

原 著

口腔領域における Multi-Slice Computed Tomography (MSCT) の 体軸分解能と被曝線量に関する研究

隅 田 博 臣

Longitudinal Resolution and Radiation Exposure Dose of Multi-slice CT in Oral and Maxillofacial Region

Hiroomi Sumida

(平成16年12月20日受付)

緒 言

エックス線 computed tomography (CT) 装置は Godfrey Hounsfield による開発以来20年以上が経過した現在、画像診断の分野において必要不可欠なモダリティとなっている¹⁻³⁾。近年 CT 装置の検出器を多列化し検出器の素子が小さくなったことにより、薄スライスで画像を取得可能な multi-slice CT (MSCT) 装置が出現した⁴⁻⁷⁾。このような CT 装置では短時間に極めて多くの画像を得ることが可能になったが、画像処理速度が飛躍的に向上したことに伴いこれまでのルーチン検査として不可能であった精細な multi planar reconstruction (MPR) 画像の作成が可能となった⁸⁻¹¹⁾。顔面の横断画像から得られる前頭断画像、あるいは矢状断画像がこれに相当するが、これら MPR 画像の分解能、すなわち体軸方向の分解能 (longitudinal resolution) は向上しているにも拘らず、臨床画像の評価と基礎的な評価を併せて評価しようとする試みはこれまで

行われていなかった。

一方、口腔領域の CT 検査では繊細な骨形態を反映して微細な構造を描出することが要求されるため、現在ではこのような分解能の向上した MPR 画像がルーチン検査として利用される頻度が高まっている。このことは CT 検査に伴う医療被曝の増大に直接つながる。このため若年者における被曝線量増大に伴う影響などの問題が懸念されており¹²⁻¹⁶⁾、医療被曝のガイドラインの作成や提言がなされている¹⁷⁻²⁰⁾。口腔領域における CT 検査でも同様であり、被曝線量の軽減のための対応を明らかにする必要性に迫られている。

そこで本研究では口腔領域の CT 検査において、作成された MPR 画像の体軸方向の分解能を測定する方法を考案しその有用性を検討するとともに、CT 画像取得条件が体軸分解能や被曝線量におよぼす影響を明らかにすることによって、MPR 画像を用いた口腔領域の CT 検査における最適な画像取得条件を明らかにすることを目的とした。

材料および方法

1. 体軸分解能測定

1) 装置および使用機器

MSCT 装置として、最小画像取得スライス厚 0.5 mm で検出器を 4 列有する Aquilion-multi (東芝メディカルシステムズ, 東京) を使用した。三次元画像構築には Alatoview (東芝メディカルシステムズ, 東京) を使用した。

体軸分解能測定には図 1 に示す二種類の櫛ファントム (東芝メディカルシステムズ, 東京) を使用した。

広島大学大学院医歯薬学総合研究科展開医科学専攻病態情報医科学 (旧 歯科放射線学) (講座主任: 谷本啓二教授) 本論文の要旨の一部は以下の学会で発表した。

第86回北米放射線学会	RSNA	2000年11月	Chicago, USA.
第42回日本歯科放射線学会総会		2001年10月	東京
第58回日本放射線技術学会総会		2002年4月	横浜
第88回北米放射線学会	RSNA	2002年11月	Chicago, USA.
第89回北米放射線学会	RSNA	2003年11月	Chicago, USA.

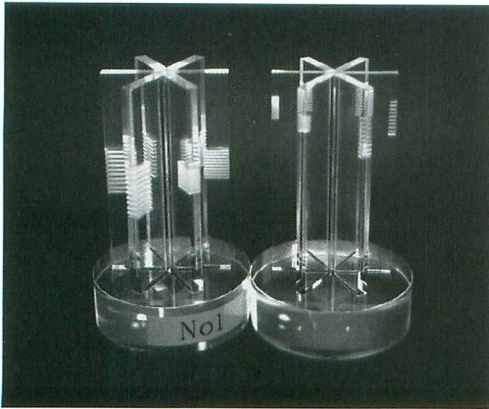


図1 2種類の櫛ファントム

SWRF 値の測定に用いた櫛ファントムを示す。右が 0.5 mm から 1.0 mm の歯を有する Type 1, 左が 0.2 mm から 0.7 mm の歯を有する Type 2 である。

ファントムは歯の厚さと間隔が同一の 6 種類の櫛が 6 方向に配置されており、0.5 mm から 1.0 mm まで 0.1 mm ずつ変化させた Type 1 (左) と 0.2 mm から 0.7 mm までの 6 種類の櫛を持つ Type 2 (右) を使用した。それぞれの櫛が有する周波数は各櫛の歯の厚さと間隔に依存するため、Type 1 では 0.5 から 1.0 Line Pairs/mm (LP/mm), Type 2 では 0.71 から 2.5 LP/mm となる。櫛ファントムの材質はアクリルであり、事前の調査で CT 値は 110 Hounsfield Unit (HU) であった。

2) 体軸分解能の測定法

MPR 画像の体軸分解能の測定のため、まず前述の数種類の周波数特性を有した櫛ファントムを撮影することにより各櫛の MPR 画像を作成した。櫛の横断像の撮影条件は、管電圧 120 kV, 管電流 200 mA, スキャン時間 1.0 sec/rotation である。キャリブレーション FOV は 180 mm とし、再構成関数を頭部標準関数 (Fc04) とした。体軸分解能の評価には一般エックス線画像解像度の測定で頻繁に用いられている矩形波チャート法を参考に、square wave response function (以下 SWRF とする) の値²¹⁻²⁴⁾ を求め指標として用いた。MPR 画像上の櫛を対象に CT 値の変化を示すプロファイルカーブ (図 2) を得、すべての櫛のピークについてこれらの値を測定し、その最大と最小の CT 値を計測しそれぞれの平均を求めた。

平均した値は次に示す計算式 (1 式) に代入し、各櫛、すなわち各周波数における SWRF 値を算出した。

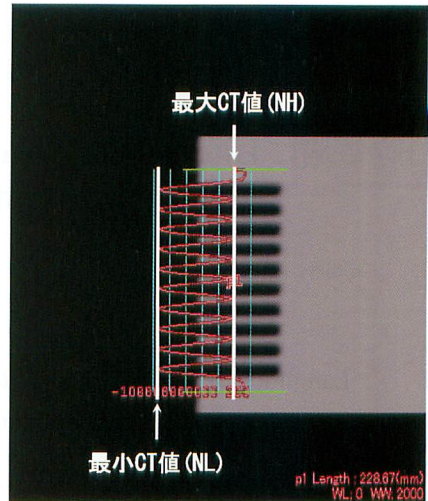


図2 MPR 画像のプロファイルカーブ
MPR 画像より得られたプロファイルカーブを用いて櫛の最大と最小の CT 値を測定する。

$$SWRF(ui) = \left(\frac{NH(ui) - NL(ui)}{NH(ui) + NL(ui)} \right) / \left(\frac{NH(0) - NL(0)}{NH(0) + NL(0)} \right) \quad \dots\dots(1)$$

NH: 各櫛の最大 CT 値の平均

NL: 各櫛の最小 CT 値の平均

Ui: 各櫛のもつ周波数

一般エックス線画像で測定される SWRF 値は、濃度とエックス線強度が非線形であるため、フィルム上の濃度値を特性曲線によりエックス線強度に変換して求める^{21, 22, 25)} のが一般的であるが、今回用いた CT 値はエックス線吸収係数と直線関係を示すことから変換の必要性はないと考え、測定した CT 値をそのまま用いた。

