

医用画像におけるコンピュータ応用の現状と将来

堀場勇夫

名城大学理工学部電気電子工学科

各種の医療診断機器の計算機を応用したデジタル化が急速に進展している中で、これらの機器の特徴を整理し、現状の医療分野におけるデジタル処理を概観した。これらの装置では、デジタル処理の特長を生かしたさまざまな計算処理が臨床に供されている。これらの処理技術は、何れも各モダリティーのもつ長所を効果的に利用しかつその欠点を補完する総合的観点に立った技術の開発が必要となる。これら診断用画像に要求される処理技術をまとめると次のようになる。

- (1) 複数の画像間処理による機能情報の抽出および定量化
- (2) 疾患部のより精密な3次元形態情報の再構成およびその表示方法のインテリジェント化
- (3) 診断目的に応じた画質の制御
- (4) 異種モダリティーの相互利用による画像診断
- (5) 診断情報の自動検索

また、医療技術とそれを支える診断機器の技術は、相互に助長する関係にあり、医療技術の進歩に伴いより精度の高い、高品位の診断情報をもたらす処理技術がますます重要となっている。

Present Aspects and Future Directions of Computer Application in Medical Imaging

Isao Horiba

Meijo University, Faculty of Science and Technology, Department of Electrical & Electronic Engineering, Tempaku-ku Nagoya 468 Japan.

Since recent 10 years, various medical systems to which digital signal processing techniques are introduced have been developed. In this tutorial paper, effects of digital signal processing are investigated in several point of view. Consequently it has been shown that following five techniques are important in clinical fields. That is, (1) quantitative calculation of functional parametric image by means of multi-image processing, (2) precise three dimensional reconstruction of the affected part in human body and it's realistic display by means of intelligent terminal, (3) control of image quality according to medical requirements, (4) diagnostic system using various images measured by different modarity, and (5) fast automatical retrieval of personal diagnostic information.

1. はじめに

X線CTの普及に伴い、計算機を用いたデジタル処理の有用性が広く認められ、これを契機にして近年、各種の医療診断機器において計算機を利用したデジタル処理化が急速に展開されつつある。デジタル処理は処理の定常性が高く、かつ複雑な処理要求に対しても柔軟性があり、記録、検索が容易であるなどの優れた特長を有する。こうしたデジタル処理の特長は、診断情報の高精度化、高品質化、関連画像の総合利用による多角的診断、医事業務の省力化などの医学面からの要請と、画像処理技術の急速な進歩、検出素子の性能向上、デジタル処理デバイスの低価格化などの技術背景に支えられ、新しい応用分野に展開されるに至った。

診断用画像として古くから用いられてきたX線像は、従来のX線を増感紙やX線蛍光増倍管 (Image Intensifier, 以下、II) によって可視光に変換後、フィルムに記録し診断する方法から、デジタル画像処理技術を積極的に利用したX線撮影法が提案され、デジタルラジオグラフィ (Digital Radiography, 以下、DR) と呼ばれている。このDRは、従来のX線テレビをデジタル化し、アンギオグラフィの手法を適用するDSA (Digital Subtraction Angiography)、フジフィルム社が提案したFCR (Fuji Computed Radiography)、および従来のX線フィルムをデジタル化した装置が開発されている。放射線同位元素をトレーサとして生体の機能を解析する核医学の分野では、ガンマカメラを用いた機能像を求める装置にCTの投影再構成理論を適用したRCTが開発され、人体内部の機能断層像を得ることが可能となった。また、小型サイクロトロンで発生される超短半減期核種標識を用いて断層像を得るポジトロンCT (以下、PCT) では、生体内の生理機能断層像を求めることが可能となり、これらの画像を用いた機能解析が盛んに行われている。これらの手法に対して、近年特に注目を集めている撮影法に核磁気共鳴映像法 (Magnetic Resonance Imaging, 以下、MRI) がある。MRIによる断層像は、体内の水の濃度分布および原子レベルでの挙動を反映した画像であり、X線CTが体内の密度分布という物理的性質を画像化しているのに対して、病変の形態だけでなく代謝異常の程

度や腫瘍の悪性度、治療効果などを客観的に調べることで、度や腫瘍の悪性度、治療効果などを客観的に調べるために、広い分野に及ぶ臨床応用が期待されている。

表1に、これら、デジタル処理技術が導入された診断機器の測定対象を示す。これらの装置のうち、X線CT、RCT、PCTおよびMRIは、投影再構成理論に基づくデジタル計算処理によって断層像を求めるもので、デジタル処理の効果が最も顕著に示された診断機器である。これらのCT装置に対して超音波断層および透視像を求める装置では、必ずしもデジタル処理を施さなくても診断画像を提示できるが、DSAのようにデジタル差分処理によって造影剤分布画像を即時処理で算出したり、適宜累積加算処理を施すことによって画像のSN比を改善するなど診断目的に柔軟に対応するシステムを構成し、デジタル化することによって装置の機能を大きく向上したのものもある。

