

Comparison of a Dental Cone Beam CT with a Multi-Detector Row CT on Image Qualities and Effective Doses.

吉田, 豊

九州大学大学院 歯学府口腔顎顔面病態学講座口腔画像情報科学分野

<https://doi.org/10.15017/18925>

出版情報：九州大学, 2009, 博士（学術）, 課程博士
バージョン：
権利関係：



画質と実効線量による歯科用コーンビーム CT と
multi-detector row CT の比較

吉田 豊

九州大学大学院 歯学府 歯学専攻

口腔顎顔面病態学講座 口腔画像情報科学分野

指導教員 吉浦 一紀 教授

本研究の一部は下記の論文に報告した.

吉田 豊, 徳森 謙二, 岡村 和俊, 吉浦 一紀 : 画像の物理特性と実効線量による歯科用コーンビーム CT と multi-detector row CT の比較. 日本放射線技術学会雑誌 (投稿中 2009. 05. 21 原稿受付)

本文における第Ⅲ章の P6 - P14 がこれに該当する.

目次

第I章	要旨3
第II章	緒言4
第III章	画像の物理特性と実効線量による歯科用コーンビームCTと multi-detector row CTの比較6
第IV章	歯科用コーンビームCTとmulti-detector row CT における画素値の安定性15
第V章	結論22
第VI章	謝辞23
第VII章	参考文献24

第 I 章 要旨

口腔顎顔面領域の画像診断において、歯科用コーンビーム CT（歯科用 CBCT）と multi-detector row CT（MDCT）は重要な役割を担っている。歯科用 CBCT は低被曝線量、高解像度の特長を持つため、その画質や線量について MDCT と比較した報告は多い。しかし、画像の物理特性を指標として両装置の比較を行った報告は見当たらない。そこで、本研究の目的は、画像の物理特性と実効線量、画素値を用いて歯科用 CBCT と MDCT を比較することとした。

初めに、歯科用 CBCT は最小の D (Dental) モード、および広範囲の撮影が可能な I (Implant) モードを使用し、実効線量の測定では、下顎の大白歯部撮影を想定して位置合わせを行なった。MDCT は画像の再構成関数によって解像特性と雑音特性が異なるため、腹部用関数の FC1、骨・内耳用関数の FC30、高精細用関数の FC81 の 3 種類の画像において物理特性の測定を行なった。実効線量は D モードが MDCT の 20% 程度、I モードは MDCT の 50% 程度となった。また、D モードは MDCT をはるかに上回る解像特性を有していたのに対し、I モードは MDCT の FC30、FC81 を下回り、FC1 に近づいた。雑音特性の比較において、D モードと I モードは概ね FC81 よりも低く、FC30 よりも高い値を示した。

次に画素値の安定性について比較を行なうため、4 種類の物質で構成されたコントラストファントムを直径 200mm の円柱形水ファントムに沈め、撮影条件を変えたときの画素値の変化を調べた。両装置ともに管電圧は 120kV 一定とし、他の撮影条件を変化させた。MDCT ではいずれの条件においても 3% 以内の誤差であったが、歯科用 CBCT は撮影条件によって画素値が大きく変化した。

歯科用 CBCT は、狭い撮像範囲において優れた解像特性、低被曝線量の特長を発揮するが、広範囲の撮影ではそれらの特長が発揮されず、MDCT よりも劣る可能性もある。撮影条件による画質への影響と被曝線量を把握しておくことが、検査の適応を考える上で重要であると考えられた。

第II章 緒言

現在、口腔顎顔面領域の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。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、定量的なCT値が得られず、軟組織の診断は難しい。しかし、その撮像範囲は片側の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¹⁻⁵⁾。

画像の比較を行う際には、複数の観察者が画像の観察を行って優劣を決定する視覚評価がよく用いられる。この視覚評価は観察者による主観的評価であり、画像の客観的な評価ではない。客観的評価に用いられる指標は解像特性や雑音特性といった画像の物理特性である。しかしながら画像の物理特性によって歯科用CBCTとMDCTの比較を行った報告は見当たらず、歯科用CBCTとMDCTの特長を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も存在し、歯科用CBCTで広範囲の撮影も可能となっている。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^{6,7)}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得るものでなければ、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。

また、一般にCT値と呼ばれるMDCTの画素値は空気を-1000、水を0として安定しており、定量的評価にも用いられることが多い。これに対し、歯科用CBCTは画像再構成法の違い⁸⁾から画素値が安定せず、MDCTのように画素値を定量的な指標として捉えることは困難である。画素値が変化すると画像のコントラストが変化し、診断に影響を及ぼす可能性も考え

られる。そこで撮影条件による画素値の安定性についても検討した。

本研究の目的は、画像の物理特性と実効線量ならびに画素値の安定性について、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 とを比較することである。

第Ⅲ章 画像の物理特性と実効線量による歯科用コーンビームCTと multi-detector row CTの比較

1. はじめに

歯科用 CBCT と MDCT における線量と画質の比較を、実効線量、解像特性、および雑音特性の 3 つの指標を用いて行った。実効線量は国際放射線防護委員会 (International Commission on Radiological Protection, ICRP) によって定義されており、2007 年勧告の Publication103⁹⁾ が最新のものである。本章では、撮像範囲が異なる 2 種類の歯科用 CBCT の画像と MDCT の画像の比較を行った。

2. 方法

2-1) 使用装置

歯科用 CBCT として CB MercuRay 9 型 (日立メディコ社製, 図 1, 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, 図 1, 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, 図 2), 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



図1 CB MercuRay (左) と Aquilion TSX-101A (右)

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 (MTF) を求めるために、直径 50mm のシリンジに水を満たして直径 0.1mm 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 200mm、高さ 90mm の円柱形水ファントム（京都科学社製）を使用した。

