原 著

CT画像における結節状陰影検出の性能改良

山本めぐみ^{1, 2)}・川下郁生¹⁾・大倉保彦^{1, 2)}・秋山實利^{1, 2)}・藤川光^{—3)}
影本正行⁴⁾・水戸川芳巳⁵⁾・祖母井努⁶⁾・石根正博⁷⁾、伊藤勝陽⁸⁾・石田隆行^{1, 2)}

- 1)広島国際大学保健医療学部診療放射線学科
2)広島国際大学大学院総合人間科学研究科医療工学専攻
3)JA広島厚生連広島総合病院画像診断部
4)広島市立広島市民病院放射線科
5)国家公務員共済組合連合会呉共済病院放射線科
6)国家公務員共済組合連合会吉島病院放射線科
7)広島市立安佐市民病院放射線科(現：医療法人一陽会原田病院放射線科)
8)広島大学大学院医歯薬学総合研究科展開医科学専攻

論文受付
2007年10月11日

論文受理
2007年12月21日

Code No. 522

序 論

近年、高速CT装置の普及^{1, 2)}により、膨大な画像の読影は、医師にとって負担が増してきている。そこで、医師を支援するための研究が活発に行われている。

現在、胸部CT画像から自動的に結節状陰影を検出する技術として、癌の候補となる結節状陰影を球モデ

ル、血管を円筒モデルとして、それぞれの向きやサイズなどを変化させたテンプレートを複数作製し、CT画像に含まれる陰影とのマッチングを行う手法³⁾がある。また、さまざまなサイズの3次元ガウス分布と結節状陰影の相互相関値を計算し、遺伝的アルゴリズムによって最適なテンプレートを選択して結節状陰影を検出する手法^{4, 5)}ヘシアン行列を用いて血管陰影、結

Improvement of Overall Performance for Lung Nodule Detection in Chest CT Images

Megumi Yamamoto,^{1, 2)} Ikuo Kawashita,¹⁾ Yasuhiko Okura,^{1, 2)} Mitoshi Akiyama,^{1, 2)}
Koichi Fujikawa,³⁾ Masayuki Kagemoto,⁴⁾ Yoshimi Mitogawa,⁵⁾ Tsutomu Ubagai,⁶⁾
Masahiro Ishine,⁷⁾ Katsuhide Ito,⁸⁾ and Takayuki Ishida,^{1, 2)}

- 1)Hiroshima International University, Faculty of Health Sciences, Department of Clinical Radiology
2)Hiroshima International University, Graduate Course in Integrated Human Sciences, Major in Medical Engineering and Technology
3)JA Hiroshima General Hospital, Department of Radiology
4)Hiroshima City Hospital, Department of Radiology
5)Kure Kyousai Hospital, Department of Radiology
6)Yoshijima Hospital, Department of Radiology
7)Asa City Hospital, Department of Radiology(Current address: Harada Hospital, Department of Radiology)
8)Graduate School of Biomedical Sciences Programs for Applied Biomedicine, Hiroshima University

Received Oct. 11, 2007; Revision accepted Dec. 21, 2007; Code No. 522

Summary

We have developed an automated computerized schema for the detection of lung nodules in 3D CT images obtained by helical CT. In our previous schema, linear discriminant analysis(LDA)and a rule-based method with 53 image features were employed in order to reduce false positives. However, several false positives have remained. Therefore, in this study, we improved the false-positive reduction technique by using the edge image and radial image analysis. Overall performance for the detection of lung nodules was greatly improved. Sensitivity was higher than that of our previous study. Moreover, we evaluated the overall performance of the new scheme by using 69 cases acquired from four hospitals. The average number of false positives was 5.2 per case at a percent sensitivity of 95.8%. Our new scheme would assist in the detection of early lung cancer.

