

CADMI

Computer Aided Diagnosis of Medical Images

News Letter



肺がんの CT と CAD : RSNA2006 からの話題

柿沼 龍太郎*

2006 年の RSNA からの肺がんの CT と CAD に関する話題の一部を報告する。

A. 肺がん CT の存在診断

Single slice CT 検診画像では、CT 搭載の検診車を用いた長野プロジェクトの場合、シカゴ大学土井研究室において開発されたアルゴリズムでは、実際の検診で見落とされた 38 例の肺がんを解析して感度 84%、FP は 1 スライスあたり 1 個と報告されていた。2006 年の北米放射線学会では、シカゴ大学の鈴木研究室で長野プロジェクトの検診 CT 画像が更に検討され、新しいアルゴリズムでは 50 例の肺がんを解析して感度 88%、FP は 1 症例あたり 1.8 個と性能が向上していることが報告された。

Multislice CT 画像では、神戸大学グループより、充実型の肺結節のみならず、すりガラス陰影 (ground-glass opacity: GGO) をもつ肺結節の CAD アルゴリズムが報告され、感度は 83% (104 結節の内 86 個を検出)、FP は 1 症例あたり 4.4 個であった。充実型結節では 87% (40/46)、GGO を含む結節では 79% (46/58) であり、大きさの平均はそれぞれ 13mm、7mm であるとのことである。

British Columbia 大学グループが、病理学的に確定診断された肺がん 15 例の multislice CT 画像を用いて 2 つの CAD 製品 (R2technology-Hologic Inc. の ImageChecker CT (CAD1) と Siemens Medical Solutions の LungCARE (CAD2)) で解析した結果を報告した。大きさ毎の感度は、初回検診および経年検診の全体で認めた肺がん結節を解析すると、3mm 以下、4-10mm、11-15mm、16-20mm、20mm より大、とすると CAD1 では、0/2, 18/25, 24/28, 6/9, 5/5 であり、全体の感度は 76.8% (53/69) であった。CAD2 では、1/2, 12/25, 18/28, 2/9, 3/5 であり、全体の感度は 52.2% (36/69) であった。肺がん結節の濃度毎の感度は、充実型、GGO と充実型の混在、GGO とすると CAD1 では、82% (41/50), 100% (9/9), 30% (3/10) であり、CAD2 では、52% (26/50), 66.7% (6/9), 40% (4/10) であった。肺がん結節の局在毎の感度は、肺門近傍、末梢、胸膜直下とすると CAD1 では 76% (22/29), 95% (18/19), 62% (13/21) であり、CAD2 では 41% (12/29), 63% (12/19), 50% (12/21) であった。

B. 肺結節の質的診断

シカゴ大学鈴木研究室にて、61 例の悪性症例

※：国立がんセンターがん予防検診研究センター 〒104-0045 東京都中央区築地 5-1-1

と 183 例の良性症例の高分解能 CT に対して MTANN (massive-training artificial neural network) を応用して解析した場合、ROC 曲線の Az は 0.944 であり、これに対して 16 名の放射線科医師の Az の平均は 0.785 であったと報告した。MTANN は、悪性を 100% (61/61) 悪性と分類し、良性を 66% (122/183) 良性と分類した。

C. Lung Image Database Consortium

アメリカの NCI が予算を出して胸部 CT の CAD の開発、性能向上、評価を促進するために共有できる画像データベースを作成し、インターネットを通じて世界中の研究者に公開しようという目的で設立された研究母体である。シカゴ大学土井先生からの情報で現在 100 例の肺癌症例の CT 画像データが公開されているという。肺がん結節の輪郭に関しては、放射線科医師間にて、決して一致することはできなかった、すなわち、truth を確立できなかったとのことであった。また、徳島大学河田先生が UCLA の McNitt-Gray 先生に確認したところ最終的に 160 例が公開される予定とのことである。

CADM の教育講演で筆者が引用した文献に関しては、以下の総説を参考にされたい。

1. 柿沼龍太郎、他. 肺癌の CT 画像診断におけるコンピュータ診断支援システムの現状と展望. 日胸 2006;65:47-55.
2. 柿沼龍太郎、他. マルチスライス CT を用いた肺結節のコンピュータ診断支援. 日胸 2006;65 (増刊号) :S84-S94.

トピックス

肝がん検出支援システムのコンテスト（@第16回 CADM 大会）速報

清水昭伸*

今年も CADM 学会大会（10月27日～29日、東京慈恵会医科大学）において、肝がん検出支援システムのコンテスト（委員長：国立がんセンター東病院 縄野繁先生）が開催されました。今年で5年目を迎えましたが、直前でエントリー取り下げが2件あるなどして、結局参加施設は4施設となりました。今年も昨年に引き続き、16列の MDCT によって撮影された3症例4時相の CT 画像を用いて肝がんの抽出処理の性能について競いました。昨年との違いは、評価用データに肝臓内にがんが多発した例が用いられた点です。

以下では、コンテストの準備から当日の結果発表までの流れについて述べた後、評価結果と縄野委員長からの講評を示します。

■コンテストの準備から表彰式までの流れ

10月初旬：評価用画像（3症例4時相、いずれも肝がん症例）が筑波大学の滝沢先生宛てに送付され、コンテスト用のフォーマットへ変換された後、コンテスト当日の朝まで保管。

10月27日（金）

- ・ **10時：**保管されていた評価用画像をコンテスト会場（図1）にて各施設に配布
- ・ **10時～17時：**各施設のプログラムを評価用画像に適用。ここで、入力画像の他には、画像サイズ、空間解像度、造影条件、Image Position、MDCTの検出器の列数のみを入力可能とし、プログラムの変更は一切認めなかった（実施要領の詳細はコンテストのHP参照。 http://www.tuat.ac.jp/~simizlab/CADM/contest_2006.html）。

10月28日（土）

- ・ **13時：**各施設の抽出結果（原画像+輪郭線、図4参照）を並べたものを用いて評価開始。その際、結果画像の番号と施設名の対応関係は伏せた上で評価を行い、施設番号ごとに評価結果を点数化したものを最終結果とした。
- ・ **15時半：**縄野委員長から評価結果の報告と講評（図2）。
- ・ **20時：**懇親会において、椎名大会長が最優秀アルゴリズムを開発した名古屋大学の林君（施設 No.2）に表彰状と副賞10万円を贈呈（副賞は放射線医学総合研究所名誉研究員の館野之男先生よりご寄付頂きました）（図3）。



図1 コンテスト会場の様子

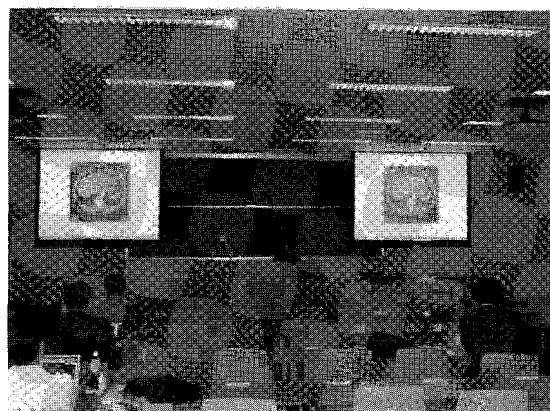


図2 講評の様子

■評価結果の概要と考察

各症例に対する各施設の結果を図4に示した。また、縄野委員長からの症例の説明や採点結果、及び講評を最後のページに示しましたので、詳しくはこれらを参照してください。

今回も各症例4つの時相を配布しましたが、初めて全ての施設で入力画像の造影条件が揃いました。昨年の時点でも既に大部分の施設が早期相と晩期相を入力としていましたが*1、ついに、例外なく全ての施設で造影条件が一致しました。コンテストの醍醐味は、多様な手法同士が競い合う点にあるとする考えがあります。その観点からは、やや残念な傾向ではあります。毎年優秀アルゴリズムを論文化*2しながら実施している以上、避けられないことなのかもしれません。もちろん、入力は同じでもアルゴリズムはそれぞれ異なり、その観点からはまだまだ興味深い事柄はありますが、やや多様性にかけている点は否めません。

