ノート

実効線量と画像の物理特性による歯科用コーンビーム CT と multi-detector row CT の比較

吉田 豊¹⁾・徳森謙二²⁾・岡村和俊²⁾・吉浦一紀²⁾論文受付
2009年5月21日論文受理
2010年11月6日Code Nos. 251
621

1)九州大学病院医療技術部放射線部門

2)九州大学大学院歯学研究院口腔顎顔面病態学講座
口腔画像情報科学分野

緒言

現在、口腔顎顔面領域の computed tomography (CT) 検査において、歯科用コーンビーム CT(以下、歯科用 CBCT)、multi-detector row CT(以下、MDCT)のいずれも広く利用されている¹⁾。歯や骨といった硬組織診断用の再構成関数を使用した画像(以下、硬組織画像)と、軟組織診断用の再構成関数を使用した画像(以下、軟組織画像)の両方が得られる MDCT とは異なり、歯科用 CBCT は硬組織の描出を目的とした装置であり、安定した CT 値が得られず、軟組織の診断は難しい。しかし、その撮影範囲は片側の3~4歯を含める数10mm程度であり、解像度、被曝線量、価格、操作性の面で MDCT より優れていることが報告されている^{2~6)}。

画像の評価には、物理特性によって評価する物理評価と観察者による主観的評価である視覚評価がある。歯科領域においては、CBCT と MDCT を物理特性によって比較を行った報告は見当たらず、歯科用 CBCT と MDCT の特長をより客観的に明らかにすることが必要である。さらに、最近では100mmや150mmを超える広範囲の撮影が可能な歯科用 CBCT も存在する。広範囲の撮影における歯科用 CBCT の実効線量が低線量 MDCT と同程度になる可能性を指摘した報告^{7,8)}はあるものの、画質の比較は行われていない。MDCT においても撮影条件を低下させることで線量低減は可能であるが、線量低減は画質の劣化を伴うため、その画質が臨床に耐えうるものでなければ、全く不適切な線量低減となってしまう。した

Comparison of a Dental Cone Beam CT with a Multi-detector Row CT on Effective Doses and Physical Image Quality

Yutaka Yoshida,¹⁾ Kenji Tokumori,²⁾ Kazutoshi Okamura,²⁾ and Kazunori Yoshiura²⁾

1) Department of Medical Technology, Kyushu University Hospital

2) Department of Oral and Maxillofacial Radiology, Faculty of Dental Science, Kyushu University

Received May 21, 2009; Revision accepted November 6, 2010; Code Nos. 251, 621

Summary

The purpose of this study was to compare a dental cone beam computed tomography (dental CBCT) and a multi-detector row CT (MDCT) using effective doses and physical image quality. A dental mode (D-mode) and an implant mode (I-mode) were employed for calculating effective doses. Field of view (FOV) size of the MDCT was 150 mm. Three types of images were obtained using 3 different reconstruction functions: FC1 (for abdomen images), FC30 (for internal ear and bone images) and FC81 (for high resolution images). Effective doses obtained with the D-mode and with the I-mode were about 20% and 50% of those obtained with the MDCT, respectively. Resolution properties obtained with the D-mode and I-mode were superior to that of the MDCT in a high frequency range. Noise properties of the D-mode and the I-mode were better than those with FC81. It was found that the dental CBCT has better potential as compared with MDCT in both dental and implant modes.

Key words: modulation transfer function (MTF), Wiener spectrum (WS), effective dose, dental cone beam computed tomography (dental CBCT), multi-detector row computed tomography (MDCT)

別刷資料請求先：〒812-8582 福岡市東区馬出3-1-1

九州大学病院医療技術部放射線部門 吉田 豊 宛

Table 1 Recommended tissue weighting factors

Tissue	W_T	ΣW_T
Bone-marrow (red), Colon, Lung, Stomach, Breast, Remainder Tissues*	0.12	0.72
Gonads	0.08	0.08
Bladder, Oesophagus, Liver, Thyroid	0.04	0.16
Bone surface, Brain, Salivary glands, Skin	0.01	0.04

* Remainder Tissues: Adrenal, Extrathoracic region, Gall bladder, Heart, Kidneys, Lymphatic nodes, Muscle, Oral mucosa, Pancreas, Prostate (male), Small intestine, Spleen, Thymus, Uterus/cervix (female)

がって、広範囲の撮影が可能な歯科用 CBCT と MDCT についても、線量と画質の関係を客観的な指標によって明らかにする必要がある。

本研究の目的は、実効線量と X-Y 平面の画像の物理特性について、狭い範囲だけでなく広範囲の撮影も可能な歯科用 CBCT と MDCT とを比較し、歯科用 CBCT の有用性を明らかにすることである。

