

# モデルマッチングによるマルチスライス CT 画像からの 縦郭内肺動脈の抽出

佐藤真知子, 犬井 正男, 周 向荣<sup>†</sup>, 原 武史<sup>†</sup>, 藤田 広志<sup>†</sup>

東京工芸大学工学部画像工学科 〒243-0297 厚木市飯山 1583

<sup>†</sup>岐阜大学大学院医学系研究科再生医学専攻知能イメージ情報分野 〒501-1194 岐阜市柳戸 1-1  
(2006年10月6日受付, 2007年1月9日最終)

## Extracting Pulmonary Artery Area in the Mediastinum from Multi-slice Chest CT Images by Model Matching

Machiko SATO, Masao INUI, Xiangrong ZHOU<sup>†</sup>, Takeshi HARA<sup>†</sup>, and Hiroshi FUJITA<sup>†</sup>

Department of Image Engineering, Faculty of Engineering, Tokyo Polytechnic University  
1583 Iiyama, Atsugi-shi, Kanagawa 243-0297, Japan

<sup>†</sup>Department of Intelligent Image Information,  
Division of Regeneration and Advanced Medical Sciences,  
Graduate School of Medicine, Gifu University,  
1-1 Yanagido, Gifu City, Gifu 501-1194, Japan

(Received on October 6, 2006, in final form on January 9, 2007)

**Abstract :** The method using a medial axis model, which we proposed before, extracted aorta areas from multi-slice chest CT images properly. In principle, a pulmonary artery area can be extracted by the same method. However the modification was needed in the process to determine the initial model location and to restore the shape when the method applied to the extraction of a pulmonary artery. The modified method was applied to 29 patient cases and we confirmed its effectiveness from the results.

**Key words :** multi-slice chest CT images, pulmonary artery, model matching

### 1. はじめに

マルチスライス CT が開発され、CT 画像の分解能が向上したことにより、心臓領域の診断を非造影の CT 画像を用いて行なえる可能性がでてきた。心疾患の診断には、心室、心房などの形態評価、心容積、心拍出量などの心機能評価が必要で、このためには、CT 画像から心臓の 3 次元構造を認識することが不可欠である。このとき、心臓の各心室、心房に流入あるいは流出している縦郭内の大血管の領域が特定できれば、心臓の 3 次元構造を認識する上で有用な手がかりとなる。

血管領域を抽出する方法はおおまかに分けて、領域探索によるもの [1-6] とモデルを用いる方法 [7-9] とがあるが、モデルを用いる方法は探索開始点や拡張条件を指定する必要がなく、また、多少のノイズがあっても抽出不能に陥る心配がないため、安定して領域を抽出できる。北坂らは血管の芯線モデルを、距離値とモデル形状からの変形を考慮した評価関数を最小にすることにより症例画像の芯線にマッチングさせ、基本的に芯線上の距離値を用いた逆距離変換により血管形状を復元する方法を提案した。提案方法は 5 症例の大動脈、肺動脈の抽出に適用され、大動脈の抽出はおおむね良好であるが、肺動脈抽出結果に過抽出や抽出不足が多いことが報告されている [8]。筆者らは文献 [8] の芯線マッチングの方法では芯線が抽出できない場合がある可能性を指摘し、マッチング時におけるモデルの初期位置の調整と評価関数を改良することにより、より多くの症例画像 (30 症例) から大動脈領域が良好に抽出されるこ

とを示した [9]。この方法は基本的には他の縦郭内大血管の抽出にも適用可能と考えられる。本稿では肺動脈領域の抽出に適用し、大動脈に比べて思わしくないと思われる抽出結果を改善することを目的とする。

