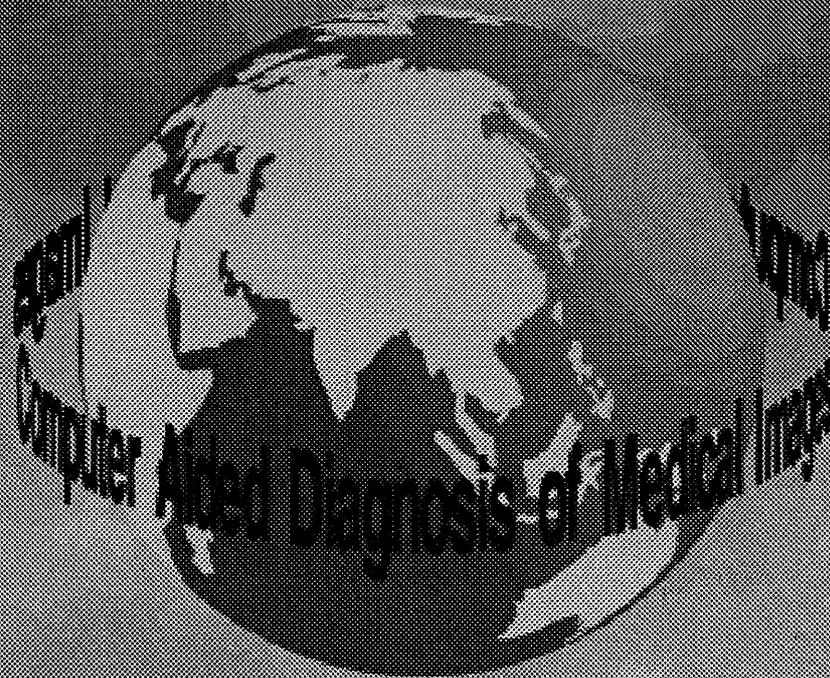


CADM

Computer Aided Diagnosis of Medical Images

News Letter



コンピュータ支援画像診断学会

2006.5

No.47

”医用画像の電子化と放射線医のワークフローを最大化する IT システム および分子イメージングの話題”

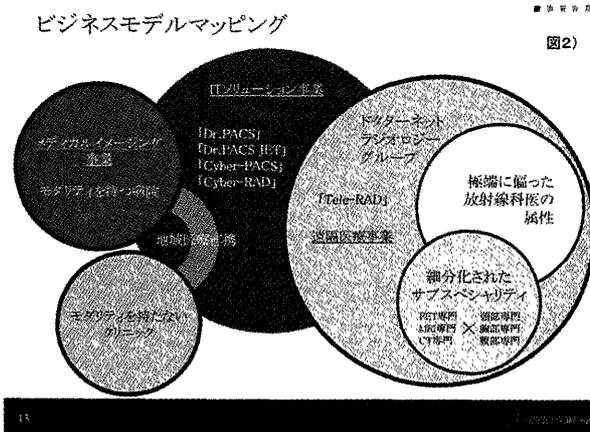
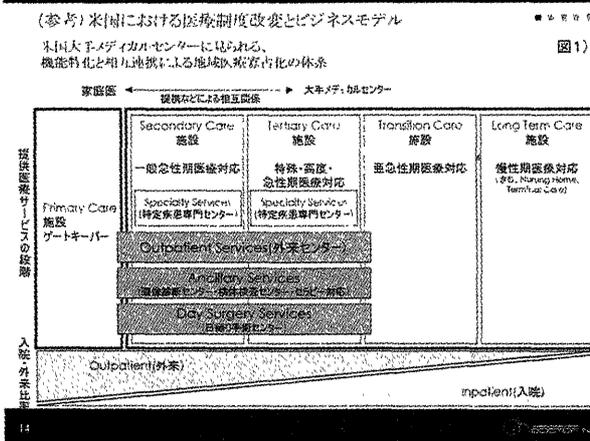
佐藤俊彦*

1) いまなぜ? 医療画像を IT 化しなければならぬのか?

研修医の義務化により、今後“家庭医”の養成は増えるが専門医教育を受ける若者が減少することが予想される。Doctor to doctor といわれる麻酔科医・放射線科医・病理医は人数の絶対的不足から、病院に所属するのではなく複数の病院と契約して複数の医療機関に対して専門医療を展開する仕組み作りが求められるであろう。放射線科医は、現在4500人ほどおり、全医師数に対する割合は2%不足である。これに比し、MRI/CT などの高額医療機器の設置割合は、対人口あたり米国の4倍、対放射線科医あたり約10倍過剰に設置されている。読影に関しては、12%程度しか専門医がレポートを書いている状況である。診断機器は、3T-MRI・PET/CT・64MD-CT など超高速化と撮影枚数の指数関数的増加により、読影医師に対する負荷はますます増大している。この状況は、DPC (包括払い) の施行とともに急激に悪化していくと思われる。

30年前に DRG (米国型包括払い) を実施した米国の今の医療供給体制 (図1) を参考にする

ことで、日本の将来像を予想すると、放射線科は、確実に調剤薬局や臨床検査センターが病院外に出たように、画像診断センターとして外に出ることが予想される。



*宇都宮セントラルクリニック 放射線専門医
〒321-0112 栃木県宇都宮市屋板町 561-10

また、放射線科専門医の養成も追いつかない現状を考慮すると、遠隔画像診断 (図2) により

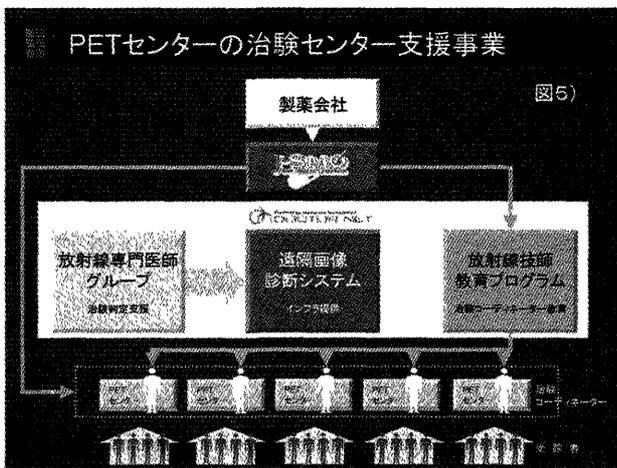
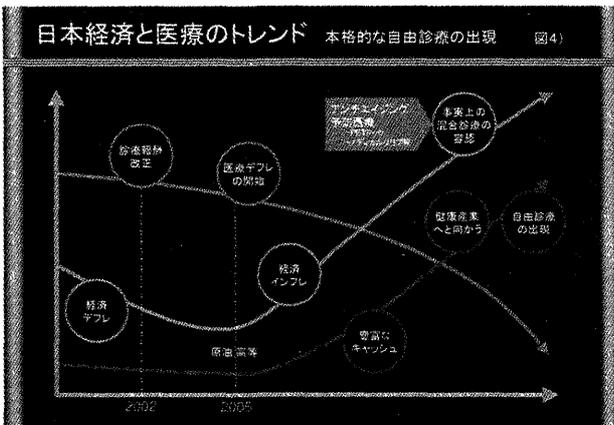
することにより、抗がん剤の効果判定を早い段階で予想したり、創薬に使うという動きで、放射線科医・核医学専門医・分子生物学者・薬理学者・機械工学者などの英知を結集した新しい画像フィールドである。弊社も宇都宮セントラルクリニックでFDG-PET（癌の診断・アルツハイマーの診断）、FMT-PET（パーキンソン病の診断）などを試みている。創薬には、治験が必須でありSMOとの提携や放射線技師を治験コーディネーターに教育するプログラムの開発（図4）などを実施している。

治験には、画像診断だけでなく病理医や眼科医・循環器専門医もネットワークに必要で、これらの遠隔診断によるネットワーク化も実施している。（図5）

4) ドクターネットの医療サービス事業の全体像（図6）

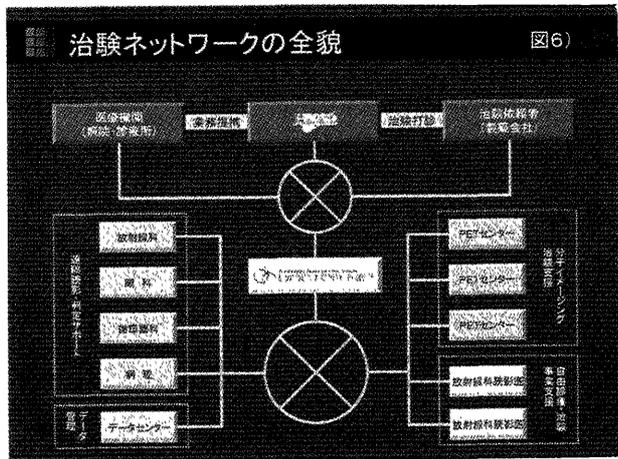
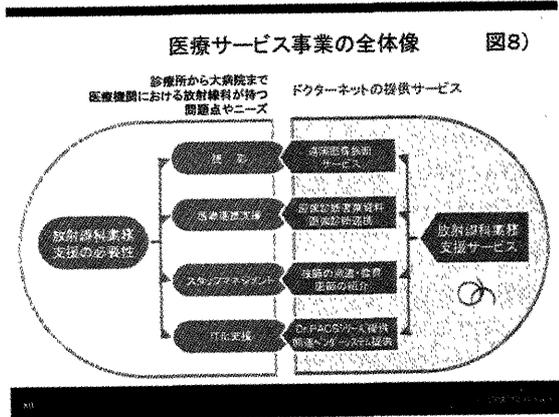
今村¹⁾らの報告によれば、特殊撮影の算定できるMRI設置機関で比較すると、特定機能病院と診療所の比較では、1台あたりの点数は約60倍診療所＝画像診断センターが高い。これは特定機能病院内の検査が非常に経済的にメリットのない仕組みであるばかりか、放射線科医の特定機能病院への偏在はますます非効率的であると判断できる。今後は、画像診断は、診療所＝画像診断センターで独立し、そこに放射線科医を配置して特殊撮影を算定できる仕組み作りが経営的にも有利であることが理解できる。また、総合画像診断が有利であることは自明の理であり、複数の画像診断機器を合わせて評価できる画像診断センターの構築は今後ますます重要になってくると思われる。（fusion imagingなど）弊社としては、今後、放射線科の総合アウトソーシング受託サービス（図7）を開始する。放射線科に必要な読影・医療連携支援・スタッフマネジメント・IT化支援をドクターネットグループで総合的に実施する。読影は、遠隔診断でドクターネットグループだけでなく大学医局との提携や外国留学中の医師と連携して24時間サービスを開始する。医療連携支援・スタッフマネジメントに関しては、弊社技師のトレーニングと派遣を実施する。IT化支援に関しては、ドクターネットの開発・メンテナンススタッフが担当する予定である。

