

論文

人体断面画像からの3次元 肺血管・気管モデルの構築

滝沢 穂高(*1), 深野 元太郎(*1), 山本 眞司(*1),
松本 徹(*2), 館野 之男(*2), 飯沼 武(*2), 松本 満臣(*3)

概要: 本論文では, 1 mm 間隔で撮影された人体断面画像を使って, 3 次元血気管モデルを構築する手法を述べる. まず原画像の各スライスにおいて, 領域拡張法を用いて血管, 気管領域を抽出し, 孔を塞いだ後, 輪郭を抽出する. 各スライスで得られた輪郭を統合して, 血気管領域の表面を抽出する. 表面領域に, まず手動で 3 次元円筒モデルを当てはめ, 大まかな位置決めを行った後, 計算機を用いて詳細に当てはめ, 血気管モデルを構築する. 実際の人体断面画像から, 血管・気管領域を抽出し, 円筒モデルを当てはめ, モデル構築を行った結果を示す.

キーワード: 人体断面画像, 3 次元血気管モデル, 血気管領域, 領域拡張法

1 はじめに

平成 5 年, 肺がんによる死亡者数は, 男性 30,398 人, 女性 11,129 人となった. 特に男性は, 平成 5 年に初めて胃がんによる死亡者数 29,998 人を上回った[1]. さらに平成 10 年の肺がんによる死亡者数は, 男性 36,874 人, 女性 13,993 人, 計 50,867 人と依然として増加の傾向にあり, 胃がんによる死亡者数 (男性 32,846 人, 女性 17,816 人, 計 50,662 人) を男女合計で上回った[2][3]. この事態に対処するためには, 治癒可能な早期がんを集団検診で発見する事が最上の策であり, 現在, 診療上の最も重要な課題となっている. 一方, 肺がんの集団検診が広く行われているが, 第 1 次スクリーニング検査の 1 つとして行われている胸部 X 線単純撮影は, 早期肺がんに対する検出精度が十分とは言えず, X 線所見の見逃し

率も大きいことがすでに報告されている[4][5]. そこで, 早期肺がんの発見率改善を目的とした新しい検査方法として, 肺がん検診用 CT (Lung Cancer Screening system by CT, 以下 LSCT とする) が提案されている[6][7][8]. LSCT は, 肺野全域を呼吸停止中に撮影できるように, 高速撮影可能ならせん CT が用いられている. このらせん CT は, 被検者のベッドを一定速度で連続的に送りながら X 線管を高速に回転させ, 被検者をらせん状にスキャンする.

上記 LSCT は, 体の断面像を撮影できるため, 胸部 X 線単純撮影像に比べて早期肺がんの検出率が高い. しかし, 首から腹部にかけて約 30 cm の範囲を撮影し, スライス厚 1 cm で画像再構成を行うと, 被検者一人あたり約 30 枚の画像が生成され, 医師の読影に要する時間が膨大となり, 集団検診の場での普及が妨げられる危険性がある. したがって, 計算機により病巣陰影を自動認識し, 読影枚数を削減する手法の開発が急務となっている.

肺がん病巣を自動認識する手法として, 画

(*1) 豊橋技術科学大学

(*2) 放射線医学総合研究所

(*3) 東京都立保健科学大学

投稿受付: 2001 年 11 月 19 日

採録決定日: 2001 年 12 月 5 日

像中からがんの候補陰影を抽出し、その候補陰影の画像上での2次元的な特徴から認識する手法[9][10]が提案されている。しかし、これらの手法では、がん陰影と類似した特徴を持つ正常陰影を誤ってがんと認識してしまうことが多い。

候補陰影の3次元的な特徴に注目して認識する研究として、複数のスライスに渡り連結している陰影の集合をグループ化し、そのグループが分岐点を持つ場合に血管とすることで、腫瘍と識別する手法[11]が提案されている。しかし、この手法では認識した血管や腫瘍陰影の3次元形状や大きさについての解剖学的妥当性が検証されていない。

これらの研究に対し、これまで我々は、解剖学的知識を反映した3次元物体モデルを用いて、候補陰影を3次元的に認識する手法を提案している[12]。しかし、この手法では、がんと血管しかモデル化していないので、モデル化されていない鎖骨や横隔膜によるアーチファクトが生じている場所で、認識に失敗することがある。また、血管の木構造は単純なものしか考慮していないので、複数の木構造が複雑に交錯している縦隔付近で、認識に失敗する場合がある。

