

原 著

全身用 CT および歯科用 CT の画像濃度特性の
コンピューター支援検出システムによる歯の自動抽出への影響羽 柴 元 裕¹⁾ 福 井 達 真¹⁾ 勝 又 明 敏²⁾ 藤 原 周¹⁾Influence of Image Density Properties in MSCT and CBCT
on Automatic Tooth Segmentation Procedure in a CAD systemHASHIBA MOTOHIRO¹⁾, FUKUI TATSUMASA¹⁾, KATSUMATA AKITOSHI²⁾ and FUJIWARA SHUU¹⁾

全身用マルチスライス CT (MSCT) と歯科用コーンビーム CT (CBCT) は画像濃度の特性が異なる事が報告されている。我々は、コンピューター支援 (CAD) 検出システムの歯を自動的に検出する機能を利用して、両者の濃度特性を比較検討した。

被写体として、生体の歯や骨と同等の X 線吸収を示す人工硬組織を備えた頭部ファントムを用いた。ファントムに銀合金、金銀パラジウム合金、およびストップングで作製した模擬補綴物を装着した状態、および補綴物のない状態で CT 撮影を行った。CT 画像を、画像濃度を基にして歯を周囲組織から分離する機能を持つ CAD プログラムで処理した。画像のウィンドウ幅 (WW) およびウィンドウ値 (WL) を変えながら処理を繰り返し、最も多くの歯が識別可能であった至適 WW および WL を求めた。歯に欠損のない患者 40 名の MSCT および CBCT 画像についても同様の検討をおこなった。

ファントムによる検討の結果、歯列上に補綴物がない場合、至適 WW, WL は、MSCT と CBCT で大きな違いがなかった。歯列上に補綴物がある場合、CBCT のみに至適 WW, WL の低下が認められた。生体の画像による検討では、MSCT の至適 WW, WL はほぼ一定であったのに対して、CBCT では至適 WW, WL が広く分散していた。

MSCT と CBCT の相違は、以下の要因に因ると考えられた。

- 1) MSCT は画像濃度の基準としてハンスフィールド値を採用しているが、CBCT はしていない事。
- 2) CBCT の平面検出器は、MSCT の線検出器よりも金属補綴物の影響を受けやすい事。

キーワード：全身用マルチスライス CT (MSCT)、歯科用コーンビーム CT (CBCT)、コンピューター支援 (CAD)

It has been reported that the density properties of medical multi-slice CT (MSCT) and dental cone-beam CT (CBCT) images were different. We studied the differences practically using an automatic teeth segmentation procedure in a computer-aided detection (CAD) system.

A head phantom with artificial anatomical structures representing the equivalent X-ray absorption of teeth and bones was used. We prepared a small piece of silver alloy, gold and silver palladium alloy, and a stopping as the pseudo-dental prosthesis. CT images of the head phantom with and without dental prosthesis were acquired. CT images were processed by means of a CAD program able to segment teeth from surrounding tissue based on image density. The CAD process was repeated in the various settings of the window width (WW) and window level (WL) of the CT images. Then the optimal WW and WL setting, at which the largest number of teeth can be identified, was defined. Similarly, we studied MSCT and CBCT images of 40 patients with complete dentition.

Results from the phantom study revealed that the differences in the optimal WW and WL between MSCT

¹⁾朝日大学歯学部口腔機能修復学講座 歯科補綴学分野

²⁾朝日大学歯学部口腔病態医療学講座 歯科放射線学分野
501-0296 岐阜県瑞穂市穂積1851

¹⁾Department of Prosthodontics, Division of Oral Functional Science and Rehabilitation

²⁾Department of Oral and Maxillofacial Radiology, Division of Oral Pathogenesis and Disease Control

Asahi University School of Dentistry
Hozumi 1851, Mizuho, Gifu 501-0296, Japan
(平成26年4月2日受理)

and CBCT were minimal when the pseudo-dental prosthesis was not present. The optimal WW and WL decreased only in the CBCT images of the head phantom with the pseudo-dental prosthesis. Although the optimal WW and WL were stable in the MSCT images of patients, the optimal WW and WL varied in the CBCT images of patients.

The difference between MSCT and CBCT may be attributed to the following factors:

- 1 : Unlike MSCT, CBCT does not adopt the Hounsfield Unit (HU) as the standardized density value.
- 2 : The flat X-ray detector in the CBCT system was more easily influenced by metals in the dental prosthesis than the line X-ray detector in MSCT.

Key words: Medical multi-slice CT (MSCT), dental cone-beam CT (CBCT), computer-aided detection (CAD)

諸 言

歯科用コーンビーム CT (Cone-Beam Computed Tomography, CBCT) は、1990年代末にヨーロッパおよび本邦において、相次いで実用機が開発された^{1,2)}。発売直後より、インプラント、歯内療法、口腔外科、矯正などの多くの分野で有効性が注目され、装置の高性能化および低価格化とも相まって臨床現場に急速に普及した³⁻⁶⁾。2010年には、本邦において1000台以上の歯科用 CT 装置が稼働しており、歯科における CT の利用が本格化している。

CT では撮影領域 (Field of view, FOV) に含まれる空間上の一点、厳密に言えば立体画素 (ボクセル) の X 線吸収を基に画像が構築される。各ボクセルの空間上の位置は既知であるので、CT 画像は被写体解剖構造の三次元的情報を含むことになる^{7,8)}。顎顔面領域では、顔面骨の形態と大きさはもとより、歯の位置、長さ、傾斜、歯槽骨のレベルなどに関する三次元的な計測が可能なることを意味し、臨床研究においていくつもの応用例が報告されている⁹⁻¹²⁾。CT の三次元画像データをもとに、一口腔単位で歯と歯槽骨の状態をスクリーニングすることも決して不可能でない。しかし、歯科臨床での応用を考えると、口腔内のすべての歯について、長さや歯槽骨量を術者が手動で一歯ごとに計測することは非効率的である。医科領域では、大量の医用画像データを効率よく解析し、診断に携わる医師に情報を提供するコンピューター支援診断・検出 (Computer Assisted Diagnosis / Detection, CAD) システムの開発が盛んで、乳ガン検診に用いられるマンモグラフィなどで実用化されている¹³⁾。一方、歯科の X 線画像における CAD は、未だパノラマ X 線像のスクリーニングに関するシステム開発が始まったばかりである¹⁴⁻¹⁷⁾。

