

3次元CT像から抽出された腹部動脈に対する 血管名自動対応付けに関する研究

篠田 多郎[†] 北坂 孝幸^{†,††} 森 健策^{†,††} 末永 康仁^{†,††}

三澤 一成^{†††} 藤原 道隆^{†††}

[†] 名古屋大学大学院情報科学研究科

^{††} 名古屋大学予防早期医療創成センター

^{†††} 名古屋大学大学院医学系研究科

^{††††} 名古屋大学医学部

E-mail: †tshinoda@suenaga.m.is.nagoya-u.ac.jp, ††{kitasaka,kensaku,suenaga}@is.nagoya-u.ac.jp

あらまし 本研究では、3次元CT像から抽出された腹部動脈領域に対応する血管名を自動で対応付けることを目的とする。そのため、まず動脈領域から血管芯線を取得し、そこから血管分岐構造を分岐点から分岐点までを1つの枝とする木構造で抽出する。その際、血管の太さや走行方向等の情報を枝に与える。また、枝に与えられた太さを用いて、同一血管名の可能性のある枝の統合処理を行う。そして、太さや走行方向等の情報を特徴量として用い、各枝に血管名ラベルを与える。本稿では腹部大動脈とそこから分岐する腹腔動脈、上腸間膜動脈、左右腎動脈、そして腹腔動脈から分岐する総肝動脈、脾動脈、さらに総肝動脈から分岐する十二指腸動脈、固有肝動脈の計9本の血管名を対応付ける手法を提案する。腹部3次元CT像18例に対し本手法を適用し、正しく血管名が対応付けられた枝の割合を正解率として評価を行ったところ、平均正解率は91%であった。

キーワード 血管, 木構造, 解剖学的名称

A study on automated anatomical labeling of abdominal arteries extracted from 3D abdominal CT images

Taro SHINODA[†], Takayuki KITASAKA^{†,††}, Kensaku MORI^{†,††}, Yasuhito SUENAGA^{†,††},
Kazunari MISAWA^{†††}, and Michitaka FUJIWARA^{†††}

[†] Graduate School of Information Science, Nagoya University

^{††} MEXT Innovative Research Center for Preventive Medical Engineering

^{†††} Graduate School of Medicine, Nagoya University

^{††††} School of Medicine, Nagoya University

E-mail: †tshinoda@suenaga.m.is.nagoya-u.ac.jp, ††{kitasaka,kensaku,suenaga}@is.nagoya-u.ac.jp

Abstract This paper describes a method for giving anatomical names to abdominal arteries extracted from 3D abdominal CT images. First of all, the medial axis lines of the blood vessels are extracted from arteries. Then, the medial axis lines are divided into branches to form the tree structure having nodes, where each node expresses each branch with its thickness and direction. A series of nodes having similar thickness and direction are unified into a single node. Then the most appropriate anatomical name is given to each node using various features such as thickness and directions. The proposed method are applied to 9 blood vessels including the aorta, and celiac artery, common hepatic artery, splenic artery, proper hepatic artery, gastroduodenal artery, superior mesenteric artery, right renal artery and left renal artery. The experiment was done using 18 cases of 3D abdominal CT images and the labeling accuracy of above blood vessels was evaluated. It turned out that 91% of nodes were correctly labeled in average.

Key words blood vessel, tree structure, anatomical name

1. はじめに

近年、医用イメージング技術の進歩に伴い、診断や手術の支援を目的とした3次元画像処理に関する研究が広く行われるようになった。例えば、CT装置で撮影された人体の断面像を計算機上で重ね合わせることで得られる3次元CT像から臓器領域を抽出する手法[1][2]が研究されている。3次元CT像上に臓器領域を強調表示することで臓器の構造や他臓器との位置関係の把握が容易となる。