実験で求められる SWRF 値の測定精度を確認するために、6 回の実験によりその変動を調べた。画像取得スライス厚 0.5 mm, 画像表示スライス厚 0.5 mm, ヘリカルピッチを 3.0 と 6.0 で各々 6 回の実験を行い、周波数 0.5 から 1.0 LP/mm の櫛ファントムから得られた SWRF 値の実測値を用い、各周波数における変動係数 (coefficient of variation: CV) により評価した。

3) 視覚評価

SWRF 値を求めた画像を使い視覚的に画質の良否の判定を行った。評価に用いた MPR 画像は表 1 に示した 11 種類の画像取得条件で得られた CT 画像データから各櫛について作成された。

表1 MPR 画像作成に用いた画像取得条件

	画像取得 スライス厚	画像表示 スライス厚	ヘリカルピッチ
A	0.5	0.5	2.5
B	0.5	0.5	3.0
C	0.5	0.5	3.5
D	0.5	0.5	4.5
E	0.5	0.5	5.5
F	0.5	0.5	6.0
G	0.5	1.0	3.0
H	0.5	1.5	3.0
I	0.5	2.0	3.0
J	1.0	1.0	3.0
K	2.0	2.0	3.0

MPR 画像作成に用いた画像取得条件 (A~K) の組み合わせ11種類を示す。

視覚評価には receiver operating characteristic (ROC) 解析の観察者評価法のひとつである連続確信度法²⁶⁾を採用し連続主観尺度を用いた。観察者は各欄の MPR 画像を観察し、評価シート上の長さ 100 mm の尺度上に、各観察者の主観的比例尺度²⁷⁾に従い「非常にシャープである」から「非常にボケている」に相当する位置を図3に示すようにチェックした。観察者が印したチェックの位置で「非常にボケている」を0「非常にシャープである」を100 mm とし、尺度上の左端

からチェック位置までを 0.5 mm 単位で数値化し、それぞれの評価の値とした。尺度の範囲内を使用するように観察者へ強制していなかったため、観察者によっては今回の画像に100点や0点が存在しない場合もあった。観察者は歯科放射線科医師8名と放射線技師4名の計12名で、臨床経験年数の平均は、歯科医師が約10年、放射線技師が約18年であった。

4) SWRF 値と視覚評価の比較

SWRF 値と視覚評価の結果を相互に比較し、観察者ごとに両者の相関係数 (R) を求めた。

5) CT 画像取得条件と体軸分解能の比較

画像取得条件である画像取得スライス厚 (scan slice thickness)、画像表示スライス厚 (image slice thickness) およびヘリカルピッチ (helical pitch) は、それぞれ体軸分解能に影響をおよぼすと思われる。そこで、表1に示す11通りの組み合わせを作り、MPR 画像を得たのち各画像について SWRF 値を測定し、各条件が SWRF 値におよぼす影響を比較した。ヘリカルピッチと SWRF 値の関係では、ヘリカルピッチを2.5, 3.0, 3.5, 4.5, 5.5, 6.0の6種類 (表1:A~F) を用い、その場合の画像取得スライス厚および画像表示スライス厚を 0.5 mm で比較した。画像表示スライス厚との関係では、画像表示スライス厚を 0.5 から 2.0 mm まで 0.5 mm 間隔で変化させた。その場合の画像取得スライス厚は 0.5 mm、ヘリカルピッチは 3.0 とした (表1:B, G, H, I)。また、画像取得スライ

氏名 : △○ ×□

1	悪い ----- 68mm (68点) ----- 良い	7	悪い ----- 94mm (94点) ----- 良い
2	----- 39.5mm (39.5点) -----	8	----- 35.5mm (35.5点) -----
3	----- 70mm (70点) -----	9	----- 19mm (19点) -----
4	----- 2.5mm (2.5点) -----	10	----- 57mm (57点) -----
5	----- 92mm (92点) -----	11	----- 5.5mm (5.5点) -----
6	----- 75.5mm (75.5点) -----		

平成 年 月 日

図3 視覚評価用チェックシート
視覚評価で使用したチェックシートの一例を示す。

ス厚との関係では、画像取得スライス厚は 0.5 mm と 1.0 mm を用いた。その場合の画像表示スライス厚は 1.0 mm、ヘリカルピッチは 3.0 とした (表 1 : G, J)。

2. 被曝線量測定

1) 使用機器と測定条件

被曝線量測定には、被写体としてアクリル製頭部 CT ファントム (CT-660-8) 改良型 (東洋メディック, 東京) (図 4) を使用した。線量計は 9015 型 (RADCAL, 米国) を 2 台用いた。校正用の電離箱として図 5 右に示す 6.0 ml の一般撮影用 (10X5-6 : 20 keV~133

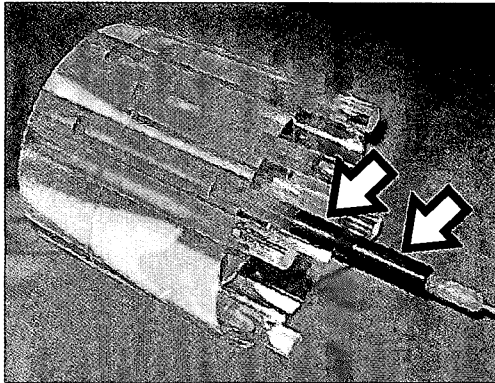


図 4 被曝線量測定用頭部 CT ファントム
被曝線量測定に用いた直径 160 mm のアクリル製頭部 CT ファントム (CT-660-8) 改良型を示す。矢印が CT 用イオンチェンバーの測定領域を制御する鉛円筒である。

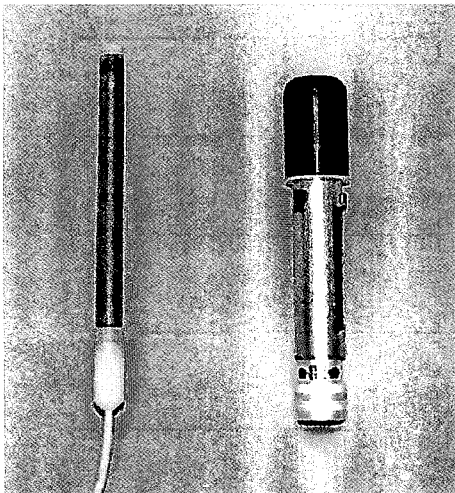


図 5 被曝線量測定用イオンチェンバー
被曝線量測定に用いた CT 用イオンチェンバー (左) と校正に用いた一般撮影用イオンチェンバー (右) である。

MeV) イオンチェンバー (RADCAL, 米国) を、また被曝線量測定用として図 5 左に示すペンシル型 CT 用 3.0 ml (10X5-10.3CT) イオンチェンバー (RADCAL, 米国) を用いた。

アクリル製頭部 CT ファントム (CT-660-8) 改良型は直径 160 mm、長さ 150 mm の円柱形で、中心と、中心から 35 mm および 70 mm の外側に CT 用イオンチェンバー挿入用の穴を 6 ヶ所配備している。この穴には通常同じ材質のアクリル棒が挿入されており、被曝線量測定の際にはイオンチェンバーと交換して使用される。

ペンシル型 CT 用イオンチェンバーは 100 mm の測定範囲を持つが、被曝線量測定時には厚さ 1.8 mm の鉛円筒 2 本 (図 4 矢印) を装着し、測定可能領域をファントム中央の 10 mm のみに制限して使用した²⁸⁻³⁰⁾。

MSCT 装置で被曝線量に影響をおよぼす画像取得条件は画像取得スライス厚とヘリカルピッチであるので、これらを表 2 に示す条件の組み合わせで設定した。また、一般歯科臨床でのエックス線撮影による被曝線量と比較するために、パノラマ撮影装置 (AZ-3000 : 朝日レントゲン, 京都) で同様の測定も行った。

