

乳房撮影システムの画質評価用ファントムの画像を  
自動評価するためのコンピュータアルゴリズムの開発

名古屋大学大学院医学系研究科  
医療技術学専攻

朝 原 正 喜

平成 24 年度学位申請論文

乳房撮影システムの画質評価用ファントムの画像を  
自動評価するためのコンピュータアルゴリズムの開発

名古屋大学大学院医学系研究科

医療技術学専攻

(指導：小寺 吉衛 教授)

朝 原 正 喜

# 目次

## 第 1 章 序論

1.1 節	研究の背景	2
1.1.1	我が国における乳がんの現状	2
1.1.2	マンモグラフィ併用の乳がん検診の導入	4
1.1.3	マンモグラフィ検診精度管理中央委員会による施設画像評価	5
1.2 節	研究の目的と概要	6
1.2.1	視覚評価の問題点	6
1.2.2	研究の目的	7
1.2.3	研究の概要	8

## 第 2 章 使用機器と試料作製

2.1 節	評価用ファントム画像の作製	10
2.1.1	RMI-156 型ファントム	10
2.1.2	ファントム画像の作成	13
2.2 節	テンプレート画像の作製	14
2.2.1	テンプレートマッチング	14
2.2.2	テンプレート画像の作成	15

## 第 3 章 観察者による観察実験

3.1 節	観察実験の概要	18
3.1.1	観察実験の目的	18
3.1.2	観察者の選任	18
3.1.3	観察実験の方法	18
3.2 節	観察実験の結果	21
3.2.1	観察結果の集計	21
3.2.2	線維模擬信号の観察結果	22

3.2.3	石灰化模擬信号の観察結果 .....	23
3.2.4	腫瘍模擬信号の観察結果 .....	23
3.2.5	観察実験の考察 .....	27

## 第4章 画像の前処理

4.1 節	コンピュータアルゴリズムの開発環境 .....	30
4.2 節	コンピュータアルゴリズムのフローチャート .....	31
4.3 節	画像データのデジタル化 .....	32
4.4 節	ファントムの傾き補正 .....	32
4.4.1	ワックスブロックの傾き計測 .....	32
4.4.2	角度計測アルゴリズムの開発 .....	32
4.4.3	最小2乗近似法 .....	33
4.4.4	傾きの補正 .....	37
4.4.5	傾き計測の結果 .....	39
4.5 節	ワックスブロックの位置検出 .....	42
4.5.1	ノイズ除去処理 .....	42
4.5.2	ワックスブロックのエッジ検出 .....	42
4.5.3	ワックスブロック領域の同定 .....	44
4.5.4	ワックスブロックのエッジ検出と領域同定の結果 .....	46
4.6 節	バックグラウンドの不均一補正 .....	47
4.6.1	画像濃度の不均一 .....	47
4.6.2	2次元2次多項式による近似 .....	48
4.6.3	欠測点を含むデータの多項式近似 .....	52
4.6.4	バックグラウンドの不均一補正の結果 .....	56
4.7 節	拡大率補正 .....	59
4.7.1	拡大率の算出 .....	59
4.7.2	拡大率補正 .....	60
4.8 節	各信号ごとにトリミング .....	60

## 第5章 繊維像の評価

5.1 節	プレフィルタ処理 .....	64
5.2 節	テンプレートマッチングによる評価 .....	65
5.2.1	ファントム画像とテンプレート画像 .....	65
5.2.2	テンプレートマッチング .....	66

5.2.3	傾斜 ROI の設定 .....	67
5.2.4	テンプレートマッチングによる評価結果 .....	71
5.2.5	相関の検定 .....	73
5.3 節	線維像の形状の評価 .....	75
5.3.1	観察評価における線維像の判定基準 .....	75
5.3.2	判別分析法による閾値の決定 .....	75
5.3.3	線維像の形状の評価 .....	77
5.4 節	線維像の総合評価 .....	80
5.4.1	線維像の評価結果 .....	80
5.4.2	自動判定システムの構築 .....	82

## 第 6 章 石灰化像の評価

6.1 節	テンプレートマッチングによる評価 .....	86
6.1.1	複合 ROI によるテンプレートマッチング .....	86
6.1.2	探索領域を限定したローカルマッチング .....	88
6.1.3	テンプレートマッチングによる評価結果 .....	89
6.2 節	石灰化像のコントラストの評価 .....	90
6.2.1	観察評価における石灰化像の判定基準 .....	90
6.2.2	コントラストの測定 .....	91
6.2.3	コントラストの評価結果 .....	93
6.3 節	石灰化像の総合評価 .....	94

