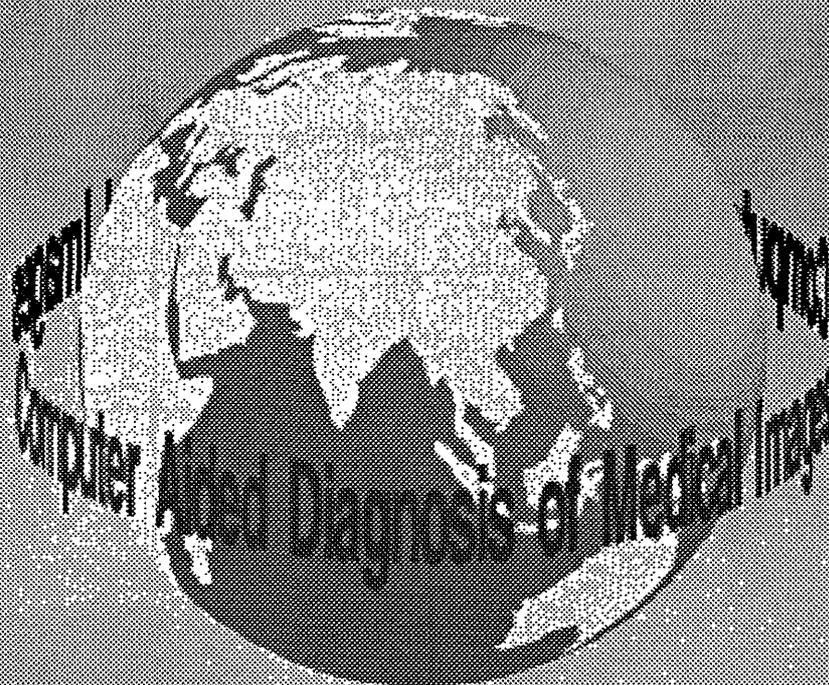


CADM

Computer Aided Diagnosis of Medical Images

News Letter



コンピュータ支援画像診断学会
1996.6

No. 16

発想逆転の診断論理は組めないか？

山本 眞司*

画像を主体とする医学診断領域にコンピュータを用いた診断支援技術を持ち込むことはなかなか難しい。この研究領域は先駆者による研究着手時期から数えるともう30年以上になろうか。それだけの年月を費やしたにしては実用的な成功例が少ないことから、この分野の研究の難しさがわかろうというものである。これを打開するためには幾つかのブレイクスルーが必要であるように思われる。もちろん、そうしたブレイクスルーは過去にも幾つか見られたが、まだまだ難関を突破するには十分でなかったと言えよう。

では、どのようなブレイクスルーが期待されるか？私のような苔蒸した脳細胞の持ち主ではあまり気の利いた事は思いつかないが、1つだけ気になっていることがある。それは、医者のお卵が真っ先に学ぶことの1つと思われる解剖学の知識を、我々技術系研究者は計算機にきちんと教育する（覚え込ませる）ことを怠ってきたということである。これを言うと、そんなことはない、解剖学的知識を十分に考慮した診断論理を組んできたと言われ反論されるかもしれない。確かに非常に局所的な範囲において解剖学的知識を考慮した論理は現に開発されてきた。そのことを否定するつもりはない。ここで言いたいのはもう少し広い範囲、すなわち画像中に表れるすべての正常組織を計算機が正しく認識できるような解剖学的知識を教え込んだかということである。

別の言い方をすれば、診断すべき対象画像が与えられたとき、我々技術系研究者は“異常はどこだ、異常はどこだ”と画像中の例外部分（異常部分）を探索することに躍起となり過ぎて、正常部分に対する考察が

非常にお粗末になってはいないかということである。従来型の診断論理で良く経験することの1つに、えっ！どうしてこれが異常なの？と医者がいぶかるような初歩的ミスが計算機が平気で犯すことがあるが、これなども人体の正常な構造をきちんと計算機に教えていないからであろう。考えてみるとこれは非常に奇妙なことである。正常な人体構造の知識を計算機に教えること無しに、大胆にも病気の診断をやらせようというのだから...

そこで別のアプローチ法として、“ここは正常組織のA、ここは正常組織のB...”と続けて、その結果として、“おやここは従来の解剖学的知識からするとうまく当てはまらない、おかしい”という逆の立場（多分、医師が無意識の内に行っている論理に近い立場）からの診断論理が組めないだろうかということである。すなわち、例外部分（異常



部分)の抽出を行う論理の前に、正常部分を正常として判断できる論理構造をきちんと構築する努力をしたということである。もっとも、そのような逆の立場からの診断論理を組みたくても、計算機に正常人体の解剖学的な組織、性状をきちんと教えていない、それどころか教えたくても計算機の中でどのように表現すれば教えたことになるのかその方法論すらはっきりしない、ということでもあろう。従ってこれは相当に困難な作業かもしれないし、一見まことに迂遠なアプローチ法のようにも思えるが、そういう努力をしてみるのも面白いのではないだろうか。果たしてそれが現実に可能かどうか、良く考えてみたい。



ある日のCADM編集会議と支援の拡大解釈に 関する一私見について

松本 徹*

もう大分昔のことになってしまったが、平成7年11月18日(土)私は千葉から約4時間かけて昼時に京浜急行線・三浦海岸駅に降り立った。そこでたまたま小畑先生(東京農工大)と出会ったが、これは偶然ではない。本日、この地でCADM編集委員会主催の放談会があるのだ。行き着く先は富士写真フィルム保養所・三浦海風荘である。

この発端は、CADM編集会議で技術交流の輪「MとEのキャッチボール」を中心としたCADM News Letterを編集する時交わされる議論が何一つ記録されることなく、消えていくのはもったいないと誰かが言ったことにある。通常、CADM編集会議は土曜日の午後1時から5時近くまでほとんど休みもとらず、支援システム関連の議論が延々と続く。議論が沸くのは、「(MとEは)元々文化の違う二つの集団、会話がなかなかかみ合わないようで、かなり強引に筆者を選んで執筆をお願いしている。「加藤編集委員長(富士写真フィルム)CADM news Letter '94.5.No.8 p1-2」せいでもある。掲載予定の記事を読み、キャッチボールの連続性を確認し、キャッチボールを続けることの意義を吟味し、また、次号以降の新テーマのキャッチボールの種を探す、などの作業となる。編集会議でも「元々文化の違う」MとEの委員がそれを行うから互いの意見を理解するのに、それぞれ専門の立場から蘊蓄を傾けた高尚な議論が展開される。気が付くといつの間にか実務的なことと学術的なことがごちゃとなり、記事を書いた当事者そっちのけでMとEの編集委員同士が言葉によるキャッチボールをやっている。これを一度記録したら面白いことになるかもしれないと本気で考え、折角やるなら年末近くの親睦会を兼ねたらどうかという話に発展し、加藤編集委員長の格別のはからいにより三浦海風荘が編集会議会場に選ばれた次第。

さて、大分前置きが長くなったが、それでどうだったか、何か収穫があったか、と問われると少々つらい。というのは、意義のある議論は確かにあった、ということは森久保委員(珪肺労災病院)がテープに録音

したからそれを聞いてもらえば分かる、のであるが、CADM会員にその事実を知ってもらうには音声で文字に置き換えなければならないという問題があった。また、それを誰に担当させるのが正解かという問題に対しては、少なくとも私では不正解であることは自明であった。にもかかわらず、それらの点を十分考慮せず、編集委員長から三浦海岸の会議について何か書くよう要請を受けた時、ついその気になってしまったのは魔が差したとしかいいようがない。いつもと違う雰囲気の良い編集会議がもたらした後遺症によるものと思われる。時間は止まらず、後に戻せないため、「もったいない」と思ったCADM編集会議の蘊蓄ある議論の中身は未だに日の目をみえていない。

責任の一端を果たすため、あの時議論した主な項目だけでも上げてみると、1)電子出版、2)診断支援プログラム開発のためのデータベース、3)学会誌の発行、4)MとEのキャッチボール形式の是非、5)CADM会員を増やす方策、6)他学会(JAMIT、コルビュート外科学会など)との連携および独自性の保ち方等であった。特に、時間の大半は、1)電子出版の件について、それを具体化する際、編集委員会として検討すべき問題点は何か、それにどう対処すべきか等に費やされた。MとE編集委員の多くが専門家であるため技術的詳細にまで立ち入った議論が交わされ、単なるエンドユーザーの私には理解しにくかったと記憶している。

私が唯一発言できたのは、学会名の「コルビュート支援画像診断」の「支援」の意味を今より少し拡大解釈したらどうかということであった。この私見はすでにCADM News Letter '94.5.No.8,p6-8で述べており、特に目新しいものではなかったが、(何かしゃべらないと親睦会だけに来たように思われるかもしれないと無理して)、学会誌の発行と会員数を増やす方策の一つとこじつけて、あらためて強調した。その結果、親睦会が後に控えていたせいか、特に反論もなく、皆さんどちらかといえば賛成してくれたような印象がある。

本稿執筆のためNews Letterの1号から最近の15号ま

でざっと目を通して見たところ、No.5,p8-9で西谷先生(徳島大)によるM側からの提言に対してNo.6,p5-7でE側の山本先生(豊橋技術科学大)が応えている記事の中に「計算機などというものは、もはや何も特別なものではない。今や洗濯機にも、ゲーム機にも、どこにでも単なる制御用部品としてごく当たり前につかわれている。従って医学の分野でも必要に応じてどんどん使えばよいのである。」とあった。私の意見はこれを単に形を変えて言っただけであることが分かった。「ただし、医師自身あるいはその周辺の方々がどんどん進められるのはよいとして、工学者または産業界が手を染めるときには、やはりなんらかの優先順位をつけて実行する事にならうか。」とも言われているのが重要である。

館野会長は学会設立のご挨拶(News Letter No.1,p1-2)の中で本学会の目的は「…医学・工学の分野の研究者の学際協力関係を推進し、医用画像診断のコンピュータ支援を主たる分野とし、その関連分野も含め、高度化に寄与し…」と述べている。ちなみに、第2回(1992)~第5回(1995)までのCADM学術会議の一般講演の筆頭演者についてMとEの頻度(割合:%)を比較すると、第2回M:2(18%)vs.E:9(82%)、第3回M:3(16%)vs.E:16(84%)第4回M:3(16%)vs.E:16(84%)第5回M:5(19%)vs.E:22(81%)、全体ではM:13(17%)vs.E:63(83%)となった。演題数は11、19、19、27と年々徐々に増加傾向にあるが、MとEの比率はあまり変わらない。さらに一般演題を、研究テーマ別に筆者の独断と偏見により「支援診断システム開発以外のテーマ」対「支援診断システム開発」に分類すると、第2回2(18%)vs.9(82%)、第3回7(37%)vs.12(63%)、第4回6(32%)vs.13(68%)、第5回7(26%)vs.20(74%)、全体では22(29%)vs.54(71%)となった。

以上の数字より次のようなことがいえる。・本学会の(筆頭)学術研究の8割はEにより支えられている。Eは元々自己規制が強くまじめな方が多い(但し私は対象外)ので、山本先生ご指摘の通りにCADMにとってEの立場から最も優先順位の高いものを研究しているに相違なく、学会の方向性は保たれていると思われる。

・本学会で検討されているテーマの7割は「支援診断システム開発」であり、それをEが主に担当し、Mの多くは協力者の立場にいる。

ところで正会員のMとEの割合はどうなっているの

か、'94年版会員名簿で比較したところM:36(29%)vs.E:90(71%)であった。第2回~第5回までの研究テーマの合計の比率とびたり一致した。これは単なる偶然であろうか、何か意味のある数字であろうか。

西谷先生が第3回学会開催に当たり「意思の疎通を大切にしまとまった学会として進むか、あるいはすべてを飲み込んででも大きな学会へ進むかの岐路にたっているような印象を受ける」とおっしゃっているが、上述したごとく第5回までのMとEの比率および学会発表数の推移を確認したところでは、こじんまりまともではいるがしかし、もう少し何かを飲み込んで今より大きな学会になる必要があるという印象を受けた。