### 2. 肺動脈領域抽出の概要

肺動脈領域抽出処理の概要を Fig. 1 に示す。処理は芯線モデルの作成、距離値画像の作成、モデルマッチング、形状復元からなる。

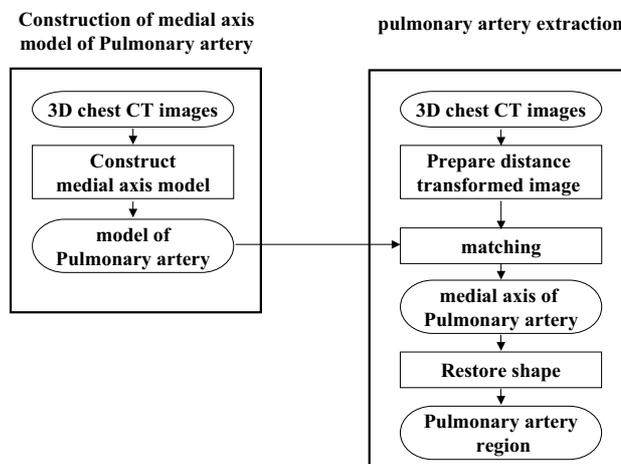


Fig.1 Outline of procedure

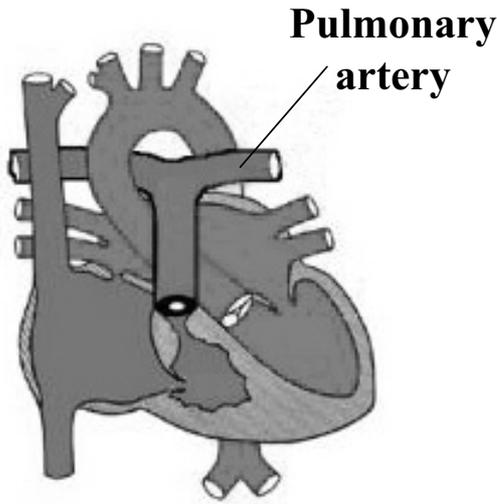


Fig.2 Pulmonary artery

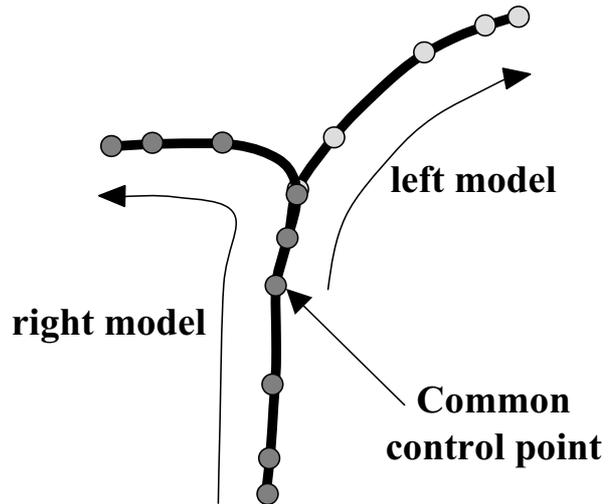


Fig.3 Medial axis model

### 2.1 芯線モデルの作成

肺動脈の形状を Fig. 2 に示す. 肺動脈は右心室から上方に伸び (肺動脈幹), 左右に分岐してそれぞれ左右の肺に向う (左, 右肺動脈). 芯線モデルは肺動脈幹と右肺動脈を1本の B-spline 曲線で (右芯線モデル), 左肺動脈を別の B-spline 曲線で表現し (左芯線モデル), 左芯線モデルの最初の制御点を右芯線モデルの分岐部付近の制御点と一致させる (共通制御点, Fig. 3). 作成には胸部マルチスライス CT 像 3 症例を使用した. 大動脈抽出での経験から, 細かい形状は精密マッチングの際に修正されるので, モデルとしては基準点 (気管分岐部) に対する相対的位置と大まかな形状が重要であることが分かっている. そこで, 今回は手作業によって抽出した肺動脈領域をもとに芯線上の点を推定し, それらを通る B-spline 曲線を作成し, 左右の芯線それぞれに対して得られた 3 本ずつの B-spline 曲線の平均形状, 平均長を求めてモデルとする.

### 2.2 距離値画像の作成

距離値画像の作成は基本的には大動脈抽出の場合と同様である. しかし, 初期検討として大動脈抽出と全く同じ方法で肺動脈抽出を試みた結果, 肺動脈と大動脈が近接している部分では, 過抽出が起こる場合があった. そこで, 肺動脈抽出のための距離値画像作成では, 文献 [9]の方法によって抽出された大動脈領域をあらかじめ除去しておくものとする. その他については大動脈抽出の場合と同じであるので, 詳細は文献 [9]にゆずる.

