
総 説

パノラマ X 線撮影のルネサンスをめざして

勝 又 明 敏

Vision for the Renaissance of Panoramic Radiography

KATSUMATA AKITOSHI

日本では、年間一千万件以上のパノラマ X 線撮影がおこなわれている。この撮影法は、口腔外科領域だけでなく、小児、矯正、補綴などにおいて各種疾患を診断する画像検査の定番として利用されている。パノラマ X 線撮影に関する放射線学、診断学および技術的観点からの報告は数多いが、この検査法の未来の姿についてはあまり論じられていない。そこで本稿では、この検査法のこれまでの進歩について振り返り、将来の方向性について論じることとした。

現行のパノラマ X 線撮影装置の技術は、1980年代までに確立されたものである。それ以降、パノラマ X 線撮影は、高い臨床的有用性、妥当な設備費および低い放射線被曝により歯科市場で大成功を収める事になった。2000年までに、いわゆる顎顔面多機能断層撮影装置および小照射野歯科用コーンビーム CT 装置が、パノラマ X 線撮影の機構をベースに生み出された。そして、パノラマ X 線撮影はデジタルの時代に入った。

今後は、フォトンカウンティング型の高感度検出器が、パノラマ X 線撮影にトモシンセシスやエネルギー解析といった新しい機能を与えることになるであろう。トモシンセシスに基づくパノラマ画像の3D空間マッピング画像は、パノラマ X 線像上での正確な距離および角度分析を可能とする。エネルギー解析は、画像上での生体硬組織や歯科材料の物性評価に繋がる可能性がある。また、コンピュータ支援診断 (CAD) システムと遠隔画像診断の活用は、歯科開業医の診断能力向上をもたらす事になる。パノラマ X 線撮影のルネサンスは、始まったばかりである。21世紀においても、パノラマ X 線撮影は歯科臨床で重要な役割を果たし続けるであろう。

キーワード：パノラマ X 線撮影，トモシンセシス法，コンピュータ支援診断，遠隔画像診断

Over ten million panoramic radiographic examinations are performed in Japan every year. This modality is used as a standard procedure for diagnosing various conditions not only in the field of oral surgery but also in pediatric, orthodontic, and prosthetic dentistry. Although many reports regarding panoramic radiography have been presented from the radiological and technological points of view, the prospective future of this modality has not been thoroughly discussed. Therefore, we have taken a look back over the progress of this modality and then discussed future directions.

Current panoramic radiography technology was established by the 1980s. Since then, panoramic radiography has achieved great success in the dentistry market due to its high clinical usefulness, affordable cost, and lower x-ray irradiation. By the year 2000, the so-called maxillofacial multi-functional tomography system and dental cone-beam CT system for limited-area imaging had been developed based on mechanisms for panoramic radiography. Following this, panoramic radiography entered the era of digital imaging.

In the future, the highly sensitive photon-counting x-ray detector will provide new functions to panoramic radiography, such as the tomosynthesis method and energy quantitative radiography. The linear and spatially oriented planar imaging based on tomosynthesis enables accurate linear and angular measurement in pano-

ramic radiography. Energy quantitation may enable the image-based quantity and quality analysis of hard tissue anatomy and/or restorative dental materials in vivo. In addition, coordinating application of computer-aided detection (CAD) and teleradiology will enhance the diagnostic capabilities of dental practitioners. The renaissance of panoramic radiography is under way. Panoramic radiography will continue to play important roles for dentistry in the 21st century.

Key words: panoramic radiography, tomosynthesis method, computer-aided detection, teleradiology

1：1960年代のパノラマX線撮影技術の確立から1980年代末までの進歩について

現在普及している歯科パノラマX線撮影法は、1930年代に、細長いスリット状のX線束により被写体(顔)の周りをスキャンして展開像を得る方法が考案されたのに始まり^{1,2)}、1960年代にPaateroが実機として左右の顎関節を同時に撮影する機構を示した事を経て実用化への道が開かれた³⁾。最初の装置は、X線管ではなく患者が回転する方式であったが、その後ほどなく、X線管とフィルムが軸を中心に回転する仕組みに切り替えられた。歯列だけでなく、左右の顎関節を含む下顎骨全体を撮影領域とする現在のパノラマX線像の原型は、この時に確立されたと言ってよい。やがて、回転中心を移動させる機構の改良が進み、U字型の顎骨歯列に沿った切れ目のない展開像が得られるようになった。(図1) 歯科臨床施設でのパノラマX線装置は1970年代初頭より普及が始まっており、日本での最初の国産パノラマX線装置は、朝日レントゲン社により1974年に発表されている。パノラマX線撮影に関する技術的進歩の第一のピークは、この時期の前後であった。曲線状の歯列に沿った滑らかな撮影領域を構築するために、左側の顎骨、前歯部、および右側の顎骨を撮影するための3つの回転中心を順番に移動しな

がら撮影する機構が、理想型として好んで用いられた。その後も、より良好な画像が得られる回転中心(軸)の数、配置、および移動方法が工夫されていった⁵⁻¹⁰⁾。

パノラマX線撮影の原理は、スリットを通した細いX線束で被写体を走査しつつ画像を取得するスキヤノグラム(細隙撮影)と、点を中心にX線管と検出器(フィルムなど)が同調した回転運動をおこない、被写体の内部の一定の厚みの領域を鮮明に写し出し、それに重なりあう領域の構造を運動によるボケ像として処理するトモグラフィ(断層撮影)を組み合わせたものである¹¹⁾。このうち、断層撮影により明瞭に描出される範囲、すなわち断層域の位置と大きさ、および歯列に対する(水平的な)X線入射方向は、歯列を良好に描出するために特に大切であると考えられ、歯科放射線の研究者により様々な角度から検討されてきた。実際の歯列に対して断層域が薄すぎると、頬舌的に傾斜した歯冠、歯根、あるいは顎骨の一部がぼけて観察できなくなるし、断層域が厚くなれば、本来はボケ像となり読影に影響しない頸椎や反対側の顎骨が傷害となってくる。また、歯列に対する水平的なX線入射方向が歯の隣接面と一致していれば、画像上でとなり合った歯が重なり合わずに隣接面が明瞭に描出されるが、顎骨歯列の形状と大きさには個人差も大きく、このような至適X線入射角度を歯列全体にわたって設定するのは容易でない。

これら、X線画像の断層域の形や大きさ、X線の入射角度や拡大率といった幾何学的な要素を検討するために、ヒトの顎骨を用いた実験も行われているが、目的により様々なタイプのユニークな人工被写体(ファントム)が工夫され用いられている。ファントムとしては、大きく分けてふたつのタイプが考案されてきた。ひとつは、板や棒に小さな金属球を等間隔に並べて貼付たり、針金をアーチ状に曲げて一定の規則に沿って並べたりして製作したいわゆる幾何学的なファントムである^{5,12-14)}。これは、断層域の形や大きさ(厚さ)、あるいは画像の歪みを定量的に検出する事をめざしたものが多い。(図2) 結果を定量的に解析して複数の装置や撮影条件を比較検討しやすい利点があるが、結果の差が、実際の画像でどの様に見えるのか

