展望・解説

医療における可視化*

周藤安造**, 瀬尾育式***, 湯浅 肇†

Visualizasion in Medical Dignosis and Treatment

Yasuzou SUTO, Yasutsugu SEO and Hajime YUASA

1. はじめに

最近の定期検診では胃のレントゲン写真を撮るために中年に限らずバリウムを口にする人が増えてきている。これは私たちに一番身近な医療における可視化であり、別名「画像医学」とも言う。技術的にさらに高度な方式のCTやMRIは1970年から80年にかけて顕著な普及をみた。時まさに本学会の創設期に当たり、偶然とは言え何やら因縁めいたものを感じる。

本稿では、まず医療画像の生成に関わるイメージング技術として超音波、MRI（核磁気共鳴）、X線CT（断層像）、RI（核医学装置）、X線および内視鏡による可視化情報の技術と利用の現状および問題点を論じる。つぎに、このようにして得られた画像を加工してそれぞれの医療用途に応じた可視化情報を付加する画像加工技術を述べる。画像加工法には、断面像や正面像といった平面情報を立体的に重ね合わせる3次元表示法がある。これは、脳や血管等の表面形状の画像を構成する表面表示、および臓器の中身を可視化する内部表示の2方式に大別される。ここではそれぞれの技術内容および特徴等について解説する。さらにもう一つの画像加工法として臓器の生理機能を可視化する機能画像生成法に言及する。以上の技術のさらに進んだ応用として、「生体可視化情報の臨床応用」の節を設け、自動診断とPACS、手術シ

ミュレーションの概要を紹介する。

なお、本稿の執筆に当たっては瀬尾がイメージング技術と生体可視化情報を、周藤が画像加工技術と臨床応用を、湯浅はその内の自動診断およびまとめ等を担当した。

2. イメージング技術と生体可視化情報

この10～15年の医用機器の発展にはめざましいものがある。工学（電子回路技術、高速演算ハード、コンピュータ、メカトロニクス、……）の進歩と医学の共同作業により、US（超音波）、X線CT（コンピュータ断層）、MRI（核磁気共鳴）、SPECT（シングルフォトンエミッションコンピュータ断層）、電子内視鏡などがつぎつぎに実用化されていった。また、これらの画像診断機器をネットワークでつなぎ、ファイリング、診断効率向上のための画像管理システム（PACS）も実用化に近づいている。さらに、腎石・胆石を体表より壊す結石破碎装置も最近、製品化された。

画像診断機器には大きく次のものがある。

- 1) US（超音波）
- 2) MRI（核磁気共鳴）
- 3) X線CT（コンピュータ断層）
- 4) RI（核医学、シンチ）
- 5) X線

X線単純撮影装置 CR（コンピュータ
テッド ラジオグラフィ）

X線透視装置

X線血管造影装置 DSA（デジタル
サブトラクション）

*原稿受付 1992年12月5日

**正会員 東海大学開発工学部

***正会員 (株)東芝医用機器事業部

†正会員 三井造船(株)昭島研究所

アンジオグラフィ)

6) 内視鏡

近年, これらのモダリティに加え, 光 CT, スクウィッド (SQUID) など脳機能診断を目指した研究開発も行われている。

(1) US (超音波)

1976年にリアルタイム電子スキャンが日本で開発されて以来, 急速に広く普及した。そして, 1984年に血流を2次元でマッピングできるカラードブラ断層法が登場した (図1)。リアルタイムで血流の可視化をある程度できる (絶対流速は難しい。超高速ビームと血流方向との角度補正が必要) ので臨床に広く使われている¹⁾²⁾。これらの実用化には, 超音波振動子の微細カッティング, 高精度遅延線, デジタルフィルタなどの技術が必要であった。

今後, US 内視鏡, 血管内カテーテル型, 術中応用小型プローブの開発がますます行われるであろう。また, カラードブラ断層の性能改善として, 高フレーム化・低流速検出能 UP・高分解能化・小型化・絶対流速検出が必要である。

