

血管と気管支の空間的配置特徴に基づく胸部 X 線 CT 像からの肺動脈・肺静脈自動分類

目加田慶人^{†a)} 田中 友章^{††*} 村瀬 洋^{††} 長谷川純一[†]
鳥脇純一郎[†] 尾辻 秀章^{†††}

Automated Classification of Pulmonary Artery and Vein from Chest X-ray CT Images Based on Spatial Arrangement Features of Bronchus and Vessels

Yoshito MEKADA^{†a)}, Tomoaki TANAKA^{††*}, Hiroshi MURASE^{††},
Jun-ichi HASEGAWA[†], Junichiro TORIWAKI[†], and Hideaki OTSUJI^{†††}

あらまし 本論文では、胸部 X 線 CT 像から肺動脈・肺静脈を自動分類する手法を提案する。肺腫瘍に關与する血管の種類は良悪性鑑別の指針の一つとなるが、肺動脈と肺静脈は CT 値に差異が見られないため CT 値を基準に区別することは難しい。肺動脈、肺静脈の空間的な配置は気管支と密接な関係にあり、肺動脈は肺区域の中心を気管支と並走し、肺静脈は肺区域の境界（気管支と気管支の間）を走行する。提案手法では、これらの解剖学的分布特徴を血管枝ごとに定量化し、血管枝の接続関係を考慮して分類を行う。提案手法を胸部 X 線 CT 像 3 例に適用した結果、動脈、静脈それぞれ約 85% を正しく分類できた。

キーワード ポロノイ分割、セグメンテーション、胸部 X 線 CT 像、血管分類

1. まえがき

ここ数年の CT 装置の発展に伴い、非常に高精細な CT 画像の撮影が可能となってきた。これにより、より小さな病変の検出や、より詳細な臓器構造の把握が可能となってきた。しかしながらそれとともに、医師が読影しなければならないデータ量も激増している。現在、このような医師の負担を軽減するための CAD (Computer Aided Diagnosis) システムの開発が盛んに行われている [1]。胸部の CAD システムにおける主要な要求事項として病変の検出とその良悪性鑑別が挙げられる。結節や腫瘍が良性であるか悪性である

か判断する際、肺血管の与える情報は極めて重要である [2]。胸部腫瘍を対象とした良悪性鑑別の例として、腫瘍周辺の構造の定量化 [3]、腫瘍内部の濃淡構造や辺縁形状の定量化 [4], [5] の報告があるが、腫瘍と關与している血管の種類は考慮されていない。悪性の場合には、周囲の気管支や血管が収束していることが多く、また、悪性のもは複数区域にまたがる傾向にあり、区域と区域の境界を走行する肺静脈が腫瘍の中央に位置することが多いため、高度な良悪性鑑別には血管を区別して認識することが重要となってくる。本論文では、CT 画像から肺動脈・肺静脈を計算機により分類する手法を提案する。

CT 画像において、肺動脈・肺静脈は CT 値^(注1)に差異がなく、また画像の上で互いに接触している個所が見られるため、CT 値を基準に分類することは難しい (図 1)。また、肺動脈、肺静脈は、どちらも肺門部^(注2)から肺辺縁に向かって複雑に分岐を繰り返し、

[†] 中京大学生命システム工学部, 豊田市
School of Life System Science and Technology, Chukyo University, 101 Tokodachi, Kaizu-cho, Toyota-shi, 470-0393 Japan

^{††} 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, Furocho, Chikusa, Nagoya-shi, 464-8603 Japan

^{†††} 西の京病院放射線科, 奈良市
Department of Radiology, Nishinokyo Hospital, 102-1 Rokujo-cho, Nara-shi, 630-8041 Japan

* 現在 (株) 松下電器

a) E-mail: y-mekada@life.chukyo-u.ac.jp

(注1): 各画素の濃度値 (CT 値) はそこの X 線吸収係数を表し、その単位は Hounsfield Unit (H.U.) で表される。CT 値は水を 0、空気を -1000、骨を 1000 としたときの相対値である。

(注2): 両肺の縦隔面にある楔形をした陥凹部分が気管支、血管、神経、リンパ管が肺に出入りする個所を指す。

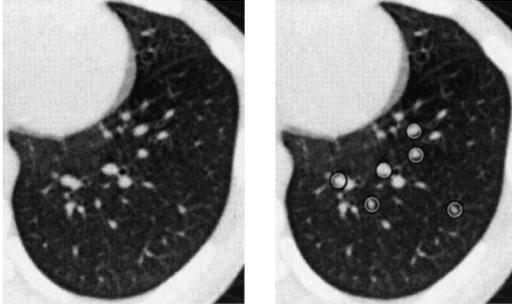


図 1 CT 画像の一例 (左: 原画像・肺野 (低輝度領域) 内の高輝度領域が血管に対応する。右: 肺静脈の一部を丸で示す)

Fig. 1 Example of CT image. (Left: Original image. Vessel regions correspond to high density areas. Right: Pulmonary vein regions are indicated by circles.)

