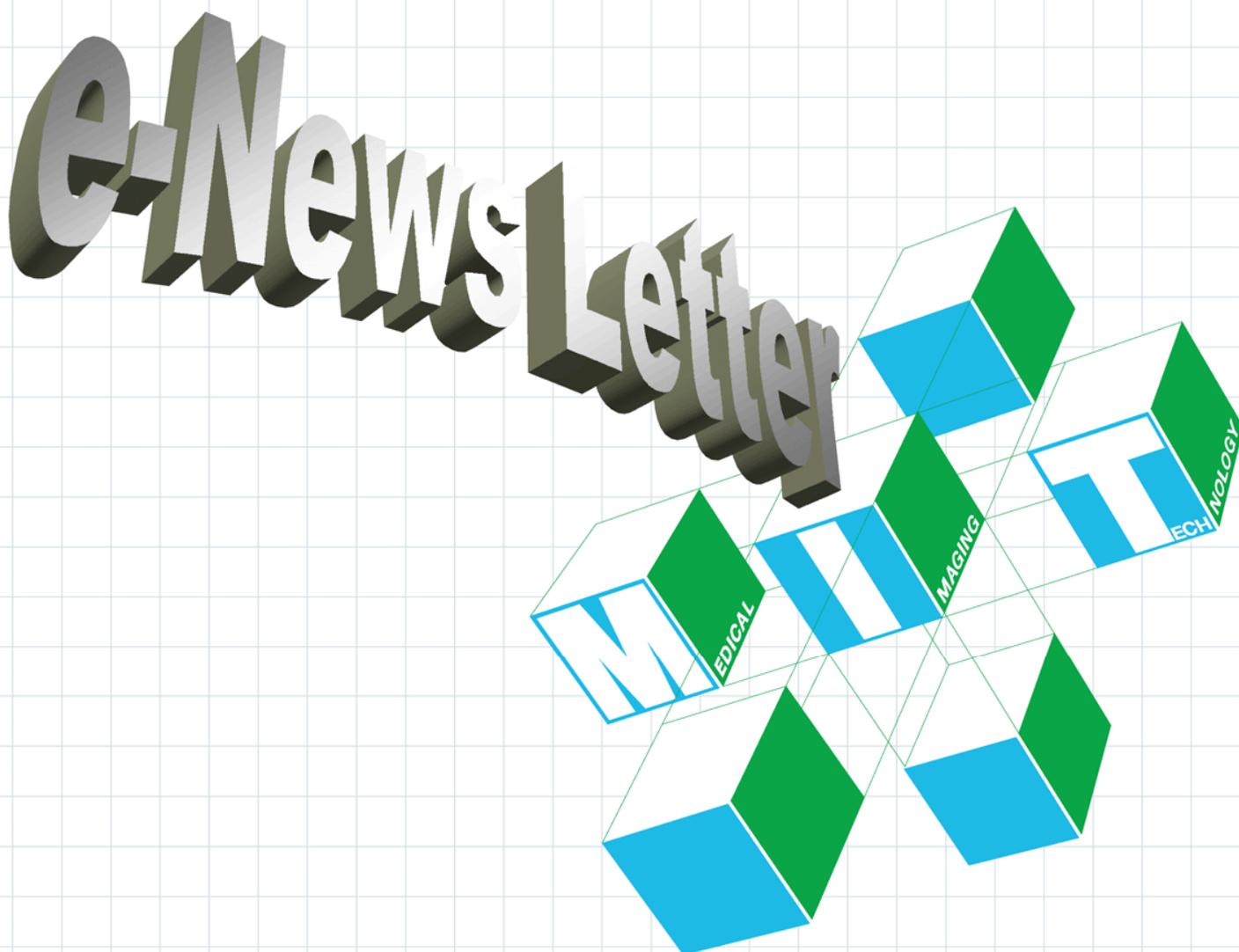


JAMIT

The Japanese Society of Medical Imaging Technology



日本医用画像工学会

2009. 4 e-ニュースレター NO. 2 (通算56)

