

CADM

Computer Aided Diagnosis of Medical Images

NewsLetter



コンピュータ支援画像診断学会

2005.5

No.44

新理事に就任して—コンピュータ画像処理・CADM との出会い—

森 雅樹*

このたび、CADM学会の理事に就任いたしました森です。本学会には1991年の設立時から入会しており、数年前からCADM Newsletterの編集委員として本誌の編集に係わってきましたが、このような形で原稿を書かせていただくことになり恐縮しております。

この十数年の間に、マルチディテクターCT (MDCT)の普及やコンピュータハードウェアの発達によって、コンピュータによる画像処理・診断の内容や方法が著しく変化・進歩してきました。それにつれて、実際の医療におけるCAD (computer aided diagnosis)の重要性がより大きくなってきたことは、皆様実感されていることと思います。

胸部に関しては、従来の対象画像は胸部単純X線像がほとんどでしたが、現在ではvolumetric dataを撮れるMDCTが主体となっています。胸部単純像の場合は、処理画像は原則的に一人一枚です。入力および出力画像は、二次元画像となります。病変陰影は必ず正常の肺・胸壁構造の濃度と重なって存在します。したがって、病変部位に重なる他構造物の影響に対してどのように対処して、病変をどのように抽出するが重要な問題でした^{1,2)}。一方、MDCTの場合には、処理しなければならない画像の枚数は著しく多くなり、人間の目で読影するには困難となってきています。しかし、病変と正常解剖構造との重なりに関しては、その影響は最小限で済むこととなります。三次元画像として結果を出力出来るのは当然で、仮想化内視鏡像として表示して内腔をナビゲーションすることが可能です³⁾。さらには、実内視鏡像と仮想化内視鏡像を、見る視点や方向、内視鏡としての動きも同期させて動画表示することも可能となってきました⁴⁾。

CADM学会や厚生(労働)省がん研究助成金の班会議に参加して以来、いろんな分野の方々と知り合いになることができました。現在、それらの方々と交流させていただきながらCADに関する研究を進めています。ここでは私がコンピュータによる画像処理にはじめて出会った頃のことについて散文的に記載してみたいと思います。

コンピュータ画像処理との最初の出会いは、1984年頃

となります。当時は札幌医科大学の教室に在籍しており、胸部のCT診断やCT解剖学に関する研究を行っていました。CTといってもシングルスキャン装置しかない時代で、シャウカステンにフィルムをかけて臨床画像を毎日ひたすら読影するという、コンピュータとは全く無縁の生活を送っていました。そんなおり、日本アイ・ビー・エム社製の大型コンピュータ(IBM 3081K-VM/CMS)が研究用として大学に入ることになり、コンピュータを利用した共同研究プロジェクトがスタートしました。その一環として、所属していた教室では胸部X線単純撮影像のコンピュータ画像処理の研究を始めることになり、当時の鈴木明教授が私を担当者として任命したのがこの道に足を踏み入れたきっかけとなりました。コンピュータに関する知識を持っていない私でしたが、彼の一言がその後の研究の方向性を決めてくれたことに感謝しています。

当時、この研究を一緒に始めた日本IBM・東京基礎研究所の鈴木英夫氏にまず尋ねられたのは「胸部単純X線画像の特徴」、「画像上で腫瘍影や肺血管影はどのような形態として見えるか」ということのみならず、「どのように医師(の目)は陰影の所見を読影して、どのように判断しているか」ということを含めてでした。実際の胸部X線像を見ながらのミーティングを通して、悪性腫瘍影の特徴(腫瘍影自身の濃度、腫瘍影の辺縁の性状、腫瘍影周囲の構造物の変化(血管影の収束像など))や、大部分の腫瘍影は正常肺血管影・骨陰影と重なって存在することなどについて議論しました。また、教室の名取博助教授(当時)と高島博嗣医師は、この研究の開始直後から加わってくれました。これらの過程で、腫瘍影および血管影の検出を目的とした指向性コントラストフィルタ(DCF: directional contrast filter)を独自に開発しました⁵⁾。このフィルタは、限局性で辺縁が淡い結節影という肺腺癌の特徴を有する陰影を検出することを目指して設計されました。復習の意味も含めて、結節影検出用のフィルタDCF(DCF-N)の特徴を列挙してみます。

* 札幌厚生病院 呼吸器科 〒060-0033 札幌市中央区北3条東8丁目

- 3重同心円構造で扇状に方向分割されており、濃度に関して中心濃度が外周濃度よりも高いものに応答し、それ以外のパターンは除かれる。
- 形状に関しては、候補陰影と重なって存在する肺血管成分を除くためにフィルタに方向性を持たせて、一定の方向を持った細長い領域を除外する。
- 大きさに関しては3重同心円構造によって許容範囲が設けられている。

このように、重なって存在する方向成分を考慮したときの中央部と外層部分との濃度比に応じた出力値を算出する特性を持たせるように設計されています。医師の「読影」というのはかなり概念的・定性的な医学的行為ですが、これをいかに工学的な手法で定量的に表現するか、という永遠のテーマ？に鈴木氏も苦心されたものと思います。

日本肺癌学会・X線病型分類委員会のご協力を得て集めることの出来た症例を合わせて190例以上の小型肺癌陰影を検討対象として、このフィルタで処理しました。肺癌候補陰影として、結節影や正常構造(血管影, 肋骨影)が検出されましたが、それらの候補領域を詳細に分析した結果や、医師の読影実験の結果をあわせて検討した報告をしていきました^{6,7)}。これらの研究を通じて、厚生省がん研究助成金鳥脇班の班会議にも参加させていただくことが出来たのではないかと考えています。

以上、CADとの出会いの頃のことを中心に書かせていただきました。

最後に、今後さらにCADが発展・普及してもらいたいと希望する領域について触れておきたいと思います。医学は大きく基礎医学と臨床医学に分かれ、前者には、解剖学、生理学、病理学など、いろいろな分野が含まれます。現在CADは文字通り後者の臨床診断ツールとして発展していますが、今後は臨床医学のみならず、ぜひ基礎医学の分野においても貢献してもらいたいと考えます。基礎医学の中では、CADは解剖学や生理学に対して、かなり貢献できるのではないのでしょうか。解剖学に関しては、CADは気管支分岐パターンの自動命名機能などによって貢献し始めていますので⁸⁾、今後さらに発展することが期待されます。一方、生理学におけるCADの応用はほとんどないのが実情です。地球上に住む生物はかならず重力の影響を受けます。人間の場合はさらに立位で生活することが多いため、肺の換気血流比(\dot{V}/\dot{Q})は

上肺で高く、下肺で低いこと、およびCT断面でみると肺野濃度は胸側で低く、背側で高いことが知られています。しかも肺自体は胸腔内圧や重力による影響を受けて変形します。このような肺の換気と血流の状態、肺機能の推測、あるいは気胸や手術などで胸腔内圧が変化したときの肺自体の虚脱・変形の様子などをCADによってシミュレーションしてもらおうと有り難いです。生体内で肺はどのように存在し、どのように動いて変形しているかを理解する上で非常に助かります。ぜひ、工学系の方に積極的にチャレンジしていただきたいと考えます。

文献

1. Toriwaki J, Suenaga Y, Negoro T, Fukumura T. Pattern recognition of chest x-ray images. *Comput Graph Image Process* 2:252-271, 1973.
2. Ballard DH, Sklansky J. A ladder-structured decision tree for recognizing tumors in chest radiographs. *IEEE Trans Comput C-25:503-513*, 1976.
3. 森 健策. 気管支診断とバーチャルエンドスコープ. *VR 医学* 3:13-21, 2004.
4. Nagao J, Mori K, Enjouji T, Deguchi D, Kitasaka T, Suenaga Y, Hasegawa J, Toriwaki J, Takabatake H, Natori H. Fast and accurate bronchoscope tracking using image registration and motion prediction. *Proc. of 7th International Conference on Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention (MICCAI2004) Part II, LNCS 3217*, pp.551-558, 2004.
5. 鈴木英夫, 伊藤昭治, 鈴木 明, 森 雅樹. 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* 16:145-148, 1985.
6. 森 雅樹, 鈴木 明. 肺癌早期発見への道-肺癌検出を目的とした胸部X線画像分析システムの開発-. *医学のあゆみ* 136:713-717, 1986.
7. 森 雅樹. 胸部X線像における肺腫瘍影の画像認識的解析に関する研究. *札幌医誌* 58:259-270, 1989.
8. Takabatake H, Mori M, Ema S, Kitasaka T, Mori K, Natori H, et. al. Automated method for nomenclature of bronchial branchings for virtual bronchoscopy. *Proc. of 90th Scientific Assembly and Annual Meeting of the Radiological Society of North America (RSNA2004)*, p.807, 2004.

Multi-slice CTによる肺がん検診 —読影の現状および今後の課題—

柿沼龍太郎*

がん予防・検診研究センターでの総合がん検診が、2004年2月より開始となった。肺がん検診は、16列 multi-slice CT を用いて 1mmX16 列にて撮影し、2mm 毎の再構成画像にて読影をしている。PET 検査は、option にて実施していて、PET 画像と CT 画像との対比のために 5mm 毎の再構成画像も作成している。肺がん検診に関しては、国立がんセンターの肺診断の working group にて、読影は、2mm 毎の再構成画像で行うこととなった。しかしながら、実は、筆者は、2004年2月以前に、2mm 再構成画像の検診 CT 画像を本格的に読影したことはなかった。

東京から肺がんをなくす会では、1993年9月にヘリカル CT が導入されてから 2002年8月まで single slice CT にて検診が実施され、読影は 10mm 再構成画像で実施した。2002年9月より4列の multi-slice CT が導入され、2mmX4 列にて撮影された画像は、10mm 再構成画像と 2mm 再構成画像がつくられた。10mm 再構成画像は 10mm 再構成画像のコンピュータ診断支援システム (computer-aided diagnosis: CAD) の開発用であり、2mm 再構成画像は low-dose thin-section CT 用の CAD 開発のためである。low-dose thin-section CT 用の CAD は、その時点ではまだ開発中であったため、読影は、一次読影者は、thick-section CT 用の CAD 上で、CAD の支援なしで読影をし、その後 CAD の支援を受けて読み直しをする、この時点で、要精査とされた陰影は、2次読影者が 2mm 再構成画像を読影し、通常の高分解能 CT 検査が必要かどうかを判定した。そのような読影システムであったため、筆者としては、2mm 再構成画像での検診 CT 読影を行ったことはなかった。

実際の検診業務として 2mm 再構成画像の読影を開始したが、どのような手順で読むべきかの指針はなかったため、筆者の試行錯誤の過程を説明したい。読影モニターは IBM 社の 9M の液晶モニターを使用した。10mm 再構成画像での読影は、1枚表示とし、左右の肺を交互に読影しながら、スライスを移動させる方法をとっていたので、初期の段階では、2mm 再構成画像を、同様の方法で読影した。枚数は、10mm 再構成であれば約 30 枚であったが、2mm 再構成画像では 150 枚以上となり、一日あたりの受診者が増加してくると、読影の疲労は避けられなくなった。そのため、見落としの有無を check するために、5mm 再構成画像で、見直しをすることとした。すると、5mm より大きい結節も時に見落としていたことが判明した。2mm 再構成画像は、low-dose thin-section CT であるため、肺血管が小円形

様の形態となり、小結節との区別が困難となったためと考えられた。5mm 再構成画像であると、言うまでもなく肺血管は1スライス上で長く連続して認められるので、結節との鑑別が容易になった。一日のうちに、それぞれの症例の最終判定をするのではなく、2mm 再構成画像を読影後、一日以上空けてから、5mm 再構成画像を読影し、最終判定をすることとした。しかし、なんとといっても読影枚数が多いため初回読影に時間を要するため、昨年のは、まず、5mm 再構成画像にて初回読影をし、最終判定の際に 2mm 画像の読影をする順番に変更をした。なお、読影は 2 重読影であり、私が 2 次読影者である。1 次読影者の判定結果は、5mm 再構成画像による初回読影の後に参考としている。

このような読影の中で、大きさが 5mm 以上の結節を存在診断する場合、この過程に CAD を組み入れるとすると、開発期間中においては、読影効率が向上するというより、医師自身の読影を終了してから、CAD の結果を check し最終判定とすることになるので、却って読影を終了するまでの時間が増大することは避けられないのではないかと考えている。この CAD の結果を短時間に review できるシステムの開発を工学側に要望したい。

*国立がんセンター がん予防・検診研究センター 検診技術開発部
〒番号 104-0045 東京都中央区築地 5-1-1

画像誘導下精密外科手術の現状と展望

掛地吉弘¹、小西晃造²、中本将彦³、安永武史³、家入里志¹、岡崎 賢²、田上和夫²、橋爪 誠^{1,3}

はじめに

科学技術の進歩により、様々な先端技術を外科手術に応用することが可能になってきた。最近の医用画像装置の発達著しく、実時間でのボリュームレンダリングに代表される「高速・高精度可視化手法」、各種モダリティ画像間のレジストレーション手法、人体の変形をシミュレートする「画像変形処理手法」、三次元画像から種々の情報を取り出す「三次元画像解析技術」など、画像処理技術も高度化している。昔前の外科医の腕だけが頼りの職人的な手術から、コンピュータを駆使した近未来の手術へと極めて短期間に外科手術は大きな変化を遂げつつある。画像誘導下精密外科手術について現状と展望を述べる。

術前シミュレーション

手術の準備段階として、術前の画像診断情報から手術のシミュレーションを試みる。画像データを三次元で再構築し、見たい箇所、角度、構図でシミュレーションを行なう。演算処理の高速化により数分間で画像が得られ、術野ごとの画像展開がストレス無く行えるようになった。名古屋大学の森研究室では気腹した状態での臓器の観察を可能にし、仮想内視鏡で消化管内部の観察も容易にしている。東京慈恵会医科大学の鈴木研究室では da Vinci のシミュレーションシステムを開発し、カメラアームや鉗子アームの可動範囲をみて最適なトロッカーの位置決めや手術操作の確認を可能にしている[1]。臨床の現場では、手術ロボットが最適な運動を行える環境をセッティングする必要があり、それに要する時間を大幅に短縮できる。術中の術野の様子を熟達した外科医が頭の中で想像するシミュレーションをモニタ上に画像化できれば、若手外科医に対するトレーニング効果は非常に大きい。手術を施した生体の術後の状態までも術前にシミュレートできれば、術後の臓器の機能や生体としての変化も確認することが容易になる。

