

## MICCAI 2011 参加報告

根本 充貴<sup>1</sup> 増谷 佳孝<sup>1</sup> 清水 昭信<sup>2</sup> 本谷 秀堅<sup>3</sup> 平野 靖<sup>4</sup>  
花岡 昇平<sup>1</sup> 小田 昌宏<sup>5</sup> 徐 睿<sup>4</sup> 古川 大介<sup>6</sup> 中野 雄太<sup>6</sup> 森 健策<sup>5</sup>

1 東京大学医学部附属病院 〒113-8655 東京都文京区本郷 7-3-1

2 東京農工大学, 3 名古屋工業大学, 4 山口大学, 5 名古屋大学, 6 キヤノン

E-mail: mnemo-tky@umin.net

あらまし 本稿では, MICCAI 2011 本会セッションおよびワークショップそれぞれの概要を紹介し, 特に興味深い報告について内容を解説する.

キーワード MICCAI 2011, レビュー

## Report on MICCAI 2011

Mitsutaka Nemoto<sup>1</sup> Yoshitaka Masutani<sup>1</sup> Akinobu Shimizu<sup>2</sup> Hidekata Hontani<sup>3</sup> Yasushi Hirano<sup>4</sup>  
Shouhei Hanaoka<sup>1</sup> Masahiro Oda<sup>5</sup> Rui Xu<sup>4</sup> Daisuke Furukawa<sup>6</sup> Yuta Nakano<sup>6</sup> Kensaku Mori<sup>5</sup>

1 The University of Tokyo Hospital, 7-3-1 Hongo, Bunkyo-ku, Tokyo, 113-8655 Japan

2 Tokyo University of Agriculture and Technology, 3 Nagoya Institute of Technology, 4 Yamaguchi University,  
5 Nagoya University, 6 CANON

E-mail: mnemo-tky@umin.net

**Abstract** In this paper, the outline of each session of MICCAI 2011 main conference and several workshops in MICCAI 2011 are introduced. A few interesting reports in the conference are also introduced and explained.

**Keyword** MICCAI 2011, review

### 1. はじめに

本稿では, 9月18日より5日間, カナダのトロントで開催された MICCAI 2011 について報告をする. 本会議口頭発表/ポスター発表の各セッション, ならびにワークショップについて, その概要と興味深い発表について解説を行う.

### 2. MICCAI 本会・口頭発表

#### 2.1. Eyes and ears (O1)

このセッションでは, 目と耳に関する5演題の発表があった. 以下では, 緑内障診断を目的とした眼底画像からの視神経乳頭陥凹(カップ)領域抽出処理[1]について紹介する. この研究では, 視神経乳頭(ディスク)の画像が与えられた時に, そこから内部のカップ領域を抽出する方法を提案している. 具体的には, カップを楕円近似した際の楕円のパラメータ(中心座標と長径と短径)を求めることを目的としているが, そのために, 各パラメータに対して画像特徴量を計算し, その特徴量から正解の楕円との重なりを予測し, その値が最も大きくなるパラメータを決定している. 従来の類似した方法と比較して新しい点は, 大量(2208個)の特徴量から group lasso を用いて予測に有効な特徴量を選択している点, 選択した特徴量と  $\epsilon$ -SVR を用いてさらに精密な予測を行っている点である. また, 予測値最大のパラメータを単純に出力するのではなく, 多数決に類似した方法を利用して, 最終結果をノイズ等に対してロバストにしている点にも工夫がみられる. 実画像を用いた評価実験では, 従来法よりも誤差が相対的に40%前後減少することが示されている.

#### 2.2. Cardiovascular Applications (O2)

ここでは, 超音波画像を使った心臓の形状計測, 術具の位置計測手法, 血管発生シミュレーション手法などが提案されていた. この血管発生シミュレーション[2]では, 血管が発生する際の分岐角度, 血管枝の長さ, 血液によって酸素が運ばれる領域などを考慮に入れてシミュレーションを行っており, 現実的な血管網を生成していた. この手法をさらに発展させることで, 正常及び病変存在時の血管モデル作成につながると思われる. 3次元超音波画像中における術具の位置を高精度に計測する手法[3][O2-4]では, 術具に取り付けた超音波センサを使って位置計測を行っていた. 3次元超音波プローブから超音波を発する際, 方向によって超音波を発するタイミングが異なることを利用し, 超音波センサの3次元位置を高精度に計測していた. 本手法により, 今後登場する超音波画像撮影装置に術具追跡機能が搭載される可能性がある.

