

胸部 CT 画像の計算機診断支援に関する研究 — 気管支領域の認識 — A study on computer aided diagnosis system for chest CT images — Recognition of bronchus —

北坂孝幸[†], 森健策^{††}, 末永康仁[†]
Takayuki Kitasaka[†], Kensaku Mori^{††}, Yasuhito Suenaga[†]

Abstract This paper describes a novel method for extracting bronchial regions from 3D chest CT images. Several groups have proposed methods for extracting bronchial regions by region growing algorithms. However, these methods don't work well in the case that tumors divide the bronchial region into several parts. We propose a method that can extract the bronchial region in such cases using local intensity structure analysis, CT value distribution and shape features. First, the proposed method extracts cylindrical structure based on analysis of Hessian matrix. Second, it extracts tube structure by a modified RRF to analyze CT value distribution and shape features. At last, it extracts the bronchial region by integrating regions extracted by Hessian matrix analysis and RRF. We applied the proposed method to four cases of 3D chest CT images and showed that the proposed method could extract bronchial regions in the case that a tumor divides the bronchial region.

1. はじめに

ここ十数年の3次元CT (Computed Tomography) 装置の性能向上は目覚ましく、1画素 0.5mm³という高解像度の3次元CT像を短時間で大量に得ることが可能となった^[1]。このような高解像度の画像を用いて人体内部の詳細な構造を解析することができるようになってきた^[2]。しかしその一方で、医師が読影すべきCT像のスライス枚数は患者一人当たり数百枚にも及び、読影負担が非常に大きくなっている^[1]。そのため、読影医の負担を軽減することを目的としたコンピュータ支援診断 (Computer Aided Diagnosis: CAD) システムの開発・実用化が強く望まれている^[3, 4]。CADシステムは、コンピュータにより病変を自動検出し、医師に提示することにより病変の見落としを減少させることを目的としている。また、コンピュータにより病変の良悪性を定量的な数値で医師に提示することで、医師による客観的な診断を可能にする。このように医師に病変部や病変の良悪性を提示することで、診断の正確性の向上、診断時間の短縮などが期待されている^[4]。そのためCADシステムでは、3次

元CT像からの臓器抽出、臓器の構造解析、病変の検出といった機能が必要とされる。また、臓器の構造解析や病変の検出精度を向上させるためには、対象臓器を正確に抽出しておくことが不可欠である。胸部の診断において、気管支は重要な臓器の1つである。

CT像を用いた胸部の診断において気管支の状態を把握することは必要不可欠である。胸部における気管支炎、気管支喘息、気管支拡張症といった疾患は気管支と密接な関係にある^[5]。そのため、胸部におけるCADシステムを実現するためには、気管支領域の抽出は不可欠である。これまでに気管支領域の抽出手法が多く研究されている^[6-11]。森ら^[6]は領域拡張法を用いた気管支領域抽出手法を提案している。北坂ら^[7]、Tschirrenら^[8]は局所的にしきい値を変化させながら領域拡張法を用いることにより気管支領域を抽出する手法を提案している。Schlathoelter^[9]らは、領域拡張法を発展させたレベルセット法を用いた気管支領域抽出手法を提案している。Lo^[10]らはCT像上の気管支領域の特徴とKNN分類の情報に基づき領域拡張法を適用し、気管支領域抽出手法を提案している。Aykarら^[11]はモルフォロジーフィルタを用いスライスごとに気管支領域らしい領域を抽出し、各スライス上の抽出された領域を繋げることにより気管支領

[†] 愛知工業大学情報科学部情報科学科 (豊田市)
^{††} 名古屋大学大学院情報科学研究科 (名古屋市)

2.4 管抽出フィルタ

CT 像上で気管支内部の領域は低いCT 値を示し、その周りの気管支壁は相対的に高いCT 値を示す。また、気管支領域は気管支の中心線に垂直な断面で見ると真円に近い形を示すという特徴を利用し、気管支領域抽出を行う。

線強調フィルタで気管支候補領域として抽出された全ての画素に対してRRF (RadialReach Filter) ^[13, 14] に基づいたリーチフィルタにより処理を行う。ここでリーチフィルタは、ある断面上の任意の画素から複数方向に周囲の画素を探索し、周囲よりも相対的に濃度値の低い領域を抽出するフィルタである。一つの画素に対し複数の断面上で処理を行い、一つ以上の断面上で下記の4条件が満たされた画素を気管支候補領域内画素とする。

$$\text{条件(1)} \quad f(a) < T_1$$

$$\text{条件(2)} \quad f(s_k) - f(a) > T_2 \quad (k=1, 2, \dots, D)$$

条件(3) 全探索方向のうち $T_D\%$ 以上の方向で条件(2)を満たす。

$$\text{条件(4)} \quad V[l_k] < T_V \quad (V[l_k]) \text{は条件(2)を満たした } l_k \text{ の分散}$$

