

ヘシアンフィルタバンクを用いた胸部 X 線写真における結節状陰影の検出

中村 達哉¹ 内山 良一¹ 原 武史² 藤田 広志²

1 大分工業高等専門学校制御情報工学科 〒870-0154 大分市大字牧 1666 番地

2 岐阜大学大学院医学系研究科知能イメージ情報分野 〒501-1194 岐阜県岐阜市柳戸 1-1

E-mail: uchiyama@oita-ct.ac.jp

あらまし 胸部 X 線検査において約 30%の肺結節が見落されていたとの報告がある。そのため、肺結節の可能性のある位置を表示することによって読影医の診断を支援するコンピュータ支援診断システムが開発されてきた。本論文では、様々な大きさの円形パターンを強調することができるヘシアンフィルタバンクに基づいた肺結節の検出方法を提案する。放射線技術学会発行のデータベースを用いて本手法を評価した結果、初期検出の段階で 75%の感度するとき、画像 1 枚当たりの偽陽性数が 30 個であった。また、提案手法と従来法である差分フィルタと適応リングフィルタの結果との組合せを行うことによって、さらに検出性能が向上することも示す。本手法は胸部 X 線検査における肺結節の自動検出に有用であると考えられる。

キーワード コンピュータ支援診断, 肺結節, 胸部 X 線検査, フィルタバンク

Detection of Lung Nodules in Chest Radiographs based on Hessian Filter Bank

Tatsuya NAKAMURA¹ Yoshikazu UCHIYAMA¹ Takeshi HARA² and Hiroshi FUJITA²

¹Dept. of Computer and Control Engineering, Oita National College of Technology, 1666 Maki, Oita, 870-0152

²Dept. of Intelligent Image Information, Graduate School of Medicine, Gifu University, Yanagido 1-1, Gifu 501-1194

Abstract Radiologists can fail to detect approximately 30% of lung nodules on chest radiograph. Therefore, in order to assist radiologists' image interpretation, computer- aided diagnosis (CAD) schemes which indicate the potential locations of nodules have been developed. This paper proposes an automated detection method of nodules based on Hessian filter bank with which various sizes of nodules are enhanced and the majority of background normal structures are suppressed. Our method was evaluated by use of standard digital image database created by the Japanese Society of Radiological technology. The candidates identified by thresholding of output values in the Hessian Filter Bank indicated that the sensitivity for the detection of nodule was 75 % with 30 false positives per image. In addition, combining output values of our method, adaptive ring filter, and difference-image technique improved the detection accuracy. Therefore, our method would be useful for the detection of lung nodules on chest radiograph.

Keywords Computer-aided diagnosis, Lung nodule, Chest radiograph, Filter bank,

1. はじめに

胸部単純 X 線写真は胸部疾患発見のための最初に行われる検査や、経過観察のための検査として病院内で最も多く撮影されている画像のひとつである。肺がんなどに関係する結節状陰影は、胸部単純写真における重要な異常陰影のひとつであるが、約 30%もの結節状陰影を読影医が見落しているとの報告がある。そのため、結節状陰影と疑われる位置をコンピュータで検出し、読影医の注意を喚起するコンピュータ支援診断(以下、CAD)システムが提案されている[1,2]。

近年のクラウド技術の進歩によって胸部単純写真の CAD が最注目されている。クラウド技術は、その導入コストの低価格化から、地域の診療所でも高価な PACS システムと同等の機能が提供できると期待できる。また、ネットワークで中核病院や地域の診療所が

結ばれるようになるため、ひとりの患者の生涯にわたる画像データが一元管理できるという特徴もある。胸部単純写真は、地域の診療所でも最も多く撮影され、経過観察にも利用されていることから、クラウド技術が多く利用されるようになれば、胸部単純写真の CAD はその効果を大きく発揮する可能性が高いと予想できる。

本論文では、ヘシアンフィルタバンクによる肺結節の検出方法を提案する。この手法は様々な大きさの肺結節を強調できる特徴がある。共通のデータベースで評価を行い、これまでに提案された手法との比較によって提案手法の有用性を示す。また、適応リングフィルタ[3]、差分フィルタ[2]、及び提案手法の結果を組合せた結果が最も検出性能が高いことも示す。