#### 2.3. Neurological Applications (O3)

計5つの発表のうち, [4]では脳の brain network を作成し, それらのトポロジ的な性質を Gromov-Hausdorff(GH) metric と呼ばれるグラフ間距離指標を用いて群間比較した研究が発表された. 新しい点は①グラフの作成に graph filtration という手法を用いた点(ただし既存の single linkage hierarchical clustering および dendrogram と等価であるという), それと②それぞれのグラフ(brain network)の間の距離の評価に GH metric を用いた点. 小児の正常例, 注意欠陥多動障害(ADHD)および自閉症スペクトラム障害(ASD)の PET 画像で評価し, 群間比較において GH metric がこれまで使われてきた複数の

比較基準より優れていることを示した。

## 2.4. Abdominal Applications (O4)

腹部臓器の CAS および CAD に関する 6 件の口頭発表があった。対象臓器は大腸や前立腺、腹腔内の複数臓器などである。また、使用する画像は大腸鏡画像、MRI 像および超音波画像などであり、画像特徴の学習支援や 4DMRI を用いた臓器の動きの予測などに関する発表があった。

ここでは腹腔鏡のための Outer sheath の開発に関する研究 [5]を紹介する。腹腔鏡手術では軟性鏡が使用されることがあるが、軟性鏡では組織間や臓器間の隙間への挿入や目標へのアプローチが容易でない。そこで、軟性鏡のように変形可能な状態と硬性鏡のように固定された状態の間を遷移できる腹腔鏡を開発した。この腹腔鏡は、Flexible mode の時に全体と先端の 2 か所を曲げることが可能である。豚に対して実験を行い、有効性を示した。なお、この研究は Young scientist award を受賞した。

## 2.5. Diffusion Weighted Imaging (O5)

Scherrer ら [6]は超解像による拡散強調像 (DWI) の高画質化に関する報告を行った。著者らは、3 方向の厚スライス MR 画像群を組み合わせて等方解像度に近い再構成を行う手法の研究を以前より行っており、本報告はその DWI への応用である。DWI は移動検出磁場の方向情報が付随したベクトル画像のため撮像中に動きのある場合を考慮する必要があり、q-スペースにおけるクリギング補間により回転補正した場合の信号値を決定した。合成画像および臨床画像による実験により評価を行い良好な結果を得たが、今後の課題とし、位相エンコード方向に依存する各撮影スライス方向画像の歪みの補正を挙げた。会場からは圧縮センシングとの関連性についての質問があった。

Yap ら [7]は拡散 MRI アトラスにおける確率的トラクトグラフィの手法として POPTRACT 法を提案した。多サンプルの拡散 MRI を位置合わせして拡散係数プロファイルを平均化したアトラスの場合、混合比率の小さい交叉線維の成分は消失してしまい、通常の確率的トラクトグラフィ手法では十分な回数のサンプリングがされず、結果として描出不足となる線維が存在する。これに対し、POPTRACT 法では各サンプルで決定された線維方向の分布をワトソン分布で近似して使用する。これにより線維方向の情報が明示的に保存され、上記の問題は回避される。14 名分のデータを用いて単純平均アトラスにおける結果と比較し、描出能が向上したことを示した。会場からは病変が存在する場合への対処に関する質問がされた。

同セッションでは、その他に拡散 MRI より抽出した線維束を fMRI 情報によりクラスタリングした報告 [8]など、3 つの発表が行われた。

## 2.6. Orthopaedic Application (O6)

本セッションでは、整形外科に関する六つの発表があった。特に、下記の一つの興味深い研究を挙げる。[9]には、精密的な骨盤の統計形状モデルを作成するため、従来法で得られた対応点の位置を微調整する反復手法を提案した。各形状を形状モデルで再復元し、復元した形状の各頂点を元形状の表面へ投影した。投影点と元頂点の差で決定したベクトルは、各頂点の微調整の方向であった。本手法は、骨盤のデータで実験したが、他の臓器に適用できると思う。

## 2.7. Neurological Longitudinal Changes (O7)

胎児や疾患例の中枢神経系の経時変化について 4 つの発表があった。そのうち [10]では、Tensor-based morphometry (TBM) において新旧の画像のレジストレーションを行う際に、画像上の各点でのレジストレーション精度を同時にベイズ的な手

法で推定し、その下流の処理に利用した研究であった。レジストレーションには FFD(Free-form deformation)を用い、各コントロール点の変位量  $w$  のみならずその精度行列(共分散行列の逆行列) $\gamma$  もモデル化し、変分ベイズ法により推定する。この  $\gamma$  に従って違方向性ガウスカーネルにより平滑化を行うと、精度の低い方向ほど強く平滑化を行うことになるため、TBM における精度向上につながる。手法は ADNI のアルツハイマー病症例について評価され、最終的に SVM による疾患有無判定の精度向上が認められた。

## 3. MICCAI 本会・ポスター発表

### 3.1. Computer-Aided Diagnosis and Machine Learning (P1)

本セッションでは、機械学習の手法を CAD に応用する研究が発表された。全体を見れば、胸部 CT 像に関する CAD 研究は多かった。機械学習の手法に関しては、近年 CV の分野に研究焦点となっている Bag-of-Features、Sparse Coding、Manifold Learning、Tensor 分析などの方法が広く使用された。特に、下記の二つの認識に関する研究を紹介する。[11]では、Sparse Coding の手法によって Sparse の辞書を学習し、大腸ポリープと肺結節の検出に応用されたと報告した。[12]では、Sparse の制約条件を線形分類器の設計に融合し、Tensor の表現でこの分類手法を多 Modality の画像分類へ適用した。