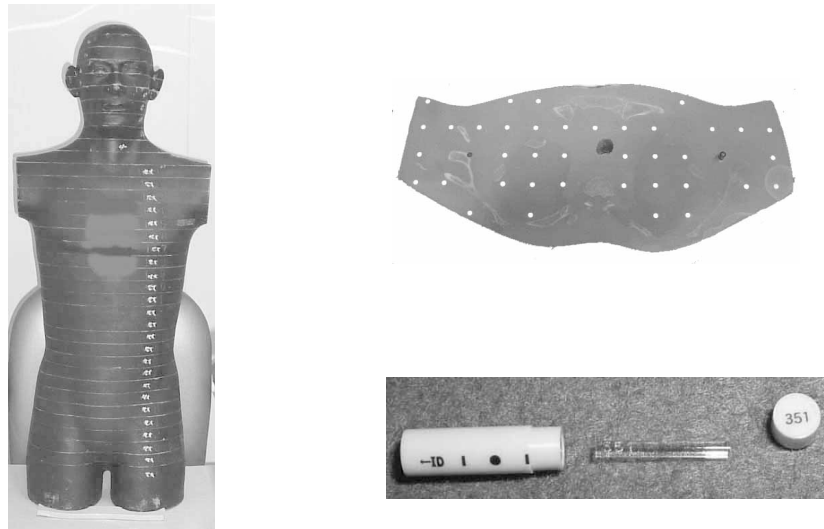


図2 Randoファントム（左）とその12番目のスライス（右上）およびガラス線量計素子（GD-352M）（右下）。Randoファントムは頭頂部を0，大腿部を35としてその間が34スライス（1スライス厚さ25mm）に分かれている。各スライスは等間隔に穴（右上図中の白い点）が空いており，この穴にガラス線量計素子を挿入できる。ガラス線量計素子はホルダ内に収納して使用する。ホルダの長さは15mm，素子の長さは12mm。

表1 ICRP Publication103⁹⁾による組織荷重係数

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)

2-2) 実効線量

ICRP2007年勧告で組織荷重係数(表1)が与えられている部位に相当するRANDOファントム上の175か所を測定部位とした。実効線量Eは、表1に示されている組織(T)の等価線量(臓器線量) H_T と組織荷重係数 W_T の積をすべて足し合わせたものであり、(1)式で示される。

$$E = \sum H_T \cdot W_T \quad \dots \dots (1)$$

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回照射を行い平均した。また、読み取りも5回行って平均した。ガラス線量計システムの測定範囲が $10 \mu\text{Gy} \sim 10\text{Gy}$ であることから、5回照射で $10 \mu\text{Gy}$ 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。X線の線質とガラス線量計素子の読み取り値の間には依存関係があるので、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¹⁰⁾。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¹¹⁾の方法を、筋肉、リンパ節についてはLudlowら⁶⁾の方法を参考に等価線量(臓器線量)を求めた。撮影範囲は、下顎の検査を想定し、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上で、咬合平面から下顎骨下縁までを含む51mmを撮影範囲とし、FOV(field of view)は150mmとした(図3)。撮影条件は、臨床使用の120kV

150mA 0.75s/rot, ヘリカルピッチ3.0, 撮影スライス厚1.0mmとした(表2)。

MercuRayは、撮像範囲が1辺51.2mmの立方体形となる

D(Dental)モード、直径

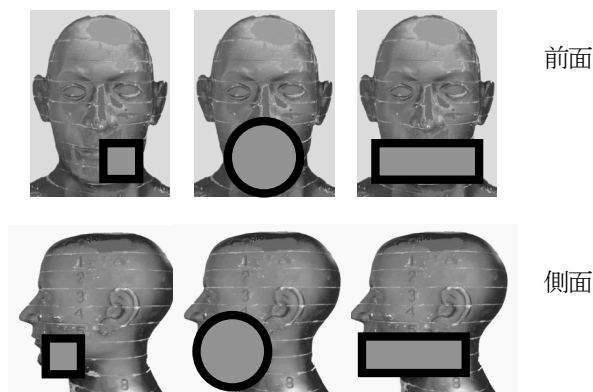


図3 撮影時の位置合わせ。Dモード(左), Iモード(中), MDCT(右)。

102.4mmの球形となるI(implant)モードを使用した(図3)。Aquilionと同様に下顎の検査を想定し、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(図3)。撮影条件は臨床使用の120kV 15mA 9.6sとした(表2)。MercurRayは撮像範囲が直径約150mm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の撮像範囲を考慮すると、頭足方向に撮像範囲が広がるため、比較対象に加えなかった。

表2 両装置の撮影条件

装置	FOV(mm)	管電圧(kV)	管電流(mA)	回転時間(s/rot)	ヘリカルピッチ	スライス厚×検出器列数	撮影長さ(mm)
Aquilion	150	120	150	0.75	3.0	1.0mm×4	51

装置	撮像範囲	管電圧(kV)	管電流(mA)	撮影時間(s)
MercurRay	Dモード	120	15	9.6
	Iモード	120	15	9.6

2-3) 解像特性, 雑音特性

自作のワイヤファントムおよび、直径200mmの円柱形水ファントム(図4)を表2に示した撮影条件にて撮影した。Aquilionについては画像の再構成関数によって、物理特性が異



図4 自作ワイヤファントム(左)と水ファントム(右)

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1.0mmの画像からMTFとウィナーズスペクトル(WS)を算出^{12, 13)}した。MercurRay

