

3次元胸部 X 線 CT 像からの多発性小結節検出手法

早瀬 陽介^{†*} 目加田慶人[†] 森 健策[†] 長谷川純一^{††}
 鳥脇純一郎^{†**} 森 雅樹^{†††} 名取 博^{††††}

The Methods for Detecting Multiple Small Nodules from 3D Chest X-Ray CT Images

Yosuke HAYASE^{†*}, Yoshito MEKADA[†], Kensaku MORI[†], Jun-ichi HASEGAWA^{††},
 Jun-ichiro TORIWAKI^{†**}, Masaki MORI^{†††}, and Hiroshi NATORI^{††††}

あらまし 本論文では、CT 値が -600 H.U. 以上かつ直径 2 mm 以上の小結節を対象とした 3 次元胸部 X 線 CT 像からの小結節検出手法について述べる。提案手法は大きく分けると二つの処理で構成される。はじめに、しきい値処理で得られた領域に対し、連結成分内の距離値から計算される図形の形状特徴量を用いて、結節領域と血管・気管支領域とを判別することにより、初期結節候補領域を抽出する。次に、初期結節候補領域の大きさに合わせて適応的にフィルタ半径を変えて最小方向差分フィルタを適用することにより、拾いすぎ領域の削減を行う。本手法を実際の胸部 CT 像 7 例（多発性の結節を含む 6 症例と正常例 1 例）に適用したところ、CT 値が -600 H.U. 以上かつ直径 2 mm 以上の結節（361 個）に対して、検出率 71% のときの 1 症例当りの拾いすぎ領域は平均 7.4 個であった。

キーワード 胸部 X 線 CT 像，小結節，連結成分内最大距離，最小方向差分フィルタ

1. ま え が き

X 線 CT 装置の高性能化に伴い、撮影される CT 像の体軸方向における空間解像度は格段に向上している。それにより、胸部の CT 診断においても、直径 5 mm 以下の小結節までもが検出対象となっている。その一方で、撮影されるスライス数は膨大な枚数となり、その中から目視により小結節を検出することは、読影医師に多大な負担を強いることとなる。こうした背景により、胸部 CT 像から結節と疑われる陰影を自動的に検

出する計算機支援診断 (Computer Aided Diagnosis, CAD) システムへの期待が高まっている。

結節を自動検出手法に関する研究はこれまでに数多く行われているが、その多くはスクリーニングを目的とした画像を対象として進められている [1] ~ [11]。これに対して、筆者らは多発性小結節症例の精密診断のために撮影された胸部マルチスライス CT 像の読影支援を目的とした CAD システムの開発を目指している [12], [13]。多発性小結節症例の CT 像を医師が読影する場合、多いときには数百個程度もある結節を、数百枚のスライスの中から検出することは多大な労力が必要となる。また、ある患者の治療効果を評価するために経時変化を観察したい場合、経時画像間での各結節の対応付けや、結節の大きさの変化や新たに発生した結節の有無を確認する必要が生じる。しかし、同一人物の経時画像でも、撮影時の呼吸状態や体の配置などの若干の差異により、肺野の大きさや形状、肺野内構造物の位置関係が微妙に変化してしまう。また、治療効果の現れにより、治療後の CT 像には治療前にあった結節が存在しなかったり微小化しているなど、画像間での個々の結節の対応付けは非常に困難となる。

[†] 名古屋大学大学院工学研究科，名古屋市

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

^{††} 中京大学情報科学部，豊田市

School of Computer and Cognitive Sciences, Chukyo University, 101 Tokodachi, Kaizu-cho, Toyota-shi, 470-0393 Japan

^{†††} 札幌厚生病院，札幌市

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

^{††††} 札幌医科大学医学部，札幌市

School of Medicine, Sapporo Medical University, Minami 1 Nishi 16, Chuo-ku, Sapporo-shi, 060-8543 Japan

* 現在，キヤノン株式会社

** 現在，中京大学情報科学部

筆者らはまず結節検出における医師の負担軽減のために、直径 2mm 以上の小結節を対象として、小結節影の自動検出 CAD システムの開発に取り組んできた [12], [13]. 文献 [13] では、新しく「連結成分内最大距離」という形状特徴量を導入し、結節とその他の陰影との判別に利用している. 多発性結節を有する症例 3 例と正常例 1 例に適用した結果、検出できた結節は全 46 個中 38 個 (検出率 82.6%) と比較的高い検出率であった. しかし、拾いすぎ領域数が 1 症例当り 24.5 個存在し、改善の余地が残されていた. また、文献 [3], [12] では、最小方向差分フィルタを利用した検出手法を提案している. しかし、これらの手法は CT 像に直接的にフィルタを適用することを想定しているため、結節の大きさとフィルタのサイズが適合しない場合に、検出能力が大きく低下するという問題があった. そこで本論文では、両手法の問題点を考慮し、文献 [13] の手法により抽出された各々の候補領域に対して、適切なサイズに設定された最小方向差分フィルタを適用することによる拾いすぎ削減処理を加えた、新たな小結節検出手法を提案する.