ここで、画素 s_k は \mathbf{d}_k (画素 s_k から見た向き) の方向で条件(2)を満たし、かつ画素 a に最も近い画素である。 l_k を方向 \mathbf{d}_k における距離 $l_k = \|s_k - a\|$ とすると、 $s_k = a + l_k \cdot \mathbf{d}_k$ と表すことができる。ただし、 $\mathbf{d}_k = (\cos \psi, \sin \psi)^T$, $\psi = 2\pi(k-1)/D$, $l_k < L_{max}$ とする。条件(1) では、気管支内部の領域は低い濃度値を示すという特徴を利用し、画素 a の濃度値が低い画素か否かを判定する。条件(2), (3) では、気管支領域の周りの気管支壁は高い濃度値を示すという特徴を利用し、画素 a が相対的に濃度値の高い画素によって囲まれて否かを判定する。そして条件(4) では、気管支領域は気管支の中心線に垂直な断面で見ると真円に近い形を示すという特徴を利用し、画素 a が真円に近い形で囲まれているか否かを判定する。

2.5 抽出画素の統合と過抽出領域の削減

ヘッセ行列の固有ベクトル \mathbf{e} とリーチフィルタの処理断面の法線ベクトル \mathbf{n} を用いて過抽出画素を除去する。すなわち、 \mathbf{e} と \mathbf{n} がある程度同じ方向を向いているとき、管の伸びる方向に気管支壁が円形状に取り巻いていると判断する。判断式を以下に示す。

$$\frac{|\mathbf{n} \cdot \mathbf{e}|}{\|\mathbf{n}\| \|\mathbf{e}\|} \geq T_a \quad (3)$$

得られた候補領域に対して、小成分除去を行うことにより、過抽出領域を削減する。

3. 実験と考察

3次元胸部CT像4例に対して提案手法を適用し、結果を評価した。実験に用いた画像の仕様は、スライス内画素数 512×512 [画素]、スライス枚数 209-728[枚]、画素サイズ 0.547-0.684[mm]、スライス厚 0.625-1.25[mm]である。前処理で用いたガウシアンフィルタの標準偏差は $\sigma = 0.5$ である。

パラメータを変化させながら繰り返し気管支領域抽出の実験を行った。その結果、 T_2 の値を大きくするとFPは減少したが、細い気管支枝においてTPの減少が見られた。これは、細い枝ほど内部と壁のCT値の差が小さくなっているためである。したがって、細い気管支枝を抽出する際は T_2 の値を小さくする必要がある。 L_{max} の値が小さすぎると太い気管支枝において気管支領域が抽出不可となった。これは、リーチフィルタの処理を適用する際、 L_{max} の値は最低でも気管支枝の半径以上の値が必要であるからである。また、 T_V の値を大きくするとFPが増加した。これは、円形にCT値の高い画素に囲まれていない領域も抽出されてしまったためである。したがって、 T_V の値は小さく(円形という拘束を強く)する必要がある。

次に、繰り返し実験を行った結果から適切なパラメータを決め、気管支領域抽出を行った。以下に示すように、推定された気管支枝の太さによってパラメータを変化させた。なお、パラメータ T_1, N, D は全ての領域で同じ値を用いた ($T_1 = -700$ [H.U.], $N = 8$, $D = 72$)。

$$(10\text{mm 以上}) \quad T_2 = 500[\text{H.U.}], \quad L_{max} = R[\text{mm}], \quad T_V = 2.0, \\ T_D = 100[\%]$$

$$(5\text{mm 以上}) \quad T_2 = 300[\text{H.U.}], \quad L_{max} = R[\text{mm}], \quad T_V = 1.0, \\ T_D = 100[\%]$$

$$(3\text{mm 以上}) \quad T_2 = 200[\text{H.U.}], \quad L_{max} = 5[\text{mm}], \quad T_V = 1.0, \\ T_D = 90[\%]$$

$$(\text{その他}) \quad T_2 = 150[\text{H.U.}], \quad L_{max} = 5[\text{mm}], \quad T_V = 1.0, \\ T_D = 90[\%]$$

また、抽出画素情報統合で用いるしきい値は $T_a = 0.90$ とした。過抽出領域除去では、連結成分の画素数が500画素未満の領域を除去した。本手法の抽出結果と従来手法の比較を表1と図1-図6に示す。表1中の再現率は(抽出枝数/総枝数)で表わされる。なお、表1のデータ4は気管支が腫瘍によって途絶したデータに対する抽出結果である。また、図1-図3は表1中のデータ1に対する抽出結果をボリュームレンダリング表示したものである。図4-図6は表1中のデータ4の気管支が腫瘍によって途絶したデータに対する抽出結果をボリュームレンダリング表示したものである。

この結果より、気管支が途絶していたために従来手法では抽出することができなかった領域が本手法では抽出可能であるといえる。これはCT像上の全画素に対して気管支領域の特徴をもつ画素であるか調べたことにより、腫瘍などにより気管支が途絶しても影響を受けなかったからであ

Table 1 Comparison of results by the proposed and previous^[2] methods.

