

長岡技術科学大学研究報告 第24号(2002)

偽陽性候補低減手法を用いた 胸部X線画像コンピュータ支援診断システムの基礎研究

石田卓也・島田哲雄・児玉直樹・暉和彦・福本一郎

偽陽性候補低減手法を用いた 胸部X線画像コンピュータ支援診断システムの基礎研究

石田 卓也*・島田 哲雄*・児玉 直樹*・暉 和彦*・福本 一朗*

A basic study of the false positive candidate reduction technique
for the computer aided diagnosis of a chest radiograph

Takuya ISHIDA*, Tetuo SHIMADA*, Naoki KODAMA*, Kazuhiko TERU*, Ichiro FUKUMOTO*

Abstract : In recent years, a computer performs analysis of medical picture information and the scheme of computer-aided diagnosis (CAD) which support doctor's diagnosis attracts attention. Chest radiographs can be taken by the comparatively easy method, and are used for diagnosis of the chest disease in a mass screening. Consequently, since the numbers of radiograph become extensive, interpretation impose a heavy burden for doctors. Then, the research of the scheme of computer-aided diagnosis that tells the position of the nodule in a radiograph is advanced, in order to mitigate a doctor's burden. However, since there are many false positive candidates that tell a candidate what is not the pulmonary nodule accidentally, it is not practical. In this research, we present the false positive candidate reduction technique in the scheme of computer-aided diagnosis intended for pulmonary nodule of chest radiograph.

Key words : Computer aided diagnosis, chest radiograph, false positive

1. はじめに

現在、日本の肺癌患者は図1のように年々増加している。肺癌の診断方法は医師による胸部X線画像の読影である。胸部X線画像は比較的簡単な方法で撮影できるため、集団検診における胸部疾患などの検診方法として広く使用されている。その結果、撮影される胸部X線画像は大量となり読影は医師にとって大きな負担となっている。肺癌は胸部X線画像上で腫瘤陰影として現れる。胸部X線画像における腫瘤陰影のサイズはまばらであり、肋骨や肺野の輪郭などの正常陰影と重なる場合には、読影による発見が困難になる。このように読影には長年の熟練を要するといわれており、腫瘤陰影の見落としも少なくない。また初期の腫瘤陰影はサイズが小さく発見が困難となる。しかし早期発見は肺癌治療には重要である。そこで、医師の負担の減少、腫瘤陰影の見落としを防ぎ読影精度の向上、また微小な腫瘤陰影の早期発見を目的として、医師に“第二の意見 (Second opinion)”を提示するコンピュータによる支援診断システム (Computer Aided Diagnosis : CAD) の開発が進められている^{1)・8)}。

現在の胸部X線画像の読影は読影者2人によって行われている。実際の胸部X線画像に対するCAD利用は、読影者1人とCADを組み合わせて行われる。現在のCADの腫瘤陰影検出感度は医師と同等まで向上している。しかしCADには誤って腫瘤陰影ではないものを検出する偽陽性候補 (FP: False Positive) が存在する^{9)・10)}。偽陽性候補数が多いと、組み合わせの読影者の読影精度に影響を及ぼし、誤診断や正診率の低下を引き起こすことが予想される。したがって実用的なCADの開発には、偽陽性候補の低減が必要となる。しかしこの場合も腫瘤陰影の検出感度は維持しなければならない。そこで本研究では、腫瘤陰影検出感度を保ったまま偽陽性候補を低減する手法の開発を行ったので報告する。