ビジョン研究で有名な長尾先生がエッセイ*3の中で次のことを述べられています。

「工学には自然科学のような厳密な必然性というものはない。目的は同じであってもそこへ至る道、それを実現する手段は無数にあり得る。」

この事実は、工学では最高の処理を一つだけ決めることができないと言う頭の痛い問題の存在を示唆していますが、同時に、どのアプローチも目的に到達する可能性を少なからず持つと言う意味も含んでいます。

コンテストは、その時点で最高のものを一つ決定しようと言う試みであり、上記の言葉とは矛盾するように感じるかもしれませんが、目的（例えば、肝がんの見落としと拾いすぎゼロ）に到達するまでの途上段階では、優劣は当然存在します。目的に到達する手段は無数あったとしても、目的までの距離は様々です。コンテストでは最も効率的なルートを探していると考えられることもできます。もしかすると、今日良いと言われている手法（ルート）にも意外な限界があることが、明日分かるかも知れません。そう考えると、このルートの数は多ければ多いほど良いことになります。コンテストによる最適ルートの探索は、参加している全ての人による共同作業です。一施設によってできることは限られています。遠い（高い）目標に対しては、このようなコンテストという手段を通じて解決を図ることが良いと思われれます。

CADコンテストが成功するか否かは、参加施設数とその中で提案される手法の多様性に拠ります。この記事の読者の中から、新しいアイデアをもって積極的にチャレンジする人が一人でも多く出ることを切に願います。



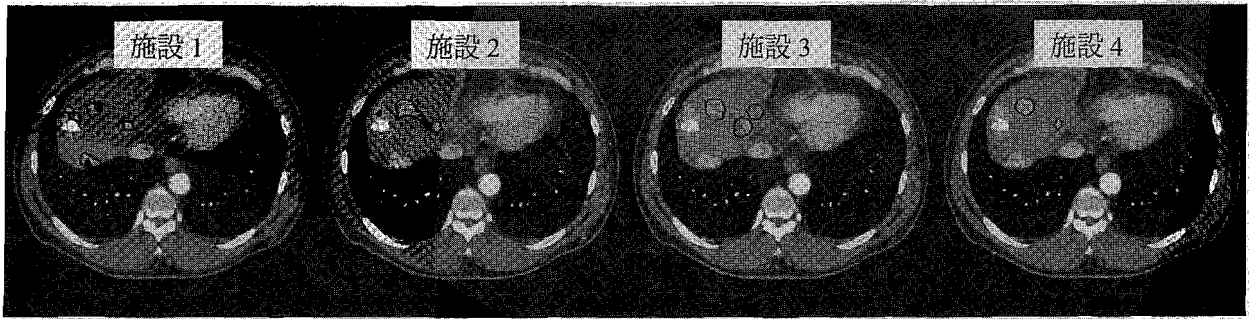
図3 表彰式の様子

(左から縄野委員長、長谷川学会長、
林君(名大)、椎名大会長)

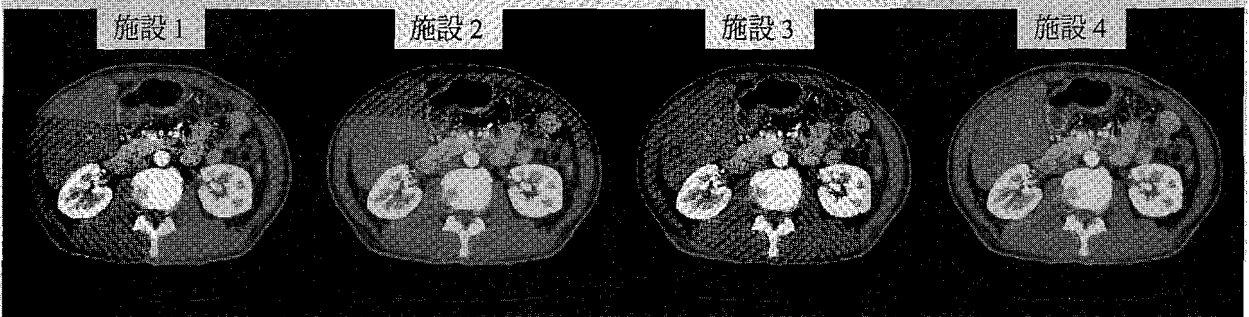
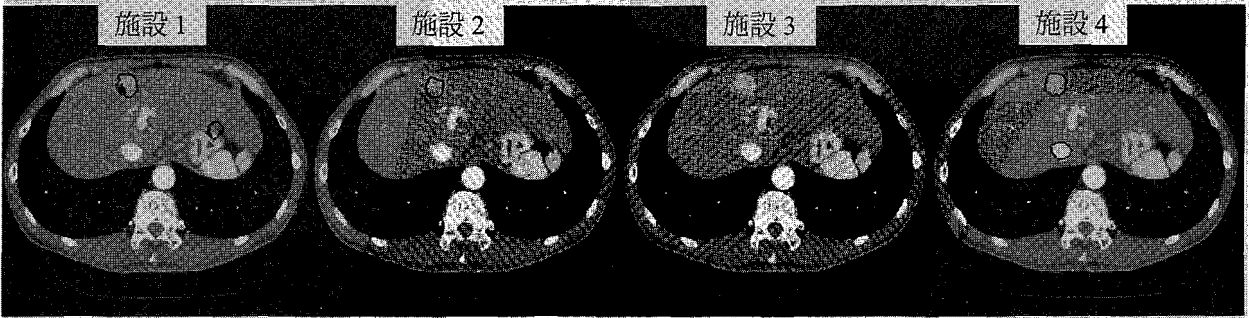
*1 http://www.tuat.ac.jp/~simizlab/CADM/report_of_competition2005.pdf

*2 <http://www.jstage.jst.go.jp/browse/cadm/vols/-char/ja>

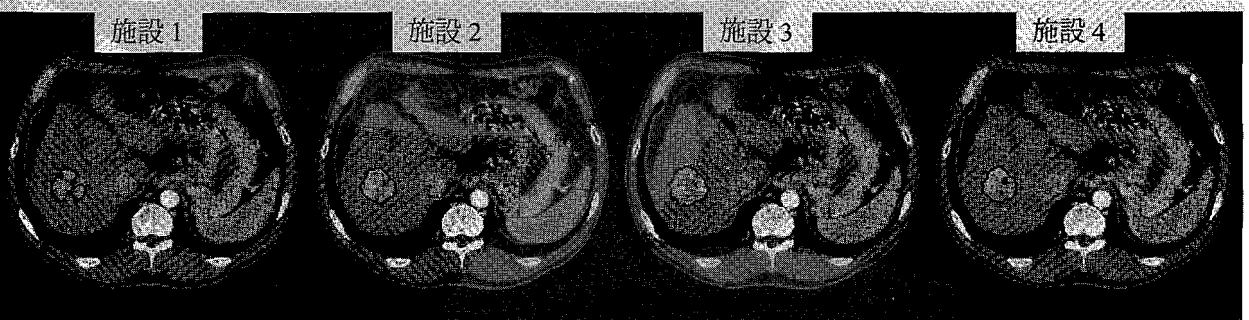
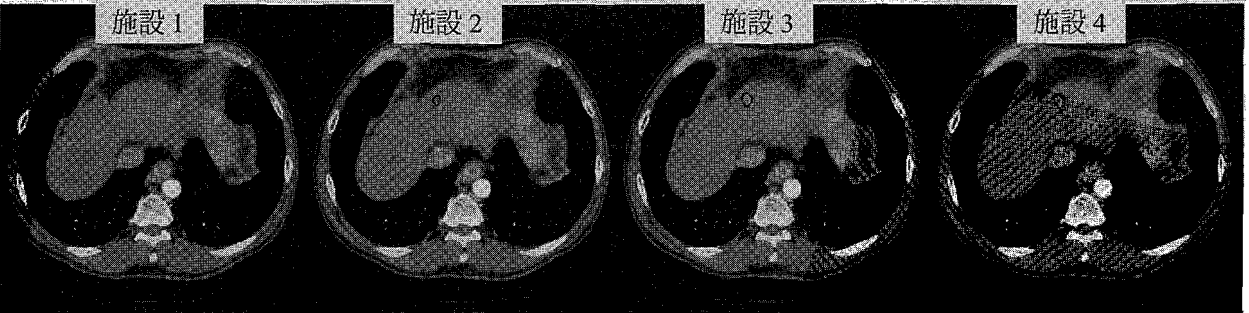
*3 長尾 真：独創性とは 電子情報通信学会誌 Vol.82, No.5, pp.449-453, 1999