2. 検出対象とする結節

本研究では、多発性小結節症例の精密診断のために撮影された胸部 X 線 CT 像の読影支援を目的とした CAD システムの開発を目指しており、直径 5mm 以下の小結節まで検出の対象としている. 通常の肺がんスクリーニングを目的とした CAD [5], [7] では、すりガラス状の淡い陰影や複雑な形状を呈する陰影など、様々な種類の結節を対象としているが、本研究ではこのような種類の結節は検出の対象としない. 本論文では、直径 2mm 以上かつ CT 値が -600 H.U. 以上の結節を対象とすることとする. これは、2mm 以上のスライス厚で撮影された CT 像も扱うため、その解像度では直径 2mm 以下の微小結節を検出するのは困難であるという判断からである. 本論文はこれ以降、領域の直径とは CT 値が -600 H.U. 以上の領域と同一体積の球の直径による近似値である.

3. 小結節検出手法

まず、本論文で提案する小結節検出手法において利用する二つの主要な特徴量、「連結成分内最大距離」と「最小方向差分フィルタ」について述べる. 次に、提案手法について具体的に説明する.

3.1 連結成分内最大距離

連結成分内最大距離とは、ある連結成分 C 内の画素 p から同一領域内の最も離れた画素までの距離のことをいい、 $d_c(p)$ とかく. これは、以下の式で定義される.

$$d_c(p) \equiv \max_{q \in C} \{d_{EU}(p, q)\} \quad (1)$$

ここで、 $d_{EU}(p, q)$ は画素 p, q 間のユークリッド距離である. 連結成分 C 内における $d_c(p)$ の最小値 $\min_{p \in C} d_c(p)$ は、連結成分が球状であればその半径に、楕円状であればその長径に、それぞれ相当する値となる. 仮に径が同程度の管状領域と塊状領域が存在した場合、それぞれの連結成分内における $d_c(p)$ の最小値は前者の方が大きくなる (図 1). よって、連結成分内最大距離の領域内の最小値により、塊状を呈す結節領域と管状を呈す血管・気管支領域との判別が可能となると考えられる.

3.2 最小方向差分フィルタ

最小方向差分フィルタ (Minimum Directional Difference Filter, Min-DD フィルタ) は、基本的には方向可変の 2 階差分フィルタを最小値演算により組み合わせたものである. そのフィルタ特性は、塊状陰影を強調し、線状陰影を抑制するものとなる. よって、3 次元 CT 像へ適用すると、血管や気管支のような局所的に直線状の陰影に対する出力を抑制し、孤立性の結節のような塊状陰影に対する出力が選択的に強調される結果となる.

最小方向差分フィルタには 3D Min-DD フィルタ [3] と拡張 3D Min-DD フィルタがある [12]. 3D Min-DD フィルタ (以下、Min-DD) は、図 2 に示されるフィルタで、直線方向の 2 階差分値を多方向に対して計算し、それらの最小値を出力とする. 拡張 3D Min-DD

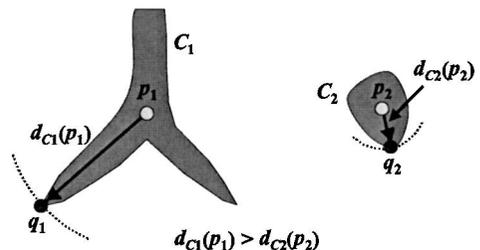


図 1 連結成分内最大距離の最小値による図形分類例
Fig.1 Examples of the minimum of the maximum distances inside connected component for the specific shapes.

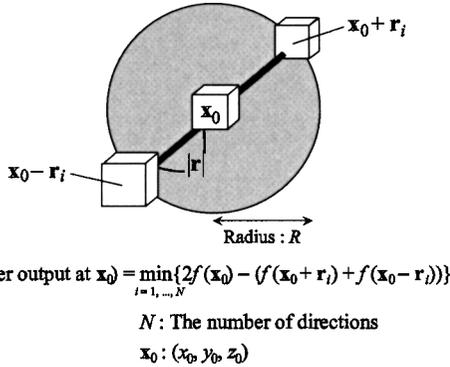


図 2 3D Min-DD フィルタ
 Fig. 2 3D minimum directional difference filter.

