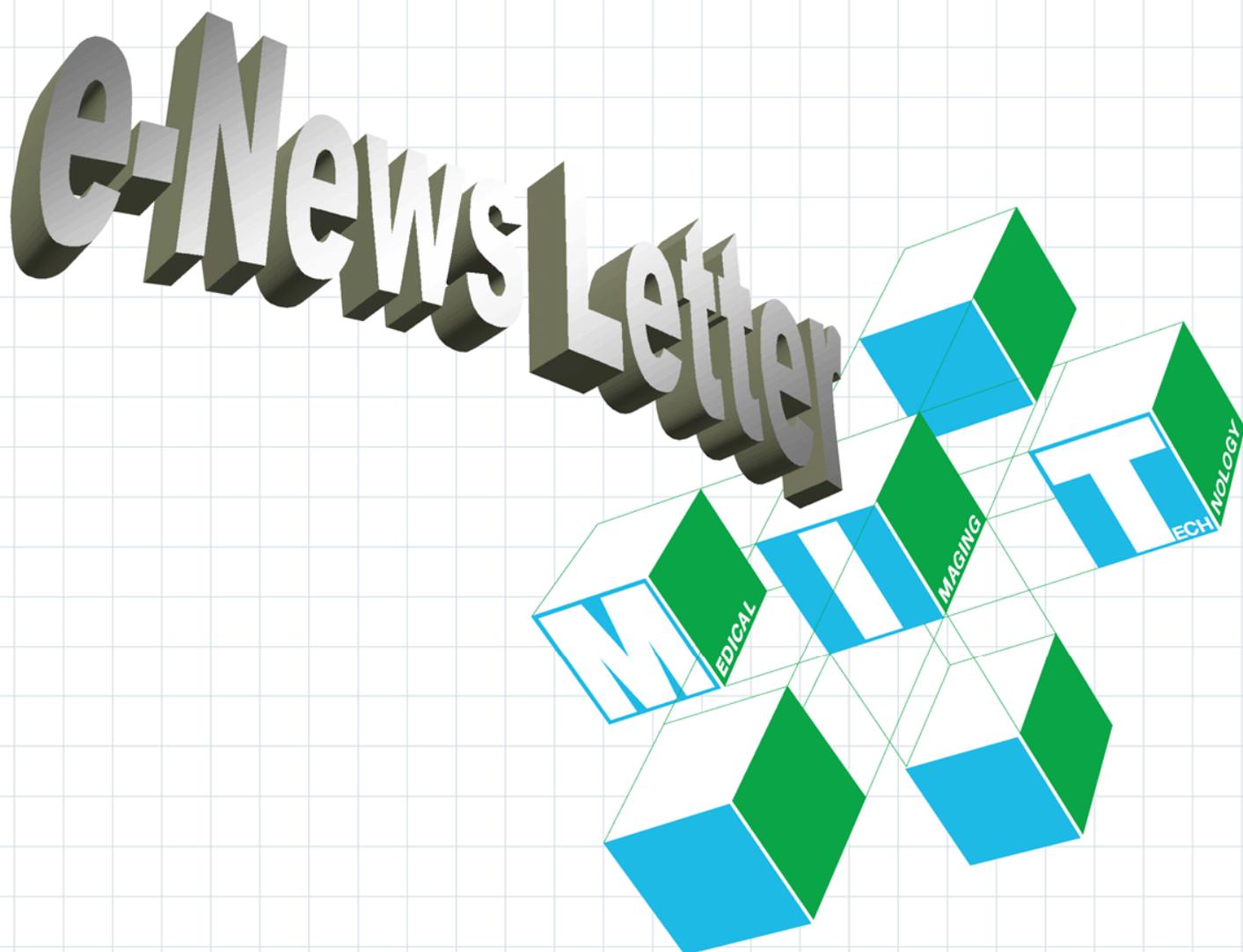


ISSN 1341-9447  
The Japanese Society of Medical Imaging Technology

# JAMIT

The Japanese Society of Medical Imaging Technology



日本医用画像工学会

2009. 7 e-ニュースレター NO. 3 (通算57)

# 目 次

## JAMIT のあゆみ

日本医用画像工学会(JAMIT)のあゆみ

1986年頃から1994年頃にかけて

今里 悠一 (元常任幹事、元編集委員会副編集委員長、元東芝医用機器事業部) ……2

## 技術交流の輪① 認識

核非線形相互部分空間法によるパターン認識

坂野 鋭 (株式会社 NTT コミュニケーション科学基礎研究所) ……5

## 技術交流の輪② 非剛体レジストレーション

胸部の非剛体レジストレーション

羽石 秀昭 (千葉大学) ……7

## JAMIIT のひろば

東芝 X 線循環器診断システムの高画質化

PureBrain™ の画像処理技術

佐藤 直高 (東芝メディカルシステムズ株式会社) ……9

## お知らせ その他

CADM コンテスト→CAD コンテスト@JAMIT 大会

清水 昭伸 (東京農工大学大学院共生科学技術研究院) ……11

## 日本医用画像工学会 (JAMIT) のあゆみ 1986 年頃から 1994 年頃にかけて

今里 悠一

後に CT スキャナと呼ばれるようになった EMI スキャナの開発から約 14 年、日本の病院に最初の CT スキャナが据え付けられてから約 10 年、JAMIT の前身である「CT の物理技術的シンポジウム」第一回目が開催されてから約 8 年後となる 1986 年から 1994 年にかけての「JAMIT のあゆみ」を記す。この期間は田中 栄一会長（当時 放射線医学総合研究所）の後を引き継いで桑原 道義先生（当時 京都大学教授）が JAMIT の会長を引き受けてくださっていた期間である。学会の名称は 1986 年 8 月に医用画像研究会から医用画像工学会へと変更することになった。

