

## 複数モデルの動的選択に基づく気管支枝名自動対応付け手法

江間 慎弥<sup>†</sup>      北坂 孝幸<sup>†,††a)</sup>      森 健策<sup>†,††b)</sup>      目加田慶人<sup>†††,††</sup>  
 井手 一郎<sup>†</sup>      村瀬 洋<sup>†</sup>      末永 康仁<sup>†,††</sup>      高畠 博嗣<sup>††††</sup>  
 森 雅樹<sup>†††††</sup>      名取 博<sup>††††††</sup>

## A Method for Automated Nomenclature of Bronchial Branches Based on Dynamic Selection of Multiple Models

Shinya EMA<sup>†</sup>, Takayuki KITASAKA<sup>†,††a)</sup>, Kensaku MORI<sup>†,††b)</sup>,  
 Yoshito MEKADA<sup>†††,††</sup>, Ichiro IDE<sup>†</sup>, Hiroshi MURASE<sup>†</sup>, Yasuhito SUENAGA<sup>†,††</sup>,  
 Hirotugu TAKABATAKE<sup>††††</sup>, Masaki MORI<sup>†††††</sup>, and Hiroshi NATORI<sup>††††††</sup>

あらまし 本論文では三次元胸部 X 線 CT 像から抽出された気管支枝への解剖学的名称の自動対応付け手法について述べる。これまでに提案された気管支枝への解剖学的名称の自動対応付け手法では、気管支の各部位ごとに複数のモデルを用意し、各部位ごとに入力された気管支枝とモデルとを比較し最適なモデルを選択し、そのモデルを用いて枝名の対応付けを行っていた。しかしながら、抽出された気管支枝とモデルの間で枝の走行方向の差異を各部位ごとに平均して評価するため、抽出された気管支と分岐パターンの異なるモデルを選択し、間違った枝名を対応づける問題があった。この問題を解決するために、本論文で示す手法では、気管支の中枢部から末梢に向けて枝の分岐ごとにモデルを評価し、枝名を対応づける。その際、分岐パターンが異なるモデルを選択候補から徐々にふるい落とす。また、枝の分岐パターンが多様な部位では、前処理としてランドマークとなる枝の走行方向を利用して、選択候補モデルを絞り込んだ後、モデルの選択を行う。提案手法を 25 例の胸部 CT 像から抽出した気管支に対して適用した。その結果、90%の枝に正しい枝名を対応づけることができ、従来手法に比べ枝名対応付けの精度が 7.1%向上した。

キーワード 気管支, 命名法, 枝名対応付け, 胸部 X 線 CT 像, 解剖学的名称

<sup>†</sup> 名古屋大学大学院情報科学研究科, 名古屋市

Graduate School of Information Science, Nagoya University, Furo-cho, Chikusa-ku, Nagoya-shi, 464-8603 Japan

<sup>††</sup> 名古屋大学予防早期医療創成センター, 名古屋市

MEXT Innovative Research Center for Preventive Medical Engineering, Nagoya University, Furo-cho, Chikusa-ku, Nagoya-shi, 464-8603 Japan

<sup>†††</sup> 中京大学, 豊田市

School of Life System Science and Technology, Chukyo University, Tokodachi, Kaizu-cho, Toyota-shi, 470-0393 Japan

<sup>††††</sup> 札幌南三条病院, 札幌市

Sapporo Minami Sanjo Hospital, 6 Nishi, Minami 3, Chuo-ku, Sapporo-shi, 060-0063 Japan

<sup>†††††</sup> 札幌厚生病院, 札幌市

Sapporo Kosei General Hospital, 8-5 Higashi, Kita 3, Chuo-ku, Sapporo-shi, 060-0033 Japan

<sup>††††††</sup> 恵和会西岡病院, 札幌市

Keiwakai Nishioka Hospital, 4-1-52 Nishioka 4, Toyohira-ku, Sapporo-shi, 062-0034 Japan

a) E-mail: kitasaka@is.nagoya-u.ac.jp

b) E-mail: kensaku@is.nagoya-u.ac.jp

## 1. ま え が き

近年, CT スキャナなどの三次元イメージング装置の技術進歩は著しく, 短時間で高解像度な三次元医用画像を撮影することが可能になってきている。画像の解像度の向上により, 撮影された画像から体内の微細な病変や臓器の情報を得ることが可能となった。その一方で, 体軸方向の解像度の向上により, 一度に撮影される画像枚数が増加し, 画像を読影する医師の負担になっている。そこで, 読影医の診断の負担を軽減するために計算機によるコンピュータ支援診断 (CAD: Computer Aided Diagnosis) システムの開発が望まれている。

胸部の画像診断において, 気管支は重要な臓器の一つである。気管支の各枝にはその枝が支配する肺野の部位に応じて解剖学的な名称が与えられるため, 気管

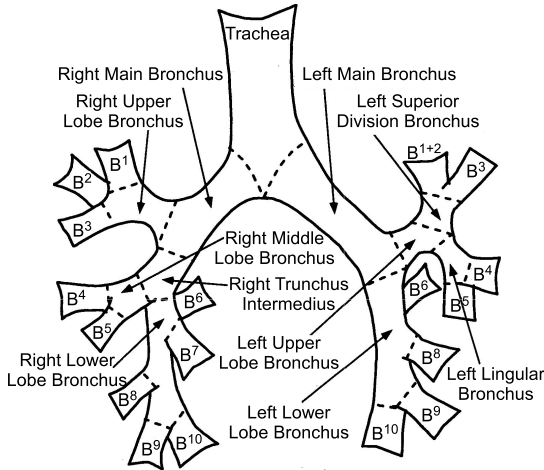


図 1 気管支の構造と解剖学的名称 [4]

Fig. 1 A bronchial structure and anatomical names [4].

支枝の名称からその枝の肺野内での位置を認識することができる(図 1)。診断の際、医師は腫瘍などの異常陰影の近くを通る気管支枝の名称を用いて、その異常陰影の位置を記述している。そのため胸部領域の画像診断において、気管支枝の名称を正しく認識することが重要である。しかし、気管支の分岐構造には多くの分岐パターンが存在し、気管支の名称を認識するのは読影に慣れた医師にとっても大変な作業である。そのため、医用画像から気管支枝の解剖学的名称を自動的に認識する機能は胸部領域の CAD システムにおいて不可欠な機能である。

また、枝名の自動認識機能は、既に開発されている仮想化内視鏡システム (VES: Virtual Endoscope System) への応用が考えられる。VES は CT 像をもとに計算機上に仮想的な人体を構築し、自由な視点から人体を観察することが可能である。この VES において胸部を観察する際に、図 2 のように気管支の枝名を表示することにより、観察部位の位置情報を提示することが可能となる。

