

歯科領域における高速らせんCTの応用

森田康彦, 平岡孝志, 野井倉武憲

鹿児島大学歯学部歯科放射線学講座

Yasuhiko Morita, Takashi Hiraoka, Takenori Noikura

Department of Dental Radiology
Kagoshima University Dental School
8-35-1 Sakuragaoka, Kagoshima 890

Abstract

The use of Spiral CT, a new volume scanning method, for the dentistry was reviewed with images obtained using the Spiral CT scanner in Kagoshima University Dental hospital.

Spiral CT allows the high speed continuous volume data acquisition and make it possible to use CT images for the dentistry which needs high resolution images of vertical planes to the jaw bone in addition to the conventional transaxial images. Multiple-planner-reconstruction and Dental CT clearly pointed out the relations between the teeth and mandible canal or that between the cyst and the canal.

The three dimensional images is gaining higher and higher acceptance including many misunderstands also in the dentistry alike the past medical fields. The fundamental difference between the three dimensional images used in the "movie" and medical imaging were described briefly. The principal of the two types of the three dimensional imaging for medical fields, the surface rendering and the volume rendering, were also written. The application for the periodontal surgery using three dimensional images were presented as a good example for the both methods.

Rapid prototyping, which is a new technology in the medical field, was described with the concept about accuracy that also same in the three dimensional imaging.

The patient dose and the method to reduce the risk were discussed. Image quality of the bone is not so dependent in the Xray tube currents, so we can reduce the tube current to 85mA and only 48mm length scan were requested for a jaw bone. These factor lead to the effective dose 0.3-0.4mSv at maximum. The use of the Spiral CT can be justify for some cases such as the dental implants or periodontal surgery if the patients state (age, will, etc.) and scanning parameters are well considered.

Key words

Spiral CT, Dental CT, Three dimensional imaging, Rapid prototyping, Radiation does of CT

<はじめに>

X線CTは被写体の体軸方向にX線管球を回転させながら投影データを収集し、コンピュータによる画像再構成をおこなうことにより1-10mmのスライス幅の横断画像をえる装置である。このシステムの開発の成功が医学に与えた恩恵は計り知れないものがある。しかしながら第3世代の開発以降はCTはその機構上持ち得る理論的性能に近いところにまで発達し、特殊な装置を除いてこれ以上の体軸方向の空間分解能、被曝、撮影時間の短縮は不可能に思われ、医学物理のテーマはほとんど高速MRIに移行した感があった。このため体軸方向の空間分解能が口内法デンタルX線写真などに比べ著しく低く、被曝量も大きなCTは重篤な口腔外科的疾患以外の歯科臨床において利用することは困難であった。ところが1989年に北米放射線学会でW.KalenderらがSPIRAL-CTとして¹⁾、また国内では東芝メディカル(株)がヘリカルCTとして²⁾それぞれ独立に発表した高速らせんCTは当初その優れた高速スキャン性能によりまたたく間に普及し、さらに体軸(Z軸)方向の任意の位置から画像再構成することが可能で、従来のCTにおいて大きな問題であった部分容積効果による診断能の低下をある程度おぎなえること、従来オーバーラッピングスキャンが不可欠で非常な線量(被曝)が必要であった3D画像が通常のCT検査の中で追加のスキャンをすることなく得られることなどから、従来のCTでは不可能であったさまざまな新しいCT検査手法を生み出す原動力となった。特に我々にとって重要なことは、高速らせんCTの開発に加え検出器、電子機器などの発達により歯科臨床においてもCTの利用の道が開けたことであろう。本文では高速らせんCTの歯科領域での利用について概説するとともに本学付属病院歯科放射線科に導入された高速らせんCTによる事例を紹介する。また現在欧州を中心として精力的に検討されているCT画像を利用した3次元模型作成法の一部についても概要を報告する。

なお高速らせんスキャン方式、3次元画像作成方法、歯科用ソフトウェア等は現在CTメーカ各社が良く似た方法をさまざまな名称で呼び混乱をきたしている。ここではスキャン方式、画像作成法、歯科用特殊ソフトウェア名は引用した各論文に用いられているものをそれぞれ使用し、3次元画像作成方法の用語は国際的にもっとも標準的と思われる国際電気通信学会コンピュータグラフィックス部会誌^{3, 4)}の呼称と、標準的なテキストであるComputer Graphics⁵⁾にもとづ

いて記述する。

<高速らせんCTの原理と特徴>

X線CTは体軸方向にX線管球を回転させながらX線照射をおこない、被写体を通過したあらゆる方向のX線データ(投影データ)を検出器でとらえ、このデータから横断面をコンピュータを用い数学的に再構成するものである。この原理は従来のスキャン方法であっても高速らせんスキャン(SPIRAL-Scan, ヘリカルスキャン)でも同様である。ところで従来のスキャン方法では患者はテーブル上で静止した状態でなければならない、体動がある場合はムービングアーチファクトと呼ばれるアーチファクト(偽像)が発生するため、複数の画像を得るためにはベットをその都度断層画像を必要とする位置まで移動させ、そこで360から180度程度のスキャンをおこなう。一方高速らせんスキャンではX線管球が回転するあいだ、患者を乗せたベットは等速で正確に体軸方向(頭もしくは足側)に必要な領域を移動する。このままでは撮影領域のそれぞれの位置には1つの方向(角度)の投影データしか存在せず、画像再構成はできない。さらにある位置を中心とした1/2回転分のデータから無理に画像再構成をおこなえば先に述べたムービングアーチファクトが当然のことながら発生する。そこで実際に収集できなかった投影データをその前後のデータから補間し作りだすことが必要になる。この方法には360度1回転分のデータから補間する方法、180度1/2回転のデータから補間する方法、さらに非線型補間による方法などがあげられる⁶⁾。これらが高速らせんCTの基本的原理である。