目 次

JAMIT のあゆみ

日本医用画像工学会 (JAMIT) 事始め

田中 栄一 (浜松ホトニクス 東京支店) ……2

技術交流の輪① 認識

白色化相互部分空間法を用いた顔画像認識

山口 修 河原 智一 (株式会社 東芝 研究開発センター) ……4

技術交流の輪② 非剛体レジストレーション

次世代の非剛体レジストレーションに向けて

佐藤 嘉伸 (大阪大学大学院医学系研究科) ……6

JAMIIT のひろば

ボリュームデータのハンドリングと解析機能の発展

志村 一男 (富士フィルム株式会社 メディカルシステム事業部) ……8

日本医用画像工学会 (JAMIT) 事始め

田中 栄一*

1. 時代背景

1970年代は医用画像工学の革命的な技術展開の幕開けであった。1972年に英国のHounsfield氏らによるX線CT装置の発明が報じられEMI スキャナーとして商品化されてから、放射線診断学に異変が起き始めた。この画期的な診断法の有効性はいち早く世界中で認められ、その波紋は直ちに日本にも広がった。関連医学会や医療機器産業界が大きな関心を示すとともに調査にのりだした。わが国には1975年に初めてEMI スキャナーが東京女子医大に導入された。

英国に少し遅れて米国でもジョージタウン大学のR. S. Ledleyらが研究を始め、1974年に全身用CT装置を完成し、ACTA スキャナーとして商品化された。それから数年の間に十数社の欧米企業がCT装置の新製品の開発を競った。わが国では1976年に国産初の頭部用CT装置が日立メディコ社によって商品化された。

X線CT実現のキーポイントは測定投影データから断層画像を作成する方法、いわゆるCT画像再構成がコンピュータの進歩によって実用的な所要時間で可能になったことである。EMI スキャナーが初めて報告された頃は、画像再構成法も未熟で、長い計算時間を要する逐次近似法が用いられた。解析的な画像再構成法の基礎理論はJ. Radon (1917) やA. M. Cormack (1963) らによって築かれていたが、現在知られているフィルタ逆投影法、重畳積分逆投影法、フーリエ変換法などが開発され、それらの相互関係、フィルタ関数と再構成画像の性質などの研究が大きく進んだのは1971～1975年頃であった。初めて重畳積分逆投影法が実用機に採用されたのは前述のACTA スキャナー (1974) であった。

X線CT装置のハードウェアの進歩もめざましく、検出器もNaI(Tl)からBGOシンチレータ、高圧ゼノン電離箱へと進歩した。1977年には飯沼武、館野之男両先生らが電子ビームの円形走査を利用した超高速CTを世界に先駆けて提案されたが、この原理の装置の開発が日

本ではなく米国UCSFのD. P. Boydらによって開始されたのは痛恨事であった。

核医学分野でも断層イメージングはかなり古くから研究されていた。現在のSPECTに相当する横断断層法は横断シンチグラフィ、Radionuclide CT(RCT)などと呼ばれていた。このRCTは1960年頃ペンシルバニア大学のD. E. Kuhl^{注1)}らによって研究が始められ、1970年代に入って定量的な画像再構成法が用いられるようになり、1976年にMark IVといわれる装置が完成した。日本でもこれとほぼ同様な原理の横断シンチグラフ装置が放医研(著者ら)と東芝(株)の協力によって1972年に開発された。この画像再構成には著者らが開発した重畳積分逆投影法が用いられた。また、秋田脳研の上村和夫、菅野巖両先生らは当時ガンマカメラと回転椅子を利用したSPECTの研究を行っていたが、その後島津製作所と協力して独特のアイデアによるSPECT/PET兼用装置Headtome I (1979)、Headtome II (1982)を開発した。

ポジトロン(陽電子)イメージングではワシントン大学のTer-Pogossianらが1976年にNaI(Tl)検出器48個を六角形に配列した1リングのPET装置PETT IIIを報告し、1978年には4リング(7スライス)の装置PETT IVが開発された。放医研では1975年頃から検出器対向型のポジトロンカメラの研究開発を行っていたが、その後日立メディコと協力してBGO検出器を用いた頭部用PET装置(Positlogica-1)^{注2)}を開発した。この装置は1979年に稼働を開始し、前述のHeadtome I(秋田脳研/島津製作所)とともに日本でのPET研究の端緒を開いた。

