

CADM News Letter

コンピュータ支援画像診断学会

1993. 5 No.5

CADMの役割と期待

小畑 秀文*

パターン認識技術はすでに一部は実用段階にある。郵便番号読み取り装置や指紋照合システム、音声認識装置などはその一例である。これに対して、医用画像を対象にしたパターン認識システムは一部の例外を除きいずれも研究段階に留まっている。その理由については、当学会のニューズレターN0.2の巻頭言で鳥脇純一郎教授（名古屋大学）が述べている。医用画像が多様で、その割には研究者の数が少なく、画像そのものの入手にも困難が伴うこ

とが少なくない、などがその理由としてあげられている。ここではこれらと重なるところは省略し、それ以外の観点からCADMへの期待を述べてみたい。

まず、医用画像処理の問題に取り組む研究者とその対象画像との関係が一般のパターン認識の問題と比べて異質であることをまず挙げねばならない。音声にしる文字にしる、認識システムを開発しようとする工学者に、対象パターンが理解できない、ということはまず考えられない。ところが、医用画像の場合は、程度の問題はあるにしろ、この”考えられないような問題”が存在することである。例えば、医用画像処理に携わる工学者でもX線写真を専門医並みに正しく読影



することは難しい。画像を入手すればそれでよい、というわけにはいかないのである。これは他のパターン認識の分野と比較したときに、極めて異質なことである。医用画像の読影に関するアルゴリズムを開発している本人が、自信を持って対象パターンの読影ができる、というレベルに無いわけである。これは仮にプログラミングを行なっている人と同一レベルの画像読影システムが実現できたとしても、それは所詮は医師のレベルからは程遠く、

医用画像を読めない工学者のレベルに留まる、ということになってしまうわけである。幸いにも(?)現在はその工学者のレベルに達したシステムも実現できていないのかも知れないが、ここには実は深刻な問題が含まれていると言わざるをえない。工学サイドの人間の読影能力は底が知れている。潜在的に実用化を迎えることが困難な状況で研究が進められているとしたら、悲劇以外のなにものでもない。もちろん、専門医との緊密な協力関係の下で研究を進めているグループはそのような心配はないが、そのような連係を保ちたくてもできない人が潜在的には多数いるのではないだろうか。専門医の頭脳の中で動作している診断論理

を常に参考にしつつ、その高度なアルゴリズムを継続的に追究しうる環境下での研究を今から推進する必要がある。そのような体制作りに本学会の果たす役割は大きい。

次に医用画像の持つ独特の難しさを挙げねばならない。図1に示すのは、現在の最先端の文字読み取り装置（実用になっているもの）が正しく読めなかったサンプルを示したものである。文字にかなりのかすれや変形が伴っているために正しく読めなくなった例である。これとX線画像とを直接比較するのは困難であろうが、たとえば肺がん陰影に肋骨や血管の陰影が重なって写っている場合と比較して、どちらが条件が厳しいであろうか。筆者にはX線画像のほうが厳しいと思えてならないのである。医用画像処理の分野が遅れているわけではなく、もともと難しいものを対象にしている、ということである。このように重なりのある医用画像の処理が実用になるには、一般のパターン認識の技術レベルが数段進歩したときである、といえるのではないだろうか。我々は重なっているものをそれぞれ分離して見ることができる。そのメカニズムを画像処理で実現するには、技術上のブレークスルーが必要であるが、重なりが種々雑多であるX線画像は最も適した処理対象と言えなくもない。研究対象としては最も面白く、問題の宝庫なのである。めぐまれた題材の中から技術的な飛躍に結びつく技術革新は生まれやすい。その主体的役割を本学会に期待できるのではないだろうか。

パターン認識の分野で大きな役割を担ってきたものにデータベースがある。組織的に選択された適度な規模のデータベースが共通に利用できれば、処理アルゴリズムの相互比較が可能になる。それが結果として個

別に行われた研究グループの仕事が全体として一つの技術の進歩に大きな流れを形成する役割をはたすことになるのである。残念ながら医用画像には未だそのようなものはない。本学会の設立趣旨の中の大きな柱の一つにこの画像データベースの整備がうたわれている。それが実現すれば、この分野の発展に大きく寄与することは疑いない。本学会内に医用画像データベース整備委員会が組織され、データベースの整備に向けて具体的活動を始めたようである。その実現に大いに期待したい。

ニューズレターNo.1に載った徳島大学の西谷弘教授のご意見は我々工学サイドの者には記憶に新しい。三次元像を二次元に投影すると重なりが生じるから、それを対象にした画像処理は難しいはずである。重なりのないCTやMRIなど、三次元画像のほうが扱いやすいのではないかと、いうものであった。まさにその通りと私は思う。三次元像はデータ量も膨大で、症例を多数集めることもなま易しいことではない。しかし、実用化という風穴を開けるのは重なりのない画像がまず先と予測される。一部で実用化が進めば、それが呼水となって、それ以後加速度的に研究が進展するものである。CADMのデータベースには、是非このような三次元画像も含め、研究推進の基盤を固めてほしいものである。

CADMが設立されてから1年半が経過した。そろそろ助走期間を過ぎ、本格的な活動に移る時期であろう。これまでに述べたCADMへの期待を実現するのは簡単ではない。会員相互の熱意と努力が必要である。しかし、今のCADMにはその期待に応えてくれそうな何かが感じられる。

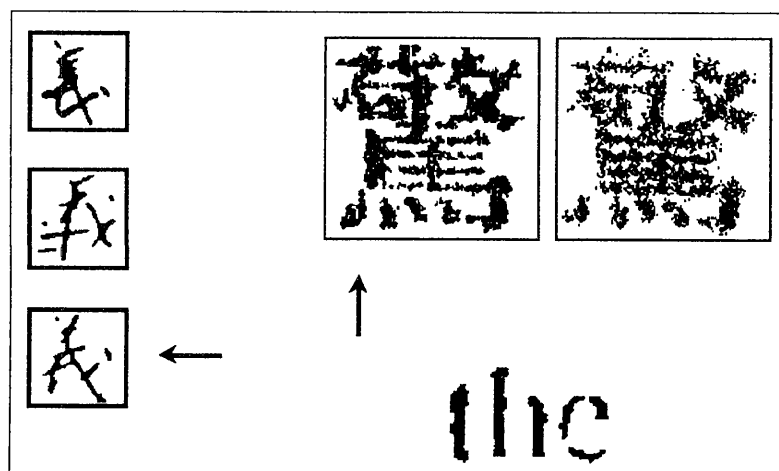
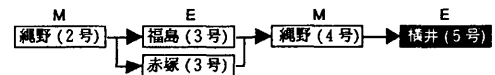


図1 正しく読めない文字の例

矢印を付けた文字以外のかすれや変形のため誤認識される。

(株式会社 東芝 坂井邦夫氏提供)



