

## 研究論文

マンモグラム上の腫瘤陰影自動検出アルゴリズムにおける  
索状の偽陽性候補陰影の削除笠井 聡<sup>\*1,\*2</sup> 藤田 広志<sup>\*1</sup> 原 武史<sup>\*1</sup> 畑中 裕司<sup>\*1</sup> 遠藤 登喜子<sup>\*3</sup>

要旨 本研究の主な目的は、われわれのデジタルマンモグラム上の腫瘤陰影の自動検出アルゴリズムにおいて、乳腺の一部による索状影を検出している偽陽性候補を、11個の特徴量を用いて削除する処理を加えることである。これらの特徴量とは、(1)縦横比、(2)最小幅、(3)円形度、(4)候補内部の平均コントラスト、(5)候補中心部の平均コントラスト、(6)重心を中心とした同心円上の画素値分布の標準偏差の平均、(7)候補中心部のroughnessの正成分、(8)同負成分、(9)乳頭の位置を考慮して決定した一定方向の強度成分の割合、(10)候補中心部のアンシャープマスク画像の標準偏差、および(11)重心を利用した方向別強度比である。これらの11個の特徴量に対して、判別分析を用いて偽陽性候補を削除した。検出システム全体の評価として、臨床画像データ884枚を対象とした腫瘤陰影の検出実験を行い、真陽性率87%のとき、一画像当たりの偽陽性数は1.7個という結果を得た。以上より、本論文で提案した手法が、索状構造の偽陽性候補削除に有効であると結論付ける。

Key words : mammogram, computer-aided diagnosis, mass detection, image processing, false positive

## 1. はじめに

わが国における乳がんの罹患率は年々増加傾向が認められる。乳がんは従来では主に触診による診断が行われていたが、その診断法ではしこりができた段階で発見されるため、早期発見が難しいとされていた。そこで、早期発見のために有効な一つの診断法として乳房X線写真(マンモグラム)による診断が利用されるようになった。しかしながら、診断医の不足は深刻な問題であり、今後、集団検診でマンモグラムが利用されるようになると、一人の医師にかかる読影負担は非常に大きくなると予想される。そこで、異常がある部位をコンピュータで自動的に指摘し、医師に第二の意見を提示することによって医師の読影の負担を軽減するコンピュータ支援診断(computer-aided diagnosis, 以下CAD)システムの開発が要望されている。

マンモグラムにおける乳がんの2大所見は、腫瘤陰影と微小石灰化陰影クラスターであり、欧米を中心に活発にCADシステムが開発されている。腫瘤陰影の検出アルゴリズムに関しては、左右乳房画像の位置を合わせて差分処理をすることによって検出する方法[Yin94]、腫瘤陰影の形状に合ったフィルタを作成して検出する方法[松本92]などがあげられる。われわれは乳腺の退縮状況[松江88]に応じて画像を分類し、画像の種類別にしきい値を設定することで腫瘤陰影を検出するアルゴリズムを開発した[松原97, 松原98]。しかし、われわれが開発したこれらのアルゴリズムでは、実用化のためにはまだ偽陽性候補数が多いため、新たな偽陽性候補の削除処理の検討が課題として残っていた。一般に、他の研究グループの報告でも偽陽性候補の削除は大きな課題であり、従来から偽陽性候補の削除に

関するさまざまな報告[Chan95, Wei95, Sahiner96, Wei97]がなされている。われわれも差分統計量や同時生起行列を作成し、それらから得られる特徴量によって偽陽性候補を削除する方法を報告[大塚99]しているが、本研究では、われわれの従来アルゴリズムで誤検出する可能性が高い乳腺組織より形成される索状の陰影を削除するアルゴリズムを新たに提案し、偽陽性候補の削除に利用した。

## 2. 腫瘤陰影検出アルゴリズムの問題点

## 2.1 従来システム

われわれがこれまでに開発した腫瘤陰影検出のための従来システムは、以下の10段階の処理でアルゴリズムが構成されている。すなわち、(1)画像のデジタル化、(2)乳房領域の抽出、(3)画像マトリックスの縮小、(4)ダイナミックレンジ圧縮[原96]、(5)濃度勾配の算出、(6)乳房領域の分類・分割、(7)低濃度領域の抽出、(8)腫瘤候補の再検討、(9)偽陽性候補の削除、および(10)結果表示である。これらの詳細は文献[松原97][松原98]を参照されたい。

## 2.2 偽陽性候補の削除処理

従来システムでは、同時生起行列・差分統計量を利用した偽陽性候補の削除[大塚99]を行った。文献[大塚99]では、同時生起行列から得られる(a)2次モーメント、(b)逆差分モーメント、(c)エントロピー、(d)差分統計量のコントラストによって偽陽性候補を削除している。

