

医用多次元断層データの処理と表示

京都大学大学院情報学研究科 システム科学専攻

システム情報論講座・画像情報システム分野

教授 英 保 茂

eiho@i.kyoto-u.ac.jp

助教授 杉 本 直 三

sugi@i.kyoto-u.ac.jp

助手 関 口 博 之

seki@i.kyoto-u.ac.jp

1. はじめに

近年診断装置の高機能化・高速化に伴い、多数枚の断層データが撮像され、診断に供されるようになってきた。また、その利用形態も、単に画像診断に用いるだけでなく、手術中においても、その支援のために、積極的に利用する事により、位置などの把握を容易ならしめ、的確な操作を目指したシステムや、デジタル化された患者の実体モデルを用いて、仮想的な内視鏡検査シミュレーションや、コンピュータによる診断補助データや画像の生成などが実施されつつある。この時に、3次元体内実体データから、必要な情報を取り出し、診断現場へ提供するためには、高速・高精細表示手法に関する検討や、画像診断装置から生成されるデータから、対象物を認識するセグメンテーションの問題など、多くの問題を解決しなくてはならない。以下では、これらに関するいくつかの項目について述べる。

2. 断層データ群からの3次元情報の表示（3次元画像による体内の可視化）

CT装置の高速化・高精度化にともない、高精細な3次元データが診断現場で利用されるようになってきた。この場合も多数の断層像を並べて観察するのではなく、3次元像を簡単に高速に表示することが求められる。積み上げられた断層像の各画素を立方体として取り扱う（ボクセルという）ことにより多数枚の断層データ群は、3次元の体内データそのものにとらえることができる。

3次元画像の生成は、1. 視点方向からの深度画像（図1. ここで得られる画像そのものが立体形

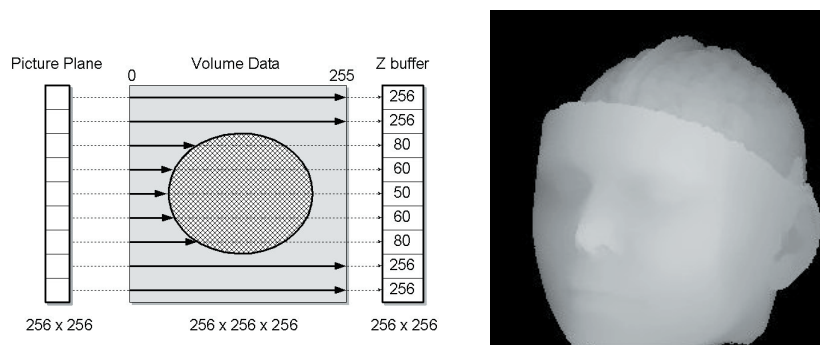


図1 深度画像

状であると考えてもよい) の作成、2. 各表面ボクセルにおける仮想面の生成、3. 仮想面における反射光計算 の手順で行われる。

図2左下は、仮想面の作成において、表面ボクセル同士の位置関係から生成して表示したものであるが、この方法では同図上に示すように、仮想面の傾きがボクセルの大きさと粗く離散化されてしまうため、画像上に等高線状の縞が発生する。これに対して右上に示すように、ボクセル値の傾斜方向(グレイレベルグラジエント)を仮想面の傾きとみなすと、ほぼ無段階の傾斜方向を取ることができるようになり、右下に示す図のようにより自然な3次元像が得られる。