Case	Total # of branches	Extracted branches	Recall rate[%]	Recall rate of previous method	FP [mm ³]
1	385	253	65.7	76.6	1093.4
2	331	213	64.4	63.7(211)	2274.0
3	422	308	73.0	55.7(235)	3569.0
7	171	128	74.9	23.4(40)	1678.2

る。しかし、従来手法に比べ再現率が全体的に低い結果が得られた。これは 2.3 節の線強調フィルタと 2.4 節の管抽出フィルタでは正しく抽出されていた領域が 2.5 節の過抽出領域削減で除去されてしまったためであると考えられる。このように除去されてしまったのは、細い気管支枝において抽出された領域の連結成分の画素数が少なかったためである。また、主気管支などの太い気管支枝の領域においても、連結成分の画素数が少なかったために除去されてしまった。そのため、気管支らしさを考慮した FP 削減法について検討する必要がある。また、過抽出領域も多くみられた。これは過抽出領域と気管支領域が連結していたため、過抽出領域同士が多く連結していたためである。過抽出領域は血管や肺野の壁の周辺などの濃度値の変化が大きい部分でも多くみられた。これは、ガウシアン・ラプラシアンフィルタを適用した際に、血管周辺の濃度値が低下し、気管支領域に似た濃度値分布を示したためだと考えられる。

4. むすび

本稿では、3 次元胸部 CT 像からの気管支領域抽出手法に関する報告を行った。本稿では、CT 像上で気管支内部の領域は低い CT 値を示し、その周りの気管支壁は相対的に高い CT 値を示すという濃度値分布特徴を利用した。また、気管支枝は管状の構造をしており、気管支領域は気管支の中心線に垂直な断面で見ると真円に近い形を示すという形状特徴を利用した。本手法では、局所濃淡構造解析を行い CT 値分布及び形状特徴を調べることにより、気管支領域抽出を行った。その結果、気管支が腫瘍などにより途絶した場合でも正しく気管支領域を抽出することが可能であるという結果を得た。今後の課題として、今回の抽出結果からの詳細な気管支領域の抽出手法の実現、気管支らしさを考慮した過抽出領域の削減などが挙げられる。

参考文献

[1] 縄野繁, “読影フィルムが津波のように押し寄せてくる”, CADM News Letter, no.28, pp.12-13, 2000.
 [2] 尾崎真浩, “マルチスライス CT の最新動向”, 医用画像情報学会雑誌, vol.22, no.2, pp.126-132, 2005.
 [3] 鳥脇純一郎, “[特別公演] 医用画像の診断支援(CAD)における画像処理技術の展開”, 電子情報通信学会技術研究報告, MI, vol.102, no.56, pp.27-34, 2002.

[4] 藤田広志, “コンピュータ支援診断(CAD) 研究: 過去から未来へ”, 日本放射線技術学会 (JSRT) 第 58 回総会学, vol.59, no.11, pp.1327-1337, 2003.

[5] 工藤翔二監修, 永井厚志編集, 一ノ瀬正和編集, “呼吸器 common disease の診療 COPD のすべて”, 分光堂, 2008.

[6] K. Mori, J. Hasegawa, J. Toriwaki, H. Anno and K. Katada, “Automated Extraction and Visualization of Bronchus from 3D CT Images of Lung”, Proc of 1st CVRMIed'95, pp.542-548, 1995.

[7] T. Kitasaka, K. Mori, J. Hasegawa and J. Toriwaki, “A Method for Extraction of Bronchus Regions from 3D Chest X-ray Images by Analyzing Structural Features of the Bronchus”, Forma, vol.17, pp.321-338, 2002.

[8] J. Tschirren, E. A. Hoffman, G. McLennan and M. Sonka, “Intrathoracic airway trees: segmentation and airway morphology analysis from low-dose CT scans”, IEEE Transactions on Medical Imaging, vol.24, no.12, pp.1529-1539, 2005.

[9] T. Schlathoelter, C. Lorenz, I. C. Carlsena, S. Renischa and T. Deschamps, “Simultaneous segmentation and tree reconstruction of the airways for virtual bronchoscopy”, Proc. of SPIE on Medical Imaging, vol.4684, pp.103-113, 2002.

