総

説

2012 年度 口腔四学会合同研修会
(社) 日本口腔外科学会 第 37・38 回教育研修会
「口腔外科診療における診断と手術手技のコツ」

歯科 CT の過去，現在，未来

勝 又 明 敏

Past present and future of CT in dentistry

KATSUMATA Akitoshi

Abstract: Today, CT is one of the most important methods of radiological examinations in dentistry. The clinical application of CT starts from the field of oral surgery in the diagnosis of tumorous lesions. Medical CT scanners were large and expensive systems designed for whole-body scanning at a high speed. They were not suited for dentistry, where cost considerations were important, space was often at a premium, and scanning requirements were limited to the head. The advent of arm-type cone beam CT (CBCT) has paved the way for the general dentist to own CT. Moreover, clinical application of surgical simulation and navigation system with 3D CT imaging is getting popular.

However in compare with medical whole-body CT, dental CBCT has several disadvantages in the characteristics of density resolution. These are projection data discontinuity related artifact, x-ray beam hardening phenomenon, halation of x-ray detector, and so on. Development of high-speed photon counter type detector based small and inexpensive dental CT scanners has been eagerly anticipated.

Key words: computed tomography (コンピュータ断層法), cone beam CT (コーンビーム CT), three-dimensional image (三次元画像), simulation (シミュレーション), navigation (ナビゲーション)

はじめに

かつて、「CTのような大規模な画像診断装置が歯科に必要なのか?」といった皮肉が囁かれたこともあった。しかし、歯科用コーンビーム (cone-beam, CB) CT は発売直後から、インプラント、歯内療法、口腔外科、歯科矯正などの多くの分野で有効性が注目され、臨床現場に急速に普及していった。歯科用 CBCT の成功により、現在では「高度な歯科治療には CT が不可欠」という認識が定着している。それでは、「全身用 CT と歯科用 CBCT で撮影すると同じ画像が得られるのか?」と聞かれると、答えは「ノー」である。また、「歯科用 CBCT の線量は全身用 CT より低いので、その分、撮影頻度を増やしても大丈夫なのでは?」といった解釈をされることもあるが、これも誤りである。

本稿では、医療全体においては特殊な領域といえる歯科における CT 検査の立場に注目しながら、これまでの CT

技術と臨床応用の進歩、歯科用 CBCT は全身用 CT とどこが違うのか、および CT はこれからどのように進化するかについて概説する。

歯科における全身用 CT の応用

日本の歯科における CT 臨床応用の報告は、医学部附属病院や大規模病院へ全身用 CT の普及が始まった 1970 年代の後半から 1980 年代の初頭にかけて、口腔外科における腫瘍の診断および予後経過の観察がある^{1~3)}。1980 年代後半からは、歯学部・歯科大学の附属病院で CT 装置の導入が進み、硬組織と軟組織が複雑に入り組み金属補綴物も多い歯顎顔面における CT 像の特徴について、歯科放射線学的な見地からの検討が開始されている。有地ら^{4~6)}は、各種歯科材料、上顎洞内容物、および咀嚼筋の CT 値について検討し、歯科材料は材質によりさまざまな CT 値を示し、障害陰影の原因となる場合が多いこと、上顎洞内容物の CT 値が実際の X 線吸収よりもやや高値を示す傾向があること、および咀嚼筋の CT 値が高齢者では低下することなどを報告し、顎顔面の特殊性に配慮した読影や診断

朝日大学歯学部歯科放射線学分野

(主任: 勝又明敏教授)

Department Of Oral Radiology, Asahi University School of Dentistry (Chief: Prof. KATSUMATA Akitoshi)

図 1 立方体のボクセルと四角柱のボクセル

CT 装置のスキャン方法に沿ったオリジナルの軸位断面 (Axial) 像では、立方体のボクセルも四角柱のボクセルも、ほぼ同じ画像となる。軸位断面のボリュームデータから再構築した前額断面 (Frontal) では四角柱ボクセルの像が粗くなることがわかる。

の必要性を示唆している。腫瘍以外の応用で、その後の歯科における CT の有用性に大きく影響したのがインプラントの術前検査であろう。歯科の代表的な画像検査であるパノラマ X 線撮影は、U 字型の歯列顎骨を展開して「近遠心的な平面から」観察するようにしたもので、一般的な口内法 (デンタル) 画像も同じである。一方では、埋伏智歯と下顎管の位置関係や病変による皮質骨膨隆を観察するために、歯列顎骨の頬舌的な様相を表す画像が有用であることも明らかであった。このため 1990 年前後には、フィンランドで開発された SCANORA をはじめ、パノラマ撮影装置の機構を発展させて歯列顎骨の頬舌的横断面像を撮影可能にした顎顔面断層撮影装置が登場している^{7,8)}。折しもこの時期から本邦におけるインプラントの臨床応用が本格化し、インプラント埋入可能位置の選択や埋入深さの決定に歯列顎骨の横断面断層撮影が盛んに活用された^{8,9)}。