細くなっていく管状の臓器であり、両者の構造的特徴は非常によく似ている。このため、肺門部のような比較的安定した構造をしている箇所を除いては、これらの構造的な情報を用いるのは難しいと思われる。従来我々の研究グループでは、肺門部付近の安定した構造をもつ血管の情報を利用し、肺門部付近の太い血管を基点として分類を行ってきた [6], [7]。しかし、CT 画像の上では、肺門付近の血管は広範囲にわたって互いに接触しており、CT 値からの判別は容易ではなく誤りの原因となっていた。文献 [8] では気管支と肺動脈が並走するという解剖学的な知識に加え、連結領域の探索にいくつかの経験的な条件を加えて分類を行っている。この方法では、局所的に見れば肺動脈と同じように気管支と並走する肺静脈や、肺動脈と肺静脈の接触に対応することができない。本論文で提案する手法では、気管支と肺動脈との並走に加えて、気管支と肺静脈との空間的な配置関係に着目して、肺動脈・肺静脈の分類を行う。この血管の空間的な配置に関する特徴については、次章で詳しく述べる。

2. 気管支と肺動脈・肺静脈の解剖学的分布特徴

肺は複数の肺区域から構成される。各肺区域は区域気管支の分岐部を頂点とした錐体状の広がりをもっている。肺動脈は気管支と並走し肺区域の中心を走行する。一方、肺静脈は肺区域の境界を走行し、気管支・肺動脈束の間に位置する (図 2)。ただし、肺門付近の区域枝レベル以前の比較的太い血管に対しては、これ

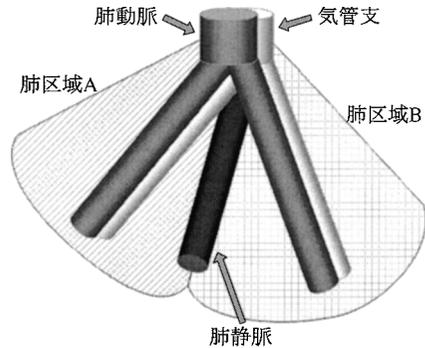


図 2 肺動脈・肺静脈の解剖学的分布特徴

Fig. 2 Anatomical positional relations of pulmonary artery and vein.

らの特徴が当てはまらない。

提案手法では、これらの解剖学的知識に基づく二つの特徴を各血管枝ごとに定量化し、肺動脈・肺静脈の分類を行う。

一つ目の特徴として、気管支領域からの距離 D_1 を計算する。肺動脈は気管支と並走するので、気管支と常に近い位置にあり気管支領域からの距離 D_1 は比較的小さくなる。逆に、肺静脈は気管支と気管支の間を走行するので、気管支からの距離 D_1 は大きくなる。

二つ目の特徴として、気管支枝を母点集合とする三次元拡張ポロノイ分割 [9] を行い、得られたポロノイ領域の境界面からの距離 D_2 を計算する。このポロノイ領域は、気管支枝の支配する肺区域を近似的に表現したもので、ポロノイ領域の境界面は肺区域の境界面にほぼ等しい。肺動脈は、肺区域の中心を走行するので、ポロノイ領域の境界面からの距離 D_2 は比較的大きくなり、肺静脈は肺区域の境界に位置するので、 D_2 は小さくなる。この二つの特徴を比較して肺動脈・肺静脈の分類を行う。具体的な処理については、以下で述べる。

3. 処理手順

処理の流れを図 3 に示す。提案手法での入力は、肺門を含む比較的広い範囲が撮影された三次元胸部 X 線 CT 像、及びあらかじめ抽出した気管支領域と肺野領域である。はじめに、肺血管領域の抽出を行う。次に、得られた血管領域を血管枝に分け各血管枝ごとに特徴量、気管支からの距離 D_1 及びポロノイ領域の境界面からの距離 D_2 を計測する。その後、血管枝のグループ分けをし、各グループごとに特徴量から肺動脈・肺

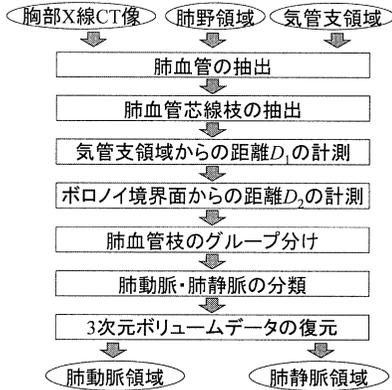


図3 処理の流れ
Fig. 3 Process flow.

静脈のどちらかに分類を行い領域として復元する。

3.1 肺血管領域抽出

はじめに、肺血管領域及び肺門部血管領域を定める。肺門付近の肺動脈・肺静脈は、先に述べたように、ここで取り扱う解剖学的分布特徴には即さない。そこで、後の処理で肺門領域付近の血管枝を処理対象から除外するために肺門部血管領域を抽出しておく。

肺血管の抽出は、領域拡張処理を用いる。領域拡張処理の開始点は、 -400 H.U. 以上の領域で、その背景領域からの距離が 4 mm 以上かつ肺野内の画素すべてとする。拡張条件は構造要素（半径 r mm の球）内の画素すべてが -400 H.U. 以上とする。今、半径 r の球を構造要素に用いた領域拡張処理で抽出される領域を R_r とする。また、 R_0 を画素単位での領域拡張処理で抽出される領域とする。 R_r は、 r が大きいほど小さな領域となり、仮に二つの球の半径 n, m を $n < m$ のように定めると、得られる領域 R_n, R_m は $R_n \supset R_m$ となる。