(a) 症例 1 の結果



(b) 症例 2 の結果



(c) 症例 3 の結果

図 4 各症例の処理結果の例 (黒線：抽出された輪郭線)

2005CADM コンテスト講評

国立がんセンター東病院 縄野 繁

今回の3症例も肝細胞癌の症例です。審査は縄野 繁（国立がんセンター東病院）、宮川 国久（国立がんセンター中央病院）、篠崎賢治（九州がんセンター）の3人が別々に、それぞれの施設・症例毎に10点満点中何点に相当するをつけ、最後に合計しました。したがって、各施設とも3症例30点ずつで90点満点となります。

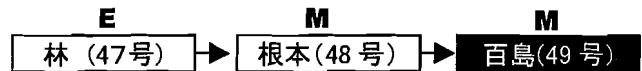
症例1は多発性肝細胞癌（hepatocellular carcinoma：HCC）に対しTACE（transcatheter arterial chemoembolization、TAEとも略す）が施行された後の経過観察CTです。肝臓内にはHCCに取り込まれたリピオドール（油性造影剤）がいくつか残っています。しかし、まだ多数のviable HCCが動脈相で造影されて認められます。この小さいHCCをできるだけ多く検出してほしかったのですが、施設1が比較的多く検出していましたものの各施設とも検出数はあまり多くありませんでした。治療の経過中に発生するHCCや、初発HCCから門脈を介して肝内に転移した小さなHCCでは、早期相で染まるものの晩期相では黒くぬけないものも多いという特長があります。したがって、「早期相だけで血管とは異なる染まり」を検出する必要があります。

症例2は2個のHCCを持つ症例です。施設3を除き大きいHCCは検出していました。小さいHCCを検出していたのは施設3でしたが、大きい方が検出できていなかったため減点が大きくなってしまいました。（もし大きいほうのHCCも検出していれば、総合点で施設2を逆転していたと思います）施設4はIVCをHCCとして検出してしまい大きく減点となりました。

症例3も2個のHCCを持つ症例です。施設1は大きい1個だけでしたが他は2個とも検出していました。

各施設の合計点は下記の通りで施設2の優勝といたしました。

施設1 55点、施設2 71点、施設3 62点、施設4 54点



ASIST-Japan の活動と Perfusion Mismatch Analyzer (PMA)

百島 祐貴*

◆ ASIST-Japan とその背景

毎年 40 万人が新たに発症する脳梗塞は、脳組織を栄養する動脈が血栓などで閉塞することにより、脳組織の虚血性壊死 (= 梗塞) を来たす病態です。ひと昔までは、ひとたび発症すればその障害は不可逆であり、治療は専ら後遺症に対するリハビリしかありませんでした。ところが、1990 年前後より欧米で血栓溶解治療法が開発されました。これは、発症後直ちに血栓溶解薬を血管内に投与することにより血管の再疎通をはかり、後遺症を最小限にとどめることができる画期的な治療法です。その後、日本でも積極的に進められるようになり、これまでは動脈内投与が主でしたが、2006 年 4 月には静注可能なアルテプラゼが国内認可され、急速に普及しつつあります。

しかし、この血栓溶解治療法は、適応の選択が難しく、適応を誤ると大出血を来たして、却って予後不良となるという点で、まさしく両刃の剣ともいえるべき治療法です。基本的には、発症後できるだけ速やかに (アルテプラゼの場合は) 3 時間以内に薬剤を投与することが必要で、なおかつ高度、広範な病変は適応外となります。このような治療方針の決定にあたっては、画像検査、特に CT, MRI が重要な役割を果たし、特に CT, MRI による灌流画像、拡散強調画像による迅速、的確な病態評価が治療の成否、ひいては患者さんの機能予後を決定的に左右します。

ところが、これらの画像検査法の手技、判定法は、撮影装置、施設により大きく異なっているのが現状です。具体的には、同一の患者さんを異なる施設で検査したり、あるいはそのデータを異なるワークステーションで解析すると、梗塞の範囲、程度が全く異なって表示され、時としてそれが治療法選択を誤らせる結果ともなります。このような、検査手法、検査結果のばらつきは、急性期脳梗塞の個々の患者さんの的確な治療を阻むと同時に、多施設臨床試験によるエビデンスを蓄積する上での大きな障害となっています。

そこで、ASIST-Japan (正式名: 厚生労働省平成 17 年度循環器病研究委託費 17 公-3: 急性期脳梗塞における CT, MRI 検査の標準化に関する研究 (Acute Stroke Imaging Standardization Group)) は、急性期脳梗塞における画像検査法の標準化を行なうことを目的として、佐々木真理 (岩手医科大学放射線科) を主任研究者とし、脳血管障害の診療に携わる全国の放射線科、神経内科、脳神経外科など各分野の研究者からなる研究班として組織されました。

詳しくは、ASIST-Japan のホームページを御参照下さい。
→ <http://asist.umin.jp/>

◆ ASIST-Japan の活動

ASIST-Japan は、過去 1 年半にわたって、日本磁気共鳴医学会、日本放射線専門医会・医会の研究プロジェクトと密接な連携をとりながら、多彩な研究テーマを掲げて活動を展開し、既に多くの成果を生み出しています。その中から、ここでは大きな 3 つの活動について御紹介します。

(1) 画像表示に関する標準化手法の提案

前述のように、MRI や CT における灌流画像、拡散強調画像は、急性期脳梗塞の病態評価の上で重要な役割を果たしますが、病変の範囲、程度は、原則としてグレースケールの濃淡、あるいはカラーマップを画面上、あるいはフィルム上で目視的に判断します。しかし、画像表示のウィンドウ値/幅を変化させれば、見かけ上の病変の範囲も変化しますから、客観的な判断が難しくなります。ASIST-Japan では、拡散強調画像や灌流画像のウィンドウ値/幅を校正できる簡便なアルゴリズム、カラーマップ用の標準ルックアップテーブルなどを提案し、ホームページで公開しています。

このような標準化手法は単に提案するのみならず、実際の装置に実装されないと意味がありません。ASIST-Japan では、撮影装置や画像解析ワークステーションのメーカー、ベンダーの協力を仰ぎ、これらの手法の各社装置への実装を進めており、既に多くの解析環境で利用可能になっています。

(2) ガイドラインの公開

ASIST-Japan は、CT/MR 灌流画像実践ガイドライン 2006j をホームページ上に公開しています。このガイドラインは、灌流画像の具体的な撮影法、表示法、解析法について詳細に解説、エビデンスに基づき最適と考えられる方法を明示しており、文字通り臨床に即した実践的な指針となっています。さらに、このガイドラインを含め、急性期脳梗塞の画像診断全般に関するより包括的なガイドラインを、本年度末を目標に発表する予定です。

(3) 最適な灌流画像解析法の提案と独自のソフトウェアの公開

灌流画像の解析法は、Deconvolution 法が主流ですが、実際には解析ソフトウェアによってその具体的な実装は様々です。ASIST-Japan では、安定性、精度の双方を兼ね備えた block circulant singular value decomposition (bSVD) 法を、また虚血範囲の判定に重要な平均通過時間 (mean transit time, MTT) の算出法としては first moment 法を推奨しています。これらの点を含め、現時点で最適と考えられる方法で迅速に灌流画像を解析するための手段として、独自の灌流画像解析ソフトウェア Perfusion Mismatch Analyzer (PMA) を提供しています。以下、この PMA について少し詳しく御紹介します。