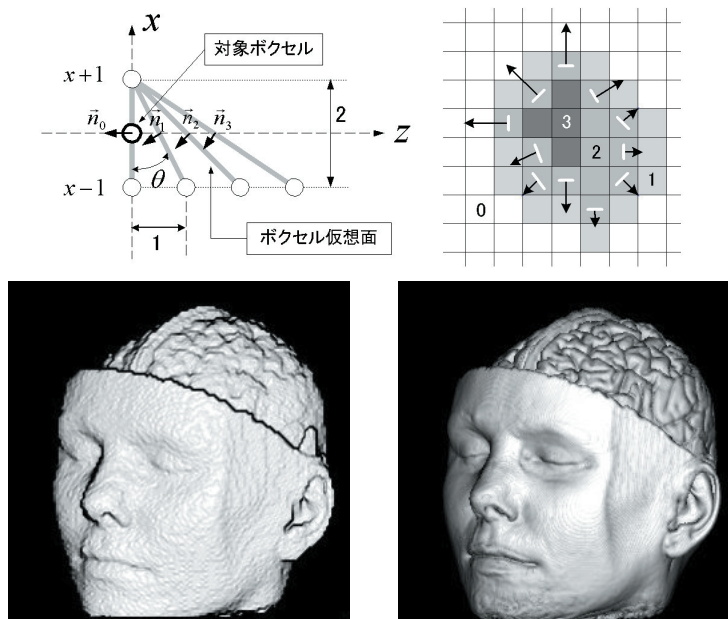


図2 3次元表面表示

上記のグレイレベルグラジエントの計算には、1ボクセルにつき周囲6画素、回転処理を行う場合は $6 \times 8 = 48$ 画素のデータに対する補間演算が必要になる(図3左)。これを省略して近傍格子点の値で代用すると、傾斜量計算のベースとなるボクセル間距離が周期的に変化するため(同中)、画像上にしま模様が発生してしまう。画質を保ったまま処理時間の短縮を図るために、真の傾斜量を近傍格子点の差分量から推定する手法の概念図を同図右に示す。図4は簡易手法(図左)と上記の高速・高画質手法(図中央)に従って求めた画像を示す。なお、右図は補間処理によるものとの比較拡大画像(左が本手法)である。深度画像作成についても、飛び越し走査や、表面ボクセルのリストを予め作成するなどの手法によってさらに高速化を図ることが可能である。

