

資料

— 平成13年度第一回厚生労働省がん研究助成金・長谷川班 研究報告 —  
**胸部X線CT画像からの肺がん陰影の自動検出**

\*滝沢 穂高      \*山本 眞司

1 はじめに

肺がんによる死亡者数の著しい増加に対処するため、微小な早期がんの検出能力の高いX線CTによる肺がん検診システム(LSCT)が提案されている[1][2][3]。LSCTの出力は一被験者あたり約30スライスの画像であり、読影にあたる医師の負担が大きい。我々は医師の負担の軽減のため、病巣候補を自動検出し病巣候補が存在するスライスのみを医師に提示する、計算機診断支援システムの開発を進めている[3]。ところで近年がんの早期状態である微小で非常に淡いすりガラス状陰影の検出が重要となっている。このすりガラス状陰影を抽出するために、病巣候補の第一段階で用いる可変N-Quoit処理[4](以下VNQ)の検出感度を上げたところ、すりガラス状陰影の検出が可能となった。しかし同時に、VNQによって出力される病巣候補の個数が激増した。そのため、その次段階の偽陽性陰影(FP)削除処理の精度が悪化することとなった。そこで本報告では、この激増した偽陽性陰影を削除するために新しく開発した3つの手法を述べ、それらの処理を順(直列)に実行した結果を示す。

2 候補陰影の大きさと位置による分類を前処理とした統計的識別関数による偽陽性陰影削除処理

前処理付き削除処理のフローを図1に示す。まずVNQにより出力された病巣候補点に対してしきい値処理をベースとした領域決定を行い、その領域から特徴量を計測する[5]。次に病巣候補を大きさ・3次元位置・スライス断面内位置により分類する。大きさの分類は直径10mmの円の面積を基準として2群に分類する。3次元位置の分類は、気管支分岐を中心とする楕円球を想定し、その内側を太い血管が多く存在する中枢部、その外側を細い血管が多く存在

する末梢部と定義する。スライス断面内位置での分類は、正常組織の種別ごとに存在位置を限定するために行う。肺野輪郭から約20mm以内の部分を目録、それ以外の部分を非目録と定義する。以上の分類の後、病巣陰影と正常陰影を判別分析によって識別する。大きさと3次元位置の計4分類において、それぞれにおいて最適な特徴量の組合せを用いる。その上で、正常陰影が発生する組織により正常系クラスをPartial Volume Effect(以下PVE)、胸膜変化、垂直血管、非垂直血管に細分化する。ここでスライス断面内位置の分類により、PVEと胸膜変化は目録部のみが存在し、血管系は目録・非目録とも存在すると想定する。

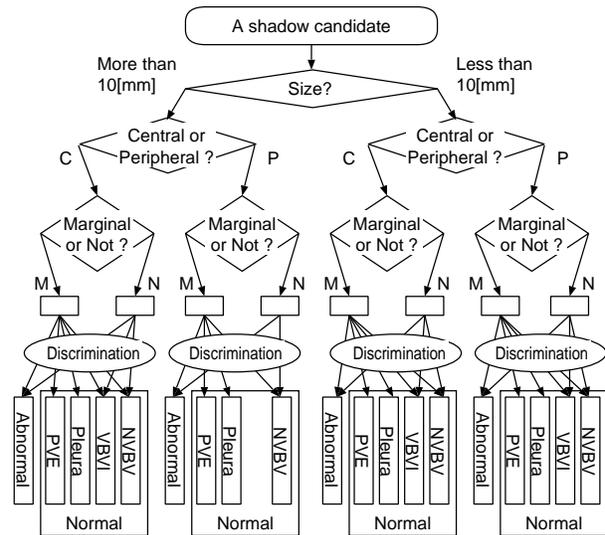


図1: 識別関数による偽陽性陰影削除処理。

3 血管陰影強調処理を用いた偽陽性陰影削除処理

2章の実験をし、その結果を調査したところ偽陽性陰影の64.5%が血管、25.1%がPVE、2.2%が胸膜変化であっ

\*豊橋技術科学大学  
 投稿受付日 2001年8月20日  
 採録決定日 2001年8月29日

た．例えば，図 2において，実線の 印は肺がん陰影を，点線の 印は血管陰影を表す．そこでCT画像から血管陰影を自動抽出し，血管上に存在する候補点を削除することで偽陽性陰影を削減する手法を述べる．

