

Digitale Volumentomografie (DVT) und Mehrschicht-Spiral-CT (MSCT): eine objektive Untersuchung von Dosis und Bildqualität

Digital Volume Tomography (DVT) and Multislice Spiral CT (MSCT): an Objective Examination of Dose and Image Quality

Autoren

Y. Kyriakou, D. Kolditz, O. Langner, J. Krause, W. Kalender

Institut

Institut für Medizinische Physik, Friedrich-Alexander Universität Erlangen-Nürnberg

Key words

- computed tomography (CT)
- digital volume tomography (DVT)
- multislice spiral CT (MSCT)
- dose
- image quality

Zusammenfassung



Ziel: In den letzten 5 Jahren haben verstärkt sogenannte „Digitale Volumentomografen“ (DVT) ihren Einzug in die diagnostische Bildgebung des Gesichtsschädels gehalten. In dieser Arbeit wurden die Bildqualität und die Dosis der DVT sowie der Mehrschicht-Spiral-CT (MSCT) für dieses Anwendungsgebiet mithilfe von für die CT etablierten physikalischen Verfahren untersucht.

Material und Methoden: Messungen wurden an mehreren DVT-Geräten unterschiedlicher Hersteller und einem modernen MSCT-Scanner durchgeführt. Die Untersuchung basierte auf äquivalenten Dosisniveaus (CT-Dosisindex, CTDI) bei beiden Modalitäten. Dazu wurde die Dosis mittels einer Ionisationskammer in einem zylindrischen PMMA-Phantom gemessen. Zur Beurteilung der Bildqualität wurden Ortsauflösung, Kontrastverhalten und Bildpunktrauschen mithilfe von etablierten Messphantomen untersucht.

Ergebnisse: Die MSCT löste 1,0–1,6 LP/mm auf, während die DVT-Geräte nur zwischen 0,60 und 1,0 LP/mm auflösten. Die MSCT bietet somit bei äquivalenter Dosis ein ähnliches oder besseres Auflösungsvermögen. Bei der Weichteilauflösung zeigten sich in der DVT deutliche Bildartefakte. Die MSCT bot höhere Homogenität und Artefaktfreiheit und die Kontraststufen des Phantoms waren besser verifizierbar. Die unterschiedlichen DVT-Geräte, mit Bildverstärkern und modernen Flachdetektor (FD)-Geräten, zeigten große Unterschiede zugunsten der FD-Geräte.

Schlussfolgerung: Bei Fragestellungen im mittleren und hohen Kontrastbereich (Zähne/Knochen) können DVT-Geräte bei vergleichbarer Strahlenbelastung eine Alternative zur MSCT bieten. Allerdings bietet die MSCT bei der Forderung nach konstant guter und kontrollierter Bildqualität bei deutlich flexibleren Scanbedingungen und gleicher oder niedrigerer Dosis Vorteile und ist somit vorzuziehen.

Abstract



Purpose: In the last five years digital volume tomographs (DVT) have found their way into the diagnostic imaging of the facial skull. In this study both the image quality and dose of DVT and multislice spiral CT (MSCT) in this field of application were investigated using established physical methods for CT.

Materials and Methods: Measurements on DVT scanners of various manufacturers and on a modern MSCT scanner were performed. The investigation was based on equivalent dose levels for both modalities (CT dose index, CTDI). For this purpose, the dose was measured with an ionization chamber in a cylindrical PMMA phantom. For the evaluation of image quality, the spatial resolution, contrast and noise were investigated with phantoms established for CT.

Results: MSCT exhibited spatial resolution values of 1.0 to 1.6 lp/mm, while DVT provided resolution between 0.6 and 1.0 lp/mm only. Thus, MSCT offered similar or better resolution at an equivalent dose. For soft tissue resolution, DVT showed significant image artifacts. MSCT yielded higher homogeneity and no significant artifacts, and the contrast steps of the phantom were more verifiable. The different DVT devices, from image intensifiers to modern flat-detector (FD) devices, showed significant differences in favor of the FD devices.

Conclusion: For medium and high contrast applications (teeth/bones), DVT scanners can be an alternative to MSCT at comparable radiation exposure. However, MSCT offers advantages in terms of constantly good and controlled image quality with significantly more flexible scan parameters at a constant or lower dose and should therefore be given preference.

eingereicht 10.6.2010

akzeptiert 4.8.2010

Bibliografie

DOI <http://dx.doi.org/10.1055/s-0029-1245709>

Online-Publikation: 4.10.2010
Fortschr Röntgenstr 2011; 183:
144–153 © Georg Thieme
Verlag KG Stuttgart · New York ·
ISSN 1438-9029

Korrespondenzadresse

Prof. Willi Kalender

Institut für Medizinische Physik,
Friedrich-Alexander Universität
Erlangen-Nürnberg
Henkestr. 91
91052 Erlangen
Tel.: ++ 49/91 31/8 52 23 10
Fax: ++ 49/91 31/8 52 28 24
willi.kalender@imp.uni-erlan-
gen.de

Einleitung

▼
 Spiele vor Jahrzehnten nur die planare Radiografie in der radiologischen Diagnostik für die Zahnmedizin, die Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde (HNO) und Gesichtsschädelchirurgie eine Rolle, so gilt heute die Panoramaschichtaufnahme bzw. Orthopantomografie als Standard. 3-D-Aufnahmen wurden meist mittels MSCT, wenn verfügbar, durchgeführt [1]. Seit einigen Jahren drängen zusätzlich spezialisierte Geräte für die 3-D-Bildgebung des Gesichtsschädels, die sogenannten „Digitalen Volumentomografen“ (DVT), auf den Markt.

In den 90er-Jahren wurden speziell für den dentalmedizinischen Bereich diese Technologien für die 3-D-Röntgenbildung vorgestellt [2, 3], die sowohl dem Kliniker als auch dem Forscher viele Möglichkeiten zur Beantwortung verschiedenster Fragestellungen im Bereich der Kieferknochen eröffnen sollten. DVT-Geräte sind technologisch gesehen Kegelstrahl-computertomografen, vergleichbar mit neueren interventionellen oder intraoperativen C-Bogen-Geräten mit der Möglichkeit zur 3-D-Aufnahme [4]. Es gibt faktisch keinen Unterschied zu solchen Geräten, abgesehen von einer geringeren verfügbaren Röntgenleistung. Bei diesen Geräten wird ein Kegelstrahl eingesetzt, der das Schwächungsbild des Messobjekts auf einem Bildverstärker bzw. einem Flachbilddetektor abbildet [5]. Die Bezeichnung DVT ist teilweise irreführend und wurde leider in der Literatur weitestgehend direkt von den Herstellern übernommen.

Für Diagnosestellung und Operationsplanung in der Mund-, Kiefer-, und Gesichtschirurgie, der Kieferorthopädie, der Zahnmedizin sowie der Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde werden diese Modalitäten mittlerweile parallel zum herkömmlichen Verfahren, der Computertomografie, eingesetzt [6, 7]. Seit Anfang 2000 wurden diese Geräte in Zahnkliniken und Praxen vermehrt installiert und genutzt [8, 9]. Geräte mit unterschiedlichem Design werden bereits von verschiedensten Firmen auf dem Markt angeboten.

Diverse Studien beschäftigten sich in der Vergangenheit mit diesen Geräten, denen eine geringere Strahlenbelastung des Patienten bei ausreichender diagnostischer Aussagekraft nachgesagt wurde [10–14]. Eine Betrachtung der Bildqualität wurde meist auf Basis von Patientendaten vorgenommen und mit der CT bzw. MSCT verglichen [2, 15, 16]. Andere Autoren un-

tersuchten die Bildqualität mittels selbstgebauter Testphantome [3]. Um einen Vergleich der Strahlenbelastung für den Patienten durch DVT und CT herzustellen, wurde meist die effektive Dosis im Alderson-Rando-Phantom [17] mittels Thermolumineszenzdosimetern (TLD) bestimmt [3, 18–20]. Hier wurde der digitalen Volumentomografie für Standarduntersuchungen eine 6- bis 15-fach geringere Dosis als bei konventionellen CT-Untersuchungen des Gesichtsschädels zugesprochen [13, 18–21]. Dabei wurden sehr oft Standard-Schädel-Protokolle verwendet, ohne diese dediziert anzupassen, was den Vergleich meistens nicht rechtfertigte.

