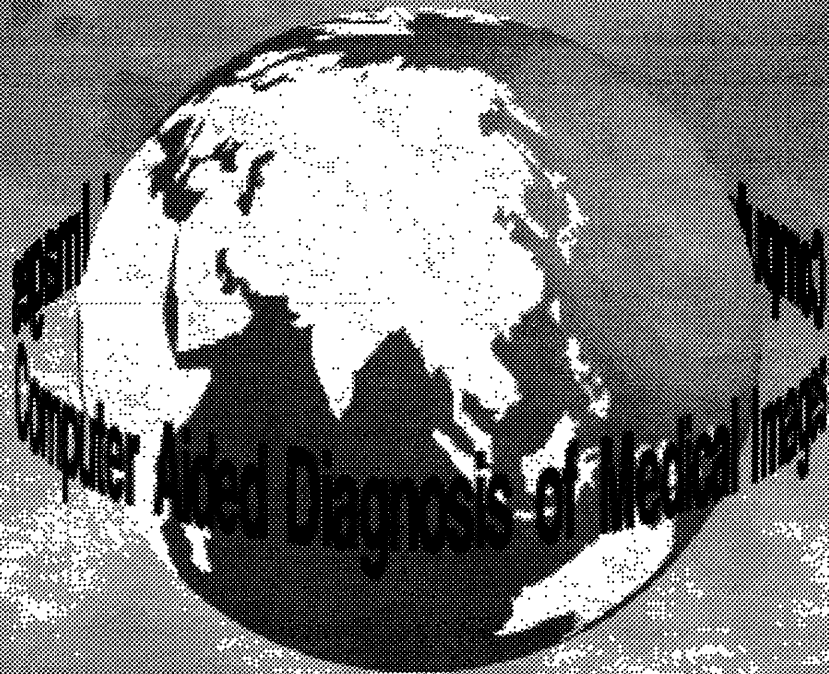


CADM

Computer Aided Diagnosis of Medical Images

News Letter





第5回日本コンピュータ外科学会 コンピュータ支援画像診断学会第6回学術講演会 「合同特別講演」

10月2日、3日の両日に第5回日本コンピュータ外科学会との共催で開催された第6回学術講演会の「合同特別講演」において、中京大学・福村晃夫先生および藤田保健衛生大学・片田和廣先生が講演されました。ニュースレターでは、会員の方々の今後の研究の参考としていただけるものと考え、お二人の先生に、ご講演の内容を文章にまとめていただきましたので、以下に掲載いたします。

仮想身体と人工知能

福村 晃夫*

あらまし 人工知能(AI)は、人間の知能という無形のもの存在を仮定して、それを言語化、あるいは情報化したものと考えられる。一方、人体、あるいは人体臓器に対する2次元スキャナの出力をデジタル化、かつ3次元再構成して得られる実体は、身体を情報化、あるいは仮想化したものとしてとらえることができる。ここで情報化するかわり仮想化と仮定すれば、人工知能と仮想身体は仮想世界で統合されて、仮想人間のモデルを得ることが期待されるが、実はこの統合は、実世界の身体が持つrealityを介して行われるであろうことを述べる。

1. 人工知能のreality

1-1 人工知能とは、

人工知能は、言語世界で構築された知的システムであり、人間が発する質問に対して、人間と区別不能の応対を示すこと、言い換えれば、その応答に現実世界のrealityがあることが期待される。

1-2 言語の浮遊性

言語世界のすべての事象(言語の意味、推論のプロセスなど)が確定的であればAIは作り易いが、実世界の言語はそうはなっていない。

言語の非即物性・主観性・共通性

言語の構成単位である記号は、確定的にひとつの対

象物を指示しないことが多い(多義語など)。つまり、記号はひとり歩きをすることがある。記号の前身は図絵であり、図絵はイメージが表出されたものである。このことが起因して、言語は主観性に富む。一方、このこととは正反対に、社会的な意味を持つ言語は、社会の人びとにとって共通でなくてはならない。従って、同一内容の言明が異なる人から生じうる。(同義語の存在に似ている。)コンピュータに、人に代わって応答させることの可能性はここから生まれるのであるが、これらの言語の特質は、コンピュータの中に、応答のrealityを保証する言語世界をつくることを難しくする。

言語の没論理性

人間は、特に対話の場面で、没論理的ではあるが、きわめて現実味のある言い方をする。例えば

「時間が無い。そろそろオチを付けろ。」

この短文に含まれる諸概念は、すべて常識として、並の社会人が理解できるものとしてよいであろう。しかし、コンピュータにこの言明を理解させるには、言語の浮遊性を克服するために、すべての概念を他の概念で定義し、かつ、この対話が行われる状況を記述するという難問を解決しなくてはならない。

1-3 AIにおけるrealityの確保

忠実表現

言語世界にrealityを与える最も直接的な方法は、科学や工学におけるように、対象物をあいまいさなく表す概念を、論理的な整合性が保たれるように配列して言語表現を行うことである。AIの実用化で成功したエキスパートシステムでは、すべてこの努力が払われている。

常識の賦与

物の製造や医療など、著しく特化された専門領域においてAIを構成しようとするときでも、いわゆる現場で生じる現実的な問題を解くために、コンピュータに常識を与える必要が生じるのであるが、常識に対して別の見方を与えてみると、realityのための別の方策が生まれて来る。すなわち、常識はcommon senseであるから、別の面では共通感覚を意味する。共通感覚は体性感覚ともいわれることを考慮すると、常識を理解させるために、コンピュータに身体性に関する知識を与えることが思い付かれるのである。

状況(環境)に関する知識賦与

身体が具体性、現実性を持つことは、身体が実世界において意味のある一つの場所を常に占有し、かつ、ある空間を具体的な方向に移動するということから生じる。よって、常識を現実性を伴って理解するAIは、環境ないし状況を認識するための知識を持たなくてはならない。図1は、そのことを説明している。

保証には万全を期さなくてはならない。

(II) 実空間型 ユーザは、実在物に対して直接操作をほどこす。その際、仮想身体に対するrealityの与え方として、2つの方法が考えられる。

(a) リアリティのチェックは、全面的にユーザにまかせる。混成空間(図1参照)の統合にも、ユーザ

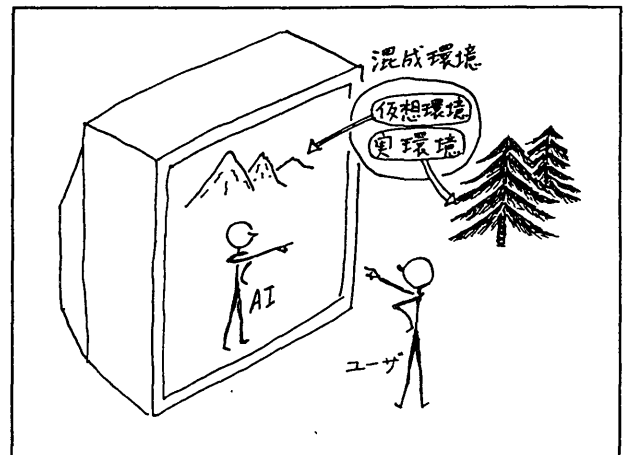


図1

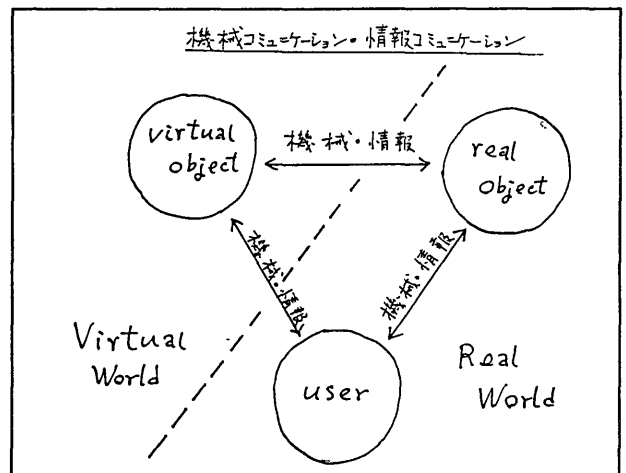


図2

2. 仮想身体とreality

2-1 作業空間としての仮想身体

スキャナ出力をデジタル化して得られる仮想身体は、仮想化されているという理由でそのままではrealityを持たない。しかし、それが本質的に3次元構成であること、及び、外科が空間の中で実行されるということから、仮想身体を作業空間という概念を通して眺めることが考えられる。手術の進行で身体は変形するから、仮想身体側では、データをソフトウェア的に活性化して、自己変形の可能性をつくっておくことに興味を持たれる。

2-2 仮想身体のreality

仮想身体の実在意義を、図2の図式によって考えてみる。図式がシステムとして意味を持つためには、ユーザー-実体-仮想体間で、機械・情報系を媒介とするコミュニケーションが行われなければならない。機械-情報変換のメカニズムが重要な研究課題になるであろう。

図式を現実化するときの要点を、図3のように表現することができる。つまり、ユーザが実と仮想とのいずれの側で作業をするようにするかである。

(I) 仮想空間没入型 いわゆるバーチャルリアリティ(またはテレプレゼンス)のやり方で、ユーザは仮想空間に没入するから、仮想身体のリアリティの

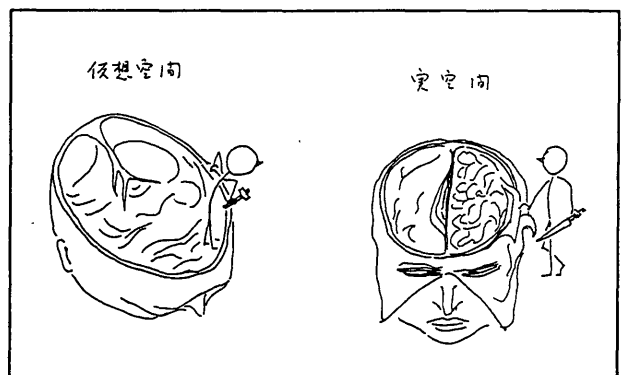


図3

のみが関る。

(b) 仮想空間にインテリジェンスを導入し(AIと仮想身体の統合)、リアリティのチェック、混成空間の統合にAIが介入する。

外科手術のプロセスを一種のナビゲーションととらえれば、上記(a)の仮想空間はナビゲータとして、

(b)の場合はインテリジェントナビゲータとしての意義を持つ、後者のナビゲータには実空間との対話機能、及び、予測、確認や、自己解剖・修復の機能を持たせることが考えられる。(I)、(II)を通して、現時点では(II)の(a)が最も実用性に富むことはいうまでもない。