これまで、気管支に自動的に枝名を対応づける手法について、いくつかの研究がなされている [1]~[4]。これらの手法は、CT 像から抽出した気管支領域を細線化、木構造化することで気管支の分岐構造を表すグラフ表現 (木構造データと呼ぶ) を取得し、それに対して気管支の解剖学的知識を有するモデルを利用して枝名を対応づけるものであった。Mori らは、気管支の解剖学的名称を付加した木構造データをモデルとして、

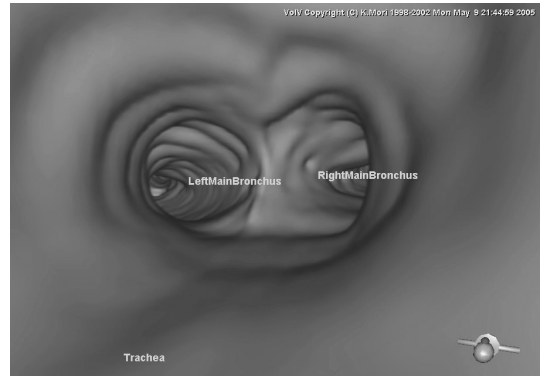


図 2 気管支枝名自動対応付け結果の VES への適用例  
Fig. 2 Application of automated nomenclature of bronchial branches in VES.

グラフマッチングによって CT 像から抽出した木構造データとモデルの枝を対応づけた [1]。また、Kitaoka らは数的に生成した仮想的気管支をモデルとして、CT 像から抽出した気管支の木構造データとの間に重み付き関係グラフを構築することで分岐点の対応付けを行った [2]。また、Tschirren らは気管支領域抽出、細線化、分岐点マッチングの定量評価を行った [3]。これらの手法は一つのモデルを利用するものであるが、気管支は個人によって分岐パターンに違いがあるため、一つのモデルでは分岐パターンの違いに対応しきれないという問題があった。ここでいう分岐パターンとは気管支枝の分岐順序や特定の枝の有無のことである。これに対し、吉田らは気管支を五つの部位に分割し、部位ごとに複数の分岐パターンのモデルを用意しておき、それらを選択的に利用することにより枝名を対応づけた [4]。五つの部位とは、気管と左右主気管支を合わせて気管部、右の主気管支より末梢を右上葉部、右中下葉部、左主気管支より末梢を左上葉部、左下葉部と定義されている (図 3)。この手法では、部位ごとに木構造データとモデルの枝の走行方向の差異の平均を計算し、差異の平均が最小となる一つのモデルを選択した。そのため木構造データと局所的に分岐パターンが異なるモデルを選択し、間違った枝名付けをする問題があった。

本論文では、精度良く枝名を対応づけるために、吉田らの手法と同様に部位ごとに複数のモデルを用意し、ある部位に対して一つのモデルを選択するのではなく、木構造データの分岐ごとに一つのモデルを選択し、枝名を対応づける手法を提案する。その際、木構造デー

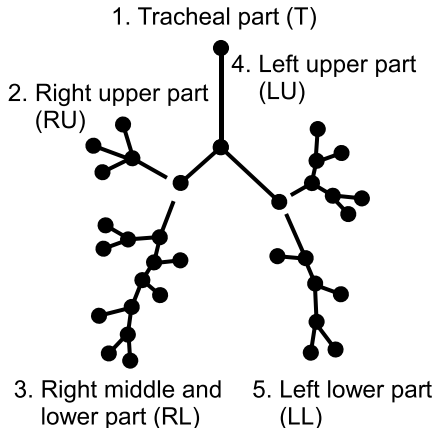


図 3 気管支枝部位の定義  
Fig.3 Definition of bronchial parts.

々と分岐パターンが異なると判断されたモデルを段階的に枝名付け候補からふるい落とし、分岐パターンの異なるモデルが末梢枝の枝名付けに適用されることを防ぐ。また、分岐パターンの種類が多く枝名付けが難しい部位の枝に対しては、ランドマークとなる枝の走行方向を基準に、木構造データと分岐パターンが異なるモデルを枝名付け候補から除外した後、モデルを選択し枝名を付ける。

以下、2. で気管支の解剖学的知識について、3. で枝名付けに利用するモデルについて、4. で提案手法について述べる。

## 2. 気管支の解剖学的知識

喉頭から伸びる気管は気管分岐部で左右の主気管支に分かれ、左右の肺に入る [5]。右の主気管支は上葉、中葉、下葉の三つの葉気管支に、左の主気管支は上葉、下葉の二つの葉気管支に分岐する。各葉気管支は更に区域支という枝に分岐する。各区域支はアルファベット「B」に数字を付加した名称で区別される。区域支は更に、亜区域支、亜亜区域支へと分岐していく。

気管支は個人によって枝の分岐順序や特定の枝の有無などに違いがある。例として右の上葉支からは B1, B2, B3 の 3 本の区域支が分岐するが、上葉支から B1 と B2, B3 の共通幹が分岐し、共通幹の先で B2, B3 が分岐するタイプ、B3 と B1, B2 の共通幹が分岐し、共通幹の先で B1, B2 が分岐するタイプなど、枝名の親子関係が異なるものがある。また左右の下葉支では、Subsuperior 枝 (B\*) が存在する場合と存在しない場合がある。このような個人差による枝の分岐順序 (枝

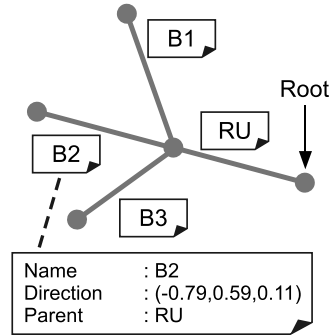


図 4 右上葉の気管支モデルの例  
Fig.4 Example of bronchial tree model of the right upper part.

名の親子関係) や特定の枝の有無の違いを、本論文では分岐パターンの違いと呼ぶ。

## 3. 気管支枝のモデル

気管支枝のモデルとは、気管支枝の分岐パターンを部位単位で表したグラフ表現であり、式 (1) で表される。

$$M_q^p = (E, V) \tag{1}$$

ここで、 $p$  は部位番号 (1, 2, ..., 5) (従来手法 [4] に同じ) を、 $q$  はモデル番号 (1, 2, ...,  $N$ ) を、 $E$  は気管支枝の集合を、 $V$  は端点・分岐点の集合をそれぞれ表す。各モデルは気管支枝に対応する辺と気管支枝の端点・分岐点に対応する頂点の集合からなる。また、各辺は属性として対応する気管支枝の解剖学的名称、走行方向、親枝の名称をもっている。走行方向は同一の分岐パターンをもつ気管支枝の平均とする。右上葉部のモデルの例を図 4 に示す。気管部では一つ、他の部位では互いに分岐パターンが異なる複数のモデルを用意する。