縄野先生（第4号）の疑問に答えて

横井 茂樹*

1. はじめに

本文では、縄野先生が第4号でご質問された、コンピュータグラフィックスの手法と衛星写真の画質改善の手法について説明する。

コンピュータグラフィックス（CG）はテレビや映画などの娯楽的な映像作成が目をはきがちであるが、コンピュータにデータを与えれば、人間の目で直感的に理解できる映像を生成できるため、科学や技術分野での現象や法則の理解に不可欠なものになりつつある。医療分野でも3次元画像（連続断層像）データの観察の道具として定着してきている。本文ではCGの原理を紹介するが、縄野先生が御指摘のように、診断用画像の見え方の特徴を理解するために用いることも可能性があると思われる。

もう一つの御質問の衛星写真の画質改善の方法について筆者は直接専門としていないが、筆者の理解している範囲で解説する。

2. コンピュータグラフィックス

CGの装置としては、CRT（ブラウン管）に2次元メモリ（フレームバッファメモリ）を持たせたグラフィックディスプレイ装置が用いられる（図1）。この装置は、CRT画面をメッシュに分割し、各メッシュに表示させるための色、明暗の情報を数値データとしてフレームバッファに記憶するものである。フレームバッファを高速に読み出しながら画面に順次表

示することにより、画面全体に色・明暗のついた画像が表示できる。つまり、表示したい色、明るさを各メッシュごとに数値でフレームバッファに与えればそれが実際に画像として観察されるわけである。

このディスプレイ装置を用いて3次元物体を表示するのは次のようにして行われる（図2）。表示すべき3次元物体の形をデータとして与える（例えば多面体であれば、その頂点の3次元座標を与え、そのデータを基に、辺や面を定義し多面体の形状を表現する）。与えられた3次元物体に対し、ある視点から仮想的なスクリーンを通して観察することを想定し、スクリーン上に観察されるはずのイメージを計算により求める。これは、スクリーンを細かいメッシュ（画素）に分割して、各メッシュごとに観察される明るさを計算すればよいが、この明るさはちょうどそのメッシュの位置に観察される物体表面の点で視点の方向に反射される光線の強さに比例したものになる。そこで、どこかの位置に光源をおいたと想定して光が物体表面で反射してくる強さを計算すればよいことになる。このようにして、スクリーン上の各メッシュの明るさを（色も含めて）計算すると、スクリーン上に観察される物体のイメージが数値として与えられることになる。従って、この数値データをディスプレイ装置のフレームバッファに与えてやれば、それが実際にイメージとして画面上に表示される。

このとき、物体の性質（材質）に応じて反射のしか

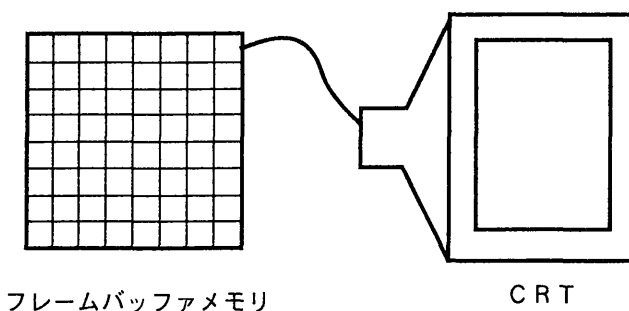


図1 グラフィックディスプレイ装置

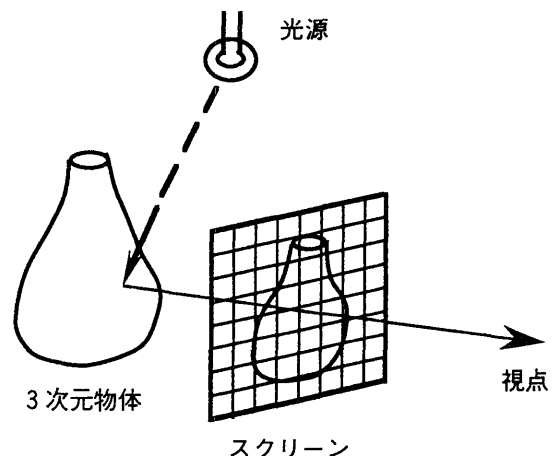


図2 3次元物体の表示

たが異なるので、その性質を組み込んだモデル（レンダリングモデル）に基づいて反射計算をすれば異なった素材の特徴をもつ物体を表示できることになる。この他、様々な光源の状態（点光源、線光源、面光源など）や影の発生や空中での光の減衰効果なども考慮してイメージの計算を行うことができる。

医療においては、各種のコンピュータ断層像のイメージング装置が用いられるようになってきているが、連続断面像データをコンピュータ処理して立体像を構成することがよく行われる。これは、原データから画像処理により骨や臓器の部分を抽出して立体形状データを構成し、その形状データからコンピュータグラフィックスによりスクリーン上のイメージを計算して立体像を構成するものである。立体像の構成のときに、立体の内部で光が吸収されて減衰する効果も計算に組み込むことができ、物体内部の濃度変化を観察するための方法として用いられている（ボリュームレンダリングと呼ばれる）。

もし、人体の臓器の形状や内部の吸収率などのモデルが与えられれば、それをもとに様々な方向の透視像を求めたり、形状を変形させたり、内部の状態を変化させたりと言った様々なイメージを求めることは自由に行えることになる。

3. 衛星画像の画質改善

衛星画像をコンピュータ処理により画質を改善する方法としては、センシング（データ計測）のときに受ける歪みを補正する処理と、人間が観察するのに見やすい画像を作る画像強調処理の2種類がある⁽¹⁾。

（1）画像の補正

画像のセンシングのときに受ける様々な歪みを取り除く処理が適用される。

まず、多数の波長領域の検知器を用いて画像データ（マルチスペクトルデータ）のセンシングをする場合、検出器の感度特性に差があると画像データに縞模様が見れることになる。これは感度特性を考慮した値の変換をおこなって除去される（デストライビングと呼ばれる）。航空写真などの場合は写真撮影におけるレンズの影響によるぼけが混入する。これは画像のフーリエ変換を行いローパスフィルタをかけてぼけ成分をとりだし、原画像からこの成分を除去するか、あるいは、画像中に存在する一定濃度の領域のぼけ方をしらべてぼけ関数を推定してぼけを除去する補正を行うなどの方法により補正される。

画像から地表や水面の状態を観測したい場合、大気の変化による補正が必要となる。これには、大気の散乱モデルを作成し、観測データから地表の状態を推定する逆問題として解く方法、画像のセンシングのとき

地上の状態を測定しておき、

それに基づいて補正を加える、あるいは、いくつかの波長領域で画像データをセンシングしておき、大気の影響を受けにくい波長領域のデータを基に補正を加えるなどの方法がとられる。また、雲や霧が地表を遮っている場合に、異なった時刻や観測位置からの画像をもとに、地表が現れている部分をつなぎあわせて全体が観察できる画像を合成することも行われる。