(2) MRI

世界で臨床用装置として約3000台が稼働しているが, 1H (プロトン) 画像が主流である。脊椎・頭部では, X線CTをしのぐ診断能がある (図2)。

腹部 (肝, 胆, 脾, 腎) では, スキャン時間が長いため, 今一步のところである。腫瘍の鑑別診断のためT2強調でかつ数秒スキャンの画像が臨まれている (図3)。また, 脳動脈瘤や脳梗塞を無侵襲で観測できる MR アンジオグラフィ (MR Vascular Imaging) も徐々に分解能が上がってきている (図4)。

図1 カラードブラ断層 (頸動脈分枝部ブランク)

図2 MRI

図3 MRI 頭部
(高速スキャン画像)

図4 MR アンジオグラフィ (頭部血管画像)

さらに, 将来では, ^{31}P , ^{13}C の核種を用いた脳などの機能 (代謝) 診断が可能となるだろう。

(3) X線CT

X線撮影装置は最も普及した画像診断装置であるが特定の断面を見るには適さない。これに対しCTは生体に多方向からX線ビームを照射し収集した投影データをもとにして断層像を再構成する方法で, 近年のコンピュータ, および, 高速エレクトロニクス技術によるところが大きい。撮影時間は当初4分もかかっていたが, 今では数秒, 空間分解能も0.3mm程度まで進歩している。

最近では, ヘリカルスキャンの登場により, 撮影時間が短縮化され3次元CT像 (図5) のルー

図5 X線 CT (肺 3D 画像)

チン化など可能になった。

また、超高速 CT のイマトロンが日本で10台以上稼働している。3次元 CT 像用として、Mayo Clinic で最初に行われたコーンビーム型 CT など将来登場するかも知れない。

(4) RI (核医学, シンチ)

シングルフォトンエミッション CT (SPECT) とポジトロンエミッション CT (PET) とがある。SPECT は高額な設備がいらないため日常の臨床検査で使え、他のモダリティでは得られない機能情報を得ることができる。たとえば、虚血性心疾患における心筋の生きのよさ (ライブリティ) などがわかる。近年、SPECT は、検出器数の増加とコリメータの工夫により画質が格段に向上した。今後、ガンマ線の吸収と散乱の影響補正が一層重要である。

(5) X線

当初は、胸部診断・消化器系診断が主であったが、1970年代以降循環器系装置の発展にはめざましいものがある。80年代には、DF (Digital Fluoro-

図6 Digital subtraction angiography

図7 電子内視鏡 (十二指腸潰瘍)

graphy) が開発された (図6)。インターベンショナルなカテーテル検査や、PTCA などの冠状動脈狭窄術ができるようになった³⁾。

(6) 内視鏡

8ミリビデオでおなじみの CCD (Charge Coupled Device) の技術を使った電子内視鏡 (ビデオスコープ) の登場により⁴⁾、複数のドクターが同時にテレビモニターを見ながら、複雑な手術を行うことができるようになった (図7)。

最近話題の仮想現実感 (VR; Virtual Reality) として、あたかも自分がスコープの先端にいて操縦しながら、患者に苦痛を与えることなく確実に診断部位に到達し、目的の仕事をして帰ってくるといった映像技術、マイクロ工学の利用も期待される。

以上、簡単にイメージング技術を紹介したが、MRI に継ぐ新しい大きなモダリティはここ数年姿を現していない。今後、ますます治療と結びついた Interventional なシステムが開発されるであろう。

3. 画像加工技術と生体可視化情報

ここでは、前章で生成された画像について各種画像加工アルゴリズムを適用し、新たに付加される可視化情報を得る手法を紹介する。これには、形態についてより詳細に可視化する手法、生理機能を可視化する手法などがある。以下において、前者の例として3次元表示法、後者の例として機能画像生成法 (ファンクショナル・イメージング) について述べる。

(1) 3次元表示法

2章で述べたようにイメージング技術の技術進

歩は目ざましく、X線装置によって高精細透視像(デジタルX線画像)、X線CT装置によって高コントラスト横断像(X線CT)、さらに磁気共鳴画像診断装置によって任意角からの断面像(MRI)が得られるようになり、これらの画像による正確な診断ができるようになった。しかし、一般に複雑に入り組んだ骨とか臓器などに対する診断、治療には立体的で、視点も自由に変えることのできる3次元可視化法がより有効となる。

