# 3次元血管モデルのX線画像への実時間位置合せ手法

喜多 泰代<sup>†</sup> Dale L. Wilson<sup>††</sup> J. Alison Noble<sup>††</sup>

Real-Time Registration of 3D Cerebral Vessels to X-Ray Angiograms

Yasuyo KITA<sup> $\dagger$ </sup>, Dale L. WILSON<sup> $\dagger\dagger$ </sup>, and J. Alison NOBLE<sup> $\dagger\dagger$ </sup>

あらまし 複雑な3次元自由形状剛体の位置・姿勢を,その2次元投影図から高速に算出する一手法を提案する.この手法は,手術前に撮影されたデータ(MR Angiogram)から構築された脳血管の3次元モデルを,手術中に撮影されるその血管のX線画像(Digital Subtraction Angiogram)にリアルタイムに重ね合わせるために開発された.初期姿勢が±20度の誤差で与えられる条件のもとで,基本的に3次元モデル各点の画像上への投影位置から最短距離にある観測血管陰影の位置をそのモデル点の対応位置とするが,対応する血管陰影が画像から抽出されない場合には,間違った対応位置を多く含んでしまう.本手法ではこの過程において,3次元モデルの投影形状から算出される適応的な探索領域を用いることにより,正しくない対応を効果的に除去する.得られる3次元モデル点とその投影位置の仮対応ペアの高正解率に支えられ,2次元投影位置からの3次元位置・姿勢の算出時に,回転行列 R の線形化などが問題なく適用され,高速で頑健な位置合せを実現している. キーワード 3D-2D 位置合せ,ICP アルゴリズム,異種画像統合,強化現実ビジュアライゼーション,低侵襲手術

# 1. まえがき

論

<u>Ф</u>

昨今の高度医療機器の発展に支えられ,手術中の患 者の体の損傷を極力少なく治療を行う低侵襲手術が 様々な部位を対象に進められている.入力画像をより 効果的に利用するコンピュータビジョン技術もその一 端を大きく担い,臨床現場でもその成果を出し始めて いる[1].本研究が支援を目指す,脳内血管動脈瘤の血 管内治療も低侵襲手術の一つで,頭蓋を切開すること なく,太股にあけた小さな穴からカテーテルを血管に 挿入し,これにより運んだコイルなどの詰め物で動脈 瘤を内側からふさぐ治療である.現状では,神経放射 線医がその投影 X 線画像(DSA: Digital Subtraction Angiogram, eg. 図 1(b))を見ながら, カテーテル を血管内で移動させていく.手術前に頭部の3次元ス ライス画像 (MRA: MR Angiogram)を見ていると はいえ,複雑な形状の血管を1枚の投影画像だけから 思い浮かべながら3次元的に操作するのは,大変難し

い作業となる.そこで,医師の対象に関する理解を助 けるため,Wilsonらは MRA のスライス画像から脳 血管の3次元モデルを再構成する手法を開発した[2]. 図1(a)はその結果例である.

本研究の最終目的は,手術中,この3次元モデル上 にカテーテルの位置をリアルタイムに表示し,医師が カテーテルをより正確に操作する助けとすることであ る.このためには,手術前に得た3次元モデルと手術 中にカテーテルが観測される X 線画像との対応を高 速にとる必要がある.すなわち,X線像に観測される 血管陰影から,画像に対する3次元モデルの相対的な 位置・姿勢を把握する必要がある.X線像の撮影方向 は,図1(c)に示すように,その両端にX線源と画像 面を固定した C-arm と呼ばれる機構を回転して設定 する.3次元モデルとX線像の位置合せは撮影方向の 変更ごとに行えばよく,この変更はそれほど頻繁では ない.このため,位置合せの処理時間としては撮影方 向変更後,医師が待たされたと感じないくらいの数秒 内を想定している.X線装置にはC-armの姿勢を示す 目盛りがついているため,患者頭部との大まかな相対 関係は与えられるが,頭部の位置・姿勢を装置に対し てキャリブレーションしているわけではないので,誤

<sup>&</sup>lt;sup>†</sup> 電子技術総合研究所知能システム部,つくば市 Intelligent Systems Division, Electrotechnical Laboratory, 1-1-4 Umezono, Tsukuba-shi, 305-8568 Japan

<sup>&</sup>lt;sup>††</sup> オックスフォード大学,英国 Dept. of Engineering Science, University of Oxford, Parks Road, Oxford OX1 3PJ, England





Image plane



- 図 1 頸動脈の 3 次元モデルとその投影 X 線画像(DSA) (a) 左右頸動脈の 3 次元モデル; (b) 左頸動脈の DSA 画像; (c) X 線撮影システムの模式図
- Fig. 1 The 3D model of the cerebral vessels and a digital subtraction angiography (DSA) image of the same vessels: (a) the 3D model of both carotid circulations; (b) a DSA image of the left internal carotid circulation; (c) schematic figure of X-ray system.