このような問題に対処するためには、肺野内の全ての正常器官の3次元構造を物体モデルとして計算機内に再現し、それを知識として利用し、候補陰影を認識する手法が有効と考えられる。すなわち、ある疑わしい陰影がみつかった場合、その候補陰影の3次元的な構造を解析し、計算機内に再現した3次元モデルと照合し、全ての陰影がモデルと対応付けば、その候補陰影は正常、対応の付かない陰影が存在した場合には、異常と判定する。本論文では、このような認識アルゴリズムを実現するために必要となる正常器官の3次元物体モデルを計算機内に構築する手法を述べる。

3次元構造のモデルを構築する方法として、

生体の形態計測データの統計的な解析を基にした数理モデルが提案されている[13]。しかし、実際の肺内部の各器官は場所によってそれぞれ特徴的な構造を持つことが多く、一律な統計値から構築されたモデルでは、肺内部の構造を十分に表現しきれない場合がある。またCT画像から器官に相当するボクセル集合を抽出し、それをモデルとする手法[14][15]も提案されている。しかし、ボクセル単位で表現されたモデルはパラメータの数が多く、CT画像とモデルとを対応付けして認識する手法では計算時間が膨大になる。

そこで、本研究では、実際の人間の器官の構造的な特性を保ちつつ、パラメータ数を極力おさえた幾何図形を用いてそれぞれの器官をモデル化することを考える。本論文では、まずその第一段階として、血管及び気管をモデル化する手法を述べる。

以下、第2章で3次元物体モデル、第3章でモデル構築に用いた人体断面画像、第4章で血管、気管領域の抽出法、第5章で3次元物体モデルの血気管領域への当てはめ手法、第6章で実験結果、そして、第7章でまとめを述べる。

2 物体モデル

本手法では、血管及び気管の直線部分を

Fig. 1 に示すような端点 $\mathbf{a}=(X_a, Y_a, Z_a)$,

$\mathbf{b}=(X_b, Y_b, Z_b)$, 半径 R の円筒モデルで表現する。血管・気管の樹状構造は、Fig.2のように、円筒モデルを端点でつなぎ合わせて表現する。

3 モデル構築に用いる人体断面画像

本論文では、3次元モデルを構築するために、Fig.3に示すような、1 mm厚でスライスされ、空間分解能0.5mmで撮影された成人男性の人体断面カラー画像[16]を用いる。この画

像は、米国National Library of Medicine(以下NLMとする)の援助の下で、人体に関するデータベースをコンピュータ上に構築することで医学の研究に貢献することを目標として、1989年から始められたVisible Human Project(以下VHPとする)が提供している画像である。

このカラー画像では、背中側に血液が集中したために、背部と腹部とで多少の色の差があるが、血管や気管といった空孔を持つ器官の内部はおおむね黒色、肺胞部分は赤色で映し出されていて、目視による領域分けが比較的容易に行える利点がある。

4 人体断面画像からの血気管領域の抽出

肺野領域から黒い領域を抽出することによって血管、気管領域を抽出する。まず、人体断面画像の各スライスにおいて、血気管領域を目視で確認し、その平均色に近い色をも

つ画素を手動で選択する。この画素を始点として、スライス毎に領域拡張法を用いて血管、気管領域を抽出する。領域拡張の終了条件は、

$$\frac{a_{i+1}}{A_{i+1}} / \frac{a_i}{A_i} > 5 \text{ となったときとした。ただし、} i \text{ 回目の領域拡張による面積を } A_i, \text{ 面積増加を } a_i \text{ とする。}$$

次にノイズによって発生する孔を消去するために、膨張・収縮処理を施し(本論文では、膨張・収縮をそれぞれ1回ずつ行った)、得られた領域の輪郭線を抽出する。最後に各スライスで得られた輪郭線領域を統合して、血気管の表面領域を求める。

Fig. 4 に示す原画像から領域拡張法により血管・気管領域を抽出した結果をFig. 5 に示す。また抽出した領域から膨張・収縮処理に

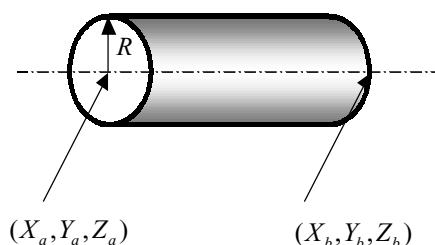


Fig.1 A cylinder Model.