三次元画像診断と外科支援 —現状と問題点—

片田 和廣*

1. はじめに

近年、CT、MRIなど生体情報を三次元的に計測する技術の発達と、三次元画像処理技術の高度化・普及により、生体の三次元画像を得ることは飛躍的に容易となった。しかし一方において、その臨床的有用性が完全に確立された分野はといえば、決して多いとは言えない。また、臨床における状況を見ると、三次元画像に対する強い期待感とは裏腹に、日常臨床への応用は一部の施設に限られている。この理由は、医用三次元画像の技術、適応などに未だ未解決の問題が存在することによる。ここでは、三次元診断/手術支援の現状を振り返るとともに、三次元診断の普及という見地から、現時点での問題点について考察を試みたい。

2. 医用三次元画像の現状

現時点で三次元画像診断の応用が最も確立された分野として、各種骨病変に対する手術支援が挙げられる。先達の努力により、形成外科領域を中心とした手術支援への応用は、かなり実用域に近づいている。さらに近年では、laser lithographyをはじめとした技術の応用により、実物大モデルによる術前検討が行われる

までに発展した。また、ここ数年で急速に普及しつつあるのが血管系の三次元診断である。造影剤投与により高いコントラストを得ることができる血管系は、骨構造と同様の理由で三次元診断に適している。とくに有用性が認められているのが、頭部領域における脳動脈瘤の診断である。動脈の三次元的な“膨らみ”を検出する上で、三次元画像が適することは、当然予想されたことであった。

これらの例において、臨床適応が確立した(あるいはしつつある)理由として、以下の諸点が考えられる。第一に、対象となる構造のコントラストが高く、関心領域の抽出が容易であったこと、第二に、診断・治療上対象構造の立体的な把握が重要なこと、第三に実用化上の最大の問題点であったデータ取得時間が、ヘリカルスキャンの導入によりクリアされたことが挙げられる。すなわち、クリニカルニーズがあり、データ取得・三次元像構成が容易で、患者の負担が少ないことが、三次元診断/手術支援の実用化において重要と考えられる。今後三次元医用画像の適応拡大にあたり参考とすべきである。

*：藤田保健衛生大学 衛生学部 〒470-11 豊明市沓掛町楽ヶ窪1-98

3. 医用三次元画像の問題点

a. 三次元画像と医師

種々の技術的問題点を検討する前に、現状における医師の三次元画像に対する姿勢についてまず考えてみたい。近年かなり理解が進みつつあるとはいえ、放射線科医の三次元画像に対する取り組みは、一部を除き比較的冷淡と言わざるを得ない。その論拠として挙げられるのが、“軸位断のみで全ての診断情報を得ることが可能であり、三次元画像でつけ加えられる情報はない”、“よく訓練された画像診断医は軸位断から頭のなかで三次元構造を構築できる”というものである。これらの問いに対する答えは、本稿の中でおいおい触れていきたい。一方、外科医の反応は放射線科医よりも概して好意的である。この理由は、放射線科医が二次元のフィルムを直接の対象としているのに対し、外科医が常に患者を三次元の実体として捉えていることによる。放射線科医にとって医用画像を得る目的は言うまでもなく“診断”にあるが、外科医にとってはそれとともに、“三次元的なオリエンテーションを得ること”が重要なのである。三次元画像は、とくに特別な情報が無くとも、それ自体である程度外科医のニーズに合致しているといえる。いずれにせよ、医師の専門とそのバックグラウンドによって三次元画像そのものに対する取り組みが異なることは銘記されるべきである。

b. 原データの質

三次元画像による外科支援における技術的な問題点の第一は、三次元像のもととなるデータの質にある。現在のオリジナルデータの品質は、解像度、S/N、アーチファクトなどが要求水準に到達していない場合が多い。とくに体軸方向のサンプリングレートが軸位断面に比し大きく劣っていることは、データの等方性を失わせるとともに、*partial volume effect*を増大させて情報量を失わせる大きな原因となっている。可能な限り実効スライス幅を薄くし、体軸方向分解能を向上させる努力が必要である。それでは、原データの解像度はどれくらいあればよいのだろうか？ 三次元像構築の途上では、領域抽出エラー、モデリング過程の平滑化効果により、原画像の持つ微細情報の一部が失われている。この問題点を防ぐために、三次元用データは通常診断用の二次元画像よりもむしろオーバーサンプリングされてしかるべきであろう。また、ヴァーチャルリアリティの見地から言えば、人間の感覚生理学上、画素やフレームレートを意識させない最低基準レベルが目標とされるべきである。すなわち、マトリクス数2000x2000、体軸方向にも等方性のデータ分布を持ち、計測12-16ビット、表示8ビットくらいは欲しい。動画像の場合は秒間30フレームは譲れない

ところである。無論、現状の工学的能力ではこれらのスペックは望むべくもないが、少なくとも現状のデータの質が圧倒的に不十分であることは、認識しておく必要がある。この項の最初に呈示した放射線科医の疑問の一因は、三次元画像の持つ診断情報量が、軸位断（原画像）よりも少ないことによると思われる。もしもここに挙げたような稠密なデータをもとに、原データの持つ情報をすべて表現可能な三次元画像が構築されるようになったとき、はじめて真の三次元画像診断が可能になると思われる。これは極言かもしれないが、現状では三次元画像の表現する診断情報が通常診断に耐えるまでに至っていないため、やむを得ず低解像度でもある程度実用になる外科治療支援に“逃げていく”面がないだろうか？しかし、プロフェッショナルをも満足させる手術支援には、細い血管・神経をも含む細密なデータが必要なことは言うまでもない。手術支援の分野においても、いずれは解像度不足が問題となる段階がくるであろう。原データに関しては、そのほかにも多くの問題点がある。まず、ストリーク、*Stair-step*などの各種アーチファクトを最大限抑えるべく、撮影方法を工夫せねばならない。また、原データに含まれる情報の種類も重要である。現状では、骨、血管、神経など手術に際して必要とされる構造全てを単一のモダリティで描出できない点に問題がある。後者に対して、現時点では、「異種モダリティ間の画像重ね合わせ」に解を求める研究者が増えている。この手法の問題点は、座標系を一致させる過程での誤差と、複数検査・フレーム装着などに伴う患者負荷の増大である。とくにMRIの磁場不均一性に起因する空間的な歪みは、被検体ごとにQ値が異なるため、完全な補正は困難である。*Radiosurgery*のようなmm単位の精度が要求される場合には、十分な配慮が必要となる。一方で、単一モダリティでできるだけ多くの情報を得るべく、モダリティ自体の描出能改善努力を怠るべきではない。

c. 領域抽出

三次元画像実用化に当たってかならず持ち出される批判に、“像作成者によって画像が異なる”、“どれが正しい像なのかわからず、信用できない”と言うものがある。これは関心領域の抽出過程が、作成者により、条件（しきい値など）により左右されることによる。爾来領域抽出は三次元画像作製にあたっての最大の問題点であり、多くの研究者により数多くの試みがなされてきた。しかし高コントラスト構造を除けば、未だ決定的な手法は得られていないように思われる。これは領域抽出の本質が、正常構造、異常構造、あるいはその両者の境界判定にあり、ある意味で画像診断のプロセスそのものであることによる。著者は以前よ

り、「領域抽出は”読影レポートを書くことと等価の医療行為”である」と主張してきたが、これはすなわち、”熟練した医師と同等の解剖学的・病理学的知識に基づいた領域抽出アルゴリズムが必要なこと”を意味している。このようなアルゴリズムが得られるまでは、専門の医師が医学的・法的責任を負って領域抽出を行って行くべきであろう。ただし、確かに現状に於いて医師に替わるようなアルゴリズムの構築は不可能かもしれないが、少なくとも医師の抽出を助ける、よりインテリジェントなアルゴリズムの開発・導入は早急に必要であろう。

d. 軟部組織変形シミュレーション

軟部組織の手術シミュレーションにおける最大の課題は、弾性体としての生体の取り扱いにある。現実の手術手技においては、いかに病変部に到達するかがとくに肝要であるが、この場合、病巣を取り囲んでいる正常部分を除去（切削）するというアプローチがとられることは稀である。多くの場合、正常部分への侵襲は最小限に留め、正常部分を圧排あるいは偏位させることにより病巣部に到達する。このため真に手術アプローチをシミュレートしようとするれば、生体の変形処理は避けては通れない。この点で、近年弾性変形処理への関心が高まりつつあることは、大変望ましい変化である。処理工数の大幅な増加を伴う物体変形処理手法の確立は、三次元手術シミュレーションにおいて現状で最も期待されていることである。

e. 処理時間

外科手術支援における現在最大の課題は、言うまでもなくその処理時間である。とくに手術シミュレーションにおいては、その本質が視点の変更、切削、変形などの画像加工を用いたトライ・アンド・エラー（trial and error）であることを考えると、画像作製／表示のリアルタイム性は、絶対譲れない必須の条件と言ってよい。回転・切削などの加工のみならず、前項で挙げられた軟部組織の変形処理がリアルタイムで処理可能となったとき、軟部組織に対する手術シミュレーションははじめてスタート地点に立つことができると言えよう。

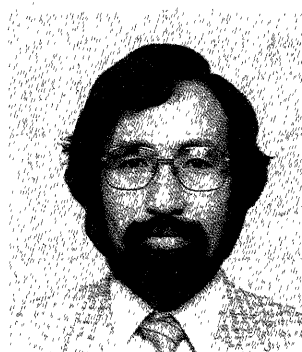
f. 臨床評価

近年の急速な発展にもかかわらず、三次元画像診断・コンピュータ支援手術が医療社会一般から広く受け入れられたかと言えば、未だ不十分と言わざるを得ない。この理由は、コンピュータ支援によるアドバン

テージを、patient outcomeの向上として明確に証明できていないことによる。今後は、prospective, randomized, double-blinded studyにより、その効果を客観的・学問的に証明する努力が必要となろう。そのためには忙しい臨床の場で、多数例にストレス無く使用できるまでに処理時間を短縮することが、なによりも望まれる。コンピュータ支援により、患者の手術成績を圧倒的に向上させ得たとき、あるいは従来不可能だった手術が可能となったとき、真の意味で三次元診断／手術支援が確立したと言えよう。

4. おわりに

以上、三次元医用画像と手術シミュレーションの現状と問題点について論じてきた。従来、三次元画像診断・手術支援に積極的に携わる医師は、工学の現状を慮る余り、工学側に対し現実離れした（と思われる）要求を控える傾向が見られた。これに対して、本稿で述べられた意見は、その殆どが現状では実現困難な要求であり、工学的な見地からすれば”暴論”に近いかもしれない。しかし三次元医用画像工学が確立しつつある今、医療側は敢えて”頑固爺”となって、本来目指すべき目標を伝える責務があると考えられる。登山にたとえれば、これまではザイルやテント、ハーケンなどの必要な道具をそろえ、裏山で腕試しをしている段階であった。ヘリカルスキャンの導入を契機に、本格的な実用化が始まった今、三次元画像診断・手術支援はより高い峰を目指して前進を始めたと言って良い。登る峰が高ければ、それだけ危険性（誤診・医療過誤など）も高まるのは当然である。高い峰の頂上を安全に極めるために、我々はより一層の努力をする必要がある。



