vom OP in einen CT-Raum, vermieden werden können, oder sich eine operative Eingriffszeit verkürzen lässt. Typische Beispiele sind die während einer Angiografie durchgeführten CBCT-Untersuchungen bei neuroradiologischen Interventionen, um z. B. eine zerebrale Blutung auszuschließen oder die Platzierung von Stents oder Coils zu kontrollieren.

Die Auswahl konkurrierender Verfahren richtet sich ebenfalls nach den Einflussgrößen der Strahlenexposition, Bildqualität und zeitlich erforderlichen Verfügbarkeit. Es würde sicher allen Prinzipien des Strahlenschutzes widersprechen, wenn mangels Verfügbarkeit oder aus Gründen der Kostenerstattung alle OPG-Untersuchungen durch CBCT-Untersuchungen ersetzt würden. Die bessere dreidimensionale Darstellung anatomischer oder pathologischer Strukturen ist keine alleinige Rechtfertigung, auf zweidimensionale radiografische Untersuchungen zu verzichten. Radiografische Aufnahmen haben ein zwar rückläufiges, aber dennoch bestehendes Indikationsspektrum, z. B. bei intraoralen Einzelaufnahmen von Zähnen, OPG-Aufnahmen eines Zahnstatus oder zur Fokussuche, der Suche von röntgendichten Fremdkörpern im Gesichtsschädel und einer Reihe weiterer spezieller Indikationen. Als Verfahren ohne ionisierende Strahlung kommt die Sonografie nur in wenigen Fällen als Alternative infrage. Die MRT hat ihre großen Vorteile in einer überlegenen Darstellung von Weichteilen, ist der CBCT jedoch durch die deutlich geringere Ortsauflösung und die fehlende Darstellung von Knochenstrukturen unterlegen. Bei Kindern und jugendlichen Patienten stellt sie eine sinnvolle Alternative bei der Abklärung zentraler und orbitaler Komplikationen der chronischen Rhinosinusitis dar.

3.4.2 Ökonomische Aspekte

Ein besonderes Problem stellen hier CBCT-Geräte dar, die als eigenständige Systeme eingesetzt werden. Um solche Systeme vermehrt auf dem Markt zu verbreiten, wurden sie in den letzten Jahren stark beworben. Neben organisatorischen Aspekten eines direkten Zugriffs der behandelnden Ärzte auf diese Bildgebung sind ökonomische Aspekte ebenso zu bedenken. Die Anschaffungs- und Betriebskosten eines dedizierten CBCT-Scanners liegen deutlich unter den entsprechenden Kosten eines MDCT-Geräts. Gegenüber privat versicherten Patienten wurden CBCT-Untersuchungen jedoch von Anfang an äquivalent einer CT-Untersuchung mit 3D-Nachverarbeitung abgerechnet. Diese Art der Abrechnung wurde im Mai 2012 von der Bundesärztekammer bestätigt (BÄK 2012). Aus Sicht der SSK ist eine Erhöhung der Exposition aus diesen Gründen kritisch zu sehen.

3.4.3 Orientierungshilfe und ärztliche/zahnärztliche Stellen

In der Orientierungshilfe für bildgebende Untersuchungen der SSK in der Version vom September 2010 (SSK 2010b) sind die tomografischen Verfahren mittels CBCT/DVT noch nicht enthalten. Sie werden allerdings in der aktuell für das Jahr 2015 geplanten Überarbeitung für typische klinische Situationen, in denen die CBCT in Ergänzung oder an Stelle radiografischer Aufnahmen oder der CT in Frage kommt, neu aufgenommen. Zahnmedizinische und kieferchirurgische Indikationen werden hier jedoch nicht behandelt, da sie

nicht Bestandteil der Orientierungshilfe sind. Diese Bildgebung wird in der Regel durch die behandelnden Zahnärzte oder Mund-Kiefer-Gesichtschirurgen selbst indiziert und durchgeführt. Weiterhin werden sich die Indikationen auf typische klinische Fragestellungen beschränken, da die Orientierungshilfe nicht alle Spezialanwendungen abdecken kann. Da die CBCT mit dedizierten Geräten im Kopf-Halsbereich bei den meisten Fragestellungen eine Alternative zur CT mit niedriger Dosis an Hochkontrastobjekten darstellt, dürften die Indikationen und Kommentare weitgehend denen der CT entsprechen. Für andere Anwendungen im Bereich des Körperstamms oder der Peripherie, in denen die CBCT eine Ergänzung zu fluoroskopischen oder angiografischen Untersuchungen und Eingriffen darstellt, werden Indikationen in die jeweils zutreffenden Kapitel, insbesondere jedoch in Kapitel N „Interventionelle Radiologie“, aufgenommen.

Die rechtfertigende Indikation nach § 23 RöV ist Bestandteil der Überprüfung durch die ärztlichen Stellen. Eine Überprüfung der Dosis anhand von DRW ist noch nicht möglich, da diese vom BfS bisher u. a. wegen fehlender einheitlicher Angaben zur Patientenexposition an Systemen nicht erstellt werden können und es aus einer Reihe von Gründen auch schwierig sein dürfte, entsprechende Referenzwerte in absehbarer Zeit zu erstellen. Bei angiografischen oder fluoroskopischen Anwendungen oder Interventionen sollte die CBCT-Exposition vom DFP der Durchleuchtungs- und Aufnahmeserien getrennt werden. Bei dedizierten CBCT-Systemen für Kopf-Hals-Untersuchungen werden von den Herstellern zum Teil DFP-Werte angegeben, zum Teil wie bei CT-Untersuchungen $CTDI_{vol}$-Werte. Als Plausibilitätskontrolle kann daher nur der für den Gesichtsschädel vom BfS publizierte Referenzwert von 9 mGy $CTDI_{vol}$ für CT-Untersuchungen herangezogen werden.

