講座

ラジオアイソトープを利用した画像診断

総論 (I) 医用画像診断の現況と将来†

高橋 隆, 紀ノ定保臣*

東海大学医学部ME学教室 259-11 神奈川県伊勢原市望星台

*同大学開発技術研究所 151 東京都渋谷区富ヶ谷 2-28-4

Key Words: medical image, image processing, diagnosis, computer, electronics, communication, digital

1. はじめに

診療行為は患者の生体情報を取得し、これを処理・判断することから始まる。したがって、より多くの情報を取得するために、また、それらを効率よく表示するために、診療現場には常に最新の情報計測・処理・表示システムが導入されてきた。このような診療現場への最先端技術の導入は、検査・診断機器の性能を向上させるだけでなく、「近代医学」のスタイルをも急速に変化させる。とくに近年のエレクトロニクス・通信技術の進展は目覚ましく、これらの技術に支えられた「近代医学」は過去のそれとまったく異なった様相を呈している。このような変化を特徴づけるものとして①「画像医学」という言葉の定着、②検査・診断機器のデジタル化、③生体に対する投与、侵襲度合あるいは照射線量の軽減化、およびこれに伴って出力画像を鮮鋭化するための画像処理技術の利用、④原子・分子レベルでの病理診断技術の利用などがある。

核医学(ラジオアイソトープ)画像は、生体内組織の形態のみならず、生化学的な代謝機能をも視覚化したものである。また、生体から放出される γ 線を計数して作成されるため、本質的にデジタル画像である。このように核医学画像は「近代医学」を特徴づける性質をもった画像であり、今後の臨床診断に果たす役割

は大である。

本稿では、核医学画像を中心に、医用画像診断システムの画像取得系、画像管理・利用系について、その現況および将来を概観する。

2. 医学診断と画像処理

医学診断において重要なことは、生体内部の生理状態をいかに正確に把握するかという点にある。従来、これらの情報を取得する手段として医師による視診・聴診・触診・問診など、いわゆる人間の五感が用いられてきた。これらは今日でもなお重要な情報取得手段であるが、取得情報量とその解釈は医師個人の医学的能力によるところが大きい。一方、診断精度を上げるには取得情報量を増加させる必要がある、人間の感受能力の範囲を越えた情報を検出しなければならない。したがって、情報取得手段(診断装置)は可視から不可視へ、マクロからミクロへ、生体表面から生体内部へ、静的から動的へとその対象範囲を拡げてきた^{1),2)}。

医用画像は、そのほとんどが生体の内部情報を可視化するという点で臨床診断に果たす役割は大きい。しかし、医用画像は複雑な構造を有する生体を対象としているため、目的とする画像以外のものを含んでいる。また、観測上の制限(たとえば、大量のラジオアイソトープ(RI)標識物を投与することはできない)から、よい画質の医用画像を得ることは一般に困難である。このような低品質の画像から必要な情報を読み取るには、画像の復元や強調、再構成など何らかの画像処理を必要とする。さらに、医用画像の利用のされ方は、提示された画像と医師の医学的・解剖学的知識との対比という形でなされる。したがって、医用画像処理は認識・理解という人工知能の分野と密接に関係す

† Diagnostic Imaging by Radioisotopes. General (I). Present State and Future of Medical Diagnostic Imaging. Takashi TAKAHASHI and Yasutomi KINOSADA*: Dept. of BME, School of Medicine, Tokai University, Bohseidai, Isehara-shi 259-11, *Research and Development Institute, Tokai University, 28-4, Tomigaya 2-chome, Shibuya-ku, Tokyo 151.

る。

2.1 医学診断に必要な要因

生体内組織の病変部を診断するためには、その大きさ、拡がり、体内での位置関係、生理機能の変化の度を3次元空間的に、あるいは時間的に検出する必要がある。このため、診断装置には生体信号検出器（センサ）の空間、時間、エネルギー（あるいはスペクトル）分解能の向上が要求される。さらに、生体の内部状態は各部で独立ではあり得ず、相互に関連をもっているため、異なる部位での同時計測性が要求される。