今回、CT の基本像である体軸に垂直な軸位断画像から歯列を識別し、それぞれの歯を周囲の組織から自動的に抽出するプログラムを用いれば、歯科 CT 画像

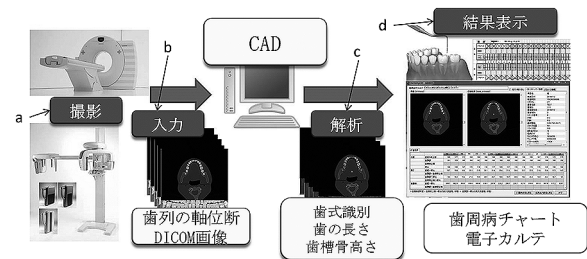


図1 歯科 CT 画像 CAD システムのコンセプト

a. MSCT もしくは CBCT で撮影。b. PC に CT 画像データ (歯列軸位断の DICOM 画像) を入力。c. PC 内の CAD にて歯式、歯の長さ、歯槽骨の高さを解析。d. 解析結果の表示、電子カルテに歯式や歯周病チャートを表示。

における CAD の臨床応用につながると考えた (図1)。CT スライス画像 (軸位断) 上で歯を分割し、同時に歯の種類を識別するアルゴリズムを開発する場合、基本となる情報は CT 画像濃度および歯と歯列の形態である。ここで問題となるのは、歯科用 CBCT と全身用マルチスライス CT (Multi-Slice Computed Tomography, MSCT) では画像濃度 (CT 値) の求め方が異なる点である¹⁸⁻²¹⁾。現在の全身用 CT の原型となる装置は、1970年頃に脳の異常を発見する目的で開発されたため、画像の基となる CT 値として水を 0 (ゼロ) とするハンスフィールド値 (Hounsfield Unit, HU) を定め、これを基準に画像表示している²²⁾。これに対して歯科用 CBCT は、2000年頃に顎顔面の骨硬組織の観察を目的に特化して開発され、もとより水の X 線吸収を基準として画像を作っていない¹⁸⁻²¹⁾。

本研究の目的は、開発中の歯の自動識別・抽出プログラムを用い、全身用 MSCT および歯科用 CBCT の画像濃度特性が歯の識別・抽出にどの様に影響するかを調べ、歯科 CT 画像を用いた CAD システム開発の方向性に関して考察することにある。

材料および方法

1. CT 装置



図2 CT撮影装置
a. MSCT, b. CBCT

全身用 MSCT は SOMATOM Emotion, 6-slice configuration (SIEMENS, ドイツ) を, 歯科用 CBCT は veraviewepocs 3D (株式会社モリタ, 京都) を用いた。全身用 MSCT の撮影条件は, インプラントあるいは埋伏智歯の検査のために下顎を撮影する場合に準じ, 110kV, 34mA, FOV=170mm にて撮影し, ボクセルサイズ $0.3 \times 0.3 \times 0.3 \text{ mm}$ のボリューム画像データを取得した。歯科用 CBCT では成人歯列の撮影条件に準じ, 80kV, 5 mA, FOV=80mm にて撮影してボクセルサイズ $0.2 \times 0.2 \times 0.2 \text{ mm}$ のボリューム画像データを取得した (図2)。両撮影装置で取得された画像データは DICOM 形式で保存し, 実験を行った。

2. 被写体

1) 人工骨格頭部ファントム

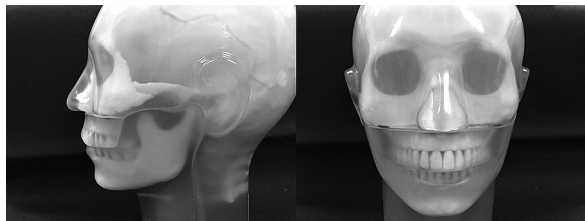


図3 人工骨格頭部ファントム

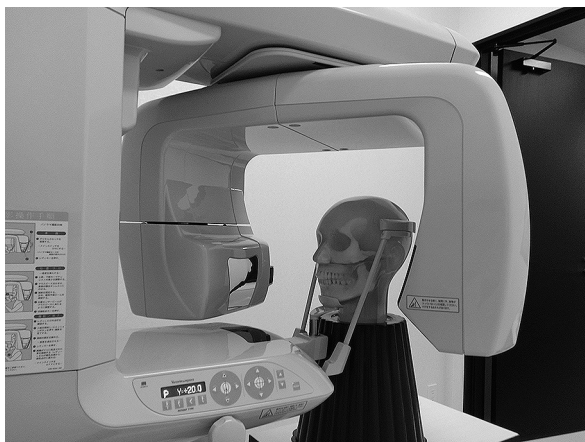


図4 歯科用 CBCT によるファントムの撮影

CT 撮影の被写体として, 歯のエナメル質と象牙質, および皮質骨と海綿骨の CT 値が人間と近似する様に調節した人工骨格頭部ファントム (京都科学, 京都) を用いた (図3)。図4に, 歯科用 CBCT によるファントム撮影を示す。

2) 被験者

上記の全身用 MSCT および歯科用 CBCT で撮影され, データベースに蓄積された画像データから, 成人で以下の基準に合致するものを, 男女それぞれ10人分選択し, DICOM 画像データを匿名化処理したうえで実験に用いた。

- (1) 下顎の歯列弓が第2大臼歯まで FOV に含まれること。
- (2) 下顎に2本以上の欠損歯がないこと。
- (3) 咬合平面に平行な軸位断面で撮影されていること。
- (4) 歯の外形が判別できないほどの金属アーチファクトがないこと。
- (5) 下顎に著明な骨の吸収破壊や骨膨隆を示す病変がないこと。

なお, 本研究の計画は朝日大学歯学部倫理委員会にて審査され承認済みである (第23127号)。

3. CAD プログラム

現在開発中の CAD システム (DentalAge 3D ver.0.5.1.1, アイテック株式会社, 東京) に実装された歯を認識するアルゴリズムを用いた。