## 第 7 章 腫瘍像の評価

7.1 節	テンプレートマッチングによる評価 .....	98
7.1.1	円形 ROI によるテンプレートマッチング .....	98
7.1.2	テンプレートマッチングによる評価結果 .....	101
7.2 節	腫瘍像の円形性の評価 .....	102
7.1.1	観察評価における腫瘍像の判定基準 .....	102
7.1.2	円形性の測定 .....	102
7.1.3	円形性の評価結果 .....	106
7.3 節	腫瘍像像の総合評価 .....	107

## 第 8 章 デジタル系への応用

8.1 節	ディジタル系への応用の目的 .....	110	
8.2 節	ディジタル系での評価方法 .....	110	
8.3 節	ディジタル系での評価結果 .....	112	
8.3.1	線維像の評価結果 .....	112	
8.3.2	石灰化像の評価結果 .....	114	
8.3.3	腫瘍像の評価結果 .....	116	
8.3.4	視覚評価との対応 .....	118	
 <b>第 9 章 結論</b>			
9.1 節	まとめ .....	122	
9.2 節	今後の課題 .....	124	
 <b>謝辞</b> .....			128
 <b>参考文献</b> .....			130
 <b>付録（本研究に関する研究業績等）</b> .....			138

# 第 1 章

## 序論

# 第 1 章 序論

## 1.1 節 研究の背景

### 1.1.1 我が国における乳がんの現状

乳がんは乳房組織の末梢組織や乳房上皮に発生するがん腫（carcinoma）であり、ごくまれに男性にも発症するが、大半は成人女子が罹患する悪性腫瘍である。独立行政法人国立がん研究センターがん対策情報センターが集計し、公表している全国年齢階級別死亡率(1)をもとに作成した日本人女性の部位別がん死亡率を図 1-1 に示す。ここで示す死亡率は、死亡者数をその年の総人口で除した粗死亡率ではなく、時代の推移にともなう高齢化などの年齢構成の変化の影響を除外するため、1980 年の年齢別人口を基準とした年齢調整死亡率である。図 1-1 が示すように、乳がんの年齢調整死亡率は 2007 年に胃がんを抜き、2008 年には肺がんを抜いて部位別 1 位となった(脚注)。

同様に、国立がん研究センターが提供する全国がん罹患率推定値(1)から作成した日本人女性の部位別がん年齢調整罹患率を図 1-2 に示す。図 1-1 と同じく 1980 年の年齢別人口を基準とした。図 1-2 から明らかなように、年齢調整乳がん罹患率は 1994 年に胃がんを抜いて 1 位になり、さらにその後も増え続けており、他の部位に比較しても増加率は大きい。このことから、乳がんは今後も日本人女性の死亡率 1 位を維持し続けると予測され、その対策が重要視される。

2007 年の粗乳がん罹患率を年齢別に観ると、30 歳代後半から罹患率は上昇し、40 歳代後半で最大となっている(図 1-3)。このことから、乳がんによる死亡率を減少させるためには、おおむね 40 歳から対策を講じるのが効果的であることが推定される。

---

#### 【脚注】

国立がん研究センターがんによる集計では、結腸がんと直腸がんの死亡率を合算して大腸がんの死亡率として公表されている。2010 年の大腸がん死亡率は乳がんより僅かに高い。