差を含む<sup>注1)</sup>.ただし,これは十分に余裕をみて姿勢 方向 ±20度,位置(±50,±50,±200)mm以下の誤差 である.脳内血管の3次元モデルとその2次元観測画 像の位置合せは,既にいくつか研究されている[3],[4] が,複雑な形状の血管が対象のため,画像からの血管 陰影抽出も3次元モデルとの対応を求めるのも非常に 難しく,こうした処理を補助するために人の入力を必 要とするため処理に数分かかり,目的の性能には遠い. 本論文では,初期位置・姿勢における3次元モデルの 投影形状を効果的に活用することにより,頑健な位置 合せを実時間で実現する手法を提案する.

## 2. 従来の研究背景

3次元物体の位置・姿勢をその投影像から決定する 課題は、コンピュータビジョンにおける基本的で重要 な一課題である.これを解く手法は大きく,1)画像 ベースド-3次元モデルから投影像を作成し,画像レ ベルで観測画像との類似性が最大となる位置・姿勢を 求める,2)特徴ベースド—画像から特徴抽出を行い, 3次元モデルの特徴(点やベクトル)との対応を求め て決定する,の二つに分類できる.1)の手法は,6自 由度で変わる多様な見え方の算出,また,最適な見え 方の選択に大量の演算を必要とするが,計算機の高速 化,また固有空間を用いた効果的な探索空間の圧縮な どにより,最近多くの手法が発表されている[5].医用 画像においても背骨の3次元モデルから得られるX 線投影シミュレーション画像と観測画像の類似性から 3D-2D 位置合せを行う研究 [6], [7] が報告されている が、他の臓器に比べると単純な背骨の構造情報を利用 した上でも,演算時間は実時間にはまだ遠い.

更に,1)にはあらかじめ考慮していない画像の変 化に対処できない短所があるが,この点から,造影剤 の充満度の不均一など多様なバリエーションが存在し 得る医用画像に適用するのは難しい.2)はこうした 変化に強いことが最大の長所であるが,その基本とな る,頑健な特徴抽出,その後のモデルとの特徴対応が 現実的に難しいことが多い.とりわけ医用画像は,対 象器官以外にも背景に多様な濃度変化が存在する上, 画像コントラストも多様なため,特徴抽出が一番難し い部類に属する.更に,特徴が抽出された後でも,生 体器官は複雑な自由形状を有し特徴的な点や線分が存 在しないため,モデルと観測データ間で対応を見つけ るのがまた困難である.

これら二つの中間的な性格をもつ手法に,特徴抽出 は行えるがその後の特徴点対応が難しい対象に対して 有効な Iterative closest point (ICP) algorithm [8] が

<sup>(</sup>注1): C-arm の位置によっても、そのたわみなどの要因で多少のずれ が生じる。

ある.3次元モデルと観測3次元データの剛体位置合 せのため開発されたものであるが,自由形状対象の処 理に適している.具体的に説明すると,各モデル点ご とに観測データ内で一番近い距離をもつ点を仮対応点 として求め,得られた対応を最小2乗誤差で満たす剛 体移動をモデルに施し,新しいモデル位置で再度距離 に基づき仮対応を求める,という処理を繰り返す.も し,初期位置・姿勢が観測データの位置・姿勢から遠 くなく,多くの仮対応が正しければ,繰返しによりモ デルはその状態に収束する.

同様なアルゴリズムを2次元の見え方から3次元 対象物体の位置・姿勢を決定するために用いる例とし て, Lavallée ら [9] は観測点と焦点(X線投影の場合, X線源)を結ぶ線分とモデル上の点との3次元空間 上の最短距離の総和の最小化を図るアプローチで,遮 蔽輪郭の見え方から自由形状対象の位置・姿勢算出を 行っている.3次元空間内の自由曲面と直線分の最短 距離算出処理は計算コストが高いが,彼らは3次元モ デル曲面から3次元距離マップをあらかじめ作成して おくことにより,処理を高速化している.これに対し, モデル上の点の観測画像への投影位置から観測点まで の2次元画像上の最短距離の総和の最小化を図るアプ ローチも可能である[3].前者に比べて最短点ペアの 探索が2次元ですむが, 3D-3D対応で $X \Leftrightarrow X'$ の対 応関係から  $\mathbf{X}' = \mathbf{R}\mathbf{X} + \mathbf{T}$  を解けばよかったものが,  $\mathbf{X} \Leftrightarrow (x', y') \ \mathbf{b}\mathbf{5}$ ,