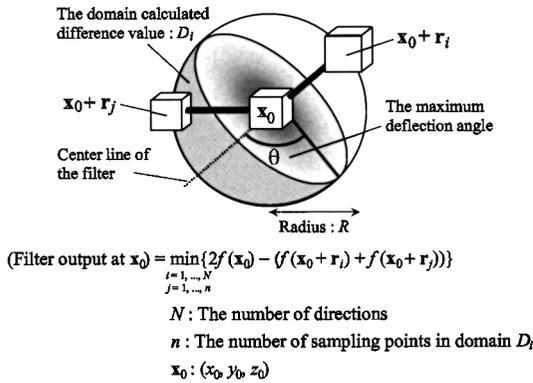


図 3 拡張 3D Min-DD フィルタ
 Fig. 3 Extended 3D minimum directional difference filter.

フィルタ(以下, 拡張 Min-DD)は, 図 3 に示されるフィルタで, 直線方向だけでなく, 折れ曲がった線に沿った方向に対しても差分値を計算する. そのため, Min-DD フィルタに比べて計算コストは上昇するものの, 血管分岐部などの線状陰影部における出力の抑制が期待される.

3.3 提案手法

図 4 に提案する検出処理の流れを示す. 以下, 検出処理の具体的な方法について述べる.

3.3.1 初期結節候補領域抽出処理

① CT 値に対するしきい値処理

入力胸部 X 線 CT 像の肺野領域内に対して, 値 T_{CT} [H.U.] でしきい値処理を行い, 結節及び血管・気管支壁を含むような領域を得る.

② 分離処理

手順①で得られた領域において結節が他の領域と連

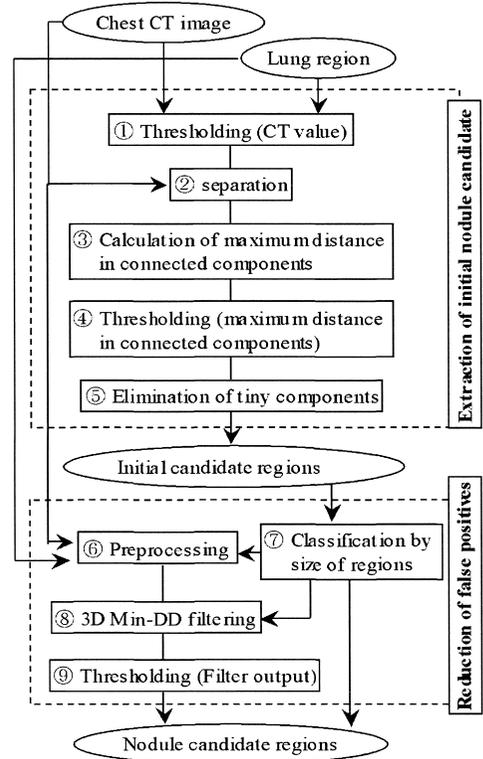


図 4 処理の流れ
 Fig. 4 Process flow.

結しているとき, 後の連結成分内最大距離による判別に悪影響を与え, 見落としの原因となる. ここでは, そのような接触箇所を分離するために, 領域の太さと CT 値に基づく 2 段階の領域縮小処理を施す. ここで, 領域の太さは, 領域内の各画素がもつ背景までの最短距離の最大値とする.

(a) 領域の太さによる縮小

細い血管領域を過度に縮小すると, 領域が途中で途切れ, 形状が変化するおそれがある. そこで, 太さが α mm 以上の領域に対してのみ縮小を行い, 太い領域ほど縮小率を大きくする. 以下に手順を示す.

手順①で得られた 3 次元 2 値画像に 3 次元ユークリッド距離変換を施し, 距離値画像 $D = \{d_{ijk}\}$ を得る. 出力画像を $G = \{g_{ijk}\}$, 画素 (i, j, k) が含まれる連結成分領域を C_{ijk} とする. このとき出力画像は

$$g_{ijk} = \begin{cases} 1 & d_{ijk} > d_{max}(C_{ijk}) / \alpha \\ 0 & \text{その他} \end{cases} \quad (2)$$

として計算される. ここで $d_{max}(C_{ijk})$ は領域 C_{ijk}

内における距離変換による距離値の最大値である。

(b) CT 値による縮小

一般に、血管領域及び結節領域内部における CT 値は中心部から外側に向かって低くなる傾向にある。このことから、各領域で CT 値が相対的に低い部分を除去することで、領域の外側部分が削り取られ、他の領域と接触している個所を分離できると考えられる。以下に手順を示す。

手順 a) で得られた画像において画素 (i, j, k) が含まれる連結成分領域を C_{ijk} とし、各画素の値を以下のようにする。

$$g_{ijk} = \begin{cases} 1 & h_{ijk} > h_{\max}(C_{ijk}) - \beta \\ 0 & \text{その他} \end{cases} \quad (3)$$