私の理想は、放射線科医は今こそ連携して、日本中で発生するすべての画像診断にレポートをつけること、そしてITを利用して少ないマンパワーでも効率よく診療業務を実施し、高収入を得ることが次世代の若い先生のリクルートに通じると思う。

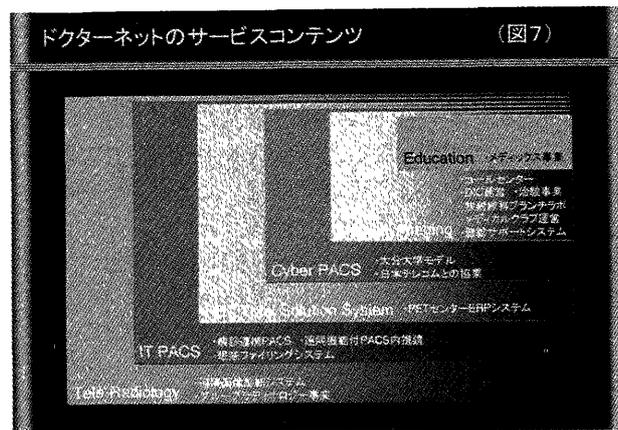


そして大学病院は teaching hospital&research hospital として機能し、急性期病院の放射線科は IVR を担当し、独立型の画像診断センターにいる先生は24時間いつでも画像診断機器を使いこなし迅速な診断活動に専念すべきであり、少ないマンパワーだからこそ、賢く働く、ルネッサンス期のイタリアのごとく放射線科は繁栄していけるような戦略的 IT 化が重要であろう。IT は診断機器と放射線専門医を結ぶインフラであり、われわれが繁栄しつづけるために必須の技術である。

けれど最もアクティブな魅力あふれる診療科に発展できるように皆様と協力していきたい。



1) 今村恵子・中島康雄：日本における MRI 診療の今後の発展と診療報酬について：インナービジョン (20・10) 55-58. 2005



弊社は、日本の画像診断インフラ提供のために、放射線科医との連携を最優先に、システム提案するつもりである。そして放射線には、少ない

画像診断の進歩:血管超音波エラストグラフィ

椎名 毅 ※

1. 急性冠症候群と不安定プラーク破綻

急性冠症候群 (ACS: acute coronary syndrome) は、心筋に血液を送り込む冠動脈が、プラーク破綻 (plaque rupture) を引き金とした血栓形成により狭窄及び閉塞されて起こる急性心筋梗塞や不安定狭心症などの虚血性心疾患の総称であるが、日米欧で年間約 200 万人が発症し、その約 1/3 が死亡するといわれている。

従来は、冠動脈内に生じたプラーク (粥腫) が堆積して内腔の狭窄が 70~80%以上になると狭心症となり、完全に閉塞すると急性心筋梗塞に至るものと考えられていた。しかし、実際には高度狭窄でなくても急性心疾患が発生していたが、近年の研究成果により急性冠症候群のほとんどは不安定プラークの破綻によるものであることが分かってきた。不安定プラークとは、図 1 に示すように、中心部に多量のコレステロールなどを含む脂質コアを有し、薄い線維性被膜に覆われたものであり、線維性被膜の一部に亀裂が生じて容易に破綻し、急性の心血管障害を誘発しやすい。

このため、心血管イベント抑制には、プラークの形成予防、破綻予防 (安定化)、血栓形成予防が鍵になるが、その中でも破綻予防の点からは不安定プラークを早期に検出し、適切な治療につなげることが重要と言える。また、最近ではスタチン系の高脂血症治療薬が、脂質成分の減少による安定化に効果的なことが示されている。このため適切な早期治療を行うためにも不安定プラークの診断が重要となる。

2. 不安定プラークの診断

血管の狭窄の診断には、冠動脈造影が有効であると考えられていたが、実際にはプラークが堆積しても血流維持のために血管内腔の狭窄を防ぐように血管のリモデリングが起きるため、冠動脈造影をしても正常か軽度狭窄と診断されてしまう可能性がある。また、上述のように狭窄度だけから不安定プラークを検出することは困難である。

このため、不安定プラークを検出可能な新しい画

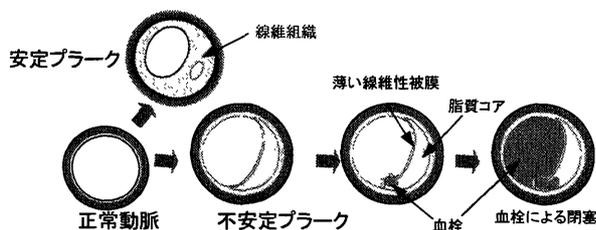


図1 不安定プラークの形成と破綻

像診断法が必要となってきた。不安定プラークは、図 1 に示したように脂質コアが薄い線維性被膜に覆われている状態であり、被膜が十分に厚い場合や、コアが線維化や石灰化した場合は安定である。このことから、不安定さの評価には、脂質コアの存在と、線維性被膜の薄さの双方を把握する必要がある。

CT, MRI など体外からの画像計測も試みられているが、現時点では細い冠動脈壁の内部を描出するには空間分解的に不十分と言える。これに対し、高分解能が期待できる血管内カテーテルを用いたアプローチによる各種の技法の開発が進められている^[1]。

血管内視鏡は、プラークの表面の色をもとに不安定性を評価するが、計測時に生食で血液を洗い流す必要があることや内部の様子は分かりにくい点が弱点である。OCT (optical coherent tomography) は高分解能な断層像を得ることができるため線維性被膜厚の計測が可能なが注目されているが、光の減衰のため深部の計測は難しい。

血管内エコー法 (IVUS: intravascular ultrasound) は血管壁の断面像を容易に得ることができるため、通常は冠動脈形成術でのモニタとして用いられているが、以前から画像輝度をもとにプラークの組織性状を診断する試みがなされていた。これは、脂質成分は繊維成分や石灰化に比べて画像輝度の低い (echolucent) 部分として描出される傾向にあることを利用したものである。さらにエコー強度を積分した IB (Integrated Backscatter) を用いてより定量化を試みたり、それを擬似カラー化して組織の違いを表示するものが冠インターベンション用の画像診断ソフトとして一部製品化されているようである。

しかし、エコー強度は、反射係数つまり音響インピーダンスの空間的な不連続性を反映するものであり、脂質性、線維性の組織型の違いとの関係は明確ではない。例えば、線維性の組織であっても均一性の高い場合は、反射が少なくエコー強度が弱まるため低輝度の画像となりうる。実際、最近では echolucent の部分が脂質性とは限らないと指摘する報告も少なくない。

3. 血管超音波エラストグラフィ

組織の硬さ (弾性) をもとにその性状の違いを画像化するものとして組織弾性イメージングの技術がある。我々は、その1つの実現方法として超音波エラストグラフィの開発をすすめ、近年、企業との共同研究で装置化を達成した^[2]。これは、触診のように軽く圧迫して体内組織に僅かな (1%程度) 変形を生じさせ、各点における組

※:筑波大学大学院システム情報工学研究科 〒305-8573 つくば市天王台1-1-1

織の変形率(ひずみ)を超音波でリアルタイムに計測した画像化する。通常は、プローブで圧迫するが、変形の大部分は圧迫する方向になるのと、ある程度の深さまでは応力は緩やかに変化するので、組織の硬さ(弾性係数の大小)の相対的な違いを、ひずみの大小に置き換えて評価できる。特に、正常組織に比べ硬くなる癌腫瘍の描出に威力を示すため、現在、乳腺、甲状腺の癌の診断などに利用されている。

血管超音波エラストグラフィは、この手法を血管内エコー法に適用したものである。癌診断の場合に手で圧迫する代わりに、拍動による血圧変動により血管組織が変形するのを利用している。また、不安定プラークの特徴である脂質コアと薄い線維性被膜という条件は、個別に考えると前者は脂質性という組織性状の診断であり、後者は線維性被膜厚の計測が必要となる。しかし、いずれも、外力に対して変形し易いという意味での力学的な脆弱性の指標で共通に捉えることが可能である^[3]。