* ASIST-Japan 広報委員会 / 慶應義塾大学医学部放射線診断科
160-8582 新宿区信濃町 35

◆ Perfusion Mismatch Analyzer (PMA)

(1) 開発の経緯

PMA は、ASIST-Japan の分担研究者の 1 人である工藤與亮 (北海道大学放射線科 / Wayne State University) が独自に開発したソフトウェアです。もともとは、灌流画像の各種解析手法の比較研究を目的として個人的に開発され、ASIST-Japan 内部での研究発表に利用されていましたが、これをさらに発展させ、2006 年 11 月より広く一般の研究者に向けて研究ツールとして公開することになりました。

(2) 機能の概要

PMA は、Windows 上で動くアプリケーションソフトウェアで、DICOM 形式の灌流画像 (CT, MRI), 拡散強調画像 (MRI) を読み込み、解析します。急性期脳梗塞の臨床を熟知した臨床医が自ら開発しているため、その機能、操作性には既存のソフトウェアにはない数々の工夫が施されており、直観的に使いやすいインターフェースは既存で、スムーズな解析が可能となっています。主な特徴は下記の通りです。

- ASIST-Japan が提唱する現時点で最適と考えられる灌流画像の解析手法、各種標準化手法を採用している。
- それ以外にも各社で採用されているほとんどの解析手法、表示法を選択し、比較できる。
- 読み込む画像を指定すれば、その後の解析は解析範囲の決定、入力血管の決定を含め、すべて自動的に行なうことができる (手動も可)。
- 灌流画像と拡散強調画像を同時に比較し、治療法の決定、評価の上で重要な diffusion-perfusion mismatch, すなわち penumbra の病態を 1 画面で容易に評価できる。
- 虚血範囲の目安となる灌流低下領域、拡散係数低下領域を自動、半自動、手動の各モードで設定できるので、実際の臨床場面でも迅速、柔軟に病変を評価できる。
- 病変部に関心領域 (ROI) を設定すると、健側の対称部位、対応する他の画像にも自動的に ROI が設定され、治療法の選択に必須となる梗塞の core 領域、その周辺の penumbra 領域、それぞれの健側対称部位の各種パラメータを、瞬時に一覧できる。

(3) 利用法と注意点

PMA は、脳血管障害を研究対象とする臨床医、研究者、技術者に広く公開しており、ASIST-Japan のホームページからダウンロードできます (要ユーザ登録)。しかし、この解析手法の臨床における有用性、信頼性についてはまだ十分なエビデンスがありません。このため当面の利用範囲は、研究目的に制限しています。その他、利用上の注意点については利用規約をご覧ください。

図 1. PMA による時間-造影剤濃度曲線解析画面。複数の入力動脈関数、解析範囲の決定、各種パラメータ画像は自動的に行なわれるが、手動設定も可能である。

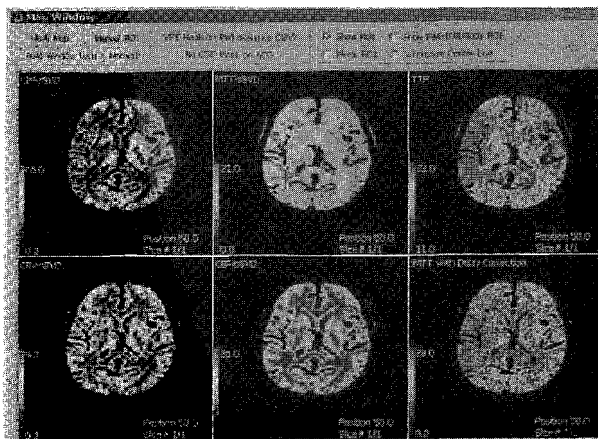


図 2. PMA による CT 灌流画像の解析画面。任意の様々なパラメータ画像を同時に表示して、比較検討できる。ASIST-Japan が推奨する解析条件のほか、市販のソフトウェアで採用されているほとんどすべてのアルゴリズムを使用できる。

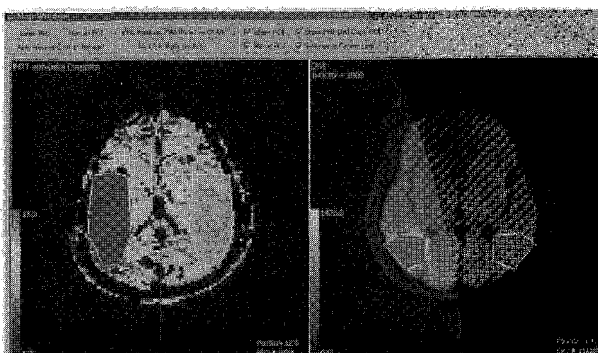


図 3. PMA による MR 灌流画像の解析画面。灌流画像 (左)、拡散強調画像 (右) を表示し、それぞれの病変部に関心領域 (ROI) を設定して梗塞の core, penumbra を評価している。病変部の ROI は、自動、半自動、手動設定が可能である。

ROI Result Window	Core		HT+H/C		ROI		Penumbra		Mismatch		ROI	
	ROI (ml)	ROI (%)	ROI (ml)	ROI (%)	ROI (ml)	ROI (%)	ROI (ml)	ROI (%)	ROI (ml)	ROI (%)	ROI (ml)	ROI (%)
CT-Perf	16.8	16.8									110.0	110.0
CT-Perf (Core)	49.0											
CT-Perf (Penumbra)	6.0	5.67	5.57	174.26	9.41	6.58	145.47	9.67	5.58	174.26	102.49	
CT-Perf (Mismatch)	10.0	14.25	9.23	159.55	18.78	10.42	181.42	14.25	3.25	159.55	54.71	
CT-Perf (ROI)	36.0	41.88	34.71	120.54	36.19	26.69	123.63	41.88	34.71	120.54	122.64	
CT-Perf (ROI)	35.0	43.89	10.13	135.04	14.52	10.27	141.43	13.83	10.11	135.04	134.27	
CT-Perf (ROI)	15.2	19.71	19.79	72.22	8.10	11.34	24.30	13.71	15.95	23.78	28.29	
CT-Perf (ROI)	18.2	25.18	20.65	72.62	30.65	20.54	72.21	20.64	20.01	35.49	105.44	
CT-Perf (ROI)	10.5	10.39	12.40	39.02	21.09	22.42	37.84	10.58	18.42	38.82	68.20	
CT-Perf (ROI)	99.0	94.06	148.36	47.71	89.02	216.08	145.23	24.96	149.26	47.71	101.01	
CT-Perf (ROI)	0.9	30.69	0.82	114.91	12.33	9.05	136.25	10.19	3.62	114.91	100.00	
CT-Perf (ROI)	10.9	18.52	10.14	113.11	17.89	11.62	151.56	15.52	10.13	113.11	103.66	
CT-Perf (ROI)	1.7	2.82	2.98	78.07	2.86	3.29	75.24	2.82	3.29	75.27	87.70	
CT-Perf (ROI)	44.3	47.79	19.79	32.22	33.14	39.40	43.21	37.30	39.77	27.27	113.64	
CT-Perf (ROI)	36.4	24.56	57.09	20.22	38.29	64.54	122.27	34.52	37.29	22.25	133.22	
CT-Perf (ROI)	46.1	41.46	104.53	41.60	60.52	65.12	41.46	41.46	41.46	41.46	131.27	
CT-Perf (ROI)	58.3	88.41	182.92	58.94	64.18	116.60	88.41	88.41	102.93	58.94	88.66	
CT-Perf (ROI)	26.7	18.44	31.53	46.46	16.43	36.27	136.25	15.41	31.48	49.44	81.24	
CT-Perf (ROI)	16.2	36.26	44.57	64.03	19.50	20.14	66.30	16.83	24.20	104.22	103.52	
CT-Perf (ROI)	32.7	28.85	31.59	85.60	19.48	26.81	67.13	18.59	31.59	85.63	89.73	
CT-Perf (ROI)	18.6	21.20	31.55	70.87	24.60	38.88	88.21	24.28	31.55	70.87	82.26	
CT-Perf (ROI)	2.8	3.79	6.83	54.28	6.91	3.73	73.02	3.79	6.83	54.29	113.64	
CT-Perf (ROI)	2.4	1.64	4.40	58.25	3.71	5.67	62.36	3.68	4.66	54.45	77.24	
CT-Perf (ROI)	2.4	3.33	6.37	82.00	4.30	6.09	75.56	3.33	6.27	82.00	111.27	
CT-Perf (ROI)	3.7	3.91	4.94	68.93	4.33	7.53	67.44	3.91	4.64	68.93	86.60	
CT-Perf (ROI)	6.0	6.64	19.53	87.06	6.79	9.38	72.58	6.01	10.93	87.06	122.70	
CT-Perf (ROI)	4.6	5.07	7.64	64.53	5.36	8.82	62.80	5.07	7.84	64.53	91.47	
CT-Perf (ROI)	4.6	5.06	10.25	82.10	8.32	10.18	68.15	5.06	10.65	82.10	111.43	
CT-Perf (ROI)	4.1	6.94	10.20	88.03	7.25	12.05	67.91	6.94	10.20	88.03	84.62	
CT-Perf (ROI)	6.0	6.88	6.38	114.77	10.24	6.38	133.25	6.88	6.29	114.77	110.70	
CT-Perf (ROI)	6.0	4.87	8.83	118.42	8.52	6.38	115.21	4.87	8.83	118.42	75.24	
CT-Perf (ROI)	6.0	6.83	6.32	136.01	3.13	6.38	143.09	6.83	6.32	136.01	143.20	
CT-Perf (ROI)	2.8	2.41	6.40	116.22	3.81	4.46	102.64	2.41	4.40	116.22	84.26	
CT-Perf (ROI)	2.8	3.82	4.67	119.03	4.28	2.68	161.58	3.82	4.67	119.03	81.14	
CT-Perf (ROI)	1.3	1.21	3.29	113.11	4.40	2.56	124.06	1.21	3.29	113.11	81.70	
CT-Perf (ROI)	2.3	1.91	1.92	113.07	4.13	2.41	119.22	1.91	1.92	113.07	76.50	
CT-Perf (ROI)	1.8	2.84	1.83	116.11	2.74	1.93	143.92	2.84	1.84	116.11	103.74	
CT-Perf (ROI)	0.0	3.78	0.21	163.09	7.06	0.19	166.25	3.78	0.21	163.09	138.68	
CT-Perf (ROI)	2.0	6.16	3.67	121.22	6.79	2.17	137.12	6.16	3.67	121.22	75.92	
CT-Perf (ROI)	2.0	1.47	0.18	120.27	2.41	0.49	202.01	1.47	0.18	120.27	218.45	
CT-Perf (ROI)	6.0	6.67	6.18	309.40	0.02	0.02	202.01	6.67	6.18	309.40	240.27	
CT-Perf (ROI)	0.66	0.64	1.20	65.24	0.72	1.08	68.41	0.62	1.20	65.24	87.85	