外科手術においては、医師は手術時の止血箇所検討のために、対象となる臓器の構造だけでなく、その臓器に関与する血管の構造把握も重要である。そこで本研究では、血管の構造把握を計算機で支援することを検討する。中村ら[3]は腹部3次元CT像から、ヘッセ行列を用いて血管らしい棒状の構造を抽出することで、動脈領域を抽出している。しかし血管は体内を複雑に走行しており、動脈領域全体を表示しただけでは血管の構造把握は困難である。河田ら[4]は動脈領域を解析することで血管構造を抽出している。しかし、血管走行方向に沿った観察を想定しているため、血管名の対応付けは行われていない。そこで本稿では、血管名を指定することで任意血管の選択表示を可能とするため、腹部3次元CT像から得られた動脈領域に血管名を自動で対応付ける手法を検討する。

血管は複雑なネットワーク構造を持ち、存在の有無や分岐位置は個人毎に異なる。また名称を持つ血管と血管名を持たない血管とが存在する。ゆえに、分岐順序のみを用いた血管名対応付けは難しい。そこで分岐情報と他の血管構造情報を併用し、血管ごとに対応付けのルールを定義し、条件を満たす領域に対応する血管名を付けるというルールベースの手法により動脈領域を血管名で分類することを検討する。

具体的には、まず動脈領域から血管芯線を抽出し、血管分岐構造を分岐点から分岐点までを1つの枝とする木構造で表現する。その際、血管の走行方向等を算出し木構造の各枝に与える。続いて、血管名に関する解剖学的知識を木構造において各枝が持つ特徴を用いてルール化し、このルールに基づいて各枝に血管名ラベルを与える。なお、血管は分岐しても血管名が変わらないことがあるため、本稿ではそのような同一血管名の可能性のある枝を血管名ラベルを与える前に1つの枝に統合する。以上の処理により、動脈領域を血管名で分類する。

なお本稿では、大動脈、腹腔動脈、総肝動脈、脾動脈、固有肝動脈、十二指腸動脈、上腸間膜動脈、左右腎動脈の計9本を血管名対応付け対象とする。

以下、第2章で提案手法について述べ、第3章で本手法を腹部3次元CT像から得られた動脈領域に対して適用した結果を示し、第4章で考察する。

2. 提案手法

2.1 概要

動脈領域に対して血管名を自動で対応付ける手法の概要を述べる。図1に処理の流れを示す。本手法の入力データには腹部3次元CT像から中村らの手法[3]により得られた動脈領域デー

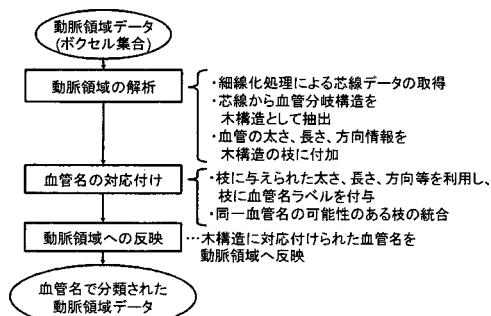


図1 本手法の流れ

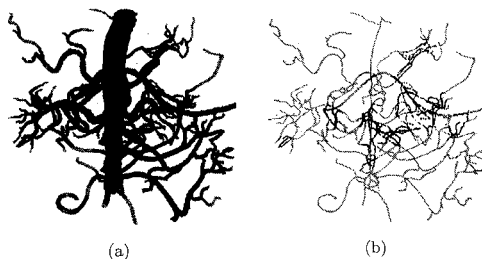


図2 (a) 腹部動脈領域の例 [3]. (b)(a)の芯線

タ(2値ボクセル集合)を用いる(図2(a)). まずこの動脈領域を解析し、血管の太さや分岐構造等の情報を抽出する。血管の分岐構造を抽出するために動脈領域に対し細線化処理[5]を施し、芯線データ(2値ボクセル集合)を取得する(図2(b)). 芯線の分岐点から分岐点までの画素を1つの枝とした木構造を構築し、血管分岐構造を取得する。また、動脈領域に対しユークリッド2乗距離変換[6]を施し、その結果から距離値データを得る。距離値データと各枝を構成する画素情報を用いて、各枝の太さ、長さ、走行方向を算出し、各枝に与える。

続いて、血管ごとの解剖学的知識をルール化し、条件を満たす木構造の各枝に対応する血管名ラベルを与える。ここでルールは、木構造の分岐構造、枝の太さ、長さ、走行方向等を用いて作成される。例えば大動脈については「腹部動脈中最も太い」という解剖学的知識があるため、「太さがある値以上の枝」という条件を満たす枝に大動脈の血管名ラベルを与える。先述のように、血管の構造には分岐前後で血管名が変わらない分岐が存在し、図3(a)に示すような同一血管名ラベルを与えなければならない枝が複数存在する。そのため血管の一部分の知識をルール化した場合、図3(b)に示すように一部の枝しか正しく血管名ラベルが与えられないという問題が起こる。そこで、親子の枝の太さと走行方向を用いて、血管名ラベルを与える前に同一血管名の可能性のある枝を統合する(図3(c)).