3次元可視化像の構成法には、いろいろな手法があるが⁵⁾⁶⁾、このうち最も一般的な手法は表面表示法である。表面表示法は複雑に入り組んだ脳などの臓器、腫瘍、骨、血管などの表面形状を立体的に画像構成する方法である。しかし、最近では表示の対象を物体の表面のみならず内部の情報構造までも含める傾向にあり、ボリューム・ビジュアルライゼーションとも呼ばれている⁷⁾。そのアルゴリズム体系を表1に示すが、大きく物体の表面を表示の対象とする方式と物体の中味を表示の対象とする方式に分かれる。

物体の表面を表示の対象とする方式には、幾何モデルによる技法、ボクセルによる技法、ステレオ合成による技法などがあり、いずれの技法もしきい値処理を伴う。この方式の一般的な処理手順は図8のようになる。すなわち、まずX線CT、MRIのようなスライス画像、またはDSA(Digital Substraction Angiography)などのステレオ投影像から、表示の対象とする部位について

表1 ボリューム・ビジュアルライゼーションのアルゴリズム体系

図8 表面表示の処理手順

輪郭抽出または血管などの場合、芯線抽出を行い、しきい値処理された2値画像に変換する。

つぎに、この複数枚の2値画像から3次元画像を構成し、視線方向を決め、通常Zバッファ上に投影したのち陰影処理する⁸⁾。

幾何モデルによる技法にも、ワイヤフレーム法とサーフェース法があるが、図9はMRIによって構成された頭部表皮面のワイヤフレーム像と脳表面のサーフェース像を合成した3次元可視化像である。

ボクセルによる技法は立体的な画素としてvoxel (volume element) を定義し、これによりモデリングし、3次元可視化像を構成する方法である。図10はボクセルによる技法により構成した3次元可視化像である。

つぎに物体の中味を表示の対象とする方式はボリューム・レンダリングと呼ばれ、生体をはじめ

図9 幾何モデルによるMRIの頭部3次元可視化像

図10 ボクセル法による3次元可視化像

とする3次元物体の新しい可視化技術として注目されるようになった^{8)~10)}。ここでボリュームとは3次元物体の表面のみならず内部属性(温度, 密度, 濃度の分布)が関数により定義された連続データまたは実測値などの非連続データである。ボリューム・レンダリングは, このようなデータを対象として表面のみならず3次元物体を構成する各ボクセルに対して不透明度(Opacity)およびR, G, Bのカラー情報を割付け, 視点からのボクセル追跡(レイ・キャスティング)により内部の情報構造も同時に可視化する技術である。

図11(左)に頭部X線CT画像を対象とし, 表皮の不透明度を0.3, 0.7, 1.0と変化させ表皮を透かして頭骨を観察するレンダリングシミュレーション例を示す。しきい値処理していないため組織間に存在する内部情報も除去されことなく自然な状態で可視化されていることがわかる¹⁰⁾。

(2) 機能画像生成法

機能画像生成法は心臓, 脳, 腎臓などの生理機能を可視化する核医学画像の表示法としてよく使われる¹¹⁾。これは, たとえば動きのある心臓の画

像を一定時間間隔で収集する。具体的には, 心電計によりR波をトリガ同期信号として, 1心拍を数10ms間隔に分割し, 複数心拍数にわたり時相を合わせてコンピュータ・メモリ上で画像加算構成を行い, 図12に示すような心臓の動きを示す経時的な連続画像を得る。つぎに, この連続画像について各画素ごとの計数値の時間的変化を示す曲線を求め, この曲線を解析し, 種々のパラメータを計算して, それを各画素ごとの位置における濃度値として表示する。パラメータの設定が適切であれば, この画像から臓器内の局所的な働き具合がわかる。図13は図12の連続画像より求めた機能画像である¹²⁾。図12の各画素値の時間的変化曲線(タイムアクティビティ・カーブ)をもとめ, これをフーリエ級数展開し, これからパラメータとして位相角と振幅値を計算する。図13の左下は位相角, 右下は振幅値によりそれぞれ構成された心臓の機能画像を示す。心臓のものと画像(図13の上段)とこの機能画像を対比し, 位相角に

