

# わかりやすい3次元画像処理の基礎： 等方ボクセルの利点について

佐藤嘉伸\*

本項では、CT/MRスキヤナの高解像度化、特に $z$ -軸分解能の向上により、等方 (isotropic) ボクセル、すなわち立方体ボクセル3次元画像が得られるようになったことの本質的意味を、信号理論の観点から直観的にわかりやすく説明することを試みる。等方ボクセルの実現により、方向に依存した情報の歪みだけでなく、閾値依存性が大幅に軽減され、客観性の高い3次元画像処理が可能になることを示す。

## はじめに

CTやMRスキヤナの高解像度化・高速化、およびグラフィックス計算機の高性能化に伴い、3次元画像処理の診断・治療における臨床応用の可能性が急速に拡大している。3次元画像処理の臨床応用が普及する一方で、真に有用な臨床応用を実現するための重要なポイントは、場当り的に3次元処理を試みるのではなく、放射線科医自身が、3次元画像処理の原理的側面を理解し、その限界および特性を十分に考慮したうえで、診断・治療に適用することにあると考えられる。

3次元処理が役立つためには、まず第一に、獲得されたCT/MR画像自体が十分な3次元情報を持っている必要がある。本項では、3次元CT/MRデータ自体を“3次元画像”と定義する。surface rendering/volume renderingにより得られる画像もまた、3次元画像と呼ばれることも多いが、本項では、3次元CT/MRデータと区別するため、これらの画像を“可視化画像”と呼ぶ。3次元画像の持つ情報量は、撮影対象 (生体内3次元構造) 本来の情報量、および撮像系 (CTやMRIスキヤナなど) の情報伝達特性の組合せから定まる。撮像系の情報伝達特性は、“解像度”

と言い換えてよい。理想的には、3次元画像の解像度は等方 (isotropic) であることが望ましい。解像度 (あるいは、ボクセル) が、等方であるということは、3次元画像の3軸方向全ての解像度が等しく、ボクセル形状が立方体 (cubic) であることを意味する。しかし、一般には、スライス面内 ( $xy$ -面) 解像度に比べ、スライス間 ( $z$ -軸) 解像度が低い傾向にある。このとき、ボクセル形状は立方体ではなく $z$ -軸方向にのみ長く伸びた非等方 (anisotropic) な形状となる。本項では、このボクセル (解像度) 非等方性が、解像度 (ボクセル) の非等方性 (anisotropy) が、3次元処理に与える影響にポイントを絞って考察する。

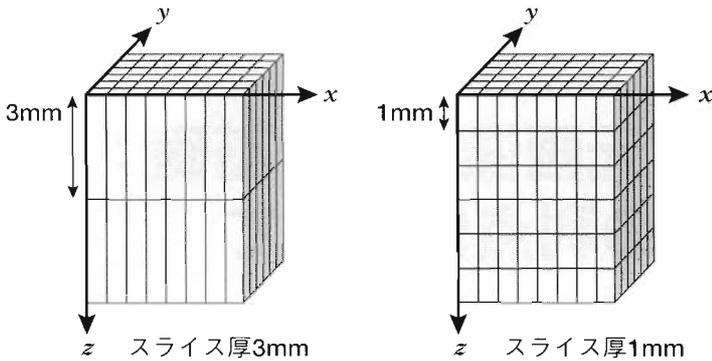
図1に、 $z$ -軸解像度の異なる典型的な2つの撮像系のモデル、および撮影対象として直径と走行方向の異なる血管モデルを示している。たとえば、直径1 mmの血管 (撮影対象) をスライス厚3 mmのスキヤナ (撮像系) で撮影した場合、獲得された3次元画像における情報量はどのようなになるであろうか？

誰しも以下のような直観を持っているであろう。

●血管の走行方向がスライス面に直交している場合、血管の像は、スライス画像において円形状の

\* Sato Y. 大阪大学大学院医学系研究科附属バイオメディカル教育研究センター機能画像診断学研究部

## A 撮像系のモデル



## B 撮影対象のモデル

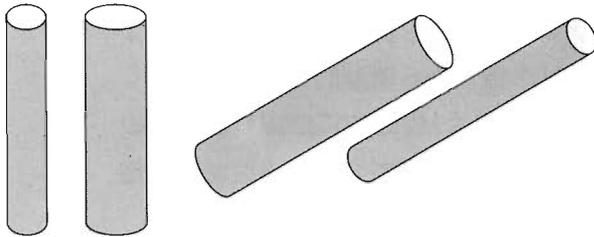


図1 撮像系と撮影対象のモデル

A:異なるスライス厚(z-軸解像度)の2つの撮像系を示している. 図において, 一つ一つの直方体の小箱がボクセルに相当する. 3 mm厚の場合は, ボクセル形状は, z-方向に長く伸びた直方体となり, 強い不等方性を持つものとなっている. 1 mm厚の場合は, 完全な立方体ではないが, かなり等方ボクセルに近いものとなっている.

B:撮影対象のモデル. 異なる方向, 幅を持つ撮影対象(血管モデル)を示している.

比較的明瞭な像となるので, 撮影対象の情報量はかなり保存されている.

- 血管の走行方向がスライス面に対して平行に近い場合, 血管の像は, パーシャルボリューム効果により明瞭な像とはなりにくいので, 撮影対象の情報量は保存されにくい.

スライス厚を1 mmとした場合は, 血管の走行方向がスライス面に対して平行に近い場合でも, 情報量はかなり保存されることが期待できるであろうが, 実際, どの程度期待できるものであろうか? 本項では, まず, 対象物体を撮影する過程での情報の損失と歪みの分析を通して, 3次元画像自体が持つ情報量を議論し, さらに, 3次元画像処理により得られる可視化画像が, スライス厚などの撮影条件にどのような影響を受けるかに関して, 以上のような素朴な質問への回答を試みる.

## 1. 3次元画像の情報量

### 1) 周波数解析

画像の情報量を論ずるにあたり, 周波数領域での解析(周波数解析, frequency domain analysis)という概念の導入が必要になる. 周波数解析の導入によって, 以下のように, 3次元画像の周波数特性を,

対象物体と撮像系の周波数特性の“かけ算”の形で表すことができる.