肺野内において、肺動脈・肺静脈と似た CT 値をもつ陰影として、気管支壁がある。これは肺動脈と並走する関係にあり、血管領域と接触している場合が多い。したがって、画素単位で拡張を行って得られる領域 R_0 には気管支壁領域が含まれる。そこで、次のように気管支壁領域が除去された肺血管領域 R_{vessel} を定める（図4）。

$$R_{vessel} = R_0 - (R_2^c \cap R_{ex-b}) \quad (1)$$

ここで、 R_2^c は R_2 の補集合である。図4においての $R_{bronchus}$ は入力の気管支領域を表す。この気管支領域画像に対して距離変換を施し、距離値を 1.5 倍した

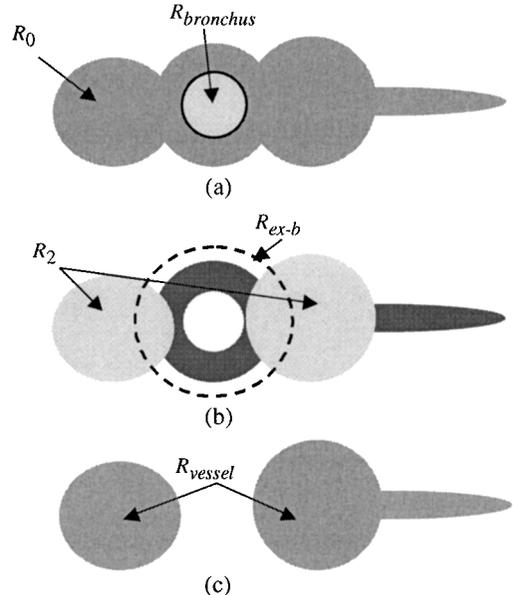


図4 肺血管領域の抽出。(a) 画素単位での領域拡張により得られる領域 (R_0)、(b) R_2 と R_{ex-b} 、(c) 得られる血管領域

Fig. 4 Illustration of how to segment pulmonary vessels from bronchus border. (a) The region R_0 extracted by region growing method using a voxel structured element. (b) R_2 and R_{ex-b} . (c) Extracted vessel regions.

後に逆距離変換^{注3)}[10]して得られる領域を R_{ex-b} とすると、この領域は気管支内腔と気管支壁、及び気管支と接している血管領域の一部に相当する。図4に得られる R_{vessel} の模式図を示す。図4(a)の R_0 には肺血管領域も気管支壁領域も含まれている。 R_2 としては半径 2 mm の球が通過できる領域が抽出される（図4(b)）。したがって、 R_0 から R_2 の外部でかつ R_{ex-b} の内部を取り除けば、細い血管領域を含みかつ気管支壁が除去された血管領域 R_{vessel} が得られる（図4(c)）。

次に、肺門部血管領域を定義する。肺門部血管領域に肺野に入った血管のどこまでを含めるかに関しては、解剖学的に明確な指針がない。また、ここで定義する領域の大小は後の処理への影響が少ないため厳密な定義は必要なく、半径 4 mm の球を構造要素として血管領域に対して領域拡張して得られる領域 R_4 を肺門部血管領域とする。

(注3): 図形の骨格とその点での距離値からもとの図形を復元する処理。ここでは骨格点からの復元ではないので厳密には逆距離変換ではないが同じ処理である。

3.2 肺血管芯線枝の抽出

3.1 で得られた血管領域 R_{vessel} から血管芯線枝を抽出する．はじめに，血管領域 R_{vessel} に対して文献 [11] の細線化処理をする．これにより，対象が樹木のように分岐を繰り返して細くなっていく木構造物に対して，偽枝や縮退の発生を抑制した中心線を得ることができる．細線化の連結性には 26 連結を用いる．得られた 2 値画像に対して，26 近傍内に値 1 の画素を 3 個以上もつ画素を分岐点として除去し，残りの領域の各連結成分 (26 連結) をそれぞれ血管芯線枝とする．ここで，肺門部血管領域 R_4 から距離 15 mm 以内に全画素が含まれる連結成分を除き，得られた血管芯線枝を $V = \{V_1, \dots, V_N\}$ とする．また，各血管芯線枝の接続関係をネットワークデータとして保持しておく．

3.3 気管支領域からの距離 D_1 の計測

3.2 で得られた血管芯線枝集合 V の各要素に対して，気管支領域 $R_{bronchus}$ からの距離 D_1 を計測する．ある M 画素から構成される血管芯線枝 $V_i = \{v_{i1}, \dots, v_{iM}\}$ について D_1 は次のように計算される．

$$D_{1i} = \frac{1}{M} \left\{ \sum_{j=1}^M \min_{p \in R_{bronchus}} D_{eu}(p, v_{ij}) - \sum_{j=1}^M \min_{q \in R_{vessel}^c} D_{eu}(q, v_{ij}) \right\} \quad (2)$$

ここで， $D_{eu}(x, y)$ は画素 x と画素 y のユークリッド距離， R_{vessel}^c は R_{vessel} の補集合を表し，血管領域に対する背景領域を示す． D_1 は，血管芯線枝を構成する各画素に対する，気管支領域までの最短距離の平均値から血管領域の背景領域までの最短距離の平均値を引いたものになる．この定義式の第 2 項は，特に肺門近くの太い血管枝に対する補正である．