## 2.3 従来システムの問題点

従来システムを用いて214枚の画像に対して検出実験を行ったとき、一画像当たりの偽陽性数は2.1個(真陽性率83%)であり、偽陽性数の削除が大きな課題である。偽陽性候補には、比較的円形度が高く厚い乳腺が塊を形成しているように見える候補も存在するが、乳腺組織による索状の陰影を検出している候補も多い。特に索状影は偽陽性数全体の約3割を占める。索状陰影を検出している場合は、Fig.1に示すように候補の内部に乳腺や乳管などの索状陰影を含む大まかな領域を候補領域としていることが多い。

\*1 岐阜大学工学部応用情報学科 [〒501-1193 岐阜市柳戸1-1]

\*2 現在、コニカ(株)中央研究所 [〒191-8511 東京都日野市さくら町1]

\*3 国立名古屋病院放射線科 [〒460-0001 名古屋市中区三の丸4-1-1]

投稿受付: 1998年10月27日

最終稿受付: 1999年4月12日

採用決定日: 1999年4月12日

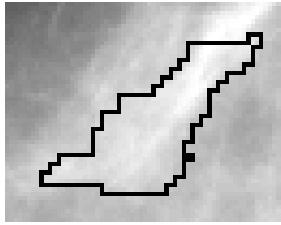


Fig.1 A candidate example involved a funicular shadow

### 2.4 索状影に対する処理

本研究では、特に索状の陰影を検出している候補を削除するために複数の特徴量を求め、それらを用いて判別分析を行い、偽陽性候補を削除する新しい方法を次章で提案する。

### 3. 索状影を削除する処理

新しく追加した索状陰影を削除するための処理の流れは、1)候補領域の抽出、2)特徴量の抽出、および3)判別分析である。以下、それぞれについて詳しく説明する。

#### 3.1 候補領域の抽出

候補領域には、われわれの腫瘍検出アルゴリズムで決定された腫瘍候補を使用し[松原 97][松原 98]、その領域を含む最小限の方形領域とした。Fig.2にその例を示す。同アルゴリズムで抽出された腫瘍陰影候補の辺縁が灰色の線で示されており、その領域を含む最小限の方形窓(太線)で解析領域を抽出している。

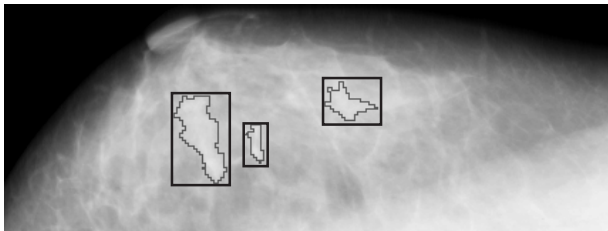


Fig.2 Extraction of analyzing regions by rectangular window which has a minimum area including the border of mass candidate

#### 3.2 特徴量の抽出

使用した特徴量は 11 個で、(1)縦横比 (2)最小幅 (3)円形度 (4)候補内部の平均コントラスト (5)候補中心部の平均コントラスト (6)重心を中心とした同心円上の画素値分布の標準偏差の平均 (7)候補中心部の roughness の正成分 (8)同負成分 (9)乳頭の位置を考慮して決定した一定方向の強度成分の割合 (10)候補中心部のアンシャープマスク画像の標準偏差、および(11)重心を利用した方向別強度比である。以下にこれらの 11 個の特徴量の抽出法を説明する。ただし、これらの特徴量は、腫瘍陰影がガウス分布に似た形状をしているという前提のもとに、索状陰影との特徴の相違を抽出するものである。(6)~(9)、および(11)は本研究で新しく採用した特徴量であり、他の特徴量は従来から広く使われている特徴量を利用、もしくは改良を加えたものである。

#### (1) 縦横比

候補が腫瘍陰影である場合、候補の縦と横の長さの比は 1:1 に近い値を示すことが多い。このため、つぎの処理によって縦横比を表す特徴量を抽出する(Fig.3)。(i)抽出した方形窓 R に対し、検出段階での候補の辺縁[松原 98]の再検討処理を利用して、候補領域の内部 M とそれ以外の領域で二値化する。(ii)モーメントを利用して図形の向きを得[森 93]、その向きを利用して X 軸、Y 軸を決定する。(iii)X 軸、Y 軸それぞれに二値化画像を投影する。(iv)X 軸、Y 軸それぞれの投影図で、頻度が 0 とそれ以外の境界の位置  $X_a, X_b, Y_a, Y_b$  を求める。(v)  $|X_a - X_b|$  と  $|Y_a - Y_b|$  を比べ、小さい方を分子、大きい方を分母とすることにより、縦横比を表す特徴量とする。この特徴量は、候補が真円であれば 1 であり、長細く(索状に)なるにしたがって 0 に近づく。