トピックス

ヘリカルCTによる肺癌1次検診の現状

柿沼 龍太郎*

はじめに

1975年より開始された会員制の東京から肺癌をなくす会において、従来の胸部単純X線写真と喀痰細胞診に加えて、1993年9月より、ヘリカルCTによる肺癌1次検診が開始された。会員制で、経年的なヘリカルCTによる肺癌1次検診としては、世界で初めての試みである。1993年9月から1996年4月までに、東京から肺癌をなくす会で発見された肺癌は22名*1であるが、そのうち12名がヘリカルCTのみで発見されている。

検診の方法

年2回、問診、診察、喀痰細胞診、胸部単純X線写真、および、ヘリカルCTを施行した。ヘリカルCTは、胸部単純X線写真と同じ日に撮影した。CT装置は、東芝TCT-900S SuperHELIXを用いた。撮影条件は、管電圧120kV、管電流50mA、X線ビーム幅10mm、寝台移動速度20mm/sec/rotationとし、一回の呼吸停止（深吸気位）にて、鎖骨上縁より2cm頭側より尾側方向に30cmの範囲を連続撮影した。画像は180度対向ビーム補間法で、10mm毎に再構成し、光ディスクに記録するとともに、ウインドウ幅2000HUおよびウインドウレベル-700HUの肺野条件で半切フィルム2枚に現像した。光ディスクの画像は、CT装置あるいは東芝X-Linkのモニター上で一人の医師が読影し、フ

ィルム画像は、もう一人の医師が読影シダブルチェックを行った。

結果

1993年9月にヘリカルCTを導入後、1996年4月までに、22例の肺癌が見つかっている。発見時の平均年齢は65.6歳（49～85歳）で全例男性である。発見方法は、喀痰細胞診は7例（喀痰のみでの発見3例）、胸部単純X線写真7例、ヘリカルCT19例（ヘリカルCTのみでの発見12例）であった。部位としては、肺門型4例（扁平上皮癌4例）、肺野型18例（腺癌12例、扁平上皮癌5例、小細胞癌1例）であった。図1に、ヘリカルCT導入前後の病期の割合を示した。I期の割合は、ヘリカルCT導入前は53%であったが、導入後は82%に有意に増加した（ $P<0.05$ ）。図2にヘリカルCT導入前後の肺野型の平均腫瘍径を示した。肺野型の平均腫瘍径は、ヘリカルCT導入前は3.0cmであったが、導入後は1.56cmに有意に減少した（ $P<0.01$ ）。ヘリカルCTのみで発見された肺癌12症例の平均直径は、1.12cm（0.5～1.8cm）であった。12例のうち、ヘリカルCT検診の初回発見は5例であった。残りの7例は、ヘリカルCT検診2回目以降の発見であり、そのうち6例が、過去のヘリカルCTに陰影を認めた。これらのretrospectiveに見直して陰影が指摘できる肺癌は、画像上二つの群に分け

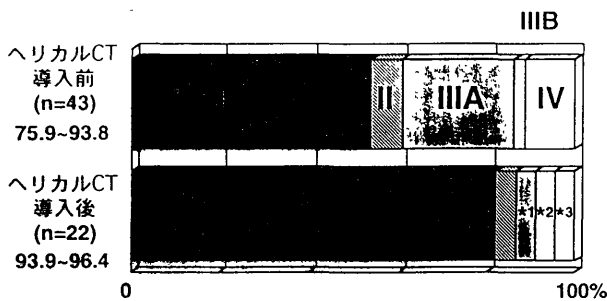


図1 ヘリカルCT導入前後の病期の内訳

*1 IIIA: '95/4 入会時点で発見（扁平上皮癌）
 *2 IIIB: '93/9 導入時点で発見（腺癌）
 *3 IV: 一年半ぶりの検診で発見（小細胞癌）

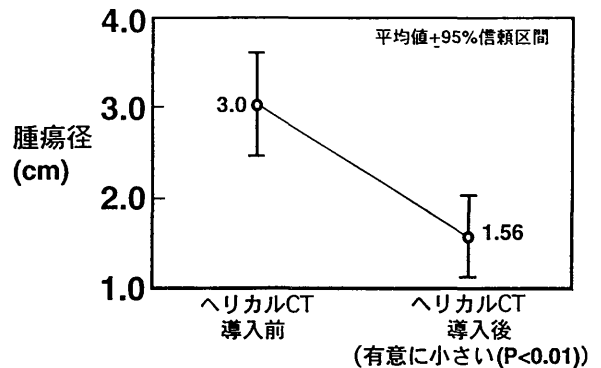


図2 肺野型肺癌のCT導入前後の腫瘍径

※：国立がんセンター東病院 呼吸器科 〒277 柏市柏の葉6-5-1

られる。ひとつは、前回の読影時には陳旧性病変（肺結核など）の一病変と判断された群3例である（このうち一例を症例1として後述する）。もうひとつは、病変がきわめて淡いか、あるいは小さいため前回の読影時には指摘できなかった群3例である。しかし、これら6例は、全例手術ができ、病理学的検索にて、T1N0M0,I期と診断された。また、ヘリカルCTと胸部単純X線写真の両方で、発見された肺癌のうち、1例は、過去のヘリカルCTに陰影を認めた。この症例（後述する症例2）は、手術後の病理学的検索にて、T1N1M0,II期と診断された。

症例

過去のヘリカルCTに陰影を認めた症例の一部を提示する。症例1：63歳男性、腺癌。図3は、1993年9月のヘリカルCT検診時の写真である。右下葉の肺門近傍の

S6（肺区域のひとつの名前）に、辺縁の淡い約11mmの結節影を認める。このときは、図4に示すように、他のスライスに陳旧性肺結核の病変（白あるいは黒の矢印）があったため、2人の読影医は、この結節影も陳旧性肺結核の一病変と判断した。1994年3月のヘリカルCT検診時の写真でも、同部位にはほぼ同じ結節影を認めたが、その時も、2人の読影医は、その結節影を陳旧性肺結核の一病変と判断した。図5は、1994年9月のヘリカルCT検診時の写真である。同部位に約15mmの結節影を認め、2人の読影医は、その結節影を精密検査が必要であると判断した。CT下の肺針生検にて腺癌と診断され、胸腔鏡による右S6区域切除がなされ、病理学的検索にて、T1N0M0,I期と診断された。症例2：77歳男性、扁平上皮癌。図6は、1994年9月のヘリカルCT検診時の写真であり、異常陰影はないと考える（黒の矢印）。図7は、1995年3月のヘリカルCT検診時の

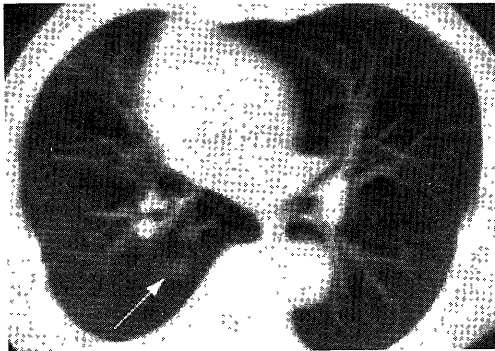


図3

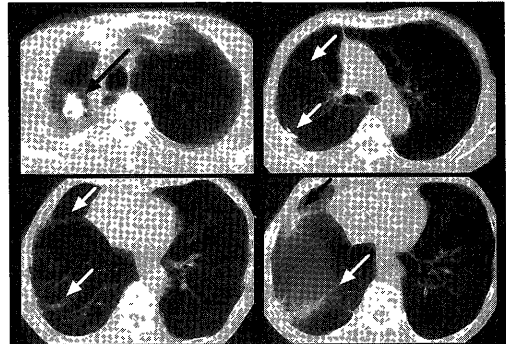


図4



図5

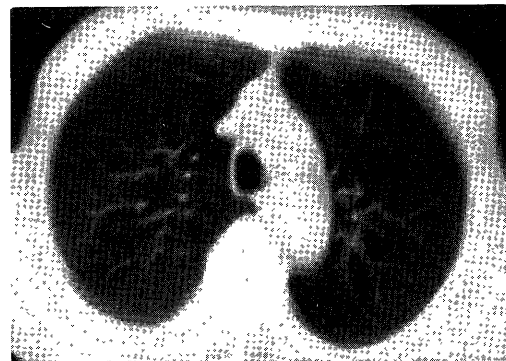


図6



図7

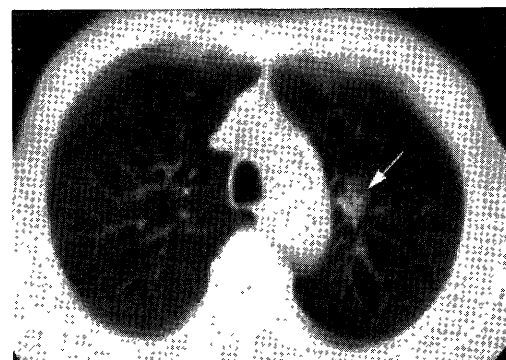


図8

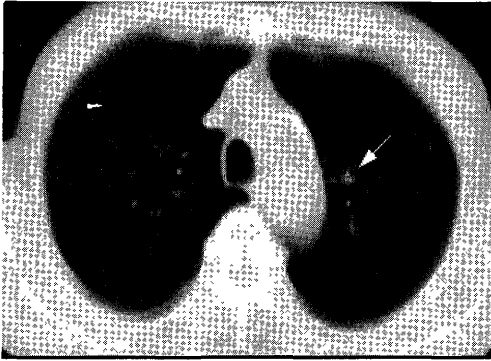


図9

写真であり、左上葉の血管陰影に混じて、7mmの異常陰影を認めた（白の矢印）が、2人の読影医はチェックしなかった。図8は、1995年9月のヘリカルCT検診時の写真であり、左上葉の血管陰影に混じて、10mmの異常陰影を認めた（白の矢印）が、2人の読影医はチェックしなかった。図9は、1996年3月のヘリカルCT検診時の写真であり、左上葉の血管陰影に混じて、15mmの異常陰影を認め（白の矢印）、2人の読影医は精密検査が必要であると判断した。気管支鏡検査にて扁平上皮癌と診断され、左上葉切除がなされた。