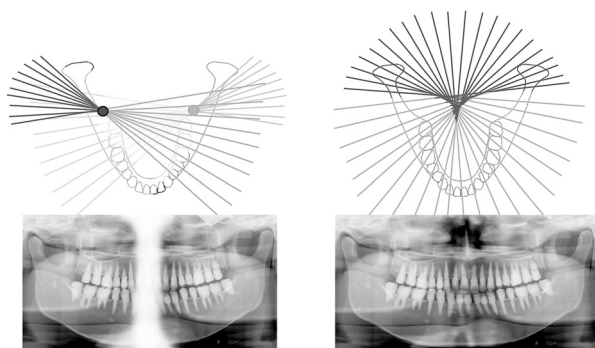


図1：回転中心が2軸移動するパノラマと連続移動する撮影の模式図。初期の2軸方式の撮影では、前歯部が明瞭に撮影されない。現在のパノラマは、すべて回転中心が連続的に移動して前歯部を含む切れ目のない画像を撮影するものである。

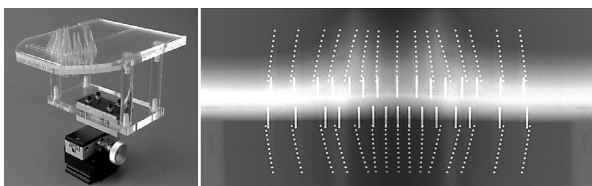


図2：等間隔にならべた金属球により、標準的な歯列における歯の隣接面を表現した幾何学的ファントム。パノラマX線像で金属球が垂直に並んだ位置では隣接面に対して正方線よりX線入射されていることがわかる。

握しにくい点が問題となる。

これに対して、実際の画像上での見え方を重視したのが、生体の臓器組織が持つ形態的特徴を再現した(半)解剖学的なファントムである。これには、抜去歯牙を並べて歯列弓を再現したものや、樹脂や石膏などで顎骨や歯を作り込んだファントムがある。生体と近い画像となるために視覚的、主観的な評価ができ、疾患を再現あるいは模擬病変を設置して、診断能を検討する目的にも用いられる。

1980年代になると、上記の数々の実験と臨床データの蓄積により、パノラマX線像の一般的な特徴が抽出され、成書も出版され撮影法の臨床的な評価が固まってくる¹⁵⁾。同時に、患者の被曝線量に関する検討が進み、パノラマX線撮影の線量が非常に低い事が明らかにされ、パノラマ撮影の利点としてクローズアップされる¹⁵⁻¹⁹⁾。平均的な性能の装置によるパノラマ撮影の等価線量は、口内法撮影1枚とほぼ同等の10マイクロシーベルト(μSv)と見積もられている。

顎骨、特に下顎枝から臼歯部にかけての病変の描出に関して、パノラマ撮影は申し分ない有用性を発揮している。歯と歯槽骨の描出に関して、上下顎とも前歯部は断層域の幅が狭く、頸椎の陰影と重複する事が避けられなかった事から、ディテールがぼけた像となりやすく、パノラマ撮影にとってあまり得意でない(きれいな画像が得られない)領域との評価が定着した¹⁵⁾。臼歯部においては、多くの機種では歯列に対して完全に正面の方向からX線が入射されておらず、隣同士の歯の隣接面や大白歯の歯根分岐部が完全に描出できる事をめざした撮影の改良は、それ以後も続けられる事となった^{12,13)}。

パノラマX線像の拡大率が一定でない事が、口腔内で歯に密着させた検出器(フィルム)で撮影する口内法(デンタル)X線撮影と比較した時のパノラマの欠点とされた。頭部規格X線撮影(セファログラム)の様な単純なエックス線撮影では、被写体の中心(顔の側面像においては正中)における画像の拡大率は一定となる。セファログラムのそれは、縦方向でも横方向



図3：パノラマ顎関節部撮影の画像。左右それぞれの顎関節を、閉口時および開口時に撮影し、合計4枚の画像を1枚のフィルムに現す。

でも1.1倍になる。ところが、細長いスリット状のX線束により回転軸を移動させながら撮影するパノラマ画像では、焦点、被写体、検出器(フィルム)の距離関係が部位により変わり、前歯部では約1.2倍、臼歯部では約1.2倍といった具合に拡大率が異なってくるのに加えて、スリット状のX線束が被写体を通過する相対速度が部位により変化するため、水平方向の拡大率と垂直方向の拡大率も異なってくる。このため、パノラマX線像は、長さ、角度、面積などを画像上で計測する目的には適さないとされた²⁰⁻²⁷⁾。

1980年代に顎関節症が大きく取り上げられる様になると、顎関節の骨形態や開口時の移動量をパノラマX線像で診断する試みが盛んになった²⁸⁻²⁹⁾。顎骨・歯列の描出を重視すると、どうしても下顎頭長軸に対して斜めからX線入射する傾向が強くなり、頭蓋底にある棘突起などの解剖構造と重複して下顎窩と下顎頭が観察しづらくなる。そこで、通常のパノラマ撮影とは異なるX線管と検出器の運動(軌道)で、顎関節を明瞭に描出する機構が工夫され、多くの装置に採用された。マイコンを用いた機械制御技術の進歩につれて、次第に、パノラマX線装置のX線管と検出器が複雑な運動をできる様になった。これは、パノラマ装置発達のための次のステップである「多機能化」につながる重要な技術的進歩である。(図3)

2：1990年代から2000年代にかけての多機能化とデジタル化について

日本は世界一のパノラマ普及率を誇っている。2000年におけるパノラマ装置の普及率は90%以上にのぼる。この原因の第一は、1970年台にパノラマX線撮影が比較的高い点数で健康保険に採用された事であろう。1980年代、パノラマX線撮影の適応される疾患は、今日と比較して限定的であったが、有用性を実証しながら徐々に適応範囲を広げてゆき、歯科における「画像検査の出発点」としての地位を固める事となっ

た。歯科医療に必須の診断機器となったパノラマ装置は、次に、多機能化とデジタル化への道走り出すことになる^{14, 21, 30, 31)}。

パノラマX線像は、被写体である顎骨と歯列を顔の外側から眺めて二次元に投影したものである。このため、病変の立体的な広がりや位置を把握するには、パノラマ撮影の時と異なった投影方向からのX線像を撮影して、両者をあわせて観察する事が必要となる。たとえば、下顎の埋伏（智）歯が歯列や下顎管に対して頰側にあるのか舌側にあるのかを判断するためには、咬合法の歯軸方向投影像や後頭前頭方向（PA）画像を撮影する必要がある。「U字型をした顎骨・歯列の任意の位置で、顎骨・歯列に直交する横断面の画像が撮影可能ならば、臨床上とても有益であろう」との発想から、断層撮影機能を付加した多機能（パノラマ）撮影装置が登場した。パノラマ撮影装置の基本構造は、両端にX線管と検出器を備えたアーム機構である。これに自由度を追加して、顎顔面の任意の位置で、円型あるいは直線状の断層撮影運動をおこない、顎骨・歯列に直交あるいは平行な面の撮影、顎関節の正面・側面の断面像の撮影、上顎洞の断面の撮影など、断層撮影による多彩な検査メニューを持たせたのが多機能パノラマ撮影装置である³²⁻³⁵⁾。