本格的な自動診断の研究は学会のメインテーマであり、支援システム(プログラム)開発を行うEの発表が今後も一層増え続けることが望まれるのはもちろんであるが、それにしてもMの発表が少な過ぎる。少なくとも正会員のM対Eの比程度、筆頭演者Mの発表があってもよいのではないか。但し、支援プログラム開発をEと同じレベルで研究するのは多くのMにとって困難である。山本先生ご指摘の通り、「医師自身あるいはその周辺の方々が(コンピュータ支援の意味を拡大解釈して支援に関連したテーマを筆頭演者になって)どんどん」発表したらよいのである。そうすることが学会誌の発行や会員数の増加につながり学会の発展に寄与すると考える。

以上、ある日のCADM編集会議とその時私が思いつくままに順序もなく語った、文字どおりの放談に、データらしきものを付記して、先生方の揮で相撲をとったような私見を紹介した。何かご意見等ありましたらCADM News Letterまでお寄せ下さい。

とにかく三浦海岸はよかった。特に放談会後の刺身とビールとカラオケがよかった。今年も是非行きたい。





超音波乳房画像診断支援システムについて

長澤 亨*

はじめに

東海大の久保田光博先生との超音波乳腺画像の定量化に関する共同研究は、私が東海大のMEに所属しているところからである。研究を始めた頃白内障の混濁度の定量化の研究をしていた関係で、同じ装置を利用して研究を始めた。それは256x256x6bitの画像入力装置であり、パソコンのメモリも640KBという、いまでは考えられない貧弱なシステムであった。画像処理にはFORTRANを使い、高速化のためにアセンブラを使っていた。つぎのシステムでは、512x512x8bitの画像となり、最近ではWindows上で640x480x8bitの画像を取り扱うシステムへと改良した。これにより機種に依存しないシステムとなった。以下ではシステムの概要と問題点などについて簡単に述べる。なお、対象としている疾患は、乳癌、線維腺腫、膿胞である。処理の流れは、久保田のレポートを参照されたい。

画像入力装置

Windows用のシステムは、Windowsが動作するパソコンであれば動作可能であるが、様々な画像入力ボードが発売されているために、すべてのボードを購入してテストできないため、どのボードが最も適しているかの選定が難しい。またプログラムでコントロールする場合、Video for Windowsなどの標準的なインタフェースで制御できない場合もあり、直接画像をプログラムに読み込めないという問題もある。さらに、画像形式の違いやWINDOWSのバレット操作の問題も無視できない。

乳腺腫瘍の輪郭抽出

初期のシステムでは、輪郭の抽出をマニュアルで行っていた。最近のシステムでは以下の手順で半自動で腫瘍の輪郭を抽出している。まず、処理の高速化を図るために、腫瘍が入るやや大きめのROIをマニュアルで設定する。つぎに、ノイズやスペクルなどの影響を少なくするためにメディアンフィルタ処理後、ガウシアンフィルタをかけ、2値化後微分処理でエッジを出す。そして、エッジに沿って腫瘍の内部を自動トレースして輪郭を抽出する。2値化の閾値はROI

の濃度ヒストグラムを参照してマウスで指定する。また、辺縁エッジに欠損があった場合には、エッジ画像を拡大してマニュアル訂正する。エッジの欠損は腫瘍画像の特徴の1つでもあり、避けて通れない。マニュアル補正の違いによる診断への影響は小さい。

特徴量

腫瘍の特徴は、大別して1)形状、2)形態、3)位置、4)エコーの4つである。形状は、DW比を筆頭に、縁面積指数、変形指数を含め7項目。形態は、輪郭のP表現から計算されるエントロピー、辺縁のフラクタル、腫瘍中心から半径方向の分散など3項目である。辺縁のエントロピーは、低周波に形体情報、高周波に周囲のギザギザの程度を表現している大変よいパラメータである。腫瘍位置情報は、皮膚表面と乳腺実質、乳腺実質と腫瘍上端、腫瘍下端と大胸筋膜間の距離、皮膚から大胸筋膜と腫瘍厚の比など4項目である。エコーは、腫瘍内部、境界、外側陰影、後部、外側後方などを含め8項目である。エコーの計算に当たっては、測定対象と同深部のエコーを用いて標準化している。その他腫瘍内部のテクスチャの特徴量4項目などを含め合計28項目の特徴量を求めている。

判別方法

我々が用いている判別方法は、統計学的アプローチであり、線形判別関数を使う方法である。まず、係数を求めるデータ対して、統計処理の基本的な前処理①正規性の検討（正規分布をしていない特徴量がある）、②飛び離れたデータの処理（平均値や分散を偏らせてしまう）をした後、項目間の相関を求め（主成分分析など）多重共線性をなくすためにできるだけ独立性の高い項目を選択する。つぎに、判別に有効な項目を選択する方法としてステップワイズによる判別分析を行い、組み合わせの判別に最適な項目を選択する（判別に有効な特徴が異なると考えられるため）。組み合わせは、癌、線維腺腫と膿胞の3群、2群としては癌と膿胞、癌と線維腺腫、膿胞と線維腺腫、さらに癌+線維腺腫と膿胞、癌と線維腺腫+膿胞、線維腺腫と癌+膿胞などの組み合わせである。たとえば、癌と

*：鈴鹿医療科学技術大学 保健衛生学部放射線技術科学科 〒510-02 鈴鹿市岸岡町1001-1

それ以外の組み合わせには辺縁の複雑度を表しているエントロピーが真っ先に選ばれ、膿胞と線維腺腫では内部エコーのエントロピーがまず選ばれた。

ところで、判別式はクレスブ的であり、グループに所属するかしないかの二者択一であるため、境界領域の判別が問題となる。その1つの対処方法として、正準判別平面を利用している。それは3群の正準判別分析を行い、第一正準変量をX軸、第二正準変量をY軸とし、その平面に各疾患をプロットするとクラスタを成す、その平面に検査データをプロットすることにより、どの疾患に近いかを視覚的に判断する方法である。

複数の判別結果から総合的に判断する方法は、幾つか考えられる。我々が現在用いている方法は、各組み合わせの判別結果から各疾患に対してスコアを与え、その総合スコアを最終結果とする多数決によるものである。現在のシステムでの内部データ（癌50例、線維腺腫50例、膿胞50例）を判別した結果、癌と線維腺腫、癌と膿胞間では、ほぼ100%判別され、線維腺腫と膿胞間では約92%程度である。

ハードに依存する問題

超音波検査装置、プローブ、ゲイン、STC、画像入力ボードなどが変われば、得られる画像も変わるために、各条件に対する判別係数を求める必要が出てくる。診断システムを利用する場合測定条件を一定にすることは当然必要であり、装置やプローブに依存しない判別方法は現時点では未知であるが、基準ファントムのようなものを利用して装置やプローブを標準化できれば、装置に依存しない判別係数を求めることができるかもしれない。

データ収集の問題

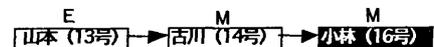
判別係数を求める際、統計誤差をできるだけ小さくするために、ある程度の大きさのランダムサンプルが必要である。しかし、このような医学データに対して実験計画を立ててデータを採集することは難しく、診断が確定しているデータを用いる必要があることなどから、偏ったデータになっている可能性があり、それによって求められた係数は偏っているために他の施設では正しい診断ができない可能性がある。また、検者の診断基準が標準化されていないかもしれないという危惧もある。検者のための標準化されたコンピュータと対話しながら学習する診断学習システムが必要であるかもしれない。

おわりに

我々のシステムに関する基本的な方法の概略と問題点について思いつくままに述べた。まだ解決しなければならぬ点も多々ある。現在も判別に有効なパラメータや判別方法に関して、さらに有効なものがないかと探している。もしこのレポートを読まれた方で気づかれた方は是非お知らせ戴ければ幸甚である。



技術交流の輪—2



三次元CT画像と三次元画像診断

小林 尚志*

[Voxel Transmission法と呼称した経緯]

昨年10月に行われたコンピュータ支援画像診断学会のシンポジウムの質疑応答で会場から「ボクセル・トランスミッション (VT) とボリューム・レンダリ

ング (VR) とは同じものと思うが、何故VR法と区別した呼び方をするのか?」といった主旨の質問があった。私共のVT法は最初にVR法を提唱したLevoy (1988)の式を勿論踏襲してはいるが式の詳細に関しては相違が

*：日本医科大学付属病院放射線医学教室 〒113 東京都文京区千駄木1-1-5

ある（「新世代3次元CT診断」Pp.2-11,南江堂、1995,参照）。本来のVR法では半透明と仮定されたボクセルを透過光が通過し、個々のボクセルのもつCT値は透過光の強弱で反映され、反射光量の三次元法線ベクトルが三次元平面に投影されるはずである。一方、今までに「VR法として市販されていた」3D-CT対応のワークステーションではCT値が反映されていないが何故これをVR法として容認してきたのか分からない。今は、shaded surface display (SSD)と呼んでいる、といわれても筆者がVT法と名付けたのは1993年末だったので、その時点ではいわゆるVR(SSD)とVTは違うと認識をしていたのである。我々の研究のモチベーションは「どうも現行のVR法はおかしい」ということから出発している。CT値をどうやって三次元画像上に表現するか、ソフトの設計を経て実機に基盤が組み込まれるまで、ほぼ半年を費やしている。先の質問をされた方が、「今までのVRは言葉（定義）の誤認であると明らかにした方がよいのでは？」と云われた。1993年末の時点でVR法の臨床対応と臨床画像は未だ公開されていなかったと思う。今春本邦で公開された本来のVR法とも「閾値処理」の有無（後述）が決定的に違い、shadingの方法も違うと考えVoxel Transmissionで良いと考えた。Levoyの提唱したVR法はVT法開発の後、1995年末RSNAで、1996年度のJMCPにて海外のメーカーから初めての臨床画像が公開された。われわれの臨床画像は1994年のJMCPで発表している。本来のVRが登場し、今後SSD,VT,VRは正確に定義されるであろう。また、いずれの方法が三次元再構成に現実的に適しているか、これからの検討を待たねばならない。

[iv 3D-CTAと三次元画像診断について]

まず、3D-CTA (-CT angiography)の位置付けについて述べる。3D-CTA画像をどのように臨床応用するかであるが、このことは「三次元画像」がどのように臨床に関わるか、という未だ答えが出されていない問いに答えなければならず難しい。その次に来る設問は、三次元画像が臨床医学に不可欠であるか否か、である。ある技術の創生期に過剰な期待は禁物であるが、一方、流動的であるはずの技術の萌芽を急いで摘み取る理由も何処にもない。三次元画像の容易な再構成技術は臨床からの強い必要性（need）によって生まれてきたというより、工業テクノロジーが生み出してきた新しい種（seed）であるように筆者には思われる。needがあって生まれた訳ではないseedに即、用不用を問いつめるのは酷ではないか、最初にneedがあって生まれたものなら意義付けは簡単だったのだが。今、重要なことは工業技術をインフラ・ストラクチャーにし

て成立する放射線医学の行く手に、この種の新しいneed無しのseedが提供される可能性は高いと考え、価値の分からぬseedを臨床的に有用な形に育て上げるという能力も必要ということではないだろうか。時代は必ずしもneedに対する応答としての技術のみを提供するわけではない。副産物として新しいseedを生み出すことも少なくはないと思う。もし、その副産物に本質的な概念のおもしろさが潜在しているとしたら、やってみる価値はある。三次元画像の本質的なおもしろさとは、人体は三次元空間に存在していること、それに、二次元の次は三次元と直感的に納得させられそうな点にある。しかし、二次元よりも三次元が次元が高いとすると、三次元は二次元（情報）を全て包括している必要がある。ここに、三次元画像が批判される所以がある。三次元のraw dataまたは画像データが再構成され三次元投影される時、現実には二次元データに細分化されたデータ総量より、取捨選択を受けた分、データ総量は少なくなって三次元表示されていることが問題にされる。次元の「包括」と「連続性」が気に掛かるのである。このことは病巣の存在診断という立場からは容認できないことであろう。データの総量を決定付けるのは三次元再構成のための投影法である。1988年Levoyのvolume renderingという三次元投影法は仮設した光線の透過力（変数）の強弱が投影された三次元データの総量に影響を与え、筆者らのvoxel transmission法では透過力はむしろ定数扱いする。この投影法は一言で云うと、