以上の処理により、木構造の各枝に血管名ラベルが与えられ、血管名で分類された芯線を得ることができる。この芯線と距離値データから逆距離変換[7]により血管名で分類された動脈領域を得る。

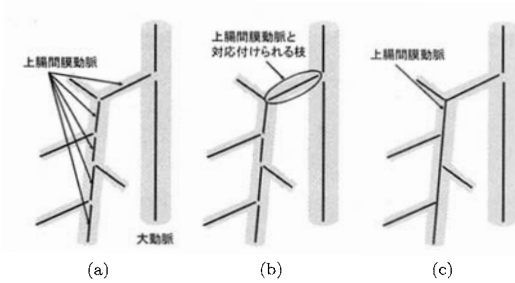


図3 分岐により血管名が変わらない構造の例。(a) 上腸間膜動脈が複数の枝に渡る。(b) 「大動脈からの分岐点での走行方向が人体前方」という知識から「大動脈の子枝となっていて人体前方へ走行する枝」という条件を用いると一部分だけしか正しい血管名ラベルが与えられない。(c) 同一血管名の枝をあらかじめ1つの枝に統合することで「大動脈の子枝となっていて人体前方へ走行する枝」のような条件を用いても全体に血管名ラベルが与えられる。

2.2 木構造モデルとその構築

2.2.1 木構造モデル

血管構造を表現するための木構造モデルを定義する。まず枝は構成単位を芯線の分岐点から分岐点までの画素列から構成されるとする。また分岐構造以外の血管構造の情報として、枝の長さ、太さ、方向を定義する。これらは木構造を構築後、枝の構成画素と距離値データを用いて算出される。以上を踏まえ、木構造の各枝が持つ情報を以下に示す。

- 血管名ラベル：初期値は“unknown”
- 開始座標と終端座標：開始画素と終端画素の座標
- 構成画素列：開始画素から終端画素までの座標のリスト
- 枝の長さ L ：枝の構成画素数
- 枝の太さ T ：枝の構成画素が持つ距離値の中間値
- 子枝の数
- 親枝・子枝へのリンク
- 枝の開始・終端部における走行方向

ここで、血管は曲がりくねった管であるため開始部分と終端部分で走行方向が変わることがある。そこで開始部分と終端部分それぞれにおいて方向ベクトル情報を付加する。ある枝の開始画素から i 番目の構成画素の位置ベクトルを \mathbf{a}_i ($i = 1, 2, 3, \dots, L$) とするとき、その枝の開始部の方向を \mathbf{d}_s 、終端部の方向を \mathbf{d}_e として、

- $L \leq 4$ ならば、

$$\mathbf{d}_s = \mathbf{d}_e = \frac{\mathbf{a}_L - \mathbf{a}_1}{|\mathbf{a}_L - \mathbf{a}_1|} \quad (1)$$

- $4 < L \leq 9$ ならば、

$$\mathbf{d}_s = \mathbf{d}_e = \frac{\mathbf{a}_{L-1} - \mathbf{a}_2}{|\mathbf{a}_{L-1} - \mathbf{a}_2|} \quad (2)$$

- $9 < L$ ならば、

$$\mathbf{d}_s = \frac{\mathbf{a}_7 - \mathbf{a}_3}{|\mathbf{a}_7 - \mathbf{a}_3|}, \quad \mathbf{d}_e = \frac{\mathbf{a}_{L-2} - \mathbf{a}_{L-6}}{|\mathbf{a}_{L-2} - \mathbf{a}_{L-6}|} \quad (3)$$