### 3.2. Diffusion Weighted Imaging (P2)

ガウス分布を仮定する拡散テンソルなどのモデルによらず、水分子の変位の PDF そのものを求める DPI (Diffusion Propagator Imaging)に対して、Hosseini らは BFOR (Bessel Fourier Orientation Reconstruction)法を提案した [13]。従来の DPI では信号減衰比がラプラス方程式を満たすと仮定していたが、BFOR 法では熱方程式、および調整可能な平滑化項を導入することで解析的な PDF 再構成を安定して行うことを目指した。合成データと臨床データによる実験で従来の DPI の再構成法に対する優位性を示した。

本セッションのポスター発表は 2 日間にわたって討論の機会があり、微分同相写像不変な PDF の計算法 [14]を含む 28 の報告がされた。

### 3.3. Motion Modeling and Compensation (P3)

本セッションでは、CT 画像、MR 画像、超音波画像を対象とした体動の検出と補正についての研究発表があった。

本セッションでの興味深い発表として、4 次元 CT 画像から呼吸により生じる肺の変位を推定する手法に関する研究を挙げる [15]。本研究では、呼吸により生じる肺の変位を推定するために、(1)時系列で撮影した CT 画像をそれぞれ平均画像に位置合わせする処理と、(2)位置合わせ結果から超解像技術を利用して、より解像度の高い平均画像を生成する処理を繰り返す。実験では、手動で与えたランドマークの位置を本手法で推定した時の推定誤差を評価しており、既存の手法よりも高い精度で推定が可能であることを示している。

### 3.4. Physical Modeling and Simulation (P4)

本セッションでは 24 のポスター発表があった。Ji ら [16]は、DIC(Digital image correlation)分野でよく使われている手法である optical flow を使って、ステレオ画像から脳表の変形をモーショントラッキングした研究を報告した。開頭術におけるステレオカメラ画像から、開頭された部位の脳表面の変形と、特に心拍動・呼吸に伴う周期的な変化が計算された。他に門脈血流のダイナミクスの解析や脳動脈瘤コイル塞栓術のシミュレーションなどの報告があった。

### 3.5. Robotics, Localization and Tracking and Visualization (P5)

ここでは、内視鏡画像、超音波画像などの術中画像を用いた手術支援に関する研究が報告されていた。その中から、3次元超音波画像のモザイクング手法と腹腔鏡手術における術具追跡手法を紹介する。モザイクング手法[17]では、3次元超音波プローブに6自由度の磁気式位置センサを取り付け、位置及び方向情報の付与された時系列3次元超音波画像を撮影する。この時系列3次元超音波画像同士をGPUを用いて高速に重ね合わせることで、リアルタイムに4次元超音波画像を生成していた。腹腔鏡手術の術具追跡手法[18]を提案したグループでは腹腔鏡手術支援ロボットを独自に開発しており、このロボット上で術具位置計測を行っていた。この手法では、カメラ固定、術具挿入ポート位置を既知として棒状の術具の3次元形状を推定しており、カメラの奥行き方向に15度程度の誤差で推定を行っていた。

### 3.6. Segmentation and Tracking in Biological Images (P6)

本セッションでは、光学顕微鏡画像や電子顕微鏡画像における細胞のセグメンテーションについての研究発表があった。本セッションでの興味深い研究の一つとして、マウスの頭部を撮影した3次元の電子顕微鏡画像から海馬の神経線維をセグメンテーションする手法に関する研究を挙げる[19]。この手法では、ユーザが手動入力したシードに基づき、まず先頭スライスと最終スライスについて細胞領域のセグメンテーションを行う。次に、残りのスライスに関してセグメンテーションを行うが、その際に先頭と最終のスライスでのセグメンテーション結果から細胞領域が存在する可能性のある領域を推定し、その推定結果を考慮してセグメンテーションを行うことに特徴がある。比較実験の結果、既存の手法よりも高い精度でセグメンテーションが可能であることを示している。そのほかの興味深い研究としては、顕微鏡画像から細胞をセグメンテーションする手法に関する研究がある[20]。この手法では、上述の手法[19]とは異なり、識別器を用いてセグメンテーションを行う。まず色や形状といった特徴量を画素ごとに計算し、次に画素ごとに計算した特徴量からそれぞれの画素が属するsuperpixelの特徴量を計算する。そして、最後にsuperpixelごとに判定を行う。細胞のセグメンテーションという同一の問題に対して、2つの異なる手法が研究されている点は非常に興味深い。