コンピュータ支援診断への期待

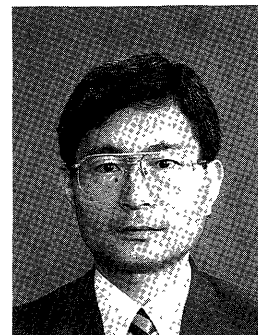
上述の症例1、2のように、retrospectiveに画像を見直してみると、過去のヘリカルCTに肺癌の陰影が認められる例が存在した。一例は、以前の古い肺結核病変が肺のあちこちに存在したため、肺癌である結節影までも、古い肺結核病変の一つと覚えてしまった。もう一例は、肺の上部や下部では、肺血管がCTの水平面に対して、ほぼ直角に（正接に）走行する部分があり、それら血管の太さに近い結節影は、血管と見分けることが困難となり見落としてしまった。Radiologyの1996年4月号でも、CT検査にて見落とされた肺癌の論文が二つ掲載されている。Gurney¹⁾は、3mm未満である肺癌陰影が見落とされたことを報告し、White²⁾らは、他に大きな病変があると肺癌陰影が見落とされやすいことを報告している。Naidich³⁾らは、コンピュータシ

ミュレーションで、胸部CT画像の中に、小結節陰影を3次的に作りだし、それらの陰影を読影させる実験を行っている。小結節陰影の大きさが、 <1.5 , <3 , <4.5 , および <7 mmである場合、それらの発見率は、それぞれ0.9%, 47.6%, 81.9%, および91.5%であった。このような現状であり、胸部CT画像を、コンピュータで解析し、診断医を支援するシステムが期待される所以である。M側とE側の密接な協力によりこの分野でのブレイクスルーが望まれる。

（*1：術前の気管支鏡の肺生検で、腺癌の診断で手術を施行し、術後の病理学的検索にて、異型腺腫様形成と高分化腺癌との鑑別が困難で、癌と最終的に診断されていないものが1例あり、本稿では、それを除いてある。）

文献

- 1) Gurney JW: Missed lung cancer at CT: Imaging findings in nine patients. Radiology 1996;199:117-122
- 2) White CS, et al: Primary carcinoma of the lung overlooked at CT: Analysis of findings in 14 patients. Radiology 1996;199:109-115
- 3) Naidich DP, et al: Variables affecting pulmonary nodule detection with computed tomography: Evaluation with three-dimensional computer simulation. Journal of thoracic imaging 1993;8:291-299





物を認識する技術

縄野 繁*

CADM News Letterも発刊から約5年、18号となったことは大変喜ばしい限りです。この間、技術交流の輪という分野で「M」の立場から度々提案や質問をさせていただきました。幸い多くの「E」側の先生から回答をいただき非常に感謝しておりますが、物の形の認識という点では5年前とあまり変わっていないような気がします。X線やCT診断に限らず超音波診断やMRI診断でも「腫瘍や臓器を抽出して観察する」という点では全て同じで、人間が読影するときの原点とされます。非常に細かい凹凸は別として、まず大まかにものの形を写し取り、その後ニューロでもファジーでもフラクタルでもスネークでも何でも使用して、より正確な形が書けるような学習の積み重ねができる方法はないのでしょうか。豊橋技術大学の山本真司先生御研究で、胸部CTでの肺野抽出の手法としてモデル画像を使うというアイデアが発表されています。このモデルに相当する部分の腫瘍像をコンピュータ内部に多数データベース化しておき、これを使って腫瘍の似顔絵を書く（解析する）ということはいくつかの点でできないでしょうか。書かれた絵を人間が添削し、直された過程を学習し、結果もデータベースに加えてゆくという作業ができないのでしょうか。潜水艦のスクリー音を解析し、データベース上の同じ波形を探し出したり、自動的に人間の指紋を判定する技術も開発されています。湾岸戦争では、巡航ミサイルに目標の形態をインプットし、数百キロも飛んだ後に命中させることができるのですから、素人には何とかかなりそうな気がしてなりません。

そういえば、このNews Letter No.4で私が書いた文章の中で、「スパイ衛星から撮影されたぼけた画像を特別に鮮明にさせる特殊な画像処理があるのではないか」という問いに対して、No.5で、「非常に鮮明な画像を得たのち、一般的な画像処理や大気によるボケの補正を行っている」というお答えでした。とこ

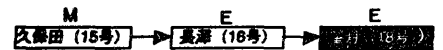
ろが最近、この軍用ソフトが一般の画像処理ソフトとしてMRIの世界に登場してきました。S/Nの悪い画像をたちどころに非常にきれいな画像に変えてしまう麻薬のようなソフトです。メーカーがデモとして使うフィルムや雑誌に広告として使う画像ではほとんどこのソフトが使われており、市販のMRIに標準装備されているものも現れています。S/Nが悪い画像ほど効果が著しく、鮮明な画像であれば変わらないとのこと。もし、どのように処理しているか説明して下さる先生がいらっしゃれば、ぜひ教えて下さい。ちなみに、珪肺労災病院の森久保先生に教えていただいた情報では、IMAGE ENHANCEMENT SYSTEM (IES) というソフトで、そのカタログには

reduces the apparent noise in Mid and Low Field images by incorporating

advanced noise reduction algorithms previously available only for military

satellite data analysis. These same algorithms also decrease the appearance of motion artifact in the image. By using a state of the art computer with ultra fast array processors, the "IES" will enhance your MR image rapidly using these computational intensive proprietary algorithms. Image Enhancement System is a division of Open MRI, Incorporated. 3251 Investment Blvd., Hayward, CA 94545 Phone: 1-(800)-IES-5565 FAX: 1-(510)-784-1142とあるそうです。

話をもとに戻しますが、形態上の特徴を細かく分析する技術は、この5年間で進歩しているのが確かにわかります。でも、もう少し物を認識する技術の研究を進めていただくとありがたいと思います。これは当初から「M」側が思っていることであり、今も思い続けていることです。「E」側の先生、どうぞよろしくお願いたします。



超音波診断とCAD

望月 剛*

I はじめに

しばしば、「超音波画像はノイズが多く、画像がいまいでよくわからない。」とお叱りをうけることがある。超音波診断装置を開発しているものにとっては耳の痛いお言葉である。現在、超音波診断に使用されるほとんどの装置は超音波エコー法を採用している。これは生体内に入射された音波が音響インピーダンス(=組織の音速×密度)の異なる組織の境界面で反射し、その強度が境界面を挟む二つの組織のインピーダンス差に比例する特性を利用したものである。従ってここで得られる情報は相対的なものである。またそのインピーダンス自体が組織の音速と密度の両方の要素を含み、それらを正確に分離して得ることは今のところ不可能である。多くの生体組織では音速も密度もそれぞれ異なる。にもかかわらず、生体内では音速が一定であると仮定して超音波画像が表示されている。ここに画像歪みの原因の一つがある。さらに音速が異なることから実際には超音波の屈折が生ずるが、直進すると仮定して画像が表示されている。超音波画像にはこのほか音波の減衰や散乱などの複雑な影響も混在している。これが他の医用画像に比べて上記のお叱りをうける要因になっていると思われる。

II 超音波診断装置の現状

超音波画像はエコー信号の振幅強度を縦軸に生体での距離を横軸に取ったグラフ表示であったAモード表示法から始まり、その後その振幅を画像の輝度値に変換し、超音波ビームを走査することにより断層像を得るBモード表示が主流となった。さらにその断層情報を3次元的に異なる複数個所の位置で収集し、再構成を行う超音波3次元表示も行われている。一方、血球などのように移動する物体から得られる超音波エコー信号では、ドブラ現象が観測されることを利用して移動する組織等の速度を検出し、表示することも盛んに行われている。前者はエコーの振幅情報を後者は位相情報を抽出し表示を行っているといえる。

筆者の個人的意見で恐縮であるが、超音波診断装置

の発達は上記2つの情報をいかに感度よくかつ高分解能にさらに速く表示できるかに多くの努力が成されてきた。これらの情報は超音波診断装置が提供する最も重要でかつ基本的なものである。それらを表示するさまざまな努力が実り、今日この様に多くの装置が臨床の場で稼働し、超音波診断の基礎を支えているものと信じている。しかし現状の超音波診断装置ではその名にある“診断”的な機能は何もないに等しい。冷たい言い方をすれば単にエコー信号を検出し表示する検出器に過ぎない。

III これからの超音波診断装置

エコー信号から生体組織の減衰係数や粘性率などの新しい情報を検出する研究が行われている。画像のテクスチャ解析により、画像のもつ模様などの情報を定量化する研究も行われている。超音波画像はこの様に様々な情報が同時に混在する複雑な画像である。それは見方を変えれば多くの情報がそこに含まれていることを意味する。問題は多くの情報の中からいかに必要とする情報を抽出するかにある。そしてさらにその抽出された多くの有効な情報からどのように診断の助けとなる情報を選び、疾病の診断情報と結び付けるかにある。前回までに報告された長澤亨先生や久保田光博先生のお仕事はまさにこの後者の研究にあたると思う。

現状の超音波装置は前者の段階であり、これからの装置は後者の機能を持たせたいと筆者は考えている。これらについて未だ何の研究もしていない筆者がこのような場で意見を述べることは無責任で恐れ多いことではあるが、ひとりの技術屋が将来の超音波診断装置を夢見ている程度にお聞き願いたい。

上述のように超音波画像には多くの情報が複雑に関係しながら混在している。このような画像の中から必要な情報を自動的に抽出するためにはかなり高度な画像処理を膨大な時間をかけて行う必要があり、それでも必ずしも期待どおりの結果を得ることが難しいことが多いのが現状である。従って抽出される情報はどう

*：アロカ株式会社 研究所 〒198 東京都青梅市今井3丁目7-19

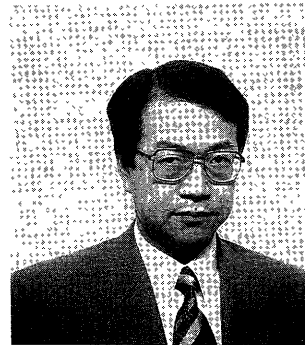
してもあいまいな幅のあるものとなる。また抽出される個々の情報も全く独立したものではなく、むしろ重複した情報を含むものと考えた方がよい場合が多い。そのようなあいまいな情報から診断に結びつく情報を推論する装置が必要である。川崎医大の片桐誠先生、有田清三郎先生らはまさにこの辺の研究を行っている。筆者は医師らと対話する装置を夢見ている。超音波画像の中から必要な情報を医師が指示する。また医師は抽出の示唆をし、あるときは抽出の助けをする。装置は医師の指示を学習する。そしてさらに診断のプロトコルを学習し、診断情報の推論を行う。医師は装置と対話をしながら考え、新たな指示や診断のプロトコルを装置に与える。このように医師と装置が会話しながら、あたかも医師が助手を育てるがごとく、装置に教え込むことができたかどうか。