CT ボリューム画像データから歯を識別・抽出する処理は, おおよそ以下に行われる。

1) 画像データの入力

処理を行う DICOM 形式の CT ボリューム画像データ (16ビット) を入力する。

2) CT 画像のウィンドウ調整

CAD の前処置として, 歯列と歯槽骨が明瞭に観察できる軸位断面 (スライス) を参照画面に表示し, CT 画像のウィンドウ幅 (Window Width, WW) および

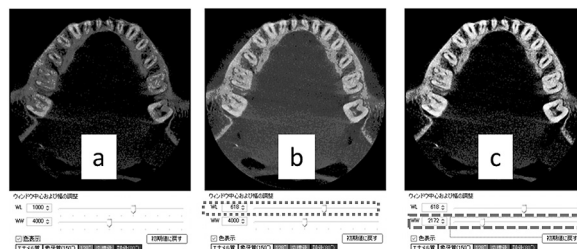


図5 CAD 前処置として, 至適な WW, WL を調整
a. エナメル質, 象牙質, 歯槽骨, 軟組織を確認できる断面を選択. b. WL の数値を調整. c. WW の数値を調整.

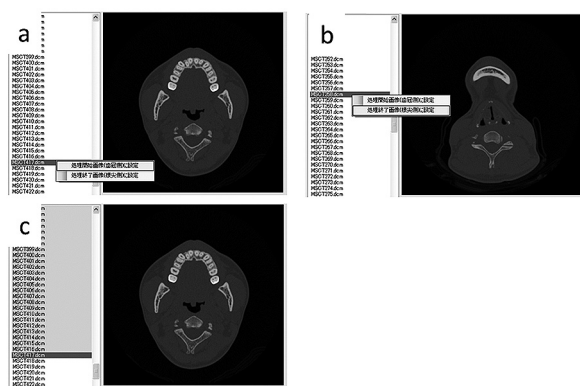


図6 処理対象範囲（軸位断面）の設定

a. 歯冠側の決定. b. 歯根側の決定. c. 計測範囲の決定.

ウインドウ中心（Window Level, WL）を調節したうえで8ビット画像に変換する（図5）。CAD アルゴリズムによるエナメル質、象牙質、歯槽骨および軟組織の判別は、上記のウインドウ調節で決定される参照画面の8ビットグレイ値に基づき実行される。CAD プログラムには以下に示す組織のグレイ値が組み込まれており、これと対比することにより CT 画像上で各組織を判別する。

- (1) エナメル質230以上
- (2) 象牙質150以上～230未満
- (3) 歯槽骨100以上～150未満
- (4) 周囲軟組織（歯肉部）100未満

3) 処理対象範囲の設定

軸位断面（スライス）の位置から、CAD 処理の対象となる範囲を設定する。すなわち、下顎歯列のすべての歯冠が含まれるスライスより数スライス上方から、根尖が含まれるスライスの数スライス下方までを、対象範囲として指定する（図6）。

4) CAD 処理の実施と結果の表示

処理結果の出力先を設定してCAD 処理を実施する。歯の自動抽出では、まず、上記の処理対象範囲内の歯冠中央付近のスライスが自動的に選択される。続いて、歯冠エナメル質に相当するグレイ値が検出された位置を参考として、歯列弓を表す円弧線が自動的に設定される。さらに、円弧線に沿った範囲から、同じグレイ値を示す一定面積以上の領域を見つけて、大きさおよび円形度から歯であるか否かを判定し、円弧線に対する位置情報から歯式を識別する。最後に、同様の処理を上下の軸位断スライスに拡張して適用して歯冠から根尖までを検出する。

処理結果は画像（図7）および表（表1）により表示される。CAD により歯であると判定された構造は色を着けて表示され、それぞれの歯について位置、長さ、表面積、体積などが計算される。



図7 実際に計測した PC 上の CAD

による歯の識別結果の表示

CAD によって下顎歯列14歯すべての歯が認識できたことが確認できる。

表1 CAD による計測結果の表示
CAD が計測した下顎右側第2大臼歯の結果.

部位		数値
位置	歯冠の最上部	379
	歯頸部	375
	歯槽骨上端	375
	歯根の最下部	347
長さ (mm)	歯冠～歯根	10.2
	歯頸部～歯槽骨上端	0.0
	歯頸部～歯根	9.0
	歯槽骨上端～歯根	9.0
表面積 (mm ²)	歯冠～歯根	252.6
	歯頸部～歯槽骨上端	0.0
	歯頸部～歯根	208.8
	歯槽骨上端～歯根	208.8
体積 (mm ³)	歯冠～歯根	349.2
	歯頸部～歯槽骨上端	0.0
	歯頸部～歯根	297.2
	歯槽骨上端～歯根	297.2
歯槽骨健全度	長さによる	1.00
	表面積による	1.00
	体積による	1.00

4. 歯式抽出実験

歯式抽出の精度に影響するパラメータとして CAD 処理の前処置として必要な8ビット変換時のウインドウ調節に注目し、MSCT および CBCT で撮影されたファントムおよび生体の画像の歯式抽出結果が WW および WL の設定によりどのように変化するか検討した。

1) 人工骨格頭部ファントムによる検討

CAD 処理アルゴリズムでは、WW と WL の初期値（初期 WW, WL）を、MSCT 画像において骨硬組織の観察に適するとされる WW = 4096, WL = 1024 に設定している。人体組織と近似した X 線吸収係数を持



図8 メタルインレーを装着したファントム；ファントムの下顎両側第1大臼歯に障害陰影となる金銀パラジウム合金のメタルインレーを装着

つ人工骨格頭部ファントムにて、初期 WW, WL で CAD 処理を行い、検出可能であった歯の数を調べた。続いて、ファントム画像にて、WW および WL を100 ずつ段階的に変えながら CAD 処理を繰り返し、検出可能な歯の数の変化、および最も多くの歯を自動的に識別可能であった WW および WL の値（至適 WW, WL）を調べた。