反射光量 = 透過光量（定数扱い）× CT値（各ボクセル間の架空境界面のCT値の変化率の総和：微分の積分でディメンジョンはCT値）

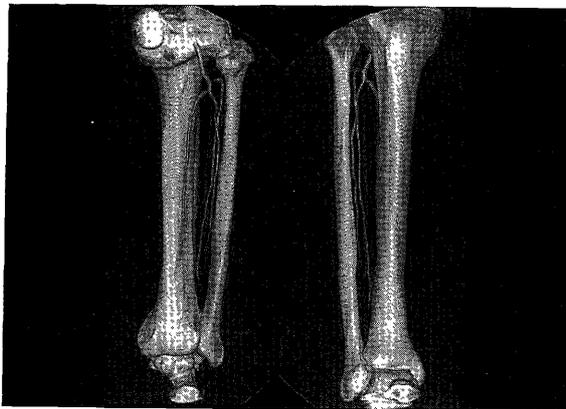
と考えると理解しやすい。この式はvolume rendering（透過力重視型）を基本式にしてはいるが、閾値処理というLevoyの方法と異なる処理法を特徴としており、lower thresholdが再構成されるデータ総量を規定する（CT値重視型）。いずれにせよ現在の三次元画像構成法は合目的的に、ある確固たる意図を持って不用とみなされたデータは、閾値なり、透過力なりで削除されて表現された画像である。

ここでvoxel transmission投影法による三次元画像（3D-CTA）の特長を整理する。

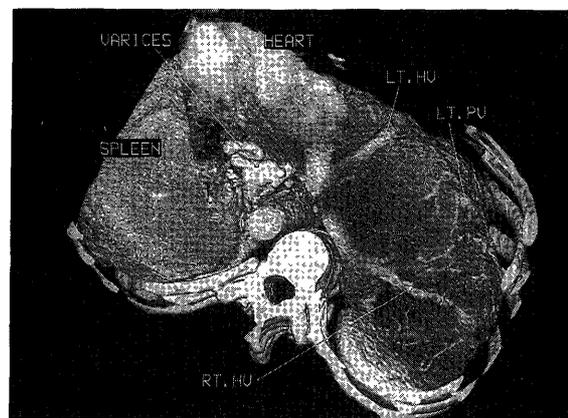
1)造影剤の静脈内投与法で径1.5 mmの動脈や門脈枝が三次元描出可能である<図1：経静脈性下腿動脈3D-CTA>。

2)血流（造影剤）、血管壁石灰化、金属ステント、軟部組織などCT値の異なるものを256階調のgray-scaleで表現することが可能である。三次元画像における「質感」の獲得。

<図2：肝硬変の静脈瘤、肝静脈系と実質の3D-



<図1：経静脈性下腿動脈3D-CTA>



<図2：肝硬変の静脈瘤、肝静脈系と実質の3D-CTA>

CTA>

以上のような特長を利用して可能となる三次元画像診断とは何か、筆者らの考えをもう一度整理してみる。

イ) 現時点の投影技術では三次元画像は全ての二次元情報を包括し得ないので、存在の診断を目的とした使い方にはむりがある。別の観点から、三次元画像の利用を考えなくてはならない。

ロ) 診断には、存在診断と質的診断しか有ってはならないのか。治療と直結する診断領域、病巣が存在する「場」の明瞭化は画像診断に加えられないのだろうか。

ハ) 脳でしか再構成されない三次元認識を、膨大な二次元スライス・データから構築することは容易なことなのだろうか。同じスライス・データから多数の医師が同じような三次元展開図を描けるだろうか。同じ展開図で議論が必要な臨床の領域は何処か。

ニ) 血管のマッピングにカテーテル術はまだ必要だろうか。外来で、低侵襲性に行えるスクリーニング、フォロー・アップではどのレベルの血管が描出されれば良いのだろうか。

ホ) 血行病態の把握には、選択的カテーテル術ではなく自然なsystemic flow kineticsの表示が有用な場合も有るのではないか。

これらの考え方から、当面の三次元画像の有用性を探すと、外科治療、放射線治療、IVRなど「治療と直結した診断」、「局所解剖学的な構築の画像診断」に現実的な三次元画像の応用法が有りそうである。新しく出現した診断のモダリティに「一台でなんでも出来る」ものを期待したり、そうでなければつまらない、とするのはむしろ現実感を欠く。器械はある条件下で有用であれば、それなりの価値があると思う方が現実的だろう。

[Selective Angiographyからiv 3D-CTAへ、そして・・・]

そろそろ20年近くになるが、血管造影をはじめた頃、究極のカテーテルとはどんなものだろう、と考えたことがあった。まず、ポリエチレンのカテがあって、このカテが堅くて固有肝動脈の走行を歪め、突っ張って右肝動脈に届くのである。これは不自然で4.6Fr.の肉薄のトルクコントロール無しを使い始めて硬い走行が無くなった。次に、血管壁に近い弾性のある材質であるべきだと思い、ウレタンのSP (super performance: 超絶技巧?)と名付けたマイクロカテを‘86年に試作した。これでカテが血管に近付いたと思った。その後、血管自体をカテーテルと考えるアンギオを、と考えた時、これは逆説的にcatheterlessのアンギオと云うこと、即ち、造影剤の静注で動脈を正確に描出することになる。造影剤と高速らせんCTが血管造影の道具になった。そのつぎのアンギオはと思うと、今度は造影剤無しの血管造影ということになるのだろうか?。次のアンギオの道具はMRIなのだろう。造影MRIのアイデアは何か不思議な気がする。MRIのCT回帰なのだろうか。

今、ラセンCTが思わぬseedを生み出しつつある。1992年のCT内視鏡からCruising-Eye View(Virtual CT-endoscopy)もそのひとつであり、同様のソフトがMR-endoscopy、CT-microscopyへと展開されている。回転デジタル血管撮影装置からコーン・ビーム画像へと再構成されるソフトにもvoxel transmission法が役立っている。このように必ずしもneedが無いseedも発想と工業テクノロジーは生み出して行くように思われる。





「手術支援の立場から一言」

増谷 佳孝*

・はじめに

「医」と「工」の技術交流の輪ということで、特に Virtual Reality というテーマに関して私で4人目になります。これまでに具体的なシステムの構築、及び試用を行った研究者の方々から、貴重な見解、意見を頂きました。特に前回の執筆者である森先生とは、私も国内外のいくつかの学会でお会いし、また先生方の御好意による研究室（名古屋大／中京大）の見学において実際に仮想化気管支内視鏡システムを操縦し、その完成度の高さに感銘を受けたのをよく覚えています。

私自身は、「工」側の、主に手術支援という立場から医用画像処理についての研究を行っています。それらのうち、本稿では Virtual Reality に関連のあるものを紹介しつつ、日頃疑問に思うこと、議論したいことなどをこの場を借りて述べてみたいと思います。

・VRと手術支援 —私の周辺—

Virtual Reality と手術支援というと、真っ先に Virtual Reality による手術シミュレーションを思い起こす方が大半だと思いますが、私の研究は手術支援、中でも手術中の支援という立場から医用画像処理についての研究であり、しばしば計算機を手術室に持ち込んでの術者のサポートといったことも行っています。特に血管系の画像処理、ナビゲーション、また手術中における術野と3次元画像の重ね合わせといったことが主ですが、これら自分の研究も含めて画像情報を用いた手術中の支援は、厳密に言えば Virtual Reality よりむしろ Enhanced Reality (あるいは Augmented Reality) に属するものであると認識しています。詳細の記述は参考文献に譲りますが、具体例を2つ以下で紹介します。

「脳神経外科用血管内手術支援」：図1は、脳神経外科領域における血管内手術の術中を含めた支援を目的とした、3次元MRアンギオグラフィーより作成した血管モデルと DSA の registration (位置合わせ) によるカテーテル先端の3次元的位置推定を示しています [1]。

特徴として挙げられるのは、位置推定のための補助的情報すなわち拘束条件として血管モデルを表現しているトポロジー (分岐構造) を用いている点です。術中のカテーテル位置が2次元画像である DSA より得られるため、単一方向からは完全な3次元位置推定は不可能であり、また2方向からでも registration の誤差等により推定位置が血管外にあるといったことが起きます。これらの問題を解決するための補助的情報です。registration には現在のところ、外部マーカ (線形に解くため6点 [2]) を用いていますが、血管の分岐点など解剖学的特徴点の利用なども検討しています。

また動脈瘤に対する塞栓物質の最適量の推定など、術前計画に関しても数理形態学的アプローチによる形状処理で行っています [3]。

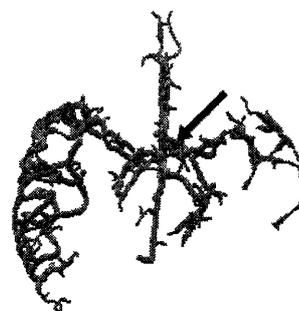


図1 術前情報を用いた単方向 DSA からのカテーテル先端位置推定

※：東京大学大学院工学系研究科精密機械工学科 〒113 東京都文京区本郷7-3-1

「Volumegraph」：図2は日本ビクター（株）との共同研究でIntegral Photography[4]による裸眼立体視可能な三次元画像記録メディア[5]「Volumegraph」を初めて脳神経外科の術中支援に用いたときのものです、ハーフミラーにより合成した3次元像が患者の頭部に重ね合わされ、術者は内部の腫瘍の位置を確認しながら開頭範囲を決定しています[6]。ここで重要なのはregistrationであり、手術室で最も要求される簡便性を重視し、あえて位置センサなどに頼らず外部マーカおよび視認による方法によって実現しています。図2bに見られる患者頭部に置かれた三角形の器具の3つの足の位置には、MRIの撮影時にマーカが取り付けられており、3次元画像記録メディアには脳、腫瘍などに加えて、マーカ位置から算出可能な器具上部の三角形も描画されています。この2つの空間（Integral Photographyによる仮想空間のハーフミラーを介して反射した鏡像の空間と現実空間）の三角形を視認により一致させることで、患者と仮想空間の物体を重ね合せています。記録メディアの精度、視認による誤差などの検討が待たれますが、簡便性という点で非常に優れていると考えられます。

以上で紹介したいずれのケースも、術野という現実世界（あるいはその投影）のライブ映像と、仮想世界の物体を重ね合せるという作業にあたります。これら、術中支援のEnhanced Realityにおけるregistrationに関する研究の最近の動向は、精度の向上を含め、基準点としての生体の解剖学的特徴の利用、そして軟部組織/臓器の変形への対応などでしょう。特に后者は、術前のシミュレーションなどによる計画を定量的に活かす際の最も大きな妨げとなるもので、支援の対象となる手術操作が微細になればなるほど避けては通れない問題となります。

・領域抽出に関する一言、二言

私の研究は、手術室でこそEnhanced Realityですが、そこに至るまでにはVirtual Realityによる手術シミュレーションや仮想気管支鏡と同様、従来の生体組織/臓器モデリングなどの従来からの画像処理技術が必要かつ重要であることはいうまでもありません。むしろ逆に、術中支援におけるregistrationの問題は純粹に工学的ですが、組織/臓器モデリングに関しては、以下にあげるような工学以外の問題を含むと考えられます。

Virtual Realityを含め、自分の研究に関連する論文誌を見たり、また学会などに参加する度に感じるのは、グラフィクスが年々美しく、あるいはリアリティを増していくことです。これら医学、とりわけ治療行為支援におけるVirtual Realityが、ビデオゲームなどのいわ