3.4 ポロノイ境界面領域からの距離 D_2 の計測

続いて，3.2 で得られた血管芯線枝集合 V の各要素に対して，ポロノイ境界面領域からの距離 D_2 を計測する．はじめに，気管支枝の親子関係を考慮したポロノイ境界面領域 R_{v_border} を定義する．気管支領域 $R_{bronchus}$ に対して，3.2 と同様に芯線枝の抽出を行う．このとき，肺門付近の枝も処理対象に含める．また，気管支芯線枝の接続関係は気管枝を根とする木構造データとして保持しておく．得られる気管支芯線枝集合を $B = \{B_1, \dots, B_n\}$ とし， B の各要素を母点集合とする三次元拡張ポロノイ分割を行う．気管支芯線

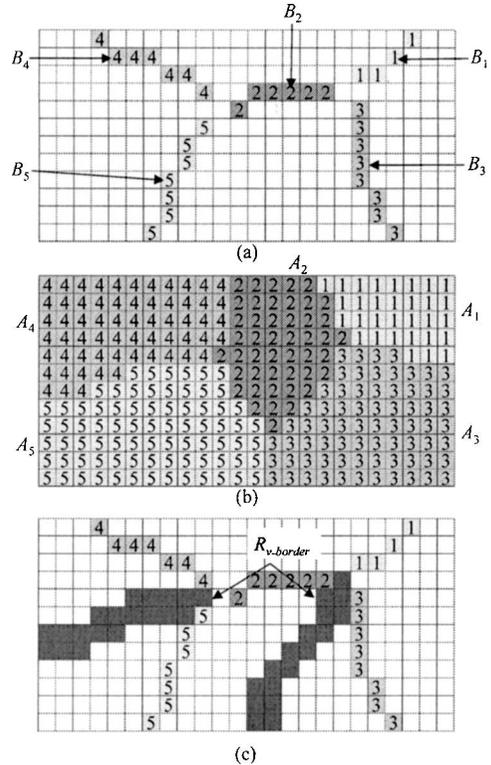


図 5 ポロノイ分割と境界面の生成．(a) 気管支芯線枝画像，(b) 拡張ポロノイ分割後の画像，(c) 距離計測のためのポロノイ境界面領域

Fig. 5 Illustration of Voronoi tessellation and generation of its border region. (a) Medial axis of each bronchus branch. (b) Result of extended Voronoi tessellation. (c) Voronoi border regions for measurement the distance.

枝 B_i のポロノイ領域を A_i とする．このとき，ポロノイ境界面領域 R_{v_border} は次のように定義される．

$$R_{v_border} = \{x \mid \exists i, \exists j, x \in A_i, y \in A_j \cap N_6(x), i \neq j, P(B_i, B_j) = false\} \quad (3)$$

ここで $N_6(x)$ は x の 6 近傍画素集合を表す．また， $P(B_i, B_j)$ は B_i と B_j が親と子の関係にあるとき $true$ ，それ以外の場合は $false$ とする．ポロノイ境界面領域 R_{v_border} は，注目画素の 6 近傍内に注目画素とは別のポロノイ領域があり，それらの母点集合が親子関係にない画素の集合となる．図 5 にここで用いるポロノイ分割と境界面生成の二次元的な例を示す．図 5 (a) に五つの気管支芯線枝 ($B_1 \dots B_5$) がある． $P(B_1, B_2)$ ， $P(B_1, B_3)$ ， $P(B_2, B_4)$ ， $P(B_2, B_5)$ が $true$ となるものとする． $B_1 \dots B_5$ の五つを母点集合

とする拡張ポロノイ分割を行うと図 5(b) が得られ、ポロノイ境界面領域は図 5(c) のようになる。

ある M 画素から構成される血管芯線枝 $V_i = \{v_{i1}, \dots, v_{iM}\}$ についてポロノイ境界面領域からの距離 D_{2i} は次のように計算される。

$$D_{2i} = \frac{1}{M} \sum_{j=1}^M \min_{r \in R_{v_border}} D_{eu}(r, v_{ij}) \quad (4)$$

3.5 肺血管芯線枝のグループ分け

3.2 で抽出された肺血管芯線枝の集合 V について、各枝の接続関係に基づいて同じ血管に属しているとみなせる枝をまとめたサブグループに分ける。肺血管には、局所的に肺動脈枝のような特徴を示す肺静脈枝、逆に肺静脈枝のような特徴を示す肺動脈枝が存在する。個々の肺血管芯線枝に 3.3, 3.4 で得られる特徴量を評価した場合、このような個所において誤分類を生む可能性がある。これらの枝は局所的ではなく、それらの枝の親枝や子枝の接続関係を考慮して分類を行う必要がある。肺動脈・肺静脈は気管支同様分岐を繰り返し細くなる木構造形の臓器であるが、CT 画像上では互いに境界が特定できない接触個所が存在するため、この段階で抽出されている枝の接続関係は木構造データではなくネットワークデータとなる。このため、単純な親子関係のみではグループ分けができない。そこで、血管芯線枝 V の各要素をネットワークデータの辺、分岐点を頂点とするネットワークを考える。更に、各血管芯線枝に血管が肺門部から放射状に肺の末梢まで広がるという特徴を用いて各枝の方向を定義し、以降ではこのネットワークを有向グラフとして扱う。つまり、入次数が 2 以上の頂点は動脈と静脈が接触していることを表している。得られた有向グラフにおいて、次の 2 条件でグラフの分割を行う。

