

## 論文

## 可変ベジエ曲面による形状モデルを用いた3次元胸部X線CT像からの肺野領域抽出

北坂 孝幸<sup>†</sup> 森 健策<sup>††</sup> 長谷川純一<sup>†††</sup> 鳥脇純一郎<sup>†</sup>

Lung Area Extraction from 3-D Chest X-Ray CT Images Using the Shape Model Generated by Variable Bézier Surface

Takayuki KITASAKA<sup>†</sup>, Kensaku MORI<sup>††</sup>, Jun-ichi HASEGAWA<sup>†††</sup>, and Jun-ichiro TORIWAKI<sup>†</sup>

あらまし 3次元胸部X線CT像からの肺野領域抽出は、CT画像による肺がん等の計算機診断を行う上で重要な機能である。従来の肺野領域抽出法では、病変が胸壁及び縦隔に接触して存在する場合には、それが原因で、抽出される肺野領域に欠損が生じるという問題があった。本論文では、このような問題に対処するため、形状モデルを用いた肺野領域抽出法について述べる。具体的には、肺野の輪郭形状をベジエ曲面でモデル化し、それをアフィン変換及びActive Contour Modelに基づく変形操作によって個々の入力画像の肺輪郭面に適合させる。モデルを用いることにより、上記のような病変による肺野領域の欠損を良好に補正できることが期待される。実験では、本手法を実際の3次元胸部X線CT像に適用し、上記のような病変部が存在する症例に対しても良好に肺野領域を抽出できることを示す。

キーワード 3次元胸部X線CT像, 肺野領域抽出, 形状モデル, ベジエ曲面, active contour model

## 1. まえがき

近年、X線CTに代表される3次元イメージング装置の発達により、医療の場で使われる3次元画像が急増している。3次元医用画像、特に3次元CT像はスライスと呼ばれる2次元画像の組からなるが、その撮影枚数は患者1人当たり数十枚～100数十枚にもものぼる。医師はこれらの大量の画像をスライス単位で読影しており、医師にかかる負担は増加している。このため、読影医師の負担軽減と診断の客観化を目的とした3次元CT像診断支援システムの開発が活発に試みられている[1]～[5]。

一般に、この種のシステムには、(1)対象臓器のセグメンテーション、(2)対象臓器の構造解析、及び、(3)異常領域の検出といった機能が求められる。特に、(1)のセグメンテーションの精度は、(2)、(3)の処理結果に大

きな影響を与えるため、信頼度の高い支援システムを構築しようとするれば、高精度なセグメンテーション機能の実現がまず求められる。本文で対象とする3次元胸部X線CT像(以下、胸部CT像)の診断支援システムにおいては、肺がんなどの異常陰影を正確に検出するには、その前に肺野領域を正確に抽出しておかなければならない。

胸部CT像における肺野領域は周辺臓器とのコントラストが比較的めりょうなので、大まかな抽出には単純なしきい値処理で十分である[5]。しかし、この方法では、胸壁部(肋骨側の部分)及び縦隔部(心臓側の部分)に接触してがんや炎症等の病変が存在する場合、これらの病変領域によって、肺野領域の抽出結果に欠損を生ずることがある。そこで、このような欠損にも対応できる肺野領域抽出手法がこれまでにいくつか提案されてきたが[5]～[9]、まだ決定的なものはない。

本論文では、従来の手法では対応しきれなかった上記欠損の問題を解決するために、左右肺別々の形状モデル(肺輪郭面モデル)を用いた肺野領域抽出法について述べる。以下、2.で、まず従来の手法の問題点を整理し、その解決のための方針を示す。次に、3.では本手法の処理手順について述べる。最後に、4.で本手

<sup>†</sup> 名古屋大学大学院工学研究科情報工学専攻, 名古屋市  
Department of Information Engineering, Graduate School of Engineering, Nagoya University, Nagoya-shi, 464-8603 Japan

<sup>††</sup> 名古屋大学大学院工学研究科計算理工学専攻, 名古屋市  
Department of Computational Science and Engineering, Graduate School of Engineering, Nagoya University, Nagoya-shi, 464-8603 Japan

<sup>†††</sup> 中京大学情報科学部, 豊田市  
School of Computer and Cognitive Sciences, Chukyo University, Toyota-shi, 470-0393 Japan

法を実際の胸部CT像に適用し、従来の手法との比較検討を行う。

## 2. 従来の手法の問題点と本手法の方針

肺野領域抽出において、しきい値処理を基本にした手順(例えば、しきい値処理+図形融合+小成分除去)[5]を用いることの問題点は、病変部と周辺臓器のCT値があまり変わらないため、病変部を肺野領域外とみなしてしまうことである(図1参照)。この問題を解決するために、文献[5]では、しきい値処理等により得られる肺野領域(以下、初期肺野領域)のスライス間での形状差異を利用した補正手法を提案している。しかし、この方法では、欠損の形状がスライス間で緩やかに変化する場合(図1A)や胸壁及び縦隔に接触する病変が非常に大きい場合(図1B)には補正できない。文献[6]では、初期肺野領域の輪郭線の曲率を用いて、輪郭線の曲率が急激に変化する点を検出し、比較的近距离にある点同士をつなぐことで欠損の補正を行っている。しかし、図1Bのような胸壁及び縦隔に接触した病変による欠損は、曲率が急激に変化する2点間を直線で補間しているため、必ずしも十分には補正できない場合がある。文献[7]では、肋骨領域から肺野の外側を覆う肺輪郭面(胸壁側の肺輪郭面)を推定し、それを用いて欠損を補正する手法を提案している。この手法により、胸壁側については良好な抽出結果を得ることができるが、肋骨の存在しない縦隔側の欠損は補正できない。縦隔部では比較的安定して抽出できるものは今のところ気管支領域のみであるため、縦隔側の肺輪郭面を推定することはできない。更に、縦隔部の形状は胸壁部よりも複雑であり、そのことが補正処理自体を難しくしている。

一方、上記の手法とは別に、モデルを用いた肺野領域抽出法が提案されている[8]、[9]。文献[8]の手法は、肺野を変形可能な風船(アクティブバルーン)でモデ

ル化し、それをあらかじめ抽出しておいた初期肺野領域へ向かって強制的に収縮させることによって肺野領域を抽出しようとするものである。しかし、初期肺野領域自体に大きな欠損があった場合には、それを補正することは難しく、また、複雑な形状をもつ縦隔部はもとも風船状のモデルにはなじまない。文献[9]の手法では、各スライスごとに左右肺全体を1本の滑らかな閉曲線で囲んだ領域を抽出すべき肺野領域と定義しており、縦隔部の形状ははじめから考慮されていない。