図12 心臓の動きを示す連続画像

(a)不透明度0.3

(b)不透明度0.7

(c)不透明度1.0

図11 頭部X線CTに対するボリューム・レンダリング

左下：位相角による機能画像
左上：振幅値による機能画像

図13 ファンクショナルイメージ

よって心臓の動きの程度（位相角が小さい部位ほど動きが早い）、振幅値によって動きの強さがそれぞれわかる。図14は振幅値による機能画像生成の手順を示す。

4. 生体可視化情報の臨床応用

生体可視化情報の臨床応用は多岐にわたるが、主な分野は診断、治療、医学教育となる。ここでは、新たな診断への応用として自動診断とPACS、治療への応用として手術シミュレーションについて紹介する。

(1) PACS

多様なイメージング技術の開発により、可視化された医用画像が増えると、その管理とか診断効率の向上など有効利用についての工夫が必要になってくる。また一方で、デジタル信号処理などの技術が著しく進歩し、コンパクトな媒体に大量の画像データが記録できるようになった。このようなニーズとシーズにより、医学の分野でPACSと呼ばれるシステムが注目されるようになった¹²⁾¹³⁾。PACSとはPicture Archiving and Communication Systemの略で、そのまま訳せば医用画像の保管・通信システムである。具体的には、病院内で発生するX線フィルムをはじめとする各種医用画像を原則としてすべてデジタル化し、光ディスクなどのコンパクトな媒体にファイルする。各診療科では端末CRTに必要とする画像を通信ネットワークにより検索・表示し、診

図14 ファンクショナルイメージ（振幅図）の構成法

断に役立てようとするシステムである。このようなシステムが院内に完成すると、必要とする画像を即時に診ることができ、また膨大な量のX線フィルムの保管スペースが不要になるなど多くのメリットが生じる。しかし、診断に要する表示精度の問題、コストをはじめとするシステム運営の問題など解決すべき課題もまだ残されている。

(2) 可視化情報と自動診断

食生活の欧米化に伴って最近急激な増加を示す乳がんは他の部位に転移しやすい腺がんの典型であり、早期発見が一命を救うといわれる。したがって、腫瘍のできるだけ小さいうちに発見することが生存率向上のために肝要である。しかし、触診や軟エックス線撮影による画像（マンモグラム）診断では集団検診のように多量に処理する場合には診断の質の低下の危険があり、診断医を補助する診断支援装置の果たす役割は大きいものといえる。

病巣がまったく無くてもマンモグラムにはさまざまな陰影が写っており、これを自動分析処理してかなりの確度で病変の有無をスクリーニングする装置とするためには熟練専門医師の診断知識とノウハウを組み込んだソフトウェアの開発が鍵となる。

図15（口絵5参照）は、自動処理画像の例であり、小病巣が指摘されている。現在では良性疾患の84%および悪性疾患の91%を指摘できる装置が開発されている。精密検査用のマンモグラムでさえ乳がんの5%は腫瘍影が認められないことからすれば同装置の9%の見落としはかなり良い成績であるといえる¹⁴⁾。

(3) 手術シミュレーション

3次元可視化技術の有効性は多岐にわたるが、

図15 乳ガン自動診断支援装置の解析結果例 (○によりガンの小病巣が指摘されている)

図16 手術支援システムの処理手順

その代表的な応用分野は手術シミュレーションである^{5), 15), 16)}。手術シミュレーションとは術前にX線 CT, MRI などの3次元画像によって手術部位を特定したり、腫瘍の大きさを計測したり、骨の切断・合成を行い、手術計画を立てることにより、実際に行う手術の安全性などをもたすことができる。手術シミュレーションの処理手順を図16に示す。図17は離眼症という先天性の頭蓋顔面骨奇形症に対する骨片の切断・合成シミュレーションの例である。まず、眼の部分の骨を三つの骨片としてくり抜くための切断線を入力し(a)、切断線上の主要な点でのくり抜く深さをもとの2次元スライス画像により決める(b)。つぎに、中心部の骨片を取り除き(c)、左右の骨片を合成し(d)、一連のシミュレーションが終わる^{15), 16)}。このようなシミュレーションにより、手術計画の立案はもとより術前に結果の予測が可能となる。さらに、CAD, CAM およびレーザー技術を用いて CRT 上に構成された3次元画像情報を光硬化性樹脂により実体モデルとして製作する研究がさかんに進められるようになった¹⁸⁾。このような実体モデルの利用分野は模擬手術、術技のトレーニング、人工骨の設計・製作など多様である。その他、3次元可視化技術は医学教育、放射線治療計画などにも有効となる¹⁹⁾。