MRI(当時はNMRイメージングと言われていた)関係では、まず1971年ニューヨーク州立大学のR. Damadianが腫瘍と正常組織の緩和時間に差があることを発見して、がん診断への可能性を示唆して注目を集めた。1973年に同大学のP. C. LauterburらがNMR投影再構成法を

用いて映像化に成功し、1975年にはスイス連邦工科大学のA. Kumarらによってフーリエイメージング法が開発された。最初の全身MRI装置が開発されたのは1979年である。

2. シンポジウム「CTの物理技術的諸問題」時代

これらの新しい医用画像工学は他の分野にも波及し、診断のみならず基礎医学、生物学などにも大きなインパクトを与えるであろうと期待され、その進展には医学、生物学、物理学、数学、情報学、電子工学、化学、薬学など多くの異なった分野の専門家の密接な連携と協力が必要である。わが国がこの方面で適切な進展を遂げるためには、理工系に重点をおいた産・学・医の研究交流と情報交換の場が必要であることを当初から力説されたのは梅垣洋一郎先生であった。この趣旨には多くの方が賛同し、まず定期的に国際的なシンポジウムを開催することが計画され、とくに牧野純夫氏（東芝）を中心とする多数の産業界の方々と日本放射線機器工業会（現日本画像医療システム工業界 JIRA の前身）のご支援を得て、1978年1月23-25日、東京の富士写真フィルム本社講堂で第一回のシンポジウム「CTの物理技術的諸問題」が開催された。その特別講演者として海外から M. M. Ter-Pogossian（ワシントン大学）、D. P. Boyd（UCSF）、B. A. Brooks（NIH）が、国内からは、古くから X 線回転横断層法の基礎を築いて来られた高橋信次先生（浜松医大）、柄川順先生（帝京大）、田中栄一（放医研）の各氏が選ばれた。一般演題には 40 編が発表された。このシンポジウムは 1981 年まで計 4 回開催され、大会長には最初の 3 回を梅垣先生が、あとの一回は著者が務めた。

3. 医用画像工学（研究）会の設立

上記 4 年間のシンポジウム時代を通じて CT 技術の進歩は著しく、また X 線 CT 以外のモダリティとして SPECT, PET, NMR のほか、超音波、プロトン CT などの研究発表が増加してきた。NMR-CT（現在の MRI）技術もすでに実用の域に達し、画像医学のトータルシステム化の重要性も指摘されるに至って、さらに広範囲の研究交流の可能な研究会の設立が強く要望された。

この要望に応じ、1982年3月24日、医学系、理工系をふくめて約 70 名の発起人によって、日本医用画像工学会（Japan Association of Medical Imaging

Technology, 略称 JAMIT）が設立された。初代会長には田中栄一が就任した。これと同時に従来のシンポジウムは発展的に解消し、新たに同研究会主催による「医用画像工学シンポジウム」を毎年開催することとなった。当初の会員数は約 250 名、賛助会員には 18 社が参加した。この研究会は機関誌「Medical Imaging Technology、略称 Med. Imag. Tech.」を発行し、第 1 巻第 1 号が 1983 年 6 月 20 日に発刊された。同研究会は 1985 年に「日本医用画像工学会」（Japanese Society of Medical Imaging Technology、略称 JAMIT）と改称し、会長には桑原道義先生（京都大学）が就任された。

4. 回想

JAMIT 事始めから現在までおよそ 30 年の歳月を回想すると万感胸に迫るものがある。医用画像工学は電子技術、コンピュータ技術、ハード・ソフトウェア、放射線検出素子、情報工学などなど、あらゆる分野の進歩と協調して、当初の予想をはるかに越えて進展を続けている。当学会は 2008 年にはコンピュータ支援画像診断学会（CADM）と友好的に統合した。新体制の当学会が新しいパラダイムのもとにますます発展して人類の幸福に貢献することが期待される。

注 1) David. E. Kuhl 先生（現在ミシガン大学教授）は「核医学における断層イメージングにたいする貢献」により、2009 年（第 25 回）日本国際賞を受賞されました。

