

研究速報

半円形モデルのテンプレートマッチングによる胸部ヘリカルCT画像における胸壁周辺の腫瘍陰影の自動検出法

李 鎔範[†] (学生員) 児島 敦司[†]
 原 武史[†] (正員) 藤田 広志[†] (正員)
 伊藤 茂樹^{††} 石垣 武男^{††}

Automated Detection of Nodular Shadows on Lung Walls for Chest Helical CT Images by Using a Template Matching Based on Semicircular Models

Yongbum LEE[†], Student Member, Atsushi KOJIMA[†], Nonmember, Takeshi HARA[†], Hiroshi FUJITA[†], Members, Shigeki ITOH^{††}, and Takeo ISHIGAKI^{††}, Nonmembers

[†] 岐阜大学工学部, 岐阜市

Department of Information Science, Faculty of Engineering, Gifu University, 1-1 Yanagido, Gifu-shi, 501-1193 Japan

^{††} 名古屋大学医学部, 名古屋市

Department of Radiology, Nagoya University School of Medicine, 65 Tsurumai-cho, Showa-ku, Nagoya-shi, 466-0065 Japan

あらまし これまで自動検出の対象とされることがなかった胸壁上の腫瘍陰影の自動検出法を報告する。ここではその方法として半円形の腫瘍モデルを用いた胸壁に沿ったテンプレートマッチング法を新たに提案する。本手法を20症例(557枚)の胸部ヘリカルCT画像に適用した結果,24個の胸壁に接する腫瘍陰影のうち17個を検出することができた。

キーワード 肺がん, 胸壁に接する腫瘍, 半円形モデル, 胸部ヘリカルCT, テンプレートマッチング

1. ま え が き

最近 肺がんの罹患率はますます増加してきており, 検査のための胸部X線写真の数も大きく増加している。そこで, 医師の読影の補助を目的としたコンピュータ支援診断(Computer-Aided Diagnosis: CAD)システムの開発が要望されている。特に, 胸部ヘリカルX線CT画像において肺がんを疑うべき陰影である腫瘍陰影の自動検出法については既にいくつかの手法が提案されており, 実用化に向けて開発が本格的に進んでいる[1]~[5]。我々も遺伝的アルゴリズム(Genetic Algorithm: GA)とテンプレートマッチングを組み合わせた手法(“GAテンプレートマッチング法”)を提案し, 検出法を報告してきた[5], [6]。これらの文献で取り扱われる腫瘍陰影は, 肺野領域内部に孤立して存在する腫瘍陰影の検出が中心であるが, 現実の腫瘍陰影には胸壁に接する場合も多く, またそのような陰影は小さく半円形に写ることが多い。これらは, 大きさによっては孤立性の陰影の検出アルゴリズムによって検出されることもあ

るが, 小さな陰影の場合にはほとんど検出されることはない。しかしながら, そのような陰影を選択的に検出する手法はまだ報告されていないのが現状である。したがって, 本論文では, 孤立した腫瘍陰影とは別に, 胸壁に接し半円形に写る腫瘍陰影の自動検出法を新たに提案する。

本手法では, 半円形の腫瘍モデルを参照画像として, 自動抽出した胸壁に沿ってテンプレートマッチングを実行することで1次候補の検出処理を行う。そして特徴量解析によって拾いすぎ候補の削除処理を行い, 実験用画像データベースを用いて検出性能の評価を行う。なお, 対象とする腫瘍陰影の大きさは, 肺野内の微小な血管影と区別することは非常に困難であるとされる直径が約5 mm程度のものから平均的な大きさである15 mm程度のものまでとする。以下にこれらの手法の詳細と初期の結果を報告する。

2. 方 法

2.1 使用画像と処理の概要

利用した画像は, 表1の条件で撮影された20症例(正常例5, 異常例15, 計557枚)の胸部ヘリカルCT画像である。ここには医師によって99個の腫瘍陰影(1症例当たり平均5個の腫瘍陰影)が確認されており, そのうち24個が胸壁に接した腫瘍陰影である。その直径は5 mmから20 mm程度である。一般的には1症例の中に

表1 ヘリカルCTの撮影条件
Table 1 Specification of helical CT scans.

| | |
|-----------------|-------------|
| Tube Voltage | 120 kV |
| Tube Current | 50 mA |
| Slice Thickness | 10 mm |
| Scan Time | 1 sec/round |
| Table Feed Rate | 20 mm/sec |

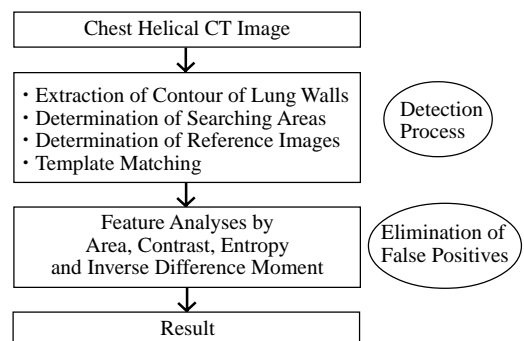


図1 胸壁上の腫瘍陰影検出の流れ
Fig. 1 Overall scheme for detecting nodules on lung walls.