図2 Volumegraphによる脳外科手術支援

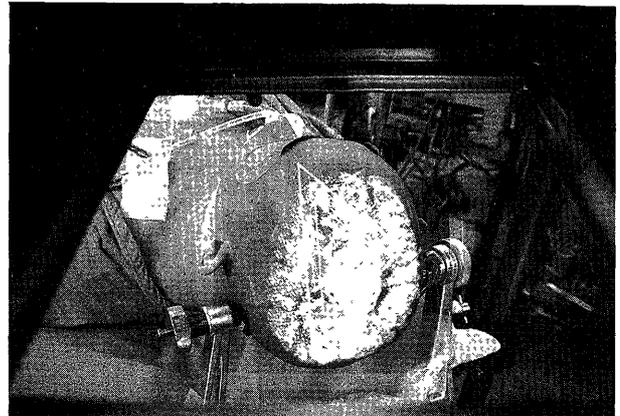


図2-a registration完了後



図2-b registration用テンプレート



図2-c 術中の利用

ゆる一般に認識されているVirtual Realityと決定的に違う点であり、かつ注意すべき点は、「現実世界の仮想化」という一種の計測結果に基いて仮想世界が構築されるところにあると考えられます。用語としても「Virtualized Reality」と呼ぶのがふさわしいようです。この行為は、具体的にはイメージング（画像取得）、セグメンテーション（領域抽出）、およびレンダリングの処理過程のことです。その中でも、領域抽出の問題は従来より非常にデリケートで、本News Letterの第13号で鳥脇先生が紹介されている片田先生の見解にもあるように「領域抽出は一種の診断行為」であり、潜在的には法的問題の介入する余地があるとさえ感じます。

まずは領域抽出における誤りとそれがもたらす診断および治療行為への直接および間接的な影響について検討し、最終的には「医」と「工」の間に明確なコンセンサスが確立されてしかるべき時代ではないでしょうか。計算機の性能向上によって必然的に「見ため」のリアリティがこれからも向上することが予想されるだけに、医学におけるVirtual(ed) Realityの中心的課題の一つとしてより一層の議論が望まれます。

また、画面上での可視化においてリアリティを追及する一方で、計算機内では個々の臓器の機能および形状や、臓器間の形態的／機能的つながりに関して構造化された情報を記述し、保持するというのが、近年の動向の一つとして挙げられます。これらの目的は、上記の拘束条件的利用や、Symbolicな臓器間の関係の記述[7]、高速描画のための補助[8]などです。これらの情報の構造化は、曖昧な境界は曖昧なまま表示するという、本来のボリュームレンダリングに代表される可視化法とは対局に位置するものですが、ここでも領域抽出の重要性は明らかです。それと同時にこれから必要なのは、病変部周辺のモデリングでしょう。例えば、脳動静脈奇形とそこにつながる流入／出血管とその血流量など、単に病変として定義して彩色するだけでなく、そこに観察される正常部位との形態的／機能的つながりといったことまでモデリングする必要性が感じられます。正常な器官／組織の形態はほぼ一様であっても、病的（異常）な組織は多種多様であり、また正常なものとの境界さえ曖昧な場合があるなど、課題は決して少なくありません。

今後、領域抽出／臓器モデリングに関して前述の問題も含め、数多くの医師の経験によって積み上げられた解剖学的知識や感覚と適合するような、現実的で強力な手法が求められていると感じられます。

・おわりに

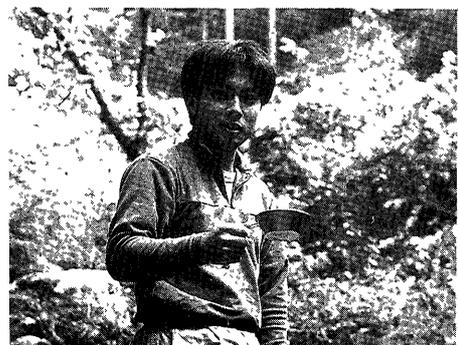
後半はとりとめのない話となったかもしれません

が、以上のようなことに関して疑問、新しい意見をお持ちの方も多はずです。このような格好の場において、先駆的な研究者の方々に活発な議論をして頂ければと思います。それから余談ですが前回の森先生とは同学年（大学院博士過程3年）で、こちらから一方的に友人だと思っているのですが、とにかく見学の際には非常にお世話になりました。どうも有難う、今度はハンブルグ（VBC'96）ですね、よろしく。

また、中京大学の長谷川先生、名古屋大学の鳥脇先生には、私にこのような執筆の機会を与えて下さったことを心より感謝いたします。

・参考文献

- [1] Y.Masutani, et al., 3D Position Visualization of Catheter Tip for Intravascular Neurosurgery using 3D Structural Description of Vasculature, proc. of CAR'96 (to appear)
- [2] O. Faugeras, Three-Dimensional Computer Vision, The MIT Press (1993)
- [3] Y. Masutani, et al., Quantitative Vascular Shape Analysis for 3D MR-Angiography Using Mathematical Morphology, proc. of CVRMed'95 pp449-454
- [4] M.G. Lippmann, Epreuves reversibles donnant la sensation du relief, Journal of Physics, 7, 4th series pp821-825, 1908
- [5] M. Iwahara, et al., 'Touchable' Organic Image in the Air by Using 3-D Plotter
Medical Imaging Technology, vol. 11 No. 5 Dec. 1993
- [6] 山根 他 Augmented Realityを応用した3次元画像投影による術中ナビゲーションの試み 第5回コンピュータ支援画像診断学会第4回日本コンピュータ外科学会合同論文集 pp99-100
- [7] A. Pommert, et al. Symbolic modeling of human anatomy for visualization and simulation, Proc. of Visualization in Biomedical Computing 1994 pp412-423
- [8] 森 他 仮想化気管支内視鏡システムにおける気管支分岐情報を利用した高速表示の一手法 JAMIT Frontier '96講演論文集 pp39-44





J M C P '96 電子情報合同展示 「コンピュータ支援診断デモンストレーション」

4月初めに横浜で開催されたJ M C Pの期間中、電子情報合同展示の一環として、「コンピュータ支援診断デモンストレーション」が国内外の6つの研究チームの出展を得て行われ、多くの見学者でにぎわいました。このことは、CADへの興味と期待への高まりを示すものだと思います。ニュースレターでは、出展者（シカゴ大学、札幌医科大学、豊橋技術科学大学、徳島大学、東京農工大学、岐阜大学）の方々に、出展内容の概要についてご執筆いただきました。会員の皆様にCAD研究の現状と到達点について知っていただく機会となれば幸いです。

コンピュータ支援診断のための臨床用 インテリジェントワークステーションの試作

K. Doi^{*}, M. L. Giger, R. M. Nishikawa, K. R. Hoffmann, R. A. Schmidt, H. MacMahon,
F. M. Behlen, U. Bick, R. Haldemann-Heusler, L. Monnier-Cholley, S.-Y. Chen, H. Yoshida,
C. E. Metz, C. J. Vyborny, D. Wolverton, C. Hackworth, L. B. Dixon, C.-T. Chen, J. D. Carroll,
M. J. Favus, J. Martell, J. Papaioannou, J. Samuels, C.-W. Chan, R. Engelmann, P. Lu, T. Ishida,
T. Kobayashi, M. Zhang, D. Wei, W. Zhong, X.-W. Xu, Y. Jiang, Z. Huo, S. Armato, M. Chinander,
W. Zouras, M. Kupinski, M. Carlin, R. Osnis, S. Collins, R. Nagel, Y. Chen, Y. Mao, M. Anastasio,
D. Edwards, P. Rodriguez, J. Esthappan, B. Williams

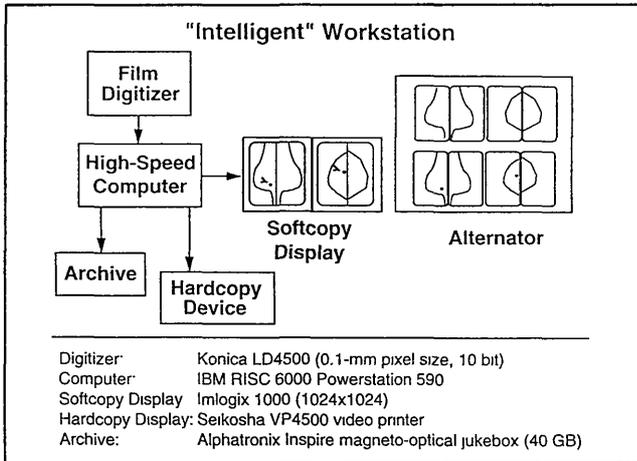
桂川茂彦、真田 茂、中森伸行、藤田広志、杜下淳次、吉村 仁、加野亜紀子、江馬武博、
佐々木康夫、阿倍克美、松本常男、小林 健、小倉敏裕、津坂昌利、朝原正喜、菊池 努、
祐延良治、滝川 厚、小田紘弘、白石順二、隅田博臣、千田浩一

1994年11月8日に、シカゴ大学の研究チームはマモグラムにおける腫瘍と微小石灰化を自動的に検出する臨床用”インテリジェント”ワークステーション試作装置を開発しました。放射線科マモグラフィセクションにおいて、集団検診への実用化の研究を行っています。今までに6,000人以上の患者による24,000枚以上のマモグラムが、この装置を用いて分析されています。このワークステーションの出力は、ラジオロジストを支援するための”第2の意見”として用いられています。

この展示の目的は、このワークステーションの性能をリアルタイムでデモンストレーションすることで

す。マモグラムにおける病巣の検出以外にも、コンピュータ支援診断のための手法として開発されているのは、胸部写真における結節陰影、間質性陰影気胸及び心肥大の検出、血管造影像における狭窄の定量的評価、更に骨写真における骨梁の定量的評価などが含まれます。これらの各種の手法では、病巣の位置、あるいは正常/異常に関するパターンの定量的分析結果などがコンピュータからの出力として用いられます。インテリジェントワークステーションの構成要素を図に示します。マモグラフィ及び胸部写真についての各種の病巣の検出感度、フォールスポジティブの数及び計算時間などを表に示します。

※ : Department of Radiology, MC2026 The University of Chicago
5841, S. Maryland Avenue Chicago, Illinois 60637 USA



Current Performance Levels of CAD Schemes in Mammography and Chest Radiography Derived from Our Databases of Clinical Cases

| Detection Scheme | Sensitivity | Specificity or No. of False Positives | CPU Time (sec) |
|--------------------------|-------------|---------------------------------------|----------------|
| Mammography | | | |
| Masses | 90% | 1.5/image | 40 |
| Microcalcifications | 85% | 0.5/image | 20 |
| Chest Radiography | | | |
| Lung Nodules | 75% | 1.0/image | 25 |
| Interstitial Infiltrates | 95% | 95% | 6.5 |
| Cardiomegaly | 90% | 90% | 0.3 |

胸部CT像における肺腫瘍影自動検出システム

森 雅樹^{1*}, 三谷正信², 名取 博², 高島博嗣³,
小場弘之⁴, 阿部庄作⁴, 鈴木英夫⁵, 稲岡則子⁵

はじめに

CTによる肺癌検診の有用性が期待されているが、医師の読影作業量が膨大になる可能性があり、コンピュータ支援診断の必要性が指摘されている。本稿では、著者らが現在開発をすすめているスパイラルCTデータを用いた肺腫瘍影の自動検出システムについて概説する¹⁾。

材料・方法

CT装置はX-Vision (東芝) で、2~3cm大の腫瘍影を呈した肺野型肺癌 (腺癌) 例について、スライス厚・テーブル移動速度・再構成間隔がいずれも5mmあるいは2mmのデータを用いた。

1. 肺領域抽出

rough region detectionおよびlung boundary tracingからなる2段階アルゴリズムによって、各CT断面上で検出対象とする肺領域を抽出した。