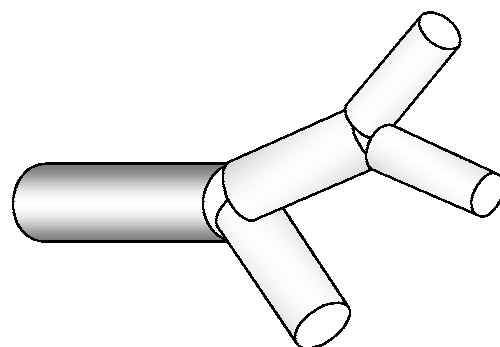


Fig.2 Blood vessels and bronchi are expressed by chaining the cylinder models.



Flashback Imaging Inc.

Fig.3 A slice of an anatomical human image.

より孔を除去し，輪郭線を抽出した結果を Fig. 6 に示す．全スライスの輪郭を統合して得られた表面領域を Fig. 7 に示す．同図(a)は細い血管部分，同図(b)は太い血管部分，同図(c)は気管支に対して処理を行った結果を表す．以降の処理では，この表面領域に円筒モデルを当てはめる．

5 血気管表面領域への円筒モデルの当てはめ

前節で抽出した血気管の表面領域において，血気管の側面に相当する部分は円筒形に近く，形状が比較的安定しているが，接合部分の形状は不明瞭になっている．このような表面領域に円筒モデルを全て自動的に当てはめるのは困難なので，ここでは半自動で当てはめることを考える．まず手動で円筒モデルを当てはめ，大まかな位置決めを行ってから，次に計算機で，表面領域のボクセルと円筒モデルの表面とのずれが最小になるように，円筒モデルの最適パラメータを探索し，詳細に当てはめる．以下に当てはめの手順を述べる．

5.1 手動による物体の粗当てはめ

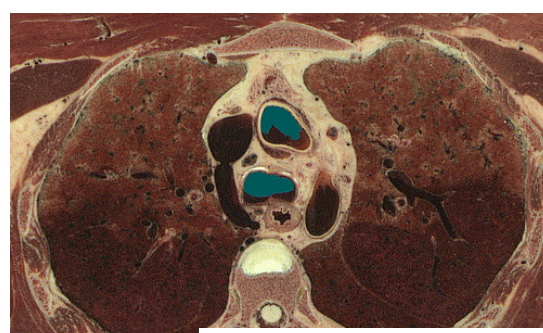
血管モデルの当てはめは，まず形状が比較的安定している心臓に最も近い部分に円筒モデルを当てはめる．次に当てはめた円筒モデルの下流端に，次の円筒モデルの上流端を固定して当てはめる．以下同様に，1つ上流の円筒モデルの下流端に新しい円筒モデルの上流端を固定して，血管表面領域に円筒モデルを順に当てはめていく．気管モデルの当てはめは，気管支分岐点から同様に当てはめていく．

5.2 計算機による精密当てはめ

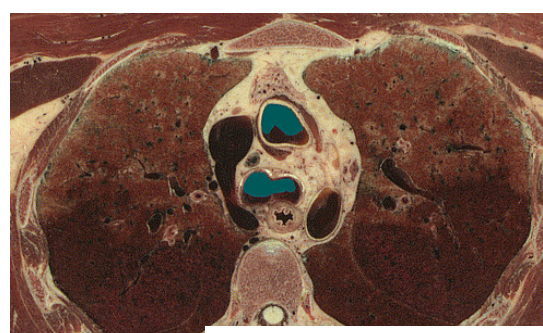
手動でおおまかな位置合わせを行った円筒モデルのパラメータを初期位置として，計算



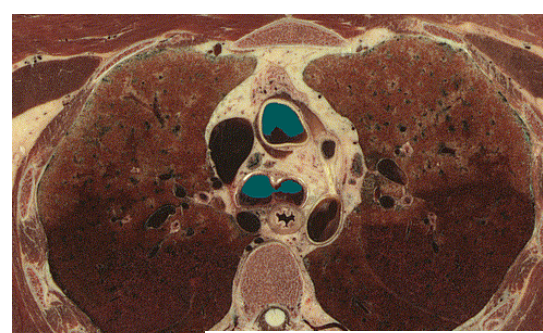
Flashback Imaging Inc.