表 2 被曝線量測定に用いた画像取得条件

	画像取得スライス厚	ヘリカルピッチ
1	0.5	3.0
2	0.5	6.0
3	1.0	3.0
4	1.0	6.0
5	2.0	3.0
6	2.0	6.0

被曝線量測定に用いた画像取得条件の組み合わせを示す。

今回の測定では被曝線量を吸収線量 (Gy) で表した。被曝線量は一般的に全身被曝線量に換算するために、組織荷重係数³¹⁾ を掛けた実効線量 (Sv) で表される。しかし、本研究の対象は口腔領域のみであるため、実効線量を決定する臓器 (組織荷重係数) が非常に少ない。したがって、組織荷重係数の算定が不可能であるため吸収線量を用いることとした。

2) 線量測定の方法

線量測定のためペンシル型 CT 用イオンチェンバーを鉛円筒でシールドし、測定範囲を 10 mm と本来の測定範囲である 100 mm より大幅に狭くしている。そのため実測値を吸収線量に変換する必要がある。そこで図 6 に示す実験配置にて通常使用する撮影電圧 120 kV を用い、ペンシル型 CT 用イオンチェンバーとともに

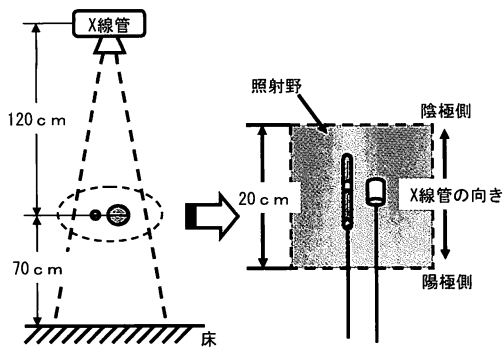


図6 CT用イオンチェンバー校正実験の幾何学的配置図

CT用イオンチェンバー校正実験の幾何学的な配置を示す。床からの散乱線の影響を除くため床上70 cmの高さにイオンチェンバーを固定した。

一般撮影用イオンチェンバーを同時に曝射してペンシル型CT用イオンチェンバーの校正を行った。5回の測定から平均値を求め換算式を得た。

また、被曝線量測定では撮影範囲を測定領域よりも大きく設定するが、被曝線量の値は撮影範囲の大きさに対して測定領域の外で発生する散乱線の影響を受けて変化する^{28, 29)}。このため撮影範囲と被曝線量の関係を求めた。撮影条件は口腔領域のCT検査で用いられる管電圧120 kV、管電流100 mA、ヘリカルピッチ3.0、撮影速度0.5 sec/rotationとし、画像取得スライス厚は1.0 mmで撮影範囲を10 mmから150 mmまで変化させファントムの中心での被曝線量を測定した。

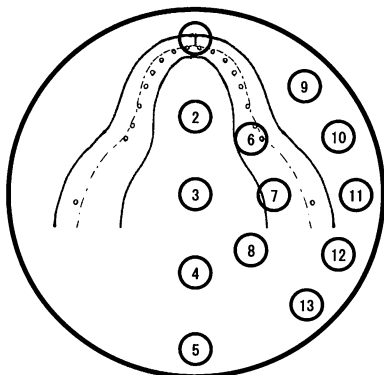


図7 被曝線量測定点とパノラマ撮影の軌道

CT撮影およびパノラマ撮影での被曝線量の測定点とパノラマ撮影の軌道を示す。パノラマ撮影では13点測定した。CT検査の測定点は1, 2および3である。

以上の前準備の後に、表2に示すCT画像取得条件を用いてファントム中心(図7の3)および中心より外側35 mm(図7の2)、70 mm(図7の1)の3点で被曝線量を測定した。CT画像取得条件と被曝線量の関係は図7の11の測定点で求めた値を用いた。被曝線量の測定条件は120 kV, 100 mA, 0.5 sec/rotationで、撮影範囲は50 mmとした。

同一のファントム、線量計および幾何学的配置で、パノラマ撮影装置(AZ-3000)での測定を行った。パノラマ撮影装置の軌道に対するファントムおよびファントム内の被曝線量測定位置は図7(1から13)に示している。パノラマ撮影の条件は管電圧75 kV、管電流12 mA、撮影時間は15 secとした。パノラマ撮影では図7に示す13部位のうち被曝線量が最も多いと指摘されている耳下腺部(図7の11)の値^{32, 33)}を用いた。

結果

1. 体軸分解能について

SWRF値測定の繰返し精度を求めするために表1のBとFの条件を用い、空間周波数0.5から1.0 LP/mmのファントムを撮像したが、その結果6回の実験より求められたSWRF値の実測値の変動はヘリカルピッチ3.0(条件B)で最大5.7%、ヘリカルピッチ6.0(条件F)では最大3.1%であった(図8)。

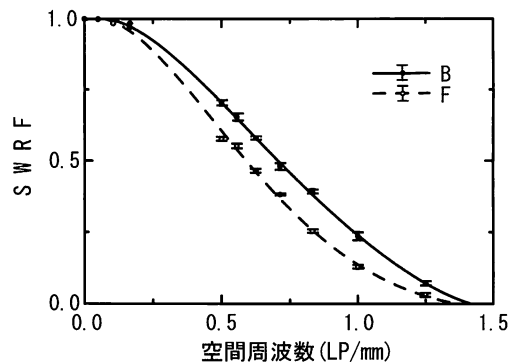


図8 SWRF値の測定精度

画像取得条件BとFにおける、SWRF値の測定精度を示す。

条件Bの変動係数は5.7%未満、条件Fでは3.1%未満であった。

表1の画像取得条件で得られた画像のSWRF値を図9, 10および11に示している。

図9は表1のAからFの画像取得条件でのSWRF値を示しているが、ヘリカルピッチの増加に伴いSWRF値は低下した。空間周波数0.5 LP/mmではヘリカルピッチが3.0から6.0に増加するとSWRF値は0.70

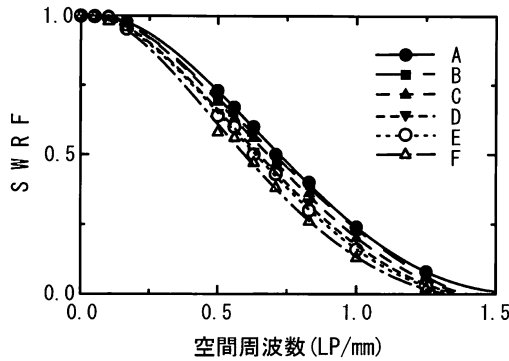


図9 ヘリカルピッチと SWRF 値
ヘリカルピッチと SWRF 値の関係を示す。画像取得条件は表1のA～Fである。

表3 ヘリカルピッチと SWRF 値

	SWRF 値	比率
A	0.73	4%
B	0.70	*
C	0.69	-2%
D	0.65	-7%
E	0.64	-9%
F	0.58	-17%

ヘリカルピッチと SWRF 値の関係を示す。ヘリカルピッチを3から6にすると SWRF 値は17%低下した。

から0.58へと、0.12 (17%) 低下した (表3)。

図10は表1のB, G, HおよびIの画像取得条件での SWRF 値を示しているが、画像表示スライス厚を0.5 mm から1.0 mm にすると、SWRF 値は約30%の低下を示し、さらに1.5 mm や2.0 mm にすると70%