図 4. 図 3 で設定した ROI の解析結果。30 種類以上のパラメータについて、core, penumbra の計測値、患側比が瞬時に表示される。

非剛体レジストレーションは放射線科医を救う？

縄野 繁*

1. はじめに

筆者は本誌 28 号 (2000 年 1 月) に「読影フィルムが津波のように押し寄せてくる」という一文を書いたが、マルチスライス CT も 4 列から 64 列に進化し、あれから読影環境はますます悪化している。特に 64 列 CT ではルーチン撮影で 1-2mm スライス厚画像が出力可能となり、病変か否か迷うような小さな腫瘍や血管の走行も冠状断や矢状断画像を読影時に作成して診断したいと考えている施設や医師が多い。

このような状況に対し、文部科学省・特定領域研究「多次元医用画像の知的診断支援」(代表 小畑秀文教授) や厚生労働省がん研究助成金「縄野班」とも協力し、CADM 学会でも毎年肝臓や肝細胞癌に対するコンテストを開催して体幹部 CT の CAD 開発を加速させてきた。特に肝細胞癌の検出では、単純、造影早期相、門脈相、晩期相と呼吸停止状態の異なる 4 時相のボリューム画像を扱うため、病巣や肝臓の濃度の変化を計算するための位置を正確に合わせることが必須となっている。

また、最近 PET/CT が開発され、異なるモダリティの画像を fusion して読影する必要性も生じた。PET は撮影に時間がかかるため自由呼吸下で撮影するが、CT は呼吸停止下に撮影する。いくら呼気で CT を撮影しても、肝臓などの上腹部臓器はどうしても PET 画像とずれてしまう欠点があり、位置合わせの工夫が必要となってくる。

このような画像間の位置あわせの手法の 1 つとして「非剛体レジストレーション」があげられるが、非工学系の医師には馴染みのない単語であり、その利用法や欠点もわかっていない。本稿では、画像の比較や融合という観点から新しい診断支援に対して医学・医療側から希望・期待、疑問を述べ、「非剛体レジストレーション」の可能性について次号以降の話題提供としたい。

2. 読影における融合と差分

a. 融合診断

通常我々が画像の読影をする場合、もし他のモダリティで検査が行われていれば当然ながらその画像を参照する。この場合、異常所見と思われる部分が見つければそれを他の画像にスーパーインポーズして所見を探す作業を行うが、これはいわゆる画像を融合した診断に相当する。前述したように PET/CT 診断が融合診断のきっかけとなった訳であるが、現在では SPECT (single photon emission computed tomography) と CT が一体となった装置も販売されている。いずれも詳細な解剖学情報は CT にまかせ、病巣の強調、検出はそれぞれの薬品の集積に任せるというものである。しかし、CT 一体型装置を使用しても呼

* 国立がんセンター東病院 放射線部 〒277-8577 千葉県柏市柏の葉 6-5-1

吸やわずかな体動による位置ズレは必発であり、補正して表示できる画像処理システムが必要となる。ただし、RI 画像はもともと輪郭がはっきりした画像ではなく、はたしてどこまで厳密に補正できるか、全自動で融合させた方が良いのか、読影医が手動で補正を追加できる半自動システムが良いのかは現時点ではわからない。

どのようなシステムにしても、どのような補正がされたかがわかるように補正前の画像は表示しておいてほしいと思う。

b. 差分診断

同じモダリティでは同時期に撮影された造影・非造影画像などを比較し、病巣の性状や広がりやを診断する。肝臓は呼吸によって上下に動くが前後にもローテーションするため、医師が読影する場合は、門脈や肝静脈などの比較的太い血管を利用して位置を同定することが多い。CAD では、単純な体軸方向の移動だけでは補正は困難であり、非剛体レジストレーションのような手法を使って微妙なズレを合わせるほうが良好な結果が得られると思われる。

また、過去に検査が行われていれば今回の検査画像と比較し、新たな病変が生じていないか、過去に認められた病変に変化が認められるか、臓器の大きさに変化がないかなどを診断する。経過観察中の症例では前回や、前々回の画像と比較することが小さな病変の発見や性状診断に役立つが、この場合も肝臓や腎臓などの大きな臓器の形状、血管の分岐などから存在位置を推定し、その上下のスライスも合わせて見ることで病変を検索している。しかしながら、臨床症状や血液データなどから病変が検出される可能性が低いと考えられる症例において、1 検査 100 枚を超える画像を前回と比較する作業は根気がかなり必要である。まして、1-2mm で記録された CT 画像では 1 検査 500-1000 枚にも及ぶため、読影時間はいくらあっても足りない。見落としの危険性が常につきまとい、CAD も含めて我々を支援するシステムが欲しい場面である。

c. 標準との比較

臓器の大きさや血流の低下など、診断している画像とは別のその症例にマッチした標準的と思われる人間との比較もおこなうが、これも一種の差分診断である。ただし、通常我々が読影する場合は経験に基づく主観的なところがあり、読影者によって判断が異なることも多い。