については、Dモードで0.1mm, Iモードで0.2mm厚さのaxial画像(マトリクスサイズ512×512)が512スライス得られるため、フリーソフトのImage J (National Institutes of Health, USA)にてスライス厚1.0mmに再構成した画像からMTF, WSを求めた。MTFは高周波数領域で高値であるほど、高解像度であることを示す。また、WSは低値であるほど画像ノイズが少ないことを示す。

4. 結果

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

表3 等価線量および実効線量

	Aquilion	MercuryRay	
		D-mode	I-mode
生殖腺	< 0.01	< 0.01	< 0.01
骨髄(赤色)	1.34	0.17	0.44
結腸	0.01	< 0.01	< 0.01
肺	0.32	0.03	0.08
胃	0.03	< 0.01	0.01
膀胱	< 0.01	< 0.01	< 0.01
乳房	0.17	0.03	0.07
肝臓	0.03	0.01	0.01
食道	0.27	0.02	0.06
甲状腺	3.34	0.74	6.96
皮膚	0.99	0.13	0.41
骨表面	3.41	0.79	1.92
脳	3.69	0.84	2.04
唾液腺	30.61	4.75	10.63
残りの組織・臓器	4.94	0.99	1.37
実効線量	1.35	0.24	0.67

(mSv)

AquilionのMTFはFC81が最も高く、FC30, FC1の順に低くなった(図5)。10%MTFは、FC81が1.29cycles/mm, FC30が0.93cycle/mm, FC1が0.75cycle/mmであり、MercuryRay Dモードは1.82cycles/mm, Iモードは著しく低下し0.83cycle/mmであった。AquilionのWS

はMTFと同様にFC81が最も高くFC30, FC1の順に低くなった(図6)。MercuryRayのWSはDモードよりもIモードの方が低かったが、概ねFC81よりも低く、FC30よりも高い値を示した。

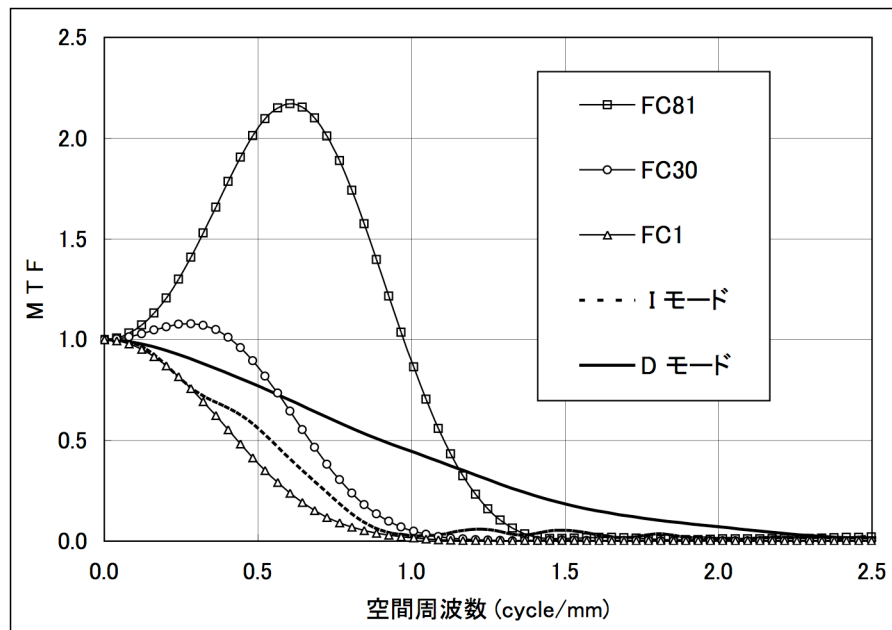


図5 両装置のMTF

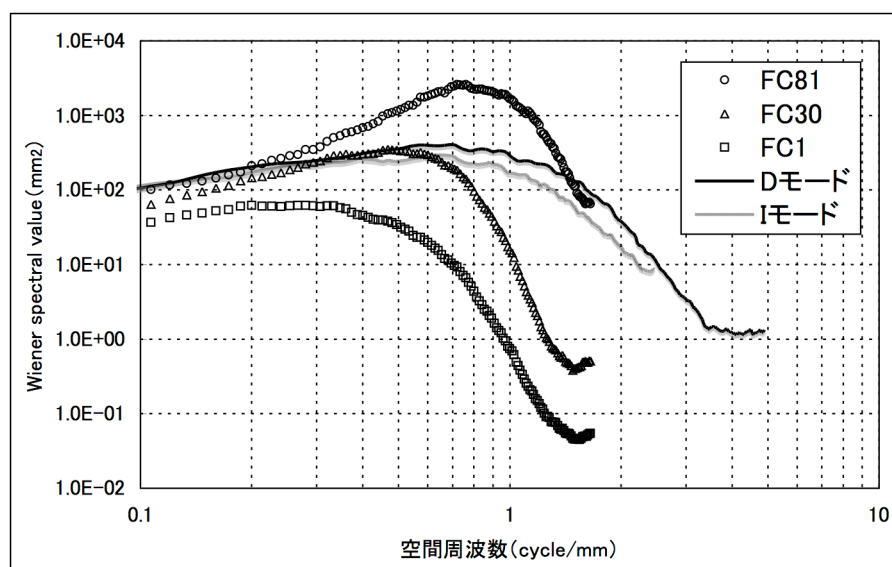


図6 両装置のウィナースペクトル

5. 考察

下顎の検査を想定した比較において、Mercury 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、これは図3のような位置合わせによってIモードの撮像範囲に甲状腺が含まれたことが大きく影響した。実際、AquilionとIモードの甲状腺の等価線量は3.34mSv、6.96mSvであり、IモードがAquilionの倍以上となった。歯科用CBCTは任意に撮像範囲を変えることができず、数種類の撮像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像範囲を選択することになる。撮像範囲が広くなれば実効線量は増加する¹⁴⁻¹⁶⁾ため、撮像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。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¹⁷⁾もあり、この手法はIモードのような撮像範囲においては有用であると思われる。ただし、撮像範囲内に鉛のようなX線吸収の高い金属が存在すると強いメタルアーチファクトが発生するため、下顎骨の観察に影響を及ぼす可能性も否定できない。ゆえに臨床に適用するには十分検討が必要である。