この原理から明らかなようにテーブルの移動、スキャンを断続的に繰り返しある領域をスキャンしてきた従来の方法ではスキャンをおこなった位置の画像しか得ることができないのにたいして高速らせんCTではスキャン領域のあらゆる点で(正確には最初と最後の1/2回転分は不可能)画像を得ることができる。またスキャン速度もスキャンとベット移動を繰り返す従来方法よりはるかに高速で、かつベットの断続的移動がないため体動による影響も少ない。

ところで従来高速らせんCTは先に述べたように補間して作られたデータから画像を作成するため画像は通常スキャンに原理的に劣ると考えられてきた。しかし最近W.KalenderらはSpiralCTの特徴としてスキャンされた領域のなかでの描出能の変化が少なく安定していること、一方通常スキャンではスキャン位置

と対象の位置関係により描出能が大きく変化し、SPIRAL-Scanより優れた画像がえられるのは限られた場合であることを実験、理論の双方から示している⁷⁾。

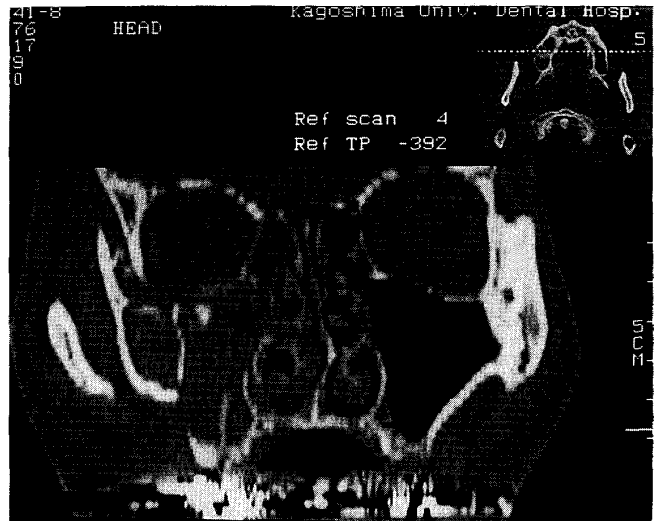
しかしながらこの高速らせんスキャンも”魔法のスキャン”ではなく、現状では依然として横断面の幅であるスライス幅は最良のもので1から0.5mmであり、体軸方向の精度はベット移動の精度以下になる点には留意しなければならない。またX線管球に必要な熱容量の増大という大変厄介な問題も存在する。

<歯科における応用>

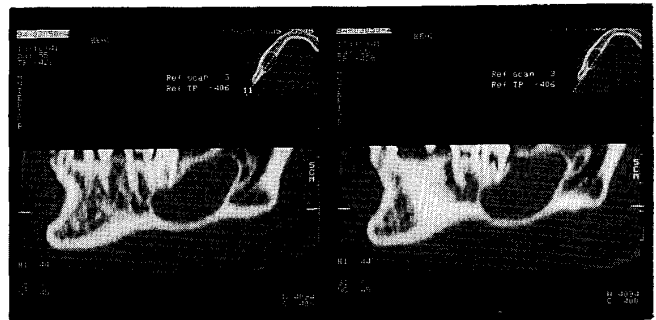
ここでは高速らせんCTにより歯科領域において可能になった、あるいはいちじるしく進歩した多断面画像再構成法、Dental CT、3次元画像作成法、さらに3次元実体模型作成の4つの手法について述べる。一方スキャン、3次元画像作成が容易になった反面、安易に従来不可能であった広い領域あるいは若年者に対する検査が最適化されずおこなわれることがあり、重大な問題であるとの指摘がされている⁸⁾。またW.Kalenderは3次元画像あるいは実体模型が一度作成されるとデータ収集条件とはお構いなしに安易にこれを実体として信じ扱うことが多く注意が必要であると述べている⁹⁾。このような点について当院におけるCT装置を用いた場合の被曝線量測定の結果を交えて述べる。

(1) 多断面画像再構成法

従来からCTでは連続した横断面から必要とする断面を再構成する多断面画像再構成が用いられてきた。これらの手法は腫瘍、外傷など病変の縦方向への進展を診断する場合に有用とされ、また口腔内の金属によるアーチファクトや外傷など患者の状態により直接冠状断スキャンが行えない場合に用いられてきた。この点では従来とは大きな変化はないが、検査内容は著しく変化してきた。すなわち従来のスキャンでは画像の体軸方向の空間分解能がスライス幅により一意的に決定されるため細かい多数のスキャンが必要で長時間の検査と多量の被曝をもたらさざるをえなかった。さらにベットの断続的な動きと長時間のスキャンにより体が動き、歪んだ画像になることも多かった。高速らせんスキャンでは体軸方向の任意の位置から画像再構成が可能のため、1回のスキャンでスキャン領域の1mm程度おきの横断画像を再構成しこれからかなり良好な縦断断層画像を得ることができる(画像1)。余分な



画像1 多断面再構成画像(上顎骨折)



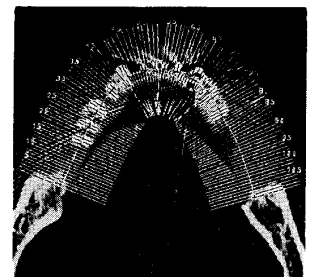
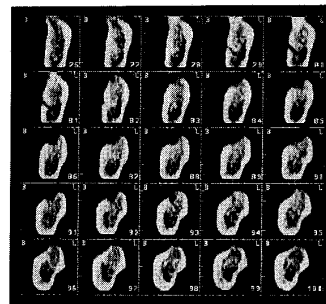
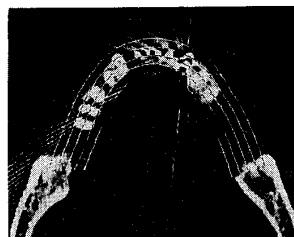
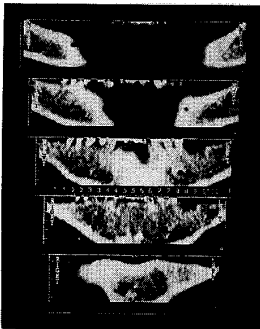
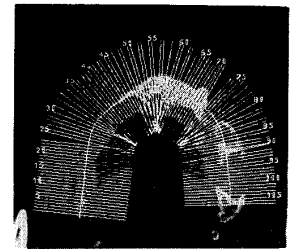
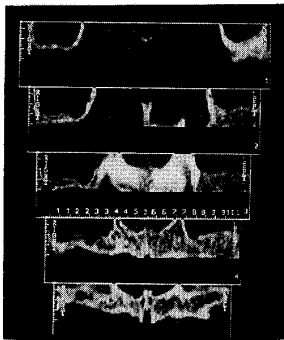
画像2 多断面画像再構成(下顎嚢胞)