アルツハイマー病では PET や SPECT 検査において側頭葉内側部などの血流が低下することが知られているが、これらの画像では病気によって萎縮した脳の解剖学的な位置の同定が困難なため、標準的な脳の画像に変換した上で局所の血流を標準の値と統計学的に比較する手法が用いられている。この場合の画像変換は「非剛体レジストレーション」とまではいかないまでも 2 次元、3 次元の非線形変換を行う。

体幹部では、肝硬変で右葉が萎縮し作用が増大することが知られている。悪性リンパ腫

や肝硬変などでは脾腫がみられる。現在、それらの臓器の体積をルーチンに計測する手段がないため、生きている人間の標準の体積も不明である。ある症例の臓器や筋肉の大きさ、脂肪化などが標準の体積からどの程度変化しているかを自動的に計算できれば、がんの診断のみならず臨床上非常に有用である。

3. 何をどこまで合わせるのか

過去画像や他のモダリティとの比較診断のために、画面上で単にスライスを合わせて表示するだけの機能から、単純融合、体の輪郭や骨を基準とした画像変換、横隔膜の位置にあわせた肺や上腹部臓器の形態変換、過去画像との差分画像の作成、過去画像との比較による病巣検出のための CAD、病巣の大きさの自動計測と前回との自動比較、肝細胞癌の CAD のような腫瘍検出のための画像変換など、「画像を合致させる」といっても単純な計算から「非剛体レジストレーション」を積極的に使用して CAD にまで利用するものまで多くのバリエーションがある。さらに、完全補正か一部読影医による微調整を残すかもソフトを作り込むうえで重要な点である。当然ながら細か補正をすればするほど時間がかかると思われ、臨床で要求する変形補正のレベルと「計算時間」との相反する関係をいかに調和させるかが鍵である。

6. おわりに

病変の可能性を検出する CAD とはやや異なり、融合と差分という観点から「非剛体レジストレーション」に対する期待と問題点を述べた。工学系の先生には教科書的な事柄も我々にはよくわからない点が多い。

読影医を助けてくれる多くの良き診断支援システムの開発のためにも新たなる展開を期待したい。

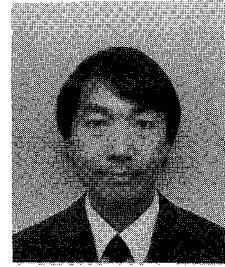
さて、これを書いている間にたまってしまった検査の読影に行かなくては……………。

7. 参考文献

1. 縄野 繁 読影フィルムが津波のように押し寄せてくる CADM News Letter (No.28) 2000.1
2. 石津 浩一 臨床医から見た CAD ; 3次元非剛体重ね合わせ技術の利用と展望 JAMIT2006 (京都) シンポジウム抄録

第 16回学術講演会CADM2006を終えて

大会長 椎名 毅*



近年のコンピュータを中心とする情報処理技術の発展で、CAD システムの実用化も徐々に進みつつあり、これからはコンピュータ支援による診断が独立した研究分野あるいはシステムという段階から、個々の診断モダリティの一部としてコンピュータ支援技術がごく当たり前に取り込まれる時代が来るものと思われます。このような背景から、第 16 回学術集会は「CADM 先端技術と実用化への展開」をメインテーマとし、10月28日-29日に東京慈恵会医科大学にて開催されました。

今年の大会のメインテーマに相応しいものとして企画いたしました「CADM 特定領域特別演題」のセッションでは、小畑秀文先生（東京農工大学）が率いる「多次元医用画像の知的診断支援」の研究成果をご紹介頂き、また CAD 研究の今後について展望する良い機会になったと確信いたします。また、教育講演では、国立がんセンターの柿沼龍太郎先生に「肺癌の CT と CAD」について、大変示唆に富んだお話を伺うことができました。

今年も、コンピュータ外科学会（CAS）と合同開催しましたが、CAS 側の大会長の鈴木直樹先生と伴にこれまでの合同開催としての取り組みを一層蜜にし、合同の受付から初めて、2つのメイン会場をカメラで互いに中継するなど、シームレスに参加できるように意識いたしました。その中で、合同シンポジウムは、CAS と CADM の両分野にまたがるテーマで研究開発が進められている「岐阜・大垣地域 ロボット・先端医療クラスターの現状と将来」について 8 人のシンポジストの方に、また CAS/CADM では、「医工融合とロボットスーツ/サイバースーツ」と題して、人間-機械系の融合を目指した研究について筑波大学の山海嘉之先生に、熱く語っていただきました。

今年は、参加者数数は全体で 380 名程度に達しましたが、190 席を用意した CADM 会場でも狭く感じるほどの多くの皆様に参加いただきました。また、特別企画に関連した内容でのデモセッションや、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関係の皆様がご協力頂き実り多いものになったと思います。

最後にプログラム委員、実行委員の先生方や、滝沢先生、山川先生をはじめ事務局の皆様には大会運営において多大なご協力を頂きました。この場を借りてお礼を申し上げます。



合同特別講演における CAS 会場と CADM 会場間の中継による質疑応答の様子

* 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

学会参加だより

学会参加だより 「MICCAI 2006」

出口大輔*

2006年10月1日～6日、MICCAI2006がデンマークのコペンハーゲンにて開催されました。簡単にMICCAI (Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention) の歴史を見てみると、MICCAIの第1回国際会議は1998年にアメリカのボストンで開催されており、それまでは、VRMed (Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine), MRCAS (Medical Robotics and Computer Assisted Surgery), VBC (Visualization in Biomedical Computing) という3つの組織に分かれて会議が開かれています。1998年にこれら3つの学会が統合されてMICCAIとなり、以降、アメリカ・ヨーロッパを中心として毎年開催されています(表1)。

MICCAI 2006の本会議は10月2日～4日の3日間に開催され、その前後に合計15ものチュートリアルとワークショップが開催されました。開催数が15というのは、MICCAI 2004やMICCAI 2005と比べ

表1 過去のMICCAI開催地

1998年	Boston, USA
1999年	Cambridge, UK
2000年	Pittsburgh, USA
2001年	Utrecht, Netherlands
2002年	Tokyo, Japan
2003年	Montreal, Canada
2004年	Saint-Malo, France
2005年	Palm Springs, USA
2006年	Copenhagen, Denmark
2007年	Brisbane, Australia
2008年	New York, USA

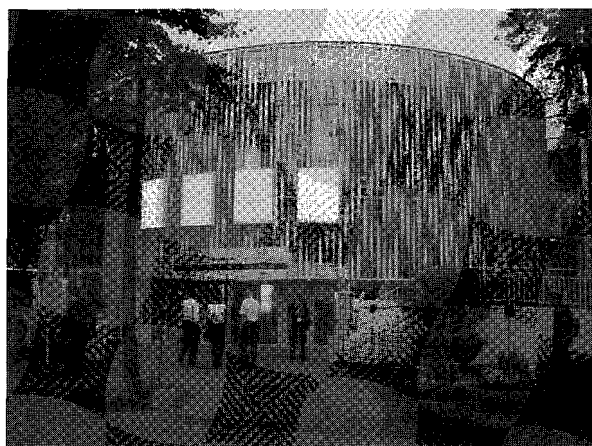


図1 MICCAI2006の本会議が行われた
Tivoli コンサートホール

て圧倒的に多く、MICCAIで扱うテーマが多岐にわたってきたことを感じさせました。その中から、筆者はオープンソースに関するワークショップを選んで参加してきました。発表は主にITK (Insight Segmentation and Registration Toolkit) やNAMIC (National Alliance for Medical Image Computing) といったプロジェクトに関するものから、ITK等のオープンソースを利用した研究が中心でした。ITKの充実ぶりには驚かされましたが、それ以外にも幾つかのオープンソースプロジェクトがあり、医用画像処理の分野でもオープンソースという流れが主流になりつつあるのかなと感じました。

さて、筆者は2001年にオランダで開催されたMICCAIに初めて参加したのですが、9回目を迎えた今年もMICCAIの伝統は守られていました。その伝統の1つが、頑なに守られているシングルセッションというスタイルです。シングルセッションであること