さらに、球面である地表の観測することや地表に対してセンサーが傾いていたりするために観測画像は幾何学的（形）歪みを受けているので、これを補正するための幾何学的補正も適用される。

（2）画像の強調

医用画像の強調にも用いられている階調処理と周波数処理が用いられている。

濃度変換（階調処理）は画像の濃度値を見やすくなるように変換する処理であり、通常は濃度値のヒストグラム（頻度分布）から濃度値がある特定の範囲に集中して存在する場合に濃度値が分散するように値を変換することが行われる。

周波数処理は画像をフーリエ変換して、特定の周波数領域を強調したり抑制したりした後画像再構成を行い、ノイズを除去したり、画像のエッジを強調したりする処理が行われる。フーリエ変換せずに画像に対するフィルタリング操作でもほぼ同じ処理が実現できる。

4. むすび

コンピュータグラフィックスのしくみと画質改善の手法について解説した。これらの手法はすでに医用画像の処理に利用されているものも多いが、従来と異なった視点でこれらの手法を眺めることにより医用画像処理の新しい応用分野が開かれる可能性も考えられる。その意味で、他の分野での画像処理手法の発想を理解しておくことは重要であろう。筆者自身、この機会に再度画像処理手法を勉強しなおしてみる必要性を感じた。良いきっかけを与えて頂いた縄野先生に感謝したい。

参考文献

- (1) 福江潔也：“リモートセンシング分野における画像処理アルゴリズム”、別冊O+E、画像処理アルゴリズムの最新動向、新技術コミュニケーションズ、pp.188-204(1986)

「M側からの提言(第4号:大松先生)」に答えて

長谷川 純一*

1. まえがき

大松先生らの“ヘリカルCTの胸部診断応用”に関するご提言を興味深く読ませて頂いた。ヘリカルCTからはき出される膨大な量の3次元画像の読影には、コンピュータを利用した新しい読影システムが必要であるとのご指摘である。筆者のグループも、ヘリカルCTからの高精度3次元胸部CT像を対象にした3次元画像処理システムの開発を進めているので、この機会にこれまでの結果を紹介し、合わせて工学側の期待や課題などを述べたい。

2. 3次元画像処理

3次元物体を認識する場合、物体を射影した2次元画像を用いるよりは、物体を空間的に表現した3次元画像を用いる方が絶対的に有利である。もちろんこれが現実となるには、3次元画像の処理技術の存在が前提となる。しかしながら、3次元画像処理に関するこれまでの研究は、処理手法の方法論的検討やアルゴリズムの効率化など基礎的なものにとどまっている。このような基礎レベルでの停滞は、処理の方法論やアルゴリズムがもつ3次元固有の複雑さによるところもあるが、むしろ十分な意義と精度と合わせ持った応用対象がこれまでなかったことによる方が大きいと思われる。ヘリカルCTから得られる3次元画像は、この分野の研究者が待ち望んでいた最初の本格的な応用対象である。

3. 胸部CT像処理の試み

これまでに蓄積された3次元画像処理手法を用いて、高精度3次元胸部CT像から肺がん陰影候補領域(以下、SRと略記)の自動抽出を試みた。以下、処理手順、実験試料、処理結果の概要を順に述べる。

【処理手順】

処理手順の詳細は文献[1]にあるので、ここではその考え方だけを述べることにする。

まず、全体を大きく次の2つの処理;①肺野領域切出し処理、および、②SR抽出処理に分ける。

まず、前者①については、CT値に対するしきい値処理でかなり良い結果が得られると予想される。しかし、得られた肺野領域には一部の血管や病巣の影響で

穴や空洞が残る可能性があるので、それらを埋める処理が必要となる。これには3次元図形融合を利用する。3次元図形融合とは、3次元2値画像の図形領域に収縮(領域を1画素分細める操作)と拡散(同じく太める操作)を施す処理で、領域内の小さな穴や空洞を埋める効果がある。

後者②の処理は、樹状構造をなす血管領域と塊状の病巣領域を区別することが中心となる。まず、CT値に対するしきい値処理を用いて血管や病巣を他の組織から大まかに分離する。次に、得られた結果から血管と病巣を区別する。スライスごとの2次元処理で血管と病巣を区別するには限界があるので、3次元距離変換と3次元スケルトンを利用する。3次元距離変換とは、3次元2値画像の各図形画素に背景からの最短距離を与える処理であり、3次元スケルトンとは、距離変換結果の中で値が極大となる点(およびその値)のことをいう。また、適当な操作で3次元スケルトンから元の図形を復元することができる。さて、ある値d以上をもつ3次元スケルトンだけを用いて図形復元すると、元の図形において半径d以上の塊状の部分だけが復元され、それよりも細い部分は消えてしまう。この性質を利用して、細長い血管領域と塊状の病巣領域とを分離する。

なお、上で用いた3次元処理手法はみな基本的なもののばかりである。

【試料】

実験に用いた試料は、藤田学園保健衛生大学のヘリカルCTで撮影された限局性の肺がん症例で、病巣が肺野中央にあるもの2例(病巣の直径6~8mm)、胸壁に接触しているもの1例(直径約13mm)、および、肺門付近にあるもの1例(直径約25mm)の計4例である。どの試料も、スライス数は62~73枚(スライス間隔1mm、スライス厚2mm)で、各スライスは320×320画素(画素間隔0.625mm、各点10ビット)の大きさをもつ高精度3次元画像である。試料の一例(病巣が胸壁に接触している例)を図1に示す。

【処理結果】

肺野領域の切出しでは、肺野領域とそれ以外を分離するしきい値を-400H.U.とした。視察評価では、す

*: 中京大学 情報科学部 〒470-03 愛知県豊田市貝津町床立101



図1 試料画像のスライス例 (矢印はがん病巣)