## 4. 気管支枝名対応付け手法

### 4.1 概要

枝名付けの流れを図 5 に示す。まず、三次元胸部 X 線 CT 像から木構造追跡により気管支の木構造データを抽出する [6]。次に、気管部のモデルを利用して、気管・主気管支に対して枝名を付ける。その後、主気管支より末梢の各枝に対して部位ごとに枝名付けを行う。右上葉部は枝の分岐パターンの種類が多く、モデルの選択が難しいため、区域支の走行方向を利用して一部のモデルをあらかじめ選択候補から除外し、その後枝

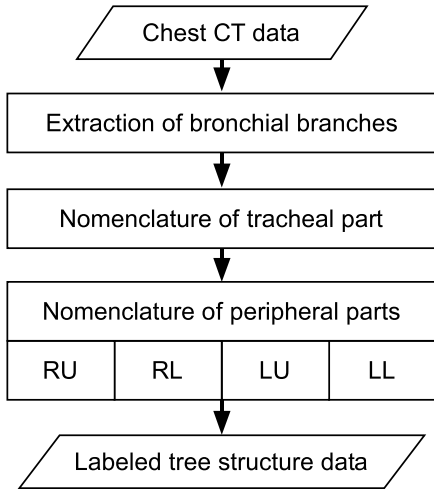


図5 枝名付け処理の流れ  
Fig. 5 Flow chart of nomenclature.

名付けを行うモデルを選択する．右上葉部以外の部位では，気管側から順に，分岐ごとにモデルとの類似度を計算し，類似度が最大となるモデルにより枝名を付与していく．ここで，従来法 [4] は部位単位に最適なモデルを選択していたが，本手法は分岐単位でモデル選択を行う点が大きく異なる．これにより，一部の分岐順序だけが異なる場合にも対処可能となる．

#### 4.2 木構造データの抽出

Kitasaka らの気管支領域抽出法 [6] により，気管支の木構造データを抽出する．木構造データは気管の始点を根とし，以降の枝の親子関係は有向グラフ [7] で表現されている．木構造データの各辺は気管支枝に対応し，各頂点は枝の端点，または分岐点に対応する．木構造データの枝を  $B_i$  としたとき， $B_i$  は次の属性をもつ．ここで座標系の各軸方向として左側から右側に向かう方向を  $x$  軸，腹側から背側への方向を  $y$  軸，頭側から尾側への方向を  $z$  軸とする．

枝 $B_i$ の属性	
$i$	: 枝の番号
$S^{B_i}$	: 枝の始点の位置座標
$Q^{B_i}$	: 枝の終点の位置座標
$L^{B_i}$	: 枝の長さ
$D^{B_i}$	: 枝の走行方向
$n^{B_i}$	: 子枝の数

#### 4.3 気管・主気管支の枝名付け

木構造データの分岐点のうち， $x$  座標が最大となる点と最小となる点から気管側に親枝をたどり，互いが合流した分岐点を気管分岐部とする<sup>(注1)</sup>．そして，木構造データの根から気管分岐部までの経路上の枝に気管という枝名を付与する．次に，主気管支の終点を決めるため，気管部のモデルの気管分岐部の位置座標を木構造データと合わせる．木構造データの枝のうち，終点の位置座標が気管部のモデルの主気管支の終点から一定距離内の枝を主気管支の候補枝とする．各候補枝  $C_i$  について，次の三つの余弦を計算し，候補枝の中から余弦の和が最大となる枝  $C_s$  を決定する．そして，気管分岐部の頂点から  $C_s$  の終点までの経路上の枝に右主気管支，若しくは左主気管支の枝名を付与する．

(1) 候補枝  $C_i$  の走行方向とモデルの主気管支の走行方向との余弦

(2) 候補枝  $C_i$  から上方に伸びる子枝の走行方向とモデルの主気管支から上方に伸びる子枝の走行方向との余弦

(3) 候補枝  $C_i$  から下方に伸びる子枝の走行方向とモデルの主気管支から下方に伸びる子枝の走行方向との余弦

#### 4.4 右上葉部以外の部位の枝名付け

各部位において，主気管支の子枝に，対応する枝名（右中下葉部であれば中間気管支）を付け，注目枝  $O$  とする．注目枝から分岐する 2 本または 3 本の子枝を処理対象枝とする．処理対象枝に対し，次の 4.4.1 ~ 4.4.5 までの処理により枝名を対応づける．その後，枝名を付けた処理対象枝を新たな注目枝  $O$ ， $O$  の子枝を新たな処理対象枝として同様の処理を繰り返す．処理の流れを図 6 に示す．

##### 4.4.1 選択候補モデル集合の決定

$O$  の選択候補モデル集合  $G (= M_1, M_2, \dots, M_n)$  を用意する． $O$  の親枝が主気管支の場合， $G$  は現在処理している部位の全モデルが要素として含まれる．それ以外の場合は  $O$  の親枝の  $G$  を受け継ぐ． $G$  の各モデル  $M_i$  の枝のうち， $O$  と同名の枝を  $O'_i$  とする．

##### 4.4.2 モデルのふるい落とし

$G$  のうち， $O'_i$  の子枝の数が  $O$  の子枝の数と異なるモデル  $M_i$  を  $G$  からふるい落とす．一度ふるい落とさ

(注1): 気管から最初に分岐した点を気管分岐部とする方法も考えられるが，この方法では，気管から主気管支以外の枝が分岐する解剖学的に奇形があるデータや気管支芯線抽出時に発生した偽枝があるデータに対して，正しく気管分岐部を検出できない。

