- 19) W.F. Schreiber, C.F. Knapp, N.D. Kay: Synthetic Highs —An Experimental TV Bandwidth Reduction System, J. Soc. Motion Picture Televis. Engrs., **68**, 8 (1959) 525-537
- 20) J.E. Cunningham: Picture Processing, Quarterly Progress Report (R.L.E., M.I.T.) No. 54 (1959) 138-140
- 21) J.W. Pan: Picture Processing, Quarterly Progress Report (R.L.E., M.I.T.) No. 66 (1962) 229-231
- 22) 福島, 安東: 補間符号方式によるテレビ帯域圧縮, 信学誌, **47**, 1 (1964) 56-64
- 23) C. Gabor, P.C.J. Hill: Television Band Compression by Contour Interpolation, Proc. IEE, **108**, Part B, 39, May (1961) 303-315
- 24) 福島, 上坂: テレビ帯域圧縮のための輪郭内挿の一方式, 昭38年信学全大予, No. 39
- 25) 福島, 長谷川: 画像信号に対する二次元内挿法の一方式, 昭40年信学全大予, No. 884
- 26) E.C. Cherry, G.G. Gouriet: Some Possibilities for Compression of TV Signals by Variable Velocity Recoding, Proc. IEE, **100**, Part III, 63, June (1953) 9-18
- 27) B. Julesz: A Method of Coding Television Signals Based on Edge Detection, Bell Syst. Tech. J., **38**, 4, July (1959) 1001-1020
- 28) W.A. Youngblood: Picture Processing, Quarterly Progress Report (R.L.E., M.I.T.), No. 48, Jan. (1958) 95-100
- 29) L. G. Roberts: Picture Coding Using Pseudo-Random Noise, IRE Trans., **IT-8**, 2 (1962) 145-154
- 30) W.T. Bisignani, G.P. Richards, J.W. Whelan: The Improved Gray Scale and Coarse-Fine PCM Systems, Two New Digital TV Bandwidth Reduction Techniques, Proc. IEEE, **54**, 3 (1966) 376-390
- 31) R.E. Graham: Predictive Quantizing of Television Signals, IRE WESCON Conv. Rec., Part 4, (Aug 1958) 147-157
- 32) F.C. Billingsley: Application of Digital Image Processing, Applied Optics, **9**, 2 (1970) 289-299
- 33) J.L. Harris, Sr.: Image Evaluation and Restriction, J. Opt. Soc. Am., **56**, 5 (1966) 569-574
- 34) R.E. Graham: Snow Removal—A Noise-Stripping Process for Picture Signals, IRE Trans., **IT-8**, 2 (1962) 129-144
- 35) N. Wiener: Extrapolation, Interpolation, and Smoothing of Stationary Time Series, Technology Press of M.I.T., and John Wiley and Sons, New York (1950)
- 36) A.V. Oppenheim, R.W. Schaffer, T.G. Stockham, Jr.: Non-linear Filtering of Multiplied and Convolved Signals, Proc. IEEE, **56**, 8 (1968) 1264-1291
- 37) L.G. Roberts: Machine Perception of Three-Dimensional Solids, Optical and Electro-Optical Information Processing, ed. J.T. Tippet, et al., M.I.T. Press, Cambridge, Mass., (1965) pp. 159-197
- 38) G.E. Forsen: Processing Visual Data with an Automatic Eye, Pictorial Pattern Recognition, ed. G.C. Chen, et al., Thompson Book Co., Washington, D.C., (1968) pp. 471-502
- 39) 諏訪, 辻: 立体図形の特徴抽出と認識の一手法, 電子技術総合研 彙報, **35**, 3, June (1971) 267-280
- 40) 江尻: 知能ロボットとその問題解決機能, 昭46年電気四学会連大 予, No. 156
- 41) 坂井, 長尾, 木戸出: 電子計算機による濃淡図形の処理——顔写 真の場合, 信学論誌, **54-C**, 6 (1966) 445-452
- 42) 坂井, 長尾, 松島: 電子計算機による濃淡図形の処理——2枚の 写真の同形変換係数の決定, 信学論誌, **55-D**, 2 (1972) 122-129
- 43) O. Philbrick: A Study of Shape Recognition Using the Medial Axis Transformation, Air Force Cambridge Res. Lab., Physial Science Res. Paper, No. 288, (Nov. 1966)
- 44) 福島: 電子の眼, 医用電子と生体工学, ME 学会誌, **7**, 3, (1969) 136-151
- 45) 福島: 視覚神経系のモデル, システムと制御, 日本自動制御協会 誌, **16**, 6 (1972) 441-452
- 46) 福島: 図形パターンの特徴抽出回路——視覚神経系を参考にした 設計, NHK技術研究, **23**, 5, Sep. (1971) 351-367

【特 集】 画像エレクトロニクス

2-2 医用画像システム

東京大学医学部 開 原 成 允
名古屋大学工学部 鳥 脇 純 一 郎

1. ま え が き

——医療における画像情報の意義——

最近の電子工学の発達に伴って、病院内にも多種類の電子機器がみられるようになった。この中で医用画像システムは、将来も医療の中で不可欠なものとして今後ますます多くのシステムが開発されることと思う。その理由は、第一に医療に用いられる情報には画像情報が多いことによるが、その他にも電子計算機の病院内への導入

に伴って、その入出力装置として、画像システム、たとえばディスプレイ装置などが多く使われるようになることが予想されるからでもある。

本稿では、こうした医用画像システムの現状と未来を主として利用者の立場から概説しようとしたものである。2章でまず現状の概説を行ない、3章は現在はまだ実用化には至っていないが、いま、研究開発の主力がおかれている電算機を含んだ画像処理システムの解説にあてた。

さて、表1は医療の中に現われる種々の画像データおよびそれを扱うシステムを示したものである。視診とは医師が患者を診たときに眼で得る情報のことであり、医

“2-2 Photo-optical Instrumentation in Medicine” by Shigekoto Kaihara (Faculty of Medicine Tokyo University, Tokyo) and Junichiro Toriwaki (Faculty of Engineering, Nagoya University, Nagoya)

表 1(a) 医学における画像データ

視 診	
X 線 写 真	単純撮影, 血管撮影, 胃腸管透視撮影, etc.
顕 微 鏡 画 像	白血球像, 細胞診, 染色体, etc.
アイソトープシンチグラム	脳, 肝, 肺, 腎, etc.
内 視 鏡 画 像	胃カメラ, 気管支鏡, etc.
超 音 波 画 像	脳, 心, 肝, etc.
Thermogram	乳腺, etc.