これらの装置の特徴を表2に示した。デジタル化された装置では、各撮影方法とも高精度の計算処理が可能のために、僅かな情報差の識別能すなわち濃度分解能に優れる。一方、解像度や経済性の面では、検出素子の細かさや画像を形成する画素数および処理時間の関係で、現状ではまだ十分とは言いがたい。また投影再構成を行う装置では、計測時間や再構成演算の時間も問題となる。

以上の撮影法の他に、様々な医用画像に計算機を用いたデジタル処理技術が導入されているなかで、種々のこれらの各モダリティで撮影された医用画像を有機的に結合することによって、総合的に利用し、管理するシステム (Picture Archiving and Communication System, 以下、PACS) も検討されている。

本報告では、これらの医用画像を撮影するシステムにおけるコンピュータ応用の現状を紹介すると共に、将来動向を概観する。

2. X線CTにおけるコンピュータ応用

X線CTは、その極めて高いX線吸収係数分解能と人体内部の完全な断層像を得る装置として登場して以来、計測方法や検出素子の改善がなされ、計測時間も数秒程度に短縮され解像度も0.5mm以下に向上した。また装置の普及にとれない当初

表1 計算機利用による診断用画像の画像処理 (撮影方法と測定対象)

| 撮影方法 | 測定対象 |
|--|---|
| 断層像 X線CT RCT PCT MRI 超音波断層 | X線吸収係数分布 RI分布 RI分布 プロトン分布、核磁気共鳴緩和時間の分布 音響インピーダンス、ドプラー効果 |
| 透視像 DSA FCR X線フィルムのデジタル化 | 造影剤分布 X線透過強度の分布 X線透過強度の分布 |

表2 計算機利用による診断用画像の画像処理（撮影方法とその特長）

| 撮影方法 | | 特 長 | | | | |
|-------------|-------|-----|-------|------|-----|-----------|
| | | 解像度 | 濃度分解能 | 計測時間 | 経済性 | その他 |
| 断 層 像 | X線CT | △ | ◎ | △ | △ | 形態情報 |
| | RCT | × | ◎ | × | × | 機能情報 |
| | PCT | × | ◎ | △ | × | 代謝情報 |
| | MRI | △ | ◎ | × | × | 腫瘍、血流情報 |
| | 超音波断層 | × | △ | ◎ | ◎ | 動態情報、血流情報 |
| 透 視 像 | DSA | △ | ○ | ◎ | △ | 血流情報 |
| | FCR | △ | ◎ | ○ | × | 形態情報 |

◎非常に優れる ○優れる △どちらとも言えない ×劣る

極めて高額であった価格も低減され、経済性もその臨床効果に対して見合うものとなった。X線CTの特徴は、計測によって得られる投影データから計算処理によって断層像を再構成している点であり、画像を得るためにコンピュータによって計算処理を行うことが不可欠である点である。

現在最も多用されているRotate/Rotate方式のCT装置では、扇状に広がったファンビームX線を用いて計測を行う。この方式のCTは、投影データ計測の高速性に優れるのみならず検出器の利用効率が高いという特長を有する。被検査体を覆うファンビームを回転走査し、全周に渡って均一に計測された投影データ $h(\alpha, \beta)$ は、計測部で適当な増幅が施された後、AD変換され、計算機に取り込まれる。ここで、投影データ位置を示す (α, β) は、それぞれ検出器の検出位置およびファンビ

ームの回転位置を示す。計算機では計測時に混入する誤差補正などを行う前処理を施した後、断層像再構成演算を行うことによって投影データからCT像 $f(x, y)$ を求める。X線CTの分野では、この再構成演算の高速化及び高画質のCTを得るために、演算法の改良が行われてきた。

〔CT像再構成演算の高速化〕

CTの再構成演算には、画質及び演算能率に優れたフィルタ補正逆投影法⁽¹⁾が広く用いられている。表3に各種ファンビーム投影によるフィルタ補正逆投影法の演算量を示す。この演算法の中で、フィルタ補正された投影データを計測に用いたファンビーム軌跡に従って再構成座標空間に直接累積加算するダイレクト法や、ファンビーム投影データを平行ビーム投影データに変換してから逆投影を行うアレンジ法が主流となってい

表3 ファンビーム投影によるフィルタ逆投影法の演算量の比較

| 演算の種類 | | 断層像再構成演算法 | | | |
|-----------------------------|------|-----------------------------|-----------------------------|-----------------------------|-----------------------------|
| | | アレンジ法 | ダイレクト逆投影法 | *ポラー法 | 改良アレンジ法 |
| 積和 | FFT | $2L * 8M \log M$ (1DFFT) | $2L * 8M \log M$ (1DFFT) | $2L * 8M \log M$ (1DFFT) | $2L * 8M \log M$ (1DFFT) |
| | 補間演算 | $16L * M$ (アレンジメント) | 0 | $16N * N$ (座標変換) | $2L * M$ (アレンジメント) |
| 積 (フィルタ補正) | | $L * M$ | $L * M$ | $L * M$ | $L * M$ |
| 累積加算 (逆投影) | | $L * N^2$ | $L * N^2$ | $L * N^2$ | $L * N^2$ |
| 三角関数 平方 平方根 (ビーム位置計算) | | $2L$ 0 | $3L * N^2$ $L * N^2$ | 0 0 | $2L$ 0 |