これほど多くの肺がんが発生することはまれである。しかし、転移性の肺がん患者の画像を利用することによって、1症例の中に非常に多くの腫瘍陰影のパターンを観察することができる。

次に本研究で開発した処理の流れを図1に示す。はじめに胸壁に接した腫瘍陰影の自動検出を行い、次に候補領域内の特徴解析によって腫瘍陰影とその他の陰影を判定することによって、偽陽性候補の削除を行った。腫瘍陰影の検出処理は、胸壁の輪郭抽出、抽出された輪郭に沿った探索領域の決定、参照画像の決定、そしてテンプレートマッチングの各処理によって行われる。また、偽陽性候補の削除は腫瘍陰影の検出処理で抽出された候補領域内の四つの特徴量(エントロピー、逆差分モーメント、面積、コントラスト)を用いて行った。以下に本手法の詳細を示す。

2.2 半円形モデルを用いたテンプレートマッチング

胸壁上の腫瘍の形状は一般に半円形であり、寸法は小さいものが多い。また、ヘリカルCTにおける断層像では、寸法の小さな腫瘍ほど辺縁がぼける[7]。実際に我々の有する胸部ヘリカルCT画像中の比較的小さな腫瘍陰影の濃度分布はガウス分布である傾向が見られたので、直径10または20画素の等方ガウス分布状の円形モデルから二つの半円形モデルを作成した(1画素は0.68 mm)。この二つのモデルを使うことによって、直径が約5～15 mmの胸壁に接した腫瘍陰影を検出対象とした。ここで、一般に腫瘍の形状は球状であると仮定し、この仮定からガウス分布状の球形モデルを作成し、その中心を含む断層像を等方ガウス分布状の円形モデルとした。また、半円形モデルは円形モデルを縦方向に0.8倍した後に、これを半分に分割したものである。半円形の腫瘍モデルを含む参照画像の大きさは20×20画素とした。

胸壁の輪郭抽出のためにしきい値処理とラベリング処理を用いて肺野の粗領域を決定した。この粗領域全体を含むような方形領域を定め、その各辺から肺野へ向かって(辺の垂直方向)走査し、最初の領域上の点を胸壁の輪郭点とした。また、抽出された輪郭に沿って、テンプレートマッチングのための探索領域を決定した。ここでは図2に示すように、抽出された輪郭上の注目点(図2の点A)から図2のa,b方向に各5画素、図2のc方向に7画素、図2のd方向に1画素の距離をもつ方形領域とした。また、隣り合う注目点(図2の点B,C)との間隔はa,b方向に各5画素とした。ここで、テンプレートマッチングのための半円形の腫瘍モ

デルは、方形領域内の胸壁の角度に応じて図2に示すように回転させる。胸壁の角度は注目点(図2の点A)からa,b方向に3画素離れた輪郭上の2点(図2の点D,E)を結ぶ直線の傾きとする。回転した腫瘍モデルはその方形領域内での参照画像として用い、図2の領域内の各画素を中心とした20×20画素の領域と参照画像間でテンプレートマッチングを行った。方形領域内のいずれかの画素において類似度が一定値以上であったとき、その部位に腫瘍陰影の疑いがあるとして検出候補とした。なお、画像間の類似度の評価にはパターンのある程度の変形にも対応できる相互相関関数を用いた。ただし、一般的な相互相関関数の式をコーシー・シュワルツの不等式を用いて正規化したものを用いた。

2.3 偽陽性候補の削除処理

上述の腫瘍陰影の検出処理では、1症例当たり100個近くの1次候補が検出される。しかし、このように検出された候補の多くは偽陽性候補といわれる拾いすぎ候補であり、それらを削除する処理が必要となる。本手法で対象とする偽陽性候補は、濃度分布が部分的に平坦であるもの、検出対象とした腫瘍の寸法範囲から大きく外れたもの、また真陽性候補に比べコントラストが高い傾向にあるものである。そこで、検出された候補の特徴量解析に基づいた偽陽性候補の削除法を考案した。以下に、用いた特徴量について記す。