ここで h_{ijk} は入力 CT 像における画素 (i, j, k) の CT 値、 $h_{\max}(C_{ijk})$ は領域 C_{ijk} 内における CT 値の最大値をそれぞれ表す。

③ 連結成分内最大距離の計算

手順②で得られた画像における各連結成分 C_n 内の各画素について、式 (1) で定義される連結成分内最大距離 $d_c(p)$ を計算する。その後、各領域 C_n における $d_c(p)$ の最小値を求める。

④ 連結成分内最大距離に対するしきい値処理

領域における連結成分内最大距離の最小値が、その領域の太さと比べて十分大きい領域は管状領域と判定して消去する (図 5)。このときのしきい値を以下の式で領域ごとに決定する。

$$T_n = d_{\max}(C_n) \times \gamma \quad (4)$$

⑤ 微小成分の除去

手順①のしきい値処理により、 T_{CT} [H.U.] 前後の

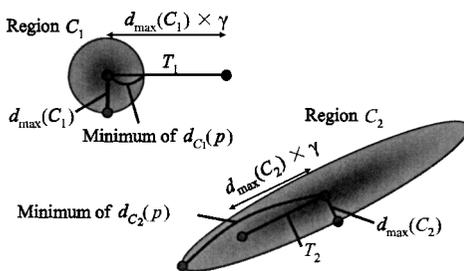


図 5 結節候補として残る領域 (C_1) と消去される領域 (C_2)

Fig. 5 Region (C_1) remains as a nodule candidate and region (C_2) eliminated.

CT 値をその中心線にもつ血管が多数の小領域に分かれて残存するため、これを除去する。具体的には、3 次元ユークリッド距離変換 [14] を行い、距離値が 1 [画素] のものを消去し、逆距離変換 [15] を行う。

以上の処理により、初期結節候補領域を得る。

3.3.2 拾いすぎ領域削減処理

3.3.1 の手順によって得られた初期結節候補領域に対して、以下の拾いすぎ領域削減処理を適用する。拾いすぎ領域削減処理に対する入力は、胸部 X 線 CT 像とその肺野領域及び、初期結節候補領域である (図 4)。

⑥ フィルタの前処理

最小方向差分フィルタを適用するための以下のような前処理を実行する。

(a) 平滑化

入力胸部 X 線 CT 像に対して、ノイズ除去のため $3 \times 3 \times 3$ 画素の一樣重みフィルタにより平滑化処理を施す。

(b) 肺野外画素値の置換

(a) で平滑化された画像に対して、そのまま最小方向差分フィルタを適用すると、肺野領域の境界付近で高い CT 値をもつ肺野外構造物の影響により、フィルタの出力が低くなる問題がある。そこで、平滑化画像に対して、肺野領域外の画素値を -1000 [H.U.] (≡ 肺野辺縁の最小 CT 値) に置き換えることにより、この問題を避ける。

(c) 領域半径の算出

3.3.1 の手順によって得られた初期結節候補領域に対して、領域ごとに半径 R_n [mm] を求めておく。ここで、領域の半径とは、その体積と同一体積となる球の半径で近似したものであり、以下の式により算出される。

$$R_n = \sqrt[3]{\frac{3V_n}{4\pi}} \quad (5)$$

ここで、 V_n [mm³] は領域の体積である。

⑦ 領域のサイズによる分類

初期結節候補領域に含まれる血管や気管支などの線状領域の長さは、手順④のしきい値処理により領域の太さに応じて制限されている。そのため、そのような非結節領域の体積には上限がある。つまり、ある程度の体積以上の領域は、この段階で結節候補領域と確定できると考えられる。ここでは、手順 c) で求めた領域半径 R_n が、あるしきい値 T_r [mm] 以上となる大きな領域を結節候補領域として確定する。その他の小領

域に対して，以下の最小方向差分フィルタによる判別処理を適用する．

⑧ 最小方向差分フィルタ処理

手順⑦で未確定とした，半径 R_n [mm] がしきい値 T_r [mm] 未満である領域の各画素に対して，最小方向差分フィルタを適用する．今回の手法では，3D Min-DD フィルタ [3] を用いる場合と，拡張 3D Min-DD フィルタ [12] を用いる場合の 2 種類がある．フィルタの半径 F_n [mm] は，領域ごとにその大きさに合わせて以下の式で設定する．