### 2.3 モデルマッチング

モデルマッチングは芯線モデルを移動, 変形して各症例の肺動脈の芯線を抽出する処理である. 処理の概要を Fig. 4 に示す. マッチング処理は, 大局マッチングと精密マッチングよりなり, 大局マッチングでは, 制御点は個別に動かさず, モデル全体をアフィン変換により移動して大まかな位置決めをする. 精密マッチングでは, 大局マッチングにより得られたモデルの制御点を個別に動かして芯線の形状を修正する.

肺動脈芯線モデルは左右 2 本の B-spline 曲線より成りたっているが, 大局マッチングにおいては, 長い方の右芯線モデルのみのマッチングを行ない, 左芯線モデルに関しては, 右芯線モデルのマッチングにより得られた量と同じだけ移動するものとする. 右芯線モデルの移動量は以下の

評価関数を最小にするように決定される.

$$E_{rough} = w_1 E_1 + w_{2x} E_{2x} + w_{2y} E_{2y} + w_{2z} E_{2z} + w_3 E_3 + w_4 E_4 \quad (1)$$

$$E_1 = (t_x^2 + t_y^2 + t_z^2) / l_0^2 \quad (2)$$

$$\begin{aligned} E_{2x} &= (1 - s_x)^2 \\ E_{2y} &= (1 - s_y)^2 \\ E_{2z} &= (1 - s_z)^2 \end{aligned} \quad (3)$$

$$E_3 = r_x^2 + r_y^2 \quad (4)$$

$$E_4 = -\frac{1}{n_i} \sum_{i=0}^{n_i-1} f(q_i) \quad (5)$$

ただし  $t = (t_x, t_y, t_z)^t$  は平行移動量,  $s = (s_x, s_y, s_z)^t$  は拡大率,  $r_x, r_z$  はそれぞれ x 軸, z 軸まわりの回転角  $w_1, w_{2x}, w_{2y}, w_{2z}, w_3$  は重み係数,  $q_i (i=0, 1, \dots, n_i-1)$  は芯線上のサンプル点の位置ベクトル,  $f(\bullet)$  は点  $\bullet$  における距離値を表す. また  $n_i$  はサンプル点の数,  $l_0$  はモデルの初期長である.

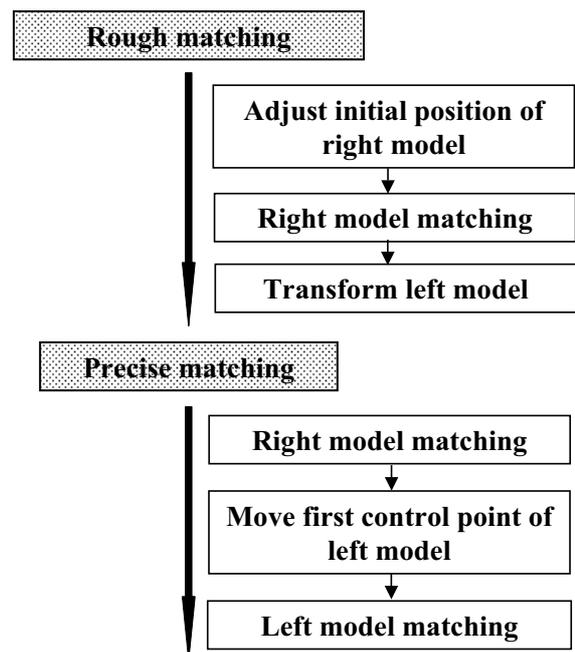


Fig.4 Model matching

大動脈抽出においては大局マッチングに先立って、モデルの体軸方向の位置を調整する必要があった。これは、探索を正解の近くから始めることにより、モデルが本来の位置とは異なる位置 (local minima) に収束してしまう問題を回避するための措置である。肺動脈は肺動脈幹が直線的な形状をしており、先端は右心室に移行する (Fig. 2参照)。このため、モデルが下方に移動すると先端部分が右心室内に入り込んでそこで距離値が大きくなり、評価値が小さくなる。また、モデル位置が前後、左右にずれた場合でも、先端部は左右の心室内に入りこみ、そこで距離値が肺動脈本来の距離値に比べて大きいため、評価関数の値が小さくなる。このような場合、結果として誤った位置でのマッチングとなる。実験に使用した 29 症例中 11 症例でこのような現象が起こった。これを避けるため、肺動脈抽出では、体軸方向ばかりでなく、前後軸、左右軸方向でも初期位置の調整を行なった。調整は右芯線モデルを 3 軸方向に移動し、サンプル点での距離値の和が最大となる位置を大局マッチングの初期位置とすることによって行なう。