In der klinischen CT haben sich bereits seit Jahrzehnten dedizierte objektive Verfahren zur Beurteilung der Bildqualität als Standard durchgesetzt. Für die Messung der räumlichen Auflösung in der Schicht sowie entlang der Patientenlängsachse stehen indirekte (Modulationsübertragungsfunktion [MÜF]) und direkte Auswerteverfahren (Bohrloch- oder Strichraster) zur Verfügung [4, 22–25]. Ebenfalls können Bildkontrast und Rauschen sowie Inhomogenitäten oder Cupping-Effekte im Bild mithilfe von speziellen Messphantomen ermittelt werden [24, 26]. Diese Mess- und Auswerteverfahren sind auch auf die Kegelstrahl-CT bzw. DVT übertragbar.

Im Rahmen eines solchen Vergleichs sollte das Ziel sein, bei annähernd gleicher Dosis die Bildqualitätseigenschaften der unterschiedlichen Geräte zu vergleichen. Etablierte Verfahren der Dosisbestimmung, der Konstanzprüfung an den Geräten und für die Vergleichbarkeit verschiedener Hersteller in der CT sind die Messung und die Bestimmung des CT-Dosisindex (CTDI) [4]. Solche Verfahren wurden in der DVT-relevanten Literatur bisher nur begrenzt angewandt. In dieser Arbeit wurde auf die Auswertung von Patientendaten verzichtet und die Bildqualität alleine mit objektiven physikalischen Methoden ermittelt.

Material und Methoden

▼
Geräte

Die Untersuchung von Dosis und Bildqualität wurde an mehreren digitalen Volumentomografen vorgenommen und mit einem SOMATOM Definition Flash (Siemens AG, Healthcare Sector, Forchheim, Deutschland) verglichen (● **Tab. 1, Abb. 1**).

System	Typ	Röhrenspannung (kV)	Röhrenstrom-Zeit-Produkt (mAs)	Messbereich (cm ³)	Hersteller
NewTom 9000	DVT mit Bildverstärker (12 Bit)	110	– ¹	15 × 15 × 15	QR s. r. l./AFP Imaging Corp., Italien
NewTom 3G	DVT mit Bildverstärker (12 Bit)	110	– ¹	15 × 15 × 15	QR s. r. l./AFP Imaging Corp., Italien
Picasso Trio	DVT mit Flachdetektor (12 Bit)	85	– ¹	12 × 12 × 7	E-Woo, Korea
KaVo 3D eXam	DVT mit Flachdetektor (14 Bit)	120	– ¹	16 × 16 × 13	KaVo Dental GmbH, Deutschland
SOMATOM Definition Flash	klinisches CT mit 128 Detektorzeilen	100	35,0	50 × 50 × 13 ²	Siemens AG, Deutschland

Tab. 1 Übersicht über die evaluierten Systeme und die dabei verwendeten Parameter.

¹ Keine Angabe aufgrund von unvollständigen Geräteangaben.

² Die Messfeldgröße des SOMATOM Definition Flash ist variabel.



Abb. 1 Zwei der evaluierten Systeme (siehe auch **Tab. 1**; Nr. 3, 4).

Es muss betont werden, dass aufgrund von nicht standardisierten und teils unklaren Angaben an den DVT-Geräten keine zuverlässige Aussage zu allen Aufnahmeeinstellungen und Protokollen gemacht werden können, weswegen wir uns in dieser Tabelle nur auf eine geringe Anzahl beschränken. Die DVT-Geräte wurden in dieser Studie als „Black-Box“ verwendet, ohne die Herstellerprotokolle zu verändern. Für die Protokoll-Einstellung und Scan-Durchführung wurden wir durch einen mit dem jeweiligen Gerät erfahrenen Arzt bzw. MTRA unterstützt. Bei NewTom 9000 (ein Gerät der ersten Generation) und NewTom 3G handelt es sich um dentale Kegelstrahl-CT, welche das Messobjekt mit einer reversierenden Drehung von Röntgenröhre und Detektoreinheit um 360° aufnehmen. Der bildgebende Teil der Systeme besteht aus einem Bildverstärker mit Charge-Coupled-Device (CCD)-Ausleseeinheit (512×512 Pixelmatrix). Die anderen beiden Geräte sind Geräte mit einem Flachdetektor, wobei keine weiteren Angaben zu finden waren. Bei allen DVT-Geräten erfolgte mittels einer Laser-Zentrierhilfe eine Vorpositionierung des Messobjekts. Über Durchleuchtungen aus AP und/oder lateraler Richtung konnte eine genauere Ausrichtung erfolgen.

Das SOMATOM Definition Flash, im Folgenden MSCT, ist ein Mehrschicht-Spiral-CT mit 128 Zeilen (mit z-Sprungfokus) [27]. Die Röhrenspannung kann zwischen 80 und 140 kV variiert werden und voreingestellte Protokolle für spezielle Fragestellungen können manuell geändert werden. Das Messfeld hat einen Durchmesser von 500 mm, die axiale Messlänge kann beliebig, bis maximal 2000 mm, variiert werden. Die Messungen wurden mit der Standardschichtkollimierung $128 \times 0,6$ mm aufgenommen. Zusätzlich verfügt das SOMATOM Definition Flash über eine Belichtungsautomatik, CareDose4D, welche den Röhrenstrom sukzessive an die Schwächung des Messobjekts anpasst und so eine Dosisreduktion bei gleich bleibender Bildqualität ermöglicht [4].

Bildaufnahme- und Bildrekonstruktionsparameter

Die DVT-Geräte bieten unterschiedliche Aufnahmeparameter, die nicht immer frei wählbar sind. Die Spannung ist größtenteils voreingestellt und kann nicht verändert werden und die

Einstellung des Röhrenstrom-Zeit-Produkts („mAs“) ist nicht direkt vom Benutzer wählbar. Wir haben uns bei den Untersuchungen auf ein „Standard“(STD)-Protokoll (Empfehlung des Herstellers, Rücksprache mit dem bedienenden Arzt) und einem „High Resolution“(HR)-Protokoll (herstellerabhängig) beschränkt. Die Aufnahmeparameter wurden direkt von den Protokollen übernommen und werden soweit wie möglich in **Tab. 1** aufgelistet.

Die Bildrekonstruktion wurde am jeweiligen Gerät durchgeführt. Dabei wurden die vorangestellten Filterkerne aus den jeweiligen „Standard“- und „High Resolution“-Protokollen verwendet. Die rekonstruierten Volumendatensätze hatten einheitlich eine Schichtdicke zwischen 0,1 mm („High Resolution“) und 0,3 mm („Standard“). Die Bilder wurden anschließend im DICOM-Format exportiert und in einem softwarebasierten Bildbetrachter (ImpactQ, CT Imaging GmbH, Erlangen, Deutschland) ausgewertet. Im Fall des MSCT wird in **Tab. 1** das zum Erreichen äquivalenter Dosiswerte angepasste Protokoll aufgelistet. Die Röhrenspannung wählten wir mit 100 kV als Näherung an die mittlere Röhrenspannung der verfügbaren DVT-Geräte, welche zwischen 85 kV und 120 kV variiert. Auf die Anwahl von 80 kV, die aus Dosisgesichtspunkten [28] zu noch besseren Ergebnissen führen würden, wurde verzichtet. Die Bestimmung des $CTDI_w$ und Auswahl des entsprechenden Röhrenstrom-Zeit-Produkts („mAs“) und des Pitches sind in der **Tab. 1** dargestellt.