 $\left\{ \begin{array}{l} x' = fX'/Z' \ \text{and} \ y' = fY'/Z' \\ \mathbf{X}' = \mathbf{R}\mathbf{X} + \mathbf{T} \quad (\mathbf{X} = (X, Y, Z)) \end{array} \right.$ 

を解かなくてはならず,より複雑な非線型最適化問題 となる.この最適化問題を,3次元剛体運動の6自由 度の空間で最大こう配法を用いて解くと演算時間が膨 大となり実時間での処理に向かない.3D-2D 点対応か らの3次元モデルの位置・姿勢算出の高速化は,時々 刻々入力される2次元画像時系列から対象をトラッキ ングする目的をもつアクティブビジョンにおいて研究 が進んでいる.その典型的な解の一つは,移動量があ る程度限定される仮定のもとに導入される非線型剛体 運動関数の線形化[10]である.ただし,彼らの課題に おいては,コーナーのような明白な特徴が対応付けに 用いられており,基本的に正しい3D-2D 点対応が得 られていることが前提である.

実際,どちらのアプローチをとるにしても,高確率 に正しい対応点ペアが得られることが ICP 的な戦略 を用いる処理においては重要である.しかし,現実に は,最短距離をもって定める点対応が,3次元の観測 点が与えられる場合に比較し,正しい点対応との相関 関係が低くなるのは免れない. 文献 [9] の場合には, 観 測画像からあらかじめ輪郭線が正しく抽出されている ことが前提であるが,本課題のような観測画像からの トータルな高速自動処理を目指す場合,この前提は現 実的でない. 文献 [3] では不良対応を除くために, 3次 元モデルの投影曲線と観測曲線の傾きの類似性を利用 している.3D-3D 位置合せの場合にはこうした付帯属 性を空間配置の距離情報に加えて用いることが明らか に有用である [11] が, 3D-2D においては, i) 不変量が 観測されにくいこと,ii)現実的な問題として,ノイズ が多く対象領域の完全な抽出が困難な上に複雑な自己 遮蔽を起こした投影像から高次の幾何特徴(傾き,曲 率など)を安定に求めることは難しいこと,からその 効果はあまり期待できない.

本論文では,モデル投影点と観測点までの2次元画 像上の最短距離に基づき対応点ペアを求める後者のア プローチをとり,対応点ペアを求める際にモデル投影 形状を考慮した適応的な対応点探索空間を自動算出す ることにより,高確率の正しい対応点ペアを得て,こ れをもとに高速に 3D-2D 位置合せを実現する手法を 提案する.まず,2次元観測画像(X線画像)から対 象である血管陰影を3次元モデルの投影形状に基づき, その近傍でモデル駆動型に抽出する.次に,こうして 抽出された観測血管陰影上に,3次元モデル各点の対 応位置をその投影点からの最短距離に基づき決定する が、モデル投影点を核としてボロノイ図的に算出した 探索領域を設定し、この探索限定により不良対応点を 効果的に排他する.こうして得られた高正解率の対応 ペアを生かし, 文献 [10] で提案された回転行列だけに 依存する線形最適化問題に落とす手法を適用し, モデ ルの位置・姿勢を算出する.完全ではない対応ペアと 線形化誤差のため, ICP 同様繰り返し演算は必要であ るが,その収束は頑健で高速である.以下,3.~5.に 各処理の詳細を述べ, 6. に実データを用いた実験結果 を示す.

3. 観測画像からのモデル駆動型血管抽出

#### 3.1 前提条件

本手法の入力は, MRA から再構成された 3 次元血 管モデルのうち, X 線像撮影のために造影剤の注入 される対象部位のスケルトン(eg. 図 2(a), 図 1(a)



図 2 2次元血管陰影スケルトンのモデル駆動型抽出: (a) 図 1 (a) の左頸動脈のスケルトン; (b) 3 次元モデルの初期平行移動 (t<sub>x</sub>, t<sub>y</sub>)(白点から黒点へ移動)(c) 抽出された 2 次元スケルトン(白線)

Fig. 2 Model-based extraction of 2D vessel skeleton: (a) a skeleton of the left internal carotid circulation of Fig. 1 (a); (b) initial translation  $(t_x, t_y)$  of 3D model (from white to black points); (c) extracted 2D skeleton (white lines).