“3次元画像”の周波数特性 = “対象物体”の周波数特性 × “撮像系”の周波数伝達特性

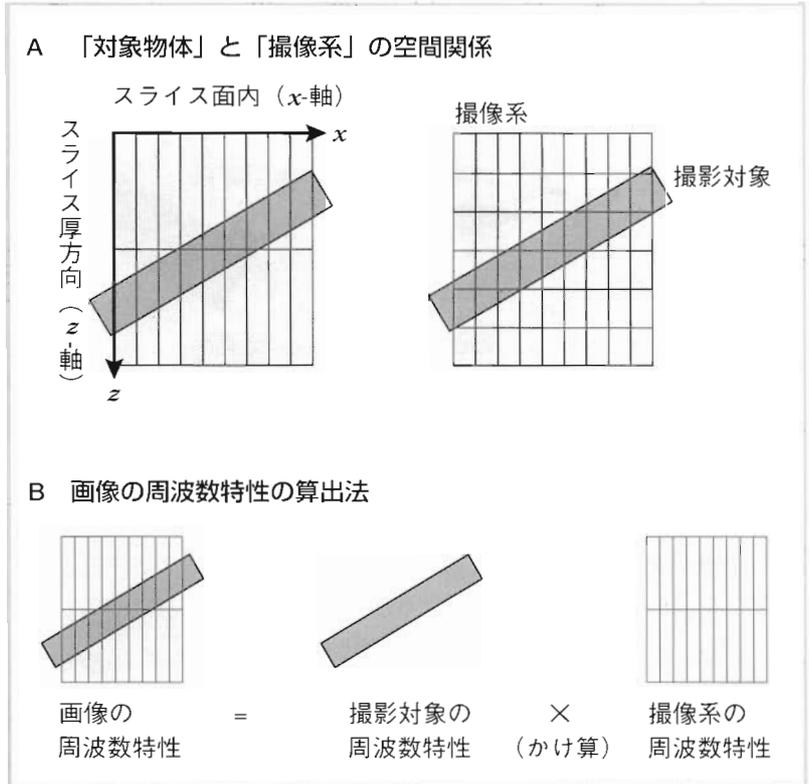
図2において, スライス面内の1軸(x-軸)とスライス方向の軸(z-軸)で構成される2次元画像(xz-面)における“対象物体”と“撮像系”の空間関係を表している. 図2-Aに示される関係からは, 撮像に伴う情報の損失・歪みを理解することは容易ではない. 一方, これから詳しく述べるように, “対象物体”の周波数特性と“3次元画像”の周波数特性を比較することにより, “撮像”による情報の損失・歪みを理解することができる(図2-B). 以後, 3次元画像で議論を進めるのはやや複雑であるので, スライス面内の1軸(x-軸)とスライス方向の軸(z-軸)で構成される2次元画像(xz-面)として議論を進めることにする.

よく知られているように, 周波数解析は, オーディオ機器の特性を評価する場合にもよく用いられる. ここで, “音の再生”という過程を考えてみる. 音の場合, 高音は高い周波数成分, 低音は低い周波数成分に対応する. 以下のように, “原音”の周波数特性, および音の再生を行う“オーディオ機器”(アンプ, スピーカー)の周波数伝達特性のかけ算が, “再

図2 周波数解析の必要性

A: スライス面内の1軸 (x-軸) とスライス方向の軸 (z-軸) で構成される2次元画像 (xz-面) に対しての“対象物体”と“撮像系”の空間関係. 撮像系と撮影対象の空間的な配置のみでは, 情報の歪みや損失を理解するのは難しい.

B: 後述するように, 周波数解析により, 撮影対象の周波数特性と画像の周波数特性の直接的な比較が可能になる.



“再生音”の周波数特性となる.

$$\text{“再生音”の周波数特性} = \text{“原音”の周波数特性} \times \text{“オーディオ機器”の周波数伝達特性}$$

よって, オーディオ機器の周波数伝達特性が, 高周波から低周波までフラットであれば原音に忠実な再生音となるが, ある特定の周波数での減衰 (増幅) が大きければ, 原音に忠実な再生音ではなくなる. このように, 周波数解析により, システムの情報伝達特性を数値的に表現することが可能になる.

2) 対象物体, 撮像系, 画像の周波数特性

対象物体の形状や画像の濃淡分布などは, 空間領域における表現と呼ばれている. 周波数特性は, これらの周波数領域における表現であり, フーリエ変換という操作により得られる. 図3に示すように, 空間領域と周波数領域の違いは, 同一の対象物体を異なる“座標系”で捉えることに相当する. フーリエ変換とは, 空間領域という座標形で表現されている画像を周波数領域という座標系での表現に変換する操作である. 周波数領域という“座標系”で対象を捉える利点は, 前節で述べたように, 撮像という過程を“かけ算”という単純な演算で表現できる点にある.

“音”の場合は, フーリエ変換は, 音の1次元波形をいろいろな音階成分 (周波数成分) に分解するこ

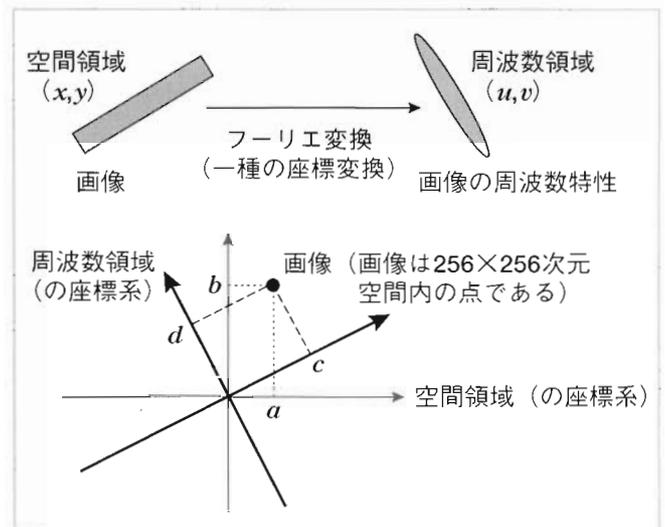


図3 周波数領域と空間領域の関係: フーリエ変換の基本原理

256×256の画像は, 256×256次元空間内の“点”と考えることができる. 256×256次元空間を表示するのは困難であるので, ここでは, 2次元空間内の場合を示す. 本質的な議論は2次元空間でも変わらない. 同じ“点”でも, 空間領域という座標系での座標値 (a, b) と周波数領域という座標系での座標値 (c, d) は異なったものとなる. ここでの座標値が, 2次元ではなく256×256次元となったものが画像である.