表 1(b) 臨床診断用画像システム

	トランスジューサー	モニターの可否	ディスプレイ装置	記 録 方 式
患 者 観 察	光 学 系	特殊の場合のみ	CCTV	写真フィルム
内 視 鏡	光 学 系	通常は—	(CCTV)	カラーフィルム
顕 微 鏡 画 像	光 学 系	通常は—	(CCTV)	カラーフィルム
X 線 画 像	イメージンテンシファイヤ	+	CCTV	X線フィルム
アイソトープシンチグラム	NaI (TI)+フォトマルチプライヤ	+	メモリー形CRT	X線フィルムまたはポラロイド
超 音 波 画 像	水晶, チタン酸バリウム等	+	メモリー形CRT	ポラロイド
Thermogram	P-InSb 等	+	メモリー形CRT	ポラロイド

(a) X線写真 (胸部)

(b) 顕微鏡画像 (癌細胞)

(c) 内視鏡画像 (胃カメラ)

(d) RI シンチグラム (肝)

(e) 超音波画像 (心臓)

(f) サーモグラム (顔面)

写真 1 種々の医用画像の実例

表 2 医用画像の特徴

1. 形状が複雑であり中間調、色を含む
2. 目的外の情報が著しく多い
3. 分類基準の構造が複雑

師と患者が同一室内にいる限りは機器を必要としないが後に述べるように、遠隔地における視診は画像システムを必要とする。以下のX線画像、顕微鏡画像等は、医療に携わらない人でもほぼ想像がつくと思われるので特に解説は行なわないが、それぞれの典型的な例を写真1に示した。これから、その特徴の一端が想像できるであろう。

表2に、こうした医用に現われる画像の特徴を挙げてみた。これらは特にとりたてて問題とするほどのこともないようであるが、色・濃淡を含み、ノイズの中にかくれた微細な特徴が診断の決め手となるので、医用画像は画像システムを作りあげるうえでは最も困難な条件をもっていることをよく知っておかなければならない。超音波画像、シンチグラム、サーモグラム等は、X線画像に比し情報量はそれほど多くはないが、微妙な変化が診断に用いられていることは他と変わらない。

こうした特徴は、現在の医用画像の最終の記録方式がいずれも写真フィルム上への焼付けであるということをよく理解させる。すなわち現状では、このような直接的な記録方式によってのみ、情報が完全な形で保存されるからである。

さて、以上のような医用画像の特徴を理解したうえで以下に種々の医用画像システムを概観してみよう。

2. 医用画像システムの現状

表1の順序に従って、それぞれの医用画像を扱うシステムについて述べよう。

2.1 患者観察用画像システム

表1の視診にあたるものである。医師が患者を眼でみればよいのであるから何も画像システムは必要ないようにも思われるが、実際は非常に用途が多い。

その第一は、重症患者をITVを用いて監視するシステムである。重症患者は容態がいつ急変するかもしれないため、24時間監視を続ける必要があるが、実際に、これを限られた数の医療担当者で行なうことは不可能である。したがって、閉回路テレビを用いて集中的に多くの室を監視するシステムが、すでに多く用いられており、最近では最も普及した医用画像システムのひとつと考えられる。

このシステムにおいては画像システムは一種の補助診断装置であり、いわばモニターであるから、そこから得られる画像情報は質がある程度落ちては認容される。す

なわち、現在通常の走査線数の白黒テレビが利用されている理由である。こうしたシステムは、この他にも精神科の患者の自然の状態を観察するとき、手術中の監視等にも用いられる。

これに対し、同じ患者観察であっても、医師が患者から離れた所において観察をする場合がある。たとえば僻地において医師のいない診療所にテレビカメラと医療補助員をおき、患者が来たときに遠隔の医師を呼び出し患者をテレビに写して診断および治療の指示を抑ぐといった場合である。これは“Tele Medicine”という言葉で呼ばれる場合もあり、まだ完全な実用化には至っていないが、今後の医療のひとつの形態として注目を集めている。

しかし、このシステムの場合、技術的にむずかしい点には、このシステムによって送られる情報は単なるモニター用ではないという点で、医師は、ここから得られる観察のみに頼って診断を下すのであるから、画像はできる限り原画像に近いものでなければならない。このためにはカラーも必要となるであろうし、また、画質をあげるためには、走査線を増加させることも必要となるであろう。また、医師は細かい場所を近寄って観察する場合もあるので、テレビカメラによる局所の拡大撮影も必要となる。

このように種々の装置を工夫したうえで、実際に患者を観察する場合に比し、どの程度まで診断が可能かは、まだ結論は出ていない。日本でもすでに実験が行なわれているが、今後大いに研究が進むであろう分野として注目する必要があると思う。

2.2 X線画像システム

(1) X線撮影装置を含むシステム

X線装置に関する技術的発展は、医学の中のひとつの大きな分野を占めており、医学診断の進歩の主要な一翼を担ってきたといえよう。たとえば、断層撮影法、連続撮影法、高圧撮影法、拡大撮影法等々である。しかし、これらはこの段階で止まる限りは画像システムというよりはX線撮影装置に関する進歩といったほうがよい。

X線装置の中で、画像システムと考えられる装置が使われるようになったのは比較的新しいことで、これらはいずれもイメージインテンシファイヤの進歩による点が多い。この進歩があったために、従来は撮影したうえでフィルムを観察するか、または、暗室において長時間眼をならしたうえで高度の熟練者が観察する他はなかったX線像が、現在の種々の画像工学技術と手を結ぶことが可能となったのである。