の左内頸動脈)[12]と,その血管のX線画像(DSA: Digital Subtraction Angiography )である.3次元座 標系は,X線撮影装置の線源を原点とし,X線の照射 X 軸, Y 軸がそれぞれ, 画像の I, J 座標の方向と-致するように設定する.実際にX線画像を撮影する際 には,X線源と画像面を両端に固定した C-arm が,被 験者の頭の周りを回転する.ここでは,血管の3次元 モデルを剛体移動することで,撮影装置の回転及びそ れに付随して生じる C-arm のねじれなどによる投影 系の相対位置の変化と同様の効果を得る、撮影装置の 目盛から C-arm の回転量はわかるが,患者の頭の位 置・姿勢との関係がキャリブレーションされておらず, 頭の位置も移動させることがあるので,余裕をみて最 大で回転角 ±20 度, 平行移動 (±50, ±50, ±200) mm の誤差を含むとする.

本手法においては,3次元モデルをそのスケルトン から等間隔に選出した n 点の代表点で表す.各代表点 の3次元座標を  $\mathbf{X}_i = (X_i, Y_i, Z_i)^\top (i = 1, ..., n)$ と すると,移動後の画像上の投影位置 $(x'_i, y'_i, f)^\top$ は,

 $x_i^\prime = f X_i^\prime/Z_i^\prime$  ,  $\quad y_i^\prime = f Y_i^\prime/Z_i^\prime$ 

 $\mathbf{X'}_i = \mathbf{R}\mathbf{X}_i + \mathbf{T}$ 

の関係式で表される.ただし, $3 \times 3$ 回転行列 R と平 行移動ベクトル T =  $(t_x, t_y, t_z)^{\top}$ は,3次元モデルの 剛体運動を表す.

## 3.2 初期平行移動

図 2 (b) 内の白い点列は,初期状態における 3 次元モ

デルの投影位置を示す.この投影形状を 2次元のテンプ レートとしてこれが X 線画像上で暗い領域(血管陰影候 補領域)と最もよく重なる位置までの移動量  $(\Delta i, \Delta j)$ を求め,3次元モデルを  $(a\Delta iL_o/f, a\Delta jL_o/f, 0.0)$  平 行移動させる.ここで,a は画素サイズ,f,L<sub>o</sub>はそれ ぞれ,画像面,3次元モデル重心までの X 線源からの 距離である.この例では,モデルは (-24.0, 72.0, 0.0)(mm)移動し,黒い点で示される位置が移動後の投影 位置である.

3.3 X 線像からの血管の2次元スケルトン抽出 初期移動後、投影像は直線のセグメントに分割され、 その各セグメント近傍ごとに,局所的な画像濃淡値の ヒストグラムを求め、その明暗の谷となる値を血管陰 影の適応しきい値として算出する.更にモデルから推 定される血管陰影の傾きや太さの情報も拘束条件とし て用いることにより,血管の両側のエッジをより頑健 に抽出し,そのスケルトンを算出する.これにより, 図 2(c)の例のように, 末端に近づくにつれ造影剤コ ントラストが弱くなり,背景の濃淡値との差が少なく なる場合にも大部分のスケルトンが抽出される.ただ し、コントラストが非常に弱い部分、急激なカーブ、 複雑な自己遮蔽などの要因があれば、得られない部分 が生じる.どのように緻密な抽出手法を工夫しても, このような陰影抽出の欠けが生じる場合をなくするの は難しい.そこで,こうした欠けが存在しても頑健に 動作する 3D-2D 対応手法が強く望まれる.次の章で, この目的のために開発した手法について述べる.



- 図3 点対応探索: (a) 右頸動脈の3次元モデルのスケルトン; (b) 初期平行移動後の位置 (黒点)と抽出された2次元スケルトン(白線)(c) 適切な探索領域の不等方性(本 文参照)(d) 最短距離を用いた点対応結果; (e) テリトリベースド探索領域; (f) テ リトリベースド探索領域を用いた点対応結果(白点だけが対応する血管陰影位置を 得る)(g) 最終位置合せ結果
- Fig. 3 Point matching search: (a) skeleton of the 3D model of the right internal carotid circulation; (b) initial position (black points) and extracted 2D skeleton (white lines); (c) anisotropy of the appropriate search regions (see text); (d) correspondences based on the 2D distances; (e) territorybased search regions; (f) correspondences using territory-based search regions (only the large white dots made corresponding pairs); (g) the final registration result.

# 4. テリトリベースド 3D-2D マッチング

ここで, 我々のサブゴールは3次元モデル上の各点 に対して,画像から抽出された観測血管スケルトン 上にできるだけ正しい対応位置を見つけることであ る.自由形状であり正しい点対応を断定できるような 特徴的な点は存在しないので,ICP アルゴリズム[8] と同様に,距離の近接さを仮対応決定の基準とする. 3D/3D 対応のICP アルゴリズムとは異なり,ここで の距離は,画像上の3次元モデルの投影位置から観測 血管スケルトンまでの2次元の距離である.