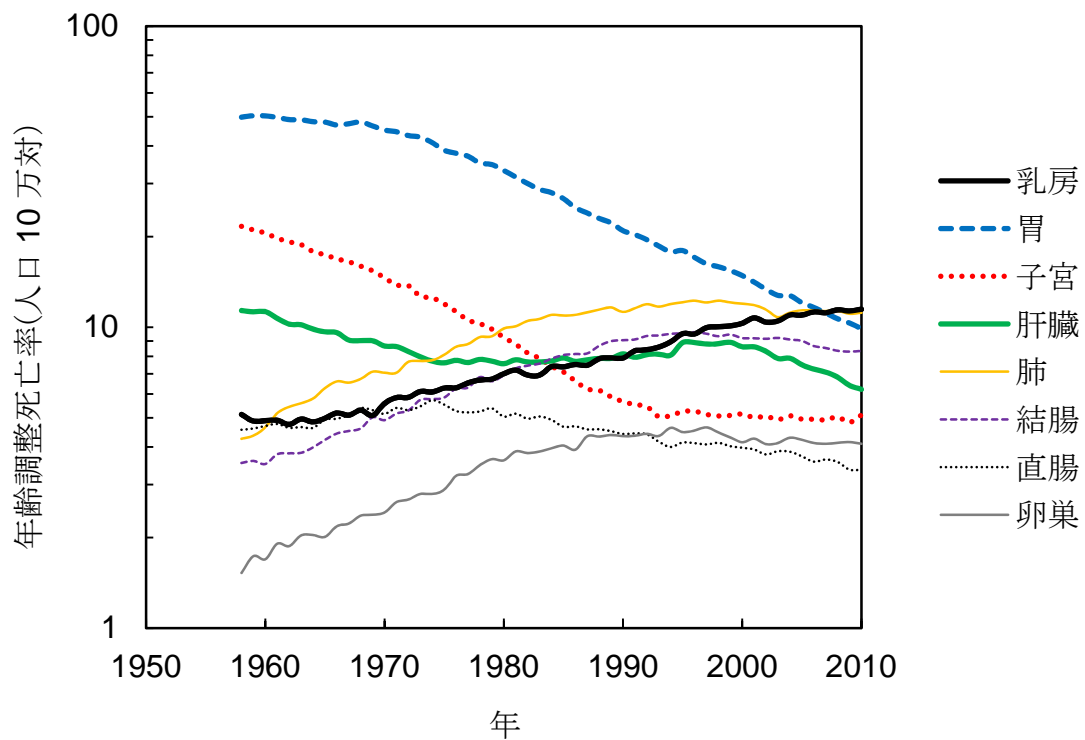


図 1-1 日本人女性の主要部位別がん年齢調整死亡率の推移

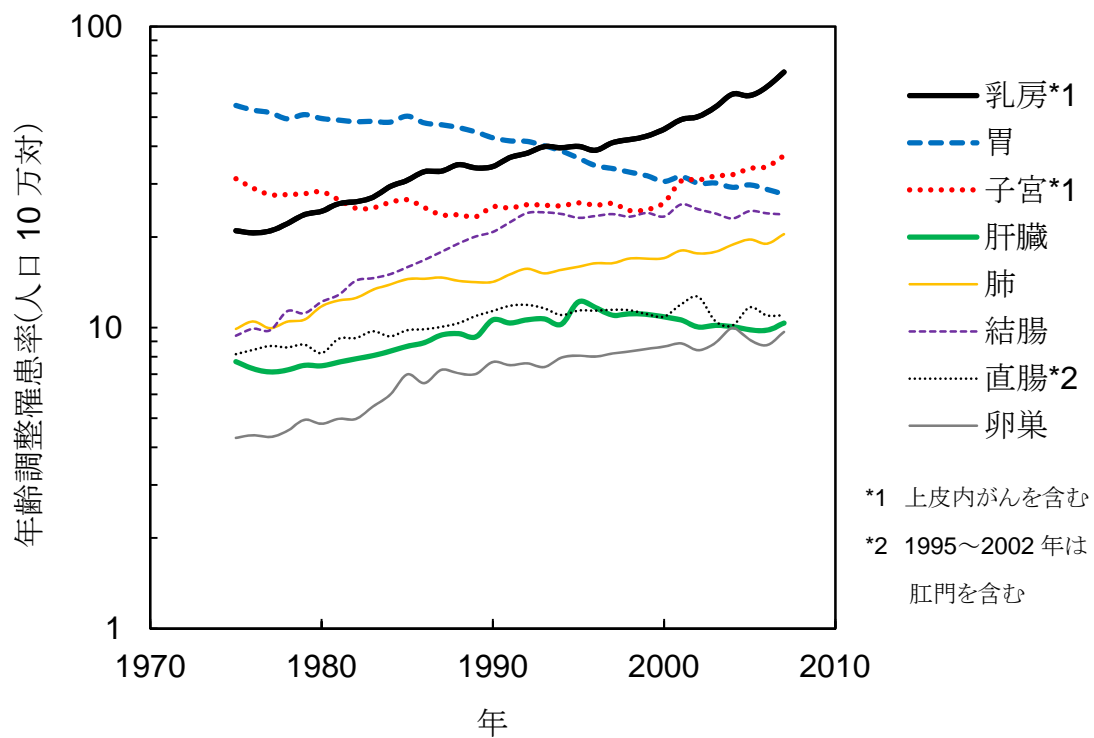


図 1-2 日本人女性の主要部位別がん年齢調整罹患率の推移

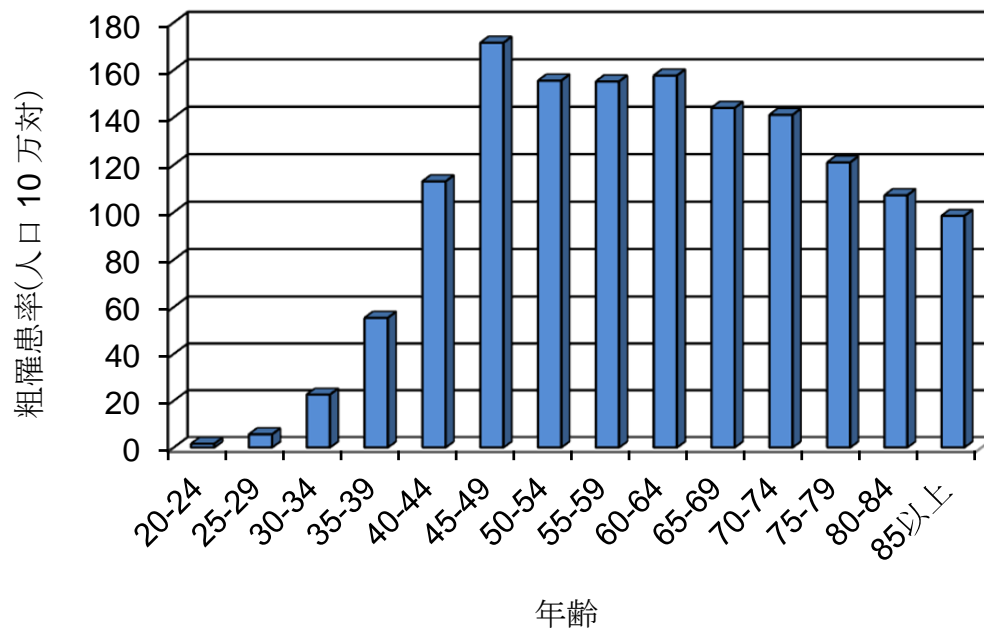


図 1-3 日本人女性の粗乳がん罹患率(2007 年)

### 1.1.2 マンモグラフィ併用の乳がん検診の導入

乳がんに限らず、がんによる死亡率を減少させるためには早期発見，早期治療が最も有効である。わが国では 1987 年度から老人保健事業第 2 次 5 カ年計画により，問診および視触診法に基づく乳がん検診が導入された。しかしながら，当時はまだ乳腺専門医の数も少なく，一般の外科医や産婦人科医が視触診を行ったこともあって，その有効性に関しては疑問視された。1998 年 3 月の「がん検診の有効性評価に関する研究班」報告書（主任研究員：久道茂）では，乳がん検診の有効性評価について，

- 1) 視触診による乳がん検診は，無症状の場合は死亡リスク低減効果が認められるが，有効性を示す根拠は必ずしも十分ではない。
- 2) マンモグラフィによる検診には，有効性を示す確かな根拠がかなりあることから，マンモグラフィの導入に関して，早急な対応が求められる。