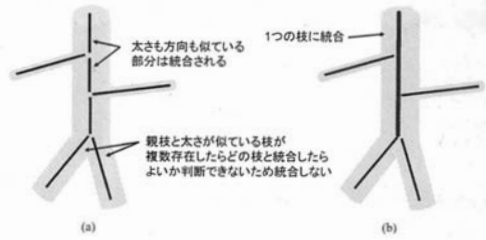


図4 枝の統合の模式図。(a) 統合前。(b) 統合後

のように定義される。本手法では式 (2) 中の $4 < L \leq 9$ ならびに方向の算出に用いる構成画素列の間隔は実験的に与えた。

2.2.2 木構造構築手法

芯線上の画素を順次追跡し、木構造を構築する。木構造の親子関係を血流の方向と同様にするため大動脈の最も頭側を木構造の根とする。そこで、CT スライス中央付近に位置し、芯線画素のうち 10 画素 (5mm 相当) 以上の距離値を持ち最も頭側のスライスに存在する画素を根 (最初の探索点) とする。その後、芯線に対して以下の処理を行う。

1. 探索点の 26 近傍に存在する芯線上の画素を探索する。1 度発見された画素は以降探索されないものとする。探索で得られた画素の数が 1 個なら 2 へ。それ以外なら 3 へ。
2. 探索で得られた画素を作成中の枝の構成画素列に追加し、その画素を次の探索点として 1 へ。
3. 現在の探索点は分岐点あるいは終端点である。分岐点の場合、探索で得られた画素数に応じて子枝を作成し、それらの画素をキューに入れる。キューが空ならば処理を終了する。そうでなければキューから画素を 1 つ取り出し、次の探索点および新たな枝の開始点として 1 へ。

以上の処理により、芯線データから木構造を構築する。

2.3 枝の統合処理

血管は分岐前後で血管名が変わらないことがあるため、同一血管名を与える枝が複数存在する。血管の一部分の解剖学的知識を用いて血管名を対応付ける際に (図 3)、一部の枝だけでなく、同一血管名の枝すべてに血管名ラベルを与えるために、同一血管名の可能性のある枝を 1 つの枝に統合する。血管名が変わらない分岐はその前後の枝で太さと走行方向が類似すること注目し、以下の方針で統合する (図 4)。

- 任意の枝と子枝の太さ、走行方向から類似度を定義し統合を判定する。
- また任意の枝と太さが似ている子枝が複数存在する場合は、どの子枝と統合すべきか判断できないとして、統合しない。

具体的な処理を以下に示す。まず任意の枝 A とそのすべての子枝 B_i ($i = 0, 1, \dots$) に対して A の終端部の方向 \mathbf{d}_{eA} と子枝 B_i の開始部の方向 \mathbf{d}_{sB_i} から方向の類似度 I_i を

$$I_i = \mathbf{d}_{eA} \cdot \mathbf{d}_{sB_i} \quad (-1 \leq I_i \leq 1) \quad (4)$$

として計算する。また A の太さ T_A と子枝 B_i の太さ T_{B_i} から太さの類似度 R_i ($0 < R_i \leq 1$) を

$$R_i = \begin{cases} \frac{T_A}{T_{B_i}} & (T_A \leq T_{B_i}) \\ \frac{T_{B_i}}{T_A} & (\text{otherwise}) \end{cases} \quad (5)$$

として計算する。

次に A の子枝の中で太さの類似度 R_i がしきい値 t_1 ($0 \leq t_1 \leq 1$) 以上の場合、それらの枝を A と同程度の太さの枝とする。もしも同程度の太さを持つ枝が2本以上の場合は枝 A は統合しない。0、または1本の場合には続いて以下の処理を行う。 $0 < I_i$ であるすべての子枝 B_i に対して、新たに総合的な類似度 S_i を

$$S_i = \alpha I_i + (1 - \alpha) R_i \quad (0 \leq \alpha, S_i \leq 1) \quad (6)$$