L; 投影数 M; 1投影のデータ数 $N * N$; 断層像の画素数 *但し、ポラー法はテーブル化手法

る。現在実用に供されているCT装置では、通常 α 、 β ともに500ないし1000個のサンプリングが行われ、算出されるCT像も 320×320 または 512×512 のマトリックスサイズが選ばれる。従ってこれらの手法のうち、特にダイレクト法では、積和演算だけでも5Mないし20M回、関数演算も200M回から1G回となり、演算量が膨大となる。これに対してアレンジ法では、ダイレクト法よりもはるかに演算量が少なく高速度に優れるが、ファンビーム投影データを平行ビーム投影データに変換する過程で補間演算を必要とするために、空間分解能が劣化し、画質の面で問題を残していた。こうした問題に対して、計測されたファンビーム投影の角度位置に同期した極座標を設定し、この極座標上に逆投影を行い、その後座標変換によって直角座標上にCT像を求めるポーラー逆投影法⁽²⁾や、ファンビーム投影データから検出器の検出位置に一致する不等間隔平行ビーム投影を算出し、フィルタ補正後、不等間隔を補正しながら逆投影を行う改良アレンジ法⁽³⁾が提案されている。これらの再構成手法では、従来のアレンジ法に比べて同程度もしくはそれ以下の演算量で、ダイレクト法と同程度の画質のCT像を得ることができる。

[CT像の画質向上]

X線CTの画像は、計算処理によって求められるために、計測時に混入する様々な誤差因子がCT像に及ぼす影響も複雑である。これらのCT像の画質を決定する因子の伝達機序は計算機を用いたシミュレーションによって解析された。投影データを計測する時に行われるサンプリング間隔とCT像の空間分解能及び障害陰影との関係⁽⁴⁾、計測に用いたX線量及び検出回路雑音と濃度分解能の関係⁽⁵⁾、スキャナの機械的誤差に起因する計測位置誤差と障害陰影との関係⁽⁶⁾などが、各因子毎に詳しく解析されることによって定量的に示された。また、X線CTの画質は、これらの誤差以外に像再構成演算手法にも依存する。逆投影演算に不可欠な補間処理に用いられる補間関数に対しても詳しい検討が加えられ、最適化が行われた⁽⁷⁾。さらに、計測された投影データの解析も行われ、投影データに含まれる有効信号成分を効率よく引き出すことによって、高分解能のCT像を算出するアルゴリズム⁽⁸⁾も提案され、CTの分解能は0.5mm以下となっている。

[X線CTを用いた機能像の算出]

X線CTで得られる臨床情報は、通常の検査方法ではあくまでも形態情報である。患者の病体を知る上で重要となる機能情報を得るには、後で述べるRIを用いた核医学装置が用いるのが一般的である。しかし、核医学装置による画像は空間分解能が十分でなく、かつ装置導入状況などの検査環境の問題からX線CTを用いて機能情報を得る手法の研究が盛んに行われている⁽⁹⁾。これらの手法は、造影剤やゼノンガスを用いて撮影されたCT像と通常のCT像の差分処理によるもので、1つの装置で形態情報と機能情報を得ることができるために、異種装置間の幾何学的な位置のずれがない。

[表示方法の改良]

X線CT像の診断では、わずかなX線吸収係数の差の弁別能、すなわち高い濃度分解能を問題にすることが多い。従って通常のCT像の表示では、濃度ウィンドウ処理によって限られた濃

度域をコントラスト強調して、各断面毎に観察を行う。これに対して、近年、臓器や病変部の形態を3次元的に観察したいという要求から、体軸上を適当な間隔において撮影された複数の2次元CT像を計算機上で並べ替え、所望の断層像を補間処理によって算出して、コンピュータグラフィックの手法を用いて表示する3次元表示法が行われている⁽¹⁰⁾⁽¹¹⁾。こうした表示手法を用いると、各患者毎の固有の3次元構造が明瞭に観察できるため、この立体像を用いて臓器解剖や手術シミュレーションをブラウン管上で実際さながらに行うことによって、医師の教育や治療方針の決定に活用されることが期待される。さらに、計算機内に構築された3次元構造を基に、計算機と手術ロボットを結合し、非常に精密な手術を可能にする手法への展開が示唆される。またX線CTは、主に人体の横断断層像を得る装置であり、この様な手法では人体の体軸に沿った方向の分解能が十分ではない。こうした観点から、従来のX線断層装置に計算機を組み、人体の体軸方向に高い空間分解能を得ようとするデジタルトモシンセシスが検討されている⁽¹²⁾⁽¹³⁾。