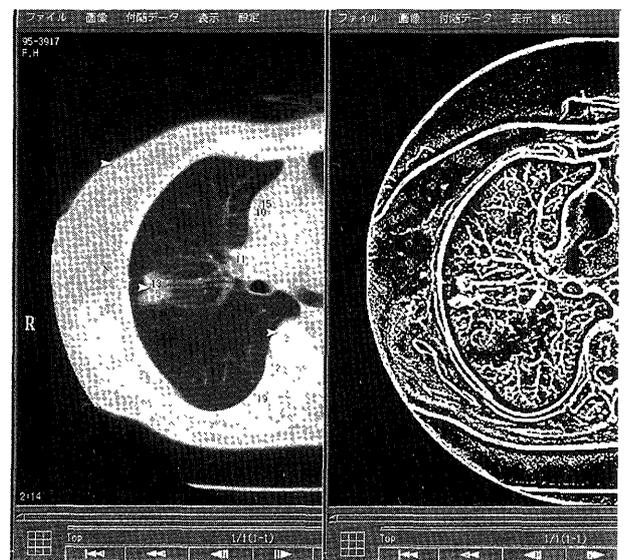
2. 腫瘍影候補領域の検出

腫瘍影候補領域を検出するために、Directional Contrast Filter for Nodule (DCF-N) を用いた。DCF-Nはもともと胸部単純像での腫瘍影検出用として開発されたものであり²⁾、CTでの陰影検出では「r」値を3mmから3.75mmへ変更している。DCF-Nで処理することによって、各スライス上で出力値の高い順に20個の陰影候補領域を検出する。

3. 偽陽性陰影の除去

DCF-N処理によって候補陰影を検出した後、偽陽性陰影の除去を行う。これには、a) 陰影の形状、大きさなどのルール、b) 血管影成分を抽出するフィルター (DCF-V) 出力との重なり度、およびc) 濃度, circularity factor, entropyなどのデジタルパラメーターを用いての判別分析によって行う。

図1左に右上葉S^{2b}腺癌例を本システムで処理したときの出力結果 (候補陰影の部位, 順位, 判別分析の結果) を、図1右に血管影成分を抽出するDCF-Vの出力画像を示す。



¹*: 札幌厚生病院 呼吸器科 〒060 札幌市中央区北3条東8丁目5番地

²札幌医大機器診断部, ³北海道恵愛会南一条病院, ⁴札幌医大第三内科, ⁵日本アイ・ピー・エム

考 察

X線像を用いた腫瘍影の検出には限界があり、一定の割合(約30%)で見落とし例が存在することが諸家から報告されている。多数の肺癌例を早期に発見するためには、(1)高い精度でX線像を読影する方法の導入、あるいは(2)より高い精度で陰影を検出できる他のmodalityの導入を検討する必要がある。両者ともに、コンピュータ支援診断が大きく貢献できる分野と考えられている。

筆者らは、胸部単純像を対象として肺腫瘍影の自動検出に関する研究をすすめてきた^{2,3)}。胸部単純像における肺腫瘍影検出システムでは、sensitivity 73.3%、specificity 89.7%の成績を得ている。今回の検討では、DCF-Nおよび偽陽性陰影除去用ルールシステムは、胸部CT画像を対象とした肺腫瘍影の自動検出システムにも有用な方法であることがわかった。今後、多数例のCT画像データを用いて、本システムの検出能を検討することが必要であると考えられる。

文 献

- 1) Suzuki H, et al. Computer-aided diagnosis system for lung tumors. Proc. of SPIE MI96, 1996. (in press)
- 2) 鈴木英夫, 他. 肺癌検出を目的とした胸部X線画像解析システム. 画像工学コンファレンス論文集 1985, 16:145-148.
- 3) 森 雅樹, 他. III. 末梢部早期肺癌の画像診断, 3.コンピュータ解析. 鈴木 明, 河野通雄, 江口研二編集. 肺癌の画像診断. 千葉, 日本肺癌学会, 千葉 1988, 159-171.
- 4) 森 雅樹. 胸部X線像における肺腫瘍影のコンピュータによる画像認識的解析に関する研究. 札幌医誌 1989, 58:259-270.
- 5) Suzuki H, et al. Experimental system for detecting lung nodules by chest x-ray image processing. Proc. of SPIE Biomedical image processing II 1991, 1450:99-107.

肺癌検診用CTの診断支援システムの開発

山本 眞司*

我々は、X線撮影に代わる新しい肺癌早期発見システムとしてX線CTを用いるシステムの開発を提唱した。そのためには、

(1)約20秒で、肺野領域を30スライス分撮影可能な車載型高速スキャナーの開発、

(2)30枚/患者という大量の画像情報を効率良く読影診断するための医師支援システムの開発、

の2項目が必須である。このうち、上記(1)項はすでに臨床試験機を完成させるに至っている。これに対して、本研究は上記(2)項に関する研究である。集団検診の場では、医師が1患者の診断に費やせる時間は1~2秒と言われており、30枚/患者の全画像を見ては実用にならない。したがって計算機支援により、医師が見るべき画像を1ヶタ削減することがCT検診システムを普及させるための大前提となる。そこで医師への呈示画像の削減法として下記2方式の研究を行い、展示を行った。

[1] 画像前処理付きMIP法

30枚/患者の画像情報をいわゆるMIP法(Maximum Intensity Projection)により1枚の2次元画像に投影して表示する方式である。ただし、このまま

では病巣陰影が妨害組織像により隠ぺいされる可能性があるため、それら妨害組織像をあらかじめ各スライス断面ごとに検出、除去するアルゴリズムが必要である。すなわち肺野領域の抽出を非常に精度良く行い、その範囲内のみをMIP処理する必要がある。そこで我々は肺野抽出を粗決定と精密決定の2段階方式で行い、前者は主としてしきい値処理方式を採用し、後者は主としてMathematical morphologyにおけるDilation, Erosion演算および新規開発のSplit-Quoit方式を採用した。この方式を肺癌2次検診者68症例(内5例の肺癌患者を含む)に適用して良好な結果を得た。1例を図1に示す。また投影方向を動的に変更し、色々の視点から観察する手法も開発し展示した。

[2] Quoitフィルタ型病巣自動認識法

30枚/患者のCT断面像のうち、肺癌候補の有無を計算機が自動認識し、候補ありと判定された断面(真の肺癌と、疑わしき正常例を若干含む)のみを医師に呈示する方式である。肺癌候補領域の自動抽出アルゴリズムとしては、我々が新たに開発した2次元および3次元型Quoit(輪投げ)フィルタを用いた。このフィルタは、肺癌領域のような孤立性陰影部位に選

択的に応答する性質を有し、その他の陰影、例えば、肋骨、縦隔、横隔膜等の信号強度の強い組織像にほとんど応答しない。このQuoit処理により肺癌候補領域有りと判定されるスライス断面のみを医師に呈示する方式とした。

この方式を肺癌2次検診者68症例、1809スライス断面に対して適用したところ、医師が見るべき枚数を144枚、全体の8%（1症例に換算して2.1枚）に削減できた。1例を図2に示す。



図1



図2

胸部CT検診支援システム

金沢啓三¹、久保 満¹、鶴飼裕司¹、仁木 登^{1*}、
大松広伸²、柿沼龍太郎²、森山紀之²、江口研二³、
金子昌弘³、渡辺 滋⁴、佐藤 均⁵、勝保健一郎⁵

1. まえがき

人間の死亡原因の大きいものにがん、心臓病、脳卒中がある。がんの中で肺癌の死亡者数は近年増加しており、死亡原因の第1位となりつつある。また、心臓病で突然死などをおこす心筋梗塞がある。これらを予防するためには、初期段階の微小がん・冠動脈の石灰化を早期発見して早期治療することが求められている。しかし、現行の検診法では撮影技術の限界から解剖学的死角にある病変や微小な初期段階の病変などが見落とされているのが現状である。これらの問題点を解決するためにヘリカルCTを導入した検診法の確立が検討され始めている。これらは人体断層像であるために解剖学的死角がないことから格段の検出能力の向上が期待できる。しかし、この検診には大量の断層像を用いるために専門医の読影負担の増加が問題となり、これらのCT像の自動診断システムの開発が求められている。本研究では、専門医の検診を支援するシステムについての開発現状を示す。

2. 検診アルゴリズムの概要

検診用CT像は、X線被曝量を最小限に抑えてかつ

人体の体軸方向の連続性を保つ必要がある。また、全肺野を1回の呼吸停止間(約15秒)で撮影を行う。このために表1の条件で撮影している。この検診用CT像は通常CT像と比べて体軸方向の画質が劣っている。

検診アルゴリズムは解析部と診断部の2つの処理からなる。解析部はCT像から肺野を切り出して病変を含む血管領域及び心臓領域を抽出する。この抽出領域

| | thin slice画像 | 検診用画像 |
|--------|--------------|----------|
| X線ビーム幅 | 2.0mm | 10.0mm |
| 寝台移動速度 | 2.0mm/s | 20.0mm/s |
| X線管電圧 | 120kV | 120kV |
| X線管電流 | 200mA | 50mA |
| 再構成間隔 | 2.0mm | 10.0mm |
| 画像サイズ | 512×512 | 512×512 |
| 再構成方式 | 180度補間 | 180度補間 |

表1 検診用CT像の撮影条件

¹※：徳島大学工学部 光応用工学科 〒770 徳島市南常三島町2丁目1番地
²国立がんセンター東, ³国立がんセンター, ⁴千葉大学医学部, ⁵(株)東芝

を画像解析して診断に必要な特徴量を抽出する。診断部は病変を含む血管領域から肺がん候補を検出し、また心臓領域より冠動脈石灰化を検出する。肺がん診断ロジックは、肺がん候補と血管のCT値がほぼ同値であるために肺がん候補をCT値だけで識別することは困難である。ここでは、肺野内の血管と肺がん候補を同時に検出して各領域の大きさ、形、CT値分布などの各特徴量を定量化して肺がん候補を検出する。また、冠動脈の石灰化は心臓領域から周囲よりもCT値の大きい石灰化候補領域を抽出し、これから心臓の動きなどによって発生する比較的CT値の大きいアーチファクトや冠動脈以外の血管の石灰化領域を除去する。

3. 検診アルゴリズムの解析部

3.1 肺野領域の抽出

肺はほとんどが空気である。このCT値は骨格や軟部組織のCT値よりも低い値を示す。閾値処理を用いて基本的な肺野を抽出する。また病変が胸壁に接触している場合は欠損した領域を補正して肺野領域とする。

(1)基本領域分類

閾値処理の抽出は、気管などの領域も同時に抽出される。また肺尖や横隔膜が現れるスライス位置が左右肺では異なるために左右肺を分けた処理を用いる。閾値処理で抽出された領域を右肺、左肺、気道および食道、胃および腸の4種類に分類する。

(2)体軸方向の肺野分類

肺野の形状は体軸方向によって変化するために4つの区間に分類する。1区間は肺尖部分で面積が非常に小さい区間、2区間は鎖骨や上大静脈、右腕頭静脈が現れる区間、3区間は心臓が現れる区間、4区間は横隔膜を有する区間である。

(3)欠損補正処理

肺野輪郭上で病変候補による欠損部分に補正処理を行う。これは曲率で抽出された凸点と凹点を対象にして欠損部分を直線で補正する。凸点の処理は大きな欠損部分を補正し、凹点の処理は小さな欠損部分の補正や凹凸の激しい輪郭を補正する。

3.2 病変を含む血管領域の抽出

この領域を分類する手法として、肺野内の濃度ヒストグラムにファジィクラスタリング法を用いる。また、前処理としてビームハードニングなどのアーチファクトを除去する。

(i)肺野部分にスムージング処理を施して、その画像と原画像との差分画像を得る。

(ii)この画像にファジィクラスタリングを適用して、空気部分と血管部分に分類する。

(iii)血管部分に対して、濃度重み付き距離変換を適

用し、距離値がある閾値以上の領域に逆距離変換を適用する。

3.3 心臓領域の抽出

心臓の存在する区間を肺野を体軸方向に分類した3区間とし、この区間のCT像から心臓領域を抽出する。これは閾値処理とラベルリング処理を用いて肺野の輪郭、背骨の椎体部、左右肺を最短距離で結ぶ直線により囲まれた領域を心臓として抽出する。この領域に膨張、収縮処理を用いて肺野内の血管や気管領域及び下行大動脈領域を削除する。

3.4 肺がん対象領域の特徴解析

検診対象領域で形状、濃度値、位置、大きさに関する6種類の特徴量を計算する。これは対象領域の画素数、距離値の最大値、対象領域がその外接円に占める割合、平均濃度、濃度分散値、外接円の中心と胸壁までの距離値を与える。