この時期は「アナログからデジタルへ」という技術変化の大きな流れの中で医用イメージングの世界もコンピュータの飛躍的な性能向上と相まって大きな変化を遂げた時期であった。また、この時期はバブル経済が 1980 年代後半に始まり 1990 年代初頭に終焉したのと時をほぼ同じくしている。従って、国内の経済状況は良好で研究開発も活発であり JAMIT が包含している医用イメージング分野でも技術の目覚ましい進歩がみられ、その先端を JAMIT が担ってきたことになる。

毎年開催する JAMIT 年次大会では多くの論文発表に加え、海外からの研究者による特別講演や教育講演なども企画し、会員が興味を持つと思われる国内外の研究者による総括的な講演が行われた。この特別講演のテーマを振り返ってみると、PACS、MRI、画像圧縮、NMR スペクトロスコピ、三次元表示、MR のための傾斜磁場コイル、SQUID、コンピュータグラフィックス、超高速 CT、等が含まれており、また、教育講演では MRS の現状と将来、超音波フローマッピング法、MR スペクトロスコピの応用、インターベンショナルアンギオなど今日の臨床・診療分野で広く用いられている技術や今後さらに進展すると考えられる内容が多く含まれている。1989 年までの年次大会では国際 PACS シンポジウム（一部は、国際 PACS/PHD シンポジウム）を含む形で開催しており、海外からの招待講演者による米国や欧州での PACS の現状についての講演などが行われている。1990 年頃からは海外から演者を招待することは経費上の問題もあったが、日本の技術レベルも向上したこと、また、特にインターネットの発達によって情報伝達が容易となったために海外の研究者を講演者として招待することは殆どなくなった。しかし、この時期に JAMIT を通じて新しい技術や情報に接する機会が得られたことが多くのモダリティの開発および普及に大きく寄与してきたと考えられる。

※元常任幹事、元編集委員会副編集委員長、元東芝医用機器事業部

例えば、CT スキャナの分野では複数のスキャン方式があったが 1984 年頃には次第に X 線管と検出器を患者の周囲で同時に回転させる（ローテート/ローテート）方式が主流となった。その後スリッピング技術を用いて X 線管と検出器を一方向に連続して回転する方式によってスキャン時間がさらに短縮され、1990 年頃には患者をガントリー内に送り込む動作とこの方式を組み合わせ、更にはらせん状に収集したデータを補正する方法が開発されてヘリカル（スパイラル）スキャンが可能となり、多段検出器によるマルチスライスによってさらに適用分野の拡大や患者検査の効率（Patient Throughput）向上へと繋がってきている。1986 年頃には国内医療施設で臨床に使われている CT スキャナの台数は 3 000 台以上となり人口当たりの台数は世界一多くなっていた。MRI 分野でも超伝導材料を用いた磁石による 0.5 テスラという当時としては高い磁場強度の装置が主流となった。さらに分解能など画質の大幅な改良や高速スキャン方式の開発などにより適用部位や疾患が広範囲となり、多くの医療施設で臨床に使われるようになった。超音波装置は以前からのリニア電子走査やセクタ電子走査などに新しいスキャン方式やカラードップラ技術による血流測定などの機能ばかりではなく操作性も向上し腹部、産婦人科、循環器科など多くの部位の診断に活躍している。その他、医用画像工学会の領域となる核医学機器、電子内視鏡、X 線撮影装置、画像処理技術、PACS、PET などがデジタル技術の応用によって診療分野で大きな成果を上げている。

学術大会や学会誌で研究成果を論文として発表する場を提供することは学会活動の中で重要な位置を占めている。そのためにレベルの高い論文を顕彰するために論文賞と奨励賞を設けた。常任幹事会で決定した選考及び表彰内規に基づいて論文賞は前年度に発表された論文の中から学会誌編集委員会が、また、奨励賞は学術大会で発表された優れた論文を対象として大会のプログラム委員が選考することとした。第一回の論文賞と奨励賞は 1987 年及び 1989 年にそれぞれ授与された。

学会の運営にあたり最も経費がかかるのは学会誌の発行である。このために文部省(当時)に申請し科学研究費から補助金を受けた時期もあったが和英両論文を混載する学会誌には補助金を出さないなど文部省の方針変更もあり補助金が貰えなくなった。理由は同じではないが、MIT 誌編集部として学会誌の編集、印刷、送付等を委託した会社は科学評論社から 1987 年に篠原出版(株)へ、次いで 1996 年に(有)デジタルプレス、さらに現在の美津濃印刷(株)と変遷したが、基本的には同じ編集者が担当してくれたのでスムーズな移行ができた。また、JAMIT ネットワーク委員会の尽力で比較的早い時期から編集部へコンピュータとインターネット機能を導入することによって電子メールでの論文投稿が可能になり効率は大幅に向上した。他方、JAMIT のように規模が小さい学会では小回りはきくが学会事務局としてフルタイムの人員を雇用する余裕はない。従って、当時も事務局を(社)日本放射線機器工業会(現在の、(社)日本画像医療システム工業会、JIRA)内としていた時期が長かったが、

実務に関しては多くの外部の組織や個人からの支援を受けながら会員管理や会計処理などの学会運営が行われてきた。

JAMIT は M と E の協力体制に加え企業の協力も得た産学協力体制のユニークな学会である。会員 500 名前後の小規模な学会ではあるが急速に変化する医用画像分野の先頭を切って今後も新しい医用イメージング関連技術や応用を発信していく学会であると確信している。