即ち、脂質成分は、線維成分、石灰化成分などに比べると最も柔らかく、ひずみが大きくなりやすい。一方、脂質コアの場合、線維性被膜が薄いほど血圧変動による可動性が高くなることが予想される^[4]。結局、脂質コアかつ線維性被膜が薄い場合にひずみが増大するため、これを指標にして不安定性を評価可能ということになる。

一方、このひずみは、血圧すなわち血管壁内の応力に依存するため、拍動の時相によって変化する。このため、我々は拍動による時相の影響を受けずに冠動脈壁やプラークの弾性を表す特徴量として、1心拍内におけるひずみ値の変動のパワーを算出しその分布像を得る‘ストレインパワー’による表示法を提案した^[5]。

4. 臨床評価

図2は線維化および石灰化したプラークを含む症例の冠動脈のIVUS(Bモード像)である。Bモード像でのコントラストは十分ではないが、動画として観察すると、10時方向から5時方向に渡って軟らかい細胞成分を含む線維化、5時方向から7時方向に渡って硬い石灰化が生じている様子が推測できる。(b)はひずみの高値を赤、低値を青で表示し、Bモードに重ねて表示している。細胞成分及び石灰化を含む領域が明瞭なコントラストで識別できることが分かる。

次に、図3は全周的に肥厚したプラークあり、血管造影では検出が難しい例であるが、(b)のストレインパワー像では、特に11時から2時付近にかけて肥厚し

た部位に対応して赤く軟らかく可動性が大きいことから、脂質性の不安定な部分と思われる。このようにストレインパワー像などの血管超音波エラストグラフィが不安定プラークの検出手段として有望であることが示されている。

5. おわりに

エラストグラフィの原理を応用した、動脈の不安定プラーク性状の画像診断法は、血圧変化に対するひずみをもとに、力学的な脆弱性を画像化する手法であるが、ひずみの大きな部位は、それだけ変形が大きく破綻が生じやすい部位とも言える。実際、不安定プラークを模した有限要素モデルを用いたシミュレーション解析では、ひずみがピーク部位と、実際の血管で破綻した部位に近いことが分かってきた。将来的には、より具体的に破綻危険度の高い部位を特定できる可能性も秘めていると言えよう。一方で、ひずみは血圧変化量に依存する相対的な量であるため、脂質部位の正確な同定や破綻のメカニズムの詳細な解析には、血圧値を同時計測することによる定量的なパラメータの画像化が必要になる。

また、現在、我々は、画像診断で得られる易破綻性と、組織弾性および病理組織学的な関係を明確にするため、摘出血管でのデータを積み重ねている。

謝辞

臨床評価に御協力頂いた国立循環器病センターの吉牟田先生、金沢大学の山岸先生に感謝の意を表したい。

参考文献

- [1] 特集「冠動脈粥状硬化病変を診る」: Heart View, 7(11), 2003.
- [2] Yamakawa, M et al : High-speed Freehand Tissue Elasticity Imaging for Breast Diagnosis, Japanese Journal of Applied Physics, 42(5B), 3265-3270, 2003.
- [3] Shiina, T et al : Coronary Arteries Characterization Based on Tissue Elasticity Imaging — in vivo Assessment —, Proc. of 2002 IEEE Ultrasonics Symp. 1811-1814, 2002.
- [4] Schaar, JA et al. : Characterizing Vulnerable Plaque Features with Intravascular Elastography, Circulation, 2003, 108, 2636-2641
- [5] 椎名毅, “最先端の超音波—ストレイン法でみる血管評価—,” 心エコー 6(10), 966-973, 2005.

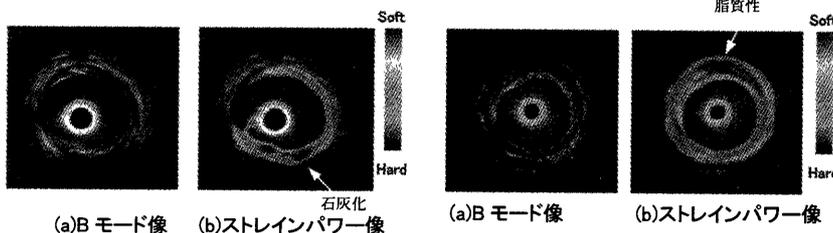


図2 線維化・石灰化したプラークの症例

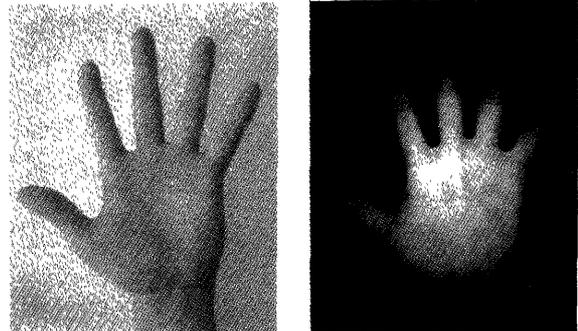
図3 脂質性プラークの症例

非接触型手のひら静脈認証技術

渡辺 正規* 塩原 守人* 佐々木 繁*

1. はじめに

ユビキタスネットワーク電子社会は、情報アクセスの利便性と情報漏えいの危険性を同時もたらした。そこで、情報の管理について関心が高まり、情報を利用する本人の確認も、従来の暗証番号やパスワードなどの脆弱な手段に代わって、人間の身体や行動の特徴を利用するバイオメトリクス認証技術が注目されるようになった。そのなかでも、静脈の血管パターンに基づく静脈認証は、血管パターンという他人に盗まれにくい体中の情報を用いた技術として、多くの人の安心感を得て、さまざまな場面で使われ始めている。ここでは、その技術の原理と適用例を紹介する。



(a)可視光画像 (b)近赤外画像
図1 手のひらの血管パターン

2. 非接触型手のひら静脈認証技術

静脈認証が用いる静脈の血管パターンとは、静脈の血管が織り成す網目のような模様のことである。静脈内の還元ヘモグロ빈は近赤外光領域の約 760 nmの波長の光を吸収する^[1]。そのため、生体に近赤外光を当てると、還元ヘモグロ빈を含む静脈が近赤外光を吸収し、静脈の血管パターンが暗く映る(図1)。そこで、手のひら静脈認証では、手のひらを近赤外線では撮影し、得られた画像から画像処理により暗く映った部分を静脈の血管パターンとして抽出し、あらかじめ登録しておいた血管パターンと照合することにより本人を認証する。

手のひらは広く複雑な血管パターンを有しており個人を識別する情報を豊富に持っている。また、血管パターンを読み取る際に障害となる毛もなく、肌の色も著しく暗くならない。

弊社は、手のひら静脈認証を製品化する上で、利用者の衛生的、心理的側面に配慮し、世界で初めて認証時にセンサに触れる必要のない非接触型方式^[2]を実現した。2006年には上面のサイズが 35mm×35mmの小型センサも発表した^[3](図2)。

非接触型の実現にあたっては、固定されることなく宙に浮く手のひらの血管パターンを明瞭に読み取れるように、手のひらの姿勢に応じて、照明と撮影を制御する技術や、登録時と認証時で手のかざされ方が多少変わっても二つの血管パターンを照合できるように、ロバストなパターンマッチング技術を組

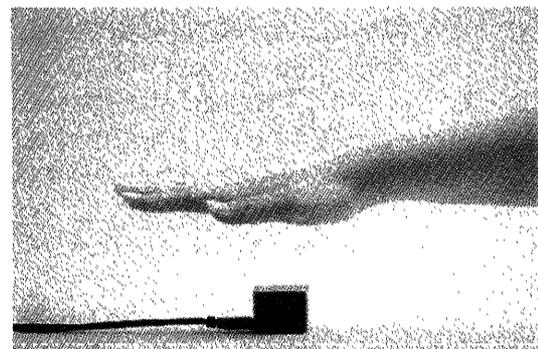


図2 非接触型手のひら静脈認証センサ PalmSecure™

み込んだ。

非接触型手のひら静脈認証の認証精度は、75,000人 150,000手のデータに基づく実験の結果、登録時に3回手をかざし、照合時には1回の再試行を許容した場合、本人を本人と正しく認識する本人受入率 99.99%のとき、他人を本人と誤って認識する他人受入率 0.00008%以下であることを確認した。さらに、5歳から85歳までの様々な年齢の人のデータ、飲酒、入浴、外出、起床など各種生活場面のデータによっても、安定して本人を識別できることを確認している。

この非接触型という従来の発想を超えた観点、および、それを実現した技術は、米国の大手経済紙「The Wall Street Journal」から高い評価を受け、「WSJ2005 イノベーション・アワード」の「セキュリティ(ネットワーク)部門最優秀賞」を受賞した^[4]。

* (株) 富士通研究所

〒211-8588 川崎市中原区上小田中 4-1-1 研 54

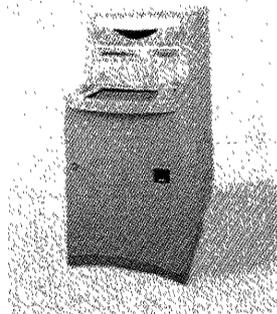


図3 手のひら静脈認証
ATM

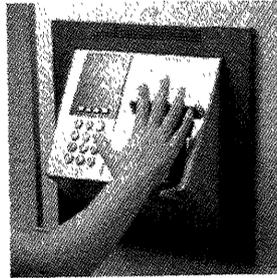


図4 手のひら静脈認証入
退室装置

3. 適用例

3.1. 金融ソリューションへの適用

2003年ころより、盗難通帳や偽造キャッシュカードを用いた不正な預金引出しによる被害が急増し^[6]、社会問題となった。一部の金融機関はこの問題にいち早く着目し、2004年にもキャッシュカードのICカード化、バイオメトリクス認証技術による本人確認の導入を開始した。その際、金融取引にふさわしいバイオメトリクス認証技術として選定されたのが手のひら静脈認証である。

