原 著

マンモグラムにおける微細石灰化クラスタの
良悪性鑑別システムの開発中山良平・内山良一・廿日出勇・山本皓二¹⁾・
渡辺良二²⁾・難波 清²⁾・北川覚也³⁾・竹田 寛⁴⁾論文受付
1999年11月1日論文受理
2000年1月6日

Code No. 532

宮崎大学工学部情報システム工学科

1)三重大学医学部附属病院医療情報部

2)プレストピアなんば病院

3)松阪中央総合病院放射線科

4)三重大学医学部放射線科

緒 言

昨年の6月に米国のR2 Technology社が開発したマンモグラフィ専用のコンピュータ支援診断システム(computer-aided diagnosis: CAD)が米国FDAの許可を受け、ようやくCADシステムの実用化が始まった。日本でもプレストピアなんば病院にこのCADシステムが設置され、日常診断に利用される段階にまできている。しかし、このCADシステムは、マンモグラムから微細石灰化とスピキュラを伴う腫瘍像を検出する機能のみを有しており、それらの良悪性の鑑別に関する支援は行っていない。しかし、診断に生検を必要と

するような困難なケースにおいて陽性予測度は15~30%と低く^{1,2)}、良悪性の鑑別を支援するCADシステムの開発が求められている。

CADを良悪性の鑑別に応用するために多くの試みが行われてきた。たとえば、早い段階でこの分野の研究を行ったShenらは個々の石灰化の形状に着目した三つの特徴量を用いて良悪性鑑別を行っている³⁾。Chanらは石灰化の濃度の変動も含めたいくつかの形状の特徴とテクスチャの特徴から識別に有効な特徴の組み合わせを報告した^{4,5)}。Jiangらは八つの特徴量とニューラルネットを用いた鑑別システムを構築し、そのシス

Computerized Discrimination of Malignant and Benign
Microcalcification Clusters on MammogramsRYOHEI NAKAYAMA, YOSHIKAZU UCHIYAMA, ISAMU HATSUKADE, KOJI YAMAMOTO,¹⁾
RYOJI WATANABE,²⁾ KIYOSHI NAMBA,²⁾ KAKUYA KITAGAWA,³⁾ and KAN TAKEDA⁴⁾

Department of Computer Science and Systems Engineering, Miyazaki University

1)Medical Informatics Section, Mie University School of Medicine

2)Breastpia Namba Hospital

3)Department of Radiology, Matsuzaka Central Hospital

4)Department of Radiology, Mie University School of Medicine

Received Nov. 11, 1999; Revision accepted Jan. 6, 2000; Code No. 532

Summary

This paper introduces a classification of clustered microcalcifications that is based on the weighted-wavelet transform technique in digitized mammograms. The method uses three indicators of malignancy: (1) the standard deviation of the densities of individual microcalcifications within a cluster, (2) the coefficient of variation of their sizes within a cluster, and (3) the circularity of a cluster. The method was applied to the evaluation of malignancy in 62 microcalcification clusters selected as somewhat difficult cases from Breastpia Namba Hospital's patient files by an experienced mammographer. The results of the discriminant analysis using these indicators showed 85.3% sensitivity and 85.7% specificity.

Key words: Mammogram, Breast Cancer, Microcalcification, Diagnosis

別刷資料請求先: 〒889-2192 宮崎市学園木花台西1-1

宮崎大学工学部 情報システム工学科 基礎情報科学講座 中山良平 宛

テムの性能評価を行っている^{6,7)}。これらの研究結果は、CADによる診断支援システム開発の可能性を十分に示している。しかし、上述したように、良悪性の鑑別を支援するCADシステムとして臨床で使えるものには至っていない。この場合、良悪性鑑別能力に優れた特徴量をいかに発見し、その精度の高い計算方法を確立するかが重要な課題となる。本稿もこの点に焦点をあてて書かれている。