Literatur

Abdel-Wahed et al. 2013	Abdel-Wahed N, Amer ME, Abo-Taleb NS. Assessment of the role of cone beam computed sialography in diagnosing salivary gland lesions. Imaging Sci Dent. 2013; 43(1): 17-23
Adamus et al. 2009	Adamus R, Pfister M, Loose R. Enhancing Transjugular Intrahepatic Portosystemic Shunt (TIPS) Puncture by 3D Path Planning Based on the Back-Projection of Two 2D Portographies. Radiology 2009; 251(2): 543-7
Adamus et al. 2011	Adamus R, Uder M, Wilhelm M, Loose R. Periinterventionelle Cone-Beam-CT: Anwendung bei transarterieller Chemoembolisation von Lebertumoren. Fortschr Röntgenstr 2011; 183(7): 658–661
Akyalcin et al. 2013	Akyalcin S, Dyer DJ, Cagla Sar JD. Comparison of 3-dimensional dental models from different sources: Diagnostic accuracy and surface registration analysis. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics 2013; 144 (6): 831-837
Aschendorff et al. 2004	Aschendorff A, Kubalek R, Hochmuth A, Bink A, Kurtz C, Lohnstein P, Klenzner T, Laszig R. Imaging procedures in cochlear implant patients – evaluation of different radiological techniques. Acta Otolaryngol Suppl. 2004; 552: 46-9
AWMF 2013	Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften. S2k-Leitlinie: Dentale digitale Volumentomographie Version Nr. 9 vom 5. August 2013. http://www.awmf.org/leitlinien/detail/ll/083-005.html (zuletzt aufgerufen am 28.10.2015)
Baker und Lo 2011	Baker JA, Lo JY. Breast tomosynthesis: state-of-the-art and review of the literature. Acad Radiol. 2011; 18: 1298-1310
Bartling et al. 2006	Bartling SH, Gupta R, Torkos A, Dullin C, Eckhardt G, Lenarz T, Becker H, Stöver T. Flat-panel volume computed tomography for cochlear implant electrode array examination in isolated temporal bone specimens. Otol Neurotol. 2006; 27(4): 491-8
Batra et al. 2008	Batra PS, Kanowitz SJ, Citardi MJ. Clinical utility of intraoperative volume computed tomography scanner for endoscopic sinonasal and skull base procedures. Am J Rhinol. 2008; 22(5): 511-5
BfS 2010	Bundesamt für Strahlenschutz (BfS). Bekanntmachung der aktualisierten diagnostischen Referenzwerte für diagnostische und interventionelle Röntgenuntersuchungen vom 22. Juni 2010. BAnz. Nr. 111 vom 28.07.2010, S. 2594

Bitterwolf et al. 2013	Bitterwolf L, Lünzner K, Heinrichs J, Diogo I, Wiegand S, Tevmoortash A, Güldner C. Dosisreduktion unter Betrachtung der erforderlichen Bildqualitat – Wie viel Dosis braucht ein Bild? Laryngo-Rhino-Otol. 2013; 92(05): 332-337
BMU 2005	Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit (BMU). Richtlinie „Fachkunde und Kenntnisse im Strahlenschutz bei dem Betrieb von Röntgeneinrichtungen in der Medizin oder Zahnmedizin“ vom 22. Dezember 2005, zuletzt geändert durch Rundschreiben des BMU v. 27.6.2012 – RS II 4 – 11603/01, GMBI 2012, S. 724
BMU 2009	Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit (BMU). Richtlinie für die technische Prüfung von Röntgeneinrichtungen und genehmigungsbedürftigen Störstrahlern – Richtlinie für Sachverständigenprüfungen nach der Röntgenverordnung (SV-RL) – vom 09. Januar 2009, zuletzt geändert durch Rundschreiben vom 01.08.2011
BMUB 2014	Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz, Bau und Reaktorsicherheit (BMUB). Qualitätssicherungs-Richtlinie (QS-RL), Richtlinie zur Durchführung der Qualitätssicherung bei Röntgeneinrichtungen zur Untersuchung oder Behandlung von Menschen nach den §§ 16 und 17 der Röntgenverordnung vom 23. Juni 2014. GMBl 2014, S. 918
BÄK 2007	Bundesärztekammer (BÄK). Leitlinie der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Computertomographie, gemäß Beschluss des Vorstandes der Bundesärztekammer vom 23. November 2007
BÄK 2012	Bundesärztekammer (BÄK). Abrechnung der digitalen Volumentomographie analog Nr. 3091 GOÄ und Abrechnung einer Computertomographie des Herzens nach Nr. 5371 GOA. Deutsches Ärzteblatt 2012; Jg. 109, Heft 49
Bremke et al. 2009	Bremke M, Sesterhenn AM, Murthum T, Al Hail A, Bien S, Werner JA. Digital volume tomography (DVT) as a diagnostic modality of the anterior skull base. Acta Otolaryngol. 2009; 129(10): 1106-14
Cakli et al. 2011	Cakli H, Cingi C, Ay Y, Oghan F, Ozer T, Kaya E. Use of cone beam computed tomography in otolaryngologic treatments. Eur Arch Otorhinolaryngol. 2011; 269(3): 711-20
Casselman et al. 2010	Casselman JW, De Foer B, De Bondt BJ. Diffusion-weighted MR imaging of the head and neck. J Radiol. 2010; 91(3 Pt 2): 369-74