Da bei den DVT-Geräten nur eine beschränkte Einstellung der Rekonstruktionsparameter möglich war, wurden die Bilder zur Auswertung von Weichteilkontrast, Homogenität und Rauschen der MSCT ebenfalls mit 0,3 mm Rekonstruktionsinkrement bei einer kleinsten einstellbaren Schichtdicke von 0,6 mm rekonstruiert. Die Rekonstruktionen für das MSCT wurden im „Standard“-Modus mit einem H50s Kern und im „High Resolution“-Modus mit einem H70h Kern (bei gleicher Dosis bzw. mit den gleichen Rohdaten) durchgeführt.

Dosimetrie mittels CT-Dosisindex

Wie durch Dixon und Boone [29] vorgestellt, kann bei der Kegelstrahl-CT, hier der DVT, der Wert im Zentrum des breiten

Dosisprofil $D(0)$ äquivalent zu dem CTDI-Wert in der MSCT mit hinreichender Genauigkeit angenommen werden. Im folgenden Text werden wir für beide Messwerte die Bezeichnung CTDI verwenden. Entsprechend Referenz [29] wurde der Wert $D(0)$ mit einer Punktionskammer, hier die PTW30013 (Farmer Chamber, PTW, Freiburg, DKD-kalibriert), bei genauer Positionierung um die zentrale z -Position ($z=0$) gemessen. Die Kammer wurde in einem PMMA-Phantom mit 16 cm Durchmesser und 32 cm Länge positioniert und mithilfe der Durchleuchtungsbilder ausgerichtet. Das gleiche Phantom und Setup wurde für alle Systeme verwendet. Für die MSCT wurde der CTDI mit dem gleichen Verfahren und mit der gleichen Messkammer gemessen.

Um Voraussetzungen für den Vergleich der Bildqualität zu schaffen, wurden die Scanprotokolle beider Modalitäten bezüglich ihrer Strahlenexposition angepasst. Als Vergleichswert wurde der gewichtete CTDI herangezogen, welcher wie folgt definiert ist,

$$\text{CTDI}_w = \frac{1}{3} \text{CTDI}_c + \frac{2}{3} \text{CTDI}_p, \quad (1)$$

wobei der Index c für den zentralen und der Index p für die peripheren Messwerte stehen. Nach der Bestimmung des gewichteten CTDI wurde das Scanprotokoll des MSCT so gewählt, dass bei äquivalenter axialer Messfeldgröße ein in etwa gleichwertiges Dosisniveau bzw. CTDI geschaffen wurde. Die Scanprotokolle sind in **Tab. 1** zusammengefasst.

Bildqualität

Messverfahren und Auswertung

Die Auswertung der Bildqualität richtet sich größtenteils an die Parameter, welche gemäß der Normen DIN 6818-6 und IEC 60601-2-3 für CT-Geräte evaluiert werden müssen. Wir haben hier ähnliche Maße und Verfahren verwendet. Allerdings wenden wir jedoch nicht die Toleranzkriterien der entsprechenden Normen an, sondern listen einfach die Ergebnisse für die jeweiligen Parameter auf, um einen „Ausschluss“ des jeweiligen Gerätes gemäß den Normen zu vermeiden. Demnach werden die Ortsauflösung, die CT-Werte, die Homogenität, das Rauschen und die Kontrasterkennbarkeit mit speziellen Phantomen (QRM GmbH, Möhrendorf, Deutschland) evaluiert.

CT-Werte und Rauschen

Es wurde der CT-Wert für Wasser in 5 unterschiedlichen Regionen (ROIs) im Bild bestimmt. Eine ROI wurde zentral platziert, die anderen 4 in der Peripherie des Wasserquerschnitts, wie in der Norm DIN 6868-6 vorgeschrieben.

Aus den Bilddaten der DVT-Geräte, z.B. NewTom 9000, war zu ersehen, dass die CT-Werte (HU) nicht bei allen Geräten auf die übliche Skala mit Luft -1000 HU und Wasser 0 HU normiert waren. Dieser Umstand bedingt, dass die absoluten CT-Werte und das Bildpunktrauschen in den Bilddaten beider Systeme nicht direkt vergleichbar waren. Deswegen wurden im Folgenden die Darstellungsfenster um den Mittelwert der Grauwerte in der entsprechenden Schicht ausgerichtet.

Ortsauflösung

Die räumliche Auflösung in der x/y -Ebene wurde direkt mit einem PMMA-Bohrlochphantom bestimmt, das Auflösungsmuster von 1,5–0,4 mm anbietet.

Die numerische Bestimmung der räumlichen Auflösung mittels MÜF erfolgte nach [30]. Eine präzise rund gefertigte PTFE-Kugel mit 15 mm Durchmesser stellt eine räumlich definierte Kante im

Bildraum dar. Profile durch den Mittelpunkt der Kugel repräsentieren die Kantenbildfunktion (KBF – Antwortfunktion eines Systems auf einen Treppensignal) beim orthogonalen Durchgang durch die Kugeloberfläche. Die Differentiation der KBF ist äquivalent der Punktbildfunktion (PBF) des Systems. Für die Bestimmung der räumlichen MÜF in den Hauptachsen (x , y , z) wurden mehrere Profile um die entsprechenden Achsen herum ermittelt und alle die, die innerhalb eines Kegels mit dem Öffnungswinkel von 30° liegen, gemittelt. Die aus der PBF durch Fourier-Transformation gewonnene MÜF beschreibt die Auflösung des Systems entlang der Achse des gewählten Kegels, und somit ergeben MÜF_x , MÜF_y und MÜF_z den jeweils 1-D-Anteil der 3-D-Gesamtauflösung des Systems. Das Verfahren wurde gleichzeitig verifiziert mit einer MÜF-Messung eines Drahtes (FeCr18Ni8, 125 μm Durchmesser) und die Punktbildfunktion sowie die Modulationsübertragungsfunktion bestimmt [31]. Das kugelbasierte Verfahren ist jedoch besser für die Kegelstrahl-CT geeignet und benötigt keine besonderen Anforderungen an die Rekonstruktion und kann für eine dreidimensionale Bestimmung der Auflösung verwendet werden.

Kontrasterkennbarkeit

Die Weichteilkontrasterkennbarkeit wurde mit einem Weichteilkontrastphantom mit 4 Kontraststufen (30, 40, 50 und 100 HU) und unterschiedlich großen Kontrasteinsätzen (2, 4, 6, 8 und 16 mm Durchmesser) visuell bestimmt.

Homogenität

In Anlehnung an die Norm IEC 60601-2-3 wurde die Homogenität der CT-Werte in der Schicht (U_{xy}) im Wasserphantom wie folgt bestimmt,

$$U_{xy}(z) = \frac{\overline{\text{CT}}_p(z) - \overline{\text{CT}}_c(z)}{\overline{\text{CT}}(z) + 1000} \times 100\%, \quad (2)$$

wobei $\overline{\text{CT}}_p$ der mittlere CT-Wert in der Peripherie und $\overline{\text{CT}}_c$ der CT-Wert im Zentrum des Phantoms ist. Je kleiner U_{xy} ist, desto homogener ist die dargestellte Schicht. Die Normen für CT schreiben vor, dass 4 HU ($U_{xy}=0,4\%$) nicht überschritten werden sollen.

Artefaktverhalten

Das Artefaktverhalten wurde anhand der schon genannten Phantome visuell beurteilt. Hierbei wurden vor allem Inhomogenitäten und Grauwertgradienten beurteilt. Ein Spezialfall in der Kieferorthopädie ist die Bildgebung von Patienten mit Metallimplantaten. Generell erzeugen Metallimplantate in der CT starke Artefakte und machen die betroffenen Regionen meist für die Beurteilung unbrauchbar. Um einen Vergleich bezüglich des Artefaktverhaltens anhand von einer Phantommessung mit und ohne Implantat darzustellen, wurde hier ein spezielles Kopfphantom verwendet.