[10] P. Lo and M. de Bruijnea, “Voxel classification based airway tree segmentation”, Proc. of SPIE on Medical Imaging, vol.6914, pp.69141K-1-12, 2008.

[11] D. Aykac, E. A. Hoffman, Member, G. McLennan and J. M. Reinhardt, S. Member, “Segmentation and Analysis of the Human Airway Tree From Three-Dimensional X-Ray CT Images”, IEEE Transactions on Medical Imaging, vol.22, no.8, pp.940-950, 2003.

[12] Y. Sato, C.-F. Westin, A. Bhalerao, S. Nakajima, N. Shiraga, S. Tamura and R. Kikinis, “Tissue classification based on 3D local intensity structures for volume rendering”, IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, vol.6, no.2, pp.160-180, 2000.

[13] 佐藤雄隆, 金子俊一, 丹羽義典, 山本和彦, “Radial Reach Filter(RRF) によるロバストな物体検出”, 電子情報通信学会論文誌, vol.J86-D-II, no.5, pp.616-624, 2003.

[14] 脇田悠樹, 林雄一郎, 目加田慶人, 井手一郎, 村瀬洋, “多時相 X 線 CT 像の時相濃度特徴に基づく肝臓がん検出”, 画像の認識と理解シンポジウム (MIRU) 2005 論文集, 341-346, 2005/07.

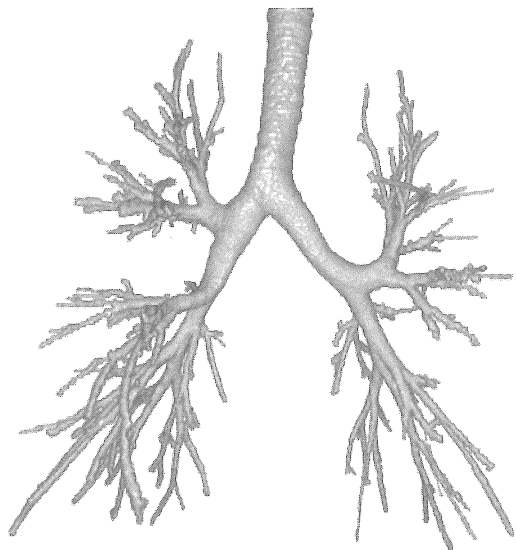


Fig. 1 Correct bronchial region of Case 1

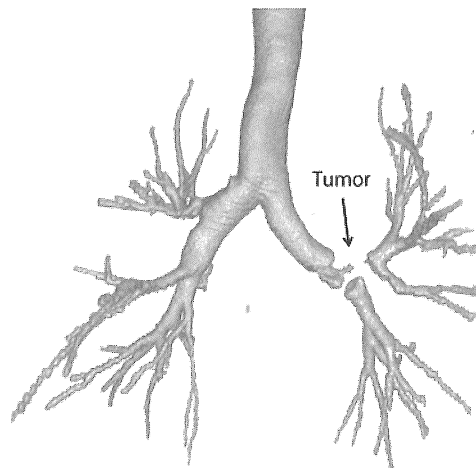


Fig. 4 Correct bronchial region of Case 4



Fig. 2 Extraction result by the proposed method of Case 1 (TP: gray and FP: black)



Fig. 5 Extraction result by the proposed method of Case 1 (TP: gray and FP: black)

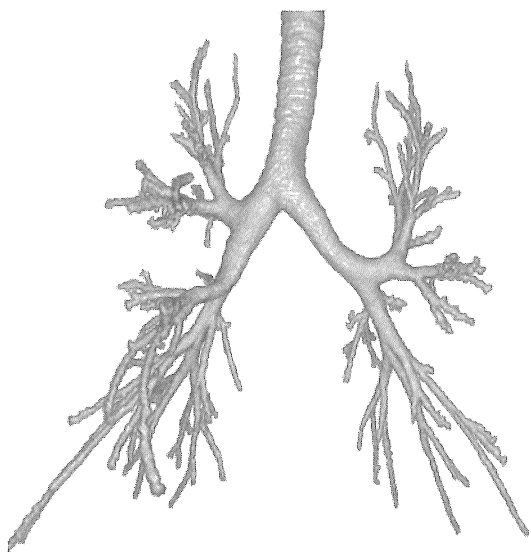


Fig. 3 Extraction result by the previous method [2] of Case 1

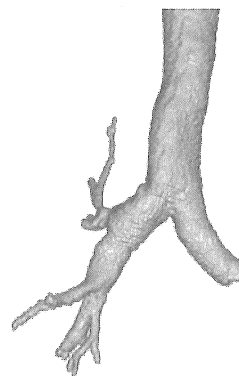


Fig. 6 Extraction result by the previous method [2] of Case 1