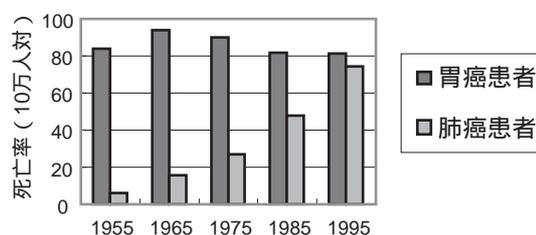


図1 癌患者の推移

原稿受付：平成14年5月24日

*長岡技術科学大学生物系

平成14年5月10日、第41回日本エム・イー学会にて一部口頭発表

2. 実験試料

日本放射線技術学会の「標準デジタル画像データベース [胸部腫瘍陰影像]」の胸部X線画像20枚を対象画像とした。原画像は全てに確定診断が付けられており、空間解像度0.7mm/pixel、サイズ512×512マトリックス、階調数256 (8 bit) である。画像には、最大1個の腫瘍陰影しか存在しない。図2に原画像の例を示す。円で囲った部分に腫瘍陰影の存在が確認されている。学習用として20枚、試験用として15枚を用意した。

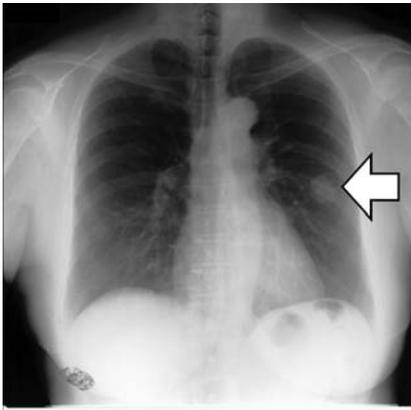


図2 原画像の例

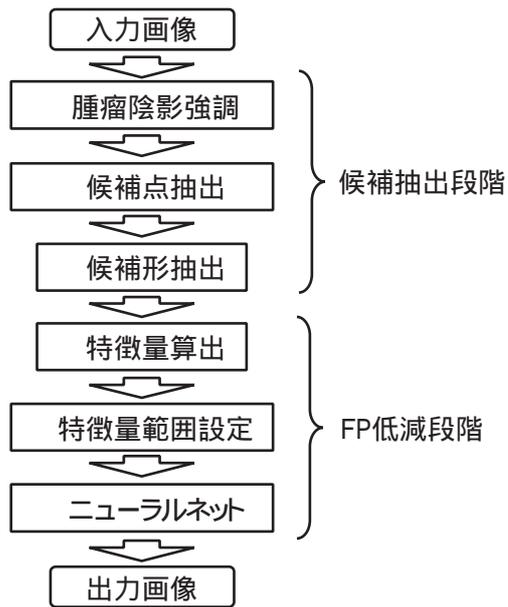


図3 画像処理の流れ

3. 実験方法

システム全体の流れを図3に示す。システムは、候補抽出段階とFP低減段階からなり、各段階には3つのステップにより構成されている。

3.1 腫瘍陰影強調

原画像において差分フィルタにより腫瘍陰影を強調した差分画像を図4に示す。差分フィルタは、図5に示すように、腫瘍陰影を強調する半径7pixelのマッチドフィルタと陰影を抑制する半径14pixelのリングフィルタにより構成され、マッチドフィルタの処理画像とリングフィルタの処理画像の差により差分画像は得られる。ここで胸部X線画像における一般的な腫瘍陰影のサイズは30mm以下であることが多く、今回使用したフィルタのサイズよりも大きい。しかし差分フィルタはサイズが一致しない腫瘍陰影も強調するので、差分フィルタのサイズは腫瘍陰影のサイズよりも小さくて問題がない。