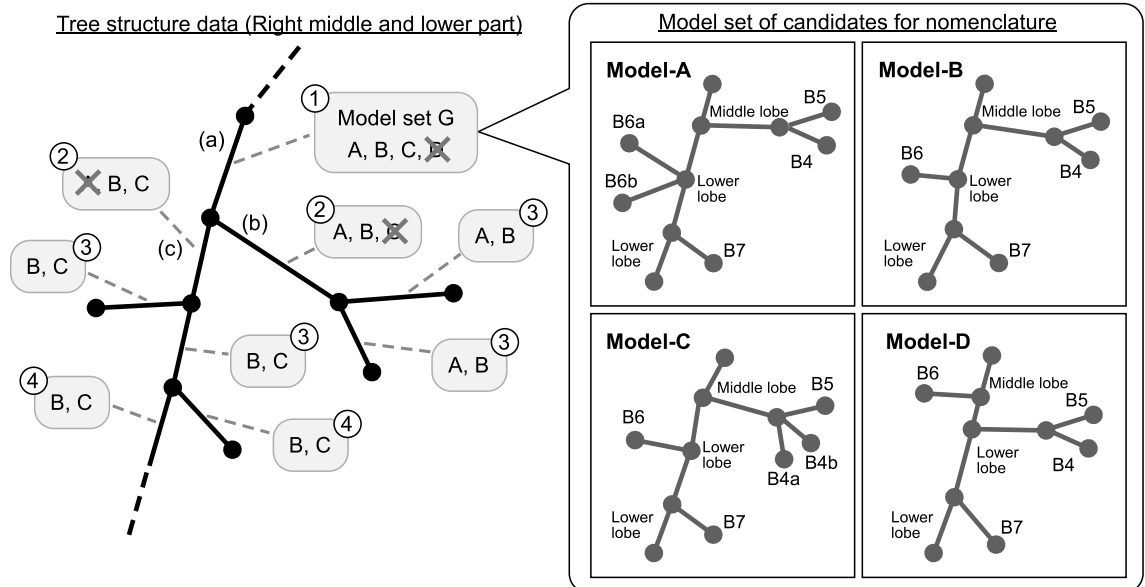


図 6 右上葉部の枝名付けの例．枝名付け処理は①から④へ深さ優先で実行される．まず，枝 (a) に中間気管支幹という名前を付け，その枝を現在処理中の枝  $O$  とする．モデル A, B, C のいずれかが子枝 (b) と (c) に適用されるとき，モデル D は枝 (a) の分岐部において他のモデル A, B, C と分岐パターンが異なるため，手順 4.4.5 によりモデル集合  $G$  から削除される．次に，処理が枝 (b) に移ったとき，モデル C は木構造データと子枝の数が異なるため，手順 4.4.2 により削除される．そして，モデル A と B は子枝へと継承されていく．処理が枝 (c) に移ったとき，モデル A は手順 4.4.2 により削除される．枝 (c) の子枝にはモデル B と C が継承されていく．

Fig. 6 Nomenclature process is done in order from ① to ④ by width-first search. First, the name of intermediate bronchus is assigned to the branch (a), and let it be the branch  $O$  currently being processing. When any of Model-A, B and C is applied to the child branches (b) and (c) of branch (a), Model-D is removed by the procedure 4.4.5, because Model-D has a different branching pattern from Model-A, B, and C at branching point of branch (a). Next, when let branch (b) be the branch  $O$  currently being processing, Model-C is removed by the procedure 4.4.2, because Model-C has the different number of child branches from tree structure data. And Model-A and B are inherited to the child branches. When let branch (c) be the branch  $O$  currently being processing, Model-A is removed by the procedure 4.4.2. Then, Model-B and C are inherited to the child branches.

れたモデルは  $O$  より末梢の枝に対する枝名付けには利用されない．

#### 4.4.3 モデルの類似度計算

$G$  の各モデル  $M_i$  について以下の手順で木構造データとの類似度を計算する．まず， $O'_i$  の走行方向が  $O$  と等しくなるように， $O'_i$  の始点を中心にして  $M_i$  を回転させる． $O$  の子枝と  $O'_i$  の子枝の対応のすべての組合せを考え，組合せごとに対応づけた枝同士の走行方向の内積の和を計算する． $O$  の子枝数が  $n^O = 2$  の場合は 2 パターン， $n^O = 3$  の場合は 6 パターンの組合せが存在し，それぞれ二つ，六つの内積の和が計算さ

れる．これらの内積の和のうち最大の値をモデル  $M_i$  の類似度とする．

#### 4.4.4 枝名付け

$G$  の各モデル  $M_i$  のうち，類似度が最大となるモデル  $M_p$  を選択し， $O'_p$  の子枝の枝名を対応する  $O$  の子枝に付与する．

#### 4.4.5 モデルのふるい落とし

$G$  の各モデル  $M_i$  において， $O'_i$  の子枝の枝名と  $O'_p$  の子枝の枝名を比較し， $O'_p$  の子枝と同名の枝が  $O'_i$  の子枝にない場合，モデル  $M_i$  を  $G$  からふるい落とす．これにより現在の処理対象枝において分岐パターンが

異なるモデルが  $G$  から除外される。

#### 4.5 右上葉部の枝名付け

右上葉部は上葉支から B1, B2, B3 の 3 本の区域支が分岐し、頭側方向、背側方向、及び腹側方向に向かう枝にそれぞれ B1, B2, 及び B3 という名前が付けられる [5]。これらの区域支の分岐順序は、個人によって違いがあるため、右上葉部には様々な分岐パターンが存在する。更に、区域支がなく、途中から亜区域支が分岐するパターン (B2 から B1a, B3 から B1b など) も存在する。そのため、CT 像から抽出した木構造データに対し、分岐パターンが異なるモデルで枝名付けをした場合、区域支の枝名が本来の走行方向とは異なる方向に向かう枝に対応づけられることがある。そこで提案手法では、各モデルで仮の枝名付けを行い、仮に付けられた区域支の走行方向に基づいて選択候補モデル集合からモデルのふるい落としを行う。これにより明らかに分岐パターンが異なるモデルが枝名付けの際に選択されることを防ぐ。用意した右上葉部のすべてのモデルを選択候補モデル集合  $G$  に含める。 $G$  の各モデル  $M_i$  において 4.5.1~4.5.2 の処理を行い、モデルのふるい落としを行う。その後、4.5.3 により  $G$  に残っているモデルの中から最適なモデルを選択し、そのモデルを用いて枝名を対応づける。

##### 4.5.1 枝名仮対応付け

木構造データの主気管支から右上葉部に向かう枝に上葉支という枝名を付け、注目枝  $O$  とする。また  $O$  の子枝を処理対象枝とする。モデル  $M_i$  において、 $O$  と同名の枝を  $O'_i$  とする。 $O'_i$  の走行方向と  $O$  の走行方向間の角度を  $\theta_i$  とする。 $O'_i$  の走行方向が  $O$  と等しくなるように、 $O'_i$  の始点を中心にして  $O'_i$  以降の枝すべてを  $\theta_i$  だけ回転させる。 $O$  の子枝と  $O'_i$  の子枝の対応のすべての組合せを考え、組合せごとに対応づけた枝同士の走行方向の内積の和を計算する。内積の和が最大となる組合せによって  $O'_i$  の子枝の枝名を  $O$  の子枝に仮に付与する。そして 4.5.2 及び 4.5.3 を経て最適モデルが選択され、最終的な枝名対応付けが行われる。その後、枝名を付けた処理対象枝を新たな注目枝  $O$ 、 $O$  の子枝を新たな処理対象枝として同様に処理を繰り返し、末梢の枝まで枝名を対応づける。また、モデルの回転角度  $\theta_i$  を平均したものをモデル  $M_i$  の平均変形量とする。

##### 4.5.2 モデルふるい落とし

木構造データの上葉支の始点から、 $M_i$  によって B1, B2, B3 と対応付けられた枝への単位ベクトルを  $U_1$ ,

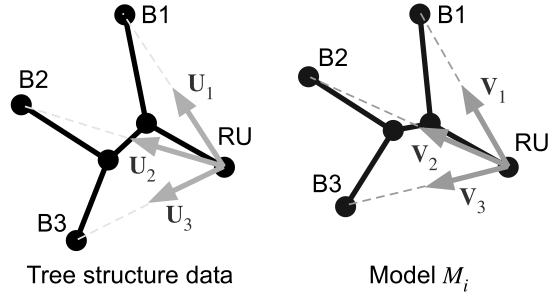


図 7 単位ベクトルの定義  
Fig. 7 Definition of unit vectors.