### 3.7. Segmentation (P7)

計45演題の発表があったが、以下では2演題について紹介する。一つ目の研究は、多数の弱セグメンテーション処理(weak segmenter)を組み合わせるアンサンブル学習に関する研究[21]で、対象は脳MR像内の海馬である。まず、学習のプロセスでは、各学習用データを複数のweak segmenterの組合せにより表現する。新しい点は、組合せのための重みを画素ごとに用意している点と、あらかじめ近傍グラフを作成し、それに基づいて重みに制約を与えている点である。次に、未知データに適用する際には、未知データを近似する学習データの重みをlassoを用いて求め、それを学習のプロセスで用いた複数のweak segmenterの組合せに乗じることで、未知データに対するセグメンテーション結果を推定している。実際の画像による性能評価実験では、従来法よりもDiceスコアが6〜7ポイント向上することが示されている。

もう一つの研究は、統計的形状モデルを利用して大腿のMR像から筋肉をセグメンテーションした例である[22]。統計

モデルは複数ラベルを直接扱うILR法を利用している。また、セグメンテーションのためのエネルギーは、領域とエッジに関する項に、統計的形状モデルの平均からのマハラノビス距離を加えた3項からなる。エネルギーの最小化は勾配法を利用し、実画像による実験では、Diceスコア92%を達成している。

### 3.8. Registration (P8)

本セッションでは、画像位置合わせのテクニックや位置合わせ有用な情報(例えば画像中のランドマーク)の検出法に関連する21件の報告がなされていた。そのうち、特に興味深かった研究について1題を挙げ、解説する。

[23]は、多様体学習の1つであるLaplacian Eigenmap (LE)を用いた、脳MRI像の位置合わせに有用な解剖学的ランドマーク20点の自動検出処理に関する報告である。まず、入力画像に対して脳形状アトラスとの位置合わせを施し、各LM位置が存在する大体の位置(=詳細なLM検出処理の範囲)を取得する。各LMで探索範囲が決定したら、その内部でランダムに100点、 $21 \times 21 \times 21$ の局所3次元アピアランスベクトルを取得し、それを80次元LE-manifoldに投影する。その際のLE-manifoldは、LMごとに学習されたものである。投影により得られる80のmanifold特徴量は、正解LM位置までの変位推定関数に入力される。このようにして得られた100点のランダムサンプリング点からLM位置までの変位は統合され、最終的なLM位置1点が出力される。Manifold特徴量を用いて対象オブジェクトまでの変位推定手法は、2004年のNIPSで報告された“Out-of-sample extensions”を基にしているとの事なので、詳細はそちらを参照されたい。

### 3.9. Statistical Analysis and Shape Modeling (P9)

文献[24]で提案された、3次元画像中の対象臓器領域をセグメンテーションする手法を紹介する。呼吸によるアーチファクトなどに対して頑健であり、学習サンプルのスパースな線敬和により対象臓器の表面を表現することに特徴がある。まず、モデル生成時には、学習用の臓器表面データM症例のそれぞれに、対応点をN点生成し、各臓器表面を対応点の座標を並べた $3N$ 次元のベクトルで表現する。そして、各学習用臓器データをあらわす $3N$ 次元のベクトルをすべて並べて、 $3N \times M$ の大きな行列Dを用意する。形状はProcrustes解析にならって、重心や長軸・短軸などを正規化しておく。与えられた画像からエッジを抽出し、平均形状を初期値としてモデルとエッジとの間でN組の対応点を求める。エッジ上に得られたN点を $3N$ 次元のベクトルyであらわすとき、次式を最小化するxを求める。

$$\arg \min_{x,e} \|T(y) - Dx - e\|^2 + \lambda_1 \|x\|_1 + \lambda_2 \|e\|_1$$

演算TはProcrustes解析用に重心やスケールを調整するものであり、M次元ベクトルxは、学習データのうち、いずれのデータを用いて対象T(y)を表現するか定めるベクトル、 $3N$ 次元ベクトルeはアーチファクト部の変形を表現するベクトルである。それぞれのL1ノルムを正規化項に加えることにより、より少ない学習データだけを用いて、小さなアーチファクトを無視しつつ、T(y)との二乗誤差を最小にするようにセグメンテーションがおこなわれる。

### 3.10. fMRI (P10)

タスクに対するBOLD信号形成モデルに、安静時のfMRIにより得られる脳の部位間の接続性の情報を導入することで、賦活の検出感度を向上させる試みがNgらにより報告された[25]。65例のボランティアによる検証実験で提案手法の優位性が示された。さらに、接続性の共分散行列の逆行列推定に

GL (graphical LASSO)と OAS (Oracle approximating shrinkage)を使用して両者の比較を行った結果、後者が高感度であった。

このほか、拡散 MRI より抽出した線維束の両端における安静時の BOLD 信号についてグレンジャー因果の検定を行った研究[26]など 6 つのポスター発表が同セッションで行われた。