$$F_n = R_n \times \delta \tag{6}$$

ここで， δ はフィルタの半径を決めるパラメータである．

⑨ 最小方向差分フィルタ出力に対するしきい値処理

手順⑧で得られたフィルタ出力に対し，領域内にしきい値 T_f 以上のフィルタ出力値をもつものを結節候補領域とする．

以上の処理を行い，手順⑦と⑨で結節候補とした領域を合わせたものを最終的な結節候補領域とする．

4. 実 験

提案手法を胸部マルチスライス CT 像に適用する実験をした．実験に用いた 7 例の仕様を表 1 に示す．スライス内画素数は 7 例とも 512×512 (pixels) である．7 例のうち症例 4 のみ正常例で，その他の 6 例はすべて多発性肺結節症例である．なお，症例 5~7 は同一患者の治療過程における経時画像である．本論文で検出対象とする直径 2 mm 以上かつ CT 値 -600 H.U. 以上の結節は，医師により各症例に以下の数だけ含まれることが確認されている．症例 1 には直径 2.0~6.7 mm の結節が 15 個，症例 2 には直径 2.3~20.1 mm の結節が 23 個，症例 3 には直径 4.0~7.8 mm の結節が 5 個含まれている．また，症例 5 には直径 2.0~12.1 mm の結節 248 個，症例 6 には直径 2.0~7.2 mm の結節 47 個，症例 7 には直径 2.0~3.5 mm の結節 23 個が含まれている．

しきい値やパラメータは，以下のように設定した．手順①の CT 値しきい値 $T_{CT} = -600$ [H.U.]，手順②の $\alpha = 2.5$ ， $\beta = 400$ [H.U.]，手順⑦の $T_r = 4.0$ [mm]，手順⑧の $\delta = 2.5$ ，フィルタの方向数 81，拡張 Min-DD の最大ふれ角 90° とした．処理時間は 1 症例当り，2~4 分であった（使用計算機：Xeon 1.7 GHz）．

図 6 は，連結成分内最大距離に対するしきい値を決

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

Case No.	The Number of Slices	Pixel Size (mm)	Reconstruction Pitch (mm)	Slice Thickness (mm)
1	160	0.586	0.62	1.25
2	242	0.566	0.62	1.25
3	243	0.566	0.62	1.25
4	350	0.625	1.0	2.0
5	193	0.469	1.25	2.5
6	209	0.469	1.25	2.5
7	209	0.469	1.25	2.5

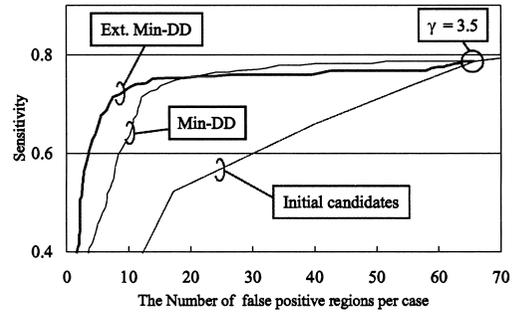


図 6 7 症例全体の FROC 曲線
Fig. 6 FROC for all of 7 cases.

表 2 検出結果（検出率 70% 以上の場合）
Table 2 Detection result in the case that the sensitivity is more than 70%.

Case No.	Nodules	Initial nodule candidates		Nodule candidates			
		TP	FP	Min-DD		Ex.Min-DD	
				TP	FP	TP	FP
1	15	14	16	14	3	14	3
2	23	19	29	18	9	18	8
3	5	4	31	4	12	4	6
4	-	-	22	-	1	-	1
5	248	194	129	173	14	177	6
6	47	38	119	31	21	32	16
7	23	15	114	13	23	13	12
All	361	284	65.7	253	11.9	258	7.4

めるパラメータ γ の値を 1.0 から 6.0 まで変化させた場合の初期結節候補領域の FROC 曲線 (Free-Response Receiver Operating Characteristic Curve) である．同時に， γ を 3.5 に固定し，フィルタ出力に対するしきい値 T_f の値を 10 ずつ変化させてすべての処理を行った場合の FROC 曲線も示している．また，症例 1~4 と同一患者の経時画像である症例 5~7 に分けた場合の FROC 曲線を図 7 に示す．また， γ を 3.5 に固定し， T_f を Min-DD に対しては 320，拡張 Min-DD に対しては 250 に設定したときの TP 数と FP 数を表 2 に，図 8 に検出結果の一例を示す．