3. X線像におけるコンピュータ応用

現在、臨床診断で最も一般的にかつ多用されているのは、人体透過後のX線強度分布を画像化した従来からのX線像である。このX線像の計算機を用いたデジタル化、すなわちDR手法は、従来のX線テレビ装置をデジタル化したDF (Digital Fluorography) あるいはこれに血管造影手法を適用し、血管像を描出するDSA⁽¹⁴⁾と、従来のX線フィルムの代わりに輝尽性物質を塗布したイメージングプレートで撮影を行い、このプレートをレーザで読みだし、計算処理を行うFCR⁽¹⁵⁾、および通常のX線フィルム像をレーザを用いてスキャンして読みだし、デジタル化する手法⁽¹⁶⁾が開発されている。

DSAでは、造影剤注入前の画像(マスク像)と注入後の画像(ライブ像)をデジタル差分処理によって造影剤分布画像を即時処理で算出したり、適宜累積加算処理を施すことによって画像のSN比を改善するなど診断目的に柔軟に対応するシステムを構成している。このDSA手法では、従来のX線フィルムを用いる手法のように現像処理を必要とせず、患者撮影中に直ちに読影ができる。従って、撮影条件の不適切による再検査を避けることができ、特に緊急を有する救急医療の場でその効果を発揮している。

[画質向上]

DSAの画質向上に向けての努力は、空間分解能、濃度分解能および障害陰影の軽減について行われた。DSAの画像計測では、I Iおよびテレビカメラが用いられている。このテレビカメラおよびビデオアンプ系のSN比は、ほぼ60dB程度に改良され、従来テレビ方式に比べて濃度分解能が大きく改善された。この改善効果によって、診断目的によっては、その適用が比較的簡単で安全な経静脈造影で診断が可能となり、この結果、患者負担が軽減され、その適用領域もスクリーニング検査まで拡大されつつある。また、テレビカメラも従来の標準テレビ方式から1125本の走査線数を持つ高精細テレビ方式が採用され、濃度分解能、空間分解能共に大きく改善された⁽¹⁷⁾。さらに、DSAにおける障害陰影の主たる原因は、マスク像とライブ像の撮影時間差による患者の動きにある。この補正には、

ライブ像より一致度の高いマスク像を再選択するリマスキング手法や、マスク像とライブ像の局所相関係数を基に動きによる画像歪量を求め、計算処理によって自動的に補正を行うリレジストレーション手法が開発されている⁽¹⁸⁾。これら高画質DSAの技術は、カテーテルを用いた経血管治療技術の進歩と相俟って新しい治療技術を形成しつつある。

FCR手法の特長は、X線条件の広いラティチュードと低線量領域での優れたX線検出効率にある。このFCRの特長は、X線撮影条件の決定を容易にするのみならず、従来被爆の問題から適応が困難であった小児や産婦人科分野におけるX線診断の領域を拡大した。しかし、この様に優れた特長を有するFCR手法も、空間分解能の面では、従来X線フィルム法よりも劣り、この改善が期待される。

[DRにおける新しい応用技術]

DRでは、計測されたX線像が計算機のメモリに直接取り込まれるために、このデータを用いて直ちに所望の画像処理が可能となる。FCRやX線フィルムをデジタル化したシステムでは、空間フィルタ処理や濃度階調を変換する処理⁽¹⁵⁾⁽¹⁹⁾を行い、画質を診断目的によって選択しながら読影することを可能としている。また、マスク像と複数のライブ像との時間差分像を算出するDSA手法は、この画像処理の内では、最も単純な画像間処理である。一方、この差分処理には、被検査体のX線吸収係数のエネルギースペクトル特性に着目した、エネルギー差分法⁽²⁰⁾も提案されている。この手法によれば、人体の骨構造と骨以外の軟部組織を分離することが可能となる。また、DSA手法で時系列的に撮影された複数の造影剤分布像を画像の各位置毎に位相解析することによって血行動態を求める手法⁽²¹⁾も開発されている。この手法を用いれば、従来、医師が複数の選択造影像を動画像として観察することによって診断してきた血行動態を、1枚の機能画像として定量的に表示することが可能である。さらに、この機能像からは、筋肉内の虚血の状況も判読でき、RIによって得られる機能像に比べて空間分解能が高いという優れた特長を合わせ持つため、血管と筋肉内の血行動態を同時に観察できる。人体の内部臓器の動態機能像を求める手法としては、左心室の内部形状を2方向の投影像のみから算出し、動画像として立体表示する手法⁽²²⁾も試みられている。これらの手法は、従来のX線フィルム像では困難であった機能像を定量的に示すものであり、デジタル化することによって装置の機能を大きく向上することを可能にするものである。