Cavagnetto et al. 2013	Cavagnetto F, Taccini G, Rosasco R, Bampi R, Calabrese M, Tagliafico A. 'In vivo' average glandular dose evaluation: one-to-one comparison between digital breast tomosynthesis and full-field digital mammography. Radiat Prot Dosimetry 2013; 157: 53-61
Ciatto et al. 2013	Ciatto S, Houssami N, Bernardi D, Caumo F, Pellegrini M, Brunelli S, Tuttobene P, Bricolo P, Fanto C, Valentini M, Montemezzi S, Macaskill P. Integration of 3D digital mammography with tomosynthesis for population breast-cancer screening (STORM): a prospective comparison study. The lancet oncology 2013; 14: 583-589
Conant 2014	Conant EF. Clinical implementation of digital breast tomosynthesis. Radiol Clin North Am. 2014; 52: 499-518
Dalchow et al. 2006	Dalchow C, Weber AL, Bien S, Yanagihara N, Werner JA. Value of digital volume tomography in patients with conductive hearing loss. Eur Arch Otorhinolaryngol. 2006; 263(2): 92-9
Daly et al. 2006	Daly MJ, Siewerdsen JH, Moseley DJ, Jaffray DA, Irish JC. Intraoperative cone-beam CT for guidance of head and neck surgery: Assessment of dose and image quality using a C-arm prototype. Med Phys. 2006; 33(10): 3767-80
DGI 2011	Deutsche Gesellschaft für Implantologie (DGI). S2k-Leitlinie: Indikationen zur implantologischen 3D-Röntgendiagnostik und navigationsgestützten Implantologie, Leitlinie 083-011, 2011. http://www.awmf.org/uploads/tx_szleitlinien/083-011l_S2k_Indikationen_implantologische_3D-R%C3%B6ntgendiagnostik_navigationsgest%C3%BCtzte_Implantologie_2012-03.pdf (zuletzt aufgerufen am 28.10.2015)
Dijkstra et al. 2011	Dijkstra M, Eagleton M, Greenberg R, Mastracci T, Hernandez A. Intraoperative C-arm cone-beam computed tomography in fenestrated/branched aortic endografting. J Vasc Surg. Journal of vascular surgery 2011; 53(3): 583-90
DIN 2007	Deutsches Institut für Normung (DIN). DIN 6868-4. Sicherung der Bildqualität in röntgendiagnostischen Betrieben – Teil 4: Konstanzprüfung an medizinischen Röntgeneinrichtungen zur Durchleuchtung. Ausgabedatum: 2007-10
DIN 2012	Deutsches Institut für Normung (DIN). DIN 6809-3. Klinische Dosimetrie – Teil 3: Röntgendiagnostik. Ausgabedatum: 2012-09
DIN 2013a	Deutsches Institut für Normung (DIN). DIN 6868-150. Sicherung der Bildqualität in röntgendiagnostischen Betrieben – Teil 150: Abnahmeprüfung nach RöV an medizinischen Röntgeneinrichtungen für Aufnahme und Durchleuchtung., Ausgabedatum 2013-06

DIN 2013b	Deutsches Institut für Normung (DIN). DIN 6868-161. Sicherung der Bildqualität in röntgendiagnostischen Betrieben – Teil 161: Abnahmeprüfung nach RöV an zahnmedizinischen Röntgeneinrichtungen zur digitalen Volumentomographie. Ausgabedatum: 2013-01
DIN 2014a	Deutsches Institut für Normung (DIN). DIN EN 60601-2-44. Besondere Festlegungen für die Sicherheit einschließlich der wesentlichen Leistungsmerkmale von Röntgeneinrichtungen für die Computertomographie, November 2014
DIN 2014b	Deutsches Institut für Normung (DIN). DIN 6868-15. Sicherung der Bildqualität in röntgendiagnostischen Betrieben – Teil 15: Konstanzprüfung nach RöV an zahnmedizinischen Röntgeneinrichtungen zur digitalen Volumentomographie; Ausgabedatum: 2014-07
Dixon and Boone 2010	Dixon RL, Boone JM. Cone beam dosimetry: a unified and self-consistent approach including all scan modalities – with or without phantom motion. Med Phys. 2010;37(6): 2703-18
Drukker et al. 2014	Drukker CA, Schmidt MK, Rutgers EJ, Cardoso F, Kerlikowske K, Esserman LJ, van Leeuwen FE, Pijnappel RM, Slaets L, Bogaerts J, Van't Veer LJ. Mammographic screening detects low-risk tumor biology breast cancers. Breast Cancer Res Treat. 2014; 144: 103-111
EC 2012	European Commission (EC). Radiation Protection No 172, Cone beam CT for dental and maxillofacial radiology (Evidence-based guidelines). 2012. ISSN 1681-6803
Faccioli et al. 2009	Faccioli N, Barillari M, Zivelonghi E, Rizzotti A, Cerini R, Mucelli RP. Radiation dose saving through the use of cone-beam CT in hearing-impaired patients. Radiol Med. 2009; 114(8): 1308-18
Fahrig et al. 2006	Fahrig R, Dixon R, Payne T, Morin RL, Ganguly A, Strobel N. Dose and image quality for a cone-beam C-arm CT system. Med Phys. 2006; 33(12): 4541-50
Fokkens et al. 2012	Fokkens WJ, Lund VJ, Mullol J, Bachert C, Alobid I, Baroody F, Cohen N, Cervin A, Douglas R, Gevaert P, Georgalas C, Goossens H, Harvey R, Hellings P, Hopkins C, Jones N, Joos G, Kalogiera L, Kern B, Kowalski M, Price D, Riechelmann H, Schlosser R, Senior B, Thomas M, Toskala E, Voegels R, Wang de Y, Wormald PJ. European Position Paper on Rhinosinusitis and Nasal Polyps 2012. Rhinol Suppl. 2012; (23): 3 p preceding table of contents, 1-298
Gennaro et al. 2010	Gennaro G, Toledano A, di Maggio C, Baldan E, Bezzon E, La Grassa M, Pescarini L, Polico I, Proietti A, Toffoli A, Muzzio PC. Digital breast tomosynthesis versus digital mammography: a clinical performance study. Eur Radiol. 2010; 20: 1545-1553