手術支援装置

1990年代より日本で爆発的に普及した内視鏡外科の特徴は、小さな術創に代表される低侵襲性と、内視鏡の拡大視により細かいリンパ節郭清や神経温存など精緻な手術が可能になる利点を持っている。しかしながら、内視鏡外科には限界もあり、視野が狭小で全体像が把握しにくい、触感が無いので血管の露出や組織・臓器の剥離に高度な技術を要する、狭小空間での鉗子操作は自由度が低く、二次元視野での縫合や結紮操作は難しい、モニタ画面を見つめる視線と術野が同軸方向ではないため eye-hand coordination が難しい(図 1)、などの課題が挙げられる。これらの課題を解決するために、人間を超える「目」や「手」の開発が必要になってくる。

内視鏡での二次元の拡大視に加えて三次元の立体的な拡大視は解剖と病変部分の正確な情報を術者にもたす。さらに自由度の高い鉗子を用いて正確な手術を施す。内視鏡下手術支援装置 da Vinci は一つの完成された Robotic Surgery System であり、現在の内視鏡下手術の適応となる術式のほとんどがそのまま適応になる。小児や乳児、あるいは胎児への応用を考えると、装置や鉗子の一層の小型化が望まれる。触感は無いが、通常の開腹手術で組織や臓器の触感が把握できている外科医であれば、視覚で触覚を補うことが可能である。医学生や若手研修医の手術トレーニング用のシミュレーターには触感が必要であろう。Robotic Surgery System では使用可能な機能が絞られるために、視覚機能に期待されるものは大きく、視点位置や視線方向の制限の無い充実したヴァーチャル空間の構築が望まれる(図 2)。

術中ナビゲーション

大阪大学の佐藤研究室と共同で、術前および術中に取得した三次元モデルを術中の視野移動に連動させ、腹腔鏡の実画像に重畳表示する Augmented Reality (AR) ナビゲーションシステムを開発してきた(図 3)[2]。多様に変形する臓器と移動し続ける視野に合わ

せて常に最適の画像を術野に提供できるのが理想である。磁場の歪み補正などを行い、AR ナビゲーションの精度も着実に改善されてきた。腫瘍穿刺のような厳密な位置確認は要求されないが、臓器の呼吸性移動や臓器そのものの変形などにも素早く対応できるシステムの開発が望まれている。また、血管やリンパ管などの脈管、および神経などの走行を、透視した組織や臓器を通して示すことができれば、安全で精確な手術が可能になる。術中の操作により術野の組織や臓器の状態は刻々と変化する。術中に Open MR などリアルタイムの画像が得られれば、表面から見えない所が見えたり、局所の温度変化など治療効果が精確に把握できて手術が効果的に進む。

手術トレーニング

九州大学先端医工学診療部では 2003 年よりロボット手術トレーニングセミナーを行っている。医師、工学系技術者、企業開発担当者など約 100 名に対して da Vinci を用いた dry lab および animate lab を用いた 1~2 日間のトレーニングを行った。内視鏡下手術に必要な縫合や結紮など基本的な手技をタスクとしてスコア化することでトレーニング効果を判定している。同じ手技を内視鏡鉗子と da Vinci の鉗子で行うと、da Vinci で行った方が早く精確にできる結果が得られている。短時間でトレーニング効果が出ており、Robotic Surgery は内視鏡手術の延長線上にあるものではなく、別の次元で位置づけられるようである。すなわち、Robotic Surgery のトレーニングは独自の方法が必要であり、画像技術を駆使することで短時間で手術手技の向上が期待される。

おわりに

画像誘導の技術は外科手術に計り知れないほどの恩恵をもたらす。その進歩は外科手術に関わる全ての人々、患者さん、医師、看護師、技師、パラメディカルスタッフにとって大きな福音である。柔軟な協力体制の下に、臨床の現場に即したシステムを開発していくことが強く求められている。

文献

- 1) 林部充宏他. 手術ロボットの最適な運動・機器配置のための術前プランニングシステムの開発. 電子情報通信学会論文誌 J86-C:518, 2003.
- 2) 中田和久他. 光磁気ハイブリッド方式による磁気式3次元位置センサの簡便迅速な磁場歪み補正法. 電子情報通信学会論文誌 J87-D2:302, 2004.

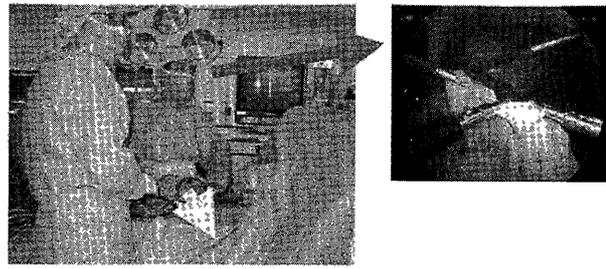


図 1. 内視鏡外科手術における eye-hand coordination の難しさ



図 2. da Vinci における eye-hand coordination は良好



図 3. 斜視鏡に対応した Augmented Reality ファントムを用いた実験で肝臓内の脈管構造を実画像に重畳する。

胸部CT画像の多臓器・多疾患CAD

徳島大学工学部光応用工学科

仁木 登

イメージング技術の進歩により、臨床分野から膨大な3次元CT画像を正確に効率よく読影する診断支援技術の開発が強く求められている。これには医師がコンピュータを利用した新しい画像診断が有望である。本研究では、胸部3次元CT画像を用いて肺疾患・心血管疾患・骨疾患を同時に診断するための多臓器・多疾患コンピュータ支援診断(CAD)を研究開発する。このために、大規模症例画像データベースの構築、大規模画像データベース解析による根拠に基づいた画像診断法の確立、検出と診断のための画像処理・理解について研究開発を進めている(図1)。これらの概要は次の通りである。

(1) 大規模画像データベースの構築

CADは機種・撮影条件・個体差の変動に対応できる汎用性が必要である。このためにデータベースを大規模化し、CADの研究開発を促進する。

(2) 多臓器・多疾患CADの研究開発

まず、胸部CT画像から体、骨(脊椎・肋骨)、胸壁・胸郭、気管・気管支、縦隔領域・横隔膜、肺内領域・肺門部、肺血管(動脈・静脈)の臓器を体系的に抽出する。次に、関心臓器が正常構造であるか異常構造であるかを検査する。肺がん検出の場合は肺内領域や肺境界領域を検査して孤立結節、血管に接触する結節、胸壁・縦隔・横隔膜に接触する結節を検出する。肺気腫検出は早期肺気腫を発見することを目指し、肺内領域内で低濃度の小領域を検出する。冠動脈石灰化検出は、縦隔領域の大動脈・肺動脈を特定して心臓表面の高濃度の小領域を検出する。骨粗鬆症検出は脊椎を抽出して胸椎を特定し、その海綿骨部の骨密度を測定して診断する。

解剖学的分類に基づく知的CAD

肺・心血管・骨の疾患を見つけるコンピュータの開発

診断能や診断スループットが大幅向上!!

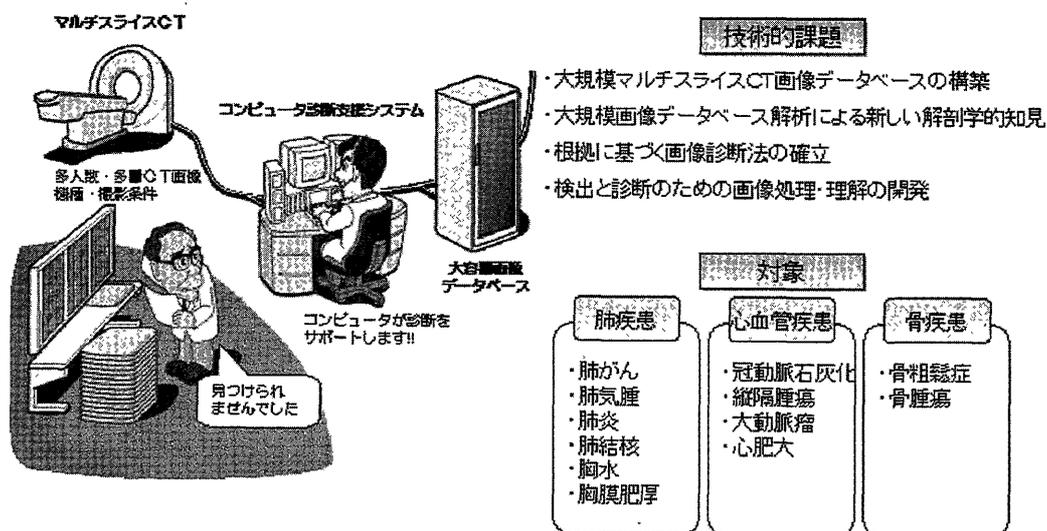


図1 胸部CT画像の多臓器・多疾患CAD

CADによる診断支援技術の開発への取り組み

後藤良洋*

胸部単純 X 線写真と比較して CT 装置で撮影した画像は微小陰影を見つけやすく、異常陰影の早期発見に有用であると言われている。2004 年の RSNA においても、CT 装置でスクリーニングし治療すれば、使わないときの 5~10% に対して、Stage I の 76~78% が治ると報告している。しかし胸部 CT 検診で得られる 1 人あたりの画像数はシングルスライス CT で約 30 枚、マルチスライス CT となると数百枚となり、放射線科医の負担が大きな問題となっている。

このような問題を踏まえ、日立健康管理センタのご指導のもと、コンピュータにより異常陰影候補(candidate)を自動で検出する肺がん CAD システム“canPointer”や、胸部 CT 検診で得られたデータを用いて気管支内の異常を検出する気管支 CAD、また、脊椎の骨粗鬆症進行度を反映すると思われる海綿骨濃度のすかさか度の計測、さらには CT 画像の経時差分処理などのアプリケーションソフトウェアを開発している。次にこれらを説明する。

肺がん CAD

肺野の異常陰影候補を自動的に検出する canPointer は我々独自の特徴量を用いた判別処理を組み込み、肺がん検診で最も重要視されるすりガラス状陰影をはじめとした Fig.1 に示す技術的分類の陰影を検出する。

肺がんと確定診断のついた 78 症例 (80 病変) を用いて canPointer の検証を行い、Table.1 の検出性能を得ている (対象陰影の大きさは 7mm~30mm)。

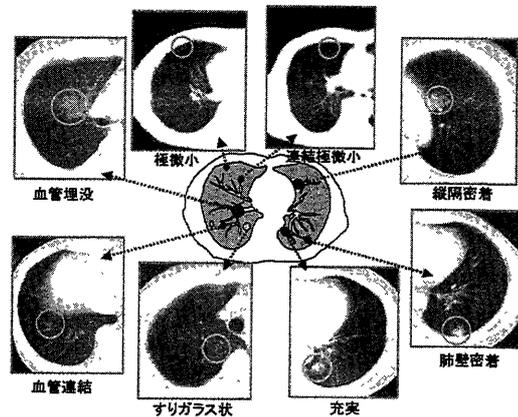


Fig. 1 肺がん陰影の技術的分類

Table1 canPointerの検出性能

検出率	98.7% (79/80病変)
見落とし	1病変
偽陽性候補数	89個/30スライス

気管支 CAD

気管支 CAD では気管支内にある異常陰影候補や、ポリープ候補などを自動的に検出する。気管支のような管腔臓器内の異常を検出する場合、3次元画像を用いる方法も報告されているが、原画像の濃度情報は MPR (Multi-Planar Reconstruction) 画像の方が多く保存されている事を考慮し、Fig.2 のような 2次元 MPR 画像を検出に用いている。本気管支 CAD で異常として検出した画像例を Fig.3 に示す。

* (株)日立メデイコ 技術研究所 〒277-0804 千葉県柏市新十余二 2-1

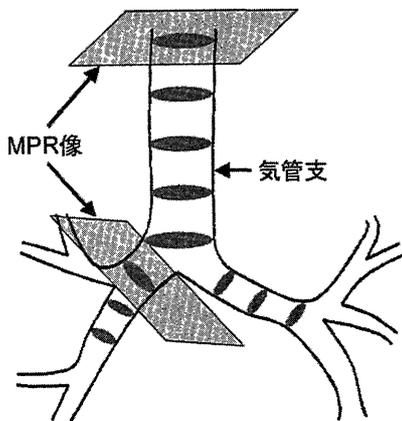


Fig.2 MPR画像を用いた気管支CAD処理

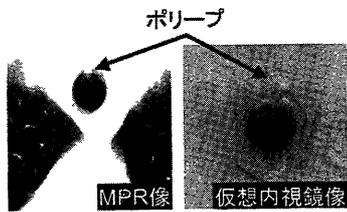


Fig. 3 気管支ポリープ

海綿骨濃度のすかさか度

骨粗鬆症では骨梁の著明な菲薄化と消失を示すと言われている。マイクロCTを使えば骨梁構造も観察可能であるが、小さな被検体を想定しており、通常の検診には使用できない。骨粗鬆症の治療効果の判定には腰椎DXA法が用いられ、MD法やXSA法などはスクリーニングに使用されるのが一般的である。

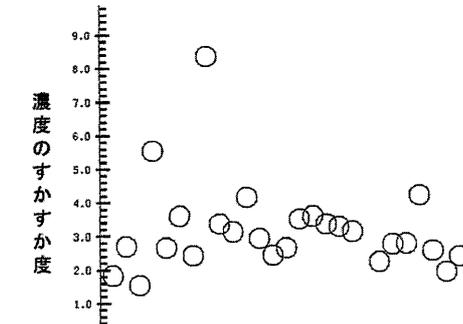
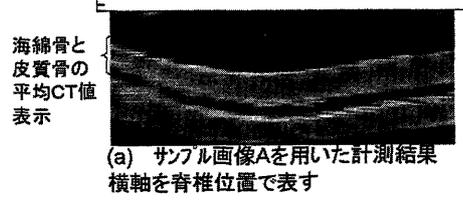
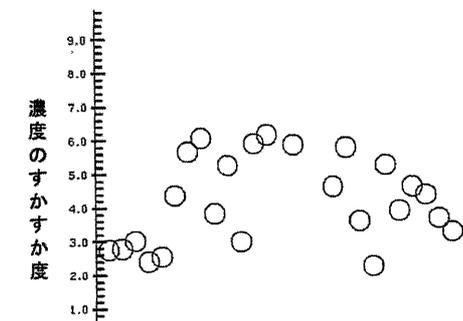
最近、肺がん検診用に撮影したCT画像を骨粗鬆症のスクリーニングに用いたいとの要求が出てきた。胸部CT検診で撮影するスライス厚は通常10mmと厚いので、骨梁構造がそのまま写っていることは期待できない。そこで、CT画像の海綿骨領域の平均CTと、内部に見られる微細な低濃度領域を計測して進行度を推定することを試みた。脊椎骨粗鬆症の進行度を反映すると思われる、濃度の“すかさか度SS”を

$$SS = \frac{RL0 \times RL90 \times \Delta CT}{A \times (CTav - CTs)} \times 1000.0$$