1. 方 法

1-1 使用装置

歯科用 CBCT として CB MercuRay 9 型(日立メディコ社製、以下、MercuRay)を、MDCT として 4DAS (data acquisition system)の Aquilion TSX-101A(東芝メディカルシステムズ社製、以下、Aquilion)を使用した。実効線量測定には RANDO ファントム(Alderson Research Laboratories)、および蛍光ガラス線量計小型素子システム Dose-Ace(AGC テクノグラス社製)を用い、リファレンス線量計として RAMTEC1000 Plus Type 23344(東洋メディック社製)を使用した。解像特性を表す modulation transfer function(以下、MTF)を求めるために、直径 50 mm のシリンジに水を満たして直径 0.1 mm のスズワイヤを中心部に張ったワイヤファントム(自作)を使用し、雑音特性(ウィナースペクトル)の評価に直径 200 mm、高さ 90 mm の円柱形水ファントム(京都科学社製)を使用した。また、歯科用 CBCT と MDCT のコントラストの違いを考慮して、水と骨のコントラストスケール⁹⁾を求めるため、コントラストファントム(モリタ製作所社製)と直径 200 mm、高さ 120 mm の円柱型水ファントム(京都科学社製)を使用した。

1-2 実効線量

International Commission on Radiological Protection (ICRP)2007 年勧告¹⁰⁾で組織荷重係数(Table 1)が与えられている部位に相当する RANDO ファントム内の 175

カ所を測定部位とした。ガラス線量計素子(GD-352M)は、読み取り誤差が 5%以内の素子を用い、RANDO ファントムの測定部位に挿入し、5 回照射後読み取りを行い、1 検査あたりの測定値を求めた。ガラス線量計システムの測定範囲が 10 μ Gy~10 Gy であることから、5 回照射で 10 μ Gy を超えない場合は検出限界以下として計算に含めなかった。

いずれの装置の線質においても、ガラス線量計素子とリファレンス線量計の同時照射により校正を行った¹¹⁾。また、残りの組織に含まれる口腔粘膜と上気道は同一点の測定値を用い、皮膚表面、赤色骨髄、骨表面については川浦ら¹²⁾の方法を、筋肉、リンパ節については Ludlow ら⁷⁾の方法を参考に等価線量を求めた。下顎大臼歯部の検査を想定し、Aquilion では、RANDO ファントムの咬合平面とスキャン面が平行になるように位置合わせを行ったうえで、咬合平面から下顎骨下縁までを含む 51 mm を撮影範囲とし、FOV (field of view)は 150 mm とした(Fig. 1)。撮影条件は、臨床使用の 120 kV、150 mA、0.75 s/rot、ヘリカルピッチ 3.0、撮影スライス厚 1.0 mm とした(Table 2)。MercuRay では、撮影範囲が 1 辺 51.2 mm の立方体形となる D(dental)モード、直径 102.4 mm の球形となる I(implant)モードを使用した。Aquilion と同様に下顎大臼歯部の検査を想定し、D モードでは左側下顎第一大臼歯部を中心に、I モードは両側の下顎第一大臼歯を含むように位置合わせを行った(Fig. 1)。撮影条件は臨床使用の 120 kV、15 mA、9.6 s とした(Table 2)。MercuRay は撮影範囲が直径約 150 mm の球形となる P(panoramic)モードでも撮影可能であるが、今回の Aquilion の撮影範囲を考慮すると、頭足方向に撮影範囲が広がるため、比較対象に加えなかった。

1-3 解像特性、雑音特性

自作のワイヤファントムおよび直径 200 mm の円柱形水ファントムを Table 2 に示した撮影条件にて撮影

Fig. 1 Positionings of each imaging areas.

Table 2 Scanning parameters

Aquilion	Field of view (mm)	Tube voltage (kV)	Tube current (mA)	Rotation time (s/rot)	Helical pitch	Slice thickness and rows	Scan length (mm)
	150	120	150	0.75	3.0	1.0 mm×4	51

MercuRay	Field of view	Tube voltage (kV)	Tube current (mA)	Scan time (s)
	D-mode	120	15	9.6
	I-mode	120	15	9.6