手のひら静脈認証の金融ソリューションへの適用では、預金者の手のひら静脈の血管パターンデータをICカードに格納する。手のひら静脈認証センサを備えたATM(図3)でセンサに手のひらをかざすと、センサで読み取った預金者の手のひら静脈パターンはICカード内に転送され、ICカード内で照合が行われる。したがって、ICカードに登録した静脈パターンは、登録後、ICカードからいっさい外に出ることがなく、安全に管理されているといえる。

3.2. 入退室管理システムへの適用

2005年4月より「個人情報保護法」が施行され、機密情報や個人情報など、重要な情報の管理に対する意識がますます高まった。それに伴い、建物や部屋の入口で進入許可者を電子的に確認する入退室管理システムの導入も増えている。

「手のひら静脈入退室装置(図4)」は入退室者を管理する装置で、東京大学医学部附属病院情報システム部門では、事務室、開発室、サーバ室の3段階の入室管理に使われている^[6]ほか、昨今の様々な凶悪事件を背景に、マンションのエントランス部分への適用も始まっている^[6]。

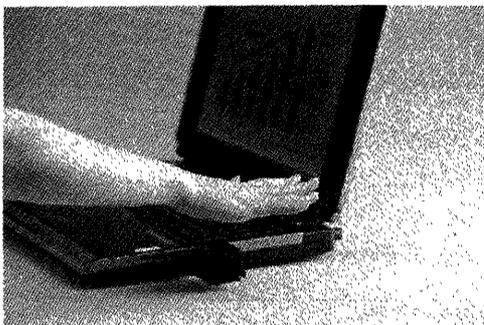


図5 小型センサの利用イメージ例

3.3. その他

手のひら静脈認証は金融ソリューションや入退室管理のほか、教育機関における利用として、千葉工業大学における取得単位や成績を参照できる情報キオスク端末での本人確認に使われており^[6]、公共サービスにおける利用として、茨城県那珂市が2006年10月に開館を予定している市立図書館での利用者確認にも使用される予定である^[7]。また、2006年3月に発表した小型センサを利用すれば、ノートPCの使用者の確認にも適用することができる(図5)。

4. 標準化活動

静脈認証技術は、世界に先駆けて日本と韓国が実用化に結び付けた技術である。この技術の有用性を世界の多くの人に公的に認知してもらうように、国際標準化活動を進めている。

バイオメトリクス認証技術の国際標準化は2002年にISO/IEC JTC1にSC37が設置されてから本格的に開始している。そのなかで、静脈認証技術の標準化は、個人データのベンダ互換フォーマットを始めとして、アプリケーションインタフェース、認証精度の評価と報告など、日本と韓国のベンダが標準化案を作成し、提案している。

5. むすび

体内の情報を用いるため安全性が高く、認証部位が広い本人受入率99.99%、他人受入率0.00008%以下という高い認証精度を持つ非接触型手のひら静脈認証技術について述べた。非接触型のため、利用者の衛生的、心理的側面に配慮でき、金融ソリューション、入退室管理システムなど、様々な実用化を進めている。

2006年3月には小型センサを発表した。様々な装置に組込まれ、適用アプリケーションがさらに広がると期待している。

参考文献

- [1] 生体情報の可視化技術編集委員会編、生体情報の可視化技術、初版、(1997)、83、コロナ社。
- [2] M. Watanabe, T. Endoh, M. Shiohara, S. Sasaki, Palm vein authentication technology and its applications, Proc. of Biometrics Symposium, (2005),37-38.
- [3] 富士通、「非接触型手のひら静脈認証装置」の小型・高性能化を実現
<http://pr.fujitsu.com/jp/news/2006/03/9.html>
- [4] Michael Totty, A Better Idea, The Wall Street Journal, (2005, October, 24th).
- [5] 全国銀行協会：盗難通帳による払出し件数・金額等に関するアンケート結果について。
<http://www.zenginkyo.or.jp/news/17/news170222.html>
- [6] ユビキタス社会へ、活用シーンが大きく広がる「非接触型手のひら静脈認証」、富士通ジャーナル2005年7月・8月合併号、(2005)、14-23、富士通。
- [7] 富士通、茨城県那珂市様の市立図書館システム構築を受注
<http://pr.fujitsu.com/jp/news/2005/12/22.html>

「ニューロのCADに関して」

林 直人 *

脳の画像診断には主に解剖学的な情報を提供するCT、MRIと、主に機能的な情報を提供するPET、SPECT、MEGなどがある。画像が脳研究に応用される場合には volumetry をはじめとするさまざまな計測や統計学的な画像処理が行われてきたが、これらは広い意味ではCADに含まれるであろう。これらの研究で蓄積された成果を臨床に応用していくことが重要である。その一方で臨床応用の場合には、画像処理は3D表示などに限られており、病変の検出を主目的とするCADはほとんど見られない。

以下に、臨床利用を目的とする脳動脈瘤検出と、研究成果の応用である拡散テンソルトラッキングについて、これらを利用する側の立場から紹介する。

MR Angiography (MRA)による脳動脈瘤のコンピュータ支援検出

内因性クモ膜下出血の原因のほとんどが脳動脈瘤であり、一般成人の約5%に無症候性の未破裂脳動脈瘤が存在すると言われている。クモ膜下出血は一旦発生すると3分の2は重篤な障害を残したり、あるいは死亡したりしてしまう。クモ膜下出血全体の死亡率は約10~67%と報告されている¹⁾。

日本のクモ膜下出血による死亡数は年間15,000人程度ある²⁾。年齢調整死亡率は男性では横ばい傾向を示しているのに対し、女性では倍増している³⁾。

未破裂動脈瘤の破裂リスクに関しては1998年にISUIAで非常に低い破裂率が報告⁴⁾されて話題になったが、日本人では年間2.7%の破裂出血率であるといわれている⁵⁾。一般に大きい動脈瘤ほど破裂する可能性が高く、10mm未満と比べて10mm以上では相対リスクが6.3倍になる。

脳動脈瘤のスクリーニングには非侵襲的なMRAが一般に利用されている。MRAの読影には熟練度が大きく影響し、ある報告では神経放射線科医で

79%、脳外科医で75%、一般放射線科医で63%、神経放射線レジデントで60%の感度であったと報告している⁶⁾。これは見方を変えれば専門医でも動脈瘤の20%を見落としているとも言える。自動検出の戦略としては検出感度を上げるために動脈瘤候補を拾い上げて読影医に提示し、読影医が動脈瘤候補を詳細に検討して偽陽性を排除するという方法が有力となる(図1)。

図1のように動脈瘤の存在を指摘されればそれが本物の所見であるか、にせものの所見であるかを鑑別することは医師にとって比較的容易である。しかし特異度が低くて30個もの候補が提示されるようであれば、何も検出してくれない方がましである。

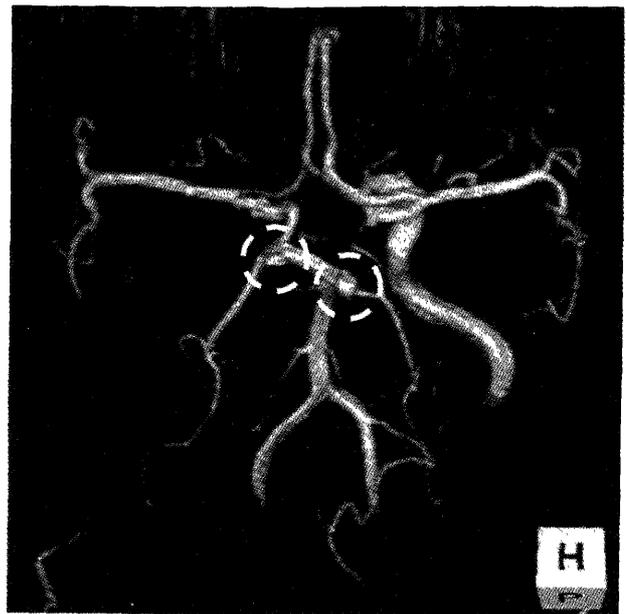


図1. MRA 動脈瘤自動検出(上方から見ている)
点線の丸印にそれぞれ囲まれた2個の動脈瘤が検出されているが、左側の瘤は最初の読影で指摘されていなかった。左内頸動脈は閉塞している。

それでは感度 100%特異度 100%の動脈瘤自動検出が達成されれば医師はもう画像を見なくても良いのであろうか。例えば図 1 の場合では、左内頸動脈閉塞という動脈瘤以外の重大な所見が見落とされることになってしまうのである。

拡散テンソルトラッキング

脳の白質神経線維などのように一定の方向にプロトンが拡散しやすい構造がある場合に、その方向に傾斜磁場をかけた拡散強調画像で撮像すると、その方向の神経線維がある部位は他の方向の神経線維がある部位と比べて信号が低下する。このような撮像を異なる 6 方向以上で行えば拡散テンソルが計算され、「線維」の方向を描出することができる(図 2)。

この「線維」はあたかも実際の神経線維を描出しているかのように錯覚しがちであるが、実際にはプロトンが拡散しやすい方向を「線維」として示しているにすぎない。例えば 2 本の線維が交差する部位においてはそれぞれの線維によるプロトンの拡散しやすい方向が平均(合成)されてしまう⁷⁾。