## 核非線形相互部分空間法によるパターン認識

坂野 鋭\*

はじめに

これまでの連載で見てきた部分空間法とその改良手法はユークリッド空間の部分空間により真のパターン分布が近似できるという前提のもとに構築されている。だが、時としてこのような条件が満たされない分布が存在する。例えば、回転する物体画像は画像空間の中で湾曲した分布を取ることが知られている [1]。このような場合には線形部分空間法は良好に動作しない。

この問題を解決するために提案されたのが核非線形相互部分空間法 (Kernel Mutual Subspace method, 以下 KMS) である。KMS は当初物体認識のアルゴリズムとして提案され、強力な認識手法として地位を固めたが、非線形化による御利益はそれだけに止まらなかった。複数の信号の入力を前提とする相互部分空間法の非線形化であるために、物体以外の連続入力画像や音声などへの応用も可能になったのである。本稿では KMS の基礎となる理論を概説し、様々な応用を紹介する。

## 核非線形相互部分空間法

現在のところ、湾曲構造の様な分布を近似する方法は基本的には局所的に線形な記述を用いる方法と、変数を非線形変換する方法しかない。

核と呼ばれる関数による変換は後者の中でも特別に便利な方法である。通常、ベクトル  $\vec{x}$  の変換を  $\vec{x} \rightarrow \psi(\vec{x})$  と書く。  $\psi(\cdot)$  は通常、非常に高次元か無限次元の関数であるため、具体的な表式は得られないが、その内積  $\psi(\vec{x}) \cdot \psi(\vec{x})$  は Mercer の定理として知られるある条件を満たす場合には  $k(\vec{x}, \vec{x}') = \psi(\vec{x}) \cdot \psi(\vec{x}')$  なる核、もしくはカーネルと呼ばれる関数  $k(\vec{x}, \vec{x}')$  で置き換えてよい。

従って、核に基づく非線形な主成分分析は主成分分析の計算に現れる内積を核の計算に置き換えることで

\* (株)NTT コミュニケーション科学基礎研究所 〒619-0237 「けいはんな学研都市」精華町光台 2-4

実現される。具体的に  $n$  次元のベクトル  $\vec{x}_i$  が  $m$  個あるときを考える。データ数が次元数より小さい場合、つまり  $m < n$  の時の主成分分析はデータの内積行列

$$C_{ij} = (\vec{x}_i \cdot \vec{x}_j) \quad (1)$$

の固有値  $\lambda_k$  と固有ベクトル  $\vec{\alpha}_k = \{\alpha_i\}_k$  を用いて

$$V_k = \frac{1}{\sqrt{\lambda_k}} \sum_{i=1}^m \{\alpha_i\}_k \vec{x}_i \quad (2)$$

の様に主成分基底を計算するプロセスとして定式化出来る。

非線形化は式 (1),(2) における内積を核  $k(\vec{x}, \vec{x}')$  に置き換えることで実行できる。内積行列は

$$K_{ij} = \psi(\vec{x}_i) \cdot \psi(\vec{x}_j) = k(\vec{x}_i, \vec{x}_j) \quad (3)$$

となり、これの固有値、固有ベクトルをそれぞれ  $\lambda_k, \vec{\alpha}_k = \{\alpha_i\}_k$  とすると任意のデータ  $\vec{x}$  の主成分基底への写像は

$$\begin{aligned} V_k \cdot \psi(\vec{x}) &= \frac{1}{\sqrt{\lambda_k}} \sum_{i=1}^m \{\alpha_i\}_k \psi(\vec{x}_i) \cdot \psi(\vec{x}) \\ &= \frac{1}{\sqrt{\lambda_k}} \sum_{i=1}^m \{\alpha_i\}_k k(\vec{x}_i, \vec{x}) \end{aligned} \quad (4)$$

の様に計算出来る。つまり主成分基底は顕わに計算出来ないが、写像は計算することが出来る。

相互部分空間法への適用のためには基底同士の内積を計算する必要があるが、これは入力側、学習側の基底をそれぞれ

$$\begin{aligned} V_k &= \sum_i \{\alpha_i\}_k \psi(x_i) \\ W_l &= \sum_j \{\alpha_j\}_l \psi(x'_j) \end{aligned} \quad (5)$$

と定義すると、

$$\begin{aligned} V_k \cdot W_l &= \sum_i \sum_j \{\alpha_i\}_k \{\alpha_j\}_l \psi(\vec{x}_i) \cdot \psi(\vec{x}'_j) \\ &= \sum_i \sum_j \{\alpha_i\}_k \{\alpha_j\}_l k(\vec{x}_i, \vec{x}'_j) \end{aligned} \quad (6)$$

の様に計算することが出来る．これ以降は線形の相互部分空間法と同様に正準角を計算すればよい．

#### 物体認識への応用

先にも述べた通り，KMS は物体認識への応用を目的に提案された．我々は KMS の基本的なアルゴリズムを導出するとともに，姿勢変動のある顔画像集合を線形な場合より低次元の部分空間で記述できることを示した [1]．福井らはその改良手法の検討の中で核による非線形化が姿勢変動のある物体認識の問題に対して決定的に有効であることを実験的に示した [2]．