### 3.11. Planning and image guidance (P11)

本セッションは術前・術中における診断支援技術に関する研究をまとめたものである。様々なテーマが存在したが、特に、術前に撮影された画像と術中に撮影する画像の位置合わせを行う研究が多く見られた。その中で最も多く人を集めていたのは、術前に撮影した CT と術中に撮影する超音波画像を位置合わせする研究[27]であった。この研究は大きく 3 つの処理から構成されている。まず、CT、超音波画像からの骨領域抽出する処理。次に、抽出した骨の表面形状に特徴点群を配置する処理。最後に、CT と超音波画像に配置した特徴点群を Gaussian Mixture Models を用いてそれぞれモデル化し、モデル間の一致度を L2 similarity metric を用いて計算することで画像間の位置合わせを行う処理から成る。本研究では、特に特徴点群を配置する処理に工夫が見られた。従来、点群を用いた位置合わせは、処理に用いる点群の多さから処理時間が膨大になってしまうという問題点が存在していた。しかし、本研究は、Gaussian curvature を用いて、曲率の大きい特徴点のみを選択するようにしたため、処理に用いる特徴点の数を減らすことができ、高速な位置合わせを実現させた。

## 4. ワークショップ

### 4.1. MLMI

本ワークショップでは、医用画像処理分野への機械学習の応用を主な話題に、口頭 15 演題、ポスター 29 演題の報告がなされた。今年で 2 回目になる MLMI だが、今年は特に多様体学習(manifold learning)に関する話題が多く、Imperial College London の D. Rueckert 氏による Keynote Address をはじめ、計 7 演題が多様体学習に関連するものであった。

今年の MLMI award を受賞した演題も、多様体学習に関する Gray らの発表[28]であり、MRI / FDG-PET 画像解析によって AD: Alzheimer's Disease (症例数=71), MCI: Mild Cognitive Impairment, (症例数=147), HC: Healthy Controls (症例数=69) を画像識別するといったものであった。画像特徴量は、①MR 像から region-based features (脳アトラスとの位置合わせ=脳各組織の領域推定結果を用いて計測)、および②PET 像から voxel-based features (SUV 値)を取得し、多様体学習の 1 つである MDS: Multi-Dimensional Scaling で特徴量次元の削減をしている。得られた少数の manifold 特徴量を手掛かりに、RF: Random Forest (複数 Decision Tree のアンサンブル)を用いた AD / MCI / HC の識別処理をしており、彼女らの研究成果によると、MR 像特徴 set と PET 像特徴 set を組合せることで、各特徴 set の単独利用よりも画像識別性能が向上していた。具体的には、AD/HC 識別性能が 2-3%向上(87-8% → 90%)、MCI/HC 識別性能が 11%向上(65% → 76%)していた。

また、他の多様体学習を用いた研究としては、Xu らによる Laplacian Eigenmap と SVM を併用した大腸ポリープの自動検出法[29]などがあった。ここでの元特徴量は axial 面の 2D アピアランスベクトルそのものであった。

多様体学習と別話題では、Keustermans らによる頭部 Cone Beam CT 上の解剖学的 Landmark (LM)自動検出[30]が興味深いものであった。ここでの対象 LM は nSIFT で検出可能な組織先端等のエッジライクな点であった。

### 4.2. CCAAI

このワークショップでは腹部領域における CAD 及び CAS 関連の手法を扱っており、Abdominal Intervention (AI), Virtual Colonoscopy (VC), Computational Abdominal Anatomy (CAA)の 3 セッションで構成されていた。

AI セッションでは大腸以外の臓器を対象とした CAD 及び CAS に関する発表が行われ、特に画像間レジストレーション手法が多く提案されていた。例えば肝臓内の血管の端点や分岐点を特徴点とし、グラフマッチングにより特徴点同士を対応付けし、超音波画像と CT 画像間のレジストレーションを行う手法[31]などがあった。VC セッションでの発表は CAD 関連のもののみであり、大腸診断支援手法が主であった。下剤を用いずに腸内残渣造影剤を投与して撮影した CT 像のデータベースに対して、従来提案されていた様々な残渣内ポリープ検出手法を適用し、検出性能の評価を行った結果が報告されていた[32]。その中では、発表者らのグループが提案した手法が検出率 85%, 5.75 FP/case という高い成績となっていた。

### 4.3. PIA

本ワークショップでは胸部画像に関する話題を扱った。口頭発表が 6 件、ポスター発表が 8 件、そしてソフトウェアデモンストレーションが 2 件であった。また、本ワークショップとの併催で行われた LOLA(Lobe and Lung Analysis)11 は CT 像から肺葉領域と肺野領域を自動あるいは半自動セグメンテーションする手法のコンテストであり、口頭発表が 2 件、ポスター発表が 6 件であった。ワークショップ本体ではほとんどが CT 像や MRI 像などを用いた発表であったが、単純 X 線像からの空洞領域抽出や CT 像と単純 X 線像とのレジストレーションなどの発表もあった。また、LOLA11 では肺のセグメンテーション手法が 7 つと肺葉のセグメンテーション手法が 4 つ提案された。