その最も簡単な例は、透視像をテレビカメラに受けてテレビ受像機に表示する装置である。これは暗室の中の

不便な操作から医師を開放し、また、最近では集団検診の場合等、テレビで観察しつつ技術員が写真を取り、これを後に医師が判定するというも行ないうようになった。

第二に、イメージインテンシファイヤの発達は、X線による動態の観察と記録を容易にした。X線診断中で動きの観察が最も重要なのは血管撮影と呼ばれる手法であって、これは心臓血管系の中に注入された造影剤が心血管系を移動する状態を観察するのである。これは数分の1秒の速さでの連続的な観察が必要であり、従来はこの速さで次々と撮影をする特殊な装置が用いられていた。しかし、最近はこのX線の動態像をテレビ撮像しVTRに収録してのち、ゆっくり何回も観察し診断を下すことが行なわれるようになった。こうしたシステムには当然のことながら、モニター用のテレビが組込まれており、かなり大がかりな画像システムとなっている。

このような装置は現在ではすでにかかなり普及しているが、今後さらに発展するものと思われる。たとえば、この種の画像の上にX線像以外の多種類の情報を同時に記録して、同一画面上に表示しようという試みも実験的に行なわれている。すなわち、X線画像とその時点に対応した心電図や血圧等を何らかの形で同時に記録し、同時に表示するものなどがこれにあたる。これは医療の側からは著しくニーズの高い表示法である。通常このような記録は別々に得られ、早い動きの場合それらの間の時間関係は、なかなか知り得ないが、診断上は重要な情報となりうるので、このように synchronize された複合画像の作成は、今後の技術的発展が大いにまたれるところである。

第三に、イメージインテンシファイヤの発達は、X線画像を電氣的に処理して新しい画像を作成するといった処理を可能とした。その最も簡単な例は、2つの像の一方から他方を subtract して像を作る形の処理である。これは一方の画像を defocus した画像とすれば、輪郭の強調された画像を得ることも可能となる。

このような処理は当然、撮影されたフィルムを用いて行なうことも可能で、そのための装置も開発されているが、このような処理がX線装置の中に組込まれたものも最近ではみられるようになった。

(2) 撮影されたフィルムに対する画像システム

上のようにX線装置そのものと組合わされたものに対し、撮影されたX線フィルムを処理するいくつかの装置がある。これらはシステムというにはあまりにも簡単なものから、大がかりなものまで様々である。

その最も簡単な例はX線写真の色彩表示であり、これは濃度の差を色に変換するもので、細かい変化が色の変

化としてはっきり表示される利点がある。また、前述の subtraction 装置等も実用化されている。

X線に関する画像システムの中で、将来最も重要な問題となってくるのはX線写真の伝送であろう。これは患者監視のところで述べたと同様の理由から、将来必要になることが考えられるからである。しかし、すでに述べたように、X線写真は著しく細かい微妙な変化が診断に結びつく場合があり、こうした変化をどこまで現在の技術で伝送しうるかは、今後に残された大きな問題である。しかし、同じX線写真にも要求する画質は異なっているから、ひとつひとつ経験を重ねて問題を解決していくことが、今後は是非必要となってくるものと思われる。

2.3 顕微鏡画像システム

顕微鏡画像は、従来は眼で観察し所見を記述し、必要に応じてカラー写真をとることが行なわれ、この限りにおいては顕微鏡は光学系、レンズ系の問題であった。しかし、最近の医学および電子工学の発達は、このような画像に対しても影響を与えはじめている。その簡単な事例は、最近の組織化学の発達により顕微鏡画像のある部分の濃度を定量的に表現することが必要となったことがある。また、3章にもふれるように、screening を目的として同種類のサンプルを多量に処理する必要が起ってきて、これを自動化することが医療の側から要請されるようになった。たとえば癌細胞の診断等である。

これを完全な形で行なおうとすれば、当然大形電子計算機処理による高度のパターン認識の問題となることは明らかであるが、著しく局限した目的の場合は、計算機を用いなくても簡単な論理回路を組込むことにより、医療上に役立つシステムを作ることにも可能となる。現在このような目的でいろいろの装置が作られ、すでにいくつかは実用化の段階にまで到達している。

これらの装置は目的により様々のものがあるが、基本的には顕微鏡画像を走査して電氣的なアナログ信号に変換することからはじまる。この方式にテレビカメラによる方式、資料を移動させる方式、分解能をよくするためレーザー光を使って走査する方式等がある。走査後の処理については、これを A/D 変換して計算機処理を行なうことも将来の問題として大いに考えられるが、アナログ信号のままでも閾値を定めて、ある濃度以上のものをとるといった比較的簡単な方式が現在実用化されている⁹⁾。

2.4 RI シンチグラム

RI シンチグラムとは、体内に注入したラジオアイソトープの分布状態を体外から γ 線を計測することによりひとつの画像として再現させる装置である。

γ 線は光や電子線と異なって、レンズ系を作ることが不可能であるので、分布上の各点の γ 線の強さを1点1

図1 γ 線カメラの原理

点計測し、これを濃淡図に変換する方式がとられる。このための装置としては、現在、検出器を移動するシンチスキャナーと固定形のシンチカメラとがあるが、これらの装置の詳細を述べることは本稿の目的ではないと思われるので、原理だけを簡単に図示する(図1)。すなわち各点の γ 線の強さは検出器によってパルス密度に変換されるので、これを強度や密度の異なった輝点に変換して位置を同期させたうえでフィルム上に感光させればよい。したがって、RIシンチグラム像の質は、いかに細かく γ 線の強度を測定できるかにかかっており、それは検出器に付属したコリメーターによる。しかし、いずれにせよX線写真とは比較にならないほど画質は悪い(写真1(d))。

さて、このRIシンチグラム用装置は、最近では、種々の記録装置、データ処理装置等を備えて、ますます複雑化しつつある。その結果、ある程度のデータ処理は不可欠であるとの感さえする。理由のひとつは、上述のようにシンチグラムの画質が悪いからである。すなわち、シンチグラム画像は画素に分けてデジタル化しても、原画像に比し情報があまり失われないばかりか、これを

写真2 γ 線カメラの一例

処理することにより画質の向上が可能である。このために計算機を組込んだシステムも市販されるようになった。こうしたシステムの一例を写真2に示した。

2.5 内視鏡画像システム

内視鏡とは胃カメラ、気管支鏡等のように通常の方法では観察し得ない体腔内に管を挿入し、管の中に装着された光学系によってその体腔内の状態を観察する方法である。これらの画像も医療上著しく有用な情報を提供してくれるが、現段階ではまだ光学系の問題である。