#### 動作認識への応用

湾曲構造の様な画像集合の非線形性を引き起こすのは姿勢変動ばかりではない．例えば，発話中の唇画像の動作にも非線形性は存在する．このような非線形性を判定する方法は極めて簡単である．学習，認識対象となる画像の平均をとり，その画像が元の画像集合に属するかどうかを調べればよい．姿勢変動のある顔画像の場合には正面顔と横顔の平均を取ると，ピカソの絵によくある顔のようになる．これは通常顔画像とはみなされない．唇動作の場合も同様で口を閉じた画像と大きくあけた画像の平均を取ると，明らかに人間の唇の画像ではなくなる．こうした性質に鑑み，市野らは KMS を発話時の唇動作による個人認証の問題に適用した．特徴抽出系としてフーリエ記述子を用い，従来法より認識率が向上するという実験結果を得た [3]．

一方，Zhang らは自己組織化特徴画像を特徴抽出系として KMS を歩行者の動作識別問題に適用し良好な結果を得ている [4]．

#### 音声への応用

音声はその特徴空間で描く軌跡も湾曲した構造を持つことが知られている．これは，発話行為自体がかなり音として性質の違った音声を発するのに対し，その動作が連続しているため，連続するフレーム間の音素はごく近い位置に存在するためである．従来，音素の認識及び音素による個人識別の問題は混合ガウス分布や学習ベクトル量子化による区分線形近似で解かれることが多かった．

しかし，音声信号は連続的に入力するためにこれらに統計処理を施すことにより，その音声である，あるいは個人である特徴を抽出することが出来ればより高性能な音声処理系を実現する可能性がある．市野らはこのような考察に基づき，音声による個人識別問題に KMS を適用した [5]．音声認識で多用される 2 種類の特徴抽出系について，混合ガウス分布による認識結果と比較したところ，いずれの場合も KMS の方が高い認識率を達成した．また，雑音を印加した音声による実験でも KMS は良好な結果を示した．

#### まとめ

相互部分空間法の非線形化アルゴリズムである KMS とその応用を紹介した．本文中でも触れた様に，KMS は連続的な入力が仮定出来，分布に非線形構造が存在するときには極めて強力な識別器として動作する．

これまでの研究で連続入力と非線形性というのは当初想定していたより一般的な条件であることが分かってきた．例えば一般的なカメラによる画像入力ではガンマ補正がかかっているために照明条件の変化により非線形な変動を引き起こす．今後，このような領域にも KMS とその改良手法は広がっていくものと考えられる．

#### 参考文献

- [1] 坂野，パターン認識における主成分分析 -顔画像認識を例として-，統計数理，第 49 巻，p. 23, 2001
- [2] 福井他，カーネル非線形制約相互部分空間法による物体認識，信学論，vol.J88-D-II，p.1349, 2005
- [3] 市野他，核非線形相互部分空間法による話者認識，信学論 D-II，J88-D-II，p. 1331,2005
- [4] B. Zhang, et. al, Combination of self-organization map and kernel mutual subspace method for video surveillance, Advanced Video and Signal Based Surveillance, 2007. p. 123
- [5] 市野他，話者認識における核非線形相互部分空間法の適用と有効性に関する一考察，部分空間法研究会 Subspace2008, 2008

## 胸部の非剛体レジストレーション

羽石 秀昭<sup>1</sup>

柔らかな体内臓器を対象とした診断や治療において、異なるタイミングで収集された断層画像間で臓器の変形が生じている場合がある。多くの場合、この変形が診断や治療の妨げになるため、これを補正する必要がある。われわれはこれまでに、胸部を対象に呼吸や体位変更による変形を補正する研究を行ってきた。これらの研究を紹介するとともに、今後の方向性について述べる。

### 体位の変更による肺野の変形への対応

肺の粒子線治療の分野では、放射線治療が様々な体位で行なわれるため、治療計画や治療後の評価の際、異なる体位で撮影した診断用CT画像と治療計画CT画像間の非剛体位置合わせが必要となる。

### CT 画像どうしの位置合わせの手順

CT画像の非剛体位置合わせは最終的には格子点を用いた自由変形によって行なうが、横隔膜を中心に大きな変形を伴うという肺野独特の性質から、次のような3つのステップからなる処理を考案した[1]。2種類のCT画像から肺領域抽出を行った後、まず第1ステップでは肺領域の重心を合わせる平行移動を行う。

第2ステップでは、肺野でもっとも変形量大きい横隔膜付近の体軸方向への補正を行う。各CT画像において肺底部を検出する。次に、検出されたフローティング画像の肺底面が参照画像の肺底面に合うように、肺領域を体軸方法に伸縮する。具体的には、体軸方向に沿って線形な変位量を与える。

第3ステップでは、格子点を用いた肺野領域全体の位置合わせを行う。位置合わせのための評価関数として、類似度を評価する画素値の誤差 2 乗和の項に、形状変形の滑らかさをもたらす項を加えた。

格子点は当初は粗く設定し、逐次近似の回数が進むにつれて格子間隔を狭くするという方法を用いた。これ

は、この種のレジストレーションにおいてほぼ標準的にとられる戦略のようである[2]。

### 結果

レジストレーションの結果の例を図2に示す。参照画像とフローティング画像の2種類のCT画像を異なるカラー画像で表している。非剛体レジストレーションにより良好かつ自然な合成ができています。