として計算する。さらに

$$S_{max} = \max\{S_i\} \quad (7)$$

$$I_{max} = \max_i\{S_i\} \quad (8)$$

を計算する。 S_{max} がしきい値 t_2 ($0 \leq t_2 \leq 1$) 以上の場合、

- 枝 A の構成画素列の後に枝 $B_{i_{max}}$ の構成画素列を加える。
- 枝 A の終端座標を枝 $B_{i_{max}}$ の終端座標にする。
- 枝 $B_{i_{max}}$ のすべての子枝を枝 A の子枝とする。
- 子枝の数、枝の長さ L 、太さ T 、方向 d_s, d_e 、を再計算する。

の処理により、枝 A と $B_{i_{max}}$ を統合する。

本手法では、大動脈および腹腔動脈以外の血管名を対応付ける際に、分岐時の走行方向等に関する知識を用いて対応付けを行う。先に大動脈と腹腔動脈を対応付け、その後、大動脈ならびに腹腔動脈の血管名ラベルを持つ枝以外のすべての枝に対して統合処理を適用する。

2.4 血管名対応付け処理

2.4.1 対応付け処理概要

血管名対応付け処理の概要を図5に示す。なお本手法では、図5の大動脈の対応付け結果を利用して腹腔動脈、脾動脈、総肝動脈の対応付けを行い、腹腔動脈、脾動脈、総肝動脈の対応付け結果を利用して固有肝動脈、十二指腸動脈の対応付け、ならびに上腸間膜動脈、左右腎動脈の対応付けを行うため、正しい結果が得られないと、それを利用する処理にも影響する。血管の解剖学的知識と血管名ラベル付けに関するルールについて、処理の流れに沿って以下に述べる(動脈名:知識→「ルール」の形で記す)。

1. 大動脈: 腹部動脈中最も太い血管。→「太さが T_1 以上の枝に大動脈の血管名ラベルを与える」
2. 総肝動脈, 脾動脈, 腹腔動脈: 大動脈から腹腔動脈が分岐し、さらに腹腔動脈から総肝動脈と脾動脈に分岐する血管。また、総肝動脈と脾動脈はそれぞれ肝臓、脾臓に

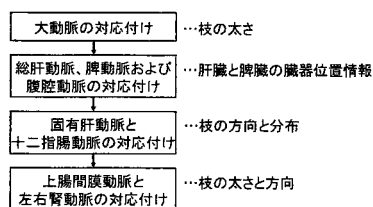


図5 対応付け処理概要。対応付ける血管名に対して用いる特徴量を示す。

関与する血管。→肝臓、脾臓の位置情報を利用し、¹「各臓器に最も近い枝に総肝動脈と脾動脈それぞれの末梢の血管名ラベルを与える」、²「大動脈と対応付けられた枝の子孫かつ総肝動脈、脾動脈の末梢と対応付けられた枝の共通の祖先にあたる枝に腹腔動脈の血管名ラベルを与える」、³「腹腔動脈と対応付けられた枝の子枝で総肝動脈の末梢と対応付けられた枝の祖先の枝に総肝動脈の血管名ラベルを、脾動脈の末梢と対応付けられた枝の祖先の枝に脾動脈の血管名ラベルを与える」

3. 固有肝動脈と十二指腸動脈: 総肝動脈から分岐する血管で、固有肝動脈は人体上方に分岐し、十二指腸動脈は人体下方に分岐。また固有肝動脈全体が総肝動脈の上方に存在、十二指腸動脈は下方に存在。→¹「総肝動脈と対応付けられた枝から分岐して人体上方に走行する枝に固有肝動脈の血管名ラベルを、人体下方に走行する枝に十二指腸動脈を与える」、²「固有肝動脈と対応付けられた枝の重心が総肝動脈と対応付けられた枝の終端座標より人体上方、十二指腸動脈と対応付けられた枝の重心が下方に存在したら対応付けは正しい」
4. 上腸間膜動脈と左右腎動脈: 大動脈から分岐する太い血管であり、分岐の際、上腸間膜動脈は人体前面、左右腎動脈はそれぞれ人体左右側へ分岐。→「枝の太さが T_2 以上の大動脈と対応付けられた枝からの分岐する枝で人体前面へ走行する枝に上腸間膜動脈の血管名ラベルを、人体左右側へ走行する枝にそれぞれ左右腎動脈の血管名ラベルを与える。」