(1) エントロピー及び逆差分モーメント

胸壁に接している領域では、淡く写る他の組織の影

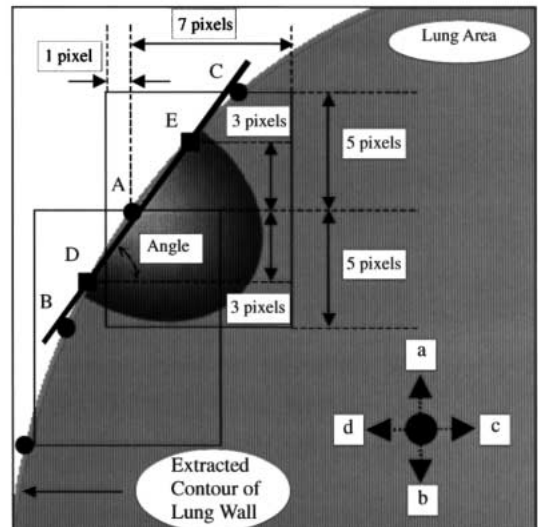


図2 胸壁に沿った方形領域と回転した腫瘍モデル
Fig. 2 Square regions along lung wall and a rotated nodular model.

響によりその形状を正しく把握することが困難となる場合が多い．そこで，検出された候補のテクスチャの相違に注目し，テクスチャ解析における代表的な手法である同時濃度生起行列(gray-level cooccurrence matrix)を用いた偽陽性候補の削除処理を行う．同時濃度生起行列からは，角度別 2 次モーメント(angular second moment)，エントロピー(entropy)，逆差分モーメント(inverse difference moment)，コントラスト(contrast)などのいくつかの特徴量が求められる[8]．本手法では，その中から特に胸壁周辺の偽陽性候補削除において実験的に有効であった逆差分モーメント(IDM)とエントロピー(ENT)の二つを用いた．同時濃度生起行列 Q における逆差分モーメントとエントロピーの式を，式(1)と式(2)にそれぞれ示す．

$$IDM = \sum_{i,j} \frac{Q(i,j)}{1+(i-j)^2} \quad (1)$$

$$ENT = -\sum_{i,j} Q(i,j) \cdot \log Q(i,j) \quad (2)$$

(1)は，行列の i と j における要素の差が小さいところに要素が固まっていると値は大きくなる．濃度分布の平坦な画像はその一例である．式(2)は，行列の要素値が均等に割り当てられているほどその値が大きくなり均一性とは逆の性質を示す．つまり，画像内の画素値のばらつき度を示す特徴量といえる．これらの特徴量により，胸壁付近の単調な，また他の淡く写る組織の影響から形状の把握が困難である候補陰影中の偽陽性候補を削除できる．

(2) 面積及びコントラスト

検出候補の面積とコントラストを用いて偽陽性候補の削除を行う．検出候補は候補周辺の胸壁を取り除いた後に，しきい値処理を用いて大まかに抽出されるものとする．検出候補の面積により，検出対象とした腫瘍の寸法範囲から大きく外れたものを削除する．また，検出候補の内部の平均 CT 値とその周辺領域の平均 CT 値との差を本手法におけるコントラストと定義する．偽陽性候補では腫瘍陰影に比べ，コントラストが高くなる傾向がある．

3. 結果と考察

本手法を前述の画像に適用した．これらの症例には 99 個の腫瘍陰影が確認されており，そのうち 24 個が胸壁に接し半円形に写る腫瘍陰影である．この 24 個は我々の従来の検出法[5]でも検出できない陰影である．そのうち本手法では 17 個が検出された．直径別に分類

した検出結果を表 2 に示す．また，検出例を図 3 に示す．図中に示された線が抽出された胸壁の輪郭であり，方形領域の中心が本手法によって検出された候補(直径: 14 mm)である．また，検出対象外の大きさである直径 15 mm 以上の腫瘍陰影は 3 個あるが，そのうち 2 個が検出できた．この理由は，腫瘍の内部領域のみでの類似度が上昇したためと考えられる．検出できなかった 6 個の腫瘍陰影は，肺門部，肺底部の淡く写る他の組織に埋もれた陰影が 3 個，扁平した淡い陰影が 3 個であった．図 4 にこれらの例を一部示す．(a)は肺底部付近に存在する腫瘍陰影，(b)は扁平した腫瘍陰影でありいずれも検出できなかった．

1 次検出処理における偽陽性候補は，1 スライス当たり 3.4 個あったが，面積，コントラストなどの四つの特

表 2 検出された腫瘍陰影の寸法別の分類
Table 2 Classification of detected nodule size.

| Diameter (mm) | ~5 | 6~10 | 11~15 | 16~ | Total |
|-------------------|-----|------|-------|-----|-------|
| Number of nodules | 2/3 | 8/12 | 5/6 | 2/3 | 17/24 |