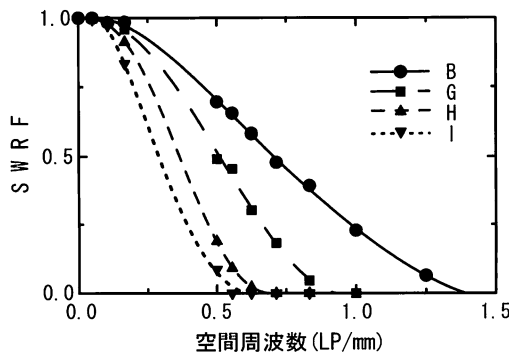


図10 画像表示スライス厚と SWRF 値
画像表示スライス厚と SWRF 値の関係を示す。画像取得条件は表1のB, G, HおよびIである。

表4 画像表示スライス厚と SWRF 値

	SWRF 値	比率
B	0.70	*
G	0.49	-29%
H	0.19	-73%
I	0.09	-88%

画像表示スライス厚と SWRF 値の関係を示す。画像表示スライス厚を0.5 mm から1.0 mm にすると SWRF 値は29%低下した。

以上の低下を示した (表4)。

図11は表1のGとJの画像取得条件での SWRF 値を示しているが、画像表示スライス厚が1.0 mm の場合、画像取得スライス厚が0.5 mm から1.0 mm に増加することで SWRF 値は空間周波数0.5 LP/mm 付近で約40%の低下を示した (表5)。

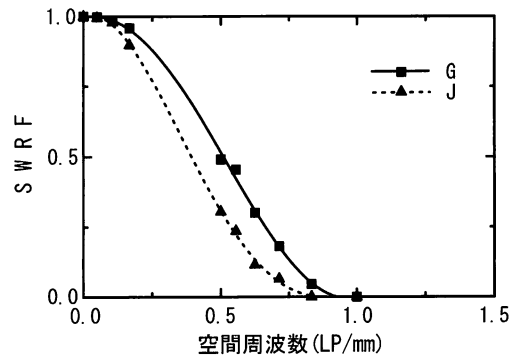


図11 画像取得スライス厚と SWRF 値
画像取得スライス厚と SWRF 値の関係を示す。画像取得条件は表1のGとJである。

表5 画像取得スライス厚と SWRF 値

	SWRF 値	比率
G	0.49	*
J	0.31	-38%

画像取得スライス厚と SWRF 値の関係を示す。画像取得スライス厚を0.5 mm から1.0 mm にすると SWRF 値は38%低下した。

表6には、表1の画像取得条件で得られた各 SWRF 値と、条件B (*印)を基準にした SWRF 値の比率を示している。SWRF 値は画像表示スライス厚や画像取得スライス厚の変化に比べヘリカルピッチの変化による低下が少ないことが示された。

視覚評価には、櫛の間隔が0.5 mm から1.0 mm ま

表6 画像取得条件の SWRF 値

	SWRF 値	ヘリカル ピッチ	画像表示 スライス厚	画像取得 スライス厚
A	0.73	4%		
B	0.70	*	*	*
C	0.69	-2%		
D	0.65	-7%		
E	0.64	-9%		
F	0.58	-17%		
G	0.49		-29%	-29%
H	0.19		-73%	
I	0.09		-88%	
J	0.31			-56%

各画像取得条件の SWRF 値と、画像取得条件 B (*印) を基準とした SWRF 値の比率を示す。

での6種類の櫛ファントムについて表1のAからKまでの条件で撮影した画像すべてを用いた。図12のAからKに示す櫛の間隔は0.5mmと0.8mmである。

図12のAからFは画像取得スライス厚0.5mmの画像であるが、1.0mm以上のGからKの画像と比べ櫛の形がよく判別できた。またHとI(矢印)の画像では櫛の数が減少する折返し誤差(エイリアシングエラー)³⁴⁾が観察された。

図13は0.5から1.0LP/mmのSWRF値に対する視覚評価の値を示したグラフであり、表7は各観察者の相関係数(R)を示している。観察者は全て0.9以上の高い正の相関を示した。

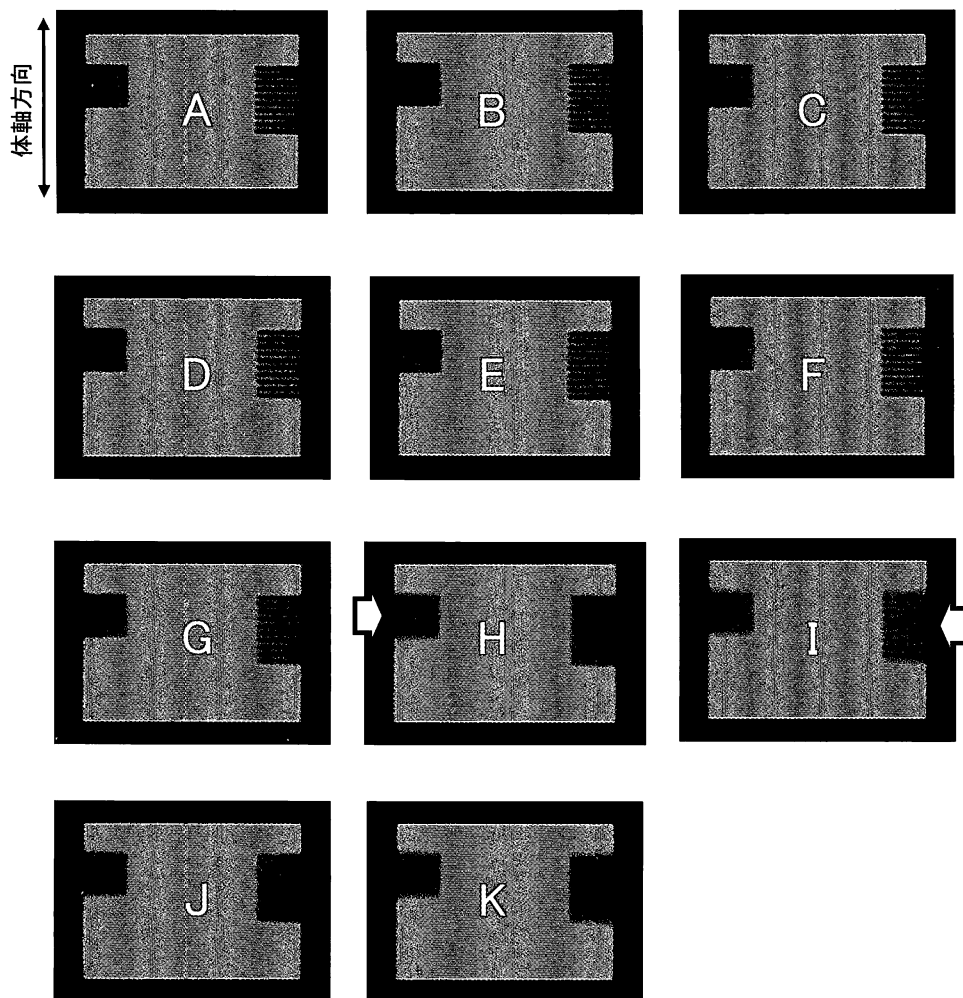


図12 櫛ファントムのMPR画像

CT画像より作成された櫛ファントムのMPR画像(A~K)を示す。画像取得条件は表1に示す11種類(A~K)である。HとIの矢印はエイリアシングエラーによる櫛の減少を示す。

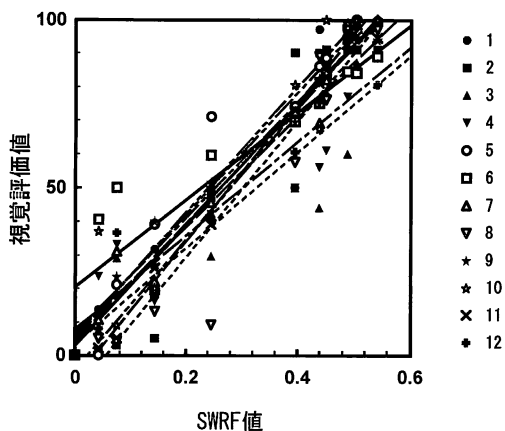


図13 視覚評価と SWRF 値
12人の観察者による視覚評価と SWRF 値の関係を示す。

表7 SWRF 値と視覚評価

観 察 者	相 関 係 数 (R)
1	0.964
2	0.975
3	0.915
4	0.921
5	0.976
6	0.909
7	0.982
8	0.959
9	0.990
10	0.954
11	0.995
12	0.958