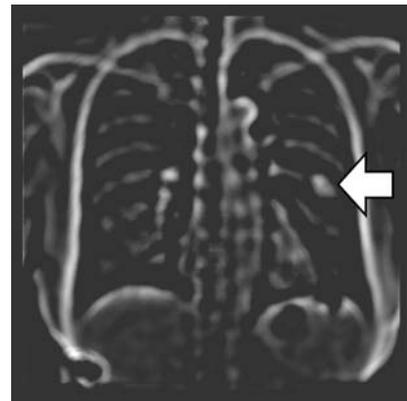


図4 腫瘍陰影強調画像

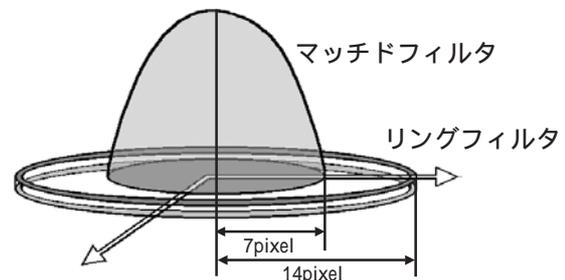


図5 差分フィルタ

3.2 候補点抽出

差分画像において、ある閾値により閾値処理を行うとコントラストが高い領域が島として現れる。差分画像では腫瘍陰影が強調されているので、腫瘍陰影は比較的高いコントラストを持つ。閾値を最大256から変化幅1階調で減少させ閾値処理を行い、現れる島が

- ・面積100pixel以上
- ・円形度0.55以上

の条件を満たす場合、その島の重心を候補点とした。ここで、候補の数は64個までとし、輝度の高いものから抽出した。また、重心が現れる島の外にあるものは候補点とはしなかった。

3.3 候補形抽出

腫瘍陰影強調画像において、閾値を最大256から変化幅1階調で減少させ閾値処理を行い、抽出した候補点と重なって現れる島の面積、円形度を算出した結果を図6に示す。図6において変化の傾きが面積、円形度ともに3倍以上となる部分を見つけ出し、その閾値により現れる島の形を候補形とした。この閾値は、候補が周囲の正常陰影に溶け込む部分である。

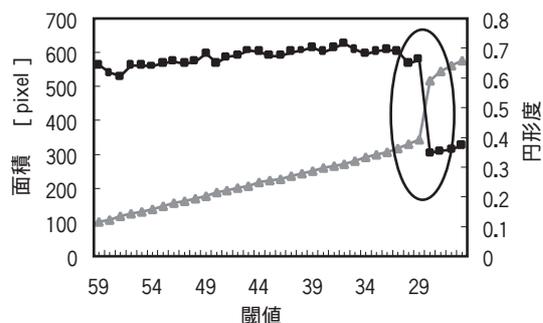


図6 閾値変化に対する面積、円形度変化

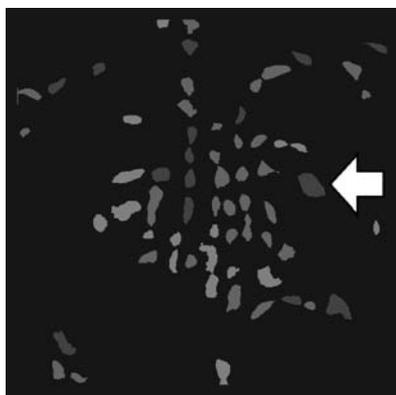


図7 候補形抽出結果

3.4 特徴量算出

抽出した全ての候補に対して、次に示すような12個の特徴量を算出した。これらは各候補の形状、位置を定量的に表したものである。

- | | |
|----------|-----------|
| (1) 面積 | (7) 最小角度 |
| (2) 円形度 | (8) 最大角度 |
| (3) 直径 | (9) 最小半径 |
| (4) 不整度 | (10) 最大半径 |
| (5) 最大閾値 | (11) 半径比 |
| (6) 高度 | (12) 重心移動 |

