

デジタルマンモグラフィCADの検出技術と臨床的有効性



富士フイルム(株) メディカルシステム事業部
今村 貴志

【はじめに】

当社は2008年2月にデジタルマンモグラフィCADシステム「MV-SR657」を発売し、CADの臨床現場での利用が広がっている。CADとは、コンピュータ検出支援(Computer Aided Detection)の略で、コンピュータが乳がんに関連するパターンを検出してマーキングし、医師の乳がん検出をサポートする機能のことである。

本稿では、CADの検出技術を紹介する。また、CADに期待される臨床的有効性は診断精度の向上であるが、臨床現場からのCADに対する声も合わせて紹介する。

【CADシステムの概要】

CADシステム「MV-SR657」の使い方の概要としては図1に示すとおりであり、医師は通常の見影を行った後にCADのマーキングを参照し、最終診断が行われる。

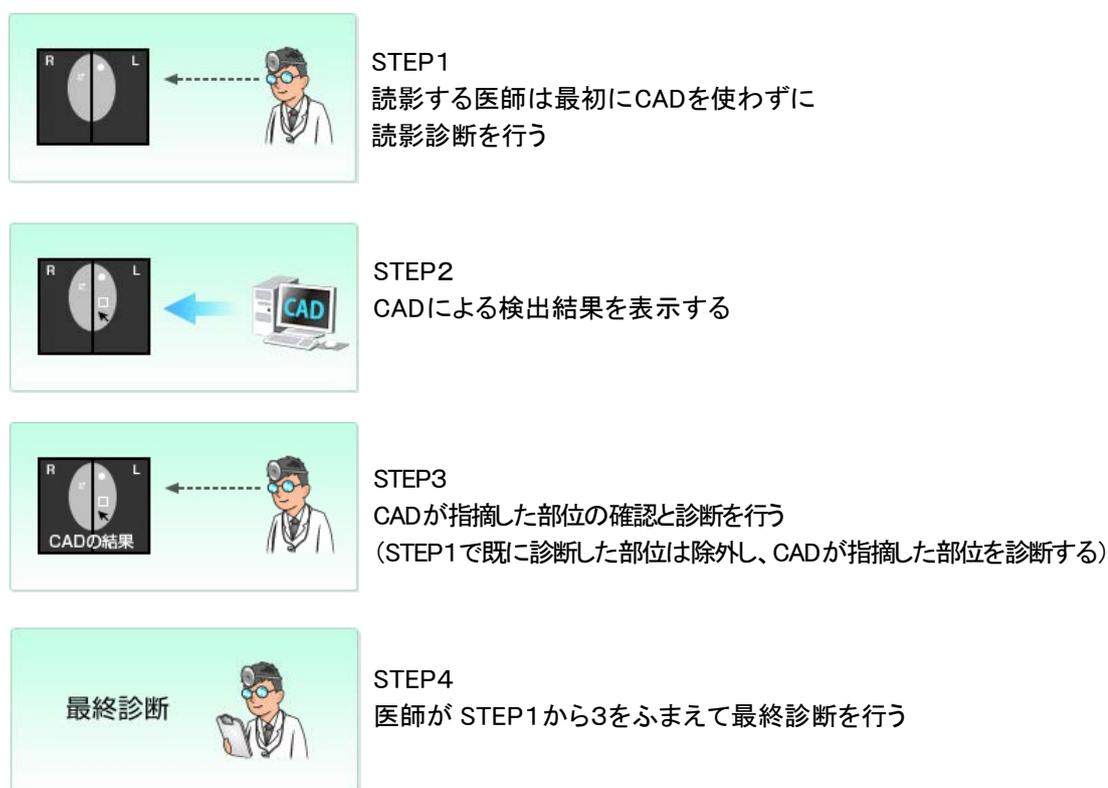


図1 CADの使い方

【CAD検出技術】

CADシステム「MV-SR657」の検出アルゴリズムは、当社が世界に先駆けて製品化したFCRのデジタル画像処理技術を応用して構築されており、乳がん所見のうちの微小石灰化と腫瘍のパターンを高精度に検出することができる。¹⁾²⁾ 以下で、微小石灰化と腫瘍のそれぞれのパターン検出技術を紹介する。