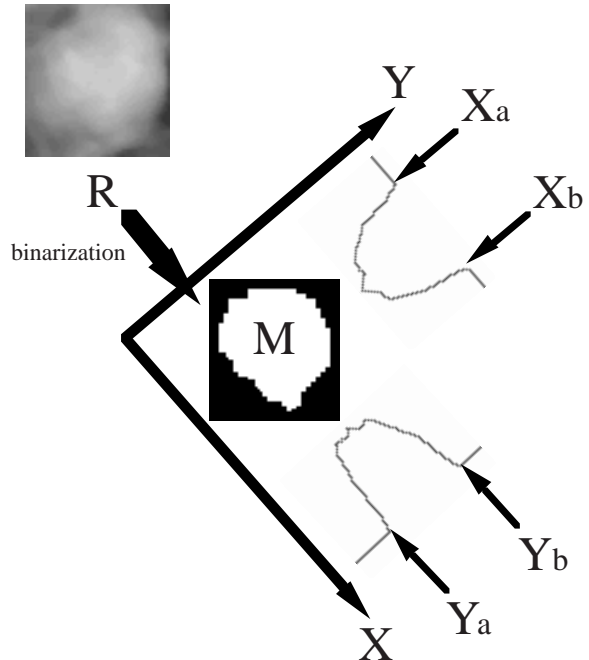


Fig.3 Features of length-to-width ratio and minimum width of candidate, which are determined from binarized mass image.

#### (2) 最小幅

前項では、相対的な尺度である縦横比を抽出したが、ここでは、候補の短い幅の絶対的な長さを特徴量とするために、つぎに示す処理を行う。前項の(i)~(iv)と同様の処理を行い、 $|X_a - X_b|$  と  $|Y_a - Y_b|$  を比べ、小さい方を候補の最小幅を表す特徴量とする。この特徴量は、候補が索状陰影であれば非常に小さい値を示す。

#### (3) 円形度

候補の円形度を求めるため、つぎの処理を行う(Fig.4)。(i)モーメントを利用して重心 G を求める[森 93] (ii)重心 G から候補の辺縁 B までの距離の平均で決定する円 C を求める。(iii)候補と円 C が重ならない部分の面積  $S_A$  を求める。(iv)  $1 - S_A / (\text{円 C の面積})$  によって円形度を表す特徴量を計算する。この特徴量は、候補が真円に近いほど大きい値を示す。

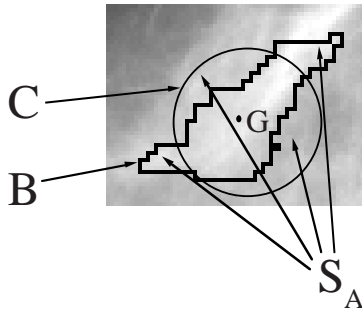


Fig.4 Feature of circularity

(4) 候補内部の平均コントラスト

候補が腫瘍陰影である場合、索状の陰影の場合に比べて、候補の内部周辺では平均コントラストは大きくなる。この特徴をつぎに示す処理によって抽出する (Fig.5)。(i)候補の重心Gから辺縁までの距離比が0.7以上1以下である領域  $M_{1-0.7}$  と、0.4以上0.7以下である領域  $M_{0.7-0.4}$  を求める。(ii)領域  $M_{1-0.7}$  の画素値の平均と領域  $M_{0.7-0.4}$  の画素値の平均の差分を、腫瘍候補周辺での平均コントラストと定義する。

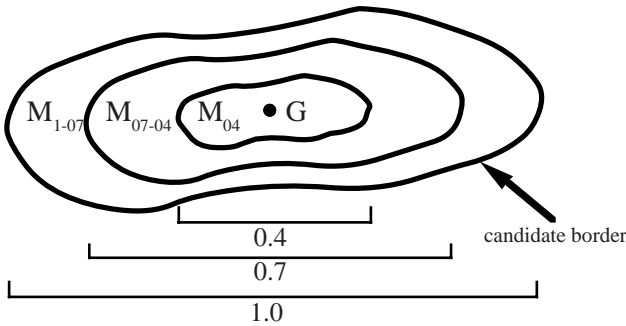


Fig.5 Average contrast feature by the segmentation of candidate area using distance from gravity(G)

(5) 候補中心部の平均コントラスト

候補が腫瘍陰影である場合、候補の中心部では画素値の変化が少なく、コントラストは小さくなる。一方、索状陰影の場合には、乳腺の重なり具合に応じて、比較的大きなコントラストを示す。したがって、つぎの処理によってこの特徴を表した (Fig.5)。前項の(i)で求めた  $M_{0.7-0.4}$  と、重心Gから辺縁までの距離が0.4以下である領域  $M_{0.4}$  を利用して、 $M_{0.7-0.4}$  の領域の画素の画素値の平均と  $M_{0.4}$  の画素の画素値の平均の差分を、腫瘍候補の中心部でのコントラストと定義する。