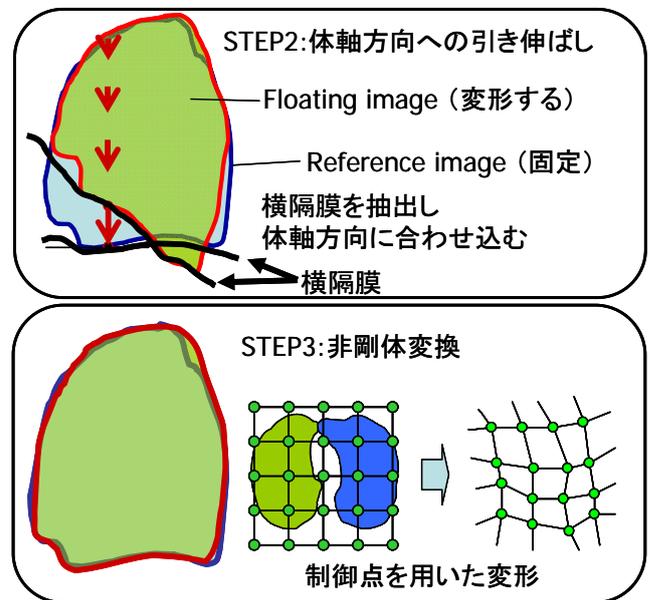


図1 CT画像の肺野の位置合わせ方法  
(ステップ1の説明は省略した)

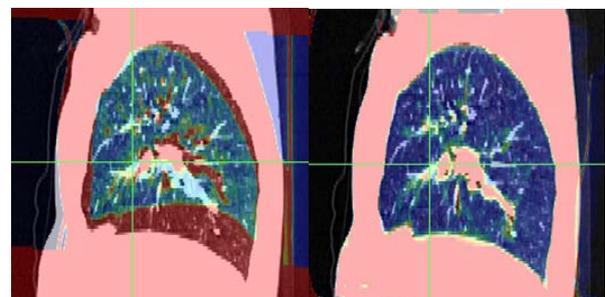


図2 2種類の方法による位置合わせ結果

### 呼吸同期 PET・SPECT 画像の位置合わせ

PET・SPECT 撮影では、撮影中の呼吸による体動によって引き起こされる画質劣化が問題となっている。これに対し、1呼吸周期を2～8程度の位相に分けて収集し再構成する呼吸同期撮影法もある。しかし、トータルの撮影時間を従来の撮影と同じにすれば、各呼吸位相で収集する放射線のカウントが減るため、ノイズによる画質劣化が問題となる。これに対しわれわれは、呼吸同期で得た複数位相の画像群に対し、ある呼吸位相の画像に他の呼吸位相の画像を非剛体変形して合わせ込み、これらを加算することで、空間的なぼけを低減し、かつ、ノイズ特性を改善する方法を研究してきた[3,4]。

変形の際に用いる評価関数には、前項同様、画素値の類似性と変形量の分布の滑らかさを用いた。類似性評価のうち、特に 99m-Tc-MAA 肺灌流 SPECT 画像の変形に際しては、変形の前後での局所的濃度変化にも対応させた。微小血管に塞栓した放射性薬剤は膨張や収縮によって体積あたりの濃度が変化するためである。同一のモダリティ間の非剛体レジストレーションの際、類似の配慮が必要となる場合もあり得るだろう。

結果の一例を図3に示す。ここでは呼吸同期 PET 画像において、単一相、動き補正なしの画像との比較を行なっている。動き補正有の画像において、もっともノイズが少なくかつ鮮明な画像が得られている。

われわれが行った変形では、現行の PET や SPECT の空間分解能がCTなどの比べて低いこと、また、実際の画像があまり明瞭な構造を現していないことから、変形のなめらかさのみの付加条件でも、一定の効果を示していたと考えられる。しかし、より正確な位置合わせのためには、さらに臓器の解剖学的な特性や弾性率などの物理的特性などを考慮することが望ましい。実際、肺野内の腫瘍は呼吸や体位によって大きく変形するものではないと考えられるため、そのことを考慮した非剛体変形も提案されている[5]。

なお、呼吸位相間の非剛体レジストレーションによってえられる変位マップは、合成して高画質の核医学画像を提供するだけでなく、疾患の情報も与えることを示している。特に肺気腫など呼吸機能に異常がある疾患デー

タにおいて、確かに呼吸による肺の動きが小さいことが変位マップから読み取ることができ、副次的な効果も確認されている[4]。

### 今後の方向性

現在われわれは、4次元 MRI 画像からの局所変位量推定の方法について研究を進めている[6]。前号で佐藤先生が指摘されているとおり[7]、より正確なレジストレーションのためには、変形のなめらかさだけではなく、解剖学的知見や物理特性に基づいた非剛体レジストレーションが必要である。