各観察者における SWRF 値と視覚評価の相関係数 (R) を示す。全ての観察者で0.9以上の高い正の相関を得た。

2. 被曝線量測定

図14は鉛円筒でシールドした CT 用イオンチェンバーの測定値と一般撮影用 6.0 ml イオンチェンバーで測定した被曝線量値の関係を示している。両者は相関係数 (R) 0.99999 以上で直線関係 ($Y = 9.701X + 0.1279$) を示したので、実験では CT 用イオンチェンバーの測定値 (X) をこの変換式に代入して被曝線量 (Y) (Gy) を求めた。

CT 検査での撮影範囲が被曝線量におよぼす影響を図15に示している。撮影範囲の拡大が被曝線量の増加に関与することは確認できたが、撮影範囲 75 mm 付近で被曝線量の増加傾向は鈍化した。

管電流が被曝線量におよぼす影響を図16に示してい

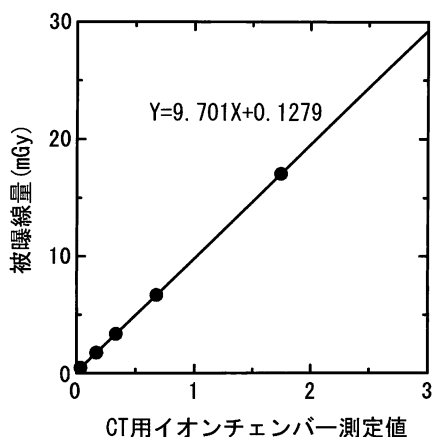


図14 CT 用イオンチェンバーの校正曲線
鉛円筒で測定領域を制限された CT 用イオンチェンバーと一般撮影用イオンチェンバーの関係を示す。

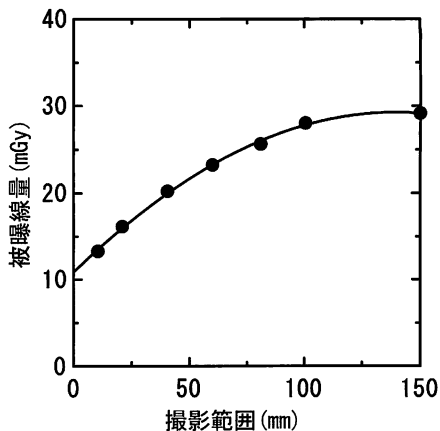


図15 撮影範囲と被曝線量
撮影範囲と被曝線量の関係を示す。撮影距離 75 mm 付近で被曝線量の増加は鈍化した。

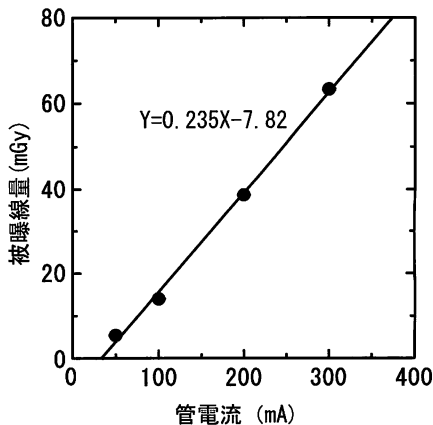


図16 管電流と被曝線量
管電流と被曝線量は直線関係を示す。

表8 画像取得条件と被曝線量

	被曝線量 (mGy)	被曝線量の比率	
		画像取得スライス厚	ヘリカルピッチ
1	27.5	*	*
2	13.9	-	-49%
3	18.7	-32%	*
4	14.5	-	-22%
5	9.7	-65%	*
6	7.6	-	-21%

表2の条件で得られた被曝線量の値と、*印に対する被曝線量の比率を示す。

表9 パノラマ撮影装置の被曝線量

	測定ポイント	測定ポイント												
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
管電圧 (kV)	65	0.10	0.53	0.53	0.42	0.52	0.32	0.96	0.46	0.10	0.18	1.75	1.00	0.63
	70	0.13	0.66	0.68	0.51	0.62	0.39	1.15	0.57	0.13	0.22	2.07	1.16	0.74
	75	0.17	0.81	0.84	0.61	0.71	0.47	1.40	0.69	0.15	0.27	2.35	1.35	0.85
	80	0.22	0.97	1.03	0.71	0.83	0.57	1.60	0.81	0.19	0.31	2.70	1.56	0.98
	85	0.27	1.14	1.25	0.83	0.94	0.66	1.84	0.94	0.21	0.36	3.07	1.77	1.12

パノラマ撮影装置による被曝線量値を示す。測定ポイントは図7(1~13)に示す。耳下腺相当部(11)で最大の被曝線量を示した。

るが、管電流の増加に伴い被曝線量が増し、両者の間には $Y=0.235X-7.82$ の比例関係($R:0.999$)がみられた。

CT画像取得条件と被曝線量の関係を表8に、ファントム内の被曝線量分布を図17に示す。

画像取得条件1, 3と5を比較すると画像取得スライス厚の倍増に伴い被曝線量は約30%ずつ減少した。ヘリカルピッチと被曝線量の関係では、画像取得スライス厚が0.5 mmの場合、ヘリカルピッチを3から6にすることで被曝線量は約50%の低下を示したが、画像取得スライス厚1.0 mmと2.0 mmではヘリカルピッチを6にした場合でも被曝線量の低下は約20%にとどまった。被曝線量値では、画像取得スライス厚が0.5 mmと1.0 mmでヘリカルピッチを6にした場合、14 mGyと同等の値を示した。

図17で示したファントム内の被曝線量分布から、中心に比べ辺縁で約30%高くなることが分かった。

また、管電圧75 kVでパノラマ撮影を行った場合、耳下腺部の被曝線量は120 kV, 100 mA, 0.5 sec/rotation, 画像取得スライス厚0.5 mm, ヘリカルピッ

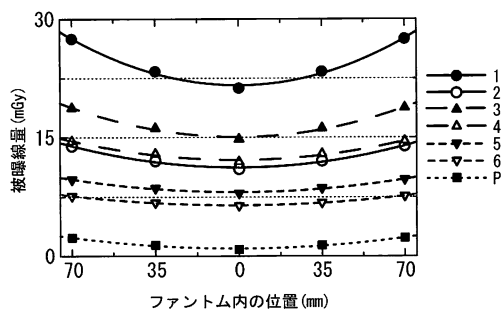


図17 ファントム内の被曝線量分布

表2の画像取得条件におけるCT検査の被曝線量分布と、パノラマ撮影(75 kV)における被曝線量分布を示す。ファントムの中心に比べ辺縁では約30%被曝線量が増加する。

チ3で撮影範囲50 mmのCT検査に比べ約1/10であった。

パノラマ撮影での被曝線量分布を表9, 測定ポイントを図7に示すが、今回被曝線量を比較したパノラマ撮影の耳下腺部は被曝線量が最も高い部位であった。被曝線量が最も低い部位(前顎部など)は耳下腺部の1/10以下と極めて低い値を示した。

3. SWRF値と被曝線量の比較

図18にSWRF値と被曝線量の関係を示す。

今回のCT画像取得条件において、被曝線量が低く体軸分解能が高い条件は画像取得スライス厚および画像表示スライス厚が0.5 mm, ヘリカルピッチ6のF(矢印)であり、その逆はIであった。画像取得条件B(画像取得スライス厚および画像表示スライス厚が0.5 mm, ヘリカルピッチ3)は体軸分解能がFに比べ17%高い値を示したが、被曝線量は2倍以上であった。