- 入次数が 1 以下の頂点：接続関係にある辺を同一のグループにする
- 入次数が 2 以上の頂点：それ自身とその先の頂点でグループを分割する

図 6(a) に血管芯線枝を有向グラフで表現した例を、図 6(b) にその分割の結果を示す。分割後に得られた各グラフの接続している辺をグループとし、これらのグループの集合を $G = \{G_1, \dots, G_m\}$ とする。 $G_i \subset V$ であり、異なる i, j に対して $G_i \cap G_j = \phi$ 、 $\bigcup_{i=1}^m G_i = V$ となる。

3.6 肺動脈・肺静脈の分類

3.5 で定めた各グループに対して、肺動脈・肺静脈

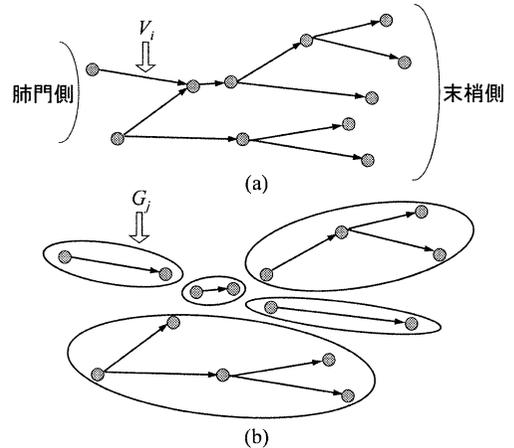


図 6 肺血管芯線枝のグループ分け。(a) 肺血管枝から生成した有向グラフ、(b) グラフの分割に基づくグループ分け

Fig.6 Partitioning of pulmonary vessels edge. (a) Directed graph generated from pulmonary vessels. (b) Partitioning of the graph.

の分類を行う。 D_1, D_2 の標準偏差が等しくなるように正規化 [12] 後、各グループ内において各枝の値の平均を用いる。それぞれの距離 D_1, D_2 の標準偏差を σ_1, σ_2 とすると、正規化後の距離 D'_1, D'_2 は以下のようになり、

$$D'_{1i} = \frac{\sqrt{\sigma_1 \sigma_2}}{\sigma_1} D_{1i} \quad (5)$$

$$D'_{2i} = \frac{\sqrt{\sigma_1 \sigma_2}}{\sigma_2} D_{2i} \quad (6)$$

あるグループ G_i の分類結果 $Type(G_i) \in \{artery, vein\}$ は以下のように定める。

$$Type(G_i) = \begin{cases} artery, & \text{if } \sum_{V_j \in G_i} D'_{1j} < \sum_{V_j \in G_i} D'_{2j} \\ vein, & \text{otherwise} \end{cases} \quad (7)$$

グループ内の血管芯線枝は、すべて同一グループに割り当てる。

3.7 ボリュームデータの復元

肺動脈または肺静脈のラベルを付けられた各血管芯線枝から、ボリュームデータを復元する。復元を行う範囲を肺血管領域 R_{vessel} とする。肺血管は一般に、枝の芯線付近に近づくにつれて CT 値が高くなる。そこで、はじめに各血管芯線枝を構成する画素に分類結果のラベルを付ける。肺動脈と分類された芯線にはラ

ベル 1 を，肺静脈と分類された芯線にはラベル 2 を割り当てる．更に，3.2 で処理対象外とした肺門付近の血管芯線枝を構成する画素にはラベル 3 を割り当てる．次に，肺血管 R_{vessel} 内の画素で CT 値の高いものから順にそれぞれのラベルをもつ画素との最短のユークリッド距離を求め，最もユークリッド距離の近いラベルをその画素に割り当てる．肺血管領域 R_{vessel} 内の画素すべてに対してラベル付けをし，得られた画像のラベル 1 をもつ画素を肺動脈領域とし，ラベル 2 をもつ画素を肺静脈領域とする．

4. 実 験

提案手法を肺門付近を含む 15 ~ 30 cm の範囲が撮影された胸部 X 線 CT 像 3 例に適用した．各画像の仕様を表 1 に示す．入力肺野領域はしきい値処理と図形融合により生成したものをを用いた．また，気管支領域は，文献 [13] の手法を用いて自動抽出された領域を，手入力で補正したものをを用いた．計算時間は各症例に対して約 10 ~ 21 分 (CPU: Dual Xeon 1.7 GHz) であった．なお，以下の結果の評価に用いた正解領域は，手入力で接触部を分離して抽出を行ったもので，医師による評価済のものである．