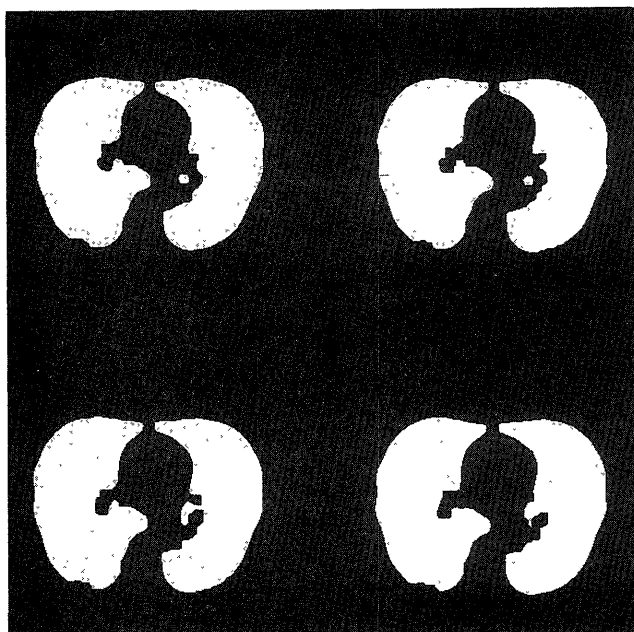


図2 (a) 肺野領域抽出結果のスライス表示

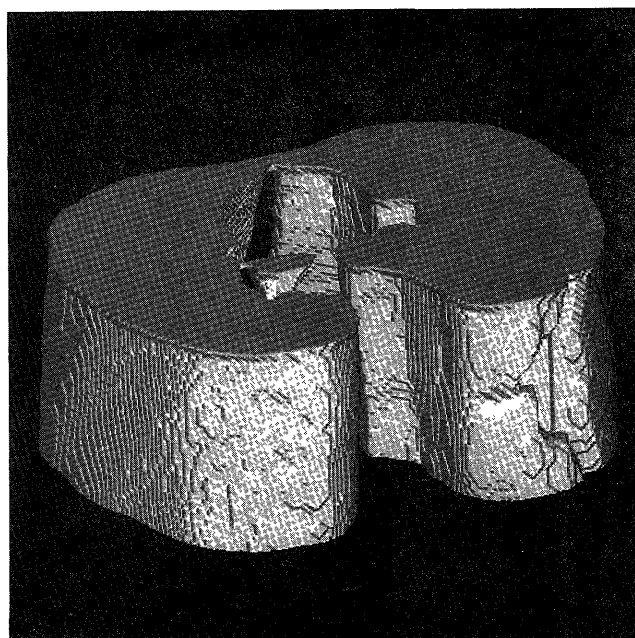


図2 (b) 3次元表示

表1 パラメータdに対するSRの抽出数

しきい値 d	2	3	4	5	6	7	8	9
症例 1	75	12	4	0	0	0	0	0
症例 2	67	15	4	3	2	1	1	0
症例 3	69	16	4	1	1	1	1	0
症例 4	70	19	8	2	1	1	1	0

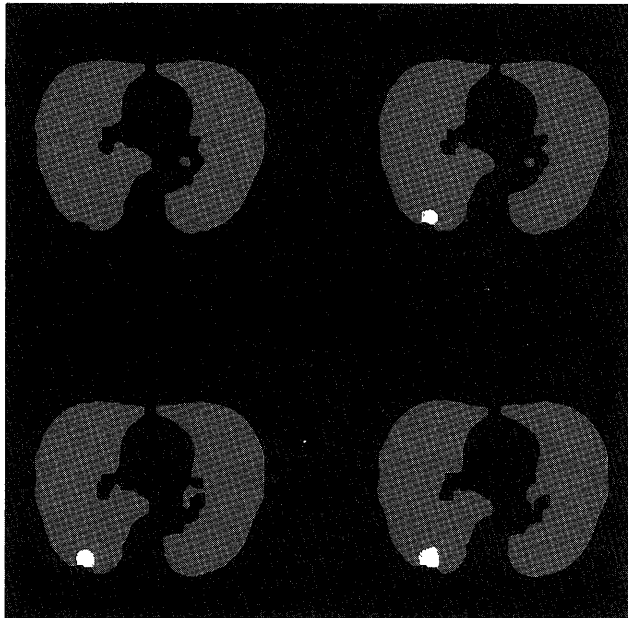


図3 肺がん陰影候補領域 (SR) 抽出結果のスライス表示

すべての試料で良好な結果を得た。切出し結果の例を図2に示す(入力画像は図1)。

SR抽出では、血管・病巣を他の組織から分離するしきい値を -600H.U. とした。処理パラメータ d の値に対する抽出SR数を表1に示す。この結果、①今回用いた試料すべてについて病巣を見落さないためには、 d の値を4以下にする必要があること、② d の値を3以下にすると血管の拾い過ぎが急に増えること、③1つの試料を除けば、病巣を安定して抽出できる d の値は6～8であること、④ d の値が8を越えると病巣をすべて見落すこと、などがわかった。結局、病巣の見落としゼロという条件で拾い過ぎを最小にする d の値は4であり、その最小値は5個という結果になった。 $d=4$ のときのSR抽出結果の例を図3に、そのSRと血管領域を合成3次元表示した例を図4に示す(入力画像は図1)。

なお、一試料あたりの処理時間(CPU)は、大型計算機(FACOM M-1800/20)で肺野切出しが約160秒、SR抽出が約20秒であった。

4. 考察と課題

今回の実験は試料数が少ないので、開発した処理手

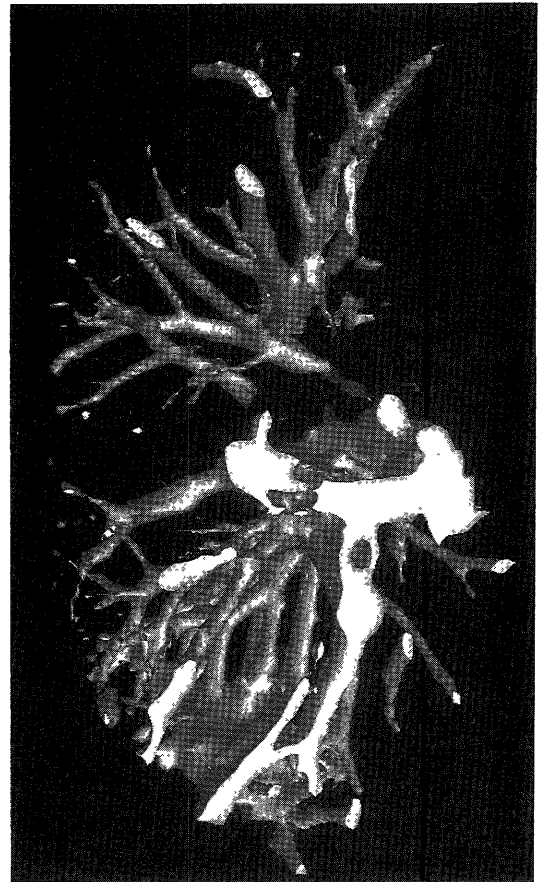


図4 SRと血管領域の合成3次元表示
(データ上はSRと血管領域は分離されている)

順の能力を統計的に評価することはできない。それでも、病巣の位置や大きさのかなり異なる試料を用いたので、ある程度汎用性のある処理手順になっていると考えられる。今回選んだパラメータ d の値($=4$)は実寸にして半径2.5mmの陰影に対応するが、この値では正常陰影の拾い過ぎはある程度避けられない。このため、抽出されたSRの正常・異常を判定するより精密な診断論理を開発する必要がある。今回の実験で、拾い過ぎSRが出現するのは肺門の大きな血管部分ならびに血管の分岐部分であったことから、一つの可能性として、血管を精密に追跡した結果を利用することが考えられる。