ここでは、興味ある研究発表をワークショップ本体から 1 つ紹介する。[33]は呼吸時と吸気時の肺-胸壁間などのスライドしながら移動する物体のレジストレーション方法を提案している。提案手法では、2 つの CT 像に対して 3 次 B-Spline 変形を行う。その際、画像の法線方向の変形は画像全体で共通とし、法線方向に直交する 2 方向については、臓器ごとに変形する。これによってレジストレーション誤差の低減とスライド部分での smoothness の向上が可能となった。

### 4.4. HP/DCI

本ワークショップでは医用分野における大規模計算、並列計算および分散計算に関する話題を取り扱った。招待講演が 2 件、口頭発表が 6 件、ポスター発表が 6 件であった。本ワークショップで扱われる技術や対象は多岐にわたる。Cloud computing や Grid computing, MPI, GPU, マルチコア CPU を用いた大規模並列・分散計算によるレジストレーションやセグメンテーション手法の開発のほか、任意の処理を分散・並列計算するためのフレームワークに関する研究もあった。[34]では Private cloud system と Public cloud system(ここでは Amazon EC2)を連携運用するフレームワークを提案している。この連携のために、必要とする計算リソースの決定とリソースの分配には CommetCloud と呼ばれるフレームワークを使用している。例として、病理標本画像のレジストレーションをデッドライン(処理完了時間)を指定して実行した。デッドラインを無制限にした場合には、Private cloud system のみが使用され、740 秒程度かかる処理が、デッドラインを 200 秒とした場合には Private cloud system(20 ノード)に加えて、Amazon EC2 が 60 ノード使用された。この際、Amazon EC2 の使用料

として US\$10 のコストが必要であった。

#### 4.5. MFCA

文献[35]は臓器表面を想定し、曲面を **current** で表現したときの、**diffeomorphic** な曲面の変形に基づく非剛体位置合わせについて論じている。曲面の位置合わせにおける **diffeomorphism** は、滑らかで特異点のない変形場のことであり、モデルとターゲットとを一对一に対応づける。この論文では、**current** 間の **diffeomorphism** の直接的な離散計算法について述べている。**current** は、国内でも互いに議論できる程度に勉強すべき曲面表現法である。

文献[36]は、臓器表面の各点の変位に関する統計をグラフィカルモデルで表現するときに、そのグラフィカルモデルの構造を推定することが重要であることを指摘する。そして、精度行列を回帰に基づき決定する際に、正則化項を工夫するなどして、点間の距離の大小に基づき辺の挿入のしやすさを制御する枠組みを提案している。例として海馬表面の各位置における変位の統計をグラフィカルモデルで表現し、測地距離の離れた位置にある点間の相関をできるだけ表現するモデルを構築した。

### 5. MICCAI 2011 の論文採録プロセスと今後の MICCAI に関する話題

MICCAI2011 も無事終了した。本稿の読者の興味は、論文採録プロセスにあるかと思う。将来に向けた記録の意味も込めて、まずは、採録プロセスを簡単に示したい。**Program Committee (PC)** 会議が開催されず **Program Co-chairs** のみで採録論文の決定がなされた **MICCAI 2010 (北京)** とは異なり、**MICCAI 2011** ではトロントに **PC** メンバーが集合し、2 日間に渡って議論を重ねながら論文採否を決定する手順がとられた。まず、本年は **Primary PC** メンバーに論文 20 本ほどがアサインされ、各 **Primary PC** はそれぞれの論文に査読者 3 名の割り当てを行った。すべての論文に対して査読者の一時的割り当てを行った後、一斉に査読者に対して査読の可否を尋ねるメールが送信され、査読不可と回答された論文には別の査読者を割り当てる措置が行われた。査読終了後、査読結果が著者に返送され、著者は **rebuttal** 文書を作成し、それを **upload** することになった。これまでであれば、この **rebuttal** 結果を基に、**PC** メンバーは判定結果案を作成するのであるが、今年は **PC** メンバーと査読者の間で、**Discussion** と呼ばれる時間が設けられ、査読者間で判定が大きく割れた場合には双方が議論し、見解を調整することが行われた。これらの意見を見ながら、最終的には、論文著者・査読者の所属・氏名情報を明らかにされていない **Secondary PC** が判定結果案を作成し、**PC** 会議へと送付された。トロントで開催された **PC** 会議では、ボーダーラインの論文に対してのみ議論が行われ、**Accept** ならびに **Reject** が確定的なものについては、議論の対象から除かれた。ボーダーライン論文については、5 人程度のグループで一つずつチェックし、採録すべきものを拾いあげた。なお、このプロセスで重要視されるのは、やはり個々の査読者が最初に記した得点・意見であり、**MICCAI** での論文採録では、やはり査読者の第一印象が極めて重要であると思われる。なお、セッション編成などは、**Program Co-chairs** を中心として進められた。