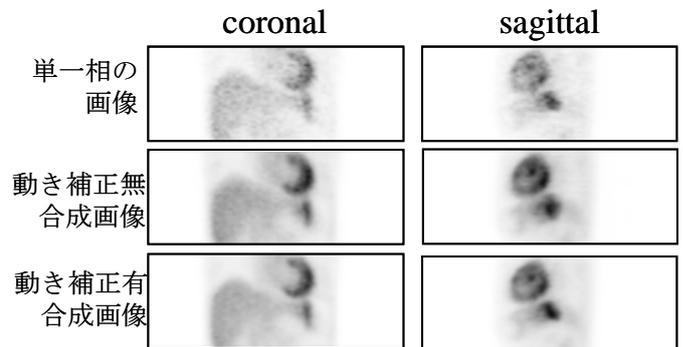


図3 呼吸同期 PET 画像の非剛体変形・加算の効果

### 文献

1. H. Haneishi, N. Takita, D. Tsuchida, Y. Mori, H. Toyama, T. Miyamoto : Image Registration between CT, SPECT and Dose Map Images of Lung and its Application to Image Analysis in Radiation Therapy, IEEE Medical Imaging Conference 2003, Conference Record, M11-293, Portland, (2003.11)
2. Rueckert D, Sonoda LI, Hayes C, Hill DLG, Leach MO, Hawkes DJ. Nonrigid registration using free-form deformations: application to breast MR images. IEEE TMI 1999 ;18:712-721
3. Ue H, Haneishi H et al: Nonlinear motion correction of respiratory-gated lung SPECT images, IEEE TMI., Vol. 25, pp.486-495, (2006.4)
4. H. Ue, H. Haneishi H. Iwanaga, K. Suga : Respiratory lung motion analysis using a nonlinear motion correction technique for respiratory-gated lung perfusion SPECT images, ANM, Vol. 21, No. 3, pp.175-183 2007
5. A. Moreno, G. Delso, O. Camara, I.Bloch: CT and PET Registration Using Deformations Incorporating Tumor-Base Constraints, LNCS 3773, pp.1-12, 2005
6. 梶田喜正, 藤淵俊王, 羽石秀昭: 交差プロファイル法による胸部 4D-MRI の構築, Medical Imaging Technology, Vol.27 No.2, pp. 112-122 (2009.3)
7. 佐藤嘉伸, 次世代の非剛体レジストレーションに向けて, JAMIT News Letter (no.2), pp.6-7 (2009.4)

## 東芝 X 線循環器診断システムの高画質化 PureBrain™ の画像処理技術

佐藤直高

### はじめに

循環器系の画像診断分野で主流であった X 線循環器診断システムは、CT や MR での血管検査の普及に伴い、画像診断からインターベンションに特化したシステムとしての重要性を増してきている。

複雑化、高度化しているインターベンションでは、ガイドワイヤやステントなどのデバイスの視認性が重要であり、画質改善への要望が強い。

東芝では、これらの要望に応えるため、システム全体の最適化を図ると共に、新しいデジタル画像処理の開発に注力してきた。その結果、安定した画像を提供するための新しい X 線制御や、ノイズを大幅に低減する東芝独自のデジタル画像処理などを開発し、X 線循環器診断システム Infinix Celeve™-i INFX-8000 シリーズ (Fig.1) に適用した。

これらの新技術(コンセプト名: PureBrain™)の中核となっている新しいデジタル画像処理の概要と効果について紹介する。



Fig.1 Infinix Celeve™-i INFX-8000V

### 新しいデジタル画像処理の概要

心血管を対象とした PCI は、画像の動きが大きい

ことや、深い角度付けを行うことから、装置側から見て高画質化が難しい手技であり、それゆえ画質改善の要望が強い分野でもある。

透視画像では、低線量故の X 線量子ノイズの低減が必須であり、従来から動画検出リカーシブフィルタが使用されてきたが、透視画像に残像を生じるといった問題があった。今回、新しく開発したデジタル画像処理 SNRF (Super Noise Reduction Filter) は、特に PCI をターゲットとして残像を発生させない処理を研究し、線量を増やすことなく X 線量子ノイズを大幅に低減させるアルゴリズムを開発した。

残像を発生させないために、過去画像との画像加算処理は行わず、基本的には最新画像1枚の中で、各画素の周辺情報との関係を分析してノイズの識別を行い、原画像に対して X 線量子ノイズを大幅に低減させている。また、一般的なノイズ低減処理では、残像が発生する他に、空間分解能の劣化も招きやすいが、SNRF 処理では、MTF の劣化もほとんどない。

### 画像処理のアルゴリズム

PureBrain™ における画像処理のアルゴリズムを Fig.2 に示す。

FPD からの入力信号は、SNRF 処理にて X 線量子ノイズを大幅に低減した後、高周波画像と低周波画像に分けられる。

高周波画像には、ガイドワイヤなどの重要な情報の他に、SNRF 処理で取りきれなかった高周波ノイズも含まれている。DPRF (Digital Pattern Recognition Filter) では、高周波画像の中から独自の方法でガイドワイヤなどの線状陰影を抽出し、抽出された線状陰影は強調してそれ以外はノイズ低減処理を行う。

一方、低周波画像は、さほど重要でない背景画像の濃度情報であるため、ADCF (Advanced Digital

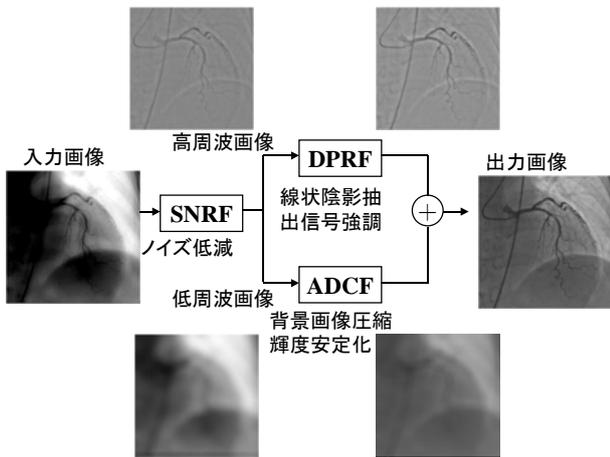


Fig.2 PureBrain™における画像処理アルゴリズム

Compensation Filter)にて大幅な諧調圧縮を行い、画像全体の輝度を安定化させる。

最後に、これらの画像を合成して、ハレーションや黒つぶれの少ない安定した背景画像の上に、信号強調されたガイドワイヤなどのデバイスが表示された、インターベンションの要求に適した画像にしている。