多機能パノラマ装置が開発されたのは、ちょうどインプラント治療が盛んになりつつある時期と一致した。このため、顎骨・歯列の横断面を現す画像が、インプラント予定部位における歯槽頂から下顎管や上顎洞までの距離や歯槽骨の幅を計測して、安全で正確なインプラント治療を計画するために大いに役立つ事を証明した。しかし、特に歯がない症例では、撮影された横断面断層像が、真にインプラント予定部位の断面を現しているのか否かが確認できない点が問題となる。このため、インプラント埋入を予定している位置や方向を、金属のパイプなどによるエックス線不透過像として断層X線画像上で視認可能とする「検査用のステント」の使用が開始されはじめたのもこの頃である。ステントに用いたパイプや金属球は直径や長さをはっきりと解っているので、パノラマ像に写し込まれたパイプや金属球の大きさを計測して部位により異なる拡大率を求め、画像上の距離を補正する基準儀（キャリブレータ）としても利用された。多機能パノラマ装置による断層撮影においても、画像は被写体に対して1.2~1.4倍の拡大投影となる。断層撮影の拡大率はパノラマのように部位により変化したりせずに一定に保たれるが、骨の高さや幅を計測するために拡大率を補正する専用スケールを用いたりした。（図4）そしてこのステントは、拡大率を補正する必要がないCTが

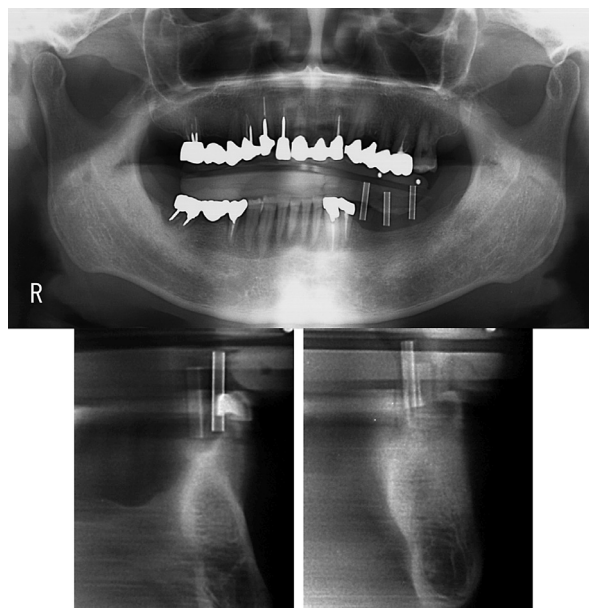


図4：多機能パノラマ撮影装置によるインプラント症例のパノラマおよび下顎骨の横断面断層X線像。下顎左側臼歯部には金属チューブによりインプラント埋入予定位置が示されている。歯列顎骨の断層面断層X線像は、チューブの位置で撮影されている。

インプラント術前検査に多用されてからも、埋入予定位置や方向を明示する確実な方法として使用され続けている³⁵⁻³⁸⁾。

パノラマ撮影の機構は被写体の周囲をX線束が回転しつつ撮影するという点でCTと共通点がある。ただし、パノラマ撮影の機構は回転軸を移動させながら被写体をスキャンするのに対して、CTでは回転軸を移動せずに撮影するのが基本となる。多機能パノラマ装置がおこなう断層撮影も、一点を中心とした10~30度の回転運動である。このため、多機能パノラマ装置の回転機構を活かして180~360度の回転を可能にし、搭載するX線検出器をフィルムからイメージインテンシファイア（I.I.）に換装する事で、直径5cm前後の小さな領域を撮影する歯科用コーンビームCT（CBCT）システムが開発される事になった。初期の歯科用CBCTのうち、ヨーロッパで最初に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持ち、患者臥位での一回の照射で直径10cmを超える広い範囲を撮影するものがある³⁹⁾。これとほぼ同時に日本で実用化されたアーム型構造のCBCTは、直径4cm程の小さい領域を撮影するもので、パノラマ装置をルーツとし、多機能撮影装置を経て誕生したものであることは紛れもない⁴⁰⁾。なお、歯科用CBCT装置の一部には、特殊なアルゴリズムを備え、回転軸を移動させながらスキャンをおこなうものがある。こ

のように、20世紀末のパノラマ装置は、断層撮影が可能な多機能装置という段階を経て歯科用CTへと進化することになる。

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、円筒形あるいは球形の領域を構成する立体画素（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。このため、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線画像と同じものを作ることができる。我々は、1999年にCTボリュームデータからパノラマ画像を作成する方法を報告している⁴¹⁾。それに先立つ1992年には顎顔面のMRI画像におけるパノラマ表示の可能性について発表しており⁴²⁾、パノラマ画像を作る方法が回転断層細隙（スリット）X線撮影だけではないことを示している。2010年現在、CTあるいはMRIのボリューム画像データから顎骨歯列の領域を抽出してパノラマ表示する機能は、歯科医用画像ソフトウェアでは決して珍しいものでなくなっている。（図5）

2000年前後の時期、多機能化、CT化と平行してもたらされた大きな変化がデジタル化である。医科のX線像のデジタル化は1990年当時に既に盛んであったが、歯科専用のシステムによるX線撮影のデジタル化は1995年あたりがスタートで、主に二つの方法が採用された。ひとつは、医科では既に普及していた輝尽蛍光体イメージングプレート（IP）を用いたコンピュータドラジオグラフィ（CR）システムと呼ばれるもので⁴³⁾、もう一つは半導体検出器を用いたデジタルシ

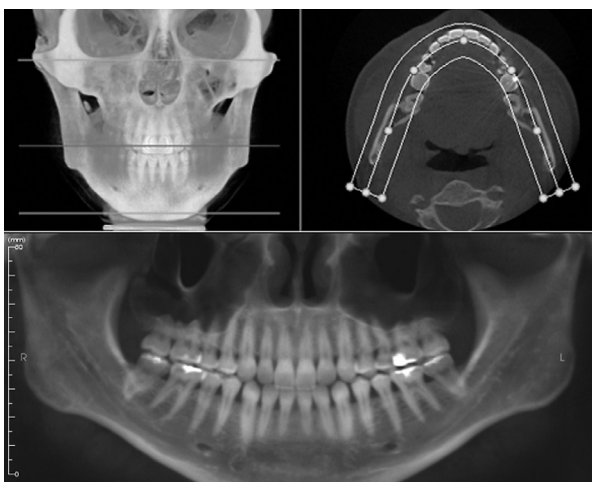


図5：CT画像三次元ボリュームデータから顎骨歯列の存在するU字型の領域を切り出して再構成されたパノラマ画像。解像度はCTデータのボクセルサイズに依存するのであまり高くないが、形態的には歪みや拡大のない画像が得られる。