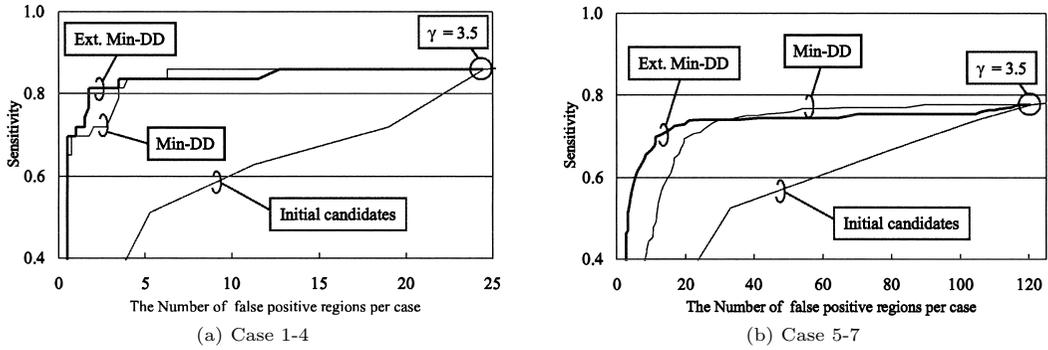


図 7 症例 1~4 及び症例 5~7 の FROC 曲線
Fig. 7 FROC for case 1-4 and case 5-7.

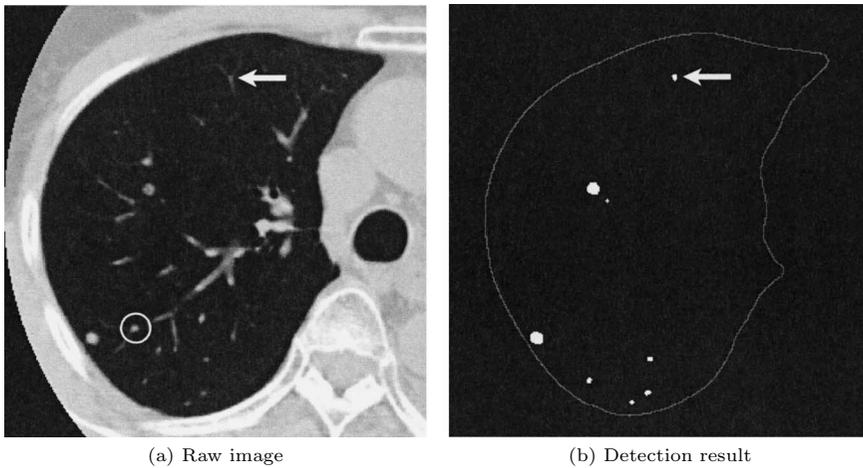


図 8 検出結果のスライス表示 (症例 5). 見落しを円で囲い, 拾いすぎ領域を矢印で示す
Fig. 8 An example of detection result (Case 5). In this case, a circled region is false negative and a region pointed by an arrow is false positive.

5. 考 察

図 6 の FROC 曲線より, 初期結節候補領域抽出処理のみの場合と比較すると, 拾いすぎ削減処理を行った結果は非常に良好であることが分かる. 仮に 75%以上の検出率を必要とした場合, 拾いすぎ削減処理により, 3%程検出率が低下する代わりに拾いすぎ領域数は 1/4 程度まで大幅に削減されている. また, 検出率を優先する場合は Min-DD の方が良好であり, 拾いすぎ削減を優先した場合は拡張 Min-DD の方が良好となる傾向が見られる.

症例 1~4 に対する FROC 曲線 (図 7 (a)) と同一患者の経時画像である症例 5~7 に対するそれ (図 7 (b)) を見ても, 拾いすぎ削減処理の効果が見て取れる. 両結

果を比較すると, 明らかに症例 1~4 に対する結果の方が良好である. 拾いすぎを 1 症例当り 10 個程度にした場合, 症例 1~4 に対しては Min-DD, 拡張 Min-DD とともに 85% 前後の検出率が得られるのに対し, 症例 5~7 に対しては Min-DD で 45%, 拡張 Min-DD で 65% 程度まで落ち込んでいる. ここまで結果が異なるのは, 症例が有する結節の特徴と画像の空間解像度の違いによるものと考えられる. 症例 5~7 は直径 4mm 以下で CT 値が -400 H.U. 以下の結節が大部分を占めている. このような低 CT 値で微小な結節は, 手順①の CT 値に対するしきい値処理で十分な大きさの候補領域が得られず, 手順⑤の微小成分除去で誤って除去されてしまうことが多い. 更に, 低 CT 値の結節の場合, 最小方向差分フィルタ出力も低い

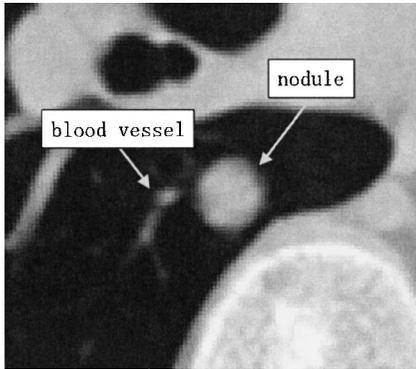


図 9 血管との接触が原因で見落とした結節の例(症例 5)
Fig.9 Example of FN region caused by connecting to the blood vessel (Case 5).