Ergebnisse

Dosis

Die ermittelten Dosiswerte in Form des CTDI sind in **Tab. 2** aufgelistet. Diese zeigt, dass die Standard-Protokolle der DVT in der gleichen Dosisordnung mit der MSCT liegen, wenn das CT-Protokoll dementsprechend optimiert wird. Der CTDI_w ist insgesamt sehr niedrig (ca. 2,3–3,1 mGy) im Vergleich zu einem Standard Schädel-CT, welches mit 60 mGy vom Bundes-

System	Dosis (mGy)	Homogenität (%)	Ortsauflösung (LP/mm)	Kontrasterkennbarkeit	CT# _{Wasser} (HU)
NewTom 9000	2,8	-3,0	0,60	2 mm @ 100 HU	-77,5
NewTom 3G	3,1	3,9	0,70	2 mm @ 100 HU	-185,0
Picasso Trio	3,1	170,9	1,00	6 mm @ 30 HU	-109,9
KaVo 3D eXam	2,3	-4,8	0,96	2 mm @ 50 HU	-96,5
SOMATOM Definition Flash	2,7	0,1	0,95	2 mm @ 50 HU	1,6

Tab. 2 Zusammenfassung der Ergebnisse.

amt für Strahlenschutz (BfS) als diagnostischer Referenzwert (DRW) für Hirnschädel aufgeführt wird. Das gilt aber auch für das MSCT-Protokoll. Zur Vollständigkeit werden an dieser Stelle die DRWs für den Gesichtsschädel erwähnt: 28 mGy (bis 2009), 22 mGy (ab 2010) für die Tumordiagnostik und 9 mGy für Sinusitis.

Bildqualität

CT-Werte und Rauschen

Das Grundproblem bei der Auswertung der CT-Werte ist die teilweise fehlende Kalibrierung der DVT-Bilder nach CT-Standard in Hounsfield-Einheiten (HU). **Abb. 2a–e** zeigt die Messreihe für das 10 cm Wasserphantom für alle Geräte. Es wurden teilweise nur beliebig skalierte Grauwerte übertragen. Teilweise scheint eine unzureichende Kalibrierung (Picasso Trio) zu einem extremen Abfall der Grauwerte zum Zentrum des Objekts zu führen. Die fehlende oder fehlerhafte CT-Wertkalibrierung erschwert einen direkten Vergleich von Rauschen und CT-Werten mit dem MSCT.

Die resultierenden Messwerte sind in **Tab. 2** dargestellt und geben einen Eindruck der Variabilität der Ergebnisse. Die Skalierung bzw. der Offset für DVT ist beliebig, deswegen können diese Werte nicht direkt als HU interpretiert werden. Das Gleiche gilt für das Rauschen. Für die weiteren Darstellungen werden die Bilder linear skaliert, sodass sich der Grauwertbereich im Rahmen der CT-relevanten Skala befindet.

Ortsauflösung

Abb. 2k–o zeigt die Aufnahmen des Bohrlochphantoms in der x/y-Ebene für die 5 Scanner im „Standard“-Modus. Im Lochraster des Bohrlochphantoms konnten am NewTom 9000 Bohrlöcher mit einem Durchmesser von 0,9 mm noch identifiziert werden. Bildartefakte erschwerten allerdings die Erkennbarkeit. Beim NewTom 3G, Picasso Trio, KaVo 3D eXam können jeweils die 0,7 mm, 0,5 mm und 0,6 mm Löcher erkannt werden. Am MSCT waren Bohrlöcher von 0,6 mm klar zu differenzieren bei einem deutlich homogeneren Bildeindruck. Es wird klar, dass der Übergang von dem ersten bildverstärkerbasierten Gerät (NewTom 9000) zu flachdetektorbasierten DVTs einen Vorteil hinsichtlich Auflösung und Homogenität verspricht.

Abb. 3 zeigt einen Vergleich der „High Resolution“-Aufnahmen für das KaVo 3D eXam und das MSCT. Die Auflösung ist vergleichbar bei ca. 0,4 mm, wobei das KaVo 3D eXam hier nur eine z-Abdeckung von maximal 3,5 cm angeboten hat und eine Verdopplung der Dosis erforderte. Beim MSCT bleibt die hohe Flexibilität erhalten.

Die MÜF wird aus Übersichtlichkeitsgründen nur für 2 der Geräte (KaVo 3D eXam und MSCT) gezeigt, als Ergänzung zu der obigen visuellen Auswertung mit einer quantitativen Aussage hinsichtlich Bildauflösung (**Abb. 4**). **Abb. 4a** zeigt die MÜF in der axialen x/y-Ebene, während **Abb. 4b** die MÜF in der longitudinalen Ebene (z-Richtung) darstellt. Die numerischen Werte der MÜF bei 10% sind in **Tab. 2** für alle Scanner aufgelistet. Wie erwartet bietet das NewTom 9000 die schlechteste Auflösung im „Standard“-Modus mit 0,6 LP/mm, während die restlichen DVT-Geräte und das MSCT bessere Ortsauflösungen lieferten (bis zu 1,0 LP/mm). Im „High Resolution“-Modus können das KaVo 3D eXam und das MSCT sogar Ortsauflösungen bis zu 1,6 LP/mm erreichen, allerdings geht dies beim KaVo 3D eXam auf Kosten der Messfeldgröße und der Dosis; die Dosis in diesem Protokoll ist 2-mal so hoch wie im „Standard“-Protokoll. Beide Größen konnten beim MSCT konstant gehalten werden, wobei für das Hochauflösungsprotokoll ausschließlich der Rekonstruktionskern geändert wurde. Die MÜF in z-Richtung zeigt, dass beide Scanner insgesamt eine isotrope Auflösung anbieten können, die im Rahmen der Auflösung in der Ebene liegt (hier nur die „Standard“-Rekonstruktionen). An dieser Stelle können wir erwähnen, dass die Ergebnisse der Draht-MÜF und der kugelbasierten MÜF innerhalb einer Toleranz von 4% in guter Übereinstimmung waren.

Kontrasterkennbarkeit

Die Kontrasterkennbarkeit wurde nur für die „Standard“-Modi evaluiert. **Abb. 2f–j** zeigt eine 5 mm Schicht des Niedrigkontrastphantoms. Da wir die Evaluation bei einer annähernd vergleichbaren Auflösung durchführten, wird das MSCT-Bild wie gehabt mit dem relativ scharfen Rekonstruktionskern (H50s) rekonstruiert. Durch die Flexibilität der CT kann dies weiter verbessert werden, wenn ein weicherer Rekonstruktionskern verwendet wird.

Wie erwartet bietet das MSCT das homogenere Bild und erlaubt die Erkennbarkeit von bis zu 30 HU bei 2 mm. Die DVT-Geräte sind sehr unterschiedlich hinsichtlich der Kontrasterkennbarkeit, weswegen in **Tab. 2** angegeben wird, welcher minimale Durchmesser bei welchem Kontrast noch erkennbar ist. Das KaVo 3D eXam liefert die beste Kontrastauflösung, bei etwas höherer Dosis, im Vergleich zu den anderen DVT-Geräten und ist vergleichbar mit der MSCT für die 50 HU Kontraststufe (siehe ROI in **Abb. 2**), obwohl das Bild insgesamt inhomogener ist und die Kontrasterkennbarkeit stark ortsabhängig erscheint. Keines der DVT-Geräte bietet eine so homogene Darstellung des Kontrastphantoms und kann so viele Kontraststufen klar auflösen wie das MSCT.