当然、CT で歯列顎骨の横断面を撮影する方向性も検討された^{10,11)}。ところが、患者を臥位にして撮影する全身用 CT 装置では、原理的に体軸に垂直な軸位断面像が撮影される。連続した軸位断面を表す一連の CT 画像データ (ボリュームデータ) から多断面再構築 (multi planar reconstruction, MPR) 法で歯列に沿った頬舌的横断面像を再構築したり画像を三次元 (three dimensional, 3D) 表示したりする技術はあったが、断面 (スライス) どうしの間隔 (ピッチ) が大きいため、歯科にとっては重要な顎骨の高さ (あるいは歯の長軸) 方向の解像度が不十分となる欠点があった¹²⁾ (図 1)。これは、当時の全身用 CT は扇状の X 線束 (ファンビーム) が患者の周囲を一回転スキャンして断面像を取得し、ベッドを僅かに動かして撮影位置を変えては同じ回転スキャンを行い、この動作を繰り返しながら時間をかけて目的領域の画像を取得する方式だったことによる。この

図2 単スキャン，らせんスキャン，マルチスライス CT

1980年代の主力であった単スキャンタイプのCTでは、1断面をスキャンするたびに患者を乗せたテーブルを少しずつ移動する仕組みだったため、短時間で間隔の狭いスキャンを実施することができなかった。1990年代のらせんスキャン方式CTではテーブルと管球が連続して運動し、密で切れ目のないボリュームデータの取得が可能となった。現在のマルチスライスCTでは、検出器が多層化され、少ない回転数で広い領域のボリュームデータが取得される。

ため、スライス間隔の短い精密なボリュームデータを得ることは、装置のスペックからも患者の被曝の面からも困難であった。

1990年代中盤になると、日本とドイツで同時に開発されたらせん（ヘリカルあるいはスパイラル）方式のCT装置が急速に普及した。ヘリカル／スパイラルCTは連続回転スキャンを行いながら患者を乗せたベッドを一定速度で移動させ、そのらせん状のスキャンデータから画像を得るCT撮影方式である。体軸方向を広範囲に短時間でスキャンすることが可能で、らせん状スキャンデータは連続的であり、スライス間隔の密なボリューム画像データを短時間

で撮影することが可能となった。このヘリカル／スパイラルCTを基本形として、はじめは一回の回転で一枚の断面を撮影していたものを、検出器を多列／多層とすることにより一回転で数枚から数十枚の断面を同時に撮影可能としたのがマルチスライス（multi-slice, MS）あるいは多列検出器（multi-detector, MD）CTである（図2）。2012年現在では、これが標準的な全身用CTとなっている。このMS/MD CTではスキャン時間がごく短くなることから、患者の体動や臓器の動きの影響を抑えた高品質なボリューム画像データが取得でき、精密で美しい三次元（three dimensional, 3D）表示や自由な再構築断面をインタラク

図3 CT画像三次元再構築法(3DCT)

- a : 骨硬組織を表示 b : 骨とともに筋肉を表示
c : 顔表面とともに空気を含む領域(口腔, 鼻腔, 副鼻腔, および咽頭腔など)を表示
d : 顔の正中断面を表示する 3DCT 画像

ボリュームレンダリング法による 3DCT 画像の表示バリエーション. 可視化する閾値 (CT 値) の範囲, 透過度, 陰影の有無と程度, 視点および切断面を調節することでさまざまな表現が可能である.

タイプに構築しながらの読影が可能となっている. ここで MS/MD CT の概念を拡張して細長い多列検出器を四角で広い面検出器とし, スライス位置を変えるために患者を動かすことなく一回転のスキャンで必要な画像をすべて取得する機構にすると, 原理的には, 後述するコーンビーム (cone-beam, CB) CT と同じものになる.

ヘリカル / スパイラル CT の登場は, 歯科にとって大きな意味があった. 顎骨歯列の横断面 MPR 像は顎骨や歯の滑らかな輪郭を明瞭に描出できるようになり, 立体的な画像を表わす 3D ボリュームレンダリング表示もそれまでと比較にならないほど美しく精密になった. これにより, インプラント埋入, 埋伏歯の抜歯, あるいは顎変形症といった骨硬組織の形態や大きさを三次元的に把握する目的の CT 検査が増加し, これまでの断層 X 線撮影はあまり使われなくなった^{13, 14)}.

ヘリカル / スパイラル CT による画像データの品質向上

と同時にコンピュータのハード / ソフトウェアも高速化 / 高性能化が進み, 特定の臓器や観察目的に特化した 3DCT 画像を作製することが可能となった. 我々は 2000 年頃より 3DCT 画像の臨床応用に取り組み, 外科的矯正の適応となる顎変形症の CT 画像データから解剖学的指標 (ランドマーク) の三次元座標を採取して顔面の変形度を評価する方法の開発^{15~17)}, 下顎骨の外科的矯正手術による顎関節の偏位とその後のリモデリング^{18, 19)}, 咀嚼筋の走行と大きさの変化^{20, 21)}, および咽頭腔の形態変化²²⁾について, それぞれの目的に合わせた 3DCT 画像を作製して検討している (図 3). CT の画像が, 「イメージ」として病変や解剖構造の観察に用いられたのが 20 世紀だとすると, CT 画像を「データ」としてさまざまな画像処理で可視化あるいは分析に用いるとともに, データを直接治療に応用してゆくのが 21 世紀の CT であろうと考える.