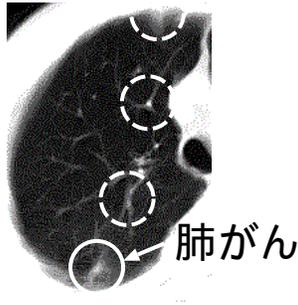
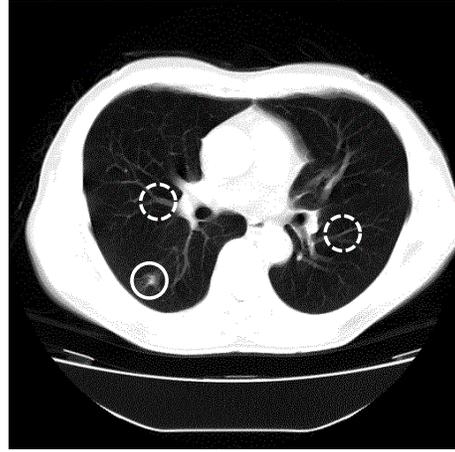
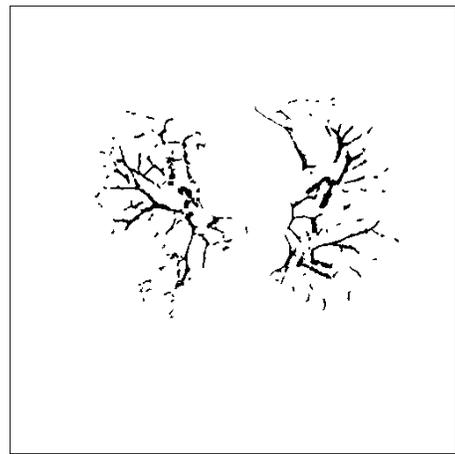


図 2: 肺がん陰影と血管陰影を誤認識した例．



(a) 原画像と候補点．



(b) Tophat-by-PR 処理画像．

### 3.1 血管領域抽出法

血管は画像では尾根線として観測される．そこで乳がんスピキュラ検出のために我々が開発した Mathematical Morphology フィルタの一種である Tophat-by-Partial Reconstruction (以下，Tophat-by-PR) [6] を用いて尾根線を強調する．Tophat-by-PR では孤立性の局所最大値部分つまりがん陰影も強調されてしまう．そこで Tophat-by-PR の結果画像に二値距離変換を行い，血管の太さと思われる値を超えたものは，がん陰影であったとし除去することで選択的に血管陰影を抽出する．ただし，血管は肺の中央で太く，外側になるにしたがって細くなる．そこで肺野を辺縁部と中央部に分け，それぞれの部位で血管の最大の太さと思われる値を設定する．次に，ランダムノイズの除去を目的とし，ある一定の面積以下の領域を削除する．上記処理により血管領域を得る．VNQ で抽出された候補が，得られた血管領域上に存在すれば血管を誤って抽出したものとみなし，候補から削除する．

図 3に削除例を示す．同図 (a) は原画像と候補点を，(b) は Tophat-by-PR 処理画像を表す．この画像では全ての血管陰影 (2つ) を正しく削除することができた．

図 3: Tophat-by-PR 処理を用いた偽陽性陰影の削除例．

## 4 物体モデルを用いた偽陽性陰影削除処理

候補陰影を認識する際，その周辺の陰影は有効な情報となり得る．そこで，候補陰影とその周辺に存在する陰影との関係を 3次元マルコフ確率場モデルの枠組みで定式化し，候補陰影が異常である確率と正常である確率を計算し，認識する．

### 4.1 物体モデル組の生成

候補陰影を中心とする  $30[\text{pixel}] \times 30[\text{pixel}] \times 3[\text{slice}]$  の領域を関心領域とし、その関心領域を  $3 \times 3 \times 3$  個の矩形領域の配列に分割する。各矩形領域に相当する空間領域をセルと呼ぶ。各セル内にはがん病巣を表す球形モデル (図4参照) か血管を表す円筒モデル (図5) が存在するとする。各セル内の物体モデルを組み合わせて物体モデルの組を生成する。

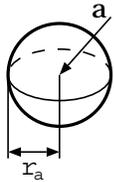


図 4: 結節モデル.

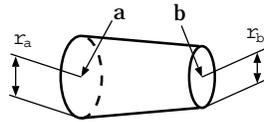


図 5: 血管モデル.

### 4.2 物体モデル組の確からしさ

ボクセル値が  $v = \{v_1, v_2, \dots\}$  である関心領域が観測されたとき、最も可能性の高い物体モデルの組は、次式で表される事後エネルギー値を最小にする  $o$  を探索すれば得られる。

$$U(o \in O|v) = \sum_{c \in C} V_c(o) - T \cdot \log p(v|o). \quad (1)$$

ただし、 $C$  はMRF (あるいは Gibbs 分布) の近傍系におけるクリークの集合、 $V_c(o)$  は物体モデル組  $o$  のクリーク  $c$  でのポテンシャルエネルギー、 $p(v|o)$  は尤度、 $T$  は温度定数を表す。

クリークのポテンシャルエネルギー  $V_c(o)$  は物体モデルの事前的な確からしさを表している。この値は解剖学的な知識から設定する。尤度は物体モデル組と観測CT画像との一致度合いを表す。この確率は、物体モデル組からコンピュータグラフィックス技術を用いて生成した人工CT画像と観測CT画像との差から計算する。

式(1)を最小にする物体モデル組が結節を含んでいる場合候補陰影は異常、含まない場合正常と判定する。

ある候補陰影の原画像 (の関心領域) を図6に示す。また、図7(a)に結節モデルを含む最適な物体モデル組、同図(b)に結節を含まない最適な物体モデル組 (図中 X は

画像横軸、Y は縦軸、Z は体軸を表す) を示す。事後エネルギー値は正常陰影の方が 1.071 倍大きく、陰影は血管によるもの (結節ではない) と判定され、読影医による診断と一致した。