しかし最近では、このように小さくて見難い画像をテレビカメラ等で自由に観察できるようなシステムとすることも行なわれるようになった。今後このような方向への発展は注目すべきであろう。

2.6 超音波画像システム

最近の超音波の医学的利用に関する進歩には著しいものがあり、医療上にこれを用いた場合、通常の方法では観察できない身体のある断面の画像を捕えることができた。また、身体の一部の軸に沿って走査し、その構造上の特徴を捕えたり(写真1(e))、また、ある点に着目してその時間的な動態を観察したり、様々な応用がある。

図2 超音波画像装置の原理

写真3 超音波診断装置の一例

写真 4 医用サーモグラフの一例

超音波画像システムもこれに応じて様々な装置が開発されているが、その詳細は専門書にゆだねることにし、ここでは、原理図および装置の一例を示した(図 2, 写真 3)。

2.7 Thermography

比較的最近、医療に導入されたものに Thermography がある。これは体表からの温度変化の状態を、赤外線検知器により検知して画像として表示するものである(写真 1(f))。

この装置の原理は一般の Thermography 装置と何ら異ならないが、医療に用いるには、温度の変化はわずかなである場合が多いため、著しく精密な装置が必要とされる。これらは最終的には CRT 上に表示されポラロイドで撮影される。

今後こうした Thermography が、画像システムとしてどのように発展していくかは興味深いところである。

写真 4 に医用サーモグラフの一例を示した。

3. 画像情報処理システム

3.1 電子計算機による画像情報処理—研究の現状

前章までに述べたように、医学においては実に多様な画像情報が利用されているが、その大部分において情報処理を行なっているのは人間(主として医師)である。このことは決して情報処理の自動化への要求が少ないためではなくて、むしろ、最近の急速な情報工学の発展の中にあっても、なおかつ画像情報処理の自動化には多くの困難な問題が残されており、まだ研究段階にとどまっているためである。そこで、この節では、これまでに研究された、あるいは現在も研究中である医用画像の情報処理のいくつかの試みについて概観してみよう。

まずはじめに、研究対象としてとりあげられた主な画像をあげてみると、顕微鏡画像(染色体、細胞、血球、その他の生体組織等)、シンチグラム(脳、肝、甲状腺等)、X線像(胸部、胃、心臓等)がある。

これらの中で比較的早くからとりあげられたのは顕微

鏡画像である。なかでも染色体の処理については多くの報告があり¹¹⁻⁶⁾、実用化にもかなり近づいているようである。また、それらの中には、たとえば濃淡図形に対する閾値操作や細め(skeletonization)^{11,3)}、言語を用いた図形の記述²⁾、会話処理⁶⁾等、図形パターン認識の手法として重要な試みが多数見出されて、技術的にも非常に興味深い。また、血球の分類、がん細胞の検出等も試みられ、細胞診の自動化のための装置の開発もみられる^{8,9)}。さらに、神経細胞や肺胞の顕微鏡画像から特徴量を自動計測する試みも報告されている^{2,10)}。ここでは、人間では測定困難な特徴量を比較的容易に求められる点が重要である¹⁰⁾。

次にシンチグラムに関しても、画像の構造が比較的単純であることから、割合早くから計算機による処理が行なわれている。その多くは像を生成する装置(シンチスキャナー、シンチカメラ等)の特性にもとづく像の劣化を補正するという形での画質の向上を目的とするものであったが¹¹⁾、最近は次第に画像の特徴抽出および診断を試みるものも現われている¹²⁾。上述のように画像の構造が比較的単純な場合が多いから、医学において診断基準が確立されている範囲では自動化は割合容易であると思われる。

X線写真は、おそらく医用画像中では最も多く利用され、また、最も多くの情報を含むものといえよう。それだけに画像の構造はきわめて複雑であり、自動処理への試みも最も遅く始まった。しかしパターン認識の研究が進むにつれて次第に注目を集め、最近はいくつかの興味ある研究が報告されている。この場合も初期の研究は主として画質の向上に向けられ、空間周波数領域における種々の演算や画像の微分、2枚の写真の差の検出等が行なわれた^{13,14)}。このような処理は技術的には決してむずかしいものではなく、利用者側の支持と要請があれば実現は可能と思われる。

次に、何らかの特徴量の計測や診断を試みたものとしては、直接および間接撮影胸部X線写真(背腹像)、心臓造影法による写真(cineangiogram)等を対象としたいくつかの研究がみられる。胸部X線写真に対しては、主として心陰影と肺が処理の対象となる。たとえば、胸部X線写真からの特徴量の自動計測を試みた最初の論文では心胸廓係数の測定が行なわれた¹⁵⁾、また、最近の論文では、300例以上の胸部直接撮影像から心臓病の自動診断を試みて良好な結果を得ており¹⁶⁾、画像の自動診断で人間と対等以上の成績をあげうることをはじめて示したものとして注目される。また、直接撮影像から肺の異常陰影(結核病巣等)の検出を試みたものもある¹⁷⁻¹⁹⁾。さらに、間接撮影像に関しては、心陰影の特徴量計測や肺の

異常陰影検出を試みた研究がある^{20)~25)}。

一方, cineangiogram から心臓(主に左心室)の部分を見出し、その体積を測定しようとする試みがいくつか見られる²⁴⁾²⁵⁾。この場合には像の検出は前記の普通X線写真よりも容易であるが、完全な自動計測を行なうためには、まだ解決を要する問題があるようである。

これらはいずれも複雑な構造をもつ濃淡図形の処理において、ある程度の成果をあげているものだけに、図形パターン認識の手法として興味あるものが数多く含まれている。たとえば閾値の決定法における16), 25), 濃淡図形の線図形化, 境界線抽出における21), 22), 24), 塊状図形の検出における18), 23), 時間変化を伴う画像の処理における25), 計算機処理に適した特徴量の利用という点での16)等は今後の参考になりうるものであろう。

なお、その他の対象として、乳房X線写真(mammogram)の自動診断の試み²⁶⁾があり、また、最近では胃X線写真についても研究が始められているようである。ただし、ここにあげたものはいずれもパターン認識の方法の研究、あるいは医学における基礎研究の段階であって、実用化されるまでにはまだしばらく時間がかかりそうである。

