

3次元画像解析とグラフィックス技術の医学応用に関するサーベイ

村木 茂[†] 喜多 泰代^{††}

A Survey on Medical Applications of 3D Image Analysis and Computer Graphics

Shigeru MURAKI[†] and Yasuyo KITA^{††}

あらまし 本論文は医用3次元画像の可視化と解析技術に関する、コンピュータサイエンス分野の研究者や学生を対象にしたサーベイであり、主に筆者らが専門とするポリウムグラフィックス、コンピュータビジョン分野の視点から、ここ10数年の間に現れた新しい数的手法、計算機ハードウェア技術などの医学応用に焦点をあて、国際的な評価の高い文献を紹介する。

キーワード 医用画像処理、コンピュータグラフィックス、3次元画像解析

1. まえがき

ここ10年ほどの間に、画像診断装置のデジタル化、3次元化が進み、CTやMRIの医用3次元画像は珍しいものではなくなった。コンピュータの演算速度やグラフィックス性能は信じられないほど向上し、家庭用のPCに高性能グラフィックプロセッサ(GPU: Graphics Processing Unit)を搭載したビデオカードを挿せば、インターネットからダウンロードした256³ボクセル程度の3次元画像を、ほぼリアルタイム(20フレーム毎秒程度)で可視化できるほどになっている。しかし、こうした技術も、一般の医療機関には、まだ十分に浸透していない。この理由の一つは、医療の現場で撮影されるCTやMRIなどの3次元医用画像から臨床的に意味のある立体画像を作成するには、多くの手作業を必要とすることにある。例えばCTから、造影された血管を描出する場合、血管と骨の輝度値の分布が重なっているため、単純なしきい値処理で血管のみを分類することはできない。そのため、市販の医用3次元画像処理ワークステーションでは、まず単純なしきい値処理で骨の一部を含む血管の3次元画像を作り、それから別に作成した骨だけを隠すこと(マスク処理という)によって血管のみを描出し

ている[1]。マスクの作成は、輝度のしきい値処理と膨張・収縮処理などの3次元画像処理を組み合わせる方法や、使用者が手動で領域選択を行う方法などが使用されているが、いずれにしても特定のソフトウェアに関する知識と習熟が必要である。こうした煩雑な作業を軽減し、臨床的に意味のある映像を簡便かつ高速に生成するためには、コンピュータグラフィックス、コンピュータビジョン、デジタル信号処理などの、多くの分野から発展した新しい技術を医学の世界に積極的に取り入れていく必要があると思われる。

本論文は医用3次元画像の可視化と解析技術に関する、コンピュータサイエンス分野の研究者や学生を対象にしたサーベイである。しかし、3次元画像解析技術やコンピュータグラフィックス技術の医学応用は非常に幅が広く、そのすべてを紹介することはとてもできない。本論文では、主に筆者らが専門とするポリウムグラフィックス、コンピュータビジョン分野の視点から、ここ10数年の間に現れた新しい数的手法、計算機ハードウェア技術などの医学応用に焦点をあて、国際的な評価の高い文献を、紙面の許す限り詳しく紹介する。医用画像処理技術は歴史も古く、多くの優れた教科書[2]~[4]、サーベイ[5]~[7]が存在する。本論文で扱われていない内容は、そうしたものを参考にし補って頂きたい。

まず、2.では、画像からのノイズ除去、データサイズの変換などに多用されるフィルタリング技術を、信号処理、可視化技術、シミュレーション技術などとの関係を説明しながら紹介する。3.では、ほぼ実用域に

[†] 産業技術総合研究所, 東京都

National Institute of Advanced Industrial Science and Technology (AIST), Tokyo, 135-0064 Japan

^{††} 産業技術総合研究所知能システム研究部門, つくば市

National Institute of Advanced Industrial Science and Technology (AIST), Tsukuba-shi, 305-8568 Japan

近づいたデータの可視化技術，特にボリュームレンダリングに重点を置いて解説する．4.，5. では，主にコンピュータビジョンの視点から，表示領域の選択や複数データの統合などの，煩雑な作業を軽減するための，セグメンテーション技術とレジストレーション技術について，最新の研究動向を紹介する．6. は少々SF 的だが，これらの技術の応用として，将来の医療を大きく変える可能性のあるシミュレーション技術の現状を紹介する．

2. 画像解析の基本技術

2.1 解像度変換とデジタル信号処理

CT や MRI 等の診断目的で撮影される 3 次元医用画像は，断面間の間隔（ピッチ）が断面内の画素間隔よりも大きい場合が多く，また，機能 MRI (functional MRI: fMRI) や拡散強調 MRI などの時間変化を観測する技術では，短時間での高速撮影が必要であり，画像解像度を十分に高くできないことがある．このような 3 次元画像は，後に紹介する可視化やシミュレーションにはあまり適していない．画像内，あるいは複数画像間が粗くサンプルされたデータを，より密で均等なデータに変換するために，補間（拡大）処理が行われる．近年，デジタルデータの標準化が進み，画像解析，可視化，シミュレーションといった，従来独立に研究されてきた分野が，デジタル信号処理という統一した枠組みで扱われる傾向がある．本章では，解像度変換とデジタル信号処理を関連づけて紹介し，後に解説する技術への切り口としたい．

1 次元の補間は，信号処理的に見れば，離散サンプルデータから連続関数を再構成する問題と同一視される．サンプリングの定理によれば，再構成されるべき関数 $f(x)$ が，その最大周波数の 2 倍以上で採取されていれば，サンプルと sinc 関数との畳み込みで， $f(x)$ が完全に再構成できることになっている．しかし，多くのデータは，そのようには採取されておらず，sinc 関数も無限の広がりをもつため，完全な再構成は困難である．そのため，テント関数（線形補間）や，Cutmull-Rom スプライン [8]，BC-スプライン [9] など，有限長の補間関数が使われる．MRI のように周波数領域（ k 空間と呼ばれる）で信号がサンプリングされる特殊な場合に限り，高周波領域に零を挿入して拡大したサンプルを逆フーリエ変換することで，sinc 関数を使った補間と同じ効果を得ることができる．この方法は zero-filling interpolation と呼ばれ，これに

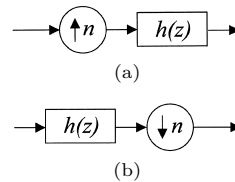


図 1 データの拡大と縮小．拡大 (a) はアップサンプラーとフィルタリングの連続，縮小 (b) はフィルタリングとダウンサンプラーの組合せとみなされる

Fig. 1 The scale-up and the scale-down of a data. (a) The scale-up is considered as the series of an up sampling and a filtering. (b) The scale-down is considered as the series of a filtering and a down sampling.

より生成される見掛け上高解像度の画像は診断に非常に有益である [10] ．

一般に，補間の結果生じるのは連続関数ではなく離散データである．したがって，整数 (N) 倍の 1 次元補間処理は，図 1 (a) に示すようなアップサンプラーとデジタルフィルタの組で表現される，デジタル信号処理と考えることもできる．アップサンプラーとは，間に零を代入して信号のサイズを N 倍に拡大する処理である．同様に，信号の縮小処理も，図 1 (b) に示すデジタルフィルタとダウンサンプラーの組で表現され，有理数倍の拡大・縮小は，整数倍の拡大と縮小の組合せとして表現できる．デジタルフィルタとしては，様々なものが使用でき，その違いによってサンプル間の連続性も変化する．

線形のフィルタリングは，連続系ではデータ $f(x)$ とカーネル関数 $g(x)$ との畳み込み演算 (convolution) ，

$$g(x) * f(x) = \int_{-\infty}^{\infty} g(x')f(x-x')dx' \quad (1)$$

で定義される．ここでは後に述べるフィルタの分解や，拡散シミュレーションに関係するガウスフィルタを取り上げる．ガウスフィルタは， $g(x)$ としてガウス関数，

$$g(x, s) = \exp(-x^2/2s^2) / \sqrt{2\sigma s} \quad (2)$$

を使用した平滑化フィルタである．ここで σ は平滑化の度合を調整するパラメータであるが，医用画像処理の世界では σ の代わりに半値幅 (FWHM: full width at half maximum: $\text{FWHM} = \sqrt{8 \ln(2)s}$) という値がよく使われる．ガウス関数は，正規分布の確率密度関数であり，式 (1) は，点 $(x-x')$ の濃度値が，一定時間後に確率 $g(x', \sigma)$ で点 x へ移動する場合の，点

x の濃度値の期待値とも考えることができる。つまり、ガウスフィルタによる平滑化は、 $f(x)$ の一様拡散のシミュレーションにほかならない。実際、 σ を時間のパラメータとみなせば、数式 (2) は拡散方程式

$$\frac{\partial f(x,t)}{\partial t} = D \frac{\partial^2 f(x,t)}{\partial x^2} \quad (3)$$

を満たす。ここで D は拡散係数である。

式 (1) の畳込みは、離散系では、

$$g * f(u) = \sum_{i=-n}^n g(i)f(u-i)$$

のように置き換えられ、カーネル g を取り替えることで、様々な用途のフィルタが定義できる。例えば、式 (3) の右辺の 2 階微分演算は、 $g_{\text{highpass}} = \{1, -2, 1\}$ のような 3 タップの高域フィルタ (1 次元のラプラスフィルタとみなせる) で近似できるので、離散化した元信号 $f(t_0)$ に g_{highpass} を適用し、

$$f(t+1) = \{g_{\text{highpass}} * f(t)\} \Delta T + f(t)$$

のような処理を繰り返せば、一様拡散のシミュレーションが行える。これは適当な σ を使った $f(t_0)$ のガウスフィルタによる平滑化処理と同じ結果を与える。ここで ΔT は適当な微小時間である。このような拡散シミュレーションは、後で解説するエッジ保存平滑化、拡散強調 MRI、生理レベルシミュレーションなどに深く関係する。

1次元フィルタを画像データ (2次元) や、3次元画像 (3次元) や、その時系列 (4次元) などの高次元データに適用する場合、計算量の増大が問題になるが、フィルタが分離可能 (separable) であると効率の良い処理が行える。例えば、2次元ガウス関数は、

$$\begin{aligned} g(x,y,s) &= \exp\{-(x^2+y^2)/2s^2\}/2\sigma s^2 \\ &= \exp(-x^2/2s^2)/\sqrt{2\sigma} s \\ &\quad * \exp(-y^2/2s^2)/\sqrt{2\sigma} s \\ &= g(x,s) * g(y,s) \end{aligned}$$

のように 1次元ガウス関数の直積に分離できるので、1次元ガウスフィルタを、最初に画像の横 (x) 方向、続いて縦 (y) 方向に、順番に適用することで、2次元ガウスフィルタが実現できる。このような多次元フィルタの分解は、計算量を大幅に節約する。例えば、3次元画像に、 m^3 のサイズに離散化した 3次元ガウスフィ

ルタを適用する場合、1ボクセル当り m^3 回の乗算と $m^3 - 1$ 回の加算が必要だが、1次元ガウスの直積に分解すれば、 $3m$ 回の乗算と $3(m-1)$ の加算で済む。 $m = 5$ (5 タップのフィルタ) であれば 10 倍近い高速化になり、その差は m の 3 乗のオーダーで増大する。同様の分解法は、Sobel フィルタや、Marr-Hildreth フィルタ ($\nabla^2 G$ フィルタ) などのエッジフィルタにも利用され、 m が小さければ、フーリエ変換を使った畳込み演算法よりも高速であるといわれている [11]。また、最近の PC 用 GPU には、畳込み演算装置を内蔵する機種もある。例えば、nVIDIA 製の GeForce 4 には、5 タップの 2次元水平フィルタリングと、3 タップの垂直フィルタリング機能が搭載されている。こうした機能と、分離可能なフィルタを上手に組み合わせれば、線形フィルタリングは PC 上で非常に高速に実行できる [12], [13], [14] には、フィルタが分離可能である十分条件が与えられている。多次元のガウスフィルタも、多次元の一様拡散方程式を満たし、多次元のラプラスフィルタを使ったシミュレーション、

$$\frac{\partial f(x,t)}{\partial t} = \nabla^2 f(x,t)$$

と等価になる。多次元のラプラスフィルタは、近傍のとり方によって様々なものがある [4]。

補間処理の多次元化も、1次元補間処理の多重化で行える。2次元画像の補間は、二重線形補間 (bi-linear interpolation) や二重 3次補間 (bi-cubic interpolation) が代表的で [15]、3次元画像の補間は、三重線形補間 (tri-linear interpolation) [16] が最もよく使われ、3次元テクスチャハードウェアをもつ GPU には、三重線形補間のためのハードウェアが内蔵されている。その他の多くの補間処理も、GPU を利用して高速に実行できる [13]。フィルタリングの高速化法としては、出力から入力へのフィードバックを加えた再帰型フィルタ (recursive filter) を使用方法もよく知られている。

解像度変換に関するフィルタとして、ウェーブレット変換 [17], [18] も紹介しておく。第 1 世代のウェーブレット変換は、信号の空間周波数の低い部分に重みを置くスケーリング関数 $\phi(x)$ と、高い部分に重みを置くウェーブレット $\varphi(x)$ で基底関数系を作り、連続信号を展開する手法として登場した [17], [19]。1次元連続関数 $f(x)$ は、整数 j で定義される解像度において、

$$f_j(x) = \sum_{j,i} \langle f(x), \phi_{j-1,k} \rangle \phi_{j-1,k}$$

$$\begin{aligned}
 & + \sum_{j,i} \langle f(x), \varphi_{j-1,k} \rangle \varphi_{j-1,k} \\
 & = f_{j-1}(x) + g_{j-1}(x)
 \end{aligned}$$

のように級数展開できる．ここで， $f_{j,k}, j_{j,k}$ は，

$$\begin{aligned}
 f_{j,k} &= 2^{-j/2} f(2^{-j}x - k), \\
 j_{j,k} &= 2^{-j/2} j(2^{-j}x - k),
 \end{aligned}$$

のような， $\phi(x)$ と $\varphi(x)$ の，移動 (translation) と膨張 (dilation) で構成される基底関数系， $\langle a(x), b(x) \rangle$ は関数 $a(x), b(x)$ の内積とする．ウェーブレット変換を使うと，解像度 j の近似関数 $f_j(x)$ が，解像度を半分に落とした近似関数 $f_{j-1}(x)$ と，そこで失われた詳細情報 $g_{j-1}(x)$ に分解できることを示している． $f_{j-1}(x)$ に対して同様の分解を繰り返せば， $\{\varphi_{j,i}(x)\}$ による信号の多重解像度 (multi-resolution) 表現が自然に得られる [20]．離散データを対象とする場合は， $\phi(x)$ と $\varphi(x)$ による関数の級数展開という概念から，図 2 に示すような，低域フィルタ (LP) と帯域フィルタ (BP) を使った縮小処理を基本とする，2 分割サブバンドフィルタリング処理になる．一般的に，これらの LP や BP のタップ数を短くすれば，ウェーブレットやスケーリング関数は，非対称で不連続になる傾向がある．そのため，ウェーブレット研究の初期には，なるべく対称で滑らかなウェーブレットを生成する，タップ数の短いフィルタが探し求められた [17]．ウェーブレットは，直積によって容易に多次元に拡張され [20]，3 次元ウェーブレット変換では，各基底関数は 3 次元形状の基本要素 (プリミティブ) とみなすことができる [21]．図 3 は MRI 画像 ($256 \times 256 \times 115 = 7,536,640$ ボクセル) を 3 次元ウェーブレット表現に変換し，形状への寄与の小さいプリミティブを切り捨てた結果である^(注1)．滑らかな形状のウェーブレットを使えば，プリミティブ数を極端に減らしても，もとの大まかな形状を保ち，切り捨てによる不連続も生じにくい．この性質を使えば，信号中の特定位置の特定周波数成分を除去，あるいは，強調することが可能になる．こうしたフーリエ変換にはないウェーブレット特有の性質を利用して，遠隔医療のための 3 次元データ伝送などに応用が試みられている [22]．

一方，Sweldens によりリフティングが提案されると，ウェーブレット変換は第 2 世代へと進んだ [18]．リフティングは，図 2 の離散ウェーブレット変換を図 4 (a), (b) のように置き換える技術である．これを使えば，ウェーブレットに限らず，任意の有限長 2 分割

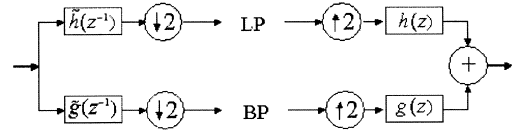
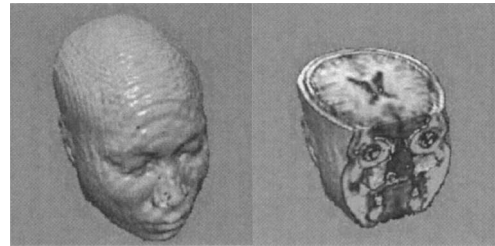
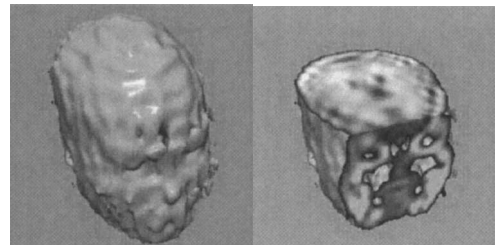


図 2 離散ウェーブレット変換
Fig.2 Discrete wavelet transforms.



(a)



(b)

図 3 3 次元ウェーブレット変換によるポリウムデータの多重解像度表現．(a) 全データの 1/230 を表示．(b) 全データの 1/3680 を表示 [21]

Fig.3 Multi-resolution representation of a volume data using 3D wavelet transform. (a) An approximation using 1/230 of wavelet coefficients. (b) An approximation using 1/3680 of wavelet coefficients [21].

サブバンドフィルタリング処理が， $s_i(z), t_i(z)$ のようなタップ数の短いフィルタをはしご状につないだ処理に変換できる．リフティングは，フーリエ変換が不可能な非ユークリッド空間にも適用できるため，球面上のウェーブレット変換 [23] を定義するために，コンピュータグラフィックスの分野で最初に使われている．ウェーブレット変換には，JPEG で使われる離散コサイン変換 (DCT) のようなブロックひずみの問題がなく，リフティングを用いれば整数から整数へ変換する全く損失のないウェーブレット変換を作ること可能である [24]．これらは画質劣化を許さない医用画像の世界では大変重要なことである．こうした利点から，

(注1)：多重解像度の概念を示すための図で，必要以上に近似品質を劣化させている．

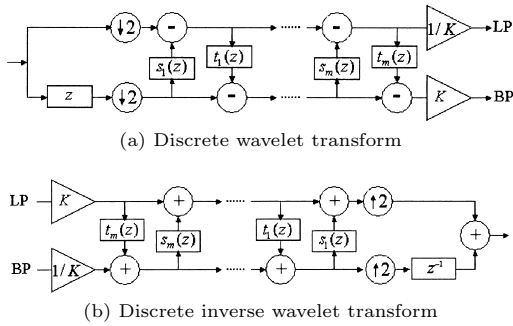


図 4 リフティングを使った第 2 世代の離散ウェーブレット変換

Fig. 4 The second generation discrete wavelet transform using Lifting scheme.