した. Aquilion については, 画像の再構成関数によって物理特性が異なるため, FC1(腹部用), FC30(内耳・骨用)および FC81(高精細用)の3種類について, スライス厚 1.0 mm の画像から MTF とウィナースペクトル(WS)を算出^{13, 14)}した. MercurRay については, D モードで 0.1 mm, I モードで 0.2 mm の厚さの axial 画像(マトリクスサイズ 512×512)から MTF, WS を求めた. 画像解析にはフリーソフトウェアの ImageJ¹⁵⁾を用いた. また, WS の比較では Aquilion, MercurRay 両者のコントラストが異なるため, 皮質骨と水のコントラストスケール(CS)⁹⁾を算出し補正を行った. CS の計算式を(1)式に示す.

$$CS = (\mu_{\text{bone}} - \mu_{\text{water}}) / (CT_{\text{bone}} - CT_{\text{water}}) \quad \dots\dots\dots (1)$$

ここで μ_{bone} , μ_{water} はそれぞれ皮質骨と水の線減弱係数, CT_{bone} , CT_{water} はそれぞれ皮質骨と水の CT 値である. コントラストファントム(Fig. 2)の骨等価樹脂

を皮質骨の値として使用した. コントラストファントムを水ファントム中心部に固定して撮影を行い(Fig. 3), さらに同様の位置合わせで水ファントムのみを撮影した. 得られた画像(Fig. 4)の中心部に円形の関心領域を設定し, 骨等価樹脂と水の CT 値を測定した. さらに, 皮質骨と水の質量減弱係数¹⁶⁾を求め, 密度をそれぞれ 1.0 g/cm³, 1.5 g/cm³¹⁷⁾として CS を求めた. 補正後の WS(WS_{mod})は(2)式にて求めた.

$$WS_{\text{mod}} = WS / (CS)^2 \quad \dots\dots\dots (2)$$

2. 結 果

等価線量, 実効線量を Table 3 に示す. Aquilion の実効線量は 1.35 mSv, MercurRay は D モードで 0.24 mSv, I モードで 0.67 mSv となった.

Aquilion の MTF は FC81 が最も高く, FC30, FC1 の順に低くなった(Fig. 5). 1.14 cycles/mm 以下では FC81 が最も高い値を示したが, 1.15 cycles/mm 以上では D モードが最も高い値を示した. また, 0.58

Fig. 2 Contrast phantom.

Fig. 3 Contrast phantom fixed in the water phantom.

Fig. 4 I-mode axial images.
Contrast phantom in the water phantom (left, bone equivalent plastic image). Water phantom image (right).

cycles/mm 以下では FC30 が MercurRay よりも高く, I モードは 1.24 cycles/mm 以上において FC81 よりも高い値を示した.

Aquilion の WS_{mod} は MTF と同様に FC81 が最も高く FC30, FC1 の順に低くなった(Fig. 6). MercurRay の D モードは, FC81 よりも低く, 0.65 cycles/mm 以上において FC30 よりも高い値を示したが, 1.6 cycles/mm において FC81 と同等の値を示した. I モードは FC81 よりも低く, 0.78 cycles/mm 以上において FC30

よりも高い値を示した. また, FC1 が最も低い値を示した.

3. 考 察

下顎大臼歯部の検査を想定した比較において, MercurRay D モードの実効線量は Aquilion の 18%, I モードは 50% であった. I モードの実効線量が D モードの 2.8 倍となったが, これは Fig. 1 のような位置合わせによって I モードの撮影範囲に甲状腺が含

Table 3 Equivalent dose and effective dose

	Aquilion	MercuryRay	
		D-mode	I-mode
Gonads	<0.01	<0.01	<0.01
Bone marrow	1.34	0.17	0.44
Colon	0.01	<0.01	<0.01
Lung	0.32	0.03	0.08
Stomach	0.03	<0.01	0.01
Bladder	<0.01	<0.01	<0.01
Breast	0.17	0.03	0.07
Liver	0.03	0.01	0.01
Oesophagus	0.27	0.02	0.06
Thyroid	3.34	0.74	6.96
Skin	0.99	0.13	0.41
Bone surface	3.41	0.79	1.92
Brain	3.69	0.84	2.04
Salivary gland	30.61	4.75	10.63
Remainder tissues	4.94	0.99	1.37
Effective dose	1.35	0.24	0.67

(mSv)