ステムである⁴⁴⁾。CRシステムは間接法とも呼ばれ、フィルムに換えて繰り返し使用可能なIPを用いて撮影する方法で、フィルム用の撮影機材をそのまま使ってデジタル化できる大きな利点がある。しかし、撮影装置とは別にIPの読み取り装置が必要となり、撮影してからコンピュータで画像を表示するまでの間にIP読み取りの工程がある。この方法によるパノラマ画像のデジタル化は、パノラマだけでなく、医科と同様に様々なタイプのX線撮影装置を同時にデジタル化する必要があった歯学部・歯科大学の附属病院で特に好まれた。これに対して半導体検出器を用いたシステムは、撮影された画像がすぐにコンピュータで表示できるため、直接法とも呼ばれる。IP読み取り装置が不要な代わりに、撮影装置そのものを更新するか、検出器の部分を改造する必要がある。

パノラマ撮影システムのデジタル化、特に半導体検出器を用いる直接法には、パノラマが細長いスリット状のX線束で撮影することが大きな利点となった。広い面積を直接撮影する半導体検出器、いわゆるフラットパネルは大変高価である。2000年当時の歯科用CBCTの初期モデルでは、検出器として比較的安価であったI.I.を搭載するシステムが多かったが、画質の点からも問題があり、2005年あたりから検出器のフラットパネル化が進むことになった^{45,46)}。開発された当初にはたいへん高価だったフラットパネル検出器のコストも徐々に下降したが、15cm四方程度の面積で一枚数百万円するため、CBCT兼用でないパノラマ撮影専用の装置にはとても用いる事ができない。ところがパノラマ撮影のエックス線束のサイズにあわせた5x150mm程度の細長い短冊状の検出器ならば、フラットパネルの十分の一以下のコストで実用的なものが供給できた。このため、デジタルパノラマ撮影装置の市場は次第に半導体検出器が優勢となり、2010年時点では、新たに製造されるパノラマ装置のほとんどが半導体検出器となっている。

3：2010年代からのパノラマX線撮影の方向性

歯科用CBCTシステムが登場した当初、装置が高価であった事もあり、普及するのは日本全国で100台程度であろうと考えられていた。しかし、2010年現在の普及台数は既に1000台を大きく超えており、今後も減ることはないであろう。CTボリュームデータは撮影領域の顎顔面をあらゆる方向および断面から観察することができ、必要に応じてパノラマX線像と同じ画像を再構築することもできる。診断に有用な情報の量という観点からは、広い範囲が撮影された精密なCTボリュームデータさえあれば、X線画像検査における

すべてニーズを賄えるであろう^{47,48)}。パノラマを含む歯科X線装置のすべてをCTで置きかえる事は、10年前には絵空事であったが、現在では十分に現実的な選択肢である。実際に海外メーカからは、パノラマ画像を得るために顎顔面全体のCBCT スキャンをおこなうシステムも提案されている。しかし、CBCT 撮影による被曝は、同じ範囲をパノラマ装置で撮影した場合の数十倍になる事を考えると、CBCT 撮影による被曝がパノラマ撮影と同程度にならない限り、CTがパノラマを駆逐する事態は生じないであろう^{49,50)}。もう一点、コストの面でもパノラマ撮影にアドバンテージがある。半導体検出器を用いたデジタルX線装置のコストは検出器に左右され、検出できる面積が大きくなるほど、高感度かつ高精度になるほど検出器のコストが嵩む事になる。短冊型の面積の小さい検出器を用いるパノラマ撮影装置は、面積の広い半導体検出器を必要とするCBCTより、コスト面でも圧倒的に有利である。

この半導体検出器のさらなる進歩が、今後のパノラマX線撮影に変化をもたらす事になる。カドミニウムテルル (CdTe) を用いたフォトンカウンティング型の高感度検出器は、パノラマX線撮影にトモシンセシスやエネルギー解析といった新しい機能を持たせることになる。トモシンセシスとは、Tomography (断層) と Synthesis (統合, 合成) からの造語であり、一回の断層撮影で得たフレーム画像データを、シフト量を変化させて加算することで、任意の深さ (フォーカス深度) の断層像を再構成する手法である^{51,54)}。一回の撮影で得られた数千の短冊形のフレーム画像データを基に、サブピクセルレベルの精度でシフト量を変えながら再構築すると、バームクーヘン状に多くの断層面が得られる事になる。(図6) 被写体となる解剖構造から見ると、最もフォーカスの合った一枚の断層像と、順次フォーカスがぼけてゆく多数の断層像が得られることになり、周波数処理により最もフォーカスの合った断面を自動的に抽出することが可能となる。これは、従来のパノラマX線像ではきれいに描出されない事が多かった前歯部においても、根尖までフォーカスのあった画像が得られる事を意味している。(図7) また、臼歯部において隣接面が良好に描出される様なX線入射方向 (歯列直交軌道) で撮影すると前歯部がぼけやすくなった問題も解決される。(図8)

我々は、パノラマ画像を細かいセグメントに分割し、セグメントごとに最もフォーカスの合った像が得られた断層面を抽出して、その断層面が存在する三次元空間座標に各セグメントの画像データをマッピングして、平面像を三次元表示する技術を開発した⁵⁴⁾。こ

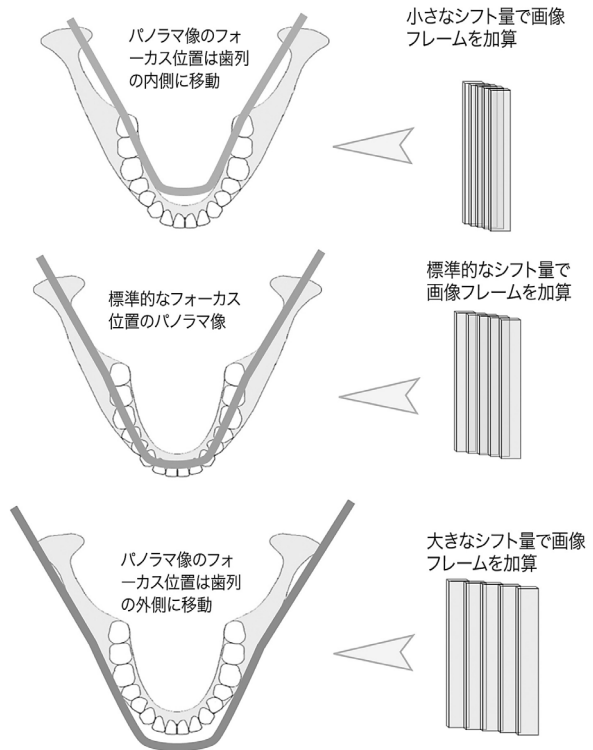


図6：トモシンセシス法によるパノラマ画像の再構成。一回の断層撮影で得たフレーム画像データを、シフト量を変化させて加算することで、任意の深さ(フォーカス深度)の断層像を再構成することができる。標準的な断層(フォーカス)面を構築する場合と比べて、いわゆるシフト量を大きくしてフレームどうしの重なりが少なくなる様にする(歯列の外側にシフト量を減らして重なりを大きくすると歯列の内側に断層(フォーカス)面が移動する)。