1999年に内山らは、重み付きウェーブレット解析手法を提案した^{8,9)}。彼らが提案した手法は、マンモグラムの中の微細石灰化陰影をその形状を保持しながら選択的に強調する能力に優れている。このことは、鑑別に用いる種々の特徴量の計算精度が向上し、非常に良いコンピュータ支援診断システムの構築が容易となる可能性が高い。過去に使われた特徴量であっても、計算精度の向上によって非常によいシステムとなる可能性がある。われわれはこの点に着目し、良悪性の診断が微妙で最も困難なクラスタ化した微細石灰化に焦点を絞って、それらの良悪性鑑別システムを作成し、生検によって初めて診断が確定された診断の困難な35症例を使って評価を行い、真陽性率95.2%、真陰性率78.6%という結果を得て、第1報とした¹⁰⁾。その時鑑別に使った特徴量は、クラスタ領域内における石灰化の濃淡不揃いと大小不同を定量化した濃度の標準偏差と大きさの変動係数、並びに石灰化の空間的な分布を定量化したクラスタ領域の円形度である。これらは、医師が石灰化の良悪性判定の際によく利用する特徴である^{11,12)}。

このシステムを用いて症例数を増やし、判別できなかったケースを分析するなかで、石灰化の空間的な分布の定量化にはまだ多くの課題があることが明らかになってきた。それは、第1報で使用した方法ではクラ

スタ領域が個々の石灰化陰影の位置関係に強く依存しすぎるなど、システムの柔軟性に弱い点である。この問題に対処するため、クラスタ領域の設定にモルフォロジ演算を追加して改良を加えた。また、濃淡不揃いの定量化に関しても一部改良を行っている。本稿は、新しいシステムの紹介と、生検によって初めて診断が確定された診断の困難な62症例を用いたシステムの性能評価報告である。

1. 試料と方法

1-1 対象画像

ブレストピアなんば病院で拡大撮影された微細石灰化クラスタを伴うフィルム62枚を対象に解析を行った。その内訳は良性28症例、悪性34症例であり、良悪性の診断は生検により行われたものである。それらをEPSON ES-8000(光学解像度800dpi×1,600dpi, 光学濃度レンジ3.3D)を用い空間分解能50 μ m/pixel, 濃度分解能12bit(4,096階調)でデジタル化したものを画像データとして用いた。

これらの症例に対して生検情報を知らされていない一人の熟練した乳癌専門医が行った良悪性診断の確信度をFig.1に示す。良悪性診断の確信度の評定基準は、1：絶対良性、2：たぶん良性、3：悪性の可能性を否定できない、4：たぶん悪性、5：絶対悪性、である。この図より用いた症例が乳癌専門医にとっても診断の非常に困難な症例であることが分かる。

1-2 個々の石灰化の2値化

石灰化陰影に対する特徴量を計算するには、最初に個々の石灰化陰影の効率良い検出が必要となる。このとき、非常に淡い微細な石灰化陰影も検出できることが微細石灰化クラスタの良悪性鑑別には重要である。内山らが提案した重み付きウェーブレット解析法では、任意の大きさの局所凸型形状のみを効率的に取り出し強調することができる。その詳細は、文献^{8,9)}に譲るが、われわれはまず、この重み付きウェーブレット解析によって局所凸型形状を強調し、その後2値化処理を行った。石灰化検出の閾値の設定において、真陽性候補を100%検出するように閾値を低めに設定すると偽陽性候補も検出される。本研究の目的は個々の特徴量の鑑別性能評価であるため、これら偽陽性候補を手で削除し、良悪性鑑別の特徴量の抽出には真陽性の石灰化陰影のみを扱うこととした。

1-3 クラスタ領域の定義

おのおのの石灰化の重心を中心に半径50pixel(1.35mm相当)の円を描き、周囲の円と接すると同じクラスタに属すると仮定して、最初のクラスタ領域の

Fig. 1 Histogram of the radiologist's rating of the likelihood of malignancy in the clustered microcalcifications.