図3は,右内頸動脈のX線像の例である.図3(a) は,その3次元モデルを表し,図3(b)には,原画像 の対象部分の拡大図に,2.で述べた処理により得られ る,初期平行移動見積り後のモデルの投影(黒い点) とこれを参照して画像から抽出された血管の 2 次元 スケルトン(白線)を表示してある.先にも述べたように,血管の 2 次元スケルトンは造影剤の不十分さ, 急激なカーブ,複雑な自己遮蔽などの原因で,部分的 に得られていない箇所がある.図 3 (c) は,こうした 部分の拡大摸式図である.黒い点列がモデル投影を表 し,実線が画像から抽出された 2 次元スケルトン,点 線部は本来スケルトンが存在すべきなのに,抽出され なかった部分を表す.モデル上のすべての点に対して, 2 次元スケルトン上の対応位置を最短距離を用いて探 索すると,対応すべき血管陰影が抽出されていないモ デル点(eg. $P_k$ )は必ず間違ったペア(eg. $P'_m$  or  $P'_n$ ) を選ぶことになる.その結果,最短距離で決定される 対応ペアは,図 3 (d) に見られるように大きく誤った 仮対応ペアを多く含んでしまい,正しい位置・姿勢へ の収束は望めない.

こうした対応すべき観測データが存在しないモデル 点を取り除くのは容易ではない.なぜなら,位置合せ が完了して初めて,どの部分が画像上で検出されてい ないかがわかるという「にわとりと卵」問題であるか らである.例えば,文献[3]では,人が介入してこの ような部分を取り除く必要がある.しかし,ここで多 くの場合, $P_k$ に対する $P'_m$ や $P'_n$ のように,間違え て選択された対応位置は他のモデル部に対する対応位 置であることに着目する.もし,図3(c)の陰影領域 で示すような投影形状を意識した適切な探索領域を限 定すれば,モデル点 $P_k$ はその領域内に対応点が存在 しない点として切り捨てることができる.

そこで,我々はこのような適切な非等方性探索領域 を、モデルの投影形状に基づき適応的に算出する新し い手法を提案する、各モデル点の探索領域は画像を各 モデル点のテリトリ(縄張り)に分割することによっ て決定される.すなわち,画像上で各モデル投影点は その近傍の領域にある一定幅(最大探索幅)まで等速 でその領土を広げようとすると考える.画像上の各画 素はその画素に初めて届いたモデル点の領土となる. 結果として,探索領域はボロノイ図のようになる.具 体的にはこの過程は,マスク処理を用いた領域拡張処 理で実現される.図3(e)に算出された探索領域を示 す.より複雑な投影形状をもつ部分において,より小 さな探索領域となることがわかる.図3(f)は,この 探索限定に基づく対応探索結果であるが,図3(d)と 比較してわかるように,対応する観測データの検出さ れていないモデル点が効果的に除外されている.こう した探索メカニズムは,2次元投影上で複雑な自己遮 蔽を起こす自由形状対象のためには必須である.

# 5. 3D-2D ペアからの 3 次元モデル剛体運 動算出

この時点で,3次元モデル点  $X_i(X_i, Y_i, Z_i)^\top$ と, 観測点  $x_i^o(x_i^o, y_i^o, f)^\top$ の m 個のペアが得られている. この過剰対応ペアを最小2 乗誤差的に満足する剛体運 動を高速に算出するために,我々は文献 [10] で提案さ れたアプローチを採用する.ここでは,この手法をご く簡単に述べる.

まず「m 個のペアから 2 組,i,jを選ぶと,  $\mathbf{X}^{\mathbf{O}}_{i} - \mathbf{X}^{\mathbf{O}}_{j} = \mathbf{R}(\mathbf{X}_{i} - \mathbf{X}_{j})$ は, $(\mathbf{x}^{\mathbf{O}}_{i} \times \mathbf{x}^{\mathbf{O}}_{j})$ に垂直 でなければならない」という幾何に着目し,平行移動 線分を除去した回転成分にだけ依存する次の評価式を 用いる.最適な回転行列は,

$$\min_{\mathbf{R}} \sum_{i=1}^{m-1} \sum_{j=i+1}^{m} ((\mathbf{x}^{\mathbf{0}}_{i} \times \mathbf{x}^{\mathbf{0}}_{j}) \cdot \mathbf{R}(\mathbf{X}_{i} - \mathbf{X}_{j}))^{2}$$

を算出することで求まる.ここで,回転行列Rは,4 元 数  $\mathbf{q}=(q_0,q_1,q_2,q_3)^ op$  で表せ,これを角度変化が大 きくない過程のもと,次のように近似し線型化する.