精密マッチングは大局マッチングで得られた結果を初期位置として、左右芯線それぞれについて以下の評価関数を最小にするような制御点の位置を求める。

$$E_{precious} = w_5 E_5 + w_6 E_6 + w_7 E_7 \quad (6)$$

$$E_5 = \sum_{i=1}^{n_a-2} \{ \|(\mathbf{v}_{i-1} - \mathbf{v}_i) - (\mathbf{v}_{i-1}^0 - \mathbf{v}_i^0)\|^2 + \|(\mathbf{v}_{i+1} - \mathbf{v}_i) - (\mathbf{v}_{i+1}^0 - \mathbf{v}_i^0)\|^2 \} \quad (7)$$

$$E_6 = \frac{1}{n_t} \sum_{i=0}^{n_a-1} \{ c(\mathbf{q}_i) - c(\mathbf{q}_i^0) \}^2 \quad (8)$$

$$E_7 = -\frac{1}{n_t} \sum_{i=0}^{n_a-1} f(\mathbf{q}_i) \quad (9)$$

ただし、 $w_5, w_6, w_7$  は重み係数、 $\mathbf{v}_i (i=0, 1, \dots, n_a-1)$  はモデルの制御点の位置ベクトル、 $\mathbf{v}_i^0 (i=0, 1, \dots, n_a-1)$  はその初期位置、 $\mathbf{b}$  は気管分岐点の位置ベクトル、 $c(\bullet)$  は点  $\bullet$  における曲率、 $n_a$  は制御点の数である。精密マッチングは右芯線、左芯線の順に行ない、右芯線の制御点の位置が定まった後、左芯線の最初の制御点位置を右芯線の共通制御点位置に移動させてから、左芯線のマッチングを行なう。

## 2.4 形状復元

大動脈抽出での形状復元は、モデルマッチングによって求めた芯線上の各点に対し、逆距離変換により行なった。その際、球の半径は、芯線上の点の距離値を初期値として濃度値に対する条件のもとに拡張したものを用いる。同じ方法により、肺動脈の形状復元を試みたが、抽出不足や過抽出が観察された。特に分岐点付近では、これらの抽出ミスが目立った (Fig. 5)。これは、大動脈と違い、肺動脈の断面形状が円とはみなせない部分が多いことに原因があると考えられる。そこで、肺動脈に対する形状復元として、芯線に垂直な断面内で断面形状の最適化を行ない、その断面を近似するような曲面を生成する方法を採用する。具体的には左右芯線上、適当な間隔でとった垂直断面内で、断面形状を下記の方法により最適化し、それらをもとに左右別々に曲面を生成し、その和をとって復元形状とする。

最適化は初期断面形状輪郭を芯線上の距離値を半径とする円として、芯線モデルのマッチングの場合と同様に大局マッチング、精密マッチングの順に行なう。大局マッチングでは、断面ごとに以下の評価関数を最小にするような円の半径を求める。

$$G_{rough} = w_{G1} G_1 + w_{G2} G_2 \quad (10)$$

$$G_1 = \left( \frac{r - r^0}{r^0} \right)^2 \quad (11)$$

$$G_2 = \frac{1}{m_i} \sum_{i=0}^{m_i-1} f_e(\mathbf{p}_i) \quad (12)$$

ただし、 $r, r^0$  は断面内の肺動脈輪郭形状を近似する円の半径とその初期値、 $\mathbf{p}_i, m_i$  は輪郭円上のサンプル点の位置ベクトルとその個数、 $w_{G1}, w_{G2}$  は重み係数である。また、 $f_e(\bullet)$  は点  $\bullet$  におけるエッジからの距離値を表す。芯線マッチングでは、背景からの距離値を用いたが、この場合、背景内の距離値がすべて 0 となるため、輪郭形状のマッチングに用いると、輪郭が背景内に入り込んでいく恐れがある。そのため、背景内でも、エッジからの距離値を計算する必要がある。具体的には、背景に対する距離値を計算する際に求めた対象領域を 1 画素拡張し、元の領域との排他的 OR をとってエッジを求め、そのエッジに対して、3 次元ユークリッド距離変換を行なうことによって求める。