初期値を決定する。第1報で提案した旧システム¹⁰⁾ではこの初期値を最終のクラスタ領域と定義していた。しかし、Fig.2bのように湾ができてしまうような症例の場合、視覚的判断では円形と判断されるような状態であっても、特徴量計算では線状と判断されるケースがあ

る。これはクラスタ領域の決定が個々の石灰化陰影の位置に強く依存しすぎていることによる。特徴量が個々の石灰化の位置関係を反映することは一方で必要ではあるが、あまり敏感に反映することはシステムの柔軟性の観点からは好ましくない。そこで新システムでは、下式のモルフォロジ演算¹³⁾による平滑化を行い、それをクラスタ領域と定義する(Fig.2c)。

$$X^B = (X \oplus B^s) \ominus B$$

ここで、集合 X は円に覆われた領域、構造要素 B は半径30の円とする。また、集合 X^B はクラスタ領域を示す。

1-4 特徴量の抽出

新システムで用いる三つの特徴量はいずれも石灰化の成因を考慮したものである。石灰化の成因はさまざまであり、癌の石灰化においてもいくつかの成因がみられる。たとえば、ほとんどの癌の発生母地といわれているTDLU(terminal duct lobular unit)で発生した癌細胞は乳管内で増殖延伸を続けていく。その際に、管腔中心部の癌細胞のように血液により送られてくる酸素や栄養分を周囲の癌細胞に吸収されてしまい壊死に陥るものや、寿命で壊死に陥ってしまう癌細胞がでてくる。これら壊死に陥ったものが管腔中心部に集まりカルシウムが沈着して石灰化となる壊死型石灰化や腺腔内における多量の分泌物や粘液の貯留、壊死物質の浮遊などのうっ滞、析出が成因とされる分泌型石灰化である。これらの石灰化は、石灰沈着の程度、カルシウム含量の差が大きいという、乳癌が乳管内を進展したため不整となった内腔を埋めている。そのため、石灰化の濃淡差、大小差は幅広いものとなっている^{14, 15)}。また、腺葉内の乳管の走行・分岐に一致して分布している。本手法では上述した石灰化の性質から、濃淡不揃い、大小不同、クラスタ化した石灰化の空間的分布の三つを良悪性鑑別の特徴量として選択した。以下にこれら三つの特徴量の詳細な計算法を説明する。

Fig. 2 Processes used in estimating the cluster margin.

1-4-1 濃度の標準偏差(SD)

石灰化間の濃淡不揃いを計測するために、本手法ではクラスタ領域内に存在する石灰化の濃度値の標準偏差を用いる。しかしながら、個々の石灰化の濃度値をどのように与えるかは難しい問題である。石灰化はさまざまな容姿のものがあ、たとえば、1個の石灰化の中でも濃淡不均一なもの、淡く均一なもの、その中央にのみ高い輝度値を持っているものなどが挙げられる。このような石灰化に対して、単純に石灰化の全濃度値の平均をその石灰化の濃度値として用いたならば、中央にのみ高い輝度値を持つ石灰化はその周りの低い濃度値によって値が平均化されるため、淡く均一な石灰化との濃度値の差がみられなくなってしまう。そこで旧システムでは、各石灰化の濃度値はそれぞれの石灰化領域内において輝度値の大きいものから五つの平均として与えた。しかし、石灰化が存在する背景領域の濃度値の影響によって、それぞれのクラスタ領域間の石灰化コントラストにバラツキが存在することも問題である。この問題に対して新システムでは、ウェーブレット解析の部分再構成法を用いることで背景領域の濃度値の除去を行い、石灰化コントラストのバラツキをなくすことにした。この方法は原画像をスムージングすることによって得られる背景の大まかな変動を原画像から除去することに等しい。このように旧システムの計算法に改良を加えて得られた石灰化の濃度値を I_k とすると、濃淡不揃いを表すSDの計算は次式となる。

$$SD = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N (I_k - \bar{I})^2}$$

ここで、 N はクラスタ内に存在する石灰化の個数、 $\bar{I}$ は I_k の平均とする。

1-4-2 面積の変動係数(CS)