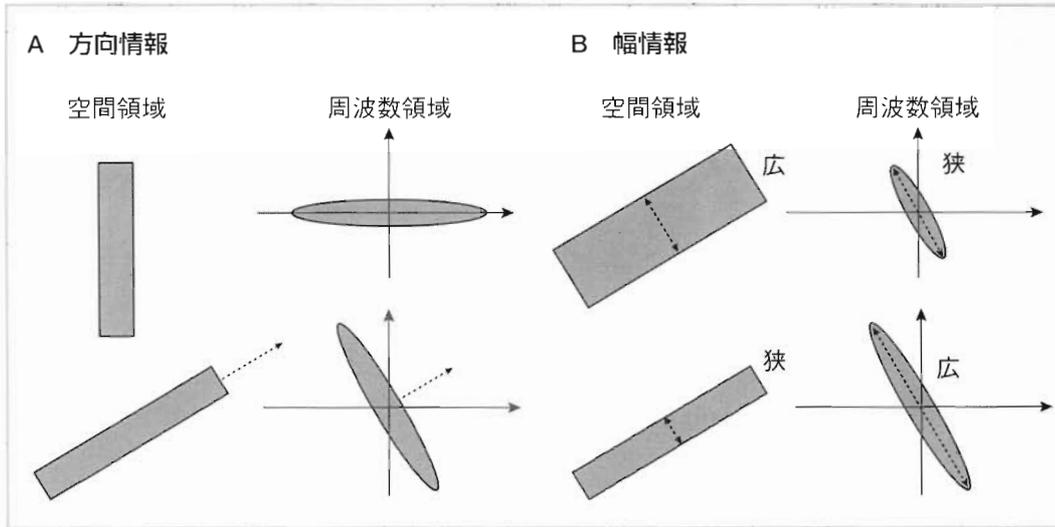


図4 撮影対象（線）の情報量（空間周波数特性）

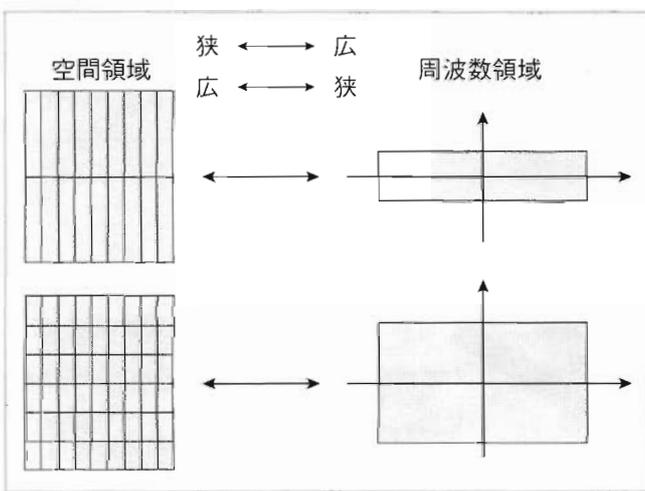


図5 撮像系（ボクセル）の情報伝達特性（周波数伝達特性）  
周波数領域において、長方形で囲まれた領域の情報を伝達する。

とに相当する。音の周波数特性に関しては、高音＝高周波成分，低音＝低周波成分という大雑把な関係があり，音を特徴づける属性と一致しているので，時間領域（音の場合は，空間領域ではなく時間領域である）と周波数領域との関係は直観的に理解しやすい。画像の場合においても，直観的な把握を容易にするために，対象形状を“線”に限定して議論を進める。

a. 対象物体の周波数特性

対象物体の“形”に関して，空間領域と周波数領域の直観的対応関係について述べる。単純かつ重要な形状要素として，“血管”のモデルと見なせる“線”を考える。線は，“幅”と“方向”という2つの属性で特

徴づけることができる。“幅”と“方向”に関して，以下の対応関係が成り立つ（図4）。

- 周波数領域での幅は，空間領域での幅に反比例する。すなわち，空間領域での広い（狭い）幅は，周波数領域では狭い（広い）幅となる。
- 周波数領域での方向は，空間領域での方向に一致する。

“周波数成分＝情報量”という見方をすれば，幅の狭い線は，広い線に比べて，多くの情報量を持っているといえる。

b. 撮像系の周波数伝達特性

撮像系の特性は，“ボクセルサイズ（ボクセル形状）”（ここでは2次元で考えているため，実際はピクセルサイズ）によって定まる。CT撮影では，“ボクセルサイズ”はスライス厚とFOV（field of view）に関係する。ここでも以下の対応関係が成り立つ（図5）。

- 周波数領域での帯域幅（周波数が伝達される範囲）は，空間領域でのボクセル幅に反比例する。非等方ボクセルの場合は，周波数領域では，ボクセルの辺の幅に反比例した非等形状となる。“周波数成分＝情報量”という見方をすれば，“ボクセルサイズが小さい”ということは，多くの情報量を伝達できるといえる。

c. 画像の周波数特性

“画像”の周波数特性は，“対象物体”の特性と“撮像系”の特性のかけ算となる（図6）。非等方ボクセルの撮像系においては，画像の特性は，対象物体の幅と方向に大きく依存する。たとえば，図6-Bにおい