- (1) 面積
候補のサイズを表す。
- (2) 円形度
候補の円形への近さを表す。
- (3) 直径
候補を円と見た場合の直径を表す。
- (4) 不整度
候補輪郭の凹凸具合を表す。
- (5) 最大閾値
候補点を抽出した閾値。
- (6) 高度
最大閾値から、候補形を抽出した閾値を引いたもの。
- (7) 最小角度
候補の輪郭上の点において、図8に示すような候補輪郭上に中心点を置く円を描き、候補と重なる部分の割合から角度を算出した。候補輪郭上を追跡しすべての点において、面積角度を算出し最小となる角度を最小角度とした。

$$\text{面積角度}[\text{°}] = 360 \times \frac{\text{候補と円が重なる面積}}{\text{円面積}}$$

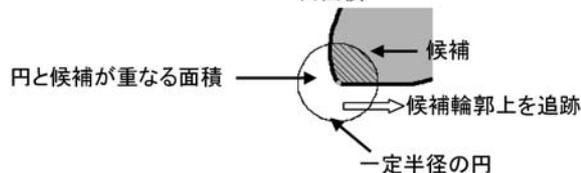


図8 面積角度算出法

- (8) 最大角度
最小角度算出法と同様に求めた。
- (9) 最小半径
候補輪郭上を追跡し、半径を算出し最小のものを最小半径とした。
- (10) 最大半径

候補輪郭上を追跡し、半径を算出し最大のものを最大半径とした。

(11) 半径比

求めた最小半径、最大半径の比を表す。

$$\text{半径比} = \text{最大半径} / \text{最小半径}$$

(12) 重心移動

候補点と候補形の重心間の距離。

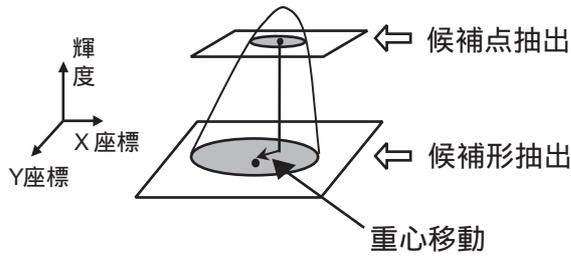


図9 重心移動算出法

3.5 特徴量範囲設定

学習用画像20枚から、全ての特徴量において真陰影を90%含むように特徴量範囲を設定した。特徴量加点範囲を特徴量範囲の中心付近1/3の範囲、特徴量減点範囲を特徴量範囲以外の範囲と設定し、各特徴量の得点を算出し、得点が0以下となる候補はFPであると削除した。

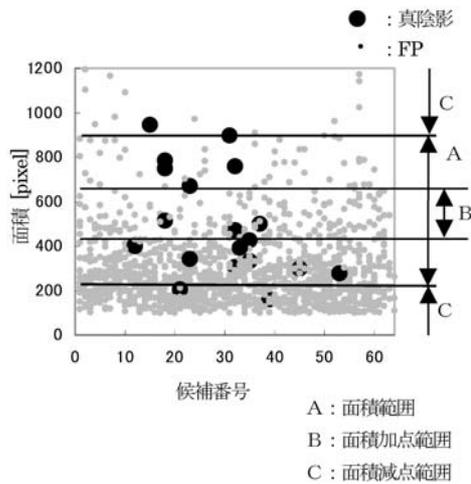


図10 面積における特徴量範囲設定

3.6 ニューラルネット

人工ニューラルネットワーク(ANN)に、真陰影の場合とFPの場合における特徴量とx,y座標を入力、学習させる事により、候補の真偽判定を行った。

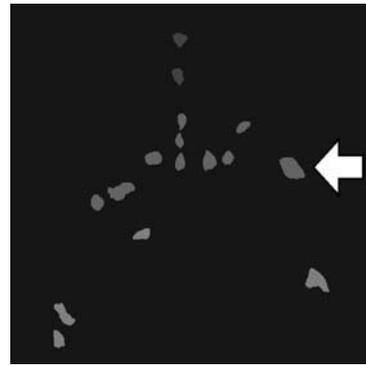


図11 特徴量範囲設定によるFP削除画像

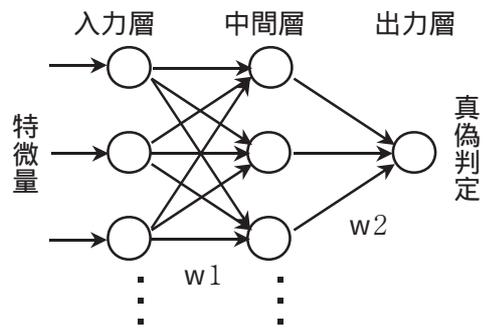


図12 ANNの構成

表1 ANNの詳細

方法	B P法
入力層ノード数	14
中間層ノード数	11
出力層ノード数	1
学習係数	1.0
慣性定数	0.08
最大学習回数	1億回
終了条件	E < 0.01