以上のルールを用いる。以降、各対応付け処理の詳細について述べる。

2.4.2 総肝動脈、脾動脈および腹腔動脈の対応付け

総肝動脈と脾動脈の末梢を対応付け、それらの親枝を辿ることで総肝動脈、脾動脈、腹腔動脈を対応付ける。まず総肝動脈と脾動脈の末梢を対応付けるために、肝臓、脾臓の位置情報を取得する。本手法では動脈領域を抽出する際に使用した3次元CT像から林らの手法[8]により肝臓、脾臓領域(ボクセル集合)を抽出する(図6)。続いて臓器ごとに臓器の境界を1画素分拡張する。そして拡張された領域内に血管芯線画素が存在すれば、その画素が属する枝にはその臓器に関与する血管の末梢の血管名ラベルを与える。以降、1つ以上の枝が見つかるまで臓器の拡張を繰り返す。以上の処理を肝臓、脾臓に対して行い、総肝

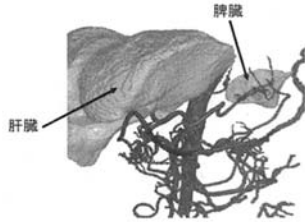


図6 臓器領域。動脈領域を重畳表示。

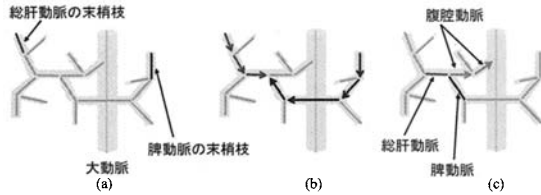


図7 腹腔動脈，総肝動脈，脾動脈対応付け処理。(a) 各末梢枝対応付け後。(b) 親枝を辿り，合流地点を探索。(c) 合流地点から大動脈までを腹腔動脈とする。さらに総肝動脈と脾動脈も対応付ける。

動脈と脾動脈の末梢の血管名ラベルを与える。

総肝動脈，脾動脈の末梢と対応付けた枝から親枝を辿り，辿った枝をそれぞれの血管の候補枝とする(図7(b))。同一の枝にたどり着いたら，その枝から大動脈と対応付けられた枝までを腹腔動脈の血管名ラベルを与える。さらに腹腔動脈と対応付けられた枝の子枝で総肝動脈の候補枝となっている枝に総肝動脈の血管名ラベルを，脾動脈の候補枝となっている枝に脾動脈の血管名ラベルを与える(図7(c))。なお大動脈と対応付けられた枝に到達するまでに同一の枝に辿り着かない場合は血管名を対応付けない。そして，2.4.3の処理は行わない。また以上の処理の後，大動脈と腹腔動脈と対応付けられた枝以外のすべての枝に対して2.3の枝の統合処理を施す。

2.4.3 固有肝動脈と十二指腸動脈の対応付け

総肝動脈と対応付けられた枝から分岐する枝の方向と枝の構成画素の分布を用いて固有肝動脈と十二指腸動脈を対応付ける。最初に，総肝動脈と対応付けられた枝の終端から分岐する子枝の開始部の方向 d_s を調べ，人体上側へ向かう枝があれば固有肝動脈の血管名ラベルを，人体下側へ向かう枝があれば十二指腸動脈の血管名ラベルを与える。血管名ラベルが与えられたら，固有肝動脈と十二指腸動脈と対応付けられた枝の構成画素列よりそれぞれの重心を計算し，2.4.1の固有肝動脈と脾動脈に関する条件²⁾が満たされない場合は，与えた血管名ラベルを取り消す。両動脈のラベルが与えられていない，またはラベルが取り消された場合は，図8のように枝の統合処理を行う前の状態に総肝動脈と対応付けられた枝を分割し，最も末梢側の総肝動脈と対応付けられた枝のラベルを取り消す。そして，残った総肝動脈と対応付けられた枝を統合し，再び固有肝動脈と十二指腸動脈の対応付け処理を行う。総肝動脈と対応付けられた枝が分割できなくなったら血管名を対応付けない。