2) メタルインレーおよび仮封材を装着したファントムによる検討

人工骨格頭部ファントムの下顎両側第1大臼歯咬合面に装着するメタルインレーを作製した。材料として、金銀パラジウム合金（パラゼット12-n, 山本貴金属）、銀合金（アロイシルバー、石福金属）、およびストッピング（テンポラリーストッピングホワイト、株式会社ジーシー）を用いた。メタルインレーおよび仮封材の大きさは、10.0mm×7.0mm、厚み0.7mm に統一した。それぞれを装着した状態で（図8）MSCT および CBCT 撮影を行い、得られた画像データに対してウインドウ設定を変えて CAD 処理を行い、至適 WW, WL および認識可能であった歯の数を検討した。

3) 対象者の下顎歯列 CT データによる検討

対象者の画像データを、MSCT で撮影した男女10名の計20名、CBCT で撮影した男女10名の計20名、合計40名分の画像データに対してウインドウ設定を変えて CAD 処理を行い、至適 WW, WL および認識可能歯数を検討した。

5. 統計方法

統計処理は SPSSver. 17 (IBM, アメリカ) を用い、実験の至適 WW, WL を求めた。至適 WW, WL の結

果に MSCT と CBCT の間に平均値の差を求める Mann-Whitney の U 検定²³⁾を、 $p < 0.01$ で有意差の確認を行った（表の中の※印がある場合有意差を認める）。

結 果

1. 人工骨格頭部ファントムによる検討

ファントムの MSCT および CBCT 画像における至適 WW, WL を表2に示す。MSCT, CBCT とともに至適 WW, WL 設定においては FOV 内のすべての歯が認識できており、MSCT と CBCT の至適 WW, WL の平均の差について Mann-Whitney の U 検定²³⁾を行い、有意差が認められ、MSCT と CBCT で撮影したファントムの至適 WW, WL の分布が異なることを確認した。図9および図10には、MSCT および CBCT 画像における、CAD 処理時のウインドウ設定と認識可能歯数の関係をグラフで示す。80%以上の歯が認識できた WW, WL の範囲は、CBCT と比較して MSCT が広がっていた。また、MSCT の場合、80%以上の歯が認識できた領域に初期設定の WW, WL が含まれたのに対して、CBCT では80%以上の歯が認識できた領域は、初期 WW, WL から離れた範囲に分布していた。

2. メタルインレーと仮封材を装着したファントムによる検討

各種メタルインレーと仮封材を装着したファントムを MSCT および CBCT で撮影した画像における至適 WW, WL を表3に示す。歯列上にメタルインレーおよび仮封材がある場合、MSCT ではメタルインレーや仮封材がない場合と比較して至適 WW が大きくなり、CBCT ではメタルインレーや仮封材がない場合

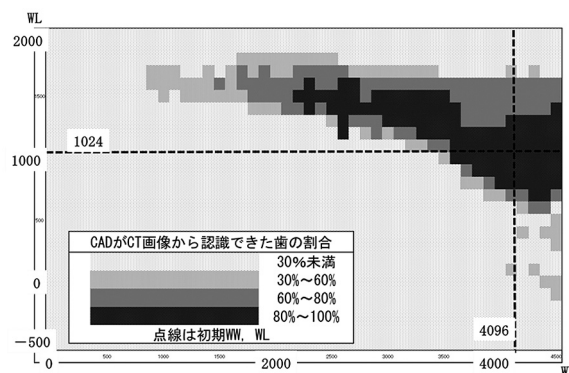


図9 MSCT 画像を CAD 処理した歯の認識できた割合と WW, WL 設定の関係

MSCT 画像を CAD 処理した歯の認識できた割合を分布図で示す。点線は初期 WW : 4096, 初期 WL : 1024。

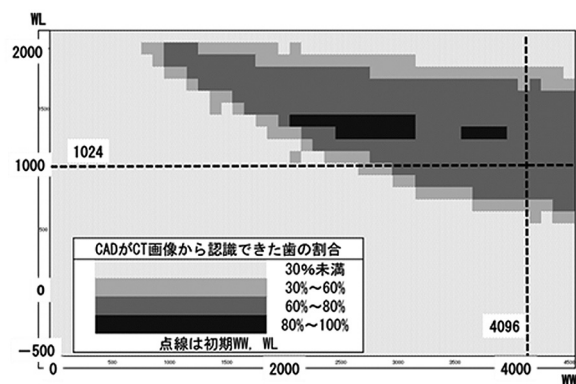


図10 CBCT 画像を CAD 処理した歯の認識できた割合と WW, WL 設定の関係
CBCT 画像を CAD 処理した歯の認識できた割合を分布図で示す点線は初期 WW : 4096, 初期 WL : 1024.

表2 最も多くの歯が認識できたウインドウ設定における WW, WL の平均 (至適 WW, WL)

	識別可能歯数	平均WW	平均WL
MSCT	16/16	3685 (± 629.0)	1239 (± 196.1)
CBCT	14/14	2872 (± 493.7)	1293 (± 50.0)

※ $p < 0.01$ で有意差を認める

より至適 WW が小さくなっていた。メタルインレーや仮封材がある場合の至適 WL は、MSCT ではメタルインレーや仮封材がない場合より約10%低く、CBCT ではメタルインレーや仮封材がない場合より約90%低くなった。MSCT の至適 WW, WL はメタルインレーおよび仮封材の種類（金銀パラジウム合金、銀合金、ストッピング）の影響を受けなかったのに対して、CBCT では、メタルインレーの種類や仮封材によって至適 WW, WL が大きく変化した。

図11には、MSCT および CBCT 画像におけるウインドウ設定と認識可能歯数の関係を示す。MSCT では、メタルインレーや仮封材の有無や種類にかかわらず、ウインドウ設定と認識可能歯数の関係は、ほぼ一定であった。CBCT では、メタルインレーや仮封材を装着した場合、多くの歯を識別可能な WW と WL の範囲が、メタルインレーや仮封材がない場合と比較して低い領域に移動していた。また、メタルインレーや仮封材の材質によってもウインドウ設定と認識可能歯数の関係が異なっていた。メタルインレーのないファントムとメタルインレーおよび仮封材の画像の至適 WW, WL の平均について Mann-Whitney の U 検