SNRF 処理は、透視以外の DA 画像や DSA 画像にも適用できるため、ノイズの少ない鮮明な撮影画像を得ることが出来る。

### 臨床画像と画質改善効果

PureBrain™ の技術を適用した装置による臨床画像例をいくつか紹介する。

Fig.3 の透視画像においては、動きのある血管に挿入したガイドワイヤでも、残像の影響は見られず、同じ患者の DA 撮影画像 (Fig.4) と同等レベルのワイヤコントラストを維持している。留置されている TAXUS ステントは、やはり線量の多い DA 画像の方が鮮明であるが透視画像でも確認できる。

Fig.5 の DA 撮影画像では、ノイズの少ない背景の上に細かい血管まで鮮明に抽出されている。撮影画像では、従来からリカーブフィルタは使用していなかったため、SNRF 処理のノイズ低減効果は直接画質改善に寄与している。

### おわりに

透視、撮影画質の改善のため、新しい画像処理を中核とした高画質化技術を、東芝 X 線循環器診断システムに適用した。今後、ますます複雑化、高度化するであろうインターベンションの現場に貢献していくことが期待される。

(注) PureBrain、Infinix Celeve は東芝メディカルシステムズ株式会社の商標です。

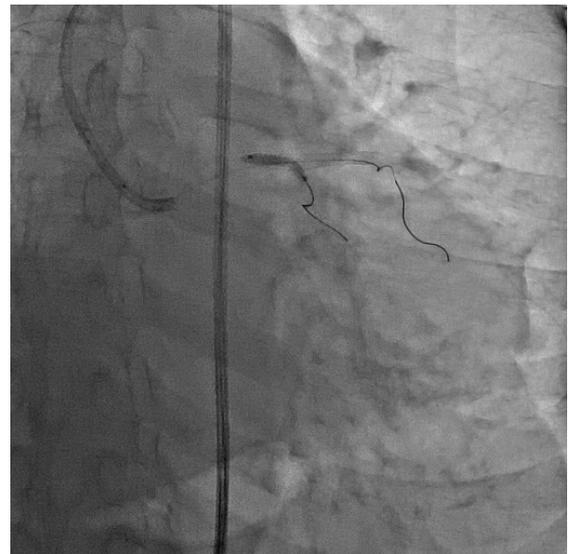


Fig.3 透視画像例

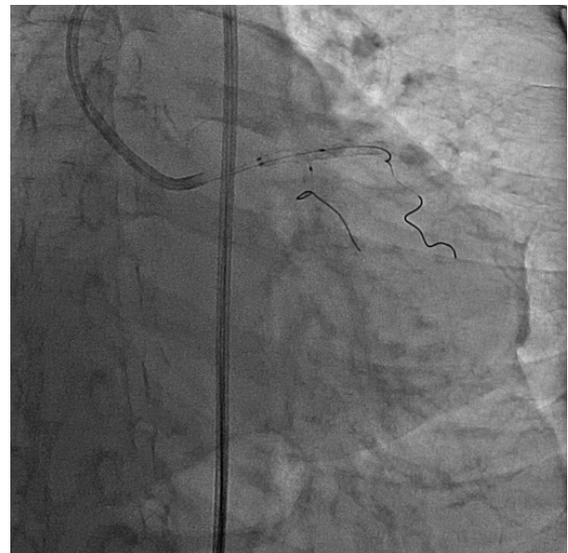


Fig.4 DA 撮影画像例 1



Fig.5 DA 撮影画像例 2

## お知らせ

## CADM コンテスト → CAD コンテスト@JAMIT 大会

清水 昭伸 ※

## 1. はじめに

CADM コンテストは、多くの方が良くご存知の通り、国立がんセンター東病院の縄野繁博士（現 国際医療福祉大学）のご提案による〔1〕、日本発、世界初の企画です。これまで、放射線医学総合研究所の館野之男博士をはじめ、多くの先生方から激励や貴重なコメントを頂き、また、コンテスト参加者をはじめとして、沢山の皆様によって支えていただきました。また、このコンテストの優勝者には毎回館野賞が授与されてきましたが、副賞の賞金 10 万円は、館野先生よりご寄付を頂いております。

来年は、プレコンテストから数えると、丁度 10 年の節目を迎えます。これまで、コンテストの開催速報〔2〕以外にも、何度か紙面でコンテストの紹介をしてきました〔3,4〕。本稿ではそれらの報告とは少し趣を変えて、記録的な側面を重視し、過去のコンテストの課題や参加施

設数、さらには裏方として支えていただいた方々を紹介しします。また、本文の後半では、コンテストの今後の予定についても触れます。

## 2. CADM コンテストの歴史

2001 年のプレコンテストから 2008 年までの年度ごとの開催地、課題、参加施設数、評価者、優勝者、コンテスト用画像管理者、および大会長を表 1 にまとめました。これから、実に多くの方に支えられていたことが良く分かります。8 年間で延べ約 80 名の方に、参加者として、評価者として、あるいは画像管理者としてご参加いただきました。コンテストが本日まで続いたのは、縄野先生の優れたリーダーシップはもちろんのこと、コンテストに関わっていただいたこれらの多くの方々の意欲と熱意によるところも大きかったと思います。