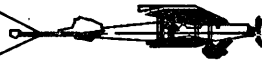
IVまとめ

貴重な紙面をお借りして単なる個人的な夢を述べた。しかし近い将来には少しでも夢に近い装置を実現したいと願い、あえて恥を忍んで投稿させて頂いた。諸先生方のご鞭撻をお願い致したい。

参考文献

- 1) 蒲池寿彦、坂口正剛、他：「小肝細胞癌（3cm以下）におけるUS所見、とくに腫瘍エコー強度と質的診断について」、Jpn J Med Ultrasonics Vol.15, No.3, 209-214 (1988)
- 2) 栗田武彰、加藤智、他：「甲状腺疾患におけるエコーレベルおよびヒストグラムの有用性について」、Jpn J Med Ultrasonics Vol.15, No.2, 148-152 (1988)
- 3) 土館松三：「乳腺腫瘍の超音波診断」、Jpn J Med Ultrasonics Vol.15, No.2, 153-159 (1988)
- 4) 曹景文、伊藤貴司、他：「超音波Bモード画像における輝度ヒストグラムの統計的性質」、Jpn J Med Ultrasonics Vol.16, No.1, 1-12 (1989)
- 5) 片桐誠、有田清三郎、他：「ファジィ理論を用いた甲状腺結節の超音波診断」、Jpn J Med Ultrasonics Vol.17, No.6, 680-688 (1990)
- 6) 片桐誠、吉川啓一、他：「超音波診断における主観的評価の検討」、Jpn J Med Ultrasonics Vol.18, No.7, 661-665 (1991)
- 7) 森久保寛：「乳腺腫瘍超音波像の画像解析による定量的診断」、Jpn J Med Ultrasonics Vol.19, No.12, 857-869 (1992)
- 8) 望月剛、伊東正安：「超音波三次元データのテクスチャ情報を用いた組織像の抽出」、電気学会論文誌C、Vol.112, No.8 507-515 (1992)
- 9) 望月剛、伊東正安：「テクスチャ特徴量を用いたファジィ推論と空間平滑化効果による医用超音波組織像の識別」、電子情報通信学会誌A、Vol.J77-A, No.10, 1315-1326 (1994)
- 10) 穂積康夫、山中桓夫、他：「超音波によるびまん性甲状腺腫の鑑別」、Jpn J Med Ultrasonics Vol.23, No.6, 441-446 (1996)
- 11) 萩原一博、椎名毅、他：「カラードブラ法による乳癌内血流状態の定量化の試み」、Jpn J Med Ultrasonics Vol.23, No.6, 429-439 (1996)
- 12) 野村康晴、松田康雄、他：「造影エコー法による肝細胞癌の造影効果の定量的評価」、Jpn J Med Ultrasonics Vol.23, No.7, 505-512 (1996)





三次元CT技術の普及に向けて —技術の標準化について思う—

周藤 安造*

近年、ヘリカルスキャンCTなどの出現で高精細な医用画像が高速で収集できるようになった。また、コンピュータグラフィックス、高性能パソコンなどコンピュータのソフトウェアとハードウェア技術の目ざましい進歩がもたらされた。このような技術的な背景が医学における三次元医用画像処理の普及をもたらし、診断、治療、教育などにさかんに利用されるようになった。このうち、診断については、従来二次元画像の補足的な位置づけに過ぎなかった三次元画像が、診断の目的によっては不可欠にさえなりつつある。その一方で、各種の三次元画像構成手法、特徴抽出手法などが工学、医学の多くの機関で研究・開発され、本学会をはじめ多くの関連医学会で、三次元画像の有効性などについての議論が活発に行われるようになった。しかし、モダリティとか各種アルゴリズム・手法が多様化してきたため、三次元画像の有効性とか問題点についての議論が噛み合わないケースも生じるようになってきている。そろそろ議論のための共通の土俵づくり（コンセンサス作り）が必要な時期にきているように思う。そこで、三次元CT技術に関する手法と用語、実験データの標準化に関する提案を行い、私なりの考えを述べてみたい。

具体的な提案を以下に行う。

1. 手法・アルゴリズムと用語(キ-ワード)について定義を明確にすべきである。

三次元画像構成手法について定義が曖昧である。通常レンダリングにはサーフェスレンダリングとボリュームレンダリングがあるが、この区別が必ずしも明確でない。もともと学会レベルで明確に区別されている訳ではなく、モデリング法、シェーディング法あるいはプロジェクション法などの違いによって区分する方法がありうるが、私はこれまで次のような区分法を用いている。

- (1) モデリング・プリミティブで区分する方法
- (2) しきい値処理をする、しないかで区分する方法

そのほか生体をレンダリングの対象とする方法はすべてボリュームレンダリングとして定義する研究者も

いるが、これは別としてまず、(1)は三次元画像を構成する幾何学的な要素（モデリング・プリミティブ）をパッチ面データとするかボリュームデータ（ボクセル）とするかの区別で、前者をサーフェスレンダリング、後者をボリュームレンダリングとして定義することができる。これに対し、(2)は三次元形状を切り出すのにしきい値処理をするか、しないかにより区別する方法で、前者をサーフェスレンダリング、後者をボリュームレンダリングに対応させることもできる。Levoyが1988年にレイキャストリングを基本とした手法としてボリュームレンダリング法を発表するまでは(1)の区分法を用いていた。しかし、IEEE Visualization'90(1990, San Francisco)において、Levoyのボリュームレンダリング法が注目されるようになり、その区別法として、新たに(2)の区分法を設定する必要が生じた。(2)の区分法によれば、これまでのレンダリング法の多くはしきい値により組織とか臓器などの境界を抽出し、形状定義しているから、これらはすべてサーフェスレンダリングということになる。私の提案では、今後この(2)の方式で統一するのが望ましいと考える。1990年にUdupaらはこれを論文で発表し(Surface Versus Volume Rendering: A Comparative Assessment, First Conf. Visualization in Bio. Comp. 1990, Atlanta)、表面組織、ティッシュを注目するか、内部情報構造を注目するかによりレンダリング法が区別されることを述べている。また、今年のIEEE Visualization'96でも「Taxonomy of volume visualization」として、いくつかのセッションで同じような議論が交された。そこで、(2)にもとづいた分類法の一案を表にまとめてみた。この分類法からすると前号での小林尚志先生の考案されたVT法(Volume Transmission)はボリュームレンダリング法に属し、SSD(Shaded Surface Display)などはサーフェスレンダリングに属することになる。しかし、この表でLevoyのボリュームレンダリング法は分類の見出し項目(ボリュームレンダリング)と一致しているため用語の混乱を招く。そこで、この方法を仮にレイキャストリン

*：東海大学 開発工学部情報通信工学科 〒410-03 沼津市西野317

グ法とでも呼ぶことにすれば、その区別と位置づけが明確になる。

これに関連して他の用語（キーワード）についても不明確なものがある。たとえば、三次元CTとか三次元イメージングなどである。まず、三次元CTについていえばヘリカルCTのような画像収集技術なのか、CTに関する三次元画像処理技術なのかかわからない。しかし、三次元CTはことばの響きがいいので是非一般化させたいと個人的には思う。また、三次元イメージングも画像収集なのか漠然と三次元画像処理のことをいうのかかわからない。これも定義を明確にすべきである。論文を書くときなど互いに疎通がとれないことがあり大変困る。

2. 三次元画像の有効性を評価するデータを統一すべきである。

手法とか用語以外に、三次元画像に対する評価法の問題がある。これは上記の手法の問題にもかなり関係するが、ここではむしろ臨床画像の問題、すなわち評価用の実験データについて考えてみる。

技術が真に実用になっていくためには、臨床的な有効性が客観的に評価されねばならない。それには技術の標準化は勿論のことファントム・データも含めた評価用標準画像の整備が急がれる。たとえば、骨組織の自動抽出について、その方式を客観的に評価するには、標準画像を設定しなければならない。標準画像が決まればはじめて方式とかアルゴリズムの善し悪しが評価できるが、これには医学者（M側）と工学者（E側）の協力が不可欠である。このような標準画像として二次元画像では、既にSIDBA(Standard Image Data Base)がある。しかし、医療の分野で三次元画像について、一般的な標準画像は整備されていない。表示された三次元画像の精度、アルゴリズムの信頼性などは標準画像によってはじめて客観的に評価できることになる。多様な評価用画像が整備できれば、精度と情報量、処理速度の関係なども明確になる。領域の自動抽出だけでなく、モデリング、レンダリング技術などについても精度、処理速度などいろいろな角度からの比較ができる。

これも大切な土俵づくりのひとつと考える。しかし、これを実現するためには、患者のプライバシーなど医用画像という特殊な性質のデータの安全管理とその運用が前提で、藤田保健衛生大学の片田和廣先生がMIT誌, Vol13, No.3(1995)「ヘリカルCTを中心とした三次元画像診断の現状と問題点」で提唱されているようにデータ提供者の著作権の問題も含めてまだまだ多くの解決すべき課題が残されており、M側とE側との地道な努力が求められる。

3. ひとつの学会を越えた議論が必要である。

開発ツールの普及、高性能パソコンの出現などにより三次元画像処理がきわめて身近な技術になり、実用化の環境が着々と整いつつある。また、各研究機関において特色ある研究が多様な分野で進められている。

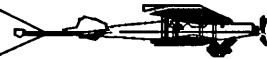
このような技術動向に対応して、本学会をはじめこの分野での学会が前後して発足している。すなわち、三次元画像の手術シミュレーションへの応用を主な目的として1991年に日本コンピュータ支援外科学会（発足時シミュレーション外科学会）、1992年には日本コンピュータ外科学会（発足時コンピュータ外科研究会）がそれぞれ発足している。また、1996年には三次元CT研究会も発足し、三次元画像の実用化に向けての論議がさかんになりつつある。この他にCT技術については歴史のある日本医用画像工学会(JAMIT)がある。今後、上記1と2の問題を解決するためには、ひとつの学会を越えて医学者、工学者が一体となり、手法の定義、用語の統一、評価用標準画像の設定など三次元画像に関する共通の問題について議論と検討を行う必要がある。既に本学会と日本コンピュータ外科学会の間では合同で大会が開催されている。これをもっと広げていく必要があるが、たとえば、複数の学会での合同シンポジウムなどからスタートするのもひとつの方法かも知れない。

以上三次元CT技術（実はこのキーワードも問題であるが）について今後の発展を願い勝手な私見を述べさせて頂いた。

表 レンダリング法の分類案

<u>しきい値処理する方法（サーフェイスレンダリング）</u>	
→	表面形状を表示の対象とする
—	ワイヤフレームモデル法
—	サーフェイスモデル法
—	ボクセル法
—	マーチングキューブ法
—	リアルシェーディング法など
<u>しきい値処理しない方法（ポリウムレンダリング）</u>	
→	内部情報も含めて表示の対象とする
—	ポリウムレンダリング法 (レイキャスティング法)
—	再投影法（M.I.P法を含む）など