4. 核医学分野における計算機応用

人体の特定の臓器あるいは組織に摂取されるRI標識化合物を投与し、そのRIから放出される γ 線をガンマカメラで計測し、RIの分布を投影像として得るシンチグラフィは、臓器の形態や機能の異常を非観血的に検査できる。また、ガンマカメラを回転走査し、多方向からのRI分布の投影像に投影再構成理論を適用するRCTでは、体内の機能断層像を3次的に得ることができる⁽²³⁾。さらに、超小型サイクロトロンを用いて産生される短半減期RIを体内投与し、断層像を求めるPCTでは、低被曝で検査が可能であるのみならず、生体内の生理化学現象をより有効に反映する核種の採用が可能であり⁽²⁴⁾、生

体の機能および代謝を反映した断層像を定量的に示すことができる⁽²⁵⁾。これらのRI装置は、X線CTや通常のX線像が主に形態情報を与えるのに対して、機能情報を提示することが出来、臓器各部位の病態を知る上で極めて有用な臨床情報を与えるのみならず、人体の病理および生理機構を解明する上で医学への貢献も期待されている。

機能情報を扱う核医学の分野では、計算機を利用した臓器の機能解析⁽²⁶⁾が盛んに行われている。脳領域では、脳血管障害の病態となる循環動態を知るために¹³³Xeを用いたシンチグラフィや、¹²³I-IMPを用いたRCT像から脳内の各場所毎の局所脳血流量(γ CBF)を示す γ CBFファンクショナルイメージを求める手法⁽²⁷⁾⁽²⁸⁾が開発されている。心臓領域では、律動する心臓の動態機能を解析するために心電や、心音に同期したRI心プールイメージ法を適用して、虚血性心疾患の程度を定量化すること⁽²⁹⁾⁽³⁰⁾⁽³¹⁾⁽³²⁾が行われている。さらにこの手法における左心室輪郭を自動追跡して心臓の機能パラメータの精度を向上すること⁽³³⁾も検討されている。肺の換気能を診断する分野では、¹³³Xeを用いて吸入洗い流し法によって局所換気分布の解析⁽³⁴⁾や、この手法におけるバックグラウンドの補正法⁽³⁵⁾が提案されている。また、人体の中で最も多種多様な機能を営んでいる肝臓の機能解析については、肝血流量や、¹³³Xeの洗い流し曲線などの動態曲線から肝摂取率、肝排せつ率、肝集積率、局所肝血流量などのさまざまなパラメータに関するファンクショナルイメージを求める手法⁽³⁶⁾が開発されている。

これらの γ カメラを用いた検査法に対して、より高い解像度で機能像を提示できるPCTでは、複数の核種で計測された画像から、脳の生理機能を各機能要素に分離し、機能画像を求める手法⁽³⁷⁾も提案されている。このように、核医学の分野では、計算機による機能解析が臓器の病態を定量的に知る上で大きく役立っている。しかし、これらの装置では、検出機構の物理的制約のためどうしても解像度が他の断層装置よりも低く、かつ検査時間も長い。またPCTでは、サイクロトロンを用いるために装置の価格のみならず設置設備や運転要員の確保など、導入に対する障害も多く、広く普及するには至っていない。

5. MRIにおける計算機応用

1945年、Bloch等によって発見された核磁気共鳴(NMR)現象は、その後、現象の理論体系が確立され、流体の流量測定や化学分析に応用されてきた。このNMRによる化学分析は、現在も生化学分野では不可欠な分析機器の1つとなっており、分子構造、分子運動、分子間相互作用、反応過程などについて重要な知見が得られている。NMRの人体適用の試みは、1968年、Jacksonによって全身用のNMR装置の試作が行われ、1971年、Damadianによって共鳴緩和時間による癌検出の可能性が示唆された。NMRの画像化、すなわちMRIは、1973年、阿部らによって磁場焦点法が提案されたが、同年、Lauterburによって計測能率に優れたzeugmatography法が提案され、以後、画像診断機器として急速な発展を遂げてきた⁽³⁸⁾。

現在臨床の場で実用に供されているMRIは、選択照射法で断層面を選択的に励起し、傾斜磁場の印加エネルギーでNMR

信号の位相を変調するフーリエイメージング法で映像化する装置が主流となっている。この手法は、計測されたデータが断層面の情報のフーリエ変換結果として得られるため、MRI像は、これをフーリエ逆変換する(または、フーリエ変換する)ことで求めることができる。MRI像の空間分解能は、計測に用いる静磁場および位相エンコード、周波数エンコード、スライス選択用の3つの傾斜磁場強度とサンプリング数によって決定され、モダリティの物理的制約に基づき限界がない。現状のMRI像では、この分解能も0.2mm程度の解像度を得ており、医用に用いられている断層像の中では最も空間分解能が高い。