胸部を広範囲に診断する必要性から、臨床の間ではスライス間隔5～10mm程度の体軸方向に粗い3次元画像を使うのが普通と聞く。しかし、3次元処理の観点からは、 x 、 y 、 z どの方向にも等しい解像度の3次元画像が望ましい。このため、今回の実験ではスライス間隔1mmの画像を用いた(当然、撮影範囲は限定される)。このような画像が臨床の場で日常的に使われるようになる可能性は今後あるのだろうか？

大松先生の提言の中に、撮影条件や再構成アルゴリズムの評価にはファントム実験が必要であるとの指摘

があったが、3次元画像処理手順の評価にもファントム実験は重要と思われる。医学工学両方が協力してファントム作りを試みる価値はある。

3次元画像処理の実験環境をもっと改善していく必要がある。中でも、3次元画像データベースの構築は重要な課題であり、医学側の協力無くしてはできない。問題は、全国の病院や研究機関に分散する個々のデータベースの統一的な利用方法を考えることであるが、従来のように画像データを一箇所に集めて利用するやり方はそろそろ見直す時期かも知れない。これには、データフォーマットの標準化、コンピュータネットワークの整備、処理装置の統一などがキーポイントになりそうである。

3次元画像の表示技術は重要である。かなり高度な3次元表示機能を備えたグラフィックスマシンはある

ものの、まだ不特定多分野向けのものが多い。単にきれいに表示するだけでなく、診断に本当に役立つ機能、例えば、大松先生の提言にもあったスライスの動的表示や連続表示など、医学側から要求すべき機能はまだたくさんあるように思う。また、最近登場した光造形などによる3次元実体モデルの医学的な利用価値や将来性についてはいかがなものであろうか？

参考文献

- 1) 森 健策、長谷川純一、鳥脇純一郎、安野泰史、片田和廣：“3次元X線CT像に基づく肺がん候補領域の自動抽出”、日本医用画像工学会研究報告(JAMIT '92)、pp.66-71 (Jan. 1993)

「M側」からの提言—変貌しつつある画像診断

西谷 弘*

ニューズレター担当幹事から「M」側からの提言と言うことで原稿を依頼されたが、考えがまとまらないまま締切日となってしまった。ご親切にも締切を連休明けまで待っていただけということになり、苦痛の連休となった。すばらしい外の気候をみながら原稿を書く羽目になったので、極端な意見となり過激な文章が飛び出すかもしれないが状況をご勘案の上ご容赦お願いしたい。

1. 画像診断価値の変遷

昔は胸部X線写真で名医が「肺癌」と診断すれば、それに基づき治療をした時期もある。治療方法によりそれほど患者さんのその後の経過が変わらない場合はそのような診断も現在でも使われる場合があるが、最近の診断技術の進歩は著しく、ほとんどの場合生体内の組織の一部を取り出し病理組織学的に調べる生検で診断されるようになってきた。特に早期のがん病変については病理組織学的診断無しでは治療されない傾向が強い。このような時代においては、工学の人々がよ

く口にされる（おそらく医学の側が強調し過ぎた）”言葉で言い表せない微妙な特徴”を基にした直感的診断だけで治療が決められることはきわめてすくなっている。

2. 良性悪性診断についてのコンピュータ支援画像診断の価値

なぜ人はコンピュータを利用するのであろうか、それが役に立ち、便利で、自分でやれば大変時間がかかりすぎるためほとんど不可能だと思われることををやっ

てくれるからではなからうか。円周率の計算式は人間が与えたものだが、その計算はコンピュータの方が速い。だから便利だという事になる。この伝でいけば、医用画像診断のコンピュータによる支援もまず医師の読影過程を計算式として与えコンピュータに処理させれば、便利で役に立つものができるはずである。円周率計算の前提は計算式が絶対正しいという必要がある。画像診断における医師の読影過程は果たして円周率の計算式と同様に正しいものであろうか。読影する立場からいえばこれは否である。特に癌が良性か悪性かというような判断の読影基準でコンピュータに入力できるくらい正確なものは無いといって良い。SENSITIVITY 99.9%、SPECIFICITY 99.9999%という様な診断基準をみたことはない。どの論文の診断基準もずっと成績は悪い。医師は芸術的、直感的という言葉でこの読影基準のあいまいさを表現している。そしてそれが許されるのも、人間ならば容易に周囲の状況で微妙な調整が効くからであるし、多くの場合真実が何かを知る方法がなかったからである。直感的な画像診断が正しいのであれば、画像診断医は20年以上も観察した異性の診断において誤った結婚をするなどということはないはずである。はじめに誤っている所から出発した計算は”言葉で言い表せない微妙な誤差を生じ”大きな誤りとなる可能性がある。果たしていつ大きな誤りが出現するか、わかりもしれないものを役に立つものとして受け入れるであらうか。少なくとも医師の診断よりも優れるものとなる可能性は著しく低い。このように書く読者から「乳房の微小石灰化」などでのコンピュータ支援診断はどうかというご意見もであるであらう。たしかにこれらの領域ではコンピュータが人間の眼に近いあるいはひょっとすると越えている能力を発揮しているかもしれない。ただこの場合は医師の診断というよりも微小石灰化の検出（これも診断という作業の一部ではあるが）ということについて医師の眼を利用して検証を行なっただけに過ぎず、眼を借りただけといえなくもない。すなわち本来なら病理標本で検証すれば良い事を人間を利用したにすぎないのかもしれない。病変の集ぞく性とか形を利用して良性悪性の診断にせまろうとすると成績が悪くなる可能