注 2) 日本初の PET 装置「Positlogica-1」は放医研分子イメージング棟 1 階ロビーに展示されています。

* 浜松ホトニクス(株)東京支店 〒105-0001 東京都港区虎ノ門 3-8-21 第 33 森ビル 5F

白色化相互部分空間法を用いた顔画像認識

山口修, 河原智一¹

1. はじめに

計算機で顔画像認識を実現する際、顔特有の様々な変動に対応する必要がある。例えば、顔の向きや照明の影響などの撮影環境の違いによって起こる変動や、表情や経年変化など顔自身の変動などがある。顔画像認識では、同一人物の様々な変動に対応しながら、同時に他人との差異を抽出し、識別を行うことが主題となる。それぞれの変動への対応については、顔の大きさや向き、輝度補正などの正規化を行う処理だけでなく、顔パターンが変動を含むことを考慮した照合アルゴリズムが重要となる。本稿では、筆者らのグループが開発した顔認識アルゴリズムについて紹介する。

2. 顔認識技術

顔認識アルゴリズムの一般的な処理の流れを図1に示す。以下で、各処理について簡単に述べる。



図1 顔認識アルゴリズムの処理の流れ

2.1. 顔検出, 顔特徴点検出

顔検出とは、入力された画像全体から顔の領域を特定する処理で、近年デジタルカメラなどでも盛んに導入されている。本稿の手法では Joint Haar-like 特徴による検出方法を利用する[1]。さらに、検出した顔領域に対して、目や鼻孔、口の両端などの顔特徴点の検出を行う[2]。

2.2. 顔パターン正規化

顔向きおよび照明変動の影響を抑えるために、顔画像の補正および、照明の影響を抑える処理を行う。前節の特徴点検出で得られた特徴点を用いて、平均3次元モデルに顔画像を貼り付け、正面向きの顔画像を生成し[3]、照明の変動を抑えるフィルタを施す[4]。図2は顔パターンの正規化の様子を表わす。

2.3. 顔パターン照合

正規化処理を行った顔パターンに対して、白色化相互部分空間法[5]を使い、照合処理を行う。人物毎に複数の顔パターンを必要とする手法であるため、動画の

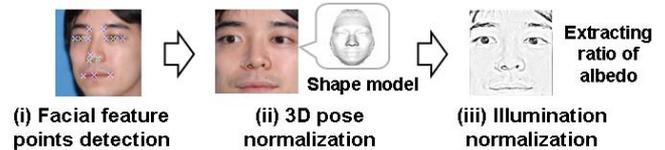


図3 顔パターンの正規化

ように複数の画像が入力された場合は、各画像で上記の処理を行い、各パターンを特徴ベクトルに変換し、それらのKL展開を行うことで、部分空間を求める。

3. 白色化相互部分空間法

照合アルゴリズムである、白色化相互部分空間法について述べる。前回の解説にあった相互部分空間法は人物の顔パターンの変動全体を部分空間で近似し、部分空間の間の角度で類似性を測る手法である。その相互部分空間法の前処理的に各人物の部分空間の間の角度を広げる線型変換を施し、人物間の差異を抽出する処理を行う。白色化変換は、部分空間の集合の白色化変換が部分空間の間の角度(正準角)を広げることを利用する。

3.1. 部分空間の白色化変換

部分空間集合に対する白色化変換は、部分空間の間の角度が広がるほど小さくなる目的関数の最小値問題の近似解として定式化できる[5]。各個人(N 人)の部分空間の集合 $\mathbf{V}_1, \dots, \mathbf{V}_N$ に対する自己相関行列 \mathbf{A} が

$$\mathbf{A} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \mathbf{P}_i$$

と表わされるとき、行列 \mathbf{A} の固有値の分散が小さいほど、部分空間集合に属する部分空間の間の角度が広がることになる。ここで、 \mathbf{P}_i は、 \mathbf{V}_i の基底により定義

される射影行列($1 \leq i \leq N$)である。そこで、すべての固有値を1にする以下の白色化変換 \mathbf{W} によって、自己相関行列 \mathbf{A} の固有値の分散が最小化される。

$$\mathbf{W} = \mathbf{\Lambda}^{-1/2} \mathbf{B}^t$$

ただし、 $\mathbf{\Lambda}$ は自己相関行列 \mathbf{A} の固有値の対角行列、 \mathbf{B} はその固有ベクトルを縦に並べた行列とする。