との結論が示された(2)・(4)。これにより，2000 年度からマンモグラフィを併用した乳がん検診が開始されることとなった。

これと併行して、マンモグラフィを導入した乳がん検診の実施体制についての調査研究を行う研究班も組織され、筆者もこれに研究協力者として参加した。この研究班では、1997年当時の国内で実施されていたマンモグラフィ検査の実態を把握するため、全国主要な104の診療施設に対して撮影装置名、撮影条件、検査件数などをアンケート調査するとともに、各施設に画質評価用ファントムと線量計を郵送し、撮影を依頼することでマンモグラフィの画質と照射線量の調査も行った(2)(3)(5)-(7)。この時、採用された画質評価用ファントムは、マンモグラフィ撮影システムの精度管理、品質保証のために用いられるRMI (Radiation Measurements, Inc.)-156型ファントムであり、線量計はマンモグラフィに使用されるX線エネルギー用にフィルタを改良した蛍光ガラスバッジであった。この調査のために11個のファントムを準備し、104施設から回収したファントム画像を7～8名の観察者で評価したが、各ファントムには個体差があって異なるファントム間での画質比較が困難であった。また各観察者の判定結果には、観察者個人の判定基準の差異に起因すると考えられる観察者間の大きな変動が認められた。さらには、同一の観察者であっても連続した観察の途中で判定基準が揺らぎ、評価に安定性を欠く事象が認められた。この研究班の班員により、ファントム画像をスキャナでデジタル化してコンピュータに取り込み、一部の信号のコントラストを定量的に評価する研究がなされていたが(8)(9)、それは部分的な試みであり、より総合的に評価を行うコンピュータアルゴリズムの必要性が議論された。

### 1.1.3 マンモグラフィ検診精度管理中央委員会による施設画像評価

マンモグラフィによる乳がん検診を有効で安全な手法として確立するためには、診断に適した画質と線量を最適化する必要があるが、前項で示した主要104の診療施設の画質と照射線量の調査結果の中には、適正と判断される範疇を大きく外れる施設も散見された(6)(7)(10)。これを改善するには、施設画像評価や画質向上システムの構築が必要であり、評価基準の作成、効果的な評価方法、評価委員会の組織化などの整備が必要であった(10)(11)。一方、同様の問題を抱えていたアメリカ合衆国では、1992年にマンモグラフィ品質規格法 (MQSA: Mammography Quality Standards Act) が制定され、RMI-156型ファントム画像による施設画像評価が実施されている(12)-(16)。

以上のことから、わが国にも検診の精度管理について検討し、その管理運営を行うことを目的とした組織の必要性が認識され、1997年11月にマンモグラフィ検診精度管理中央委員会が設置された。そして、1999年3月から教育研修委員会、2001年4月から施設画像評価委員会、2005年4月からマンモグラム・レビュー

一委員会の各々の活動が開始されている(17). このうち、施設画像評価では、審査を希望する施設に対してRMI-156型ファントムとガラスバッジを郵送し、各施設で撮影の後、ファントム画像を回収して目視による評価を行い、適正と評価された施設を認定し、インターネットを通じて施設名を公表している。

さらに、この委員会は各施設における日常の始業前点検においてRMI-156型ファントムを撮影し、画像の異常の有無を評価することで撮影システムの品質管理を行うことを推奨しており、前述の施設認定を更新する際には、管理記録の提出を義務付けている。以上のことから、RMI-156型ファントムによる画質の評価、撮影システムの精度管理はますます重要になると考えられる。

## 1.2 節 研究の目的と概要

### 1.2.1 視覚評価の問題点

前節で記述したように、RMI-156型ファントムを乳房撮影装置で撮影し、その画像を観察し点数評価することは、装置を含む診断システムの品質を管理するうえで不可欠である。しかしながら、このファントム画像を観察評価する作業は少なからず労力と時間を必要とする反面、判定がきわめて主観的であるため観察結果は大きく変動することが知られている(18)。その変動の要因として、

- (a) 観察者間変動
- (b) 観察者内変動
- (c) ファントムの個体差に伴う変動

が考えられている(19)(20)。

観察者は、画質の優劣を視覚評価する際、判定の境界となる基準レベルを各観察者ごとに設定していると考えられる。この観察者間の判定基準のレベルの相違に起因する変動が観察者間変動である。この変動は、観察実験前の観察者のトレーニングや、評価の標準となる試料を観察時に準備してこれと比較しながら判定を行うことである程度軽減できるが、異なる施設における評価結果などに対しては有効ではない。

一人の観察者が視覚評価を繰り返して行う場合、観察の途中で判定基準のレベルが揺らぐことに起因する変動が観察者内変動である。これを防ぐには、標準試料との比較評価以外に有効な対策が無い。

また、後述するように RMI-156 型ファントムにはマンモグラフィ上で頻繁に認められる線維像、石灰化像および腫瘍像を模した信号が埋め込まれているが、その埋め込まれた位置や角度には個体差がある。さらには、石灰化を模擬した信号のサイズや形状は一定ではなく、個体間で異なる。これらの個体差に伴う