Key words: computer-aided diagnosis (CAD), computed tomography (CT), lung nodule, lung cancer, cross-correlation

別刷資料請求先：〒739-2695 広島県東広島市黒瀬学園台555-36
広島国際大学 保健医療学部 山本めぐみ 宛

節状陰影, 気道陰影を選択的に強調する手法⁶⁾, 差分画像技術を応用した手法⁷⁾のほか, さまざまな研究⁷⁻¹⁵⁾が報告されている。

前回の報告¹⁶⁾で, われわれは胸壁部の結節状陰影も容易に検出できる手法を開発し, 報告した。しかし, 臨床に応用するためには偽陽性陰影の数が多く, 1施設のデータしか用いていないことから汎用性の確認が課題となっていた。そこで, 本研究では, 前回の偽陽性陰影除去法を改良し, 結節状陰影をさらに高感度かつ高特異度で検出する手法の開発を行ったので報告する。

また, 開発された新しい手法の妥当性の検討を行うために, 前回の手法開発時に用いた症例に加え, ほかの3施設の病院から収集された結節状陰影の症例の解析も行ったので報告する。

1. 使用機器・CT画像データベース

今回の研究に用いた, 結節状陰影を含むCT画像は, 複数の病院から症例提供を受けた。それらの症例が撮影されたCT装置について詳細をTable 1に示す。機種および撮影条件についても, Table 1のようなバラツキがあった。

結節状陰影の直径は, 4.5~15.5mmの範囲であり, その直径のヒストグラムをFig. 1に示す。

結節状陰影検出法を臨床で用いる場合, 汎用性の確立が重要であるが, これまでにほかでなされた研究では, 単一のCT装置で撮影されたCT画像をデータベースとして用いていることが多く, 他施設の機器や, 異なるメーカーの装置由来のCT画像での有効性については明らかではない。それに対して, この研究で用いたCT画像データベースは, CT装置や撮影条件などの異なる多種多様なCT画像が含まれることから, 汎用性のある手法を開発することが可能である。

本研究に用いた臨床画像(69症例: 結節状陰影73個)は, すべておのおのの病院の倫理委員会により, 本研究で使用することに對する許可を受け, 確定診断がなされている症例である。

2. 方法

結節状陰影の初期候補陰影検出においては, 前回と同様の手法¹⁶⁾を用いたため, 説明は省略する。ここでは, 本研究で改良した偽陽性陰影除去法について詳細に説明する。

2-1 特徴量分析による偽陽性陰影の除去

実用的なレベルまで偽陽性陰影を減少させるために, Table 2に示す16個の特徴量を, 結節状陰影の初期候補陰影すべてに対して計算した。個々の陰影の特徴

Table 1 Equipment and parameters of CT examination.

1. Hi Speed CT/i (GE Healthcare)
Hi Speed-RP, Light Speed16 (GE Healthcare)
Light Speed QX/i (GE Healthcare)
GENESIS_FOREIGN (GE Healthcare)
2. Reconstruction function : Standard, Bone, Detail
3. Matrix size : 512×512 mm
4. Pixel size : 0.570–0.769 mm
5. Slice thickness : 5–10 mm
6. Reconstruction interval : 5–14 mm
7. Contrast enhancement (CE) : 8 CE cases, 61 plain cases

Fig. 1 Histogram of nodule diameter.

量を計算するために, 初期候補陰影のラベル画像を作成した。特徴量1), 2)は, ラベル画像を用いて計算した。3)から14)までの特徴量については, 原画像, 背景成分除去画像, 線強調画像, 3次元相互相関画像に対して計算した。特徴量15)は, 3次元相互相関画像に対して計算し, 特徴量16)は原画像, 背景成分除去画像に対して計算して偽陽性陰影を除去した。

以下に個々の特徴量とその詳細を示す。

1) 体積

3次元相互相関法で強調し検出された結節候補陰影の2値画像をラベリングし, ラベル画像の各陰影に対してそのボクセル数を求め, その数とボクセルサイズから体積(mm³)を計算した。

2) 球形度

結節状陰影は球に近い形状をしていることから, 球形度を求めて偽陽性との区別をした。ここでは, 参考文献8)で定義されている円形度を3次元に拡張したものを用いた。

3), 4), 5) 平均値, 標準偏差, 変動係数

陰影ごとにボクセル値の平均値, 標準偏差および変動係数を求める。変動係数は, 標準偏差を平均値で割

ることによって求めた。

6) 2 次中心モーメント

これは分布の分散を表す量で、式を(1)に示す。

$$\sigma^2 = \frac{\sum_{x=0}^{X-1} \sum_{y=0}^{Y-1} \sum_{z=0}^{Z-1} \left\{ (x - \mu_x)^2 + (y - \mu_y)^2 + (z - \mu_z)^2 \right\} p(x, y, z)}{\sum_{x=0}^{X-1} \sum_{y=0}^{Y-1} \sum_{z=0}^{Z-1} p(x, y, z)} \quad \dots\dots\dots (1)$$