Grauer et al. 2009	Grauer D, Cevidanes LS, Styner MA, Ackerman JL, Proffit WR. Pharyngeal airway volume and shape from cone-beam computed tomography: relationship to facial morphology. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2009; 136(6): 805-14
Güldner et al. 2012a	Güldner C, Zimmermann AP, Diogo I, Werner JA, Teymoortash A. Age-dependent differences of the anterior skull base. Int J Pediatr Otorhinolaryngol. 2012; 76(6): 822-8
Güldner et al. 2012b	Güldner C, Ningo A, Voigt J, Diogo I, Heinrichs J, Weber R, Wilhelm T, Fiebich M. Potential of dosage reduction in cone-beam-computed tomography (CBCT) for radiological diagnostics of the paranasal sinuses. Eur Arch Otorhinolaryngol. 2012; 270(4): 1307-15
Güldner et al. 2013	Güldner C, Heinrichs J, Weiß R, Eivazi B, Bien S, Teymoortash A, Werner JA, Diogo I. Prospective evaluation of reliability of cone beam computed tomography in detecting different position of vibroplasty middle ear implants. Clin Otolaryngol. 2013; 38(3): 217-24
Gupta et al. 2004	Gupta R, Bartling SH, Basu SK, Ross WR, Becker H, Pfoh A, Brady T, Curtin HD. Experimental flat-panel high-spatial-resolution volume CT of the temporal bone. Am J Neuroradiol. 2004; 25(8): 1417-24
Gur et al. 2012	Gur D, Zuley ML, Anello MI, Rathfon GY, Chough DM, Ganott MA, Hakim CM, Wallace L, Lu A, Bandos AI. Dose reduction in digital breast tomosynthesis (DBT) screening using synthetically reconstructed projection images: an observer performance study. Acad Radiol. 2012, 19: 166-171
Haas et al. 2013	Haas BM, Kalra V, Geisel J, Raghu M, Durand M, Philpotts LE. Comparison of tomosynthesis plus digital mammography and digital mammography alone for breast cancer screening. Radiology 2013; 269: 694-700
Hellerhoff 2010	Hellerhoff K. Digitale Brusttomosynthese : Technische Grundlagen, aktuelle klinische Relevanz und Perspektiven für die Zukunft. Der Radiologe 2010; 50: 991-998
Hohl et al. 2008	Hohl C, Boese J, Strobel N, Backwitz R, Lauritsch G, Mühlenbruch G, Günther RW. Angiographische CT: Messung der Patientendosis. Fortschr Röntgenstr. 2008; 180(5): 1055
Horner et al. 2012	Horner K, Jacobs R, Schulze R. Dental CBCT Equipment and Performance Issues. Rad Protect Dosim. 2012; 1-7
Houssami und Skaane 2013	Houssami N, Skaane P. Overview of the evidence on digital breast tomosynthesis in breast cancer detection. Breast 2013; 22: 101-108

Houssami et al. 2014	Houssami N, Macaskill P, Bernardi D, Caumo F, Pellegrini M, Brunelli S, Tuttobene P, Bricolo P, Fanto C, Valentini M, Ciatto S. Breast screening using 2D-mammography or integrating digital breast tomosynthesis (3D-mammography) for single-reading or double-reading – Evidence to guide future screening strategies. Eur J Canc. 2014; 50: 1799-1807
Huppert et al. 2009	Huppert P, Firlbeck G, Meissner O, Wietholtz H. C-Arm-CT bei der Chemoembolisation von Lebertumoren. Der Radiologe 2009; 49: 830-836
ICRP 2014	International Commission on Radiological Protection (ICRP). Radiological Protection in Cone Beam Computed Tomography (CBCT). ICRP Publication 129. Ann. ICRP 2015; 44(1)
ICRU 2012	International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). ICRU Report No. 87: radiation dose and image-quality assessment in computed tomography. J ICRU 2012; 12(1):1-149
Iwai et al. 2001	Iwai K, Arai Y, Hashimoto K, Nishizawa K. Estimation of effective dose from limited cone beam X-ray CT examination. Jpn Dent Radiol. 2001; 40(4): 251-259
Kalender 2011	Kalender WA. Computed tomography. Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications. 3rd revised and enlarged edition. Publicis Erlangen 2011
Kalender et al. 2012	Kalender WA, Beister M, Boone JM, Kolditz D, Vollmar SV, Weigel MC. High-resolution spiral CT of the breast at very low dose: concept and feasibility considerations. Eur Radiol. 2012; 22: 1-8
Knörgen et al. 2012	Knörgen M, Brandt S, Kosling S. Comparison of quality on digital X-ray devices with 3D-capability for ENT-clinical objectives in imaging of temporal bone and paranasal sinuses. RöFo. 2012; 184(12): 1153-60
Kurzweg et al. 2011	Kurzweg T, Dalchow CV, Bremke M, Majdani O, Kureck I, Knecht R, Werner JA, Teymorrtash A. The value of digital volume tomography in assessing the position of cochlear implant arrays in temporal bone specimens. Ear Hear 2011; 31(3): 413-9
Kwok et al. 2013	Kwok YM, Irani FG, Tay KH, Yang CC, Padre CG, Tan BS. Effective dose estimates for cone beam computed tomography in interventional radiology. Eur Radiol. 2013; 23(11): 3197-204
Kyriakou et al. 2008	Kyriakou Y, Richter B, Dörfler A, Kalender WA. Neuroradiologic Applications with Routine C-arm Flat Panel Detector CT: Evaluation of Patient Dose Measurements. AJNR 2008; 29: 1930-1936