悪性腫瘍の場合、クラスタ内での石灰化陰影の大きさがばらつくことが多い。そこで、人間の視覚的判断に一致するように、このばらつきの度合いの定量化を

行う。一般に、ばらつきの度合いを定量化する場合、標準偏差がよく用いられているが、標準偏差ではクラスタ内に存在する石灰化の面積の平均に強く依存することが問題である。たとえば石灰化クラスタC1と、C1内の各石灰化の面積を T 倍($T>1$)した石灰化クラスタC2があった場合、人間の視覚的判断ではクラスタC1、C2における石灰化陰影の大きさのばらつきは等しいと判断されるが、特徴量の定量化を標準偏差により行くとC2の値がC1の倍となり、C2がC1よりばらつきが大きいと判断され、人間の視覚的判断に一致しなくなる。そこで、大きさのばらつきの度合いを石灰化陰影の面積の変動係数によって定量化し、特徴量として使用する。ここで、個々の石灰化陰影の面積 A_k は2値画像におけるその石灰化陰影の画素数とする。このとき面積の変動係数CSは次式で与えられる。

$$CS = \frac{1}{\bar{A}} \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N (A_k - \bar{A})^2}$$

ただし、 N はクラスタ内に存在する石灰化陰影の個数、 $\bar{A}$ は A_k の平均とする。

1-4-3 クラスタ領域の円形度(CM)

悪性腫瘍による石灰化が乳管に沿って成長していくことから、クラスタの形状も一つの有効な特徴量となる。形状の定量化には種々の試みがなされてきたが、ここでは、12個の指標を用い円形度を求めることにし

た。まず、クラスタ領域の重心からクラスタ領域を囲む最小の長方形の境界までの4方向の距離を最初の4個の指標とし、残りの8個の指標はクラスタ領域の重心からクラスタ領域の端までの8方向の距離とする。これら12個の指標の標準偏差を用いて円形度と定義した場合、1-4-2と同様に、クラスタ領域の大きさに依存する問題が生じる。そのため12個の指標の変動係数CMをクラスタ領域の円形度と定義する(Fig.3)。

$$CM = \frac{1}{\overline{SI}} \sqrt{\frac{1}{12} \sum_{k=1}^{12} (SI_k - \overline{SI})^2}$$

ここで SI_k は各指標、 $\overline{SI}$ は12個の指標の平均を示す。もし、クラスタ領域が円形であれば12個の指標は同じ値となり変動係数はゼロとなる。しかし、クラスタ領域が複雑(線状、分枝状)であれば、指標値の大小の差が大きくなり変動係数の値が大きくなる。

2. 結果

微細石灰化クラスタ62症例に対して、良悪性鑑別に用いる特徴量の計算を行った。Fig.4a, bはそれぞれ濃度の標準偏差と面積の変動係数の二次元空間での分布、およびクラスタ領域の円形度の分布を示したものである。一般に、良性石灰化クラスタと悪性石灰化クラスタの間かなりの重複がみられる。しかしながら、良性石灰化クラスタ、悪性石灰化クラスタそれぞれに分布の偏りが確認できる。

たとえば、Fig.4aにおいて良性石灰化クラスタは左下に分布する傾向がみられ、悪性石灰化クラスタは右上に分布する傾向がみられる。このことは、悪性石灰化クラスタに濃淡不揃い、大小不同が多くみられることを示し、1-4で述べた悪性石灰化クラスタの性質と一致することが分かる。またFig.4bに関しては良性石灰化クラスタが下に、悪性石灰化クラスタが上に分布する傾向がみられ、悪性石灰化クラスタが癌細胞の乳管内進展に伴い、線状または分枝状を示す性質と一致している。

統計的な性質を調べるためにSPSS統計パッケージソフトウェア¹⁶⁾を用いて判別分析を行った。Table 1は平均値と標準偏差、Table 2はそれぞれの特徴量が良性、悪性のグループごとで

Fig. 3 Illustrations of the 12 shape indices.