で定義する。

ここで、CTavは海綿骨領域のみの平均CT値、CTsは実験値で90、ΔCTはCTav値より小さい微細領域の平均CT値とCTavとの差、RL0、RL90はそれぞれ上記微細領域の直交する二方向のランレングスの平均値、Aは海綿骨領域のみの面積である。このSS値は無次元の量になる。

全自動計測結果をFig.4に示す。SS値はほぼ0.0~10.0の範囲に入りそうである。



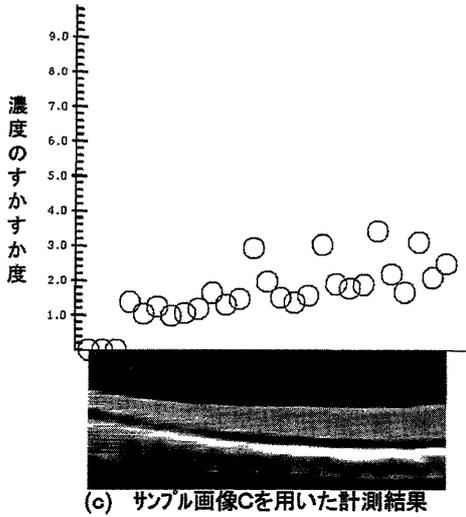


Fig. 4 計測結果

経時差分処理

陰影が時間と共に大きくなるか否かを診るには過去画像と現在画像の差分処理が有効であると言われている。しかし原理的な実験によると、肺野のCT画像中の、濃度の淡い直径5mmほどの異常陰影を通常の差分処理で見つけ易くするのは困難である。原画像に微小陰影を埋め込み現在画像に見立てた画像と、同じ原画像を変形して過去画像に見立てた画像をつくり、両者の位置合わせのち差分処理をした画像を Fig. 6 に示す。異常陰影を見つやすくはならない。

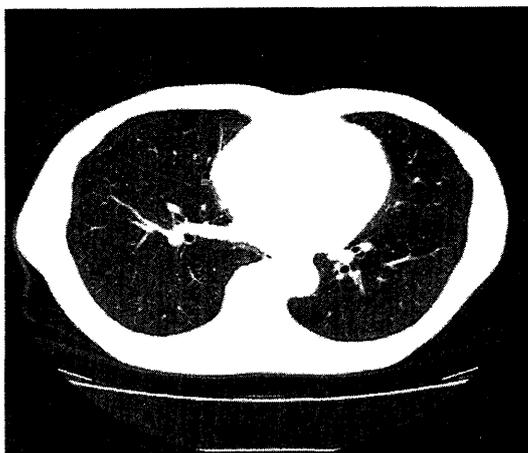


Fig. 5 約5mmの陰影を5箇所に埋め込んだ画像

そこで新しく導入したのが局所最大値差分法で、これを以下に説明する。通常の差分で差が大きいのは小さい値で引いているからで、小さい値になるのは、完全な位置あわせはできず補間演算でもCT値が変化してしまうことが考えられる。いずれにしても、近傍にあるはずの大きな値を捜して引けば、差は小さくなるはずである。濃度勾配が最大方向の局所領域のなかで最大値を見つけ、引き算に用いる。処理結果を Fig. 7 に示す。この方法はDR画像の差分処理にも有効である。

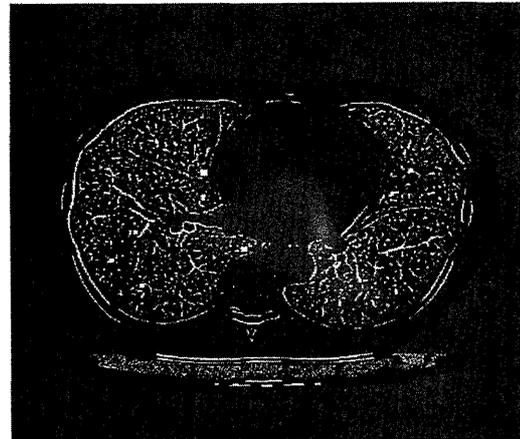


Fig. 6 従来の差分画像

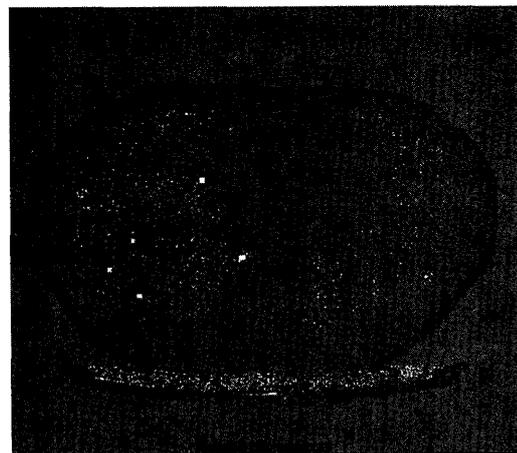


Fig. 7 局所最大値差分結果

図解 経時差分アルゴリズム

藤原 啓一*

経時差分法のアルゴリズムを簡単に知りたいという要望に応え、図で簡単に理解して頂ける解説を試みます。

解決すべき内容

まず、アルゴリズムで解決すべき課題を明確にしておきます。

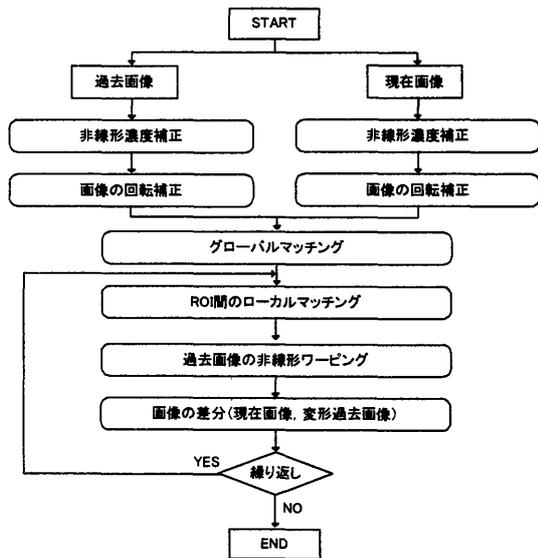
経時差分は、撮影時期の異なる2枚の画像から真に変化のある部分のみを抽出することが目的なので、

- ・ 体位の変化(回転、平行移動)
- ・ 呼吸位の違い

は吸収して、病変とおぼしき部分のみを抽出することが解決すべき課題となります。

アルゴリズム概要

アルゴリズムの概略フローは以下のとおりです。

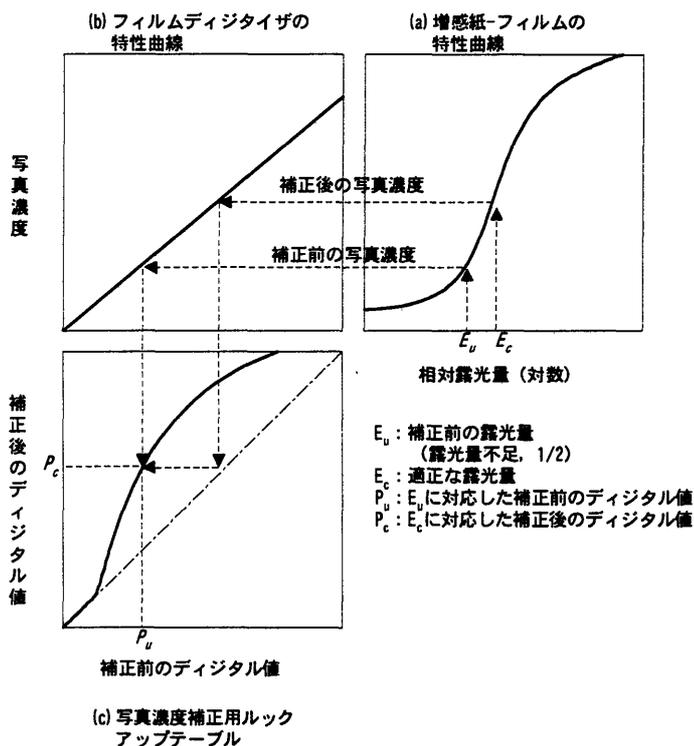


それぞれの処理概要を、以下、説明します。

1. 非線形濃度補正

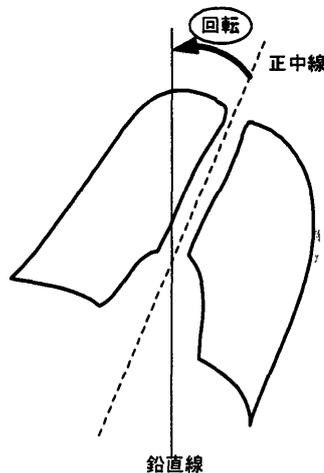
過去画像と現在画像では、X線画像の露光量の違いにより画像の濃度が異なるため、それぞれの画像に対してある濃度値になるように補正します。

E_c を適切な露光量とし、 E_u という露光量の画像が得られたとします。この場合 E_u を E_c に合わせるためには、画像スキャナ(フィルムディジタイザ)の特性曲線も考慮し、ルックアップテーブルを利用して補正します。



2. 画像の回転補正

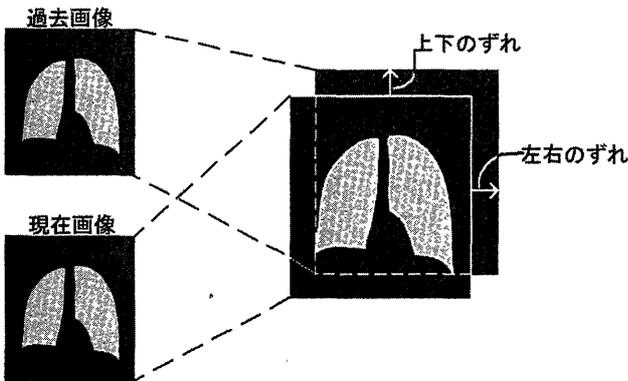
撮影時の体位の回転(胸から背中向きの軸中心)を、肺野の形情報から推定した肺野正中線をもとに、体位の回転がない状態へ補正する。



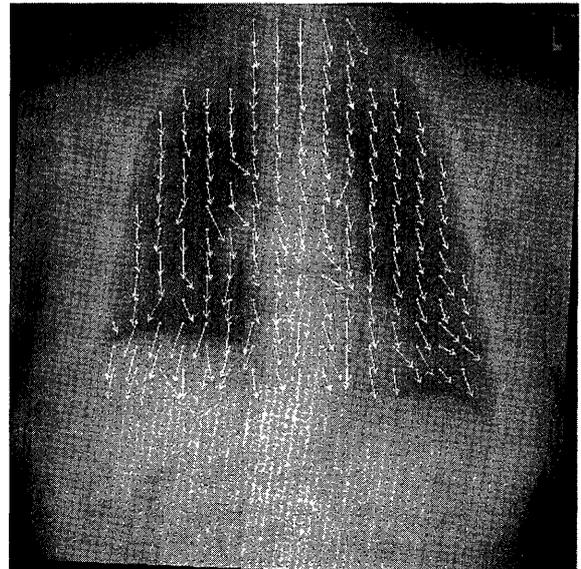
*: 三菱スペース・ソフトウェア(株) 〒661-0001 兵庫県尼崎市塚口本町 5-4-36(富士テクノスクエア)

3. グローバルマッチング

過去画像と現在画像の全体的な位置に関する、上下左右のずれを、平行移動させることで補正します。全体的に合わせる意味から、グローバルマッチングと呼んでいます。

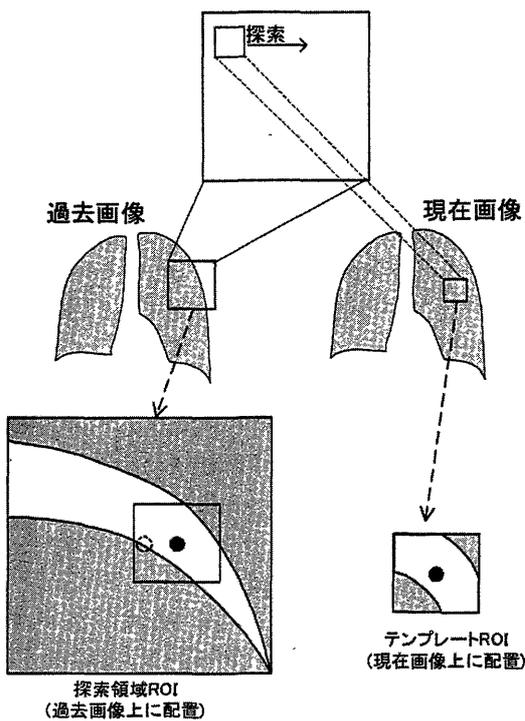


現在画像上の移動ベクトル



4. ローカルマッチング

現在画像の肺野内に複数の関心領域 ROI を配置します。これをテンプレート ROI と呼びます。そして、このテンプレート ROI が過去画像のどこに対応するかを探索するために、探索 ROI を過去画像上に設定し、その領域内でテンプレートマッチングを実施し、対応する位置を決めます。その結果、テンプレート ROI の中心位置と探索 ROI 上の対応点との差が「移動ベクトル」として得られます。