さて、2012 年の **MICCAI** はニースで開催予定であり、現在論文投稿システムの改修を **PCS** をお願いしている段階である。2011 年の査読プロセスは、**Secondary PC** が判定案を作成したのであるが、これは、システムの都合上によるものである。**(Primary PC は Secondary PC と呼ばれ、Secondary PC は**

**Primary PC** と呼ばれるべきものであったが、システムの都合上、我々が期待する **Primary / Secondary PCs** の持つ機能が、システムでは逆になっていた)。今回の改修はこの問題点を修正しようとするものである。現在、**PC meeting** の日程もほぼ決まり、来年の **MICCAI PC** 体制づくりが出来上がりつつある。一方、2013 年の **MICCAI** は、日本学術会議の共同主催の内定もいただき、こちらも順調に準備が進んでいる。日本学術会議共同主催のために、昨年 11 月の提案書送付、本年 2 月の日本学術会議における説明を行っている。また、**MICCAI 2014** はボストン、**MICCAI 2015** はミュンヘンでの開催が決定しており、今後の発展が期待されるところである。

なお、東日本大震災が起きたわずか 3 時間後、真つ先に小生宛に日本在住者向けのお見舞いのメールを送ってくれたのが、**MICCAI 2011** のオーガナイザーであったことを記したい。心より感謝申し上げる次第である。

#### 6. むすび

本稿では、**MICCAI 2011** の本会議ならびにワークショップの内容について報告した。今回、日本からの発表の大部分は残念ながらワークショップでのものであり、日本の優れた技術を世界に発信する為にも、本会議での発表数増加のための努力が求められる。

#### 文 献

(**MICCAI** 本会抄録の **LNCS** 番号については、**Pt1=LNCS6891**, **Pt2=6892**, **Pt=6893** である)

- [1] Y. Xu, D. Xu, S. Lin et al., Sliding Window and Regression Based Cup Detection in Digital Fundus Images for Glaucoma Diagnosis, **MICCAI2011-Pt3**, pp. 1-8, 2011.
- [2] M. Schneider, S. Hirsch, B. Weber, and G. Szekely, Physiologically Based Construction of Optimized 3-D Arterial Tree Models, **MICCAI2011-Pt1**, pp.404-411, 2011
- [3] J. Mung, F. Vignon, and A. Jain, A Non-disruptive Technology for Robust 3D Tool Tracking for Ultrasound-Guided Interventions, **MICCAI2011-Pt1**, pp.153-160, 2011
- [4] HyeKyoung Lee, Moo K. Chung, Hyejin Kang, Boong-Nyun Kim, and Dong Soo Lee, Computing the shape of brain networks using graph filtration and Gromov-Hausdorff metric, **MICCAI2011-Pt2**, pp.302-309, 2011.
- [5] S.Zuo, K.Masamune, K.Kuwana, M.Tomikawa, S.Ieiri, T.Ohdaira, M.Hashizume, and T.Dohi, Nonmetallic rigid-flexible outer sheath with pneumatic shapelocking mechanism and double curvature structure, **MICCAI2011-Pt1**, pp.169-177, 2011
- [6] B. Scherrer, A. Gholipour, S.K. Warfield, Super-Resolution in Diffusion-Weighted Imaging, **MICCAI2011-Pt2**, pp.124-132, 2011
- [7] P.T. Yap, J.H. Gilmore, W. Lin, D. Shen, Reconstruction of Fiber Trajectories Via Population-Based Estimation of Local Orientations, **MICCAI2011-Pt2**, pp.133-140, 2011
- [8] B. Ge, L. Guo, J. Lv, X. Hu, J. Han, T. Zhang, T. Liu, Resting State fMRI-guided Fiber Clustering, **MICCAI2011-Pt2**, pp.149-156, 2011
- [9] S. Seshamani, G. Chintalapani, et al: Iterative refinement of point correspondences for 3D statistical shape models. **MICCAI2011-Pt2**, pp. 417-425, 2011.
- [10] I. J. A. Simpson, M. W. Woolrich, et al.: Longitudinal brain MRI analysis with uncertain registration, **MICCAI2011-Pt2**, pp.647-654, 2011.
- [11] M. Liu, L Lu, et.al: Sparse Classification for Computer Aided Diagnosis Using Learned Dictionaries, **MICCAI2011-Pt3**, pp.