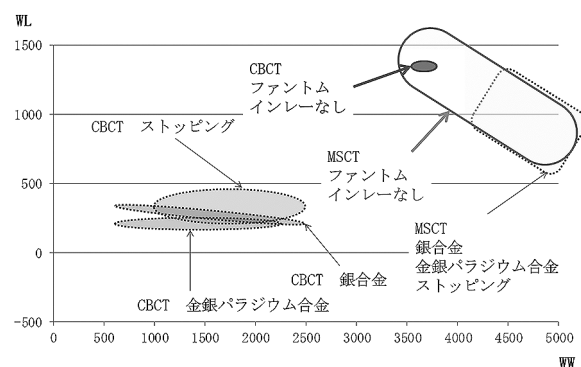


図11 メタルインレーと仮封材を装着した MSCT および CBCT 画像を CAD が最も歯の認識ができた至適 WW, WL の分布

表3 メタルインレーと仮封材を装着したファントムにおける至適 WW, WL の平均

		平均WW	平均WL
MSCT	インレーなし	3685 (± 629.0)	1239 (± 196.1)
	金銀パラジウム合金	4017 (± 319.2)	1043 (± 165.0)
	銀合金	4000 (± 302.5)	1067 (± 121.2)
	ストッピング	3982 (± 325.6)	1040 (± 156.0)
CBCT	インレーなし	2872 (± 493.7)	1293 (± 50.0)
	金銀パラジウム合金	1369 (± 479.4)	123 (± 69.6)
	銀合金	1881 (± 691.2)	168 (± 63.1)
	ストッピング	2091 (± 384.4)	256 (± 64.8)

※ $p < 0.01$ で有意差を認める

表4 対象者下顎歯列 CT データにおける識別可能な歯の割合および至適 WW, WL

	識別可能な歯の割合 (平均歯数 $\pm 1SD$)	平均WW ($\pm 1SD$)	平均WL ($\pm 1SD$)
MSCT	80.6% (10.7 ± 2.2)	3789 (± 83)	1300 (± 180)
CBCT	62.8% (8.9 ± 2.2)	1470 (± 1095)	360 (± 439)

※ $p < 0.01$ で有意差を認める

定²³⁾を行い、有意差が認められ、MSCT と CBCT で撮影したファントムの至適 WW, WL の分布が異なることを確認した。

3. 被験者の下顎歯列 CT データによる検討

MSCT および CBCT にて、対象者の CT 画像データから最も多くの歯が識別された至適 WW と WL の値を表4に示す。識別可能な歯の割合は、MSCT で約81%、CBCT では約63%であった。至適 WW, WL は、MSCT では初期 WW, WL 設定値の近くに分布、CBCT では、WW および WL が両方とも低い領域に広い範囲に分布していた。MSCT と CBCT の至適

WW, WL の平均の差について有意差が認められ、MSCT と CBCT で撮影した生体の至適 WW, WL の分布が異なることを確認した。

考 察

CT を含む X 線画像は、生体組織を透過した X 線の減弱度の分布を基に成立している。CT における X 線減弱度は CT 値と呼ばれ、画像表示に際しては、画像濃度を決定する 16 ビットの画素値となる。既述のように、生体の CT 画像では水と空気の X 線減弱度を基準としたハンスフィールド値を用いることが多い。しかし、生体の撮影を目的としない産業／実験用 CT および一部の機種を除く歯科用 CBCT は、ハンスフィールド値を採用していない。顎顔面硬組織のおおよそのハンスフィールド値は、エナメル質=3000、象牙質=2000、皮質骨=1000、海綿骨=300 である²⁴⁾。

様々な解剖構造が重複して投影される X 線写真と比較して、空間上の一点の X 線減弱度を直接求める CT 画像は CAD 処理に有利である。今回開発中の CAD アルゴリズムも、画像濃度と歯および歯列の形態を基に歯の認識を行う。しかし、歯科診療で広く利用される CAD システムとするためには、ハンスフィールド値を持つ MSCT 画像と持たない CBCT 画像の両方に対応する必要がある。両者の画像濃度の差異を歯式抽出の計算前に補正する目的で今回の CAD プログラムに採用したのが、CAD 前処置として、画像データごとにウインドウ値を調整して 8 ビットに変換する過程である。

画像濃度の安定性は CAD 処理結果に大きく影響を及ぼすが、CBCT において画像濃度の安定性が低くなる現象に関して、いくつかの要因が指摘されている。蛭川ら²⁵⁾は、CBCT では被曝軽減のために X 線量を抑えていることから、検出器に入射した線量に比例した画像信号を得ることが出来ないこと、および照射野を制限しているため被写体の一部分の投影データしか得られず正確な CT 値の計算が困難であることを挙げている。一般的に、X 線量と CT の画質はバランスを取り合う関係にあり^{26, 27)}、画像は X 線量の低減に伴って、ノイズやアーチファクトなどが増加する。廣田ら²⁸⁾は、MSCT と CBCT の描出能の比較を行い、画像ノイズは CBCT の方が大きく、画質の低下にノイズが関わることを指摘している。本研究で検討した CAD による歯の識別能力に関して、CBCT よりも MSCT が総合的に勝っていた原因のひとつに画像ノイズの影響も考えられる。また、CBCT では被写体の広い範囲に X 線が照射されるため、散乱 X 線によるぼけが生じ、画像コントラストの低下が起こる²⁹⁾。