現在の MRI の解像度では拡散テンソルトラッキングで個々の神経線維を描出することは到底不可能であり、せいぜい神経線維の束の大きな流れを描出できるだけである。しかし頭の中でテンソルを計算して神経線維の走行を描くことができる読影医はいないので、大きな神経線維の束の走行しかわからなくても適切な臨床条件の下ではこの情報が十分に役に立つのである(図 3)。



図 2. 拡散テンソルトラッキング
脳梁を通る「線維」の描出

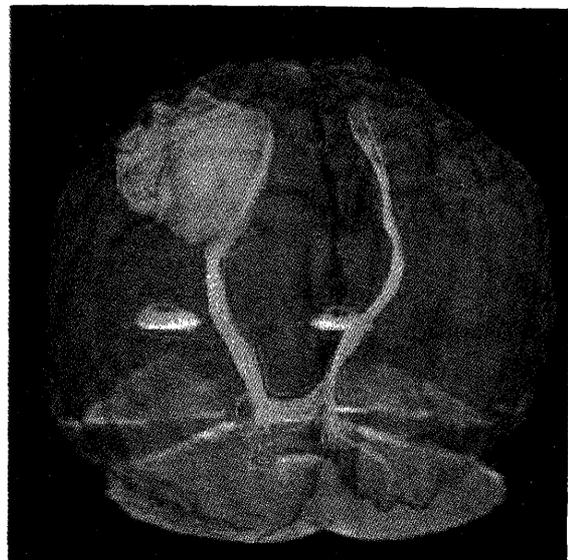
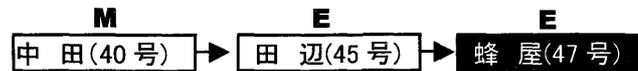


図 3. 腫瘍に圧排される錐体路の描出

文献

- 1) 脳卒中治療ガイドライン 2004. 日本脳卒中学会 <http://www.jsts.gr.jp/jss08.html> .
- 2) 平成 16 年 人口動態統計(確定数)、第 7 表 死因簡単分類別にみた性別死亡数・死亡率.
- 3) 岡本和士, 大野良之, 加藤孝之. わが国におけるくも膜下出血死亡の記述疫学特性. 厚生の指標 1992; 39: 34-43.
- 4) International Study of Unruptured Intracranial Aneurysms Investigators: Unruptured Intracranial Aneurysms-risk of rupture and risks of surgical intervention. N Engl J Med 340: 1439-1442, 1998.
- 5) Morita A, Fujiwara S, Hashi K, Ohtsu H, Kirino T. Risk of rupture associated with intact cerebral aneurysms in the Japanese population: a systematic review of the literature from Japan. J Neurosurg 102:601-606, 2005.
- 6) Okahara M, Kiyosue H, Yamashita M, et al. Diagnostic accuracy of magnetic resonance angiography for cerebral aneurysms in correlation with 3D-digital subtraction angiographic images: a study of 133 aneurysms. Stroke 2002; 33:1803-1808.
- 7) 増谷佳孝. 拡散テンソルの表示法 tractography. 青木茂樹, 阿部修, 編著. これでわかる拡散 MRI. 秀潤社: 98-101, 2002.



超音波による肝臓疾患診断と CAD

蜂屋弘之¹, 山口匡²

1. はじめに

実時間で体内臓器の描出と動きの情報の計測を可能にした超音波断層画像装置は、重要な診断手段として普及している。近年、超音波診断装置はデジタル化が進行し、その基盤の上に種々の応用技術が進展している。進歩が著しい診断装置であるが、超音波画像からの診断は医師の技術や熟練に依存している部分も大きく、診断の定量性という部分では今後の進展が望まれる部分も多い。さまざまな新しい定量化手法が検討されており、それぞれ有効な診断手法として期待されているが、ここでは、われわれの開発している肝臓病変の定量化手法について紹介する。

2. 肝病変超音波画像の特徴

図 1 に正常肝(a)と肝硬変(b)の超音波断層画像を示す。用いている周波数は 3.5MHz である。正常肝のような生体組織には、診断装置で用いられている超音波の波長よりも小さな間隔で、音波の反射体が多数存在し、結果として多くの反射音波は干渉しスペckルと呼ばれる斑紋上のパターンが画像として得られる。肝臓中の反射点は音波の波長以下の間隔で存在しているので、この画像は、反射体のそのものではなく干渉の結果を示している。超音波断層画像(Bモード画像)では、このような正常組織のような散乱点が均一に分布している媒質からのエコーの振幅分布特性はレイリー分布でほぼ近似できることが知られている。

$$p(x) = \frac{2x}{\sigma^2} e^{-x^2/\sigma^2}$$

(x: 信号振幅, σ^2 : 分散)

正常な肝臓は、肝小葉と呼ばれる五～六角柱の構造が連続的に配置されて形成されており、この肝小葉同士の結合部等が B モード画像上にスペckルを発生させる散乱源となっていると考えられる。一方、肝硬変が進行した組織では、病変によって破壊された肝小葉構造を補うために線維組織が形成され、病変進行に伴って線維が増加

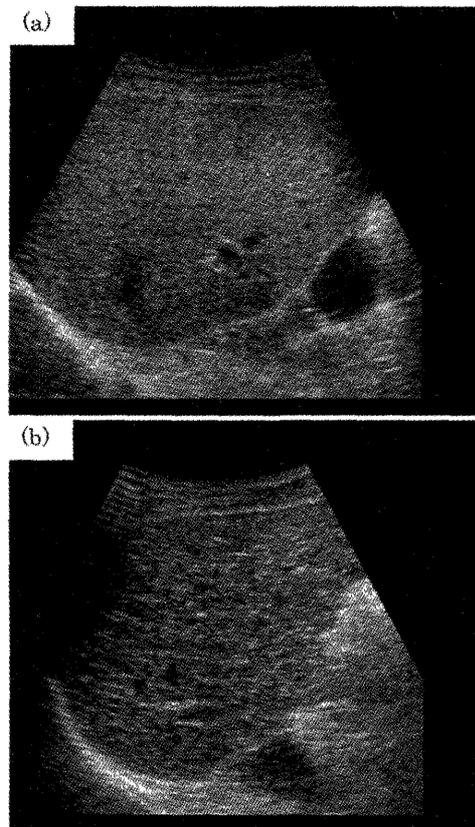


図 1 肝臓の超音波画像の例

(a) 正常肝 (b) 肝硬変

し、結節構造が形成される。したがって、硬変した肝組織中には、線維組織のような強散乱体構造と、結節及び正常組織のような弱散乱体構造とが混在している。Fig. 1(b)の肝硬変の画像は正常肝の画像に比べて全体に粗く特徴的なパターンが現れている。これは、組織の音響的变化を反映していると考えられる。

図1(a) と (b) は正常と重度の疾患であるので違いは比較的わかりやすいが、正常から重度に徐々に変化し、肝臓内全体に線維化が進行するようばまん性肝疾患では、人の主観的な判断によらない定量的な指標の確立が望まれている。

3. 超音波画像からの線維化組織の抽出

われわれは、このような疾患に対応できる定量

¹ 千葉大学フロンティアメディカル工学研究開発センター 〒263-8522 千葉市稲毛区弥生町 1-33

² 千葉大学工学部

的な CAD 手法として、振幅分布の変化を利用し、肝病変を定量化する FSET (Fiber Structure Extraction Technique) 処理を提案している。レイリー分布にしたがう信号を log 圧縮 ($y = k \ln(x)$, k, l は定数) した後、適当な窓を用いて、各参照点周辺の平均値を減算 ($v = y - \langle y \rangle$) すると、レイリー分布にしたがう信号が抑圧され、それ以外の画像上の線維化組織を抽出できる。

剖検肝試料を用い、超音波エコーを RF 信号としてとりこんで(図 2a.), レイリー分布を一定の振幅以下に抑圧した後、ある閾値以上の信号をとりだし、3次元画像として描出した結果が図.2b である。表示されている部分は線維組織の部分と考えられる。これを実際の線維組織と比較したのが、図 2d である。図 2c に示される病理組織標本は肝臓の薄い切片の線維組織を青色の色素で染めたものである。この組織票ひよんを複数枚用意し、線維を抽出し3次元に構築した結果が図 2d である。図 2b とよく一致していた。さらに、3次元的に収集した臨床画像から、線維組織を抽出し、定量評価した結果も良好で、病変の進行による線

維化の程度が定量的に評価できる見通しを得ている。

4. おわりに

生体からの反射信号は多くの情報をもっており、ダイナミックレンジの広い診断画像の微妙な変化から医師は診断を行っている。画像の元となっている RF デジタル信号を用いた FSET 処理で、肝病変の定量的な診断を行う CAD システムの可能性について紹介した。

文献

- 1) 蜂屋, 山口, 生体組織の音響特性と超音波断層画像の特徴: *Medical Imaging Technology*, Vol.21 No.2, 95-100 (2003.3)
- 2) T. Yamaguchi et. al., Evaluation of Ultrasonic Fiber Structure Extraction Technique Using Autopsy Specimens of Liver, *Jpn. J. Appl. Phys.*, 44 (2005), 4615 - 4621