図4 アーム型の歯科用コーンビーム (CB) CT
円錐型の X 線束が顔の周囲を一回転する撮影の模式図および前歯部の CBCT 画像。

歯科用 CBCT と全身用 CT の 違いはどこにあるのか？

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実用化された²³⁾。そのため、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 (HU) を定め、これを基準に画像を作って表示することになった。ハンスフィールド (Hounsfield) は発明に貢献した技術者で、1979 年にノーベル生理学・医学賞をアラン・コーマックとともに受賞している。また、CT を開発した EMI 社はビートルズのレコード販売の利益を研究に投資し、商業ベースの CT スキャナを世に送り出したことが知られている。CT 開発の目的となった脳を含む生体軟組織の X 線吸収は水に近いので、本来全身用 CT では、脳、筋肉、唾液腺やリンパ節といった軟組織の X 線吸収を、水との相対値として正確に計測するように設定されている。

これに対して歯科用 CBCT の実用機は、骨硬組織の描出を主な目的として、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^{24, 25)}。2010 年現在、

本邦においては 1,000 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。ちなみに、日本で稼働している全身用 CT は約 12,000 台である。

歯科用 CBCT にはパノラマ X 線撮影装置の機構を応用して開発されたものが多い。被写体の周囲を、一方に X 線管を、他方に X 線検出器を装着したアームが回転しつつ撮影するパノラマ撮影装置の機構は、搭載する検出器をフィルムから X 線イメージインテンシファイア (Image Intensifier = I.I. に換装することで、直径 50mm 前後の小さな領域を撮影するアーム型 CT システムの開発を可能とした。歯科用 CBCT のうちヨーロッパで実用化されたモデルには、全身用 CT と似たガントリー型の構造をもち、患者臥位で顎骨全体を含む広い領域を撮影するものがある。しかし、現在の主流はパノラマ撮影装置をルーツとし、患者座位または立位で撮影するアーム型 CT 装置で、撮影領域の大きさを 50 ~ 100mm 程度の範囲から数種類選択でき、多断面再構築 (MPR) 法により 3 平面からみた断面像をインタラクティブに表示するビューアを備えたものである (図 4)。

歯科用 CBCT は、解像度の高い画像が得られること、お

直径 50 mm の撮影領域 (FOV)
(マトリックス 512 x 512 画素)

X, Y, Z = 0.1mm

直径 200 mm の撮影領域 (FOV)
(マトリックス 512 x 512 画素)

X, Y, Z = 0.4mm

図5 撮影領域 (FOV), マトリックス, 画素サイズ の概念

CT スライス画像が 512 × 512 マトリックスの場合, 撮影領域 (FOV) が数本の歯が撮影される直径 50mm ならば 1 画素のサイズは約 0.1mm となり, 歯根膜や根管を明瞭に観察する画像が得られる。FOV が顔全体を含む 200mm になると, 同じマトリックスならば 1 画素のサイズは約 0.4mm となり, 歯根膜や根管は明瞭に描出されなくなる。

よび被曝線量が小さいことが重要な利点である^{26, 27)}。歯科の画像検査では, 口内法 X 線画像と同様に身体他の領域では要求されない精密な構造, すなわち幅 0.5mm の歯根膜や細い根管を観察することが求められる。全身用 CT で顎顔面を撮影した場合の解像度は, 画素 (ボクセル) サイズ 0.4mm 程度となるが, 歯科用 CBCT で直径 5 cm 程度の小さな領域を撮影すると画素サイズ 0.1mm の解像度が得られる。しかし, 歯科用 CBCT でも撮影領域 (Field of View, FOV) の大きさを, 50 ~ 200mm まで大きくしてゆくと, 512 × 512 の画素配列 (マトリックス) の場合, 画素サイズも FOV に応じて 0.1 から 0.4mm まで変わってくる (図 5)。

被曝線量は CT 撮影領域の大きさと関連が深く, 歯科用 CBCT で小さい領域を撮影した場合に限って, 従来の歯科 X 線写真数枚分の線量で CT 撮影ができることになる。歯科用 CBCT であっても, 顔全体を含むような広い領域を撮影したり, 高い分解能を得るために照射時間を長くして撮影したりすると, 被曝は全身用 CT と変わらなくなる。

前述のように, 全身用 CT 装置は水を 0 (ゼロ) とするハンスフィールド値 (HU) を基準に画像表示している。これに対して歯科用 CBCT では, FOV が顔全体と比較して小さいこと, 管電圧が低くビームハードニング (線質硬化) の影響を受けやすいこと, 円錐型の X 線束を用いるため被写体からの散乱線の発生が多くなること, および被写