評価結果の変動は異なる施設間での画質比較では問題となる。

## 1.2.2 研究の目的

前項で記述された問題点を克服するためには、評価対象のファントム画像をフィルムディジタイザなどを利用してデジタルデータ化し、コンピュータによりファントム画像の画質や特徴量を評価し、判定をさせることである。これまでもコンピュータによる RMI-156 型ファントム画像の評価判定についての報告はある(21)-(28)。例えば、Chakraborty らは文献(22)で石灰化像および腫瘍像の局所的なコントラストをコンピュータにより計測し、その結果を観察者による評価結果と対比させて報告している。また、Brooks らは文献(26)において、フーリエ変換により求めた 2 次元周波数データをテンプレートマッチングすることで模擬信号の位置を特定し、そのコントラストを計測している。文献(28)の Lee らも線維像と腫瘍像のコントラストを計測し、マハラノビス距離により評価している。これらのことから判るように、これらの研究の大半が信号の陰影のコントラストや信号雑音比についてのみ評価しており、必ずしも観察者の判定ロジックを踏襲しているわけではない。

ファントム画像を観察する際の判定マニュアル(29)-(32)によると、例えば模擬線維試料についての判定基準は、

- (a) 線維組織の全長が識別でき、かつ線維組織の位置および方面が正しい場合、1点とする。
- (b) 線維組織の全長の半分以上が識別でき、かつ線維組織の位置および方向が正しい場合、0.5点とする。

である。つまり、観察者は線維像の模擬信号を観察する際、陰影のコントラストや信号雑音比だけでなく、信号の全長のどの程度が識別できるかに着目していることは明らかである。筆者らは、コンピュータによる画像の評価結果を観察者のそれと的確に対応させるためには、上記の観察判定ロジックをコンピュータでの判定アルゴリズム上で踏襲する必要があると考えた。

以上のことから、本研究の目的を、

- (i) 156ファントム像の物理データをコンピュータで解析することにより、観察者に代わって、観察者の判定ロジックを踏襲した方法により画質の評価を行うアルゴリズムを開発する。
- (ii) 開発したアルゴリズムから得られる指標を、観察評価のエキスパートが判定した結果と対比することにより、自動評価システムの構築を目指す。とする。

### 1.2.3 研究の概要

本研究は、アルゴリズムを開発することが目的であるが、アルゴリズムを動作させるに必要なファントム画像の作成と、アルゴリズムの出力結果の有効性を評価するための対照データが必要である。本アルゴリズムは画像テンプレートマッチング技法を応用しているので、評価目的の画像の他にテンプレート画像が必要であった。筆者らはこれらの画像を同時期に作成し、まず最初にフィルムディジタイザを用いてデジタル化した。次に、この評価対象の画像を6名の観察者で評価し、その結果を各信号ごとに平均した。開発したアルゴリズムの出力結果を、この6名の観察者の平均スコアと比較することでアルゴリズムの有効性を評価した。

開発したアルゴリズムは、市販のプログラムなどを流用することなく、すべて筆者らがプログラミングした。したがって、アルゴリズムの中にブラックボックス様の要素は全く含まれていない。また、本研究は、いわゆるアナログ系である増感紙フィルムシステムにおける画像を対象に開始されたが、開発したアルゴリズムはアナログ系、デジタル系を問わず動作可能である。したがって、アナログ系での評価の他に、デジタル系への応用も試みた。

## 第 2 章

### 使用機器と試料作製

## 第 2 章 使用機器と試料作製

### 2.1 節 評価用ファントム画像の作製

#### 2.1.1 RMI-156 型ファントム

本研究で使用した画質評価用乳房ファントムは、わが国ではマンモグラフィ検診精度管理中央委員会が施設認定を行う際に、そして米国では米国放射線科医学会(ACR: American College of Radiology)の施設認定の際に使用される RMI 社製 156 型ファントムである。これには、同等品として Nuclear Associates 社製の 18-220 型や Computerized Imaging Reference Systems, Inc.社製の CIRS-15 型がある。本書では以降、156 ファントムと記述する。