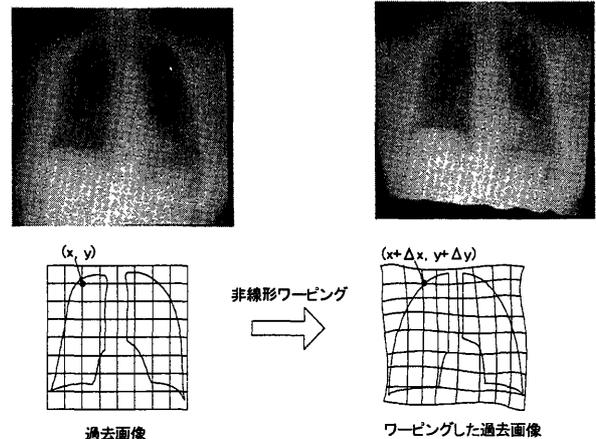
テンプレートROI毎の移動ベクトル算出結果は、以下のようになります。

5. 非線形ワーピング

非線形ワーピングの目的は、ローカルマッチングによって計算されたROI毎の移動ベクトルから、「各画素」毎の変異量を求め、その変異量に基づいて、画素毎に移動させ画像を変形することです。

画素毎の変異量は、ROI毎の変異ベクトルから近似される曲面を使います。

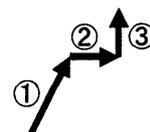
(移動ベクトルの曲面近似)



6. 繰り返し

さらに精度良く変形を行うために、ローカルマッチングを複数回実施します。探索 ROI, テンプレート ROI ともに小さくしてローカルマッチングを行うことで、微小な移動ベクトル(①~③)が得られます。

それぞれの移動ベクトルを利用して変形された画像が過去画像と見なされ、現在画像と比較され、非線形なワーピングが行われます。



コニカミノルタにおけるマンモグラフィ CAD の開発

加野 亜紀子*

1. はじめに

マンモグラフィ（乳房X線撮影）は、乳がんに対する最も信頼性の高い画像診断であり、触知できないような早期の乳がん診断には極めて有用であると言われている。

コニカミノルタエムジー株式会社は、CAD（computer-aided detection）による乳がんの診断精度向上のポテンシャルに早くから注目し、大学および医療機関との共同研究に基づき、マンモグラフィ CAD システムの開発を進めている¹⁾。

わが国では乳がんの罹患数および死亡数が増大を続けており、高精度な乳がん診断に対する要求が一段と高まってきた。厚生労働省によるマンモグラフィ検診の推進に伴い、マンモグラフィ関連機器の国内市場の急成長が見込まれる。既に米国でその地位を確立したマンモグラフィ CAD 製品に対しても（国内における本格的実用化はこれからであると思われるが）、熱い関心と期待が寄せられている。

本稿では、2004年12月に行われた第14回 CADM 学会大会パネルディスカッションにおける報告および討論をベースに、企業の立場から、開発中のマンモグラフィ CAD 技術の簡単な紹介と、CAD の本格実用化と普及に向けた考察について述べる。

2. コニカミノルタのマンモグラフィ CAD

ここでは、CAD システムの有用性の決め手となる病変陰影候補の検出アルゴリズムの概略を説明する。

検出処理の全体の流れを図1に示す。

まず、デジタルマンモグラフィの画素値解析に基づき、乳房領域を自動的に抽出する。次に、乳がんの二大所見である微小石灰化クラスタおよび腫瘤陰影を、それぞれ専用の処理アルゴリズムにより検出する。いずれのアルゴリズムも (1)前処理（病変陰影を際立たせるよう画像全体を加工する）、(2)検出処理（病変候補陰影を抽出する）、(3)偽陽性削除

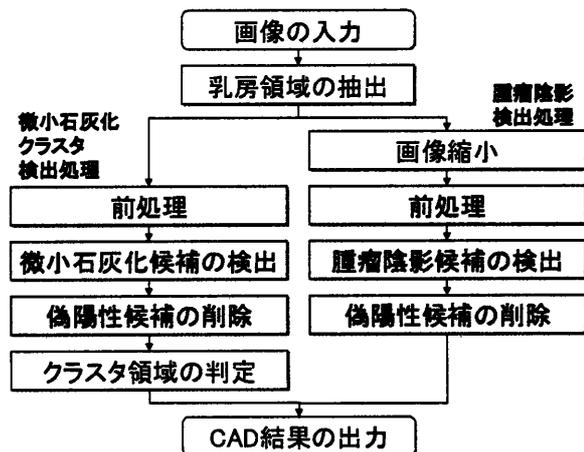


図1 CAD 処理の流れ

処理（特徴量解析に基づき偽陽性候補を判別する）の3つのステップから主に構成される。

マンモグラフィ診断においては、カテゴリー分類に基づく判定がガイドライン化されている²⁾。検診の場合、悪性の疑いの強いカテゴリー4および5に加え、「良性の可能性が高いが悪性を否定できない」カテゴリー3も精査に送られる。本システムは、カテゴリー3以上の微小石灰化クラスタおよび腫瘤陰影を検出対象とすることにより、検診応用の実現を目指している。したがって、微妙な陰影を含む多種多様な異常陰影を乳房の正常構造と区別するために、非常に高度なパターン認識手法が求められる。

微小石灰化クラスタの検出におけるキー技術は、「3重リングフィルタ」処理である。すなわち、微小石灰化像の特徴である「逆円錐構造」の画素値分布を利用し、画素値勾配に基づく独自のフィルタを適用することにより、個々の微小石灰化陰影を精度よく拾い上げる（図2）。

腫瘤陰影の検出では、適応的閾値処理を用い、周囲よりもX線吸収の大きい略円形のパターンを抽出

※：コニカミノルタエムジー株式会社 開発センター 〒192-8505 東京都八王子市石川町 2970

する。腫瘍陰影と重なる背景の信号値勾配や高周波ノイズ成分の悪影響を低減するために、適応的閾値処理に先立って、新規に開発した多重解像度処理手法に基づく前処理を施すことにより、腫瘍陰影の含まれる周波数帯域を選択的に強調し、検出精度を高めている(図3)。

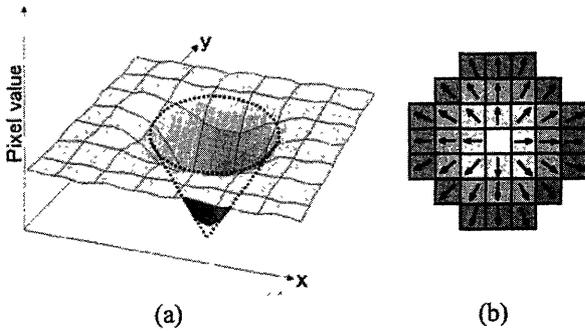


図2 3重リングフィルタ処理

(a) 典型的な微小石灰化像の画素値分布モデル。(b) 3重リングフィルタの模式図。矢印は画素値勾配ベクトルを表す。

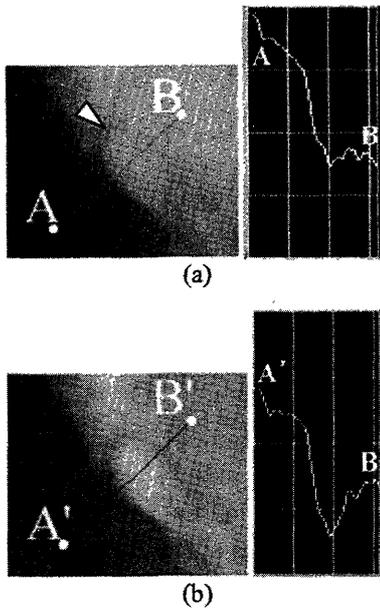


図3 多重解像度処理に基づく前処理の効果

(a) 左は原画像(矢印は腫瘍陰影)、右は原画像のA-B間の画素値プロファイルを示す。(b) 前処理を施した画像および対応する画素値プロファイル。腫瘍陰影が強調されている。

3. CADの本格実用化と普及に向けて

マンモグラフィCADシステムがその真価を発揮するためには、いくつかの条件が欠かせない。

まず、CADシステムの入力画像データに十分な情報が含まれていること、言い換えれば、優れた画像入力システムと適切な撮影技法との組み合わせにより、安定して質の高い画像を得ることが求められる。コニカミノルタは、位相コントラスト技術を応用したPhase Contrast Mammography (PCM) システム³⁾を2004年に発売した。PCMを用いた高画質のデジタルマンモグラフィにCAD技術を適用することにより、さらなる診断性能の向上が期待される。

CADシステムの出力を利用する読影医は、その専門知識と読影経験に基き、CADの結果を適切に解釈した上で最大限に活用するのが望ましい。ユーザである医師にCADの特性をよく理解していただけるよう、情報提供などの働きかけを積極的に行っていくことは、企業の重大な責務であると考えられる。

製品としてのCADと研究開発段階のCADの間には、その役割や位置づけにおいて隔りがある。読者にとっては周知のとおり、現在のCAD製品はcomputer-aided detectionの範疇であってcomputer-aided diagnosisではなく、その使用目的および使用方法にも制約が設けられている。また、CAD商品化のパイオニアである米国とは異なる、わが国独特の事情や課題が少なからず存在することも事実である。

当学会の思い描くCADの普及と社会貢献を具現するには、CADに対する理解と認知度を高め、医療現場への浸透を図ることを目的とした産官学の緊密な連携が欠かせないであろう。製品化を通じたわれわれの企業活動がその一助となれば幸いである。

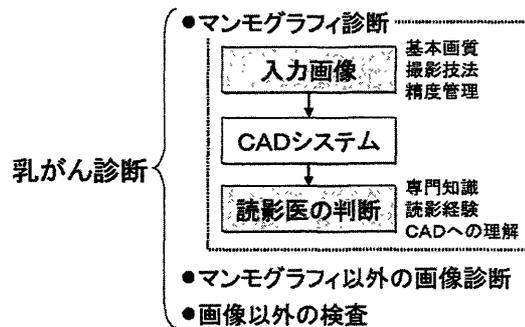


図4 乳がん診断におけるマンモグラフィCADの位置づけ

参考文献

- 1) 加野亜紀子: 乳がんの画像診断を支援するコンピュータ自動解析システムの開発. 医用画像情報学会雑誌, 21 (1), 2004.
- 2) マンモグラフィガイドライン第2版. (社)日本医学放射線学会 他 編集, 東京, 医学書院, 2004.
- 3) 本田 凡: デジタル位相コントラスト乳房撮影技術の基本的考え方. 医用画像情報学会雑誌, 21 (3), 2004.

CAD の本格的な実用化と普及に向けて

— 米国から何を学ぶか —

Akira Hasegawa (長谷川 玲)*

はじめに

CAD の実用化が始まってから、もう7年が経つ。米国では、保険点数が適用されたこともあり、マンモ CAD はかなり普及している。一方、日本では、米国から CAD 製品は入ってきているものの、まだ本格的普及とは言い難い状況である。本稿では、日本において CAD の本格的な実用化と普及を実現させるために、どのようなことを米国市場から学ぶべきかについてまとめる。

米国の状況

現在の米国 CAD 市場で見られる動きを以下にまとめる。

各社がマンモグラフィだけでなくいろいろな部位、モダリティにCADを適用し、FDAから認可を取得している。例えば、マンモグラフィ用CADについては、現在少なくとも3社以上がFDA認可を取得し合計数千台以上が販売されている。胸部X線CADについては少なくとも2社以上が認可を取得し約百台以上が販売。肺CT用CADについては2社が認可取得。大腸CT用CADについても少なくとも2社が認可を取得している。

アナログからデジタルX線システムに置き換わろうとしている現在、CADはこれまで以上にデジタルX線システムの標準装備として売られつつある。あるCAD会社のセールスマンによると、現在、米国で売られているデジタルマンモグラフィのほぼすべてがCADと一緒に販売されているとのことである。

CAD市場に大企業が参入してきている。もともとCADを開発する企業はほとんどがスタートアップであった。しかし、その多くが医療機器関連の大企業に買収された。そして、CAD市場にこれらの大企業が参入している。

CAD製品自体を見ると、検出性能での競争からワークフローの良さを競争に変わりつつある。マンモCADを開発、販売している2社の争いを見ると、性能での競争は以前ほどではなくなっている。

FDAの認可プロセスを簡略化するため、CADとしてではなく、CADでない製品として認可を取り、CADとしてマーケティングする傾向が強みえる。特に、プレストMRI用のCADが510(K)で認可を受けて以来、多くの企業が510(K)で認可を取れるようなCADを開発し、それをCADとして販売している。

普及に向けて

2000年に初めてのCAD製品が当時の厚生省から認可されて以来、5年の年月が経った。しかし、まだ普及したとは言えない。それどころか、CADに対する理解さえ正しくされていないと思う。2004年に初めてのデジタルマンモ用CADが認可された後でも、実際のユーザのCADに対する理解は十分と感ぜられない。これはユーザの問題ではなく、むしろ我々、つまり、CADを日本で普及させようとしているものの問題だと認識している。

CADとはこれまでの医療機器とは異なる全く新しいタイプの医療機器だと思う。CADは理解の仕方、使い方によって、その効果に大きな差が出てくる。CADもこれまでの多くの医療機器も、ある情報をユーザに提供するという意味では同じである。例えばX線撮影装置のように、これまでの医療機器の場合、提供された情報の使い道はほぼ一通りであった。ところが、CADの場合、提供された情報の使い方は一通りではない。理解の仕方、使い方によっては役に立つこともあるし、役に立たないどころか害が出ることもある。例えば、CADの出力結果を自分の読影後に参照し、CADの指摘した部位を見逃していなかったかを再確認する場合、CADを利用することにより、見逃しが減る可能性が高い。しかし、CADは「癌を見つけるものだ」と誤解しているユーザの場合、CADが指摘した部位すべてを生検にまわしたり、読影で怪しいと思われた部位でもCADが指摘しなければ何もフォローアップをしないということも考えられる。その場合、CADの使用によ

* : FUJIFILM Software (California), Inc., Medical Research Division, 1740 Technology Dr. Suite 490, San Jose, CA 95110, USA