一方、診断される患者の立場からは、生体に対する侵襲の度合いが低く、検査・診断に要する時間が短く、身体的な拘束の少ないことが望ましい。

2.1.1 空間分解能

空間分解能を向上させるには、信号源に近い位置にできるだけ多くの検出器を配することである。そのためには、検出器をできるだけコンパクトにする必要がある。一方、限られた個数の検出器を配列する場合には、何らかの方法でサンプリング密度を高めなければならない。このような場合には、走査方式（直線走査・回転走査など）や検出器の配列方式（均等配列・不均等配列など）を考慮する必要がある。

2.1.2 時間分解能

時間分解能を向上させるには、信号が飛び込んできたときに急峻に立ち上がり、急峻に減衰するような検出器が望ましい。

2.1.3 エネルギー分解能

エネルギー分解能を向上させるには、フィルム、増感紙のような信号記録特性の固定されたものではなく、広ダイナミックレンジ、高感度信号検出、記録材料が必要である。

2.1.4 同時計測性

心電図に同期した信号測定は、一種の同時計測である。また、コンピュータ断層撮影(CT)の分野では多段断層装置が開発されている。1回の核種投与で同時に多数の横断断層像が得られることは、患者への侵襲・被曝量を大幅に低減できる利点がある。

しかし、体軸方向にどの程度の長さを何段にスライスするか、あるいはスライスの幅をどの程度にするかなどは医学・工学双方からの研究によって明確化されねばならない。

2.1.5 その他

計測技術は、自身の技術的進歩およびコンピュータ技術との融合により、空間・時間・エネルギー分解能を向上させただけでなく、計測時間をも大幅に短縮させた。このような技術的発展を最も反映しているのがCT装置である。図1にX線CT診断装置の技術的歩みを、表1に各種CT診断装置の性能比較表を示す。また、CT画像診断分野においては、従来は横断断層像しか利用できなかったものが、現在では再構成画像の軸を任意に選択することが可能になっている。これにより、横断、体軸、前額断および矢状断の各断層像だけでなく、傾斜方向などの任意断面が得られるようになった。

2.2 医用画像診断装置の最先端技術

医用画像診断装置の最先端技術として注目を集めているものに、デジタル・ラジオグラフィ(DR)、NMR-CT、ポジトロン ECT がある。DRは、生体に対する被曝線量が少ない割には豊富な画像情報を提供することができる。NMR-CT、ポジトロン ECT はいずれも、原子・分子レベルでの代謝情報を示す。ここでは、前2者についてその概略を示す。

図 1 X線 CT 診断装置の技術的歩み¹⁾

表 1 各種 CT 装置の機能比較表³⁾

比較項目	ポジトロン	X線	超音波	核磁気共鳴(NMR)
何を見るか	ポジトロン放出核種の濃度分布	X線吸収率の差異の分布	超音波の反射強度差の分布	プロトンスピン密度の分布
空間分解能	7mm	0.75mm	1mm(距離) 4mm(方位)	0.5mm
画像を得るまでの時間	5秒	3秒	0.05秒	10分
生体への影響	放射線被曝 (X線 CT と同程度)	放射線被曝	なし	不明
その他	サイクロトロンが必要		軟部組織ではX線CTより優れている	医学的効用が未知, 磁気シールドが必要

2・2・1 デジタル・ラジオグラフィ(DR)

DRはX線画像をAD変換後デジタル処理を行い、診断に適した画像情報として出力する手法である。Digital fluorography (DF), intelligent diagnostic X-ray system (IDX)などがある。いずれも、特定空間周波数の強調、レベル変換、ガンマ補正、デジタルフィルタなどの単一画像内の処理や、複数画像間の時間的、あるいはエネルギー的加算・減算により診断に有用な情報が産出される。また、X線検出器の対線量直線性が優れているため、微小な濃度差の把握も容易である。

(1) Digital fluorography

DFは造影剤を静脈から注入し、注入前と後の差像をつくることにより濃度分解能を上げるX線診断手法である⁴⁾。Digital subtraction angiography (DSA), intravenous videoangiographyとも称される。これにより、従来の動脈カテーテル法に比べて、検査時の生体に対する危険が少ない静脈注射血管造影法が可能になった。DFの臨床応用分野として、大動脈や頸動脈などでの閉塞・狭窄性疾患、動脈瘤、血管蛇行に対する術前・術後の診断などに用いられている。

DFは別名 DSA とも称されるように、その処理は異なる2枚の画像間の差分によって行われる。差分には、時間差分法とエネルギー差分法とがある。前者は、時間的に相前後する像間の差をとる手法である。血管撮影を例にとると、造影剤投与前の画像をマスク像として、造影剤投与後の画像との引き算を行う。これにより、造影部位(血管)のみをコントラストよく描出することが可能となる。