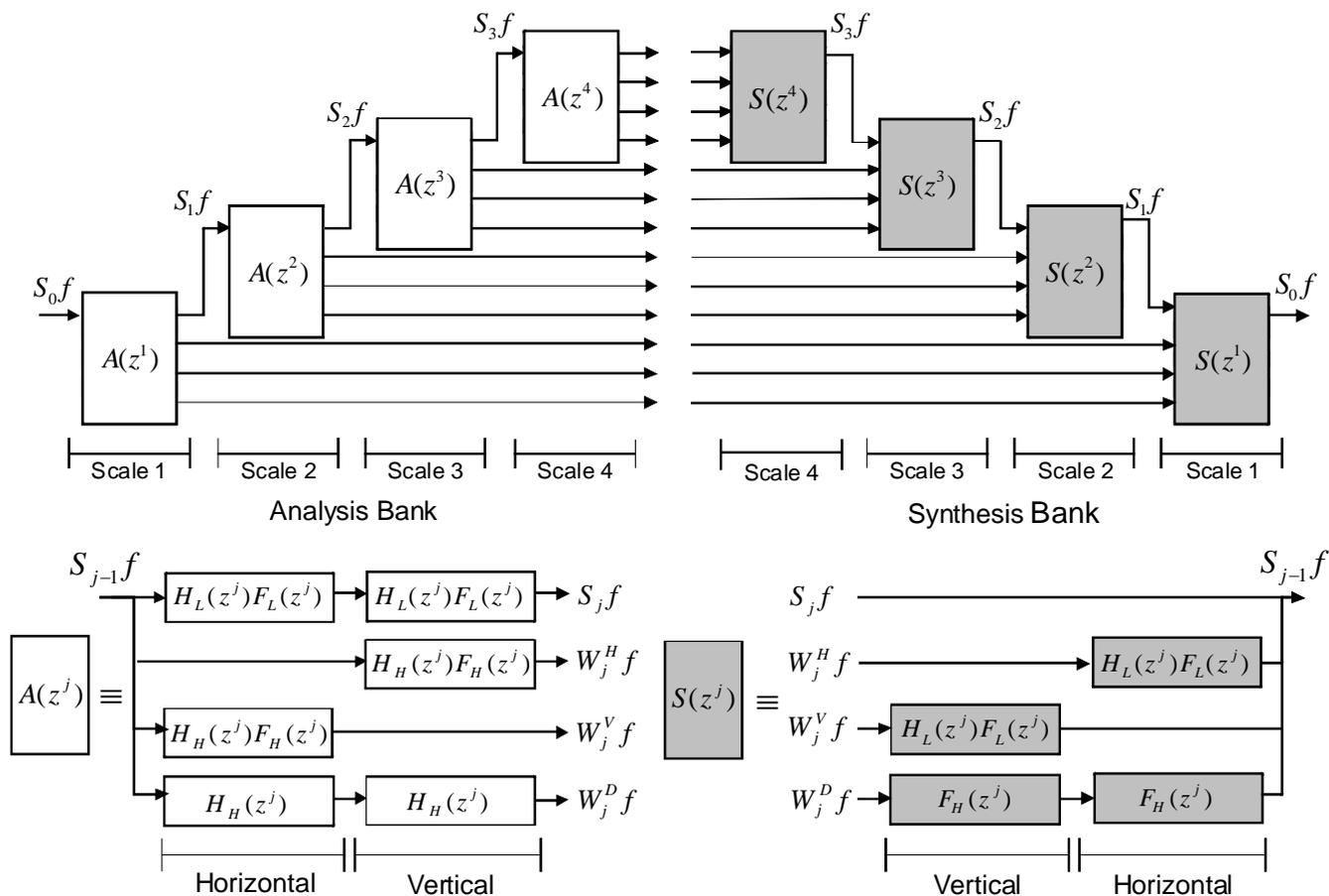


図 1 解像度 1 から 4 までの円形パターンおよび円形・線状パターンを検出するためのフィルタバンク [5]

2. データベース

本研究では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）を用いた[4]. 画像データのサイズは 2048×2048 であるが、データを間引くことによって、 512×512 のサイズに縮小し処理を行った. データベースには腫瘍陰影の検出が容易なもの（レベル 5）から困難なもの（レベル 1）が含まれている. しかし、レベル 1 の症例は検出が非常に困難なケースが含まれているため、本研究ではレベル 2 からレベル 4 までの 1 症例あたり 1 個の腫瘍陰影を含むデータ 113 症例を用いた.