これらのことから、本論文では、病変が胸壁及び縦隔のどちらに接触していても欠損なく肺野領域を抽出できる手法を確立するため、肺野形状に関する知識を積極的に利用する。具体的には、人間の肺野形状をできるだけ忠実に表現したモデルを用意し、それを個々の胸部CT像の肺野部分とマッチングするように変形させていく方法をとる。モデルには、変形制御が可能な曲面表現の一つであるベジエ曲面を用いることとし、また、マッチングの際、胸壁側に対しては文献[7]の手法を、縦隔側に対しては唯一安定して抽出可能な気管支領域の情報を利用する。

なお、本論文では胸部CT像に気管支分枝部が撮影されているもののみを取り扱う。

## 3. 処理手順

### 3.1 処理の概要

提案手法の処理の流れを図2に示す。処理内容は以下の五つ；(1)形状モデルの作成、(2)特徴量計測、(3)大局マッチング、(4)精密マッチング、(5)肺野領域の統合、からなる。

#### (1) 形状モデルの作成

形状モデルに関連する研究はこれまでに多くの報告がある[8]～[15]。文献[8]、[9]、[13]のモデルはいくつかの制御点間を直線で補間することにより表されている。制御点間を直線で補間する方法は単純で実現しや

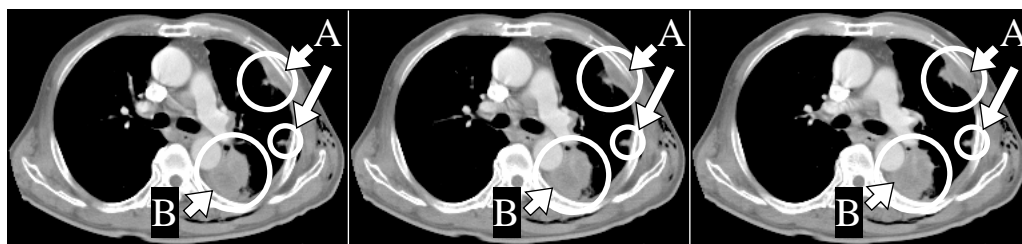


図1 肺野内部に発生した病変の例(連続した3枚のスライス像)。図中Aは胸壁に接触した病変、Bは胸壁と縦隔の両方に接触した病変の例である。A、Bともに、スライス間でその形状があまり変化していない

Fig. 1 An example of lesions in adjacent three slices. Lesion A is near the chest wall and lesion B is near both the chest wall and the mediastinum.

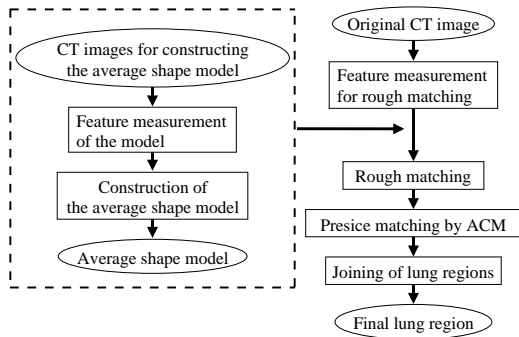


図2 処理の流れ  
Fig. 2 The flow of the proposed method.

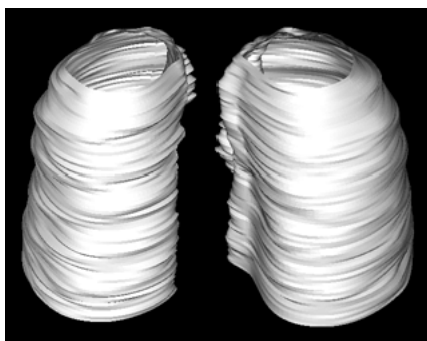


図3 モデルの概形  
Fig. 3 Rough shape of the proposed model.

すいが、滑らかな曲線を表現するためには多数の制御点が必要になる。文献[12]では、フーリエ記述子をパラメータとしたモデルが提案されているが、フーリエ記述子の値の変更と形状変化の関係が直感的に把握しにくい。

本論文では、形状の表現法で重要な要素として、形状の表現能力の高さ、ある制御点の移動による形状変形が局所的であること、計算コスト上から制御点数はなるべく少ないこと、などを考慮して、ベジエ曲面を用いて肺野形状を表現することにした。実際のモデルは、複数の胸部CT像からスライスごとに制御点を手入力で配置して(注1)、各制御点の位置を平均したものを形状モデルとして用いる(図3)。また、個人差を各制御点の分散によって表現する。

(2) 特徴量計測

ここでは、モデルを大まかに入力画像にマッチングさせるときに用いる特徴量を計測する。一般に各入力画像には、肺野の撮影部位が異なる、体が体軸回りに回転している、肺野の大きさが患者ごとに異なる

といった変動要因が含まれる。そこで、このような要因をいくつかの特徴量で表し、その特徴量をもとにモデルを入力画像にマッチングさせる。用いる特徴量は気管分岐部の位置、肺野の大きさ、体の傾き、下行大動脈の位置の4種類とする。以下、これらの特徴量について簡単に説明する。

気管分岐部の位置は、モデルが入力画像の肺野のどこに対応しているかを定めるための基準点として用いる。縦隔部を構成する大動脈などの血管は気管分岐部を囲むように存在している。そのため、モデル及び入力画像中の気管分岐部の位置を合わせることで、モデル及び入力画像間の対応をとることができ、また、縦隔側の肺輪郭面のある程度の推定になると考えられる。肺野の大きさと体の傾きは各患者ごとの肺野の大きさや撮影時の姿勢を表す特徴量であり、各スライスごとに計測する。この特徴量はアフィン変換係数の計算に用いられる。下行大動脈は左肺の形状を特徴づける部分であり、左肺に管状の溝を作る。下行大動脈の走行状態は患者ごとに異なるため、その走行状態を各スライスの下行大動脈の重心と大きさで表し、下行大動脈の特徴量とする。

(3) 大局マッチング

気管分岐部の位置をもとに入力画像に対応している部分をモデルから切り出す。上記(2)で求めた肺野の大きさと体の傾きをもとにアフィン変換係数を計算し、切り出されたモデルをアフィン変換することにより肺野の大きさや体の傾きなどを修正する。ただし、本論文ではアフィン変換は体軸と垂直な各平面(スライス)ごとの2次元的な変換であり、体軸方向の拡大・縮小や体軸の回転は行わない。