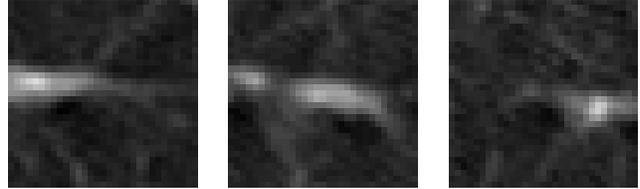
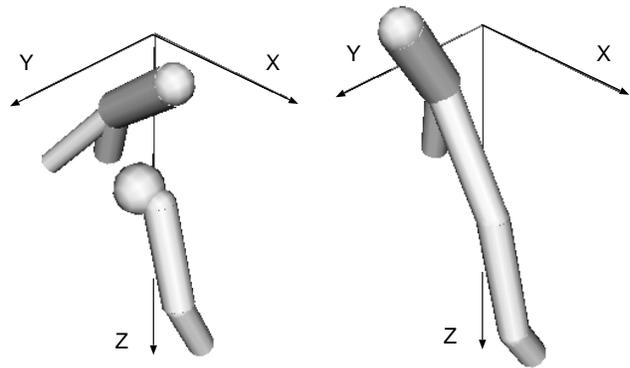


図 6: 候補陰影の原画像 (中央) とその上下スライス。



(a) 異常モデルを含む組。

(b) 含まない組。

図 7: 認識した物体モデルの組。

## 5 実験結果

本論文では、1スライス  $520[\text{pixel}] \times 520[\text{pixel}]$  の  $0.625[\text{mm}]$  分解能、 $10[\text{mm}]$  スライス間隔、1被検者あたり約 30 枚のスライスを持つ検診用CT画像 38 症例を実験に用いた。これらの症例には読影医によって検出された異常陰影が合計 41 個含まれている。

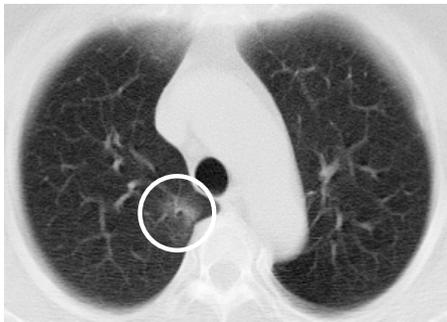
この症例に VNQ 処理と上記の 3 つの処理を施した結果を表 1 に示す。最終的に、偽陽性陰影の数は一症例あたり約 5 個、見落としは (トータルで) 2 個であった。

識別処理によって、異常陰影を見落としした FN の例を図 8 に示す。これらは陰影の中央付近に穴が空いている。

表 1: 実験結果 .

	FP 数 [個/症例]	FN 数 [個]
VNQ	366.9	0
識別処理	24.2	2
血管処理	13.7	0
モデル処理	5.21	0

本手法では肺がん陰影は円もしくは円に近い形を想定しているため、穴の空いたこれらの陰影は誤って正常と認識してしまっただ。



(a) Example 1.



(b) Example 2.

図 8: 見落としの例

法を適用し、医師に提示すべき候補陰影の数を 1 被検者あたり約 6 個までに削減し、本手法のスクリーニングにおける有効性を示した。

今後の課題は、より多くの肺がん陰影の形状濃度パターンに対応し、精度向上を図ることである。

## 参考文献

- [1] 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.
- [2] 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, No. 2, pp. 182–190, 1992.
- [3] 山本眞司, 田中一平, 千田昌弘, 館野之男, 飯沼武, 松本徹, 松本満臣. “肺癌検診用 X 線 CT(LSCT) の基本構想と診断支援用画像処理方式の検討”. 電子情報通信学会論文誌, Vol. J76-D-II, No. 2, pp. 250–260, 1993.
- [4] 奥村俊昭, 三輪倫子, 加古純一, 奥本文博, 増藤信明, 山本眞司, 松本満臣, 館野之男, 飯沼武, 松本徹. “肺がん検診用 CT(LSCT) の診断支援システム”. コンピュータ支援画像診断学会論文誌, Vol. 2, No. 3, pp. 1–8, 1998.
- [5] 滝沢穂高, 鎌野智, 山本眞司, 松本徹, 館野之男, 飯沼武, 松本満臣. “胸部 X 線 CT 画像における肺がん病巣候補陰影の定量解析”. コンピュータ支援画像診断学会論文誌, Vol. 5, No. 2, pp. 1–8, 2001.
- [6] Hao Jiang, Wilson Tiu, Shinji Yamamoto, and Shunichi Iisaku. “A Method for Automatic Detection of Spicules in Mammograms”. *Journal of Computer Aided Diagnosis of Medical Images*, Vol. 2, No. 4, pp. 1–9, 1998.

## 6 おわりに

本論文では、孤立性陰影に選択的に反応する quoit フィルタを用いて抽出した候補陰影のうち誤抽出した偽陽性陰影を削除するための 3 つの手法を述べた。

実際の 10[mm] スライス間隔の検診用 CT 画像に本手