医用画像ではこの他にも、たとえば、眼底写真、サーモグラム、超音波像等があり、それぞれ研究され始めているが、まだまとまった報告はみられないようである。

3.2 医用画像システムの構成

以上の研究成果にもとづいて将来の医用画像処理システムを考える手がかりとして、どのような画像を扱う場合にも共通した画像情報の処理過程を考えてみよう。

一般に画像情報処理の過程を図3のように表わすことができよう。まず、第一のブロックである変換(I)は、人間が視覚を通して受取っていた画像を以下の処理装置で扱うような形に変換するものである。たとえば、処理装置が電子計算機のようなデジタル形電子装置であるならば、光電変換およびAD変換(標本化, 量子化)が行なわれるのが普通である。処理装置がアナログ電子装置であればAD変換は不要であり、光学装置のみならば変換はほとんど心要ない。もちろん、このブロックでは入力画像のもつ情報の必要かつ充分な部分を保存して後段へ送ることが重要であり、標本点間隔, 量子化レベル数等は、そのような観点から検討されなくてはならな

い。ただし、実際には対象となる画像の性質が必ずしも明確ではないため、厳密には定めにくい。前節で述べた諸報告においては、X線写真の場合、量子化レベル数は、64~128程度が多いようである。

標本点間隔は対象によって異なるが、文献16), 20)等では入力画像上で256×256点程度にとられている。これらは、いずれも画像の性質に関する定性的な考察と実験装置の能力から定められたもののようである。このブロックの出力における人間との情報交換は主として入力画像の状態の監視が目的であって、人間が有用な情報を受取ることは少ない。ただし、人間が見れば明らかにわかる誤った(あるいは無意味な)入力が入りこむことを防ぎ、あるいは処理対象とすべき部分を指定してやることによって、後段の処理装置における負担を著しく軽減することができる場合がある。ただし、大量の画像を長時間にわたって処理するシステムでは、このような形の人間の介入はできるだけ避けることが望ましい。

次のブロック(変換(II))は、いわゆる画質の向上のための種々の操作である。その内容はすでに多くの論文に述べられている¹⁴⁾²⁷⁾。この点に関してはすでに多くの処理が原理的(あるいは技術的)には実現可能であり、問題はむしろ使いやすい、すぐれた画像入出力装置の開発、および医学にとってどのような画像が有用であるかを明らかにすることにあるといえよう。

さて、上記2つのブロックでは、画像はほとんどそのまま画像としての形を保っており(もちろん、その内容の相対的な重みは変化している)、したがって、情報はそれほど大きく変化はしていない*と思われるのに対して、第三のブロック以後では各ブロックでかなり大量の(システムの目的に関しては不要であるとみなされる)情報が捨てられる。通常パターン認識といわれる機能は以後の3ブロックで行なわれる処理に対応する。

その最初のブロックでは、与えられた画像の中からシステムが対象としているもののみを識別することが行なわれる。実際、医用画像の大部分では1つの画面内にも直接に処理対象とはならない多くの像を含むのが普通であり、このブロックはすべての自動処理システムできわめて重要である。しかしこの過程は現在の処理装置(たとえば電子計算機)では最も困難な作業であり、前節で述べた諸研究でも、この段階で最も苦心しているのが普通である。

したがって、この段階は人間が行なうというシステム(いわゆる会話形システム)も充分考慮の余地がある。ただし、大量の画像の

図3 画像情報処理の過程

* ただし、定量的な評価がなされているわけではないから正確なことは知られていない。

中から定められた性質をもつ像をもれなく抽出することは人間にとっても決して容易な作業ではなく、いったん可能な処理方法が見出されてしまえばむしろ機械向きの作業であるから、できるだけ自動化されることが望ましい。なお、ここで検出された像のみを人間がさらにくわしく調べるという形の一種のデータのスクリーニングの役目を果たすシステムも考えられよう。

一例として、間接撮影胸部X線写真から肺野内におけるある程度以上の広がりをもつ塊状の像を検出したものを写真5に示す²³⁾。これまでの実験では、もし肺野に異

写真 5(a) 入力画像（胸部間接撮影像 70 mm×70 mm）

写真 5(b) ある種の線形フィルタ（Bridge filter）により検出された塊状パターン

常な陰影があるとするれば、ここで検出された像に含まれてくることはほぼ確実であるから、後段で（人または機械が）詳細な分析を行なうべき範囲は非常に狭められることになる。

次のブロックでは、特徴量の抽出（自動計測）が行なわれる。すなわち、対象物の特徴をとらえ、診断に有用な情報をもたらす量が計測される。特徴量の内容が明確に定義されていれば、この段階は自動的にきわめて正確に実行される。ただし、医用画像に対して医師がこれまでに用いてきた特徴をそのままの形で自動処理システムに導入することは多くの場合困難であり、自動計測という観点から再検討される必要がある。また、人間では測定が困難であるが機械では容易に求められる特徴量も少なくない（たとえば、不規則な曲線で囲まれた図形の面積、多数の微小な図形の個数、濃度値の度数分布、境界線を近似する多項式等はその好例である）。これらをもく利用することによって、かなりすぐれた能力をもつシステムを構成できる場合もある¹⁶⁾。

間接撮影胸部X線写真から心陰影の特徴量を計測した例を写真6に示す²¹⁾。

最後のブロックでは、異常の有無、病名の決定等、与えられた画像に対して何らかの決定が行なわれる。この

写真 6 計算機により識別された肋骨像および心陰影の輪郭線と、計測された特徴量の一例（入力画像は写真5(a)）

機能はいわゆるパターン認識の問題すべてに共通するものであり、しかもパターン認識において最もよく研究されている分野である。また、自動診断（あるいは計量診断）の名のもとに医学においてもすでに数多く利用されている²⁸⁾から説明は省略する。なお、医用画像においてもこのブロックのみを自動化しようとする試みはすでに早くからみられたが、それだけでは医師の負担を軽減し、かつ診断精度をあげるには至らず、その後必ずしも充分に発展してはいないようである。

画像情報処理システムを、以上の各過程の少なくとも1つを自動的に実行しうるシステムと考えるならば、その機能および人間と機械の作業分担の形態において種々の段階のシステムが考えられる。今後はそれぞれの時点での技術レベルとのかね合いで最も適当なものが実現されるものと思われる。