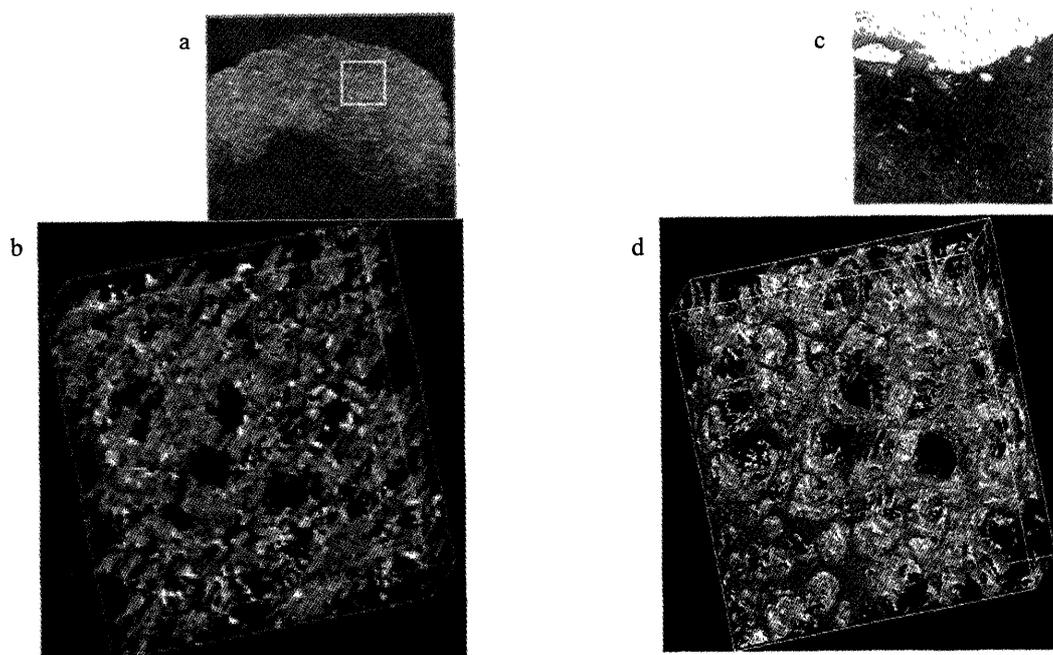


図2 FSET 処理を用いたの線維組織の抽出結果 a. 剖検肝組織の超音波画像。□で示した部分を処理する。 b. 複数枚の超音波画像から線維組織を抽出した結果。 c. 線維組織を青色に染めた組織標本。 d. 複数枚の組織標本の光学顕微鏡像から得られた線維組織の構造。 b とよく一致している。

コンピュータ支援画像診断学会

第16回学術講演会開催案内および論文募集

椎名 毅*

第16回 CADM 大会を下記のとおり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。今回もコンピュータ外科学会（CAS）と合同開催され、合同企画も多数予定しています。また、恒例となっております画像診断支援システムのコンテストも行う予定ですので奮ってご応募ください。

学術講演会

会期：2006年10月28日(土)、29日(日)

会場：東京慈恵会医科大学 大学1号館
(東京都港区西新橋3-25-8)

<http://www.jikei.ac.jp/univ/access.html>

大会長：椎名 毅 筑波大学大学院システム情報工学研究科

参加費：会員 6,000 円, 非会員 10,000 円, 学生 3,000 円,

懇親会：10月28日 同キャンパス内, 参加費 4,000 円を予定

合同開催：第15回日本コンピュータ外科学会大会

学術プログラム：(予定)

- 1) CAS/CADM 合同特別講演
- 2) CAS/CADM 合同シンポジウム
- 3) パネルディスカッション
- 4) ワークショップ
- 5) 一般講演
- 6) CADM コンテスト

演題申込

大会ホームページ（<http://www.mibel.cs.tsukuba.ac.jp/~cadm06/>）に、近日中に掲載いたします演題申し込みフォームを用いて演題申し込みをしてください。

論文集原稿投稿

原稿書式：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ください。枚数は 2 枚です。原稿の書式の詳細は、ホームページに掲載いたします原稿の見本を参照して下さい。

*：筑波大学大学院システム情報工学研究科 〒305-8573 つくば市天王台 1-1-1

投稿方法：投稿は下記，大会事務局宛へ紙原稿送付，または PDF 形式ファイルを電子メールに添付して送って下さい。(処理の効率化のため，なるべく電子メール送付をお願いいたします)

提出期限

演題申込： 2006年8月11日(金)

原稿投稿： 2006年9月8日(金)(必着)

第16回CADM大会事務局：(原稿送付先および問合せ先)

〒305-8573

つくば市天王台1-1-1

筑波大学大学院システム情報工学研究科

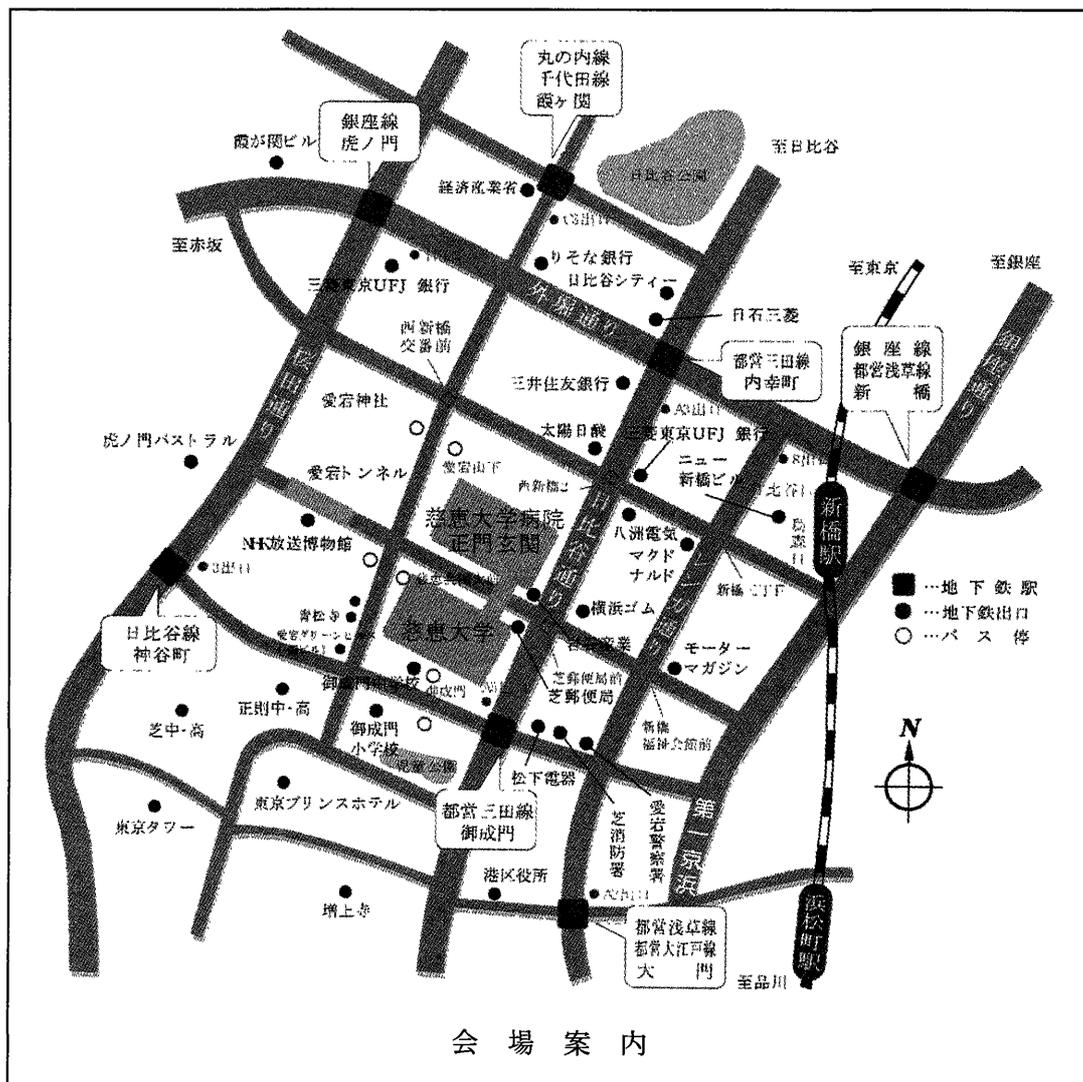
椎名 毅 研究室内

E-mail： cadm06@mibel.cs.tsukuba.ac.jp

URL： http://www.mibel.cs.tsukuba.ac.jp/~cadm06/

TEL： 029-853-5503 (滝沢), 5504 (椎名)

FAX： 029-853-5809



「CADM-CADワークショップの大会後記」

福岡 大輔*

電子情報通信学会医用画像(MI)研究会, JAMIT Frontierとの共催のもと, バイオメディカルイメージング連合フォーラムとしてCADM-CADワークショップを開催いたしました。平成18年1月27日(金)から28日(土)の2日間で, 宮古島市中央公民館で行われ, 140人ほどの方々にご参加いただきました。

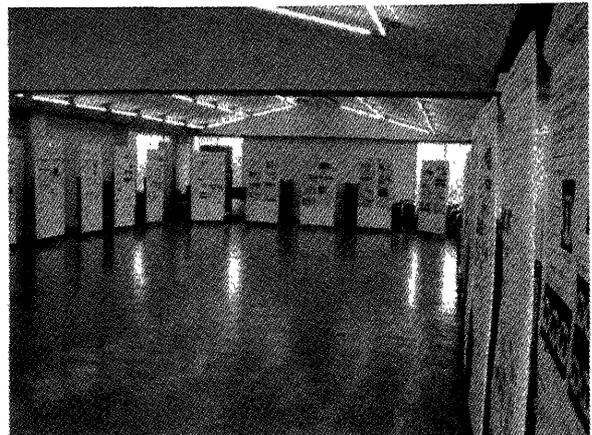
一般講演はワークショップ1日目, ポスター24件, 口頭発表16件が行われ, 2日目には, ポスター25件, 口頭発表14件の発表があった。1日目午前はPET,CT,MRに関するセッション, 午後はポスターセッション, 肺CT, 腹部CTのセッションが行われた。2日目は, 午前中, 再構成に関するセッション, 午後にはポスターセッション, 関節のセッションが行われ, 活発な討論が行われました。