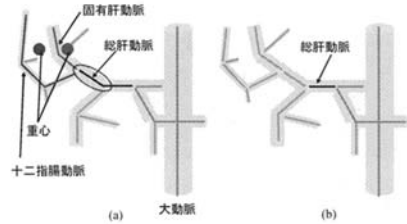


図8 固有肝動脈，十二指腸動脈対応付け処理。(a) 十二指腸動脈の重心が総肝動脈より人体上側に存在するため対応付けが誤っていると判断される。そこで丸で囲まれた総肝動脈の統合を解除する。(b) 解除後，再び総肝動脈に対して固有肝動脈と十二指腸動脈の対応付け処理を行う。

2.4.4 上腸間膜動脈と左右腎動脈の対応付け

方向情報を用いて大動脈と対応付けられた枝から分岐する枝に上腸間膜動脈と左右腎動脈を対応付ける。大動脈と対応付けられた枝から分岐する枝のうち太さ T がしきい値 T_2 (画素) 以上の枝が対応付け候補枝となる。対応付け候補枝の開始部の方向 d_s と人体右側方向ベクトルとの内積 J と， d_s と人体前面方向ベクトルとの内積 J^* を計算し，以下の条件を満たす枝に対応する血管名ラベルを与える。

- $\cos^{-1} J < \pi/4$ ならば，右腎動脈
- $3\pi/4 < \cos^{-1} J$ ならば，左腎動脈
- $\pi/4 \leq \cos^{-1} J \leq 3\pi/4$ かつ $\cos^{-1} J^* < \pi/2$ ならば，上腸間膜動脈

ただし， $0 \leq \cos^{-1} J \leq \pi$ ， $0 \leq \cos^{-1} J^* \leq \pi$ とする。

3. 実験

中村らの手法[3]により腹部3次元CT像18例から得られた動脈領域に対して本手法を適用し血管名の対応付け精度を評価した。実験にはOS: Windows XP x64, CPU: Intel Xeon 2.8GHz × 2, Memory: 4GBの計算機を用いた。また今回用いたCT像の仕様は，画像サイズ: 512 × 512 × 351~421(ボクセル)，画素サイズ: 0.586~0.625 × 0.586~0.625 × 0.500(mm)である。枝の統合処理を行う前の木構造の各枝に手動で血管名を与え(正解データ)、対応付け精度

$$\text{正解率}(\%) = \frac{\text{正しく対応付けられた枝数}}{\text{対応付けるべき枝数}} \times 100 \quad (9)$$

として定義する。なお枝数は統合処理前の枝数で評価する。処理におけるパラメータは $\alpha = 0.2$, $t_1 = 0.4$, $t_2 = 0.2$, $T_1 = 7$ (画素), $T_2 = 3$ (画素) とした。これらのパラメータの値は正解データ内の枝の太さや方向の情報を基に設定した。実験結果の例を図9に示す。また，各データごとの正解率を表1，血管ごとの正解率を表2にそれぞれ示す。

4. 考察

表1よりデータごとの正解率はすべてのデータで80%以上となっており，平均正解率は91%で対応付けられた。図9を見る

表 1 データごとの正解率

データ番号	対応付けるべき枝数	正しく対応付けられた枝数	正解率	データ番号	対応付けるべき枝数	正しく対応付けられた枝数	正解率
1	32	28	87.5	10	33	32	97.0
2	30	25	83.3	11	40	40	100.0
3	26	25	96.2	12	36	31	86.1
4	30	25	83.3	13	25	22	88.0
5	41	37	90.2	14	33	32	97.0
6	27	27	100.0	15	31	30	96.8
7	38	37	97.4	16	32	26	81.3
8	36	33	91.7	17	27	22	81.5
9	29	29	100.0	18	32	26	81.3