(6) 重心を中心とした同心円上の画素値分布の標準偏差の平均

候補が腫瘍陰影である場合、重心からの距離が等しい位置では画素値分布の変化が少なく、それらの標準偏差は小さい値になる。これに対し、索状の陰影である場合、重心からの距離が等しい画素値分布の標準偏差は大きくなる。このことから、重心からの距離ごとに標準偏差を求め、それらの平均を特徴量とした (Fig.6)。

(7) 候補中心部の roughness の正成分

真の腫瘍陰影を候補としている場合、腫瘍中心部では画素値の変化が少なく、この値は比較的小さな値を示す。しかし、腫瘍陰影以外の候補を検出している場合、候補の中心部でも乳腺の重なり具合に応じ画素値が変化するため、

この値が大きくなる。この特徴を表すために、まず (5) で求めた領域  $M_{0.4}$  の画素に対し (Fig.5), Fig.7 が示すような2つのフィルタの値を計算する。つぎに、フィルタ1の値からフィルタ2の値を引いた結果が正のときの合計を領域  $M_{0.4}$  の面積で割ったものを、腫瘍中心部の roughness の正成分の特徴量と定義した。

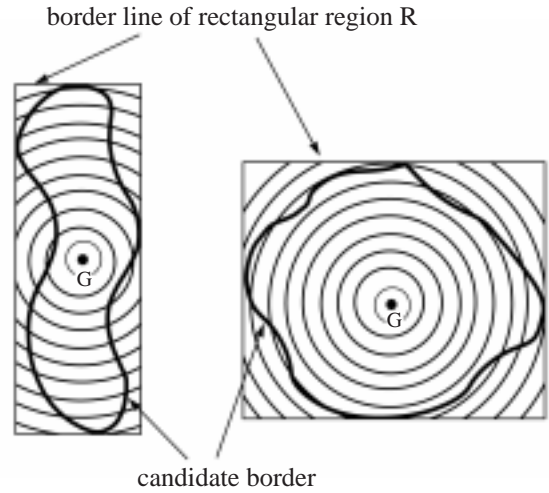


Fig.6 Feature of an average of the standard deviations of pixel-value distributions in the equal distance from the gravity

-1	-1	-1	-1	-1	$\frac{1}{25}$	$\frac{1}{25}$	$\frac{1}{25}$	$\frac{1}{25}$	$\frac{1}{25}$
-1	-1	-1	-1	-1	$\frac{1}{25}$	$\frac{1}{25}$	$\frac{1}{25}$	$\frac{1}{25}$	$\frac{1}{25}$
-1	-1	25	-1	-1	$\frac{1}{25}$	$\frac{1}{25}$	$\frac{1}{25}$	$\frac{1}{25}$	$\frac{1}{25}$
-1	-1	-1	-1	-1	$\frac{1}{25}$	$\frac{1}{25}$	$\frac{1}{25}$	$\frac{1}{25}$	$\frac{1}{25}$
-1	-1	-1	-1	-1	$\frac{1}{25}$	$\frac{1}{25}$	$\frac{1}{25}$	$\frac{1}{25}$	$\frac{1}{25}$

Filter 1

Filter 2

Fig.7 Filters for calculating roughness in the central part for the mass candidate

(8) 候補中心部の roughness の負成分

前項では、候補が厚い乳腺の中に写真的に高濃度の領域が存在する場合を対象にしていたが、ここでは、脂肪領域の上に乳腺が存在する候補を対象として、つぎの処理を行う。前項で求めたフィルタ1の値からフィルタ2の値を引いた結果が、負のときの合計を  $M_{0.4}$  の面積で割ったものを腫瘍内部の roughness の負成分の特徴量と定義した。候補が腫瘍陰影である場合、0に近い大きな値になる傾向になるが、脂肪領域の上に乳腺がある場合、候補内部に乳腺がある箇所とない箇所でテクスチャが生じ、マイナスの大きな値になる。

(9) 乳頭の位置を考慮して決定した一定方向の強度成分の割合

乳腺は乳頭を中心として Fig.8 に示すような放射状に存在する可能性が高いと判断し、それらの乳腺が示す強度と直交な方向の濃度勾配の強度成分が含まれる割合によって偽陽性候補を削除する。ここでは、つぎのように処理を行う (Fig.9)。(i)乳頭を検出する。(ii)候補の重心Gと乳頭がなす

角度を求める (iii)強度の和を求める範囲Dを決定する (iv) 方形窓R内のすべての画素の強度の合計に対する範囲Dの強度の和が占める割合を、求める特徴量とする。候補が腫瘍陰影である場合にはこの特徴量は大きな値になるのに対し、索状の陰影を候補として検出している場合には小さくなる。ここで、範囲Dの決定方法をFig.9に示す。まず、重心Gと乳頭がなす角度と直角であり、重心Gを通る直線Iで領域を2つに分ける。そして、2つの領域のうち乳頭に近い領域では、重心Gを中心とした  $\frac{1}{6}$ 以内をDとし、乳頭から遠い領域では、乳頭と重心Gがなす角度を利用し、重心Gを境に乳頭と反対側に大きな領域をもつ  $\frac{1}{4}$ 以内の領域をDと決定した。これは、乳腺はFig.8に示される向きにマンモグラムを見たとき、画像の下の方で乳腺は縦向きに存在する可能性が高いためである。