ってより多くの癌が見つかるどころか、無用な生検が増えたり、癌がより見逃されることも考えられる。

学ぶこと

現在の日米 CAD 市場の状況には大きな差がある。今、我々が本当に学ぶべきことは、ユーザに CAD を正しく理解してもらうための努力だと思う。例えば、最初に CAD を世に送り出した R2 テクノロジー社は、ユーザが CAD を誤解し誤った使い方を防ぐため、CAD を購入したすべての病院のすべてのユーザ(放射線科医、技師)に対してアプリケーショントレーニングを行っている。これは米国市場で CAD を販売するほとんどの会社に共通していると思う。このような努力が、今後の日本の CAD 市場の大きさを決めるのではないだろうか。

よくある誤解

CAD の正しい理解のため、以下に、これまで著者が気がついた CAD についてのよくある誤解をまとめる。

誤解1: CAD は判断が難しい癌の読影に役立つ

これは CAD の研究開発に携わっている人でも良くある誤解である。現在の CAD は、ユーザが注意を払うべき場所を指摘するだけである。一旦下した判断を CAD の結果に応じて変更するのは、CAD の間違った使い方である。

誤解2: CAD は石灰化には役立つが、腫瘤には役立たない

これは CAD を使用したことのない人たちが良く思い込むことである。人間である限り、疲れ、体調、気分次第で、見過ごすはずのないものを見過ごす可能性がある。目の前にある探し物が見つからなかったという経験は誰にでもある。

誤解3: 読影医よりも性能の低い CAD は役立たない

デモなどで CAD が明らかな癌を検出し損ねた場合に、よく聞かれる誤解である。極端な例ではあるが、性能が低くても CAD がユーザが見落としした部位すべてを指摘すれば、極めて役に立つ。

誤解4: CAD はセカンドオピニオン

CAD は診断を下しているわけではなく、ユーザが注意を払うべきと思われる場所を指摘しているだけである。「オピニオン」として扱うべきではない。

誤解5: CAD が指摘しなければ生検は必要なし
これも CAD が診断を下しているという誤解から生じるものである。明らかな誤解であるが、実際に聞いたことのある誤解である。

誤解6: CAD が指摘した部位は特別詳しく調べる必要がある

これも CAD が診断を下しているという誤解から生じるものである。特に大きな害はないかもしれないが、CAD が指摘した擬陽性すべてに時間をかけていては効率が悪すぎる。

誤解7: CAD を使うと読影時間が短くなる

CAD を使用したとしても、CAD 無しに行う読影は必要である。その上で、CAD の結果を見て、見落としがなかったかを確認する。したがって、CAD を使うと読影時間は長くなるはずである。このように書く「では、CAD のメリットは？」と思う人も多いと思うが、CAD の使用によるメリットは、読影時間だけでなく、読影の質(例えば、見逃しの数、無駄な生検の割合)、癌が見逃されず助かる患者さんの命、など総合的に判断されるものだと思う。

まとめ

本稿では、CAD の日本での実用化と本格的な普及に向けて、我々が米国市場から学ぶべきことについてまとめた。これにより、日本での CAD の実用化と普及に少しでも貢献できれば幸いである。

Open CAD プロジェクト

増谷 佳孝*

1. コンピュータ支援診断の研究の現状と問題点

一般に、コンピュータ支援診断の研究は、より多くの臨床データを使用して、アルゴリズムもしくはシステムの評価を行って、その改善を重ねていくことが重要であるが、臨床データは患者の個人情報であり、以前にも増して入手が困難になり、その取り扱いに一層の注意が求められている。特に今年4月1日より個人情報保護法が施行され、今後この傾向は弱まることはないと思われる。

これらの理由で、コンピュータ支援診断の研究を行なっているグループは、現在のところ、病院などの臨床研究施設か、そのような施設と密接な関連のある工学系研究施設や医用画像関連機器のメーカーに限られている。理想的には、臨床施設内の研究グループが、施設内の倫理委員会、および患者の承諾を得て、データを外部に漏らすことなく、厳密な管理のもとで研究を進めるべきであるが、現在は人材やポストを含めてそのような体制になっているところは国内ではほとんどない。

また、医用画像データが撮影装置の開発・更新に伴って、その量・質を変えていくこと、同時に装置間の差により同様な撮影法でもデータの性質が異なることも必然である。この場合、一定の限られたデータベースを用いてコンピュータ支援診断の研究を続けることにつながり、古いタイプや特定のタイプのデータにしか対応できない、汎用性・実用性の低い技術を生み出す場合がある。

このような現状で、コンピュータ支援診断やその基礎となる画像処理などの技術の研究を行なっている研究グループが、多くの臨床データを用いた技術の評価・改善を行なって、臨床医学に貢献するような技術を世に送り出すには限界がある。

2. Open CAD プロジェクト」の提案と概要

このような現状に対する一つの試みとして、「Open CAD プロジェクト」を提案した。これは、コンピュータ支援診断の研究グループが、その研究プロジェクトの内容や、段階によっては試作システムを含め、情報を公開する(=Open にする)ことにより、積極的に最新のデータによる検証を行い、技術の向上を図っていくための「環境」を提供することで、実用性の高いコンピュータ支援診断のための研究を促進することを主眼としている。

具体的には、「Open CAD プロジェクト」の実体は、各研究施設の CAD プロジェクトのウェブサイトへの各研究グループのプロジェクトのウェブサイトへのポータル(入口)サイト(*1)であり、いかなる施設(*2)もプロジェクトを登録することで、協力施設の募集を告知することができる(図左)。また、本サイトは、その利用を学術研究に限定するものではなく、企業プロジェクトの登録も歓迎する。あるコンピュータ支援診断技術が、本当に社会に役立つものとなるには、製品化、すなわちメーカーの営利活動を通しての流通において他にはないからである。

すなわち、コンピュータ支援診断技術の研究グループ、臨床データを用いた技術の検証に協力する臨床施設、製品化を行なう企業、これら各組織が一体となって、それぞれの利益を享受し、コンピュータ支援診断技術を通じた社会貢献を実現することが、「Open CAD プロジェクト」の目標である。

3. プロジェクトの具体例(東大放射線科)

1) 拡散テンソルMRIのプロジェクト

東大放射線科では 2002 年より拡散テンソルMRIの解析・可視化ソフトウェアを公開してきた。若干のユーザーサポートなどの対応が必要であったが、いくつかの利益があった。まず、学術的には東大放射線科の研究成果が広く知られるようになったこと、またバグレポートやフィードバックにより、ソフトウェアの質の向上が得られたこ

* 東京大学医学部附属病院放射線科・同大学院医学系研究科生体物理医学専攻

と、また以前からの協力企業であるGE横河メディカルシステム(現GEヘルスケア)の米国母体であるGEヘルスケア社より製品版をリリース(Advantage Windows/FuncTool に組込)するに至ったことである。

2)MRアンギオグラフィにおける動脈瘤の自動検出プロジェクト

本プロジェクトは、2005年4月1日の時点で、試作システムの公開の第Ⅲ期(*3)の直前にあたり、MRアンギオグラフィにおける血管領域の自動抽出、および画像解析に基づく、動脈瘤の強調表示や候補リスト表示などを行なうソフトウェアである。また、プロジェクトの初期より参加しているザイオソフト社による製品化およびリリース(*4)を目指している。

上記の2つのプロジェクトは、既にウェブサイトに登録済みである(図右)。また、臨床施設における検証をスムーズに進めるには、臨床医が使いやすいインターフェイスを持つこと、処理時間が現実的であることも重要である。これらのソフトウェアは、以上の点に留意し作成されていることを強調したい。

4. まとめ

研究成果を公表する際、知財としての取り扱いにも十分な配慮が必要であるが、それらを含めてサイトの指針などをFAQページにまとめている。また、最終的には産学・医工の多組織連携の運用を目指していきたいと考えている。積極的な参加の検討、および御意見をいただきたい。

*1 URL は <http://www.open-cad.org> であり、現在は暫定的に東大放射線科が管理している。

*2 現在は、諸般の事情により国内の施設に限定している。

*3 ウェブサイトにプロジェクトの状態をわかりやすく説明するための Phase Index を定義している。詳しくはウェブサイトを参照のこと。

*4 Work In Progress として既に学会などの機器展示で発表を行なっている。

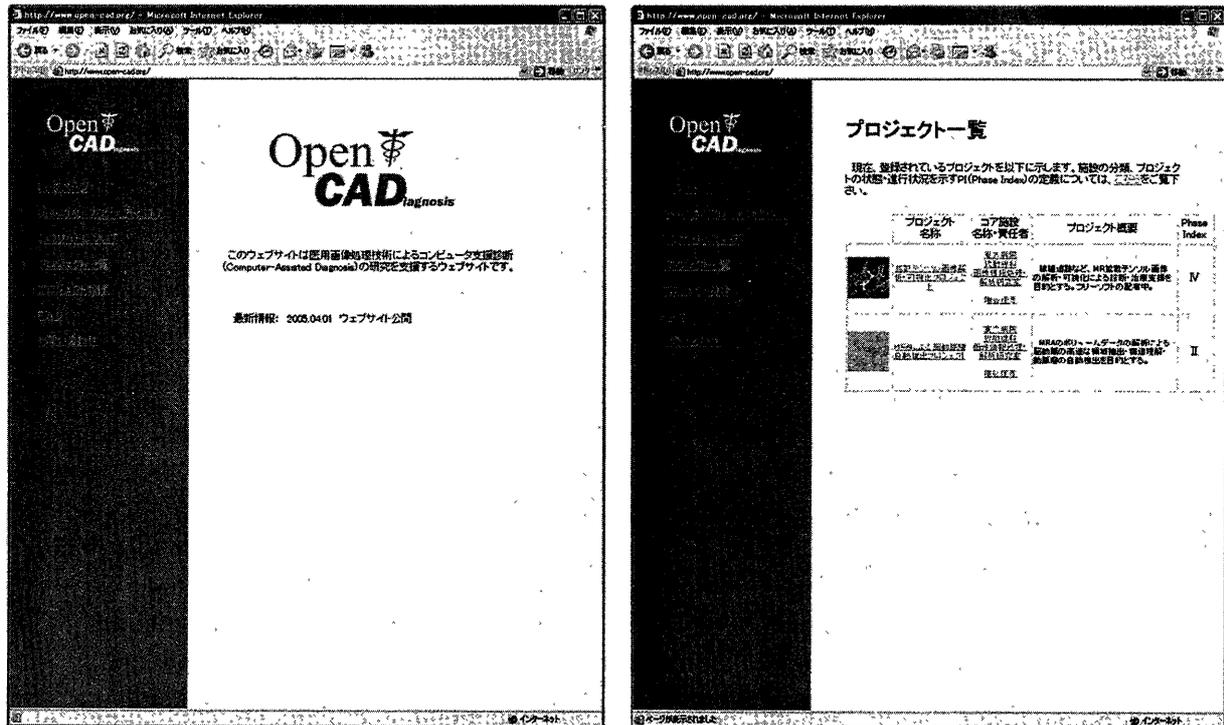
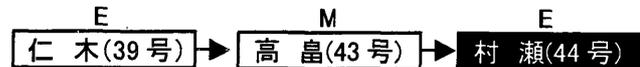


図 OpenCAD ウェブページ
左:トップページ, 右:登録されたプロジェクトと関連情報(2005年4月1日現在)



画像の高速探索のためのアクティブ探索法

村瀬 洋

1. はじめに

近年、マルチメディアや産業応用の分野において画像認識やパターン認識の新しい技術が多数開発されているが、それらの中には本学会で取り扱う医用のための画像診断に役立つ技術が多数存在していると考えられる。今回紹介する「アクティブ探索法」は、複雑な画像の中から、ある特定の性質をもつ領域がどの位置にあるかを高速に探索する技術である。著者自身は医学の専門ではないが、このような画像探索の技術は、例えばCT画像や、MRI画像から特定の性質をもつ腫瘍の位置を検出したり、経時的に撮影された複数のCT画像間で組織の位置の対応付けを行うことなどに応用できるのではないかと想像できる。またアクティブ探索法は、本質的に多次元のデータに適用できる技術であるので、2次元画像だけではなく、縦、横、高さを持つ3次元CT画像や、時間軸を含む4次元画像などにも応用できる技術である。

さて、マルチメディアの分野ではなぜこのような技術が着目されるようになったのであろうか。最近、インターネットの爆発的な普及や、デジタル放送などによる放送の多チャンネル化、蓄積装置の低価格化と大容量化の影響により画像、音、映像が我々の身の回りにあふれている。そのため特定の画像、音、映像がどこにあるかを探すニーズが急速に高まってきている。これらの技術はマルチメディア検索と呼ばれる。検索には大別して2つのタイプがある。一つは、内容に基づく検索である。例えば、野球放送の録画からホームランのシーンを検索するなど、内容やキーワードをもとにコンテンツを検索する技術がそれにあたる。もう一つが、ある音や映像などのコンテンツが既に手元にあり、それと同じもの、あるいは類似したものが膨大なコンテンツの中のどこにあるかを探し出す技術である。これはコンテンツそのものを検索することが目的ではなく、それが存在する位置（場所、あるいは時間）を特定する技術である。これらの技術は、あるコンテンツがインターネット上のどのサイトにあるかなどを調べるマ

ルチメディアデータの著作権管理などにも必要となる技術である。アクティブ探索は後者に位置づけられる。以下、アクティブ探索法の基本原理について簡単に紹介することにする。

2. 画像中の物体を探す「アクティブ探索法」

2.1 アクティブ探索法の概要

アクティブ探索法[1]は、興味のある物体（参照画像）が入力画像中に含まれているかどうか、また含まれているとすればその位置はどこかを高速に検出する技術である。

参照画像が与えられたとき、入力画像から参照画像と類似した物体を検出するためには、基本的には画像間を何らかの特徴量を利用して照合する必要がある。さらに、物体が画像全体ではなく画像の一部にしか存在しないような場合には、入力画像中の局所領域（図1）に着目した照合が必要となる。

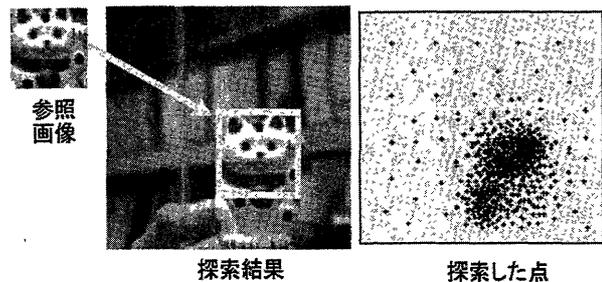


図1. アクティブ探索法により物体探索した結果

画像探索を実現するためには、どのような特徴量を用いるか、どのような方法で局所領域と照合するかを決める必要がある。優れた画像探索とは、高精度かつ高速に探索できる技術であるが、特徴量の選択は精度に関係し、照合の仕方は速度に関係することが多い。アクティブ探索法は照合法に関する技術であり、ある種の性質をもつ特徴に対して、照合を高速に実現する技術である。