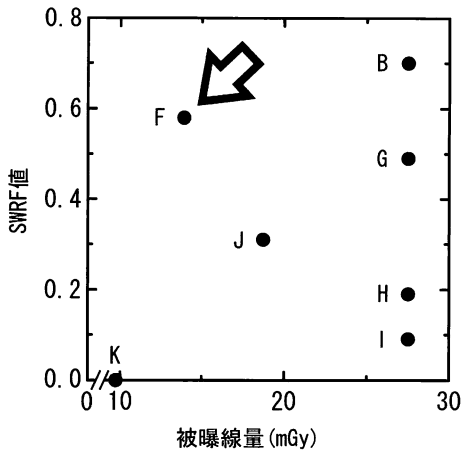


図18 SWRF 値と被曝線量

SWRF 値と被曝線量の関係を示す。表 1 に示す画像取得条件 B と F が高い SWRF 値を示したが、画像取得条件 B の被曝線量は F に比べ約 2 倍であった。

考 察

1. 体軸分解能測定

CT 画像の体軸分解能の評価は、以前より CT 画像のスライスの厚さを測定する方法により行われている。この方法は CT 画像に対し直交する方向のプロファイルカーブである slice sensitive profile on z-axis (SSPz)³⁵⁻⁴⁶⁾ を求め、その半値幅 (full width at half maximum: FWHM) の値や形状を体軸分解能の指標としている。しかし、いくつかの問題点が指摘されている⁴⁷⁾。

傾斜板法による SSPz の測定では、ヘリカル CT において画像補間を開始する位置や傾斜版の材質によりスライス厚が変化する欠点が指摘されている³⁷⁾。それらを改善するためエアギャップ法 (Delta test objects)^{44, 45)} が推奨されているが、この方法は厚さ 100 μm 以下のコインもしくはエアギャップを走査方向と直交に設置し使用することが重要とされるが、実際、被写体のアライメント調整は極めて困難である。これらの欠点を補うために微小球体法^{42, 43)} が開発されたが、ピクセルサイズに比べあまりにも小さい微小球体を用いているため、測定時の signal to noise ratio (S/N) が低く、測定精度に影響するという問題点が指摘されている⁴⁷⁾。また、SSPz で求められたスライス厚は一般的にプロファイルカーブの半値幅で示され、画像取得条件により異なるプロファイルカーブの形状は無視されていたが、この問題点を解決する試みとして、プロファイルカーブをフーリエ解析し modulation transfer function (MTF) を求める方法³⁹⁾ も試みられている。しかし、

入力信号が矩形波を前提とした MTF 測定法では、被写体が矩形でなく球体 (微小球体) であるため入力信号として適さない^{22, 23)}。

最も大きな問題点は、これらの方法は全て臨床画像との比較が行われておらず、スライスの厚さのみで評価していることにある。

今回用いた SWRF 値²¹⁻²³⁾ を指標とする体軸分解能の評価法は、上述の方法とは異なり臨床で使用される MPR 画像より求める方法である。この方法は エックス線装置、画像入力系や出力系など、すべての画像形成システムを含めて評価している。この方法はデジタル画像システム評価で頻繁に利用されている「Overall MTF」、または「Final MTF」⁴⁸⁾ が相当する。ただし、今回はフィルムに出力せず CT 値を測定し評価したため、フィルムや cathode ray tube (CRT) などの出力系の因子は考慮していない。

今回の結果は、CT 装置の基本特性とは異なり、臨床で使用する MPR 画像を用いて体軸分解能を SWRF 値にて評価しており、臨床画像の特性を忠実に反映している。つまり、臨床画像の評価に即した方法であり、CT 装置のスライス厚特性のみを評価する SSPz に比べ臨床現場では有効に利用できると思われる。

SWRF 値は信号の入出力応答特性であり、周波数 (信号の大きさ) に対する応答反応が数値化されている。そのため、臨床の CT 検査で MPR 画像に要求される鮮鋭性を忠実に反映できる。

今回の体軸分解能の評価法に用いた SWRF 値は、高い測定 of 繰り返し精度を有し、視覚評価と非常に高い正の相関を認めたことから、客観的な指標で優れた評価法と考えられる。

体軸分解能の指標として求められた SWRF 値は、CT 画像取得条件であるヘリカルピッチ、画像表示スライス厚および画像取得スライス厚の増加とともに低下が認められた。しかし、画像取得条件全般で比較した場合、SWRF 値は画像取得スライス厚や画像表示スライス厚に比べヘリカルピッチの影響が少ないことが分かり、CT 画像取得条件の設定においてヘリカルピッチの設定は重要な鍵を握ると思われる。

今後スライスの概念がなくなりボクセル (voxel) を積み重ねた画像として形成される cone beam CT (CBCT)⁴⁹⁻⁵⁴⁾ が普及した場合、SWRF 値の測定は MPR 画像評価として重要になると思われる。そのため、SSPz を用いたスライス厚の評価法には限界がある。それに比べ、SWRF 値を用いた体軸分解能測定方法は、スライス厚を評価する方法ではなく、再構成した画像 (MPR 画像) を評価するため、SSPz の評価では不可能な CBCT の画像評価への応用も可能と考えら

れる。

今回評価に用いた櫛の歯の厚さは 0.5 mm から 1.0 mm が使用されている。この領域の周波数は、一般のインプラントシステムなどで設定されたインプラント体（フィクスチャー）サイズの変化と一致している。そのため、SWRF 値で示す評価はインプラント植立設計で有効に利用できる結果を示していると考えられる^{53, 54)}。その他臨床への適応として、埋伏歯と下顎管の関係や顎骨再生医療の判定にも応用できると考えられる。

2. 被曝線量測定

一般的な CT 検査の被曝線量測定法は CT イオンチェンバー（CT 検査用線量計）を用い、ある領域を撮影しイオンチェンバーの長さに占める割合で値を求める（computed tomography dose index: CTDI）方法が使用されている^{55, 56)}。しかし、この方法では測定領域の外で発生する散乱線の影響を全く考慮していないため、測定領域を限局したポイントでの線量測定が必要となる²⁸⁻³⁰⁾。その問題点を解消する方法として熱蛍光量計（thermo luminescence dosimeter : TLD）やガラス線量計を用いた方法があるが、この方法は測定が煩雑であり、エックス線入射の方向性や素子の管電圧特性、素子の感度のばらつきやフェーディングなど多くの問題点を有し、精度にも欠ける点が指摘されている⁵⁷⁾。今回の測定法は TLD やガラス線量計を用いランドファントムで測定する方法とは異なり、組織内での線量測定は不可能であるが、小山ら^{28, 29)}も推奨しているように散乱線の影響が考慮され測定精度にも優れているため、標準的線量の測定に適していると考えられる。

被曝線量に関しては、撮影範囲が広くなると被曝線量が増すことが確認できた。これは周囲からの散乱線の影響であると考えられ、撮影範囲の適切な設定は被曝低減に重要であることを示した¹⁸⁾。

被曝線量は撮影電流に比例し増すため、被写体に合わせた適切な管電流の設定も重要である。

体軸分解能との関係では画像取得スライス厚が 0.5 mm の場合、ヘリカルピッチを 3 から 6 にすることで、被曝線量は約 50% 低下するが、1.0 mm で画像を取得すると約 20% の低下に止まった。この傾向は 2.0 mm で取得した場合は顕著で数% の被曝低減であった。また、画像取得スライス厚 0.5 mm と 1.0 mm でヘリカルピッチを 6 にした場合、同等の被曝線量であることも分かり、高い体軸分解能を要求する場合、0.5 mm で画像を取得し、ヘリカルピッチを 6 にすることが被曝低減も含めて適切な画像取得条件と考えられる。