エネルギー差分法では、造影剤・骨・軟部組織などでのX線吸収率が照射X線エネルギーによって異なる性質を利用する。すなわち、異なる2つの電圧で撮影後、両画像での軟部組織が同じ値となるように濃度値変更を行い、軟部組織の成分を消去するように(場合によっては、心拍に同期させた両画像を用いて)両者の差をとる。これにより、時間差分法を用いるさいに

問題となる造影前後での被写体の動き(そのおもな原因は軟部組織の動きである)に由来する位置の不一致を取り除くことが可能となる。したがって、エネルギー差分法を造影前後の画像ごとに行い、その後に時間差分法を行うハイブリッド差分法では、より低濃度の造影剤の検出が可能となる。現在では、digital video processor と呼ばれるハードウェアによって、数枚・30枚/秒の速さで画像(通常、512×512画素/枚、8-10 bit 階調)間演算を行うことが可能である。図2にDFの出力例を示す。

(2) Intelligent diagnostic X-ray system

IDXは富士写真フィルム(株)によって開発されたDRであり、従来のX線フィルムの代わりに高感度高鮮鋭度でダイナミックレンジの広いイメージングプレートを用いているところに特徴がある。イメージングプレートは、支持体の上にハロゲン化物である蛍光体を塗布したものである。X線が照射されると蛍光体の

左上: マスク像, 右上: 造影剤投与後画像
左下: 時間差分像, 右下: エンハンス画像

図 2 DF の出力例

図3 従来のシステムとIDXによるX線写真の出力例⁵⁾

結晶分子がその照射エネルギーを吸収し、X線像のパターンとして画像情報を蓄積する。X線照射後のプレートにヘリウム・ネオンレーザービームで走査すると、蛍光体の蓄えた情報は青い光となって放出される。この光を光電子増倍管、AD変換器を用いてデジタル画像として出力する。

IDXにより、精密検査では現行の $\frac{1}{2} \sim \frac{1}{20}$ 、集団検診では $\frac{1}{8} \sim \frac{1}{80}$ に被曝線量を軽減することが可能である⁵⁾。また得られた画像に種々のフィルタリング処理などを施すことにより、従来よりもかなり鮮明な、また診療目的に合致した像を出力することが可能である。臨床応用としては、低被曝を必要とする妊婦、新生児、小児、生殖器近傍部などの診断に有用である。図3に、従来のシステムとIDXによるX線写真の出力例を示す。

2.2.2 NMR-CT

NMR (nuclear magnetic resonance, 核磁気共鳴) は、一様な静磁場中に置かれた原子核がスピン状態間のエネルギー差に等しい周波数の電磁波を共鳴的に吸収する現象である。実際の測定は、原子核集団のスピンが共鳴により位相が揃うことから発生する磁化ベクトルの歳差運動を観測することにより行われる。通常医用として対象となる原子核はプロトンで、信号の大きさはプロトンの状態と密度により決定される。CT手法により作成されるNMR画像は、プロトンのスピン密度分布、スピン-格子緩和時間分布、スピン-スピン緩和時間分布などの情報を含む^{6), 7)}。NMR画像の特徴として、①水素、ナトリウム、リンなどの生体の構成や代謝と密接な関係のある元素について新たな医学診断情報を提供する、②生体の化学的状況に関する情報が緩和時間のイメージとして測定できるなどがあり、

腫瘍組織の検出などに用いられる⁵⁾、また、NMR画像診断装置は、横断面だけでなく冠状面や矢状面の像を再構築によらず直接撮影することも可能である。しかし、撮影時間が長いという欠点もある(表1参照)。

3. 核医学画像診断

臨床診断にさいしては、生体の何を診断するかが大切である。診断の対象として、組織の形態や機能(分子動態や代謝機能を含む)が考えられる。組織の形態と機能は不可分であるが、主たる診断対象は機能である。しかるに、従来の多くの医用画像診断装置は形態を画像化してきた。ところで、生体機能の異常が組織の解剖学的な形態変化として現れるまでには、すでにかかなりの程度まで機能異常が進行していると考えられる。したがって、形態学的な医用画像診断では組織病変の早期検出は困難である。