特徴量として、ここでは一例として色ヒストグラムを利用することにする。この特徴量は、色の分布

を特徴とする手法で、対象物体の変形や隠れなどに安定であり、画像検索などで古くから利用されている手法である。

一方、物体を検出するためには、画像中の局所領域に着目した手法を利用することになる。例えば、入力画像中で局所領域の位置と大きさを総当たり的に変化させながら参照画像と照合することにより物体を検出する手法がある。この手法は特徴量が類似する部分は必ず探索できるが、組み合わせ的に照合回数が増大し、膨大な探索時間がかかる。

これを高速化する手法としては、画像の解像度を粗くする、特徴量の一部だけを用いて照合することにより探索候補を絞る手法などがある。これらの基本的な考え方は、最初に粗く見て候補を絞った後に細かく見るような手法と考えられ、粗密探索法とも呼ばれる。しかし、これらは精度を犠牲にして速度を向上させる方式である。さらに、最初にどの程度粗い探索を行えばよいかという精度を保つためのパラメータの設定手法も、対象によって最適値が異なるために、場当たりのにならない。

アクティブ探索法は、局所領域の照合を種々のサイズの局所領域で全ての位置に関して総当たり的に照合を行うことを基本とし、それと全く同じ結果を保証したまま、その際に必要となる膨大な照合回数を大幅に低減させる手法である。ここで重要な点は、本手法では近似を使うことなく、総当たり法と同じ結果を原理的に保証していることにある。これにより、近似を用いた高速化手法に見られるような、精度を保つための対象に応じたパラメータ調整は必要ない。

2.2 処理の流れ

文献[1]に処理の詳細は述べられているが、ここでは処理の概要を説明する。第1段階では、参照画像と入力画像双方の色ヒストグラムを求め、両者の類似度を計算する。類似度として、ここでは例えばヒストグラムインターセクションを用いる。この類似度を目標類似度の初期値として保持しておく。なおアクティブ探索法では、特徴は必ずしも、色ヒストグラム特徴である必要はないが、ヒストグラムのような性質を持った特徴に対して特に効果がある。

第2段階では、入力画像上のある部分領域の色ヒストグラムを求め、参照画像のヒストグラムとの類似度を計算する。

第3段階では、第2段階で求めた類似度が目標類似度よりも低ければ、次に類似度計算を行う場所はその目標類似度と類似度から計算された量だけスキップした所とする。そしてスキップした先で同様の

類似度計算を行い、またスキップするという処理を続ける。もし、ある領域での類似度が目標類似度よりも高ければ、目標類似度をその値に更新して類似度計算の処理を続ける。

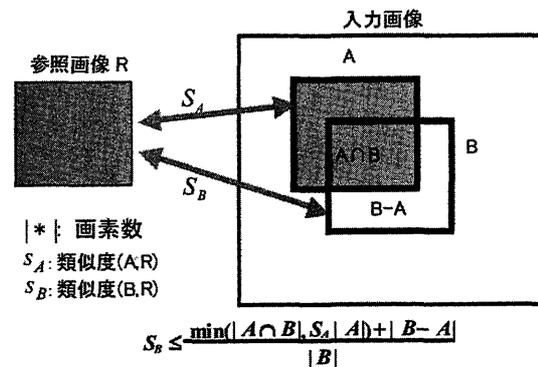


図2. 類似度の上限値の計算

スキップ量の決定には、つぎのような原理を利用する。図2のように参照画像Rと局所領域Aとの類似度を計算することにより、参照画像Rと局所領域Bとの類似度の上限値は図2に示すように計算できる。この上限値が目標類似度より小さければこの領域を照合する必要がない。つまりスキップできる。

このように類似度が低い所では大きくスキップし、類似度が高い所では小さくスキップするという動作を繰り返しながら、類似度がより高い位置を探していくことになる。図1に、招き猫を実際に入力画像から探索した場合の探索位置を点で示す。

最終的に類似度の最も高い点の位置を求めて、これを探索結果とする。

この手法により、例えば図1に示すような画像に対しては総当たり法に比較して厳密に同じ解を保証したまま、100倍から1000倍の高速処理を実現できる。これらの処理はすべてソフトウェアにより実現できるため汎用パソコンでも高速な探索が実現できる。また本手法はこのまま3次元画像や多次元画像に適用可能である。

3. むすび

本稿では、複雑な画像中から特定な性質を持つ領域を高速に探索するアクティブ探索法について紹介した。この探索法は汎用性が高いので、医用画像診断にも応用できる技術であると考えられる。

参考文献：[1] 村瀬, V. V. Vinod, 局所色情報を用いた高速物体探索-アクティブ探索法-, 電子情報通信学会, Vol. J81-DII, No. 9, pp. 2035-2042, 1998.

Call for Paper

コンピュータ支援画像診断学会
第15回学術講演会演題募集

森久保 寛 (珪肺労災病院 放射線科)

第15回CADM大会は今年も日本コンピュータ外科学会(CAS:大会長 千葉県がんセンター消化器外科 浅野武秀先生)と合同で開催する運びとなりました。開催日は平成17年11月20日(日)、21日(月)、会場は千葉県海浜幕張駅近くの海外職業訓練協会(OVTA)センターを予定しております。

近年医用画像診断は多種多様化しさまざまな分野でコンピュータ支援システムの需要が高まりつつあります。一方多くの新しい技術の開発が行われる中で臨床的ニードを十分に整理する努力も重要であります。本大会では臨床的な視点から医用画像のコンピュータ支援技術がどう活かされるかを考える機会となることを一つのテーマといたしました。

今年11月、多くの方に幕張にお集まりいただき素晴らしいコンピュータ支援画像診断システムの普及に向け熱い議論を展開していただければ主催者としてこの上ない喜びであります。

〒321-2523 栃木県塩谷郡藤原町高德632
独立行政法人 労働者健康福祉機構 珪肺労災病院 放射線科
森久保 寛
TEL 0288-76-1515 FAX 0288-76-1611
morikubo@keihai.gr.jp
morikubo@dokkyomed.ac.jp

第15回コンピュータ支援画像診断学会

CADM 大会の御案内

第15回コンピュータ支援画像診断学会大会（CADM 大会）を第14回日本コンピュータ外科学会大会と合同にて開催いたします。

多数の演題の御応募と多くの皆様方のご出席をお待ちいたしております。

記

- 1、会期 : 平成17年11月20日（日曜日）、21日（月曜日）
- 2、会場 : 千葉県幕張
海外職業訓練協会(OVTA)
(<http://www.ovta.or.jp/>)
- 3、演題募集期間 : 平成17年8月1日～9月15日（予定）
- 4、演題募集要項 : CADM の HP (<http://www.cadm.jp>) からリンクする
本大会 HP に掲載いたします。
- 5、その他 : お問い合わせは下記までご連絡ください。

〒321-2523 栃木県塩谷郡藤原町高德 6 3 2
独立行政法人 労働者健康福祉機構 珪肺労災病院 放射線科
森久保 寛
TEL 0288-76-1515 FAX 0288-76-1611
morikubo@keihai.gr.jp
morikubo@dokkyomed.ac.jp

学会参加だより「MICCAI2004」

北坂孝幸*

昨年9月26日から30日にMICCAI2004(The Seventh Annual International Conference on Medical Image Computing & Computer Assisted Intervention)がフランスのサンマロで開催されました。私は名古屋大学末永研究室の森健策助教授、D3の古川大介君、D2の長尾慈郎君と一緒に参加しました(MICCAI2003に続いて2度目の参加です)。会議の様子などをご報告させていただきます。

MICCAIは画像処理、コンピュータグラフィックス、コンピュータビジョン、ロボティックスの医用応用に関する国際会議です。今年で開催場所サンマロはフランス北部ブリターニュ地方の海岸都市です。会場は城壁近くの「Palais du Grand Large Conference Center」でした(図1, 2)。この辺りは牡蠣が有名で、テレビなどでもクリーミーとかいう表現をされていて、楽しみにしていましたが、一口食べた瞬間、「・・・海水？」って感じで、どうやら私は牡蠣はダメなようでした。

表1 国別発表件数

アメリカ	84
イギリス	37
フランス	32
日本	23
カナダ	17
ドイツ	16
オランダ	12
ベルギー	10
中国	8
その他	29

さて、今年は617件の投稿から268件が採択され、内46件が口頭発表、222件がポスター発表でした。MICCAI2004の国別発表件数を表1に示します。前回、日本からの発表件数は15件でしたが、今回は23件ありました。

私は学会4日目にポスター発表をしました。その時の様子を図3に示します。一生懸命説明してる感じが伝わるでしょうか。発表内容は、仮想腹腔鏡像を作成するための画像変形に基づく仮想気腹に関してでした。MICCAIでは慣例としてPoster Teaserというものがあります。各自45秒の持ち時間で発表内容を宣伝するセッションが設けられています。おかげで今年も幾人かの方が興味を持ってくださり、質問に来てくれました。

同じく恒例だったMICCAIサッカーマッチですが、今年は場所が無かった(観光地なのでサッカーのできるグラウンドが近くにない)ようで、代わりに、Paletというゲームが行われました(図4)。



図1 学会会場

* : 名古屋大学大学院情報科学研究科メディア科学専攻 〒464-8603 名古屋市千種区不老町

Palet は、2 チーム(1 チーム 2, 3 人) 対抗で 5m 離れた先の四角いボード中央に置かれたコイン目掛けてコインを投げあい、中央のコインに一番近くコインを投げ置いたチームの勝ち、というゲームです。少し悩みましたが、私は参加しませんでした。

今年の MICCAI は 10 月 26 日から 29 日にアメリカの Palm Spring で行われます(詳しくは <http://www.miccai2005.org/> をご覧下さい)。

最後に、MICCAI 本会議終了後、レンヌの IRISA で行われたワークショップに参加しました。計算機支援外科における Augmented reality, 医用画像工学など仮想(現実増強)環境に関する最新の話について聴講してきました。

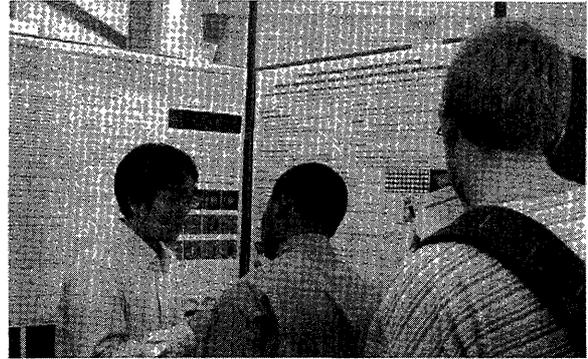


図 4 Palet game

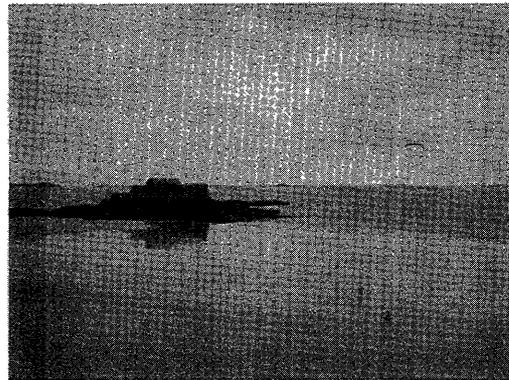
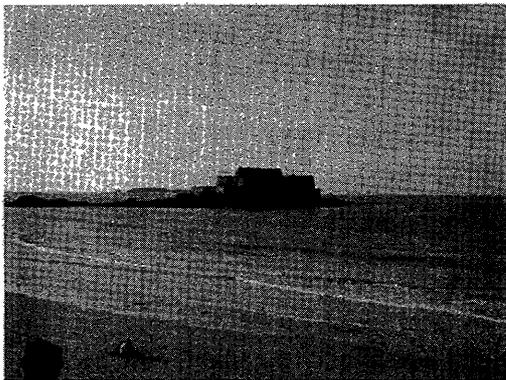


図 2 会場近くの要塞跡の絶景. 干満の差が大きい.
実際は要塞は完全に海に孤立するくらい潮が満ちます。

事務局だより

第21回 理事会議事録

日時 : 2004年12月10日(金) 18:00~20:00
場所 : 品川イーストワンタワー 21階 ミーティングルームIV
出席者 : 鳥脇純一郎、小畑秀文(会長)、長谷川純一(副会長)、山本真司、仁木登、藤田広志、加藤久豊、縄野繁、北坂孝幸(陪席)、その他委任状10通

審議事項:

1. 16年度事業報告および決算報告について
16年度の事業報告および決算報告について報告があり、審議の結果、以下の2点を補足した上で資料の通り承認した。
 8. 事務局移転
前回の総会の決議に基づき、本学会の会員管理を中心とした事務を(有)クァンタムへ移行することとなり、正式な契約書を取り交わし、本年6月より事務局の移転を行った。
 9. ロゴの決定
本学会のロゴを決定することへの要望から、理事会を中心に検討し、CADMの4文字を図案化したロゴを決定した。CT, MR, PETなどのガントリーをイメージした図案となっている。
2. 次年度事業計画および収支予算案について
17年度の事業計画および予算案について資料に基づき説明があり、審議の結果承認した。
3. 論文集編集委員会の体制整備について
これまで、論文集編集委員会は理事会の中にある形をとっており、正規の規定も無い状況にあった。そこで、新たに編集委員会を理事会から独立させ、編集委員長および編集副委員長を置くこととした。新たな編集委員会の構成は別紙の資料の通りである。
その他、投稿論文の査読に関係したワークフローの整備、投稿規程の改定、Webサーバーの移転などについても審議の結果承認した。
4. 医用画像データベースについて
 - (1) データベースを学会サーバー上に置き、利用者(購入希望者)がダウンロードして利用できるような方向への変更について提案があり、承認した。
 - (2) 本学会のデータベースの価格改定について審議し、別紙資料の通り承認した。
5. 役員改選について
現在の役員の任期満了に基づき、新しい役員の選出を行った。新しい体制は別紙に示すとおりである。
以上