め、拾いすぎ削減処理においても見落ししやすい。また、症例 5~7 はスライス厚 2.5 mm で症例 1~4 と比べて空間解像度が低く、このことも影響している。

表 2 を見ると、症例 5, 6 に比べて症例 7 の検出率も低いことが分かる。これは治療効果の現れから、結節の CT 値が低く、また小さくなっているためである。こうした経時画像における検出率向上のためには、経時画像間で検出結果を相互参照して見落しを減らす方法も考えられる。7 症例全体での初期結節候補領域での結果は、検出率 79% のとき 1 症例当りの拾いすぎ領域が 65.7 個であった。これに対し、拾いすぎ削減処理を行った最終結果に関しては、検出率を 70% にしたときの 1 症例当りの拾いすぎ領域数は、Min-DD を用いた場合 11.9 個、拡張 Min-DD を用いた場合 7.4 個であった。

見落しに関しては、低 CT 値や微小な結節のほかに、血管等の他陰影との接触が原因によるものもあった(図 8, 図 9)。それらは、手順②の分離処理で接触個所の分離が不完全であったため、手順③、④での連結成分内最大距離による判別で非結節領域に含まれてしまったためである。このような結節を検出するためには、接触個所の認識や新たな分離手法の検討が必要である。

削減できた拾いすぎは、低 CT 値かつ小径なものであった。症例 5~7 の最終結果の拾いすぎの中で、CT 値の高い拾いすぎがいくつか見られたが、これは胸壁等の本来は肺野外構造物とすべきもの一部であり、提案手法では正確な肺野領域が求められている必要があることを示している。

6. むすび

本論文では、3 次元胸部 X 線 CT 像から CT 値 -600 H.U. 以上かつ直径 2 mm 以上の小結節を検出する手法について述べた。提案手法はしきい値処理と図形形状特徴量による初期結節候補領域抽出処理と、最小方向差分フィルタを用いた拾いすぎ領域削減処理からなる。多発性結節を含む 6 症例と正常例 1 例の計 7 例の胸部 X 線 CT 像に適用した実験の結果、検出率を 70% にしたときの 1 症例当りの拾いすぎ領域数は、Min-DD を用いた場合 11.9 個、拡張 Min-DD を用いた場合 7.4 個であった。見落しは低 CT 値かつ微小な結節が多く、拾いすぎは肺野外の構造物で多く見られた。

今後の課題としては、低 CT かつ微小な結節の見落とし低減、接触個所の認識や他の分離手法の検討、肺野領域抽出精度の改善、Min-DD と拡張 Min-DD の詳細な性能評価、多症例による評価などが挙げられる。

謝辞 日ごろ熱心に御討論頂く名古屋大学鳥脇研究室諸氏に感謝する。特に、実験の一部を担当した鳥脇研究室草薙卓君に感謝する。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「社会情報基盤のための音声・映像の知的統合」、文部科学省私立大学 HRC 補助金及び、厚生労働省がん研究助成金長谷川班によった。

文 献

- [1] 長谷川純一, 森 健策, 鳥脇純一郎, 安野泰史, 片田和廣, “3 次元デジタル画像処理による胸部連続 CT 像からの肺がん候補領域の自動抽出” 信学論 (D-II), vol. J76-D-II, no.8, pp.1587-1594, Aug. 1993.
- [2] 森 健策, 長谷川純一, 鳥脇純一郎, 安野泰史, 片田和廣, “可変しきい値処理と距離変換を用いた 3 次元胸部 CT 像からの肺がん候補領域自動抽出手順” Med. Imaging Technol., vol.12, no.3, pp.216-223, May 1994.
- [3] 清水昭伸, 羽飼 誠, 長谷川純一, 鳥脇純一郎, “3 次元胸部 CT 像からの肺がん陰影検出のための 3 次元強調フィルタの性能評価” Med. Imaging Technol., vol.13, no.6, pp.853-863, Nov. 1995.
- [4] 中山正人, 富田稔啓, 山本真司, 松本満臣, 館野之男, 飯沼 武, 松本 徹, “3 次元モルフオロジカルフィルタによる肺癌病巣自動認識の検討” Med. Imaging Technol., vol.13, no.2, pp.155-163, March 1995.
- [5] 三輪倫子, 加古純一, 山本真司, 松本満臣, 館野之男, 飯沼武, 松本 徹, “可変 N-Quoit フィルタを用いた胸部 X 線 CT 像からの肺がん病巣候補自動抽出” 信学論 (D-II), vol. J82-D-II, no.2, pp.178-187, Feb. 1999.
- [6] 倉光智也, 清水健治, 柴田裕士, 田中 稔, 安原美文, 池添潤平, 佐藤嘉伸, 田村進一, 柳原 宏, “Gauss 平滑化と Hessian 行列の固有値にもとづく腫瘍(結節)と血管の識

別” Med. Imaging Technol., vol.19, no.3, pp.196-206, May 2001.