156 ファントムは図 2-1 に示すような形状をしており、左右 101mm、前後 108mm、厚さ 43mm のポリメタクロル酸メチル樹脂(PMMA: polymethyl methacrylate)のブロックの中に、図 2-2 に示すような前後左右 78mm、厚さ 7mm のワックスブロックが封入されている。このワックスブロックには、図 2-3 に示す配置で線維を模した模擬信号 (1-6)、石灰化の模擬信号群 (7-11)、腫瘍の模擬信号 (12-16) が埋め込まれている。各々の模擬信号の組成とサイズを表 2-1 に示す。

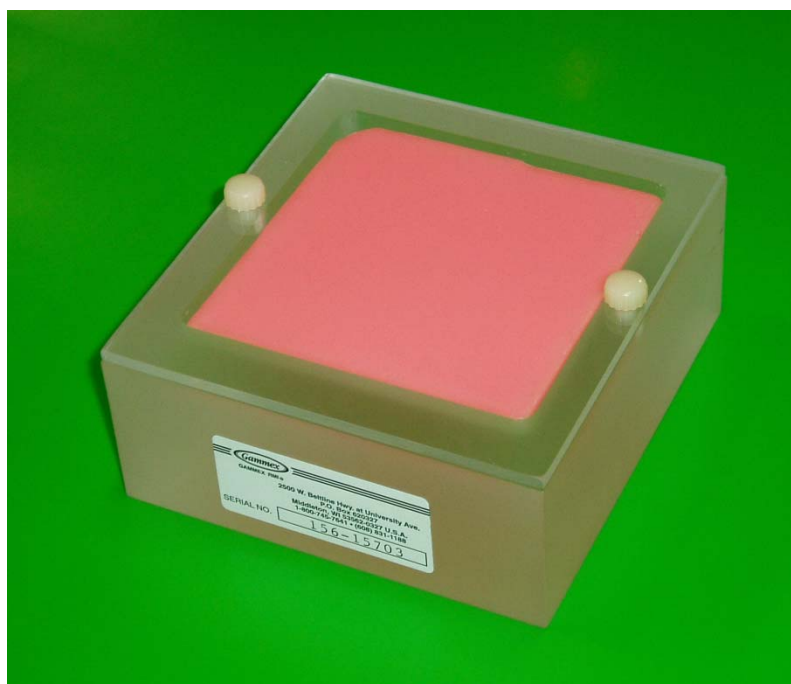


図 2-1 156 ファントムの概観





図 2-2 模擬信号が埋め込まれたワックスブロック

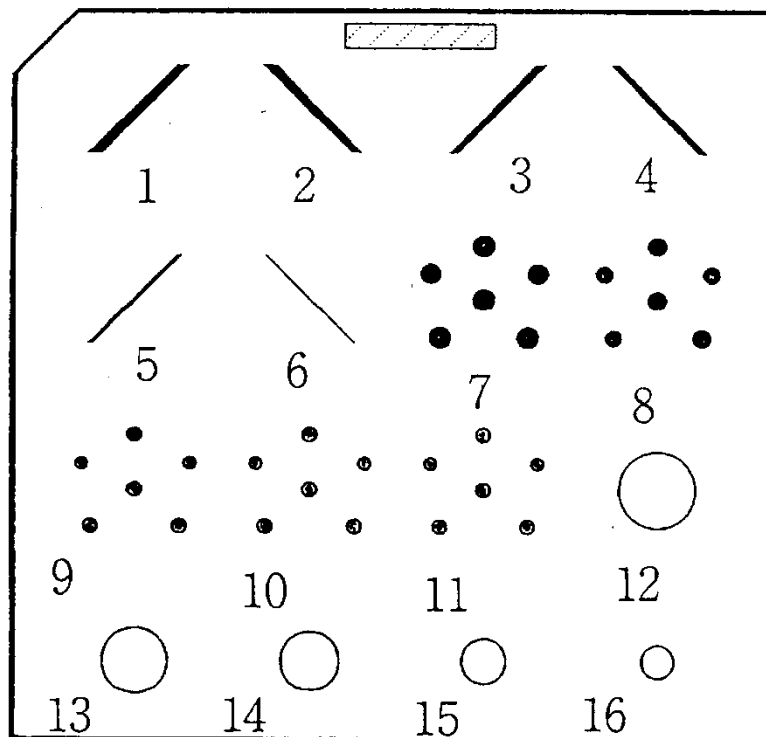


図 2-3 模擬信号の配置図

表 2-1 模擬信号の組成とサイズ

番号	模擬信号の材料	備考
1	直径1.56 mmナイロン繊維	模擬線維信号
2	直径1.12 mmナイロン繊維	
3	直径0.89 mmナイロン繊維	
4	直径0.75 mmナイロン繊維	
5	直径0.54 mmナイロン繊維	
6	直径0.40 mmナイロン繊維	
7	直径0.54 mm酸化アルミニウム	模擬石灰化信号
8	直径0.40 mm酸化アルミニウム	
9	直径0.32 mm酸化アルミニウム	
10	直径0.24 mm酸化アルミニウム	
11	直径0.16 mm酸化アルミニウム	
12	厚さ2.00 mmプラスチック円盤	模擬腫瘍信号
13	厚さ1.00 mmプラスチック円盤	
14	厚さ0.75 mmプラスチック円盤	
15	厚さ0.50 mmプラスチック円盤	
16	厚さ0.25 mmプラスチック円盤	

前章で記述したように、模擬線維信号と模擬腫瘍信号は直径や厚さは定められているものの、ワックスブロックに埋め込まれた位置は個々に異なる。また線維信号の傾斜角度も一定ではない。さらに模擬石灰化信号では、サイズはほぼ一定であるもののワックスブロック内の3次元配置が異なるため、フィルム上に投影される陰影は大きく異なる。これらの要素に起因するファントム个体差の変動を考慮して、筆者らは2個の156ファントムを準備した。各々のシリアル番号は156-707056と156-710143である。