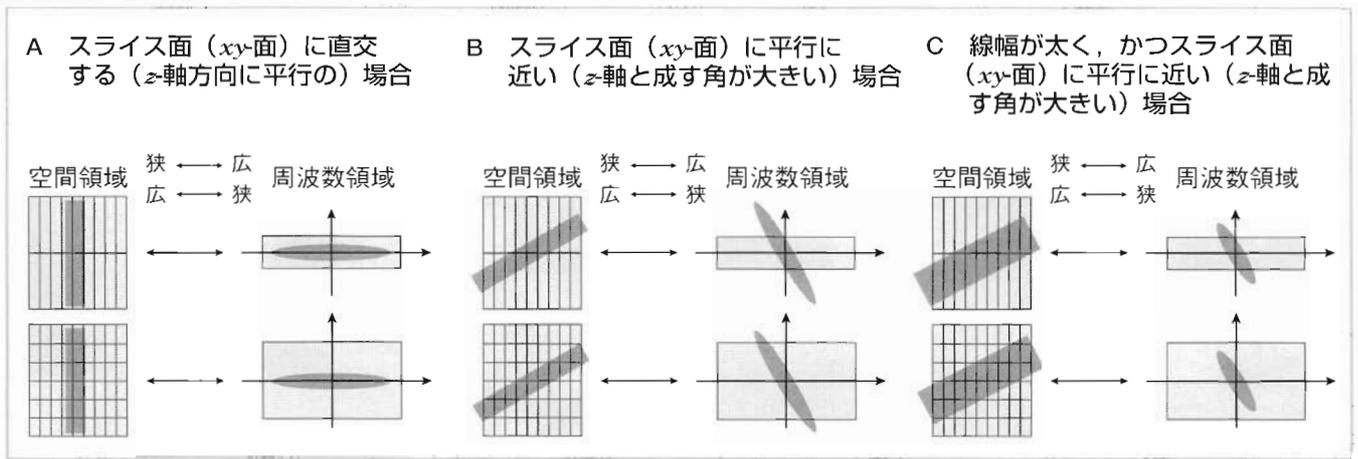


図6 3次元画像の情報量(空間周波数特性)

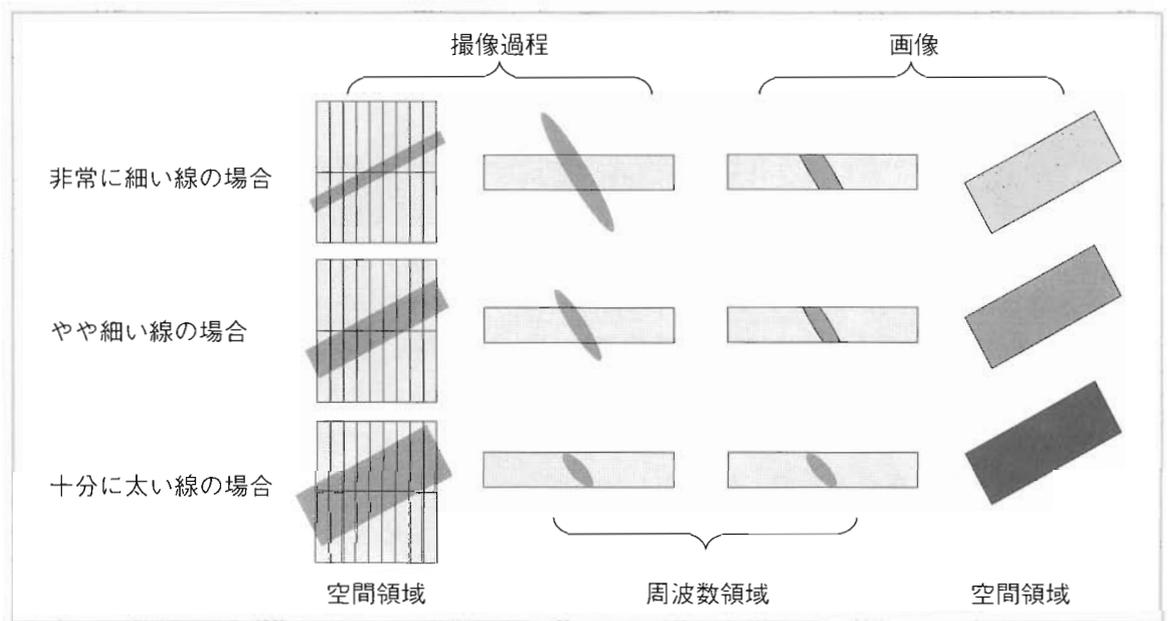


図7 撮像に伴う情報の損失と歪み

て、幅が細くスライス面 ( $xy$ -面) と平行に近い (すなわち、 $z$ -軸との成す角度が大きい) 線を撮影した場合、どのような情報の損失が起きるのかについて、周波数領域において明確に表現される。すなわち、図7に示すように、スライス厚が大きい撮像系では、周波数伝達特性が不十分となり、周波数領域において“対象物体”の周波数分布の端が削られる。よって、本来の周波数特性の幅よりも狭い特性になる。すなわち、大雑把に言って、空間領域では、本来の幅よりも広い幅の線となる。また、周波数分布の一部が削られることにより、信号(画像)の強度は、全体的に減衰することになる。一方、図6-Aに示すように、スライス面 ( $xy$ -面) と直交する (すなわち、 $z$ -軸に一致する方向の) 線を撮影した場合、周波数分布

が削り取られることなく、情報の損失が起きないことが明確に理解できる。

## 2. 3次元画像処理における非等方ボクセルの影響

3次元画像処理の過程で、非等方ボクセルがもたらす画像の歪みについて、定量的に解析する。一定幅の線(対象物体)が、撮像系を通してどのような3次元画像となるかを、前章で述べた周波数解析を用いて計算し、対象物体である線本来の幅、および撮像系を通して得られる画像上で観測される幅の関係を調べる。以下では、3次元画像処理による可視化法の原理的側面について概説し、次に、撮像および3次元処理の過程で、最終的に得られる可視化画像に対し