$$\mathbf{R} = \begin{bmatrix} (q_0^2 + q_1^2 - q_2^2 - q_3^2) & 2(q_1q_2 - q_0q_3) \\ 2(q_1q_2 + q_0q_3) & (q_0^2 - q_1^2 + q_2^2 - q_3^2) \\ 2(q_1q_3 - q_0q_2) & 2(q_2q_3 + q_0q_1) \\ & 2(q_1q_3 + q_0q_2) \\ 2(q_2q_3 - q_0q_1) \\ & (q_0^2 - q_1^2 - q_2^2 + q_3^2) \end{bmatrix}$$
$$\approx \begin{bmatrix} q_0 & -2q_3 & 2q_2 \\ 2q_3 & q_0 & -2q_1 \\ -2q_2 & 2q_1 & q_0 \end{bmatrix}$$

この線型化に基づき, Rの最小化の式は,

$$\min_{\mathbf{q}} \sum_{i=1}^{n-1} \sum_{j=i+1}^{n} ((\mathbf{x}^{\mathbf{0}}_{i} \times \mathbf{x}^{\mathbf{0}}_{j}) \cdot (q_{0}(\mathbf{X}_{i} - \mathbf{X}_{j})) + 2\mathbf{q}' \times (\mathbf{X}_{i} - \mathbf{X}_{j})))^{2}$$

となる.ただし, $\mathbf{q}' = (q_1, q_2, q_3)^{\top}$ .この関数を最小 とするqは,qに関する偏微分方程式を解けば求まる.

qからRを求めた後,最適平行移動成分は次の2m 連立方程式を解けば求まる.

$$\frac{f(X_i^{o'} + t_x)}{Z_i^{o'} + t_z} = x_i^o \quad \text{and} \quad \frac{f(Y_i^{o'} + t_y)}{Z_i^{o'} + t_z} = y_i^o,$$

ここで, $X^{O'}$ =RXは得られたRを用いて算出する.

近似による誤差は,これにより得られた3次元位置・ 姿勢を用いて再度対応ペアを求め処理を繰り返す繰り 返し演算で0に近づいていく.

### 6. 実験結果

図3(g)は,処理結果である.かなり複雑な自己遮蔽 を起こしているにもかかわらず,3次元モデルの投影が 観測された血管陰影によく重なる位置・姿勢が検出され ている.最終結果の各モデル点の投影位置とマニュア ルで求めた正しい対応位置の画像面上での平均距離は, 初期状態,初期平行移動後でそれぞれ15mm,4.4mm だったものが,最終的に1.3mmとなっている.参考



図 4 結果例:(a)初期平行移動(黒点)(b)最短距離を用いた点対応結果;(c)テリトリ ベースド探索領域を用いた点対応結果(白点だけが対応する血管陰影位置を得る) (d)最終位置合せ結果

Fig. 4 Result: (a) initial localization (black points); (b) correspondences based on the 2D distances; (c) correspondences using territory-based search regions (only the large white dots made corresponding pairs); (d) final registration result.

のため,この図の一番下部に見られる血管陰影の太い 部分の幅が画像面上で約7mmである.この例のモデ ルの3次元移動量は,回転軸(-0.11,0.57,0.81)の周 りに9.7度,(-6.9,4.7,-37.0)(mm)の平行移動で あった.各処理の演算時間は,Pentium II(333 MHz) 上で,(1)前処理(0.72s),(2)初期平行移動(0.04s), (3)2次元スケルトン抽出(0.08s),(4)3D-2D点対応 (0.06s),(5)モデル移動(0.003s)で,処理(4)と(5) は一定の位置・姿勢に収束するまでに繰返し30回を 要したので,総じて2.7秒であった.

図 4 は,図 1(a)の左内頸動脈の X 線像の例で, 図 2(a) に示す 3 次元モデルを位置合せする.初期状 態のモデルの投影は観測血管陰影とかなり大きさが異 なるため,図4(a)に黒い点で示されるように,初期平 行移動後も部位によってはかなり対応すべき位置から 離れている.このため,画像上の距離を用いて対応ペ アを求めると対応する血管陰影が抽出できなかった部 分だけではなく,図4(b)の画像右下部に見られるよ うに正しい対応位置よりも近くに存在する他の部位上 に,大きくはずれた対応ペアが決定されてしまう.こ れに対して,本手法では投影形状を考慮したテリトリ ベースド探索領域限定を行うことにより,図4(c)に 示すようにこれら間違ったペアのほとんどが削除でき ている.結果として,初期形状の大きさのかなりの違 いにもかかわらず,図4(d)のように重なる陰影をも つモデルの位置・姿勢が求まっている.最終結果の各 モデル点の投影位置とマニュアルで求めた対応位置の 画像面上での平均距離は、初期状態、初期平行移動後 でそれぞれ 17mm, 8.7mm だったものが, 最終的に

#### 表1 最終結果の各モデル点の投影位置とマニュアルで求 めた正しい対応位置の画像面上での平均距離(mm)

Table 1 Average distance between the resultant position and the (manually-obtained) correct position of each model point (mm).