3. 方法

3.1 ヘシアンフィルタバンク

ヘシアンフィルタバンクは、2進ウエーブレット変換のフィルタバンクを改良したものであり、分析側で水平、垂直、斜め方向の 2 階差分画像を出力するように工夫したものである[5]. このフィルタバンクの出力を用いれば、様々な大きさ円形パターンや線状パターンを抽出することができる. これまで、乳房 X 線写真における微小石灰化の検出[6,7]や脳 MR 画像におけるラクナ梗塞の検出[8]などに応用されている.

図 1 にヘシアンフィルタバンクを示す. S_0f は原画像を表しており、この解像度レベルをゼロと設定する. 下段の S_jf , W_j^Hf , W_j^Vf , W_j^Df は、解像度レベル j の平滑

化部分画像、水平部分画像、垂直部分画像、対角部分画像をそれぞれ表している. ここで、各フィルタは完全再構成の条件を満たすように次式で定義されている.

$$H_H(z) = \frac{1}{2}(z - z^{-1})$$

$$H_H(z)F_H(z) = \frac{1}{4}(-z^2 + 2 - z^{-2})$$

$$H_L(z)F_L(z) = \frac{1}{4}(z^2 + 2 + z^{-2})$$

$H_H(z)$ は 1 階差分フィルタ、 $H_H(z)F_H(z)$ は 2 階差分フィルタ、 $H_L(z)F_L(z)$ は平滑化フィルタに相当するから、分析側によって生成される部分画像はヘッセ行列の各要素となる画像を出力する. ここで、下段の基本フィルタバンクにおいて平滑化部分画像を引き続き分割するオクターブ分割を行うことによって多重解像度表現を得ることができる. 各解像度の円形パターンの抽出はヘッセ行列の最小固有値を用いて行う.

$$\lambda_j^{\min}(x, y) = \begin{bmatrix} W_j^Vf(x, y) & W_j^Df(x, y) \\ W_j^Df(x, y) & W_j^Hf(x, y) \end{bmatrix} \text{の最小固有値}$$

また、各解像度の円形・線状パターンの抽出はヘッセ行列の最大固有値を用いて行う.

$$\lambda_j^{\max}(x,y) = \begin{bmatrix} W_j^V f(x,y) & W_j^D f(x,y) \\ W_j^P f(x,y) & W_j^H f(x,y) \end{bmatrix} \text{の最大固有値}$$

3.2 結節状陰影の検出

画像全体に対してヘシアンフィルタバンクを適用し、解像度 1（小さい）から解像度 4（大きい）の円形パターンを抽出する。抽出した円形パターンに対して手動で抽出した肺野領域の情報を使用し、肺野外領域の出力値を 0 とする。次に、肺野全体に対して正方形の関心領域（以下、ROI）を設定する（図 2）。ROI の大きさは 32 画素×32 画素とした。設定した ROI 内において、解像度 1 から解像度 4 の円形パターンの出力値の平均値を求め、平均値の高い順に上位 50 個の ROI を結節状陰影の初期候補として検出する。

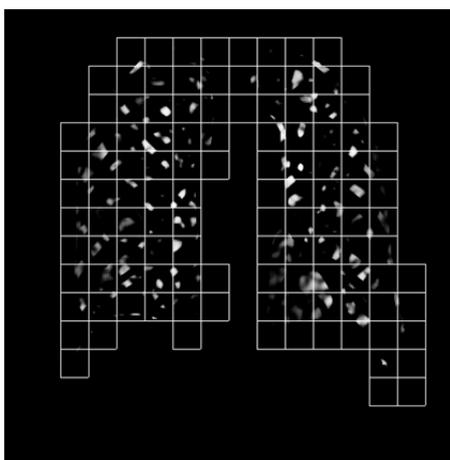


図 2 ROI を設定した円形パターン

4. 実験結果

データベースに含まれる 113 症例に対して、ヘシアンフィルタバンクを適用し、1 症例あたり 50 個の初期候補領域を検出した。次に、データベースに記載されている陰影の存在位置が ROI に含まれる場合を真陽性 ROI、陰影が含まれない ROI を偽陽性 ROI と定義した。各 ROI 内でのヘシアンフィルタバンクの出力値、真陽性 ROI、及び偽陽性 ROI を用いて感度と 1 症例あたりの偽陽性数を計算し、FROC 曲線を求めた（図 3）。また、比較のために従来法として適応リングフィルタ [3] と差分フィルタ [2] についても同様に FROC 曲線を求めた。