コンピュータ支援画像診断学会 第6回学術講演会を終えて

第6回学術講演会大会長 山本 真司*

コンピュータ支援画像診断学会 (CADM)の第6回学術講演会は、1996年10月2日(水)、3日(木)の2日間にわたって、名古屋大学工学部において開催された。今大会も昨年と同様に、第5回日本コンピュータ外科学会 (CAS)との合同開催となり、臨床系の医療従事者、医用工学系の研究者、企業の研究者、技術者ならびに医、工両分野の学生等が一堂に会して熱心な討論が行われた。参加者は両学会合わせて約180人であり、内CADM側で登録された方は約50人であった。

今年はCADM系一般講演が14件とやや減少したが、以下に紹介する合同学会の特別企画ならびに今回新たに導入した学術展示方式の発表などで熱気にあふれる討論が行われ、有意義な2日間であった。

まず合同学会の特別講演として、

- (1) 仮想人体と人工知能
(中京大学 福村晃夫教授)
- (2) 3次元画像診断と外科支援
(藤田保健衛生大 片田和廣教授)

の2題の講演があり、両先生の長年にわたる研究業績に裏打ちされた感銘深いお話を伺うことが出来た。

また、合同シンポジウム”先端技術と診断・治療”では、

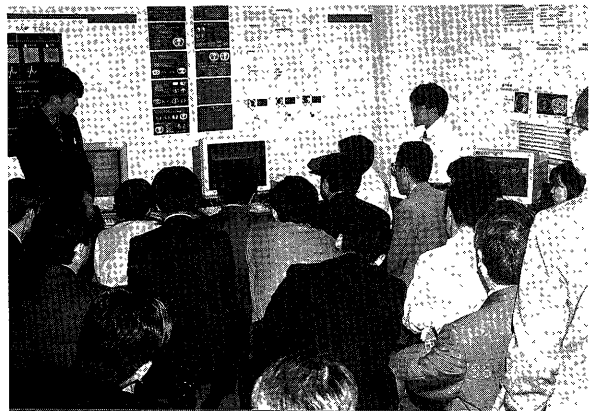
- (1) 医用画像データベース
(東京農工大 小畑秀文教授)
- (2) 肺がん検診用CTとその診断支援
(豊橋技術科学大学 山本真司教授)
- (3) 高速・高帯域バックボーンネットワークを利用した遠隔診断支援システム実験
(名古屋工大 岩田彰教授)
- (4) Navigation and manipulation tool of virtualized human body (名古屋大学 森健策氏)
- (5) 次世代医療を目指すマイクロマシン工学
(名古屋大学 生田孝土教授)
- (6) 腹壁吊り上げ式低侵襲手術の工学的アプローチ (東京警察病院 橋本大定部長)

と多方面にわたる先進的な研究現状が次々と紹介され、この分野におけるめざましい研究の発展の状況を一挙に知ることが出来たのではないかと思う。

次に今回初めての試みとして、”コンピュータ診断支援システムの進歩”と題する学術展示を行った。これは、下記6研究施設の研究内容をワークステーションを使って実物展示すると同時に、1施設あたり20分、全体で2時間にわたり装置を動かしながら発表と質疑応答をその場でお願いする形式を採用した。

- (1) 乳房X線写真におけるCADシステムの開発
(岐阜大グループ)
- (2) デジタルマンモグラフィ支援診断システム (東京農工大グループ)
- (3) 胸部CT像を対象とした肺腫瘍影自動検出システム (札幌医大グループ)
- (4) 胸部がんCT診断システム
(徳島大学グループ)
- (5) 肺がん検診用CTの診断支援システム
(豊橋技術科学大学グループ)
- (6) 仮想化内視鏡システム
(名古屋大学グループ)

この方式は、実物を見ながら発表者の話を聞けるといふわかりやすさが幸いしてか、2時間という休憩無



*：豊橋技術科学大学 知識情報工学系 〒441 豊橋市天伯町雲雀ヶ丘1-1

しの長いセッションにも拘わらず最初から最後まで部屋が満員の状態で、熱心な討論が繰り広げられた。主催者側としては新しい試みでやや心配していたが、多くの杞憂であったことで胸をなで下ろしている(写真参照)。

なお、来年は札幌医大の名取博先生が大会長をお引き受け下さり、10月4日(土)、5日(日)に札幌市

内で開催されるとのことです。その日にまた諸先生方にお目にかかれることを楽しみに、またこの学会のますますの発展を心よりお祈りする次第です。

最後になりましたが、名古屋大学の関係者の方々をはじめ、合同学会における関係の諸先生方のご指導とご協力に心よりお礼申し上げて大会後記とさせていただきます。



学会研究会情報



□研究会名 第3回体表臓器の超音波所見の定量的評価に関する研究部会
(日本超音波医学会)

開催日 : 1997年1月18日

開催場所 : 栃木県藤原町(珪肺労災病院)

連絡先 : 珪肺労災病院労災病院放射線科森久保 寛

Tel : (0288)76-1515

URL: <http://www.st.rim.or.jp/~morikubo/>

□学会名 : 第4回胸部CT検診研究会
(会長 宮本忠昭先生-放射線医学総合研究所 重粒子治療センター)

開催日 : 1997年2月14~15日

開催場所 : 江東区文化センター(東京都江東区東陽4-11-3)

連絡先 : 〒162 東京都新宿区市ヶ谷砂土原町1-2

東京都予防医学協会内

第4回胸部CT検診研究会(TCS)事務局

三沢 潤 様

Tel: (03) 3269-1141

Fax: (03) 3269-7562

コメント: 胸部, CT, 検診をキーワードとする演題が集まり、熱心に討論されます。

自動診断や画像処理に関する演題も期待されます。

(札幌厚生病院: 森)

□学会名 SPIE 97 (Medical Imaging 97)

開催日 : 1997年2月22日~28日

開催場所 : Newport Beach, CA USA

連絡先 : P.O.Box 10, Bellingham, WA 98227-0010

Tel : 360-676-3290 Fax : 360-647-1445 E-mail : spie@spie.org

コメント: SPIE(Society for Photo-Optical Instrumentation Engineers)の主催するMedical Imagingに関する国際会議。北米放射線学会(RSNA)が臨床面中心の医学会であるのに対して、本学会は医療画像の形成・処理ネットワーク通信に渡る技術面中心の工学会である。

(富士フィルム: 武尾)

□学会名 : 第16回日本画像医学会 (会長 原田 尚教授)
 開催日 : 1997年3月10~12日
 開催場所 : アルカディア市ヶ谷 (東京都千代田区)
 連絡先 : 〒321-02 栃木県下都賀郡壬生町大字北小林880
 獨協医科大学第二内科学教室
 第37回日本肺癌学会総会事務局
 Tel: (0282) 87-2147
 Fax: (0282) 86-7761

コメント : 放射線科のみならず臨床各科で画像診断を専門とする医師からの発表が多いのが特徴です。
 (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われる。
 (名古屋大学 : 森)

□学会名 : 第37回日本胸部疾患学会総会 (会長 大久保隆男教授)
 開催日 : 1997年4月10~12日
 開催場所 : パシフィコ横浜 (横浜市西区みなとみらい)
 連絡先 : 〒236 横浜市金沢区福浦3-9
 横浜市立大学医学部第一内科
 第37回日本胸部疾患学会 総会会長 大久保隆男教授
 Tel: (045) 787-2511

コメント : 胸部疾患に関する基礎研究についての発表が多い学会です。CADMに関係ありそうなのは、サテライトシンポジウム「肺野部微小肺癌の診断と治療の現況と将来」くらいでしょうか。
 (札幌厚生病院 : 森)

超音波心壁輪郭自動抽出処理

渡辺 陸*

近年食生活の変化に伴い、心臓病患者が増加傾向にあり、現在米国において死因第1位、わが国においても、癌について心臓病が第2位となっている。心臓病の画像による診断では、簡便・安価・リアルタイム性という利点を有する超音波診断装置が広く用いられている。

超音波診断装置を用いた心臓病の診断の1つに心機能解析がある。これは、心臓のポンプ機能や局所の壁運動を評価するものである。具体的には、超音波診断装置で得られる心臓部の画像における拡張末期像および収縮末期像において、左心室の内壁輪郭（以下、単に心壁と呼ぶ）をトレースし、各々の時相で得られた輪郭情報から面積値や容積値を算出することにより、心臓のポンプ機能の評価を行う。このとき、面積値は輪郭内部の画素数をカウントすることで得られ、容積値は一般にASE(American Society of Echocardiography)の推奨するModified Simpson法[1]が用いられる。また、局所壁運動の解析には、拡張末期における輪郭と収縮末期における輪郭を重ね合わせてセンターライン法等により局所の壁運動を定量的に評価する。

以上のように、心機能解析には心壁のトレースが非常に重要である。しかし、多数の症例に対してこのようなトレースをマニュアルで行っていたのでは非常に手間がかかると共に、再現性にも問題がある。ここで紹介する

ACT法(Automated Contour Tracking)法[2]は、2段階のエネルギー最小化原理に基づく心壁エッジ検出を行なうことにより、実用的な精度、処理時間で自動的に心壁のトレースを行なう手法である。以下、ACT法の処理の流れについて述べる。

ACT法では、まず始めに複数の制御点から構成される初期輪郭を画像中に指定する。これは現在、中心位置と半径のみ対話的に与えることにより、円形の初期輪郭が簡便に生成されるようにしている。対話的な所はこの初期入力部分のみで、以下は全て自動的に処理が行われる。

まず、各制御点を明度コントラストが最大となる位置に移動させることにより、初期輪郭を変形させる。次に、輪郭形状から計算される弾性エネルギーを最小化することにより、輪郭形状の平滑化を行う。これら一連の処理を、制御点の移動量が一定値以下になるまで続ける。以降、前時相の抽出結果を初期輪郭として現時相の画像に対し同様の処理を繰り返すことにより、時系列画像に対して自動的に心壁が抽出され、この輪郭内部の画素を計数することによりポンプ機能の評価が容易に実現される。

従来の変分法を用いたエネルギー最小化処理(SNAKES)[3]では、輪郭モデルの移動と輪郭形状の平滑化が同時に行われる。従って移動距離が大きければ大きいほど、輪郭モデルは平滑化の影響を強く受けることとなり(滑らかさの拘束力が強くなり)、滑らかな形状しか抽出できなくなる。これに対し、ACT法では輪郭モデルの移動と平滑化処理が分離されているため、SNAKESのように滑らかさの強い拘束を受けない。従って、心尖部長軸像に見られる弁輪部のような尖った形状の部分においても輪郭抽出を行うことが可能である。また、変分法を用いているため、並列化による処理の高速化が可能であり、使用メモリを削減することが可能、などの実用上の利点を有する。