さらに、歯科用 CBCT ではエネルギーの低い X 線を用いるため、線質硬化（ビームハードニング）の影響も CBCT 画像濃度に影響する。

CT 画像に影響するアーチファクトのうち、歯科臨床で最も問題となるのは金属補綴物によるものである。CT の撮影原理上、このアーチファクトは金属の存在する局所のみでなく、画像全体に影響する^{19, 21, 23)}。本研究では、金属補綴物を模したメタルインレーおよび仮封材をファントムに装着した状態と装着しない状態で MSCT および CBCT 画像を撮影して比較検討した。その結果、MSCT では CAD 処理が可能であった至適 WW, WL の範囲がメタルインレーと仮封材の有無で変化しなかったのに対して、CBCT では、メタルインレーおよび仮封材を装着した場合の CAD 至適 WW, WL が、メタルインレーおよび仮封材のない状態と比較して大きく低値側に移動することがわかった。これは、金属アーチファクトの影響によるものと考えられる。すなわち、MSCT と比較して検出可能な光子エネルギーの範囲（ダイナミックレンジ）の狭い検出器を用いる歯科用 CBCT では³¹⁾、生体組織を透過した X 線と、金属により大きく減弱された X 線を含む、広いエネルギー幅の透過 X 線を取りめるために飽和寸前までダイナミックレンジを使いきることになる。このため結果的に、金属を装着した歯列の画像では、歯や骨の CT 値（画素値）が、金属を装着していない状態と比較して低い領域に変移するものと思われる。一方、検出器のダイナミックレンジに余裕があり、かつエネルギーの高い X 線を用いる MSCT では、このような現象が起こりにくいものと思われる³²⁾。

今回検討した生体の CBCT 画像では、至適 WW, WL の範囲がメタルインレーおよび仮封材を装着したファントムの至適 WW, WL の近い領域に分布していた。これは、CT 症例の多くが金属補綴物を装着していた事に起因すると思われる。また、生体 CBCT 画像における歯の認識率が MSCT よりも低くなった原因のひとつも、この金属アーチファクトにあると思われる。

歯科用 CBCT では平面検出器を用いる。このため、たとえ撮影の目的部位である下顎歯列に金属がなくとも、FOV に含まれる上顎の歯に金属があれば、上下顎全体に影響して CAD 処理の精度を低下させる原因となる事が考えられる。さらに、撮影領域の狭い CBCT では、撮影時に FOV の外に位置する頸椎、反対側の顎骨、あるいは下顎枝がアーチファクトの発生源となって画質に影響することも、CAD 処理の精度に影響していると考えられる^{18, 20)}。また、正確な CT

値の算出は、撮影中心から離れて FOV の辺縁へ行くほど困難とされている³²⁾。MSCT より FOV の小さい CBCT は、歯列が FOV の辺縁近くに位置することが多く、この意味でも CT 値が不正確になりやすいといえる。

現在、医科では肺がんやマンモグラフィなどの検診や脳血管などの手術のナビゲーションで CAD の実用化が進んである。一方歯科では、コンピューター応用による補綴物作製やインプラント埋入シミュレーションやナビゲーションの分野では CAD 技術の臨床応用が進んでいる。しかし、診査診断の補助を目的とした CAD は、実用に向けた研究が始まったばかりである¹⁴⁻¹⁷⁾。今後、歯科領域で CT が検査診断に用いられる比率は高くなると考えられる。

CT の利用は、歯内療法領域だけでも、フェネストレーションの診断^{33, 34)}、複根歯の各根における根尖病巣の診断^{35, 36)}、2 根性口蓋根を有する上顎大白歯の診断³⁷⁾、歯根破折に対する診断³⁸⁻⁴⁰⁾、根尖切除術施術前における診断^{41, 42)}などへの有用性が報告されている。もとより、歯科用 CBCT は、硬組織診断用の再構成関数を使用した画像と、軟組織診断用の再構成関数を使用した画像の両方が得られる MSCT とは異なり、硬組織の描出を目的とした装置である。そのため軟組織の診断は難しいが、解像度、被曝線量、価格、操作性の面で MSCT より優れることが報告されている⁴³⁻⁴⁶⁾。広範囲の撮影における歯科用 CBCT の実効線量が低線量 MSCT と同程度になる可能性を指摘した報告^{47, 48)}はあるものの、通常の撮影条件では MSCT よりも低い被曝である。歯科用 CBCT の撮影においては、必要最小限の撮影回数、撮影範囲、放射線被曝に抑えることが必要であるが、その撮影機会をできる限り有効利用のためにも、CAD による診査診断の補助は必要と考える。

CT の撮影範囲は 3 次元的な広がりを持っている。本来、画像診断では、主訴に対応する画像所見のみでなく、撮影範囲にあるすべての異常について、診断されなければならない。しかし、歯科の CT 検査では、主訴の部位以外のすべての歯の異常（う蝕、歯周病、根尖病巣など）を一歯ずつ診断することは時間的に困難で、多大な労力が必要となる。

歯科医の読影作業をコンピューターにより支援できれば、全顎のスクリーニングを有効に実施できるという考えから、歯科 CAD システムは開発されている。これは、コンピューターが自動的に診断を行うのではなく、あくまで歯科医師が行う診断を CAD が補助することにより、歯科医師の負担を軽減し、診療の精度向上を目指すものである。

今後、CAD の機能向上のため、CAD プログラムと撮影するハードウェアの両面で改良が必要となろう。CAD プログラムにおいては、本研究のような方法で各撮影装置の画像濃度特性を解析して、機種ごとに最も良い結果が得られる画像ウインドウ設定を求め、入力された画像のウインドウ設定を自動的に調節して CAD 処理を実施するアルゴリズムの開発が考えられる。

撮影ハードウェアに関しては、特に歯科用 CBCT において、ハンスフィールド値の様な統一された基準を持った撮影を実現することが望まれる。そのとき、歯科用 CT の利点である、低い被曝線量や小さい領域を精密に撮影する機能が損なわれないにすることが大切であると考ええる。近年、被曝に関して関心が寄せられているが、CT 検査は今日の歯科临床上重要であり、可能な限り被曝を減らしたうえで、なるべく多くの情報を読みとる補助をするのが CAD の役割と考える。検出器や CT 値を分析できる画像処理技術のさらなる研究開発が待たれる。

結 論

CT 画像の濃度情報を基に歯を自動識別・抽出する CAD システム用いて MSCT と CBCT の画像濃度特性を検討し、以下の結論を得た。

- 1) ウインドウ設定 (WW, WL) と識別可能な歯数の関係を示すグラフにより、CT の画像濃度特性を表現することができた。
- 2) 同じ被写体の画像でも、80% 以上の歯が識別可能であった WL と WW の範囲は MSCT と CBCT で異なっていた。
- 3) 障害陰影となるインレーが装着されている歯の識別機能への影響は、MSCT ではほとんどなく、CBCT では大きかった。
- 4) 生体の MSCT 画像と CBCT 画像で CAD が識別可能であった歯の割合を比較したところ、MSCT で約 81%、CBCT では約 63% であった。