以下に実現の可能性が比較的大きいと思われる2, 3のシステムをあげてみよう。

① 画像変換システム

いわゆる画質の向上を目的とするシステムで、すでによく知られていると思われる。

② 自動計測を中心とする研究用システム

自動診断に有用な特徴量を調べたり、医学の基礎研究に用いられる。人間では測定しにくい量、あるいは多数の試料についての計測を自動的に行なうのが主目的であり、その他の部分がどの程度自動化されうかは対象によって定まる。使用時点において計測自体も内容が確立されているとは限らないから、システムの機能はある程度可変であることが望ましい。

③ 自動計測を中心とする検査用システム

診断に有用な特徴量を、与えられた画像から自動計測することを目的とする。計測結果の処理は対象に応じて種々の形が考えられる。計測の内容は確定しているとみてよいからシステムの機能は固定してよいが、日常の検査に実用化されるためには操作が簡単で、多少の悪条件のもとでも安定に動作しなくてはならない。また、処理の途中で人間の介入はできるだけ少なくすることが望ましい。

④ スクリーニングシステム

一応パターン認識の全過程を何らかの形で実行する。ただし、決定（診断）は異常の疑いの有無という形に限

り、しかも異常を見落さないというほうに重点をおいて拾いすぎの増加はある程度許容するようにしてパターン認識の負担を軽くする*。このようにして専門医の見べき画像をある程度少なくし、残された画像に対する診断精度を上げることを目的とする。これも実用化されるためには、ある程度の悪条件でも安定して動作する必要がある。前の三者にくらべると実現はかなり困難であろう。

3.3 今後の問題

ここで、今後の医用画像システムの開発において重要と思われるいくつかの問題点を簡単にまとめておこう。

① パターン認識の方法

とくに画像中から対象とする画像のみを見出す操作は常に必要になるが、その方法は現在でも決して充分に開発されているわけではなく、それぞれの処理対象の性質に対応して良い方法を工夫しなければならない。複雑な構造をもつ濃淡図形の処理は、人工頭脳の研究の対象としても興味ある問題を提供していると思われるので、今後の研究を期待したい。ただし、問題を抽象的なレベルで扱うにしても、その前提として実際の画像の性質を明確に把握したうえでの理論模型の設定が望まれる。

② 医学の知識の利用

医学において画像の診断に用いられてきた情報は定性的な記述が多く、機械的処理にそのまま移行できない場合が多い。そのため、それらを集積して客観性を増し、定量化する作業が必要になる。この作業自体は逆に医師による診断をより正確にするうえでも役立つであろう。

また、工学に対しては情報の記述に対して、より強力な手法の開発が要求されよう（たとえば、胸部X線写真の読影に際して専門医が頭に描きうる血管の配置等の解剖学的知識は、計算機ではどのようにして扱うのだろうか）。

③ 新しい特徴量の利用

すでに述べたように、人間では測定しにくい機械では容易に計測できる特徴量がしばしばきわめて有用であることが知られている。すぐれた特徴量の選択は、システムの構成をきわめて容易にする可能性がある。

④ 画像の質の評価

この問題については、テレビ信号の帯域圧縮に関連して従来多くの研究が行なわれてきているが、医用画像に関しては十分に調べられてはいないようである。画像変換システムにおいては画質の評価がシステムの能力の評価と直結することは明らかであるが、一般の画像処理システムにおいても同様に、システムの能力の評価を行なうためには、画質の評価を同時に考えていかななくてはならない*。

* 一般にこのような正常か異常かの判別のほうがよりくわしい鑑別診断より常にやさしいかどうかは必ずしも明らかでない。たとえば胸部X線写真における心陰影の診断においては、正常か異常かの判別では計算機と人間は同程度であり、異常の内容の分類においては計算機のほうがよい成績を示したという報告もみられる²⁹⁾。したがって対象によっては上とは逆に人間が異常の疑いを持ったものについて細かい判断（たとえば統計的な判定）を示すシステムも考えられる。ただしこの場合には人間がむしろ大量のデータの処理を负担することにならないよう注意を要する。

* 文字読取装置においても、装置の能力の評価に関連して印字品質の評価が問題にされた²⁹⁾。

⑤ システムの能力の評価

システム全体としての能力の評価はもちろん、そのシステム内で行なわれる画像処理の各段階において、その段階の処理能力が評価されることが望ましい。このことは、異なった処理方法を比較し、その中で最適のものを找出すためにも是非必要であるが、これまでほとんど研究されていないようである。

⑥ 情報検索システム

画像処理システムが、充分にその能力を発揮するためには、それを支える画像情報の検索システムが必要である。たとえば、2枚の写真を比較して被検者の状態の変化を知るためには、過去に撮られた写真が容易に利用できなくてはならない。また、システムの開発段階においても、基礎資料としての画像データは数値データのように簡単に複製することは困難であるから、元の画像を自由に参照できることは重要である。さらに特定の症例を集めるといった医用画像システムに特有の作業においては、その必要性はいうまでもない。

以上、この章では電子計算機による画像情報処理システムに関連したこれまでの研究を概観し、ついでシステムの構成について簡単に述べてみた。ここでふれなかった他の重要な問題として、画像情報の伝送と蓄積、およびハードウェアに関する事柄があげられる。まず前者については、紙数の制限も考慮してここでは狭義の画像情報処理に限ることとして割愛したが、おそらく本誌の他の記事で扱われるであろうと思う。後者については、筆者がその方面の知識にきわめて乏しいこと、ハードウェアに関しては個々のシステムごとに特有の巧妙な技術が工夫される場合が多いこと、一般性のあるものについてはやはり他の記事で述べられるであろうと思われること等のために、ここではふれなかった。なお、ここで引用した研究や文献は決して網羅的なものでもなければ体系的に整理して選択したものでもなく、筆者の個人的な関心に強く依存したものであることをお断りしておく。

4. ホスピタルオートメーションの入出力装置としての画像システム

最後に、これまでの問題とはやや異なった問題ではあるが、病院業務に電算機が導入された場合の入出力端末としてのディスプレイ装置について述べておきたい。

最近、病院の中に電算機を導入し、そのシステム化をはかることが広く行なわれるようになってきたが、その際のひとつの大きな問題点は、複雑な医療情報をいかに計算機に入力するかというマンマシンインターフェースの問題である。