MRIを用いた診断では、形態診断と機能診断の双方が可能である。しかし、MRI像の濃度情報は、3つの傾斜磁場および高周波磁場のパルスシーケンスによって異なる。NMRによって測定される緩和時間には、縦緩和時間(T1)と横緩和時間(T2)がある。現状のMRI装置ではこれらを求めるために、大きく3つのパルスシーケンスが採用されている。飽和回復法では、プロトンの密度を示した画像を計測しており、体内組織中の水分量を反映した、主に形態情報が得られる。これに対して、反転回復法やスピンエコー法は、それぞれT1及びT2を強調した画像であり、機能情報を反映した画像を得ることができる。この緩和時間の強調の程度は、パルスシーケンスに依存して大きく変化し、またT1、T2そのものも静磁場の強度によって異なる。このことは、緩和時間が腫瘍の悪性度などの臨床に極めて重要な診断情報と関係していることと関連して、MRIによる画像診断を極めて複雑なものにしており、処理技術の改良を含めて、診断上の有効パラメータをすなおに反映した画像の定量化が強く望まれている。

このように、MRIによる断層像は、体内の水の濃度分布および原子レベルでの挙動を反映した画像であり、病変の形態だけでなく代謝についても見ることができる。また、MRIでは、放射線を用いていないために放射線被曝がなく、現在のところ磁場による人体への障害が報告されておらず⁽³⁹⁾、全くの無侵襲であることが大きな長所となっている。さらに磁気がカルシウムと無相関であるため、骨からのアーチファクトが発生しない。任意断面像が患者の体位変換等を必要とせず得られ、適用可能な診断領域も広く、人体の解剖図に近い断層像が得られる。など、他のCTにはない優れた特長をもつ。しかしながらMRIは、本格的な臨床適用が始められたところであり、MRI像と臨床パラメータの関係が複雑であることもあって、計算機を利用した機能解析は、研究途上にある。これらの観点から、将来のMRIは、次のようなものになると考えられる。

- (1) 腫瘍の性質などの組織の生理機能を客観的に提示する計測及び処理技術が開発され、MRI独自の定量化画像を得ることができる。
- (2) イメージング時間が短縮され、X線CT程度の検査能率が達成される。
- (3) 心電同期によって、他のモダリティよりもきめ細かい心動態機能の解析や、血流測定が可能となる。
- (4) 体内温度の測定が可能となり、ハイパーサーミアによって癌の治療が行われる。
- (5) 体内組織の生理機能をより反映するC, P, Na, Fな

どを測定対象としたMRIが開発され、より精密な機能診断ができる。

- (6) 高温超伝導などの新技術の導入により、ランニングコストを含めた検査費用の低減が行われ、手軽に検査が行われる。

6. PACSにおける計算機応用

各種モダリティで計測された診断情報を結合し、計算機を用いて蓄積、検索、伝送し、総合的に管理運営を行うPACSは、医事業務の省力化のみならず、専門医制度が拡充されつつある中で、高度医療技術の発展及びその運用における効率向上に果たす役割が大きく、その早期実現が強く求められている。PACSの目標は、高度医療技術の集約による医用技術のより一層の進歩と、地域医療まで含めた広範囲に及ぶ患者側に立った高度医療技術の提示にあるが、現状では、様々な問題点があり、いくつかの病院内で試験的に試みられているに過ぎない^{(40) (41) (42) (43)}。その問題点を整理すると次のようになる。

- (1) 患者データの所有権に対する考え方が医療スタッフによってまちまちであり、一部には、診断行為を行った医師個人の所有とする考えが強く、こうした医師は、PACSそのものに自衛意識に基づき不安と危惧を抱く。
- (2) 診断医の目標とこれを支える工学技術のギャップが大きく、現状達成可能な技術レベルでの両者の共通点が見だしにくい。

しかし、PACSの目標は、医療の真の目的に沿ったものであり、この目標に近づくために、地道な検討と研究が行われている。その幾つかを紹介する。

(1) 診断機器結合方式の標準化

診断機器を結合するためのインターフェイスの標準化をM(ACR)とE(NEMA)との共同作業で完成し⁽⁴⁴⁾、国際的な標準化が検討されている。

(2) 高速画像処理プロセッサの開発

医用画像は、通常の光学画像に比べて画素数が多く、かつ精度が高い。また、医師の処理要求に対する即時性も重要であり、経済性も高度に追求される。こうした仕様を達成するために、局所並列型のパイプラインプロセッサが開発されている⁽⁴⁵⁾。

(3) 画像診断用ワークステーションのインテリジェント化

画像ワークステーションは、MとEの接点であり、大量の画像データを高速で、処理、検索、伝送、表示する機能が必要で、高速プロセッサを含めたハードウェアの充実はもとより、操作者と装置を結合するマンマシンインターフェイスを円滑にするためのソフトウェアの開発と装置のインテリジェント化が重要な課題となる。

(4) 大容量ファイルの開発

大量の画像データを記録し、保管する記録媒体としては、現在光ディスクシステムが実用化されているが、X線フィルム像まで含めたPACSを考えると、記憶容量が十分でなく、画像圧縮まで含めたより高速、大容量のファイル技術が切望される。