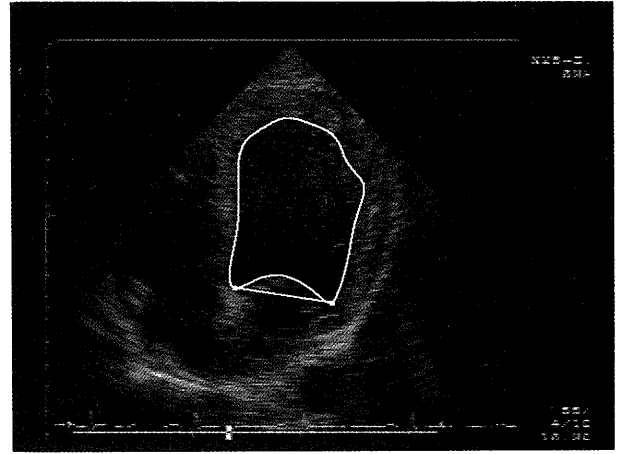
図に、熟練した医師のマニュアルによる輪郭抽出結果(a)とACT法による抽出結果(b)を並べて示す。心尖部アプローチからの断面像を心機能評価に用いる場合、弁輪間を直線で結んだ輪郭が通常用いられるため、ACT法でも輪郭抽出結果を用いて自動的に弁輪検出を行なっている。実用的に問題無い精度で輪郭が抽出されていることが確認できる。現在、医師抽出結果との定量比較による有効性評価を行なっており、良好な結果を得ている。

謝辞

臨床データの提供、マニュアルトレースへの協力および多くのご助言を頂いた、神戸市立中央市民病院の吉川医師(現大阪市立大学教授)、吉田医師、穂積医師および八木技師に深く感謝する。



(a) 医師のマニュアルによる輪郭抽出結果



(b) ACT法による輪郭抽出結果

[文献]

- [1] 吉川純一, 吉田清, 深谷隆他: 臨床心エコー図学, 文光堂, pp.216-217 (1992)
- [2] 吉岡秀樹, 湯浅真由美, 吉川純一, 吉田清, 穂積健之, 八木登志員: ACC(Automatic Contour Chase)

- 法による超音波心壁輪郭抽出, Medical Imaging Technology, Vol.13, No.4, pp.653-654 (1995).
- [3] M.Kass, A.Witkin, D.Terzopoulos: Snakes: Active Contour Models, International Journal on Computer Vision, pp.321-331 (1988)

CADM理事会議事録

第9回 CADM 理事会 議事録

1. 日 時 1996年10月1日(火) 午後6:00~8:30
2. 場 所 名古屋市千種区不老町
名古屋大学 工学部 情報工学科 一階 会議室
3. 出席者 鳥脇純一郎(会長)、館野之男、山本眞司、名取博、小畑秀文
4. 審議事項
 - 1) 前回議事録の確認 … 原案の通り承認した
 - 2) 平成8年度(H.7.10~H.8.9)事業報告および決算報告について
… 原案の通り承認。なお、経理上の締切日は9月5日とした。
 - 3) 平成9年度(H.8.10~H.9.9)事業計画および収支予算について
… 原案の通り承認。なお、経理上の開始日は9月6日とした。
 - 4) 次々期大会会長選出について …
種々検討の結果、埼玉工業大学 飯沼武氏を評議会に推薦することとした。
 - 5) 論文集発刊について … 論文編集委員長の山本眞司氏(豊橋技科大)よりこれまでの検討結果について報告があり、了承された。具体的には以下のようである。
 - イ) 総会開けより論文募集を開始すること、
 - ロ) 編集委員会は理事会メンバーを含む陣容でスタートすること、
 - ハ) WWWサーバにて会員に論文を開示し、将来的にはCD-ROMの形で会員に配布することも検討する。

以上


評議会報告

平成8年10月2日(水)に評議会が行われ、理事会より提案されたH.8年度事業報告および決算報告、H.9年度事業計画および収支予算、次々期大会会長、論文集発刊についてすべて承認された。

総会報告

平成8年10月3日(木)に開催され、評議会と同様に、すべての案件が承認された。具体的な内容については以下に示す。



平成8年度事業報告 

平成8年度 事業報告 (案)

平成8年度は学会設立5年目にあたる。以下に本学会の主要な活動をまとめて示す。

1. ニュースレター No. 14, 15, 16, 17 号の発行
2. 他学会との協賛

医用画像工学研究会 JAMIT Frontier' 96	1996年1月27, 28日
日本医用画像工学会 第15回 大会	1996年7月8~10日
日本医学物理学会 第12回 研究発表会	1996年7月22~24日
3. 第5回学術講演会

昨年度に引き続き日本コンピュータ外科学会と合同開催の形で実施した。

場 所： 国立がんセンター

会 期： 1995年10月12、13日

特別企画： 合同特別講演1件 (Prof. R. Tayler)

合同シンポジウム 「三次元画像の診断と外科治療への応用」

合同特別企画「がんセンター総合画像システム」

一般講演： 27件

参 加 者： 合わせて325名
4. 医用画像データベース整備
 - マンモグラフィデータベースの利用者は9施設となり、さらに1施設から申込があった。
 - 胃X線二重造影データベースは1997年3月には完成見込
 - 胸部X線像、胸部CT像のデータベース化も順調に進み、1997年3月には完成見込
5. 学会論文誌発行を決定

学会論文誌をwww上で発行することを決定した。これは従来の論文誌が紙に印刷されるのに対して本学会の論文誌は電子的に出版することとし、学会が用意するwww上のホームページに掲載する形態をとるものである。ただし、論文査読等の審査形態や論文のフォーマット等は通常の論文誌と同等の扱いをし、論文誌としての品位を保つこととした。編集委員は発足当初は学会理事が兼務する事とし、編集委員長には山本真司教授(豊橋技術科学大学)が指名された。

既に論文受け付けをアナウンスしているが、10月のCADM学会以降に本格スタートする予定である。

平成8年度決算報告



コンピュータ支援画像診断学会 平成8年度 決算報告

平成7年10月1日から平成8年9月5日まで (単位:円)

I. 収入の部	予算額	決算額	差額
科目			
前年度繰越	1,738,710	1,738,710	0
会費収入			0
1. 正会員			0
(入会金なし)		415,000	415,000
(入会金あり)		18,000	18,000
(中途入会)		3,000	
小計	600,000	436,000	-164,000
2. 学生会員			0
(入会金なし)		3,000	3,000
(入会金あり)		0	0
小計	30,000	3,000	-27,000
3. 賛助会員	700,000	420,000	-280,000
データベース売上げ	500,000	100,000	-400,000
雑収入	20,000	3,482	-16,518
収入合計	3,588,710	2,701,192	-887,518

II. 支出の部	予算額	決算額	差額
科目			
1. 人件費	350,000	238,530	-111,470
2. 通信費	120,000	43,842	-76,158
3. 郵送費	250,000	120,905	-129,095
4. 消耗品費	100,000	26,381	-73,619
5. 設備費	120,000		-120,000
6. 会議費	200,000	116,000	-84,000
7. 出版費	800,000	361,349	-438,651
8. 研究会補助費	100,000		-100,000
9. 学術講演会費	60,000		-60,000
10. 予備費	1,288,710		-1,288,710
11. データベース関係費用	200,000	77,000	-123,000
支出合計	3,588,710	984,007	-2,604,703

III. 当期収支差額 1,717,185

IV. 資産

流動資産	銀行普通預金	481,136
	銀行定期預金	1,236,049

V. 会員の現況

正会員	132	(126名)
学生会員	2	(4名)
賛助会員	8社8口	(8社8口)
合計	142	(138) ()内は昨年度

平成9年度予算




コンピュータ支援画像診断学会
平成9年度 予算案

平成8年9月6日から平成9年9月30日まで (単位:円)

I. 収入の部		予算額	昨年度決算額
科目			
前年度繰越		1,717,185	1,738,710
会費収入			
1. 正会員			
(入会金なし)		500,000	415,000
(入会金あり)		60,000	18,000
(中途入会)			3,000
小計		560,000	436,000
2. 学生会員			
(入会金なし)		6,000	3,000
(入会金あり)		20,000	0
小計		26,000	3,000
3. 賛助会員		630,000	420,000
データベース売上げ		200,000	100,000
雑収入		5,000	3,482
収入合計		3,138,185	2,701,192

II. 支出の部		予算額	昨年度決算額
科目			
1. 人件費		300,000	238,530
2. 通信費		50,000	43,842
3. 郵送費		200,000	120,905
4. 消耗品費		40,000	26,381
5. 設備費		0	
6. 会議費		250,000	116,000
7. 出版費		500,000	361,349
8. 研究会補助費		100,000	
9. 学術講演会費		60,000	
10. 予備費		1,438,185	
11. データベース関係費用		200,000	77,000
支出合計		3,138,185	984,007


 平成9年度事業計画

平成9年度 事業計画

画像診断のコンピュータ支援や自動診断の可能性を探る研究を推進する本学会は、医学・工学それに産業界の三身一体となった協調関係が必須条件である。その体制を整備し、運営基盤を強固なものにすることが、まず何よりも重要である。さらに、各種研究集会や講演会の充実をはかり、ニューズレターの充実に加え、論文誌の発刊など、会員へのサービスを常に念頭においた活動が望まれる。そのために、次の項目を本年度の事業計画とし、今後の飛躍への布石とする。

1. 学会組織の充実と運営基盤の強化
会員および賛助会員の一層の増加をはかり、学会の運営基盤の充実に努める。
2. ニューズレターの定期的発行
年4回の発行を維持し、一層の内容充実に努める。
3. 論文誌の発行
論文誌の発行は学会の最も重要な事業であり、その充実が学会の発展の根幹を成すといえる。インターネットを利用した新しい試みでもあり、その発展充実に努める。
4. 学術講演会の開催（平成8年10月2、3日 名古屋大学にて）
5. 研究会の組織化
定例の学術講演会以外に、定期的な研究会を開催し、もって計算機支援診断の分野での研究の発展に寄与する。
6. 画像データベースの著作化と普及
 - マンモグラフィデータベースの利用者拡大
 - 胃X線二重造影のデータベース、胸部X線像のデータベース、および胸部CT像のデータベースの発刊
7. 関連学協会との協賛事業
従来から協賛関係にある他学会との協調を一層進める。