CT 検査の被曝線量を口腔領域で頻繁に使用するパノラマ撮影と比較した場合、当院における一般成人の撮影管電圧 75 kV との比較では、パノラマ撮影で被曝線量が最も高いとされる唾液腺でも約 1/10 であった。これは以前小川³²⁾ や田口³³⁾ らが報告した結果と同じであるが、本研究では当時と比べスライス厚が非常に薄いことやパノラマ撮影における受光系の感度が上昇していることなどを考慮すると、最近の CT 検査では被曝線量が極めて低いということが分かる。この理由として、検出器がキセノンから半導体^{58, 59)} に変わり検出効率が向上したことや、検出器の多列化と優れたアルゴリズム^{4, 5)} により、取得データの有効な利用が行われていることなどが考えられる。

今回の実験は口腔領域の検査で通常使用する撮影条件の範囲内で行い、被曝線量は最高でも 30 mGy 程度であった。この値は、国際原子力機関のガイドライン 50 mGy や日本放射線技術学会のガイドライン¹⁷⁾ である 40 mGy を下回り利用可能な画像取得条件と思われるが、ガイドラインは厚い骨に囲まれた頭蓋内検査を想定しているため、口腔領域の検査に比べて画像取得条件（被曝線量）は高いと考えられ、この点から、今回の結果は実際より低い被曝線量で評価していると予測される。それゆえ、現在の撮影条件の見直しを検討する必要があると思われる。また、今回の研究で想定した画像取得条件はデンタルインプラントや埋伏歯など良性の疾患であり、検査の対象が低年齢化していることを考慮すると、CT 検査による医療被曝^{12, 13)} が増大していることは間違いなく、若年者に対しては低い管電流の設定など被曝線量低減の工夫は必要と考えられる。

3. SWRF 値と被曝線量

MPR 画像作成には画像取得条件として体軸分解能の高い図 18 の B や F が望まれるが、被曝線量を考慮すると被曝線量が低くかつ高い体軸分解能を維持している F（矢印）が理想的な条件であると思われる。

条件 F は画像取得スライス厚と画像表示スライス厚が薄く、ヘリカルピッチを大きくする方法である。この条件は多くの MSCT 装置で設定可能であるため、口腔領域の CT 検査が行われる施設では画像取得条件の採用を検討する必要があると思われる。

また、MPR 画像作成を行う CT 検査では、診断に必要な体軸分解能を把握し、被曝線量との組み合わせで、最適な画像取得条件を検討することが重要と考えられる。

総 括

本研究では、CT 検査における MPR 画像の体軸方向の分解能を測定するために SWRF 値を指標とした評価法を考案しその有用性を検討した。また、CT 画像取得条件が被曝線量におよぼす影響を検討することによって、MPR 画像を用いた口腔領域の CT 検査で最適な画像取得条件を明らかにすることを目的として、櫛ファントムの MPR 画像の分解能測定と視覚評価および被曝線量測定を行い以下の結果を得た。

1. SWRF 値を用いて MPR 画像の体軸分解能を評価する方法は、測定精度に優れ視覚評価とも高い正の相関を示した。

2. 体軸分解能と CT 画像取得条件の関係より、ヘリカルピッチの増大は、画像取得スライス厚や画像表示スライス厚の増大に比べ体軸分解能を低下させなかった。

3. 被曝線量と CT 画像取得条件の関係より、画像取得スライス厚が 0.5 mm の場合ヘリカルピッチの増大は、画像取得スライス厚の増大に比べ被曝線量低減に大きく寄与した。

以上の結果より、口腔領域における CT 検査の適切な画像取得条件設定の可能性が示された。すなわち、MPR 画像の利用が診断上有用であるような口腔領域の CT 検査では、高い体軸分解能を維持し、かつ低い被曝線量で画像取得するために画像取得スライス厚を薄くし、ヘリカルピッチを大きくすることが望ましいことが示された。

謝 辞

稿を終えるにあたり、本研究の遂行および論文作成上、終始御懇なる御指導ならびに御校閲を賜りました本大学院医歯薬学総合研究科展開医科学専攻 病態情報医科学（歯科放射線学）講座教授、谷本啓二先生に深甚なる謝意を表します。また、御校閲を賜りました本大学院医歯薬学総合研究科展開医科学専攻 顎口腔頸部医科学（歯科矯正学）講座教授、丹根一夫先生、本大学院医歯薬学総合研究科展開医科学専攻 顎口腔頸部医科学（先端歯科補綴学）講座教授、赤川安正先生に深謝いたします。研究遂行上、多大なご指導と御鞭撻を頂きました本大学院医歯薬学総合研究科展開医科学専攻 病態情報医科学（歯科放射線学）講座助教授、藤田實先生に厚く御礼申し上げます。さらに、ご支援、ご協力を頂きました本大学院医歯薬学総合研究科展開医科学専攻 病態情報医科学講座歯科放射線学研究室の先生方に感謝いたします。

参 考 文 献

- 1) 辻岡勝美：X線 CT 装置の歴史（過去，現在，そして未来）。日放技学誌 58, 67-71, 2002.
- 2) 辻岡勝美：CT 自由自在（辻岡勝美編）。初版。メジカルビュー，東京，7-11, 2001.
- 3) 片山 仁，館野之男，高倉公朋，他：CT の20世紀医療へのインパクト。新医療 27, 54-80, 2000.
- 4) 齊藤泰男：マルチスライス X線 CT スキャナ。メジカルレビュー 71, 12-20, 1998.
- 5) Taguchi K., Aradate H.: Algorithm for image reconstruction in multi-slice helical CT. *Med. Phys. USA* 25, 550-561, 1998.
- 6) Hu H. Multi-slice helical CT: Scan and reconstruction. *Med. Phys. USA* 26, 5-18, 1999.
- 7) 辻岡清美：マルチスライス CT の原理。日放技学誌 56, 1391-1396, 2000.
- 8) 清 哲朗，北之園高志，山下康行：マルチスライス CT の有用性。新医療 27, 83-96, 2000.
- 9) 森谷浩史，関口隆三，渡辺裕一，他：ここまでできたマルチ CT。新医療 28, 83-129, 2001.
- 10) 石風呂実：より良い三次元画像を提供するために。INNERVISION 17, 92-93, 2002.
- 11) Lorenzo B., Dennis W.F., Herwig I.: Multidetector computed tomography technology (Advances in image technique). The ROYAL SOCIETY OF MEDICINE PRESS, London, UK, pp. 3-23, 2003.
- 12) 西谷 弘，安友基勝，富永正英，他：CT における被曝。日本医放会誌 62, 347-351, 2002.
- 13) 西澤かな枝，松本雅紀，岩井一男，他：CT 検査件数および CT 検査における集団実効線量の推定。日本医放会誌 64, 151-158, 2004.
- 14) Rogers L.F.: Radiation exposure in CT. Why so high? *AJR. USA* 177, 277, 2001.
- 15) Berrington G.A., Darby S.: Risk of cancer from diagnostic X-rays: estimates for the UK and 14 other countries. *Lancet. London* 31, 345-351, 2004.
- 16) Brenner D.J., Elliston C.D.: Estimated radiation risks potentially associated with full-body CT screening. *Radiology published online. USA* July 23, 2004.
- 17) 渡辺 浩，鈴木昇一，中村 豊，他：医療被曝ガイドライン（患者のための医療被曝低減目標値）。初版。医療科学社 東京，49-75, 2002.
- 18) FDA Public Health Notification: Reducing radiation risk from computed tomography for pediatric and small adult patients. *FDA USA* November 2, 2001.
- 19) 日本放射線科専門医会：画像診断ガイドライン—2003。画像診断の進め方に関する放射線科専門医による提言・勧告。2003.
- 20) David J.B., Carl D.E., Eric J.H., Walter E.B.: Estimated risks of radiation-induced fatal cancer