3.5 心臓領域の特徴解析

冠動脈の走行分布はある程度決まっており、心臓領域内に検査領域重みを作成する。この重みとCT値により石灰化候補を抽出する。この候補領域の中にはアーチファクト成分などが含まれている。これらを形状、濃度値、位置、大きさに関する4種類の特徴量を計算する。

4. 検診アルゴリズムの診断部

診断部では肺がん候補の知識を用いる。

(知識1)肺がんは一般に球形なので、スライス画像では円形である。円形に近いほど肺がんの疑わしさが増す。

(知識2)血管は胸壁に近くなるほど細くなる。通常の血管の太さよりも大きな陰影は病変である可能性が高い。

(知識3)胸壁に接触する陰影は病変である。血管は胸壁付近では毛細化するためにCT像では確認できない。

(知識4)CT像では、血管が垂直方向に走行する場合には同径の肺がん候補よりもCT値が大きくなる。

(知識5)肺がん候補の濃度勾配は緩やかである。

(知識6)CT像では骨などの高濃度の部位を撮影した場合、上下のスライスに写り込む現象が起こる。

これらに基づいて診断規則を作成する。これらは(1)対象領域で明らかに異常ではない陰影を除外する規則、(2)胸壁に接触しない陰影の中から異常陰影を検出する規則、(3)胸壁に接触する陰影の中から異常陰影を検出する規則である。

[規則1]正常陰影の除去

(1)面積が小さな(約3mm以下)場合：画素数が少ないために詳細な情報が得られない。

(2)円形度が小さな場合：知識1から血管とみなす。

(3)濃度値または分散値が大きい場合：知識4、5から血管または石灰化とみなす。

(4)上下スライスのいずれかに対象領域と同じ位置に骨がある場合：知識6からその領域をアーチファクトとする。

[規則2]胸壁に接触しない異常陰影の検出

検診対象領域の特徴量を用いて疑わしさを定量化する。

(丸さ)知識1から円形度が高いほど疑わしさが増加するように設定する。

(大きさ)知識2から肺血管の通常の太さを設定して、対象領域の面積がその設定値よりも大きくなるほど疑わしさが増加するように設定する。

(輝度)知識4、5からCT値が大きくなり、かつ濃度勾配が緩やかな陰影ほど疑わしさが増加するように設定する。

これらのパラメータを使って肺がんの疑わしさを示す指標を定義する。

$$D = (\text{丸さ}) \times (\text{大きさ}) \times (\text{輝度})$$

[規則3]胸壁に接触する異常陰影の検出

この規則は胸壁に接触する陰影の病変部分を検出する。病変は胸壁から肺の内側に向けて突起している。アーチファクトは胸壁に沿った形状をなす。また病変はその周囲領域の濃度より大きいのに対し、アーチファクトは胸壁から肺の内側に向かって濃度が緩やかに減少する特徴を持つ。

(突起度)対象領域の周囲領域において、対象領域のCT値よりも高い部分と低い部分の画素数を計測して、その領域の割合を突起度とする。

(濃度差)対象領域のCT値と周囲領域内の肺野部分の平均CT値の差を濃度差とする。

これらの2つの指標が共にある閾値を超える場合にその対象領域を異常陰影として検出する。

また、冠動脈の石灰化候補検出は次のような診断ロジックで行う。

[規則1]明らかなアーチファクトの除去

(1)面積が小さな(約3mm以下)場合：画素数が少ないために詳細な情報が得られない。

(2)候補領域中の最大CT値が小さな場合：アーチファクトとみなす。

[規則2]アーチファクトと石灰化の分類

アーチファクトと石灰化の分類は面積、周辺が脂肪領域、最大CT値、濃度勾配を用いて多分木ロジックで行う。各分木の決定は冠動脈石灰化症例と正常症例から学習によって決定する。

5. 検診結果

本システムを500人の検診者のCT像に適用した。各画像に対して3人の専門医が読影実験を行った。これらと計算機診断の結果を比較して表2に示す。本システムでは肺がん候補を2種類に分類した。基準1は肺がんである可能性が非常に高い陰影、基準2は肺がんである可能性がある陰影である。基準1は3人の専門医がD判定以上を示す陰影の検出を目標に設定した。基準2は1人以上の専門医がD判定(肺がんである可能性がある)以上を陰影の検出を目標に設定した。基準1ではE判定(肺がんである可能性が非常に高い)に関して検出率100%であり、3人の専門医がD判定とした症例に対して90%であった。基準2ではこれらの症例に関して検出率は100%であった。False positiveは基準1では被検者あたり2.4個、基準2では7.2個であった。

また、冠動脈石灰化検出アルゴリズムを同じCT像に適用した結果を表3に示す。E判定(冠動脈石灰化)に関して100%、D判定(冠動脈石灰化の疑いがある)に関して100%と完全に検出した。False positiveは1症例当たり1.3個であった。

肺がんと冠動脈石灰化に関してともに高い検診精度を与えることを示した。今後、システムを改善して臨床試験を行って実用化を計る予定である。

| Group | 判定 | 専門医の内 指摘した人数 | 検診結果 | | |
|-------|----|-----------------|------|-----|-----|
| | | | 専門医 | 計算機 | |
| | | | | 基準1 | 基準2 |
| I | E | 3人 | 1 | 1 | 0 |
| II | | 2人 | 2 | 2 | 0 |
| III | | 1人 | 7 | 7 | 0 |
| IV | D | 3人 | 10 | 9 | 1 |
| V | | 2人 | 38 | 29 | 4 |
| VI | | 1人 | 168 | 98 | 36 |
| 総計 | | | 226 | 146 | 39 |

表2 肺がんの検診実験

| 判定 | 検診結果 | |
|----|------|-----|
| | 専門医 | 計算機 |
| E | 76 | 76 |
| D | 132 | 132 |
| 総計 | 208 | 208 |

表3 冠動脈石灰化の検診実験

マンモグラムの計算機支援診断システム

小畑 秀文*

本システムはフルデジタルのマンモグラフィー計算機支援診断を目標として、国立がんセンター東病院、および富士写真フイルム（株）と共同で開発中のものである。

撮影系はFCRを用いるものとし、画像データはそのまま診断支援システムに転送される。画像情報がフィルムに焼き付けられ、医師が診断を下すためにシャーカステンにセットするまでの間に計算機による診断結果を出し、CRT上に支援情報を提示して、診断支援を行うことを最終的な目的としている。現在はその基礎となる診断ソフトウェアの改良に重点が置かれているが、それと平行して国立がんセンター東病院における一般外来患者のすべての症例を用いてシステム評価をすべく、準備を進めつつあるところである。

本システムは微小石灰化像検出システムと腫瘍影検出システムとからなる。撮影系(FCR)からは空間分解能 10 pixels/mm、濃度分解能 10 bits/pixel の画像が出力される。微小石灰化像検出システムではFCR画像そのままを処理するが、腫瘍影検出システムにおいては、画像サイズを一辺が1/2になるように圧縮したものを処理している。各システムの処理概要は次のようである。

[微小石灰化像検出システム] 本システムの処理の流れ

は図1に示すようである。本システムの特徴は、次の2点に要約される。①パルス状の石灰化像の検出には原画像と平滑化像との差分を利用している。そのときの平滑化には多重構造要素による opening を用い、血管などの一部が偽石灰化像として検出されるのを極力少なくしていること。②撮影条件や石灰化像の背景濃度を考慮した二値化法を採用し、画像ごとに、かつ局所的にも最適な処理条件で処理が実行されるように工夫していること。

[腫瘍影検出システム] 図2は本システムの処理の流れを示したものであり、腫瘍影候補領域の検出と悪性腫瘍/非腫瘍の判定処理の2段階処理からなる。候補領域の検出処理においては、アイリスフィルタを適用し、類円形の凸領域を、コントラストが微弱であっても安定して検出できるように工夫されている。また、次の悪性腫瘍か否かの判定においては、辺縁での情報が重要であることを考慮し、不明確さはそのまま不明確な辺縁としてとらえられるような工夫を施した特徴量を用いている。

以上のシステムは日々改良を加えつつ、国立がんセンター東病院にて日常外来患者のデータを使った評価実験に入りつつある。その結果については別の機会に譲る。

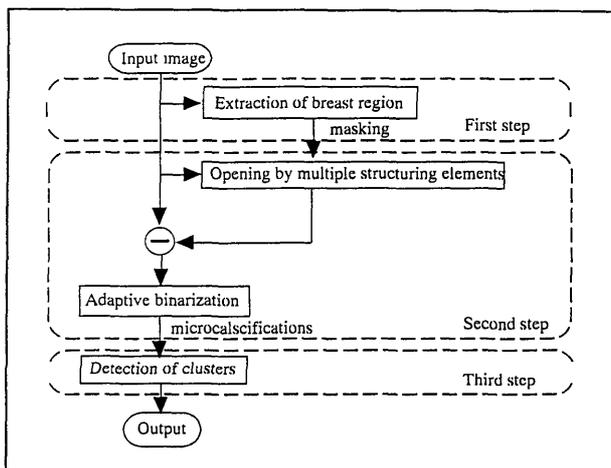


図1 微小石灰化像検出システム

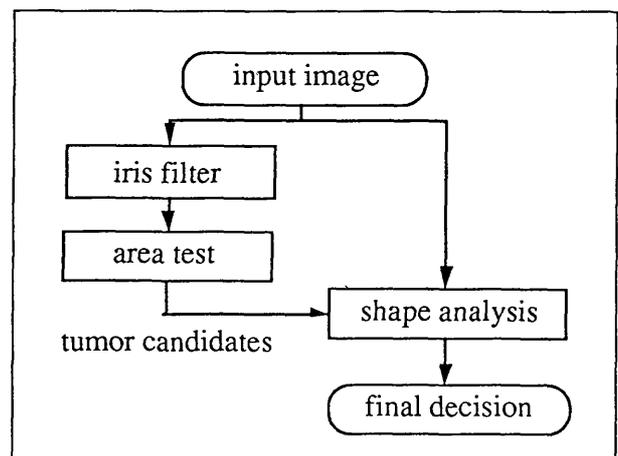


図2 腫瘍影検出システム

乳房X線写真のための画像診断支援システム

藤田 広志*

今回のCADデモは、展示施設および参加者数ともに、わが国ではこれまでの最大規模のデモであった。われわれのグループでは、今回のデモに備えて、昨年11月の日本乳癌検診学会（京都）と本年2月の日本乳癌画像研究会（名古屋）においてデモ発表を行い、デモのためのノウハウを蓄積し、ある程度の経験を積んでの今回のデモ参加であった。

デモに持ち込んだ機器は、ワークステーション2台、高輝度の白黒専用モニタ、シャーカステンなどであった。マンモCADのための一般的なデモと、技術的に興味がある参加者に対しては、CADの画像処理過程を詳細に説明するデモも行った。CADのための表示ウィンドウを作成し（図参照；微小石灰化クラスタの検出例）、臨床画像の選定と表示（左右2枚を同時表示）、簡単な画像処理機能とその白黒専用モニタ表示機能、マンモCAD解析結果の表示機能などを有するものとした。特に、過去2回のデモでもそうであったが、将来のCRT診断を意図して取り入れた白黒専用モニタを使ったマンモグラムの画像処理の実演は、CADの検出結果を詳細に検討するときなどに非

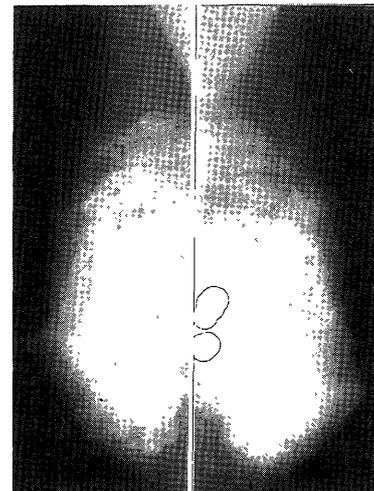
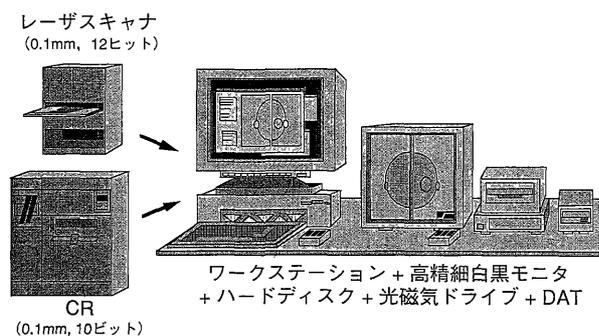
常に好評であった。デモに使用する画像の選択がデモの成功を大きく左右するが、きれいな左右乳房写真がそろっており、難易度が異なるものが組合わさるよう、画像の選択には非常に苦労した。結局、難易度の異なる5症例を選択し、腫瘤陰影の検出用と微小石灰化クラスタの検出用にそれぞれ用意した。なお、参考文献として下記の別刷りを配布した。