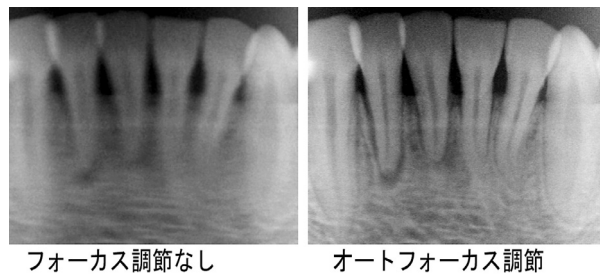


図7：前歯が標準的な断層(フォーカス)面から外れると、フォーカス調節を行わなければボケた像となる。周波数処理により最もフォーカスの合った断面を自動的に抽出するオートフォーカス調節により、前歯でも根尖まで明瞭に描出することが可能となる。

のトモシンセシスに基づくパノラマ画像の空間マッピング表示では、各セグメントの位置する三次元空間座標から距離および角度を計測するため、従来のパノラマ画像の歪みを生じやすく部位により拡大が不均等となる欠点を解消し、パノラマX線像上での正確な距離および角度分析が可能となった。(図9) パノラマ撮



標準軌道

歯列直交軌道

図8：標準的な軌道でパノラマ撮影すると小白歯，大白歯部で隣接面どうしが重複して明瞭に観察できない例（左パノラマ像），および歯の隣接面になるべく平行にX線が入射する様に設計された歯列直交軌道の画像（右パノラマ像）．歯列直交軌道で前歯部が標準断層（フォーカス）面より外れても，トモシンセシスを備えたパノラマ装置ならば，オートフォーカスにより補正が可能である．

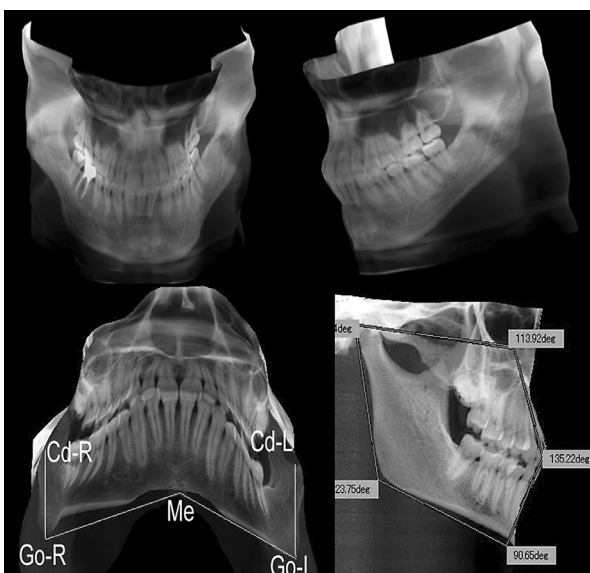


図9：平面パノラマ画像の三次元表示画像．空間座標から距離および角度を計測するため，パノラマ像上での正確な距離および角度分析が可能となった．

影でトモシンセシスをおこなうためには，一秒間に数百枚のスピードで短冊形フレーム画像データを取得する必要がある．これまでに多用されてきたCCD検出器は，一秒間に30フレーム程度のデータしか取得できず，撮影時間を延長してゆっくりスキャンする以外，パノラマのトモシンセシスに必要な密度のフレーム画像データを得ることができない．カドミニウムテルル（CdTe）高感度検出器は，毎秒300～900枚のスピードでデータ取得が可能であり，トモシンセシスに適している．

物体を透過したX線は，物質の種類，密度および厚さに応じて減弱される．X線が透過する領域内の，ある一点におけるX線減弱の程度を求めるには，180～

360度におよぶ異なった方向からの透過X線を計測して逆算すればよい．その計算結果を基に物体の断面を画像化したのがCTであり，求められたX線の減弱度を，水と空気の前減弱度で校正すればCT値（ハンスフィールド値）となり，その一点がどのような物質かを知る手がかりとなる⁵⁵⁾．ところが，パノラマX線写真の様に透過X線を平面に投影した画像では，空間上の一点ではなく，検出器に到達するまでにX線が透過してきた線におけるX線減弱の総和が画像上に現われる事になる．フィルムを含むこれまでの検出器でも，そのような透過像から被写体の物性を評価する事がおこなわれてきた．たとえば，参照体を被写体の近くに置いて一緒に写し込み骨塩量を推定する方法があげられる⁵⁶⁾．また，物質の透過性がX線のエネルギーにより違ってくる性質を利用して，電圧を変えてエネルギーの異なるX線を発生して被写体を透過させ，減弱度の違いから骨の密度を求める技術もDXAとして実用化されている⁵⁷⁾．

フォトンカウンティング型の高感度検出器は，人工衛星に搭載されて恒星から飛来する放射線を分析するために用いられたもので，検出器の側で，到達したX線をエネルギー領域に分けて計測する事ができる．これを利用すれば，物質を透過したX線の減弱をエネルギー領域ごとに見てゆく事で，パノラマX線像上に観察される骨や歯の密度を推定したり，歯冠や歯根に充填された歯科材料の種類を同定したりできる可能性がある．

画像がデジタルとなる利点は，現像の手間が不要となる事だけではない．コンピュータ上で様々な画像処理ができること，およびネットワークを通じて画像を転送できる事も医用画像にとってきわめて重要なポイントとなる．コンピュータ画像処理はコンピュータ支援診断（CAD）へと，ネットワーク画像転送は遠隔画像診断へとつながってくる．CADは，医科では乳ガン検診に用いるマンモグラフィなどで既に実用化されている⁵⁸⁾．歯科では，CT画像を基にインプラント埋入のシミュレーションとナビゲーションをおこなうシステムがCADの範疇に入るとされるが，パノラマX線像を基にした本格的なCADは，我々が認識する限りでは未だ実用化されていない．パノラマX線像の特徴のひとつは多彩な歯科疾患の診断に利用される点にある．パノラマX線像のCADには，う蝕，歯周病あるいは根尖性歯周炎といった基本的な歯科疾患をスクリーニングして歯科医の診断をサポートするものから，通常は歯科医があまり関心を払わない全身的な疾患に関連する情報を検出して歯科医に知らせるものまで，様々な用途が考えられる．パノラマX線像に対