4.1 結 果

本手法による分類結果を表 2 に示す．なお，各枝の正解は，構成画素の過半数以上が正解画像において肺動脈であるならば肺動脈，肺静脈であるならば肺静脈，それ以外の場合はその他とした．その他と判定された枝は各症例で 4 ~ 8% 存在していたが，そのほとんどは除去しきれなかった気管支壁や，縦隔面の拾いすぎ領域にできた枝である．また，表 3 に Data1 を枝単位で分類した結果，表 4 には気管支と血管との距離のみで分類した場合の認識率を示す．表 4 では，全血管の認識率が最も高くなるしきい値を，個々の症例ごとに設定した．図 7 (a) に Data1 について各血管枝ごとにプロットした D'_1, D'_2 の散布図を示す．また，同図 (b) にグループごとに平均した D'_1, D'_2 の散布図を示す．図 8 に枝から復元されたポリリウムデータの三次元表示を示す．

4.2 考 察

表 2 より，各症例ごとに差はあるものの，80%以上の枝に対して正しく認識することができた．図 7 (a) から，肺動脈は $D'_1 < D'_2$ に，肺静脈は $D'_1 > D'_2$ になる傾向にあることが分かる．このことから提案した特徴量が肺動脈・肺静脈分類に有用であることが確認

表 1 CT 画像の仕様
Table 1 Specification of CT images.

	Data 1	Data 2	Data 3
スライス内画素数	512 × 512		
スライス枚数	330	156	160
スライス内画素間隔 [mm]	0.625	0.625	0.61
スライス厚 [mm]	2	1	1
再構成間隔 [mm]	1		

表 2 枝グループの距離特徴を用いた分類結果
Table 2 Classification results using two distance features for edge group.

(a) Data1			
正解 \ 結果	肺動脈枝	肺静脈枝	認識率
肺動脈枝	293	17	94.5%
肺静脈枝	22	223	91.0%
(b) Data2			
正解 \ 結果	肺動脈枝	肺静脈枝	認識率
肺動脈枝	327	53	86.1%
肺静脈枝	49	322	87.0%
(c) Data3			
正解 \ 結果	肺動脈枝	肺静脈枝	認識率
肺動脈枝	339	78	81.3%
肺静脈枝	98	412	80.8%

表 3 枝単位の距離特徴で分類した結果 (Data1)
Table 3 Classification results using two distance features for individual edge.

正解 \ 結果	肺動脈枝	肺静脈枝	認識率
肺動脈枝	256	54	82.6%
肺静脈枝	44	201	82.0%

表 4 気管支からの距離のみで分類した結果
Table 4 Classification accuracy using only distance between bronchi and edge group.

	肺動脈	肺静脈
Data1	98.0%	58.3%
Data2	89.0%	58.3%
Data3	44.7%	87.7%

できる．本文で利用したような解剖学的分布特徴が明確でない肺門部の血管を除くことは精度向上に有効であり，かつ，特徴量の計測が肺門部を含む気管支の構造をもとにしているためこの部分の血管を取り除いたことによる悪影響も見られなかった．また，3.1 で抽出された血管は，医師より臨床には十分に利用できる範囲であるとの指摘を受けた．表 2 (a) と表 3 を比較すると，枝単位で分類するよりも血管の接続関係を考慮したグループ単位で分類を行った方が良い結果を得られていることが分かる．これは，グループごとに分類することで，局所的にそれぞれの特徴に反する血管が存在しても打ち消すことができるためと考えられる．図 7 からこのことが確認できる．表 4 と表 2 を比

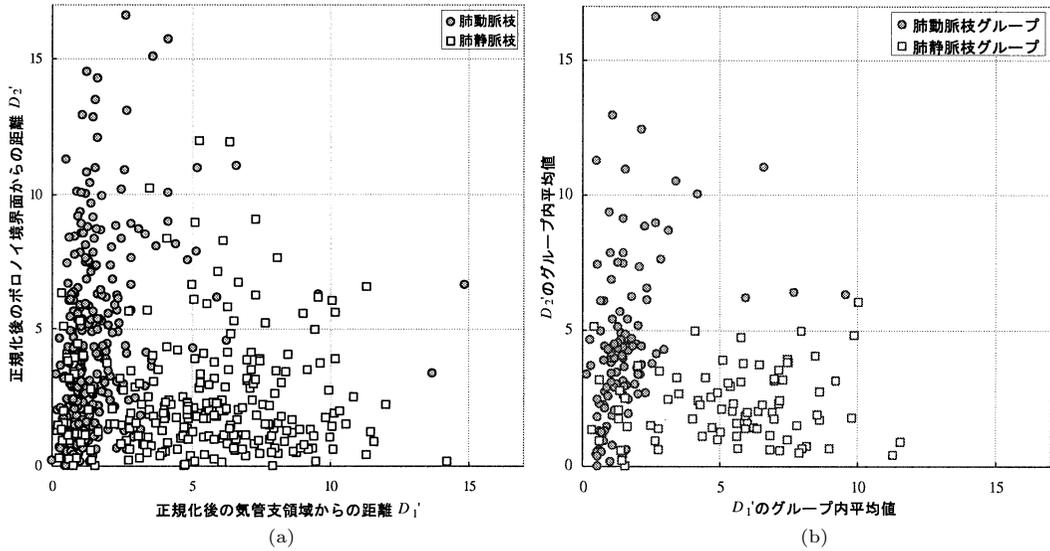


図 7 肺動脈と肺静脈に対する特徴量の散布図 (Data1) (a) 肺血管枝ごと, (b) グループ内平均

Fig. 7 Scatter diagrams of distance features for pulmonary artery and vein. (a) Plotting individual vessel edge, (b) plotting average distance value of each vessel group.