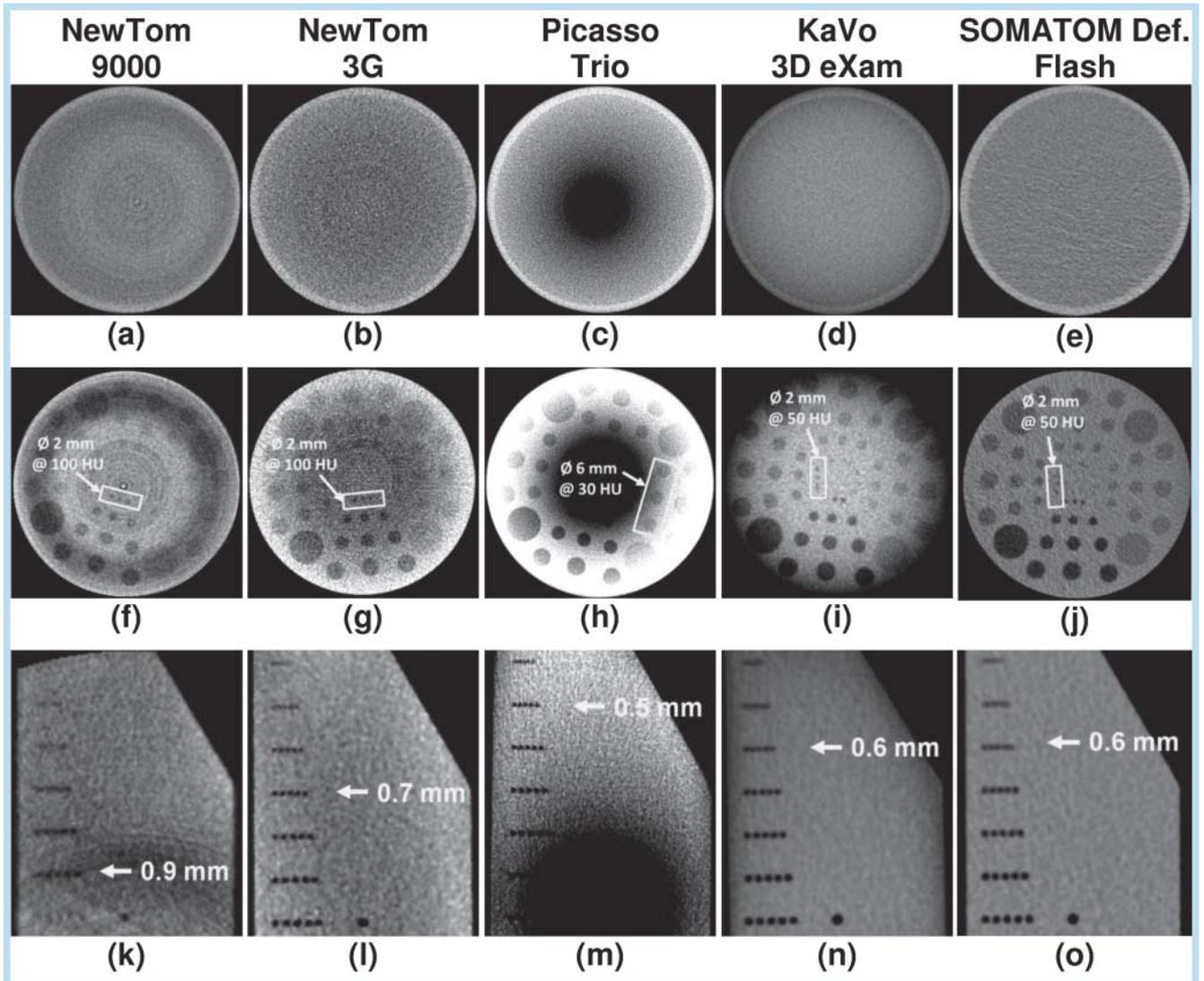


Abb. 2 Übersicht über die Messergebnisse bei einer Standardaufnahme für (erste Spalte) NewTom 9000, (zweite Spalte) NewTom 3G, (dritte Spalte) Picasso Trio, (vierte Spalte) KaVo 3D eXam und (letzte Spalte) SOMA-

TOM Definition Flash. **a–e** Wasserphantom (C = Mittelwert, W = 750 HU), **f–j** Niedrigkontrastphantom (5 mm dicke Schicht, C = Mittelwert, W = 250 HU) und **k–o** Auflösungsphantom (C = Mittelwert, W = 750 HU).

Homogenität

Wie in **Abb. 2a** dargestellt, sind beim NewTom 9000 in der zentralen Schicht im homogenen Wasserphantom deutliche Ringe sichtbar und eine inhomogene Verteilung der CT-Werte. Dies lässt sich mit einem $U_{xy} = 3,0\%$ quantifizieren. Im Vergleich dazu ist das MSCT der „goldene Standard“ mit einem U_{xy} -Wert von 0,1%. Mit Ausnahme des Picasso Trio sind die DVT-Geräte in punkto Homogenität vergleichbar (3,0–4,8%). Keines der Geräte erreicht die Werte des MSCT. Die Homogenität in der z-Richtung ist noch schlechter bei den DVT-Geräten, wie erwartet. Die detaillierten Ergebnisse sind in **Tab. 2** zu finden.

Abb. 5a und **b** zeigen CT-Wertprofile durch die x/y-Ebene und in die z-Richtung durch das Wasserphantom. Es ist deutlich zu sehen, dass nur das MSCT ein glattes Profil um den CT-Wert für Wasser liefert. Die Inhomogenitäten sowohl in der x/y-Ebene als auch in z-Richtung sind offenbar weitere Schwächen der DVT-Geräte. Es sind deutliche Gradienten in der CT-Wertverteilung zu sehen, wobei sich das modernste Gerät (KaVo 3D eXam) am besten präsentiert.

Artefaktverhalten

Hier gehen wir auf grundsätzlich störende Bildcharakteristiken ein, welche die Bildqualität beeinflussen. Während bei MSCT keine Inhomogenitäten feststellbar waren, sind bei den DVT-Geräten unterschiedliche Effekte sichtbar. Die Rekonstruktion des Wasserphantoms (**Abb. 2a–e**) verdeutlicht diese Aussage, da in einigen Bildern starke Ringe oder andere leichtere Grauwertgradienten zu sehen sind. Feinere Ringartefakte sind ebenfalls vorhanden, welche von einer unzureichenden Detektorelementkalibrierung stammen könnten.

Ein Spezialfall in der Kieferorthopädie ist die Bildgebung von Patienten mit Metallimplantaten, was anhand von einem speziellen Kopfphantom evaluiert wurde. **Abb. 6a, b** zeigt die koronare Ansicht des Phantoms mit integriertem Auflösungs-muster und **Abb. 6c–f** zeigt die Aufnahmen an einem DVT-Gerät und dem MSCT jeweils mit und ohne Implantate. Zwischen den Implantaten sind starke dunkle und helle Streifen sichtbar, welche das Bild grundsätzlich stören und eine Diagnose sehr erschweren. Das Artefaktverhalten ist qualitativ anders, aufgrund der unterschiedlichen Abtastung und Energie,

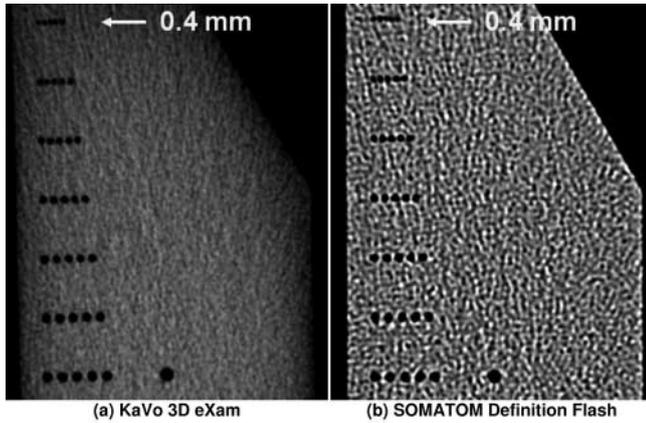


Abb. 3 Detailansichten des Auflösungsphantoms bei einer Hochauflösungsaufnahme (C = Mittelwert, W = 750 HU). Die DVT-Aufnahme verwendete protokollbedingt die 2-fache Dosis und ein reduziertes Messfeld.

aber zeigt keine grundsätzlichen und großen Unterschiede bzw. Vorteile für die eine oder andere Modalität.