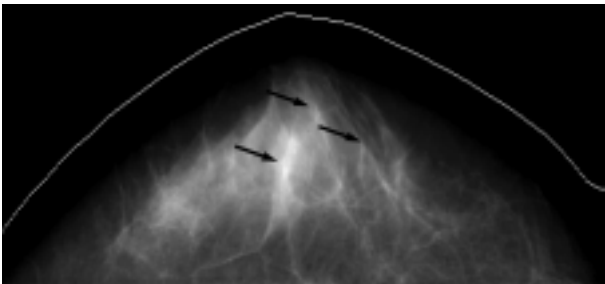


Fig.8 An image with parts of typical funicular shadows toward nipple

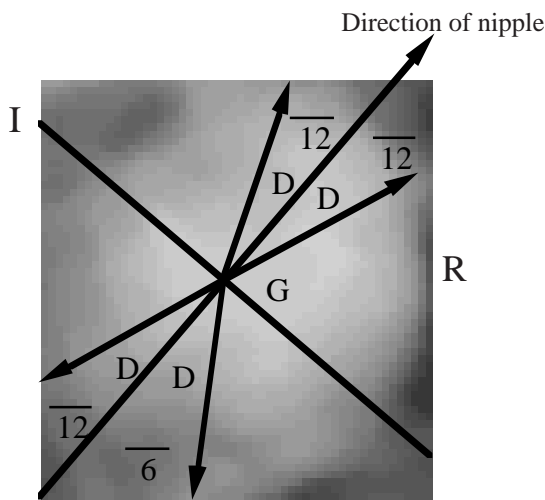


Fig.9 Determination of calculation area D in rectangular window R of the candidate

(10) 腫瘍中心部のアンシャープマスク処理画像の標準偏差

アンシャープマスク処理には[杜下97]、高周波成分を強調し低周波成分を相対的に抑制する働きがある。腫瘍陰影の中心部は画素値の変化が少ないため、アンシャープマスクをかけた画像の候補中心部の標準偏差は小さな値となるが、索状の陰影を検出している場合、強調された高周波成分によって大きな値を示す。この特徴量を抽出するために、つぎの処理を行う (Fig.10)。方形窓Rにアンシャープマスク(マスクサイズ7×7)をかけた画像Sを得る。(5)で

求めた領域  $M_{04}$  に対し、画像Sの値の標準偏差を求めて特徴量とする。

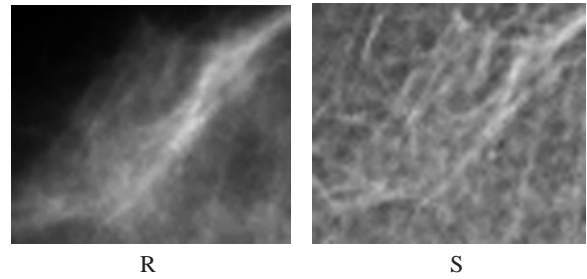


Fig.10 Rectangular window R of the candidate and its processed image S by unsharp-mask processing

(11) 重心を利用した方向別強度比

候補が腫瘍陰影である場合、重心を中心として円を描くような形状で強度が強い位置が現れる。反対に、候補が索状陰影である場合、重心を中心として放射線状の向きに強度が強い位置が現れることが多い。

この特徴を表すために、つぎの処理を行う (Fig.11)。まず、円周方向の強度をよく表すフィルタAを用いて処理した画像 [ (a) ] と、そのフィルタと直角な方向の強度をよく表すフィルタBを用いて処理した画像 [ (b) ] を作成する。このような画像に対して、それぞれ一定のしきい値以上の面積を求め、その比を特徴量とした。このような強度特徴画像の求め方は以下の通りである。まず、フィルタAでは、注目する画素をIとすると、Iを中心とする5×5の領域に対して、重心Gからの距離がIより近い、もしくは等しい画素の画素値の平均  $AVE_{IN}$  と、それ以外の画素の画素値の平均  $AVE_{OUT}$  の差を計算する。そして、 $AVE_{IN}$  の方が低い値である場合、その値の絶対値をIの値として出力し、それ以外の場合は0を出力する。つぎに、フィルタBでは、注目する画素をJとすると、Jを中心とする5×5の領域に