以上の結果から、今後、CAD の処理精度の向上のため、ソフトウェアの面からは、MSCT または CBCT の個々の画像データを CAD が一定の条件に設定を自動的に対応できるようにする。ハードウェア面からは、歯科用 CBCT のアーチファクトによる画像への影響を最小限にするために、ハンスフィールド値 (0 = 水) のような現在の基準をもととした、歯科用 CBCT 独自の CT 値の新たな基準を設定して CAD 処理を行っていくことが必要で、ソフトウェア面およびハードウェア面の両方での研究が必要である。

文 献

- 1) Arai Y, Tammisalo E, Iwai K, Hashimoto K and Shinoda K. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac Radiol.* 1999 ; 28 : 245-248.
- 2) Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT and Andreis IA. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol.* 1998 ; 8 : 1558-1564.
- 3) Ganz SD. Cone beam computed tomography-assisted treatment planning concepts. *Dent Clin North Am.* 2011 ; 55 : 515-536.
- 4) Kapila S, Conley RS and Harrell WE. The current status of cone beam computed tomography imaging in orthodontics. *Dentomaxillofac Radiol.* 2011 ; 40 : 24-34.
- 5) De Vos W, Casselman J and Swennen GR. Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: a systematic review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2009 ; 38 : 609-625.
- 6) Patel S. New dimensions in endodontic imaging: Part 2. Cone beam computed tomography. *Int Endod J.* 2009 ; 42 : 463-475.
- 7) Kawamata A, Arijii Y and Langlais RP. Three-dimensional Imaging for Orthognathic Surgery and Orthodontic Treatment. *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America.* 2001 ; 13 : 713-725.
- 8) Kawamata A, Arijii Y and Langlais RP. Three-dimensional computed tomography imaging in dentistry. *Dent Clin North Am.* 2000 ; 44 : 395-410.
- 9) Muramatsu A, Nawa H, Kimura M, Yoshida K, Maeda M, Katsumata A, Arijii E and Goto S. Reproducibility of maxillofacial anatomic landmarks on 3-dimensional computed tomographic images determined with the 95% confidence ellipse method. *Angle Orthod.* 2008 ; 78 : 396-402.
- 10) Maeda M, Katsumata A, Arijii Y, Muramatsu A, Yoshida K, Goto S, Kurita K and Arijii E. 3D-CT evaluation of facial asymmetry in patients with maxillofacial deformities. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2006 ; 102 : 382-390.
- 11) Katsumata A, Fujishita M, Maeda M, Arijii Y, Arijii E and Langlais RP. 3D-CT evaluation of facial asymmetry. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2004 ; 98 : 461-470.
- 12) Ono I, Ohura T, Narumi E, Kawashima K, Matsuno I, Nakamura S, Ohhata N, Uchiyama Y, Watanabe Y, Tanaka F and Kishinami T. Three-dimensional analysis of craniofacial bones using three-dimensional computed tomography. *J Craniomaxillofac Surgery.* 1992 ; 20 : 49-60.
- 13) 藤田広志. 医工連携・産学官連携によるコンピュータ支援診断 (CAD) システムの開発. 映像情報 Industrial. 2011 ; 43 : 65-72.
- 14) Hayashi T, Matsumoto T, Sawagashira T, Tagami M, Katsumata A, Hayashi Y, Muramatsu C, Zhou X, Iida Y, Matsuoka M, Katagi K and Fujita H. A new screening pathway for identifying asymptomatic patients using dental panoramic radiographs. *SPIE Medical Imaging.* 2012 ; 8315.
- 15) Matsumoto T, Hayashi H, Hara T, Katsumata A, Muramatsu C, Zhou X, Iida Y, Matsuoka M, Katagi K and Fujita H. Automated scheme for measuring mandibular cortical thickness on dental panoramic radiographs for osteoporosis screening. *SPIE Medical Imaging.* 2012 ; 8315.
- 16) Sawagashira T, Hayashi T, Hara T, Katsumata A, Muramatsu C, Zhou X, Iida Y, Katagi K and Fujita H. An automatic detection method for carotid artery calcifications using top-hat filter on dental panoramic radiographs. *Proc of the 33rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.* 2011 ; 6208-6211.
- 17) Hara T, Mori S, Kaneda T, Hayashi T, Katsumata A and Fujita H. Automated contralateral subtraction of dental panoramic radiographs for detecting abnormalities in paranasal sinus. *SPIE Medical Imaging.* 2011 ; 7963 : 79632R-1-6.
- 18) Naitoh M, Hirukawa A, Katsumata A, Saburi K, Okumura S and Arijii E. Imaging artifact and exposure conditions in limited-volume cone-beam computed tomography: comparison between an image intensifier system and a flat panel detector. *Oral Radiology.* 2006 ; 22 : 69-74.
- 19) Katsumata A, Hirukawa A, Noujeim M, Okumura S, Naitoh M, Fujishita M, Arijii E and Langlais RP. Image artifact in dental cone-beam CT. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2006 ; 101 : 652-657.
- 20) Katsumata A, Hirukawa A, Okumura S, Naitoh M, Fujishita M, Arijii E and Langlais RP. Effects of image artifacts on gray-value density in limited-volume cone-beam computerized tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007 ; 104 : 829-836.
- 21) Katsumata A, Hirukawa A, Okumura S, Naitoh M, Fujishita M, Arijii E and Langlais RP. Relationship between density variability and imaging volume size in cone-beam computerized tomographic scanning of the maxillofacial region: an in vitro study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009 ; 107 : 420-425.