ウェーブレット変換は、埋込型 (embedded) コーディング法 [25], [26] と組み合わせられて、JPEG2000 に採用されている。

ウェーブレットの本格的な医療応用は、MRI のエンコーディング [27], fMRI 解析 [28] 等から始まり [29], IEEE Transactions on Medical Imaging の 2003 年 3 月号のウェーブレット特集号では、脳機能画像解析 [30] ~ [32], ノイズ除去 [33] ~ [37], コーンビーム CT 画像再構成 [38], マンモグラフィ [39], [40], 動的輪郭モデル [41], 医用画像圧縮 [42] ~ [44] など、非常に多くの分野への応用が紹介されている。

ここで紹介した以外にも、様々なフィルタリングが存在する。1 次元フィルタに分解できない畳込み演算や、畳込みの形で定義できない非線形フィルタも、医用画像処理には重要である。メジアンフィルタは、あるボクセルを中心とした局所領域内の中央値 (メジアン) を、そのボクセルの値に置き換える非線形フィルタである。ガウスフィルタが信号の高周波成分を低減し境界や線などをぼかすのに対して、メジアンフィルタはエッジを保存する平滑化法として fMRI などのノイズの多い医用画像処理によく利用されているが、ソート処理が必要なため計算コストが高い。同様の非線形フィルタとして、局所領域内の最大値 (最小値) を出力する MAX (MIN) フィルタ、それらの差を出力するレンジフィルタなどがある。3 次元 CT 像からの肺癌陰影コントラストの強調などの、診断支援技術に使われるフィルタについては [45], [46], 画像処理一般のフィルタについては [2] の 1 章、[4]などを参考にされたい。また、最近のデジタル画像 (信号) 処理技術の入門書としては [47] などよい。周波数領域

でのフィルタリングや、ウィナーフィルタ、適応フィルタなどの医用画像への応用は [2] に幅広く解説されている。

2.2 距離変換と形状処理

これまで紹介した解像度変換法は、画像の濃度値を対象としたものであった。しかし、医用画像の濃度値は主に組織情報をあらわし、形態情報とは直接対応しない。このため、スライス間隔の大きいデータに補間を行う際に、濃度値で補間を行うと、期待したような領域形状が得られないことがある。このような場合、補間しようとする領域がスライス内で 2 値化 (セグメンテーション) できるならば、Shape-Based 補間 [48] が有効である。Shape-Based 補間は、スライスごとに 2 次元の符号付距離変換 (図形領域が正、背景領域が負値で示される距離) を行い、スライス間では濃度値の代わりに符号付距離を補間する。補間された符号付距離画像から距離が負のボクセルを抽出することで、高解像度に補間された領域が得られる。Shape-Based 補間は濃度値を別の次元として扱った高次元化によって、濃淡画像にも適用されている [49]。

距離変換は、2 値画像の図形領域 (値が 1 である領域) のボクセルに対して、背景領域 (値が 0 である領域) への最短距離を与える処理である。従来は、局所演算や整数演算のみで高速に計算できる Chamfer 距離 [50] などが用いられたが、計算機性能の向上や高速手法の開発 [51] により、最近ではユークリッド距離が多く用いられている。また、神経線維の接続をとらえる拡散強調 MRI などでは、データ中のユークリッド距離が必ずしも診断に有効な距離にならない場合があり、測地線距離 (geodesic distance) が使われることもある [52]。これに関しては 3.4 で述べる。

2 値 3 次元画像の連結成分 (同じ値のボクセルが連結した領域) に対して行われる 3 次元画像処理の代表的なものとして細線化がある。細線化は連結成分のトポロジーを変化させずに太さが 1 の線図形に変換する処理である。細線化は、6.1 で述べる仮想化内視鏡で、結腸や気管支の中心線を求めるのによく用いられる。細線化に類似した処理で、連結成分のトポロジーを変化させずに厚さ 1 の面図形に変換する処理を薄面化と呼ぶ。これらの定義、アルゴリズム、トポロジーの保存法、その他の 2 値 3 次元画像の形状処理方法などは [4] に詳しく解説されている。

2 値化された医用 3 次元画像によく用いられる形状処理のもう一つの例としてモフォロジー [53] がある。

モフォロジーは構造要素と呼ばれる単純な形状を用意し、2次元あるいは3次元データと構造要素との集合演算によって、データから構造要素より小さな凹凸を取り除く処理である。対象が2値画像である場合、凹部分を取り除く「膨張 (dilation)」と、凸部分を取り除く「収縮 (erosion)」が基本演算となる。closing は dilation の後に構造要素の対称集合による erosion を行うもので、画像の中の小さい穴をふさぐ。opening は closing に双対な処理で、画像から細い線を除去する。対象が濃淡画像である場合 (グレースケールモフォロジー) は、dilation は MAX フィルタ、erosion は MIN フィルタに置き換えられる。メジアンフィルタもグレースケールモフォロジー演算も、マスク内での比較演算が必要なため計算コストが高いが、様々な高速化法が提案されている [54] ~ [57]。

2.3 データ駆動型画像処理

これまで述べた画像処理法は、すべてのボクセルに等しい操作を加えるものであった。しかし、主成分分析 (principle component analysis; PCA) や特異値分解 (singular value decomposition; SVD) に代表されるように、データ全体の統計的性質を反映するデータ駆動型 (data driven) 処理も必要である。

独立成分分析 (independent component analysis; ICA) は PCA に代わって最近急速に普及した技術である [58] ~ [60]。 N 個の確率変数 y_1, y_2, \dots, y_M が互いに独立であるとは、それらの同時確率密度関数が

$$p(y_1, y_2, \dots, y_M) = p_1(y_1)p_2(y_2) \cdots p_M(y_M). \quad (4)$$

のような各確率変数の密度関数 $p_i(y_i)$ の積に分解できることをいう。画像処理では、ある観測手段で撮影された画像の画素値を、一つの確率変数とみなすことが多い。例えばカラー画像の三つのチャンネル (RGB) は、それぞれ確率変数とみなされ、各チャンネルの画像は、その観察結果とみなすことができる。しかし、RGB 画像のように各確率変数間の相関が大きいデータは、式 (4) のようには表現されず独立にならない。そこで、線形変換 $x = Ay$ によって、観測信号 $x = [x_1, x_2, \dots, x_N]^T$ が、統計的に独立な信号 $y = [y_1, y_2, \dots, y_N]^T$ に変換されたと仮定し、 y の各要素が式 (4) を満たすような線形変換 A 、あるいはその逆行列 $W (= A^{-1})$ を求めるのが ICA の原理である。密度関数 $p_i(y_i)$ がガウス分布であると仮定できる場合、この問題は PCA となり、 x の共分散行列の固

有値問題を解くことによって簡単に解決するが、普通 $p_i(y_i)$ は未知であるため、ICA は PCA ほど単純ではない。単位行列などを初期値とし、 $y = Wx$ の要素ができるだけ独立になるように W を修正する反復法で解くのが一般的である。独立性の評価基準には、尖度 (kurtosis) などの高次統計量や、相互情報量 (mutual information) などが用いられる。図 5 は、二つの確率変数 y_1, y_2 の、エントロピー $H(y_1), H(y_2)$ 、相互情報量 $I(y_1, y_2)$ 、相互エントロピー $H(y_1, y_2)$ 、条件付エントロピー $H(y_1|y_2), H(y_2|y_1)$ の関係を示している。相互情報量を最小化することで、 y_1 と y_2 が独立になることが理解できるであろう。数々の ICA のアルゴリズムが提案されており、Bell-Sejnowski アルゴリズム [58]、FastICA [61]、JADE [62] などが有名であるが、甘利を中心とする日本のグループの貢献も大きい [59]。

図 6 (a) は、冷凍した人間の脳を薄くスライスし、写真に撮影して作成した、カラーボリュームデータの RGB 成分のヒストグラムである。図 6 (b) は、そのデータを可視化した例であるが、周りに付着した氷などのため、脳の形を見ることができない。そこで ICA を使って、RGB 成分を統計的に独立な成分に変換し、作成したヒストグラムが図 6 (c) である。横軸上でしきい値処理すると、図 6 (d) のように脳組織がうまく分離できる [63]。カラーボリュームデータの代わりに、パルス系列を変えて撮影した、複数の MRI ボリュームデータに ICA を適用すると、脂肪や水などの組織を強調した成分が検出されることも報告されている [64]。図 6 の例で、ICA の代わりに PCA を使うと、第 1 主成分として、図 6 (a) で長い広がりをもつ白と黒 (氷と背景) のコントラストを強調する要素が出力される。第 2 主成分は、第 1 主成分と直交するので、脳とそれ以外を強調する方向が第 1 主成分と直交していない限り、PCA を使った脳組織のセグメンテーションは失

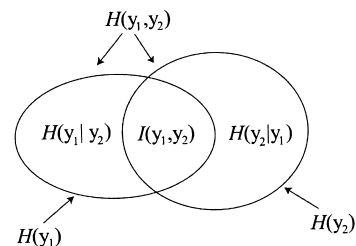


図 5 相互情報量の概念

Fig. 5 The concept of mutual information.

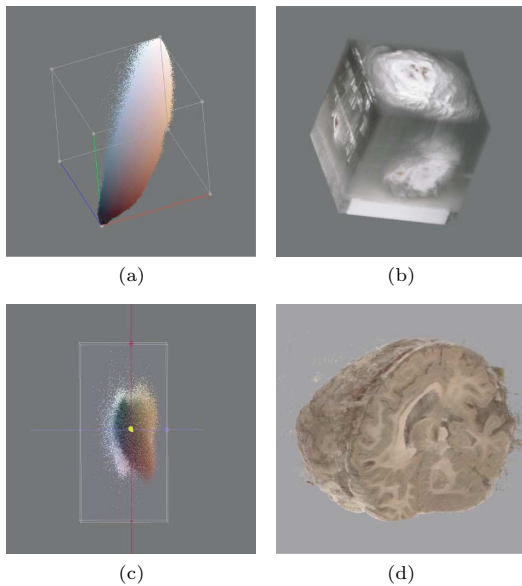


図 6 ICA を使った色空間の変換 . (a) RGB 空間でのヒストグラム . (b) セグメンテーション前の冷凍脳のボリュームレンダリング . (c) 独立成分空間でのヒストグラム . (d) 独立成分空間でのしきい値処理によりセグメンテーションした脳とその断面のボリュームレンダリング [63]

Fig. 6 Color space transformation using ICA. (a) The histogram in RGB space. (b) The volume rendering of a frozen brain volume data before segmentation. (c) The histogram in the independent components' space. (d) Segmented brain and cross-sections revealed by thresholding in the independent component space [63].

敗する .

ICA は、データ駆動型処理の定番であった PCA よりも優れた点が多く、医用画像処理への応用が盛んに試みられている . 特に、脳波 (electroencephalography: EEG), 脳磁図 (magneto-encephalogram: MEG) [65], fMRI [66] などの、仮説検証型処理 [67] が主流であった脳機能解析の分野で注目されている . しかし、脳からの観測信号のうち、何が信号で、何がノイズなのかを判定することは非常に難しい . 最新の情報は [68] にまとめられている .

3. 医用 3 次元画像の可視化技術

3.1 断面生成法

医用 3 次元画像は、データの数だけ異なった可視化方法があるといっても過言ではない . 紙面の都合上、本章では、主に医用 3 次元画像から、解剖学的な形態を可視化する方法のみを紹介する . また、本章以降、医

用 3 次元画像のことをボリュームデータと呼び、それらは直方体の体積要素 (ボクセル) からなる 3 次元規則格子 (regular grid) であると仮定する . それ以外の医用 3 次元画像の可視化法を比較的多く取り上げた文献としては [2], [69] などを参照されたい .

ボリュームデータの最も単純な可視化法は、その任意切断面を表示する方法であろう . ボリュームデータから複数の 2 次元断面を切り出す処理は、MPR (Multi Planar Reconstruction) と呼ばれている . 切断面は平面である必要はなく、蛇行した血管などを一つの画像に表示するために曲面で切断する CPR (Curved Multi Planar Reconstruction) などと呼ばれる方法もある [1] . 切断面上の点はもとのボリュームデータのボクセル中心と一致しないので、2. に述べた補間処理や平滑化処理が使用される .

3.2 サーフェスレンダリング

ボリュームデータを画面に投影する方法は、大きく分けてオブジェクトベース法とイメージベース法^(注2)に分類できる . オブジェクトベース法は、ボリュームデータに含まれる表示対象物 (モデル) を画面に投影する方法であり、イメージベース法は画面の各点から表示対象物に視線を投影するレイキャスティング法が中心となる . 表示対象物は、ボクセル自体である場合や、組織間の境界である場合がある . また、表示対象物の表面や組織間の境界面だけを表示するサーフェスレンダリングと、各組織の光の放射と吸収をシミュレートするボリュームレンダリングのように分類することもできる . 以下では、後者の分類法に従って、医用 3 次元画像の可視化法を紹介する . サーフェスレンダリングは、ボリュームデータの濃淡値を無視して表面だけを可視化するという問題があるものの、いったん、面を多角形 (ポリゴン) で近似してしまえば、ポリゴンレンダリング専用のハードウェアを使って高速に可視化できる、生成したサーフェスモデルが 6. に解説するシミュレーションに利用できる、といった長所がある . 医用 3 次元画像から面を抽出する方法は、CT などの断面間隔が大きかった時代は、断面ごとに抽出した組織の輪郭線を 3 次的に接続する方法がよく使われていたが、高解像度の 3 次元画像が撮影できるようになった現在では、4. で解説するセグメンテーション法で 3 次元領域を選択した後に、組織

(注2): 視点位置の異なる画像群から任意視点の画像を合成するイメージベースレンダリングとは別物である .

輝度と背景輝度の中間値の等値面を抽出する方法が主流である。

等値面の生成は、ボリュームデータを隣接したボクセルを頂点とするセルに分解し、セルを横切る等値面を平面で近似することで行われる。セルは四面体を使う場合 [70], [71] と、マーチングキューブズ法 [72] に代表される六面体 (直方体) を使う方法があるが、生成されるポリゴン数の少なさから直方体セルを用いる方法がよく使われる。図 7 に示す直方体を構成する八つのボクセルは、その濃度値と等値面のしきい値との差が正 (黒丸) が負かによって $2^8 (=256)$ 通りの符号の組合せをもち、回転対称なものを除外すると、23 通りにまで絞られる。直方体の辺を構成する二つのボクセルが異なった符号に分類される場合に、濃度値の線形補間によって辺上に新たな頂点を発生させ、図 7 のような三角形パッチを生成すれば、ボリュームデータの等値面を効率良く描くことができる。[72] では図 7 とは異なる 15 通りの組み合わせが示されているが、それに従うと生成された等値面に穴が開く場合があることが指摘されている [73]。このマーチングキューブズ法の穴開き問題への対処法はいろいろ提案され [74], [75]、一応解決している。図 7 は [76] に示されている穴の開かない組合せである。しかし、この方法で生成される等値面は、直方体の各辺上の線形補間のみを考慮するため、二重線形補間曲面や、三重線形補間曲面とは異なった等値面を与える場合があることが分かっている。例えば図 7 の C3 において、手前の面の頂点の濃度値が、図 8 に示すような値であったとしよう。この面内の濃度値を二重線形補間し、しきい値 $t = 0.6$ の等値面内の領域を黒で表示すると図 8 (a) のようになり、図 7 の面の張り方と一致する。しかし、 $t = 0.4$ の場合は図 8 (b) のような融合した形になり、図 7 の面の張り方では矛盾を生じる。こうした問題への対処法は現在まで続いており [76], [77], [76] で示された二重、三重線形補間曲面との一致を考慮した組合せは、図 7 に図 9 のような場合分けを加えた大変複雑なものになっている。また、マーチングキューブズ法で生成された等値面も、ポリゴン数が多くなりすぎる欠点がある。そのため、形状を大きく損なわず、ポリゴン数を減らす研究が、コンピュータグラフィックス分野の重要な課題となっている [78], [79]。

ポリゴンを生成する方法以外にも、128 プロセッサの分散共有メモリ型並列グラフィックスワークステーションを用いたレイトレーシング法により、ボリューム

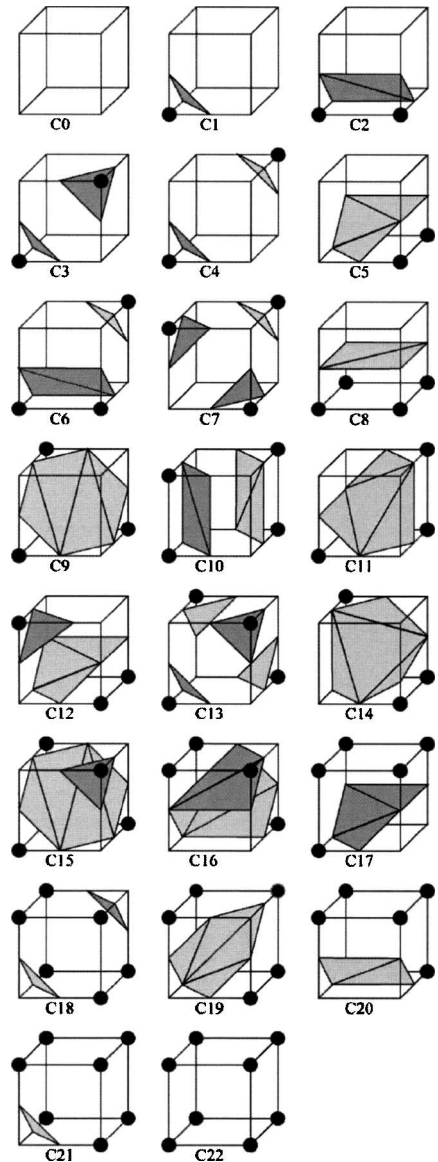


図 7 マーチングキューブズ法による直方体格子内の等値面生成法。等値面のしきい値より大きな濃度値をもつ格子点を黒丸で示し、回転・鏡面対象なものを除外すると 23 通りに絞られる。(from [76], © 2003 IEEE)

Fig.7 Polygon generation patterns of marching cubes algorithm. The possible cases have been reduced to 23 using rotational symmetry. Dark vertices are greater than a given threshold value. (from [76], © 2003 IEEE)

ムデータから、皮膚や骨の表面の表示を高速かつ高精細に可視化する研究も行われている [80]。しかし、これは医用 3 次元画像処理というよりはスーパーコン

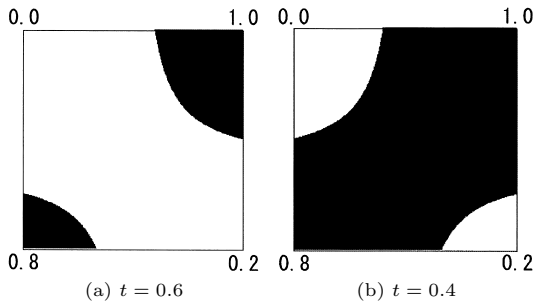


図 8 マーチングキューブズ法の問題の一例．キューブ境界面における二重線形補間値がしきい値 t 以上である領域を黒で表示

Fig. 8 An example of the marching cubes problem. The black area shows where the bi-linear interpolation value on the boundary of two cubes is greater than the threshold value.

ピュータのベンチマークテストのようなものであり、また、この種の計算機は、後述する安価でより優れた GPU を搭載した PC クラスタにその座を追われつつある。

3.3 ポリウムレンダリング

等値面表示の問題点は、しきい値処理によって 3 次元画像の濃度情報が失われることである。そこで光の放射と吸収をシミュレーションすることで、各ボクセルの濃度値を可視化する、ポリウムレンダリングが考案された [81], [82]。視線方向を r として、ポリウムデータ中の長さ L の視線上の光を、視点 x で観察したときの輝度は、

$$I(x, r) = \int_0^L C(s)\mu(s)e^{-\int_0^s \mu(t)dt} ds \quad (5)$$

と表される [83]。ここで、 $C(s)$ は視線上の点が視線方向に向かって放射する光の輝度、 $\mu(s)$ は光の吸収率である。式 (5) の指数関数をテイラー展開の 2 項までで近似して離散化すると、上式は、

$$I(x, r) = \sum_{i=0}^{L/\Delta s} C(s_i)\alpha(s_i) \prod_{j=0}^{i-1} \{1 - \alpha(s_j)\} \quad (6)$$

のように近似できる。ここで $\alpha(s)$ は不透明度（オパシティー）、

$$\alpha(s) = \int_{s-\Delta s}^s \mu(t)dt$$

Δs はサンプリング間隔である。つまりポリウムレンダリングは、各ボクセルに輝度（色）と不透明度を

割り当て、視線（レイ）に沿って等間隔に取られたサンプル値の積和を行うレイキャスティング法となる。II の中に i が含まれていることから、この処理は順序に依存し、これがポリウムレンダリングの並列化を困難にし、計算コストを高める原因になっている。式 (5) では、各サンプル点で色 $C(s)$ と不透明度 $\alpha(s)$ が与えられることが仮定されているが、CT や MRI などの濃度値の多くは、放射線の吸収係数や水素原子核の磁気緩和パラメータなど物理量である。そのため、多くの場合、濃度値 s と、色・不透明度の対応を定める伝達関数（transfer function）をテーブルとして用意する必要がある。

スプラッティング法 [84] は、各ボクセルの投影パターン（フートプリント）を視点から遠い（または、近い）順に、不透明度を考慮しながら画面上で重畳（アルファブレンディング）するポリウムレンダリング法である。レイキャスティングがイメージベースト法であるのに対して、スプラッティング法はオブジェクトベースト法に分類される。完全透明なボクセルや、ボクセルが投影されない画素を無視して処理を進められるので、レイキャスティング法よりも高速といわれている。特に平行投影の場合には、フートプリントの形状がすべてのボクセルで同じになり、それをテーブル化することで、より高速に実行できる。また、不透明ボクセルで囲まれた内部領域が外から見えないことを利用して、不透明領域の外殻を構成するボクセルだけを画面に投影し、ハードウェアレンダリング並の描画速度を達成する方法もある [85]。スプラッティングから発展した技術として、ポリゴンレンダリングに代わる新しいグラフィックスとして注目されているポイントベーストレンダリング [86] が知られている。

周波数領域レンダリング [87] は、CT の画像再構成法で知られるラドン変換の考えを 3 次元に拡張したポリウムレンダリング法である。3 次元高速フーリエ変換で周波数領域に変換したポリウムデータから、その中心を通る平面上の点をサンプリングして 2 次元画像を作り、逆 2 次元フーリエ変換することで、ポリウムレンダリングに類似した透視映像を高速に生成することができる。擬似的な陰影付けと奥行感を出すことはできるが [88]、ボクセルの前後関係が失われ、レントゲン写真のような画像になる。しかし、フーリエ空間でのみ陽に定義されるスプラインウェーブレット表現の可視化 [22] などの限られた用途には、非常に有効な技術である。