性がある。

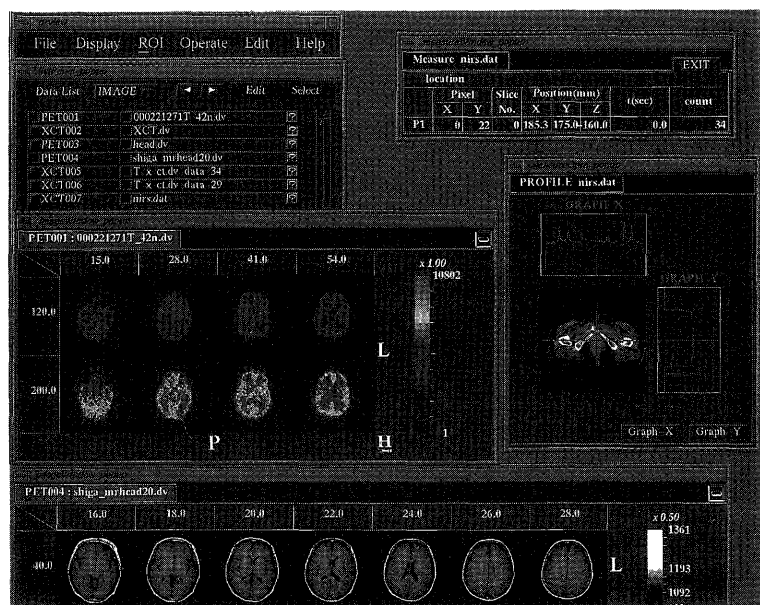
3. 作ってほしいコンピュータ診断支援システムはどんなものか

確かに人間のセンサとしての眼は鋭い。しかし、判断を行なう際には錯覚という色眼鏡のかかり易いという欠点を持っている。最近の医用画像はデジタル画像となり、画像に装飾を加え易いため特にその傾向が顕著となっている。お化粧している女性の”あばた”を”えくぼ”と思いこむ傾向である。例えば、CT、MRIで画像の表示サイズは装置毎に異なる。同一病院でもCT装置など何台もあるため経過観察においても異なるサイズの画像を比較しなければならなくなった。これに人間は弱い。どうしても大きくみえる方を大きいと読む傾向がある。ファントムによる実験では人間は10%程度の容積変化までも誤診する傾向がみられた。距離、面積、体積（容積）など数値化されたデータの取扱いについてはコンピュータが威力を発揮する部分である。病院における画像診断の利用の大部分は病変の診断よりも発見された病変の経過観察にあるといっても過言でない。ぜひコンピュータの助けがほしいところである。そのためには、臓器、組織、あるいは病変のコンピュータによる検出（同定／輪郭抽出）が必要である。その方面の研究の進歩が切望される。少なくとも主要臓器の容積についてはデータベースとして蓄積できるようなツールの作成が期待される。また、骨の強度、臓器の弾性などの数値シミュレーションツールの作成もぜひほしいものである。まもなく迎える高齢化社会における画像診断の有用性確保にはこれらのツール作成が欠かせないと考えている。このようなコンピュータ支援画像診断の構築には3次元画像情報が必須である。研究を進めるには単にコンピュータ処理だけでなく撮像方も大きく関わっていると思う。我々は、撮像装置とUNIX COMPUTERをオンラインで接続し、データを研究用に提供できるLANを構築してきた。どのような撮像法でどのようにデータを提供すればよいか、医側と工学側で十分話し合いながら新しいCADMの構築に向けて進む必要があると考えている。

先生方の声に答えて

旭化成情報システム株式会社 サイエンスソフト事業部 野島 靖彦*

旭化成情報システム(株)は昭和62年旭化成工業(株)のシステム管理部門が独立して発足しました。その中でサイエンスソフト事業部は大学、病院、研究所向けの研究支援ソフトウェアの作成及び販売をしています。Chemical分野ではSPARTANという分子軌道法ソフトウェアを中心に、主に基礎化学分野に貢献しています。また、本題のMedical分野ではDr.Viewという医用画像処理支援ソフトウェアで医療の研究分野に貢献しています。Dr.Viewは先生方から病院で使っているいろいろな画像診断装置のデータを、一つのワークステーションに取り込み、解析処理できるようなシステムを構築したい、との依頼を受けて開発されたソフトウェアです。その後いろいろな病院、研究施設でお使いになられて先生方の要望、アイデアを取り入れて出来上がってきたソフトウェアです。この様にDr.Viewは名前の通り先生方がドクターコンソールとして様々な医療画像装置で作成された各患者のデータを一括で管理し、合成し、解析をすることができます。そのためにすべての医療機器メーカーの医療画像装置とオンラインまたはオフラインで接続出来るようにしており、すべての大学、病院、研究所にあったシステム構築が可能ないようにソフトウェアが設計されています。

Dr.Viewの特徴

1. 豊富な画像処理機能

- ・スミージング、エッジ強調、ノイズ除去など約50種類以上のフィルタリング機能
- ・約10種類以上の色調をユーザーが対話方式で選択可能
- ・多数画像の同時表示や重ね合わせ、拡大縮小、回転などができ、アニメーション機能を有する

2. 優れた操作性

- ・全ての操作がメニュー化されており、マウスで自由な操作が可能
- ・マルチウインドウシステムにより操作がす

ぐにでき、広い画面を好きなように使う事ができる

- ・応答性が高く使う側の思考を妨げることなく解析処理が可能

3. 二次元、三次元高解像度表示機能
4. 自由度の高い関心領域表示解析機能
5. 各種出力装置への対応
6. 自由な拡張性と容易なカスタマイゼーション

Dr.Viewのハードウェア

1. シリコングラフィックス社製IRISシリーズ
2. クボタコンピュータ社製TITANシリーズ

現在、上記二社のコンピュータでDr.Viewが使用可能ですが、オープンプラットフォーム化をめざす旭化成情報システム(株)ではUNIX系のワークステーションであればソフトウェアの移植はご相談に応じております。

我々は今後も常に先生方とのコミュニケーションを密にとり、いつでもユーザーサイドにたったソフトウェア開発を心がけていきます。そして、マルチベンダー、マルチモダリティ、オープンプラットフォームのソフトウェアで先生方の研究支援を行っていきたいと考えています。

CADM Call for Paper

コンピュータ支援画像診断学会 第3回学術講演会開催案内および論文募集

CADM第3回学術講演会を下記要領で開催いたしますので、論文のご投稿ならびにご参加をお待ち申し上げます。

記

主 催 : コンピュータ支援画像診断学会
協 賛 : 日本医用画像工学会、日本医学物理学会
期 日 : 平成5年10月22日(金)、23日(土)
会 場 : 長井記念ホール 徳島市庄町78の1 徳島大学蔵本キャンパス内
電話 : 0886-31-3111 (ext.6135)

大 会 長 : 西谷 弘 (徳島大学医学部)

原稿の書き方 : 原稿はB4サイズで1枚(横書き; 図表含む)とし、和文または英文でお書き下さい(原則としてワープロ作成)。

原稿には上下左右とも25mm以上のマージンをとり、和文原稿の場合は、先頭に論文題目、著者(講演者に○印)および所属の和文名、次に、それらの英文名をそれぞれ中央印字し、一行あけて本文を続けて下さい。英文原稿の場合は、上記和文名は不要です。

文字の位置や大きさなどは本紙12ページの執筆サンプルを参考にして下さい。原稿をそのまま縮小コピーしたものを論文集とします。

投 稿 方 法 : 1) 上記原稿、
2) その原寸大コピー1枚、
3) 論文題目、著者、所属および連絡先を書いた用紙
の計3枚をまとめて下記送付先までお送り下さい。

投 稿 期 限 : 平成5年8月31日(火)

参 加 費 : 会員2,000円、非会員3,000円

(論文集代を含む; 当日受付けで徴収します。)

懇 親 会 : 10月23日(土)の学術講演会終了後に懇親会を予定しておりますので、是非ご参加下さい。

原稿送付先および問い合わせ先

: 西谷 弘 〒770 徳島市蔵本町3丁目18の15

徳島大学医学部放射線医学教室

電話 : 0886-31-3111 (ext.2375) FAX : 0886-33-1916

CRを用いた新しいエネルギーサブトラクション処理法の開発

○中島 延淑、伊藤 渡、志村 一男、石田 正光、加藤 久豊
富士写真フイルム(株) 宮台技術開発センター

Improved Processing for Dual-Energy Subtraction in Computed Radiography

Nobuyoshi NAKAJIMA, Wataru ITOH, Kazuo SHIMURA, Masamitsu ISHIDA, Hisatoyo KATO
Technical Development Center Miyonodai, FUJI PHOTO FILM Co., Ltd.