被曝をする必要もない。スキャンも数十秒程度で終了するため位置ずれも少ない。しかしながら前にのべたようにスライス幅の問題は高速らせんスキャンにおいても解決されず、スライス幅より小さい物体のコントラストは大きさに比して小さくなることには十分留意しなければならない。

本手法は病変と下歯槽管の関係の描出にも有効で、我々は通常スライス幅1mm、テーブル移動速度1-2mm/回転のスキャンをおこない、横断面に加え顎骨に沿った矢状断面画像を作成している(画像2)。下顎に存在する嚢胞と下歯槽管の位置関係が良くしめされている。

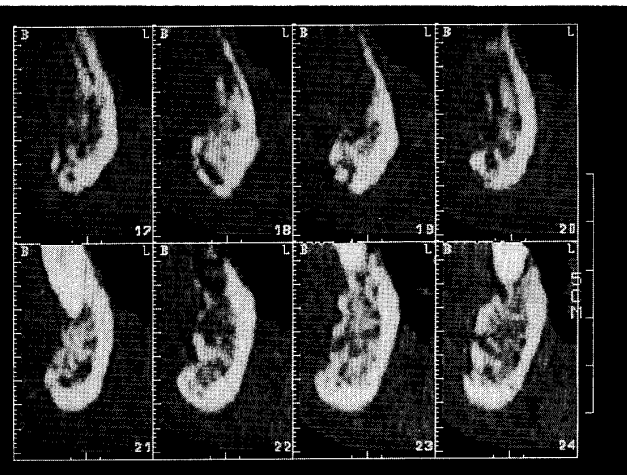
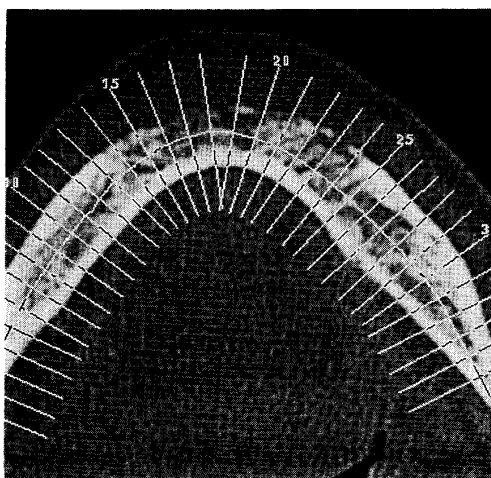
(2) Dental CT

Dental CTあるいはデンタルスキャンなどと呼ばれる手法は多断面画像構成の変法と考えることができる。すなわち多断面画像再構成がスキャンされた領域(ポリウムとも呼ぶ)のある平面を再構成して表示するのにたいして、Dental CTでは通常歯列弓上の数点を画像上で手動入力し、これを結ぶスプライン曲



画像3 Dental CT (歯列に平行な縦曲面, インプラント)

画像4 Dental CT (歯列に直行な縦曲面, インプラント)



画像5 Dental CT (歯列に直行な縦曲面, 骨髄炎)

線を作成し、これを通る縦曲面(画像3)とこれに直交する縦平面(画像4)を自動的に作成するものである¹⁰⁾。曲面画像はパノラマ像に見かけ上はよく似たものになる。これらの画像はインプラントの術前検査として作成されたものである。

ところでCTはそもそも診断用機器であり、計測用機器ではなく、画像上の距離、位置計測等は本体に備え付けられたソフトウェア以外をもちいて計測することは製造者は保証せず、危険である。しかしDental CTは歯科用インプラントなど目的に開発されて

おり、ソフトウェア上で距離など計測できるように作成されていたり、画像3、4に示されるように参照用のスケールが作成できるようになっている。もっともデンタルCTにおいてもスキャンの際のスライス幅、テーブルスピード、CTガントリー傾斜等に対する指示などを無視すると画像の位置ずれをおこし誤った計測をおこなうので十分な注意が必要であることはいうまでもない。

このDental CTは勿論顎骨の疾患の診断にも有効である。画像5は顎骨の頬舌的な破壊の様相を良く示

している。

(3) 3次元画像作成

いわゆる3次元画像の作成は高速らせんCTの開発以前にも行われてきたが、極めて多数のスキャンを重ねて行う（オーバーラップ）ため、検査時間、被曝の問題があり、また画質の上からも問題が多かった。臨床的な3次元画像作成と診断への応用は、高速らせんCTによりオーバーラップスキャンなしに3次元画像作成が可能になって初めて可能になったといつてよいと思われる。すでに(1)、(2)でも述べたように、任意位置での画像再構成が可能であるという高速らせんスキャンの特質がここでも発揮されている。

ところで3次元画像といわれるものには多くの種類があり、作成方法にも多くの種類がある。TVコマーシャルや映画などでさまざまなコンピュータグラフィックスを日常的にみることも多い。このため医療目的の3次元画像についてもこのような日常の画像との混同がなされ、理解を困難にし、あるいは誤解を招いている点が少なからずあるように思われるので、まず医用3次元画像と他の手法の違いを述べ、代表的な2つの手法、Shaded Surface RenderingとVolume Renderingの2つの手法と原理について説明する。またより真に近い3次元知覚をあたえるべく開発された特殊なハードウェアをもちいた表示方法についても簡単に述べる。

(医用3次元画像とTVコマーシャル、映画等用3次元コンピュータグラフィックス)