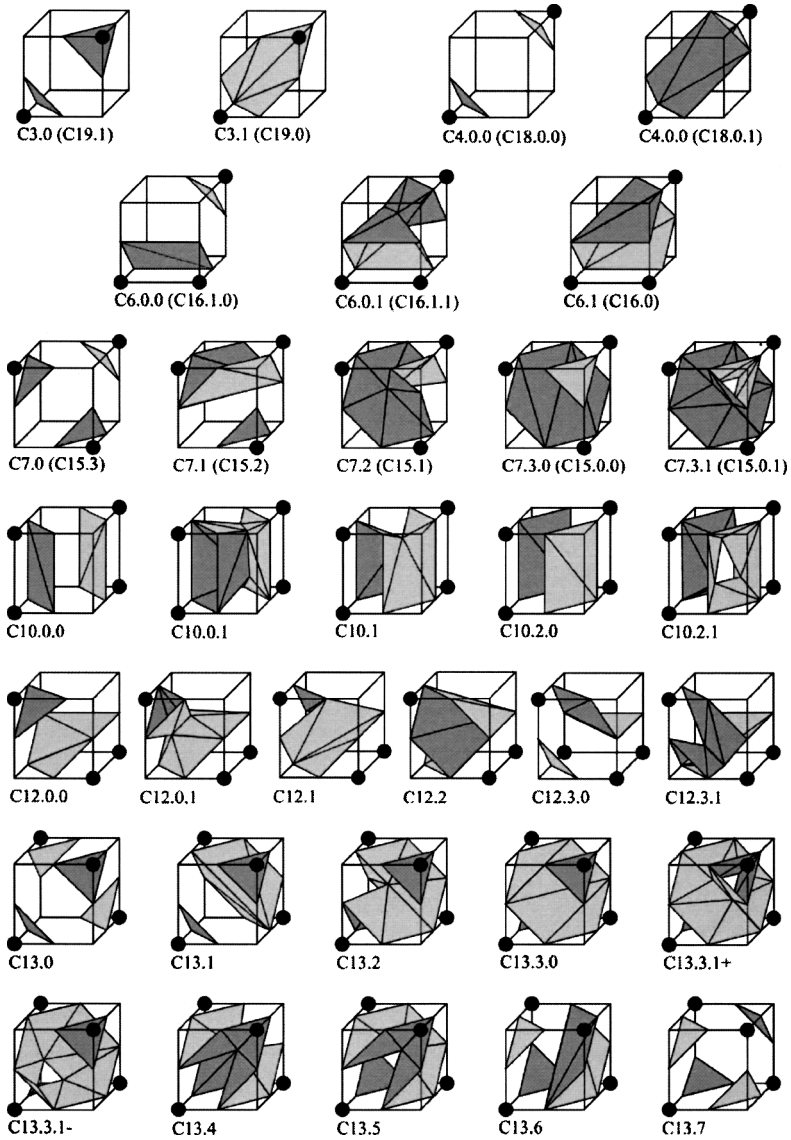


図9 二重，三重線形補間曲面との整合のための追加パターン (from [76], © 2003 IEEE)

Fig. 9 The extra patterns for making consistency with bi-linear and tri-linear surfaces. (from [76], © 2003 IEEE)

レイキャスティング法も，周波数領域レンダリング法も，3次元ボリュームのボクセル値を視線に沿って読み出さねばならないため，メモリアクセスの効率が悪い．シアワープ法 [89] は視界に応じてボリュームデータの配列をずらすことでメモリ読み出しを規則的にし，高速化する方法である．ボリュームデータの座標軸に垂直なベース面にひずんだ平行投影像ができるので，それを画像ワーピングの手法で補正する．レイキャス

ティングに比べて画質が劣り，複雑な前処理を必要とするが，ソフトウェアによる最も高速なボリュームレンダリング法といわれている．

最近のPC用CPUに採用されているマルチメディア用SIMD命令やキャッシュ技術を応用してボリュームレンダリングを高速化する方法もあるが [90]，データ構造やプログラムが非常に複雑になる，データ中の透明ボクセルの割合や視界に伴うキャッシュヒット率

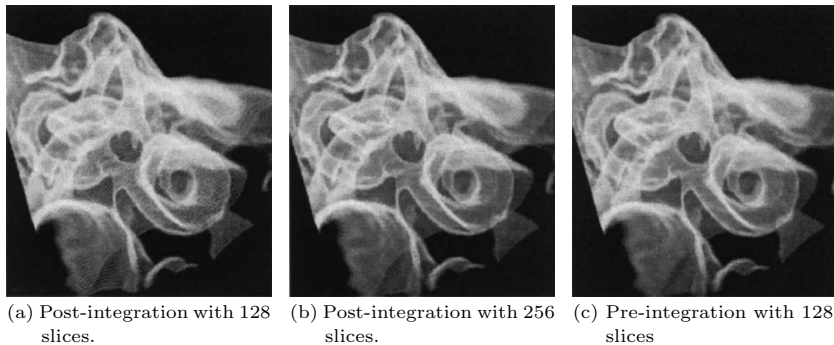


図 10 Pre-integrated テクスチャベーストボリュームレンダリング
(from [96], © 2003 ACM)

Fig. 10 Pre-integrated texture based volume rendering. (from [96], © 2003 ACM)

によってパフォーマンスが大きく変動する、といった問題があり、可視化速度の追求に関しては、次以降に紹介するハードウェアボリュームレンダリングが主流になっている。

VolumePro 500 [91] は、世界で最初に商品化された PC 用ボリュームレンダリングハードウェアである。シアワープと同様の平行投影を採用していたため、ワーピング用に OpenGL をサポートしたビデオカードを別途必要とし、透視投影もできなかった。2002 年に発売された VolumePro 1000 では、ワーピング機能が内蔵され、リアルタイムで可視化できるボリュームデータのサイズも 256^3 ボクセルから 512^3 ボクセルに拡張された。しかし、予定されていた透視投影への対応が実現されず^(注3)、開発元の TeraRecon 社が自社製品以外の医用画像処理製品への使用に制限を加えていること、はるかにコストパフォーマンスの良いテクスチャベースト法が普及したことなどから、その魅力は減っている。

テクスチャベースト法は、ボリュームデータを視線に垂直な面で均等にスライスした断面画像を、不透明度を考慮して手前（または、遠方）から順番に、画面上で重畳することで、ボリュームレンダリングとほぼ同じ画像が得られることを利用する。このような断面画像の切出しや重畳は、3次元テクスチャマッピングハードウェアを備えた高性能 GPU で高速に実行できる [92]。初期のアルゴリズムでは対話的にシェーディングを行うことができず、グラフィックスワークステーションのフレームバッファ演算機能を使った対応策などが提案されたが [93]、最近の PC 用 GPU には、マルチテクスチャやピクセルシェーディングといった、より

柔軟な機能が装備され、自由度の高いシェーディングが可能になっている [94]。[94] では、3次元テクスチャをサポートしていない GPU を使って可視化する方法が記述されているが、現在の高性能 GPU ではそのような工夫は必要ない。詳細は [95] を参照されたい。テクスチャベースト法の問題点は、スライス面での濃度値に伝達関数を適用した後に式 (6) の積分が実行されること (post-integration) である。隣接したスライス面上の濃度値の間で色と不透明度が激しく変動する場合、式 (5) と式 (6) は大きく異なり、post-integration 法では、その変動が画像に反映されない。単純な対応策は、スライス間隔を小さくし、サンプリング点数を増やすことであるが、パフォーマンスの低下をまねく。pre-integration 法 [96] では、前後 2 点のサンプル値に対応する積分値を、与えられた伝達関数に関してもあらかじめ計算し、テーブルとして保存しておくことにより、比較的少ないスライス数で、伝達関数に忠実なボリュームレンダリングを高速に実行できる (図 10)。

テクスチャベースト法は、ボリュームデータを、いったんハードディスクやメインメモリから、GPU の 3次元テクスチャメモリにロードする必要があり、それが頻発するアプリケーションではリアルタイム性能が発揮できない。しかし、最近の GPU は 3次元テクスチャメモリの各ボクセルに対する浮動小数点演算プログラムを柔軟に記述できるようになっているため、可視化とともに画像処理やシミュレーション処理などを GPU 内ですべて実行してしまおうとする研究が活発に行われている [97], [98]。現時点で GPU の浮動小数

(注3): カタログには透視投影をサポートすると記載されているが、実際はサポートされていない。

点演算性能は CPU を上回っており、この差はますます大きくなると予想されており [98]、テクスチャベース法は、現在最も有望なボリュームレンダリング法と考えられている。最近のハードウェアボリュームレンダリングの動向に関するサーベイとしては [99] などがある。

多くのボリュームレンダリングが伝達関数と呼ばれるテーブルを必要とすることは先に述べた。しかし、不適切な伝達関数で生成されたボリュームレンダリングよりは、単純に視線上の最大濃度値を出力する MIP (Maximum intensity projection) 法の方が、医学的にははるかに有益である。データに最適な伝達関数を半自動的に作成するために、遺伝アルゴリズムを使う方法 [100]、ボリュームデータの微分幾何特徴を用いる方法 [101], [102]、ニューラルネットを使う方法 [103] などが試みられている。こう配などの微分量を含めた多次元伝達関数に関する研究も古くから行われている [82], [104] ではボリュームデータの多重解像度エッジの可視化に、こう配の大きさを考慮した伝達関数が使用され、[105] では多次元ヒストグラムと組合せによる半自動伝達関数設計法 [106] ではそのユーザインタフェースのハードウェアインプリメンテーションなどが報告されている (図 11)。[107] や [108] でも、曲率などの 2 階微分量を考慮した伝達関数が提案されている。また、VolumePro には、オパシティーモジュレーションという、不透明度伝達関数をこう配の大きさで変調する機能が搭載されている。

3.4 ベクトル、テンソル場の可視化

MRI は生体中の多様な物理情報をその輝度に含めることができ、位相強調血管造影 (phase contrast angiography; MR-PCA) のように、各ボクセルの属性値が、スカラー量でなく、血流速度などのベクトル量として得られるものもある。そうしたデータの可視化には、数値流体シミュレーション分野で使われてきた、流れの可視化技術 (flow visualization) [109] が応用できる。この分野の代表的な技術として、流れの方向と大きさを表す矢印グリフや、流線 (streamline) を描く方法や、流れに沿って移動する粒子を球などで近似して描画する粒子追跡法 (particle tracing) などがあるが、グリフの見え方が視界によって変わる、グリフや流線同士が重なる、ボクセル間の連続性が表現されない、などの問題がある。ランダムドットテクスチャを流れに沿ってぼかす LIC (Line Integral Convolution) 法 [110] は、密な流線の可視化法として数値流体力学

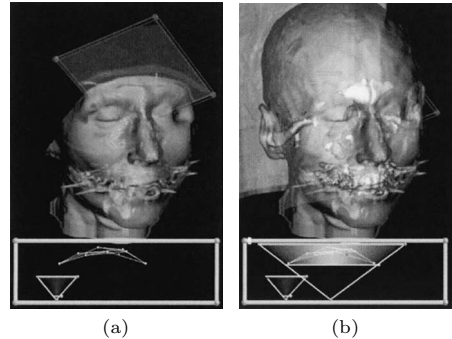


図 11 輝度とこう配の大きさの 2 次元ヒストグラムを使った伝達関数エディタとテクスチャベーストボリュームレンダリング. (from [106], © 2001 IEEE)

Fig. 11 Transfer function editors and their resultant texture based volume rendering. The editor uses the histogram of the intensity and the gradient magnitude to determine the color and the opacity value. (from [106], © 2001 IEEE)

の分野で最近特に注目されており、MR-PCA にも試験的に適用されている [111]。

MRI を使って、より次元の高い、生体中の水分子の拡散情報を画像化することも可能になってきている [112]、拡散は流れとは異なり空間的な広がりをもつので、新しい可視化方法が必要である。MRI 装置で拡散情報を得るには、撮影時に加える傾斜磁場 (motion probing gradient; MPG) の方向を変えた複数の画像を撮影し、拡散テンソルと呼ばれる 3×3 行列をボクセルごとに算出する。したがって、拡散する水分子の運動は、各点が異なる拡散テンソル D をもった、

$$\frac{\partial f(x, y, z, t)}{\partial t} = \nabla + D \nabla f(x, y, z, t)$$

のような非一様拡散の方程式で記述される。拡散テンソルの三つの固有ベクトルと固有値は、拡散の方向と速さ (拡散係数) を表すので、それらを主軸に対応させた楕円体グリフや、油絵のブラシストロークを模擬したパターンを各ボクセルに配置することで、拡散の性質を大まかに可視化することはできる [113]。また、拡散係数が最大となる方向のみに注目し、適当な始点から最大固有ベクトル方向を連結した流線を表示する方法は Tractography [112], [114], [115] と呼ばれ、脳の神経線維の走行をよく表現するが、残り二つの固有ベクトルは無視される。LIC 法を使えば、最大固有ベクトル方向の拡散をより密に表現することができる [116]、残りの二つの固有ベクトルが無視されること

に変わりはない．流線の断面を残り二つの固有ベクトルを主軸とする楕円にすることで、拡散情報をすべて流線に表現することも可能であるが[117]，そうした方法はグリフを使った流れの可視化と同様で、高い解像度での可視化には向かない．ほかに、三つの固有値の大小関係から、不等方を強調する色を生成して可視化する方法や、6.3で紹介する反応拡散現象を使って、拡散形状を反映した3次元パターンを発生させる方法などが試みられている[118]．拡散テンソル情報から生成した楕円体状の適応フィルタをランダムドットパターンに畳み込むことで、LICに似た効果を得ようとする試みもあるが[119]，非一様拡散シミュレーションは、一様拡散のように単純なフィルタリングと等価にはならず、拡散の様子を正しく可視化することはできない．[120]，[121]では、拡散テンソルの固有値に重み付けした非一様拡散シミュレーションによって、神経線維の走行の可視化に良好な結果を得ている（図12）．

[52]では、非一様拡散シミュレーションを使って、診断に有効な神経学的な距離場の生成を試みている．この場合、ユークリッド空間における隣接したボクセル間を結ぶベクトル w の距離は、 $(w^T G w)^{1/2}$ によってリーマン計量空間の測地線距離に変換される． G は計量テンソル（metric tensor）と呼ばれ、拡散強調MRIの場合は拡散テンソルの逆行列として簡単に求められる．

拡散テンソルとは関係ないが、非一様拡散シミュレーションはエッジを保存する平滑化法[122]にも応用されている．

3.5 PC クラスタ技術

現在市販されているPC用GPUの3次元テクスチャメモリの容量は、大きいものでも256Mバイト程度である．これは $512 \times 512 \times 512$ ボクセルの8ビット

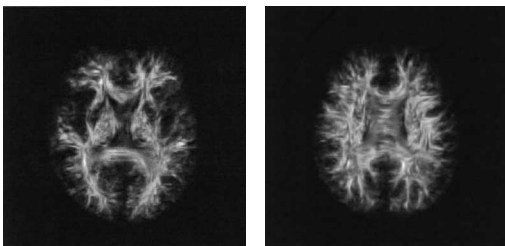


図12 拡散テンソル画像の可視化[120]

Fig. 12 The visualization of diffusion tensor images [120].

3次元画像2個分程度の大きさであり、最新のマルチスライスCTが生成する最小0.5mmスライス幅の全身のボリュームデータ（ $512 \times 512 \times 2000$ ボクセル程度）[123]を高速に可視化するには十分ではない．PCクラスタによる大規模ボリュームデータの並列可視化はそうした問題への一つの解決策と考えられる．[124]によれば、幾何処理とラスタ処理機能を内蔵するPC用GPUの場合、並列レンダリング法は、大きく分けて、画面分割（sort first）型と、データ分割（sort last）型の2種類に分類される．データサイズが大きいボリュームデータの場合には、データ分割型による分散処理が適しているが、並列に生成した部分画像を画面上で合成する重畳処理（image compositing）が必要となる．高速なソフトウェア重畳処理法が提案されてはいるが[125]～[127]，最近のGPUの性能向上は目覚ましく、通常のネットワークやCPUを使った重畳処理では、並列レンダリングのボトルネックになってしまう．そのため、重畳処理をハードウェア化する研究が行われている[128]～[131]．そのうち、Lightning-2[128]とMeta-Buffer[129]は、画面分割型とポリゴンレンダリングの並列化のための装置で、部分画像の並べ換えを必要とするボリュームレンダリングには使用できない．Sepia-2[130]では、HP社の高速ネットワーク（ServerNet 2）の8ポートクロスパススイッチと、特別に開発した重畳用PCI-64カードを使い、8個のVolumePro 500を使った並列ボリュームレンダリングを行っている．しかし、PCの数 n を8以上に増やすには、新しいスイッチの開発が必要であり、重畳処理の遅延時間も n に比例して増加する．Murakiらは、8進木状の接続が可能な重畳装置を開発し、高いスケーラビリティと $\log(n)$ の遅延時間を実現している[131]．[132]では、この重畳装置を使って、nVIDIA製GPU（GeForce 4 Ti 4600）16個を並列動作させ、 $430 \times 240 \times 939$ のボリュームデータを 512×512 画素の画面上に40フレーム/秒以上で可視化している．

4. 医用セグメンテーション技術

医用画像（2次元/3次元）から対象となる領域を抽出するセグメンテーション処理は、様々な目的の医用画像解析や可視化の基盤となる大変重要な処理である．画像からの領域抽出処理は医用画像に限らず一般的に容易ではないが[133]，医用画像から領域抽出を行う際に特に問題となる難しさとして、i) 抽出すべき領域が

個人形状差の大きい自由形状であること, ii) 検査機器の1スキャン内のゲイン不均一性, iii) 呼吸, 体動, 拍動によるアーチファクト, iv) 一つのボクセルに二つの領域がまたがるパーシャルボリューム効果 (Partial Volume Effect), などが挙げられる. i) に対しては, 個人形状差を吸収する可変形状モデル (後述) が比較的有効に働く. しかし, 病変が存在する場合, 一般的な形状から大きく外れることもあり, こうしたことへの対処はまだ十分解決されていない. ii) は, 対象情報と関係なく濃度値を変動させてしまう要因の一つであるが, 特にMR画像のゲイン不均一性が問題となることが多い. iii) は, 生体を対象とする固有の問題であり, 各原因に応じた処理が要求される. iv) では, 近傍の画素/ボクセル値を考慮したサブボクセルの処理が必要となる [134].

セグメンテーション手法は, 処理時に着目する特徴単位に応じて, 次のように大別できる.

(1) 画素/ボクセルベースト: 画素/ボクセル単位の特徴値 (ex. 濃度値) のしきい値処理により識別.

(2) エッジベースト: 領域間の境界となるエッジ (濃度値など画素の特徴値が隣接する画素間で大きく変わる位置) を抽出し, それを連結して境界線を抽出.

(3) 領域ベースト: ある特徴が均一な領域 (互いに隣接する画素の塊) を抽出.

(1) においては, 画像全体で唯一のしきい値が効果的に働く場合は少なく, 局所的にしきい値を変動させる適応型しきい値 (adaptive thresholding) が多く用いられる. また, 近傍の画素/ボクセル値のもつ値や識別結果を考慮する手法が開発されている (2) のエッジ抽出に関しては一般的なソーベル (sobel) オペレータや Canny 法などが使われるが, コントラストの弱さによるエッジの欠落, 背景や領域内のノイズエッジの混入は避けられず, 実際に境界であるエッジの選択と連結が非常に難しい. このため, 近年では, 後述する deformable model を用いて, 滑らかさや既知の形状情報など, 他の拘束条件を取り入れて対処することが多い (3) に関しては, 画像処理一般に用いられる, 領域拡張法 (region growing) [135], [136], 分割統合法 (split and merging) がよく用いられる. 上記, いずれも種々の手法が開発されているが, 網羅的な解説は既存の書物 [2], [3] に譲り, 以下では, 各アプローチにおいて, 近年, 活発に開発が進められている手法について紹介する.

画素/ボクセルベースト手法の最近の動向は, 統計

的手法の活用であろう. 特に, 不完全データの最ゆう推定解法である expectation-maximization (EM) アルゴリズム [137] を用いて, 先に挙げた ii) 画像上のゲインの不均一性分布を同時に推定しながら, 画像内の領域抽出を行う戦略が有効である. 画像内に現れる各組織の明るさは既知の平均値と小さな分散をもつガウス分布で与えられるとし, 各画素/ボクセルの値を, 画像上で滑らかに変化する各画素/ボクセルごとのゲインの変化 (0~1.0) と, どの組織に属する画素/ボクセルであるかによって定まる本来の濃度値の積で定式化して, EM アルゴリズムを適用する [138], [139]. Zhang ら [140] は, この考え方に隠れマルコフモデル (HMRM) を導入することにより, ヒストグラム上の対象領域モデルだけでなく, 画素の空間的な配置の近接さも考慮する対象領域モデルを実現して, 結果を向上させた. 同様な手法を超音波画像における同一組織領域内の濃度値不均一性の除去に適用した研究 [141] も見られる.

領域抽出手法でよく用いられるのは, 領域拡張法の一つである watershed 法 [142] である. これは, 画像を画素の濃度値や微分値を標高とする地形とみなし, 標高の低い部分から水を満たすアナロジーを用いて, 分水嶺 (watershed) に仮想的なダムを築いて境界を求める. 領域成長法で一般的に必要なしきい値を必要としないという大きな長所があるが, 必要以上に領域分割を行ってしまう傾向がある. また, 画像のコントラストが非常に弱い境界では, 画像情報だけで正しい境界を抽出するのは不可能で, 次に述べる可変形状モデルの性格を組み合わせることにより対処した手法 [143] も提案されている.