図13 ANNによるFP削除画像

入力には、特徴量範囲設定によるFP削除後に残っている候補の特徴量を用いた。

検討などがあげられる。

4. 実験結果

20枚の胸部X線画像を用い、特徴量の範囲設定、ANNの重み係数の学習を行った。その結果、未知の画像15枚を対象とした場合の結果は図14のようになった。FP数は大幅に低減できているが、腫瘍陰影検出感度も多少減少していることがわかる。システム全体の最終結果としては、検出感度が60%、FP数が6.4個/画像となった。

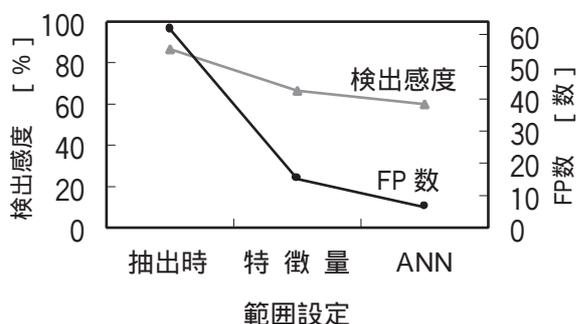


図14 各段階における検出感度、FP数

5. 考察

胸部X線画像における腫瘍陰影を対象としたCADにおけるFP低減手法の開発を行い、FP数を低減する事に成功した。しかし、腫瘍陰影検出感度の低下、残存FP数など、問題点も残っている。

これらの問題点の原因は同じであると考えられ、それは候補形の抽出に問題があり、真陰影の特徴量が正しく算出されなかったことが原因となっていると考えられる。特徴量の算出が正しく行われないと、特徴量範囲設定、ANNの学習に影響が現れ腫瘍陰影検出感度の低下、残存FPに悪影響を及ぼすと考えられる。また、候補抽出の段階で真陰影を抽出することが出来ない画像があった。これは腫瘍陰影のサイズが小さすぎるため、腫瘍陰影強調における差分フィルタでは真陰影のコントラストを十分に強調できなかったためであると考えられる。

今後の研究課題として、候補抽出の問題点における対処法の検討や、原画像の情報を利用するアルゴリズムの構築、腫瘍陰影の特徴をより顕著に表す特徴量の提案、特徴量範囲設定条件の検討、ANNの学習条件の