Fig. 4 Diagrams of the distributions of malignant and benign clustered microcalcifications according to three features.

Table 1 Simple statistics (mean $\pm$ standard deviation).

	SD	CS	CM
Benign	146.78 $\pm$ 67.73	57.93 $\pm$ 15.83	11.99 $\pm$ 7.06
Malignant	214.63 $\pm$ 93.31	79.91 $\pm$ 16.84	20.98 $\pm$ 8.82
All data	183.99 $\pm$ 88.88	69.98 $\pm$ 19.65	16.92 $\pm$ 9.19

Table 2 Tests for univariate equality of group means.

	Wilks' lambda	F	Significance
SD	.853	10.32	.002
CS	.685	27.62	.000
CM	.759	19.05	.000

Table 3 Pooled within-group correlation matrix.

	SD	CS	CM
SD	1.000	0.161	-0.053
CS	0.161	1.000	0.155
CM	-0.053	0.155	1.000

Table 4 Wilks' lambda.

Step	Variable	Lambda	F	F-ratio 1	F-ratio 2	Significance
1	CS	.685	27.62	1	60.0	2.07E-06
2	CS, CM	.597	19.94	2	59.0	2.43E-07
3	CS, CM, SD	.557	15.40	3	58.0	1.75E-07

Table 5 Standardized discriminant function coefficient.

SD	.396
CS	.610
CM	.558

Table 6 Percentage of cases classified correctly.

		Diagnosis		Total
		Benign	Malignant	
Patient	Benign	24	4	28
	Malignant	5	29	34
	Benign	85.7%	14.3%	100.0%
	Malignant	14.7%	85.3%	100.0%

異なっているか否かの検定結果である。Table 2においてWilksのLambdaは各特徴量における良性と悪性のグループ間の差を示す指標であり、またF値はそれぞれの特徴量を単体で使ったときの識別能力の指標である。この表からこれら三つの特徴量のなかで、CSが最も大きな識別能力を持っていることが分かる。逆にSDは識別能力としては最も小さなものであるが、それでも2グループ間で有意に異なっているため識別能力は低くはないと予想される。

Table 3はそれぞれの特徴量間の独立性を知るために、各特徴量において良性、悪性の二つのグループを一つにまとめ相関を調べたものである。この表から、他の特徴量との独立性はCMが最も強く、CSとSDとの間には弱い相関があることが認められる。しかし、この3変数の間に特に強い相関がないことから、鑑別の特徴量として良い性質を持っていることが分かる。

判別に寄与する特徴量の相対的重要性を検討するためステップワイズ判別分析を行った。その結果をTable 4～6に示す。Table 4は有用な特徴量(説明変数)を精選するため変数増加法による変数(特徴量)選択の結果である。変数増加法とは判別に最も有効な変数から順に判別式に取り入れていき、判別精度の向上がみられない変数の除去を行うものである。Table 4において最も識別能力の低いSDまで判別式に取り入れても判別精度の向上がみられるため、今回用いた三つの特徴量すべてが判別に有効であることが認められる。

Table 5においてはCSの判別係数の値が大きいことから、CSが判別に最も寄与していることが分かる。また、Table 6から分かるように、新システムでは、真陽性率85.3% (34症例中29症例)、真陰性率85.7% (28症例中24症例)という結果が得られた。

3. 考 察

3-1 旧システムとの比較

良悪性を鑑別するため、旧システムも新システムも、石灰化陰影の濃度の不揃い、大きさの不揃い、クラスタ領域の円形度の三つの特徴の定量化を行っている。濃度について旧システムでは、個々の石灰化陰影の濃度値として、それぞれの石灰化領域のなかから上位5点を取り出し、その平均値をそれぞれの石灰化陰影の濃度値とし、クラスタ内での濃度値の標準偏差をクラスタ内での濃度の変動を表す指標としていた。また、旧システムではクラスタ領域の設定でモルフォロジ演算は行わず、個々の石灰化陰影の位置に強く依存した形となっていた。これらのことが統計的にはどのような違いとなって現れるかを知るため、同じ症例に対して旧システムでの分析を行った結果、F値(有意確立)はCMが4.518(0.038)、SDが18.025(0.000)、CSが27.619(0.000)となり、特にCMについては識別能力が

Fig. 5 Results of ROC analysis.