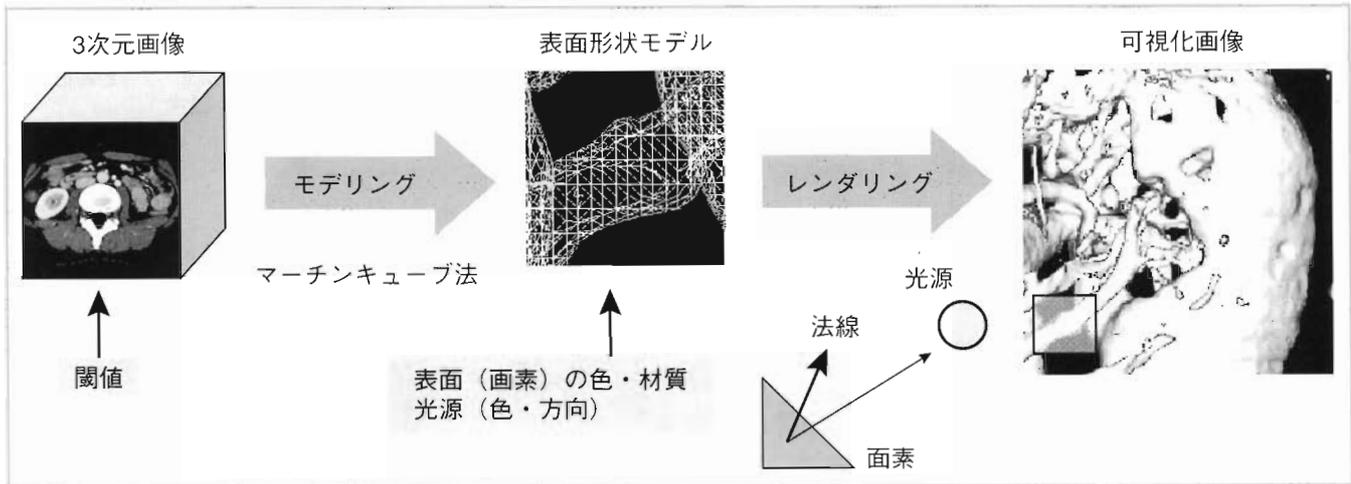


図8 surface renderingの原理

表面形状モデルは、可視化画像の左下部の黒枠内を拡大し、ワイアフレームモデルとして表示したものである。表面形状モデルにおける各三角形が、面素に相当する。

て、非等方ボクセルがどのような影響を与えるかについて考察する。

現在、よく用いられている3次元画像の可視化法は、最大値投影法 (maximum intensity projection; MIP), surface rendering (SR. 医学分野では, shaded surface display; SSDと呼ばれることも多いが、この方法が発案されたコンピュータグラフィックスの分野での呼称を尊重して、本項では、surface renderingという用語を用いる), および volume rendering (VR) に大別される。これら3次元画像の可視化法の原理に関しては、文献1) に詳述されている。MIP<sup>2)~4)</sup> が、元来、医用目的 (主として血管の3次元可視化) に考案された方法であるのに対して、SRとVRはコンピュータグラフィックスの分野で発展してきた汎用手法であり、機械・建築設計、科学シミュレーションの可視化、娯楽産業 (ゲーム、映画) など、医療応用も含めたあらゆる分野を対象として、実世界における画像生成過程の物理を忠実にシミュレートすることによる写實的描画を追求するものである。現在では、多くの市販あるいはフリーソフトウェアを用いて、臨床医や放射線技師などの医療スタッフがこれらの可視化法を気軽に利用することが可能になってきている。

以下では、SRとVRについて、それらの3次元処理の原理を簡単に述べた後、ボクセル非等方性が、これらの方法により生成された可視化画像にどのような影響を及ぼすのかを調べる。

### 1) surface rendering (SR)

SRでは、まず、表面形状モデルという中間表現を生成する。この段階は、モデリング (modeling) と呼ばれる。モデリングでは、3次元画像に閾値を与えることにより、その値を境界面とする表面形状モデルを生成する。モデリングの過程は、通常、マーチンキューブ法 (marching cubes)<sup>5)</sup> と呼ばれる方法によって実行される。マーチンキューブ法では、閾値に対応する等濃度面を、原画像の濃淡値を内挿することによりサブボクセル解像度で復元する。図8のワイアフレーム表示 (表面形状モデル) は、SR可視化画像左下の血管部分を拡大したもので、一つ一つの三角形が形状モデルの面素に対応する。

レンダリング (rendering) と呼ばれる段階において、表面形状モデルの各面素に色・材質特性を与え、さらに光源を当て、画像生成過程をシミュレートする<sup>6)</sup>。SRでは陰影により表面形状を描出する。

### 2) volume rendering (VR)

VR<sup>7)~9)</sup> は、SRと異なり、すべてのボクセル濃淡値が最終的に得られる可視化画像に寄与することが可能であり、最も豊富な情報量を描出する可能性を持つ可視化法である。VRでは中間表現を経ずに、直接、可視化画像を生成する。原画像がCT画像であるとする、可視化画像生成のために設定すべきものは、各CT値に対して割り当てるべき色 (モノクロレンダリングの場合は濃淡値) と不透明度 (opacity) の対応関係である。不透明度とは、濃淡値に応じて各