(4) 精密マッチング

ここでは、モデルがより正確に入力画像に適合するように、Active Contour Model (ACM)を用いてモデルを変形させる。

(5) 肺野領域の統合

精密マッチングで得られる肺野領域と従来の手法[7]で得られる肺野領域を統合する。

3.2 肺輪郭面モデル

3.2.1 ベジエパッチによる形状表現

モデルの肺輪郭面形状をベジエパッチによって表す。ただし、肺野全体ではなく肺尖部と横隔膜部を除いた

(注1): 縦隔部の形状は胸壁部のそれに比べて複雑であるため、各スライスに対して、胸壁側の制御点と比べて縦隔側の制御点を細かい間隔で配置する。ただし、上下のスライスに配置された制御点とのつながりも考慮する。

部分とする．制御点群 $\{P_{ij} | 0 \leq i, j \leq 3\}$ が図4のように与えられたとき,それにより作られるベジエパッチ $S(u,v)$  ( $0 \leq u, v \leq 1$ )は

$$S(u,v) = \sum_{i=0}^3 \sum_{j=0}^3 B_i^3(u) B_j^3(v) P_{ij} \quad (1)$$

$B_i^3(u), B_j^3(v)$ : Bernstein 基底関数

で表される．

### 3.2.2 制御点の入力

複数の胸部CT像のサンプルから平均的な形状モデルを作成する．作成手順は以下のとおりである．

(a) モデル作成用の各胸部CT像から3.3で示すアフィン変換のための特徴量を計測する．

(b) 複数の胸部CT像の中から,体軸回りの回転がない1例を選び<sup>(注2)</sup>,スライスごとに制御点を手入力し,初期モデルを作成する(この胸部CT像を以下ではモデル画像と呼ぶ)．

(c) モデル画像以外の各胸部CT像に対して,3.4に示される大局マッチングの方法を用いて初期モデルをアフィン変換する．

(d) モデル画像以外の各胸部CT像に対して,アフィン変換された初期モデルを手入力で補正し,各CT像の肺輪郭に適合させる．

(e) 補正されたそれぞれのモデルを逆アフィン変換する．

(f) 各制御点の位置の平均ベクトル $V_i^{mean}$ と分散ベクトル $V_i^{var}$ を計算し,制御点群 $\{V_i^{mean}\}$ を形状モデルとする．

以後の処理では上記の手順により作成された形状モデルを用いる．アフィン変換及び逆アフィン変換を行う

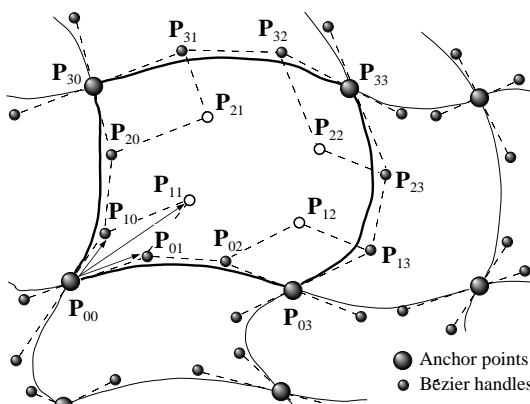


図4 形状モデルのためのベジエパッチの構成  
Fig. 4 Structure of Bézier patches for the shape model.

のは,肺野の大きさの個人差を正規化するためである．なお,今回は8例から形状モデルを作成した．また,ここでのスライス(2次元画像)は体軸に直交する断面像とし(スライスの左から右をx方向,上から下をy方向とする),第k番目のスライスを $F_k = \{f_{ijk}\}$ で表す( $f_{ijk}$ は画素(i,j,k)におけるCT値, $0 \leq k \leq Z$ ,Zはスライス数,スライス番号が小さいほど頭に近い)．また,本論文では,ベクトルはすべて3次元ベクトルであり,太字で表す(例えば, $V_{Ai} = (V_{Ai,x}, V_{Ai,y}, V_{Ai,z})^T$ )．

手順(b)において,入力する制御点はアンカーポイントとベジエハンドルの2種類で,前者はモデルの全体的な形状を,後者はベジエパッチの形状(モデルの局所的な形状)を制御するためのものである．それぞれのアンカーポイント $V_{Ai}$ は図5に示すように四つのベジエハンドル $V_{Bi}(j)$  ( $0 \leq j \leq 3$ )をもつ． $V_{Bi}(0)$ と $V_{Bi}(1)$ は, $V_{Ai}$ を通り,スライスに平行な直線上に配置される．一方, $V_{Bi}(2)$ と $V_{Bi}(3)$ は, $V_{Ai}$ を通り,スライスと直交する直線上に配置される．アンカーポイントの総数はスライスごとに右肺9点,左肺10点である．そのうち,下行大動脈が含まれるスライスでの左肺の3点は下行大動脈の輪郭上に配置される．

### 3.3 特徴量計測

#### 3.3.1 気管分岐部の位置

胸部CT像から文献[16]の領域拡張法を用いて気管支領域を抽出する．得られた気管支領域に対して,頭側から脚側へ向かってスライスごとに連結成分数を調べ,その値が初めて2となるスライスを $F_b$ とする． $F_b$ 内の二つの連結成分の重心点を気管分岐部 $b_b$ とする．一方,モデル側の気管分岐部を $B_b$ とする．

#### 3.3.2 肺野の大きさと体の傾き

胸部CT像から文献[7]の手法により肺野領域を抽出する．次に,スライス $F_k$ での肺野領域(左右両肺)に外接する最小の長方形を求め,その長方形の縦の長さ及び横の長さ( $l_{1k}, l_{2k}$ )を肺野の大きさとし,長方形の左上の頂点の位置を $o_k$ ,長方形の傾き $\theta_k$ を体の傾きと

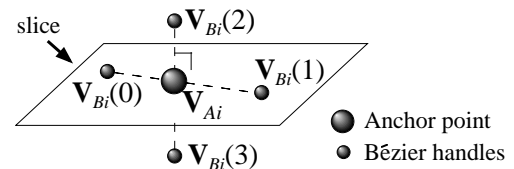


図5 ベジエハンドルの配置  
Fig. 5 Arrangement of Bézier handles.

(注2):“体軸回りの回転がない”とは,患者の体が水平に(仰向けに)横たわっている状態であり,3.3.2で述べる体の傾き角が0度のことである．

する(図6). 同様に, 対応するモデル画像のスライス番号を  $k'$  とし, そのスライスでの肺野の大きさと体の傾きを  $(L_{1k'}, L_{2k'})$ ,  $\Theta_{k'}$ , 長方形の左上の頂点の位置を  $O_{k'}$  とする.