Diskussion

Die grundlegende Feststellung, dass beide Modalitäten mit der gleichen Dosis arbeiten können, ist Basis dieser Studie. Die Anpassung des MSCT-Protokolls bezüglich Röhrenspannung, Röhrenstrom-Zeit-Produkt und Pitch macht für den Vergleich der Bildqualität mehr Sinn als Standardprotokolle beider Modalitäten bezüglich der Dosis gegenüberzustellen.

Coppenrath et al. [32] beispielsweise führten die Messungen mit den jeweiligen Standard-Scanprotokollen bei DVT und MSCT aus. Die Strahlenbelastung wurde als effektive Dosis angegeben, die Bildqualität wurde nicht gegenübergestellt. Gerade hier liegt aber das Ziel in aktuellen Studien zur Bildqualität bei reduzierter Dosis durch Optimierung von Scanparametern

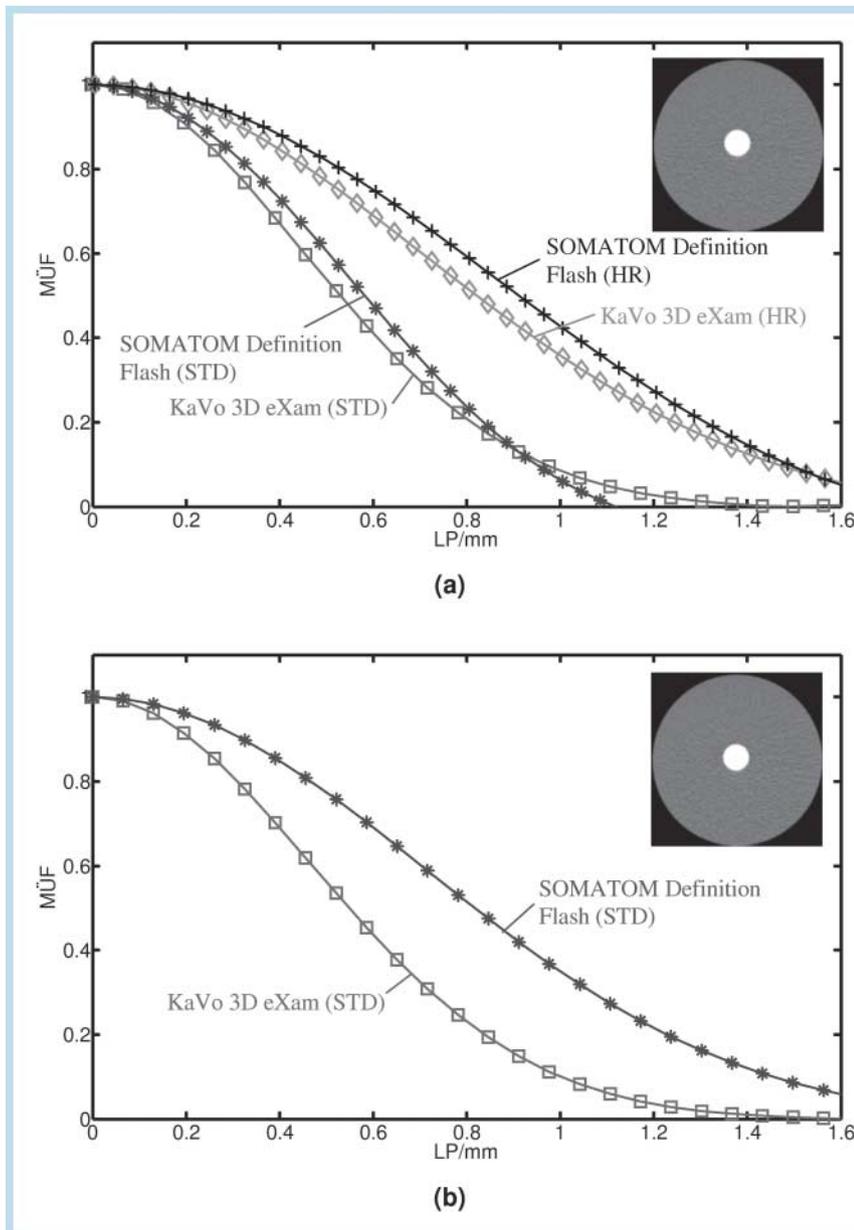


Abb. 4 MÜF-Kurven zur Bestimmung der Ortsauflösung in **a** x/y-Richtung und in **b** z-Richtung, welche mithilfe des abgebildeten Kugelphantoms bestimmt wurden. Die MSCT zeigte sich hier in beiden Fällen überlegen.

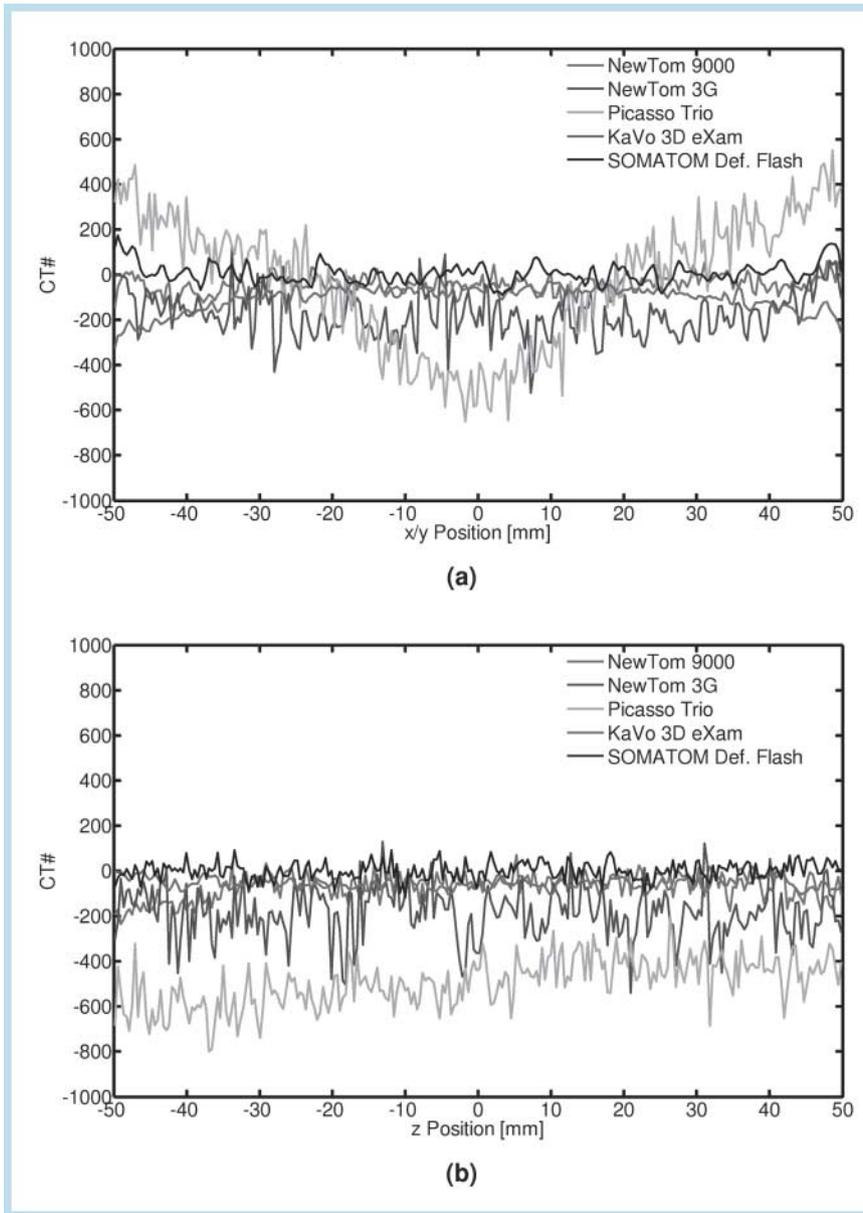


Abb. 5 CT#-Profile des Wasserphantoms in **a** x/y-Richtung und **b** z-Richtung.