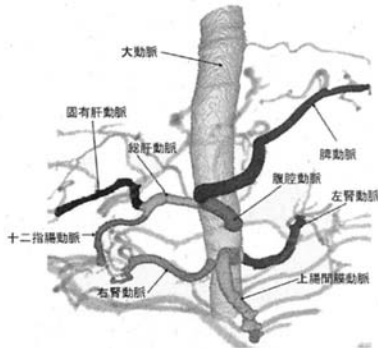


図 9 実験結果の例。血管ごとに区別されている。

と特に上腸間膜動脈において、血管全体に対して対応付けられている。このことから、統合処理が上腸間膜動脈に対してうまく働いたと言える。

一方、血管名ごとの正解率を見ると、十二指腸動脈が約 70%とやや低い結果となった。これは 2 例のデータで 2.4.1 の固有肝動脈と脾動脈に関するルール¹」において十二指腸動脈の血管名ラベルがつけられた枝がルール²」により血管名ラベルが取り消されたためである。以上より、十二指腸動脈に対する正誤判定の手法を検討し直す必要があると考えられる。

また、右腎動脈では 2 例のデータで方向のルールを満たさずに対応付けがなされなかった。これに対処するために、現在のルールの見直し、および新たなルールの追加が必要である。

5. まとめ

本稿では、動脈領域に血管名を自動で対応付ける手法を検討した。まず動脈領域を解析し、分岐構造を木構造で表現した。さらに、血管の長さ、太さ、走行方向の情報を取得し木構造の枝に与えた。その後、同一血管名の可能性のある枝を統合し、血管ごとに解剖学的知識をルール化し、条件を満たす枝に対応する血管名ラベルを与えた。本手法を腹部動脈領域データ 18 例に適用した結果、平均正解率 91%で対応付けることができた。しかし、血管ごとで見ると十二指腸動脈の正解率は 70%程度の正解率とやや低い結果であった。

今後の課題としては、対応付けに用いたルールの最適化や新

表 2 血管名ごとの正解率

血管名	対応付けるべき枝数	正しく対応付けられた枝数	正解率
大動脈	191	190	99.5
腹腔動脈	45	43	95.6
総肝動脈	22	19	86.4
脾動脈	37	33	89.2
上腸間膜動脈	159	143	89.9
右腎動脈	27	20	74.1
左腎動脈	34	31	91.2
固有肝動脈	25	20	80.0
十二指腸動脈	39	28	71.8

たなルール設定のために、より多データの解析が挙げられる。

謝辞 日頃より熱心な御討論頂く名古屋大学末永研究室諸氏に感謝する。なお本研究の一部は、日本学術振興会科学研究費補助金、厚生労働省がん研究助成金、栢森情報科学振興財団研究助成金、および文部科学省科学技術振興調整費「先端融合領域イノベーション創出拠点の形成」による。

文 献

- [1] 清水 昭伸, 他, “人体の電子アトラスに基づく 3 次元腹部 CT 像からの複数臓器の抽出処理とその性能評価、一従来法との比較-,” 信学技報, PRMU2005-15, MI2005-15, pp.7-12, 2005
- [2] S.A.Wood, J.D.Hoford, E.A.Hoffman, E.Zerhouni, and W.A.Mitzner, “Quantitative 3D reconstruction of airway and pulmonary vascular trees using HRCT,” Proc. Biomed. Image Processing, Biomed. Visualization, vol.1905, pp.316-323, 1993
- [3] Y.Nakamura, et al., “A study on blood vessel segmentation and lymph node detection from 3D abdominal Xray CT images,” CARS2006, pp.381-382, 2006
- [4] 河田 佳樹, 他, “コーンビーム CT による血管 3 次元画像解析システム,” 信学技報. IE, 画像工学, vol.94, No.325, pp.45-52, 1994
- [5] 齋藤 豊文, 他, “ユークリッド距離変換を用いた 3 次元デジタル画像の薄面化および細線化の逐次形アルゴリズムとその諸性質,” 信学論 D-II, vol.J79-D-II, No.10, pp.1675-1685, 1996.
- [6] 齋藤 豊文, 他, “3 次元デジタル画像に対するユークリッド距離変換,” 信学論, J76-D-II, No.3, pp.445-453, 1993
- [7] 齋藤 豊文, 鳥籠 純一郎, “デジタル画像におけるユークリッド逆距離変換とスケルトンについて,” PRMU93-50, No.228, pp.57-64, 1993
- [8] 林 雄一郎, 他, “仮想腹腔鏡像作成による腹腔鏡下胃癌手術支援画像の生成,” CAS2005, pp.193-194, 2005