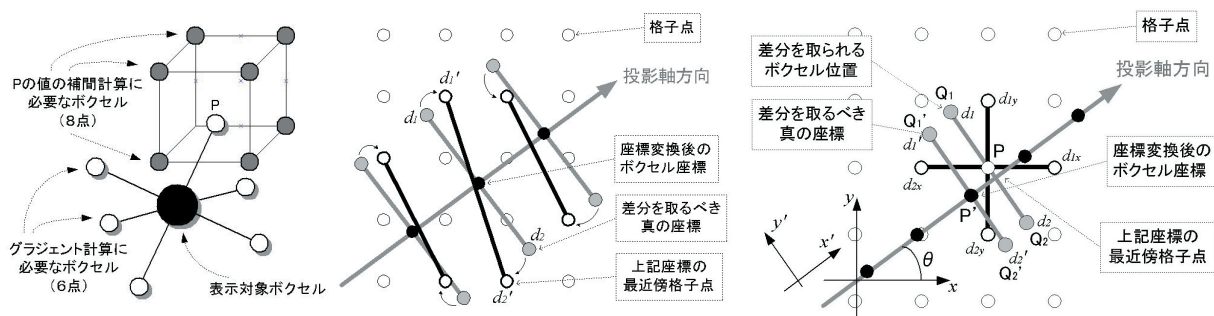


図3 グレイレベルグラジエントの計算手法と高速・高画質化

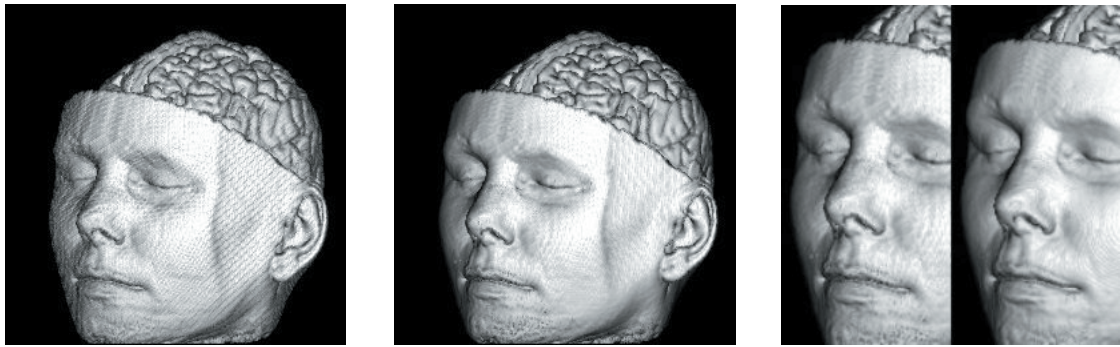


図4 3次元表示高速高画質化手法表示例

3. 体内臓器の抽出

前項で述べたような、体内臓器の3次元表示を行うためには、対象臓器部分が抽出されていることが必要である。CT画像の品質が向上してきたので、ある程度のところまでは画素値（CT値）に基づいて抽出できる部分もある。しかし、ほぼ完全に、誤差少なく分離できる臓器としては、X線CT画像における骨領域等に限られてしまう。これまで様々な抽出手法（セグメンテーション手法）が提案されているものの、もともと高度な画像認識力が要求される処理であり、完全自動処理としては、まだ、決定的といえる手法はない。よく用いられる手法に領域拡張法がある。（図5）これは内部に探索開始点を与え、その周りの点のある評価関数に従って、対象物に組み入れることを許すかどうかを判定して、領域を拡張していくものである。適切な評価関数を設定でき、また、抽出対象の内部が一様で、かつ境界が明瞭な場合にはきわめて有用な手法である。しかし、実際のデータに対しては、対象領域外へのはみ出し（誤侵入）、あるいは抽出欠落を生じる場合が多く、人手による部分部分の修正を余儀なくされることが発生し、臨床現場での実利用は困難である。信頼性向上のためには人手の介入が不可欠ではあるが、その場合に重要なことはその修正プロセスができる限り簡単であることである。ここでは拡張過程は領域拡張の進行に伴って生成される3次元像を見ながらモニタし、外部領域へのはみ出しが生じた時点（観察してわかった時点）でこれを修正（マウスなどで適当な部分を指示）する手法を用いることができる。詳細は略すが、図6に示すように、はみ出しの原因である連結点を自動検出し、はみ出し領域から開始点に向かう方向性を持つ領域拡張を用いて実行している。図7に上記プロセスの過程を示す。(a)が領域拡張過程の図であり、(b)にはみ出しの検出と修正の状況を、(c)に最終結果を示す。