in der MSCT [33]. Ludlow et al. [34] haben ebenso die gemessene Dosis zwischen DVT und MSCT untersucht. Bei gleichbleibender Aufnahmelänge wurde das MSCT-Protokoll bei 120 kV, 64–84 mAs und einem Pitch von 0,9 mit 8 DVT-Geräten verglichen und eine teilweise 7-fach höhere effektive Dosis als bei den DVT-Untersuchungen gefunden. Im Rahmen dieser Publikation wurde auch auf die Notwendigkeit der Anpassung der Untersuchungsprotokolle sowohl bei der DVT als auch der MSCT hingewiesen. Andere Publikationen [13, 18–21] erwähnten eine 6- bis 15-fach geringere Dosis für Standarduntersuchungen der DVT.

Da die Scanparameter am DVT nicht beliebig wählbar sind, muss das MSCT-Protokoll entsprechend angepasst werden. Die MSCT bietet derzeit auch das weiteste Spektrum bei der Wahl der Scanparameter für dedizierte Untersuchungen.

Die Messergebnisse zeigen, dass trotz verringerter Dosis beim CT im Vergleich zu Standard-CT-Scanprotokollen für Schädel-, Kiefer- bzw. Sinus-CT-Protokollen [35] eine gute Bildqualität erreicht wird. Somit relativieren sich Aussagen zu 15-fach höherer Dosis, welche vermutlich daher rühren, dass bei Mes-

sungen im CT Standard-Protokolle für neurologische Schädeluntersuchungen angewendet wurden [13–21].

Die DVT ist vornehmlich ein Verfahren für die Beurteilung von Hochkontraststrukturen im Bereich des Gesichtsschädels. Die Stärken liegen also auch in diesem Bereich, während Weichgewebkontraste nur vermindert oder gar nicht dargestellt werden können. Hier spielen auch unterschiedliche Strahlqualitäten bei DVT und CT eine Rolle, welche in dieser Untersuchung aber nicht detaillierter betrachtet werden.

Die Bilddaten der DVT sind aufgrund fehlender Standards nicht immer direkt vergleichbar mit konventionellen CT-Daten. Damit ist ein Vergleich des Bildpunktrauschens oder der CT-Wertgenauigkeit, z.B. im Rahmen der Qualitätssicherung, schwierig und nur mit Anpassung der Skala möglich. Die Bilder in der DVT sind deutlich inhomogener sowohl in der Schicht als auch axial. Physikalische Effekte wie Streustrahlung, Aufhärtung, aber auch Detektorschwächen, insbesondere bei Bildverstärkern, führen zu einer Verminderung der Bildqualität in der DVT. Bei dem uns für die Messungen zur Verfügung gestellten NewTom 9000 und Picasso Trio waren die Bilddaten nicht oder nicht ge-

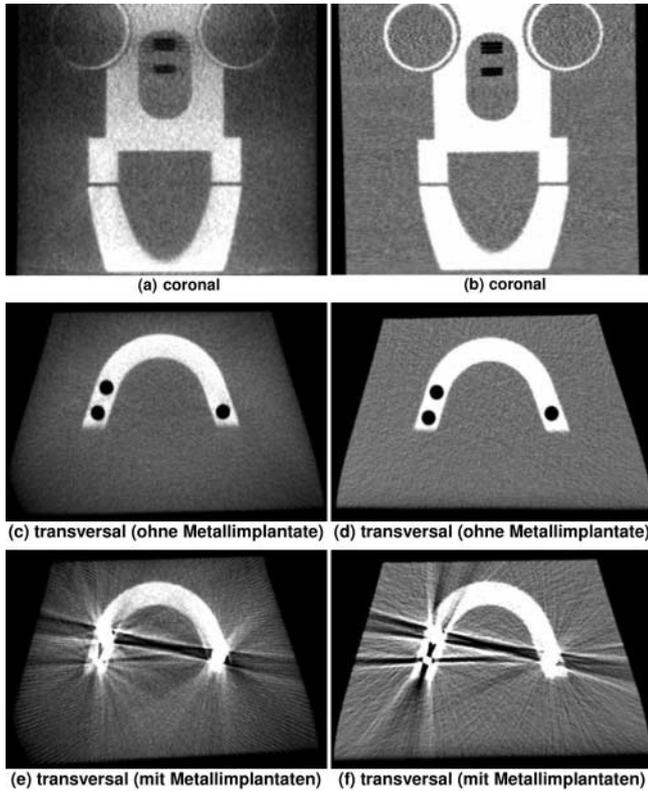


Abb. 6 Semianthropomorphes Kopfphantom mit optionalen Metallimplantaten für (erste Spalte) KaVo 3D eXam und (zweite Spalte) SOMATOM Definition Flash (C = 0 HU, W = 1000 HU).

nügend kalibriert, sodass Ring- und Aufhärtungsartefakte die Auflösung und das Kontrastverhalten negativ beeinflussten. In der MSCT sind solche Effekte natürlich auch vorhanden, werden aber durch dedizierte Korrekturmaßnahmen deutlich effizienter kompensiert. Das Hersteller-Argument, dass Metallartefakte in der DVT nicht so störend sind, ist kaum nachvollziehbar und auch durch Beispiele im direkten Vergleich (► **Abb. 6**) widerlegt. Metallartefakte äußern sich in der DVT durch die veränderte Abtastung und Streustrahlverhältnisse etwas anders, nichtsdestotrotz wirken diese Effekte auch hier destruktiv in Bezug auf die diagnostische Bildqualität. Ein weiterer Aspekt, der ebenfalls für die MSCT spricht, ist die Untersuchungsdauer. Da eine Aufnahme mit der DVT je nach Gerät zwischen 20–72 s dauert, kann man auch hier eine Beeinflussung der Bildqualität durch Bewegungsartefakte bei unruhigen Patienten annehmen [36]. Mit der MSCT ist die Aufnahme in weniger als 2 s möglich.

Schlussfolgerungen

Bei der Anwendung von im Gesichtsschädel angepasst gewählten Scanparametern ist die MSCT den DVT-Geräten in den meisten Fällen deutlich überlegen. In der MSCT können bei nahezu gleicher oder geringerer Strahlenexposition deutlich bessere Ergebnisse bezüglich Bildhomogenität erreicht werden. Die MSCT bietet vergleichbare oder teils bessere Auflösung und weist Vorteile im Bereich Hoch- und Niedrigkontrasterkennbarkeit auf. Mit entsprechenden und vor allem variablen Rekonstruktionskernen können die Bilddaten für spezielle Fragestellungen nachbearbeitet werden. Für den jeweiligen Ein-

satz in der Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde, der Zahnmedizin oder der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie sind allerdings zwingend dedizierte Untersuchungsprotokolle für MSCT-Untersuchungen notwendig. Diese zu erstellen könnte Aufgabe der wissenschaftlichen Fachgesellschaften sein.