Table 1 コンテストの詳細（所属名はコンテスト開催当時のもの）

年度	開催地	課題	参加施設数 (途中棄権 も含む)	評価者	優勝者	コンテスト用画像 管理者	大会長 (2008年度は学会長)
2001	九州大学	肝臓領域抽出処理のプレコンテスト	6	—	—	清水 (農工大)	縄野 (がんセンター)
2002	大阪大学	肝臓領域抽出コンテスト	5	縄野, 関口, 宮川 (がんセンター)	一杉 (農工大)	滝沢 (豊橋技科大)	田村 (大阪大学)
2003	名古屋大学	肝臓領域抽出コンテスト	6	縄野, 関口, 宮川 (がんセンター)	田村 (農工大)	河田 (徳島大)	遠藤 (国立名古屋病院)
		肝細胞がん抽出プレコンテスト	3	—	—		
2004	早稲田大学	肝臓領域抽出コンテスト	6	縄野, 関口, 宮川 (がんセンター)	出口 (名大)	滝沢 (豊橋技科大)	加藤 (富士フィルム)
		肝細胞がん抽出コンテスト	3		川村 (農工大)		
2005	海外職業訓練 協会センター	肝細胞がん抽出コンテスト	6	縄野, 宮川 (がんセ ンター)	目加田 (中京大) 川村 (農工大)	滝沢 (筑波大)	森久保 (珪肺労災病院)
2006	東京慈恵会医科 大学	肝細胞がん抽出コンテスト	4	縄野, 宮川 (がんセ ンター), 篠崎 (九州 がんセンター)	林 (名大)	滝沢 (筑波大)	長谷川 (中京大)
2007	広島大学	肝細胞がんと血管抽出コンテスト	3	縄野 (がんセ ンター), 篠崎 (九州 がんセンター)	田中 (農工大)	滝沢 (筑波大)	森 (札幌厚生病院)
		膵臓領域抽出コンテスト	2		木本 (農工大)	田代 (広島大)	
2008	法政大学	膵臓領域抽出コンテスト	3	縄野 (がんセ ンター), 篠崎 (九州 がんセンター)	木本 (農工大)	滝沢 (筑波大) 尾川 (法政大)	長谷川 (中京大)

2009年度より本コンテストは、日本医用画像工学会のCAD委員会が引き継ぎ、CADコンテストとして生まれ変わります。次節では新コンテストの今後の予定について述べます。

### 3. CADコンテストの今後の予定

新コンテストの特徴は二つあります。一つは、これまで清水が担当していた運営等に関わる業務を愛知工業大学の北坂先生に引き継ぎました。清水の頃とは違う、斬新な発想に基づく企画・運営が期待されます。もう一つは、CAD委員会が開催するCAD勉強会の拡大と、コンテストとの連携の強化にあります。ここでCAD勉強会とは、工学者と医学者がともに参加して行われる勉強会のことです。CAD開発に必要な医学的知識、基本的な画像処理の解説、コンテストに関連する話題などについて、毎回違う講師による講義・発表を行なう勉強会です。実はこれまでも、コンテスト参加者の周辺では不定期に開催してきました。しかし今後は、コンテスト参加者以外にも広く門戸を開き、大学関係者のみならず企業の方も参加可能な勉強会として生まれ変わります。また、勉強会の話題は、基本的にはコンテストと関連する最新のテーマが用意される予定です。現在のところ年3回のペースで、3, 6, 11月ごろに開催されていますが、講師の都合などで一月前後は移動する可能性があります。開催予定月の数ヶ月前にはJAMITのHP [5] 上で日程と開催場所をご確認下さい。

2009年度のコンテストは、第28回日本医用画像工学会大会 (@中京大学・長谷川大会長) において開催される予定です [6]。8月3日に参加者のプログラムを評価用の未知画像に適用し、4日にはその結果に対する公開審査が予定されています。採点の様子を公開することにより、審査の透明性が確保できるだけでなく、医師が求めているものがどこにあるのか、また、技術的課題は何か、などをコンテスト参加者以外も知ることのできる貴重な機会です。これからコンテスト参加を予定している方はもちろん、そうでない方も是非一度会場まで足を運ん

でみて下さい。

現在、CADの研究の重要性や必要性は、疑う余地がありません。また、最近では、これまで難問とされてきた画像処理の課題も徐々に解決されつつあり、CADの爆発的な普及へむけて一層の弾みがついてきました。このような段階においては、CADの研究をさらに魅力的にする本コンテストのような企画が果たす役割は小さくないと考えます。コンテストのますますの発展を祈ります。

### 謝辞

コンテスト実施に際し、常にリーダーシップをとっていただき、また、工学側の遅々とした進捗にもかかわらず、温かく見守って頂いた国際医療福祉大学の縄野繁博士、放射線医学総合研究所の館野之男博士に深謝します。また、コンテストの結果評価にご参加頂きました長野PET画像診断センターの宮川国久博士、栃木県立がんセンターの関口隆三博士、九州がんセンターの篠崎賢治博士に感謝します。さらに、コンテスト用画像の管理にご尽力を頂いた筑波大学の滝沢先生、徳島大学の河田先生をはじめ、貴重なコメントを頂いたり、陰で支えていただきました諸先生方に心より御礼申し上げます。

### 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 ニュースレター, 28: 12-13, 2000
- [2] 清水昭伸：画像処理コンテスト速報。CADM ニュースレター, 2002~2008  
[http://www.tuat.ac.jp/~simizlab/CADM/cadm\\_index.html](http://www.tuat.ac.jp/~simizlab/CADM/cadm_index.html)
- [3] 清水昭伸：CADM学会の学術研究資産の紹介。Med Imag Tech **26(5)**: 295-299, 2008
- [4] Shimizu, A. et al.: Medical Image Processing Competition in Japan, Proc. of World Congress of Medical Physics and Biomedical Engineering (to appear)
- [5] <http://www.jamit.jp/>
- [6] <http://www.newves.org/jamit2009/wiki/>

## JAMIT e-News Letter No.3(通算 57 ※)

発行日 平成21年7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](mailto:office@jamit.jp)

※本誌の前身であるCADM News Letterからの通算号数です。