するCADでは、幾つかの歯科独特の事情を考慮する必要がある。ひとつは、パノラマX線撮影および画像に対する統一された規格がなく、1画素の大きさ、画像の縦横の大きさ、画像濃度（グレイスケール値）の階調数（分解能）、X線管と検出器の距離、回転速度、U字型をした撮影領域の位置と大きさ、平面に対するエックス線の入射角度から管電流・電圧まで、撮影装置により様々な事である。特定のメーカーの撮影装置に対する専用のCADの場合はあまり問題とならないかもしれないが、機種を問わずに応用可能なCADを開発する場合は、これらの要素の違いがどの程度解析結果に影響するかを、開発しようとするCADの目的と照らし合わせて十分に考慮する必要がある。

我々は、文部科学省の助成を受け、パノラマX線像から、骨粗鬆症、上顎洞炎、および動脈硬化への関連が注目される頸動脈石灰化を検出するCADシステムを開発している⁵⁸⁻⁶²。(図10)骨粗鬆症に関しては、パノラマX線像によるスクリーニング法として有用性が示されている、下顎骨下縁の皮質骨厚さを計測する方法を基とし⁶³、自動的に下顎骨の輪郭を検出してオトガイ孔直下の位置で皮質骨厚さを計測するシステムとした⁶²。頸動脈石灰化の発見では、下顎骨の外形から下顎角付近の計測領域を自動的に設定して、周囲とのコントラスト、および形態と大きさから、石灰化が疑われるX線不透過物を抽出して表示する仕組みとした⁵⁹。上顎洞の異常を検出する方法は、菌性上顎洞炎の多くが患側上顎洞のX線透過性の低下を示す事に注目したものである。実際の画像処理では、パノラマ像を左右反転させ、正中の位置をあわせてオリジナルの画像に重ね合わせ、差分処理（サブトラクション）を

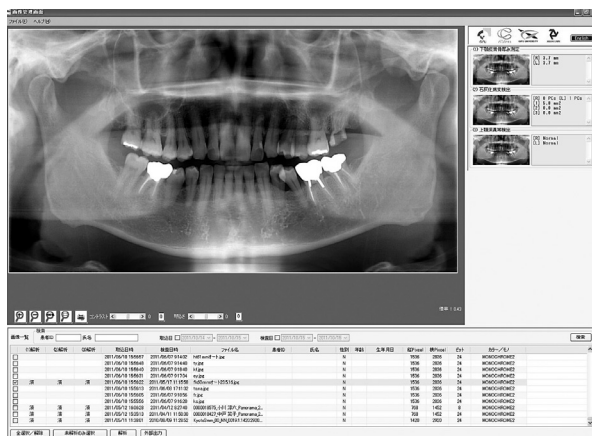


図10：パノラマX線像から骨粗鬆症、上顎洞炎、および頸動脈石灰化を検出するコンピュータ支援診断（CAD）システムのインターフェイス画面。パノラマ画像をデータベースに取り込んで自動的に解析をおこなう。

おこなうことで、左右上顎洞内のわずかなX線透過性の差を強調して異常の可能性を指摘するものである⁶⁰。(図11)開発中のシステムでは、パノラマ撮影装置の機種に依存せずにこれらのCAD処理を実行可能とするために、処理の対象となるパノラマ画像の1画素の大きさがシステムに正しく認識されれば、複数の機種でほぼ同じ検出精度を発揮できる様にアルゴリズムを工夫している。

歯科の診療施設は、ほとんどが小規模な歯科医院であり、医師みずからが検査、診断、治療のすべてをおこなっている。このため、パノラマX線像をスクリーニングしたCADが様々な情報を提示しても、確認するための更なる検査をおこなったり、経験ある専門医に対診したりすることが困難な実情がある。総合病院では、放射線科専門医が画像診断を担当しており、X線撮影などの画像検査を担当する診療放射線技師も勤務している。一方、歯科において放射線の専門医が画像診断に関与しているのは、全国29の歯学部・歯科大学に関連した施設に限られる。日本では、1年間に約100万枚のパノラマX線画像が撮影されているが、専門医による画像診断を受けているのは、パノラマX線撮影件数全体の約3%にすぎない。画像診断に課せられた最大の使命は、医療安全の確保にある。歯科医院における日常診療で診断を充実させる事は、歯科医療全体の質的向上を目指すうえで急務であると考える。

この問題を解決する方策のひとつが、ネットワークなどにより医用画像を送って専門家の支援を得る遠隔画像診断（tele-radiology）の利用である。医科では、既にいくつかの遠隔診断サービスを提供する組織が稼働しており、専門家のいない病院を中心に普及しつつあり、歯科でも遠隔画像診断支援サービスが開始されつつある。歯科の画像診断に関するもうひとつの問題点は、専門医による診断の供給体制である。歯科の画像診断専門医（日本歯科放射線学会）は、2010年現在で約200名しかおらず、遠隔画像診断サービスに多くの歯科開業医が加盟しても、日々撮影される膨大な数の画像検査を、短時間ですべてチェックことはできない。ここで活用すべき技術が、画像をスキャンして疾患に関連した異常を検出して医師に注意を促すコンピュータ支援診断（CAD）システム（ソフトウェア）との協調である⁶¹。CADおよび遠隔画像診断が歯科の領域で普及するのを阻害する要因のひとつが、歯科のデジタルX線像は医用画像の国際規格であるDICOMに適合しないものが多い事である。DICOMは、画像データにタグと呼ばれる付帯情報が付いた構造をしている。タグには、患者の生年月日と性別を含む個人情報、検査の種類や使用した装置に関する情報、さ

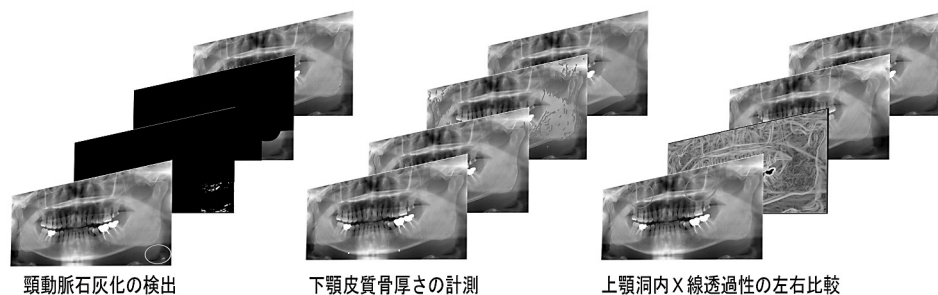


図11：パノラマX線像CADシステムにおける，骨粗鬆症を発見する指標となる下顎皮質骨の厚さの計測，頸動脈が走行する部位での石灰化物の検出，および上顎洞の左右透過性を比較する画像処理過程の模式図。