ここで、 σ^2 は2次中心モーメントであり、

$$\mu_x = \frac{\sum_{x=0}^{X-1} \sum_{y=0}^{Y-1} \sum_{z=0}^{Z-1} xp(x, y, z)}{\sum_{x=0}^{X-1} \sum_{y=0}^{Y-1} \sum_{z=0}^{Z-1} p(x, y, z)}, \mu_y = \frac{\sum_{x=0}^{X-1} \sum_{y=0}^{Y-1} \sum_{z=0}^{Z-1} yp(x, y, z)}{\sum_{x=0}^{X-1} \sum_{y=0}^{Y-1} \sum_{z=0}^{Z-1} p(x, y, z)}, \mu_z = \frac{\sum_{x=0}^{X-1} \sum_{y=0}^{Y-1} \sum_{z=0}^{Z-1} zp(x, y, z)}{\sum_{x=0}^{X-1} \sum_{y=0}^{Y-1} \sum_{z=0}^{Z-1} p(x, y, z)}$$

それぞれ陰影の重心の x, y, z 座標、 X, Y, Z はテンプレート画像の縦と横方向のボクセル数、画像枚数、 $p(x, y, z)$ はボクセル値を表す。

7) 3 次中心モーメント

これは分布のゆがみを表し、計算式を式(2)に示す。

$$S = \frac{\sum_{x=0}^{X-1} \sum_{y=0}^{Y-1} \sum_{z=0}^{Z-1} \left\{ (x - \mu_x)^3 + (y - \mu_y)^3 + (z - \mu_z)^3 \right\} p(x, y, z)}{\sum_{x=0}^{X-1} \sum_{y=0}^{Y-1} \sum_{z=0}^{Z-1} p(x, y, z) \times \sigma^3} \quad \dots\dots\dots (2)$$

8) 4 次中心モーメント

分布の扁平度を表す値である。4次モーメントは、分布がガウス分布の時に3になるので、4次モーメントから3を引くことにより、ガウス分布からの尖度 K を求めることができる。これを式(3)に示す。

$$K = \frac{\sum_{x=0}^{X-1} \sum_{y=0}^{Y-1} \sum_{z=0}^{Z-1} \left\{ (x - \mu_x)^4 + (y - \mu_y)^4 + (z - \mu_z)^4 \right\} p(x, y, z)}{\sum_{x=0}^{X-1} \sum_{y=0}^{Y-1} \sum_{z=0}^{Z-1} p(x, y, z) \times \sigma^4} - 3 \quad \dots\dots\dots (3)$$

9), 10) 最大値, 最小値

陰影ごとの濃度の最大値および最小値を求めることにより、結節状陰影と偽陽性陰影との区別を行った。

11), 12) 陰影のコントラスト

陰影の外周から2ピクセル離れた周囲の平均ピクセル値を求め、陰影の最大ピクセル値から上記平均ピクセル値を減算してコントラストを求めた。さらに、陰影の外周から2ピクセル離れた周囲の平均ピクセル値から陰影の平均ピクセル値を減算したコントラストも計算した。

Table 2 Features used for false-positive reduction.

1: Volume
2: Sphericity
3: Average of voxel value
4: Standard deviation of voxel value
5: Coefficient of variation of voxel value
6: 2nd-moment of voxel value
7: 3rd-moment of voxel value
8: 4th-moment of voxel value
9: Maximum of voxel value
10: Minimum of voxel value
11: Contrast between maximum value in nodule and average value on circumference of nodule
12: Contrast between average value in nodule and average value on circumference of nodule
13: Overlap ratio on line component
14: Average and variance which is average of each angle
15: Circularity of edge image

13) 線形度

偽陽性陰影は血管起因のものが多いため、線強調フィルタで検出した血管影と結節状候補陰影との重なる割合を求め、線形度を求めた。

14) 角度ごとの平均値および平均値の分散

個々の陰影の重心を中心とする $32 \times 32 \times 3$ ボクセルサイズの3次元VOI画像を原画像、背景成分除去画像、3次元相互相関画像について作成する。Fig. 2(a)～(c)は結節状陰影像、(d)～(f)は血管像である。Fig. 2に示すように、それぞれのVOI画像において陰影の重心を含むスライス面の中心から幅1ピクセル、長さ5ピクセルの棒状のテンプレートを x - y 平面上に 20° 間隔で 360° 回転させ、そのテンプレート上のボクセル値の平均値を18個計算する。また、18個の平均値の分散も求める。この計算を上下のスライスにおいても計算し比較を行い、斜めに走行している血管による偽陽性陰影を除去した。