No.	平均距離
1	1.3
2	1.1
3	0.7
4	1.5
5	1.0
6	1.3
7	1.9
8	2.7
9	1.4

1.9 mm となっている . 初期状態からの移動量は,回転 軸 (0.87,-0.49,-0.06)の周りに 10.5 度,そして平行 移動成分が (13.2,16.0,-169.4) (mm)である. Z 方 向の大きな移動量は X 線像を撮影中に患者のベットの 高さ(図1(c)のh)を10~15 cm 動かしていることと よく一致している.演算時間は,(1)前処理(0.74 s), (2)初期平行移動(0.05 s),(3)2次元スケルトン抽出 (0.13 s),(4) 3D-2D 点対応(0.16 s),(5) モデル移動 (0.003 s)で,処理(4)と(5)は収束するまでに繰り返 し17 回を要したので,総じて 3.7 秒であった.

上の二つの例に用いた左と右の内頸動脈モデルに対 する,各種方向から撮影された総数で九つの X 線像 を用いて実験を行ったが,血管陰影一部のコントラス トが非常に弱いため2次元スケルトン抽出で十分なス ケルトンを抽出できなかった一例を除き,すべてに同 様な結果が得られた.表1に,最終結果の各モデル点 の投影位置とマニュアルで求めた正しい対応位置の平 均距離をまとめて示す.画素サイズは画像により異な るので,画素サイズを考慮した投影画像面上での長さ (mm)を単位として用いた.表中,No.1,No.7がそ れぞれ,図3(g),図4(d)の結果に対応し,No.8が 失敗した画像の値である.

## 7. む す び

1 枚の 2 次元投影像から複雑な自由形状剛体の位置・ 姿勢を高速に算出する一手法を提案した.手法は投影 画像入力以降完全自動化されており,その頑健性と高 速性は次の 2 点によって実現されている.

(1) テリトリベースド探索領域限定による,モデ ル形状情報を効果的に利用した頑健な 3D-2D 点対応 処理.

(2) 3D-2D 点対応からモデルの3次元位置・姿勢の線形算出処理.

2番目は, 我々のオリジナルでないが,1番目により, 複雑な形状の物体においても高正解率の3D-2D点対応を自動的に得ることを可能としたため,適用が可能 となった.

本手法はモデルの初期位置・姿勢が大まかに与えら れることを前提としている.その状態におけるモデル 投影像と実際に観測される投影像の形状が近似してい ることが本手法の核であるモデル駆動型画像処理の原 点となっている.具体的に,テリトリベースド探索領 域が有効に働くためにはモデル投影像をテンプレート とした画像面に平行な移動成分の見積りで,適切な初 期位置に重なることが必要である.初期状態でどの程 度の誤差が許容されるかは対象形状に依存して変化す るため詳しく調べてはいないが,今回の実験で確認さ れた,回転角±20度,投影方向の平行移動±200mm の許容誤差は,同様な研究が用いている前提の中でも 大きなもので,一般的な応用場面も広いと考える.

実データを用いた実験結果は現実的な応用への有望 性を示している.5秒内という処理時間は,本応用に 関して十分に実時間と呼べる.処理結果の精度に関し ては,残念ながら今回の実験では正しい位置・姿勢情 報が測定されておらず,数値的な比較はできていない. しかし,医師が投影画像だけから推定する対象の姿勢 は良くて±5度ということであり,本手法で得られた 結果の状態のモデルを±5度任意方向に回転したとき の陰影のずれを見る限り,本実験においてはそれ以上 の精度が達成されていると思われる.また,モデルの 観測陰影への投影を常に表示することにより,難しい 画像で処理が失敗した場合には,その陰影のずれから 医師が処理の失敗を知ることができる.実用化のため には,こうした際,医師が多少の情報を付加すること により処理を正しくやり直すインタフェースの開発が 必要であろう.

今後の我々の課題は、

(1) 3次元の正しい位置・姿勢(Ground Truth) との比較.

正しい位置・姿勢の算出を可能とする基準マーカを 装着した被験者の実データに本手法を適用する予定で ある.

(2) 二つ(若しくはそれ以上)の画像情報の統合.