- 41-49, 2011.
- [12] N. Batmanghelich, A. Dong, et al.: Regularized Tensor Factorization for Multi-Modality Medical Image Classification, MICCAI2011-Pt3, pp. 17-25, 2011.
- [13] A.P. Hosseinbor, M.K. Chung, Y.C. Wu, A.L. Alexander, Bessel Fourier Orientation Reconstruction: An Analytical EAP Reconstruction using Multiple Shell Acquisitions in Diffusion MRI, MICCAI2011-Pt2, pp.217-225, 2011
- [14] J. Cheng, A. Ghosh, T. Jiang, R. Deriche, Diffeomorphism Invariant Riemannian Framework for Ensemble Average Propagator Computing, MICCAI2011-Pt2, pp.98-106, 2011
- [15] G. Wu, Q. Wang, J. Lian, and D. Shen, Estimating the 4D Respiratory Lung Motion by Spatiotemporal Registration and Building Super-Resolution Image, MICCAI2011, LNCS6891, pp.532-539, 2011
- [16] S. Ji, K. D. Paulsen, et al.: Cortical surface strain estimation using stereovision, MICCAI2011-Pt1, pp.412-419, 2011.
- [17] L. J. Brattain and R. D. Howe, Real-time 4D Ultrasound Mosaicing and Visualization, MICCAI2011-Pt1, pp.105-112, 2011
- [18] R. Wolf, J. Duchateau, P. Cinquin, and S. Voros, 3D Tracking of Laparoscopic Instruments Using Statistical and Geometric Modeling, MICCAI2011-Pt1, pp.203-210, 2011
- [19] M. Roberts, W. Jeong, A. Vazquez-Reina, M. Unger, H. Bischof, J. Lichtman, and H. Pfister, Neural Process Reconstruction from Sparse User Scribbles, MICCAI2011, LNCS6891, pp.621-628, 2011
- [20] L. Cheng, N. Ye, W. Yu, and A. Cheah, Discriminative Segmentation of Microscopic Cellular Images, MICCAI2011, LNCS6891, pp.637-644, 2011
- [21] T. Chen, B. C. Vemuri, A. Rangarajan et. al., Mixture of Segmenters with Discriminative Spatial Regularization and Sparse Weight Selection, MICCAI2011-Pt3, pp. 595-602, 2011
- [22] S. Andrews, G. Hamarneh, et al.: Probabilistic Multi-shape Segmentation of Knee Extensor and Flexor Muscles, MICCAI2011-Pt3, pp.651-658, 2011
- [23] R Guerrero, R Wolz, and D Rueckert: Laplacian Eigenmaps Manifold Learning for Landmark Localization in Brain MR images. MICCAI2011- Pt2, pp. 566-573, 2011.
- [24] S. Zhang, Y. Zhan, M. Dewan, J. Huang, D.N. Metaxas, and X.S. Zhou, Deformable Segmentation via Sparse Shape Representation, MICCAI2011-Pt2, pp.451-458, 2011
- [25] B. Ng, R. Abugharbieh, G. Varoquaux, J.B. Poline, B. Thirion, Connectivity-informed fMRI Activation Detection, MICCAI2011-Pt2, pp.285-292, 2011
- [26] X. Li, K. Li, L. Guo, C. Lim, T. Liu.: Fiber-centered Granger Causality Analysis, MICCAI2011-Pt2, pp.251-259, 2011
- [27] A. Brounstein, I. Hacihaliloglu, P. Guy, A. Hodgson and R. Abugharbieh, Toward Real-Time 3D US to CT Bone Image Registration Using Phase and Curvature Feature Based GMM Matching, MICCAI2011, LNCS6891, pp.235-242, 2011
- [28] K Gray, D Rueckert, et al. Random Forest-Based Manifold Learning for classification of Imaging Data in Demantia. MICCAI2011-MLMI, LNCS7009 pp.154-, 2011.
- [29] J W Xu, and K Suzuki.: Computer-Aided Detection of Polyps in CT Colonography with Pixel-based Machine Learning Techniques. MICCAI2011-MLMI, LNCS 7009, pp.346-, 2011.
- [30] J Keustermans, P Suetens, et al.: Automated Cephalometric Landmark Localization using Sparce Shape and Appearance Model. MICCAI2011-MLMI, LNCS 7009, pp.242-, 2011.
- [31] C. O. Laura, K. Drechsler, M. Erdt, M. Keil, M. Noll, S. D. Beni, G. Sakas, and L. Solbiati, Intraoperative Registration for Liver Tumor Ablation, MICCAI2011-CCAAI, LNCS6668, 2011
- [32] N. Panjwani, R. Summers, J. Fletcher, and M. G. Linguraru, Computer-aided Polyp Detection for Laxative-Free CT Colonography, MICCAI2011-CCAAI, LNCS6668, 2011
- [33] V.Delmon, S.Rit, R.Pinho, and D.Sarrut, Direction dependent B-splines decomposition for the registration of sliding objects, MICCAI2011-PIA, pp.45-55, 2011
- [34] L.Yang, H.Kim, M.Parashar, and D.Foran, High throughput landmark based image registration using cloud computing, MICCAI2011-HP/DCI, pp.38-47, 2011
- [35] A. Gunther, H. Lamecker, and M. Weiser, Direct LDDMM of Discrete Currents with Adaptive Finite Elements, MICCAI2011-MFCA, pp.1-14, 2011
- [36] S. Allasonniere, P. Jolivet, and C. Giraud, Detecting Long Distance Conditional Correlations Between Anatomical Regions Using Gaussian Graphical Models, MICCAI2011-MFCA, pp.111-122, 2011