¹ 株式会社 東芝 研究開発センター 〒212-8582 川崎市幸区小向東芝町1

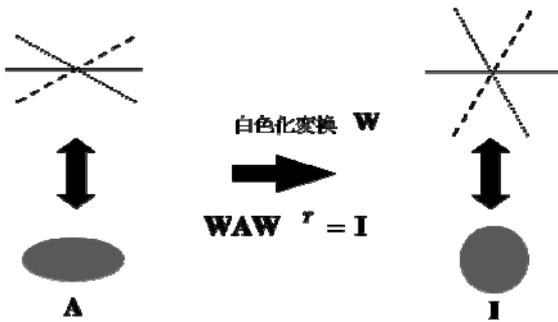


図4 白色化変換により、部分空間が広がる様子を示したイメージ図。上部の点線は部分空間の集合、下部の楕円と円は変換前後の自己相関行列の固有値とその方向を表す。

この白色化変換によって、部分空間の間の角度が広がるイメージを図4に示す。白色化変換によって、角度は均一に広がるため、角度が小さい部分空間の組ほど、大きく広がる。このため、白色化変換を照合対象の部分空間へ適用すると、似ている人物同士の部分空間ほど角度が広がることになり、似ている人物間の差に注目し、差を強調する処理となっている。

3.2. 類似度の計算

人物の顔パターン変動を表現する2つの部分空間 V , W の間の類似度は、以下のように定義する。

$$\cos^2 \theta = \max\{(v, w)^2 \mid v \in V, w \in W, \|v\| = \|w\| = 1\}.$$

このとき、 θ は部分空間 V , W の間の角度となる。 θ を与える v, w は、各部分空間に属する正規ベクトルの組で最も近いものとなる。つまり、顔パターンの変動全体を部分空間とみなした場合、顔パターンを変形し、最も近づいた時のパターン同士の角度を類似度として採用していることになる。具体的な計算方法は、各基底から計算される行列 $X=(x_{mn})$ の固有値問題を解くと、各固有値が正準角の余弦の2乗に対応するため、それを類似度とする。

$$x_{mn} = \sum_{l=1}^d (\psi_m, \phi_l)(\phi_l, \psi_n).$$

なお、 ψ, ϕ はそれぞれ V, W の正規直交基底とする。

4. 応用例

セキュリティ分野における顔画像認識の応用例として、入退室管理システムが挙げられる。図5に示すような顔照合セキュリティシステム FacePass が製品化されている。



図5 顔照合セキュリティシステム FacePass.

FacePass は機器に正対して立ち止まって認識を行い、顔向き、表情の変動に対して動画を利用してロバストに認識を行う。また、緩やかな経時変化に対しては、登録辞書データを自動更新する機能が付加されている。つまり利用するごとに、各登録者の辞書データ（部分空間）が強化・更新され、スムーズに本人が認証されるようになる。

5. まとめ

本稿では、顔画像認識の処理手順の概要を述べ、開発した認識アルゴリズムや実用例について紹介した。顔画像処理の詳細については以下の引用文献を参照されたい。医用画像処理分野においてもアナログ的な適用が見つかれば幸いである。

参考文献

- [1] T. Mita, T. Kaneko, B. Stenger, O. Hori : "Discriminative Feature Co-occurrence Selection for Object Detection", IEEE Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol. 30, No. 7, pp.1257-1269, (2008)
- [2] 湯浅真由美, 武口智行, 小坂谷達夫, 山口修 : "静止画顔認証のための自動顔特徴点検出", 電子情報通信学会研究報告, PRMU2006-222, pp.5-10, (2007)
- [3] T. Kozakaya, O. Yamaguchi : "Face Recognition by Projection-based 3D Normalization and Shading Subspace Orthogonalization", Proc. IEEE 7th International Conference on Automatic Face and Gesture Recognition, pp.163-168, (2006)
- [4] M. Nishiyama, O. Yamaguchi : "Face Recognition Using the Classified Appearance-based Quotient Image", Proc. IEEE 7th International Conference on Automatic Face and Gesture Recognition, pp.49-54, (2006)
- [5] T. Kawahara, M. Nishiyama, T. Kozakaya, O. Yamaguchi : "Face Recognition based on Whitening transformation of Distribution of Subspaces", Subspace2007(8th ACCV Workshop), pp.97-103, (2007)