精密マッチングでは、大局マッチングにより求めた円

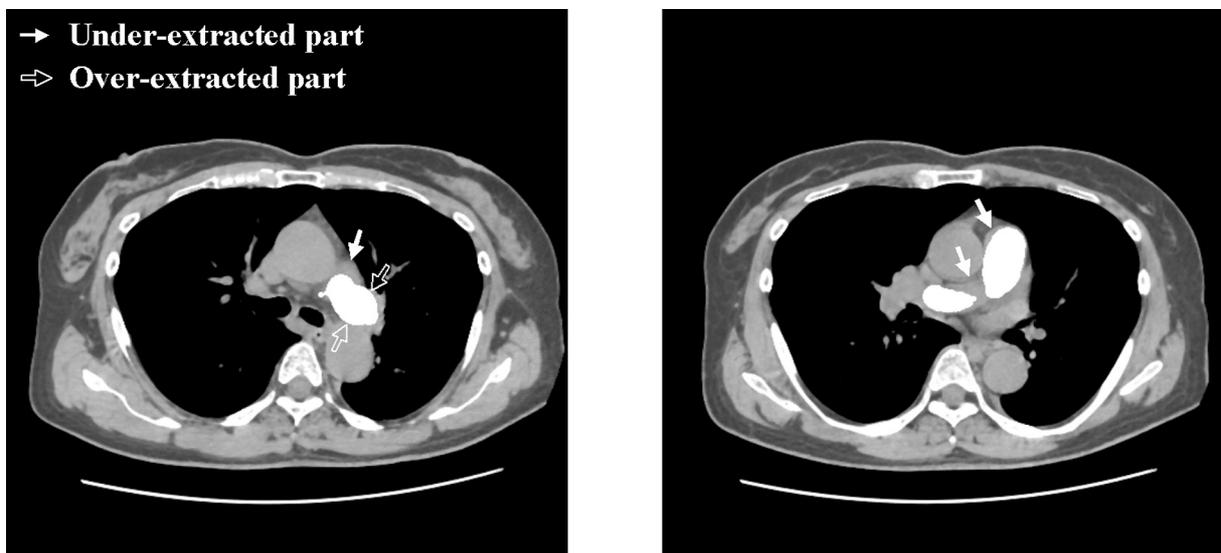


Fig.5 Examples of miss-extraction

を B-spline 曲線で置き換え、円周方向に等間隔に配置した制御点の動径の長さを、次式で与える評価関数を最小にするように決定する。

$$G_j, \text{precious} = w_{G3}G_3 + w_{G4}G_4 + w_{G5}G_5 \quad (13)$$

$$G_3 = \frac{|p_j|}{r} \quad (14)$$

$$G_4 = \frac{1}{m_i} \sum_{i=0}^{m-1} \{c(p_i) - c(p_i^0)\}^2 \quad (15)$$

$$G_5 = -\frac{1}{m_i} \sum_{i=0}^{m-1} f_e(p_i) \quad (16)$$

ここに、 $p_i^0$  はサンプル点  $i$  の初期位置、 $w_{G3}$ ,  $w_{G4}$ ,  $w_{G5}$  は重み係数である。

### 3. 実験

胸部マルチスライス CT 画像 29 症例を用いて実験を行った。なお、29 症例中にはモデル作成に使用した 3 症例も含んでいる。症例画像のサイズは 512 画素×512 画素×530スライス、画素サイズは 0.625mm×0.625mm、スライス間隔 0.625mm である。29 症例中、男性 22 症例、女性 7 症例で、年齢は 20~88 才に分布している。また、いずれの症例にも、大動脈、肺動脈に関する異常は認められない。撮影は通常の撮影条件で行なわれ、造影剤は使用していない。