現在の領域セグメンテーション・輪郭抽出手法を大きく転換させたのは, 動的輪郭モデル (Active Contour Model) [144], [145] を用いた戦略であろう. 濃度値, エッジ, または各データ固有の領域/境界らしさなどの画像情報との一致度と対象の形状情報拘束の両要因を組み込んだ評価式を作成し, エネルギー最小化問題として解き, 最適な境界輪郭を得る. 原点となる2次元可変形状モデル snakes の詳細に関しては, 他の解説 [146 など] を参考にされたい. このアプローチは, モデルの初期形状とその変形しやすさを左右するパラメータを適切に与える必要があるが, 局所的な境界特徴の欠如や, 似たような背景エッジが近傍に存在する場合への頑健性を大きく増す点において非常に有効で, モデル表記法, 解算出方法, 3次元への拡張など, 様々

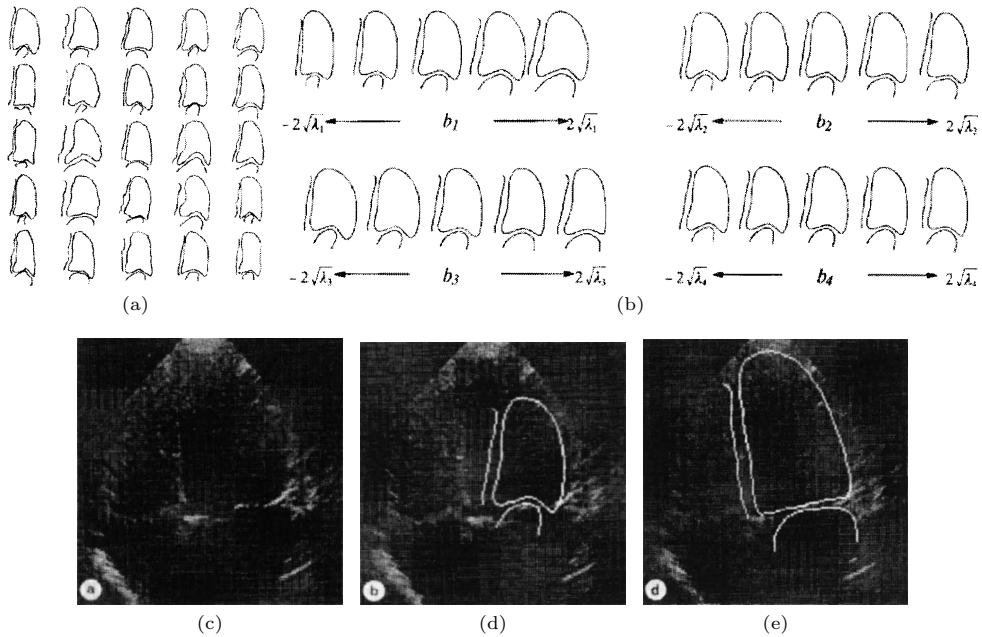


図 13 ASMによる心室抽出: (a) 学習に使うサンプルデータ, (b) 学習された変形のパターン, (c) 入力超音波画像 (d) ASMの初期形状, (e) 最終抽出結果. (from [153], © 1995 Elsevier, Inc.)

Fig. 13 Extraction of heart chamber boundary by ASM: (a) Sample data for learning heart ventricle shapes; (b) Shape variation patterns obtained by principal component analysis; (c) Original echocardiogram image; (d) ASM at initial state; (e) Final results. (from [153], © 1995 Elsevier, Inc.)

な改良が加えられていった [147] ~ [152] .

snakes は基本的により滑らかな形状に近づくが, それではコーナーが検出されにくかったり, 望ましくない性質も現れる. Cootes ら [153] は, これに対して輪郭形状が変動する対象固有の傾向を学習し, その傾向に従ってのみ変形する Active Shape Model (ASM) を提案した. 具体的には複数の学習用データから抽出した各対象形状を代表点の座標値で表し, この値の変化を主成分分析 (PCA) することにより, 対象の平均形状, 及びそこから代表的な変形モードを付加した Point Distribution Model (PDM) を得る. Active Shape Model は, この傾向に従ってのみ変形しながら画像情報との一致を目指すので, ノイズに対する頑健性が大きく向上する. 図 13 にこの手法を, 心臓エコーからの心室抽出に適用した例を示す. あらかじめ, 図 13 (a) のように与えられた心室形状の学習データから, 図 13 (b) のような形状変形傾向のパターンを学習する. 新たに図 13 (c) の観測データが与えられたときに, 図 13 (d) の初期形状を, 先に学習した変形パター

ンの枠内で画像データに合うように変形することにより, このようなコントラストの弱い画像からも妥当な図 13 (e) の抽出結果を得る. ただし, 学習データを正常臓器ばかりで作ると, その傾向に見合った形にしか変形せず, 病変を表す形状変化が抽出できないおそれがあるので, 目的に応じた学習サンプルデータの選択が重要である. あらかじめ, 多くのサンプルデータで学習する手間は必要であるが, そうした学習面を助ける手法 [154], また, 境界近傍の濃度値の分散など境界識別に最適な情報を利用する拡張 [155] など多くの改良手法が開発されている.

上記の PDM で表されたモデルの主成分分析では, 主要な変形パターンモードが座標値の変化の仕方では表現されるため, その変形の意味は必ずしも明白ではない. これに対して, 学習用データの対象領域を超 2 次曲面 (Super Quadric) などのパラメトリックなモデルで表し, モデル形状を特徴づけるパラメータの変動傾向を PCA を用いて同様に算出する手法では, 突出やねじれなどの意味をもつ各パラメータの変動傾向が

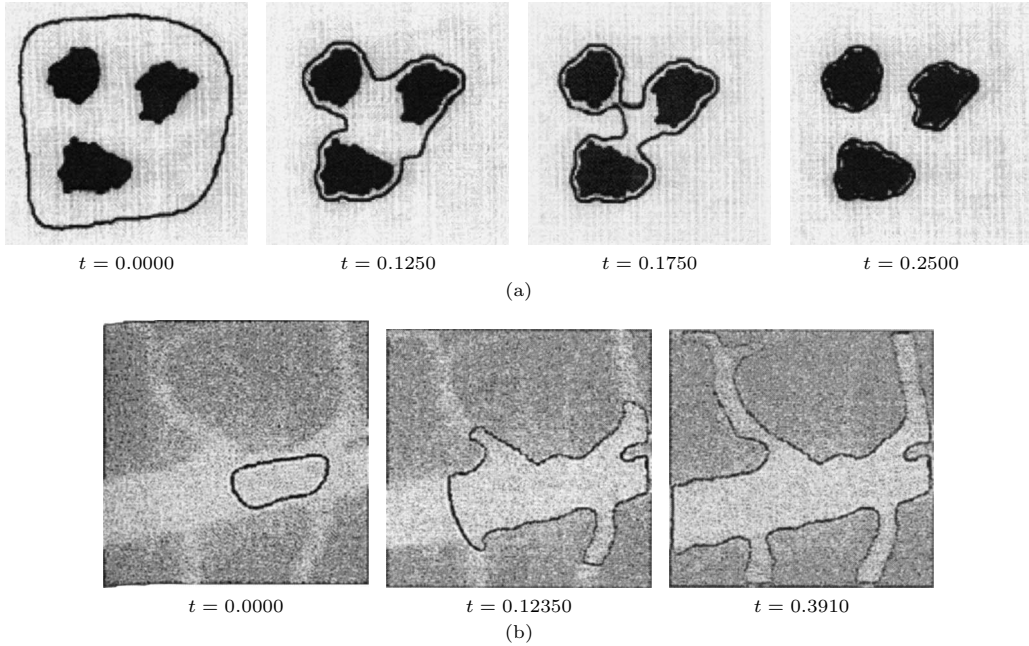


図 14 レベルセット法による領域抽出：(a) トポロジー変化を許容する例 (b) 複雑な突出形状を抽出する例 (from [162], © 1995 IEEE)

Fig. 14 Region extraction by level set method: (a) Topological split; (b) Reconstruction of a shape with significant protrusion. (from [162], © 1995 IEEE)

明らかになるため、診断に有用な情報へとつながりやすい [156] ~ [159] .

現実には, snakes の初期形状, 及び, 変形しやすさを左右するパラメータを適切に与えることが難しい場合が多々ある. こうした問題点を克服するアプローチとして, 輪郭を輪郭上の各点の曲率と近傍の画像値に基づき発展 (伝搬) させる発展方程式を作成しこれを解くことにより, 輪郭を望ましい状態に変形させる方法が, 多く用いられ始めている. 発展方程式とは, 森林火災が広がっていくその炎上領域境界線, 若しくは氷が解けていくときの表面形状の時間的変化を表すような式である. こうした手法は, snakes のように調整パラメータを多く必要とせず, かつ, レベルセット (Level Set) 法 [160], [161] を用いて解くことにより, 分割, 統合などのトポロジー変化に自然に対応するため, 複数の領域が存在する場合にも, その領域数をはじめに与えることなく同時に抽出できるという大きな長所をもつ^(注4).

レベルセット法とは, 閉曲線 (閉曲面) が各点の曲率に応じて伝搬していく方程式の解を, 1 次元高次における関数面 (Level Set Surface (ϕ)) の等値レ

ベルの点の集合として求める解法である. 具体的に, 時刻 t における境界線 (面) の位置を x とすると, $\phi(x(t), t) = 0$ に対応する発展方程式,

$$\phi_t + F(|\nabla\phi|) = 0$$

を解く. ここで, F は境界線 (面) の発展のスピードを左右する関数である. Malladi ら [162] は, 各境界線の曲率に依存するスピード関数 F に

$$k_I(x, y) = \frac{1}{1 + |\nabla G_\sigma * I(x, y)|}$$

のように画素値の微分値の大きさに依存する係数 $k_I(x, y)$ を掛けることにより, 明るさ変化最大位置でスピードを 0 に近づかせ, 境界抽出を行う手法を提案した. 図 14 にこの手法を適用した例を示す. 図 14 (a) はレベルセット手法がトポロジー変換に自然に対処する例, 図 14 (b) は, snakes と異なり複雑な突出部の抽出が可能である例を示す. また, これと同時期に, Caselles らは, 境界線抽出問題を, 適切に定義した空

(注4): snakes の拡張としても, 脊椎や頭蓋骨のような穴のあいた複雑な対象形状のために, トポロジー変化も可能なモデル [McInerney 99] も開発されているが, 干渉チェックなど特殊な処理を必要とする.

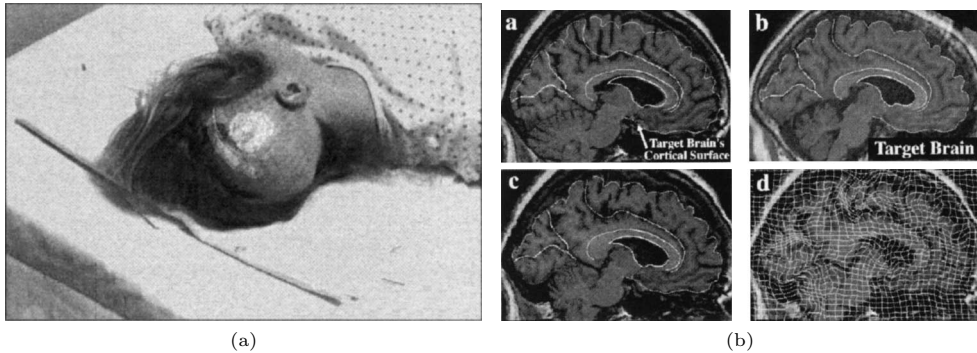


図 15 レジストレーション応用例: (a) 術前に取得した検査データの術中での Augmented Reality 提示 (from [287], © 1996 IEEE). (b) 正常脳とアルツハイマー脳との比較 (from [288], © 1997 Elsevier).

Fig. 15 Application examples of registration: (a) Enhanced Reality Visualization (from [287], © 1996 IEEE); (b) Calculation of inter-subject transformation (from [288], © 1997 Elsevier).

間における重み付き距離最小の経路（リーマン空間における測地線）探索問題と置き換え、これをレベルセット法を用いて解く Geodesic Active Contours [163] を提案している。発展方程式は上述のようにシンプルで、2次元境界線抽出から3次元境界面抽出への拡張も自然で容易である [164]。

管状、複雑な枝分かれなど他臓器とは異なる形状特徴を有する血管領域の抽出においては、その特徴に対応する固有のセグメンテーション手法が多数開発されている [165] ~ [168]。最近では、濃度値だけでなく、血流速度、方向情報を統合的に利用し、より頑健な抽出を行う手法も提案されている [169]。

5. 医用レジストレーション技術

「レジストレーション」は、基本的に「対応画像間で対象の各部位が最もよく対応するための変換を求める処理」を示す。対象画像の組合せによってこの変換方法が、剛体変換、非剛体変換（アフィン変換、柔軟物体変形、個体間形状差のノーマライゼーションなど）、投影変換（2D画像-3D画像間の対応）と様々に存在し、その変換に応じて（剛体/非剛体/2D-3D）レジストレーションなどと呼ぶ。医用診断支援の様々な状況で重要なかぎとなる処理で、非常に盛んに研究されている [170] ~ [172]。代表的な応用例として、図 15 (a) に術前に取得した検査データを手術中に患者の体に位置合せし Augmented Reality 提示する例 [287]、図 15 (b) に正常脳と病変のある脳とを非剛体レジストレーションし部位の形状変化を観察する例 [288] を

示す。

近年までは、画像からまず対象領域を抽出し、その境界線/面、または特徴的な点を対応特徴としてレジストレーションを行うのが主流であったが、特徴抽出を行わず入力画像情報全体をそのまま使い、画像間の類似性評価を行う研究が増えてきた。この背景には、近年の計算機性能の飛躍に加え、診断支援の目的で検査画像データ同士をレジストレーションして表示する（だけでそれ以上の情報抽出を必要としない）要求が増えている要因があると思われる。こうした手法は、画像からの特徴抽出などの前処理を必要とすることなく、処理が単純であり、処理過程に誤差が累積されない利点がある。画像間の類似性評価のために、濃度値の相関、フーリエ空間における相関など様々な類似性指標が工夫されてきたが、現在最も着目されているのは、Maes らによって導入された相互情報量（Mutual Information: 以後、MI と表記）の最大化であろう [173]。

MI 最大化の原理は、対応付けを行う画像間で、二つの画像が正しくレジストレーションされたときに、対応する画素/ボクセルの統計的な依存性（または、情報冗長性）が最大になるという性質を利用している。情報間の依存性が高いというだけで、何の情報であるかにはよらないため、同じ組織が異なる画像特徴として現れる、MR-CT 画像間のようなマルチモーダルデータのレジストレーションに特に有効である。図 16 は MI 最大化によって、Visible Human Dataset [174] の T1 強調 MRI ボリュームデータに、フルカラー断面ボ

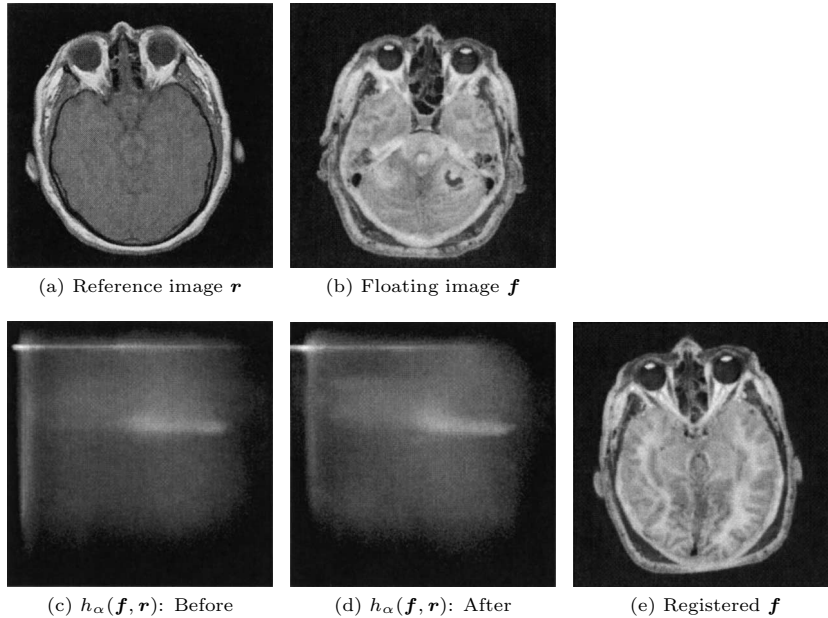


図 16 相互情報量最大化によるレジストレーション

Fig. 16 The registration by maximizing mutual information. (a) The reference image r . (b) The floating image f . (c) $h_{\alpha}(f, r)$. (d) $h_{\alpha}(f, r)$ after the registration. (e) The registered f .

リウムデータの赤色チャネルを整合した例である。基準画像 r (図 16(a)) とこれにレジストレーションしたい対象画像 f (図 16(b)) があるとすると、 f を変換 α によって新しい位置に設定するごとに、二つの画像が重なった領域の各点における 2 枚の画像の濃度値を 2 軸とする 2 次元ヒストグラム (joint histogram) を作成する (図 16(c))。正しくレジストレーションされるほど、ヒストグラムが明確なピークをもつ (図 16(d))、最も明確なピークをもつ状態 (図 16(e)) は、同時 (結合) 分布及び周辺分布から算出される MI、

$$I_{\alpha}(f, r) = \sum_{f, r} p_{FR, \alpha}(f, r) \log_2 \left(\frac{p_{FR, \alpha}(f, r)}{p_{F, \alpha}(f) \cdot p_{R, \alpha}(r)} \right),$$

を最大化することによって得られる^(注5)。ただし、

$$p_{FR, \alpha}(f, r) = \frac{h_{\alpha}(f, r)}{\sum_{f, r} h_{\alpha}(f, r)},$$

$$p_{F, \alpha}(f) = \sum_r p_{FR, \alpha}(f, r),$$

$$p_{R, \alpha}(r) = \sum_f p_{FR, \alpha}(f, r),$$

とする。ここで独立成分分析の説明に使った図 5 を再

び見てみると、 y_1, y_2 をそれぞれ、 r, f に置き換えることで、 $MI(I(f, r))$ の最大化が、 r と f の整合を最大にすることが理解できるであろう。処理の精度や頑健性を高めるためには、2 次元ヒストグラム算出時の画像のサンプリング法や、最大値探索法、また、レジストレーションパラメータの決定順序などを考慮する必要がある。

アフィン変換など非剛体レジストレーションに MI を用いた研究もあり [175]、PC 用 GPU のテクスチャマッピング機能を利用した高速化も行われている [176]。しかし画像全体の類似性を用いる手法共通の性質として、レジストレーション時の変形自由度が高くなるほど最大値探索時の探索空間が広がり、局所安定解に陥る危険性も増す。状況に応じて、MI よりも良い特性をもつ類似性指標も検討されている [177] ~ [179]。また、異種検査画像間のレジストレーションでも、コントラストが弱くノイズの多い超音波画像との対応は特に難しいが、Roch ら [180] は、類似性指標の工夫により良

(注5): 通常、医用 3 次元画像は、同じような方向で撮影されるので、図 16(c) と図 16(d) は、あまり差があるように見えない。整合前後の 2 次元ヒストグラムのはっきりした違いは、[Maes 97] の図などを参照されたい。

い結果を導いている。術前に撮影されたCTやMRの3次元データと術中に撮影される2次元X線画像とのレジストレーションに代表される2D-3Dレジストレーションにおいても、3DデータからDigitally Reconstructed Radiograph (DRR) と呼ばれるシミュレーション画像を生成し、画素間の類似性指標に基づき両者を位置合せ (alignment) する手法が開発されている [181], [182]。また、近年、3次元モデルとビデオ画像をレジストレーションする研究も始まり、統計的傾斜法 (stochastic gradient ascent) やフレーム間オプティカルフローの利用など、それぞれ工夫を加えた画像ベースな手法が用いられている [183], [184]。

画像ベースな手法に対し特徴ベースと呼ばれる、画像から抽出した自由形状面や自由曲線輪郭を剛体レジストレーションする手法では、Iterative Closest Point (ICP) アルゴリズム [185] が最も代表的であろう。今、3次元画像から抽出された対象面をモデルとして、別の3次元画像から抽出された観測面にレジストレーションする課題を例とすると、モデル面上の各点ごとに観測面内で一番近い距離の点を仮対応点として求め、得られた点对応を最小二乗誤差基準で満たす剛体移動をモデルに施し、新しいモデル位置で再度距離に基づき仮対応を求める、という処理を繰り返す。適切な初期位置を与え、多くの仮対応が正しければ、繰返しによりモデル面が観測面にレジストレーションされる。その収束性は [185] で検討されているが、局所安定解に捕われないための初期推定値の許容誤差は、対象形状に大きく依存する。ICP アルゴリズムは、2次元観測点と対象の3次元モデルの投影点との距離 [186], [187] や、2次元観測点への投影線と3次元モデル点との距離 [188] を基準として用いて、3D-2D レジストレーションにも利用されている。その場合、モデル点と観測点の単純なユークリッド距離の近さで仮対応を決めると誤対応になることが多く、これを避けるために、マハラノビス距離 [186] やポロノイ図 [187] を利用する工夫がされている。