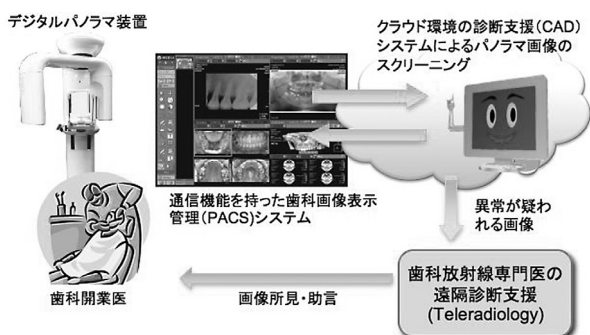


図12：歯科パノラマX線像スクリーニングの未来像。臨床施設（開業医）で撮影されたパノラマはクラウド環境のCADシステムで自動的にスクリーニングされる。異常が発見された画像については，遠隔診断の回線を通じて歯科放射線の診断専門医が分析して診断を支援する。

らに1画素の大きさと画像を構成する画素の数など，画像に関する情報が書き込まれる。歯科のパノラマX線像がすべてDICOMデータとなれば，CADで画像処理の条件を決めるのに必要な検査や画像のパラメータを，タグの記述から自動的に取得することができる。遠隔画像診断では，診療画像や臨床データの通信，表示，編集 およびデータベース化に，医科の遠隔診断サービスと同じシステム（ソフトウェア等）を共用する事ができる大きな利点がある。将来的には，上記の歯科用CADと遠隔画像診断のサービスを統合し，相互補完的に機能する仕組みの構築につながると考える。臨床現場の歯科医師とCADが共同で疾患の可能性のある異常像を発見し，遠隔画像診断を通じて専門医の分析を受ける仕組みが確立されれば，妥当なコストで，多数の歯科医院に，専門的な診断支援サービスを提供する事が可能となろう。（図12）

結 語：

歯科画像検査の出発点ともいえるパノラマX線撮影の昨日，今日，そして明日の展望について概説した。

デジタル化の潮流に乗り，新しいセンサ，画像再構成，IT通信，およびコンピュータ診断支援の技術に彩られたパノラマX線撮影のルネサンスは，始まったばかりである。画像検査における線量の低減は時代の要請でもあるが，低線量を特徴とするデジタルパノラマ撮影は，まさに最適な方法である。21世紀においても，パノラマX線撮影は歯科臨床で重要な役割を果たし続けるであろう。

文 献

- 1) 沼田久次. 歯弯レ線撮影上の考察. 島津学会雑誌. 1933; 10: 13-14.
- 2) Heckmann K. Die Rontgenperspektive und ihre Umwandlung durch eine neue Aufnahmetechnik. *Fortschr Geb Rontgenstr.* 1939; 60: 144-157.
- 3) Paatero YV. A new tomographical method for radiographing curved outer surfaces. *Acta Radiol.* 1949; 32: 177-184.
- 4) Hallikainen D. History of panoramic radiography. *Acta Radiol.* 1996; 37: 441-445.
- 5) McDavid WD, Tronje G, Welander U, Morris CR and Nummikoski P. Imaging characteristics of seven panoramic x-ray units. *Dentomaxillofac Radiol.* 1985; Supplementum 8: 1-68.
- 6) McDavid WD, Langlais RP, Welander U and Morris CR. Real, double, and ghost images in rotational panoramic radiography. *Dentomaxillofac Radiol.* 1983; 12: 122-128.
- 7) Lund TM and Manson-Hing LR. Relations between tooth positions and focal troughs and panoramic machines. *ORAL SURG ORAL MED ORAL PATHOL.* 1975; 40: 285-293.
- 8) Nummikoski P, Prihoda T, Langlais RP, McDavid WD, Welander U and Tronje G. Dental and mandibular arch widths in three ethnic groups in Texas: a radiographic study. *ORAL SURG ORAL MED ORAL PATHOL.* 1988; 65: 609-617.

- 9) Welander U, Nummikoski P, Tronje G, McDavid WD, Legrell PE and Langlais RP. Standard forms of dentition and mandible for applications in rotational panoramic radiography. *Dentomaxillofac Radiol.* 1989; 18: 60-67.
- 10) McDavid WD, Tronje G and Welander U. A method to maintain a constant magnification factor throughout the exposure of rotational panoramic radiographs. *Dentomaxillofac Radiol.* 1989; 18: 160-168.
- 11) Tokuoka O. The Principles of Panoramic Tomography. *Oral Radiol.* 1989; 5: 31-38.
- 12) 内藤宗孝. 回転パノラマX線撮影法における全歯列断層域の定量的解析. 愛院大歯誌. 1990; 28: 1199-1224.
- 13) Shiojima M and Naitoh M. Development of Test Phantom for Measuring the Image Layer in Rotational Panoramic Radiography. *Dentistry in Japan.* 1995; 32: 96-99.
- 14) 原田功一, 西川慶一, 黒柳錦也. Charge-Coupled Device方式によるデジタル回転パノラマX線画像の画質に関する基礎的検討—アナログ画像との比較—. 歯科学報. 2000; 100: 977-991.
- 15) Langland OE, Langlais RP, McDavid WD and Delbalso AM. Panoramic radiology. 2nd ed.; Baltimore; Williams & Wilkins. 1988.
- 16) 丸山隆司, 岩井一男, 橋本光二, 新井嘉則, 川嶋祥史, 本城谷孝, 西連寺永康. 歯科X線撮影における撮影枚数, 国民線量およびリスクの推定. 歯科放射線. 1987; 27: 143-153.
- 17) 岩井一男. 歯科X線撮影の実態と被曝線量. 歯科放射線. 2006; 46: 122-125.
- 18) 岡野恒一, 松尾綾江, 後藤賢一, 横井みどり, 蛭川亜紀子, 奥村信次, 小山修司. 口腔および顎顔面エックス線撮影における唾液腺に着目した実効線量評価. 日本放射線技術学会雑誌. 2009; 65: 594-602.
- 19) 境野利江, 佐藤健児, 原田康雄, 西川慶一, 小林育夫, 岡野友宏, 代居敬, 佐野司. 一般歯科診療所のパノラマX線撮影における患者線量. 歯科放射線. 2010; 50: 11-16.
- 20) Schiff T, D'Ambrosio J, Glass BJ, Langlais RP and McDavid WD. Common positioning and technical errors in panoramic radiography. *J Am Dent Assoc.* 1986; 113: 422-426.
- 21) Rushton VE and Horner K. The use of panoramic radiology in dental practice. *Journal of Dentistry.* 1996; 24: 185-201.
- 22) Schulze R, Krummenauer F, Schalldach F and d'Hoedt B. Precision and accuracy of measurements in digital panoramic radiography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2000; 29: 52-56.
- 23) Stramotas S, Geenty JP, Petocz P and Darendeliler MA. Accuracy of linear and angular measurements on panoramic radiographs taken at various positions in vitro. *Eur J Orthod.* 2002; 24: 43-52.
- 24) Freitas DQ and Montebello Filho A. Evaluation of two methods of tracings for implants in panoramic radiographs. *J Appl Oral Sci.* 2004; 12: 84-88.
- 25) Kambylafkas P, Murdock E, Gilda E, Tallents RH and Kyrkanides S. Validity of panoramic radiographs for measuring mandibular asymmetry. *Angle Orthod.* 2006; 76: 388-393.
- 26) Ongkosuwito EM, Dieleman MM, Kuijpers-Jagtman AM, Mulder PG and van Neck JW. Linear Mandibular Measurements: Comparison Between Orthopantomograms and Lateral Cephalograms. *Cleft Palate Craniofac J.* 2009; 46: 147-153.
- 27) Nishikawa K, Suehiro A, Sekine H, Kousuge Y, Wakoh M and Sano T. Is linear distance measured by panoramic radiography reliable? *Oral Radiol.* 2010; 26: 16-19.
- 28) 山野博可. 顎関節症における下顎頭の形態と動態に関する研究—パノラマ歯科X線装置による顎関節撮影の開発—. 日大口腔科学. 1976; 2: 150-155.
- 29) 上村修三郎, 朴昌植, 西原平八, 谷本啓二, 山根由美子. Orthopantomographyによる顎関節疾患のX線診断. 歯科放射線. 1978; 18: 296-304.
- 30) 島野達也, 鈴木陽典, 佐々木武仁. 日本における歯科放射線検査件数の長期的動向—健康保険調査資料の分析—. 歯科放射線. 2002; 42: 9-21.
- 31) 秋山広徳, 古跡孝和, 板垣恵輔, 四井資隆, 蒲生祥子, 清水谷公成. 歯科用エックス線撮影装置の品質管理を目指した実態調査. 歯科放射線. 2011; 50: 21-26.
- 32) Tammissalo E, Hallikainen D, Kanerva H and Tammissalo T. Comprehensive oral X-ray diagnosis: Scanora multimodal radiography. A preliminary description. *Dentomaxillofac Radiol.* 1992; 21: 9-15.
- 33) 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. 日本口腔インプラント学会雑誌. 1993; 6: 363-369.
- 34) 川俣明敏, 長屋美智代, 藤下昌巳, 磯貝昌彦, 片木喜代治. 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. 1994; 34: 249-258.
- 35) 内藤宗孝, 川俣明敏, 竹内克豊, 大崎千秋, 有地榮一郎. パノラマX線撮影装置を用いたインプラント断層撮影法の改良—ダイレクターポジショニングシステム(DLPシステム)の開発—. 日本口腔インプラント学会誌. 2000; 13: 59-68.
- 36) 日高豊彦. インプラント診療におけるX線診査の活用. 日本顎咬合学会誌. 1994; 15: 167-173.
- 37) 小林馨, 今中正浩. 【ステント再考—補綴主導型治療におけるステントの意義と活用法】 診断用ステントと画像診断—有効なインプラント診療方針のために.