芯線モデルの制御点数は右芯線モデルが 9 個、左芯線モデルが 6 個で右モデルの 4 番目の制御点を左モデルの最初の制御点とした。また、芯線モデルマッチングに使用した重み係数は  $w_1=400$ ,  $w_{2,x}=w_{2,y}=300$ ,  $w_{2,z}=1200$ ,  $w_3=400$ ,  $w_5=100$ ,  $w_6=50$ ,  $w_7=1$  である。

形状復元での断面数は右肺動脈 19, 左肺動脈 13 で、断面の精密マッチングでの円周方向の分割数は 12 とした。

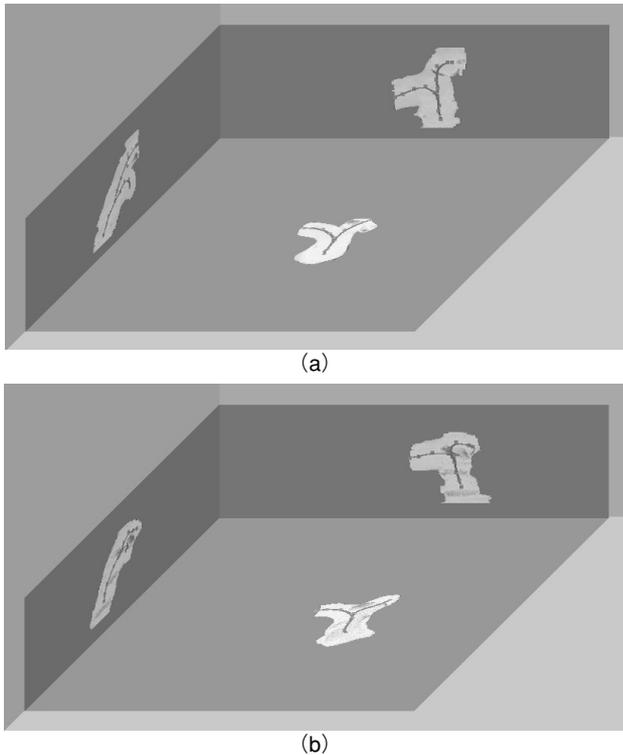


Fig.6 Results of matching : medial axis obtained by matching is superimposed on the pulmonary artery region extracted by hand : (a) case1 and (b) case5

また、マッチングに使用した重み係数は  $w_{G1}=10$ ,  $w_{G2}=1$ ,  $w_{G3}=0.667$ ,  $w_{G4}=0.00333$ ,  $w_{G5}=1$  である。芯線モデルマッチングおよび形状復元における最適化には Powell 法 [10] を使用した。なお、実験で使用した各重み係数は試行錯誤的に決定し、全実験を通じて同じ値を用いた。

### 4. 結果および考察

Fig. 6 に芯線マッチングの結果例を示す。図は手抽出した肺動脈領域に抽出した芯線を重ねたものを 3 方向への投影像として示してある。目視評価によれば、使用した 29 症例中 28 症例について、マッチング結果は良好であった。また、目視結果が良好であった 28 症例から無作為に抽出した 5 症例について、芯線に垂直な断面画像を作成し（分岐部付近を除く 20~25 断面）、その画像から手抽出した肺動脈領域の重心と、芯線との最短距離を求めた。その平均値を Table 1 に示す。平均距離は最大で 2.28 画素であり目視評価の結果を裏づけている。また、最も平均距離の大きい症例 5 はモデル作成に使用したものであり、必ずしもモデル作成に使用した症例に対する抽出結果が優れているわけではない。マッチングに失敗した 1 症例は、通常、肺動脈幹の背側に位置する左心房が左側に回転して、一部で肺動脈と融合しているため、距離値が正しく計算できず、芯線が左心房側に引っ張られてしまったものである。なお、この症例はモデル作成には使用していない。また、位置的には問題ないものの、左右肺動脈部分で芯線の長さが短くなってしまった例があった。このような例は大動脈抽出でも見られており、芯線マッチングで、芯線の長さをコントロールできないことが原因である。しかし、芯線の形状表現として使用している B-spline 曲線の延長は容易であるため、延長した部分を 2.3 節と同様な方法で最適化することにより、この問題には対処できると考える。