- [7] 木戸恒太, 久保 満, 河田佳樹, 仁木 登, 江口研二, 柿沼龍太郎, 大松広伸, 西山祥行, 金子昌弘, 森山紀之, “マルチスライス CT 画像における肺がん候補陰影の検出” 信学技報, MI2000-105, Jan. 2001.
- [8] S.G. Armato 3rd, M.L. Giger, and H. MacMahon, “Automated detection of lung nodules in CT scans: Preliminary results,” Med. Phys., vol.28, no.8, pp.1552-1561, 2001.
- [9] Y. Lee, T. Hara, H. Fujita, S. Itoh, and T. Ishigaki, “Automated detection of pulmonary nodules in herical CT images based on an improved template-matching technique,” IEEE Trans. Med. Imaging., vol.20, no.7, pp.595-604, 2001.
- [10] M.N. Gurcan, B. Sahiner, N. Petrick, H.P. Chan, E.A. Kazerooni, P.N. Cascade, and L. Hadjiiski, “Lung nodule detection on thoracic computed tomography images: Preliminary evaluation of a computer-aided diagnosis system,” Med. Phys., vol.29, no.11, pp.2552-2558, 2002.
- [11] 小田智和, 久保 満, 河田佳樹, 仁木 登, 町田 優, 大松広伸, 柿沼龍太郎, 江口研二, 西山祥行, 森 清志, 金子昌弘, 楠本昌彦, 森山紀之, “検診用マルチスライス CT 画像を用いた肺がん候補陰影の検出” 信学技報, MI2002-77, 2002.
- [12] 早瀬陽介, 目加田慶人, 長谷川純一, 鳥脇純一郎, 森 雅樹, “拡張 3 次元最小方向差分フィルタによる胸部 X 線 CT 像からの微小結節検出” 2002 信学総大, D-16-18, p.370, March 2002.
- [13] 草薙 卓, 森 健策, 目加田慶人, 長谷川純一, 鳥脇純一郎, 森 雅樹, “図形形状特徴を用いた 3 次元マルチディテクター CT 像からの結節検出” 信学技報, MI2002-41, June 2002.
- [14] 齋藤豊文, 鳥脇純一郎, “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 (D-II), vol.J76-D-II, no.3, pp.445-453, March 1993.
- [15] 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.

(平成 15 年 4 月 2 日受付, 7 月 22 日再受付)



早瀬 陽介 (学生員)

平 13 名大・工・情報卒・平 15 同大学院博士前期課程了。現在, キヤノン(株)。名大在学中, 計算機による胸部 CT 像からの結節影認識に関する研究に従事。



目加田慶人 (正員)

平 3 名大・工・情報卒・平 8 同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 より名古屋大学大学院工学研究科情報工学専攻助教授を経て, 平 15 より同大学院情報科学研究科メディア科学専攻助教授, 現在に至る。画像処理とその医用応用, 信号処理などの研究に従事。博士(工学)。日本医用画像工学会, コンピュータ支援画像診断学会, IEEE 各会員。



森 健策 (正員)

1992 名大・工・電子卒。1996 同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 年同大講師。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, 現在に至る。主に 3 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。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各賞受賞。工博。日本エム・イー学会, コンピュータ支援画像診断学会, 日本気管支学会各会員。IEEE Member。



長谷川純一 (正員)

昭 49 名大・工・電気・電子卒。昭 54 同大学院博士課程(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 より中央大学へ移り, 教養部助教授, 昭 63 同教授を経て, 平 4 から同大学情報科学部教授。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, 日本エム・イー学会, 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 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、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 現職。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 3 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。



森 雅樹

昭 54 札幌医大・医卒。昭 59 札幌医大第三内科助手。平 3 同講師。平 6 札幌厚生病院呼吸器科主任医長。平 8 同主任部長。呼吸器内科学, 肺癌の画像診断, 医用画像処理などの研究に従事。



名取 博

昭 42 札幌医科大学医卒。昭 47 同大大学院了。昭 49 セントルイス大学分子ウイルス学研究所研究員, 昭 52 自治医科大学講師, 昭 59 札幌医科大学医学部内科学第三講座助教授, 昭 63 北海道立江差病院長, 平 7 札幌医科大学医学部附属病院機器診断部教授, 大学院画像医学・医療情報学担当。超音波診断法, コンピュータ支援画像診断, 遠隔医学, 医療情報学に関する研究に従事。医博。日本超音波医学会理事, コンピュータ支援画像診断学会理事。