■目的 CRを用いたエネルギーサブトラクション法で得られる軟部画像は肋骨に重なる肺腫瘍陰影の検出が容易となり、肺癌等の早期発見の目的に対して有用であると報告されている¹⁾²⁾。同時に肺腫瘍陰影を自動抽出するコンピュータ支援画像診断(CAD)の前処理としても有効な手段であると考えられるが、通常X線量の撮影では粒状性が良くないという問題点が指摘されている。今回我々は粒状性を改善できる新しいエネルギーサブトラクションの画像処理法を開発したので報告する。

■方法 新しいエネルギーサブトラクションの画像処理法は従来法に対して、(1)拡大率補正を含めた位置合わせ精度の向上、(2)位置に依存した重み付け減算係数によるビームハードニングの補正、(3)重み付け減算時に発生するノイズ成分の軽減の3つの改良を加えている。Fig1の原理図にしたがい、以下に処理手順を説明する。

- ①一回曝射法を用いて、高圧画像と低圧画像を得る。
- ②重み付け加算で重ね画像(A)を、位置依存の減算係数を用いた重み付け減算処理で軟部画像(B0)を得る。
- ③軟部画像(B0)の高周波数領域はノイズ成分が支配的なので、平滑化フィルタを施した後、重ね画像(A)から減算処理し、ノイズ成分の少ない骨部画像(S1)を得る。
- ④エッジ保存平滑化フィルタにより、骨部画像(S1)の骨部エッジを保存しながら中～高周波数領域のノイズ成分を軽減し、重ね画像(A)から減算処理してノイズ成分の少ない軟部画像(B1)を得る。
- ⑤平滑化フィルタの力を繰り返し、さらに重ね画像(A)及び軟部画像(B1)を平滑化処理し、最終的な軟部画像(B2)を得る。

■ノイズ解析 軟部画像(B1)のノイズ成分を解析し、本手法の粒状性を示すブロックファン

FFD100cm, Bucky 40L/cm10:1で撮影して得られた画像データを用いて評価解析した。結果はFig2(B)に示す様に、中～高周波数領域でノイズパワースペクトルが約1桁改善されることが確認できた。

■ROCを用いた検出能評価 ノイズ成分低減による診断性能(検出能)向上の効果は臨床例で主観的に認められたが、これを定量的に解析するために樹脂製の模擬腫瘍を付与した胸部ファントムを用いて、異常陰影の検出力についてROC解析を実施した。Fig.3に結果を示す。グラフは10名の放射線医の平均値で、単純CR画像だけでなく単純CR画像+軟部画像(従来法)の方が、さらには単純CR画像+軟部画像(本手法)の方が検出能の点で有意に優れていることが認められた。

■結論 新しいエネルギーサブトラクション画像は、従来法に比べて大幅に粒状性を改善することが出来た。また胸部ファントムを用いたROC解析の結果、異常陰影に対する検出能の点でも本手法は従来法に比べて有意に優れていることが定量的に確認された。

以上の結果は、肺癌に代表される胸部腫瘍陰影の自動抽出を目的としたCADの前処理としての有効性を示唆するものであり、今後この観点での検討も行なっていきたい。

*臨床例の収集、ROC評価等に、多大なご協力、貴重なご意見を頂いた、大阪大学医学部附属病院の皆様に感謝致します。

- 参考文献 1)T.Takashima; Single Exposure Energy Subtraction Chest Radiography in the Diagnosis of Pulmonary Cancer. Japan Acta. Radiol., 47 (3), 455-464, 1987
2)T.Ishigaki, S.Sakuma, M.Ikeda; One-shot Dual Energy Subtraction Chest Imaging with Computed Radiography: Clinical Evaluation of Film Images. Radiology, 168, 67-72, 1988

Sample

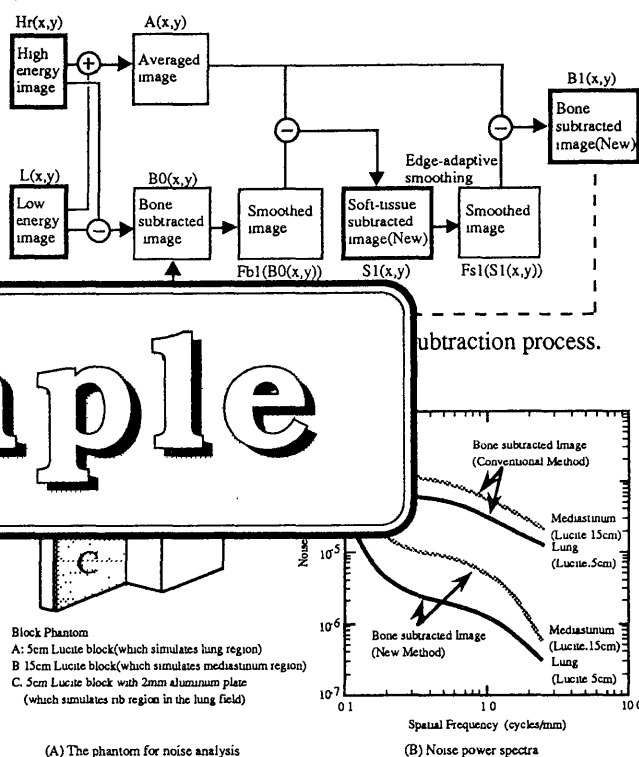


Fig.2 Noise analysis using the phantom.