Fig. 7 には形状復元結果の例を示す。また、Fig. 8 には、Fig. 5 と同一スライスでの本方法による復元結果を示す。Fig. 5 と比較すると抽出ミスが少なくなっているのが分かる。Table 2 に、芯線マッチングの定量評価に使用した 5 症例について、本方法および文献 [8] の方法によって復元した領域と手抽出による肺動脈領域とのオーバーラップ指標（=（復元領域と手抽出領域の重なり部分×2）/（復元領域+手抽出領域））を示す。本方法に対する指標はすべての症例で文献 [8] のものを上回っている。また、文献 [8] の方法は症例により、抽出結果にバラツキがあるが、本方法は 5 症例すべてで、0.9 以上の値を示している。しかし、芯線マッチングが距離値最大の位置を探索するのに対し、断面形状輪郭の最適化では距離値ゼロの位置を探索するため、本来のエッジに近接して別のエッジがある場合、そちらにマッチングしてしまうことがある。また、肺動脈幹の下部で右心室に移行する付近や、左右肺動脈の先端など、

Table 1 Mean distance between centers of gravity of sections and extracted medial axis

Case No.	Mean distance (pixels)
1	2.20
2	1.21
3	1.16
4	1.11
5	2.28

周囲の構造物との境界があいまいになってくる部分では、抽出ミスが起きやすく、芯線マッチングに成功した28症例中、7症例（モデル作成に使用したもの1症例、使用していないもの6症例）でこのようなミスが見られた。さらに、指標値が0.9前半にとどまっている原因としては、本研究の形状復元方法では、断面形状輪郭の最適化を、オープニング演算後の画像から作成した距離画像に基づいて行なっているため、復元領域が実際の領域より小さくなる傾向があることも関係がある。これらの問題を解決するためには、後処理として、本方法で求めた領域周辺部において濃度値に基づく領域の調整が必要であると考えられる。

なお、処理に要した時間は、芯線マッチングに約4秒、形状復元に約9秒である（CPU：Pentium4 3.4GHz, memory 2Gbyte 使用）。

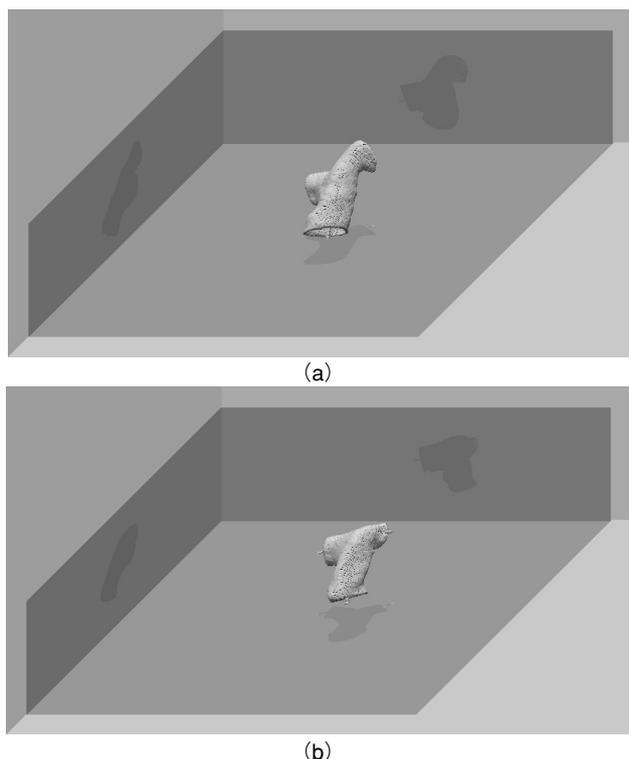


Fig.7 Results of shape restoration : (a) case1 and (b) case5

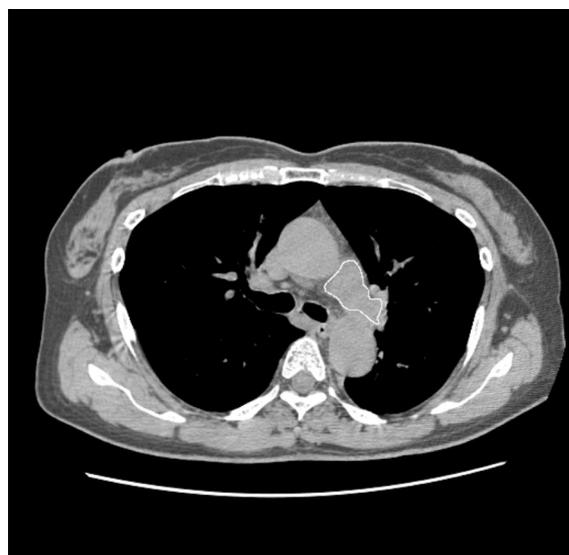


Fig.8 Results of extraction : The white line shows the contour of the extracted region