解像特性は10%MTFにおいて、明らかにMercuryのDモードが優れていた。Aquilionは腹部用FC1が最も低く、内耳・骨用のFC30、高精細用の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

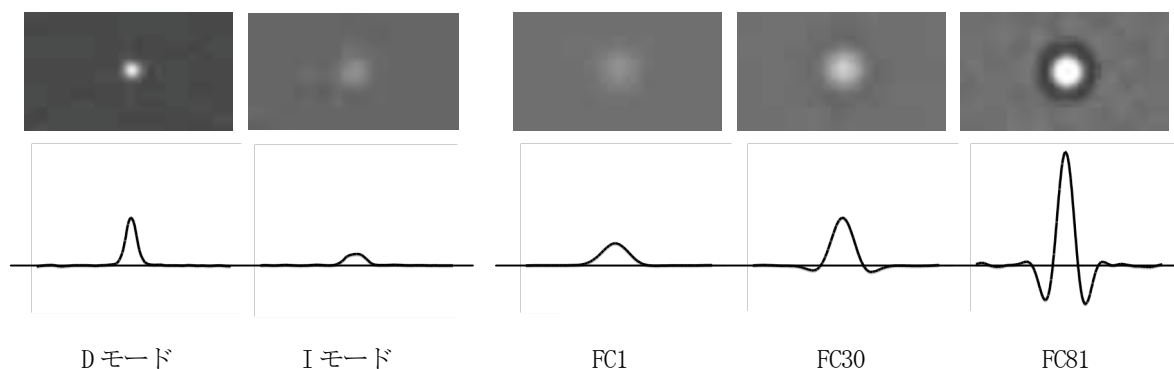


図7 スズワイヤファントムの画像およびプロファイルカーブ

ヤファントムの画像とプロファイルカーブを図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において顕著である。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。

MercuRay も硬組織画像であるが、FC30 やFC81 と対照的にアンダーシュート、エッジ強調は生じていなかった。ゆえに、アンダーシュートによる偽画像を生じることなく、高解像度の画像が得られることはMercuRay Dモードの非常に優れた解像特性を示すものであると考えられた。しかし、Iモードは著しく解像特性が低下し、FC81だけでなくFC30をも下回った。したがってIモードは、Aquilionの軟組織用関数で再構成した画像を、硬組織用のウインドウレベル（以下、WL）とウインドウ幅（以下、WW）で観察している状況に近くなると考えられる。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MercuRayのDモード, Iモードのaxial, sagittal画像を図8に示す。今回は断層面方向の検討のみで体軸方向の特性を検討していないが、Iモードの解像特性が悪化していることを確認できる。

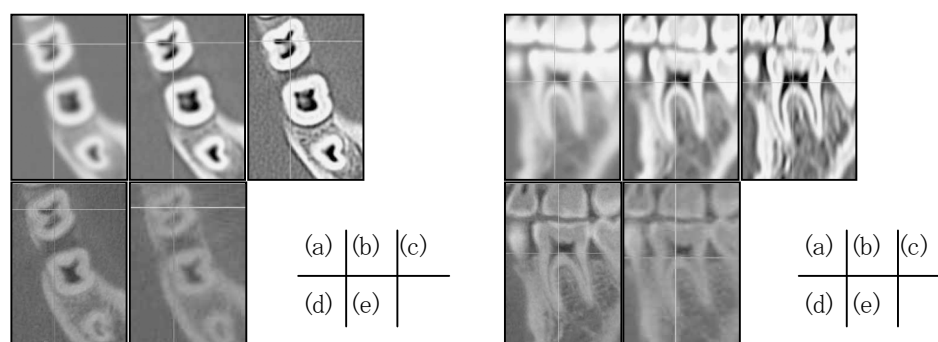


図8 頭部ファントムPB-1の左側第1大臼歯部axial画像（左）とsagittal画像（右）。
 (a) FC1, (b) FC30, (c) FC81, (d) Dモード, (e) Iモード。

ただし、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3000～4000程度になるためWL/WWの調整をしても飽和して光ってしまう。それに対してMercuRayでは飽和することなく表示される。飽和の有無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。

MercuRayの雑音特性は、Dモード、Iモードいずれも概ねFC81を下回りFC30を上回った。Aquilionでは認識できない高周波数成分（約1.7cycles/mm以上）は、MercuRayでしか表現されない領域であり、これら高周波数成分の影響によってDモード、Iモードの画像はノイズが多く感じられるものと思われる。また、AquilionのFC1とFC30は、FC81に比べて雑音特性が良く、図8に示すように画像ノイズの少ない画像を得られることがわかった。しかし、WSの値が低いことと同じようにMTFの値は低く、雑音特性と解像特性は相反する特性であると思われる。その中で、解像特性がFC30よりも悪かったMercuRayのIモードは、0.6cycle/mmを超えるとFC30よりもWSが高くなり、雑音特性が悪くなった。すなわち、Iモードは解像特性と雑音特性ともにFC30を下回ってしまうことが明らかとなった。したがって、Aquilionと比較して低実効線量であるものの、硬組織診断におけるIモードは有用性に乏しいと考えられた。