医用3次元画像とTVコマーシャル、映画等用3次元コンピュータグラフィックス（映画等用3次元画像と以下略記）のもっとも大きな違いは対象となる物体を構成する要素の形式である。医用3次元画像は通常XY平面が何層も重なっている容積データから構成される。CTでは通常512x512ないしは256x256程度の格子状のデータが20-100枚程度重なって構成されており（それぞれの区画はVoxelと呼ばれる）、データの総数は数百万から数千万個に及ぶ。さらにこれらのデータはCT値と呼ばれる生体のX線線減弱係数に比例する数値であり、物質の色調、反射、屈折、透過率など光学的性質を反映するものではない。一方映画等用3次元画像は通常立方体、直方体、円錐、球、2次元図形の回転体などのプリミティブとよばれる基本的図形を組み合わせ、あるいは変形して表現される¹¹⁾。特に最近開発されたメタボール¹²⁾を利用する表現では、か

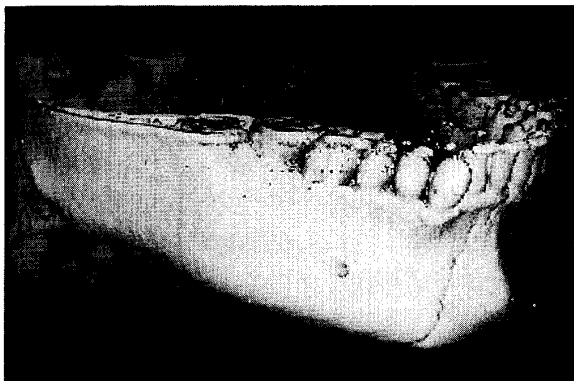
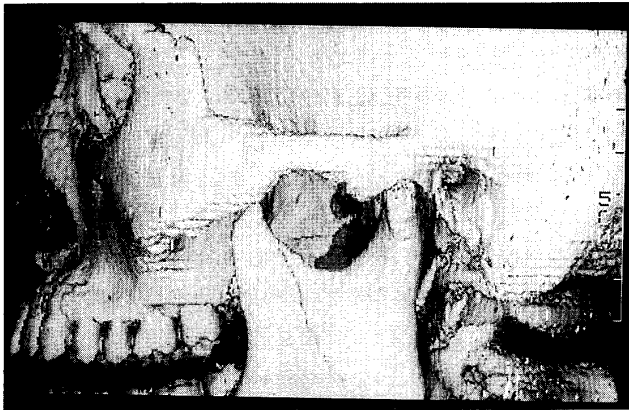
なり自由に自然界の物に近いものが表現されるが、構成する要素数は極めて少ない。色調、反射、屈折、透過率などの光学的性質はすでに与えられている。また構成する要素の幾何学的性質は数学的に厳密に表現が可能であるし、また一般的によく知られている光線追跡法などでは要素の幾何学的性質が陽に数学的に定義されていなければ画像を計算することはできない¹³⁾。

このように2つの方法では構成する要素の数、形式が全く異なる。膨大なデータを扱う医用3次元画像では複雑な処理を行うことは現在のコンピュータ技術をもってしてもかなり困難である。また構成する要素にどのような光学的性質をどのようにして与えるかというステップ、たとえばどうやって骨と歯をCT値から区別して、どのような色調、反射率あるいは透過率をそれぞれに与えるかといったステップが必要になる⁴⁾。また膨大な数の要素の集合体の幾何学的性質を数学的に厳密に計算することは大変困難である。このため光線追跡法、さらに高度なラジオシティなどの光学課程を逆追跡し画像を作成する手法は現実的に不可能である。このような点から医用3次元画像の作成は映画等用3次元画像と共通の手法を利用しうもの、そのまの手法では不可能であり、またかなり困難であることがわかる。

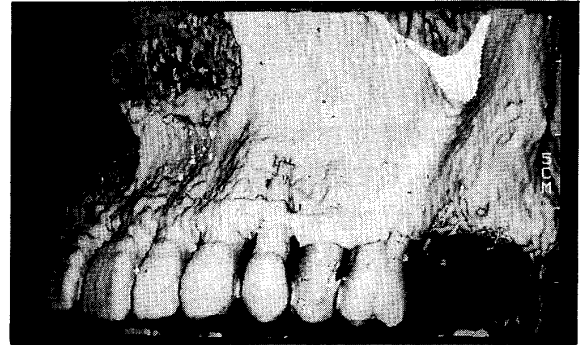
さてここで医用3次元画像について代表的な2つの方法について画像作成の原理を含めながらさらに詳しく述べる。

(Shaded Surface Rendering)

現在もっとも歯科領域で多く使われている3次元画像は表面再構成法（Shaded Surface RenderingもしくはDisplay）による骨の3次元画像であろう。この手法はまずCTにより得られた容積データの内からあるCT値以上（通常150から400程度をしきいとする）のものを骨と認識し、視線方向と投影画面上を結ぶ線上で一番近い所を表面として描出する方法である。従来は表面までの距離に逆比例する輝度を与えて表現していたが、距離のバッファであるZバッファ上の傾きと光源のなす角度により陰影をあたえるZ Buffer Gradient Shading法の開発により画質が著しく改善した^{15, 16)}。また骨の領域をしきい値により2値化（ある、なし）し抽出した後ランレングス圧縮法といわれる圧縮法でデータ量を圧縮すること、さらにこれがハードウェアによる高速化に好都合であること¹⁷⁾などにより、現在では日常臨床にも十分使用できる速度レベ



画像6 3次元画像 (Shaded Surface Rendering, 骨折)



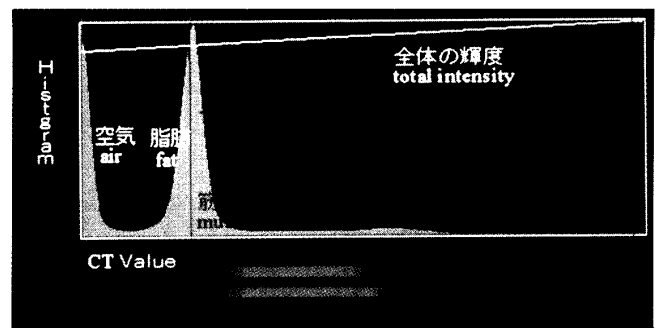
画像7 3次元画像 (Shaded Surface Rendering, 歯周外科)