多くの参加者に見ていただき、大変好評であったと思う。昨年日本乳癌検診学会のデモでは、「すぐにもわれわれのCADシステムを購入したい」との申し出があり驚いたが、特に集団検診部門ではCADシステムの実用化が望まれている。その要望に応えられるように、さらに性能の良いシステムの開発を続けていく必要がある。

文 献

藤田広志, 遠藤登喜子, 原 武史, 他: 乳房X線写真におけるコンピュータ診断支援システムの開発; 映像情報(メデイカル), 28 [6], 3月号, 357-365 (1996)

マンモグラムCADシステム



学術講演会案内



コンピュータ支援画像診断学会 第6回学術講演会開催案内および論文募集

CADM第6回学術講演会を下記の要領で開催いたしますので、論文の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
共催：日本コンピュータ外科学会
期日：平成8年10月2日(水)、3日(木)
会場：名古屋大学工学部

名古屋市千種区不老町(次ページの地図参照)

大会長：山本 眞司(豊橋技術科学大学 知識情報工学系)

原稿の書き方：原稿はA4サイズ用紙を使用し、和文または英文で記載して下さい。枚数は2枚です。今回は特別の原稿用紙を用意しませんので、以下のことをお守り下さい(今年の論文集をお持ちの方はそれを参考にして下さい)。

送付された原稿をそのまま論文集としますので、黒を使用し、タイプあるいはワードプロセッサにより、作成して下さい。最初のページはタイトル、著者(講演者には○印)、所属、英文 Key Word の順に記載し、200語以内の英文抄録を記載して下さい。英文抄録の後に、1行空けて本文を続けて下さい。本文は原則として2段組みでお願いします。文字の大きさはタイトルは14ポイント(20Q)、本文は10ポイント(14Q)程度、一行21字詰が適当です。

投稿方法：1)上記原稿(A4版2ページ)
2)その原寸大コピー2部
3)論文題目、著者、所属、連絡先を書いた用紙
1)~3)をまとめて下記送付先までお送り下さい。

投稿期限：平成8年8月2日(金)

参加費：会員および非会員 3,000円、学生 1,000円

論文集：会員 2,000円、非会員 4,000円(大会当日配布)

懇親会：10月2日(水)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>

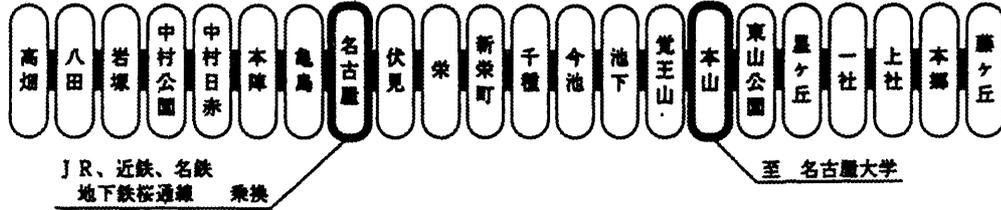
〒441 愛知県豊橋市天伯町雲雀ヶ丘1-1
豊橋技術科学大学 知識情報工学系 山本 眞司
TEL 0532-44-6886、FAX 0532-47-8986
e-mail : yamamoto@white.tutkie.tut.ac.jp

※なお、今回は第5回日本コンピュータ外科学会との合同開催となります。また、コンピュータ支援外科学会も同じ場所で開かれる予定です。

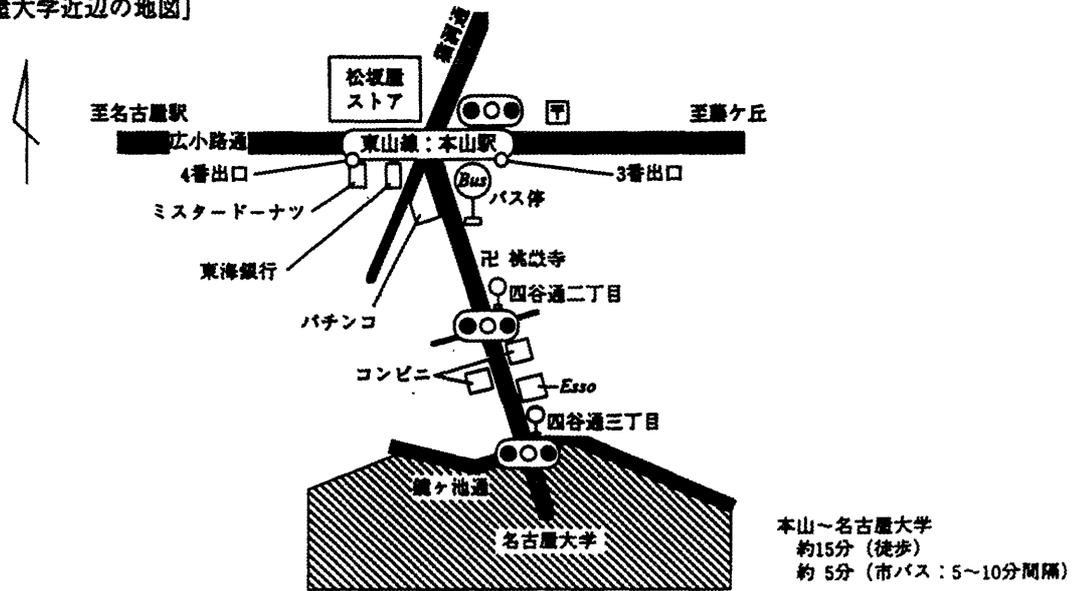
会場案内図

[地下鉄東山線路線図]

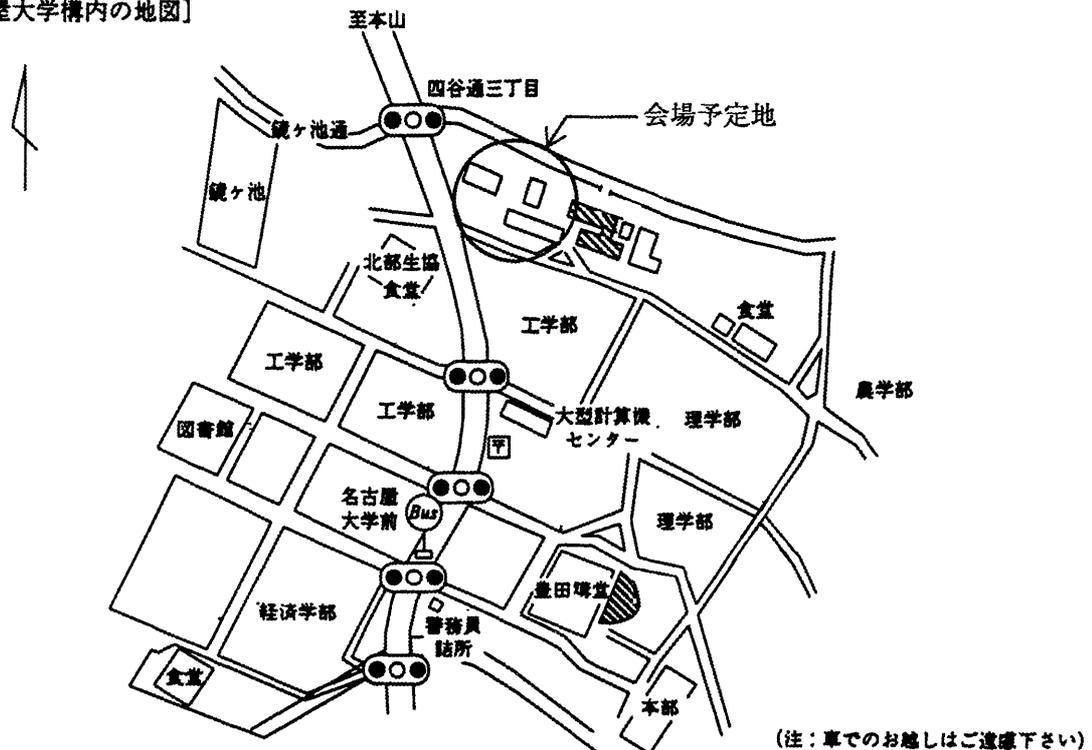
名古屋～本山 所要時間 約16分 (地下鉄:約4分間隔)



[名古屋大学近辺の地図]



[名古屋大学構内の地図]



学会研究会情報



- 学会名 : 13-ICPR (13th International Conference on Pattern Recognition)
 開催日 : 1996年8月25日～30日
 開催場所 : Vienna, Austria
 連絡先 : c/o Austropan Interconvention, A-1043 Vienna, POB30, Austria
e-mail: icpr@prip.tuwien.ac.at http://www.prip.tuwien.ac.at/icpr/icpr.html
 コメント : パターン認識分野では世界最大規模の国際会議。医用画像への応用研究の発表も多い。(中京大:長谷川)

- 学会名 : VBC '96 (4th International Conference on Visualization in Biomedical Computing)
 開催日 : 1996年9月22日～9月25日
(第13号に掲載の開催日は間違いでした。お詫びして訂正します)
 開催場所 : Hamburg, Germany
 連絡先 : Institute of Mathematics and Computer Science in Medicine (IMDM), University of Hamburg Martinistrasse 52,
20246 Hamburg, Germany
Tel: +49-40-4717-3652 Fax: +49-40-4717-4882 e-mail: vbc96@uke.uni-hamburg.de
 コメント : 画像処理、CG、仮想現実の方法論から診断・治療における可視化応用まで幅広い範囲をカバーする国際会議。(中京大学:長谷川)

- 学会名 : CADM学術講演会 (大会長 山本眞司 (豊橋技科大))
日本コンピュータ外科学会 (大会長 鳥脇純一郎(名古屋大))
日本コンピュータ支援外科学会 (大会長 藤岡睦久 (独協大))
(上記三つは合同開催)
 開催日 : 1996年10月2日～3日
 開催場所 : 名古屋大学工学部

- 学会名 : 第37回日本肺癌学会 (会長 河野通雄教授)
 開催日 : 1996年10月31日～11月1日
 開催場所 : 神戸国際会議場, 神戸商工会議所会館 (神戸市中央区港島中町6丁目)
 連絡先 : 〒650 神戸市中央区楠町7-5-2 神戸大学医学部放射線医学教室
第37回日本肺癌学会総会事務局
Tel: (078) 341-7451 (代表), ext. 5742 (078) 360-1448 (直通)
Fax: (078) 371-7143 E-mail: deprad@icluna.kobe-u.ac.jp
 コメント : 肺癌の診断・治療に関して、臨床, 病理, 疫学などの各分野から演題が出されます。
(札幌厚生病院: 森)

- 学会名 : FIRST JOINT CONFERENCE of CVRMed II and MRCAS III
 開催日 : 1997年3月20日～22日
 開催場所 : Grenoble, France
 連絡先 : Mrs Catherine Hicter-Plottier
CVRMed and MRCAS Conference SGV Destination 73, Grande Rue, 38 700 La Tronche, FRANCE
e-mail: dcongres@imaginet.fr tel: +33 76 01 00 54 fax: +33 76 63 16 36
 コメント : コンピュータビジョン、バーチャルリアリティ、ロボティクスの医学応用、および、計算機による手術支援に関する国際会議。CVRMedは昨年4月のフランス・ニースに引続き2回目、MRCASは昨年11月のアメリカ・バルティモアに続き3回目の開催である。今回は両会議合同での初めての開催であり、この分野に関する活発な議論が行なわれる。(名古屋大学: 森)