から、口頭発表の数には限りがあり、必然的に口頭発表の採択率は非常に低くなります。本年度は、投稿された 578 件の論文から 232 件が採択され、その中から口頭発表はたった 39 件のみが選ばれるという結果になりました。口頭発表の採択率は約 6.7%と非常に狭き門であったことが伺えます。また、口頭発表の会場も全員が一度に入れる大きなもので、前回参加したオランダの際も広いなと感じたのですが、今回の Tivoli コンサートホール（図 1）もかなりの広さでした。正確な数字は分かりませんが 1000 人程度は入れたのではないのでしょうか。

MICCAI 2006 の本会議は、手術ナビゲーション、レジストレーション、セグメンテーション、メディカルロボット、等のさまざまなテーマに関する発表があり、34 カ国から 600 人を越える参加者が集まる非常に盛況な会議となりました。日本からの発表件数は、日本で開催された 2002 年の 44 件（文献[1]）やフランスで開催された 2004 年の 23 件（文献[2]）と比べて少なく、口頭とポスターを合わせて 7 件でした。

筆者の興味からか、本会議での発表はセグメンテーションに関する話題が多かったように思います。口頭・ポスター発表のどちらでも活発に議論され、ポスター発表では多くの人集りができていました。特に、Statistical Shape Model を利用したセグメンテーションには興味深いものが多く、ポスター発表では他の研究者に混じっていくつか質問をしてきました。しかしながら、ポスター枚数の割に会場が狭く、その上、参加者全員が一度に押し寄せるため、質問には順番待ちができるという場面が多く見られました（図 2）。順

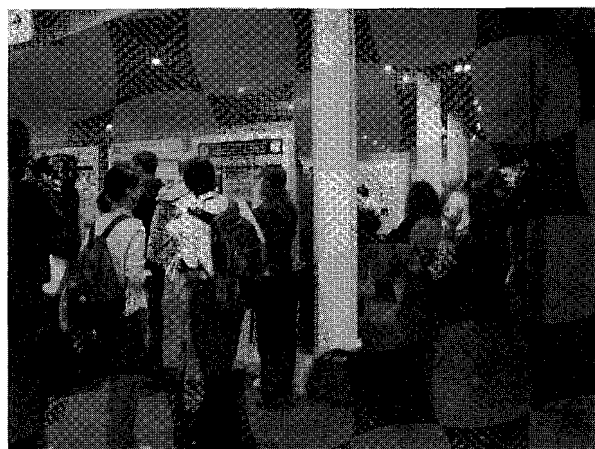


図 2 ポスターに群がる参加者

番待ちをしていると、あっという間に時間切れとなり、効率良くポスターを見るのは難しいなと実感しました。

ソーシャルプログラムとしては、コペンハーゲンの IT University でのバンケットに加え、バンケット前のコペンハーゲンツアーが人気を集めていました。3 種類のツアーが用意されていたのですが、筆者は Carlsberg のビール工場見学のツアーを選んで参加しました。というのも、この Carlsberg の工場見学ではなんと Carlsberg のビールが飲み放題というおまけ付きなのです。参加してみると、筆者と同じくビール目当ての多くの参加者が Carlsberg の工場を訪れ、Carlsberg のおいしいビールを堪能していました。

余談ですが、デンマークのコペンハーゲンといえば、やはりアンデルセン童話で有名な「人魚姫」ということで、早朝に無料のレンタル自転車に乗って人魚姫像（図 3）を目指しました。その際、自転車から見るコペンハーゲンの町は非常に美しく、少年時代に読んだアンデルセン童話を思い出しながら、つかの間のコペンハーゲンを堪能しました。

さて、MICCAI 2006 はアンデルセン所縁のデンマークでの開催となりましたが、次回は MICCAI 初めての南半球、オーストラリアのブリスベンでの開催となります。詳しくは、MICCAI 2007 のホームページ (<http://e-hrc.net/miccai2007/>) をご覧ください。

参考文献

- [1] 林 雄一郎, “学会参加だより「MICCAI2002」,” CADM News Letter, No. 37, pp. 20 - 21, 2003.
- [2] 北坂 孝幸, “学会参加だより「MICCAI2004」,” CADM News Letter, No. 44, pp. 24 - 25, 2005.

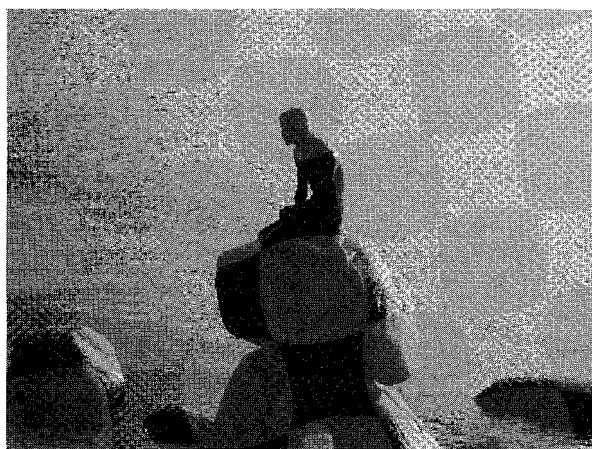


図 3 コペンハーゲンの海を見つめる人魚姫

事務局だより

第22回 理事会議事録

日時 : 2006年10月27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 I
出席者 : 11名、その他委任状7通
審議事項:

1. 平成18年度事業報告および決算報告について
長谷川会長より平成18年度事業報告および決算報告についての報告行われた承された
森久保理事より第15回学術講演会の決算報告が行われた承された
2. 平成19年度事業計画および予算案について
長谷川会長より平成18年度事業報告および予算案についての報告が行われた
また、Asian Forum on Medical Imaging 2007について藤田副会長より補足説明が行われた、
これらに関して了承された
N.L.の電子化について縄野副会長より提案が行われ、N.L.編集委員会で検討を行うことが了承された
3. 定款改定について
定款について細則第1条の改定が了承された
4. 役員改選について
和辻秀信監事の退任が了承され、後任として松山恒和氏(株式会社島津製作所 取締役医療事業部長)が
推薦され了承された
前田知穂理事の退任が了承された、
5. 大会長
次期大会長に森雅樹理事が推薦され了承された
大会会場についてはCAS次期大会長と検討して決定することが了承された

以上

第14回評議員会議事録

日時 : 2006年10月28日(土) 12:00~12:50
場所 : 東京慈恵会医科大学 外来B棟 G会議室
出席者 : 16名、その他委任状21通
審議事項: 審議事項は理事会の議事録に準じるため割愛する。

以上

コンピュータ支援画像診断学会総会議事録

日時 : 2006年10月29日(金) 15:30~16:45
場所 : 東京慈恵会医科大学 大学1号館 5階講堂
出席数 : 85名(委任状60を含む)
審議事項: 次項以外の審議事項は理事会、評議員会の議事録に準じるため割愛する。

4. 役員改選について
理事会、評議員会の承認事項に加え、新理事に木戸尚治氏(山口大学工学部知能情報システム工学科 教授、現評議員)が推薦され、承認された

以上

平成 18 年度事業報告

平成 18 年度は以下の活動を行なった。

1. 論文誌の発行

電子論文誌上で論文 2 編 (Vol. 9, No. 3, No. 4) を発行した。

2. ニュースレターの定期発行

ニュースレター No. 46, 47, 48 号を, それぞれ, 1 月, 5 月, 9 月に発行した。

3. 第 15 回学術講演会の開催

第 15 回大会を日本コンピュータ外科学会と合同で次の通り開催した。

期日: 平成 17 年 11 月 20 日, 21 日

会場: 千葉県幕張 海外職業訓練協会センター (OVTA)

備考: 第 2 回肝臓がん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。(受賞者: 目加田慶人, 川村隆浩)

4. 各種会議の開催

第 22 回理事会, 第 15 回評議員会, 定期総会をそれぞれ次の通り開催した。

第 22 回理事会

平成 17 年 11 月 19 日 (土) 18:00~20:00

品川イーストワンタワー 21 階 ミーティングルーム I

第 15 回評議員会

平成 17 年 11 月 20 日 (日) 13:05~13:55

千葉県幕張市, 海外職業訓練協会センター (OVTA) 4 階 4022 号室

定期総会

平成 17 年 11 月 21 日 (月)

千葉県幕張市, 海外職業訓練協会センター (OVTA) レセプションホール渚

5. CADM-CAD ワークショップの開催

第 6 回 CADM-CAD ワークショップを次の通り開催した。

期日: 平成 18 年 1 月 27 日, 28 日

会場: 宮古島市中央公民館

6. 他学会との協賛

- ・ CARS2006 平成 18 年 6 月 28 日~7 月 1 日
- ・ 3 次元画像コンファレンス 2006 平成 18 年 7 月 6 日, 7 日
- ・ 日本医用画像工学会・JAMIT Annual Meeting 2006 平成 18 年 7 月 21 日, 22 日

7. 医用画像データベースの開発・販売

各データベースの今年度販売件数 (予約分も含む) は次の通り。 () 内はこれまでの累積販売数

マンモグラフィデータベース: 2 件 (23 件).