$U_2, U_3$  とする (図 7)。また、モデル  $M_i$  の上葉支の始点から B1, B2, B3 への単位ベクトルを  $V_1, V_2, V_3$  とする。そして、ベクトルの内積  $U_1 \cdot V_1, U_2 \cdot V_2, U_3 \cdot V_3$  を計算する。少なくとも一つの内積がしきい値  $\alpha$  以下の場合、 $M_i$  は  $G$  からふるい落とされる。また、すべての内積がしきい値  $\alpha$  以上の場合、 $M_i$  は  $G$  に残される。これにより、内積が小さい、すなわち、 $M_i$  により対応づけられた枝の分岐方向と  $M_i$  中の対応する枝の分岐方向が大きく異なる場合、そのモデル  $M_i$  はふるい落とされる。

##### 4.5.3 平均変形量によるモデル選択

4.5.2 の処理でふるい落とされなかった  $G$  のモデルのうち、4.5.1 で計算された平均変形量が最小となるモデルにより枝名を付ける。

## 5. 実 験

三次元胸部 X 線 CT 像 25 例に対し、提案手法を適用し枝名付けを行った。CT 像の仕様を表 1 に示す。各症例から抽出した気管支の木構造データに対し、あらかじめ専門医により正しい枝名を対応づけた正解データを用意した。気管支枝のモデルは、枝名付けを行う症例ごとに Leave-one-out 法 (L 法) により枝名付け対象の症例を除いた 24 例の正解データをもとに生成した [8]。文献 [8] では、分岐パターンの等しい木構造データの一つにまとめることにより、分岐パターンの異なる複数のモデルを自動的に生成する。本実験データでは、RU で 6 種類、RL で 8 種類、LU で 5 種類、及び、LL で 6 種類のモデルが生成された。右上葉部の枝名付けにおける内積のしきい値は  $\alpha = 0.8$  とした。これは各区域支の走行方向のずれを 37 度許容するものである。従来手法 (吉田ら [4]) と提案手法により枝名付けを行い、症例ごとに気管から区域支まで

表 1 CT 像の仕様と疾病情報  
Table 1 Acquisition parameters of CT images and patient data.

Case	Pixel size	Slice spacing (mm)	Pitch (mm)	Slice thickness (mm)	kVP	X-ray tube current	CT device	Disease
1	512 × 512	0.684	1.0	1.25	120	369	LightSpeed Ultra16	Non-tuberculous mycobacteriosis
2	512 × 512	0.684	2.5	2.5	120	380	LightSpeed Ultra16	Adenocarcinoma
3	512 × 512	0.684	2.5	2.5	120	338	LightSpeed Ultra16	Adenocarcinoma
4	512 × 512	0.684	1.0	1.25	120	301	LightSpeed Ultra16	Adenocarcinoma
5	512 × 512	0.684	1.0	1.25	120	424	LightSpeed Ultra16	Pneumonia
6	512 × 512	0.684	1.25	1.25	120	440	LightSpeed Ultra16	Adenocarcinoma
7	512 × 512	0.684	1.25	2.5	120	-	LightSpeed Ultra16	Adenocarcinoma
8	512 × 512	0.684	1.0	2.5	120	440	LightSpeed Ultra16	Adenocarcinoma
9	512 × 512	0.625	1.0	2.0	120	300	LightSpeed Ultra16	Adenocarcinoma
10	512 × 512	0.625	1.0	2.0	120	300	Aquilion8	Adenocarcinoma
11	512 × 512	0.684	1.25	1.25	120	303	Aquilion8	Capillary hemangioma
12	512 × 512	0.703	1.0	2.5	120	440	LightSpeed Ultra16	Cryptogenic organizing pneumonia
13	512 × 512	0.683	1.0	2.0	120	300	LightSpeed Ultra16	Adenocarcinoma
14	512 × 512	0.683	1.0	2.0	-	-	Aquilion8	Adenocarcinoma
15	512 × 512	0.723	1.0	2.0	120	440	LightSpeed Ultra16	Adenocarcinoma
16	512 × 512	0.625	1.0	2.0	120	300	Aquilion8	Non-tuberculous mycobacteriosis
17	512 × 512	0.625	1.0	2.0	120	300	Aquilion8	Old pulmonary tuberculosis
18	512 × 512	0.723	1.25	1.25	120	-	LightSpeed Ultra16	Atypical alveolar hyperplasia
19	512 × 512	0.684	1.0	1.25	120	409	LightSpeed Ultra16	Adenocarcinoma
20	512 × 512	0.625	2.0	2.0	120	300	Aquilion8	Adenocarcinoma
21	512 × 512	0.625	1.0	2.0	120	300	Aquilion8	Pulmonary hemorrhage
22	512 × 512	0.683	1.25	1.25	120	-	LightSpeed Ultra16	Adenocarcinoma
23	512 × 512	0.625	1.0	2.0	120	300	Aquilion8	Adenocarcinoma
24	512 × 512	0.625	1.0	2.0	120	300	Aquilion8	Adenocarcinoma
25	512 × 512	0.683	1.0	2.0	120	440	LightSpeed Ultra16	Adenocarcinoma

の枝名付け結果を正解データと比較し、枝名付けの精度を評価した。

## 6. 結果・考察

枝名付けの結果を部位ごとにまとめたものを表 2 に示す。この表において Number of branches は正解データの枝数の合計である。それらの枝に対し、従来手法、提案手法により正しい枝名を対応付けた枝数（正解対応付け枝数）とその割合（正解対応付け率）を示す。提案手法では従来手法に比べ、すべての部位において正解対応付け枝数が増加し、区域支レベルでは約 90%の枝に対し正しい枝名を対応づけることができた。これは部位単位で一つのモデルを選択するのではなく、分岐ごとにより適切なモデルを選択する仕組みを取り入れたためである。また右上葉部においては簡便な手法ではあるものの、それぞれの枝が支配する領域を考慮することで大幅に枝名対応付け精度が向上した。なお、左下葉部（LL）は他の部位よりも精度が低いが、これに関しては後で考察する。

また、図 8 のグラフは提案手法による枝の分岐レベル（気管に対応する枝を 1 として、気管から何本目の

表 2 正しく枝名が対応付けられた数  
Table 2 Number of branches assigned correct name.