6. まとめ

今回の報告では、胸部X線画像における腫瘍陰影を対象としたCADにおけるFP低減手法の開発を行った。今回開発した手法をまとめる。

腫瘍陰影強調

胸部X線画像における腫瘍陰影のコントラスト強調を行うフィルタを開発し、腫瘍陰影の強調を行った。

候補点抽出

腫瘍陰影強調画像から腫瘍陰影を見つけ出す際の注目点の抽出を行う手法を開発した。

候補形抽出

候補点における腫瘍の形に近いと考えられる候補形の抽出を行う手法を開発した。

特徴量算出

候補の特徴を顕著に表すと考えられる12個の特徴量を開発し算出した。

特徴量範囲設定

算出した特徴量に対して腫瘍陰影の特徴に近いほど高得点を与える方式を開発し、候補を採点して低得点の候補はFPであるとして削除した。

ニューラルネット

算出した特徴量を入力し候補が真陰影であるかFPであるか判定するニューラルネットの開発を行った。

参考文献

- [1] 鳥脇純一郎、“X線像のコンピュータ支援診断 研究動向と課題”、電子情報通信学会論文誌D- , Vol.J83-D- , No.1, pp.3-26, Jan.2000.
- [2] 鳥脇純一郎、“多元デジタル映像処理に基づくがんの画像自動診断システムの開発に関する研究、厚生省がん研究助成金研究成果報告”、コンピュータ支援画像診断学会論文誌、Vol.4, No.3, Jun.2000.
- [3] 杜下淳次、桂川茂彦、土井邦雄、“胸部X線写真における肺結節状陰影の形状特徴量分析による偽陽性陰影の除去”、日本放射線技術学会雑誌、Vol.57, No.7, pp.829-836, July.2001.
- [4] 飯沼武、“コンピュータ支援画像診断(CAD)の実用化へのステップ-考察”、コンピュータ支援画像診断学会論文誌、Vol.5, No.1, pp.1-3, Jan.2001.
- [5] Xin-Wei Xu, Kunio Doi, Takashi Kobayashi, Heber MacMahon, Maryellen L. Giger, "Development of an improved CAD scheme for automated detection of lung nodules in digital chest images," Medical Physics, Vol.24, No.9, pp.1395-1403, 1997.
- [6] Junji Shiraishi, shigehiko Katsuragawa, Junpei Ikezoe, Tsuneo Matsumoto, Takeshi Kobayashi, Ken-ichi, Komatsu, Mitate Matsui, Hiroshi Fujita, Yoshie Kodera, Kunio Doi, "Development of a Digital

- Image Database for Chest Radiographs With and Without a Lung Nodule: Receiver Operating Characteristic Analysis of Radiologists' Detection of Pulmonary Nodules."AJR:174,pp.71-74,Jan,2000
- [7] 桂川茂彦, 杜下淳次, 石田隆行, 土井邦雄, " 胸部単純写真のCAD," 日本放射線技術学会雑誌, Vol.56,NO.3,pp.332-336,Mar.2000
- [8] 鳥脇純一郎, 館野之男, 飯沼武, " 医用X線画像のコンピュータ診断," シュプリンガー・フェアラーク東京, 1994
- [9] 杜下淳次, 桂川茂彦, 土井邦雄, " 胸部X線写真における肺結節状陰影の形状特徴量分析による偽陽性陰影の除去 ", 日本放射線技術学会雑誌, Vol.57, No.7, pp.829-836, 2001
- [10] TSUNEO MATSUMOTO, MD, HITOSHI YOSHIMURA, MSc, KUNIO DOI, phd, MARYELLEN L. GIGER, PHD, AKIKO KANO, BSC, HEBER MACMAHON, MD, KATSUMI ABE, MD, AND STEVEN M. MONTNER, MD, "Image Feature Analysis of False-Positive Diagnoses Produced by automated Detection of Lung Nodules", INVESTIGATE RADIOLOGY August 1992, Vol.27, No.8, pp587-597
- [11] 島田哲雄, 児玉直樹, 佐藤英哉, 中川真一, 樋渡圭・石田卓也, 福本一朗, " Directional Eye Shaped Filterを用いた胸部X線画像における腫瘍性陰影抽出システムの基礎研究," 信学技報MBE2000-63, Vol.100, No.330, pp73-78,2000.9.29
- [12] 島田哲雄, 児玉直樹, 西村義孝, 福本一朗, " 画像方向性を利用した胸部X線写真腫瘍性陰影抽出システムの基礎研究," 信学技報MBE2000-6, pp35-40, 2000
- [13] 石田卓也, 島田哲雄, 児玉直樹, 暉和彦, 福本一朗, " 胸部X線画像を対象としたコンピュータ支援診断における偽陽性候補低減手法の基礎研究," 信学技報 MBE2001-120, Vol.101, No.478, pp123-128, 2001