4.1 ヘシアンフィルタバンクの結果

初期候補領域の検出には各 ROI の円形パターンの出力値（解像度 1 から解像度 4）の平均値を用いた。ヘシアンフィルタバンクの各解像度の出力値は陰影の大きさと関係がある。もし、小さな陰影であれば解像度が小さい円形パターンの出力値が大きくなり、逆に、大きい陰影であれば解像度が大きい円形パターンの出力値が大きくなる特徴がある。図 3 におけるヘシアンフィルタバンクの FROC 曲線を見ると立ち上がりが遅いことがわかる。このことは、1 症例あたりの偽陽性数が少ないとき感度が低く、偽陽性数が増えると感度が高くなることを示している。これは、異常陰影がある解像度で高い値を出力したとしても、他の解像度との

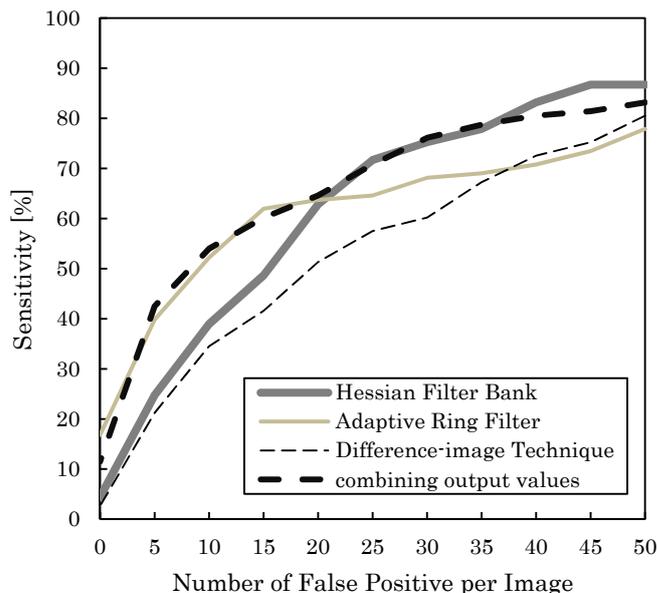


図 3 データベースに含まれる 113 症例から得た各フィルタの FROC 曲線

平均値を計算するため、最終的な結果の出力値が低くなり、真陽性が低い順位に集まることが原因と考えられる。

4.2 適応リングフィルタの結果

適応リングフィルタは円形部分の中心で出力値が一番大きくなるという特徴を持つ。そのため、ROI の最大値を ROI の出力値として用いた。症例ごとに ROI の出力値を計算し、上位 50 個の ROI を初期候補領域として決定した。図 3 における適応リングフィルタの FROC 曲線を見ると、立ち上がりは早いですが 1 症例あたりの偽陽性数が 15 個以上になると感度があまり上がらないことがわかる。これは、適応リングフィルタが強調できた異常陰影では高い値を出力しているため、順位が上位に集中することが原因であると考えられる。

4.3 差分フィルタの結果

差分フィルタの出力を用いて各 ROI の平均値を計算し ROI の出力値として用いた。症例ごとの ROI の出力値を計算し、上位 50 個の ROI を初期候補領域として決定した。図 3 の結果から、差分フィルタは他のフィルタに比べて感度が低いことがわかった。これは、肋骨部分などの陰影以外の部分で差分フィルタの出力値が高くなるため、感度が低下することが原因であると考えられる。

5. 考察

今回使用したデータベースのレベル 2 からレベル 4 のデータを放射線科医が診断した場合の感度は約 75% である [9]。図 3 の結果から、初期候補の感度が約 75% のとき、1 症例あたりの偽陽性の数は、ヘシアンフィルタバンクで 30 個、適応リングフィルタで 48 個、差分フィルタで 43 個であり、最も少ないのはヘシアンフィルタバンクであることがわかった。