図6 ビームハードニングの影響

80kVのCBCTで撮影された水槽の画像(上段)では、ビームハードニングの影響により中央部の濃度(CT値)が低下しているのがわかる。同じ条件で撮影されたCT画像から頭蓋底を表示する3DCTを構築すると、頭蓋底の骨が欠損(矢印)した像となる。150kVの全身用CTで撮影した画像では、ビームハードニングの影響が認められない。

体と検出器間の距離が小さいことから発生した散乱線の影響を受けやすいなど、CT値を正確に求めることが難しい構造になっている(図6)。我々は、頭部と同じ直径の円筒型の水槽に顎骨、頸椎、および金属ブロックなどを沈めた被写体(ファントム)を用いて歯科用CBCTと全身用CTの画像濃度の特性を検討している。その結果、X線イメージインテンシファイアあるいは平面半導体(フラットパネル)検出器の飽和(ハレーション/サチュレーション)が画像に影響することがわかった^{28~30)}。X線イメージインテンシファイアは、医科ではX線透視装置などに多用されており、種類が多くてコストが低いことから歯科用CBCTの検出器に好適であった。しかし、以前のテレビのブラウン管と似たガラス管の表面にX線を入射して蛍光物質を発光させて画像を取得する構造であったため、被写体に吸収されないX線がそのまま検出器に達するとハレーションが生じやすく、下顎前歯部の唇側など体表に違い構造では硬組織のCT値が低くなる、あるいは描出されない(存在する筈の歯槽骨がみえないなど)現象があった。その他にも、ガラス管の辺縁部で画像が歪みやすいこと、経

時的に性能が劣化すること、重量が大きくアーム型CTへの搭載に不利なことなどがあり、現在では、フラットパネル検出器を採用する機種が多くなっている。

また、頭部全体に比べて小さな領域を撮影した時、CTの原理上、回転スキャンを通じて一定であるべき検出器に達するX線の総量が、撮影領域の外に位置する頸椎や反対側の顎骨の影響で不均一になることが歯科用CBCTのCT値を不正確とすることを示している^{31~32)}(図7)。表1は、これら歯科用CBCTのCT値と関連する項目を簡単にまとめたものである(表1)。

全身用CTでは、硬組織においても海綿骨300、皮質骨1,000、象牙質1,500、エナメル質3,000程度の安定したCT値(HU)が得られる。これは、CT画像データからHUを基に特定の組織を抽出して3次元表示することや、造形装置で実体模型を作る用途に適している。インプラントなどの治療シミュレーションあるいはナビゲーションソフトウェアにも、CT値を基に自動的に歯と顎の3次元画像を作る機能があり、ソフトの性能を引き出すには全身用CT画像が有利である。

図 7 部分 CT 撮影における投影データの不均衡

頭部全体が撮影領域 (FOV) に含まれる時 (左側) には、どの方向から X 線を入射しても検出器に達する透過 X 線の総量は変化せず、正確に CT 値を計算できる。頭部全体に比べて小さな領域 (顎骨歯列の一部) を撮影した時 (右側)、検出器に達する透過 X 線の総量が、撮影領域の外に位置する頸椎や反対側の顎骨の影響で変化し、CT 値が不正確となる。

表 1 歯科用 CBCT の CT 値に影響する因子

項 目	歯科用 CBCT の状況
ビームハードニング (線質硬化)	被写体を透過後の X 線の線質 (エネルギースペクトル) が変化する現象で、元の X 線のエネルギー (電圧) が低いほど影響が大きい (CBCT 画像への影響) CT 値が画像の中心付近で低くなる
散乱線の増加	細く絞られていない円錐型 X 線ビームを用いるため影響を受けやすい (CBCT 画像への影響) コントラストの低下
検出器のタイプと性能	X 線イメージインテンシファイア検出器はハレーションを生じやすい (CBCT 画像への影響) 体表に近い構造の描出不良
撮影領域の大きさ (小さな領域の撮影)	撮影領域の外にある解剖構造が正確な CT 値計算を妨げる (CBCT 画像への影響) 撮影領域が小さいほど CT 値が低下

全身用 CT と歯科用 CBCT を使い分ける時、撮影目的が歯や歯槽骨といった硬組織の観察に限定されるならば、できるだけ小さい領域を撮影する歯科用 CBCT を選ぶべきである。歯科用 CBCT は、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ので、軟組織病変の観察には適していない。腫瘍や炎症が疑われる症例で軟組織も観察する

必要がある場合や、組織の抽出や 3 次元表示などの CT 値を基にした画像処理を予定している場合は、全身用 CT が適している。

歯科用 CBCT と全身用 CT の違いは、撮影された CT 画像データの保管と利用に関しても問題となる。全身用 CT・MRI・内視鏡・超音波などの医用画像診断装置にお