技術交流の輪-2 非剛体レジストレーション

次世代の非剛体レジストレーションに向けて

佐藤 嘉伸¹

非剛体レジストレーションは、医用画像解析において将来的にますます重要になる技術である。現在、非剛体的変形は、画像全体で変形場がなめらかであると仮定してスプライン関数などを用いて表現されている。しかし、実際には、異なる臓器間ではスライド（すなわち、変形場の不連続）が起こる。よって、画像全体としてみた場合、なめらかとは限らない。また、骨のように剛体性を仮定すべき組織もあり、画像全体で非剛体性を仮定して同一患者データの位置合わせを行うと、変形しないはずの骨が非剛体変形する結果が得られる場合もある。このように、現在の非剛体レジストレーションには限界がある。その限界を打破する次世代の非剛体レジストレーションについて論じたい。

レジストレーションによるセグメンテーション

従来から、「レジストレーションによるセグメンテーション (segmentation by registration)」という概念が論じられてきた。入力データとなる医用画像と予め計算機内に表現された3次元標準解剖アトラスを非剛体レジストレーションすることにより、入力画像のセグメンテーション（解剖学的同定）を完了するというものである（図1）。この概念の具現化は、現在、医用画像解析の分野における最もホットな話題の1つである。この研究の1つのポイントは、非剛体レジストレーションを行う際の、「画像全体でのなめらかな変形場」という限界の克服である。

図2に、(1) ありとあらゆる変形場の集合、(2) 本来起こりうる変形場の集合（この場合、標準アトラスと各個体の違いを表す変形）、(3) 非剛体レジストレーションアルゴリズムで表現可能な変形場の集合、の3つ

の関係を示す。(3)において、「画像全体でのなめらかな変形場」を仮定すれば、図2(a)に示すように、以下の問題点が発生する。

- 実際に起こりうる変形を表現できない（臓器間のスライドを表現できない）。
- 実際に起こりえない変形が表現される（なめらかな変形ならどんな変形も表現されてしまう）。

図2(b)のように、

- 実際に起こりうる変形のみが表現される。
- 起こりうる変形についてはあらゆる変形が表現可能である。

を（近似的に）満たすようにすることが、非剛体レジストレーションの精度と信頼性の飛躍的向上のためのポイントである。すなわち、解の存在範囲を（できる限り）正確に知ると知らないのでは、正解を言い当てる精度に根本的な差が出ると予想される。さらに、起こる可能性が高い変形場、起こりうるが可能性の低い変形場というように確率的な把握できればその精度はさらに向上する。わかりやすく例えると、試験を受けるのに、出題範囲を知り、さらには出題傾向（出題頻度・確率）を正確に把握して、その範囲と傾向に絞って勉強したほうが、それらの情報のないところで漫然と勉強するよりも、効率・効果ともに格段に高いことは容易に想像していただけるものと考え。

「画像全体でのなめらかな変形場」を実現するためのアルゴリズムはスプライン関数などを用いて比較的容易に実装できるが、「実際に起こりうる変形場」および「それらが起こる可能性（確率）」はどのようにモデル化できるのであろうか？ 現在、多くの研究において、「実際に“起こった”変形場」の多数のパターンを

¹ 大阪大学大学院医学系研究科 〒565-0871 大阪府吹田市山田丘 2-2

訓練データとして、統計的に学習させることにより「実際に起こりうる変形場」の確率的モデルを構築している。1つの問題は、解の存在範囲が限られるとはいっても、それでも起こりうるあらゆるパターンの変形場は、多種多様であり、訓練データからは予測できないような変形場が実際に起こりうることである。また、当然ながら、臓器・部位毎での「起こりうる変形場」は異なる。特に、疾患がある場合は、標準アトラスから著しく異なる場合もあり、訓練データも臓器・部位・疾患毎に準備する必要がある。手法的にも、多種多様な変形場に対応でき、なおかつ、解の存在範囲を有効に限定するための変形場の「階層的表現法」の研究が必要である。手法面、訓練データの整備面での課題が残されているが、「レジストレーションによるセグメンテーション」は、自動セグメンテーションの実用化の突破口となる重要な概念である。