	Number of branches	Previous method [4]	Proposed method
T	75	75 (100%)	
RU	124	103 (83.1%)	110 (88.7%)
RL	322	260 (80.7%)	291 (90.4%)
LU	183	157 (85.8%)	165 (90.2%)
LL	184	141 (76.6%)	158 (85.9%)
Total	888	736 (82.9%)	799 (90.0%)

枝であるかを表す) ごとの正解対応付け率を示す。分岐レベルの低い枝では良好な結果であった。これらの枝では個人差による分岐パターンの違いがほとんどなく、枝の走行方向が症例間で安定していたため枝名付けが容易であったと考えられる。しかし、分岐レベルが上がるにつれて正解対応付け枝率が減少した。これは末梢枝ほど分岐パターンが多くなり、モデル選択を誤りやすくなったものと考えられる。また、気管側から順に枝名を対応づけるため、ある枝において間違った枝名をつけた場合、それより末梢の枝も間違った枝名が対応づけられることが原因と考えられる。

枝名付け結果の一部を図 9 に示す（各症例の図 (D)

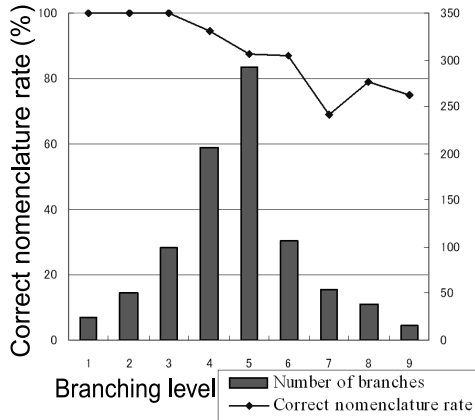


図 8 分岐レベルごとの正解枝名付け率

Fig. 8 Correct nomenclature rate by each branching level.

には正しい枝名が示されている)。図 9 上段に示す症例 4 の右中下葉部は、下葉支から B6, B7, B8, B9, B10 の順で枝が分岐するが、従来手法では B\* をもつモデルが選択され、B7 の分岐点以降で間違った枝名付けがなされた (B\* は RLower の子枝であり、(C) 中には表示されていない)。このモデルが選択された原因はモデルの B6 や中葉支以降の枝が木構造データの枝と走行方向が非常によく似ていたためである。提案手法では、分岐ごとにモデルを評価するため B7 の枝名付けの際、B6 や中葉支以降の枝の走行方向の影響を受けない。そのため提案手法では、従来手法で間違っただけで選択されたモデルを選択せず、正しいモデルを選択して B7 の分岐以降に正しい枝名を対応づけることができた。従来手法では左右の下葉支以降で同様の理由による間違った枝名付けが多く見られたが、提案手法ではそれらの枝に対する枝名付けの精度が向上した。

その一方で症例 19 の右中下葉部 (図 9 中段) のように、提案手法により途中から間違った枝名付けがなされた症例が存在した。症例 19 は下葉支から B6, B7, B\*, B8, B9, B10 に分岐するパターンであるが、下葉支から B\* が分かれる分岐において、B\* をもたないモデルが選択され、本来の下葉支に B8 を、B\* に下葉支を対応付けた。左右の下葉支から分岐する枝の多くは下方に向かっており、互いの走行方向が似ている。そのため、走行方向によるモデルの選択が難しく、間違っただけで選択されたモデルによって枝名付けがなされた。そのため、左右の下葉支以降の枝に対してモデルを選択する際には、枝の走行方向以外の特徴量も枝名対応付け処理に

において利用する必要がある。例えば、各枝の太さを特徴量に加えることや、区域支と名づけられる枝の子孫枝集合から支配流域を推定し、その区域支が本来支配すべき領域をカバーしているか否かをチェックすることにより区域支らしさを評価する、などの大局的な処理の導入が考えられる。

左上葉部が他の部位よりも対応付け精度が低いことに関して、二つの原因が考えられる。一つは、先述したように下葉支以降の走行方向の類似性に起因するものであり、もう一つは、心拍動の影響による走行方向のばらつきに起因するものである。右下葉部よりも精度が低いのは、方向のばらつきがモデル選択に悪影響を及ぼしたためだと思われる。これらに対処するには、モデル構築に用いる木構造データの増加による特徴量の統計データの拡充とそのモデル選択基準への組み込みなどが考えられる。

症例 19 の右上葉部 (図 9 下段) は、上葉支から B1 と B2 及び B3 の共通幹 (B2 + 3) に分岐するパターンであるが、従来手法では別のモデルにより、本来の B1 に対して B1 及び B2 の共通幹 (B1 + 2) が、本来の B2 + 3 に対して B3 が対応づけられた。提案手法において、このモデルで仮の枝名付けをした際、B3 という枝名が付けられた枝 (本当は B2 + 3) は体の右側方向に向かうが、モデルの B3 は腹側方向に向かうため、両枝の走行方向のずれは大きくなった。そのため提案手法ではこのモデルがふるい落とされ、正しいモデルが選択された。このことから枝名付けの前処理として、区域支の枝名を明らかに走行方向が異なる枝に対応づけるモデルをふるい落とす処理は有効であると考えられる。しきい値  $\alpha$  を変化させて右上葉部の枝に枝名付けをした結果を図 10 に示す。 $\alpha$  が 0.7 以下の場合、木構造データと分岐パターンの異なるモデルがふるい落とされず、枝名付けに適用された症例が存在した。また、 $\alpha$  が 0.9 の場合、木構造データと分岐パターンの等しいモデルもふるい落とされ、間違っただけで選択されたモデルにより枝名付けがなされた。今回は区域支の走行方向をふるい落としの基準としたが、しきい値  $\alpha$  によって枝名付け結果が変化するため、安定して正しい枝名付け結果を得るためのふるい落としの基準を検討する必要がある。

また、モデルのふるい落としに関して、一度ふるい落としたモデルのパターンがいくつかの分岐を経た後に出現する可能性があり、残ったモデルにそのパターンが含まれていない場合は正しく枝名を対応づけるこ