15) エッジ像の円形度

さらに残っている偽陽性陰影を減少させるため、以下の処理を行った。まず、個々の結節状陰影初期候補陰影の重心が中央になるよう 32×32 のピクセルサイズに切り取った。原画像のROI画像をFig. 3(a)に示し、その3次元相互相関ROI画像をFig. 3(b)に示す。この3次元相互相関画像に対して、Sobelフィルタ処理を行った画像をFig. 3(c)に示す。Figs. 3(a)～(d)は結節状陰影像を示しており、Figs. 3(e)～(h)は偽陽性陰影像を示している。そのエッジ強調画像に対して閾値処理を行ってモルフォロジカルフィルタ処理(クローゼン)により穴埋めをし、画像の2値化を行った画像をFig. 3(d)に示す。この画像の中央に存在する陰影の

Fig. 2 Average and variance of pixel values on line every 20 degrees.

(a)~(c) : Nodule

(d)~(f) : False positive

(a) Original image

(b) Background trend corrected image

(c) 3D cross-correlation image

(d) Original image

(e) Background trend corrected image

(f) 3D cross-correlation image

a	b	c
d	e	f

Fig. 3 Edge image obtained from 3D cross-correlation image.

(a)~(d) : Nodule

(e)~(h) : False positive

(a) Original image

(b) 3D cross-correlation image

(c) Sobel image

(d) Detected binary image

(e) Original image

(f) 3D cross-correlation image

(g) Sobel image

(h) Detected binary image

a	b	c	d
e	f	g	h

円形度⁷⁾を計算した。

16)放射状直線上の平均値と標準偏差による分析

さらに残った血管による偽陽性陰影を取り除くために、陰影重心からの放射線状プロファイルの分析をすることによって血管の除去を行った。

この方法は、まず、検出した陰影の重心が中央になるよう作成した32×32ピクセルサイズで切り取ったROI画像(原画像および背景成分除去画像)に対して、ノイズの影響を少なくするため、3×3の平均値フィルタで平滑化した。そして、長さ8ピクセル、幅1ピクセルの棒状テンプレートを1°ごとに360°回転させ、テンプレートが位置するピクセルの平均値の最大値(最大値1)と、その次に大きい値(最大値2)を求めた。また、最大値1と最大値2の位置の標準偏差を求め、さらに標準偏差を平均値で割った値を計算する。ただし、最大値1と最大値2が同一の血管とならないよう、最大値1と最大値2の角度の差が $\pm 30^\circ$ 以上になるようにそれぞれの最大値1と最大値2のテンプレート①と②をFig. 4に画像と重ねて表示した。

2-2 結節状陰影候補の決定

最終結節状陰影候補の決定は、3次元相互相関法で検出された初期結節状陰影候補の各陰影の特徴量分析によって行った。

具体的には、結節状陰影と偽陽性陰影とを識別するためすべての特徴量に対して、閾値を設定し、すべての特徴量において結節状陰影に分類された陰影を結節状陰影とした。したがって、いずれか一つでも、偽陽性と分類された場合は、その陰影を偽陽性陰影として除去することになる。

特徴量の閾値処理によって選別された結節状陰影の候補に対して、さらに精度よく分類を行うために、線形判別分析(linear discriminant analysis: LDA)¹⁷⁾を用いた。ここでLDAとは、計算によって得られたさまざまな特徴量の統計分析により、目的とする判別(今回の場合は結節状陰影と偽陽性陰影との判別)を特徴量の線形式(1次式)に基づいて行う方法である。

3. 結果

線形判別分析後の結節状陰影最終検出結果のFROC (free response receiver operating characteristic) 曲線をFig. 5に示す。今回用いた69症例に対してジャックナイフ法を用いて5回解析した結果、本手法の性能は、平均検出感度95.8%で検出することができ、そのときの平均偽陽性数は1症例当たり平均5.2個であった。

Fig. 4 Vessels detected by radial scan.