ルに達している。画像6で示されるように外傷など従来の横断面のみではイメージのつかみにくい場合には特に有効ですでによくもちいられている。また頭頸部領域でのさらに高度な手法の幾つかの報告¹⁸⁾に加えて歯科領域では九州歯科大学の内藤ら¹⁹⁾, また本校では歯科保存学講座(2)の町頭, 和泉ら並びに著者ら²⁰⁾により歯周外科への応用が活発に研究されている(画像7)。この3次元画像ではたとえば従来の口内法デンタルX線写真では捉えられない上顎骨小白歯根尖の開窓が描出されている。

しかしながら後の3次元模型作成においても述べるように, このようなしきい値による3次元画像の作成はしきい値の設定により著しく画像が変化し, 実体とかけ離れた画像を作ることがあることがよく知られている。また本手法では内部の観察にはカットモデル(画像)を作成する必要がある。これらの欠点から現在の研究の主体は次に述べる Volume Rendering に移りつつある。

(Volume Rendering)

Volume Rendering には広義には先に述べた表面再構成法 (Shaded Surface Rendering), 最大輝度投影法, あるいは動画による表現²¹⁾ などをも含むが,



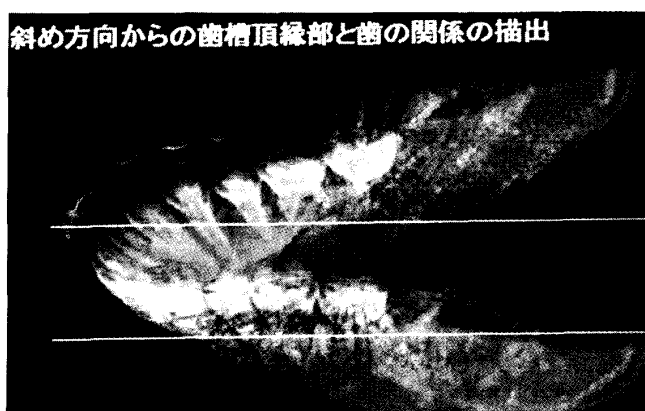
画像8 Volume Rendering 統計的分類

狭義には Ray (光線あるいは視線) の経路の要素の線積分としての表現と定義することが多い。このため通常, 対象は内部の構造をみることのできる半透明体として表現される。

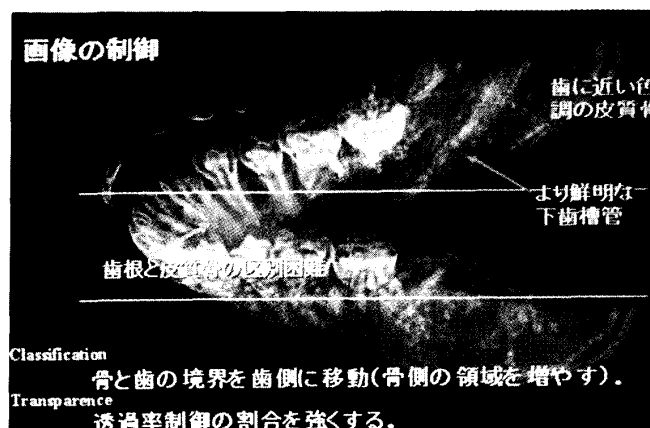
またそれぞれの要素の CT 値情報は表面の検出のみに使われるのではなく, 統計的分類のために用いられる。すなわち要素はその CT 値とあらかじめ作成された統計的分類テーブルから, 脂肪, 筋肉, 骨, 歯といった組織である確率を与えられる。さらにそれぞれの要素は, 種々の組織に与えられた色調, 透明度などをその確率に比例して与えられる²²⁾。画像8にこのような分類の実例を示す。CT 値50付近は筋肉に分類され青

色が、CT値100から2000程度までは骨に分類され緑色が、そしてCT値2000程度からそれ以上の部分は一部骨（皮質骨）とともに歯に分類され赤色が割り振られている。

このような分類がなされたあと、視線にそってあるいは光源からの光線にそって線積分すなわち投影がなされ、画像が得られる⁴⁾。半透明体のモデルを表現するためにはNewellのモデルが式が簡単な割りには良好な画像がえられることが良く知られているが、浮動少数点演算が必要である²²⁾。この投影の段階ではそれぞれの要素の光線の透過率あるいは不透明度が重要である。すなわち不透明なものほどその色が画像上で強くなり、その背後の色は目立たなくなることから、不透明度を制御（高く）し、必要な部位、病変を強調することができる。このようにして必要な部位、病変の描出を行なった報告はいくつも見られる^{23, 24)}。我々は、半透明体の視線と垂直な面は実際より透明に、平行な面はより不透明に見られるKayの経験則によるモデル²²⁾を応用し、要素の不透明度を与えることにより、骨、歯などの境界面を強調した良好なVolume Ren-

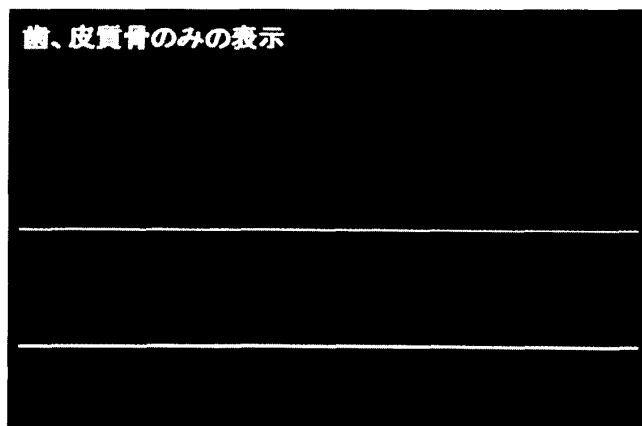


画像9 Volume Rendering 3次元画像



画像10 3次元画像の制御

歯、皮質骨のみの表示



画像11 3次元画像の制御

der 画像を得ている（画像9）。

本手法の特徴は画像10に示されるように先に述べた統計的分類や、不透明度の制御によりさまざまな画像を作成できることにある。画像11では赤色の歯、皮質骨部分以外を完全に透明にすることにより、表示されないようにしている。