柔らかな臓器の変形を考慮したレジストレーションとして、術前と術中の脳をレジストレーションする際に脳組織が重力効果で変形する問題への対処法が、剛体 (頭蓋骨)、流体 (脳脊髄液)、弾性体 (その他の柔らかな組織) などの、組織の非均一性を考慮したモデルを用いて、数多く検討されている [189], [190]。また、完全な自動レジストレーションを目指し、Ferrant [191] らは、いくつかの内部組織の輪郭を自動抽出し、この

輪郭を対応特徴として、組織の生体的な変形 (重力による移動、術中の脳の膨張など) を考慮した弾性有限要素モデルを用いて、全体の対応付けを行う手法を提案している。心臓の時系列検査画像においては、連続フレーム間のレジストレーションを繰り返すことにより、心臓の動きを追跡し、その伸縮運動を解析することが可能である [192], [193]。心臓の規則的な伸縮運動の原理を考慮したモデルを用いることにより、より頑健なトラッキングを実現するとともに、同時に、その運動の特性を表す診断に有効なパラメータを得ることが可能である [194], [195]。最近では、変形量も個人形状差も非常に大きいため、対応付けが非常に難しい乳房を対象とした手法の研究も始められている [196] ~ [200]。

異なる個体間、若しくは標準データであるアトラスと個人との同一部位のレジストレーションにおいては、頭部を対象とした研究が多い [201]。頭蓋骨や脊髄など比較的個体間の変形が大きい対象に関しては、

1. 剛体移動
2. グローバルな変形 (Affine など)
3. 局所的な変形

の順にモデルを変形させることが多い [202], [203]。これに対して、脳内組織全般の対応をとるような個体間形状差が非常に大きい場合には、対応すべき画像 I_0 , I に対して、 $I = \varphi I_0$ と写像する滑らかな (微分可能な) 関数が存在するという基本仮定のもと、その関数を求める様々な手法が提案されている。複雑な非線形問題を解くことになるため、対応するデータ間で画像相関が最大となる、若しくは特徴的な点の対応関係が満たされることを指標として写像の正しさを評価しながら、対象画像を目標画像により近づくように徐々に変換 (変形) することにより、 φ を逐次的に求める。この際の変換方法は、有限要素法 [204]、薄板スプライン (Thin-plate Spline) [205]、流体力学 [206], [207]、各ボクセルの拡散過程 [208]、微分同相写像空間上の測地線算出 [209]、オプティカルフロー算出 [210] など様々なとらえ方で定式化され、その解法が工夫されている。

逐次式で解く際に、どの経路を通るかによりレジストレーション後の対応関係も変わり、拘束がなければ、再現性が低くなり、局所解に陥りやすい。これに対して、多重解像度戦略を用いて階層的に安定した解を求める方法 [204], [210], [211]、画像 I から画像 I_0 への変換が、画像 I_0 から画像 I_1 への逆変換と一致する一貫性 (Consistence) を条件にする方法 [212]、微分同

相写像空間上の測地線（最小重み付け距離となる変換）とする方法 [213]，などが提案されている．また，測地線を算出するアプローチにおいては，最終的に対応関係が得られたときの測地線の長さがその二つのデータ間の近さを表す指標となり，こうした情報は，正常脳からどの程度はずれているかなど，診断を助ける指標となり得る．

また，最近では，血流速度ベクトル情報を含む MR-PCA や，水の拡散テンソル情報 [112] などの，1 画素/ボクセルが高次の情報をもつ検査データの標準データと，個体間との，非剛体レジストレーション手法 [214], [215] の研究も始まっている．

6. 医用シミュレーション技術

6.1 解剖レベルシミュレーション

計算機の性能が大きく向上し，医用画像の可視化処理がリアルタイムで行えるようになってくると，診断や手術などの医用シミュレーション（medical simulation）も現実味を帯びてくる．しかし，シミュレーションを，解剖（anatomy），物理（physics），生理（physiology）の，どのレベルで行うかによって，その難しさは大きく異なる [216]．

解剖レベルシミュレーションは，変形しない対象物の幾何構造にのみ注目するシミュレーションである．この種のシミュレーションとしては，対象物が剛体（骨片）でリアルタイム性を必要としない頭蓋骨形成手術シミュレーション [217] などが実用レベルの成功を収めている．また，CT などで撮影した 3 次元ポリウムデータから体内の仮想映像を合成し，内視鏡診断を代行する仮想化内視鏡（virtual endoscopy）も解剖レベルシミュレーションに含まれる．内視鏡のシミュレーションは，CT 画像では空気と軟部組織の濃度差が大きいので，空気と接する結腸や気管支などの幾何モデルを空気側から可視化した映像が，コンピュータグラフィックスの分野で古くから作られており，だれがこの分野のパイオニアであるかについては諸説ある．一般に virtual endoscopy と呼ばれる技術の報告は，90 年代半ばから医学関係の学会アブストラクトなどに現れるようになった [218] ~ [227]．この時代の仮想化内視鏡技術は，マーチングキューブズ法と当時のグラフィックスワークステーションを組み合わせたものが主で，描画速度は毎秒 2 フレーム程度で [220]^[注6]，十分に対話的なナビゲーションは実現されていない．[225] では，Visible Human Male Data のフルカラーポリウム

データに対して，精細なポリウムレンダリングによる仮想化結腸鏡のシミュレーションを行っているが，ナビゲーションムービーの生成はオフラインで行っている．

図 17 に示す Hong らのシステム [228], [229] では，z バッファを利用した可視性判定メカニズムを採用して，100 万ポリゴン以上の結腸データに対して毎秒 10 ~ 20 フレームのスムーズなナビゲーションを可能にした．更に，腸壁とカメラに物理モデルを採用し，高い操作性と衝突回避を実現している．このシステムでは位置 x における仮想カメラの運動量 P が，

$$\dot{P}(t) = -\nabla V(x) - k_1 P(t) + F_{\text{user}}(t)$$

のような力学モデルで定義されている． V は目標地点や腸壁からのユークリッド距離によって決められるポテンシャル関数 [230] で，最短経路探索や腸壁との衝突回避に使われる． k_1 は摩擦係数， F_{user} はユーザがマウスを使って外部から加える力である．同様に仮想カメラの姿勢は，角運動量 L を，

$$\dot{L}(t) = z_{\text{body}} \times F_{\text{user}}(t) - k_a \omega(t) + \tau_{\text{option}}(t) \quad (7)$$

のような力学モデルで制御する． z_{body} は仮想カメラの光軸方向であり， ω は角速度， k_a は回転摩擦係数， τ_{option} は重力などの外力から生じるトルクである．この物理モデルに従うユーザインタフェースでは，画面の上の進みたい方向にマウスボタンをクリックすることで，仮想カメラモデルに対して一定の力を加えることができ，それによる並進・回転運動で，腸内を自由に移動することができる．大学の授業で学ぶ力学の多くは，式 (7) のような角運動量の定義に，動作範囲を制限した上で極座標表現（オイラー角）を使うが，任意方向を向く仮想カメラモデルでは，方向の表現に回転行列を使う必要がある [231]．これは，3 次元の極座標表現では，姿勢によっては回転自由度の一つが消失し，仮想カメラの回転運動が不安定になる，ジンバルロック（gimbal lock）と呼ばれる現象が生じるからである．回転行列の定義には 6 個のパラメータが必要であるが，クオタニオン（quaternion）[232] を使えば四つで済み，誤差も生じにくい．クオタニオンは，画面上のマウス操作で対象物を回転させる，有名なトラックボール関数 [233] にも使われている．クオタニオンや行列を扱ったグラフィックスの参考書としては [234] などがよい．

[注6]: ポリゴン数，画面サイズは記載されていない．

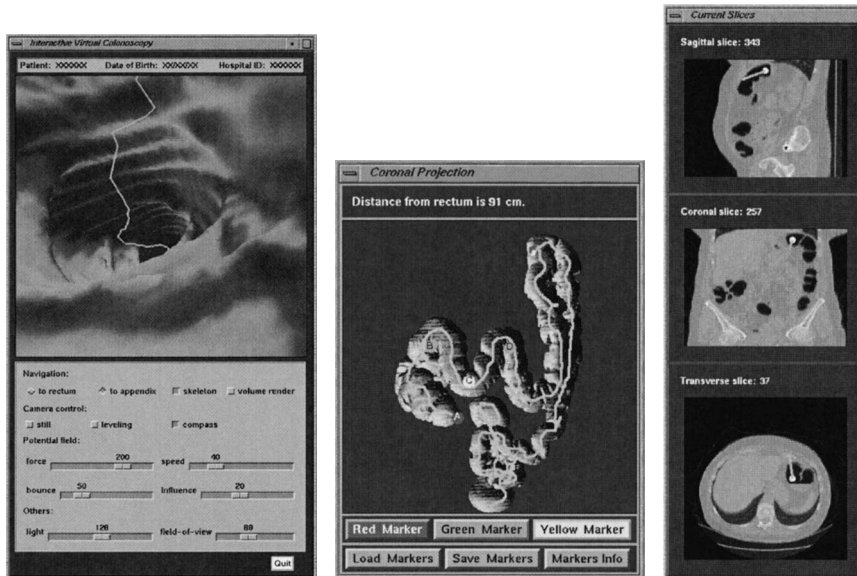


図 17 仮想化内視鏡システム [229]
Fig. 17 The virtual colonoscopy system [229].

6.2 物理レベルシミュレーション

皮膚や筋肉などの軟組織を扱う手術シミュレーションでは、複雑な物理モデル (physics-based model) の実時間表示 (30 フレーム毎秒程度) が必要である。特に、ハプティクスデバイスによる自然な力感フィードバックのためには、500Hz ~ 1 kHz の更新レートでの変形シミュレーションが必要とされ [235]、最新の計算機をもってしても、非常に難しい。

手術シミュレーションを目的とした、リアルタイムの軟組織シミュレーションでは、複数の質点 (mass) を、粘弾性 (visco-elasticity) をもったリンク (spring) でつないだばねモデル (mass-spring mesh) で近似する方法がよく使われる [236], [237]。このモデルでは、質点 i の位置 \mathbf{x}_i に関して、

$$m_i \ddot{\mathbf{x}}_i + \gamma_i \dot{\mathbf{x}}_i - \sum_{j \in N(i)} K_{i,j} (\|\mathbf{x}_j - \mathbf{x}_i\| - l_{i,j}) \frac{\mathbf{x}_j - \mathbf{x}_i}{\|\mathbf{x}_j - \mathbf{x}_i\|} = \mathbf{f}_i(t, \mathbf{x}_i)$$

のような運動方程式をたて (m_i は質点の質量, γ_i は振動を減衰させる緩衝 (damping) 係数, $K_{i,j}$ は質点 i, j 間をつなぐばねのばね定数, $l_{i,j}$ はばねの自然長, $\mathbf{f}_i(t, \mathbf{x}_i)$ は時刻 t に \mathbf{x}_i に働く外力), 時間ステップ Δt を使って $\dot{\mathbf{x}}$ と $\ddot{\mathbf{x}}$ を数値積分することで、質点の位置と速度を計算する。実装が簡単で、質点ごとに並列計算が可能であることから、頭蓋骨手術後の顔面形状

の予測などに使われている [238]。しかし、このモデルは、ばね定数が臨界値、

$$K_c = \frac{\sum_i m_i}{n\pi^2(\Delta t)^2}$$

より大きいと不安定になる [216]。ここで n は質点の総数である。つまり、モデルを高速かつ安定に動作させるには、ばね定数を小さくするか、質点の総数を減らす必要があり、剛体状の物体や、複雑な構造の物体の表現が難しくなる。[239] では、こうした問題を避けるため、変形を局所に限り、 $\dot{\mathbf{x}}$ と $\ddot{\mathbf{x}}$ を 0 とみなした準静的 (quasi-static) な質点移動を行うことで、実時間の血管縫合シミュレーションを実現している。ばね定数は、普通、経験的に決められるが、磁気共鳴弾性イメージング (Magnetic Resonance Elastography: MRE) による決定法も研究されている [240]。

生体組織の特性を忠実に再現するシミュレーションが必要な場合には、応力-ひずみ関係を考慮した有限要素法 (FEM) [241] が必要である。FEM は、内部の応力-ひずみ特性を与えた立体要素をつなぎ合わせて対象物を近似する方法で、立体要素は CT や MRI などの 3 次元画像から容易に生成でき、四面体 (4 ノードモデル) [242], [243], 8 ノードモデル [150], 20 ノードモデル [244] などが使われる。一般に、生体の応力-ひずみ特性は非線形であり [245]、非線形 FEM は非常に

計算コストが高い。これまでは、眼球などの比較的単純なモデル [246] 以外では、変形が微小（メッシュサイズの 10% 程度以下）であるとの仮定のもと、線形弾性体モデル（linear elastic material model）[247] が使われていたが、最近になって、非線形 FEM を使った手術シミュレーションも現れ [243]、生体組織の応力-ひずみ特性の実測値を手術シミュレーションに取り込むことも可能になり始めている。

線形弾性体モデルでは、外力 f による頂点位置の変位 u が、

$$Ku = f \tag{8}$$

のような連立方程式で表現される。 K は剛性行列（stiffness matrix）と呼ばれ、モデルの頂点数の合計を n とすると対称正定値な $3n \times 3n$ 疎行列になる。外から見える対象物体表面上の頂点 s と、見えない内部の頂点 i の 2 グループに分け、内部の頂点に外力が働かないと仮定すると、

$$\begin{bmatrix} K_{ss} & K_{si} \\ K_{is} & K_{ii} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u_s \\ u_i \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} f_s \\ 0 \end{bmatrix}$$

のように変形できることから、

$$\check{K}_{ss} = K_{ss} - K_{si}K_{ii}^{-1}K_{is}$$

として、式 (8) を、

$$\check{K}_{ss}u_s = f_s$$

のように凝縮（condensation）できる。したがって、 \check{K}_{ss} の逆行列をオフラインで計算しておくことで、

$$u_s = \check{K}_{ss}^{-1}f_s$$

により、頂点の変位が高速に計算できる [247]。ただし、この計算法が使えるのは、切開などによる対象物のトポロジー変化がなく、 K が不変である場合のみである。

式 (8) は、常に力の平衡状態にある静的（static）モデルで、振動などを表現するには、

$$M\ddot{u} + D\dot{u} + Ku = f$$

のような動的（dynamic）モデルを使う必要がある。ここで M は質量行列（mass matrix）、 D は緩衝行列（damping matrix）である。この式は、中心差分

を使って、

$$\begin{aligned} & \frac{M}{DT^2}[u(t+DT) - 2u(t) + u(t-DT)] \\ & + \frac{D}{2DT}[u(t+DT) - u(t-DT)] \\ & + Ku(t+DT) = f(t) \end{aligned} \tag{9}$$

と書き換え、

$$\begin{aligned} \hat{K} &= \frac{M}{\Delta T^2} + \frac{D}{2\Delta T} + K \\ \hat{f}(t) &= \frac{2M}{\Delta T^2}u(t) \\ &+ \left(\frac{D}{2\Delta T} - \frac{M}{\Delta T^2} \right) u(t-\Delta T) + f(t) \end{aligned}$$

とおくことにより、

$$\hat{K}u(t+DT) = \hat{f}(t)$$

と表せるので、各時刻の変位を、

$$u(t+DT) = \hat{K}^{-1}\hat{f}(t)$$

に従って、やや間接的（semi-implicit）に計算することができる [247]。しかし、 \hat{K}^{-1} をリアルタイムで計算することは容易ではない。

式 (9) の左辺の最後の項で、 $u(t+\Delta T)$ の代わりに、 $u(t)$ を使えば、

$$\begin{aligned} & u(t+\Delta T) \\ &= \left(\frac{D}{2\Delta T} + \frac{M}{\Delta T^2} \right) \left[\frac{2M}{\Delta T^2}u(t) \right. \\ & \quad \left. - \left(\frac{D}{2\Delta T} - \frac{M}{\Delta T^2} \right) u(t-\Delta T) \right. \\ & \quad \left. - Ku(t) + f(t) \right] \end{aligned}$$

のように直接（explicit）に変移を計算できる。この方法が優れている点は、多くの場合、質量行列 M や緩衝行列 D に対角行列が使われるため、上式の $\left(\frac{D}{2\Delta T} + \frac{M}{\Delta T^2} \right)^{-1}$ が簡単に計算できること、及び、 Ku を関数 $F(u)$ に置き換えることで、非線形 FEM にも適用できることである [243]。しかし、explicit 法は、安定性において semi-implicit 法には及ばず、 ΔT を小さくする必要があり、ばねモデルと大差がなくなる。そのためか、ばねモデルと FEM の混合モデルも、いくつか研究されている [248], [249]。

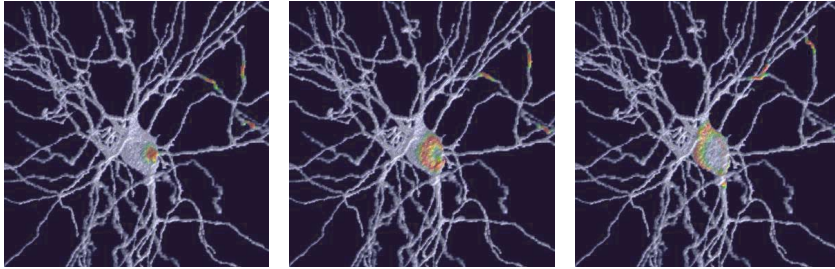


図 18 神経興奮伝搬シミュレーション [270]
Fig. 18 The nerve excitement simulation [270].

FEM もばねモデルと同様で、組織の均一性を仮定したモデルが多いが、粘弾性特性が大きく異なる脂肪組織と腺組織から構成される乳房の変形シミュレーションでは、その構成を考慮したモデルが用いられている [250], [251]。また、FEM モデルの弾性特性を現実の変形と一致するよう調整することにより、異常候補部分の弾性特性を推定する試みも始められている [252]。

手術シミュレーションには、軟組織の変形以外に、ステレオ画像の提示、触力覚フィードバック [253]、切開・縫合などによるモデルのトポロジー変化、手術器具と軟組織、あるいは、軟組織同士の干渉、などの様々な問題にリアルタイムで対応する必要があり、これらはどれも難しい。実用化までの道のりは相当に険しい。

6.3 生理レベルシミュレーション

コンピュータ内での生理レベルシミュレーションは、生体内 (*in-vivo*) や生体外 (*in-vitro*) との対比から、インシリコ (*in-silico*) 生物学とも呼ばれ、ポストゲノム計画の一つとして注目されている。様々な臓器を生理レベルでシミュレーションすることを目標とする、フィジオーム (Physiome) と称するプロジェクトも始まっているが [254]、その中でも仮想心臓 (virtual heart) [255], [256] の研究に特に高い関心が集まっている。これは心臓に発生する渦巻状の興奮波 (spiral wave) を、不整脈や心室細動と関連づける理論 [257] や、その 3次元シミュレーション [258] の研究が既に存在し、仮想心臓における不整脈発生時の異常な興奮伝搬の様子をコンピュータシミュレーションで再現することが、心臓組織の機能解明だけでなく、創薬支援やオーダーメイド医療の強力なツールになると期待されるからである (注7)。

[258] では、心臓モデル上での興奮波の発生に、3次元規則格子上で反応拡散 (reaction-diffusion) 方

式を使っている。反応拡散系は、1952年に Turing が、生物の形態形成や体表模様の発生などのモデルとして考案した系で [259]、現在では数理生物学の基本法則になっている [260], [261]。反応拡散系の方程式は、

$$\begin{cases} \frac{\partial u}{\partial t} = D_u \nabla^2 u + F(u, v), \\ \frac{\partial v}{\partial t} = D_v \nabla^2 v + G(u, v), \end{cases}$$

のような、複数の化学因子の拡散方程式に、それらの相互作用項が加わった偏微分方程式で記述される。この例は、2種類の化学因子 u, v からなる系を表し、 $F(u, v)$, D_v が拡散係数、 $F(u, v)$, $G(u, v)$ が相互作用項である。このようなシミュレーションは、2. で述べたフィルタリング技術を使って、GPU で高速に計算・可視化できる [262]。

心筋細胞に限らず、一般の細胞には、細胞膜上に各種のイオンチャネルやポンプと呼ばれる構造があり、それらの働きの多くは、特有の微分方程式でモデル化されている。例えば、心筋細胞には、Luo-Rudy (LR) モデル [263]、京都モデル [264] 等があり、神経細胞には、Hodgkin-Huxley モデル [265], [266] や、その簡略版の FitzHugh-Nagumo モデル [267], [268] などがある。また、こうした偏微分方程式による連続系モデルに代わり、最近では、離散的なセルオートマトンで生体反応をモデル化する試みも多く行われている [269]。偏微分方程式やセルオートマトンは、3次元の規則格子空間でのシミュレーションに特に適している。図 18 は、Hodgkin-Huxley モデルを使った、神経興奮伝搬シミュレーションである [270]。図 18 のシミュレーションでは、ネズミの神経細胞の共焦点顕微鏡画像から、