- Quintessence DENTAL Implantology*. 2002 ; 9 : 581-587.
- 38) 渡邊文彦. 【インプラント修復の最新エビデンス】 適応症とステントの重要性 ステントの有用性と目的. 補綴臨床 別冊インプラント修復の最新エビデンス. 2004 : 56-59.
- 39) 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.
- 40) 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.
- 41) 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. 1998 ; 38 : 128-134.
- 42) 川俣明敏, 長屋美智代, 藤木芳成, 藪下勉. パノラマ MR 像作製の試み. 歯科放射線. 1992 ; 32 : 48-54.
- 43) 松田幸子, 荒木和之, 花澤智美, 関健次, 岡野友宏. Digora PCT によるデジタルパノラマ X 線画像の臨床的有用性の評価. 歯科放射線. 2006 ; 46 : 21-25.
- 44) Mastoris M, Li G, Welander U and McDavid WD. Determination of the resolution of a digital system for panoramic radiography based on CCD technology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2004; 97: 408-414.
- 45) Katsumata A, Hirukawa A, Okumura S, Naitoh M, Fujishita M, Ariji 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.
- 46) Naitoh M, Hirukawa A, Katsumata A, Saburi K, Okumura S and Ariji 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.
- 47) Kawamata A, Ariji Y and Langlais RP. Three-dimensional computed tomography imaging in dentistry. *Dent Clin North Am*. 2000; 44: 395-410.
- 48) Kawamata A, Ariji 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.
- 49) Roberts JA, Drage NA, Davies J and Thomas DW. Effective dose from cone beam CT examinations in dentistry. *Br J Radiol*. 2009; 82: 35-40.
- 50) 岡野友宏, 新井嘉則. 歯科用コーンビーム CT の適正運用. 歯界展望. 2009 ; 113 : 1147-1152.
- 51) 中浜久則, 花輪小百合, 小宅麗来, 印南永, 鈴木弘平, 渡辺正佳, 花輪浩司, 奥村泰彦. デジタルパノラマエックス線撮影のための多断面画像再構築アルゴリズム. 明海歯科医学. 2007 ; 36 : 118-128.
- 52) Ogawa K, Langlais RP, McDavid WD, Noujeim M, Seki K, Okano T, Yamakawa T and Sue T. Development of a new dental panoramic radiographic system based on a tomosynthesis method. *Dentomaxillofac Radiol*. 2010; 39: 47-53.
- 53) 関健次, 原田康雄, 岡野友宏, 尾川浩一, 山河勉. 高速データ収集可能な半導体検出器を利用したデジタルパノラマ X 線撮影装置 (PanoACT-1000) の開発. *IN-NERVISION*. 2008 ; 23 : 98-100.
- 54) Katsumata A, Ogawa K, Inukai K, Matsuoka M, Naganano T, Nagaoka H and Yamakawa T. 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*. 2011; 112: 375-382.
- 55) Hounsfield GN. Nobel lecture, 8 December 1979. Computed medical imaging. *J Radiol*. 1980; 61: 459-468.
- 56) Naitoh M, Hirukawa A, Katsumata A and Ariji E. Prospective study to estimate mandibular cancellous bone density using large-volume cone-beam computed tomography. *Clin Oral Implants Res*. 2010; 21: 1309-1313.
- 57) Chun KJ. Bone Densitometry. *Seminars in Nuclear Medicine*. 2011; 41: 220-228.
- 58) 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.
- 59) 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.
- 60) 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.
- 61) 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: In-press.
- 62) 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: In-press.

63) Karayianni K, Horner K, Mitsea A, Berkas L, Mastoris M, Jacobs R, Lindh C, van der Stelt PF, Harrison E, Adams JE, Pavitt S and Devlin H. Accuracy in osteoporosis diagnosis of a combination of mandibular corti-

cal width measurement on dental panoramic radiographs and a clinical risk index (OSIRIS): The OS-TEODENT project. *Bone*. 200; 40: 223-229.