一方、核医学画像は生体に投与されたRI、またはその標識化合物が特定の臓器、あるいは組織に選択的に集積される性質を利用し、そこから放射される γ 線の線量分布を画像化したものである。したがって、核医学画像は生体組織の形態学的情報のみでなく機能的情報をも表現する。とくに、後者には臨床学的な期待が集まっている。

3.1 核医学画像

1951年にタングステン酸カリウム結晶を検出器とするシンチスキャナが開発され、これより核医学画像が診断に供されるようになった。画像は、カウンタを機械的に走査することによって作成された。1956年にはAngerによってNaI(Tl)結晶と7本の光電子増倍管(PMT: photo multiplier tube)を用いたガンマカメラが開発され、2次元画像が短時間に容易に得られるようになった。結晶厚やPMT数の最適化により、画像分解能は年々進歩し(現在の高分解能ガンマカメラで ^{99m}Tc を用いて3-4 mm程度)、ガンマカメラは今日でも核医学分野の中心機器の地位を占めている。1963年にはKuhlによって横断断層シンチグラフィが発表され、ガンマカメラは回転し始めた。すなわち、RIの生体内3次元分布情報の取得が可能になった。とくに1973年に発表されたX線CTに刺激され、核医学分野ではECT(emission CT)の研究・開発が活発になった。ECTは、シングルホトンECT(SPECT)とポジトロンECTに大別される。SPECTは横断断層シンチグラフィの延長線上にあり、得られる情報もガンマカメラで得られる情報と同種である。ポジトロンECT

表 2 SPECT に用いられる断層撮像手法

縦断断層撮像法	Conversion focused collimator
	Rotary slant hole collimator
横断断層撮像法	マルチピンホールコリメータ
	Coded aperture
	ガンマカメラ回転方式
	対向ガンマカメラ
	4 検出器
	12 検出器

は生体内構成元素を核種とし、消滅光子を同時計測する手法によって3次元画像を取得しているため、機能的情報を SPECT 以上に定量性よく診断することが可能である。

3.2 ECT

3.2.1 シングルホトン ECT (SPECT)

SPECT は、 ^{99m}Tc , ^{123}I , ^{133}Xe , ^{201}Tl などの γ 線を放射する核種を投与し、これを体外から計数して核種濃度を求める手法である。SPECT に用いられる断層撮像手法を表2に示す。

縦断断層撮像法とは、通常のガンマカメラに焦点型コリメータを取り付けて走査し、対象とする体内の焦点面から放射される γ 線だけを感度よく、他の面からの放射に対しては「ぼけ」させることにより、体軸に平行な特定の深さにある RI 分布像を取得する手法である。焦点型コリメータを対象に対して垂直方向に置く手法 (focused collimator), 垂直方向に対して20-30度傾斜させたコリメータを対象と同期して回転させる手法 (rotary collimator), マルチピンホール型のコリメータを用いる手法などがある。Focused collimator 手法の場合には、多段断層装置も開発されている (Anger「PHO/CON」)。マルチピンホール手法の具体例として、7ピンホール方式が用いられている⁹⁾。この方式は装置が簡単であり、計測時間も短くて済む (10分程度) という利点がある。また、マルチピンホールの代わりに特殊な形状のアパーチャを用い、アパーチャを介して得られるデータから対象とする断層画像を再生する coded aperture法¹⁰⁾がある。この方式により SN 比の向上が期待される。

横断断層撮像法とは、患者の周囲から測定したデータを用いて断層像を再構成する手法である。1台のガンマカメラを回転させる手法、2台の対向ガンマカメラを回転する手法、多数の検出器 (4あるいは12個) を用いて複合走査 (線形走査, 回転走査の併用など)

を行う手法などがある。

SPECT は、通常使用されている RI で検査ができ、検出器もガンマカメラでよいなどの理由により診断装置としては比較的安価である。しかし、生体を構成する元素とはかけ離れた核種しか利用できないため、画像化できる部位には限りがある。また、SPECT に用いられる RI のエネルギーが低いため、人体深部から発生した γ 線と体表近くから発生した γ 線では検出器に到達するまでの吸収に差が生じ、深さ方向の解像度の劣化を伴う。この吸収補正は必ずしも容易でなく、精度もあまり期待できない。今後の装置あるいは画像再構成法の改良が望まれる。