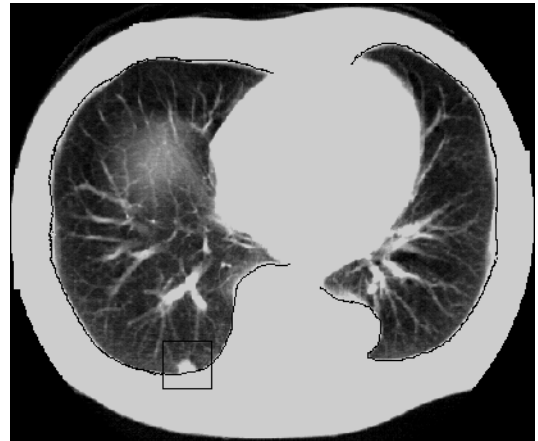
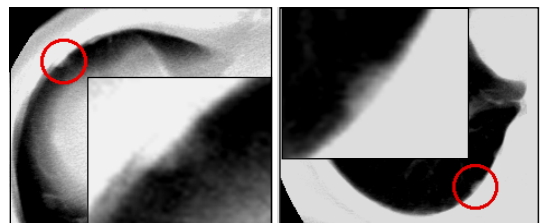


図 3 抽出された胸壁と腫瘍陰影

Fig. 3 A detected nodule and extracted contour of lung wall.



(a) A nodule near lung base

(b) A nodule with a flat shape

図 4 検出されなかった腫瘍陰影

Fig. 4 Nodules missed in the detection process.

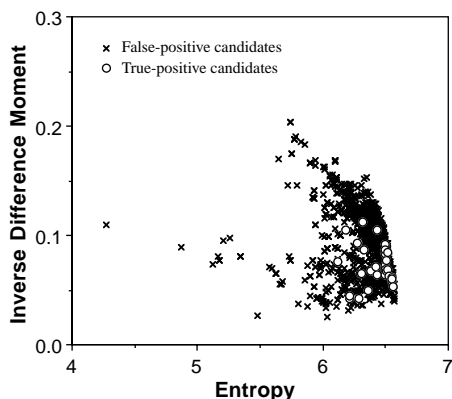


図5 逆差分モーメントとエントロピーの分布図

Fig. 5 Distribution diagram of inverse difference moment vs entropy.

微量による削除処理によって、1スライス当り0.5個まで削減できた。図5に削除に用いた特徴量の二つであるエントロピーと逆差分モーメントの分布例を示す。偽陽性候補は真陽性候補に比べ同時濃度生起行列の要素値が均等ではないためエントロピーの値は低くなる傾向がある。そして、行列の i と j の要素の差が小さいところに分布が集中するため、逆差分モーメントの値は高くなる傾向があることがわかる。

4. むすび

これまで取り扱われることがなかった胸壁上の腫瘤陰影の検出について新しい手法を提案し、その性能の検討を行った。ここでは、半円形腫瘤モデルの胸壁に沿ったテンプレートマッチングという比較的単純な手法を考案した。この手法を20症例の胸部ヘリカルCT画像に適用した結果、従来では検出できなかった胸壁

に接する24個の腫瘤陰影のうち17個の検出が新たに可能となり、初期の結果として手法の有効性を示すことができた。また、拾いすぎ候補の削除法についても述べた。なお、画像の特殊性のため収集できた画像数が少なくしきい値の設定は経験的に行ったが、今後更に症例を収集することにより各種設定値の自動化を行う予定である。

文 献

- [1] Y.Kawata, N.Niki, H.Ohmatsu, R.Kakinuma, K.Eguchi, M.Kaneko, and N.Moriyama, "Quantitative surface characterization of pulmonary nodules based on thin-section CT images," IEEE Trans. Nuclear Science, vol.45, no.4, pp.2132-3138, 1998.
- [2] 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," 信学論(D-II), vol.J76-D-II, no.2, pp.250-260, Feb. 1993.
- [3] 奥村俊昭, 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," 信学技報, PRMU 97-101, Sept. 1997.
- [4] 森 雅樹, 高畠博嗣, 三谷正信, 名取 博, 鈴木英夫, 稲岡則子, "胸部CT画像における肺腫瘤影の自動検出システムの開発," 胸部CT検診, vol.4, no.3, pp.227-230, Feb. 1997.
- [5] 李 鎔範, 児島敦司, 原 武史, 藤田広志, 伊藤茂樹, 石垣武男, "遺伝的アルゴリズムを用いた画像認識 - ヘリカルX線CT画像における腫瘤像の自動検出," 信学技報, CAS 97-118, March 1998.
- [6] 原 武史, 藤田広志, "遺伝的アルゴリズムによる濃淡画像のテンプレートマッチング," 信学論(D-II), vol.J78-D-II, no.2, pp.385-388, Feb. 1995.
- [7] 木村和衛, 古賀佑彦, ヘリカルスキャンの基礎と臨床, 医療科学社, 東京, 1993.
- [8] 高木幹雄, 下田陽久, 画像解析ハンドブック, 東京大学出版会, 東京, 1991.

(平成11年5月10日受付, 8月9日再受付)