### 3.3.3 下行大動脈

CT像の各スライスから, しきい値処理と連結成分の形状特徴処理によって下行大動脈を求める. 詳細は文献[17]に譲る.

### 3.4 大局マッチング

大局マッチングは切出しとアフィン変換処理からなる. まず, 入力画像の気管分岐部からスライス  $F_0$  及び  $F_z$  までの長さを計り, モデルの気管分岐部からその長さの範囲にある制御点を入力画像と対応している部分としてモデルから切り出す(図7). アフィン変換はこの切り出された部分に対して行う.

モデル及び入力画像の肺野の大きさと体の傾きからアフィン変換係数を計算し, モデルをスライスごとにアフィン変換する. その際, モデルを胸壁部, 縦隔部及び下行大動脈部の三つの部分に分け, それぞれのアンカーポイントに対して別々のアフィン変換を施す. 回転・平行移動はスライス内のみとし, 体軸方向を変えるような回転は行わない. また, ベジエハンドルに

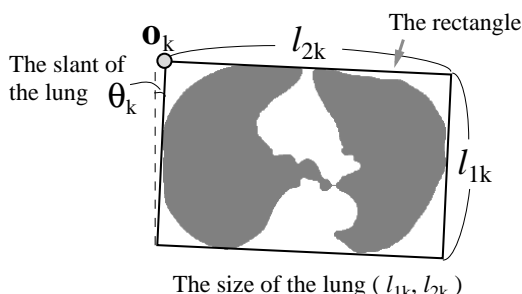


図6 k 番目のスライスにおける肺野の大きさと体の傾きの推定  
Fig. 6 Estimation of the size and the slant of the lung on the k-th slice.

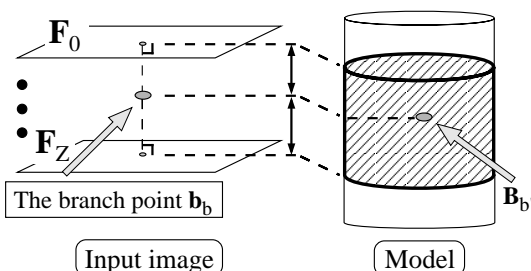


図7 気管分岐部の位置によるモデルの切出し  
Fig. 7 Cropping of the model basing upon the branch points of the bronchus.

対しては回転のみ行う.

以下, それぞれについて説明する.

まず, 胸壁部のアンカーポイントを肺野の大きさと体の傾き情報を用いてアフィン変換する.  $k$  番目のスライスのアフィン変換行列を  $A_1^{(k)}$ , アンカーポイント  $V_{Ai}$  の同次座標表現を  $\dot{V}_{Ai}$ , 変換後の同次座標表現を  $\dot{V}'_{Ai}$  とすると, アフィン変換は

$$\dot{V}'_{Ai} = A_1^{(k)} \bullet \dot{V}_{Ai} \quad (2)$$

$$A_1^{(k)} = \begin{bmatrix} \alpha_1 \cos \phi_k & -\alpha_2 \sin \phi_k & 0 & dx \\ \alpha_1 \sin \phi_k & \alpha_2 \cos \phi_k & 0 & dy \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

と表される. ただし,

$$\alpha_1 = \frac{l_{1k}}{L_{1k'}}, \quad \alpha_2 = \frac{l_{2k}}{L_{2k'}}, \quad \phi_k = \theta_k - \Theta_{k'} \quad (4)$$

$$\begin{pmatrix} dx \\ dy \\ 0 \end{pmatrix} = \mathbf{o}_k - \begin{bmatrix} \alpha_1 \cos \phi_k & -\alpha_2 \cos \phi_k & 0 \\ \alpha_1 \sin \phi_k & \alpha_2 \cos \phi_k & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \mathbf{O}_{k'} \quad (5)$$

である.

次に, 縦隔部のアンカーポイントを気管分岐部の位置情報を用いてアフィン変換する. 更に, 左肺の下行大動脈上に配置されたアンカーポイントに対して, 該当する変換行列を用いてアフィン変換を施し, 下行大動脈部を適合させる. 最後に, ベジエハンドルを同様にしてアフィン変換する. これらの数式的表現は上式と同様のため, 変換式は略す.

以上より, 切り出されたモデルの肺野形状が入力画像のそれに大まかに整合される.

### 3.5 精密マッチング

上記の大局マッチングの結果を初期形状として, ここでは更にACMによる精密な変形を行う. 変形はアンカーポイントの移動によるモデル全体の変形と, ベジエハンドルの移動による局所的な変形の2段階からなる. いずれの場合も, 各制御点の移動は図8に示すエネルギー最小化に基づく反復計算によって行われる.

#### 3.5.1 アンカーポイントの移動

$i$  回目の反復におけるアンカーポイント  $V_{Ai}^{(i)}$  のエネルギー  $E_i^{anc(i)}$  を, モデルの形状による内部エネルギー  $E_i^{in}$  と画像から受ける外部エネルギー  $E_i^{ex}$  の重み付き和

$$E_i^{anc(i)} = \omega_1 E_i^{in} + \omega_2 E_i^{ex} \quad (6)$$

で定義する. ただし,  $\omega_1$  及び  $\omega_2$  は重みである. 心臓部はその他の部位より個人差が大きいため, 心臓部の制

御点に対しては，その制御点の分散（個人差）を考慮した内部エネルギーを設定する． $\mathbf{V}_{Ai}^{(t)}$ の更新は，探索範囲  $\Omega_A$  を

$$\Omega_A = \left\{ \begin{array}{l} \mathbf{V}_{Ai\ x}^{(t)} - \delta x \leq \mathbf{V}_{Ai\ x} \leq \mathbf{V}_{Ai\ x}^{(t)} + \delta x \\ \mathbf{V}_{Ai\ y}^{(t)} - \delta y \leq \mathbf{V}_{Ai\ y} \leq \mathbf{V}_{Ai\ y}^{(t)} + \delta y \\ \mathbf{V}_{Ai\ z}^{(t)} \end{array} \right\} \quad (7)$$

とすると，

$$\mathbf{V}_{Ai}^{(t+1)} = (x', y', z)^T, \quad (8)$$

ただし， $(x', y', z) \in \Omega_A$ ，かつ，その点の  $E_i^{anc(t)}$  が最小． $\delta x, \delta y$  はそれぞれ  $x$  方向及び  $y$  方向の探索範囲を示す．エネルギーが前回より減少する点がなくなったら反復を終了する．