第13回評議員会議事録

日時 : 2004年12月11日(土) 17:00~18:00
場所 : 早稲田大学理工学部 大久保キャンパス 55号館 2F 第3会議室
出席者 : 山田達哉、鈴木隆一郎、小畑秀文(会長)、長谷川純一(副会長)、山本真司、田村進一、稲邑清也、仁木登、藤田広志、加藤久豊、今里悠一、縄野繁、尾辻秀章、その他委任状26通
審議事項: 理事会の議事録に準じるため、割愛する。

コンピュータ支援画像診断学会総会議事録

日時 : 2004年12月12日(日) 12:30~13:00
場所 : 早稲田大学理工学部 大久保キャンパス 57号館 202号室
出席数 : 75名(委任状53を含む)
審議事項: 理事会の議事録に準じるため、割愛する。

平成 16 年度 事業報告

平成 16 年度は学会設立 13 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. 40, 41, 42 号の発行

2. 他学会との協賛

計測自動制御学会関西支部平成 16 年度講習会	2004 年 6 月 17 日
3 次元画像コンファレンス 2004	2004 年 7 月 1 日・2 日
日本医用画像工学会・JAMIT Annual Meeting 2004	2004 年 8 月 4 日・5 日

3. 第 13 回学術講演会を開催

第 13 回学術講演会を日本コンピュータ外科学会と合同で下記の通り開催した。

期日：2003 年 12 月 13 日、14 日

会場：名古屋大学東山キャンパス

第 2 回肝臓領域抽出コンテストを実施。最優秀ソフトウェアに大会賞と館野賞（賞金 10 万円）を授与。

4. 第 4 回 CADM-CAD ワークショップの開催

期日：2004 年 1 月 23 日～25 日

会場：沖縄県石垣市健康福祉センター

5. 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 1 件増（合計 18 施設）。

○胃 X 線二重造影データベース（平成 9 年 5 月に発売）の利用者は 1 件増（合計 9 施設）。

○間接撮影胸部 X 線像データベース（平成 10 年度発売）新規利用者なし（合計 4 施設）。

6. 学会論文誌の発行と Web の整備

電子論文誌上で論文 3 編 (Vol. 8, No. 1 の 3 編) を発行

現在査読中の論文は 1 件

J-STAGE (<http://www.jstage.jst.go.jp/browse/cadm/-char/ja>) への移行を完了

7. 第 20 回理事会、第 12 回評議員会、定期総会を開催

第 20 回理事会

期日：2003 年 12 月 12 日（金）、会場：国立名古屋病院外来管理棟 4 階第 2 会議室

第 12 回評議員会

期日：2003 年 12 月 13 日（土）、会場：名古屋大学東山キャンパス豊田講堂内第 1 会議室

定期総会

期日：2003 年 12 月 13 日（土）、会場：名古屋大学東山キャンパス豊田講堂内第 1 会議室

8. 事務局移転

前回の総会の決議に基づき、本学会の会員管理を中心とした事務を(有)クァンタムへ移行することとなり、正式な契約書を取り交わし、本年 6 月より事務局の移転を行った。

9. ロゴの決定

本学会のロゴを決定することへの要望から、理事会を中心に検討し、CADM の 4 文字を図案化したロゴを決定した。CT,MR,PET などのガントリーをイメージした図案となっている。

コンピュータ支援画像診断学会 平成16年度 決算報告
平成15年10月1日から平成16年9月30日まで (単位：円)

I. 収入の部

科 目	予算額	決算額	差額
前年度繰越金	2,403,161	2,403,161	0
会費収入			
1. 正会員			
(入会金なし)	600,000	501,000	-99,000
(入会金あり)	60,000	62,500	2,500
(中途入退会)	0	0	0
小計	660,000	563,500	-96,500
2. 学生会員			
(入会金なし)	15,000	15,000	0
(入会金あり)	20,000	15,000	-5,000
小計	35,000	30,000	-5,000
3. 賛助会員	350,000	140,000	-210,000
データベース売上げ	200,000	40,000	-160,000
雑収入	3,000	287	-2,713
収入合計	3,651,161	3,176,948	-474,213

II. 支出の部

科 目	予算額	決算額	差額
1. 人件費	100,000	108,311	8,311
2. 事務局代行受託費	230,000	0	-230,000
3. 通信費	50,000	42,399	-7,601
4. 郵送費	200,000	98,100	-101,900
5. 消耗品費	100,000	24,219	-75,781
6. 設備費	0	0	0
7. 会議費	200,000	47,880	-152,120
8. 出版費	400,000	303,345	-96,655
9. 研究会補助費	100,000	0	-100,000
10. 学術講演会費	100,000	100,000	0
11. データベース関係費用	200,000	0	-200,000
12. 編集委員会費	200,000	200,000	0
13. 予備費	1,771,161	8,820	-1,762,341
支出合計	3,651,161	933,074	-2,718,087

III. 当期収支差額

2,243,874

IV. 資産

流動資産
銀行普通預金 498,266
銀行定期預金 1,745,608

V. 会員の現況

正会員	158名	(156名)
学生会員	10名	(9名)
賛助会員	3社3口	(3社3口)
合計	171名	(168名)

() 内は昨年度

平成 17 年度 事業計画

医用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

会員の一層の増加をはかり、学会の運営基盤の充実に努める。特に賛助会員に関しては学会発足時に比べて大幅に減少していることから、賛助会員獲得には特に力を入れる必要がある。また、学会事務局を㈱クァンタムに移行することに伴い、その余力を運営基盤強化のために振り向けることとする。

2. ニューズレターの定期的発行

年 3 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、その発展充実に努める。なお、論文誌の発行については、科学技術振興事業団 (JST) の「科学技術情報発信・流通総合システム (略称: J-STAGE)」に移行して引き続きインターネット上での発信を継続することとする。

4. 学術講演会の開催

第 14 回学術講演会を日本コンピュータ外科学会と合同で下記の通り開催する。

期日: 2004 年 12 月 11 日、12 日

会場: 早稲田大学理工学部大久保キャンパス 55・57 号館

あわせて第 3 回肝臓領域抽出コンテストおよび第 1 回肝臓癌抽出コンテストを実施する。

5. 第 5 回 CADM-CAD ワークショップの開催

期日: 2005 年 1 月 21 日、22 日

会場: 琉球大学 50 周年記念館

6. 画像データベースの著作化整備

現在の本学会が発刊している画像データベースに関しては、現時点で要求される社会通念上の必要手続きが欠如している部分がある。今後の展開をはかる上で、この問題についての対応をはかる必要がある。

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。

8. 学会賞の授与

第 14 回学術講演会においては、肝臓領域抽出コンテストおよび肝臓癌抽出コンテストが行なわれるに際し、優れた研究に対してコンピュータ支援画像診断学会大会賞および館野賞 (賞金 10 万円) を授与する。

コンピュータ支援画像診断学会 平成17年度 予算案
平成16年度10月1日から平成17年9月30日まで (単位:円)

I. 収入の部

科目	予算額	昨年度決算額
前年度繰越金	2,243,874	2,403,161
会費収入		
1. 正会員		
(入会金なし)	600,000	501,000
(入会金あり)	60,000	62,500
(中途入会)	0	0
小計	660,000	563,500
2. 学生会員		
(入会金なし)	15,000	15,000
(入会金あり)	20,000	15,000
小計	35,000	30,000
3. 賛助会員	350,000	140,000
データベース売上げ	200,000	40,000
雑収入	3,000	287
収入合計	3,491,874	3,176,948

II. 支出の部

科目		
1. 人件費	0	108,311
2. 事務局代行受託費	230,000	0
3. 通信費	0	42,399
4. 郵送費	200,000	98,100
5. 消耗品費	100,000	24,219
6. 設備費	400,000	0
7. 会議費	200,000	47,880
8. 出版費	400,000	303,345
9. 研究会補助費	100,000	0
10. 学術講演会費	100,000	100,000
11. データベース関係費用	200,000	0
12. 編集委員会費	200,000	200,000
13. 予備費	1,361,874	8,820
支出合計	3,491,874	933,074

コンピュータ支援画像診断学会定款

第1章 総則

第1条 本学会はコンピュータ支援画像診断学会、その英文名は
The Japan Society of Computer Aided Diagnosis of Medical Images
と称する。

第2章 目的および事業

第2条 本学会はコンピュータによる画像診断の支援およびこれに関
連のある研究の連絡提携および促進をはかり、もって学術の発展
に寄与することを目的とする。

第3条 本学会は前条の目的を達成するため次の事業を行う。
1. 学術大会等の学術的会合の開催
2. 会誌等の発行
3. その他目的達成に必要な事業。
なお事業執行に関する細則は理事会の決議で別に決める。

第3章 会員

第4条 本学会の会員は次の通りとする。
1. 正会員 本学会の目的に賛同する個人
2. 学生会員 大学あるいは大学院に席を置く学生であって、本
会の目的に賛同するもの。
3. 賛助会員 本学会の目的に賛同し、その事業を援助する法人
および団体
4. 名誉会員 本学会が関係する分野の学術または技術に関する
権威者で、かつ本会に村して功績顕著な者であって、総会に
おいて推薦されたもの。

第5条 会員は所定の年会費を納入するものとする。その額につい
ては細則で定める。

第6条 入会および退会の手続きについては理事会の定めるところに
よる。

第4章 役員

第7条
1. 本学会に次の役員をおく。
理事 20名以内（うち会長1名、副会長2名）
監事 若干名
評議員 60名以内
大会会長 1名
次期大会会長 1名
2. 会長、理事（会長を除く）および監事は、総会において正会
員から選出する。
副会長は理事の互選で定める。
評議員は、理事会の推薦する者を会長が委嘱する。
3. 大会会長および次期大会会長は理事会の推薦により、評議員
会の承認を得て会長が決定する。
4. 会長、理事、監事、評議員の任期は2年とし、再任は妨げな
い。
5. 会長は会務を統轄、執行する。会長に事故あるときは副会長
がその職務を代行する。
6. 監事は本学会の業務および会計の監査を行う。
7. 大会会長および次期大会会長の任期はそれぞれ1年とし、学
術大会終了の翌日より、次回の学術大会終了の日までとする。
次期大会会長は大会会長を補佐し、かつ大会会長に事故があ
るときはその職務を代行する。

第5章 会議および学術集会

第8条 総会は定期総会と臨時総会に分ける。
1. 定期総会は毎年1回会長が召集する。
2. 臨時総会は、理事会が必要と認めるとき、正会員の5分の1
以上からの請求があったとき、または監事から会議の目的事
項を示して請求があったときは、これを開催しなければならない

ない。

第9条 総会は委任状を含め会員の10分の1以上出席しなければ議事を
開くことができない。会長は総会の議長となる。臨時総会の議長
は、会議のつど出席会員の互選で定める。総会の決議は出席会員
の過半数の同意をもって決する。可否同数の場合は議長の裁決に
よる。

第10条 次の事業は、理事会および評議員会の議決を得た上、定期
総会に提出し、その承認を受けなければならない。

1. 事業計画および収支予算についての事項
2. 事業報告および収支決算についての事項
3. 財産目録
4. その他理事会において必要と認めた事項

第11条 理事会は会長がこれを招集し、年1回以上開催するものと
する。理事会は理事の過半数の出席(委任状を有効とする)もつ
て成立し、議決は出席者の過半数を要する。

第12条 評議員会は毎年1回学会総会の前に開催し、会長が議長をつ
とめる。評議員会は評議員の過半数の出席(委任状を有効とする)
をもって成立し、議決は出席者の過半数を要する。

第13条 学術大会は大会会長が運営するものとする。

第6章 会計

第14条 会計年度は毎年10月1日に始まり翌年9月30日に終る。

第15条 本学会の収支決算は、毎会計年度終了後2ヶ月以内に会長が
作成し、財産目録、事業報告書および会員の移動状況書とともに
監事の意見をつけ理事会および総会に報告しなければならない。

第7章 その他

第16条 この定款を変更しようとするときは、理事会の決議および
総会の3分の2以上の同意を得なければならない。

第17条 本学会を解散しようとするときは理事会の5分の4以上の同
意ならびに総会の3分の2以上の同意を得なければならない。

第18条 この定款施行についての細則は理事会の決議を経て別に定
める。

第19条 本学会は事務局を置く。その場所は細則で定める。

第8章 付則

第20条 本定款は平成3年12月20日から施行する。

(1991年12月20日制定)

(1992年10月20日第1回改正)

(1999年11月5日第2回改正)

(2004年12月10日第3回改正)

細則

第1条 本学会の事務局は
〒113-0033 東京都文京区本郷3-19-6 ワイユビル3F
(有)クワンタムに置く。

第2条 本学会の会費は
正会員 5,000円、入会金、1,000円
学生会員 3,000円、入会金、1,000円
賛助会員1口 70,000円(1口以上)
名誉会員 不要

とする。

第3条 本学会員の優れた研究や功績をたたえるために、各種の賞を
設けることができる。対象者や賞の種類については理事会の
決定に基づくこととする。

(2003年12月13日第1回改正)

CADM 役員リスト (会員番号順)

1. 会長・理事・監事

会長	： 長谷川純一	中京大学生命システム工学部
副会長	： 藤田 広志	岐阜大学大学院医学研究科 (論文誌編集委員長)
	： 縄野 繁	国立がんセンター東病院放射線部 (ニューズレター編集委員長)
理事	： 舘野 之男	放射線医学総合研究所
	： 西谷 弘	徳島大学医学部放射線科
	： 名取 博	札幌医科大学医学部附属病院機器診断部
	： 鈴木隆一郎	大阪府立成人病センター研究所
	： 前田 知穂	京都府保健環境研究所
	： 鳥脇純一郎	中京大学生命システム工学部
	： 山本 真司	豊橋技術科学大学工学部知識情報工学系
	： 田村 進一	大阪大学大学院医学系研究科多元的画像解析分野
	： 仁木 登	徳島大学工学部光応用工学科
	： 加藤 久豊	富士写真フィルム(株)R&D 統括本部新規事業開発本部
	： 遠藤登喜子	名古屋医療センター放射線科
	： 森 雅樹	札幌厚生病院呼吸器科
	： 森久保 寛	珪肺労災病院放射線科
	： 牛尾 恭輔	国立病院九州がんセンター
	： 隈崎 達夫	日本医科大学放射線医学教室
	： 森山 紀之	国立がんセンター中央病院放射線診断部
	： 柿沼龍太郎	国立がんセンターがん予防・検診研究センター
監事	： 小畑 秀文	東京農工大学
	： 和辻 秀信	(株)島津製作所取締役
	： 石垣 武男	名古屋大学医学部放射線医学教室