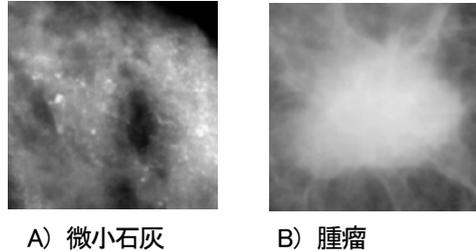


図2 微小石灰化と腫瘍の例

1. 微小石灰化のパターン検出技術

微小石灰化は、鋭いパルス状の陰影であり、その輪郭は悪性ほどぎざぎざしており、これら微小石灰化が複数(一般的には3~5個/cm²以上)集まって形成しており、この集まりを微小石灰化クラスタと呼ぶ。早期の乳がんの場合には腫瘍影を呈さず微小石灰化クラスタのみがX線画像上に現れるものもあることから微小石灰化の検出は乳がんの早期発見の点で極めて重要である。微小石灰化の例を図2 A)に示す。

石灰化は画像上では背景に比べて大きな濃度値を持つパルス状の領域に相当する。このような形状のパターン検出には一般的な平滑化処理を行えばパルス状の突起は切り取られ、これを原画像から差し引けば抽出することができる。

石灰化のサイズ、形状、濃度分布などを良く保った検出が可能であるモフォロジー演算を応用したフィルタを用いて微小石灰化を抽出している。モフォロジー演算モデルを図3に示す。

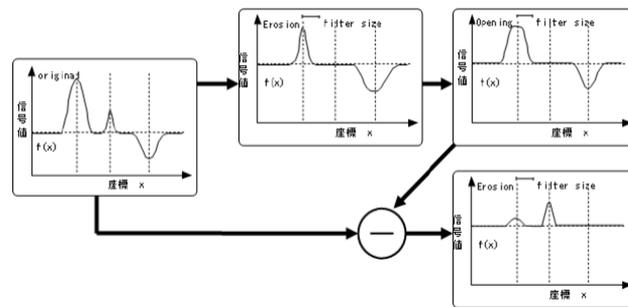


図3 モフォロジー演算モデル

また、上記の方法ではノイズも抽出されてしまうため、適応的しきい値を用いてノイズ除去を行っており、以下にその詳細を示す。

X線画像を構成するX線量子数(X)は空間的にも時間的にもポアソン分布に従ってゆらいでいるため、画像中の濃度値のゆらぎもポアソン分布に従っている。ポアソン分布では平均値と分散が等しい。いまデジタル画像上の濃度値をDとすると、 $D \propto -\log(X)$ の関係にある。Xがポアソン分布に従うことを考えると、Dのゆらぎの分散(これを σ^2 とする)とX線強度(X線量子数)Xの関係は、 $\sigma^2 \propto 1/X$ となる。一方、当社システムにおいてS値はX強

度の逆数に比例するように定義されているので、 σ はS値の平方根に比例する関係が成立する。よって、X線画像においてもっとも支配的なノイズ成分であるX線量子ノイズの大きさはS値の平方根に比例する。また、当社システムではX線量のダイナミックレンジに相当するパラメータをL値として定義しており、デジタル画像はL値の大小にかかわらず固定の画素値幅に量子化されている。したがって、X線強度のコントラストはデジタル画像に変換されると、L値の逆数に比例することになる。

図4は、50症例中の微小石灰化像の背景との濃度差(コントラスト)を

$$\sqrt{s} / L$$

に関して調べた結果を示したものである。

図4より、コントラストの弱い石灰化像に注目すると、そのコントラストの対数(縦軸)とS値の平方根をL値で割った値(横軸)はほぼ直線の関係があることが実験的に確認された。そこで、その実験式を $f(S, L)$ とし、S値とL値とからしきい値を自動決定し、撮影条件による変動を吸収することとした。 $f(S, L)$ は次式であたえられる。