表 2 医療における CT 臨床応用の段階

Observation (オブザベーション)	断面あるいは立体表示画像による組織や病変の観察 CT 値を基にした組織や病変の評価 (歯科) 口腔外科疾患の診断
Simulation (シミュレーション)	各種手術・放射線治療などの治療計画 (歯科) 歯科インプラントシミュレーション
Navigation (ナビゲーション)	手術ガイドや治具の作製と活用 (歯科) インプラント埋入ステント作製
Operation (オペレーション)	ロボット手術や人工組織・臓器の作製 (歯科) CT データによる補綴物作製

いて、デジタル画像データは DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine, ダイコム) 形式で取り扱われる。DICOM では、画像データにヘッダ情報 (属性情報) が付加される。このヘッダには、撮影者、患者データ、撮影条件などが記録され、DICOM に準拠したシステムであれば、メーカーを問わず医用画像プリンタ、医用画像データベース、医療情報システムなどの間でデータを通信したり保存したりすることができる。ところが歯科では、歯科用 CBCT を含むデジタル X 線装置でも DICOM を採用していないものが多くある。その理由には、歯科医院では撮影装置本体で画像を観察して診断するために、もとより他のメーカーの装置とデータ通信する必要性が少なかったことなどが挙げられる。しかし、デジタル画像データを用いたさまざまなサービスが広がりつつある現在、画像データが DICOM 化されていないことには不利な面も多く、早急な改善が必要である^{33, 34)}。複数の診断装置からの検査画像を電子的に保存・検索・解析する画像データベースシステム (PACS, Picture Archiving and Communication System)、画像を自動的に解析して診断に役立つ情報を提示する CAD (Computer-Assisted Detection/Diagnosis, コンピュータ支援検出/診断) システム、遠隔画像診断 (Teleradiology) システム、画像による手術・治療のシミュレーション・ナビゲーションシステムなどは、原則的に DICOM で画像データを入出力するように作られている^{35, 36)}。歯科用 CBCT が今後さらに活用されるためには、DICOM に対応することが重要になると考える。

これからの歯科 CT

CT 装置は検査・診断のために開発されて発展してきたが、画像データの応用技術の進歩とともに撮影の目的自体が変化しつつある。表 2 は、画像検査の原点である病変や

解剖構造の観察 (オブザベーション) からはじまり、画像データを用いたシミュレーションおよびナビゲーションを経て、治療/手術に直接 CT データを用いるオペレーションの段階まで、CT 臨床利用の深化の段階を医療全体および歯科臨床に関してまとめたものである (表 2)。

歯科の CT は、特にインプラントにおける臨床応用の進歩が速く、いくつかのシミュレーションソフトウェアが実用化されている^{37~41)}。そのなかには、コンピュータ上で計画したインプラント埋入位置を実際に口のなかで再現するために、3DCT 画像の上でインプラント埋入ステントをデザインし、コンピュータ支援設計 (computer aided design, CAD) データを業者に送って三次元造型システムで口腔内に装着するステントを作製するシステムもある。医科にも同じような手術ナビゲーションはあるが、大きな病院における手術向けであり CT 臨床応用のナビゲーション段階に関しては、歯科がいち早く個人診療所レベルでの普及を果たしたとも言える^{42, 43)}。CT のボリューム画像データからサーフェスレンダリング 3DCT 画像を構築し、そのデータを造型装置に入力してプラスチックや石膏を原料とした顎顔面の実体モデルを作製する三次元造型は、1990 年代から行われている⁴⁴⁾。三次元造型に用いる硬組織の表面形状を表わすサーフェスデータを抽出する時、モデルの硬組織の輪郭は CT 値を基にして決定される。すなわち、サーフェスレンダリング時に設定する閾値が適切であればモデルは実物と変わらない寸法になるが、閾値が低すぎればモデルは実物よりも大きく、設定した閾値が高すぎればモデルは実物よりも小さくなってしまふ。実態モデルを病変の観察やシミュレーションに用いる限りは、寸法精度まではあまり問題にされないが、ナビゲーションでは高い精度が必要となる^{45~47)}。

CT 画像を実際の治療に用いるオペレーション段階として、医科では外科手術にロボットが導入され、ガイドとし

て 3DCT データが使われている。小規模な歯科診療所にロボットが導入されることは考えにくい。術者の視野に 3DCT 画像を投影して、インプラント埋入や埋伏歯の抜歯をガイドするようなシステムは実現可能と思われる⁴⁸⁾。あるいは、3DCT 画像データを印象として用い、歯科技工用の CAD/CAM システムにより補綴物を作製することも歯科における CT 利用のオペレーション段階と考えられる。その実現のためには CT 値が正確で安定していることが必要となるが、現状では医用 CT とくらべて歯科用 CBCT がたいへん不利である^{40, 41)}。

CBCT の利点である低い被曝と装置コストを損なわずに、正確な CT 値を実現する試みは、ソフトウェアおよびハードウェアの両面から既に始まっており、実現しつつあると思われる。ソフトウェア的な画像処理に拠る方法では、いったん得られた CT 画像の画素値を何らかのキャリブレーション法で再調節する方法、あるいは検出器で取得された生データ（透視画像データ）を CT 画像とする前の段階で編集して CT 値を補正したり金属アーチファクトの軽減を図ったりする方法が考えられる。ハードウェアの方策としては、X 線検出器の感度と検出範囲（ダイナミックレンジ）を飛躍的に向上させることにより、CT 値の精度向上とアーチファクト低減の双方が達成可能となる。最近、パノラマ撮影装置での応用が開始された光子計数（Photon counting）型の CdTe（カドテル）半導体検出器が CT に搭載可能となれば、これが実現する可能性が高い^{49~51)}。