^{201}Tl による心筋断層像の作成、 ^{99m}Tc による脳血液測定、 ^{133}Xe による肺動態像の作成などが報告されている。

3.2.2 ポジトロン ECT

ポジトロン ECT は、 ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O , ^{18}F などの陽電子 (ポジトロン) 放出核種で標識された化合物を投与し、陽電子が電子と結合して消滅するさいに放出される2個の対向 γ 線を同時計数して核種濃度を求める手法である¹¹⁾。ポジトロン ECT に用いられる断層撮像手法を表3に示す。

ポジトロンが放出されるさいに持つエネルギーは、 ^{11}C で最大 959 keV, ^{15}O で 1738 keV である。ポジトロンがこれらのエネルギーに対応した速度で放出されれば、物質中をそれぞれ特有の飛程だけ進み、速度が零となって静止する。このときに、近傍にある電子と瞬時的に結合し、エネルギーおよび運動量保存の法則から導かれる 511 keV の2個の γ 線を発生し、消滅する。ポジトロンの消滅により発生した両 γ 線は、角運動量保存の法則に従い、互いに180度の方向へ放出される。なお、放出される γ 線のエネルギーは、電子の静止質量に相当する一定値の 511 keV であり、核種の種類によらない。図4に、消滅 γ 線の同時計数の原理およびこれを用いたポジトロン ECT の概念図を示す。

縦断断層撮像法には、2台のガンマカメラを対向させることによって同時計数を行うように構成した対向ガンマカメラ方式、比例計数管型ガンマカメラを対向

表 3 ポジトロン ECT に用いられる断層撮像手法

縦断断層撮像法	対向ガンマカメラ
	対向比例計数管カメラ
横断断層撮像法	対向多結晶検出器
	六角状多結晶配列方式
	リング型多結晶配列方式
Time of flight

図4 消滅 γ 線の同時計数の原理およびポジトロン ECT の概念図

させる方式などがある。後者は、他の方式に比較して時間分解能は劣る(300 ns)が、位置分解能に優れている(7 mm)。

横断断層撮像法には、多結晶検出器を2つ対向させて回転させる手法(対向多結晶検出器方式)、6つを対向させて患者の周囲に配列する手法(六角状多結晶配列方式)、リング状に配列する手法(リング型多結晶配列方式)などがある。

検出器(またはガンマカメラ)の対向方式と取り巻き方式とを比較した場合、計数効率、サンプリング密度、解像度、画質などの点で後者の方がすぐれている。取り巻き方式の中では、六角状配列方式は少ない検出器数で高分解能が得られる利点はあるが、幾何学的形状に基づく計数効率、走査機構の複雑さ、走査時間の長さなどの点で難点がある。一方、リング型方式は計数効率が高い、有効視野が大きい、高速走査が可能であるなどの利点がある。

ポジトロン ECT 画像の分解能を上げる新しい手法として、対向 γ 線がそれぞれの検出器に到達するまでの飛行時間差から直接ポジトロン消滅位置を求める TOF (time of flight) 法がある^{12),13)}。0.3-0.35 ns の時間分解能(4.5-5.2 cm の空間分解能に相当)が得られている。

ポジトロン ECT は、生体を構成する主要元素およびその化合物を積極的に核種として用いているため、組織の生化学・生理学的代謝機能を画像化するのに都合がよい。また、放出される γ 線のエネルギーも高いため、吸収による減衰が少なく深さ方向の解像度劣化も少ない。吸収補正も容易に精度よく行うことができる。なお、解像度はポジトロン飛行に支配され、この限界(4 mm)を超えることはできない。ポジトロン放出核種はその放射能半減期が数~100 分程度と短いため、大量投与が可能であり良質の画像が得られる可

(a): 脳血流 (b): 酸素消費量

図5 ポジトロン ECT (a, b) と X 線 CT (c) による脳梗塞画像例¹⁴⁾

(a) 脳血液量, (b) 血流量, (c) 酸素消費量
(a)において、12時の位置に現れた小さな斑点は、脳性発作の部位で増大した血液量を示す。

図6 ポジトロン ECT による脳性発作画像例¹⁴⁾

能性がある。反面、測定装置の近くに核種製造用のサイクロトロンを設置しなければならないという不便さもある。各種のポジトロン放出核種とその適用分野は別項にゆずる⁴⁾。また、図5には脳梗塞の、図6には脳性発作のポジトロン ECT による診断例を示す。