Die DVT bietet für spezielle Fragestellungen im Gesichtsschädelbereich eine befriedigende Bildqualität, was auch andere Untersuchungen belegen [13, 21, 32, 34]. Ein entscheidender Schritt bei der DVT war die Migration von Bildverstärkern zu Flachdetektoren in den moderneren Geräten mit einem entsprechenden Zugewinn an Bildqualität und Dosiseffizienz. Bezüglich der Kosten und der Bedienbarkeit bietet sie im Vergleich zur MSCT Vorteile. Der CTDI-Wert ist im Vergleich zu Standard-MSCT-Untersuchungen niedrig, allerdings ist dieser Wert auch bei MSCT in für den Gesichtsschädel angepassten Protokollen verfügbar.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass die MSCT der goldene Standard bei der Bildqualität bleibt und bei einer Dosis äquivalent zu der DVT effizient eingesetzt werden kann. Die DVT-Geräte der neuen Generation bieten CT-ähnliche Aufnahmen mit ausreichender Bildqualität zur Darstellung des knöchernen Skeletts bei einem niedrigen Dosisniveau. Trotzdem erfüllen diese Geräte hinsichtlich der Bildqualität nicht die Anforderungen, die sich für CT-Geräte aus der DIN 6818-6 und IEC 60601-2-3 ergeben, sie können demnach nicht als solche eingestuft werden. Aufgrund der stark wachsenden Anzahl von DVT-Geräten besteht dringender Handlungsbedarf, um die Geräteangaben, Bildqualitätsanforderungen, Dosisbetrachtungen und Anwendungsgebiete zu standardisieren.

Danksagungen

Für die Ermöglichung der Messungen an den DVT-Geräten möchten wir uns bei Prof. U. Hirschfelder (Zahnklinik 3 – Kieferorthopädie, Universitätsklinikum Erlangen) und Prof. F. Neukam (Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgische Klinik, Universitätsklinikum Erlangen) bedanken.

Literatur

- 1 Rustemeyer P, Streubuhr U, Suttmoeller J. Low-dose dental computed tomography: significant dose reduction without loss of image quality. *Acta Radiologica* 2004; 45: 847–853
- 2 Arai Y, Tammsialo E, Iwai K et al. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofacial Radiology* 1999; 28: 245–248
- 3 Mozzo P, Procacci C, Tacconi A et al. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *European Radiology* 1998; 8: 1558–1564
- 4 Kalender WA. *Computed Tomography. Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications*. Publicis. Erlangen; 2005; 2nd ed
- 5 Baba R, Ueda K, Okabe M. Using a flat-panel detector in high resolution cone beam CT for dental imaging. *Dentomaxillofacial Radiology* 2004; 33: 385–290
- 6 Parks ET. *Computed tomography applications for dentistry*. Dental Clinics of North America 2000; 44: 371–394
- 7 Loose RW, Popp U, Wucherer M et al. Medizinische Strahlenexposition und ihre Rechtfertigung an einem Großklinikum: Vergleich von strahlungs- und krankheitsbedingtem Risiko. *Fortschr Röntgenstr* 2010; 182: 66–70
- 8 Holberg C, Steinhauser S, Geis P et al. Cone-beam computed tomography in orthodontics: benefits and limitations. *Journal of Orofacial Orthopedics* 2005; 66: 434–444
- 9 Vannier MW. Craniofacial computed tomography scanning: technology, applications and future trends. *Orthodontics & Craniofacial Research* 2003; 6: 23–30

- 10 Mengel R, Candir M, Shiratori K et al. Digital volume tomography in the diagnosis of periodontal defects: an in vitro study on native pig and human mandibles. *Journal of Periodontology* 2005; 76: 665–673
- 11 Mengel R, Kruse B, Flores-de-Jacoby L. Digital volume tomography in the diagnosis of peri-implant defects: an in vitro study on native pig mandibles. *Journal of Periodontology* 2006; 77: 1234–1241
- 12 Nakajima A, Sameshima GT, Arai Y et al. Two- and three-dimensional orthodontic imaging using limited cone beam-computed tomography. *The Angle Orthodontist* 2005; 75: 895–903
- 13 Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *Journal of the Canadian Dental Association* 2006; 72: 75–80
- 14 Sukovic P. Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. *Orthodontics & Craniofacial Research* 2003; 6: 31–36
- 15 Lascala CA, Panella J, Marques MM. Analysis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom). *Dentomaxillofacial Radiology* 2004; 33: 291–294
- 16 Ziegler CM, Woertche R, Brief J et al. Clinical indications for digital volume tomography in oral and maxillofacial surgery. *Dentomaxillofacial Radiology* 2002; 31: 126–130
- 17 Shrimpton PC, Wall BF, Fisher ES. The tissue-equivalence of the Alderson Rando anthropomorphic phantom for x-rays of diagnostic qualities. *Physics in Medicine and Biology* 1981; 26: 133–139
- 18 Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL. Dosimetry of two extraoral direct digital imaging devices: NewTom cone beam CT and Orthophos Plus DS panoramic unit. *Dentomaxillofacial Radiology* 2003; 32: 229–234
- 19 Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL et al. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofacial Radiology* 2006; 35: 219–226
- 20 Schulze D, Heiland M, Thurmann H et al. Radiation exposure during midfacial imaging using 4- and 16-slice computed tomography, cone beam computed tomography systems and conventional radiography. *Dentomaxillofacial Radiology* 2004; 33: 83–86
- 21 Tsikalakis K, Donta C, Gavala S et al. Dose reduction in maxillofacial imaging using low dose Cone Beam CT. *European Journal of Radiology* 2005; 56: 413–417
- 22 Fuchs O, Krause J, WA K. Measurement of 3D spatial resolution in multi-slice spiral computed tomography. *Physica Medica* 2001; 18: 129–134
- 23 Fuchs T, Kachelriess M, Kalender WA. Technical advances in multi-slice spiral CT. *European Journal of Radiology* 2000; 36: 69–73
- 24 Kalender WA, Polacin A. Physical performance characteristics of spiral CT scanning. *Medical Physics* 1991; 18: 910–915
- 25 McCollough CH, Zink FE. Performance evaluation of a multi-slice CT system. *Medical Physics* 1999; 26: 2223–2230
- 26 Shin HO, Falck CV, Galanski M. Low-contrast detectability in volume rendering: a phantom study on multidetector-row spiral CT data. *European Radiology* 2004; 14: 341–349
- 27 Kyriakou Y, Kachelriess M, Knaup M et al. Impact of the z-flying focal spot on resolution and artifact behavior for a 64-slice spiral CT scanner. *European Radiology* 2006; 16: 1206–1215
- 28 Kalender WA, Deak P, Kellermeier M et al. Application- and patient size-dependent optimization of x-ray spectra for CT. *Medical Physics* 2009; 36: 993–1007
- 29 Dixon RL, Boone JM. Cone beam CT dosimetry: A unified and self-consistent approach including all scan modalities-With or without phantom motion. *Medical Physics* 2010; 37: 2703–2718
- 30 Thornton MM, Flynn MJ. Measurement of the spatial resolution of a clinical volumetric computed tomography scanner using a sphere phantom. *Proc SPIE* 2006; 6142: 61421Z
- 31 Giger ML, Doi K. Investigation of basic imaging properties in digital radiography. I. Modulation transfer function. *Medical Physics* 1984; 11: 287–295
- 32 Coppenrath E, Draenert F, Lechel U et al. Schnittbildverfahren zur dentomaxillofazialen Diagnostik: Dosisvergleich von Dental-MSCT und NewTom 9000 DVT. *Fortschr Röntgenstr* 2008; 180: 396–401
- 33 Kalender WA, Buchenau S, Deak P et al. Technical approaches to the optimisation of CT. *Physica Medica* 2008; 24: 71–79
- 34 Ludlow JB, Ivanovic M. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics* 2008; 106: 930–938
- 35 European Commission. European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography. Report EUR 16262 Brussel, Belgium; 1999
- 36 Lee R, Azevedo B, Shintaku W et al. Patient movement in three different CBCT units. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 2008; 105: e55