- from pediatric CT. *AJR. USA* **176**, 289–296, 2001.
- 21) 隅田博臣：実験画像評価。初学者のための実験入門書。（大塚昭義，砂屋敷忠，小寺吉衛編）。初版。メディカルレビューン，東京，29–44，1994.
 - 22) 内田 勝，山下一也，稲津博：放射線技術者のための画像工学。第2版。通商産業研究社，東京，7–58，1979.
 - 23) 内田 勝：放射線画像情報工学（I）。（日本放射線技術学会編）。第4版。通商産業研究社，東京，144–223，1986.
 - 24) 畑川政勝，井上 誠，小川隆由，菊屋公明：矩形波チャートを用いたデジタル系のMTF測定の検討。日放技学誌 **53**, 1683–1690, 1997.
 - 25) 小寺吉衛，四宮恵次，藤田広志：非線形のものさし（特性曲線の現状）。INNERVISION **3**, 4–25, 1988.
 - 26) Charles E. Metz, 白石順二訳：ROC解析の基礎と応用。（5. 連続確信度法）。放射線医療技術学叢書（8）。日放技学出版，京都，35–54，1994.
 - 27) 田中良久：距離尺度および比例尺度。心理学的測定法。東京大学出版，東京，125–193，1977.
 - 28) 小山修司，青山隆彦，前越 久：シンチレーションファイバ検出器を使用したX線CT被曝線量計の開発。日放技学誌 **55**, 1027–1035, 1999.
 - 29) 片倉俊彦，本田清子，清野真也，他：マルチスライスCTの被曝について。映像情報 **32**, 73–77, 2000.
 - 30) 小山修司，青山隆彦，前越 久，伊藤茂樹：長尺シンチレーションファイバ線量計によるX線CT検査時における積分線量飽和値の測定。日放技学誌 **56**, 819–824, 2000.
 - 31) 草間朋子：放射線防護に用いる量の概念，ICRP 1990年勧告—その要点と考え方—，日刊工業新聞社，27–36，1991.
 - 32) 小川正晃，谷本啓二，砂屋敷忠，他：口腔領域単純X線撮影に伴う被曝線量の測定，日歯放学誌 **27**, 329–336, 1987.
 - 33) 田口 明，末井良和，小川正晃，他：CT撮影時の患者被曝線量の測定。広大歯誌 **20**, 350–357, 1988.
 - 34) 杜下淳次：画素からエアリングまで。日放技学誌 **60**, 34–42, 2004.
 - 35) Polacin A., Kalender W.A., Brink J., Vannier M.A.: Measurement of slice sensitivity profiles in spiral CT. *Med. Phys. USA* **21**, 133–140, 1994.
 - 36) Wang G., Vannier M.W.: Longitudinal resolution in volumetric x-ray computerized tomography: analytical comparison between conventional and helical computerized tomography. *Med. Phys. USA* **21**, 429–433, 1994.
 - 37) Mackie A., Hart G.C., Williams-Butt J.F.: Ramp test objects for slice sensitivity profile measurement in spiral CT. *Br. J. Radiol. UK* **70**, 942–945, 1997.
 - 38) Davros W.J., Herts B.R., Walmsley J.J.: Determination of spiral CT slice sensitivity profiles using a point response phantom. *J. Comput. Assist. Tomogr. USA* **19**, 838–843, 1995.
 - 39) 市川勝弘：デジタル時代の画像評価と基礎と応用。（CT画像の評価）。日放技学誌 **58**, 37–40, 2002.
 - 40) 辻岡勝美，村松慎久，塚越伸介，他：マルチスライスCTとシングルスライスCTの性能評価。映像情報 **32**, 78–87, 2000.
 - 41) 辻岡勝美：X線CT装置の機器工学（8）（性能評価と機器管理）。日放技学誌 **58**, 1203–1207, 2002.
 - 42) 山本修司，上甲 剛，松本 貴，他：マルチスライスCTにおける基礎物理評価。日放技学誌 **56**, 1447–1453, 2000.
 - 43) 原 孝則，加藤秀記，青木 力，他：不均等検出器を有するmulti-sliceCTのSSPzと画像ノイズの基礎的検討。日放技学誌 **56**, 1454–1460, 2000.
 - 44) 花井耕造，石田智広，井田義宏，他：ラセンCTの物理的な画像特性の評価と測定法に関する報告。日放技学誌 **53**, 1714–1732, 1997.
 - 45) 馬場 仁，広渡 諭，西村弘幸：X線CTにおけるスライス感度分布の測定。（エアーギャップを用いた方法）。日放技学誌 **53**, 437–442, 1997.
 - 46) 原 孝則，津坂昌利，桜井直之：マイクロディスク法によるMulti-slice Spiral CTの体軸方向のMTF測定（ピーズ法との比較と幾何学的な影響に関する検討）。日放技学誌 **59**, 1391–1398, 2003.
 - 47) 桑原貞俊，川原聖樹，高山俊之：ヘリカルスキャンの実効スライス厚測定法の検討。北放技術誌 **57**, 1–6, 1997.
 - 48) 畑川正勝，井上 誠，庄垣雅史，他：デジタル系におけるMTFの検討。（ファイナルMTFおよびオーバーオールエアリング）。日放技学誌 **48**, 1932–1938, 1992.
 - 49) Bab R., Ueda K., Kuba A.: Development of a subject-standing-type cone-beam computed tomography for chest and orthopedic imaging. *Front. Med. Biol. Eng. Neth.* **11**, 177–189, 2001.
 - 50) Baba R., Konno Y., Ueda K., Ikeda S.: Comparison of flat-panel detector and image-intensifier detector for cone-beam CT. *Comput. Med. Imaging Graph. USA* **26**, 153–158, 2002.
 - 51) Siewerdsen J.H., Jaffray D.A.: Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager. magnitude and effects of ray scatter. *Med. Phys. USA* **28**, 220–231, 2001.
 - 52) Chen B., Ning R.: Cone-beam volume CT breast imaging: feasibility study. *Med. Phys. USA* **29**, 755–770, 2002.
 - 53) 内田啓一，新井嘉則，塩島 勝：コーンビームCTの開発と歯科治療への応用，映像情報 Medi-

- cal 36, 677-681, 2004.
- 54) 荒木和之：コーンビーム CT の矯正・口腔外科治療への応用，映像情報 Medical 36, 682-687, 2004.
- 55) 辻岡勝美：X線 CT 装置の機器工学 (9) (線量評価)。日放技学誌 58, 1352-1356, 2002.
- 56) 村松禎久，花井耕造，勝田昭一：螺旋状スキャン CT における線量指標 (HTDI: helical scanning computed tomography dose index) の新しい概念と測定。日放技学誌 53, 1657-1664, 1997.
- 57) 小宮 勲，白坂 崇，梅津芳幸，橘 昌幸，他：蛍光ガラス線量計による患者被曝線量測定 (特性評価と腹部 IVR 時の患者皮膚線量測定)。日放技学誌 60, 270-277, 2004.
- 58) Becker C.R., Bruening R., Schaetzel M., Schoepf U.J.: Xenon versus ceramics: a comparison of two CT X-ray detector systems. *J. Comput Assist Tomogr. USA* 23, 795-799, 1999.
- 59) Fuchs T., Kachelriess M., Kalender W.A.: Direct comparison of a xenon and a solid-state CT detector system: measurements under working conditions. *IEEE Trans. Med. Imag. USA* 19, 941-948, 2000.