6. 小括

MercuRay Dモードは、低実効線量であるにも関わらずAquilionよりも非常に優れた解像特性を有している。しかしIモードの解像特性は著しく悪化し、解像特性・雑音特性ともにAquilionの硬組織画像FC30と比べて劣る。確かに低実効線量というメリットはあるが、硬組織診断におけるIモードの有用性は乏しいと考えられる。ゆえに、歯科用CBCTの低被曝線量・高解像度という特長は狭い撮像範囲において達成されるが、広範囲の撮影においては達成されない可能性もあるため、画像の物理特性を把握した上で歯科用CBCT、MDCTいずれの適応となるか判断することが望ましいと考えられる。

第IV章 歯科用コーンビームCTとmulti-detector row CTにおける画素値の安定性

1. はじめに

MDCT 装置における画素値 (CT 値) の安定性は、診断において非常に重要な意味を持つ。CT 値は水を基準物質として 0 と定め、空気は-1000 となるように設定されている。一般に物質の CT 値は (2) 式で表される¹⁸⁾。

$$\text{CT 値} = K (\mu_t - \mu_w) / \mu_w \quad \dots \dots \dots (2)$$

ここで、 μ_t は求める組織の線減弱係数、 μ_w は水の線減弱係数であり、K は一般的に 1000 とされている。線減弱係数は X 線の管電圧 (実効エネルギー) によって変化するため、管電圧を変えると CT 値も変化する。したがって、一般の全身用 CT 装置はほとんどが管電圧が一定となっている。さらに、再構成関数により様々な画像処理が可能であるため、再構成関数によって CT 値が変化するが、再構成関数や管電圧以外の撮影条件が CT 値に影響を及ぼす可能性もある。また、歯科用 CBCT は CT 値のように安定した画素値を供給できないことは知られているが、その画素値の変化に関する詳細な報告は見当たらず、撮影条件が画素値に及ぼす影響は明確ではない。画素値が変化することは画像のコントラストの変化を意味し、とりわけ経過観察において過去画像との比較に影響を及ぼす可能性が大きい。本章では管電圧以外の撮影条件による MDCT、歯科用 CBCT の画素値の変化を検討した。

2. 方法

X 線吸収の異なる複数の物質について検討を行うために、アルミニウム、骨等価樹脂、アクリル樹脂、空気の 4 種類の物質で構成されたコントラストファントム (図 9, モリタ製作所社製) を使用し、顔面の検査を想定して直径 200mm, 高さ 140mm の円柱形水ファントム (京都科学社製) にコントラストファントムを沈めた状態で撮影を行った (図 10)。

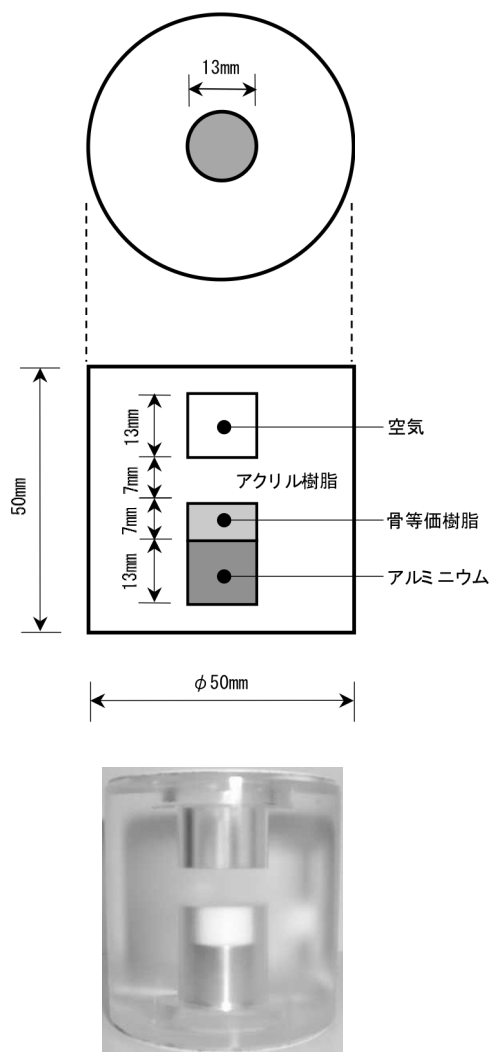


図9 コントラストファントム.
寸法 (上) と本体写真 (下).

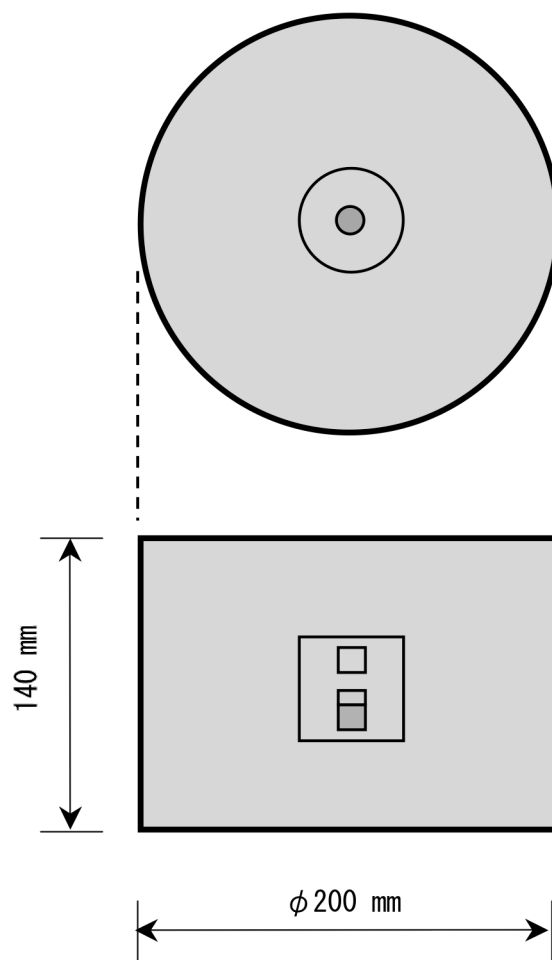


図10 直径200mmの円柱型水ファントム. 中心部にコントラストファントムを固定した.