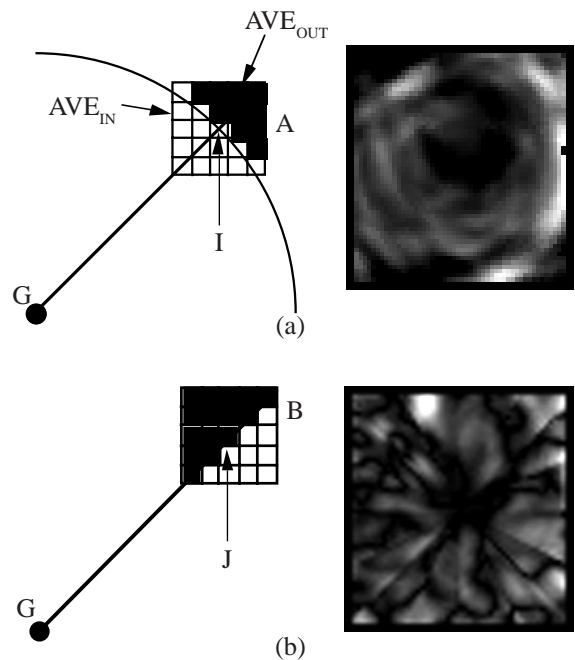


Fig.11 Two filters (left) for calculating intensity features in density gradient for each direction and their output images (right).

対して、重心GとJを結ぶ直線で分けられる2つの領域の画素値の平均を求め、その差の絶対値をJの値として出力する。候補が腫瘍陰影である場合、(a)の出力画像を二値化して得られる面積が(b)のそれを二値化して得られる面積と比べて大きな値を示す。なお、(a)の出力画像を二値化するしきい値は100とし、比較的大きな値を示す(b)のそれを二値化するしきい値は160とした。

3.3 判別分析

前項で示した11個の特徴量を用いて偽陽性候補の削除を行うが、多変量に対する問題を解く手段として判別分析を用いた。ここで、データの分類法としてマハラノビス距離[有馬87]を利用した。そのための辞書データとして、腫瘍陰影30個と偽陽性候補130個を用いた。利用した候補は、典型的な真陽性候補(腫瘍陰影)と、乳腺組織による索状陰影を検出している偽陽性候補を作為的に抽出することによって作成した。Fig.12に、辞書データとして利用した候補の例を示す。偽陽性候補としては細長い候補を辞書データとして利用し、乳腺が塊を形成しているような候補は辞書データには含めなかった。

4. 結果と考察

辞書データを含む画像に未知のデータを追加し、マハラノビス距離の比重を変えることによってFROC曲線(Fig.13)と、偽陽性候補の削除率(Fig.14)を表した図を

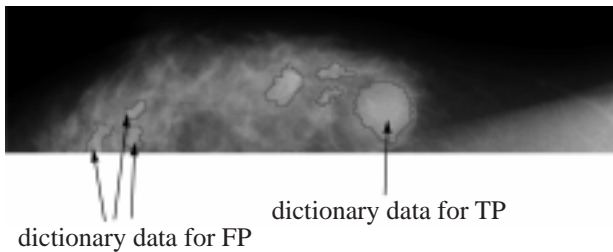


Fig.12 An example of dictionary data for TP and FP candidates

作成した。ただし、この結果は、検出処理が終了した段階のすべての候補を対象として本処理を適用した結果である。Fig.13が示すように、一画像当たり約4.5個であった偽陽性候補数が、真陽性候補を一つも削除することなく、一画像当たり2.0個まで減少させることができている(点a)。Fig.14では、従来の腫瘍陰影の検出結果の真陽性率と偽陽性数をそれぞれ100%としたときの、偽陽性候補の残存率を示した。真陽性候補を一つも削除することなく、約55%の偽陽性候補を削除できたことを示している(点b)。

本研究では、多変量に対する問題を解く手段として判別分析を用いた。11個の特徴量を用いた場合、手動によるしきい値の設定法では、無数のしきい値の中から経験的に設定する必要がある。一方、判別分析を用いた方法では、マハラノビス距離の比重を変えるという、1つのしきい値操作をすればよいと、しきい値設定が容易になり、有効であると思われる。今回の実験により、辞書データによって判別分析の結果が大きく異なることが分かった。実験の初期段階では、無作為に抽出した真陽性候補と偽陽性候補を利用して辞書データを作成したが、良好な結果が得られなかったため、典型的な真陽性候補と索状陰影である偽陽性候補を作為的に抽出して辞書データを作成したところ良好な結果が得られた。

さらに、本手法と従来から用いられている偽陽性候補の削除処理とを加えた結果を、未知データ884枚の画像(腫瘍陰影23個)に対して点a(Fig.13)の結果を用いて求めたところ、一画像当たりの偽陽性数は、1.7個(真陽性率87%)となった。また、他の偽陽性候補削除処理で削除できず本手法のみで削除できた候補は一画像当たり0.3個であり、有用な結果が得られた。