なお本手法は被写体の物理モデルとして、統計分類に従い自己発光する半透明体をもちいる筆者らが開発した新たなソフトウェアによるものであり、細部については他において発表する予定である。

（特殊なハードウェアを用いた3次元表示手法）

3次元画像の作成方法はこのようなソフトウェアに加えて特殊なハードウェアを用い、より高度な3次元知覚を目指す研究も盛んである。1画像のみによる3次元画像は真の3次元知覚を与えるものではない。すなわち1画像のみではヒトの近接する物体に対する3次元知覚において決定的に重要な両眼視差が存在しない²⁵⁾。また通常平行投影あるいは透視投影という実際にはありえない条件で画像が作成されるため、実物とはいささか違う印象をあたえることも多い。そこで左右の目に視差のある3次元画像を与え、真の3次元知覚を得るべくさまざまな手法が開発されてきた。古典的なものでは左右用にそれぞれ補色関係（たとえば赤、青）で作られた3次元画像を、共通の透過光波長をもたない色フィルタのついた眼鏡をもちい観察するアナグリフ方法²⁶⁾があり、テレビジョン放送、書籍などで採用されたこともあって良く知られている。またCRTを用いた手法としては左右用の画像を高速に交互に表示し、眼鏡に装着した液晶シャッターをこれに同期させやはり交互に開閉させ、常に右目には右目画

像を左目には左目画像を与え3次元知覚をあたえる時分割立体テレビジョン方式²⁶⁾もすでに用いられている。

このほかヘルメット,あるいはゴーグルに小型CRTあるいは液晶ディスプレイを左右に取り付けたヘッドマウントディスプレイ装置²⁶⁾,さらに眼鏡の不要なレンチキュラ方式²⁶⁾の画像も作成されている。レンチキュラ方式は右目用と左目用の3次元画像が細い線状に交互にかかれた上に細い蒲鉾状のレンズ(レンチキュラレンズ)をこれも密に配置するもので,いわゆる立体写真として,景品や3Dポストカードなどで見かける方法である。

(4) 3次元立体模型作成(Rapid Prototyping)

Rapid Prototypingとは自由度の高い切削機器や光硬化性樹脂をもちい模型を作成する手法である。医学領域でも,CTデータを用いた,いわゆる3次元実体模型が作成され術式の検討,モデル手術などに用いられるようになってきた²⁷⁾。現在Rapid Prototypingには大きく分けてミリングマシンといわれる切削機器を用いるもの,光硬化性樹脂とレーザを用いる光造形法,さらに高度な焼結法(Selective Laser Sintering)の3つがある。ミリングマシンによる方法は精度と複雑なアンダーカットの部位の再現ができないという問題を持ち,また焼結方式は製造コストが非常に高いため,ここでは光造形法についてのみ述べる。

光造形装置はもともと工業用金型の作成前に実物大の模型を作成して検討するためにつくられた装置である。通常紫外線により硬化する樹脂を槽にいれ上部より紫外線レーザ光線を作成する模型の断面の形状を走査するように照射する。レーザの当たった部位は200ミクロン程度の深さまで硬化するので,1面ごとに200ミクロン程度ずつ硬化部を沈降させることにより,模型の面を次々に作成していく。この際必要なところにはあらかじめ設計の段階で支え(サポート)を追加し,変形や分離をふせぐ。最後まで照射が終わったら槽から取り出し再度全体に紫外線照射をおこない最終重合をおこなう。このあと不要なサポートを取り除き完成する²⁷⁾。装置には樹脂の節約のため下方からレーザを照射し模型を順に吊り上げるもの,可視光線重合樹脂をもちいるものなども存在する。

このような実体模型は直接的にプレートやインプラント体の作成に用いられることがあり,精度や再現性が重要である。当然ながら3次元画像,模型とも基になるCT画像以上の精度を得ることはできず,CT画像の精度は主にスライス幅とテーブル移動速度により

決定されるため,できうるかぎり薄いスライスと遅いテーブル移動スピードのスキャンがもとめられる。先にのべた内藤らは2mmスライス2mmテーブル移動速度の条件で乾燥頭蓋骨の多断面画像再構成をおこない,骨の上においた金属球のCT画像上の2点間距離計測の誤差は平均 1.2 ± 1.1 mmであると述べている¹⁹⁾。この結果は用いたスライス幅のおよそ1/2であり,理論的に予想される値に近い。さらに骨の模型作成では表面を描出するため3次元画像作成のSSR法と同様,あるCT値を境に骨とそれ以外を分離する手法をもちいることが多いが,スライス幅が厚い場合,このしきい値の設定が極めて困難である。すなわちしきい値を低くするとノイズが骨と認識され,また実際より骨は大きくなってしまふ。一方しきい値を高くすると薄い骨(たとえば上顎洞前壁)の表面に穴があいてしまふ。このような現象は3次元画像でも同様に発生するが,模型ではさらに深刻である。ドイツ,エルランゲン大学では実態模型作成のためには精度維持のため主として1mmスライスのSPIRAL-Scanをおこなっていた。W.Kalenderらはこのような模型作成,あるいは3次元画像作成における精度の問題の解決には等方向の空間解像力をもつ高速らせんCTシステムの開発が不可欠であり,困難ではあっても可能であると述べている²⁸⁾。