(a) 内部エネルギー

内部エネルギー  $E_i^{in}$  は初期形状からのずれによるエネルギーである．図9に示すように， $\mathbf{V}_{Ai}$  からその隣接制御点  $N_i(j)$  ( $0 \leq j \leq 3$ ) へのベクトルを  $\mathbf{d}_i(j)$ ，初期形状におけるそれを  $\mathbf{D}_i(j)$  とすると，内部エネルギーは

$$E_i^{in} = K_1 \sum_{j=0}^3 \|\mathbf{d}_i(j) - \mathbf{D}_i(j)\|^2 + K_2 \sum_{j=2}^3 \|\mathbf{d}_i(j) - \mathbf{D}_i(j)\|^2 \quad (9)$$

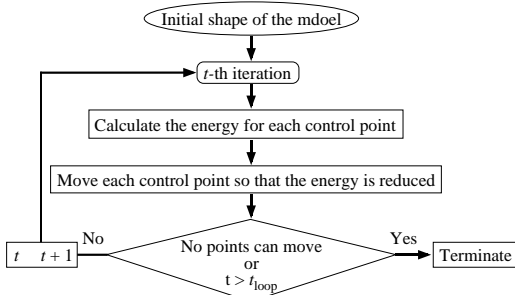


図8 ACMにおける反復計算の流れ  
Fig. 8 The flow of precise matching by using ACM.

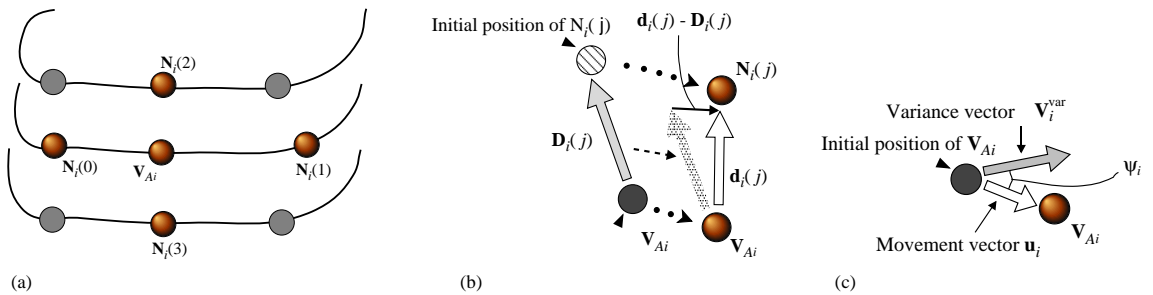


図9 (a) アンカーポイント  $\mathbf{V}_{Ai}$  の隣接制御点  $N_i(j)$  ( $0 \leq j \leq 3$ ) (b) 初期位置における  $\mathbf{V}_{Ai}$  から  $N_i(j)$  へのベクトル  $\mathbf{D}_i(j)$  と現在位置におけるベクトル  $\mathbf{d}_i(j)$  (c) 変位ベクトル  $\mathbf{u}_i$  と分散ベクトル  $\mathbf{u}_i$  の間の角度  $\psi_i$   
Fig. 9 (a) The neighboring points  $N_i(j)$  ( $0 \leq j \leq 3$ ) for the anchor point  $\mathbf{V}_{Ai}$ . (b) The vector from the initial position to the current position. (c) The movement vector  $\mathbf{u}_i$  and the angle  $\psi_i$  between the variance vector and  $\mathbf{u}_i$ .

で計算される．式(9)の第1項は同一スライス内で隣接する制御点に対するエネルギーの項で，第2項は上下スライスで隣接する制御点に対する項である（図9(a)）.スライス内で隣接する制御点への距離とスライス間で隣接する制御点への距離は全体的に異なる（前者の方が大きい）ため，それぞれ異なる重み  $K_1$  及び  $K_2$  を掛ける．

ここで，心臓部に配置した制御点に対しては，心臓部は個人差が大きいため，分散を考慮した式(10)を用いて内部エネルギーを計算する．

$$E_i^{in} = f(\mathbf{V}_i^{var}) \left\{ K_1 \sum_{j=0}^1 \|\mathbf{d}_i(j) - \mathbf{D}_i(j)\|^2 + K_2 \sum_{j=2}^3 \|\mathbf{d}_i(j) - \mathbf{D}_i(j)\|^2 \right\} \quad (10)$$

$$f(\mathbf{V}_i^{var}) = K_3 \left\{ \frac{\|\mathbf{u}_i\| \cos \psi_i}{\|\mathbf{V}_i^{var}\|^2} + \|\mathbf{u}_i\|^2 \sin \psi_i \right\} \quad (11)$$

ただし， $K_3$  は重み， $\mathbf{u}_i$  は  $\mathbf{V}_{Ai}$  の初期位置からの変位である． $f(\mathbf{V}_i^{var})$  は，分散ベクトルの方向に動きやすく，それと直交する方向は抑制するように設定した．

(b) 外部エネルギー

外部エネルギー  $E_i^{ex}$  は，入力画像の濃度情報に基づいて推定される肺輪郭面から現在のアンカーポイントの位置までの距離で定義する．詳細は文献[17]に譲る．

3.5.2 ベジエハンドルの移動

アンカーポイント  $\mathbf{V}_{Ai}$  は四つのベジエハンドルをもっている（図5）.四つのうち， $\mathbf{V}_{Ai}$  と同じスライス上の二つ， $\mathbf{V}_{Bi}(0)$  と  $\mathbf{V}_{Bi}(1)$  のみを動かし，残りの二つ， $\mathbf{V}_{Bi}(2)$  と  $\mathbf{V}_{Bi}(3)$  は動かさない．また，ベジエパッチ間の滑らかな接続を保つために，ベジエハンドルの移動は回転と拡大・縮小により行う．詳細は文献[17]に譲る．

### 3.6 肺野領域の統合

モデルには肺炎部と横隔膜部が含まれていないので、精密マッチングで得られる肺野領域  $L_{match}$  と従来法[7]で得られる肺野領域  $L_{prev}$  を統合し、最終的な肺野領域  $L_{fin}$  とする。入力画像にマッチングされたモデルの輪郭面データ(3次元座標データ)から肺野領域(ボリュームデータ)への変換は、領域拡張法による。 $L_{fin}$  は  $L_{match}$  と  $L_{prev}$  の論理和

$$L_{fin} = L_{match} \cup L_{prev} \quad (12)$$

で得られる。

## 4. 実験及び考察

### 4.1 試料画像

実験に用いた試料画像はヘリカル型CTにより撮影された計 38 例の胸部 CT 像である。画像の仕様を表 1 に示す。スライス厚 2 mm の胸部 CT 像が 8 例、5 mm が 7 例、10 mm が 23 例ある。このうち、病変部が胸壁部に接触している例が 8 例、縦隔部に接触している例が 4 例、胸壁部と縦隔部の両方に接触している例が 5 例ある。