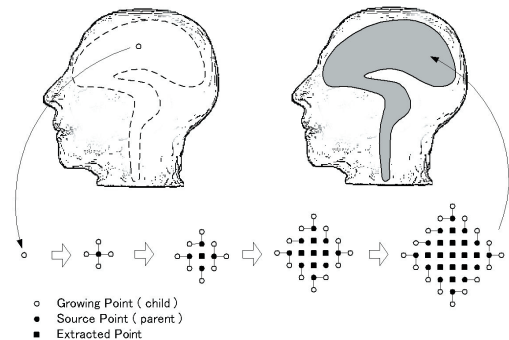


図5 領域拡張法

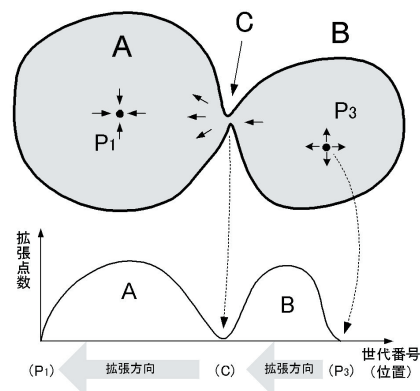


図6 はみ出し侵入の修正

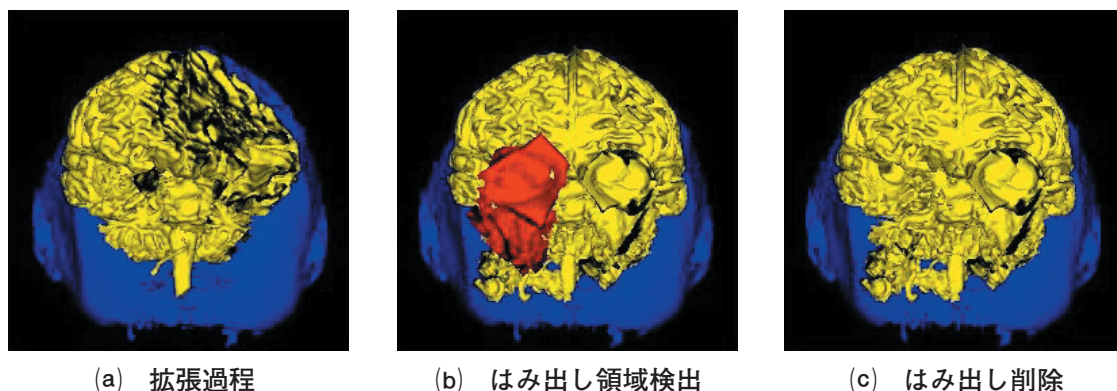


図7 修正領域拡張法の表示画像

4. 血管領域の抽出

磁気を用いたCTによる血管データの画像化手法であるMRAで得られた血管データの表示には、血管部分の画素値が大であるという性質を用いた方法でMIP法と呼ばれている、表示面に垂直な直線（投影軸）上に並んだボクセルの最大輝度を表示するものがよく用いられる。この手法は、抽出処理が不要で、信頼性も高いという評価を受けている。しかし画像生成にはデータ全体のスキャンが必要になるため、リアルタイム表示は困難である。また投影画像なので、原理上、血管の前後関係は判別できない。3次元ボクセル空間での血管抽出を行い、その血管に対する3次元表示を行えばいいわけであるが、現状のデータでは血管の抽出精度は十分ではない。特に領域拡張では血管の濃度ムラによって途切れる可能性も高く、信頼性が低くなる。そこで血管抽出のために、領域拡張において成長箇所を常に一箇所限定する領域拡張法が有効であると考えている。すなわち、血管分岐部では片方の血管のみに進行し、その抽出を終えた後に再び分岐部に戻って残りの枝の抽出を行う。拡張部位が限定されるため、拡張条件を自律的かつ動的に変更できるので、先端部の細く暗い血管の抽出にも有効である。また、途切れに対しては、拡張終端点においてその周囲を調べることで対処可能である。図8にその一例を示す。中央の画像は血管部分をしきい値で3次元的に抽出したものであり、MIPに比べて、特に細い血管部分での欠落があり、また、血管以外の部分も多く検出されている。これに対して右図は細い血管部分も検出されており、さらにノイズもきわめて少ないことがわかる。また、この手法で得られる3次元血管なので、種々の視点からの観察や、回転表示なども問題なく実施できる。

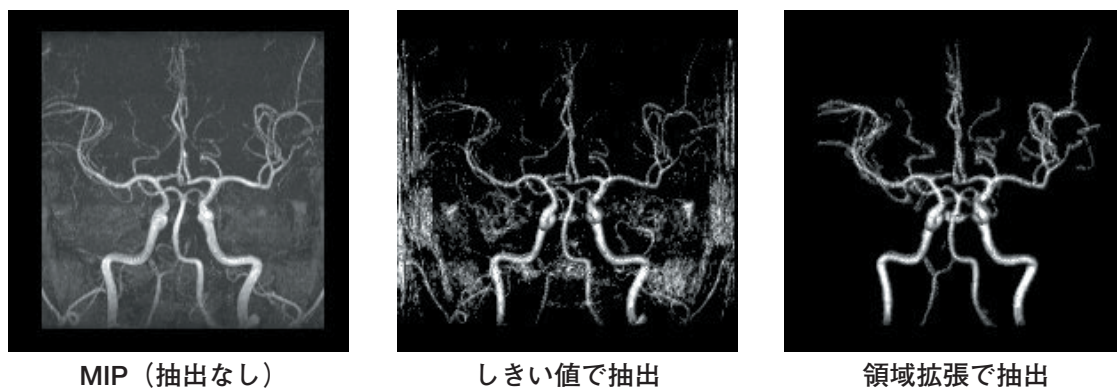


図8 脳内血管の検出

5. おわりに

以上多次元医用診断データの認識と表示の問題について述べた。さらに、臨床現場では複数の（モダリティによる）検査が用いられて、それらを参照しながら診断が行われているが、これらのデータをマッチングさせることにより総合的な患者データとして融合することにより、新たな診断データの生成に関する研究や、手術中にオンラインで、器具などの位置情報を提示する術中サポートシステムへの応用に関しても研究を進めている。これらの課題において、データ間のマッチングが大きな問題であり、特に3次元実体データと2次元画像との対応など興味ある課題も多く山積している。医用以外でも多次元のデータに対する処理は交通流の処理などを含め、研究室の大きな課題となっている。