Kyriakou et al. 2009	Kyriakou Y, Struffert T, Dörfler A, Kalender W. Grundlagen der Flachdetektor-CT (FD-CT). Der Radiologe 2009; 49: 811-819
Kyriakou et al. 2011	Kyriakou Y, Kolditz D, Langner O, Krause J, Kalender W. Digital Volume Tomography (DVT) and Multislice Spiral CT (MSCT): an Objective Examination of Dose and Image Quality. RöFo. 2011; 183(2): 144-53
Lei et al. 2014	Lei J, Yang P, Zhang L, Wang Y, Yang K. Diagnostic accuracy of digital breast tomosynthesis versus digital mammography for benign and malignant lesions in breasts: a meta-analysis. Eur Radiol. 2014; 24: 595-602
Lindfors et al. 2010	Lindfors KK, Boone JM, Newell MS, D'Orsi CJ. Dedicated breast computed tomography: the optimal cross-sectional imaging solution? Radiol Clin North Am. 2010; 48: 1043-1054
Loose et al. 2004	Loose R, Adamus R, Wucherer M, Mechtel M, Geiger B. Abbildungseigenschaften eines neuen dynamischen Großfeld Festkörper Detektors für die DSA. RöFo. 2004; 176 Heft S1.
Ludlow et al. 2015	Ludlow J, Timothy R, Walker C, Hunter R, Benavides E, Samuelson DB, Scheske MJ. Effective dose of dental cone beam ct: a meta-analysis of published data and additional data for 9 cbct units. Dentomaxillofac Radiol. 2015; 44 (Special Issue CBCT)
Majdani et al. 2009	Majdani O, Thews K, Bartling S, Leinung M, Dalchow M, Labadie R, Lenarz T, Heidrich G. Temporal bone imaging: comparison of flat panel volume CT and multisection CT. Am J Neuroradiol. 2009; 30(7): 1419-24
Manarey et al. 2006	Manarey CR, Anand VK. Radiation dosimetry of the FluoroCAT scan for real-time endoscopic sinus surgery. Otolaryngol Head Neck Surg. 2006; 135(3): 409-12
Marx et al. 2014	Marx M, Risi F, Escudé B, Durmo I, James C, Lauwers F, Deguine O, Fraysse B. Reliability of cone beam computed tomography in scalar localization of the electrode array: a radio histological study. Eur Arch Otorhinolaryngol. 2014; 271(4): 673-9
Miracle and Mukherji 2009	Miracle AC, Mukherji SK. Conebeam CT of the head and neck, part 2: clinical applications. Am J Neuroradiol. 2009; 30(7): 1285-92
Mozzo et al. 1998	Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. Eur Radiol. 1998; 8 (9): 1558-1564
Olgar et al. 2012	Olgar T, Kahn T, Gosch D. Average glandular dose in digital mammography and breast tomosynthesis. Fortschr Röntgenstr. 2012; 184: 911-918

Park et al. 2007	Park JM, Franken EA Jr., Garg M, Fajardo LL, Niklason LT. Breast tomosynthesis: present considerations and future applications. Radiographics 2007; 27 Suppl 1: S231-S240
Pauwels et al. 2012a	Pauwels R, Beinsberger J, Collaert B, Theodorakou C, Rogers J, Walker A, Cockmartin L, Bosmans H, Jacobs R, Bogaerts R, Horner K. The SEDENTEXCT Project Consortium. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. Eur J Radiol. 2012; 81: 267-271
Pauwels et al. 2012b	Pauwels R, Theodorakou C, Walker A, Bosmans H, Jacobs R, Horner K, Bogaerts R. SEDENTEXCT Project Consortium (2012) Dose distribution for dental cone beam CT and its implication for defining a dose index. Dentomaxillofac Radiol. 2012; 41(7): 583-93
Peltonen et al. 2007	Peltonen LI, Aarnisalo AA, Kortesniemi MK, Suomalainen A, Jero J, Robinson S. Limited cone-beam computed tomography imaging of the middle ear: a comparison with multislice helical computed tomography. Acta Radiol. 2007; 48(2): 207-12
Rieber et al. 2009	Rieber J, Rohkohl C, Lauritsch G, Rittger H, Meissner O. Kardiale Anwendung der C-Arm-Computertomographie. Der Radiologe 2009; 49: 862-867
Schafer et al. 2011	Schafer S, Nithiananthan S, Mirota D, Uneri A, Stayman J, Zbijewski W, Schmidgunst C, Kleinszig G, Khanna A, Siewerdsena J. Mobile C-arm cone-beam CT for guidance of spine surgery: image quality, radiation dose, and integration with interventional guidance. Med Phys. 2011; 38(8): 4563-74
Schegerer et al. 2014	Schegerer AA, Lechel U, Ritter M, Weisser G, Fink C, Brix G. Dose and Image Quality of Cone-Beam Computed Tomography as Compared with Conventional Multislice Computed Tomography in Abdominal Imaging. Invest Radiol. 2014; 49 (10): 675-84.
Schulz et al. 2012	Schulz B, Potente S, Zangos S, Friedrichs I, Bauer RW, Kerl M, Vogl TJ, Mack MM. Ultra-low dose dual-source high-pitch computed tomography of the paranasal sinus: diagnostic sensitivity and radiation dose. Acta Radiol. 2012; 53(4): 435-40
Schulze et al. 2010	Schulze RKW, Berndt D, d'Hoedt B. On Cone-Beam Computed Tomography artifacts induced by titanium implants. Clin Oral Impl Res 2010; 21: 100-107
Sechopoulos 2013a	Sechopoulos I. A review of breast tomosynthesis. Part I. The image acquisition process. Med Phys. 2013; 40: 014301
Sechopoulos 2013b	Sechopoulos I. A review of breast tomosynthesis. Part II. Image reconstruction, processing and analysis, and advanced applications. Med Phys. 2013; 40: 014302