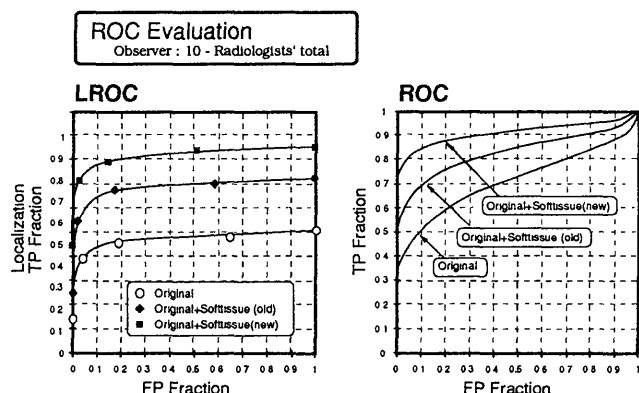
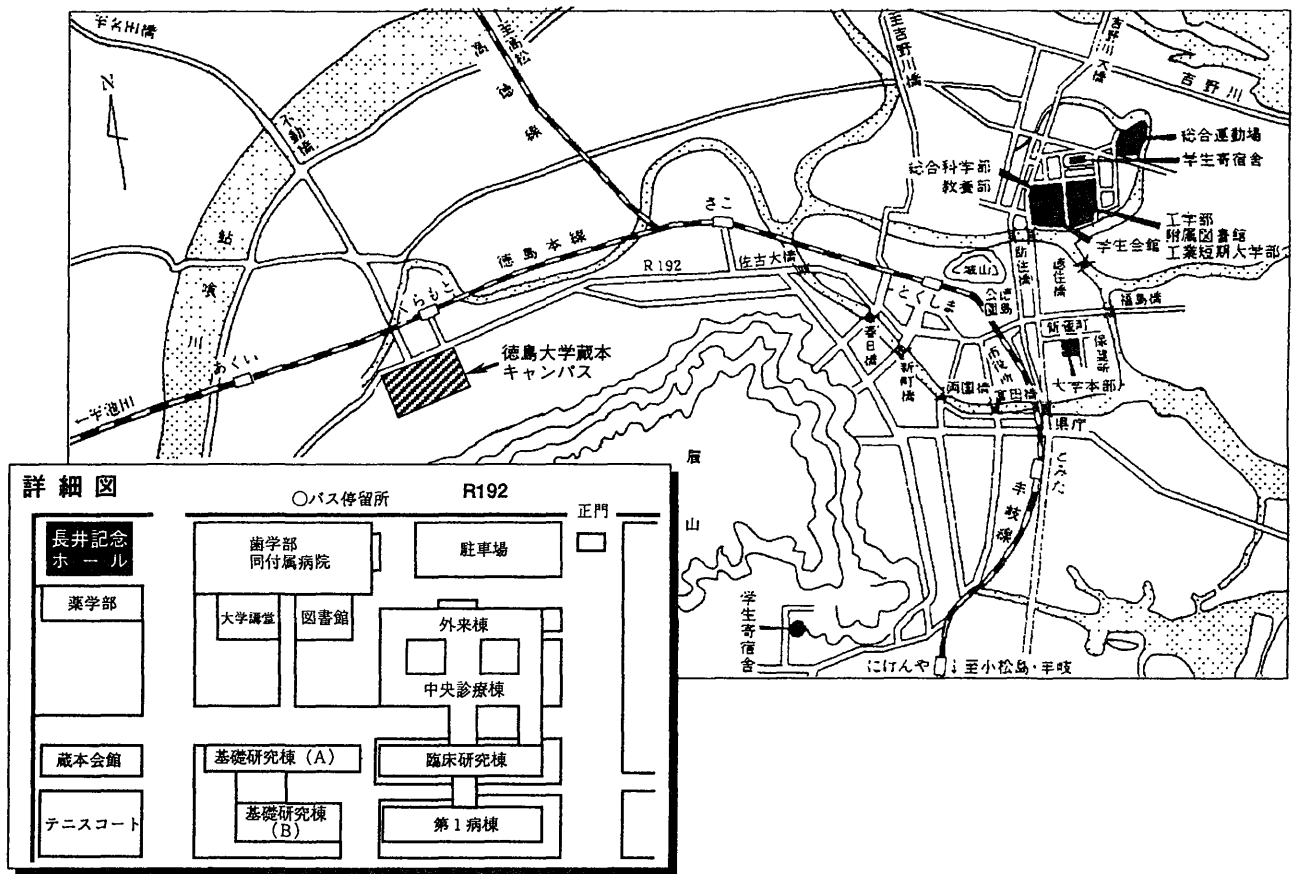


Fig.3 ROC analysis using the chest phantom.

【講演会場周辺の略図】



事務局 だより

医用画像データベースの整備に着手

医用画像データベース整備委員会

本学会の設立時の主要な目的の一つに医用画像データベースの整備があります。会員が自由に利用できる共通医用画像データベースの整備が進めば、コンピュータ支援システムや自動診断システムの実現に向けて大きな助けとなります。本学会の理事会では、その実現に向け、医用画像データベース整備委員会を組織し、医用画像データベースに関わる諸問題を検討することと致しました。

理事会の決議に基づく医用画像データベース整備委員会の第一回会合は平成5年4月23日に持たれました(委員長:小畑秀文)。委員会での主な議論は、医用画像データベースを学会が整備し、それを会員に利用してもらう体制を整えることに伴う法律上の諸問題でした。それがデータベース実現の鍵を握るほどの大きな問題であることから、当委員会では法律の専門家を招き、色々な角度から法的な検討を行ないました。その結果、一定の手続きを踏むことにより、法律上の問題は概ね回避できるとの結論に達しました。

当委員会はその活動を開始したばかりですが、法的な問題がクリアできるとの見通しを得たことから、データベース実現のための具体的な準備に取り掛かることにしました。当委員会の活動の成否は、画像データを提供する立場の医学者と、それを利用し、診断支援や自動診断に利用する立場の工学者とがお互いに協力し助け合うことが必要です。また、当委員会のメンバーだけで良い医用画像データベースの整備ができるわけでもありません。今後の当委員会の活動に会員の皆様の力強いご支援、ご協力をお願い致します。また、当委員会に対してのご要望やご意見がございましたら、当学会事務局までどしどしお寄せください。

事務局 だ よ り ● ● ● ● ●

(1) 会員の現況 (1993年4月27日現在)

賛助会員	9社 (10口)
正会員	107名
学生会員	3名
合 計	119

(2) 新たに次の方が入会されました。

会員番号	氏 名	所 属
0106	山本 修司	福井医科大学医学部附属病院
0107	寺嶋 正己	山陽電機製作所 研究室
0108	吉村 浩幸	福井医科大学医学部附属病院

賛助会員

C-009	富士通研究所
-------	--------

お願い：住所・勤務先等に変更がありましたら、事務局までご連絡下さい。

会員の皆様へのお願い！

CADM/News Letterでは『技術交流の輪』と題して、MとEによる議論のキャッチボールを掲載しております。本号よりさらに1テーマが増えました。これらの提言および回答に対するご意見・ご質問等がございましたら、下記の学会事務局（東京農工大学工学部、小畑研究室内）までお問い合わせ下さい。

編集委員会としては、より多くの会員の皆様が本企画への参加されることを期待しております。

CADM News Letter (1993年度 第5号)

発 行 日 平成5年5月30日

編集兼発行人 加藤久豊

発 行 所 **CADM** コンピュータ支援画像診断学会
Japan Society of Computer Aided Diagnosis of Medical Images

〒184 東京都小金井市中町 2-24-16

東京農工大学工学部 小畑研究室内 Tel. & Fax. (0423) 87-8491