- 22) Hounsfield GN. Nobel lecture, 8December 1979. Computed medical imaging. *J Radiol*. 1980 ; 61 : 459-468.
- 23) 社団法人日本補綴歯科学会. 歯科臨床研究の統計ガイド. 東京: 医歯薬出版; 2009 : 20-23.
- 24) 佐野司. 歯科放射線マニュアル. 第 4 版. 東京: 南山堂. 2006 : 47-48.
- 25) 蛭川亜紀子, 勝又明敏, 奥村信次, 松尾綾江, 横井みどり, 後藤賢一, 内藤宗孝, 有地榮一郎. 歯科用小照射野コーンビーム CT における II. 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 : 170-176.
- 26) 船間芳憲. デジタル時代の画質と線量: 低線量 CT と画質. 日放技学誌. 2011 ; 67 : 1461-1467.
- 27) Poletti PA, Platon A, Rutschmann OT, Schmidlin FR, Iselin CE and Becker CD. Low-dose versus standard-dose CT protocol in patients with clinically suspected renal colic. *Am J Roentgenol*. 2007 ; 188 : 927-933.
- 28) 廣田勝彦, 岩田直樹, 平田吉春, 松田敏裕, 神納敏夫. MDCT および FPD 搭載型コーンビーム CT を用いた 3D 画像の基礎的検討 (特に腹部 IVR での描出について). 日放技学誌. 2009 ; 65 : 745-754.
- 29) 馬場理香, 植田健, 河合浩之, 久芳明, 高木博. コーンビーム 3 次元 X 線計測技術の開発. メディックス. 1999 ; 31 : 31-35.
- 30) 勝又明敏. 歯科 CT の過去現在未来. 日本口腔外科学会雑誌. 2012 ; 58 : 706-717.
- 31) 廣田省三, 阿知波左千子, 山本聡, 新井桂介, 小林薫. 新しい FPD を搭載したコーンビーム CT の有用性 腹部 IVR を中心に. 新医療. 2007 ; 11 : 53-55.
- 32) 五味勉. デジタル時代の画質と線量: コーンビーム CT の画質特性. 日放技学誌. 2011 ; 67 : 1468-1472.
- 33) 中田和彦, 安藝義朗, 内藤宗孝, 泉雅浩, 森本大輔, 柴田直樹, 今泉一郎, 有地榮一郎, 中村洋. 歯科用 CT を用いた歯根破折の診断に関する研究 第 2 報 外傷歯のフェネストレーションの鑑別診断. 日外傷歯誌. 2007 ; 3 : 41-47.
- 34) 中田和彦, 鈴木一吉, 内藤宗孝, 泉雅浩, 有地榮一郎, 中村洋. 歯科用 CT の歯内療法領域における有用性—第 1 報フェネストレーションの画像診断—. 日歯保存誌. 2004 ; 47 : 487-492.
- 35) Nakata K, Naitoh M, Izumi M, Inamoto K, Arijii E and Nakamura H. Effectiveness of dental computed tomography in diagnostic imaging of periradicular lesion of each root of a multirooted tooth: a case report. *J Endod*. 2006 ; 32 : 583-587.
- 36) 中田和彦, 泉雅浩, 岩間彰宏, 内藤宗孝, 稲本京子, 有地榮一郎, 中村洋. 歯科用 CT の歯内療法領域における有用性—第 2 報 複根歯の各根ごとの根尖病変の画像診断—. 日歯保存誌. 2004 ; 47 : 608-615.
- 37) 中田和彦, 泉雅浩, 山崎雅弘, 内藤宗孝, 福田光男, 野口俊英, 有地榮一郎, 中村洋. 歯科用 CT の歯内療法領域における有用性—第 3 報 二根性口蓋根を有する上顎大臼歯の画像診断—. 日歯保存誌. 2005 ; 48 : 204-209.
- 38) 柴田直樹, 今泉一郎, 中田和彦, 伊藤正満, 野口俊英, 中村洋. 歯科用 CT を用いた歯根破折の診断に関する研究. 日外傷歯誌. 2006 ; 2 : 6-14.
- 39) 萩谷 (川村) 洋子, 吉岡隆知, 須田英明. 垂直性歯根破折歯の X 線画像について—デンタル X 線撮影と 3 DX[®]との比較—. 日歯内療誌. 2006 ; 27 : 137-142.
- 40) 小澤寿子, 山崎繁夫, 土田眞美, 新井高, 小林馨, 湯浅雅夫, 山本昭. 歯科用小照射野コーンビーム CT の歯根破折に対する診断能. 日歯保存誌. 2005 ; 48 : 266-271.
- 41) 吉岡隆知, 花田隆周, 萩谷洋子, 佐々木るみ子, 菊地和泉, 福元康恵, 須田英明, 大林尚人. 歯科用小照射野 X 線 CT および歯科用実体顕微鏡による検査を併用した逆根管充填法における根尖病変の治療経過. 日歯保存誌. 2007 ; 50 : 17-22.
- 42) 吉岡隆知, 川村洋子, 佐々木るみ子, 麻薙万美, 菊地和泉, 福元康恵, 海老原新, 須田英明. 根尖切除術における 3 DX[®]画像の有用性. 日歯内療誌. 2005 ; 26 : 124-128.
- 43) Araki K, Maki K, Seki K, Sakamaki K, Harata Y, Sakaino R, Okano T and Seo K. Characteristics of a newly developed dentomaxillofacial X-ray cone beam CT scanner (CB MercuRay): system configuration and physical properties. *Dentomaxillofac Radiol*. 2004 ; 33 : 51-59.
- 44) Schulze D, Heiland M, Thurmman H and Adam G. Radiation exposure during midfacial imaging using 4-and 16-slice computed tomography, cone beam computed tomography systems and conventional radiography. *Dentomaxillofac Radiol*. 2004 ; 33 : 83-86.
- 45) 岩井一男, 新井嘉則, 橋本光二, 西澤かな枝. 小照射野コーンビーム CT 撮影における実効線量. 歯放線. 2000 ; 40 : 251-259.
- 46) Cohnen M, Kemper J, Möbes O, Pawelzik J and Mödler U. Radiation dose in dental radiology. *Eur Radiol*. 2002 ; 12 : 634-637.
- 47) Okano T, Harata Y, Sugihara Y, Sakaino R, Tsuchida R, Iwai K, Seki K and Araki K. Absorbed and effective doses from cone beam volumetric imaging for implant planning. *Dentomaxillofac Radiol*. 2009 ; 38 : 79-85.
- 48) Ludlow JB and 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 : 106-114.