### 4.2 評価法

本手法により得られた肺野領域抽出結果を二つの方法で定量的に評価し、従来法と比較した。一つは欠損領域の数、もう一つは各症例に対する理想的肺野領域と抽出結果の間の距離である。ここで、理想的肺野領域は、筆者が手入力で抽出した肺野領域とする。また、二つの領域間の距離は、抽出結果の輪郭上の各画素から理想的肺野領域の輪郭への最短距離(ユークリッド距離値)を平均したものとする。理想的肺野領域から抽出結果への距離も同様である。距離が小さくなればなるほど、二つの領域はお互いに類似しているといえる。

### 4.3 実験結果

本論文で述べた手順を胸部 CT 像 38 例に適用した。ただし、スライス厚 10 mm の胸部 CT 像に対しては一部異なる手順を適用した。異なる部分は、文献[7]の手法を用いる部分をより簡易な別の手法に置き換えたこと、

及び、下行大動脈の抽出及び位置合せを行っていないことである。特に後者については、スライス厚 10 mm の胸部 CT 像(管電圧 120 kV, 血管造影なし)はスライス厚が厚いため、2 ~ 5 mm の CT 像に比べて血管領域と血管以外の縦隔部とのコントラストが低く、輪郭が鮮明ではないために下行大動脈をうまく抽出できない(縦隔の一部を誤って抽出することがある)ためである。形状モデルはスライス厚 2 ~ 5 mm の胸部 CT 像 8 例から作成し、作成時間は約 8 時間であった。なお、今回選択した 8 例は、肺野が広範囲にわたって撮影されているものから順に選んだ。ただし、図 13 のように肺野の形が左右で極端に異なるものは除いた。また、3.5 にでてくる諸パラメータの値 ( $\omega_1, \omega_2$  など) は実験的に決定した。

従来法との欠損領域数の比較結果を表 2 に示す。図 10 は、肺野領域抽出結果から理想的肺野領域への距離

表 2 従来法との欠損領域数の比較

Table 2 The evaluation by the comparison of the number of the defect region by the old method with that by the proposed one.

	Number of defect regions
Previous method	15
Proposed method	0

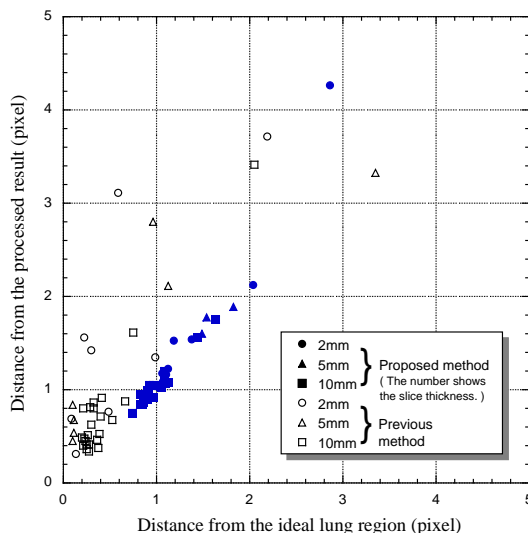


図 10 肺野領域抽出結果の評価(肺野領域抽出結果と理想的肺野領域の間の距離による)

Fig. 10 Evaluation by the distance criterion between the ideal lung region and the one by the proposed method. Results are classified with respect to the slice thickness of images.

表 1 実験に用いた入力画像の仕様

Table 1 Specification of input images used in the experiment.

Pixels	Number of cases	Number of slices	Reconstruction Pitch (mm)	Pixel Size (mm)	Thickness (mm)	Bed Speed (mm/sec)
512x512	8	62-183	1	0.625	2	2
512x512	7	50-82	2	0.625	5	5
512x512	23	21-29	10	0.684	10	10