イギリスだより

椎名 毅*

医用超音波によるTissue Characterizationの研究は1980年代に英米において始まったが、英国のDr. C.R.Hillも草分け的な存在の1人として、その研究成果の多くは現在でもこの分野の基礎となっている。そのDr.Hillは長年The Institute of Cancer Research and Royal Marsden NHS Trust(ICR&RMT)の教授を勤め一昨年退官したが、私は彼の弟子であるDr.J.C.Bamberと知り合いであった関係から、1995年9月から10ヶ月間、日本学術振興会の援助で同研究所の訪問研究員としてお世話になることになった。

この研究所がどうして、このような長い名称を持つのか、その由来を述べると話がまた長くなるが、これは日本とは趣が異なる英国の医療制度や教育制度に少なからず関係がある。

まず、NHS(National Health Service)は日本の国立病院に相当するものがあるが、日本との違いは総合病院の他にGP(General Practitioner)と呼ばれる開業医もNHSの組織に属している点である。GPはhome doctorとして軽度の疾患を担当し、必要に応じて総合病院に紹介するという方法をとっている。90%以上の英国国民はNHSを利用し、その場合患者が支払う医療費は一部を除いて無料である。このため、NHSの費用は国家予算の約15%を占め、国民一人あたり£600(約10万円)の支出していることになる。しかし、近年では、財政難から予算の削減、有料化の増加、病院の統廃合などが進み制度の見直しが迫られている。

そのNHSの中で、Royal Marsden NHS Trust(RMT)は英国で最も大きな癌治療専門の総合病院として知られLondonとSuttonの2カ所にある。The Institute Cancer ResearchはSuttonのRMTと同一敷地内にあり、Joint Department of Physics, Radiotherapy, Cell & Molecular Biology, Immunology, Paediatric Oncology, MR Research, Epidemiology, Structural Biologyなど10余りのSectionに分かれている。ICRとRMTはそれぞれ基礎および臨床に近い部門を中心とする違いはあるが、殆ど一体になって癌研究を行っている。ICR & RMTの職

員数は、2300人(1994年)で、うち基礎研究664人、臨床関係451人、看護関係434人、事務関係528人などとなっている。

ICR & RMTは、このような研究所および病院としての他に、教育機関としての役割も担っている。すなわちICRはロンドン大学のPhDの学生を受け持ち、またRMTもロンドン大学やマンチェスター大学の看護学や医学のpostgraduate teachingの機関となっている。このため、臨床医学の学位とPhDを目指す約140人の学生が在籍し、また、短期間ではあるが、cancer nursingの学位やcancer care、palliative careの修士コース設け、年間300人の履修生がいる。この他、大学生のための研究の体験コース的なsummer vacation placementsなど様々な教育活動を行っており、英国内だけでなくヨーロッパ各国からの学生に利用されている。また、私のような訪問研究者も、年間2~30名を受け入れている。研究者や学生の出身は、かつての英連邦の盟主らしく様々な国々から集まっており話している英語も種々雑多で、おかげで自分が外国人であることを殆ど意識せずに済む。

英国における癌研究の特徴の一つとして、資金の某かは寄付により賄われていることが上げられる。最も大きなチャリティー団体にImperial Cancer Research Fundがあり、英国での癌研究の1/3に支援している。その基金額は年間5千万ポンドであるが半分は寄付で、残りは全国に471あるチャリティー点からの利益によるという。実際、方々の町に研究所と同じロゴマークを冠した店が見られる。1億ポンド弱のICR & RMTの運営資金も、40%が国からであるが、14%はCancer Research Campaignなどのチャリティー団体からの寄付によるものである。英国では毎年16万人が癌で亡くなっているというが、このシステムは一般国民の癌研究と治療に対する意識の高さを表していると言えよう。

※：(筑波大学)

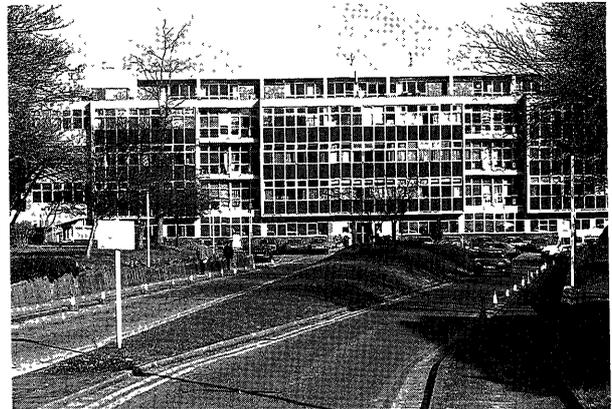
The Institute of Cancer Research, Joint Department of Physics,
Royal Marsden NHS Trust, UK

欧米ではさほど珍しくないが、このような臨床部門と医用物理や工学の基礎研究部門が一体となり、さらに学生の教育にも生かされている柔軟な制度をみるにつけ、まだまだ各領域間の距離が空間的にも意識の面でも十分狭まっているとは言えない日本の現状を考えると、学ぶべき点が多いことを実感させられる。

前置きが長くなったが、私自身はJoint Department PhysicsのInvestigative Ultrasound部門にあるDr.Bamberの研究室に所属し、組織の弾性率を画像化するElastographyの研究に取り組んでいる。こちらでは、乳癌や皮膚癌の罹患率が高いことを反映し、Dr.Bamberの研究室では、特に両者の超音波診断の研究に力を入れている。構成員は3人の研究スタッフと6人のPhDコースの学生であるが、彼らとフランクに議論できる雰囲気は学生時代に帰ったような楽しさがある。また、学生はどこかの国と比べると総じて勤勉である。彼らは朝早くから、病院関係者が帰宅した後も遅くまで残って実験や解析に取り組んでいる。しかし、英国らしく午前10時頃と午後4時頃の2回は、ティータイムのため喫茶室に集まり、いつの間にか研究室は誰もいなくなる。英国らしいと言えば、研究所内には本格的なパブがあり、金曜日の夜はスタッフや学生で賑わい、クリスマスやバレンタインデーにはディスコまで開かれた。研究所と病院はe-mailが日常的に用いられているが、時々このパブの宣伝もe-mailでdirect mail(?)される程の普及度である。ここSuttonは、Londonの中心Cityから南へ15 kmほどに位置しいわゆるGrater Londonに属する閑静な住宅地で、日本で

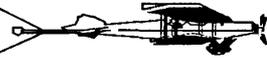
も有名なWimbledonは隣町である。研究所が私に用意してくれた家は、広くはないが、研究室から徒歩2分の至近距離であったため、図書館からパブまで研究所の施設はいつでも利用できる便利さである。

このように、幸い研究や住居環境に恵まれたせいもあるが、私にはほどほどにドライで親切な英国人気質も、相性が良いようで、英国での生活は予想以上に住み易く思われる。いろいろ言われている英国ではあるが、今なお世界中から人々が集まってくる由縁が分かるような気がする。今年の冬は特に寒かったようだが、5月に入ると桜によく似たアーモンドの花が満開となり、さらにこれからは英国で最高の季節になる。まもなく英国を去らねばならぬと思うと名残惜しいが、またいつか訪れることを心に期して、そろそろ帰り支度に取りかかろう。



正門より臨む Royal Marsdenの本館

事務局だより



CADM論文誌発刊のお知らせ

CADM論文誌編集委員長 山本 眞司

いよいよCADM論文誌を発刊する事になりました。

新しい学会の、新しい論文誌ですので、時代の先端を行く論文誌にしようということでインターネットを利用した電子出版方式で発行することになりました。投稿ならびに出版の形態ですが、概ね下記のような考え方で出発いたします。

1. 投稿原稿は著者自身によって完全な論文フォーマット（そのまま印刷できる形態）に完成していただく。
2. 完成させた原稿はインターネットを介して、または電子ファイル化して郵送していただく。
3. 論文査読は他学会の論文誌同様に厳正に行う。
4. 採録決定となった論文は、学会が開設するwwwホームページに適宜登録する。これが従来の論文誌の印刷、配布に代わる手段となる。
5. 会員は随時このホームページにある論文を閲覧ないし印刷することができる（実は会員以外の方にも広く門戸を開放する）。
6. 論文アブストラクトは、CADMニューズレターなどにも随時掲載いただく。

ところで、上記の形態を採ることの投稿者側から見たメリットは何でしょうか？私は次のようなことが考えられると思っています。

1. 早い。
投稿から掲載までの時間が大幅に短縮されます。査読者次第ですが、1,2カ月以内も夢ではないでしょう。
2. 安い。
完全な論文フォーマットで投稿いただく場合は、論文投稿料は数千円以内で済みそうです。
3. 広い。
英文で投稿された場合には、全世界の研究者がインターネットを介して見る事が出来ます。
4. マルチメディア化できる。
これは少し先の課題ですが、動画像とか、音声とかを論文付帯の情報として付加し、よりリアルな論文に出来る可能性を秘めています。

なお、何分にも新しい試みですので、最初の1年くらいは試行錯誤しながらの出版事業となることをあらかじめご了承下さい。従いまして、投稿規定の本文ならびに執筆要項などもwww上に載せ、不具合事項は適宜修正して参りますので、投稿時には最新の情報を見ていただくようお願いいたします（または編集事務局へお問い合わせ下さい）。

編集事務局は当面、

yamamoto@parl.tutukie.tut.ac.jp に置きますので、不明な点はお問い合わせ下さい。

また、完成論文の見本、投稿規定などは、<http://www.toriwaki.nuie.nagoya-u.ac.jp/~cadm/Transaction>を参照して下さい。

以上ですので、会員の皆様の積極的な投稿をお待ちしています。

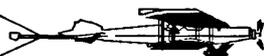
〒441 豊橋市天伯町雲雀ガ丘1-1

豊橋技術科学大学知識情報工学系教授 山本眞司

電話；0532-44-6886（ダイヤルイン）、fax；0532-47-8986

e-mail, yamamoto@white.tutkie.tut.ac.jp

事務局だより



(1) 新たに次の方が入会されました。

| | | |
|------|-------|----------------|
| 会員番号 | 氏名 | 所属 |
| 0144 | 藤岡 陸久 | 獨協医科大学 放射線医学教室 |

(2) 変更がありました。

| | | |
|------|-------|---|
| 会員番号 | 氏名 | 変更内容 |
| 0145 | 目加田慶人 | 学生会員より正会員に移行 |
| | 勤務先 | 宇都宮大学 工学部 情報工学科 |
| | | 〒321 宇都宮市石井町2753 Tel. & Fax. 028-689-6289 |

(3) 次の方が退会されました。

志村孚城、岩根 茂、関口雅幸

(4) 会員の現況 (1996年5月21日現在)

| | |
|------|------|
| 賛助会員 | 8社8口 |
| 正会員 | 131名 |
| 学生会員 | 3名 |
| | 142 |

お願い：住所・勤務先等に変更がありましたら、事務局までご連絡ください。

編集委員長：加藤久豊 (富士フイルム) kato@miya.fujifilm.co.jp
 編集委員：江馬武博 (東芝) ema@mel.nasu.toshiba.co.jp
 椎名 毅 (筑波大学) shiina@milab.is.tsukuba.ac.jp
 篠田英範 (東芝) 000013130404@tg-mail.toshiba.co.jp
 中島延淑 (富士フイルム) nakajima@miya.fujifilm.co.jp
 縄野 繁 (国立がんセンター東病院) snawano@east.ncc.go.jp
 長谷川純一 (中京大学) hasegawa@sccs.chukyo-u.ac.jp
 松本 徹 (放射線医学研究所) matsu@nirs.go.jp
 森 雅樹 (札幌厚生病院) TAE03517@niftyserve.or.jp
 森久保寛 (珪肺労災病院) MAF02661@niftyserve.or.jp
 (あいうえお順)

CADM News Letter (1996年度 第16号)

発行日 平成8年6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 Tel. & Fax. (0423) 87-8491
 東京農工大学大学院 生物システム応用科学研究科 小畑研究室内