 学会の協賛関係

学会の協賛関係

学 会 名： 第16回日本医用画像工学会大会
 期 日： 平成9年7月3日～5日
 場 所： 東京慈恵会医科大学内、高木会館
 大 会 長： 川上憲司（東京慈恵会医科大学教授）
 申込締切： 1997年3月5日
 連絡先： 日本医用画像工学会事務局
 〒101 千代田区内神田1-7-6 北大手町ビル4階 JMCP内
 TEL 03-5281-0456 FAX 03-5281-0457

事務局だより



CADM学会誌発行について

CADM Journal 編集委員長

山本 眞司

CADM学会誌を発行することになりました(96.10月開催の理事会にて承認, 評議員会, 総会にて報告)。つきましては下記のような要領で運営を開始させていただきますので, よろしくお願いたします。

1. 学会誌の名称

日本語正式名: コンピュータ支援画像診断学会誌

英文正式名: Journal of Computer Aided Diagnosis of Medical Images

略称(通称): CADM Journal

2. 編集委員

発足にあたっては, CADM理事, 監事のうちお引き受けいただける方全員を編集委員とする。ただし, これは将来にわたり固定化するものではなく, 理事, 監事以外の適任者の就任要請を理事会の承認を得て適宜行うものとする。また理事, 監事が今後自動的に編集委員になることも意味しない。

3. 査読委員

査読委員は学会員の中から選ぶものとし, 論文内容に応じて編集委員から適宜依頼する。

4. 編集事務局(長), 事務局員

編集作業の実務を総括する編集事務局を設置する。編集事務局長は, 当面編集委員長が兼務するものとする。この事務局には編集作業を実行する事務局員を若干名配置することとし, その人数, 任期, 人選などは編集委員長に一任する。

5. 編集経費の取り扱い

とりあえず向こう1年程度は試行期間として暫定措置を取る。すなわち投稿規定に則った完璧な電子化投稿論文の場合は無料, そうでない投稿形式の場合にはその都度発生した費用を実費負担いただく形とする。

なお学生アルバイト料など若干の費用については学会費で負担する。

将来的には論文をCD-ROMに落として会員に配布することを考えているが, これは最初の1年間は実施しないで様子を見る。

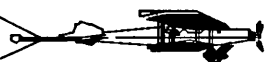
6. 論文誌閲覧, 著作権関係

論文誌はwwwに掲載し, 会員以外の人でも自由に閲覧できる。著作権は学会に帰属し, そのことをwww上で通常行われるような形式で宣言する。

7. 投稿規定, 執筆要項

別添資料を参照いただきたい。ただし新しい試みであり, 途中で問題が発生する事もあり得るため, しばらく暫定版という形で運営する。

以上



コンピュータ支援画像診断学会論文誌
 Journal of Computer Aided Diagnosis of Medical Images
 (CADM Journal)
 投稿規定・執筆要項

コンピュータ支援画像診断学会編集委員会
 [1996年10月制定版]

[1] 投稿規定

- 1) 本誌は会員の研究成果の発表およびこれに関連する研究情報を提供するために刊行される。本誌の扱う範囲はコンピュータ支援画像診断学に関係する全範囲、ならびにこれに密接に関連する医学、工学両分野の周辺領域を含むものとする。
- 2) 本誌への投稿原稿は、下記の項目に分類される。
 - a) 原著論文。資料：新しい研究開発成果の記述であり、新規性、有用性等の点で会員にとって価値のあるもの、または会員や当該研究分野にとって資料的な価値が高いと判断されるもの。
 - b) 短 信：研究成果の速報、新しい提案、誌上討論、などをまとめたもの。
 - c) 依頼論文：編集委員会が企画するテーマに関する招待論文、解説論文等からなる。
- 3) 本誌への投稿者は原則として本学会会員に限る（ただし依頼論文はその限りにあらず）。投稿者が連名の場合は、少なくとも筆頭者は本学会会員でなければならない。
- 4) 投稿原稿の採否は、複数の査読者による査読結果に基づき、編集委員会が決定する。なお原稿の内容は著者の責任とする。
- 5) 本誌への投稿は、あらかじめ完全な論文フォーマット（そのまま印刷できる形態）に完成させたものを、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することを原則とする。なお、上記以外の通常手段による投稿を希望する場合は編集事務局に事前に相談するものとする（この場合、電子化に要する作業量実費を負担いただく）。
- 6) 採録決定となった論文は、本学会論文誌用wwwページに随時登録される。本誌はCADM 会員はもちろんその他の人々にも開放され、インターネットを介して随時内容を閲覧し、印刷することが出来る（ただし、著作権を犯す行為は許されない）。また論文の登録状況はニュースレターでも紹介するものとする。
- 7) 採録が決まった論文等の著者は、別に定める投稿料を支払うものとする。なお別刷りは原則として作成しない（特に要望のある場合は有償にて受け付ける）。
- 8) 本誌に登録された論文の著作権は本学会に帰属する。

[2] 執筆要項

- 1) 投稿原稿は英文または和文とし、原則として著者からの原稿をそのままファイルサーバーに登録する。
- 2) ページ数は以下の範囲内に納めることが望ましい。

原著論文、資料、依頼論文：8ページ以内。
短信：2ページ以内。

- 3) 原稿は標題，英文標題，著者氏名，ローマ字著者氏名，所属，英文所属，和文要旨（400字以内），英文要旨（200語以内），キーワード（英文5語以内），本文，文献，著者紹介（150字以内，顔写真付）からなる。
ただし本文を英文で記載した場合は，上記項目の日本語箇所は和文要旨のみを残し，あとはすべて省いて良い。また短信の場合は著者紹介を除くものとする。
- 4) 原稿は以下のいずれかのソフトウェアを用いて作成すること。
a) Adobe PageMaker 6.0J (Windows, Macintosh)
b) LaTeX (UNIX, Windows, Macintosh)
上記のテンプレート形式ファイルならびに出来上がりのサンプルを本学会WWWページ (<http://www.toriwaki.nuie.nagoya-u.ac.jp/~cadm/Transaction>)にて公開しているので、必ず参照のこと。
- 5) 図・写真は，電子出版に耐えられるように充分鮮明なものをを用いること。図の番号はFig. 1などとし，図，表の説明は英文とする。図・写真はできる限りデジタル化されたものを論文本体に添付すること。和文説明を追加しても良いが，和文のみの説明は認めない。本文を英文で記載した場合は，上記のことはすべて英文に統一すること。
- 6) 引用文献の記載方法
a)本文中での引用文献記載は〔Berllo81〕，〔三塩82〕，〔岸上81〕……など筆頭著者と発行年により記載する。同一著者，同一年に2報以上の論文がある場合は，末尾にa,b,c...を付加すること。
b) 文献リストの著者名は3名までとし，以下はet alまたは，他とする。
c) 雑誌は以下の例に従う。
〔例〕〔Berllo81〕 Berllo JA, Clinthron NH, Rogers WL et al : A restructuring algorithm for transaxial tomographic data. J Nucl Med 22 : 471 - 473, 1981
〔例〕〔三塩82〕 三塩宏二，中島哲夫，杉山純夫，他：シングルフォトンエミッションCTにおける任意軸断層像の再構成プログラミングの開発と応用，核医学 19:507-511, 1982
d) 著書は和・英文ともに，著者名，書名，巻数（版数），発行社名，発行地名，発行年（西暦），頁，の順に記載し，分担執筆の場合，分担者が明記してある場合はこれを記載のこと。
〔例〕〔岸上81〕 岸上義彦，橋本良夫：画像解析と細胞診。辻内順平編，共立出版，東京，1981，pp. 198 - 210
〔例〕〔Muehlechner80〕 Muehlechner G : Scintillation Camera Collimators. In : Nuelman S, Patton DD eds. Imaging for Medicine Vol. 1. Plenum Press, New York & London 1980, pp.77 - 87
- 7) 投稿論文のファイル形式と送付先。
(7.1) ネットワークで送付の場合。
a) 投稿票(テキストファイル形式。wwwページに格納されているものを用いる)。
b) 論文本体一式。
論文作成アプリケーションのファイル形式のファイル。
必要な図写真のファイル。
c) PSファイル一式。
最終原稿をPostScriptファイル形式で出力したもの。
- 上記a),b),c)のファイル一式をtar+gzip, LHA, StuffIT等を用いて一つのファイルにまとめた後圧縮し、以下のftpサーバに転送すること。
<http://www.toriwaki.nuie.nagoya-u.ac.jp/~cadm/Transaction>

(7.2) 郵便の場合

a) ハードコピー.

論文本体.

投稿票.

b) ネットワーク経由送付で必要としたファイルと同等のファイルをFD, MOに格納したもの.

上記a),b)の書類の送付先:

〒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
CADM編集部
山本真司

8) 上記原稿送付と別に、編集事務局へ下記の情報を電子メールにて必ず連絡すること.

投稿論文の題名

連絡者および連絡先住所

電話番号

ファックス番号

e-mailアドレス

投稿日時

論文本体を作成した機種名、OSバージョン
例)

Macintosh 漢字Talk 7.5.3

IBMPC互換機 Windows95

SUN Solris2.4

論文本体を作成したアプリケーション名
例)

Macintosh版 PageMaker6.0J

Windows版 TeX for Windows

投稿時のファイル名.

編集事務局: yamamoto@parl.tutkie.tut.ac.jp



デジタル胃二重造影データベース発刊間近

平成7年春に発刊されたデジタルマンモグラフィーデータベースに引き続き、デジタル胃二重造影データベースが平成9年春に発刊される予定です。前回と同様にFuji Computed Radiography (FCR)を使用して撮影された胃二重造影像をデータベース化しています。

内容は1. 序文 2. FCRの解説 3. 撮影法の解説 4. 読影法の解説 5. データベースの解説とマンモグラフィーデータベースとほぼ同じ構成になっています。症例は胃痛：49例，良性腫瘍：16例，正常：11例 合計76例からなり、全て国立がんセンター中央病院で撮影されたものです。原データは非圧縮で、今回は専門医によるスケッチをはじめとして解説も全てUNIX形式でCD-ROMの中に収録しました。また、スケッチはGIF形式で取り込み、原画像と画素サイズをできるだけあわせて収録しています。（この画像には、スケッチの四隅に記入されている位置合わせようのマークを含みます）好評を博しているデジタルマンモグラフィーデータベース同様、工学系の先生方がCADM（コンピュータ支援画像診断）の研究をする上で大変有用なデータベースになると考えています。購入方法につきましてはニューズレター19号（平成9年3月発行予定）に掲載します。どうぞご期待下さい。



(1) 新たに次の方が入会されました。

会員番号	氏名	所属
0150	齊藤豊文	名古屋大学工学部情報工学科

(2) 次の方が退会されました。

杉本勝也 福井医科大学附属病院放射線部

(3) 会員の現況（1996年10月31日現在）

賛助会員	8社8口
正会員	132名
学生会員	2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。

CADM News Letter (1996年度 第18号)	
発行日	平成8年12月15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