個体内の非剛体レジストレーション

前章で述べてきた「起こりうる変形場」は、標準解剖アトラスと個々の患者の解剖構造の間での非剛体位置合わせに関するものであった。すなわち、「個体間」の変形場を扱った。同一患者の画像データの非剛体位置合わせ、すなわち、「個体内」において「起こりうる変形場」は、「個体間」とは異なったものになる。「個体間」で行ったのと同様に、「個体内」で「起こりうる変形場」を計算機内にモデル化することにより、非剛体レジストレーションの精度向上が期待できる。「個体内」変形の場合でも、訓練データによる統計的学習が可能であるが、同一個体の変形は生体力学的な解析が可能になるので、それを利用して「起こりうる変形場」のモデル化することもできる。ただし、どちらの方法をとるとしても、「起こりうる変形場」のモデルは、臓器・組織毎の材質特性、臓器・組織間の物理的な接続関係を反映したものであり、セグメンテーションを伴って初めて威力を発揮すると考えられる。

結論と将来展望

このコラムにおける読者の主たる関心は、「同一個

体の画像間の非剛体レジストレーション」であると思われる。結局のところ、本稿で主張したいことは、「個体間」および「個体内」の「起こりうる変形場」の確率モデルを構築し、それらを「標準解剖アトラス」を介して画像に適用することにより、非剛体レジストレーションを行おうとする（同一患者の）複数画像のセグメンテーションとレジストレーションが同時に達成される、ということである。現在、デジカメ撮影の際に、一般情景画像からの実時間顔検出、表情認識、個人識別機能などが実用化されている。10～20年前には研究段階であったこれらの技術が実用化されたのと同様に、本稿で述べた方向で研究開発を推し進めることにより、10～20年後には、3次元医用画像の自動セグメンテーションおよび非剛体レジストレーションの精度・安定性が飛躍的に向上し、臨床現場で標準的に用いられるようになることを期待している。

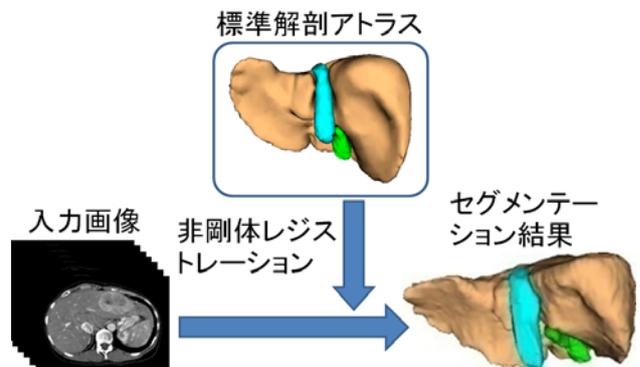


図1 レジストレーションによるセグメンテーション

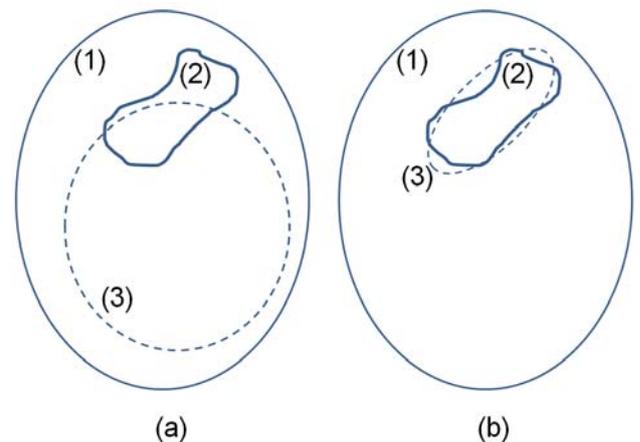


図2 変形場空間。(1)あらゆる変形場、(2)実際に起こりうる変形場、(3)表現可能な変形場

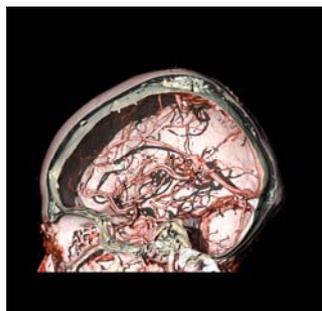
ボリュームアナライザー-SYNAPSE VINCENT - ボリュームデータのハンドリングと解析機能の発展 -