$$f(S, L) = 12.27 \times 1.533^{\sqrt{s}/L}$$

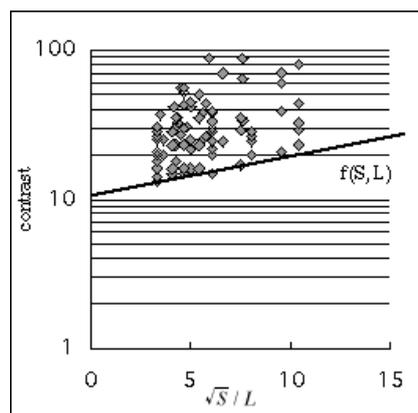


図4 微小石灰化像の背景との濃度差

X線量子ノイズの平均的な大きさは“S値の平方根をL値で割った値”に比例することは前述した。ノイズ成分を検出しないようにするには、しきい値は“S値の平方根をL値で割った値”に比例したものが望ましい。式では“S値の平方根をL値で割った値”に関して指数的になっている。しかし、特性図からも知れるように、実画像の“S値の平方根をL値で割った値”は狭い範囲にあり、“S値の平方根をL値で割った値”に比例する場合と大きな差はないため、式はノイズ成分の誤検出を防ぐのに適したしきい値にもなっている。

2. 腫瘍のパターン検出技術

腫瘍影は概略滑らかな半球形状をしており、腫瘍影の中心部分に向かって濃度が徐々に上がっている。また腫瘍影の代表的な形態的特徴として、

- ①腫瘍陰影辺縁は不整である
- ②腫瘍内部の濃度分布は均一ではなく、凸凹している

などがある。しかし実際には、がん組織の種類、がん陰影の発生場所等により陰影の形状やコントラストは様々なバリエーションが存在する。そのため、腫瘍影の検出は様々なバリエーションに対応する複数の検出処理を並列で行っている。以下では、それら複数の検出処理のうちの一つであるアイリスフィルタによる腫瘍影の検出技術を紹介する。

腫瘍陰影はその周辺から中心に向かうに従って濃度が高くなる特徴を持っている。すなわち、腫瘍内の各画素の濃度変化の勾配を表すベクトルを考えると勾配ベクトルの方向は中心付近へ向かっているといえる。一方、血管陰影のように細長い陰影では勾配ベクトルの方向は一点に集中するようなことはない。従って、局所的に勾配ベクトルの向きを評価し、特定の点に集中している領域を抽出すれば腫瘍陰影の候補となる。以下に具体的なアルゴリズムを示す。

(1) 勾配ベクトルの算出

勾配ベクトルの向き θ は図 5 に示すように 5x5 のマスクの外周上の画素値を用いて、x 方向、Y 方向の濃度変化量を求め、その比から次式を用いて算出することができる。

$$\theta = \tan^{-1} \left\{ \frac{(f_3 + f_4 + f_5 + f_6 + f_7) - (f_{11} + f_{12} + f_{13} + f_{14} + f_{15})}{(f_1 + f_2 + f_3 + f_{15} + f_{16}) - (f_7 + f_8 + f_9 + f_{10} + f_{11})} \right\}$$

f_7	f_6	f_5	f_4	f_3
f_8				f_2
f_9				f_1
f_{10}				f_{16}
f_{11}	f_{12}	f_{13}	f_{14}	f_{15}

図5 勾配ベクトル算出マスク

(2) 勾配ベクトル集中度の算出

各画素毎に求めた勾配ベクトルの角度情報から、以下の式により集中度を定義することができる。

$$C = \sum_{j=1}^S \cos\theta_j / S$$

図6に示すように、注目画素を中心に半径Rの円を仮定し、円内にある各画素に対し、各画素と注目画素とを結ぶ直線とその画素における勾配ベクトルのなす角 θ を求め、角度 θ の余弦の平均値を求めることにより、算出する。全ての画素が中心を向いている場合は集中度Cは1となり、全ての画素が中心と正反対の方向を向いている場合は-1となる。集中度が正の値を取れば集中性を示しているといえる。腫瘍影では高い集中度が現れるのに対し、血管などの線に近い部分はベクトルの向きが一定方向に偏るため、腫瘍に比べて集中度は低くなる。すなわち、このフィルタは通常の差分型のフィルタに比べ、乳腺や血管等の影響を受けず、腫瘍影を精度良く抽出できる。また、勾配ベクトルの傾きの大きさではなく、集中度で判別しているため、高コントラストの腫瘍陰影も、厚い乳腺組織に重なった低コントラストの腫瘍陰影も同様に抽出できるという優れた特長を持っている。