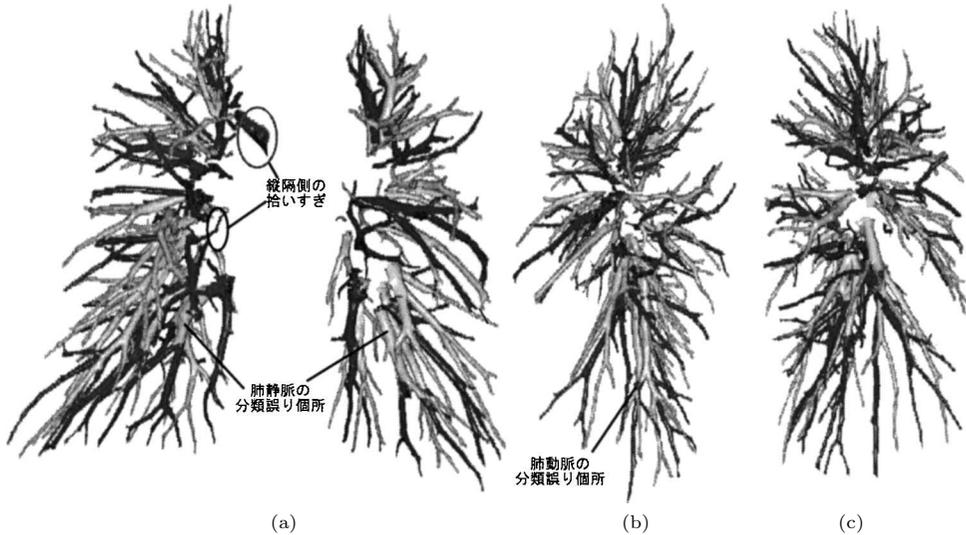


図 8 分類結果の三次元表示の例 (淡: 肺動脈領域, 濃: 肺静脈領域) (a) 正面像, (b) 左側面像, (c) 右側面像

Fig. 8 Automated classification results. (Light gray: pulmonary artery, Dark gray: pulmonary vein) (a) Frontal view, (b) left side view, (c) right side view.

べると文献 [8] のように気管支からの距離のみを用いる場合は, 個々の症例でしきい値を調整したとしても二つの距離特徴を併用する提案手法の分類精度を超えることはなく, ポロノイ境界からの距離特徴を導入す

ることの有効性を示している. 気管支と血管との距離は部位により異なり, また, 体格差や気管支の本数などの個人差も影響するため, 血管と気管支との距離のみの単純なしきい値処理により分類することが難しい

ことを示している．症例による認識率の差は主に，心拍動によるモーションアーチファクト^(注4)の大きさや画像の SN 比によるものであった．分類誤りは下肺静脈から下降する比較的肺門よりの静脈や，動・静脈の接触部付近の血管などに見られた．下肺静脈は，肺野に入ってしばらくは，気管支の内側を気管支と並走するような形となる個所が多くあり，この部分で分類誤りが見られた．また，それ以外の部位においても，血管の接触部を細線化すると必ずしも各血管の走行情報を持している短い枝に分解されるために，理想的な特徴量の出力を得ることができないことが分類誤りの原因となっていた．

5. む す び

本論文では，胸部 X 線 CT 像からの気管支と肺血管に見られる解剖学的な空間的位置関係の特徴を利用した肺動脈・肺静脈の分類を行った．提案手法で，肺動脈枝の 81～95%，肺静脈枝の 81～91.0%について正しく分類することができた．単純なグループ分けと距離計測に基づく手法ではあるが，臨床上也十分有効な結果が得られた．

今後の課題としては，血管領域抽出の精度向上と木構造データ抽出手法の改善，血管枝グループ分けの改善，多症例への適用などが挙げられる．

謝辞 日ごろ熱心に討論して頂く名古屋大学村瀬研究室諸氏に感謝する．本研究の一部は，日本学術振興会科研費，21 世紀 COE プログラム，私学 HRC 助成金及び厚生労働省がん研究助成金による．

文 献

- [1] “医用画像技術の最先端論文特集” 信学論 (D-II), vol. J87-D-II, no.1, pp.1-367, Jan. 2004.
- [2] 森 雅樹, 肺癌の CT 診断, 中外医学社, 1995.
- [3] 目加田慶人, 平野 靖, 長谷川純一, 鳥脇純一郎, “3 次元デジタル線図形解析のための 3 次元集中度とその X 線 CT 像への応用” 信学論 (A), vol. J80-A, no.7, pp.1162-1170, July 1997.
- [4] 河田佳樹, 仁木 登, 大松広伸, “胸部 3 次元 CT 像による肺野小型腫瘍の 3 次元曲率を用いた内部構造の解析” 信学論 (D-II), vol. J83-D-II, no.1, pp.209-218, Jan. 2000.
- [5] 平野 靖, 長谷川純一, 鳥脇純一郎, 大松広伸, 江口研二, “胸部 X 線 CT 像における腫瘍影の含気型・充実型への計算機分類と良悪性鑑別への利用” 胸部 CT 検診, vol.8, no.3, pp.201-204, 2001.
- [6] T. Yamaguchi, T. Kitasaka, K. Mori, Y. Mekada, J.