(注7): 1996年に、Hoffman-La Roche という会社が、Posicor という薬のテストに、実際に仮想心臓を使っている。

本論文で紹介したモフォロジー処理やユークリッド距離変換を使って、細胞膜のボリュームデータを作っている。

生理レベルシミュレーションには、3次元格子空間で微分方程式を解くアプローチばかりでなく、モンテカルロ法で信号伝達物質の分子運動をシミュレーションするもの [271] や、細胞全体の代謝エネルギー収支を記号处理的に扱うもの [272] など、注目する対象のスケールに応じて、いくつかのアプローチがあるが、いずれの場合もヒトゲノム計画のような明確なゴールは設定されていない。一般に、臓器は複数で連携して機能し、心臓や肺は大きな変形も伴うため、精密な生理レベルシミュレーションは本当に難しい。前途多難が予想されるが、3次元医用画像処理で培われた技術は、いろいろな場面で役立つであろう。

7. む す び

本論文では、主に筆者らが専門とする、ボリュームグラフィックス、コンピュータビジョン分野の視点で、ここ 10 数年の間の新しい数的手法、計算機ハードウェア技術などの医学応用の話題を取り上げた。しかし筆者ら二人の能力不足と紙面制限のため、非常に多くの重要な研究が抜け落ちていることをお断りしておく。特に、画像からの病変部の検出や、良悪性鑑別を行う画像処理技術は、医用画像処理技術の中心課題の一つであるが、筆者らの専門外の分野であることから、本論文では触れなかった。しかし、この分野の研究では、医師の診断を完全に代行する「自動診断」技術の実現はまだまだ困難であるものの、医師がコンピュータをセカンドオピニオンとして利用することにより、医師単独よりも診断性能を大幅に向上させる「診断支援」技術 [273], [274] に関しては、日本国内で非常に優れた研究が行われており、既に実用化（製品化）された、あるいは実用化（製品化）に近いシステムがいくつか存在することを付け加えておく。例えば、東京農工大と富士フィルムが共同開発中の乳癌診断支援システム [275], [276]、徳島大学と東芝が共同開発中の肺癌診断支援システム [277], [278] などがある。診断支援システムの商用機を扱っている企業もいくつか存在する [279] ~ [282]。

ここ 1, 2 年の目立ったブレイクスルーとして、GPU によるボリュームレンダリングのリアルタイム化と、GPU による浮動小数点演算、及び、そのプログラミング言語 [262], [283] の普及が挙げられる。これによっ

て、CPU ⇄ メモリ間、メモリ ⇄ GPU 間のバンド幅ボトルネックを気にすることなく、3次元画像に対するパイプライン化された計算・可視化プログラムを容易に作成できるようになった。これは医用画像処理、医用シミュレーションにとって大変強力な道具となる。また、ネットワークを通して、世界中に分散して存在する複数の計算機資源の利用を可能とする、次世代の IT インフラと呼ばれるグリッド技術 [284] と、医用画像解析技術との連携も今後大きく期待される動きである。ヨーロッパでは、e-diamond [285]、日本では、メディカルグリッド [286] などのプロジェクトが既にスタートしている。こうした技術が、診断支援システムに組み込まれることにより、自動診断技術の研究も大きく前進すると期待している。

謝辞 この論文は、パターン認識とメディア理解研究会における PRPR サーベイシリーズの研究会資料を発展させたものである。サーベイの機会を与えて頂いた、井宮 淳氏をはじめとするパターン認識とメディア理解研究専門委員会に感謝致します。また、きめこまやかな御指摘を頂いた査読者の方々にも感謝致します。

文 献

- [1] 今井 裕, 高原太郎, なるほど!! 医用 3 次元画像, 秀潤社, 2003.
- [2] I.N. Bankman, Handbook of Medical Imaging: Progress and Analysis, Academic Press, San Diego, 2000.
- [3] M. Sonka and J.M. Fitzpatrick, Handbook of Medical Imaging: Volume 2. Medical Image Processing and Analysis, SPIE Press, 2000.
- [4] 鳥脇純一郎, 3 次元デジタル画像処理, 昭晃堂, 2003.
- [5] J.S. Duncan and N. Ayache, "Medical image analysis: Progress over two decades and the challenges ahead," IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell., vol.22, no.1, pp.85-106, 2000.
- [6] 鳥脇純一郎, "総論-3 次元画像処理のアルゴリズム," Med. Imaging Technol., vol.19, no.3, pp.135-141, May 2001.
- [7] 鳥脇純一郎, "X 線像のコンピュータ支援診断—研究動向と課題," 信学論 (D-II), vol.J83-D-II, no.1, pp.3-26, Jan. 2000.
- [8] P.J. Barry and R.N. Goldman, "A recursive evaluation algorithm for a class of Catmull-Rom splines," Computer Graphics (SIGGRAPH 88), vol.22, no.4, pp.199-204, Aug. 1988.
- [9] D.P. Mitchell and A.N. Netravali, "Reconstruction filters in computer graphics," Computer Graphics (Proc. SIGGRAPH 88), vol.22, no.4, pp.221-228, Aug. 1988.

- [10] N.M. Hylton, I. Simovsky, A.J. Li, and J.D. Hale, "Impact of section doubling on MR angiography," *Radiology*, vol.185, no.3, pp.899-902, 1992.
- [11] J.S. Wiegak, H. Buxton, and B.F. Buxton, "Convolution with separable masks for early image processing," *Comput. Vis., Graph. Image Process.*, vol.32, no.3, pp.279-290, Dec. 1985
- [12] M. Hopf and T. Ertl, "Accelerating 3D convolution using graphics hardware," *Proc. IEEE Visualization'99*, pp.471-474, 1999.
- [13] M. Hadwiger, T. Theußl, H. Hauser, and E. Gröller, "Hardware-accelerated high-quality filtering on PC hardware," *Proc. Vision, Modeling, and Visualization 2001*, pp.105-112, 2001.
- [14] 横井茂樹, 鳥脇純一郎, 福村晃夫, "画像処理のための2次元フィルタリングの1次元分解について," *信学論(D)*, vol.J61-D, no.7, pp.512-513, July 1978.
- [15] H.C. Andrews and C.L. Patterson III, "Digital interpolation of discrete images," *IEEE Trans. Comput.*, vol.25, no.2, pp.196-202, 1976.
- [16] S. Hill, "Tri-linear interpolation," in *Graphics Gems IV*, pp.521-525, Morgan Kaufmann, 1994.
- [17] I. Daubechies, *Ten Lectures on Wavelets*, SIAM, 1992.
- [18] I. Daubechies and W. Sweldens, "Factoring wavelet transforms into lifting steps," *J. Fourier Anal. Appl.*, vol.4, no.3, pp.245-267, 1998.
- [19] 榑原 進, *ウェーブレットビギナーズガイド*, 東京電機大学出版局, 1995.
- [20] S. Mallat, "A theory of multiresolution signal decomposition: The wavelet representation," *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, vol.11, no.7, pp.674-693, July 1989.
- [21] S. Muraki, "Volume data and wavelet transforms," *IEEE Comput. Graph. Appl.*, vol.13, no.4, pp.50-56, July 1993.
- [22] L. Lippert, M.H. Gross, and C. Kurmann, "Compression domain volume rendering for distributed environments," *Computer Graphics Forum*, vol.14, no.3, pp.95-107, 1997.
- [23] P. Schröder and W. Sweldens, "Spherical wavelets: Efficient representation of curves and surfaces," *Proc. SIGGRAPH 95*, pp.161-172, 1995.
- [24] R. Calderbank, I. Daubechies, W. Sweldens, and B. Yeo, "Wavelet transforms that map integers to integers," *Applied and Computational Harmonic Analysis*, vol.5, no.3, pp.332-369, 1998.
- [25] J.M. Shapiro, "Embedded image coding using zerotrees of wavelet coefficients," *IEEE Trans. Signal Process.*, vol.41, no.12, pp.3445-3462, Dec. 1993.
- [26] D. Taubman, "High performance scalable image compression with EBCOT," *IEEE Trans. Image Process.*, vol.9, no.7, pp.1158-1170, July 2000.
- [27] D.M. Healy and J.B. Weaver, "Two applications of wavelet transforms in magnetic resonance imaging," *IEEE Trans. Inf. Theory*, vol.38, no.2, pp.840-863, March 1992.
- [28] U.E. Ruttimann, M. Unser, R.R. Rawling, D. Rio, N.F. Ramsey, V.S. Mattay, D.W. Hommer, J.A. Frank, and D.R. Weinberger, "Statistical analysis of functional MRI data in the wavelet domain," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol.17, no.2, pp.142-154, April 1998.
- [29] A. Aldroubi and M. Unser, *Wavelets in Medicine and Biology*, CRC Press, 1996.
- [30] F.E. Turkheimer, J.A.D. Aston, R.B. Banati, C. Riddell, and V.J. Cunningham, "A linear wavelet filter for parametric imaging with dynamic PET," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol.22, no.3, pp.289-301, March 2003.
- [31] G-A. Hossien-Zadeh, H. Soltanian-Zadeh, and B.A. Ardekani, "Multi-resolution fMRI activation detection using translation invariant wavelet transform and statistical analysis based on resampling," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol.22, no.3, pp.302-314, March 2003.
- [32] F.G. Meyer, "Wavelet based estimation of a semi parametric generalized linear model of fMRI time-series," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol.22, no.3, pp.315-322, 2003.
- [33] A. Pizurica and W. Philips, "A versatile wavelet domain noise filtration technique for medical imaging," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol.22, no.3, pp.323-331, March 2003.
- [34] R. Willett and R. Nowak, "Platelets: A multiscale approach for recovering edges and surfaces in photon limited medical imaging," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol.22, no.3, pp.332-350, March 2003.
- [35] J. Kalifa, A. Lain, and P.D. Esser, "Regularization in tomographic reconstruction using thresholding estimators," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol.22, no.3, pp.351-359, March 2003.
- [36] O. Michailovich and D. Adam, "Robust estimation of ultrasound pulses using outlier-resistant de-noising," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol.22, no.3, pp.368-381, March 2003.
- [37] W-L. Lee, Y-C. Chen, and K-S. Hsei, "Ultrasonic liver tissues classification by fractal feature vector based on M-band wavelet transform," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol.22, no.3, pp.382-392, March 2003.
- [38] B. Bonnet, F. Peyrin, F. Turjman, and R. Prost, "Nonseparable wavelet-based cone-beam reconstruction in 3-D rotational angiography," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol.22, no.3, pp.360-367, March 2003.
- [39] G. Lemaury, K. Drouiche, and J. DeConinck, "Highly regular wavelets for the detection of clustered microcalcifications in mammograms," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol.22, no.3, pp.393-401, March 2003.
- [40] P. Heinlein, J. Drexler, and W. Schneider, "Integrated wavelets for enhancement of microcalcifications in

- digital mammography," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol.22, no.3, pp.402-413, March 2003.
- [41] C. Davatzikos, X. Tao, and D. Shen, "Hierarchical active shape models, using the wavelet transform," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol.22, no.3, pp.414-423, March 2003.
- [42] G. Menegaz and J-P. Thiran, "3D encoding/2D decoding of medical data," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol.22, no.3, pp.424-440, March 2003.
- [43] P. Schelkens, A. Munteanu, J. Barbarien, M. Galca, X. Giro, I. Nieto, and J. Cornelis, "Wavelet coding of volumetric medical datasets," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol.22, no.3, pp.441-458, March 2003.
- [44] Z. Xiong, X. Wu, S. Cheng, and J. Hua, "Lossy-to-lossless compression of medical volumetric data using three-dimensional integer wavelet transforms," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol.22, no.3, pp.459-470, March 2003.
- [45] 清水昭伸, 長谷川純一, 鳥脇純一郎, "医用画像の計算機診断のための回転型 2 階差分フィルタの性質," *信学論 (D-II)*, vol.J78-D-II, no.1, pp.29-39, Jan. 1995.
- [46] 清水昭伸, 羽飼 誠, 長谷川純一, 鳥脇純一郎, "3 次元胸部 CT 像からの肺がん陰影検出のための 3 次元強調フィルタの性能評価," *Med. Imaging Technol.*, vol.13, no.6, pp.853-864, Nov. 1995.
- [47] 貴家仁志, *よくわかるデジタル画像処理: フィルタ処理から DCT & ウェーブレット変換まで*, CQ 出版社, 1996.
- [48] G. Herman, J. Zheng, and C. Bucholtz, "Shape-based interpolation," *IEEE Comput. Graph. Appl.*, vol.12, no.3, pp.69-79, 1992.
- [49] G.J. Grevera and J.K. Udupa, "Shape-based interpolation of multidimensional gray-level images," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol.15, no.6, pp.881-892, 1996.
- [50] G. Borgefors, "Distance transformations in digital images," *Comput. Vis., Graph., Image Process.*, vol.34, no.3, pp.344-371, Feb. 1986.
- [51] T. Saito and J. Toriwaki, "New algorithms for Euclidian distance transformation of an N-dimensional digital picture with applications," *Pattern Recognit.*, vol.27, no.11, pp.1551-1565, 1994.
- [52] L. O'donnel, S. Haker, and C.F. Westin, "New approaches to estimation of white matter connectivity in diffusion tensor MRI: Elliptic PDEs and geodesics in a tensor warped space," *Proc. MICCAI 2002*, pp.459-466, 2002.
- [53] 小畑秀文, *モルフオロジー*, コロナ社, 1996.
- [54] M. vanHerck, "A fast algorithm for local minimum and maximum filters on rectangular and octagonal kernels," *Pattern Recognit. Lett.*, vol.13, no.7, pp.517-521, July 1992.
- [55] J. Gil and M. Werman, "Computing 2D min, median, max filters," *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, vol.15, no.5, pp.504-507, 1993.
- [56] D.Z. Gevorkins, J.T. Astola, and S.M. Atourian, "Improving Gil-Werman algorithm for running min and max filters," *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, vol.19, no.5, pp.526-529, May 1997.
- [57] J. Gil and R. Kimmel, "Efficient dilation, erosion, opening, and closing algorithms," *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, vol.24, no.12, pp.1606-1617, Dec. 2002.
- [58] T-W. Lee, *Independent Component Analysis*, Kluwer Academic Publishers, 1998.
- [59] A. Hyvärinen, J. Karhunen, and E. Oja, *Independent Component Analysis*, John Wiley & Sons, 2001.
- [60] 村木 茂, "独立成分分析と医用画像処理," *Med. Imaging Technol.*, vol.20, no.1, pp.36-45, Jan. 2002.
- [61] A. Hyvärinen, "Fast and robust fixed point algorithms for independent component analysis," *IEEE Trans. Neural Netw.*, vol.10, no.3, pp.626-634, May 1999.
- [62] J.F. Cardoso, "High-order contrasts for independent component analysis," *Neural Comput.*, vol.11, no.1, pp.157-192, Jan. 1999.
- [63] I. Takanashi, E.B. Lum, K-L. Ma, and S. Muraki, "ISpace: Interactive volume data classification techniques using independent component analysis," *Proc. Pacific Graphics 2002*, pp.366-374, Oct. 2002.
- [64] S. Muraki and S. Nakai, "Independent component analysis of multi-channel MRI data," *Proc. ISMRM 2000*, vol.1, p.582, 2000.
- [65] R. Vigiário, J. Särelä, V. Jousmäki, M. Hämäläinen, and E. Oja, "Independent component analysis approach to the analysis of EEG and MEG recordings," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol.47, no.5, pp.589-593, May 2000.
- [66] M.J. McKeown and T.J. Sejnowski, "Analysis of fMRI data by blind separation into independent spatial components," *Human Brain Mapping*, vol.6, no.3, pp.160-188, 1998.
- [67] K.J. Friston, "Modes or models: A critique on independent component analysis for fMRI," *Trends in Cognitive Sciences*, vol.2, no.10, pp.373-374, 1998
- [68] M.J. McKeown, L.K. Hansen, and T.J. Sejnowski, "Independent component analysis of functional MRI: What is signal and what is noise?," *Current Opinion in Neurobiology*, vol.13, pp.620-629, 2003.
- [69] W. Schroeder, K. Martin, and B. Lorensen, *The Visualization Toolkit: An object-oriented approach to 3D graphics*, Third Edition, Kitware, 2002.
- [70] A. Koide, A. Doi, and K. Kajioka, "Polyhedral approximation approach to molecular orbital graphics," *J. Molecular Graphics*, vol.4, pp.149-160, 1986.
- [71] A. Guézic and R. Hummel, "Exploiting triangulated surface extraction using tetrahedral decomposition," *IEEE Trans. Vis. Comput. Graphics*, vol.1, pp.328-342, Dec. 1995.
- [72] W.E. Lorensen and H.E. Cline, "Marching cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm," *Computer Graphics (SIGGRAPH 87)*, vol.21, no.4,

- pp.163–169, July 1987.
- [73] M.J. Dürst, “Additional reference to “marching cubes”,” *Computer Graphics*, vol.22, no.2, pp.72–73, 1988.
- [74] G.M. Nielson and B. Hamman, “The asymptotic decider: Resolving the ambiguity in marching cubes,” *Proc. IEEE Visualization 1991*, pp.83–91, 1991.
- [75] C. Montani, R. Scateni, and R. Scopigno, “A modified lookup table for implicit disambiguation of marching cubes,” *The Visual Computer*, vol.10, no.6, pp.353–355, 1994.
- [76] G. Nielson, “On marching cubes,” *IEEE Trans. Vis. Comput. Graphics*, vol.9, no.3, pp.283–297, July 2003.
- [77] G.H. Weber, G. Scheuermann, H. Hagen, and B. Hamann, “Exploring scalar fields using critical isovalues,” *Proc. IEEE Visualization 2002*, pp.171–178, 2002.
- [78] W. Schroeder, J. Zarge, and W. Lorensen, “Decimation of triangle meshes,” *Computer Graphics (SIGGRAPH ’92)*, vol.26, no.2, pp.65–70, July 1992.
- [79] D.P. Luebke, “A developer’s survey of polygonal simplification algorithm,” *IEEE Comput. Graph. Appl.*, vol.21, no.3, pp.24–35, May 2001.
- [80] S. Parker, M. Parker, Y. Livnat, P-P. Sloan, C. Hansen, and P. Shirley, “Interactive ray tracing for volume visualization,” *IEEE Trans. Vis. Comput. Graphics*, vol.5, no.3, pp.238–250, July 1999.
- [81] R.A. Drebin, L. Carpenter, and P. Hanrahan, “Volume rendering,” *Computer Graphics (Proceedings of SIGGRAPH 88)*, vol.22, no.4, pp.51–58, Aug. 1988.
- [82] M. Levoy, “Display of surfaces from volume data,” *IEEE Comput. Graph. Appl.*, vol.8, no.5, pp.29–37, 1988.
- [83] W. Krueger, “The application of transport theory to the visualization of 3D scalar field,” *Computers in Physics*, vol.5, no.4, pp.397–406, July 1991.
- [84] L. Westover, “Footprint evaluation for volume rendering,” *Computer Graphics (SIGGRAPH 90)*, vol.24, no.4, pp.367–376, Aug. 1990.
- [85] G.J. Grevera, J.K. Udupa, and D. Odhner, “An order of magnitude faster isosurface rendering in software on PC than using dedicated, general purpose rendering hardware,” *IEEE Trans. Vis. Comput. Graphics*, vol.6, no.4, pp.335–345, Oct. 2000.
- [86] M. Zwicker, H. Pfister, J. van Baar, and M. Gross, “EWA splatting,” *IEEE Trans. Vis. Comput. Graphics*, vol.8, no.3, pp.223–238, July 2002.
- [87] T. Malzbendor, “Fourier volume rendering,” *ACM Trans. Graphics*, vol.12, no.3, pp.233–250, March 1993.
- [88] T. Totsuka and M. Levoy, “Frequency domain volume rendering,” *Proc. SIGGRAPH 93*, pp.271–278, 1993.
- [89] P. Lacroute and M. Levoy, “Fast volume rendering using a shear-warp factorization of the viewing transformation,” *Proc. SIGGRAPH 94*, pp.451–458, 1994.
- [90] G. Knittel, “The UltraVis system,” *Proc. 2000 IEEE symposium on Volume visualization*, pp.71–79, 2000.
- [91] H. Pfister, J. Hardenbergh, J. Knittel, H. Lauer, and L. Seiler, “The VolumePro real-time ray-casting system,” *Proc. SIGGRAPH 99*, pp.251–260, 1999.
- [92] B. Cabral, N. Cam, and J. Foran, “Accelerated volume rendering and tomographic reconstruction using texture mapping hardware,” *Proc. 1994 Symposium on Volume Visualization*, pp.91–98, Oct. 1994.
- [93] R. Westermann and T. Ertl, “Efficiently using graphics hardware in volume rendering applications,” *Proc. SIGGRAPH 98*, pp.169–178, 1998.
- [94] C. Rezk-Salama, K. Engel, M. Bauer, G. Greiner, and T. Ertl, “Interactive volume rendering on standard PC graphics hardware using multi-textures and multi-stage rasterization,” *Proc. ACM SIGGRAPH/Eurographics Workshop on Graphics Hardware 2000*, pp.109–118, 2000.
- [95] J.M. Kniss, K. Engel, M. Hadweiger, and C. Rezk-Salama, “High-quality volume graphics on consumer PC hardware,” *SIGGRAPH 2002, Course Notes 42*, July 2002.
- [96] K. Engel, M. Kraus, and T. Ertl, “High-quality pre-integrated volume rendering using hardware-accelerated pixel shading,” *Proc. ACM SIGGRAPH/Eurographics Workshop on Graphics Hardware 2001*, pp.9–16, 2001.
- [97] M.J. Harris, W.V. Baxter III, T. Scheuermann, and A. Lastra, “Simulation of cloud dynamics on graphics hardware,” *Proc. ACM SIGGRAPH/Eurographics Workshop on Graphics Hardware 2003*, pp.92–101, July 2003.
- [98] W. Li, Z. Fan, X. Wei, and A. Kaufman, “Implementing lattice Boltzmann computation on graphics hardware,” *The Visual Computer*, vol.19, no.7–8, pp.444–456, Dec. 2003.
- [99] K-L. Ma, E.B. Lum, and S. Muraki, “Recent advances in hardware-accelerated volume rendering,” *Comput. Graph.*, vol.27, no.5, pp.725–734, Oct. 2003.
- [100] T. He, L. Hong, A. Kaufman, and H. Pfister, “Generation of transfer functions with stochastic search techniques,” *Proc. IEEE Visualization’96*, pp.227–234, 1996.
- [101] 竹島由里子, 高橋成雄, 藤代一成, “ポリリウム骨格抽出とその伝達関数設計への応用,” *Visual Computing グラフィックスと CAD 合同シンポジウム予稿集*, vol.2001, pp.79–84, June 2001.
- [102] 徳永百重, 安藤祥子, 鈴木靖子, 村木 茂, 竹島由里子, 高橋成雄, 藤代一成, “プログラマブル GPU を用いた付加情報を持つ 3D LIC の実時間可視化法,” *Visual Computing/グラフィックスと CAD 合同シンポジウム 2003*, 36, June 2003.
- [103] F-Y. Tzeng, E.B. Lum, and K-L. Ma, “A novel inter-