Skaane et al. 2013	Skaane P, Bandos AI, Gullien R, Eben EB, Ekseth U, Haakenaasen U, Izadi M, Jebsen IN, Jahr G, Krager M, Niklason LT, Hofvind S, Gur D. Comparison of digital mammography alone and digital mammography plus tomosynthesis in a population-based screening program. Radiology 2013; 267: 47-56
Skaane et al. 2014	Skaane P, Bandos AI, Eben EB, Jebsen IN, Krager M, Haakenaasen U, Ekseth U, Izadi M, Hofvind S, Gullien R. Two-view digital breast tomosynthesis screening with synthetically reconstructed projection images: comparison with digital breast tomosynthesis with full-field digital mammographic images. Radiology 2014; 271: 655-663
Sowards-Emmerd et al. 2009	Sowards-Emmerd D, Balakrishnan K, Wiener J, Lingxiong S, Jinghan Y. CBCT-subsystem performance of the multi-modality Brightview XCT system (M09-26). Nuclear Science Symposium Conference Record (NSS/MIC), 2009 IEEE
Spangler et al. 2011	Spangler ML, Zuley ML, Sumkin JH, Abrams G, Ganott MA, Hakim C, Perrin R, Chough DM, Shah R, Gur D. Detection and classification of calcifications on digital breast tomosynthesis and 2D digital mammography: a comparison. AJR 2011; 196: 320-324
SSK 2010a	Strahlenschutzkommission (SSK). Strahlenhygienische Anforderungen an IGRT (image guided radiotherapy/ bild-geführte Strahlentherapie). Empfehlung der Strahlenschutzkommission, verabschiedet in der 242. Sitzung am 01./02. Juli 2010. BAnz Nr. 68 vom 04.05.2011, S. 1599
SSK 2010b	Strahlenschutzkommission (SSK). Orientierungshilfe für bildgebende Untersuchungen. Empfehlung der Strahlenschutzkommission, verabschiedet in der 231. Sitzung der SSK am 09./10.12.2008. BAnz Nr. 5a vom 12.01.2010
Struffert et al. 2010	Struffert T, Hertel V, Kyriakou Y, Krause J, Engelhorn T, Schick B, Iro H, Hornung J, Doerfler A. Imaging of cochlear implant electrode array with flat-detector CT and conventional multislice CT: comparison of image quality and radiation dose. Acta Otolaryngol. 2010; 130(4): 443-52
Struffert et al. 2014	Struffert T, Hauer M, Blanckwitz R, Köhler C, Royalty K, Doerfler A. Effective dose to patient measurements in flat-detector and multislice computed tomography: a comparison of applications in neuroradiology. Eur Radiol. 2014; 24(6): 1257-65
Stuck et al. 2011	Stuck BA, Bachert C, Federspil P, Hosemann W, Klimek L, Mösges R, Pfaar O, Rudack C, Sitter H, Wagenmann M, Weber R, Hörmann K. Leitlinie „Rhinosinusitis“ – Langfassung: S2-Leitlinie der Deutschen Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Kopf- und Hals-Chirurgie. HNO 2011; 60(2): 141-62

Stuck et al. 2012	Stuck BA, Hulse R, and Barth TJ. Intraoperative cone beam computed tomography in the management of facial fractures. Int J Oral Maxillofac Surg. 2012; 41(10): 1171-5
Tagliafico et al. 2012	Tagliafico A, Astengo D, Cavagnetto F, Rosasco R, Rescinito G, Monetti F, Calabrese M. One-to-one comparison between digital spot compression view and digital breast tomosynthesis. Eur Radiol. 2012; 22: 539-544
Tarazona et al. 2013	Tarazona B, Llamas JM, Cibrian R, Gandia JL, Paredes V. A comparison between dental measurements taken from CBCT models and those taken from a Digital Method. Eur J Orthod. 2013; 35(1): 1-6
van Engen et al. 2013	van Engen R, Bosmans H, Bouwman NR, Dance D, Heid P, Lazzari B, Marshall N, Schopphoven S, Strudley C, Thijssen M, Young K. Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Digital Breast Tomosynthesis Systems. 2013; (Draft version 0.10) Nijmegen: EUREF (bearbeitete Version 1.0 vom März 2015 verfügbar unter: http://www.euref.org/downloads?download=50:european-tomo-protocol-version-1-0 (zuletzt aufgerufen am 28.10.2015))
Wacker et al. 2009	Wacker F, Meissner O, Meyer B. C-Arm-CT zur Planung und Steuerung extrahepatischer Embolisationen. Der Radiologe 2009; 49: 842–847
Wilhelm et al. 2009	Wilhelm KE, Rudorf H, Greschus S, Garbe S, Lüssem M, Lischka T, Schild HH, Gerstner AO. Cone-Beam Computed Tomography (CBCT) dacryocystography for imaging of the nasolacrimal duct system. Klin Neuroradiol. 2009; 19(4): 283-91
Xu et al. 2012	Xu J, Reh DD, Carey JP, Mahesh M, Siewerdsen JH. Technical assessment of a cone-beam CT scanner for otolaryngology imaging: image quality, dose, and technique protocols. Med Phys. 2012; 39(8): 4932-42
Yaffe und Mainprize 2014	Yaffe MJ, Mainprize JG. Digital tomosynthesis: technique. Radiol Clin North Am. 2014; 52: 489-497
Yamauchi-Kawaura et al. 2010	Yamauchi-Kawaura C, Fujii K, Aoyama T, Koyama S, Yamauchi M, Radiation dose evaluation in head and neck MDCT examinations with a 6-year-old child anthropomorphic phantom. Pediatr Radiol. 2010; 40(7): 1206-14.
Zink 2011	Zink K. MV- oder kV-Bildgebung an Beschleunigern, 15. APT-Seminar, 2011. http://www.apt.drg.de/media/document/1362/APT-2011-Zink-MV-kV-Bildgebung.pdf (zuletzt aufgerufen am 28.10.2015)