Hasegawa, J. Toriwaki, and H. Otsuji, “A preliminary study for automated recognition of branches of pulmonary artery and vein using anatomical positional relations from a 3-D chest X-ray CT image,” Proc. CARS2002, pp.782-787, 2002.

- [7] 田中友章, 目加田慶人, 森 健策, 長谷川純一, 鳥脇純一郎, 尾辻秀章, “胸部 X 線 CT 像からのキー・スライスを利用した肺動脈・肺静脈の抽出および分類” 第 12 回コンピュータ支援画像診断学会大会論文集, pp.201-202, 2002.
- [8] 戸崎哲也, 河田佳樹, 仁木 登, 大松広伸, “胸部 3 次元 CT 像による肺野内臓器の抽出と分類” 信学論 (D-II), vol. J82-D-II, no.8, pp.1327-1338, Aug. 1999.
- [9] 齋藤豊文, 鳥脇純一郎, “3 次元ユークリッド距離変換及び拡張ボロノイ分割のアルゴリズムと肝組織標本画像の解析” 画電学誌, vol.21, no.5, (100 号記念特集号), pp.468-474, 1992.
- [10] T. Saito and J. Toriwaki, “Reverse distance transformation and skeletons based upon the Euclidean metric for n -dimensional digital binary pictures,” IEICE Trans. Inf. & Syst., vol. E77-D, no.9, pp.1005-1016, Sept. 1994.
- [11] 河野良輔, 目加田慶人, 村瀬 洋, 鳥脇純一郎, “木構造図形を対象とした 3 次元細線化処理における偽枝・縮退の発生を抑制する一手法” 2004 信学総大, D-16-10, 2004.
- [12] 石井健一郎, 前田英作, 上田修功, 村瀬 洋, わかりやすいパターン認識, pp.102-106, オーム社, 1998.
- [13] 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.

(平成 16 年 10 月 8 日受付, 17 年 2 月 7 日再受付)



目加田慶人 (正員)

平 3 名大・工・情報卒．平 8 同大大学院博士後期課程了．平 8 宇都宮大学工学部情報工学科助手．平 13 名古屋大学大学院工学研究科情報工学専攻助教授，平 15 同大学情報科学研究科助教授，平 16 より中京大学生命システム工学部教授，現在に至る．画像処理・パターン認識とその医用応用，信号処理などの研究に従事．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．IEEE，日本医用画像工学会，コンピュータ支援画像診断学会，胸部 CT 検診研究会各会員．

(注4)：撮影対象の動きにより生じた画像のぶれ．



田中 友章

平 14 名大・工・情報卒．平 16 同大大学院工学研究科情報工学専攻修士課程了．同年(株)松下電器入社，現在に至る．在学時，医用画像を対象としたパターン認識に関する研究に従事．



村瀬 洋 (正員)

昭 53 名大・工・電気卒．昭 55 同大大学院修士課程了．同年日本電信電話社(現 NTT)入社．平 4 から 1 年間米国コロロニア大客員研究員．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．情報処理学会，IEEE 各会員．



長谷川純一 (正員)

昭 49 名大・工・電気卒．昭 54 同大大学院博士課程(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 より中京大学に移り，教養部教授，情報科学部教授などを経て，平 16 より同大学生命システム工学部教授．工博．パターン認識，画像理解，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 ME 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，米国 IEEE 等各会員．



鳥脇純一郎 (正員)

1962 名大・工・電子卒．1967 同大大学院博士課程了．同年名古屋大学工学部助手．以降，同助教授，名古屋大学大型計算機センター助教授，豊橋技術科学大学教授を経て，1983 名古屋大学工学部(後に大学院工学研究科情報工学専攻)教授．2003 中京大学情報科学部教授，2004 より同大学生命システム工学部教授．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学情報への応用に関する研究に従事．最近は三次元画像処理，コンピュータ外科，コンピュータ支援診断，バーチャルエンドスコープなどが中心である．著書：「画像理解のためのデジタル画像処理 I, II」(昭晃堂)，「3 次元デジタル画像処理」(昭晃堂)，「認識工学」(コロナ社)，など．情報処理学会，コンピュータ支援画像診断学会，IEEE 等各会員．



尾辻 秀章

1979 奈良医大卒．県立奈良病院，総合大雄会病院を経て 1987 奈良医大・放射線科・助手，1994 奈良医大・放射線科・講師，1997 済生会吹田病院・放射線科部長，2004 年 4 月より西の京病院・放射線科・部長，同 10 月よりメディカルプラザ薬師西の京・画像診断部長．1988 以来 RSNA(北米放射線学会)等でも発表し，1994 RSNA で Cum Laude を受賞．1996 RSNA で Certificate of merit と Excellence in Design Awards の二つを同時受賞．1997 RSNA で Magna Cum Laude と Excellence in Design Awards の二つを同時受賞．2000 年 3 月の ECR で Magna Cum Laude を受賞．この間，終始一貫して CT Anatomy of the Lung をメインテーマとしている．医博，放射線科・専門医．