病院では多くの複雑な情報が著しく密度高く発生し、

しかもその中のかかなり多くの部分が即時的に処理される必要性を持っている。したがって、病院のオートメーションを考えるときには、パンチャーを介してのカードによるバッチ処理は、かえって混乱を招く場合が多い。したがって病院においては、その入力には病院の職員が行なうことが不可欠であり、この意味から電子計算機の専門家でない人にも正確な入出力の可能な端末装置が著しく重要となってくるのである。エラーの発生に対する配慮も医療情報においては著しく重要である。このことを考えると、ディスプレイ装置を用いて計算機と対話を行ないつつ入出力を行なう方法が最も理想的であると考えられる。

すなわち、病院においては、その入力すべき情報は比較的定形化されている。したがってたとえば、ディスプレイ装置上に定形化された形式（たとえば伝票で記入すべき所が空欄になったもの）を表示しておき、その空欄の情報をタイプライターのキーを叩きながらうめていくといった方法である。こうした方法をとることによりエラーの発生も防げ、また、従来の手書きの記入との関連も明らかであるので、抵抗なく用いられるようになるものと思われる。この目的のためのディスプレイ装置としては、現在ある文字表示装置が充分用いられるが、最も重要なことは、この方法が普及するために安価なものであることである。このためには、多くの機能を与えるよりは、むしろ単に字を表示し、タイプライターからデータを入力できるだけのものとして普及をはかるべきであると思う。また、字の種類も1種類でよく、ただしカナ文字を用いることが不可欠の条件となろう。

以上のような考慮に基づいた文字表示装置は、最近日本においてもようやく実用化されつつあるが、ここではひとつの典型的な例として米国で現在用いられているものを示してみた(写真7)。これは巧妙なソフトウェアと

写真7 入力用文字表示装置の一例

相まって、医師の手によって情報が直接計算機に入力されている数少ない病院システムの例である。

本来、医師は病院におけるほとんどすべての情報の発生源である。しかし、医師に直接計算機の端末の操作を強いることは、これまで最も困難なことであると考えられていた。しかし、この病院ではディスプレイの操作が伝票への記入よりも簡単になったために、大きな抵抗なく医師に受け入れられるようになっている。

さて、この考え方を進めていくと、最初に与えるべき画面上のフォーマットは漢字や色や図が入っていればさらにわかりやすくなると考えられる。これを実現するには、カラー表示の可能なグラフィックディスプレイ装置を用いることも考えられるが、これは实际的でなく、たとえばマイクロフィッシュに入った写真記録の内容と、データタイプライターのデータが重なって表示される形式の装置が今後用いられるものと思われる。この形式のディスプレイ装置は、現在すでに市販されているものもあるが、経済的観点やあまりにも高度の機能をもちすぎている点等、必ずしも実際のといえない場合もある。この場合も経済的観点から機能は多少犠牲にしても普及形のディスプレイ装置が開発されれば大いに普及するであろう。

この際のディスプレイ装置が従来の CRT によるものか、プラズマディスプレイ、またはそれ以外のものになるのかは今日まだ結論は出ていない。CRT 以外のもののほうがスライドの投写には適していることは確かであるので、これらの技術の進歩により、このようなディスプレイ装置が普及する日も近いかもしれない。また、このようなディスプレイ装置が蓄積形であるべきか否かについては種々の議論もあるが、計算機側の負担を考えると蓄積形のもののほうが普及形としては実用性があると思われる。

また、ホスピタルオートメーション用ディスプレイ装置について付加すべき機能としては、容易に保存用の記録がとれることが望ましい。これは上記の経済性の観点から、機能は単純にするべきであるという考え方と矛盾するようであるが、病院のデータとしては記録を要する場合が多く、これをデータタイプライターの出力に頼ることはむしろ实际的でない。現在グラフィックディスプレイについて試みられている種々の方法を、このような装置にも簡単に適用できるようになることが、切望される。

さらに、病院におけるディスプレイ技術は、もっと単純なところにも役立っていることを付記したい。それはたとえば、行先を示す矢印、診察中を示す赤ランプ、問診を自動的に行なうための一種の自動スライドプロジェ

写真 8 自動問診装置の一例

クターである自動問診装置(写真 8)、薬のでき上りを示す番号表示板等である。これらは現在は単なるスイッチによって操作されているが、将来はこれらの表示装置によって病院における人の流れを制御するということが可能となるであろう。そして、その制御は電算機によって行なわれ、最も待時間の少ない流れを作っていくようになるかもしれない。このように考えると、病院の単純な表示装置も画像工学上の興味ある命題を含んでいるといえよう。

(昭和 47 年 7 月 7 日受付)

〔参 考 文 献〕

- 1) D. Rutovitz : Data Structures for Operations on Digital Images, in Pictorial Pattern Recognition, G.C. Cheng, R.S. Ledley, D.K. Pollock and A. Rosenfeld, Ed. Thompson Book Co., Washington, D.C. (1968) 105-133.
- 2) R.S. Ledley : Automatic Pattern Recognition for Clinical Medicine, Proc. IEEE, **57**, 11 (1969) 2017
- 3) C.J. Hilditch : Linear Skeletons from Square Cupboards, in Machine Intelligence, B. Meltzer and D. Michie, Ed. 4, American Elsevier, New York (1969) 403-420
- 4) K.A. Paton : Conic Sections in Automatic Chromosome Analysis, *ibid*, **5** (1969) 411-434
- 5) A. Klinger, A. Kochman and N. Alexandridis : Computer Analysis of Chromosome Patterns : Feature Encoding for Flexible Decision Making, IEEE, Trans., **C-20**, 9 (1971) 1014
- 6) 飯坂, 開原, 高木 : 対話形式の染色体の解析, 第11回ME学会大会予稿集 (1971) 53
- 7) M. Ingram, P.E. Norgren and K. Preston, Jr. : Automatic Differentiation of White Blood Cells, in Image Processing in Biological Science, P.M. Ramsey, Ed., University of California Press, Berkeley (1968) 97-117
- 8) L.A. Kamensky and M.R. Melamed : Instrumentation for Automated Examinations of Cellular Specimens, Proc. IEEE, **57**, 11 (1969) 2007
- 9) 橋本, 横内, 杉山, 宮脇, 岸上, 高橋, 野村, 服部 : 細胞診の自動化—婦人科領域について, ME誌, **7**, 1 (1969) 35-42
- 10) M.D. Levine, M.L. Reisch and W.L. Thurbeck : Automated Measurement of the Internal Surface Area of the Human Lung, IEEE, Trans., **BME-17**, 3 (1970) 254
- 11) 飯沼 : R.I. イメージングに対するディジタル技術の応用, ME誌, **7**, 5 (1969) 269
- 12) J.L. Lehr, R.W. Parkey, C.H. Harlow, L.J. Garrotto and G.S. Lodwick : Computer Algorithms for the Detection of Brain Scintigram Abnormalities, Radiology, **97** (1970) 269