Zuley et al. 2013 Zuley ML, Bandos AI, Ganott MA, Sumkin JH, Kelly AE, Catullo VJ, Rathfon GY, Lu AH, Gur D. Digital breast tomosynthesis versus supplemental diagnostic mammographic views for evaluation of noncalcified breast lesions. Radiology 2013; 266: 89-95

Anhang

A-1 Abkürzungsverzeichnis

AWMF	Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften e.V.
BfS	Bundesamt für Strahlenschutz
BV	Bildverstärker
CBCT	Cone-Beam-CT
CT	Computertomografie
CTDI	CT Dose Index
DFP	Dosisflächenprodukt
DLP	Dosislängenprodukt
DRW	diagnostischer Referenzwert
DSA	Digitale Subtraktionsangiografie
DVT	Digitale Volumentomografie
FD	Flachdetektor
FOV	Field of View (Durchmesser)
IGRT	image-guided radiotherapy
HU	Hounsfield-Units
HNO	Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde
MDCT	Multidetektor-CT
MFA	Medizinische/r Fachangestellte/r
MKG	Mund-Kiefer-Gesichts-Heilkunde
MRT	Magnetresonanztomografie
MTRA	Medizinisch-technische/r Radiologieassistent/in
OPG	Orthopantomografie
QS	Qualitätssicherung
QS-RL	Qualitätssicherungs-Richtlinie
SAB	Subarachnoidalblutung
SV-RL	Richtlinie für Sachverständigenprüfungen nach der Röntgenverordnung
TIPS	Transjuguläre Intrahepatische Portosystemische Shunts (Transjugular Intrahepatic Portosystemic Shunt)

A-2 Tabellen

Tab. A-2.1: Übersicht über die aktuellen Studien in der Bildgebung der Nase und Nasennebenhöhlen/ Frontobasis in Hinblick auf Dosismessung.

Referenz	**Angegebene Dosisgrößen**		**Methodik**	**Untersuchte Geräte/ Bemerkungen zur Studie**
	$CTDI_{vol}$	effektive Dosis/ teilw. Oberflächendosis		
Daly et al. 2006	10 mGy		16 cm zylindrisches Kopf-Hals-Phantom	Prototyp: isocentric C-Arm (Siemens PowerMobil) in der Niedrigkontrastbildgebung
Daly et al., 2006	3 mGy		16 cm zylindrisches Kopf-Hals-Phantom	Prototyp: isocentric C-Arm (Siemens PowerMobil) in der Hochkontrastbildgebung
Manarey et al. 2006	1,89 +/- 0,04 bis 10,7 +/- 0,6mGy		Kopf-Phantom	GE OEC 9800 Plus fluoroscopic C-Arm mit einem Field of view von 23 cm
Yamauchi-Kawaura et al. 2010	8,0 - 48,0 mGy	1,2 +/- 0,7 mSv	paediatric phantom used in this study (Kyoto Kagaku Co. Ltd., Kyoto, Japan)	High-Speed NX/i Advantage, Light-Speed QX/i Advantage, and Light Speed VCT (General Electric Healthcare, Milwaukee, Wis, USA); Somatom sensation 16, Somatom sensation 64, Somatom Definition (Siemens Medical Solutions, Erlangen, Germany); Asteion 4, Aquilion 8, Aquilion 16, Aquilion 64, Aquilion One 320 (Toshiba Medical Systems, Otawara, Japan); and Brilliance 16 and Brilliance 64 (Philips Electronics, Eindhoven, Netherlands)
Kyriakou et al. 2011	NT9000: 2.8 mGy NT3G: 3,1 mGy PT: 3,1 mGy K3e: 2,3 mGy CT: 2,7 mGy		Punktionisationskammer, hier die PTW30013 (Farmer Chamber, PTW, Freiburg, DKD-kalibriert)	NewTom9000 (Einstellung nach Herstellerempfehlung) NewTom 3G (Einstellung nach Herstellerempfehlung) Picasso Trio (Einstellung nach Herstellerempfehlung) KaVo 3D eXam (Einstellung nach Herstellerempfehlung) Somatom Definitaion Flash (Einstellungen Dosisoptimiert)

Referenz	Angegebene Dosisgrößen		Methodik	Untersuchte Geräte/ Bemerkungen zur Studie
	$CTDI_{vol}$	effektive Dosis/ teilw. Oberflächendosis		
Knörgen et al. 2012	CBCT Standard: 6,9 mGy CBCT High resolution: 12,1 mGy CT Standard: 7,82 mGy CT High resolution: 10,95 mGy	CBCT Standard: 0,11 mSv CBCT High resolution: 0,20 mSv CT Standard: 0,44 mSv CT High resolution: 0,67 mSv	Alderson-Rando	3D Accuitomo 170, J. Morita MFG. Corp., Kyoto, Japan Somatom Sensation 64 (Fa. Siemens AG, Erlangen)
Schulz et al. 2012		Eye lens left: 0,67 mSv Eye lens right: 0,61 mSv	Rando phantom (The Phantom Laboratory, Salem, NY, USA)	CT device (Somatom Definition Flash, Siemens, Erlangen, Germany)
Xu et al. 2012	3,3 - 5,7mGy	0,09 - 0,19 mSv	CTDI Phantom	CS 9300, Carestream Health, Rochester, NY
Güldner et al. 2012b	2,4 mGy	Lens: 1,19 mSv parotid gland: 0,29 mSv	humane Ganzkopfpräparate	Accu-I-tomo F17, Morita, Kyoto, Japan
Kwok et al. 2013		CBCT: 4,4 - 5,4 mSv MDCT: 4,3 mSv	Alderson-Rando	Artis zeego (Siemens, Erlangen, Germany), Infinix VC-i (Toshiba, Tokyo, Japan) and comparable protocols for the Aquilion 16 MDCT (Toshiba, Tokyo, Japan) were used to image the phantom loaded with the TLDs. All these protocols were provided by the manufacturers for routine clinical imaging and were used as supplied. Hirn-Protokoll (Niedrigkontrastbildgebung)
Bitterwolf et al. 2013	2 - 3 mGy		humane Ganzkopfpräparate	Accu-I-tomo F17, Morita, Kyoto, Japan Optimierung hinsichtlich chirurgisch notwendiger Bildqualität

Tab. A-2.2: Übersicht über die aktuellen Studien in der Bildgebung des Felsenbeines/ Laterobasis in Hinblick auf Dosismessung.