- face for higher-dimensional classification of volume data,” Proc. IEEE Visualization 2003, pp.505–512, Oct. 2003.
- [104] S. Muraki, “Multiscale volume representation by a DoG wavelet,” IEEE Trans. Vis. Comput. Graphics, vol.1, no.2, pp.109–116, 1995.
- [105] G. Kindlmann and J.W. Durkin, “Semi-automatic generation of transfer functions for direct volume rendering,” Proc. 1998 IEEE symposium on Volume Visualization, pp.79–86, 1998.
- [106] J. Kniss, G. Kindlmann, and C. Hansen, “Interactive volume rendering using multi-dimensional transfer functions and direct manipulation widgets,” Proc. IEEE Visualization 2001, pp.255–262, Oct. 2001.
- [107] Y. Sato, C-F. Westin, and A. Bhaalerao, “Tissue classification based on 3D local intensity structures for volume rendering,” IEEE Trans. Vis. Comput. Graphics, vol.6, no.2, pp.160–179, April 2000.
- [108] J. Hladůvka, A. König, and E. Gröller, “Curvature-based transfer functions for direct volume rendering,” Spring Conference on Computer Graphics 2000, vol.16, pp.58–65, 2000.
- [109] 中嶋正之, 藤代一成 (編著), コンピュータビジュアルイゼーション, 共立出版, 2000.
- [110] B. Cabral and L. Leedom, “Imaging vector fields using line integral convolution,” Comput. Graph. (Proc. SIGGRAPH 93), pp.263–270, 1993.
- [111] C. Rezk-Salama, P. Hasteriter, C. Teitzel, and T. Ertl, “Interactive exploration of volume line integral convolution based on 3D–texture mapping,” Proc. IEEE Visualization ’99, pp.233–240, 1999.
- [112] 青木茂樹, 阿部 修, これでわかる拡散 MRI, 秀潤社, 2002.
- [113] D.H. Laidlaw, E.T. Ahrens, D. Kremers, M.J. Avalos, R.E. Jacobs, and C. Readhead, “Visualizing diffusion tensor images of the mouse spinal cord,” Proc. IEEE Visualization 98, pp.127–134, 1998.
- [114] L. Zhkov and A.H. Barr, “Oriented tensor reconstruction: Tracing neural pathways from diffusion tensor MRI,” Proc. Visualization 2002, pp.387–394, Oct. 2002.
- [115] Y. Masutani, S. Aoki, O. Abe, N. Hayashi, and K. Otomo, “MR diffusion tensor imaging: Recent advance and new techniques for diffusion tensor visualization,” European Journal of Radiology, vol.46, no.1, pp.53–66, April 2003.
- [116] J. Ou and E. Hsu, “Generalized line integral convolution rendering of diffusion tensor fields,” Proc. International Society for Magnetic Resonance in Medicine, 9th Scientific Meeting and Exhibition, p.790, 2001.
- [117] T. Delmarcelle and L. Hesselink, “Visualization of second order tensor fields and matrix data,” Proc. IEEE Visualization, vol.1992, pp.316–323, 1992.
- [118] G. Kindlmann, D. Weinstein, and D. Hart, “Strategies for direct volume rendering of diffusion tensor fields,” IEEE Trans. Vis. Comput. Graphics, vol.6, no.2, pp.124–138, April 2000.
- [119] A. Sigfridsson, T. Ebbens, E. Heiberg, and L. Wigström, “Tensor field visualization using adaptive filtering of noise fields combined with glyph rendering,” Proc. IEEE Visualization 2002, pp.371–378, 2002.
- [120] 安藤祥子, 村木 茂, 藤代一成, “拡散シミュレーションを利用した MR 拡散テンソル場の並列可視化法の検討,” 情報学研報, CG 112-22, Aug. 2003.
- [121] 安藤祥子, 村木 茂, 藤代一成, “密な神経走行を強調する拡散テンソル場の可視化法,” 信学技報, MI2003-43, Aug. 2003.
- [122] G. Gerig, O. Kubler, R. Kikinis, and F.A. Jolesz, “Nonlinear anisotropic filtering of MRI data,” IEEE Trans. Med. Imaging, vol.11, no.2, pp.221–232, June 1992.
- [123] 片田和廣, “16 列マルチスライス X 線 CT による人体の形態・機能検査,” 生体医工学, vol.41 特別号 (第 42 回日本 ME 学会大会号), p.21, 2003.
- [124] S. Molnar, M. Cox, D. Ellsworth, and H. Fuchs, “A sorting classification of parallel rendering,” IEEE Comput. Graph. Appl., vol.14, no.4, pp.23–32, 1994.
- [125] K.-L. Ma, J.S. Painter, C.D. Hansen, and M.F. Krog, “Parallel volume rendering using binary-swap compositing,” IEEE Comput. Graph. Appl., vol.14, no.4, pp.59–68, July 1994.
- [126] T-Y. Lee, “Image composition schemes for sort-last polygon rendering on 2D mesh multicomputers,” IEEE Trans. Vis. Comput. Graphics, vol.2, no.3, pp.202–217, Sept. 1996.
- [127] A. Stoppel, K.-L. Ma, E.B. Lum, J. Ahrens, and J. Patchett, “SLIC: Scheduled linear image compositing for parallel volume rendering,” Proc. IEEE Symposium on Parallel and Large-Data Visualization and Graphics 2003, pp.33–40, Oct. 2003.
- [128] G. Stoll, M. Eldrige, I. Buck, D. Patterson, A. Webb, S. Berman, R. Levy, C. Caywood, M. Taveira, S. Hunt, and P. Hanrahan, “Lightning-2: A high-performance display subsystem for PC cluster,” Proc. SIGGRAPH 2001, pp.141–148, 2001.
- [129] X. Zhang, C. Bajaj, and W. Blanke, “Scalable iso-surface visualization of massive datasets on COTS clusters,” Proc. IEEE 2001 Symposium on Parallel and Large-Data Visualization and Graphics, pp.51–58, 2001.
- [130] S. Lombeyda, L. Moll, M. Shand, D. Breen, and A. Heirich, “Scalable interactive volume rendering using off-the-shelf component,” Proc. IEEE 2001 Symposium on Parallel and Large-Data Visualization and Graphics, pp.115–121, Oct. 2001.
- [131] S. Muraki, M. Ogata, K. Kajihara, K.-L. Ma, K. Koshizuka, X. Liu, Y. Nagano, and K. Shimokawa, “Next-generation visual supercomputing using PC clusters with volume graphics hardware devices,”

- Proc. IEEE SC2001, p.44, 2001.
- [132] S. Muraki, E.B. Lum, K-L. Ma, M. Ogata, and X. Liu, "A PC cluster system for simultaneous interactive volumetric modeling and visualization," Proc. IEEE Symposium on Parallel and Large-Data Visualization and Graphics, pp.95–102, Oct. 2003.
- [133] N.R. Pal and S.K. Pal, "A review on image segmentation techniques," Pattern Recognit., vol.26, no.9, pp.1277–1294, 1993.
- [134] M.A. Gonzalez Ballester, A. Zisserman, and M. Brady, "Estimation of the partial volume effect in MRI," Med. Image Anal., vol.6, no.4, pp.389–405, Dec. 2002.
- [135] 江 浩, 鈴木秀智, 鳥脇純一郎, "エッジ情報を組み入れた3次元領域拡張法による頭部MRI画像のセグメンテーション," 医用電子と生体工学, vol.29, no.3, pp.170–177, 1991.
- [136] T.B. Sebastian, T. Hüseyin, J.J. Crisco, and B.B. Kimia, "Segmentation of carpal bones from CT images using skeletally coupled deformable models," Med. Image Anal., vol.7, no.1, pp.21–45, 2003.
- [137] A.P. Dempster, N.M. Laird, and D.B. Rubin, "Maximum likelihood from incomplete data via the EM algorithm," J. Royal Statistical Society, vol.39, no.1, pp.1–38, 1977.
- [138] W.M. Wells, III, W.E.L. Grimson, R. Kikinis, and F.A. Jolesz, "Adaptive segmentation of MRI data," IEEE Trans. Med. Imaging, vol.15, no.4, pp.429–442, Aug. 1996.
- [139] R. Guillemaud and M. Brady, "Estimating the bias field of MR Images," IEEE Trans. Med. Imaging, vol.16, no.3, pp.238–251, June 1997.
- [140] Y. Zhang, M. Brady, and S. Smith, "Segmentation of brain MR images through a hidden Markov random field model and the expectation-maximization algorithm," IEEE Trans. Med. Imaging, vol.20, no.1, pp.45–57, Jan. 2001.
- [141] G. Xiao, M. Brady, J.A. Noble, M. Burcher, and R. English, "Nonrigid registration of 3-D free-hand ultrasound images of the breast," IEEE Trans. Med. Imaging, vol.21, no.4, pp.405–412, April 2002.
- [142] L. Vincent and P. Soille, "Watersheds in digital spaces: An efficient algorithm based on immersion simulations," IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell., vol.13, no.6, pp.583–598, 1991.
- [143] H.T. Nguyen, M. Worring, and R. Boomgaard, "Watersnakes: Energy-driven watershed segmentation," IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell., vol.25, no.3, pp.330–342, 2003.
- [144] M. Kass, A. Witkin, and D. Terzopoulos, "Snakes: Active contour models," Int. J. Comput. Vis., vol.1, no.4, pp.321–331, 1988.
- [145] T. McInerney and D. Terzopoulos, "Deformable models in medical image analysis: A survey," Med. Image Anal., vol.1, no.2, pp.91–108, 1996.
- [146] 喜多泰代, "変形可能なモデルを利用した医用画像解析の動向," 日本医用画像工学会誌, vol.12, no.3, pp.180–186, 1994.
- [147] D. Terzopoulos, A. Witkin, and M. Kass, "Symmetry-seeking models and 3D object reconstruction," Int. J. Comput. Vis., vol.1, no.3, pp.211–221, 1987.
- [148] A.A. Amini, T.E. Weymouth, and R.C. Jain, "Using dynamic programming for solving variational problems in vision," IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell., vol.12, no.9, pp.855–867, Sept. 1990.
- [149] L.D. Cohen and I. Cohen, "Finite-element methods for active contour models and balloons for 2-D and 3-D images," IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell., vol.15, no.11, pp.1131–1147, Nov. 1993.
- [150] 高梨郁子, 村木 茂, 土井章男, A. Kaufman, "3D Active Net 3次元ボリュームの抽出," 映情学誌, vol.51, no.12, pp.2097–2106, Dec. 1997.
- [151] J. Montagnat, H. Dleingette, and N. Ayache, "A review of deformable surfaces: Topology, geometry and deformation," Image Vis. Comput., vol.19, no.14, pp.1023–1040, Dec. 2001.
- [152] 清水昭伸, "可変形状モデルを用いた医用画像のセグメンテーション手法の概説," 日本医用画像工学会誌, vol.20, no.1, pp.3–12, Jan. 2002.
- [153] T.E. Cootes, C.J. Taylor, D.H. Cooper, and J. Graham, "Active shape models—Their training and application," Comput. Vis. Image Understand., vol.61, no.1, pp.38–59, Jan. 1995.
- [154] R.H. Davies, C.J. Twining, T.F. Cootes, J.C. Waterton, and C.J. Taylor, "A minimum description length approach, to statistical shape modeling," IEEE Trans. Med. Imaging, vol.21, no.5, pp.525–537, May 2002.
- [155] B.V. Ginneken, A.F. Frangi, J.J. Staal, B.M. T.H. Romeny, and M.A. Viergever, "Active shape model segmentation with optimal features," IEEE Trans. Med. Imaging, vol.21, no.8, pp.924–933, Aug. 2002.
- [156] A. Pentland and S. Sclaroff, "Closed-form solution for physically based shape modeling and recognition," IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell., vol.13, no.7, pp.730–742, July 1991.
- [157] A. Kelemen, G. Szekely, and G. Gerig, "Elastic model-based segmentation of 3-D neuroradiological data sets," IEEE Trans. Med. Imaging, vol.18, no.10, pp.828–839, Oct. 1999.
- [158] C. Nikou, G. Bueno, F. Heitz, and J-P. Armspach, "A joint physics-based statistical deformable model for multimodal brain image analysis," IEEE Trans. Med. Imaging, vol.20, no.10, pp.1026–1037, Oct. 2001.
- [159] S. Joshi, S. Pizer, P.T. Fletcher, P. Yushkevich, A. Thall, and J.S. Marron, "Multiscale deformable model segmentation and statistical shape analysis using medial descriptions," IEEE Trans. Med. Imaging, vol.21, no.5, pp.538–550, May 2002.
- [160] S. Osher and J.A. Sethian, "Fronts propagating

- with curvature dependent speed: Algorithms based on Hamilton-Jacobi formulation," *J. Computational Physics*, vol.79, no.1, pp.12-49, Nov. 1988.
- [161] J.A. Sethian, *Level Set Methods, and Fast Marching Methods*, Cambridge University Press, 1999.
- [162] R. Malladi, J.A. Sethian, and B.C. Vemuri, "Shape-modeling with front propagation: A level set approach," *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, vol.17, no.2, pp.158-175, Feb. 1995.
- [163] V. Caselles, R. Kimmel, and G. Sapiro, "Geodesic active contours," *Int. J. Comput. Vis.*, vol.22, no.1, pp.61-79, 1997.
- [164] V. Caselles, R. Kimmel, G. Sapiro, and C. Sbert, "Minimal surface based object segmentation," *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, vol.19, no.4, pp.394-398, April 1997.
- [165] Y. Sato, S. Nakajima, N. Shiraga, H. Atsumi, S. Yoshida, T. Koller, G. Gerig, and R. Kikinis, "Three-dimensional multi-scale line filter for segmentation and visualization of curvilinear structures in medical images," *Med. Image Anal.*, vol.2, no.2, pp.143-168, 1998.
- [166] F.K.H. Quek and C. Kirbas, "Vessel extraction in medical images by wave-propagation and traceback," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol.20, no.2, pp.117-131, 2001.
- [167] N. Flasque, M. Desvignes, J-M. Constans, and M. Revenu, "Acquisition segmentation and tracking of the cerebral vascular tree on 3D magnetic resonance angiography images," *Med. Image Anal.*, vol.5, pp.173-183, 2001.
- [168] P.J. Yim, J.J. Cebra, R. Mullick, H.B. Marcos, and P.L. Choyke, "Vessel surface reconstruction with a tubular deformable model," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol.20, no.12, pp.1411-1421, Dec. 2001.
- [169] A.C.S. Chung, J.A. Noble, and P. Summers, "Fusing speed and phase information for vascular segmentation of phase contrast MR angiograms," *Med. Image Anal.*, vol.6, pp.109-128, 2002.
- [170] J.B.A. Maintz and M.A. Viergever, "A survey of medical image registration," *Med. Image Anal.*, vol.2, no.1, pp.1-36, 1998.
- [171] J. Ashburner and K.J. Friston, "Nonlinear spatial normalization using basis function," *Human Brain Mapping*, vol.7, pp.254-266, 1999.
- [172] M.A. Audette, F.P. Ferrie, and T.M. Peters, "An algorithmic overview of surface registration techniques for medical imaging," *Med. Image Anal.*, vol.4, no.3, pp.201-217, 2000.
- [173] F. Maes, A. Collignon, D. Vandermeulen, G. Marchal, and P. Suetens, "Multimodality image registration by maximization of mutual information," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol.16, no.2, pp.187-198, April 1997.
- [174] <http://www.nlm.nih.gov/research/visible/>, 2003.
- [175] C.R. Meyer, J.L. Boes, B. Kim, P.H. Bland, K.R. Zasadny, P.V. Kison, K. Koral, K.A. Frey, and R.L. Wahl, "Demonstration of accuracy and clinical versatility of mutual information for automatic multimodality image fusion using affine and thin-plate spline warped geometric deformation," *Med. Image Anal.*, vol.1, no.3, pp.195-206, 1997.
- [176] 増谷佳孝, 藤森智行, 古川健啓, 鈴木宏正, 木村文彦, "グラフィックスハードウェアによる医用画像レジストレーションの高速化," *情処学グラフィックスと CAD 研報*, vol.2002, no.109-012, pp.65-70, 2002.
- [177] A. Guionnd, A. Roche, N. Ayache, and J. Meunier, "Three-dimensional multimodal brain warping using the demons algorithm and adaptive intensity corrections," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol.20, no.1, pp.58-69, Jan. 2001.
- [178] J. Liu, B.C. Vemuri, and J.L. Marroquin, "Local frequency representations for robust multimodal image registration," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol.21, no.5, pp.462-469, May 2002.
- [179] Y-M. Zhu, "Volume image registration by cross-entropy optimization," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol.21, no.2, pp.174-180, Feb. 2002.
- [180] A. Roche, X. Pennec, G. Malandain, and N. Ayache, "Rigid registration of 3D ultrasound with MR images: A new approach combining intensity and gradient information," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol.20, no.10, pp.1038-1049, Oct. 2001.
- [181] G. Penney, J. Weese, J. Little, P. Desmedt, D. Hill, and D. Hawkes, "A comparison of similarity measures for use in 2D-3D medical image registration," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol.17, no.4, pp.586-595, 1998.
- [182] L. Zollei, E. Grimson, A. Norbash, and W. Wells, "2D-3D registration of X-ray fluoroscopy and CT images using mutual information and sparsely sampled histogram estimators," *Proc. conference on Computer Vision and Pattern Recognition 01*, pp.696-703, 2001.
- [183] P. Viola and W.M. Wells, "Alignment by maximization of mutual information," *Int. J. Comput. Vis.*, vol.24, no.2, 137-154, 1997.
- [184] K. Mori, D. Deguchi, J. Sugiyama, Y. Suenaga, J. Toriwaki, C.R. Maurer, Jr., H. Takabatake, and H. Natori, "Tracking of a bronchoscope using epipolar geometry analysis and intensity-based image registration of real and virtual endoscopic images," *Med. Image Anal.*, vol.6, no.3, 321-336, 2002.
- [185] P.J. Besl and N.D. McKay, "A method for registration of 3D shapes," *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, vol.14, no.2, pp.239-256, Feb. 1992.
- [186] J. Feldmar, G. Malandain, N. Ayache, S. Fernandez-vidal, E. Maurincomme, and Y. Troussset, "Matching 3D MR angiography data and 2D X-ray angiograms," *Proc. CVRMed-MRCAS'97*, pp.129-138, March 1997.