5. まとめ

腫瘍陰影の自動検出アルゴリズムで検出されている陰影中に見られる索状の偽陽性候補を削除するために、その新たな削除処理法を考案したので追加した。その結果、従来法では削除が不可能であった乳腺などの索状の偽陽性候補

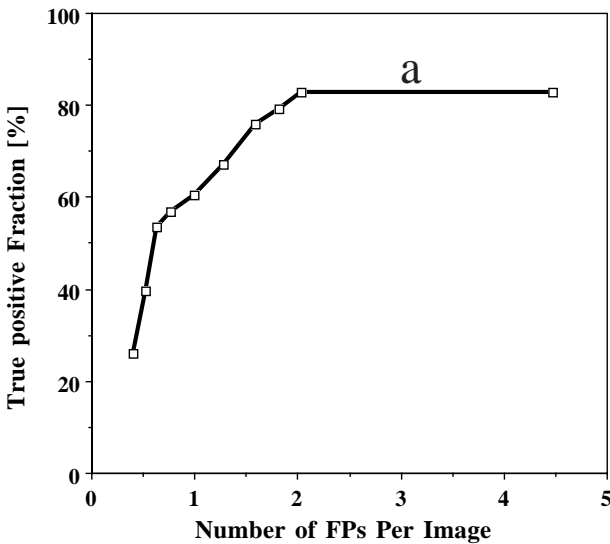


Fig.13 An FROC curve:Relationship between true-positive fraction and the number of false positives (FPs) per image

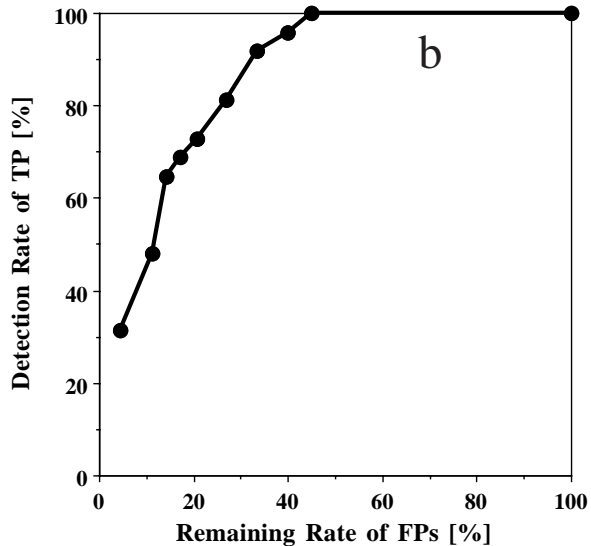


Fig.14 Relationship between true-positive fraction and remaining rate of false positives

を削除することができた。われわれはさらに、左右の乳房を比較することによって偽陽性候補の削除をする方法についても開発を行っている[笠井98]。しかし、まだ削除できない偽陽性候補の中には、比較的円形度が高い候補や、スキラインの近くの厚い乳腺領域の周辺を検出している候補が存在する。このため、それらを選択的に削除するようなアルゴリズムを追加する必要がある。

謝辞

本研究の一部は、厚生省がん研究助成金(鳥脇班,大内班)の助成によって行われました。

参考文献

[Yin94] Yin FF, Giger ML, Doi K et al : Computerized detection of masses in digital mammograms: Automated alignment of breast images and its effect on bilateral-subtraction technique. Med. Phys., 21 : 445-452, 1994  
 [松本92] 松本一男, 金華栄, 小畑秀文: D R画像における腫瘍陰影検出ーアイリスフィルター。電子情報通信学会論文誌(D-II), J75-D-II : 663-670, 1992  
 [松江88] 松江寛人, 寛田映五: 乳腺診断アトラス。金原出版, 東京, 1988, pp.35-41  
 [松原97] 松原友子, 藤田広志, 遠藤登喜子, 他: 乳房X線写真における腫瘍陰影検出のためのしきい値法に基づく高速処理アルゴリズムの開発。Med. Imag. Tech., 15 : 1-13, 1997  
 [松原98] 松原友子, 笠井聡, 関和泰, 他: マンモグラムのためのコンピュータ診断支援システムの開発 - 腫瘍陰影の自動検出における低濃度領域抽出法の改善 - 。日乳癌検診学会誌, 7 : 87-101, 1998  
 [Chan95] Chan HP, Wei D, Helvie MA et al : Computer-aided classification of