Referenz	**Angegebene Dosisgrößen**		**Methodik**	**Untersuchte Geräte/ Bemerkungen zur Studie**
	CTDIvol	effektive Dosis/ teilw. Oberflächendosis		
Iwai et al. 2001		Lens: 0,112 mSv parotid gland: 0,253 mSv effective: 0,014 mSv	Alderson-Rando	3DX Multi image micro CT (3DX) was developed along similar lines by MORITA Co., Ltd. (Kyoto, JAPAN) Field of view 4 x 4 cm - einseitige Visualisierung
Faccioli et al. 2009	CBCT: 9,03 mGy CT: 11,8 mGy	CBCT: 0,11 mSv CT: 0,28 mSv	Rando phantom (Alderson Research Laboratory, Standford, CN, USA)	Maxiscan equipment (QR-DVT 9000, Verona, Italy) – einseitige Visualisierung Brilliance CT 6 MDCT device (Philips, Eindhoven, The Netherlands) - Beidseitige Visualisierung
Yamauchi et al. 2010	CTDI: 18,5 – 55,9mGy	0,6 +/- 0,4 mSv	paediatric phantom used in this study (Kyoto Kagaku Co. Ltd., Kyoto, Japan)	High-Speed NX/i Advantage, Light-Speed QX/i Advantage, and Light Speed VCT (General Electric Healthcare, Milwaukee, Wis, USA); Somatom sensation 16, Somatom sensation 64, Somatom Definition (Siemens Medical Solutions, Erlangen, Germany); Asteion 4, Aquilion 8, Aquilion 16, Aquilion 64, Aquilion One 320 (Toshiba Medical Systems, Otawara, Japan); and Brilliance 16 and Brilliance 64 (Philips Electronics, Eindhoven, Netherlands) Für alle Geräte eine beidseitige Visualisierung mit Weichteilprotokoll
Knörgen et al. 2012	CBCT Standard: 8,0 mGy CBCT High resolution: 14,1 mGy CT Standard: 27,9 mGy CT High resolution: 41,8 mGy	CBCT Standard: 0,07 mSv CBCT High resolution: 0,12 mSv CT Standard: 0,35 mSv CT High resolution: 0,54 mSv	Alderson-Rando	3D Accuitomo 170, J. Morita MFG. Corp., Kyoto, Japan - Einseitige Visualisierung Somatom Sensation 64 (Fa. Siemens AG, Erlangen) - beidseitige Visualisierung

Referenz	Angegebene Dosisgrößen		Methodik	Untersuchte Geräte/ Bemerkungen zur Studie
	CTDIvol	effektive Dosis/ teilw. Oberflächendosis		
Xu et al. 2012	2,9 – 4,8 mGy	0,04 – 0,08 mSv	CTDI Phantom	CS 9300, Carestream Health, Rochester, NY - einseitige Visualisierung
Bitterwolf et al. 2013	3 – 4 mGy		humane Ganzkopfpräparate	Accu-I-tomo F17, Morita, Kyoto, Japan Optimierung hinsichtlich chirurgisch notwendiger Bildqualität - einseitige Visualisierung

Abbildungs- und Tabellennachweis

Abb. 3.1 Vergleich der Bildqualität von CBCT und MSCT. **Obere Zeile:** Homogenitätstest an einem Wasserphantom. **Mittlere Zeile:** Test der Niedrigkontrastauflösung. **Untere Zeile:** Test der Ortsauflösung an einem Bohrlochphantom. **Spalte 1 bis 3:** CBCT. **Spalte 4:** Klinisches MDCT (Kalender 2011, Abdruck mit freundlicher Genehmigung der Publicis Pixelpark GmbH). © Publicis Pixelpark GmbH

Abb. 3.2 Vergleich der Niedrigkontrastauflösung zwischen einem MDCT (16-Zeiler) und einer Angiografie -CBCT am CATPHAN-Phantom. Man erkennt auch hier in der CBCT die schlechtere Erkennbarkeit der kleinen Objekte bei 5 HU und 3 HU sowie die radiale Inhomogenität (cupping). © Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz, Bau und Reaktorsicherheit (BMUB)

Abb. 3.3 Verschiedene Installationsformen der CBCT (nach ICRP 2014, Abdruck mit freundlicher Genehmigung der ICRP). © International Commission on Radiological Protection (ICRP) published by Elsevier Ltd.

Abb. 3.4 Dosisverteilung einer CBCT-Untersuchung mit Teilrotation (Kyriakou et al. 2008, Abdruck mit freundlicher Genehmigung der American Society of Neuroradiology). © American Society of Neuroradiology (ASNR)

Tab. 3.2 Dosiseinträge durch Bildgebung für eine Gesamtdosis der Behandlung von 72 Gy/36 Fraktionen (nach Zink 2011, mit freundlicher Genehmigung der Deutschen Röntgengesellschaft e.V.). © Deutsche Röntgengesellschaft e. V. (DRG)