図9 volume rendering (陰影なし)の原理

下図に、可視化画像の生成に用いられた色・不透明度マップを示す。

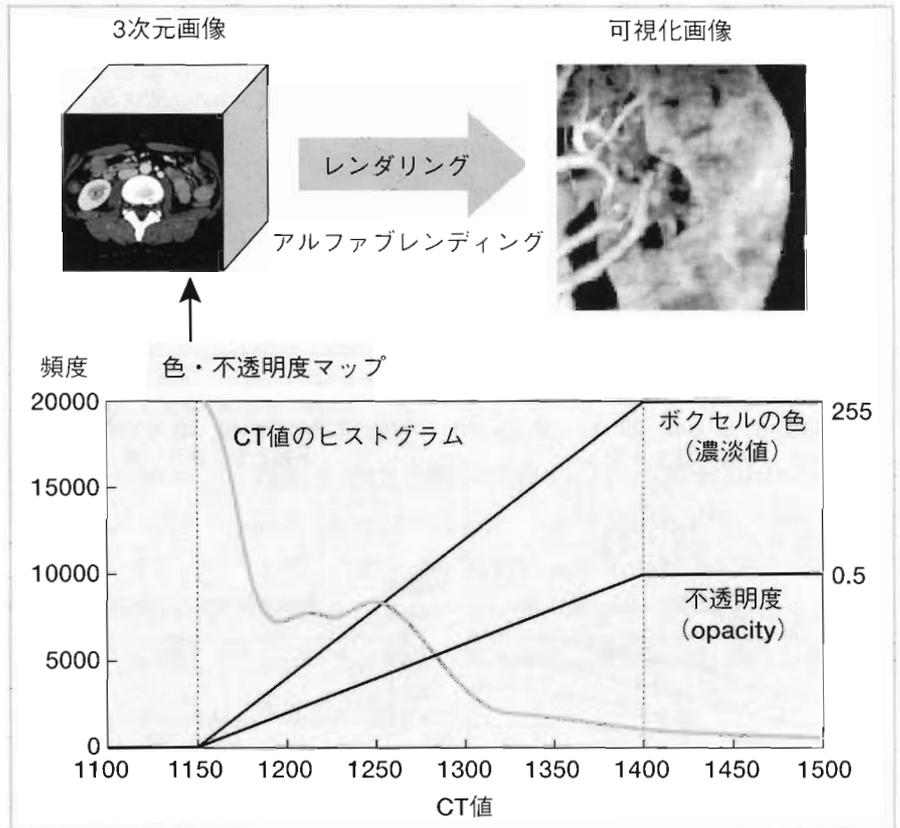
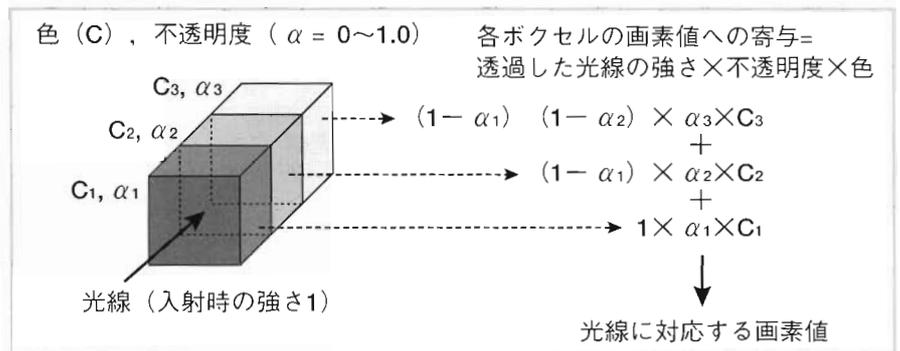


図10 アルファブレンディングの原理

左側は光線上に3個並んでいる半透明の色つきボクセルに、光線が入射する様子を示す。右側に各ボクセルに対する寄与の計算式を示す。

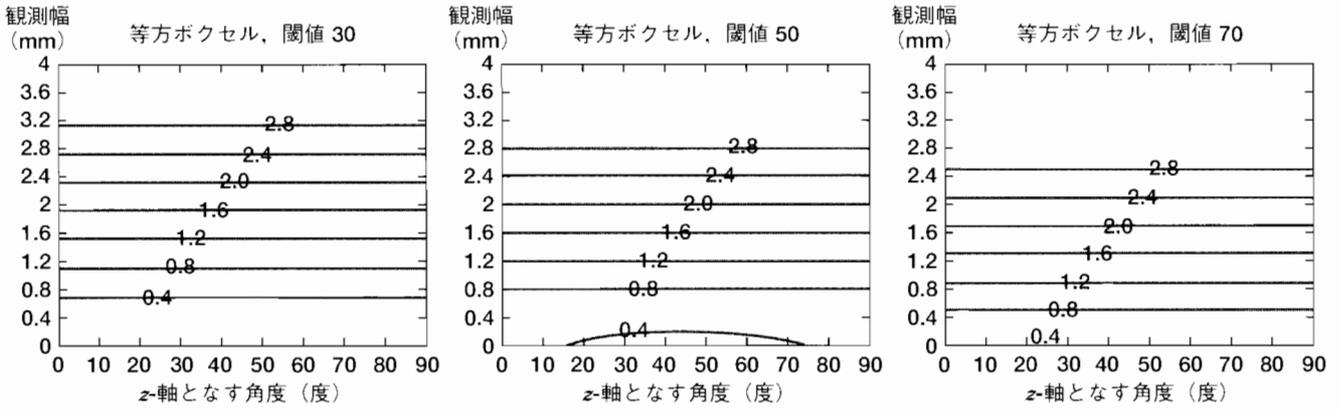


ボクセルに割り当てられる0以上1以下の値であり、そのボクセルに入射した光線の強さに対して、そのボクセルによって反射される(透過しない)割合を示すものである。あるボクセルが完全に不透明である場合、不透明度は1となり、入射した光線は透過せず、すべて反射される。一方、あるボクセルが完全に不透明である場合、不透明度は0となり、そのボクセルは可視化画像に対してのなんの影響も与えない。不透明度が0と1の中間の値である場合、入射した光線のうち、不透明度で指定された割合のみ反射し、それ以外を透過させる。この対応関係は、色・不透明度関数 (color and opacity function) と呼ばれる。VRにおける不透明度関数は、SRにおける閾値に相当するものであるが、閾値よりもより自由度の大き

いものとなっている。通常、この対応関係は、原画像のヒストグラムを参考にして、関数の形でユーザが与える(図9)。色・不透明度関数によって、3次元画像の各ボクセルに色と不透明度が割り当てられる。可視化画像の各画素に対応する光線上の不透明度と色を、アルファブレンディング (alpha blending)<sup>10)</sup> と呼ばれるルールに従って合成する。

アルファブレンディングとは、各ボクセルを半透明の色つきゼリーとみなして、それらを透かして見るときの過程をシミュレートする方法と考えられる。アルファブレンディングという用語は、色の3原色を通常R, G, Bチャンネルと呼ぶように、不透明度を表すチャンネルを慣例的に $\alpha$ チャンネルと呼ぶことに由来するものである。