2. 評議員

： 舘野 之男	放射線医学総合研究所
： 西谷 弘	徳島大学医学部放射線科
： 佐久間貞行	札幌新世紀病院
： 名取 博	札幌医科大学医学部附属病院機器診断部
： 鈴木隆一郎	大阪府立成人病センター研究所
： 小塚 隆弘	市立貝塚病院
： 田中 寛	京都府赤十字血液センター医務課
： 前田 知穂	京都府保健環境研究所
： 飯沼 武	放射線医学総合研究所
： 鳥脇純一郎	中京大学生命システム工学部
： 小畑 秀文	東京農工大学
： 長谷川純一	中京大学生命システム工学部
： 山本 真司	豊橋技術科学大学工学部知識情報工学系
： 田村 進一	大阪大学大学院医学系研究科多元的画像解析分野
： 稲邑 清也	関西国際大学経営学部経営学科医療マネジメント専攻
： 英保 茂	京都大学大学院情報学研究科システム科学専攻
： 山本 秀樹	岡山大学教育学部
： 土井 邦雄	シカゴ大学放射線科
： 赤塚 孝雄	山形大学工学部応用生命システム工学科
： 仁木 登	徳島大学工学部光応用工学科
： 中島 真人	慶応義塾大学理工学部

内山 明彦	早稲田大学理工学部
藤田 広志	岐阜大学大学院医学研究科再生医科学専攻知能イメージ情報部門
桂川 茂彦	熊本大学医学部保健学科
加藤 久豊	富士写真フィルム(株)R&D 統括本部新規事業開発本部
今里 悠一	(株)P C Iエンジニアリング事業部
和辻 秀信	(株)島津製作所取締役
荒俣 博	インフォコム(株)ヘルスケア部
日下部正宏	福井大学工学部知能システム工学科
縄野 繁	国立がんセンター東病院 放射線部
遠藤登喜子	名古屋医療センター放射線科
森 雅樹	札幌厚生病院呼吸器科
森久保 寛	珪肺労災病院放射線科
椎名 毅	筑波大学電子情報工学系
志村 一男	富士写真フィルム(株)R&D 統括本部機器開発生産本部
石垣 武男	名古屋大学医学部放射線医学教室
牛尾 恭輔	国立病院九州がんセンター
加野亜紀子	コニカミノルタエムジー(株)
隈崎 達夫	日本医科大学放射線医学教室
森山 紀之	国立がんセンター中央病院放射線 _{CT} 診断部
藤岡 睦久	独協医科大学放射線医学教室
森 健策	名古屋大学大学院情報科学研究科
西村 恒彦	京都府立医科大学放射線医学教室
江口 研二	東海大学医学部内科
池田 充	名古屋大学医学部保健学科
末永 康仁	名古屋大学大学院情報科学研究科メディア科学専攻
柿沼龍太郎	国立がんセンターがん予防・検診研究センター
金子 昌弘	国立がんセンター中央病院内視鏡部
中川 徹	(株)日立製作所日立健康管理センタ
尾辻 秀章	済生会吹田病院放射線科
藤野 雄一	NTT サービスインテグレーション基盤研究所
和田 眞一	新潟大学医学部保健学科
村松 幸男	国立がんセンターがん予防・検診研究センター

3. 大会長：森久保 寛

珪肺労災病院放射線科

・ 学会の協賛関係

学会名 : 第24回日本医用画像工学会大会
 JAMIT Annual Meeting 2005
会期 : 2005年7月26日(火)、27日(水)
会場 : 東京大学安田講堂および山上会館(東京大学本郷キャンパス内)
大会長 : 縄野 繁 (国立がんセンター東病院・放射線部)
問合せ : 日本医用画像工学会事務局
 〒113-0033 東京都文京区本郷3-19-6 ワイユウビル3F (有)クァンタム内
 Tel:03-5684-1636 Fax:03-5684-1650 E-mail:office@jamit.jp

・ 会員の現況

(1) 新たに次の方が入会されました。

会員番号	氏名	所属
224	近藤 成年	有限会社 ビーグラフ
225	和田 真一	新潟大学
226	倉田 憲一	ザイオソフト株式会社
227	村松 幸男	国立がんセンター

(2) 次の方が退会されました。

齋藤 秀敏	林 邦昭	小林 富士男
-------	------	--------

(3) 会員の現況(2005年03月18日現在)

賛助会員	3社3口
正会員	156名
学生会員	10名
	<hr/>
	169

※ 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。

インターネットで論文を投稿しませんか？

CADM 論文誌編集委員長 藤田 広志

若いCADM学会にふさわしく、電子論文方式のCADM論文誌が刊行されています。この論文誌を皆様方からの積極的な投稿により優れた論文誌に育てて行きたいと思っておりますので、ご協力をお願い致します。

ところで電子論文は、概ね下記の手続きで掲載されます。

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、非会員ともにこのホームページにある論文を随時閲覧したり、印刷することができる。

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カ月以内も夢ではありません。
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ます。
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。

この論文誌の投稿規定を下記に記しますが、執筆要項については、

<http://www.murase.nuie.nagoya-u.ac.jp/~cadm/Journal/index.html>

を参照していただきたいと思っております。なお、不明な点は編集事務局、

hasegawa@sccs.chukyo-u.ac.jp までお問い合わせ下さい。

投稿規定

1996年10月制定版

- [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。
- (1) 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。
 - (2) 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。
 - (3) 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)。

インターネット論文誌

<http://www.murase.nuie.nagoya-u.ac.jp/~cadm/Journal/index.html>

掲載論文:Vol.1

- No.1 1997/8
動的輪郭モデルを用いた輪郭線抽出手順の自動構成と胸部 X 線像上の肺輪郭線抽出への応用
(清水昭伸, 松坂匡芳, 長谷川純一, 鳥脇純一郎, 鈴木隆一郎)
- No.2 1997/11
画像パターン認識と画像生成による診断・治療支援
(鳥脇純一郎)

掲載論文:Vol.2

- No.1 1998/5
ウェーブレット解析を用いた医用画像における微細構造の強調
(内山良一, 山本皓二)
- No.2 1998/6
3次元頭部 MR 画像からの基準点抽出
(黄恵, 奥村俊昭, 江浩, 山本眞司)
- No.3 1998/7
肺がん検診用 CT(LSCT)の診断支援システム
(奥村俊昭, 三輪倫子, 加古純一, 奥本文博, 増藤信明)
(山本眞司, 松本満臣, 館野之男, 飯沼武, 松本徹)
- No.4 1998/10
A Method for Automatic Detection of Spicules in Mammograms
(Hao HANG, Wilson TIU, Shinji YAMAMOTO, Shun-ichi IISAKU)

掲載論文:Vol.3

- No.1 1999/1
直接撮影胸部 X 線像を用いた肺気腫の病勢進行度の定量評価
(宋在旭, 清水昭伸, 長谷川純一, 鳥脇純一郎, 森雅樹)
- No.2 1999/4
マンモグラム上の腫瘤陰影自動検出アルゴリズムにおける索状の偽陽性候補陰影の削除
(笠井聡, 藤田広志, 原武史, 畑中裕司, 遠藤登喜子)
- No.3 1999/11
Discrimination of malignant and benign microcalcification clusters on mammograms
(Ryohei NAKAYAMA, Yoshikazu UCHIYAMA, Koji YAMAMOTO, Ryoji WATANABE,
Kiyoshi NANBA, Kakuya KITAGAWA, and Kan TAKADA)

掲載論文:Vol.4

- No.1 2000/5
3次元画像処理エキスパートシステム 3D-INPRESS-Pro の改良と
肺がん陰影検出手順の自動構成への応用
(周向榮, 濱田敏弘, 清水昭伸, 長谷川純一, 鳥脇純一郎)
- No.2 2000/6
3次元画像処理エキスパートシステム 3D-INPRESS と
3D-INPRESS-Pro における手順構成の性能比較
(周向榮, 濱田敏弘, 清水昭伸, 長谷川純一, 鳥脇純一郎)

掲載論文:Vol.5

- No.1 2001/1
コンピュータ支援画像診断(CAD)の実用化へのステップ ——考察
(飯沼武)
- No.2 2001/4
胸部 X 線 CT 画像における肺がん病巣候補陰影の定量解析
(滝沢穂高,鎌野智,山本眞司,松本徹,舘野之男,飯沼武,松本満臣)
- No.3 2001/8
平成 13 年度第一回長谷川班の印象
(飯沼武)
- No.4 2001/8
厚生省がん研究助成金プロジェクト:多元デジタル映像の認識と可視化に基づくがんの
自動診断システムの開発に関する研究成果報告
(長谷川純一)
- No.5 2001/8
—平成 13 年度第一回厚生省がん研究助成金・長谷川班研究報告—
胸部 X 線 CT 画像からの肺がん陰影の自動検出
(滝沢穂高, 山本眞司)
- No.6 2001/9
X 線像の計算機支援診断の 40 年
(鳥脇純一郎)
- No.7 2001/10
第 40 回日本エム・イー学会大会論文集コンピュータ支援画像診断[CAD]の最前線
- No.8 2001/11
厚生省がん研究助成金プロジェクト
長谷川班:多元デジタル映像の認識と可視化に基づくがんの自動診断システムの開発に関する研究
(長谷川純一)
- No.9 2001/12
人体断面画像からの 3 次元肺血管・気管モデルの構築
(滝沢穂高, 深野元太郎, 山本眞司, 松本徹, 舘野之男, 飯沼武, 松本満臣)
- No.10 2001/12
厚生省がん研究助成金研究班「がん診療におけるコンピュータ応用」関連の歴史 [1968-2000]
(飯沼武)

掲載論文:Vol.6

No.1 2002/12

可変形状モデルを用いた腎臓領域抽出法の改良と評価
(TSAGAAN Baigalmaa, 清水昭伸, 小畑秀文, 宮川国久)

掲載論文:Vol.7

No.1 2003/2

3次元 PCNN を用いた 3次元領域分割
(渡辺隆, 西直也, 田中勝, 栗田多喜夫, 三島健稔)

No.2 2003/5

分散計算機システムを用いた高速ネットワーク読影支援システム
(滝沢穂高, 山本眞司, 藤野雄一, 阿部郁男, 松本徹, 館野之男, 飯沼武)

No.3 2003/6

4次元超曲面の曲率を用いた領域拡張法と胸部 CT 像からの血管抽出への応用
(平野靖, 国光和宏, 長谷川純一, 鳥脇純一郎)

No.4 2003/6

特集:肝臓領域抽出アルゴリズム(2002年度)

1. 非剛体レジストレーションを適用した多時相腹部造影 CT 画像から肝臓領域自動抽出法
(榎本潤, 佐藤嘉伸, 堀雅敏, 村上卓道, 上甲剛, 中村仁信, 田村進一)
2. Level set method を用いた肝臓領域抽出手法の開発と評価
(一杉剛志, 清水昭伸, 田村みさと, 小畑秀文)
3. CT 値の分布特徴を利用した 3次元腹部 X線 CT 画像からの肝臓領域抽出
(横山耕一郎, 北坂孝幸, 森健策, 目加田慶人, 長谷川純一, 鳥脇純一郎)
4. 領域拡張法を用いた多時相腹部 X線 CT 像からの肝臓領域自動抽出手段
(渡辺恵人, 瀧剛志, 長谷川純一, 目加田慶人)

目 次

特集

新理事の方のお話

新理事に就任して—コンピュータ画像処理・CADMとの出会い—

森 雅樹(札幌厚生病院呼吸器科) …2

Multi-slice CT による肺がん検診—読影の現状および今後の課題—

柿沼 龍太郎(国立がんセンターがん予防・検診研究センター検診技術開発部) …4

CADM 大会 合同シンポジウム

画像誘導下精密外科手術の現状と展望

掛地 吉弘(九州大学病院先端医工学診療部) …6

CADM 大会 パネルディスカッション

胸部 CT 画像の多臓器・多疾病 CAD

仁木 登(徳島大学工学部光応用工学科) …8

CAD による診断支援技術の開発への取り組み

後藤 良洋(株式会社日立メディコ) …9

図解 経時差分アルゴリズム

藤原 啓一(三菱スペース・ソフトウェア株式会社) …12

コニカミノルタにおけるマンモグラフィ CAD の開発

加野 亜紀子(コニカミノルタエムジー株式会社) …14

CAD の本格的な実用化と普及に向けて—米国から何を学ぶか—

長谷川 玲(富士フイルムソフトウェア(カルフォルニア)) …16

トピックス

Open CAD プロジェクト

増谷 佳孝(東京大学医学部附属病院放射線科・同大学院医学系研究科生体物理医学専攻) …18

技術交流の輪①画像認識

画像の高速探索のためのアクティブ探索法

村瀬 洋(名古屋大学大学院情報科学研究科) …20

学術講演会情報

第 15 回 CADM 大会の Call for Paper

森久保 寛(珪肺労災病院放射線科) …22

学会参加だより

MICCAI2004

北坂 孝幸(名古屋大学大学院情報科学研究科メディア科学専攻) …24

事務局だより

…26

CADM News Letter

発行日 平成17年5月15日

編集兼発行人 縄野 繁

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

<http://www.murase.nuie.nagoya-u.ac.jp/~cadm/japanese/index.html>

〒470-0393 愛知県豊田市貝津町床立 101

中京大学生命システム工学部 長谷川研究室内

コンピュータ支援画像診断学会(CADM)事務局 担当者:渡辺恵人

Tel. (0565)46-1211/内線6838(渡辺) Fax. (0565)46-1299 E-mail. shigetow@life.chukyo-u.ac.jp

※担当者不在時は、長谷川(内線6846)、または、学部事務室(内線6217)までご連絡ください。