Flashback Imaging Inc.



Flashback Imaging Inc.



Flashback Imaging Inc.

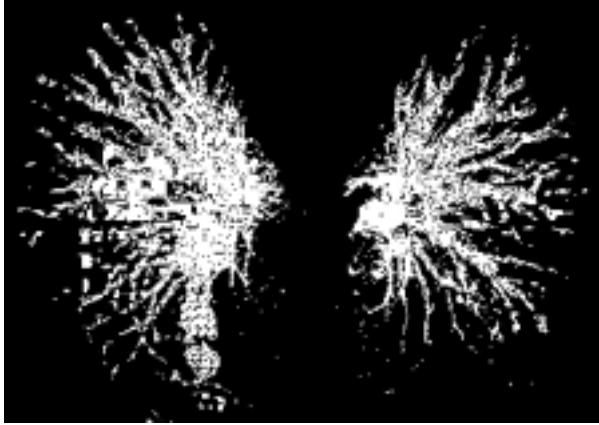
Fig.4 A sequence of 4 slices of the anatomical image.



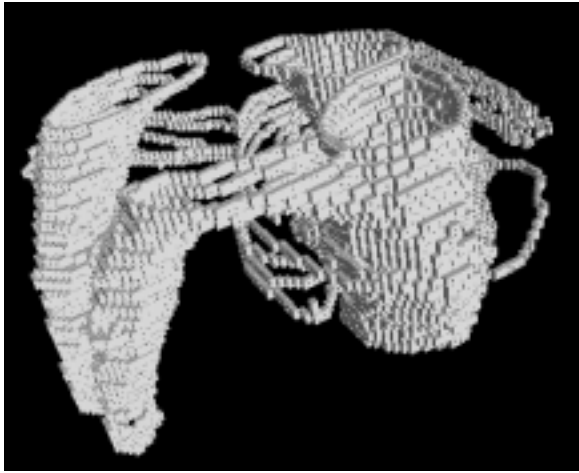
Fig.5 Regions of the blood vessels and bronchi in the anatomical image.



Fig.6 Boundaries of the extracted regions.



(a) Small blood vessels.



(b) Large blood vessels.



(c) Bronchi.

Fig.7 Surfaces of the blood vessel and bronchus regions.

機により精密当てはめを行う．実際の当てはめ手順を以下に述べる．

(I)円筒モデルを S^1 , 其上流端を $\mathbf{a}^1$, 下流端を $\mathbf{b}^1$, 半径を R とする S^1 の表面までの距離があるしきい値 T 内(本論文では5mmとした)の表面ボクセルを V_i^1 ($i=1,2,\dots$)とす

る S^1 の表面と V_i^1 との距離 $D_i^1(\mathbf{a}^1, \mathbf{b}^1, R^1)$ の2乗和をモデルと表面領域との誤差

$$err^1(\mathbf{a}^1, \mathbf{b}^1, R^1) = \sum_i |D_i^1|^2 \quad (1)$$

とする．この err^1 を最小化する円筒モデルのパラメータ

$$(\mathbf{a}^{1*}, \mathbf{b}^{1*}, R^{1*}) = \arg \min_{\mathbf{a}^1, \mathbf{b}^1, R^1} err^1(\mathbf{a}^1, \mathbf{b}^1, R^1) \quad (2)$$

を最適値とする．本論文では，最適パラメータを探索するのに最急勾配法を用いた．

(II)幹から k 番目のモデルを S^k ($k > 2$) , パラ

メータを $\mathbf{a}^k, \mathbf{b}^k, R^k$, 距離が T 以内の表面ボクセルを V_i^k , 距離を D_i^k , 誤差を err^k とする．2番目以降のモデルは，円筒モデルの上流端を，1つ上流の円筒モデルの下流端に固定

($\mathbf{a}^k = \mathbf{b}^{k-1*}$) し，誤差 err^k が最小となるパラメータ

$$(\mathbf{b}^{k*}, R^{k*}) = \arg \min_{\mathbf{b}^k, R^k} err^k(\mathbf{b}^{k-1*}, \mathbf{b}^k, R^k) \quad (3)$$