### A 等方ボクセルの場合



### B 非等方ボクセルの場合

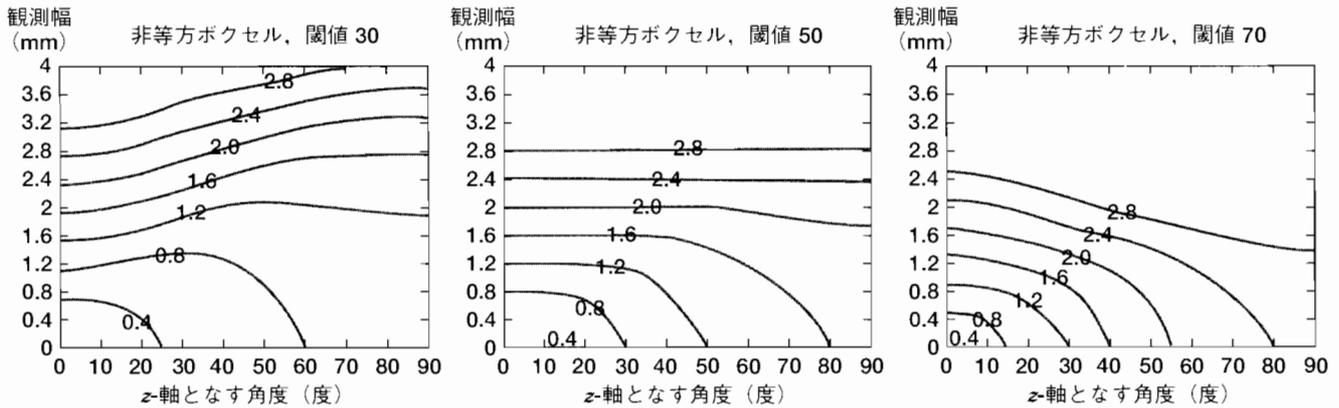


図11 線の方法(横軸)と観測される幅(縦軸)の関係

グラフ中の数字は実際の“線幅”(単位はmm)を表す。シミュレーションで用いた“線”のプロファイルは、矩形波で最高濃淡値100、最低濃淡値0とした。

図10にアルファブレンディングの原理を示す。たとえば、光線上に $C_1$ ,  $C_2$ ,  $C_3$ の3つの色のボクセルが並んでいるとする。アルファブレンディングは、光線に対応する画素値への各ボクセルの寄与率の配分を決めるルールであると見なせる。寄与率は、そのボクセルまで到達する光線の強さと、そのボクセルの持つ不透明度の積で与えられる。光線の強さは、1つ手前のボクセルまで到達した光線の強さ(光線上の最も視点に近いボクセルに入射する光線の強さを1とする)と、1つ手前のボクセルの不透明度(1から不透明度を引いた値)の積となる。ここで、不透明度は、0~1の値である。よって、視点から奥に進むにしたがって光線の強さは減衰する。可視化画像の画素値は、光線上のボクセルの色を、寄与率と重みとする重みつき加算をすることにより得られる。

#### 3) ボクセル非等方性の影響

SRおよびVRともに、可視化画像を得るに当たり、

ユーザが閾値あるいはそれに相当するパラメータを与える必要がある。客観性の観点から、SRおよびVRにおける可視化画像の閾値(パラメータ)依存性は、しばしば問題にされる。実際、可視化画像が閾値にどの程度依存するのかを定量的に把握することは、臨床応用上、特に重要であると考えられる。

対象物体として“線”を考え、線の幅がどのように可視化画像に反映されるかをシミュレーションにより分析する。前章で述べたように、線は、“幅”と“方向”で特徴づけることができる。シミュレーションでは、図2で示したような $xz$ -面における“幅”を扱う。これは、CTデータの正面像(anterior view)からの可視化画像において観測される線幅を評価することに相当する。撮像系として、

● 等方ボクセル:  $0.5 \times 0.5 \times 0.5 \text{ mm}^3$

● 非等方ボクセル:  $0.5 \times 0.5 \times 0.2 \text{ mm}^3$

の2つの場合を考える。ここで、スライス面内のピク

セルサイズは、 $0.5 \times 0.5 \text{ mm}^2$ であり、 $512 \times 512$ マトリックスを仮定した場合は、FOV 256 mmとみなせる。非等方ボクセルの場合においては、スライス厚は2 mmである。この値は、理想的ではないにしろ、3次元画像処理を行うに当たり日常的に用いられている条件設定であろう。

可視化画像においては、線がどの“方向”を向いている場合でも、線が持つ本来の“幅”が観測されることが理想的である。しかしながら、観測される“線”の可視化画像は線の幅と方向に依存する。前章で論じたように、 $z$ -軸との成す角度が大きい方向を持つ線に関しては、非等方ボクセルの場合、画像における信号の減衰と幅の過大評価が生じる可能性がある。

図11に示すグラフは、等方ボクセル・非等方ボクセルのそれぞれの場合に対して、異なる3段階の閾値を用いて可視化画像を作成した場合、線の本来の“幅”が、線の“方向”( $z$ -軸との成す“角度”)にどのように依存するかをプロットしたものである。各グラフでは、線の“方向”( $z$ -軸との成す“角度”)を横軸、可視化画像において観測される“幅”を縦軸としてプロットされている。シミュレーション手順は、以下のとおりである。

まず、対象物体である線が本来持っている周波数特性に、等方/非等方それぞれの撮像系の周波数伝達特性をかけ算し、画像の周波数特性を得る。それを空間領域に変換したものが、CT/MRにより得られる3次元画像と考えることができる。次に、SRにおけるモデリングの際に行うのと等価な閾値処理を行い、その閾値における線の幅を計測する。

図11に示すグラフから、“本来の幅”と“可視化画像から観測される幅”の間の関係に関して、以下のことがいえる。

- 非等方ボクセルの場合には、方向による依存性が顕著である。
- 非等方ボクセルの場合には、方向による依存性の傾向が、閾値により大幅に変化する。
- 等方ボクセルの場合には、方向による依存性はほとんどなく、閾値による依存性も小さい。

一般に閾値は、細い血管まで描出できるように、できるかぎり低い値に設定することが多い。この場合、非等方ボクセルにおいては、図11-B(左)に示すように、線幅の過大評価が著しくなる( $z$ -方向にのみ線幅が太くなる現象は“きしめん現象”と呼ばれ

ることがある。“きしめん現象”という言葉は、 $z$ -方向にのみ線幅が太くなると、血管がきしめんのような形状として描出されることに由来するものである)。さらに、図11-Bに示す3つのグラフから、非等方ボクセルにおいては、観測される線の“幅”が“方向”に依存して歪んだものとなるだけでなく、その歪み方が閾値に大きく影響を受けることに注意すべきである。