まれたことが大きく影響したと考えられる。実際、AquilionとIモードの甲状腺の等価線量は3.34 mSv、6.96 mSvであり、IモードがAquilionの倍以上となった。歯科用CBCTは任意に撮影範囲を変えることができず、数種類の撮影範囲から選択できるように設定されているものがほとんどである。そのため、検査は必要な範囲よりも広い撮影範囲を選択することになる。撮影範囲が広くなれば実効線量は増加する¹⁸⁻²⁰⁾ため、撮影範囲を任意に設定できる機能を備えることは今後の歯科用CBCTに求められるひとつの要素であると考えられる。ただし、実効線量は組織荷重係数の与えられている部位の等価線量に大きく影響を受けるため、甲状腺や頸椎(骨髄)を鉛で遮蔽して歯科用CBCTの実効線量を下げる手法²¹⁾もあり、この手法はIモードのような撮影範囲においては有用であると思われる。また、X線照射口に鉛板を貼り付けることによっても甲状腺を遮蔽することは可能であり、線量低減が可能であると考えられる。

解像特性は1.24 cycles/mm以上の高周波数領域で、MercuryRayがAquilionよりも高い値を示し、10%MTFにおいてはFC81が1.29 cycles/mm、Iモードが1.48 cycles/mm、Dモードが1.91 cycles/mmであり、FC81よりも高解像度であるMercuryRayの特徴が明らかになった。AquilionはFC1が最も低く、FC30、FC81の順に高くなったが、FC30は最大で1.08、FC81は最大で2.17の値を示した。これに関連してMTF測定に用いたワイヤファントムの画像とブ

Fig. 5 MTF curves of Aquilion and MercuryRay.

Fig. 6 Wiener spectral values modified by contrast scale.

ロファイルカーブをFig. 7に示す。FC30とFC81では、ワイヤと水の境界部分にエッジ強調によるアンダーシュートが生じており、特にFC81において顕著であった。このアンダーシュートの存在がFC30、FC81のMTF曲線の形状に影響した。

また、MercuryRayのワイヤ像が確実に微小点として示されていることが、高周波数領域におけるMTFの特性を裏付けており、10%MTFとこれらのワイヤ画像から、MercuryRayは非常に優れた解像特性を有することが示された。

頭部ファントムPB-1(京都科学社製)を撮影したAquilionの再構成関数FC1、FC30、FC81およびDモード、Iモードのaxial, sagittal画像をFig. 8に示す。今回はX-Y方向の検討のみで体軸方向の特性を検討していないが、MercuryRayの優れた解像特性を確認できる。

皮質骨と水のCSはDモードが $9.68 \times 10^{-4} \text{ cm}^{-1}$ 、Iモードが $1.15 \times 10^{-3} \text{ cm}^{-1}$ 、FC1、FC30、FC81はそれぞれ $4.79 \times 10^{-4} \text{ cm}^{-1}$ 、 $4.58 \times 10^{-4} \text{ cm}^{-1}$ 、 $4.62 \times 10^{-4} \text{ cm}^{-1}$ 、で

Fig. 7 Stannum wire phantom profile curves.

Fig. 8 Axial and sagittal images of the left mandibular first molar region of the head phantom.

あり、骨と水のコントラストはMercuryよりもAquilionが優れていた。これらCSを考慮した WS_{mod} は、Dモード、IモードともにFC81よりも低い値であったが、1.6 cycles/mmにおいてはFC81が $3.06 \times 10^{10} \text{ mm}^4$ 、Dモードが $3.08 \times 10^{10} \text{ mm}^4$ であり、同等の値になった。ここで、1.6 cycles/mmにおけるMTFはFC81が0.02未満であるのに対し、Dモードは0.21、Iモードは0.09である点を考慮すると、高周波数領域において、Dモード、IモードはAquilionよりも有意に信号雑音比に優れることが推測される。

また、Aquilionでは歯のエナメル質のCT値が非常に高く、特にFC81においてはエッジ強調の影響もあり、ウインドウレベルとウインドウ幅の調整をしても白レベルへの飽和を余儀なくされ、内部構造を観

察できない。それに対してMercuryでは内部構造を観察できる。ダイナミックレンジが画像の視覚評価に影響を与える可能性も考えられるが、詳細については今後の検討課題である。

結 語

歯科用CBCTは低実効線量であるにもかかわらず、特に高周波数領域において、MDCTよりも優れたX-Y平面の解像特性・雑音特性を有している。撮影部位によっては実効線量増加に注意する必要があるが、広範囲の撮影が可能な歯科用CBCTにおいても、MDCTと比べて低被曝線量・高解像度で硬組織評価が可能である。臨床目的を考慮し、画像の物理特性と被曝線量を把握したうえで歯科用CBCT、MDCT