表4 コントラストファントムの撮影条件. 両装置ともに最上段が臨床使用条件であり, 臨床使用条件と異なる値に色をつけている.

MercurRay				Aquilion			
管電圧 (kV)	管電流 (mA)	撮影時間 (s)	モード	管電圧 (kV)	管電流 (mA)	回転時間 (s/rot)	FOV (mm)
120	15	9.6	D	120	150	0.75	150
120	10	9.6	D	120	150	0.50	150
120	15	9.6	I	120	50	0.75	150
120	10	9.6	I	120	150	0.75	50
120	15	9.6	P	120	150	0.75	240
120	10	9.6	P				

装置は前章と同じく MercurRay, Aquilion を使用し、いずれも管電圧は 120kV 一定とした。MercurRay では D モード, I モード, P モード 3 種類の撮像範囲においてそれぞれ管電流を 15mA, 10mA とした (表 4)。Aquilion は臨床使用の 150mA, 0.75s/rot, FOV150mm を基準として, X 線管の回転時間を 0.50s/rot にした条件, 管電流を 50mA にした条件, さらには FOV50mm と FOV240mm の 5 種類の撮影条件 (表 4) を用い, FC1, FC30, FC81 の 3 種類の関数で再構成した。測定に用いる画像スライス厚は 1.0mm としたが, P モードのみ元画像のスライス厚が 0.292mm であり 1.0mm のスライス厚にできなかったため, 4 スライスを加算して 1.168mm のスライス厚さとした。画素値の測定にはコントラストファントムの中心部に直径約 9.0mm の関心領域 (region of interest, ROI) を設定し, ROI 内の画素値の平均を測定した。4 種類の物質の境界部分を避けるため, アルミニウムと空気は 8 スライス, 骨等価樹脂とアクリル樹脂は 4 スライスの値を平均し, 個々の画素値とした。また, 各撮影条件における空気の画素値を 0 とした時の相対画素値を求め, 画素値の変化によるコントラストの変化を比較した。

3. 結果

臨床使用条件の画素値を基準とすると, 撮影条件による画素値の誤差は MercurRay では -142.2% から +259.5% まで広がり (表 5), Aquilion では -2.3% から +2.9% の間に収まった (表 6)。Aquilion と比べて MercurRay は撮影条件によって画素値が大きく変化した。空気の画素値を 0 としたときの相対画素値について, Aquilion では各再構成関数ともに撮影条件によるコントラストの差はほとんどなく (図 11), MercurRay では撮影条件ごとに大きくコントラストが変化した (図 12)。

表5 MercurRay の画素値および臨床使用条件の画素値を基準とした誤差

MercurRay 120kV	臨床使用条件					
	15mA D	10mA D	15mA I	10mA I	15mA P	10mA P
アルミニウム	1594.1	1880.8	1137.3	1225.3	2469.5	2504.6
	誤差	18.0%	-28.7%	-23.1%	54.9%	57.1%
骨等価樹脂	241.3	478.3	134.6	159.5	867.6	850.3
	誤差	98.2%	-44.2%	-33.9%	259.5%	252.3%
アクリル樹脂	-221.9	-33.5	-234.8	-227.8	93.5	92.6
	誤差	84.9%	-5.8%	-2.7%	142.2%	141.8%
空気	-905.8	-811.4	-800.3	-791.1	-981.5	-1003.5
	誤差	10.4%	11.7%	12.7%	-8.4%	-10.8%

表6 Aquilion のCT 値および臨床使用条件の画素値を基準とした誤差

アルミニウム	臨床使用条件	0.50s/rot	50mA	FOV 50mm	FOV 240mm
		FC1	3601.5	3601.0	3615.0
	誤差	0.0%	0.4%	1.3%	1.5%
FC30	3465.9	3467.4	3479.0	3471.7	3516.4
	誤差	0.0%	0.4%	0.2%	1.5%
FC81	3475.3	3474.9	3486.1	3490.3	3534.6
	誤差	0.0%	0.3%	0.4%	1.7%
骨等価樹脂	臨床使用条件	0.50s/rot	50mA	FOV 50mm	FOV 240mm
		FC1	768.5	767.7	771.0
	誤差	-0.1%	0.3%	2.3%	2.4%
FC30	803.9	804.2	806.6	814.9	827.6
	誤差	0.0%	0.3%	1.4%	2.9%
FC81	806.7	808.5	809.1	813.7	822.3
	誤差	0.2%	0.3%	0.9%	1.9%
アクリル樹脂	臨床使用条件	0.50s/rot	50mA	FOV 50mm	FOV 240mm
		FC1	121.6	120.1	120.1
	誤差	-1.3%	-1.3%	2.0%	-0.1%
FC30	124.8	124.5	124.1	124.5	125.6
	誤差	-0.2%	-0.5%	-0.2%	0.6%
FC81	126.1	126.9	124.7	124.9	123.2
	誤差	0.6%	-1.1%	-1.0%	-2.3%
空気	臨床使用条件	0.50s/rot	50mA	FOV 50mm	FOV 240mm
		FC1	-979.2	-981.1	-981.1
	誤差	-0.2%	-0.2%	-0.3%	-0.7%
FC30	-1000.0	-1002.2	-1002.2	-998.8	-1013.0
	誤差	-0.2%	-0.2%	0.1%	-1.3%
FC81	-1003.1	-1005.4	-1006.4	-993.2	-1009.2
	誤差	-0.2%	-0.3%	1.0%	-0.6%