3・2・3 核医学画像診断の将来

核医学画像診断技術は、生体内組織の機能診断に有用であることが示されている。この技術をさらに発展、普及させるには、検出装置の性能向上、対象組織に親和性を有する RI や標識化合物の開発、種々の生化学活性物質をラベルする技術(いわゆる「ケミカル

・ブラックボックス」)の開発などが必要である。

検出装置の性能は、コリメータの性能(SPECTの場合)、光電子増倍管の配置、本数、均一性、雑音、演算回路の性能などによって決まる。また、 γ 線を吸収して光を放出する結晶であるシンチレータも、検出装置の性能を決定する重要な要素である。シンチレータとして、ポジトロン ECT の場合には NaI, BGO ($\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$), CsF の単結晶などが使われている。各シンチレータの吸収係数、時間分解能はそれぞれ(0.37, 0.92, 0.39 cm^{-1}), (2.0, 3.4, 0.55 ns)である。これより、高解像度のポジトロン ECT には BGO が、高速応答のポジトロン ECT には CsF が有用であることが分かる。検出装置の性能は、半導体、固体物理、あるいはエレクトロニクスの全般的な発展とともに急速に進展すると予想される。今後に期待したい。

一方、検出装置の性能向上につれサンプリング密度が高まり、画像の1画素当たりの計数値が小さくなっていく。このような場合には、 γ 線放射の不確定性による統計変動の影響も受けやすく、画質はさらに劣化する。とくに動態観察の場合には、単位時間当たりの計数値がさらに小さくなるため、画質の劣化は著しい。良質の画像を得るためには、これまで以上に画像処理技術との結合が必要である。

4. 医用画像データベース・画像表示技術

近年の医用画像診断分野においては、既存の診断装置の性能や画質が向上するのみならず、新しい計測原理に基づいた画像診断手法がつつぎと開発されている。これに伴い、検査・診断に用いられる画像診断手法も診療目的に応じて年々変化している^{15), 16)}。ところで、各診断手法は単独では組織病変部の一側面を示すに過ぎず、そこにはおのずと診断の限界がある。循環系を例にとると、心筋梗塞や狭心症の診断にはポジトロン ECT が、心不全の診断には超音波やシンチカメラが、動脈石灰化の診断にはX線 CT が優れている。したがって、これらの画像を有機的に利用することにより、循環系の総合的な診断が可能になる。

このように、産出される医用画像の種類、数量の増大あるいは変化に柔軟に対処し、また各診断手法の限界を取り除くには、各種の画像情報を有機的に管理、利用するシステムの構築が不可欠である。これを実現する技術として、医用画像データベースがある。医用画像データベースシステムが構築されることにより、「診療支援システム」あるいは「治療計画システム」の環境が整備され、また「総合画像医学」が確立されることと期待される。図7に、画像データベース部を有す

図7 画像診断システムイメージ図¹⁷⁾

る画像診断システムの近未来的なイメージ図を示す。

一方、画像の表示技術は検査・診断機器あるいはコンピュータと医療従事者とのインタフェース部をなすものとして重要であり、「総合画像医学」の立場からの効率的な画像表現技術およびシステムの開発が必要である。

4・1 医用画像データベースに関する技術

医用画像データベースシステムの作成、管理、利用に必要な技術として、画像の生成、伝送、記憶、検索、表示、認識といった画像処理の全分野にわたる技術が関連する。また、システムの構築にさいしてはソフトウェア、ハードウェア各技術の進歩のみでなく、これらの効率的な結合が不可欠である¹⁸⁾。なお、ここでは医用画像データベースシステムの利用面についてのみ述べる。

4・1・1 医用画像データベースの構築

医用画像データベース構築の第一歩として、データベースへの画像データ（画像、図形、ドキュメント類を含む）投入がある。画像データ投入にさいし、画像入力装置の分解能と入力速度が問題となる。また、これらの性能は入力対象となる画像の種類、画像処理目的に応じて選択される。