弱いことが分かった。また、特徴量間の相関もCSとSDの間で0.261と高い。これらの特徴量を用い新システムと同様に、ステップワイズ判別分析を行った結果、CMはF値が小さすぎて判別には寄与せず、CSとSDのみで判別を行う結果となった。その判別結果は真陽性率79.4% (34症例中27例)、真陰性率82.1% (28症例中23例)となり新システムの識別能力の方が上まっている。しかし、SDのF値をみると、旧システムの方が新システムの計算法より少し大きいので、より高い識別能力を持つ結果となった。旧システムのSDでは濃度変動の計算に原画像の濃度値をそのまま用いているため背景濃度値も含まれた形となっている。このことは、1-4-1で説明したように濃度変動を表す指標としては物理的には正しくない。このため、新システムではスムージング画像を背景画像として石灰化の濃度値から差し引き計算を行ったのだが、スムージング画像には石灰化陰影の影響が入っているため、引きすぎる欠点がある。このことが、結果に影響したのであろう。この点に関しては新システムにさらに改良の余地が残されている。

3-2 ROC解析

本論文で提案した新システムの62症例における良悪性鑑別実験の結果は、真陽性率85.3%、真陰性率85.7%であった。しかし、これらの成績だけでは単純にシステム性能を示しているとはいえない。そこでROC解析¹⁷⁾に基づく性能評価を行った。フィルムの病院外への持ち出しが不可能であったため、乳癌専門医には各症例に対し、Microsoft Power-Point Viewerを用いて、

微細石灰化クラスタの存在する拡大撮影されたフィルム全体像とそのクラスタ部分の拡大像を与えた。ただし、拡大像は石灰化が明瞭となるように濃度階調の調整を行っている。これらの画像を基に62症例に対して、一人の熟練した乳癌専門医に五つの確信度の評定基準に区分してもらった。複数の乳癌専門医に依頼していたが、一人の専門医しか回答を得られなかったため、今回は一人の専門医の確信度結果を用いた (Fig.1)。この確信度の結果よりFig.5にROC曲線を示す。実線は新システム、点線は旧システム、鎖線は乳癌専門医を表している。このROC解析の結果より、新システムは旧システムよりも性能が向上していることが分かる。また、本手法の性能が乳癌専門医の診断の確信度を上回っている。しかしながら、乳癌専門医はCRT上での診断であったため、診断がより困難なものとなったかもしれない。

ところで、本手法でわれわれが用いた特徴量は従来から研究されてきた特徴量を利用、もしくは改良を加えたものである。それらの特徴量を用い、鑑別の非常に困難な症例に対して高い鑑別性能を得られたことに関して二つのことが考えられる。一つはマンモグラム上の小さな凸状の部分だけを強調・抽出できる重み付きウェーブレット変換を用いたことである。この変換を用いて評価された特徴量は個々の石灰化の性質を正確に示すと考えられる。もう一つは、新システムではクラスタ領域が個々の石灰化陰影の位置関係に強く依存しすぎていた問題に対処するため、モルフォロジ演算を追加して改良を行ったことである。これによりクラスタ領域の円形度に大幅な改善がみられ、人間の視覚的判断と同じような特徴量を得ることができるようになった。これらのことより、システムの出力結果を医師が診断に用いる特徴量の一つとすることで診断支援として有効であるといえる。

4. 結 語

本稿では、クラスタ化した微細石灰化の良悪性鑑別のための特徴の正確な抽出および診断レベルでのCADの可能性に重点をおいて検討を行った。すなわち、ウェーブレット解析に基づいた方法を用いることで医師によって指摘された三つの特徴の正確な抽出を行い、良悪性の鑑別が非常に困難な62症例に対して鑑別実験を試みた。この結果、真陽性率85.3%、真陰性率85.7%を得た。また、ROC解析による本システムの評価では本システムの性能が放射線科専門医の診断の確信度を上回ることも確認した。これらの結果は、本論文で提案した微細石灰化クラスタの良悪性識別システムの有効性を十分に示している。