光造形法による3次元実体模型の利用は,主として口腔腫瘍,外傷に対する再建外科,あるいは顔面奇形に用いられており,すでにインプラント歯周外科のための応用技術も開発されている。一方応用範囲の拡大に加えてこのような高度な医療技術のコストと医療経済における損益の検討も行われている。3次元模型作成作成の設備は大変高価で,信頼できるソフトウェアの作成も容易なことではない。歯科領域でどのような場合に実体模型作成が手術結果の改善,トータルコストの低減をもたらすのか今後さらに検討が必要であらう。

(5) X線被曝とリスク

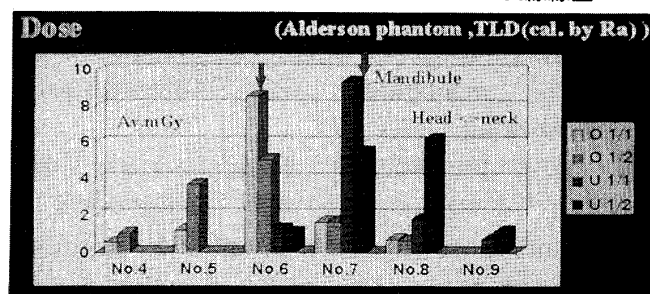
先に述べた山崎は3DCCT検査が目的に対して最適化されず若年者に対して行われ,かつ検査を行う歯科医師がICRP(国際放射線防護委員会勧告)という基準を考慮しない,もしくは知ろうとしない態度を批判している。この発言のようにX線検査は医療において真の意味で利益を患者にもたらす場合に正当化されるが,その場合においても目的を損なわない最低限の被曝に止める努力が求められるのである²⁹⁾。通常の

歯科におけるX線検査の被曝量に比してX線CTの被曝は桁違いに大きく撮影の条件は多岐にわたり、たとえば我々の使用している装置では線量で4倍、領域で7倍の差があり、そのうえ1連の検査において行われるスライス数、領域の広さもさまざまである。そこで安易に条件を設定したり、本来被曝リスクを考慮する必要のほとんどない重篤な疾患を対象にして医科向けに設定された条件をそのまま使用することは大変危険なことである。

ここで当院における撮影条件の最適化について述べる。まず歯科的疾患を対象とし、主に骨、歯牙を撮像する場合にはX線量と画質の相関は低く装置が安定して画像を作成しうる最低のX線管電流においても十分な画像が得られている。さらに我々は現在通常のスライス幅とテーブル移動量が等しいSPIRAL-Scanから、スライス幅をテーブル移動量の半分にする倍速SPIRALを併用し⁶⁾、被曝のほぼ半減と画質の向上を両立させている。表1に成人における歯周外科の術前検査の場合の撮影条件(Simens社製CT Somatom pulsにて120kV, 85mA, 等速スパイラル24mm, 倍速スパイラル48mm領域の上, 下顎の検査)での部位ごと被曝を示す。なお撮影にはアンダーソン型ファントムを用い、番号はファントムの2.5cmおきの部位をしめす。測定装置はTLD素子をもちい、標準ラジウム線源による校正をおこなった。なお本CT装置のX線出力変動, 測定系の変動は非常に少ない。

この表の結果から被曝線量は歯科対象の場合は最高10mGy程度であることがわかる。しかしこれをそのまま単純に比較すること, あるいは検査の可否の判断材料にすることは無意味である。すなわち被曝した部位ごとの感受性の違い, 年齢, 性別, 被曝後に子供を作るかなどを加重してリスクを算出しなければならない。白血病はX線発ガンのなかで有名なものであるが幸いなことに成人では顎骨骨髓は黄色髄(脂肪髄)に早期に変化し, 造血能を失うので, さほどリスクは高くない。むしろ甲状腺は致死率が低いため注目されな

表1 歯科領域のSPIRAL-ScanによるX線線量



いが留意が必要である。顔面の上部は水晶体が重要(標的臓器)であるが本検査では直接線が入射することとは考えられず, あまり問題にはならない。

ここで最も危険な甲状腺が下顎下方のスキャン領域に入った場合の国際放射線防護委員会勧告³⁰⁾による損害の指標であるデトリメントを計算すると 1.4×10^{-4} になる。これは成人1万人にこの検査を行えば重大な死に相当する被害が1.4人に発生することを意味する。この値は口内法デンタル撮影1回の100倍にも相当するが, 一方, 胃の造影検査と比較すれば同等である。これ以外のオトガイ, 下顎下縁から上部付近, 上顎の検査ははるかにリスクが少ないことが予想される。

このように歯科目的のCT検査は, 従来の手法では得られない情報が得られ, 1回で片顎全体が検査できることから, 年齢や目的, 患者のリスクに対する考え方等によっては部位を限定し条件を最適化することにより正当化される。

ところでCT被曝は被写体の径による影響が非常に大きく, たとえば頭部の径が3cm小さい場合約2倍の被曝に上昇する点などに注意が必要である。またこのような著しい低被曝量化には慎重な装置の条件設定, 保守が必要であることはいうまでもない。

<おわりに>

歯科領域における高速らせんCTの応用について, 特に新しい技術について概説した。これらの手法は主に既に医学物理の領域で, あるいはコンピュータ科学の領域, 工業領域において実用化されたものの導入という側面が強いことは否定できない。しかしながら, たとえば3次元画像作成の統計的分類の過程において述べたように医用画像として役立つ画像の作成には歯科領域の生体組織の先験的情報を最大限に利用しなければならない。また実用的な時間とコストの範囲で3次元画像あるいは模型の作成をおこなうためには, 手術の個々の過程, 手技, あるいは部位において求められる精度, 再現性, アクセス性などの地道な評価が絶対に必要である。Dental CTのような3次元画像などより簡素な方法が却って診断的価値の高い画像をもたらすことも多い。いま端緒についたばかりの歯科領域でのこのような技術の応用への御理解の一助になれば幸いである。

<謝 辞>

本概説の内容の一部は著者の一人がドイツ連邦共和国, エルランゲン・ニュルンベルグ大学医学部に文部

省在外研究員として滞在中に研究, 研修したものによる。特に3次元画像作成ソフトウェア, 3次元画像については同大学において作成したものである。医学物理研究所長 W.Kalender 教授, 歯科病院長 A.Fleischer-Peters 教授ほか同大学の多くの方から感謝いたします。