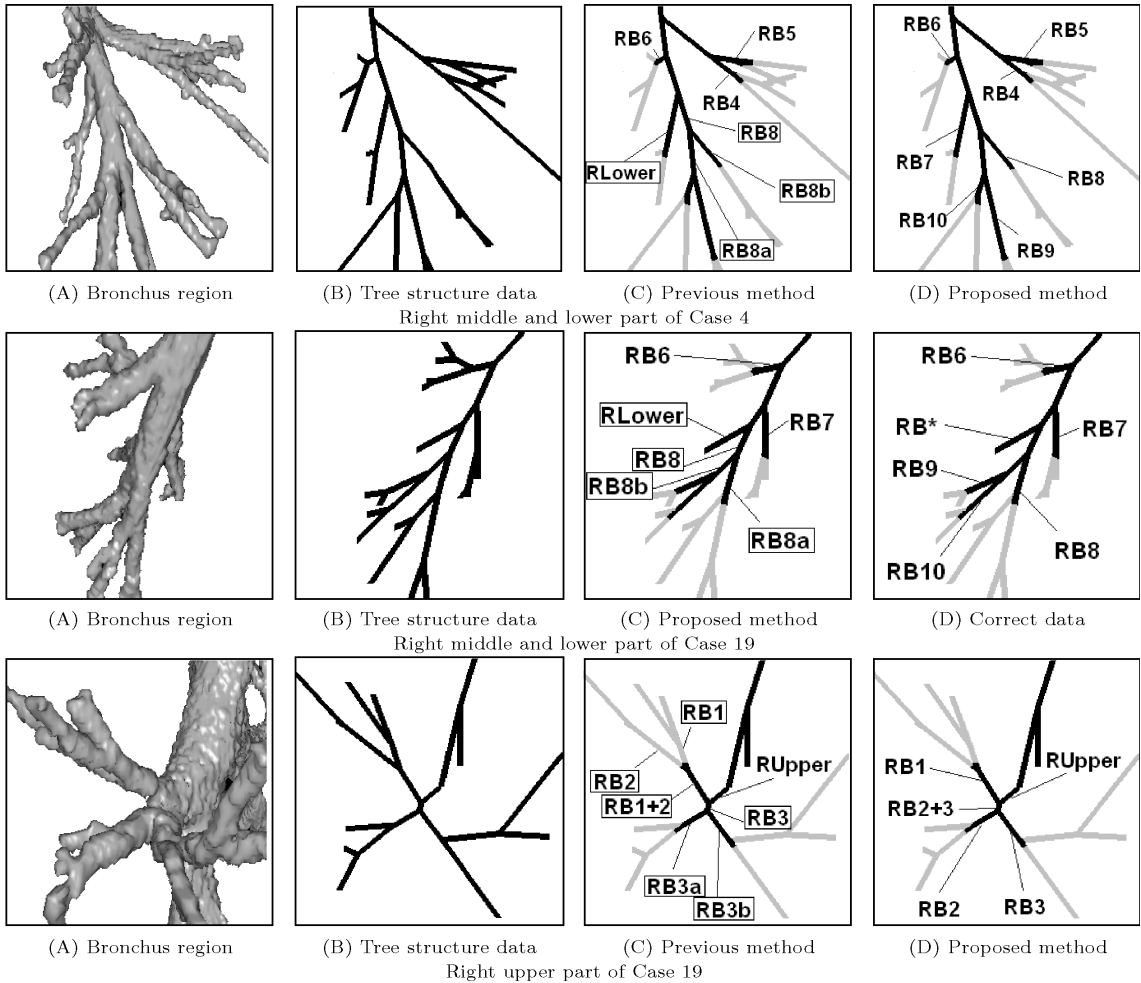


図 9 気管支枝名付け結果の例。(C) 及び (D) 中の四角で囲まれていない名前は正しく名前づけられた結果を示す。四角で囲まれた名前は不正解を示す。また、灰色の枝は区域支以降の枝を表す。

Fig. 9 Example of nomenclature results. In figures (C) and (D), the non-framed names are correct names. The framed names are incorrect names. And gray branches are more peripheral than segmental branches.

とができない。しかし、本手法ではモデル構築に用いる木構造データを増やすことで多様なパターンを学習できるため、上述のふい落としの問題点が改善できれば解決する問題である。

最後に、本実験で使用した症例はすべて腫瘍や肺炎などの異常陰影が存在する例ではあったが、気道の閉塞などにより気管支枝の分岐構造が変化するという例はなかった。本手法では枝の欠落は考慮していないため、今後、そのような構造自体の変化への対策が必要である。

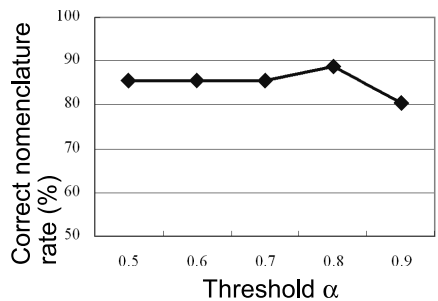


図 10 しきい値  $\alpha$  による正解枝名付け率の比較  
Fig. 10 Comparison of correct nomenclature rate by threshold  $\alpha$ .

## 7. む す び

本論文では、新たな二つのモデル選択法による気管支枝名自動対応付け手法を提案した。右上葉部以外の部位では、分岐ごとにモデルとの分岐パターンを調べ、枝名付けを行った。その際、分岐パターンが異なると判断されたモデルを選択候補からふるい落とし、間違っただけのモデルが枝名付けに適用されるリスクを軽減した。右上葉部では、各モデルで仮の枝名付けを行い、区域支の枝名を明らかに走行方向が異なる枝に付けるモデルを選択候補からふるい落とし、この処理によりふるい落とされずに残ったモデルの中から、仮の枝名付けの際に計算した枝の平均変形量が最小となるモデルを枝名付けに適用した。

提案手法を25例の三次元胸部X線CT像から抽出した気管支の木構造データに対して適用した。実験の結果、区域支までの枝888本のうち799本(90%)の枝に対して正しく枝名を付けることができ、従来手法に比べ正解対応付け率が7.1%向上した。今後の課題としては、亜区域支以降の枝に対する対応付け手法の検討やモデル選択のための評価基準の検討などがある。現在は、モデル選択の評価基準として分岐する枝の走行方向のみを利用しているが、より末梢の枝の走行方向情報も利用することなどが考えられる。

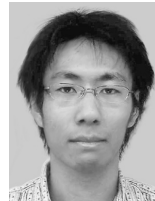
### 文 献

- [1] K. Mori, J. Hasegawa, Y. Suenaga, and J. Toriwaki, "Automated anatomical labeling of the bronchial branch and its application to the virtual bronchoscopy system," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol.19, no.2, pp.103-114, 2000.
- [2] H. Kitaoka, Y. Park, J. Tschirren, J. Reinhardt, M. Sonka, G. MacLennan, and E.A. Hoffman, "Automated nomenclature labeling of the bronchial tree in 3D-CT lung images," T. Dohi and R. Kikinis eds. *MICCAI2002, LNCS2489*, pp.1-11, 2002.
- [3] J. Tschirren, K. Palagyi, J. Reinhardt, E.A. Hoffman, and M. Sonka, "Segmentation, skeletonization, and branchpoint matching—A fully automated quantitative evaluation of human intrathoracic airway trees," T. Dohi and R. Kikinis eds. *MICCAI2002, LNCS2489*, pp.12-19, 2002.
- [4] 吉田裕一, 森 健策, 長谷川純一, 鳥脇純一郎, 安野泰史, 片田和廣, 森 雅樹, 高島博嗣, 名取 博, "複数の知識モデルの利用による仮想気管支内視鏡システムの気管支枝名自動生成手順の改善," *信学技報*, PRMU99-242, 2000.
- [5] 池添潤平, 村田喜代史, 胸部のCT, *メディカル・サイエンス・インターナショナル*, 1999. ISBN4-89592-530-7.
- [6] T. Kitasaka, K. Mori, J. Hasegawa, and J. Toriwaki, "A method for extraction of bronchus regions from

3D chest X-ray CT images by analyzing structural features of the bronchus," *FORMA*, vol.17, pp.321-338, 2002.