を求める．

ただし，精密決定処理において，誤差がある一定の値より小さくならない場合には，円筒を中央で2分割し，それぞれ，精密決定処理をやり直す．分割数は，円筒が短くなりすぎるのを防ぐために，各モデルについて最大1回とした．

(III) 手動配置したすべての血管(気管)が決定されるまで，(II)の処理を繰り返す．

6 実験結果

本論文では，NMLにおけるVHPが提供する正常な成人男性の断面画像を用いた．この断面画像に，円筒モデルを当てはめた結果を以下に示す．Fig.8(a)に原画像のうち1スライス，

Fig.8(b)に同じスライスでの気管支領域の抽出結果, Fig.8(c)に表面領域(図中白色で示す)に円筒モデルを詳細に当てはめた結果(赤色)を示す. Fig.9(a)に別のスライス画像, Fig.9(b)に同スライスから抽出した血管領域, Fig.9(c)に円筒モデルを詳細に当てはめた結果を示す. Fig.10に細部の血管領域に円筒モデルを当てはめた結果を示す. またTable.1にFig.8(c), 9(c)および10における手動当てはめ時の平均誤差と詳細当てはめ時の平均誤差を示す. 精密当てはめにより, 血管・気管領域と円筒モデルの誤差を小さくすることができたことがわかる.

7 まとめ

本論文では, 1 mm間隔で撮影された人体断面画像から血管, 気管領域を抽出し, 木構造の円筒モデルを当てはめることによって, 肺内部の3次元血管・気管モデルを構築する手法を述べた. 原画像から領域拡張法を用いて血管, 気管領域を抽出し, その表面領域を抽出した. その表面領域に対して, 円筒モデルをまず手動で大まかに当てはめてから, 次に計算機を使って詳細に当てはめ, 計算機内に血管, 気管モデルを構築した.

今後の課題は, 肺動脈と静脈を区別した血管モデルを構築する事と, 肋骨, 心臓等の肺野内器官の構造をモデル化することである.

謝 辞

本研究の一部は文部省科研費および厚生省がん研究助成金(鳥脇班, 長谷川班)の援助による. また, 放射線医学総合研究所高度診断機能研究ネットワーク会議, らせんCT肺がん検診システム開発評価班における研究である.



Fig.8(a) An original image.



Fig.8(b) Extracted bronchus regions.



Fig.8(c) Bronchus models.

Table.1 Fitting Errors of the models shown in Fig.8(c), 9(c) and 10.

	The error values described in Eq.(1)	
	manually	by-computer
Fig.8 (C)	5.31	3.81
Fig.9 (C)	13.7	6.55
Fig.10	8.36	7.81



Flashback Imaging Inc.
Fig.9(a) Another original image.



Fig.9(b) Extracted blood vessel regions.

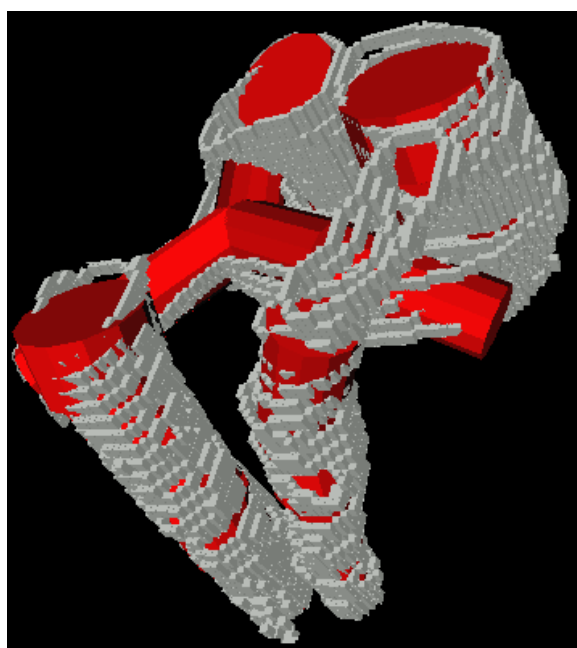


Fig.9(c) Large blood vessel models.