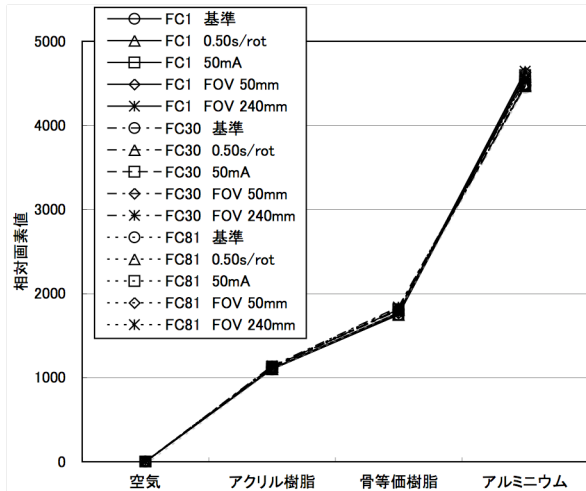
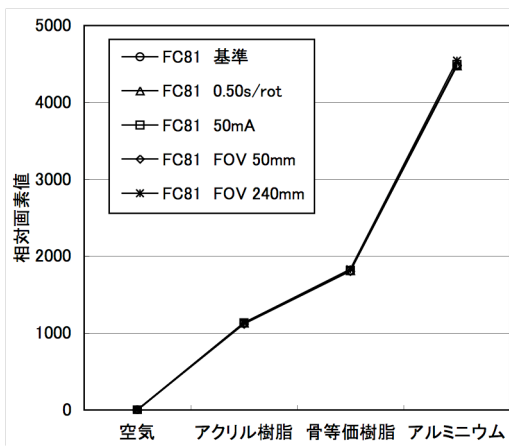
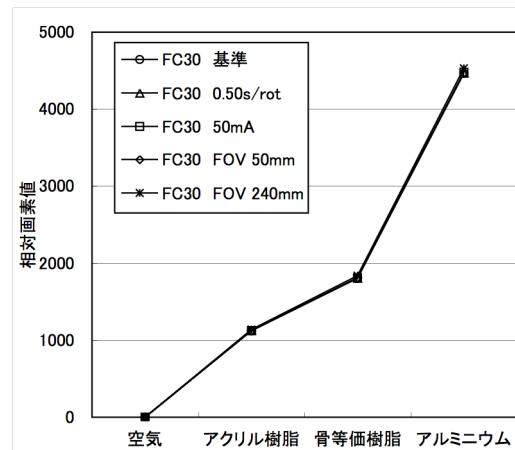
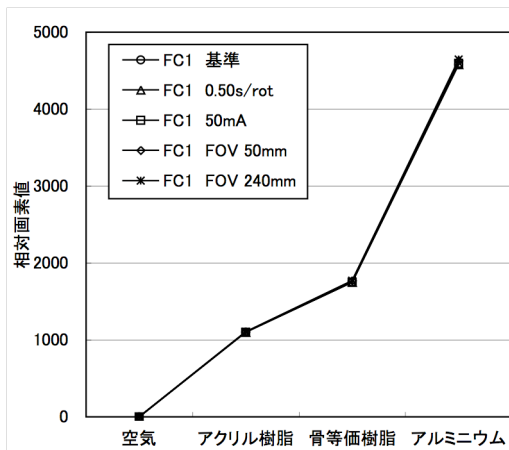


図11 Aquilionの相対画素値. FC1 (左上), FC30 (右上), FC81 (左下), 全撮影条件 (右下).

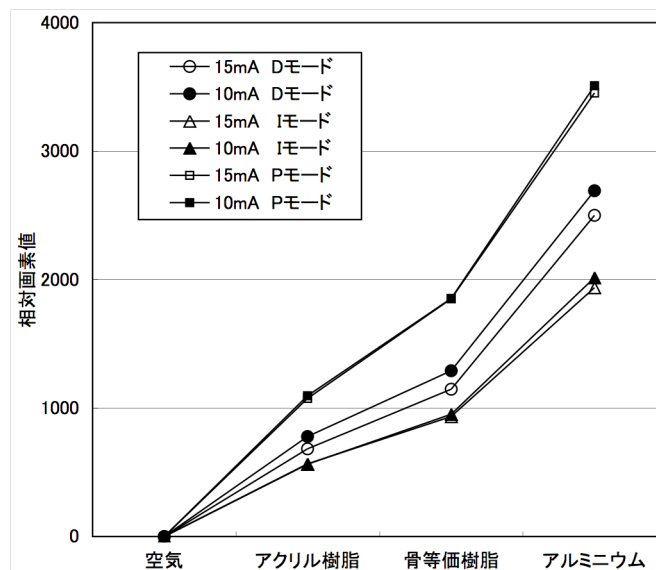


図12 Mercurayの相対画素値

4. 考察

Aquilionにおいては、管電流と回転時間よりもFOVの違いによって誤差が大きくなったが、その値は -2.3% ～ $+2.9\%$ に収まり、臨床使用条件を基準とした画素値の変化は $\pm 3.0\%$ 以内であることが明らかとなった。これに対してMercuryRayは管電流と撮影範囲の変化による画素値の誤差は大きく、Aquilionの $\pm 3.0\%$ をはるかに上回る誤差であった。画素値の変化には一定の傾向が見られ、15mA Dモードを基準とすると、10mA DモードとPモードは全体的に画素値が大きくなり、逆にIモードでは全体的に画素値が小さくなった。空気は最もX線吸収の小さい物質であり、空気をベースとして様々な物質とのコントラストが生じるため、空気の画素値を0とした時の相対画素値で比較を行ったが、Pモード、Dモード、Iモードの順にコントラストは悪くなった(図12)。特にPモードについては、アルミニウムのみAquilionとの間に1000程度画素値の差が認められたものの、アクリル樹脂・骨等価樹脂の相対画素値はAquilionとほぼ同じであった。このように、管電圧以外の撮影条件を変えることでコントラストの異なる画像が得られるという特性が、メリットになる可能性も否定できないが、画素値が変化しコントラストに違いが生じることは臨床上好ましくないと考えられる。