(a), (b) : Nodule

(c), (d) : False positive

(a) Original ROI image (32×32)

(b) Calculated position on averaging image

(c) Original ROI image (32×32)

(d) Calculated position on averaging image

Fig. 5 FROC curves for the detection of lung nodules.

4. 考察

1) 体積

今回は、比較的早期の肺癌(5mmから20mmまで)を含む結節状陰影を検出することが目的であるので、体積がそれよりも極端に小さな陰影あるいは大きな陰影を、偽陽性陰影とした。

2) 球形度

陰影が完全に球であれば、球形度は1.0となり、陰影が長い場合は、その値が小さくなる傾向がある。結節状陰影は球状であることが多いので、この値が閾値

より小さい場合、偽陽性陰影とした。

3), 4), 5) 平均値, 標準偏差, 変動係数

すべての陰影のボクセル値の平均値は陰影の平均濃度を表し, Fig. 6(a)にすべての陰影の体積との関係を示す。Fig. 6(b)は, すべての陰影の体積とボクセル値の標準偏差の散布図を示す。小さな点で示されているのが偽陽性陰影で, 丸印で示されているのが結節状陰影である。Fig. 6(a), (b)より, 体積が極端に大きい陰影か小さい陰影, 標準偏差が大きい陰影に偽陽性陰影が多く含まれていることが分かる。よって偽陽性陰影を除去するために適切な閾値を決定した¹⁸⁾。

変動係数では, 平均値に依存しない実質的なデータのバラツキの大きさを評価することができる。その分布をFig. 6(c)に示す。

偽陽性陰影には血管分岐部が多く, 中心の濃度分布が高く, 分岐部以外の血管はなだらかな分布をしているので, 変動係数が高い値を示す傾向があった。逆に結節状陰影の分布は一定であるものが多いため, 変動係数が低い値を示す傾向があった。

6) 2 次中心モーメント

2 次中心モーメントは分散を示す。結節状陰影は, 5~20mm以下のガウス状の分布をしているので, 分散の値は極端に大きな値にはならないが, 頻度が高かった血管分岐部の偽陽性陰影では, 中心部分のボクセル値が高く, 直線上に遠くまで伸びる濃度分布となっているので, Fig. 6(d)に示すように, 分散の値が低くなる傾向があった。

7) 3 次中心モーメント

3 次中心モーメントは歪度を示す。これは 0 の場合は分布が左右対称で, 正の値の場合は右に裾の長い(左に偏った)分布を示し, 負の値の場合は左に裾の長い(右に偏った)分布であることを意味する。結節状陰影の分布は中央からなだらかに低い分布となっていくので, 0 に近い値となる。偽陽性陰影の場合は, Fig. 7(a)のように分布が左右どちらかに偏ることが多いことから, 歪度の絶対値が大きいものを偽陽性陰影とする指標になることが分かる。

8) 4 次中心モーメント

4 次中心モーメントは尖度を示す。結節状陰影の形状は球に近いので, 0 に近い値となるが, 偽陽性は血管に起因するものが多いので, 低い値となる。また, 血管が交差した偽陽性陰影では, Fig. 7(b)に示すように, 尖度が高くなる傾向があった。

9), 10) 最大値, 最小値

背景成分を除去した画像において, Fig. 7(c)に示すように, 結節状陰影の最低濃度値は低いことが多く, 血管に起因する偽陽性陰影では, 長く伸びる血管のために最小値が高い傾向があった。また, 相互相関画像

における最大値は結節状陰影において高くなる傾向があった。

11), 12) 陰影のコントラスト

結節状陰影は孤立している場合が多いので, コントラストが高くなり, 血管の場合は連続した陰影であるため, コントラストが低くなる傾向があった。

13) 線形度

血管に起因する偽陽性陰影では, 線形度が大きくなる傾向があった。

14) 角度ごとの平均値および平均値の分散

それぞれのスライスにおけるテンプレート上の平均値を用いて, 陰影の縦方向の連続性を知ることができる。Figs. 2(a)~(c)は結節状陰影を示し, Figs. 2(d)~(f)は血管起因の偽陽性陰影を示す。結節状陰影は, Figs. 2(a)~(c)のように0°から360°まで一様な分布をしているので, 平均値の分散は低い値となる。血管起因の偽陽性陰影はFigs. 2(d)~(f)に示すように, 血管が走行している角度の平均値が高くなるため, Fig. 7(d)に示すように, 平均値の分散は高い値を示す傾向があった。