実験結果からヘシアンフィルタバンクは立ち上がりが遅く、適応リングフィルタは立ち上がりが早いと

いう特性がわかった。また、差分フィルタは他のフィルタに比べて感度は低いながら1症例あたりの偽陽性数によって感度の変化に偏りが無い。そこで、これら3つのフィルタを組み合わせた場合にどのような特性を持つのかを検証した。

初期候補領域の検出では、フィルタの出力値の大きさがそれぞれ異なるため、フィルタごとにデータベースのデータ113症例から1症例あたり50個の初期候補領域を検出し合計約6000個の初期候補領域の出力値を用いて平均 μ と標準偏差 σ を求め、以下の式を用いて正規化を行った。

$$f(x) = \frac{x - \mu}{\sigma}$$

各ROIで、3つのフィルタの出力値を正規化した結果である3つの値の平均値を計算し、計算した平均値の高い順に上位50個を初期候補領域として検出した。50個のROIの平均値の値を用いてFROC曲線を求めた結果を図3に示す。

3つのフィルタを組み合わせた場合、感度が約75%において、偽陽性数が29個となりヘシアンフィルタバンク単体と比べて1症例あたりの偽陽性数を1個削除することができた。また、FROC曲線から立ち上がり適応リングフィルタと同様に早く、1症例あたりの偽陽性数が増加してもヘシアンフィルタバンクと同等の感度を持っていることが明らかになった。これは、適応リングフィルタとヘシアンフィルタバンクで検出できなかった陰影の領域が重なっていないためであると考えられる。

6. 結論

胸部単純X線写真における肺結節検出の新しい手法として、ヘシアンフィルタバンクに基づいた手法を提案した。提案手法を113症例に適用したところ、感度が75%のとき、1症例あたりの偽陽性数が30個であり、従来法である適応リングフィルタおよび差分フィルタより高い検出精度を得ることを示した。また、これら3つのフィルタを組み合わせることによって同じ感度のとき、より多くの偽陽性を削除できることを示した。したがって、提案手法、及び従来法との組合せは、胸部写真における肺結節の検出において有用であると考えられる。

参考文献

- [1] Doi K, MacMahon H, Katsuragawa S, et al. : Computer-aided diagnosis in radiography : Potential and pitfalls Eur. J Radiol. 31:97-109, 1999
- [2] Xu XW, Doi K, Kobayashi T, et al. : Development of an improved CAD scheme for automated detection of lung nodules in digital chest images. Med Phys 24:1395-1403, 1997.
- [3] 魏軍, 萩原義裕, 小畑秀文 : 肺がん陰影候補抽出のためのこう配ベクトル集中性フィルタ, 電子情報通信学会論文誌, J83-D-II(1) : 118-125, 2000

- [4] 白石順二, 土井邦雄, 桂川茂彦, 他 : 標準デジタル画像データベースの構築, 日放技学誌, 54(3) : 439-445, 1998
- [5] 中山良平, 内山良一 : 医用画像における円形・線状パターン検出のためのフィルタバンクの構築, 電子情報通信学会論文誌, J87-D-II(1), 176-185, 2004
- [6] 中山良平, 内山良一, 山本皓二, 他 : フィルタバンクを用いた乳房X線写真における早期段階の微小石灰化クラスタ検出, 電子情報通信学会論文誌, J87-D-II(1), 186-196, 2004
- [7] 内山良一, 中山良平, 笠井聡, 他 : 乳房X線写真における微小石灰化クラスタのコンピュータ検出支援システムの高度化 - フィルタバンクを用いた偽陽性削除 -, 生体医工学, 43(3), 406-415, 2005
- [8] 内山良一, 松井篤, 横山龍二郎, 他 : 脳MR画像におけるラクナ梗塞の検出法, 電子情報通信学会論文誌, J90-D(7), 1820-1829, 2007
- [9] 白石順二, 桂川茂彦, 土井邦雄, 他 : 標準デジタル画像データベース(胸部腫瘍陰影像) - 頒布開始1年半後の再評価 -, 日本放射線技術学会雑誌, 56(3) : 370-375, 2000