CT検査の適応となる症例ではしばしば経過観察を行う。とりわけ硬組織の診断においては詳細な形態の変化を追うことが目的となる。MDCT検査では、得られた画像の生データをあらかじめ決定されている再構成関数、WL/WWで観察する。WL/WWをモニタ上で調整することは可能であるが、経過観察が目的である場合、同じように画像表示された方が容易に比較を行うことができるため、通常、再構成関数とWL/WWの値は一定である。この場合、比較観察している画像のある部位の画素値に変化があれば、それは形態の変化と解釈される。MDCTであればこの解釈は妥当であるが、MercuryRayのように画素値が不安定な歯科用CBCTの画像では、形態の変化がなくとも画素値が変化し、誤診につながる可能性も考えられる。MDCTと歯科用CBCTを併設している施設では、両装置の画像の違いを把握した上で検

査を行うことも可能であるが、歯科用 CBCT のみを設置している施設では、撮影条件による画素値の変化を認識せずに、経過観察目的で検査を行っていることも想定される。この場合は、撮影条件の固定が重要であると思われる。ただし、撮影条件が一定であっても、被写体（患者）の大きさによって、画素値は変動する。そのため、経過観察で撮影条件が同じであっても、位置合わせや患者自身の体形変化などによって画素値が影響を受けることも考えられる。その場合の画素値の誤差が、診断にどの程度影響を及ぼすかについてはさらに詳細な検討が必要である。また、歯科用 CBCT には数多くの装置が存在し、検出器、管電圧、管電流、撮影時間、撮像範囲も様々である。したがって、全ての歯科用 CBCT で画素値が変化することを証明するものではないが、その可能性があることを示唆する結果が得られたと思われる。

5. 小括

管電圧以外の撮影条件による Aquilion の画素値の誤差は $\pm 3.0\%$ 以内であり、非常に安定していた。一方、MercuryRay は撮影条件によって画素値が異なり、最大で 200%以上の誤差を生じるほど不安定であった。歯科用 CBCT の画素値は MDCT と異なり、管電圧以外の撮影条件によっても大きく変化することが示された。

第V章 結論

歯科用 CBCT と MDCT の画質と実効線量による比較を行った。これまで、視覚評価による主観的評価によって画像の比較が行われてきたが、解像特性と雑音特性という客観的評価となる物理特性によって比較を試み、“小照射野” 歯科用 CBCT が MDCT よりも低実効線量で高解像度の画像を得られることを裏付ける物理特性を明らかにした。しかし、歯科用 CBCT でいわゆる“小照射野”ではない広範囲を撮影する場合において、実効線量は MDCT の 2 分の 1 程度であったが、解像特性は著しく低下し、雑音特性ともに MDCT の硬組織画像を下回るという結果が得られた。さらに、MDCT の安定した CT 値と異なり、歯科用 CBCT では撮影条件によって大きく画素値が変化することを、4 種類の異なる物質について明らかにした。従来より知られている画素値に直接影響する管電圧ではなく、それ以外の撮影条件の変化による画素値の変化であり、毎回同じ撮影条件でなければ、画素値すなわちコントラストが変化し、経過観察に影響を及ぼす可能性も考えられた。ゆえに、経過観察の必要な症例では、少なくとも撮影条件を一定にして検査を行うことが必要と思われる。歯科用 CBCT には様々な種類の装置が存在するため、今回の結果が全ての歯科用 CBCT に通用するものとは限らないが、MDCT と比べて画質の特性が劣る部分もあるという客観的な根拠を示すことができた。今回示したような撮影条件による画質への影響と被曝線量を十分に把握しておくことが、歯科用 CBCT と MDCT のいずれの適応であるかを判断する上で重要であると考えられた。

第VI章 謝辞

稿を終えるにあたり，ご指導くださいました九州大学大学院歯学研究院 口腔画像情報科学分野 吉浦一紀教授，徳森謙二先生，教室の先生方に感謝いたします。また，線量測定装置の使用に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に感謝いたします。

第VII章 参考文献

- 1) 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.
- 2) 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.
- 3) Cohnen M, Kemper J, Möbes O, et al. Radiation dose in dental radiology. *Eur Radiol* 2002;12(3):634-637.
- 4) 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.
- 5) 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.
- 6) 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.
- 7) T Okano, Y Harata, Y Sugihara, et al. Absorbed and effective doses from cone beam volumetric imaging for implant planning. *Dentomaxillofac Radiol*

2009;38(2):79-85.

8) 蛭川亜紀子, 勝又明敏, 奥村信次, 他. 歯科用小照射野コーンビーム CTにおけるI. I. 系ハレーションアーチファクトの影響領域. 歯科放射線 2006;46(4):170-176.

9) International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 103. Annals of the ICRP 2007;37(2-4).

10) 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.

11) 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.

12) 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.

13) 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.

14) 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.

15) 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.

16) 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.

17) 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.

18) 立入弘, 稲邑清也, 山下一也, 他. II X線CT. 診療放射線技術 上巻. 南江堂, 東京, 1999:82-91.