- [187] Y. Kita, D.L. Wilson, and J.A. Noble, "Real-time registration of 3D cerebral vessels to X-ray angiograms," Proc. 1st International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'98), pp.1125–1133, 1998.
- [188] S. Lavalée and R. Szeliski, "Recovering the position and orientation of free-form objects from image contours using 3D distance maps," IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell., vol.17, no.4, pp.378–390, April 1995.
- [189] P.J. Edwards, D.L.G. Hill, J.A. Little, and D.J. Hawkes, "A three-component deformation model for image-guided surgery," Med. Image Anal., vol.2, no.4, pp.355–367, 1998.
- [190] A. Hagemann, K. Rohr, H.S. Stiehl, U. Spetzger, and J.M. Gilsbach, "Biomechanical modeling of the human head for physically based, nonrigid image registration," IEEE Trans. Med. Imaging, vol.18, no.10, pp.875–884, Oct. 1999.
- [191] M. Ferrant, A. Nabavi, B. Macq, F.A. Jolesz, R. Kikinis, and S. Warfield, "Serial registration of intraoperative MR images of the brain," Med. Image Anal., vol.6, pp.337–359, 2002.
- [192] A.F. Frangi, W.J. Niessen, and M.A. Viergever, "Three-dimensional modeling for functional analysis of cardiac images: A review," IEEE Trans. Med. Imaging, vol.20, no.1, pp.2–25, Jan. 2001.
- [193] T. Makela, P. Clarysse, O. Sipila, N. Pauna, Q.C. Pham, T. Katila, and I.E. Magnin, "A review of cardiac image registration methods," IEEE Trans. Med. Imaging, vol.21, no.9, pp.1011–1021, Sept. 2002.
- [194] J. Park, D. Metaxas, A.A. Young, and L.Axel, "Deformable models with parameter functions for cardiac motion analysis from tagged MRI data," IEEE Trans. Med. Imaging, vol.15, no.3, pp.278–289, June 1996.
- [195] M. Sermesant, C. Forest, X. Pennec, H. Delingette, and N. Ayache, "Biomechanical model construction from different modalities: Application to cardiac images," Proc. Medical Image Analysis and Computer-Assisted Intervention, lecture note in computer science, vol.2488, pp.714–721, 2002.
- [196] C.R. Meyer, J.L. Boes, B. Kim, P.H. Bland, G.L. LeCarpentier, J.B. Fowlkes, M.A. Roubidoux, and P.L. Carson, "Semiautomatic registration of volumetric ultrasound scans," Ultrasound in Medicine and Biology, vol.25, no.3, pp.339–347, 1999.
- [197] D. Rueckert, L.I. Sonoda, C. Hayes, D.L.G. Hill, M.O. Leach, and D.J. Hawkes, "Nonrigid registration using free-form deformations: Application to breast MR images," IEEE Trans. Med. Imaging, vol.18, no.8, pp.712–721, Aug. 1999.
- [198] A. Samani, J. Bishop, M.J. Yaffe, and D.B. Plewes, "Biomechanical 3-D finite element modeling of the human breast using MRI data," IEEE Trans. Med. Imaging, vol.20, no.4, pp.271–279, April 2001.
- [199] G. Xiao, M. Brady, and J.A. Noble, "Segmentation of ultrasound B-mode images with intensity inhomogeneity correction," IEEE Trans. Med. Imaging, vol.21, no.1, pp.48–57, Jan. 2002.
- [200] J.F. Krucker, G.L. LeCarpentier, J.B. Fowlkes, and P.L. Carson, "Rapid elastic image registration for 3-D ultrasound," IEEE Trans. Med. Imaging, vol.21, no.11, pp.1384–1394, Nov. 2002.
- [201] A.W. Toga, Brain Warping, Academic Press, 1999.
- [202] J. Feldmar and N. Ayache, "Rigid, affine and locally affine registration of free-form surfaces," Int. J. Comput. Vis., vol.18, no.2, pp.99–119, May 1996.
- [203] R. Szeliski and S. Lavalée, "Matching 3-D anatomical surfaces with non-rigid deformations using octree-splines," Int. J. Comput. Vis., vol.18, no.2, pp.171–186, May 1996.
- [204] R. Bajscy and S. Kovacic, "Multiresolution elastic matching," Comput. Vis., Graph., Image Process., vol.46, no.1, pp.1–21, April 1989.
- [205] F.L. Bookstein, "Biomathematics and the morphometric synthesis," Bulletin of Mathematical Biology, vol.58, no.2, pp.313–365, 1996.
- [206] G.E. Christensen, R.D. Rabbitt, and M.I. Miller, "Deformable templates using large deformation kinematics," IEEE Trans. Image Process., vol.5, no.10, pp.1435–1447, Oct. 1996.
- [207] M. Bro-Nielsen and C. GramKow, "Fast fluid registration of medical imaging registration," Lecture Notes in Computer Science, vol.1131, pp.267–276, 1996.
- [208] J.-P. Thirion, "Image matching as a diffusion process: An analogy with Maxwell's demons," Med. Image Anal., vol.2, no.3, pp.243–260, 1998.
- [209] P. Dupuis, U. Grenander, and M.I. Miller, "Variational problems on flows of diffeomorphisms for Image matching," Quarterly of Applied Mathematics, vol.56, no.3, pp.587–600, Sept. 1998.
- [210] P. Hellier, C. Barillot, E. Memin, and P. Perez, "Hierarchical estimation of a dense deformation field for 3-D robust registration," IEEE Trans. Med. Imaging, vol.20, no.5, pp.388–402, May 2001.
- [211] H. Lester and S. Arridge, "A survey of hierarchical non-linear medical image registration," Pattern Recognit., vol.32, no.1, pp.129–149, Jan. 1999.
- [212] G.E. Christensen and H.J. Johnson, "Consistent image registration," IEEE Trans. Med. Imaging, vol.20, no.7, pp.568–582, July 2001.
- [213] M.I. Miller, A. Trounev, and L. Younes, "On the metrics and Euler-Lagrange equations of computational anatomy," Annual Review of Biomedical Engineering, vol.4, pp.375–405, 2002.
- [214] D.C. Alexander and J.C. Gee, "Elastic matching of diffusion tensor images," Computer Vision and Image Understanding, vol.77, pp.233–250, Feb. 2000.
- [215] J. Ruiz-Alzola, C.-F. Westin, S.K. Warfield, C.

- Alberola, S. Maier, and R. Kikinis, "Nonrigid registration of 3D tensor medical data," *Med. Image Anal.*, vol.6, pp.143-161, 2002.
- [216] H. Delingette, "Toward realistic soft tissue modeling in medical simulation," *Proc. IEEE*, vol.86, no.3, pp.512-523, March 1998.
- [217] T. Yasuda, Y. Hashimoto, S. Yokoi, and J. Toriwaki, "Computer system for craniofacial surgical planning based on CT images," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol.9, no.3, pp.270-280, Sept. 1990.
- [218] D.J. Vining, A.R. Padhani, S. Wood, E.A. Zerhouni, E.K. Fishman, and J.E. Kuhlman, "Virtual bronchoscopy: A new perspective for viewing the tracheo-bronchial tree," *Proc. Annual Meeting of American Roentgen Ray Society*, p.438, Dec. 1993.
- [219] D.J. Vining and D.W. Gelfand, "Virtual colonoscopy," Exhibited at the Society of Gastrointestinal Radiology Annual Meeting, Maui, HI, Feb. 1994.
- [220] 森 健策, 長谷川純一, 鳥脇純一郎, 安野泰史, 片田和廣, "医用 3 次画像における管状図形抽出と気管支内視鏡画像のシミュレーション," 3 次元画像工学コンファレンス'94 講演論文集, pp.269-271, July 1994.
- [221] D. Vining, D. Gelfand, R. Bechtold, E. Scharling, E. Grishaw, and R. Shifrin, "Technical feasibility of colon imaging with helical CT and virtual reality," *Proc. Annual Meeting of American Roentgen Ray Society*, p.104, Dec. 1994.
- [222] T. Parkins, "Computer lets doctors fly through the virtual colon," *J. National Cancer Institute*, vol.86, pp.1046-1047, 1994.
- [223] W. Lorensen, F. Jolesz, and R. Kikinis, "The exploration of cross-sectional data with a virtual endoscope," in *Interactive Technology and the New Medical Paradigm for Health Care*, ed. R. Satava and K. Morgan, pp.221-230, IOS Press, Washington, DC, 1995.
- [224] K. Mori, J. Hasegawa, J. Toriwaki, H. Anno, and K. Katada, "Automated extraction and visualization of bronchus from 3D CT images of lung," *Proc. Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine*, pp.542-548, April 1995.
- [225] L. Hong, A. Kaufman, Y. Wei, A. Viswanbarn, M. Wax, and Z. Lian, "3D virtual colonoscopy," *Proc. Symposium on Biomedical Visualization*, pp.26-32, Oct. 1995.
- [226] 森 健策, 長谷川純一, 鳥脇純一郎, 安野泰史, 片田和廣, "3 次元胸部 CT 像に基づく気管支内視鏡シミュレーションシステム (仮想化内視鏡)," *医用電子と生体工学*, vol.33, no.4, pp.343-351, Dec. 1995.
- [227] K.Mori, A. Urano, J. Hasegawa, J. Toriwaki, H. Anno, and K. Katada, "Virtualized endoscope system—An application of virtual reality technology to diagnostic aid," *IEICE Trans. Inf. & Syst.*, vol.E79-D, no.6, pp.809-819, June 1996.
- [228] L. Hong, S. Muraki, and A. Kaufman, "Physically-based interactive navigation," Technical Report TR.96.01.09, Computer Science Department, SUNY at Stony Brook, Jan. 1996.
- [229] L. Hong, S. Muraki, A. Kaufman, D. Bartz, and T. He, "Virtual voyage: Interactive navigation in the human colon," *Proc. SIGGRAPH 97*, pp.27-34, 1997.
- [230] J.-C. Latombe, *Robot Motion Planning*, Kluwer Academic Publishers, 1991.
- [231] D. Baraff, "Rigid body simulation," *SIGGRAPH 95, Course Note 34*, 1995.
- [232] K. Shoemake, "Animating rotation with quaternion curves," *Computer Graphics (Proc. ACM SIGGRAPH 1985)*, vol.19, no.3, pp.245-254, July 1985.
- [233] M.J. Kilgard, *OpenGL Programming for the X Window System*, Addison-Wesley Developers Press, 1996.
- [234] E. Lengyel (著), 狩野智英 (訳), *ゲームプログラミングのための 3D グラフィックス数学, ボーンデジタル*, 2003.
- [235] M.A. Srinivasan and C. Basdogan, "Haptics in virtual environments: Taxonomy, research status, and challenges," *Comput. Graph.*, vol.21, no.4, pp.393-404, July 1997.
- [236] D. Terzopoulos and K. Fleischer, "Modeling inelastic deformation: Viscoelasticity, plasticity, fracture," *Computer Graphics (Proc. SIGGRAPH 88)*, vol.22, no.4, pp.269-278, Aug. 1988.
- [237] S.A. Cover, N.F. Ezquerria, J.F. O'Brien, R. Rowe, T. Gadacz, and E. Palm, "Interactive deformable models for surgery simulation," *IEEE Comput. Graph. Appl.*, vol.13, no.6, pp.68-75, Nov. 1993.
- [238] E. Keeve, S. Girod, and B. Girod, "Computer-aided craniofacial surgery," *Proc. Computer Assisted Radiology CAR'96*, pp.757-762, Paris, France, June 1996.
- [239] J. Brown, S. Sorkin, J.-C. Latombe, K. Montgomery, and M. Stephanides, "Algorithmic tools for real-time microsurgery simulation," *Med. Image Anal.*, vol.6, pp.289-300, 2002.
- [240] 佐藤恭子, 菅 幹生, 大城 理, 湊小太郎, 千原國宏, "MRE の取得値を反映した弾性モデルと実物体の力覚提示," *信学技報*, MI2000-23, July 2000.
- [241] T.R. Chandrupatla and A. Belegundu, *Introduction to Finite Elements in Engineering*, 2nd ed., Prentice Hall, 1997.
- [242] S. Cotin, H. Delingette, and N. Ayache, "Real-time elastic deformations of soft tissues for surgery simulation," *IEEE Trans. Vis. Comput. Graphics*, vol.5, no.1, pp.62-73, Jan. 1999.
- [243] G. Picinbono, H. Delingette, and N. Ayache, "Non-linear and anisotropic elastic soft tissue models for medical simulation," *Proc. IEEE International Conference Robotics and Automation (ICRA 2001)*, vol.2, pp.1370-1375, 2001.
- [244] S. Pieper, J. Rosen, and D. Zelter, "Interactive graphics for plastic surgery: A task-level analysis and implementation," *Proc. 1992 Symposium on Interactive 3D Graphics*, vol.25, no.2, pp.127-134, March

- 1992.
- [245] K. Miller and K. Chinzei, "Constitutive modeling of brain tissue: Experiment and theory," *J. Biomechanics*, vol.30, no.11/12, pp.1115–1121, Nov. 1997.
- [246] M.A. Sagar, D. Bullivant, G. Mallinson, P. Hunter, and I. Hunter, "A virtual environment and model of the eye for surgical simulation," *Proc. SIGGRAPH 94*, pp.205–212, 1994.
- [247] M. Bro-Nielsen and S. Cotin, "Real-time volumetric deformable models for surgery simulation using finite elements and condensation," *Computer Graphics Forum*, vol.15, no.3, pp.57–66, 1996.
- [248] R.M. Koch, M.H. Gross, F.R. Carls, D.F. von Büren, G. Fankhauser, and Y. Parish, "Simulation facial surgery using finite element methods," *Proc. SIGGRAPH 96*, pp.421–428, 1996.
- [249] U. Kühnapfel, H.K. Çakmak, and H. Maaß, "Endoscopic surgery training using virtual reality and deformable tissue simulation," *Comput. Graph.*, vol.24, no.5, pp.671–682, Oct. 2000.
- [250] A. Samani, J. Bishop, M.J. Yaffe, and D.B. Plewes, "Biomechanical 3-D finite element modeling of the human breast using MRI data," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol.20, no.4, pp.271–279, April 2001.
- [251] F.S. Azar, D.N. Metaxas, and M.D. Schnall, "Methods for modeling and predicting mechanical deformations of the breast under external perturbations," *Med. Image Anal.*, vol.6, pp.1–27, 2002.
- [252] A. Samani, J. Bishop, and D.B. Plewes, "A constrained modulus reconstruction technique for breast cancer detection," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol.20, no.9, pp.877–885, Sept. 2001.
- [253] G. Burdea, *Force & touch feedback for virtual reality*, A Wiley Inter Science Publication, New York, 1996.
- [254] <http://www.physiome.org/>, 2003.
- [255] A.V. Panfilov and J.P. Keener, "Re-entry in an anatomical model of the heart," *Chaos Solitons and Fractals*, vol.5, pp.681–689, 1995.
- [256] T. Ashihara, T. Namba, M. Ito, M. Kinoshita, and K. Nakazawa, "The dynamics of vortex-like reentry wave filaments in three-dimensional computer models," *J. Electrocardiology*, vol.32, pp.129–138, 1999.
- [257] A.T. Winfree, *When Time Breaks Down: The Three-Dimensional Dynamics of Electrochemical Waves and Cardiac Arrhythmias*, Princeton University Press, 1987.
- [258] A.T. Winfree, "Electrical turbulence in three dimensional heart muscle," *Science*, vol.266, no.5187, pp.1003–1006, Nov. 1994.
- [259] A.M. Turing, "The chemical basis of morphogenesis," *Philosophical Transaction of the Royal Society of London*, vol.B237, pp.37–72, 1952.
- [260] J.D. Murray, *Mathematical Biology I: An Introduction*, Springer, 2002.
- [261] J.D. Murray, *Mathematical Biology II: Spatial Models and Biomedical Applications*, Springer, 2003.
- [262] W.R. Mark, R.S. Glanville, K. Akeley, and M.J. Kilgard, "Cg: A system for programming graphics hardware in a C-like language," *ACM Trans. Graphics (Proc. ACM SIGGRAPH 2003)*, vol.23, no.3, pp.896–906, July 2003.
- [263] C. Luo and Y. Rudy, "A model of the ventricular cardiac action potential: Depolarization, repolarization, and their interaction," *Circulation Research*, vol.68, no.6, pp.1501–1526, 1991.
- [264] <http://www.card.med.kyoto-u.ac.jp/>, 2003.
- [265] A.L. Hodgkin and A.F. Huxley, "A quantitative description of membrane current and its application to conduction and excitation in nerve," *J. Physiology*, vol.117, pp.500–544, 1952.
- [266] B. Beeman, *The book of GENESIS*, 2nd ed., Springer-Verlag, 1997.
- [267] R. FitzHugh, "Impulse and physiological states in theoretical models of nerve membrane," *Biophys. J.*, vol.1, pp.445–466, 1961.
- [268] J.S. Nagumo, S. Arimoto, and S. Yoshizawa, "An active pulse transmission line simulating nerve axon," *Proc. IRE*, vol.50, pp.2051–2071, 1962.
- [269] 加藤恭義, 光成友孝, 築山 洋, *セルオートマトン—複雑系の自己組織化と超並列処理—*, 森北出版, 1998.
- [270] 村木 茂, 下川和郎, 緒方正人, 梶原景範, K-L. Ma, "神経システムの大規模シミュレーションを目指して," *bit*, vol.33, no.3, pp.58–65, March 2001.
- [271] <http://www.mcell.cnl.salk.edu/>, 2003.
- [272] <http://ecell.sourceforge.net/>, 2003.
- [273] 特集: CAD 元年コンピュータ支援システム, 21世紀への始動, インナービジョン, 医療科学社, Oct. 2000.
- [274] 鳥脇純一郎, "X 線像のコンピュータ支援診断—研究動向と課題," *信学論 (D-II)*, vol.J83-D-II, no.1, pp.3–26, Jan. 2000.
- [275] H. Kobatake, M. Murakami, H. Takeo, and S. Nawano, "Computerized detection of malignant tumors on digital mammograms," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol.18, no.5, pp.369–378, 1999.
- [276] 奥野健一, 小畑秀文, 縄野 繁, 中嶋延淑, 武尾英哉, "適応的しきい値を用いた微小石灰化像検出システムの開発," *Med. Imaging Technol.*, vol.14, no.6, pp.699–706, 1996.
- [277] K. Kanazawa, Y. Kawata, N. Niki, H. Satoh, H. Ohmatsu, R. Kakinuma, M. Kaneko, N. Moriyama, and K. Eguchi, "Computer-aided diagnosis for pulmonary nodules based on helical CT images," *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol.22, pp.157–167, 1998.
- [278] 仁木 昇, 江口研二, 森山紀之, *先端医療シリーズ 20・癌肺腫の最新医療*, 末舛恵一 (監修), pp.124–129, 最先端医療研究所, 2003.
- [279] <http://www.r2tech.com/prd/>, 2003.
- [280] <http://www.cadxmed.com/>, 2003.
- [281] <http://www.deustech.com/>, 2003.

- [282] <http://www.issicad.com/>, 2003.
- [283] R. Fernando and M.J. Kilgard (著), 中本 浩 (訳), The Cg Tutorial 日本語版: プログラム可能なリアルタイムグラフィックス完全ガイド, ボーンデジタル, 2003.
- [284] <http://www.jpgrid.org/about/>, 2003.
- [285] <http://www.ediamond.ox.ac.uk>, 2003.
- [286] <http://staff.aist.go.jp/t-nakai/medicalgrid/index.html>, 2003.
- [287] W.E.L. Grimson, G.J. Ettinger, S.J. White, T. Lozano-Pérez, W.M. Wells, III, and R. Kikinis, "An automatic registration method for frameless stereotaxy, image guided surgery, and enhanced reality visualization," IEEE Trans. Med. Imaging, vol.15, no.2, pp.129-140, April 1996.
- [288] P.M. Thompson and A.W. Toga, "Detection, visualization and animation of abnormal anatomic structure with a deformable probabilistic brain atlas based on random vector field transformations," Med. Image Anal., vol.1 no.4, p.271-294, 1997.

(平成 15 年 6 月 13 日受付, 12 月 10 日再受付)



村木 茂 (正員)

1985 名大大学院情報工学専攻了。東芝(株)を経て, 1987 電子技術総合研究所入所(現独立行政法人産業技術総合研究所)。1995~1997 ニューヨーク州立大学ストーンブルック校客員研究員, 1998~2001 同所ビジュアルコンピューティングラボ・ラボリーダとしてビジュアルコンピューティング技術の研究に従事。2001~同所ボリュームグラフィックス連携研究体体長として大規模可視化の研究に従事。工博。映像情報メディア学会, 日本神経回路学会, ACM, IEEE Computer Society 各会員。



喜多 泰代 (正員)

昭和 57 筑波大学第三学群基礎工学類卒。同年, 電子技術総合研究所入所。対象の変形モデルを利用した胃 X 線画像解析, 乳房 X 線画像解析など医用画像解析を中心としたコンピュータビジョン研究に従事。平 9 年 3 月から平 10 年 4 月まで, Oxford 大学メディカルビジョングループ客員研究員。現在, 産業技術総合研究所, 知能システム研究部門主任研究員。工博。情報処理学会, 日本医用画像工学会各会員。