参考文献

- 1) Adler DD and Helvie MA: Mammographic biopsy recommendations. Current Option in Radiology, 4, 123-129, (1992).
- 2) Kopans DB: The positive predictive value of mammography. Am J Roentgenol, 158, 521-526, (1991).
- 3) Shen L, Rangyyan RM, and Desautels JEL: Application of shape analysis to mammographic calcifications. IEEE Trans Med Imaging, 13(2), 263-274, (1994).
- 4) Chan HP, Sahiner B, Petrick N, et al.: Computerized classification of malignant and benign microcalcifications on mammograms: Texture analysis using an artificial neural network. Phys Med Biol, 42, 549-567, (1997).
- 5) Chan HP, Sahiner B, Lam KL, et al.: Computerized analysis of mammographic microcalcifications in mammographical and texture feature spaces. Med Phys, 25(10), 2007-2019, (1998).
- 6) Jiang Y, Nishikawa RM, Wolverton DE, et al.: Malignant and benign clustered microcalcifications: Automated feature analysis and classification. Radiology, 198, 671-678, (1996).
- 7) Jiang Y, Nishikawa RM, Schmidt RA, et al.: Improving breast cancer diagnosis with computer-aided diagnosis. Acad Radiol, 6, 22-33, (1999).
- 8) Uchiyama Y and Yamamoto K: Enhancement of microcalcifications in mammograms using dyadic wavelet analysis. Med Imag Tech, 17(3), 261-271, (1999).
- 9) 内山良一, 中山良平, 山本皓二, 他: ウェーブレット解析を用いた乳房X線写真における微細石灰化クラスタの検出. 第9回コンピュータ支援画像診断学会大会, 京都, 1999-11, コンピュータ支援画像診断学会, 第9回コンピュータ支援画像診断学会大会論文集, 29-30, (1999).
- 10) Nakayama R, Uchiyama Y, Yamamoto K, et al.: Discrimination of malignant and benign microcalcification clusters on mammograms. コンピュータ支援画像診断学会論文誌, 3(3), (1999).
- 11) Kopans DB: Breast Imaging, 2nd edition. Lippincott-Raven Publishers, (1998).
- 12) 森本忠興, 笹 三徳: 検診のためのマンモグラフィ・アトラス. デジタルプレス, 東京, (1996).
- 13) 小畑 秀文: モルフォロジー. コロナ社, 東京, (1996).
- 14) (社)日本医学放射線学会/(社)日本放射線技術学会 マンモグラフィガイドライン委員会: マンモグラフィガイドライン. 医学書院, 東京, (1999).
- 15) 岩瀬拓士, 吉本賢隆, 渡辺 進, 他: 非触知石灰化病変の診断—石灰化の形態とその病理組織像より—. 乳癌の臨床, 9(3), 393-402, (1994).
- 16) SPSS Professional Statistics 6.1, Marija J. Norusis/SPSS inc.
- 17) 藤田広志, 志村一男, 白石順二, 他: ROC解析の基礎と応用. 放射線医療技術学叢書 8, 日本放射線技術学会出版委員会, (1994).

図表の説明

- Fig. 1 乳癌専門医による良悪性診断の確信度のヒストグラム.
 Fig. 2 クラスター領域の定義.
 Fig. 3 12指標の例.
 Fig. 4 三つの特徴量の分布.
 Fig. 5 ROC解析の結果.

- Table 1 基本統計量(平均値±標準偏差).
 Table 2 グループ平均の差の検定.
 Table 3 プールされたグループ内相関行列.
 Table 4 Wilks のLambda.
 Table 5 標準化された正準判別関数係数.
 Table 6 分類結果.