志村一男

現在 SYNAPSE は、病院内に存在するさまざまなシステムと融合する事により、診断支援ツールとして進化を続けています。その一つの統合機能が、ボリュームアナライザー-SYNAPSE VINCENT です。

昨今、モダリティの技術躍進と共に検査データの量は増加する傾向にあり、読影医の先生方の負担も増える一方でした。このような状況下、3Dワークステーションが登場し、thin slice データの再構成、3D画像の作成というワークフローが一般的に行われるようになってきます。2次元断面像を3次元的に可視化し、分かりやすい画像を作成する事で、患者様への説明や先生方のカンファレンスで役立つ補足的な診断情報を提供できます。SYNAPSE VINCENT もそのようなCT、MR等のモダリティから受け取った膨大なボリュームデータから3D画像の作成を行う、診断支援となる機能解析を行う等の機能を備えております。

画像データはモダリティから直接受け取ったり、サーバにQ/Rをかけて取得したりした後、画像の再構成、ボリュームレンダリング等の作業を行います。従来このような処理は非常に時間を費やす作業でしたが、コンピュータのハードウェア技術の進化により、現在では処理スピード、画質共に向上しています。SYNAPSE VINCENT では更に、細かな閾値、不透明度等の設定、弊社独自のセルフシャドウ（表示物体の影をつける）等、様々な処理を加えても、動作、画質が落ちることなく表示可能なボリュームレンダリング技術の開発に注力し、その技術を確立させました。



3シリーズ画像を融合した腹部画像 セルフシャドウ技術

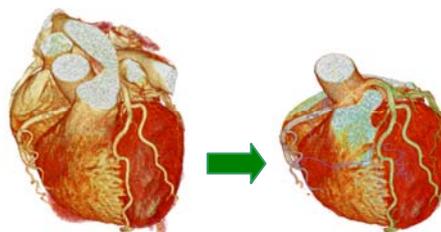
また3D画像を作成において、今までは部位毎の抽出作業が非常に煩雑で、作業者によって結果画像に差がでていたものを、SYNAPSE VINCENT では対象となる組織の画像特徴を学習し、単なる閾値処理での抽出ではなく、データベース化された情報に基づいた、より高度な組織認識、抽出アルゴリズムを開発しました。これによって、作業効率の向上だけでなく再現性も向上させることが期待できます。

またSYNAPSE VINCENTには多数の解析アプリケーションがあります。解析結果が数値で算出される心機能解析やパフュージョン解析を始め、各科の先生方が冠動脈の評価や手術シミュレーションを行えるような、解析機能も備えております。ここにも、様々な抽出技術が応用されており、これにより従来よりも客観的な解析が可能になり、また今まで操作が煩雑だった為に敬遠されていた解析作業の簡略化にもつながっています。

各解析機能は、SYNAPSE ビューワ上からも同様に利用する事ができる為、放射線科の先生方はもちろん、各臨床科の先生方にも気軽に使用できるようなワークステーションを目指し、現在も開発を進めています。



肝臓の volume 計測を行える肝臓解析



1クリックのみで起始部観察が容易にできる冠動脈解析

JAMIT e-News Letter No.2(通算 56 ※)

発行日 平成21年4月15日

編集兼発行人 安藤 裕

発行所 JAMIT 日本医用画像工学会

The Japanese Society of Medical Imaging Technology

<http://www.jamit.jp/>

〒113-0033 東京都文京区本郷 6-2-9

モンテベルデ第二東大前 504 (有)クァンタム内 日本医用画像工学会事務局

TEL: 03(5684)1636 FAX: 03(5684)1650 E-mail: office@jamit.jp

※本誌の前身であるCADM News Letterからの通算号数です。