- [7] 野崎昭弘, コンピュータサイエンス大学講座 10 離散系の数学, 近代科学社, 1980. ISBN4-7649-0060-2.
- [8] 江間慎弥, 北坂孝幸, 森 健策, 目加田慶人, 村瀬 洋, 鳥脇純一郎, "気管支枝名対応付け手法における複数モデル導入の検討," 第22回日本医用画像工学会大会抄録集, 2003.

(平成19年9月18日受付, 20年1月25日再受付)



江間 慎弥

2003 名大・工卒。2005 同大大学院情報科学研究科修士課程了。現在、パナソニックモバイルコミュニケーションズ(株)勤務。



北坂 孝幸 (正員)

1997 名大・工・情報卒。2002 同大大学院博士課程後期課程満了。2003 より同大大学院情報科学研究科助手。2008年4月より愛知工業大学経営情報科学部講師。医用画像処理の高度化とその計算機診断支援システムの開発に関する研究に従事。博士(工学)。日本生体医工学会, 日本医用画像工学会, コンピュータ支援画像診断学会各会員。



森 健策 (正員)

1992 名大・工・電子卒。1996 同大大学院博士課程後期課程了。1994~1997 まで日本学術振興会特別研究員。1997 より名大大学院工学研究科助手, 2000 同大講師。2001 同大難処理人工物研究センター助教授。2001 より 2002 まで米国スタンフォード大学客員助教授。2003 より名古屋大学大学院情報科学研究科助教授。2007 より同准教授, 現在に至る。主に三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。文部科学大臣表彰若手科学者賞, 日本医用画像工学会奨励賞, 日本エム・イー学会論文賞・坂本賞, 丹羽記念賞, 本会情報システムソサイエティソサイエティ論文賞, 日本気管支学会優秀演題賞, RSNA Certificate of Merit 各賞受賞。工博。日本生体医工学会, 日本コンピュータ外科学会, 日本呼吸器内視鏡学会各会員。IEEE, SPIE Member。



目加田慶人 (正員)

平 3 名大・工・情報卒。平 8 同大学院博士了。平 8 宇都宮大工学部情報工学科助手, 平 13 名大大学院工学研究科情報工学専攻助教授, 平 16 中京大学生命システム工学部教授, 平 20 より情報理工学部教授。平 18 より名大大学院工学研究科特任教授を兼任。画像処理・パターン認識とその医用応用に関する研究に従事。博士(工学)。平 10 日本医用画像工学会論文賞, 2002 FPGA/PLD Design Conference 審査委員特別賞, MIRU2004 優秀論文賞, 平 17 CADM 館野賞, IEEE, 日本医用画像工学会, 日本 CT 検診学会, コンピュータ支援画像診断学会各会員。



井手 一郎 (正員)

平 6 東大・工・電子卒。平 8 同大学院工学系研究科情報工学専攻修士課程了。平 12 同研究科電気工学専攻博士課程了。博士(工学)。同年国立情報学研究所助手。平 16 名古屋大学大学院情報科学研究科助教授, 情報・システム研究機構国立情報学研究所客員助教授(連携)兼任。平 19 より准教授。この間, 平 14~16 総合研究大学院大学数物科学研究所助手併任, 平 17, 18, 19 フランス情報学・統計システム研究所(IRISA)招聘教授。パターン認識技術の実応用や映像メディア処理全般に興味をもっている。情報処理学会, 人工知能学会, IEEE Computer Society, ACM 各会員。



村瀬 洋 (正員:フェロー)

昭 53 名大・工・電気卒。昭 55 同大学院修士課程了。同年日本電信電話公社(現 NTT)入社。平 4 から 1 年間米国コロンビア大客員研究員。平 15 から名古屋大学大学院情報科学研究科教授, 現在に至る。文字・図形認識, コンピュータビジョン, マルチメディア認識の研究に従事。工博。昭 60 本会学術奨励賞, 平 6 IEEE-CVPR 最優秀論文賞, 平 7 情報処理学会山下記念研究賞, 平 8 IEEE-ICRA 最優秀ビデオ賞, 平 13 高柳記念奨励賞, 平 13 本会ソサイエティ論文賞, 平 14 本会業績賞, 平 15 文部科学大臣賞, 平 16 IEEE Trans. MM 論文賞ほか受賞。IEEE フェロー, 情報処理学会各会員。



末永 康仁 (正員:フェロー)

1968 名大・工・電気卒。1973 名大・工・博士課程了。同年電電公社(現 NTT)入社。以来, NTT 電気通信研究所において, 一貫して画像処理, 画像認識, 画像生成の研究に従事。1985 年 3 月より 1 年間, 米国マサチューセッツ工科大学メディア研究所客員研究員。NTT ヒューマンインタフェース研究所・研究グループリーダー, 主幹研究員を経て, 1997 年 2 月名古屋大学・工学研究科・計算理工学専攻教授。2003 年 4 月名古屋大学・情報科学研究科・メディア科学専攻教授。文部科学省 21 世紀 COE プログラム。平 14~18 年度名古屋大学情報系 COE 拠点リーダー。本会・情報システムソサイエティ平成 19 年度会長, 情報処理学会, 電気学会, IEEE 等各会員。工博。



高島 博嗣

1983 札幌医大・医卒。1983 同大学内科学第三講座研究生, 1985 市立室蘭総合病院・内科など勤務, 1992 より南一条病院・呼吸器科・医長, 2004 年 3 月より札幌南三条病院・呼吸器科部長・兼情報室室長, 現在に至る。専門研究分野: 呼吸器内科学。日本呼吸器学会, 日本呼吸器内視鏡学会, 日本肺癌学会, コンピュータ支援画像診断学会等各会員。



森 雅樹

1979 札幌医大・医卒。1979 同大学附属病院卒後研修, 1980 同大学内科学第三講座研究生, 1984 同大学助手, 1991 同大学講師。1994 札幌厚生病院呼吸器科主任医長, 1996 より同主任部長, 現在に至る。専門研究分野: 呼吸器内科学。日本呼吸器学会, 日本呼吸器内視鏡学会, 日本肺癌学会, コンピュータ支援画像診断学会等各会員。



名取 博

1967 札幌医大・医卒, 1972 同大学院了。医博, 同癌研内科助手, 1973 同癌研分子生物学助手, 1974 St Louis 大医学部分子ウイルス学研究所研究員, 1976 自治医大呼吸器内科助手, 1977 同講師, 1984 札幌医大第三内科助教授, 1995 札幌医大医学部機器診断学教授, 2007 札幌医大定年退職。名誉教授, 西岡病院名誉院長, 日本超音波医学会名誉会員, コンピュータ支援画像診断学会理事, 専攻領域は内科・呼吸器病学, 画像医学, 知的画像診断支援。