画像入力装置をその入力手法から、会話型入力法と自動入力法に大別する。前者はタブレットあるいはCRTを用いてデータを入力する手法であり、疾患部スケッチなどの図形データの入力に適している。ただし、データの入力精度・速度は低い。後者は自然画像、図形データ、ドキュメント入力のいずれにも利用可能であり、その走査方式によって機械式と電子式に区別される。機械式にはドラムスキャナ、レーザービームスキャナ、ファクシミリ送信機などがある。電子式にはフライングスポットスキャナ、ビデオカメラ、CCDイメージセンサなどがある。CCDイメージセンサはほとんどの医用画像データの入力に有効である。画像の入力精度は10本/mm程度、入力速度はA4サイズで20秒/枚(CCD素子数4,096)程度である。多素子の2次元CCDイメージセンサが開発されたならば、この性能はさらに向上する。

4・1・2 医用画像データの検索機能

医用画像データベースシステムにおける検索手法としては、客観的検索手法と主観的（あるいは類似）検索手法がある。前者は、画像データベース作成時に記述される画像識別子、あるいは付属情報などの属性データ、その他の文字・数値データから検索する方式で

ある。後者は、画像データの内容に立ち入った検索を行うもので、画像データベース特有の検索方式である。医用画像データベースの検索手法としては後者の方が望ましい。しかしこの手法では、画像検索時に自動画像認識技術を用いる必要がある。このような技術は、現在の画像処理技術では性能的（含処理時間）に不十分であり、今後の研究が待たれる。

4・1・3 画像処理機能

医用画像データベースシステムに関連する画像処理機能としては、画像加工処理・画像変換処理・特徴抽出と認識処理・符号化処理機能などが考えられる。しかし、これらの処理機能の内容に関しては、データベースシステムを利用する環境によって大きく異なる。

日常臨床に用いる画像情報を迅速に提供することを主目的とするシステムでは、高度で精密な画像解析は2次的であり、一般診療の場で簡単に行える比較的平易な画像処理機能が優先される。たとえば、関心領域の設定とその拡大、たたみ込み表示をも含む検索画像の表示、階調レベルの移動、画像の強調と平滑化などが考えられる。

一方、研究あるいは精密検査用のシステムでは、かなり多くの処理機能が必要とされる。以下に例を示す。

① 画像入力処理：雑音除去、幾何学的補正、濃度補正など。

② 画像変換処理：画像間の論理演算（論理和、論理積など）機能、たたみ込み処理機能（コンボリューションなど）、画像-画像変換処理（拡大、縮小、回転、3次元表示など）機能、画像-数値変換処理（線分の長さ、領域の周辺長や面積、2点間の距離などの画像計測やヒストグラムの作成）機能、数値-画像変換処理（作図、作表など）機能など。

③ 特徴抽出認識処理：画像データの検索機能と同様のものを必要とする。

④ その他：画像データの蓄積、伝送にさいしては符号化処理によるデータ圧縮機能が、検索にさいしては原データの復元機能が必要である。

4・2 画像表示技術

医用画像を表示する場合には、生体組織の構造と機能からの考察が必要である。すなわち、組織の構造を表示するさいには、空間的な3次元情報をいかに表現するかが大きな課題である。一方、生理機能を表示するさいには、時間軸を含める4次元情報が表現対象となる。

図 8 Picture archiving and communication system の概念図 (一部変更)^{19),20)}

医用画像を3次元的に表示する場合には、複数の画像を用いてホログラフィ技術や両眼視差により立体視する方法と、透視図・鳥瞰図方式の線画や適当な陰影を付加した濃淡画像によって3次元的に表示する方法とがある。また、これらとは異なる表示手法としては、表示画面に複数方向からの画像を剖面同時表示する方法もある。

血流量や組織境界面の動きなどの生理機能を表示する場合には、3次元表示による構造表現のほかに、関心領域の濃度変化を時々刻々にたたみ込み（あるいは剖面同時）表示する機能、アニメーションなどの動画表示技術が必要である。

日常臨床にさいしては、各種検査、診断データに基づく総合的な診断が必要である。医用画像取得手段の多様化により、表示画面に異なる取得手段からなる複数枚の画像を表示することにより、各画像が表現する特有な生体組織の構造と機能を合わせ理解することが可能である。

5. デジタル医療システムへの歩み

検査・診断機器のデジタル化により、診療データのSN比が向上し、さらに画像診断装置からの出力画像はより鮮明となった。また、各科、各部所ごとに独立に行われていた診療行為は、「デジタル」という共通のデータ表現技術をもったことにより、コンピュータを中心とするネットワーク化を可能にした。医用データベースの形成、検査・診断機器およびワークステーションのネットワーク化は、デジタル画像情報の有効利用を主目的としてPACS (picture archiving and communication system) の名のもとにさかんな研究が行われている。図8にPACSの概念図を示す。