胃 X 線二重造影データベース: 2 件 (12 件).

間接撮影胸部 X 線像データベース: 2 件 (7 件).

胸部 CT 像データベース: 3 件 (10 件).

腹部 CT 像データベース: 3 件 (5 件).

平18年度決算報告

平成17年10月1日から平成18年9月30日まで (単位：円)

I. 収入の部

科 目	予算額	決算額
前年度繰越金	3,374,358	3,374,358
会費収入	1,169,000	479,000
1. 正会員	795,000	479,000
2. 学生会員	24,000	0
3. 賛助会員	350,000	0
データベース売上げ	200,000	149,265
雑収入	3000	0
その他収入	0	100,196
収入合計	4,746,358	4,102,819

II. 支出の部

科 目	予算額	決算額
1. 人件費	0	0
2. 事務局代行受託費	460,000	483,000
3. 通信費	10,000	0
4. 郵送費	200,000	279,860
5. 消耗品費	100,000	126,700
6. 設備費	0	0
7. 会議費	200,000	36,400
8. 出版費	500,000	313,950
9. 研究会補助費	100,000	0
10. 学術講演会費	100,000	200,000
11. データベース関係費用	200,000	0
12. 編集委員会費	300,000	300,000
13. 予備費	2,576,358	52,764
支出合計	4,746,358	1,792,674

III. 当期収支差額 2,310,145

IV. 資産

流動資産	銀行普通預金	2,310,145
	銀行定期預金	0

V. 会員の現況

名誉会員	2名	
正会員	159名	(158名)
学生会員	4名	(10名)
賛助会員	3社3口	(3社3口)

合計 168名

() 内は昨年度

平成 19 年度事業計画

前年度の活動方針を受け継ぎ、医学・工学・産業界の三身一体となった協調関係が必須条件である。そのための体制の整備、強化を進める。さらに、各種研究集会や講演会の充実、ニュースレター、論文誌の発刊など、会員へのサービスを念頭においた活動を行ない、今後の飛躍への布石とする。具体的には次の項目を計画する。

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、新規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(株)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. 論文誌の発行

本学会論文誌の発行は、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)」に移行した。今後もインターネット上での発信を継続しながらその発展充実に努める。

3. ニュースレターの発行

年3回の発行を維持し、一層の内容充実に努める。

4. 画像データベースの開発・販売

画像データベースについては著作権、知的所有権等の倫理問題への対応を引き続き検討するとともに、既刊データベースの販売促進、および、新規データベースの開発に努める。

5. 学術講演会の開催

第16回大会を日本コンピュータ外科学会と合同で次の通り開催する。

期日：平成18年10月27日、28日、29日

会場：東京慈恵会医科大学 大学1号館3階講堂

備考：第3回肝臓がん抽出コンテストを実施する。

6. 各種会議の開催

第23回理事会、第16回評議会、定期総会をそれぞれ次の通り開催する。

第23回理事会

平成18年10月27日(金) 18:00~20:00

品川イーストワンタワー21階 ミーティングルーム1

第16回評議員会

平成18年10月28日(土) 12:00~12:50

東京慈恵会医科大学 外来B棟 G会議室

定期総会

平成18年10月29日(日) 15:45~16:30

東京慈恵会医科大学 大学1号館 5階講堂

7. 学会賞の授与

学術講演会にて実施される肝臓がん抽出コンテストにおいて、優れた成績を収めた研究機関・グループ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。

8. Asian Forum on Medical Imaging 2007 の共催

Asian Forum on Medical Imaging 2007 を電子情報通信学会・医用画像研究会（MI 研）、日本医用画像工学会・JAMIT Frontier と共催する。

期日：平成 19 年 1 月 26 日、27 日

会場：韓国 Cheju National University（済州島）

9. 関連学協会との協賛事業

従来から協賛関係にある学協会との協調連携を一層進める。

10. ニュースレターの電子化

ホームページ上での公開を目的として、編集委員会においてニュースレターの電子化を検討する。

11. 学会賞の新設

若手会員への研究奨励、発表論文の募集強化を目的として、学会賞の新設を検討する。

12. 名誉会員称号の授与

本学会定款に基づき、本学会に長年尽力・貢献のあった会員に対して、名誉会員の称号を授与するため、各方面に候補者の推薦を求める。

平成19年度予算案

平成18年度10月1日から平成19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	2,310,145	3,374,358
会費収入	1,326,000	479,000
1. 正会員	800,000	479,000
2. 学生会員	36,000	0
3. 賛助会員	490,000	0
データベース売上げ	200,000	149,265
雑収入	3,000	0
収入合計	3,839,145	4,002,623

II. 支出の部

科目	予算額	昨年度決算額
1. 人件費	60,000	0
2. 事務局代行受託費	250,000	483,000
3. 通信費	10,000	0
4. 郵送費	300,000	279,860
5. 消耗品費	150,000	126,700
6. 設備費	0	0
7. 会議費	200,000	36,400
8. 出版費	360,000	313,950
9. 研究会補助費	50,000	0
10. 学術講演会費	100,000	200,000
11. データベース関係費用	200,000	0
12. 編集委員会費	300,000	300,000
13. 予備費	1,859,145	52,764
支出合計	3,839,145	1,792,674

・ 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
00244	有村 秀孝	九州大学
00245	岩瀬 好彦	キヤノン株式会社
00246	小野 徹太郎	大日本印刷 (株)
00247	小川 竜太	松下電器産業 (株)
00248	佐藤 嘉伸	大阪大学
c-008	キヤノン株式会社	
s-024	角森 昭教	山口大学大学院
s-025	川尻 傑	岐阜大学大学院

(2) 次の方が退会されました.

皆川 雅章 中山 良平 尾崎 誠 小川 亙 久々湊 学

(3) 会員数の内訳 (2006年12月15日現在)

賛助会員	4社4口
名誉会員	2名
正会員	163名
学生会員	7名
	<hr/>
	176

※ 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/))より必ず変更の手続きを行なってください

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います。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ズ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, 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, 深野元太朗, 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, 舘野之男, 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, 村上桌道, 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, 晚期相)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, ラベリングや膨脹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, 早期相と晚期相の 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, 晚期相の 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

肺がんの CT と CAD : RSNA2006 からの話題

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) ……2

トピックス

肝がん検出支援システムのコンテスト(@第16回CADM大会)速報

清水 昭伸(東京農工大学大学院共生科学技術研究院) ……4

技術交流の輪①画像認識

ASIST-Japan の活動と Perfusion Mismatch Analyzer(PMA)

百島 祐貴(慶應義塾大学医学部放射線診断科) ……8

技術交流の輪③非剛体レジストレーション

非剛体レジストレーションは放射線科医を救う?

縄野 繁(国立がんセンター東病院放射線部) ……10

学術講演会情報

第16回CADM大会大会後記

椎名 毅(筑波大学大学院システム情報工学研究科) ……13

学会参加だより

MICCAI2006

出口 大輔(名古屋大学大学院工学研究科) ……14

事務局だより

……16

CADM News Letter

発行日 平成19年1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