mammographic masses and normal tissue: Linear discriminant analysis in texture feature space. Phys. Med. Biol., 40 : 857-876, 1995  
 [Wei95] Wei D, Chan HP, Helvie MA et al : Classification of mass and normal breast tissue on digital mammograms: Multiresolution texture analysis. Med. Phys., 22 : 1501-1513, 1995  
 [Sahiner96] Sahiner B, Chan HP, Petrick N et al : Classification of mass and normal breast tissue: A convolution neural network classifier with spatial domain and texture images. IEEE Trans. Med. Imag., 15 : 598-610, 1996  
 [Wei97] Wei D, Chan HP, Petrick N et al : False-positive reduction technique for detection of masses on digital mammograms : Global and local multiresolution texture analysis. Med. Phys., 24 : 903-914, 1997  
 [大塚99] 大塚修, 笠井聡, 畑中裕司, 他: 2次統計量を用いたマンモグラムCADシステムにおける腫瘍陰影の偽陽性候補の削除。医用画像情報学会雑誌, 16 : 13-19, 1999  
 [原96] 原武史, 李鎔範, 藤田広志: ダイナミックレンジ圧縮を適用したマンモグラムCADにおける乳房辺縁領域の強調処理。医用画像情報学会雑誌, 13 : 78-82, 1996  
 [森93] 森健一: パターン認識。電子情報通信学会, 東京, 1988, pp.173-174  
 [杜下97] 杜下淳次, 藤田広志: 医用画像工学, 岡部哲夫, 瓜谷富三編。医歯薬出版, 東京, 1997, pp.141-144  
 [有馬87] 有馬哲, 石村貞夫: 多変量解析の話。東京図書, 東京, 1987, pp.150-162  
 [笠井98] 笠井聡, 藤田広志, 原武史, 他: 腫瘍陰影自動検出アルゴリズムにおける左右乳房画像の比較による偽陽性候補の削除。Med. Imag. Tech., 16 : 655-666, 1998

著者紹介



笠井 聡 (かさい さとし)  
 1996年岐阜大学工学部電子情報工学科卒。1998年岐阜大大学院博士前期課程修了。同年コニカ(株)に勤務。岐阜大学在学中は画像処理, パターン認識およびそれらの医学応用に関する研究に従事。



畑中 裕司 (はたなか ゆうじ)  
 1994年岐阜高専・電子制御工学科卒。1997年富山高専・専攻科修了。現在、岐阜大学大学院・博士前期課程在学中。画像処理・解析, およびそれらの医用画像への応用に関する研究に従事。



藤田 広志 (ふじた ひろし)  
 1976年岐阜大・工・電気卒。1978年同大学院修士課程修了。同年岐阜高専電気助手。1986年同助教授。この間、1983 - 1986年シカゴ大ロスマン放射線像研究所客員研究員。1991年岐阜大・工・助教授。1995年から同教授。工博。医療分野におけるコンピュータ診断支援システムの開発や画像評価などの研究に従事。共著「医用画像工学」(医歯薬出版), 「デジタル放射線画像」(オーム社)など。



遠藤 登喜子 (えんどう ときこ)  
 1973年名古屋大学医学部卒。掖済会病院にて研修医・内科として勤務。1977年愛知県がんセンター病院放射線診断部勤務。1990年名古屋大学医学部放射線科助手。1991年同講師。1993年同助教授。1995年国立名古屋病院放射線科医長。消化器・表在臓器の放射線診断(画像診断), とくにマンモグラムの診断と画像処理に携わる。



原 武史 (はら たけし)  
 1995年岐阜大大学院博士前期課程修了。同年12月同大学院博士後期課程中退。同大学工学部電子情報工学科技官。1997年同助手。医療画像分野における画像処理・認識に関する研究に従事。

## Elimination of Funicular-shaped False-positive Candidates in an Automated Detection Algorithm for Mammographic Masses

Satoshi KASAI<sup>\*1,\*2</sup>, Hiroshi FUJITA<sup>\*1</sup>, Takeshi HARA<sup>\*1</sup>, Yuji HATANAKA<sup>\*1</sup> and Tokiko ENDO<sup>\*3</sup>

<sup>\*1</sup> Department of Information Science, Faculty of Engineering, Gifu University

<sup>\*2</sup> Presently, Central Research Laboratory, Konica Corporation

<sup>\*3</sup> Department of Radiology, Nagoya National Hospital

### Abstract

The purpose of this study is to improve our automated detection algorithm for masses on digital mammograms by using eleven kinds of features, because the elimination of false positives (FPs) consisting of parts of mammary glands has been required in our mammogram computer-aided diagnosis(CAD) system. These features are (1) length-to-width ratio, (2) minimum width, (3) circularity, (4) average contrast in the candidate, (5) average contrast in the central part of the candidate, (6) average of the standard deviations of pixel-value distributions in the equal distance from the gravity, (7) roughness(+) in the central part of the candidate, (8) roughness(-) in the central part of the candidate, (9) percentage of the gradient-component ratio in constant directions determined by nipple position, (10) standard deviation for the central part of the candidate in unsharp-mask processed image, and (11) gradient ratio for each direction obtained using the gravity. The discriminant analysis applied to these 11 features was employed to eliminate the FPs. The sensitivity of our revised algorithm was 87% with 1.7 FP detections per image in our database of 884 digitized mammograms, which demonstrates the effectiveness of our proposed method for eliminating FPs of funicular-shaped structures.