特別講演は1日目に電子情報通信学会フェロー記念講演として, 東京農工大の小畑秀文先生による「一次元から二次元, そして三次元画像処理へ」, 奈良先端大の千原國宏先生による「医用画像と可視化技術〜ミクロの決死圏プロジェクト」の特別講演が行われた。また, 2日目には, 韓国のKorea Univ.のYun Yi先生による「Solid State Thick Film X-ray Image Sensor」, Chil Hwan Oh先生による「Clinical Application of phase contrast x-ray」の特別講演を行った。

なお, 当日のプログラム, および各演題の抄録は, 電子情報通信学会医用画像研究会(MI)のWebサイト (<http://www.ieice.org/iss/mi/jpn/>) で入手することができます。



CADM-CAD ワークショップの様子



ポスターセッション会場の様子

学会参加だより「ISVC2005」

増谷佳孝*

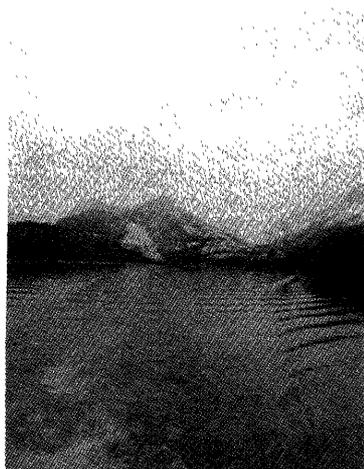
さる2005年12/5-7に、第1回ビジュアルコンピューティングに関する国際シンポジウム(International Symposium on Visual Computing : ISVC)が開催された。開催地は米国ネバダ州、レイクタホという名の指す通り、タホ湖畔に位置する観光都市である。ロサンゼルスやサンフランシスコから飛行機で1時間程度の距離にある。会場はHarrah's Lake Tahoeという、カジノやスキー場の併設されたリゾートホテルで、地上階の大部分をカジノが占め、スキーのリフト乗り場にもスキーブーツを履いて行ける距離にある。

学会の分野は、コンピュータビジョン、グラフィクス、可視化とバーチャルリアリティを中心とした、周辺および融合領域を含む、いわゆる「ビジュアルコンピューティング」と、その応用(医療、エンターテイメントなど)である。2つの並行トラックによる6つのオーラルセッションと、1つのポスターセッションからなるシンポジウムであった。第1回目であったが、110の応募総数の中から、33の口頭発表、26のポスター発表が採択された。また予稿集は、Springer-VerlagのLecture Notes in Computer Science, vol. 3804として出版されている。

筆者は、拡散テンソルトラクトグラフィのアトラス構築に関するオーラルプレゼンテーションを行った。最近、医学系の学会での発表に慣れてしまったせい、フォーマルな格好(といってもネクタイにジャケット)を持って行ったが、発表者も含め、かなりカジュアルな格好をした参加者が多かった。さすがに地元の米国からの参加者が最も多く、日本からは慶大から理研に移られた金井崇先生のグループや自分も含め、5組程の参加であった。総数としてはそれほど多くなく、150名弱といったところだろうか。

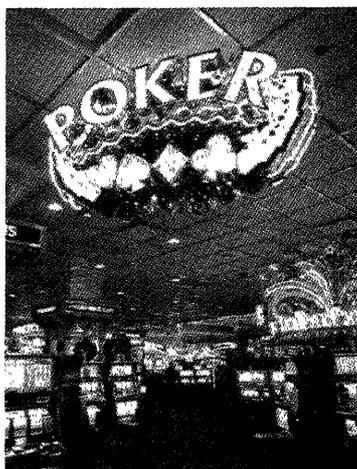
第1回目の開催らしく、予稿集の印刷が会期に間に合わず、閉会後に郵送で送られてきたなどのトラブルもあったが、ほぼ同じメンバーで次回も運営されることから、改善を期待したい。次回のシンポジウムは、11/6-8の日程で開催される。開催地は同じくLake Tahoeで、応募の締め切りは6/19である。CADに関する可視化や画像解析も勿論、分野として含まれるが、手法重視のシンポジウムであるため、CADシステム全体の性能評価よりは、手法の細かい部分を議論するような内容の方が、より受け入れられやすいだろう。

詳しくはシンポジウムのサイト(<http://www.isvc.net/>)を参照のこと。前回のkeynoteプレゼンテーションのスライドなども閲覧可能である。



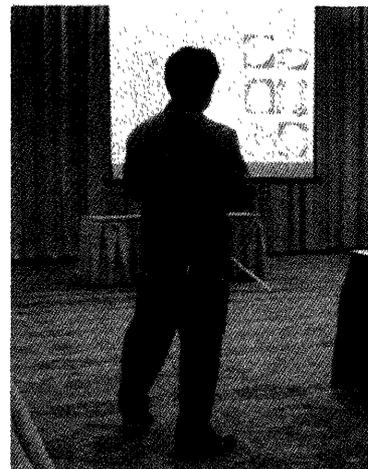
画像1

世界で最も透明度が高い湖として知られるタホ湖上にて。湖の半周クルーズも学会場のホテルから予約可。ここを通過して階上の学会場へ向かう。



画像2

会場のホテル「Harrah's Lake Tahoe」内のカジノ。ここを通過して階上の学会場へ向かう。



画像3

発表中の筆者。ネクタイをしめた発表者は数えるほどしかいなかった。

* 東京大学 医学部附属病院 放射線科 画像情報処理・解析研究室

〒113-8655 東京都文京区本郷 7-3-1

事務局だより

・ 学会の協賛関係

学会名 : The 20th International Congress of CARS 2006
 (Computer Assisted Radiology and Surgery 2006)
 会期 : 平成 18 年 6 月 28 日 ~ 7 月 1 日 (4 日間)
 会場 : 大阪国際会議場 (グランキューブ大阪) 大阪市北区中之島 5 丁目 3 番地 51 号
 主催 : 日本学術会議(SCJ)
 第 20 回国際コンピュータ支援放射線医学・外科学会議運営委員会
 (開催母体は日本コンピュータ支援放射線医学・外科学協会 JICARS)
 代表者 : 中村 仁信 (大阪大学医用制御工学教室 教授)
 連絡先 : 稲邑 清也 (関西国際大学経営学部 教授)
 〒673-0521 兵庫県三木市志染町青山 1-18
 事務担当 : 日本コンベンションサービス株式会社 澤守 麻由子
 〒541-0042 大阪市中央区今橋 4-4-7 TEL:06-6221-5933

学会名 : 3次元画像コンファレンス 2006
 会期 : 平成 18 年 7 月 6, 7 日
 会場 : 東京大学 武田先端知ビル 武田ホール
 (東京メトロ千代田線根津駅下車徒歩 5 分, 東京メトロ南北線東大前下車徒歩 10 分)
 主催 : 3次元画像コンファレンス 2006 実行委員会
 実行委員長 : 相澤 清晴 (東京大学 新領域創成科学研究科)
 連絡先 : 稲邑 清也 (関西国際大学経営学部 教授)
 〒673-0521 兵庫県三木市志染町青山 1-18
 事務局 : (株)精機通信社気付 3次元画像コンファレンス 2006 実行委員会
 〒169-0073 東京都新宿区百人町 2-21-27
 TEL: 06-6221-5933 FAX: 03-3368-1519

学会名 : 第 25 回日本医用画像工学会大会
 会期 : 平成 18 年 7 月 21, 22 日
 会場 : 京都大学百周年時計台記念館 (京都大学吉田キャンパス内)
 主催 : 日本医用画像工学会
 大会長 : 湊 小太郎 (奈良先端科学技術大学)

- ・ 会員の現況

- (1) 次の方が退会されました。
石川聖二（平成 18 年 3 月 22 日退会）
- (2) 会員数の内訳（2006 年 4 月 3 日現在）

賛助会員	3社3口
名誉会員	2名
正会員	157名
学生会員	8名
	170

※ お願い： 住所、勤務先等に変更がありましたら、学会ホームページ内の会員管理システムのページ([http:// www.quantum-inc.jp/cadmmember/](http://www.quantum-inc.jp/cadmmember/))より変更の手続きをしてください

- ・ その他お知らせ

会員管理事務局の住所が替りました。変更後の連絡先は以下の通りです

〒113-0033 東京都文京区本郷7-2-1 パークアクシス本郷の杜 1201
 (有)クァンタム内 コンピュータ支援画像診断学会 会員管理事務局
 TEL: 03-5684-1636 FAX: 03-5684-1650
 e-mail: cadm@quantum-inc.jp

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、

cadm-editor@murase.m.is.nagoya-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。
- (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)。

インターネット論文誌

http://www.jstage.jst.go.jp/article/cadm/8/1_1/8_1/_article/-char/ja/

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 HIANG, 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
(周向荣, 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
(周向荣, 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, 館野之男, 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, 館野之男, 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)

掲載論文:Vol.7

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)

掲載論文:Vol.8(2004)

No.1_1 pp1-9 2004/4

病変部の濃度特徴に注目した肝臓領域抽出手法の開発
(清水 昭伸, 田村 みさと, 小畑 秀文)

本論文では, 正常の肝臓組織以外に肝がんや嚢胞などの病変部の濃度特徴も考慮しながら, 早期相と晩期相の 2 時相の 3 次元腹部 CT 像から肝臓領域を抽出する手法を提案する. この手法ではまず, 2 時相の CT 値に基づいて肝臓を大まかに抽出し, 次に Level Set Method を用いて肝臓領域を精密に抽出するが, 本手法の特色は, 前者の大まかな抽出処理において, 正常部位, がん, 及び嚢胞の各部位を抽出するための 3 つの局所処理を並列に実行し, 後に統合することで肝臓領域全体を欠損無く抽出する点にある. 本論文の後半では, マルチスライス CT 装置により撮影した 17 症例 34 画像, 及び 2003 年度の肝臓領域抽出コンテストの 2 症例 4 画像に提案手法を適用した結果を示し, 有効性について考察する.