1枚の投影像だけを用いて対象の3次元位置・姿勢 を決定すると、その投影方向(本論文内 2 軸方向)の 移動量の精度は原理的に期待できない、その精度を上 げるためには、異なる2方向からの画像を統合的に用 いるのが望ましい、これは、とりわけ対象が単純な形 状である場合に重要である、

謝辞 臨床に関する助言,及び実験に必要なデータ を頂いた Dr J. Byrne と Dr D. Royston に感謝する. 筆頭著者は,この在外研究の機会を与えてくれた科技 庁中期研究者派遣制度,更にこの在外研究を支えてく れた,築根秀男元知能システム部長,平井成興知能シ ステム部長,築山俊史ラボリーダーはじめ視覚研究グ ループの人々,電総研の総務担当者に深謝する.また, 筆頭著者は,文献[10]の紹介を始めとする喜多伸之主 任研究官の適切な助言と研究に対する励ましに心から 感謝する.

#### 文 献

- E. Grimson et al., "Clinical experience with a high precision image-guided neurosurgery," Proc. of 1st International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, pp.63–73, 1998.
- [2] D.L. Wilson and J.A. Noble, "Segmentation of cerebral vessels and aneurysms from MR angiography data," Proc. of Information Processing in Medical Imaging, pp.423–428, 1997.
- [3] J. Feldmar, G. Malandain, N. Ayache, S. Fernandez-Vidal, E. Maurincomme, and Y. Trousset, "Matching 3D MR angiography data and 2D X-ray angiograms," Proc. of CVRMed-MRCAS'97, pp.129–138, 1997.
- [4] A. Liu, E. Bullitt, and S.M. Pizer, "3D/2D registration via skeletal near projective invariance in tubular objects," Proc. of 1st International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted

Intervention, pp.952-963, 1998.

- [5] H. Murase and S.K. Nayar, "Visual learning and recognition of 3-D objects from appearance," International Journal of Computer Vision, vol.14, pp.5–24, 1995.
- [6] J. Weese, T.M. Buzug, C. Lorenz, and C. Fassnacht, "An approach to 2D/3D registration of a vertebra in 2D X-ray fluoroscopies with 3D CT images," Proc. of CVRMed-MRCAS'97, pp.119–128, 1997.
- [7] G.P. Penney, J. Weese, J.A. Little, P. Desmedt, D.L.G. Hill, and D.J. Hawkes, "A comparison of similarity measures for use in 2D-3D medical image registration," Proc. of 1st International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, pp.1154–1161, 1998.
- [8] P.J. Besl and N.D. Mckay, "A method for registration of 3D shapes," IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence, vol.14, no.2, pp.239-256, 1992.
- [9] S. Lavallée and R. Szeliski, "Recovering the position and orientaion of free-form objects from image contours using 3D distance maps," IEEE Trans. Pattern Anal. & Mach. Intell., vol.17, no.4, pp.378–390, 1995.
- [10] J.J. Heuring and D.W. Murray, "Visual head tracking and slaving for visual telepresence," Proc. of IEEE Int Conf. on Robotics and Automation, 1996.
- [11] Y. Kita, "Force-based registration method using attribute values," Proc. of 14th International Conference on Pattern Recognition, pp.34–39, 1996.
- [12] D.L. Wilson, J.A. Noble, and C. Pudney, "From MR angiography to X-Ray angiography," Proc. of Medical Image Understanding and Analysis'97, pp.161– 164, 1997.

(平成 11 年 5 月 10 日受付, 8 月 17 日再受付)



#### Dale L. Wilson

performed her doctoral work under the supervision of Alison Noble in the Department of Engineering Science at the University of Oxford after completing a bachelors degree in mathematics at the University of Western Australia. The

work for her doctorate involved devising an improved protocol for the endovascular treatment of intracranial saccular aneurysms. Of this work, registration between X-ray images and MR angiographic images formed a part. She is currently working with the CSIRO division of Mathematics and Information Sciences in Australia.



#### J. Alison Noble

has 13 years experience in computer vision/image processing, and 10 years postdoctoral research experience in noninvasive/medical imaging and analysis. She is currently a University Lecturer at the University of Oxford and

co-directs the Medical Vision Laboratory. Prior to this Dr. Noble worked at the GE Corporate Research and Development Center, Schenectady, NY for five years. She joined Oxford University as a faculty member in 1995. Dr. Noble has a D. Phil from the University of Oxford and is a Chartered Engineer. She has two US patents, and has published approximately 50 referred articles related to computer vision and its application to manufacturing and medicine. She was a recipient of a 5-yr MRC Career Development Award in 1998 and has research support from the MRC, EPSRC and the Wellcome Trust.



#### 喜多 泰代 (正員)

昭 57 筑波大・第三学群・基礎工学類卒. 同年,電子技術総合研究所入所.弾性物体 モデルを用いた胃X線画像解析など医用画 像解析を中心としたコンピュータビジョン 研究に従事.平9年3月から平10年4月 まで,Oxford大学客員研究員.現在,同

研究所,知能システム部主任研究員.工博.情報処理学会,日本医用画像工学会各会員.