疾患の発見と診断に果たす CT の役割、すなわち画像検査の最も根幹となるオブザベーションの段階でも、幾つかの新しい方向性が示されつつある。そのひとつは、CT のボリューム画像データから X 線写真を再構築して利用することである。歯科用 CBCT あるいは全身用 CT で撮影される画像はボリュームデータと呼ばれるボクセルの集合である。X 線写真と CT は生体組織の X 線吸収の違いを基に画像を作る点で原理的に同質であるから、ボリュームデータからパノラマ X 線像の断層域に相当する U 字型の領域を切り出して展開するとパノラマ X 線像と同じものを作ることができる⁵²⁾。セファログラムなど、他の撮影法による頭部単純 X 線画像を再現することも可能である^{53, 54)}。こうしてみると、精密な CT さえあればパノラマやデンタル X 線撮影は必要ないように思われる。しかし、パノラマ X 線撮影の被曝線量は、口内法撮影 1 枚とほぼ同等の 10 μ Sv と見積もられ、歯科用 CBCT よりはるかに低い。パノラマ画像を CT から再構築するには直径 150mm 程度の広い領域の CT 撮影が必要であり、被曝の面から、「必要があって撮影された CT の画像データからパノラマ像を作製して診断に利用する」のは許されても、「パノラマ像を得るために CT 撮影を行う」のは容認できないと考える。

埋伏歯の抜歯やインプラントの埋入前に CT を撮影するケースは、これからも増加すると思われる。術者は当然、これから治療する部位の画像には意識を集中するので、異常所見が見落とされることは少ないであろう。しかし、目的歯以外の異常所見の有無には存外注意が払われていないように思われる。また、顎顔面領域の X 線像には、全身疾患の可能性を示唆する異常所見が認められることもある。たとえば、骨粗鬆症の可能性を表す下顎骨下縁の皮質骨の厚みの減少や形態異常、頸動脈やリンパ節などの石灰化、および上顎洞などの副鼻腔や鼻腔・咽頭腔の異常などである。医科では、大量の医用画像データを効率よく解析し、術者に情報を提供するコンピュータ支援診断 / 検出（computer-aided 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³⁶⁾。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^{55, 56)}。

歯科の CT 画像には歯の位置、長さ、傾斜、歯槽骨の状態などに関する詳細な 3 次元的情報が含まれており、今後開発されるべき CAD には、齲蝕や根尖病巣の検出、歯槽骨レベルの評価をはじめとさまざまな機能が期待される。本来、画像診断では主訴に対応する画像所見のみでなく、撮影された（写っている）領域の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、多忙な日常歯科臨床のなかでは、歯科医が主訴の部位以外のすべての歯の歯槽骨吸収の程度や根尖病巣の有無を一歯ずつチェックしてゆくことは困難である。現状では、齲蝕や歯周病のスクリーニングのために CT 撮影が許容されるほどの被曝線量低減はなされていないが、インプラント術前検査などの目的で撮影した CT において、歯科医の読影をコンピュータにより支援することには大きな意味があると考えられる。

歯学部・歯科大学の附属病院を除いた多くの歯科診療施設には、複雑な顎顔面の 3 次元画像 CT 画像を読影する歯科放射線専門医が勤務していない。近年、医科では遠隔画像診断の活用が進んでおり、複雑な画像診断を遠隔地にいる専門医が支援するケースが増えている。歯科においても、2012 年より遠隔画像診断が保険に導入されている。歯科の CT 検査をより信頼できるものとするために、遠隔画像診断を活用した歯科放射線専門医との連携を促進することが必要である。

ま と め

歯科臨床に不可欠な画像検査となった CT であるが、急激な技術の進歩と装置の普及に使用者である歯科医師が追いつけない現状がある。本稿では、歯科で CT を導入（利用）

するうえで参考として欲しい基本的な知識の幾つかを概説した。歯科のCTが、患者の被曝を考慮して正しく利用され続けることを願ってやまない。

謝辞

本稿は2012年口腔四学会合同研修会において講演した内容からCTに関する部分を中心にまとめたものです。稿を終えるに当たり、掲載の機会を与えていただいた日本口腔外科学会雑誌編集査読委員長をはじめ会員諸氏に感謝いたします。また、ご協力頂きました有地栄一郎教授をはじめ愛知学院大学歯科放射線講座の皆様、藤田広志教授をはじめ岐阜大学医学部知能イメージ分野の皆様、片木喜代治技師長はじめ朝日大学病院放射線室の皆様および朝日大学歯科放射線分野の諸氏に感謝いたします。