参考文献

- 1) Kalender W.A., Seissler W. & Vock P. : Single-breath-hold spiral volumetric CT by continuous patient translation and scanner rotation. *Radiology*, 173, 1989.
- 2) Y.Tohki, T.Rifu, H. Aradate, Y. Hirano, & N Ohyama : New reconstruction Algorithm in Helical volume-CT. *Radiology*, 188, 1990.
- 3) Ulf Tiede, Karl Heinz Hoehne, Michael bomans, Andreas Pommert, Martin Riemer & Gunnar Wiebecke. : Investigation of Medical 3D-rendering Algorithms. *IEEE Computer Graphics & Applications*. March, 41-53, 1990.
- 4) Derek R. Ney, Elliot K. Fishman, & Donna Magid. : Volumetric rendering of Computer Tomography Data-Principales and Techniques. *IEEE Computer Graphics & Applications*. March, 24-32, 1990.
- 5) James D. Foley, Andries van Dam, Steven K. Feiner, & Jhon F. hughes. : *Computer Graphics. second edition. Chapter 20 Advanced Modeling techniques.* 1011-1056 Addison-wesley publishing. USA.
- 6) Willi A. Kalender. : Medical CT and Ultrasound. Chapter 22. Principles and performance of Spiral CT. 379-410, *Advanced Medical publishing. USA.*
- 7) Willi A. Kalender, Arkadiusz Polacin, & Christoph Suss.: A comparison of conventional and Spiral CT. *journal of computer assisted tomography.* 167-176, 1994.
- 8) 山崎岐男 : 歯科放射線への提言, 歯科放射線, 34, 78, 1994.
- 9) W. A. Kalender. : Some aspect of radiological imaging-Geometric accuracy, dose, and Quality control. 3rd International Workshop on Rapid prototyping in medicine & computer-assisted surgery. (abstract) 1995. 24. Erlangen.
- 10) K. Imhof. : Dental-CT- ein neues programm zur planung und ubrtprufung von kieferimplantaten. *Electromedica.*, 60, 26-28, 1992.
- 11) 山岡祥 : やさしいレイトレーシングアルゴリズム入門, 第8章レイトレーシングの標準図形の描画法, *トラ技コンピュータ*, 7月, 66-76, 1994.
- 12) 末永康仁, 3次元CG, 第8章人間のCG表現と応用, 1版, 120-142, オーム社, 東京.
- 13) 山岡祥 : やさしいレイトレーシングアルゴリズム入門, 第3章レイトレーシングの原理, *トラ技コンピュータ*, 7月, 29-38, 1994.
- 14) Fishman E.k., Magid D., & Ney DR. : Three-dimensional imaging-state of the art-. *Radiology*, 321-337, 1991.
- 15) K. Imhof. : The Three-dimensional Display of CT Images-methods and capabilities. *Electromedica.* 57. 154-159, 1989.
- 16) 周藤安造 : 医学における3次元画像, 第3章ボリュームビジュアライゼーション, 1版, 80-123, コロナ社, 東京.
- 17) 周藤安造 : 医学における3次元画像, 第4章3次元画像の臨床応用, 1版, 80-123, コロナ社, 東京.
- 18) 森田康彦, 野井倉武憲 : 経静脈投与によるCT血管造影ーシネモード表示と3次元画像ー, 歯科放射線, 35巻4号, 43-47, 1995.
- 19) 内藤徹, 横田誠 : 3次元CTの歯周組織検査への応用, *日本歯周病学学会雑誌*, 35-1, 202-208, 1994.
- 20) 町頭三保, 和泉雄一, 南睦美, 上稲葉隆, 下津昭洋, 谷口八郎, 森田康彦, 野井倉武憲, 末田武 : 歯周病の審査におけるCTの利用について, *日本歯周病学学会雑誌. 春季特別号*37巻, 85 (抄録), 1995.
- 21) James D. Foley, Andries van Dam, Steven K. Feiner, & Jhon F. hughes. : *Computer Graphics. second edition. Chapter 20 Advanced Modeling techniques.* 1035. Addison-wesley publishing. USA.
- 22) 中前栄八郎, 西田友是 : 3次元コンピュータグラフィックス1版 164より引用 昭晃堂, 東京
- 23) Geoffrey D. Rubin, Christopher F. Beaulien, Vincent Argiro, Helmut Ringl, Alexander M.

- Norbash, Jhon F Feller, Michael D Dake, R Brooke Jeffrey, & Snady Napel. : Perspective Volume Rendering of CT and MRI Imaging. Radiology, 321-330, 1996.
- 24) Pamela T. Jhonson, David G. Heath, Brain S. Kuszyk, & Elliot K. Fishman. : CT angiography with volume rendering : Radiology, 564-568, 1996.
- 25) 泉武博 監修, NHK 放送技術研究所 編 : 3次元映像の基礎, 第2章立体視のしくみ, 1版 9-36, オーム社, 東京.
- 26) 泉武博 監修, NHK 放送技術研究所 編 : 3次元映像の基礎, 第6章3次元画像表示技術, 版 9-36, オーム社, 東京.
- 27) Y.Y.Yau, J.F. Arvier, & T.M.Barker. : Maxillofacial biomodelling. Brit. J. Radiology, May, 68, 519-523, 1995.
- 28) Willi A. Kalender. : Thin-section three-dimensional Spiral CT-Is isotropic imaging possible? Radiology. 578-580, 1995.
- 29) 日本歯科放射線学会放射線防護委員会 編 : 歯科診療における放射線の管理と防護第1章放射線防護の基礎事項 1-11, 1版 医歯薬出版, 東京.
- 30) 日本歯科放射線学会放射線防護委員会 編 : 歯科診療における放射線の管理と防護第2章人体にたいする放射線の影響 11-32, 1版 医歯薬出版, 東京.