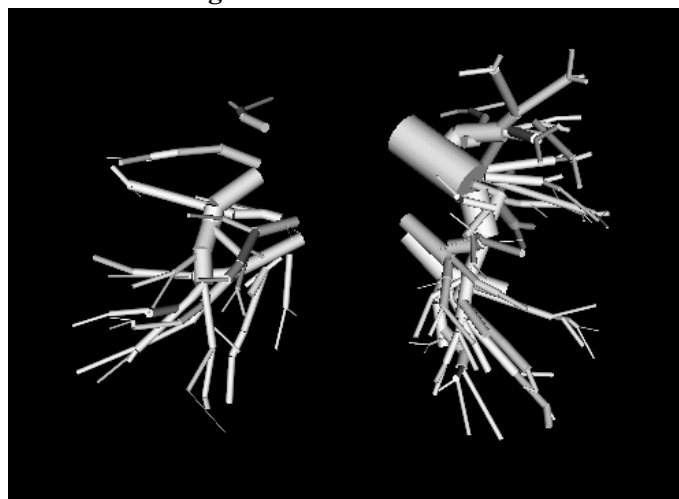


Fig.10 The small vessel models.

参考文献

- [1] 厚生省統計協会： 国民衛生の動向・厚生指標 . Vol. 42, No. 9, pp48-62, 1995.
- [2] 厚生省発表：平成 10 年人口動態統計月報年計の概況 . 1999.
- [3] 朝日新聞：1999 年 4 月 3 日朝刊 1 面 . 1999.
- [4] 田中利彦, 柚田勝輝, 小林洋二, 松崎稔, 野田和正, 上岡博史：肺癌の集団検診の見落としと誤診例の検討 . 日胸, Vol. 43, pp832-838, 1984.
- [5] 小田純一, 秋田真一, 島田克己, 岡本浩一郎, 酒井邦夫：肺癌集団検診の比較読影段階における見落とし例の検討 . 肺癌, Vol. 29, pp271-278, 1989.
- [6] 館野之男, 飯沼武, 松本徹, 遠藤真広, 山本眞司, 松本満臣：肺癌検診のための X 線 CT の開発 . 新医療, Vol. 17, No. 10, pp. 28-32, 1990.
- [7] 飯沼武, 館野之男, 松本徹, 山本眞司, 松本満臣：肺癌検診用 CT (LSCT) の基本構想とその事前評価 . 日本医学放射線学会誌, Vol. 52, No2, pp182-199, 1992.
- [8] 山本眞司, 田中一平, 千田昌弘, 館野之男, 飯沼武, 松本満臣, 松本徹：肺癌検診用 X 線 CT の基本構想と診断支援画像処理方式の検討 . 信学論 Vol. J76-D-II No. 2: pp250-260, 1993.
- [9] 鎌野智, 杉山篤志, 滝沢穂高, 山本眞司, 館野之男, 飯沼武, 松本満臣, 松本徹：胸部 X 線 CT 像の診断支援システムにおける肺がん病巣候補領域の定量的解析 . Jamit Frontier 2000 講演論文集 : pp.154-159, 2000.
- [10] 児島淳司, 李鎔範, 原武史, 藤田広志, 伊藤茂樹, 石垣武男：胸部ヘリカル CT 画像における腫瘍陰影の自動検出法の開発 . Jamit Frontier '99 講演論文集 : pp.22-27, 1999.
- [11] 岸謙介, 小川涼平, 山本幹男, 蔵野美恵子, 古川章, 福岡秀也, 川嶋弘尚, 大松広伸, 森山紀之：再構成 3 次元 CT 画像からのスライス間連結による肺がん候補の自動抽出 . Jamit Frontier '98, pp.216-221, 1998.

- [12] 滝沢穂高, 深野元太郎, 山本眞司, 杉浦彰彦, 松本徹, 館野之男, 飯沼武, 松本満臣: 物体の3次元構造と認識の不確かさを考慮した胸部X線CT画像からの結節認識. 信学論Vol.J83-D- No.1, pp199-208, 2000.
- [13] Hiroko Kitaoka, Ryuji Takaki, et al.: A Three-dimensional model of the human airway tree. J. Appl. Physiol. 87(6), pp2207-2217, 1999.
- [14] 森健策, 他: 3次元X線CT像からの気管支領域の自動抽出. 信学会パターン認識理解研究会資料, PRU93-149, 1994.
- [15] 井関文一, 小畑秀文, 大松広信, 柿沼龍太郎: 胸部CT画像からの気管支3次元木構造の抽出の一手法. 電子情報通信学会誌, Vol.J80-D-II No.10, pp.2841-2847, 1997.
- [16] Spitzer V, et al.: The visible human male: a technical report. J. Am. Med. Inform. Assoc., Mar-Apr;3(2), pp.118-130, 1996.