PACSの主要構成装置として、検査・診断機器、各種データベースシステム装置、CRT装置などがある。これらの装置はより高度な情報処理機能を獲得するために、データ取得装置内でのAD変換データの高精度

(ビット数の増加)化、高密度磁気記憶媒体、あるいは光ディスクを利用したデータ記憶装置の大容量化、画像データ伝送を考慮した広帯域デジタル通信、あるいは光通信技術の利用によるデータ伝送の高速化、CRT装置の高度インテリジェント(即時応答性、対話性、表現の豊かさ機能の向上)化などが必要とされる。

「画像医学」の進展とともに、CRT装置は医療従事者とコンピュータの間のコミュニケーション・ツールとしての役割を大きくしつつある。とくに、近年の急速なコンピュータ・グラフィック技術の進歩は、CRT装置の高性能化・低価格化と相まって豊富な画像表現技術を提供し、従来の医用画像処理技術との有効な融合を可能にした。イメージメモリーに通ずるルックアップテーブルを有する高度インテリジェントCRT装置なども発表されている。このような装置は、ルックアップテーブルの内容を変えることにより、画像の階調変化やガンマ補正などが任意に設定できる利点を持っている。また、3×3の局所領域の微分・積分・加重移動平均などの演算を行う専用のイメージプロセッサなども装着されている。インテリジェントCRT装置の有効な利用・画像表示手法の発展が期待される。

6. おわりに

医用画像に対する診断上の主たる関心は、生体内部の生理状態をいかに正確に把握、記述するかという点にある。内部状態は生体の各部で独立ではあり得ず、相互に関連を持っている。したがって、診断システムはこれらの関連する情報を有機的に処理・表示する機能を必要とする。

従来の医用画像診断システムは、生体の関心領域を単に画像として表示するだけであり、その解釈は医師の医学的知識と多くの経験に委ねられていた。近年、コンピュータ・グラフィックスを含めるコンピュータ・イメージングのソフトウェア、ハードウェア両面での技術的進歩は著しく、多次元空間でのデータ処理・

表示が容易に、しかも高速に行えるようになった。また、コンピュータとの会話が容易になり、人間のもつ情報と画像のもつ情報を対話的に結合することも可能である。総合画像診断技術によって新しい知見が産出され、医用画像診断システムがより日常診療に適した形で開発・改善されることが望まれる。

文 献

- 1) 尾上守夫：医用電子と生体工学，**20**, 532(1982)
- 2) 滝沢正臣：映像情報，**12**, 49 (1980)
- 3) 野口義夫：*O plus E*, **28**, 84 (1982)
- 4) Mistretta, C.A., et al.: *Radiology*, **139**, 273, (1981)
- 5) Mistretta, C.A., et al.: *O plus E*, **21**, 26(1981)
- 6) Damadian, R.: *Science*, **171**, 1151 (1971)
- 7) Louterbur, P.C.: *Nature*, **242**, 190 (1973)
- 8) 田中邦雄，他：医用電子と生体工学，**14**, 25 (1976)
- 9) Vogel, R.A., et al.: *J. Nucl. Med.*, **19**, 648 (1978)
- 10) Chang, L.T., et al.: *ibid.*, **5**, 1063 (1974)
- 11) Phelps, M.E.: *Sem. in Nucl. Med.*, **7**, 337 (1977)
- 12) Ter-Pogossian, M.M., et al.: *IEEE Trans. on Medical Imaging*, **1**, 179 (1982)
- 13) Yamamoto, M., et al.: *ibid.*, **1**, 187 (1982)
- 14) テル・ポゴシアン，M.M. 他：サイエンス，12月号，7 (1980)
- 15) 真野 勇：*O plus E*, **54**, 67 (1984)
- 16) Deland, F.H.: *J. Nucl. Med.*, **23**, 73(1982)
- 17) (財)医療情報システム開発センター：高度医療情報システム調査報告書，診療支援システム調査(画像診断システム編) (1983)
- 18) 若菜 忠：情報処理，**10**, 948 (1982)
- 19) Baxter, B.S., et al.: *Computer*, **8**, 31 (1983)
- 20) Meyer-Ebrecht, D.: *ibid.*, **8**, 19 (1983)