図17 離眼症の骨片切断シミュレーション

5. まとめ

医療の現場を支える医療機器の役割がますます増大する今日、特に「医療における可視化」を省みる機会を得たことはタイムリーな企画であったと思う。本稿では、生体内部を無侵襲で観察する技術主体の可視化を解説した。この可視化技術は、高精度センサ、高度な電子回路技術およびコンピュータ等の組み合わせによるハードウェア技

術と、画像解析ロジックを中心とするソフトウェア技術から構成され、医学におけるノウハウと融合して多種多様の装置として普及し、また開発の途上にあることが示された。また、可視化技術は単なる医療診断における利用から熟練専門医師の知識ベースを取り込んだ自動診断に、従来切って見なければわからなかった腫瘍の位置や大きさを知って手術前のシミュレーションに、および術後状況の予知等に応用され、さらに脳の代謝機能ばかりでなく脳の認識判断処理機能まで観察できる可能性もうかがえるところまで進歩してきた。

今回の解説では除外したが、人類共通の敵として恐れられているガンやエイズの予防および治療薬の開発においても DNA や免疫構造の解明のためにさまざまな可視化技術が応用されている。

このように可視化技術は医学の進歩のための欠くべからざるツールとして主役の座の一つを得たようである。

参 考 文 献

- 1) 田中元直：流れの可視化, Vol. 5 No. 17 (1985) 118
- 2) 瀬尾他：流れの可視化, Vol. 9 No. 32 (1989) 34
- 3) 牧野他：インナービジョン, 第7巻11号, 1992
- 4) 中田：可視化情報, Vol. 12 No. 45 (1992) 36/40
- 5) 周藤：3次元表示, 電子写真, 29-2, (平2) 221
- 6) 横井：医用3次元画像の表示技法, 医用電子と生体工学, 3-8, (平1) 11
- 7) Levoy, M. et al: Tutorial on Volume Visualization Algorithms, Visualization '90, San Francisco (Oct. 1990)
- 8) Levoy, M.: Display of Surfaces from Volume Data, IEEE Computer Graphics & Applications, 8-3, (1988) 29
- 9) Drebin, R.A. et al, Volume Rendering, Computer Graphics, 22-4 (1988) 65
- 10) 周藤・古旗：ボリューム・レンダリングによる医用3次元表示法の有効性と課題, Med. Imag. Tech., 9-3 (平3-7) 257
- 11) 的崎 健, 周藤安造：医用画像処理, pp. 62-64, コロナ社 (1986)
- 12) 日本 PACS 研究会：PACSハンドブック'89(1989)
- 13) (社)日本放射線機器工業会：医用画像・放射線機器ハンドブック(1989)
- 14) 遠藤登喜子, 木戸長一郎, 井口弘和, 佐久間貞行, 堀田勝平：「マンモグラムの診断支援装置の開発と改良」, 新医療, 1991年11月号
- 15) 周藤安造, 古旗賢太郎, 河野 武：3次元画像処理技術による手術シミュレーションシステム, 東芝レビュー, Vol. 45, No. 8, pp. 671-674 (1990)
- 16) Y. Suto: Three-Dimensional Surgical Simulation System Using X-ray CT and MR Images, Medical Review, Vol. 35, pp. 32-43 (1991)
- 17) 核医学「臨床解析データ集」, 東芝, p16
- 18) 佐藤 淳, 三原円美, 千代倉弘明, 小林正弘, 中嶋英雄, 藤野豊美：CAD 技術の外科手術への応用, NICOGRAPH 論文集, pp. 320-327 (1991)
- 19) 芦野靖夫：放射線治療への応用, Med. Ima. Tech., Vol. 7, No. 1, pp. 22-28 (1989)

○によりガンの小病巣が指摘されている

口絵5 乳ガン自動診断支援装置の解析結果例 (三井造船)

(本文23頁参照)

口絵5と同番号の○によりガンの小病巣がより明示されている

口絵6 口絵5の拡大処理 (三井造船)

(本文23頁参照)