(5) 高速光通信の採用

高速通信路としては、光ファイバネットワークが検討されているが、広域回線との結合に際しての適合性、パケットサイズ、通信プロトコルの最適化、さらに読影と検索を合理的に取り

扱える伝送方式の開発が課題となる。

(6) X線フィルム像の入力

現在臨床の場で日常的にかつ広く用いられているX線フィルムは、医用画像のなかで最も情報量が多く、この高速高効率入力手法が問題となる。近年このフィルム画像の入力装置がいくつか開発されている⁽¹⁶⁾が、読み取り速度、精度、分解能を共に満足する、より一層の性能向上が期待される。

7. まとめ

各種の医療診断機器の計算機を応用したデジタル化が急速に進展している中で、これらの機器の特徴を整理し、現状の医療分野におけるデジタル処理を概観した。これらの装置では、デジタル処理の特長を生かしたさまざまな計算処理が臨床に供されているが、医療技術とそれを支える診断機器の技術は、相互に助長する関係にあり、医療技術の進歩に伴いより精度の高い、高品位の診断情報をもたらす処理技術がますます必要とされている。これら診断用画像に要求される処理技術をまとめると次のようになる。

- (1) 複数の画像間処理による機能情報の抽出および定量化、
- (2) 疾患部のより精密な3次元形態情報の再構成およびその表示方法のインテリジェント化、
- (3) 診断目的に応じた画質の制御、
- (4) 異種モダリティの相互利用による画像診断、
- (5) 診断情報の自動検索、

さらにこれらの処理は、

- (1) 画素数が非常に多い、
- (2) 通常の光学画像に比べて精度が高い、
- (3) 即時処理の要請が高い、
- (4) 経済性が高度に追求される、

などの特徴を有する。これらの処理技術としては、何れも各モダリティのもつ長所を効果的に利用しかつその欠点を補完する総合的観点に立った技術の開発が重要である。また、これらの処理を実行する計算機のハードウェア面から見ると、ソフト開発効率の向上と計算機ネットワーク構築のしやすさが重要となる。従って、各種検査機器に搭載される計算機としては、そこで必要となる処理技術を統合した、各装置に共通に使用可能な汎用性を備え、かつ高度に規模を集約した医用画像処理専用的高速プロセッサの開発⁽⁴⁵⁾が必要となる。

参考文献

- 1) Shepp, L. A et al; "The Fourier Reconstruction of a Head Section", IEEE Trans., NS-21, pp. 21-43 (1974)
- 2) 堀場ほか;"ファンビームCTのための高速再構成アルゴリズム", 信学論, Vol. J68-D, No. 4, pp530-537 (1985)
- 3) 宮崎ほか;"ファンビームCT用高速画像再構成演算手法", 信学会全国大会報文集, S20-2, pp7-316-317 (1987)
- 4) 岩田ほか;"ファンビームCTにおけるデータ収集密度と画質の関係", 信学論, Vol. J67-D, No. 9, pp997-1004 (1984)
- 5) 堀場ほか;"CT装置における雑音のコントラスト分解能に及ぼす影響", 信学論, Vol. J68-C, No. 6, pp482-489 (1985)
- 6) 吉野ほか;"ファンビームCTにおける画質決定要因、計測位置誤差とアーチファクトの関係について", 信学技報, MBE84-50, pp39-46 (1984)
- 7) 堀場ほか;"ファンビームCTにおける補間法と画質の関係", 信学論, Vol. J68-D, No. 4, pp538-545 (1985)
- 8) 堀場ほか;"ファンビームCTにおける高分解能アルゴリズム", 信学論, Vol. J68-D, No. 7, pp1407-1414 (1985)
- 9) 木村ほか;"Stable-Xenon短時間吸入法による局所脳血流量測定的基础検討", 第3回医用画像工学シンポジウム特集号, Vol. 2S-97, No. 1, (1984)
- 10) 萬ほか;"頭部CTの3次元表示の一方", 医用電子と生体工学, 第21巻., 第6号, pp15-20 (Oct. 1983)
- 11) 柏木ほか;"X線CT像の三次元立体表示システムの開発と臨床応用", MEDIX, Vol. 17, pp1-7
- 12) H. E. Knuttson et al; "Ectomography, A new radiographic reconstruction method -1. Theory and error estimations.", IEEE Trans. BME-27, 11, pp640-648, Nov, 1980.
- 13) A. Iwata et al; "3-Dimensional reconstruction algorithm for digital tomo-synthesis", Proc. of ICASSP, Vol. 3, pp. 1741-1744, (1986)
- 14) 常岡ほか;講座"デジタルラジオグラフィ", 医用電子と生体工学, Vol. 22, No. 2 (1984)
- 15) 富士写真フィルム株式会社;"FUJI Intelligent Diagnosis X-ray System について", 富士X-レイ研究, No. 135, pp. 15-26 (1982)
- 16) 石川ほか;"X線撮影像の画像処理(第1報)デジタル化の画質におよぼす影響", 第39回日本放射線技術学会総会, 予稿集, pp. 436 (1983)
- 17) M. Kamiya et al; "High resolution digital subtraction system", Proc of SPIE, Vol. 626, pp366-372, Medicine 14/PACS 4 (1986)
- 18) 堀場ほか;"時間差分法とエネルギー差分法の問題", 日本臨床, 41(7), pp66-74 (1983)
- 19) 堀場ほか;"デジタル医用画像の表示方法の検討", 放射線像研究, Vol. 11, No. 4, pp149-154 (1981)
- 20) 松尾ほか;"デジタルラジオグラフィにおけるエネルギー差分法の検討", 医用電子と生体工学, Vol. 24, No. 3, pp31-38 (1986)
- 21) I. Horiba et al; "Blood Flow Phase Detection on Digital Subtraction Angiography", Proc. of ICASSP, Vol. 3, pp. 1757-1760 (1986)
- 22) 松尾ほか;"2方向投影からの均質充填物体再構成アルゴリズム", 信学論, Vol. J70-D, No. 2, pp463-473 (1987)
- 23) 向井;"シングルフォトンECT", 第13回放医研シンポジウム報文集, pp16-26 (1981)
- 24) 野崎;"サイクロトロンによるRIの生産", 第13回放医研シンポジウム報文集, pp16-26 (1981)
- 25) 遠藤;"頭部用ポジトロンCT装置, 装置と基礎的特性", 第13回放医研シンポジウム報文集, pp16-26 (1981)
- 26) 外山;"イメージングによる臓器機能解析", 第13回放医研シンポジウム報文集, pp16-26 (1981)