No.1_2 pp10-17 2004/6

境界形状の特徴抽出および動径基底関数による形状再構成に基づく X 線 CT 像における肝臓領域の自動抽出と形状モデリング
(増谷 佳孝, 木村 文彦, 佐久間 一郎)

単相の造影 X 線 CT 像における肝臓の領域抽出, 形状モデリングにおいて, 抽出対象の境界抽出および動径基底関数(Radial Basis Function: RBF)による形状再構成に基づく手法を開発した. 本手法では, しきい値処理などで得られた初期形状の表面ボクセルを抽出後, そのボクセルの位置における元画像の信号値や曲率などの特徴量を利用して肝表面のボクセルのみを選択し, そのボクセルの位置および法線方向を中間データとする. 最後に中間データを RBF により多値ボリュームデータに変換して肝形状を再構成する方法である. 本稿では, 臨床データ数例を用いた評価実験によって, 領域抽出に関する特性や性能を評価した結果を示す.

No.1_3 pp18-30 2004/4

造影 3 次元腹部 X 線 CT 像からの肝臓領域自動抽出手法の開発

(林 雄一郎, 出口 大輔, 森 健策, 目加田 慶人, 末永 康仁, 鳥脇 純一郎)

本稿では, 造影 3 次元腹部 X 線 CT 像から肝臓領域を自動抽出する手法について述べる. 肝臓の診断では複数の時相の CT 画像を用いるため, 肝臓を対象としたコンピュータ支援診断システムにおいては, 複数の時相から肝臓領域を抽出することは非常に重要である. 本稿では特に肝細胞がんの診断に重要とされる早期相, 晩期相からの肝臓領域抽出を行う. まず, 晩期相において CT 値ヒストグラムを解析し, 肝臓に対応する CT 値の範囲を自動決定し, しきい値処理によりおおまかな肝臓領域を抽出する. 次に, ユークリッド距離に基づく図形分割・統合処理により肝臓に接している他臓器を除去し, 最後に輪郭を補正し肝臓領域を得る. 早期相に対しては, 晩期相から抽出した肝臓領域を早期相の CT 像にマッピングし, 輪郭領域を修正することで肝臓領域を得る. 本手法を早期相, 晩期相の 3 次元腹部 X 線 CT 像 19 症例に適用した結果, ほぼ良好に肝臓領域を抽出することが可能であった.

掲載論文: Vol.9(2005)

No.1 pp1-14 2004/12

解剖学的知識に基づく非造影 3 次元腹部 X 線 CT 像からの複数臓器領域の抽出
(北坂 孝幸, 小川 浩史, 横山 耕一郎, 森 健策, 目加田 慶人, 長谷川 純一,
末永 康仁, 鳥脇 純一郎)

本論文では, 解剖学的知識に基づく非造影 3 次元腹部 X 線 CT 像からの臓器領域抽出について述べる. 腹部 CT 像では, CT 値が類似した各臓器が近接して存在しているために境界が不鮮明であることが多い. そのため, 領域拡張法などの CT 値に基づく処理のみでは各臓器を個別に抽出することは難しい. 臓器領域抽出精度の向上には, 解剖学的知識の積極的利用, 複数臓器の協調的抽出機構の構築などのアプローチが考えられる. そこで本文では, 各臓器の形状や位置関係の解剖学的知識と CT 値の分布情報を領域拡張処理に組み込むことにより複数の腹部臓器を抽出する. 具体的には, 臓器の位置関係に関する知識を用いて各臓器ごとに処理範囲を限定し, 臓器の CT 値の分布情報および臓器形状の特徴を領域拡張の拡張条件に反映させる. これにより, 各臓器抽出の精度向上および安定化を図る. 提案手法を非造影 3 次元腹部 X 線 CT 像 14 例に適用した結果, ある程度の誤抽出はあるものの安定して腹部臓器を抽出できることを確認した.

No.2 pp15-26 2005/6

2 時相の 3 次元腹部 CT 像の情報融合に基づく肝がん検出支援システムの開発と評価
(清水 昭伸, 川村 隆浩, 小畑 秀文)

本論文では, 2 時相(早期相, 晩期相)の 3 次元腹部 CT 像から肝細胞がんを検出するシステムを提案する. 処理の流れは, 1) 肝臓領域の抽出, 2) がん領域の強調, 3) がん候補領域の抽出, 4) 特徴量の測定と候補領域の判別からなり, 最終的にがんと判定された領域のみを出力する. このシステムの特徴は, 各ステップで 2 時相の情報を有効に利用してがんを高精度に検出する点にある. 実際に提案システムを 15 症例の CT 像に適用して誤りを Leave-one-out 法で評価したところ, 判別器に Support Vector Machine を用いた場合にはがんの検出率が 100%の時に一症例あたりの拾いすぎ候補領域数が 0.53 個, マハラノビス距離比に基づく判別器を用いた場合には 0.13 個となり, 有効性が確認できた.

No.3 pp.27-35 2005/4

CT 値分布情報とテンプレート画像を用いた 3 次元腹部 CT 画像からの肝臓領域の抽出
(古川 寛¹⁾, 上田 克彦²⁾, 橘 理恵¹⁾, 木戸 尚治³⁾)

本論文では, 計算機を用いて腹部 CT 画像からの肝臓領域の自動抽出法を提案する. 本手法は 4 段階の処理で構成されている. まず, 第一段階では, 腹腔領域を決定する. 次に第二段階としてヒストグラム特徴から肝臓領域抽出のための閾値を決定する. 第三段階で, ラベリングや膨張収縮処理などの手法により大まかな肝臓領域を抽出し, 最後の第四段階で, Watershed 法とテンプレートマッチング処理を用いて正確な肝臓領域を抽出する. 提案手法を非造影腹部 CT 画像 14 症例に適用し, 評価を行った.

No.4 pp.36-48 2005/5

多時相 CT 像からの CT 値の確率分布推定に基づく肝臓領域抽出

(出口 大輔¹⁾, 林 雄一郎¹⁾, 北坂 孝幸¹⁾, 森 健策¹⁾, 目加田 慶人²⁾, 末永 康仁¹⁾,
長谷川 純一²⁾, 鳥脇 純一郎, Junichiro Toriwaki²⁾)

本論文では, 造影 3 次元腹部 X 線 CT 像から CT 値の確率分布を解析することにより, 肝臓領域を自動抽出する手法について述べる. 肝臓の CT 値分布は隣接する脾臓や筋肉の CT 値分布と非常に類似しているため, 単一時相からしきい値処理を用いて肝臓領域を抽出することは困難である. 本論文では, 早期相と晩期相の 2 次元ヒストグラムから肝臓, 脾臓, 筋肉に対応する CT 値分布を推定し, 肝臓領域抽出に用いるしきい値を自動的に決定する. 具体的には, 各臓器の CT 値分布を正規分布と仮定し, EM アルゴリズムを用いてそれぞれの分布を推定する. 推定された分布を用いて, 肝臓領域, 肝細胞がん領域を抽出することで, 肝細胞がんを含む肝臓領域を抽出する. また, 肝臓外領域を抽出することで肝臓に隣接する筋肉等への過抽出を抑制し, 最後に輪郭を補正し肝臓領域を得る. 本手法を早期相, 晩期相の 3 次元腹部 X 線 CT 像 26 例に適用した結果, 24 例で良好に肝臓領域を抽出することが可能であった.

目 次

特集

CADM2005特別講演

医用画像の電子化と放射線医のワークフローを最大化する IT システムおよび分子イメージングの話題
佐藤 俊彦(宇都宮セントラルクリニック 放射線専門医) ……2

CADM2005合同シンポジウム

画像診断の進歩: 血管超音波エラストグラフィ
椎名 毅(筑波大学大学院システム情報工学研究科) ……6

トピックス

非接触型手のひら静脈認証技術
渡辺 正規(株式会社富士通研究所) ……8

技術交流の輪①画像認識

ニューロのCADに関して
林 直人(東京大学医学部附属病院 22 世紀医療センター、コンピュータ画像診断学/予防医学講座) ……10

技術交流の輪②超音波

超音波による肝臓疾患診断とCAD
蜂屋 弘之(千葉大学フロンティアメディカル工学研究開発センター) ……12

学術講演会情報

第 16 回CADM大会の Call for paper
椎名 毅(筑波大学大学院システム情報工学研究科) ……14

学会研究会情報

CADM-CADワークショップの大会後記
福岡 大輔(岐阜大学教育学部技術教育講座) ……16

学会参加だより

ISVC2005
増谷 佳孝(東京大学医学部附属病院 放射線科 画像情報処理・解析研究室) ……17

事務局だより

……18

CADM News Letter

発行日 平成18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 CADM 事務局

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