15) エッジ像の円形度

3 次元相互相関画像の閾値処理によって検出された陰影の辺縁の形状を捉えることができる。血管による偽陽性はFig. 3(d)のように連続した長い陰影となるために, 低い円形度となる。結節状陰影はFig. 3(h)に示すような丸い陰影となり, 高い円形度となる傾向があった。

16) 角度ごとに計算した平均値と標準偏差を用いた血管の除去

血管の場合, 最大値 1 と最大値 2 の位置における標準偏差が小さくなる傾向が強い。

今回の分析に用いた特徴量を, Table 2に示し, 番号の順番に分析を行っている。例えば, Table 2の特徴量 1)で結節状陰影候補として残ったものに対し, 2)の特徴量を用い, 偽陽性陰影を除去するといったように, 前の特徴量分析で残った偽陽性陰影に対し, 次の特徴量を使う手法を用いている。すべての特徴量は偽陽性陰影除去に必要であることが分かっているが, 特徴量分析の順序を変えた場合, 削除できる特徴量がある可能性がある。特徴量を削減できると, 計算時間の短縮につながるため, それぞれの特徴量の影響についての分析が今後の課題となる。

前回報告した論文¹⁶⁾では, 1 台のCTと単一撮影条件で撮影された画像を40症例用いた解析結果を報告した。前回の手法を今回の69症例に適応した結果は検出感度97.3%で1 症例当たり171個のFP数であった。前回の結果と比較すると, 今回はさまざまなCT機種で撮影された画像, すべての撮影条件において, また,

Fig. 6 Relation between nodules and false positives (1).

- (a) Relationship between volume and average
 (b) Relationship between volume and standard deviation
 (c) Relationship between volume and coefficient of variation
 (d) Relationship between volume and 2nd-moment

a	b
c	d

Fig. 7 Relation between nodules and false positives (2).

- (a) Relation between volume and 3rd-moment
 (b) Relation between volume and 4th-moment
 (c) Relation between volume and minimum
 (d) Relation between volume and variance each angle

a	b
c	d

造影剤を用いた画像を使用しているにもかかわらず、より高い性能を示した。よってこの手法の汎用性の高さが確認された。

5. 結 論

結節状陰影の検出に本手法が有効であることを報告した。医師が画像診断を行う際に本手法を利用することによって、肺癌の検出を支援することができる。

謝 辞

本研究にご協力していただきました、広島市立広島市民病院、JA広島厚生連広島総合病院、国家公務員共済組合連合会呉共済病院、国家公務員組合共済連合会吉島病院、広島市立安佐市民病院、広島大学医学部各施設の診療放射線技師の方々に深くお礼を申し上げます。