松本 徹(まつもと とおる)
昭42東海大・工・応用物理卒. 同年科学技術庁放射線医学総合研究所入所. 昭54臨床研究部主任研究官. 平4重粒子線治療センター障害・臨床研究部主任研究官, 現在に至る. 医博, 医学物理士. 日医放学会, 日医放物理学会, 日本医学物理学会, コンピュータ支援学会, 日本行動計量学会各会員.



館野 之男(たての ゆきお)
昭34千葉大・医卒. 放射線医学, 核医学専攻の医師. 著書:「放射線医学史」岩波1973,「放射線と人間」岩波1974,「核医学概論」東大出版会1983,「原典放射線障害」東大出版会1988, 訳書:アッカークネヒト「パリ病院」思案者1978, プロディ「医の倫理」東大出版会1985.



飯沼 武(いいぬま たけし)
昭31東大・工・応用物理卒. 同年東京大学工学部助手. 昭33放射線医学総合研究所物理研究部研究員. 昭48同所臨床研究部医用物理研究室長. 平6埼玉工業大学基礎工学課程教授. 現在, 放射線医学総合研究所特別研究員. 日本医用画像工学会, 日本医学物理学会, 日本磁気共鳴医学会, 日本医学放射線学会, 日本核医学会, 日本ME学会, 日本放射線腫瘍学会各会員.



松本 満臣(まつもと みつおみ)
昭41群馬大・医卒. 昭42群馬大学放射線医学教室入局. 昭43同助手. 昭48群馬県立がんセンター放射線部. 昭52同部長. 昭63群馬大学助教授, 中央放射線部副部長. 平6東京都立医療技術短期大学教授, 診療放射線学科長. 平10東京都立保健科学大学教授, 放射線学科長.

著者紹介



滝沢 穂高(たきざわ ほたか)
平10大阪大学大学院工学研究科電子制御機械工学専攻博士課程修了, 博士(工学). 同年, 豊橋技術科学大学助手, 現在に至る. 医用画像処理, コンピュータビジョンの研究に従事. 電子情報通信学会, 日本医用画像工学会, 日本ロボット学会各会員.



深野 元太郎(ふかの げんたろう)
平10豊橋技術科学大学・知識情報工学卒, 平12同修士課程修了, 平13同博士課程中退. 現在, 横河電器勤務. 画像処理・画像認識の医学情報処理への応用に関する研究に従事.



山本 眞司(やまもと しんじ)
昭37名大・工・電子卒. 同年日立製作所中央研究所入所. 昭49同所主任研究員. 昭55同所研究部長. 昭62日立製作所那珂工場開発部長. 平2豊橋技術科学大学教授. 文字認識, 医用画像処理の研究などに従事. 工博. 著書(共著)「パターン認識とその応用」, 「医用画像処理」他.

Construction of three-dimensional blood vessel and bronchus models using an anatomical section image

Hotaka TAKIZAWA(*1), Gentaro FUKANO(*1), Shinji YAMAMOTO(*1),
Tohru MATSUMOTO(*2), Yukio TATENO(*2), Takeshi IINUMA(*2), Mitsuomi MATSUMOTO(*3)

Abstract: In this paper, we describe a method of construction of three-dimensional blood vessel and bronchus models using a 1-mm sliced human anatomical section image. First, blood vessel and bronchus regions are extracted from the anatomical image by region growing method, and surface areas of the extracted regions are also extracted. Blood vessel and bronchus models are constructed by fitting the cylinder models to the surface areas. An experimental result applying this method to the actual human anatomical image is shown.

Keywords: human anatomical section image, three-dimensional blood vessel bronchus models, blood vessel and bronchus regions, region growing method.

(*1) Toyohashi University of Technology

(*2) National Institute of Radiological Sciences

(*3) Tokyo Metropolitan University of Health Sciences