のいずれの適応となるか判断することが望ましい。

謝 辞

本研究に際し、ご協力くださいました九州大学病

院医療技術部放射線部門の皆様、ならびにご指導くださいました九州大学大学院歯学研究院口腔顎顔面病態学講座口腔画像情報科学分野の先生方に深く感謝いたします。

参考文献

- 1) 新井嘉則. 歯科用コーンビーム CT の留意点. 日歯先技研会誌 2010; 16(2): 69-74.
- 2) Arai Y, Tammisalo E, Iwai K, et al. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. Dentomaxillofac Radiol 1999; 28(4): 245-248.
- 3) 岩井一男, 新井嘉則, 橋本光二, 他. 小照射野コーンビーム CT 撮影における実効線量. 歯科放射線 2000; 40(4): 251-259.
- 4) Cohnen M, Kemper J, Möbes O, et al. Radiation dose in dental radiology. Eur Radiol 2002; 12(3): 634-637.
- 5) Araki K, Maki K, Seki K, et al. Characteristics of a newly developed dentomaxillofacial X-ray cone beam CT scanner (CB MercuRay): system configuration and physical properties. Dentomaxillofac Radiol 2004; 33(1): 51-59.
- 6) 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. Dentomaxillofac Radiol 2004; 33(2): 83-86.
- 7) Ludlow JB, Ivanovic M. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2008; 106(1): 106-114.
- 8) Okano T, Harata Y, Sugihara Y, et al. Absorbed and effective doses from cone beam volumetric imaging for implant planning. Dentomaxillofac Radiol 2009; 38(2): 79-85.
- 9) 日本放射線技術学会編. X 線 CT 検査系. 臨床放射線技術実験ハンドブック. 通商産業研究社, 東京, 1996: 387-390.
- 10) International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 103. Annals of the ICRP 2007; 37(2-4).
- 11) 小宮 勲, 白坂 崇, 梅津芳幸, 他. 蛍光ガラス線量計による患者被ばく線量測定—特性評価と腹部 IVR 時の患者皮膚線量測定—. 日放技学誌 2004; 60(2): 270-277.
- 12) 川浦稚代, 青山隆彦, 小山修司. 人体ファントム線量測定に基づいた各種頭部 X 線検査における患者の臓器線量および実効線量評価. Radioisotopes 2005; 54(3): 55-66.
- 13) 市川勝弘, 原 孝則, 丹羽伸次, 他. CT における金属ワイヤによる MTF の測定法. 日放技学誌 2008; 64(6): 672-680.
- 14) 市川勝弘, 小寺吉衛, 大橋一也, 他. 等解像度画像を用いた CT の性能評価. 日放技学誌 2006; 62(4): 522-528.
- 15) Wayne Rasband. The National Institutes of Health, USA. <http://rsb.info.nih.gov/ij>.
- 16) Hubbell JH, Seltzer SM. Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-Absorption Coefficients from 1 keV to 20 MeV for Elements Z = 1 to 92 and 48 Additional Substances of Dosimetric Interest. NIST Standard Reference Database, 2004.
- 17) 京都科学. II 医療画像用ファントム. 医学看護教育用総合カタログ MODEL-40. 京都科学, 京都, 2009: 121.
- 18) Roberts JA, Drage NA, Davies J, et al. Effective dose from cone beam CT examinations in dentistry. Br J Radiol 2009; 82(973): 35-40.
- 19) Hirsch E, Wolf U, Heinicke F, et al. Dosimetry of the cone beam computed tomography Veraviewepocs 3D compared with the 3D Accuitomo in different fields of view. Dentomaxillofac Radiol 2008; 37(5): 268-273.
- 20) Palomo JM, Rao PS, Hans MG. Influence of CBCT exposure conditions on radiation dose. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2008; 105(6): 773-782.
- 21) Tsiklakis K, Donta C, Gavala S, et al. Dose reduction in maxillofacial imaging using low dose Cone Beam CT. Eur J Radiol 2005; 56(3): 413-417.

図表の説明

- Fig. 1 各撮影範囲における位置合わせ
Fig. 2 コントラストファントム
Fig. 3 水ファントム中に固定されたコントラストファントム
Fig. 4 I モードのアキシャル画像
水ファントム中のコントラストファントム(左, 骨等価樹脂の画像). 水ファントム画像(右).
Fig. 5 Aquilion と MercuRay の MTF
Fig. 6 コントラストスケールで補正されたウィナースペクトル
Fig. 7 スズワイヤファントムのプロファイルカーブ
Fig. 8 頭部ファントム左側第一大臼歯部のアキシャル画像とサジタル画像

Table 1 勧告された組織荷重係数

Table 2 各種撮影条件

Table 3 等価線量と実効線量