参考文献

- 1) 上巻第87表病院数(重複計上)台数・取り扱延件数・診療機器・一般病院(再掲)・開設者別, 厚生労働省データベース, 医療施設調査, (1999).
- 2) 上巻第55表病院数(重複計上)台数, 診療機器・一般病院(再掲)・開設者別, 厚生労働省データベース, 医療施設調査, (1999).
- 3) 重本加奈恵, 滝沢穂高, 山本眞司, 他: 3次元結節・血管モデルとテンプレートマッチングを用いた胸部X線CT画像からの結節陰影の高速認識. *Med Imag Tech*, 21(2), 147-155, (2003).
- 4) 李 鎔範, 原 武史, 藤田広志: 胸部ヘリカルCT画像を用いたシミュレーションによるGAテンプレートマッチング法の評価. *医用画像情報通信学会雑誌*, 17(3), 118-129, (2000).
- 5) Lee Y, Hara T, Fujita H, et al.: Automated detection of pulmonary nodules in helical CT images based on an improved template-matching technique. *IEEE Trans Med Imaging*, 20(7), 595-604, (2001).
- 6) Li Q, Sone S, Doi K: Selective enhancement filters for nodules, vessels, and airway walls in two- and three-dimensional CT scans. *Med Phys*, 30(8), 2040-2051, (2003).
- 7) Arimura H, Katsuragawa S, Suzuki K, et al.: Computerized scheme for automated detection of lung nodules in low-dose computed tomography images for lung cancer screening. *Acad Radiol*, 11(6), 617-629, (2004).
- 8) Giger ML, Doi K, MacMahon H: Image feature analysis and computer-aided diagnosis in digital radiography. 3. Automated detection of nodules in peripheral lung fields. *Med Phys*, 15(2), 158-166, (1988).
- 9) Yamamoto S, Tanaka I, Senda M, et al.: Image processing for computer-aided diagnosis of lung cancer by CT (LSCT). *Systems and Computers in Japan*, 25(2), 67-80, (1994).
- 10) Jiang H, Yamamoto S, Iisaku S, et al.: Computer-aided diagnosis system for lung cancer screening by CT. in Doi K, et al. (eds): *Computer-Aided Diagnosis in Medical Imaging*, pp.25-30, (1999).
- 11) Ukai Y, Niki N, Satoh H, et al.: Computer aided diagnosis system for lung cancer based on retrospective helical CT image. *Proc. SPIE*, 3979, 1028-1039, (2000).
- 12) Armato SG 3rd, Li F, Giger ML, et al.: Lung cancer: performance of automated lung nodule detection applied to cancers missed in a CT screening program. *Radiology*, 225(3), 685-692, (2002).
- 13) Wormanns D, Fiebich M, Saidi M, et al.: Automatic detection of pulmonary nodules at spiral CT: clinical application of a computer-aided diagnosis system. *Eur Radiol*, 12(5), 1052-1057, (2002).
- 14) Gurcan MN, Sahiner B, Petrick N, et al.: Lung nodule detection on thoracic computed tomography images: preliminary evaluation of a computer-aided diagnosis system. *Med Phys*, 29(11), 2552-2558, (2002).
- 15) Brown MS, Goldin JG, Suh RD, et al.: Lung micronodules: automated method for detection at thin-section CT-initial experience. *Radiology*, 226(1), 256-262, (2003).
- 16) 山本めぐみ, 石田隆行, 川下郁生, 他: 胸部三次元CT画像における結節状陰影の自動検出法の開発. *日放技学誌*, 62(4), 555-564, (2006).
- 17) Lachenbruch PA: *Discriminant Analysis*. New York: Hafner, Chaps. 1 and 2, pp.1-32, Macmillan, (1975).
- 18) Li Q, Doi K: Analysis and minimization of overtraining effect in rule-base classifiers for computer-aided diagnosis. *Med Phys*. 33(2), 320-328, (2006).

図表の説明

Fig. 1 結節状陰影直径のヒストグラム

Fig. 2 角度ごとの平均値と平均値の分散

(a)～(c)結節状陰影像

(d)～(f)偽陽性陰影像

(a)原画像, (b)背景成分除去画像, (c) 3次元相互相関画像, (d)原画像, (e)背景成分除去画像, (f) 3次元相互相関画像

Fig. 3 エッジ画像

(a)～(d)結節状陰影像

(e)～(h)偽陽性陰影像

(a)原画像(血管による偽陽性), (b) 3次元相互相関ROI画像, (c) (b)閾値処理後のSobelフィルタ処理後画像, (d)検出された陰影, (e)原画像(結節状陰影), (f) 3次元相互相関ROI画像, (g) (f)のSobelフィルタ処理後画像, (h)閾値処理後の検出された陰影

Fig. 4 角度ごとに計算した平均値と標準偏差による血管影の除去

(a), (b)結節状陰影像

(c), (d)偽陽性陰影像

(a)32×32ピクセルサイズの前画像のROI画像(結節状陰影像), (b)平滑化処理後計算した位置, (c)32×32ピクセルサイズの前画像のROI画像(血管画像), (d)平滑化処理後計算した位置

Fig. 5 検出結果のFROC曲線

Fig. 6 結節状陰影と偽陽性陰影の関係(1)

(a)体積と平均値の関係, (b)体積と標準偏差の関係, (c)体積と変動係数の関係, (d)体積と2次中心モーメントの関係

Fig. 7 結節状陰影と偽陽性陰影の関係(2)

(a)体積と3次中心モーメントの関係, (b)体積と4次中心モーメントの関係, (c)体積と最小値の関係, (d)放射状直線領域の角度ごと平均値と分散の関係

Table 1 CT検査の装置とパラメータ

Table 2 分析に使用した特徴量の種類