- 27) 木村ほか; "シンチカメラによる局所脳血流量ファンクショナルイメージのソフトウェアの開発と臨床応用", MEDIX, Vol. 8, No. 1, pp. 1-9 (1982)
- 28) 曽根ほか; "脳血管障害患者におけるN-isopropyl-p-[¹²³I]-iodoamphetamineによる脳血流シンチグラフィ", 核医学, Vol. 22, No. 10, pp1447-1459 (1985)
- 29) 玉木ほか; "R波順方向・逆方向同期心アールイメーシングによる左室機能および左室局所機能の解析", MEDIX, Vol. 17, pp. 1-5
- 30) 石田; "心音II音同期・心電図R波逆同期R I心アールイメーシング法による冠動脈疾患の左室拡張期充満動態の解析", 核医学, Vol. 21, No. 7, pp. 831-843 (1984)
- 31) 玉木ほか; "R波前後方向同期心アールイメーシングによる虚血性心疾患の検討", 核医学, Vol. 22, No. 2, pp. 147-155 (1985)
- 32) 稲垣ほか; "平衡時心アールシンチグラフィによる心房細動例の心機能評価", 核医学, Vol. 22, No. 12, pp. 1765-1773 (1985)
- 33) 金ほか; "R I心アールイメーシングにおける左室輪郭完全自動抽出法による左室駆出率計測法の開発と計測精度に関する検討", 核医学, Vol. 24, No. 1, pp. 27-34 (1987)
- 34) 影山ほか; "Xe-133吸入洗い出し法による肺換気分布解析に関する新しい試み", 核医学, Vol. 22, No. 10, pp1521-1528 (1985)
- 35) 蝦名ほか; "Xe-133ガス洗い出し法におけるバックグラウンドの補正と肺換気指標の選択", 核医学, Vol. 23, No. 2, pp135-143 (1986)
- 36) 柏木ほか; "肝R I動態曲線のコンピュータ解析とファンクショナルイメージ化", MEDIX, Vol. 16, pp31-40
- 37) 比嘉ほか; "核医学データ処理用高級言語BIPOLAによるボジトロンCT像の処理", MEDIX, Vol. 16, pp51-57
- 38) T. H. Newton et al; "Advanced Imaging Techniques", Modern Neuroradiology., 2, Clavadel press.
- 39) 研究班(有水班); "NMR映像診断技術の安全性と装置による周囲環境への影響", 厚生省. (1983)
- 40) 佐藤; "画像ワークステーションにおける2, 3の経験", MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY, Vol. 4, No. 3, pp298-299, (1986)
- 41) 小森ほか; "PACSシステム設計のためのデータ分析とモデリング", 第6回医用情報学連合大会報文集 (1986)
- 42) 湊ほか; "京大病院におけるPACSの経験", 第6回医用情報学連合大会報文集 (1986)
- 43) 岡部ほか; "医用画像マネジメントシステムの開発", 映像情報(I), Apr. (1986)
- 44) ACR-NEMA; "Digital Interface Standard", SPACE 721, 71st Annual Meeting RSNA (Nov. 1985)
- 45) 竹内ほか; "高速医用画像処理装置の開発", 第42回日本放射線技術学会総会, 予稿集, pp448, (1986)