引用文献

- 1) 東 与光, 鹿島勇一, 他: CT スキャンと RI スキャンを行った頭頸部腫瘍の4例. 口科誌 27: 373-381, 1978.
- 2) 額賀康之: 超音波およびコンピューター式X線断層撮影の顎部腫瘍の診断に対する意義. 日口外誌 25: 463-474, 1979.
- 3) 立花忠夫, 天笠光雄, 他: CTscanによる口腔癌頸部リンパ節転移の診断について. 日口外誌 28: 1277-1285, 1982.
- 4) 有地栄一郎, 有地淑子, 他: 各種歯科材料と生体軟組織X線等価物質のCT値に関する研究. 歯科放射線 30: 1-7, 1990.
- 5) 有地淑子, 有地栄一郎, 他: 上顎洞内病変のCT値の変動に関する実験的研究. 歯科放射線 30: 8-14, 1990.
- 6) 有地栄一郎, 有地淑子, 他: 咀嚼筋および胸鎖乳突筋のCT値に関する研究. 歯科放射線 32: 121-129, 1992.
- 7) 川俣明敏, 片木喜代治, 他: 顎顔面断層X線撮影装置(SCANORA)について. 歯界展望 80: 1463-1473, 1992.
- 8) 川俣明敏, 磯貝昌彦: 歯列・顎骨横断面断層X線像(SCANORA)の臨床応用. 日口外インプラント誌 6: 133-139, 1993.
- 9) 川俣明敏, 長屋美智代, 他: 骨内インプラント画像におけるシリンドertypeおよびブレードタイプインプラントの歯列・顎骨横断面断層X線撮影法の基礎的検討. 歯科放射線 34: 1-10, 1994.
- 10) 内藤宗孝, 塩島 勝, 他: X線診査用ステントを利用したインプラント術前CT検査法. 歯科放射線 35: 13-22, 1995.
- 11) 川俣明敏, 根岸邦雄, 他: 上顎洞底挙上術症例の画像的検討. 日口外インプラント誌 9: 96-103, 1996.
- 12) Kishi K, Fujiki T, et al: Three-dimensional CT imaging in the evaluation of fracture of the jaws. Oral radiology 9: 17-25, 1993.
- 13) Kawamata A, Arijii Y, et al: Three-dimensional computed tomography imaging in dentistry. Dent Clin North Am 44: 395-410, 2000.
- 14) Kawamata A, Arijii Y, et al: Three-Dimensional Imaging for Orthognathic Surgery and Orthodontic Treatment. Oral and Maxillofacial Surgery Clinics North America 13: 713-725, 2001.
- 15) Katsumata A, Fujishita M, et al: 3D-CT evaluation of facial asymmetry. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 99: 212-220, 2005.
- 16) Maeda M, Katsumata A, et al: 3D-CT evaluation of facial asymmetry in patients with maxillofacial deformities. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 102: 382-390, 2006.
- 17) Maeda M, Katsumata A, et al: Changes in skeletal asymmetry after sagittal split ramus osteotomy for patients with mandibular prognathism: three-dimensional computed tomographic assessment. Oral Radiol 23: 10-15, 2007.
- 18) Kawamata A, Fujishita M, et al: Three dimensional CT evaluation of postsurgical condylar displacement after mandibular osteotomy. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 85: 371-376, 1998.
- 19) Katsumata A, Nojiri M, et al: Condylar head remodeling following mandibular setback osteotomy for prognathism: a comparative study of different imaging modalities. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 101: 505-514, 2006.
- 20) Arijii Y, Kawamata A, et al: Three-dimensional morphology of the masseter muscle in patients with mandibular prognathism. Dentomaxillofac Radiol 29: 113-118, 2000.
- 21) Katsumata A, Fujishita M, et al: 3D CT evaluation of masseter muscle morphology after setback osteotomy for mandibular prognathism. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 98: 461-470, 2004.
- 22) Kawamata A, Fujishita M, et al: Three-dimensional computed tomographic evaluation of morphologic airway changes after mandibular setback osteotomy for prognathism. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 89: 278-287, 2000.
- 23) Hounsfield GN: Nobel lecture, 8 December 1979. Computed medical imaging. J Radiol 61: 459-468, 1980.
- 24) Mozzo P, Procacci C, et al: A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. Eur Radiol 8: 1558-1564, 1998.
- 25) Arai Y, Tammsalo E, et al: Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. Dentomaxillofac Radiol 28: 245-248, 1999.
- 26) Watanabe H, Wagatsuma T, et al: Spatial resolution of FineCube, a newly developed cone-beam computed tomography system. Oral Radiol 26: 56-60, 2010.
- 27) 岡野恒一, 松尾綾江, 他: 2種類の歯科用コーンビームCTの吸収線量と実効線量に関する検討. 日放技学誌 68: 216-225, 2012.
- 28) Katsumata A, Hirukawa A, et al: Image artifact in dental cone-beam CT. Oral Surg Oral Med Oral