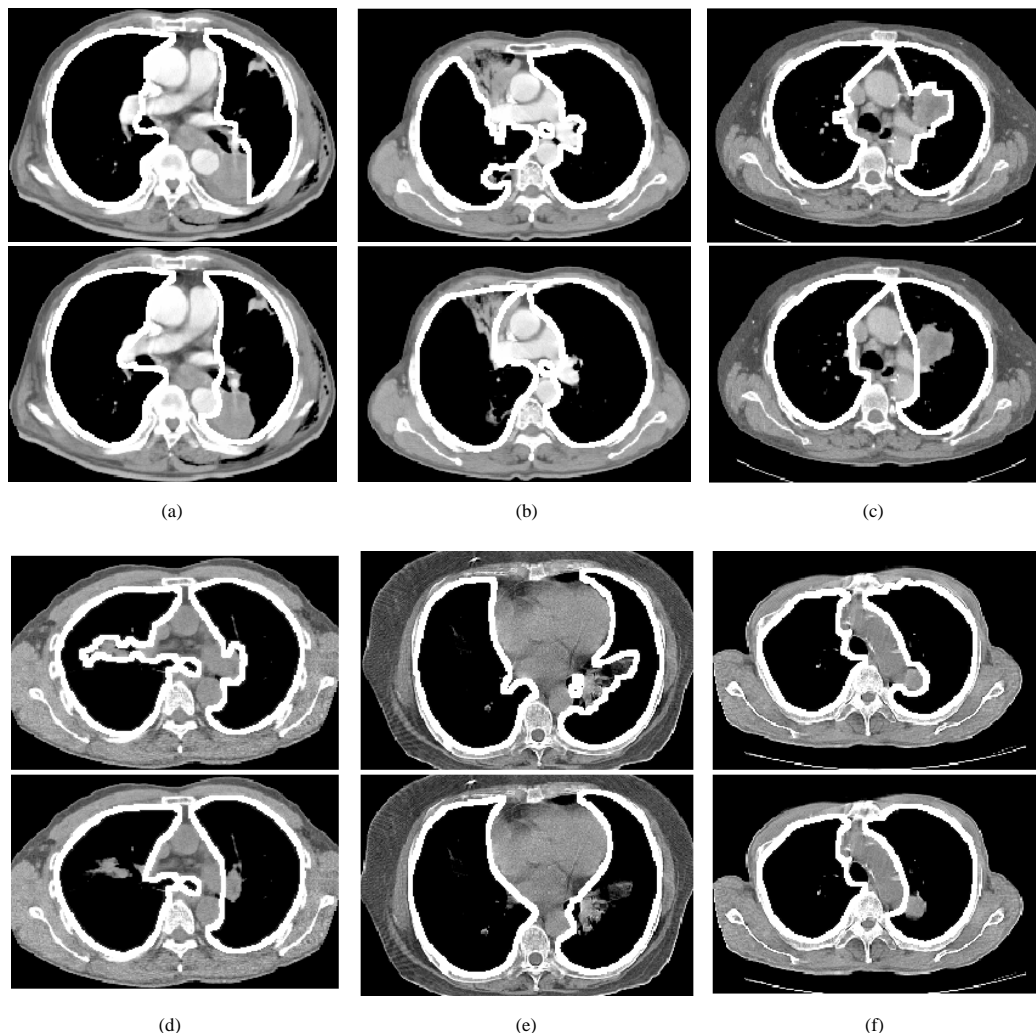


図 11 本手法及び従来法による抽出結果の例。(上段)従来法による結果,(下段)本手法による結果  
 (a) Case No.010, (b) Case No.011, (c) Case No.013, (d) Case No.002, (e) Case No.085, (f) Case No.080

Fig. 11 Examples of extracted results by the previous method and the proposed one. One typical slice is shown for each sample image. The upper row shows the results by the previous method and the lower row by the proposed method.

(a) Case No.010, (b) Case No.011, (c) Case No.013, (d) Case No.002, (e) Case No.085, (f) Case No.080.

を縦軸に、理想的肺野領域から抽出結果への距離を横軸にとったときの従来法及び提案手法に対する評価結果のグラフであり、入力画像のスライス厚ごとに分類した。また、抽出結果の例を図 11 ~ 13 に示す。図 11 の 6 例は胸壁部や縦隔部に病変部が接触した例で、いずれも従来法では欠損を補正できていないが、本手法では良好な結果が得られている。図 12 は大動脈弓部で抽出精度の低下が見られた例である。このような例は 38 例中 6 例あった。図 13 は抽出結果の距離評価値が他と比べて大きくなった例である。処理時間は 1 症例当



図 12 大動脈弓部における抽出精度低下の例 (Case No.024)  
 Fig. 12 Example of the deterioration in the precision of the extracted aortic arch (Case No.024).



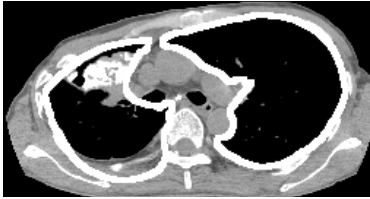


図13 左右肺の大きさが非常に異なる例(右肺の大きさが左肺の約60%)とその抽出結果(Case No.022). 病変による欠損は生じていないが、肺野領域を過抽出している

Fig. 13 Typical case in which the size of the right lung is much smaller than that of the left lung( Case No.022). There is no defect region but the proposed method extracts too much region.

り約30分であった(計算機SGI OCTANE MXE, CPU R10000, 250 MHz)。

#### 4.4 考 察

表2に示すように、従来法では病変によって欠損を生ずることがあったが、本手法では欠損なく肺野領域を抽出できている。また、図10を見ると、従来法に対する距離評価結果ではばらつきが非常に大きいのに対し、本手法の評価結果では、図13に示した1例を除き(注3)、ほとんど対角線上に分布していることがわかる。このことは、本手法により抽出された肺野領域と理想的肺野領域のどちらから距離を測ってもほぼ同じ値であり、2画素ほど距離が離れる例もあるが、二つの領域の形状はよく似ているということを示している。また、本手法は、今回の実験の範囲では、入力画像のスライス厚(スライス間隔)が変化しても、ほぼ同等の抽出精度があることがわかる。これは、各制御点の移動が2次元的(スライス内のみ)であり、上下スライス間でモデルが滑らかさを保つようにエネルギーを設定しているため、スライス間隔の違いがモデルの変形にあまり影響しないためであると思われる。

図11のように縦隔部に接触した病変が存在する症例に対して、従来手法では欠損を補正できなかったが、本手法では良好に肺輪郭面を抽出できている。しかし、図12のように、抽出結果の肺輪郭が大動脈弓部の内部に位置し、肺野領域を若干過抽出する例が見られた。これは、大局マッチングにおいて、体軸方向の肺野形状の修正を行っていないため、モデルの大動脈弓部と入力画像の大動脈弓部の位置が大きすぎていた場合、ACMを用いてもそのずれを修正できないためと思われる。これに対応するには、例えば大動脈領域を抽出し、その情報を利用して体軸方向の修正を加えることが考えられる。なお、大動脈部に

おいて抽出精度が低下した6例に対する距離評価値は、およそ2画素であった。今回用いた距離評価法では、このような形状の差異が数値として明確に現れにくく、より高度な手法の開発のためには評価法を検討することも必要である。

#### 5. む す び

本論文では、3次元胸部X線CT像からの新しい肺野領域抽出手法について述べた。本手法では、平均的な人間の肺野形状に関する知識を形状モデルという形でもち、それを個々の肺野領域に合わせて変形させていくことによって肺野領域を得るものである。実験では、従来良好な結果が得られなかった胸壁や縦隔部に病変が接触しているような症例に対しても、本手法によって良好に肺野領域が抽出できることが示された。また、抽出した肺野領域の定量的な評価を行い、本手法の有効性を示した。この結果は、3次元CT像診断支援システムの処理の安定化と性能向上に寄与するものと考えられる。今後の課題としては、肺野領域過抽出の抑制法の開発、肺野領域抽出結果の評価法の改良、医師による評価、より多数の症例での評価、処理の高速化などが挙げられる。

謝辞 貴重な実験試料を御提供頂いた藤田保健衛生大学片田和廣博士、安野泰史博士及び大阪府立成人病センター鈴木隆一郎博士、中山富雄博士に感謝する。また、日ごろ御討論頂いた清水昭伸博士(現東京農工大)及び名古屋大学鳥脇・末永研究室諸氏に感謝する。本研究の一部は、厚生省がん研究助成金、文部省科研費並びに堀情報科学振興財団研究助成金、及び、文部省私立大学ハイテク・リサーチ・センター補助金によった。

#### 文 献

- [1] 山本真司, 田中一平, 千田昌弘, 館野之男, 飯沼 武, 松本 徹, 松本満臣, “肺癌検診用X線CT(LSCT)の基本構想と診断支援用画像処理方法の検討,” 信学論(D-II), vol.J76-D-II, no.2, pp.250-260, Feb. 1993.
- [2] 河田佳樹, 仁木 登, 大松広伸, 江口研二, 森山紀之, “Thin-section CT像を用いた肺病変部の形状解析による肺がんの質的診断支援,” 胸部CT検診, vol.4, no.3, pp.192-195, 1997.
- [3] 鶴飼裕司, 金澤啓三, 河田佳樹, 仁木 登, 佐藤 均, 大松広伸, 柿沼龍太郎, 江口研二, 金子昌弘, 森山紀之, “ヘリカルCT画像を用いた肺がん診断支援システム,” JAMIT Frontier'99(医用画像工学研究会)講演論文集,