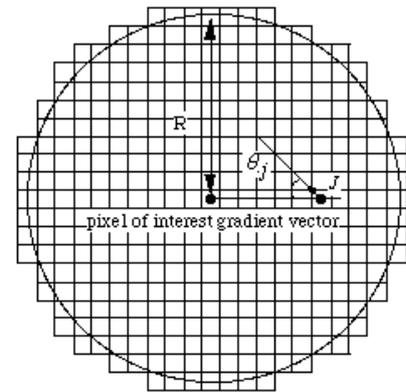


図6 勾配ベクトル集中度の算出領域

CAD検出技術の紹介は以上である。

次にCADに期待される臨床的有効性を実際の臨床現場からの声として紹介する。

【臨床現場の声】

1. CADと医師のチームワーク³⁾より

「CADは読影医を助けるシステムであり、決して職を奪うものではない。CADは読影医とのチームワークではじめて効果を発揮するのであり、CADを生かす効果的な読影方を開発することで読影医の信頼を得ることができるものと確信している。」

なお、この文献ではCADの検出性能は以下であった。

表1 乳がん症例30例でのCAD検出結果

	CADの検出率	CADの拾いすぎ(4画像あたり)
微小石灰化	100%	0.9
腫瘍	83%	1.4

2. コンピュータ診断支援システムを用いた検診マンモグラフィソフトコピー診断の初期経験 4)より

「一施設による短期間の少ない症例経験のため、CADの有用性について結論づけることはできないが、乳癌の偽陰性例も認められ、CADの診断能や特性を十分理解したうえで注意して使用する必要があると思われる。」

なお、この文献ではCADの検出性能は以下のとおりであった。

表2 検診マンモグラフィ66例での所見ごとの症例数、()内はCAD偽陰性例

Category	calcification	mass/FAD	other	total	sensitivity
3	14	43(4)	4	61(4)	93%
4	3	1(1)	0	4(1)	75%
5	0	1	0	1	100%
total	17	27(5)	4	66(5)	92%
sensitivity	100%	81%	100%	92%	

表3 外来受診乳癌64例での所見ごとの症例数、()内はCAD偽陰性例

Category	calcification	mass/FAD	both	other	total	sensitivity
3	3	1(1)	0	0	4(1)	75%
4	4	17(2)	1	5(2)	27(4)	75%
5	7	22(1)	4	0	33(1)	97%
total	14	40(4)	5	5(2)	61(6)	91%
sensitivity	100%	90%	100%	60%	91%	

【臨床現場の声から分かったこと】

CADは全てのがんを検出できるわけではないが、医師に特性を理解していただき、正しく使っていただくことで、CADの臨床的有効性が最大限に発揮されるものと思われる。今回紙面の都合で、2つの文献からCADに対する声と、CAD検出性能だけを抜き出して紹介した。両文献にはこれ以外にも、CADへの理解を深めるための材料が数多く記載されており、ぜひとも全文をお読みいただきたい。

【結語】

マンモグラフィ検診は乳がんの早期発見に有効であるが、臨床現場の読影医の負担も大きい。その様な背景において、マンモグラフィソフトコピー診断でCADが診断精度の向上に役立つものと期待する。

【参考文献】

- 1)武尾英哉,他:乳房CR 画像を用いた異常陰影検出システムの開発と性能評価,Med Imag Tech 22(4), p 201-214,2004
- 2)H. Takeo et al., Detection system of Clustered Microcalcifications on CR Mammogram, IEICE Trans Inf & Sys E88-D(11), p2591-2601, 2005

3) 縄野繁：CADと医師のチームワーク—CADの本格的な実用化と普及へ向けて—、CADM学会誌11(3)、p12-13、2007

4) 沢井ユカ、他：コンピュータ診断支援システムを用いた検診マングラフィック診断の初期経験、日乳癌検診学会誌18(1)、p61-66、2009