たとえば等方ボクセルにおいては、図11-Aより、実際の線幅が1.6 mmの場合、線の方向に依存せず、閾値30のとき観測幅約1.9 mm、閾値50のとき観測幅約1.6 mm、閾値70のとき観測幅約1.3 mmと変動する。このとき、閾値による変動範囲は約0.6 mmであり、実際の幅の38%におさまっていることがわかる。一方、非等方ボクセルにおいては、図11-Bより、実際の線幅が1.6 mmで線の方向( $z$ -軸との成す“角度”)が $60^\circ$ の場合、閾値30のとき観測幅約2.7 mm、閾値50のとき観測幅約1.1 mm、閾値70のとき観測幅0 mm(検出不能)となる。閾値による変動範囲は2.7 mmであり、実際の幅の168%にも及ぶことがわかる。

SRおよびVRによる可視化画像はともに、本質的にこれらの悪影響を受けたものになる。よって、これら可視化画像の閾値依存による客観性の欠如は、非等方ボクセルにおいて特に深刻なものとなることがわかる。言い換えれば、等方ボクセルが実現すれば、方向に依存した3次元情報の歪みが解消されるだけでなく、閾値依存の問題も大幅に軽減されるといえる。

## おわりに

本項では、CTやMRスキャナにより得られる3次元画像のボクセル(解像度)非等方性が、SRやVRなどの3次元処理により得られる可視化画像に対して、どのような影響を及ぼすかについて考察した。

まず、3次元画像の情報量の議論から出発し、周波数領域での解析を導入して、非等方ボクセルによる情報の損失と歪みに関する基本事項について述べた。次に、SRとVRの基本原則を解説した後、非等方ボクセルが、これら3次元処理により得られる可視化画像に対してどのような影響を与えるかを、シミュレーションを通して示した。シミュレーションでは、対象物体として“線”を考え、非等方/等方ボクセル

のそれぞれの場合において線の“方向”と可視化画像において観測される“幅”との依存関係を調べた。非等方ボクセルの場合には、3次元情報が、線の方向に依存して歪んだものとなるだけでなく、情報の歪み方が閾値に大きく影響を受けることを示した。このことは、等方ボクセルが実現すれば、方向に依存した3次元情報の歪みが解消されるだけでなく、閾値依存の問題も大幅に軽減されることを示している。

従来、3次元可視化画像に対する臨床的意義に関して、特に客観性の欠如の観点から疑問視されることが多かった。ある意味で本項の解析は、非等方ボクセルの3次元画像から作成した可視化画像に関して、この疑問視を正当づけるものである。一方で、本項

の解析は、等方ボクセルの実現によって、従来の3次元可視化の問題点が大幅に軽減されることを理論的に示すものでもある。さらに等方ボクセルの実現により、通常の3次元可視化だけでなく、局所的な3次元濃淡分布特徴に基づく組織分類 (tissue classification)<sup>11) 12)</sup>、および閾値に依存しない高精度定量化<sup>13)</sup>といった、より高度な3次元解析が一般に普及することが期待される。

#### 謝 辞

本項を執筆するに当たり、藤田保健衛生大学教授 片田和廣先生には、本項で述べた問題の着眼に関して有益な御指導を頂いた。また、慶應義塾大学 白神伸之先生からは、本項で用いた臨床画像データを提供して頂いた。それぞれの先生方に感謝の意を表します。

#### 文献

- 1) 佐藤嘉伸, 白神伸之: 三次元画像可視化の原理. 臨床放射線 **44**: 1629-1640, 1999.
- 2) Rossnick S, Kennedy D, Laub G, et al: Three dimensional display of blood vessels in MRI. *In*: IEEE Computers in Cardiology. IEEE Press Boston, p.193-196, 1986.
- 3) Laub GA, Kaiser WA: MR angiography with gradient motion refocusing. *J Comput Assist Tomogr* **12**: 377-382, 1988.
- 4) Sato Y, Shiraga N, Nakajima S, et al: Local maximum intensity projection (LMIP): a new rendering method for vascular visualization. *J Comput Assist Tomogr* **22**: 912-917, 1998.
- 5) Lorensen WE, Cline HE: Marching cubes: a high resolution 3D surface construction algorithm. *Computer Graphics* **21**: 163-169, 1987.
- 6) Phong B-T: Illumination for computer generated pictures. *Communications of the ACM* **18**: 311-317, 1975.
- 7) Levoy M: Display of surfaces from volumetric data. *IEEE Computer Graphics & Application* **8**: 29-37, 1987.
- 8) Drebin RA, Carpenter L, Hanrahan P: Volume rendering. *Computer Graphics* **22**: 65-74, 1988.
- 9) Drebin RA: Volume rendering of computed tomography data: principles and techniques. *IEEE Computer Graphics & Application* **11**: 24-32, 1990.
- 10) Porter T, Duff T: Compositing digital images. *Computer Graphics* **18**: 253-259, 1984.
- 11) Sato Y, Nakajima S, Shiraga N, et al: Three-dimensional multi-scale line filter for segmentation and visualization of curvilinear structures in medical images. *Med Image Anal* **2**: 143-168, 1998.
- 12) Sato Y, Westin CF, Bhalerao A, et al: Tissue classification based on 3-D local intensity structures for volume rendering. *IEEE Trans. Visualization and Computer Graphics*, in press.
- 13) Sato Y, Kubota T, Nakanishi K, et al: Three-dimensional reconstruction and quantification of hip joint cartilages from magnetic resonance images. *Lecture Notes in Computer Science (LNCS) (proc. MICCAI '99, Cambridge, UK)* **1679**: 338-347, 1999.

#### Summary

### Introduction to Three-dimensional Image Processing: Impact of Isotropic Voxels

Yoshinobu Sato \*

Recent improvements in the z-axis resolution of computed tomography and magnetic resonance imaging scanners have enabled Three-dimensional (3-D) data to incorporate (quasi) isotropic voxels. In this paper, the essential advantages of the isotropic voxels in 3-D image

processing are discussed. Through theoretical analysis and simulation, we show that the isotropic voxels significantly decrease the dependence on thresholding operations inherent in both surface- and- volume-rendering techniques as well as the distortion of Three-dimensional shapes depending on the directions of structures.

\* Division of Functional Diagnostic Imaging, Biomedical Research Center, Graduate School of Medicine, Osaka University