(注3): 図13の例は、左右肺の大きさが非常に異なる例であり、距離評価値は4画素以上と大きい。この例は特異な例であり、一般的には左右肺はほぼ同じ大きさであるので、評価から外した。

pp.207-212 (1999)

- [4] 西村 修, 増藤信明, 江 浩, 山本真司, 松本満臣, 館野之男, 飯沼 武, 松本 徹, “肺がん検診用CT(LSCT)の診断支援システム,” JAMIT Frontier'99(医用画像工学研究会)講演論文集, pp.237-241, 1999.
- [5] 長谷川純一, 森 健策, 鳥脇純一郎, 安野泰史, 片田和廣, “3次元デジタル画像処理による胸部連続CT像からの肺がん候補領域の自動抽出,” 信学論(D-II), vol.J76-D-II, no.8, pp.1578-1594, Aug. 1993.
- [6] K.Kanazawa, Y.Kawata, N.Niki, H.Satoh, H.Ohmatsu, R.Kakinuma, M.Kaneko, N.Moriyama, and K.Eguchi, “Computer-aided diagnosis for pulmonary nodules based on helical CT images,” Computerized Medical Imaging and Graphics, vol.22, pp.157-167, 1998.
- [7] 遠藤知彦, 森 健策, 長谷川純一, 鳥脇純一郎, 安野泰史, 片田和廣, “肋骨の骨格形状を利用した3次元胸部X線CT像からの肺野領域自動抽出,” 信学論(D-II), vol.J81-D-II, no.6, pp.1429-1438, June 1998.
- [8] 森 健策, 岡 修次, 長谷川純一, 鳥脇純一郎, 安野泰史, 片田和廣, “アクティブバルーンモデルを用いた3次元胸部CT像からの肺野領域自動抽出,” Medical Imaging Technology, vol.14, no.4 (日本医用画像工学学会第15回大会特集号), pp.403-404, July 1996.
- [9] 奥村俊昭, 山本真司, 松本満臣, 館野之男, 飯沼 武, 松本 徹, “Active Cylinder Modelを用いた胸部X線CT像からの肺野領域抽出,” Medical Imaging Technology, vol.16, no.1, pp.61-71, Jan. 1998.
- [10] M.Kass, A.Witkin, and D.Terzopoulos, “Snakes: Active contour models,” Int. J. Comp. Vision, vol.1, pp.321-331, 1988.
- [11] F.P.Kuhl and C.R.Giardina, “Elliptic Fourier features of a closed contour,” CVGIP, vol.18, pp.236-258, 1982.
- [12] G.Szekely, A.Keleman, C.Brechbühler, and G.Gerig, “Segmentation of 2-D and 3-D objects from MRI volume data using constrained elastic deformations of flexible Fourier contour and surface models,” Medical Image Analysis, vol.1, no.1, pp.19-34, 1996.
- [13] S.Lobregt and M.A.Viergever, “A discrete dynamic contour model,” IEEE Trans. Medical Imaging, vol.14, no.1, pp.12-24, March 1995.
- [14] A.Goshtasby and D.A.Turner, “Segmentation of cardiac cine MR images for extraction of right and left ventricular chambers,” IEEE Trans. Medical Imaging, vol.14, no.1, pp.56-64, March 1995.
- [15] J.Toriwaki and K.Mori, “Recent progress in medical image processing — Virtualized human body and computer-aided-surgery,” IEICE Trans. Inf. & Syst., vol.E82-D, no.3, pp.611-628, March 1999.
- [16] K.Mori, J.Hasegawa, J.Toriwaki, H.Anno, and K.Katada, “Automated extraction and visualization of bronchus from 3D images of lung,” Proc. 1st Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine, pp.542-548, April 1995.
- [17] 北坂孝幸, 森 健策, 長谷川純一, 末永康仁, 鳥脇純一郎, “可変形状モデルを用いた3次元胸部X線CT像からの肺野領域抽出,” 画像の認識・理解シンポジウム(MIRU'98), 論文集II, pp.213-218, July 1998.  
(平成11年5月7日受付, 8月13日再受付)



北坂 孝幸 (学生員)

平9名大・工・情報卒。平11同大学院博士課程前期課程了。現在同大学院博士課程後期課程在学中。主に、3次元医用画像処理に関する研究に従事。



森 健策 (正員)

平4名大・工・電子卒。平8同大学院博士課程後期課程了。平6より平9まで日本学術振興会特別研究員。平9より名大大学院工学研究科助手, 現在に至る。平9より情報処理学会コンピュータビジョン・イメージメディア研究会連絡委員。主に3次元画像処理とコンピュータグラフィックスの医用画像への応用に関する研究に従事。日本医用画像工学学会奨励賞, 日本エム・イー学会論文賞・阪本章, 丹羽記念賞受賞。工博。日本エム・イー学会, 日本医用画像工学学会, コンピュータ支援画像診断学会各会員。



長谷川純一 (正員)

昭49名大・工・電気・電子卒。昭54同大学院博士課程情報工学専攻了。同年名大工学部電子工学科助手。昭61同情報工学科講師。昭62中京大学教養部助教授。昭63同教授を経て, 平4より中京大学情報科学部教授, 現在に至る。工博。パターン認識, 画像処理, エキスパートビジョン, 及び, それらの医療, スポーツへの応用に関する研究に従事。情報処理学会, 人工知能学会, 日本エム・イー学会, 日本医用画像工学学会, IEEE各会員。



鳥脇純一郎 (正員)

昭37名大・工・電気・電子卒。昭42同大学院博士課程了。同年4月名大・工学部助手。以降, 昭45助教授, 昭49名古屋大学大型計算機センター助教授, 昭55豊橋技術科学大学情報工学系教授, 昭58名古屋大学工学部電子工学科教授を経て, 昭60年4月より同情報工学科教授。工博パターン認識, 画像処理, グラフィックス及びそれらの医用情報処理への応用に関する研究に従事。著書「画像理解のためのデジタル画像処理I, II」(昭晃堂), 「パターン情報処理の基礎」(朝倉書店), 「認識工学」(コロナ社)。情報処理学会, 日本エム・イー学会, 人工知能学会, IEEE各会員。