- Pathol Oral Radiol Endod 101: 652-657, 2006.
- 29) 蛭川亜紀子, 勝又明敏, 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 46: 170-176, 2006.
 - 30) Naitoh M, Hirukawa A, et al : Imaging artifact and exposure conditions in limited-volume cone-beam computed tomography: comparison between an image intensifier system and a flat panel detector. Oral Radiol 22: 69-74, 2006.
 - 31) Katsumata A, Hirukawa A, et al : Effects of image artifacts on gray-value density in limited-volume cone-beam computerized tomography. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 104: 829-836, 2007.
 - 32) Katsumata A, Hirukawa A, et al : 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 107: 420-425, 2009.
 - 33) Benn DK, Bidgood WD Jr, et al : An imaging standard for dentistry. Extension of the radiological DICOM standard. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 76: 262-265, 1993.
 - 34) Bidgood WD Jr and Horii SC : Modular extension of the ACR-NEMA DICOM standard to support new diagnostic imaging modalities and services. J Digit Imaging 9: 67-77, 1996.
 - 35) 森進太郎, 金田 隆, 他: 口内法エックス線検査の電子カルテ対応について. 歯科放射線 48: 30-33, 2008.
 - 36) 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 43: 65-72, 2011.
 - 37) Seipel S, Wagner IV, et al : Oral implant treatment planning in a virtual reality environment. Comput Methods Programs Biomed 57: 95-103, 1998.
 - 38) Kramer FJ, Baethge C, et al : Navigated vs. conventional implant insertion for maxillary single tooth replacement. Clin Oral Implants Res 16: 60-68, 2005.
 - 39) Grossterlinden L, Nuechtern J, et al : Computer-assisted surgery and intraoperative three-dimensional imaging for screw placement in different pelvic regions. J Trauma 71: 926-32, 2011.
 - 40) 原 俊浩, 高峰弘二, 他: サージカルナビゲーションシステムへのコーンビーム CT の臨床応用. 日口腔インプラント誌 20: 659-663, 2007.
 - 41) Weitz J, Deppe H, et al : Accuracy of templates for navigated implantation made by rapid prototyping with DICOM datasets of cone beam computer tomography (CBCT). Clin Oral Investig 15: 1001-1006, 2011.
 - 42) 浅野武夫, 鈴木孝司, 他: 画像誘導下脳神経外科手術のためのマーカーレス画像重畳システムの開発. 東京女子医科大学雑誌 82: 16-22, 2012.
 - 43) 村山雄一, 石橋敏寛, 他: Image-guided Operating room の現状と将来展望. 脳外誌 20: 254-258, 2011.
 - 44) Kishi K, Hasegawa I, et al : Clinical Applications of 3-D CT and 3-D Plastic Model in the Maxillo-Facial Region. Oral Radiol 13: 93-102, 1997.
 - 45) Naitoh M, Kubota Y, et al : Dimensional accuracy of a binder jet model produced from computerized tomography data for dental implants. J Oral Implantol 32: 273-276, 2006.
 - 46) 笠村健一郎, 岡田光明, 他: CT 画像データによる粉末固着法三次元実体模型の臨床応用. 日口腔インプラント誌 18: 315-323, 2005.
 - 47) 大野秀則, 杉山久幸: ナビゲーション手術における, CT/MRI 画像に基づく 3 次元精密医療モデル (レジストレーション用プレート) の有用性. 耳展 51: 398-401, 2008.
 - 48) 後藤真一, 川俣明敏, 他: イメージオーバーレイを利用した口腔顎顔面領域手術支援システムの開発ー CT 3 次元再構築画像オーバーレイのための基礎的検討ー. 歯科放射線 41: 245-251, 2001.
 - 49) Ogawa K, Langlais RP, et al : Development of a new dental panoramic radiographic system based on a tomosynthesis method. Dentomaxillofac Radiol 39: 47-53, 2010.
 - 50) Katsumata A, Ogawa K, et al : Initial evaluation of linear and spatially oriented planar images from a new dental panoramic system based on tomosynthesis. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 112: 375-382, 2011.
 - 51) 勝又明敏: パノラマ X 線撮影のルネサンスをめざして. 岐歯学誌 38: 117-128, 2012.
 - 52) 川俣明敏, 藤下昌巳: 三次元 CT 画像パノラマ展開法. 歯科放射線 38: 193-198, 1998.
 - 53) 荒木元英, 川俣明敏, 他: 3DCT 画像コンピュータセファロ分析. 別冊 The Quintessence 臨床家のための矯正 Year Book', 東京, 1999, 51-56 頁.
 - 54) 西村宣昭: 頭部 X 線規格撮影法の改良に関する三次元画像的検討. 岐阜歯科学会雑誌 30: 126-139, 2003.
 - 55) Hayashi T, Matsumoto T, et al : A new screening pathway for identifying asymptomatic patients using dental panoramic radiographs. PROC of SPIE Medical Imaging 8315: 83152K-1, 2012.
 - 56) 藤田広志, 勝又明敏: 歯科領域画像と CAD を利用した新しいスクリーニングパスの提案. 映像情報メディカル 44: 595-597, 2012.