- 13) R. H. Selzer: The Use of Computers to Improve Biomedical Image Quality, Proc. FJCC (1968) 817-834
- 14) E. L. Hall, R. P. Kruger, S. J. Dwyer, III, D. L. Hall, R. W. McLaren and G. S. Lodwick: A Survey of Preprocessing And Feature Extraction Techniques for Radiographic Images, IEEE, Trans., C-20, 9 (1971) 1032
- 15) H. C. Becker, W. J. Nettleton, P. H. Meyers, J. W. Sweeney and C. M. Nice: Digital Computer Determination of a Medical Diagnostic Index Directly from Chest X-ray Images, IEEE Trans., BME-11, 3 (1964) 67
- 16) D. L. Hall, G. S. Lodwick, R. P. Kruger, S. J. Dwyer and J. R. Townes: Direct Computer Diagnosis of Rheumatic Heart Disease, Radiology, 101, 3 (1971) 497
D. L. Hall, et al.: Automated Radiographic Diagnosis via Feature Extraction and Classification of Cardiac Size and Shape Descriptors, IEEE, Trans., BME-19, 3 (1972) 174
- 17) 鳥脇, 福村, 小池, 高木: 電子計算機による胸部X線写真の病巣陰影識別に関する基礎的実験, ME誌, 6, 3 (1968) 207
- 18) 鳥脇, 福村: 加法的ガウス雑音をともなう不規則な塊状パターンの識別方法について, ME誌, 6, 6 (1968) 449
- 19) 鳥脇, 福村, 小池, 高木: 胸部X線写真自動診断システムのシミュレーション, ME誌, 8, 3 (1970) 220
- 20) 大野, 鳥脇, 福村: 間接撮影胸部X線写真における心臓陰影の識別, 信学会医用電子・生体工学研資料, MBE 71-24 (1971)
- 21) 大野, 鳥脇, 福村: 間接撮影胸部X線写真における肺野境界線の識別と心臓陰影の特徴抽出法について, 昭47年信学全大予(1972) 105
- 22) 鳥脇, 鹿野, 福村: 曲線抽出のための Wave Propagation Method—Parallel Algorithm と胸部X線写真処理への応用, 昭 47 年信学全大予 (1972) 103
- 23) 末永, 鳥脇, 福村, 小池, 高木: 間接撮影胸部X線写真における異常陰影の識別について, 第11回日本ME学会大会予稿集(1972) 59-60
- 24) E. S. Beckenbach and D. T. Desilets: The Computerization of High Speed Cineangiographic Left Ventricular Volume Determination, Pattern Recognition Studies Seminar Proceedings (1969) 173
- 25) C. K. Chow and T. Kaneko: Computer Calculation of Left Ventricular Volumes from a Cineangiogram, Society of Photo-optical Instrumentation Engineers Quantitative Imagery in the Bio-Medical Sciences Seminar (1971)
- 26) J. Macy, F. Winsky and W. H. Weymouth: Automatic Processing of Mammograms, in Image Processing in Biological Sciences, D. M. Ramsey, Ed., University of California Press, Berkeley (1968) 75-96
- 27) T. S. Huang, W. F. Schreiber and O. J. Tretiak: Image Processing, Proc. IEEE, 59, 11 (1971) 1586
- 28) 高橋: 計量診断学, 東京大学出版会(1969)
- 29) 山崎, 飯島: 文字認識装置の評価—その 1, 電試彙, 32, 3(1968) 45

2-3 教育用画像システム

株式会社日立製作所 中央研究所 平 野 睦 房

1. ま え が き

画像は情報伝達のための有力な媒体である。教育の場で画像の利用が必要とされることは言をまたないところである。ところで、教育の場における画像機器の利用形態には、2つの原点があったように思われる。ひとつはテレビ放送であり、画一的な同時サービスであるが、経済的に多数の視聴者にサービスが可能な方式である。他のひとつは書物やスライドプロジェクターに代表される利用形態であり、管理運用上ユーザーに負担をかけるが個別に自由なペースで利用可能な方式である。

現在の状況は、この2つの利用形態がそれぞれ欠点を克服し、他の方式の利点をとり入れようとして開発を進めている過程であるように思われる。つまり、テレビ放送は、そのままで教育放送として利用されているばかりでなく、さらに校内または地域内特有のサービスを目的

として有線放送化され、CCTV や CATV による自主的な教育番組の放送が行なわれたり、さらにこれに付属の設備を設けて、生徒の質問を受けたり、生徒の理解状況を押ボタンの集計から監視するシステムへと進んでいる。一方、自立形の機器についても、各種のティーチングマシンや VTR など、機器の機能強化の開発が行なわれるばかりでなく、質の高い教材で高い密度の教育を行なおうとする目的から、計算機を導入した CAI (Computer Assisted Instruction—計算機の助けによる授業) へと進んでいる。最近計画が進行している開発プロジェクトでは、上記の2つの流れが合流する傾向にあり、放送の形態でありながら擬似的に CAI と同様なサービスを提供する方式や、CATV の画像伝送線を利用して CAI を実施する方式などが試みられようとしている。

上に述べた全局面について紹介することは困難であるので、比較的最近の動向という観点から、教育用 CATV と CAI および今後の動向について簡単に述べたい。

“2-3 Visual Display for Education” by Chikafusa Hirano (Central Research Laboratory, Hitachi Ltd., Tokyo)