Table 2 Overlap index

Case No.	Proposed method	Method in ref. [8]
1	0.923	0.868
2	0.905	0.895
3	0.926	0.897
4	0.935	0.923
5	0.902	0.801

## 5. まとめ

モデルマッチングによる肺動脈領域の抽出について検討した。芯線マッチングでは、大動脈の場合に比べてモデルの初期位置の調整を広範囲に行なうよう変更することによって、目視でも明らかに抽出ミスを招くと分かる1症例を除いてほぼ肺動脈の中心と思われる部分を抽出することができた。しかし、形状復元に関しては、逆距離変換による方法より改善はされたものの、さらなる改良の必要がある。

また、今回、実験に使用した症例はすべて抽出対象となる肺動脈部分には病変のないものであり、病変のある症例に対する検討は今後の課題である。

縦郭内の血管を心臓の心室、心房への手がかりとして使用する場合は各血管の芯線が抽出できれば十分である。また、血管の形状を正確に抽出したい場合には、造影剤を使用して撮影した画像に本方法を適用することにより、前章で述べた問題点は回避できる。今後の検討に当たっては、使用目的に応じて要求される抽出精度を考慮することも必要であると考えられる。

## 謝辞

本研究の一部は文部科学省科学研究費補助金（特定領域研究）、日本学術振興会科学研究補助金、および厚生労働省がん研究助成金（縄野班）によって行なわれました。

## 参考文献

- [1] 井関文一, ツァーガン バイガルマ, 小畑秀文, 他: 再帰的領域探索法による胸部CT画像からの血管の3次元構造の抽出, 信学論 D-II, Vol. J 82-D-II (9), 1533-1535, 1999.
- [2] Wink O., Niessen W., Viergever M.: Fast Delineation and Visualization of Vessels in 3-D Angiographic Images., IEEE Trans. on Medical Imaging, 19 (4), 337-346, 2000.
- [3] 北坂孝幸, 森健策, 長谷川純一, 他: 非造影3次元胸部X線CT像からの大動脈領域抽出, 2000年電子情報通信学会総合大会講演論文集, 情報・システム2, 383, 2000.
- [4] 北坂孝幸, 森健策, 長谷川純一, 他: 非造影3次元胸部X線CT像からの縦隔内血管領域抽出法の改善, 第20回日本医用画像工学会大会号, 289-290, 2001.
- [5] 小川浩史, 北坂孝幸, 森健策, 他: 3次元腹部X線CT像からの大動脈領域の自動抽出手法の開発, 第20回日本医用画像工学会大会号, 291-292, 2001.
- [6] 高垣宏章, 財田伸介, 安友基勝, 他: マルチスライスCT画像を用いた冠動脈石灰化検出アルゴリズム, 信学技法, MI 2004-73, 127-131, 2005.
- [7] 北坂孝幸, 内潟幸宏, 森健策, 他: 非造影3次元胸部X線CT像からの形状モデルを利用した大動脈領域抽出, 第19回日本医用画像工学会大会号, 571-572, 2000.
- [8] 北坂孝幸, 森健策, 長谷川純一, 他: モデルを利用した3次元胸部X線CT像から縦隔内動脈領域抽出, 信学技法, MI-2000-97, 115-120, 2001.
- [9] 佐藤真知子, 周向栄, 原武史, 他: モデルマッチングによる胸部マルチスライスCT画像からの大動脈抽出方法の改良, 医用画像情報学会雑誌, 22(3), 203-209, 2005.
- [10] Press R, Teukolsky S., Vetterling W.: Numerical Recipes in C, Cambridge University Press, Cambridge, 1992.