### 2.1.2 ファントム画像の作成

乳房撮影装置は GE 社製 SenographeDMR を用いた。この装置は、モリブデン陽極に加えてロジウムを陽極素材に用いた二重陽極、4 重焦点を有する X 線管を備えている。ロジウムはモリブデンと同じく低エネルギー領域で特性 X 線を発生するが、そのエネルギーピークはモリブデンの 17.4keV に対し、約 3keV 高い 19.7keV である。このため、モリブデンと同じく特性 X 線を放出しながら、より高い透過力を得ることができる。したがって従来読影が困難であった乳腺組織が豊富な乳房（デンスブレスト）に対して有効であるとされる。

この装置の撮影モードには、実際の X 線曝射の前に予測される線量の 5% 程度の前曝射を行い、そこで被写体の透過率を測定し、その結果から実照射の電圧、陽極材質、フィルタ材質等を決定し、さらに AEC（自動露出機構）で照射時間を決定する完全自動撮影モードがある。ファントムの撮影は、この自動モードの“コントラスト優先”“低被曝優先”“標準（中間）モード”の中から、日常の診療で一般的に使用されている“標準（中間）モード”により行った。撮影のための幾何学的配置は、評価マニュアルに従った。

コンピュータアルゴリズムの有効性の評価のためには、一定の画質を持つファントム画像を複数枚準備するよりも、異なる画質の画像の方が効果的である。そのため、筆者らは 156 ファントムと装置の圧迫板の間に、2cm 厚および 4cm 厚の PMMA 板を挿入し、散乱線により画質を劣化させることで画質に変化を加えた。2 個の 156 ファントムに対してそれぞれ、ファントムだけを撮影した画像 2 枚、2cm 厚 PMMA 板を挿入して撮影した画像 2 枚、4cm 厚 PMMA 板を挿入した画像 1 枚、合計 10 枚の画像を作成した。前述の完全自動撮影モードによる撮影条件は、PMMA 板無と 2cm 厚 PMMA 板挿入の場合が 28kV、モリブデン焦点モリブデンフィルタであり、4cm 厚 PMMA 板挿入の場合が 31kV、ロジウム焦点ロジウムフィルタであった。試料を合計 10 枚としたのは、次章で記述する観察実験の際の観察者の労力を考慮したためである。

増感紙フィルムシステムには、コダック社製 MinR 2000 システムを使用し、富士フイルム社製自動現像機 CEPROS M（現像定着液：CE-D・F1）を用いて 34℃ 90 秒処理にて現像した。このようにして得た 156 ファントム画像の例を図 2-4 に示すが、この画像は評価マニュアルに準拠してコントラスト測定用の直径 10mm、厚さ 4.5mm のアクリル円板を含めて撮影したものである。

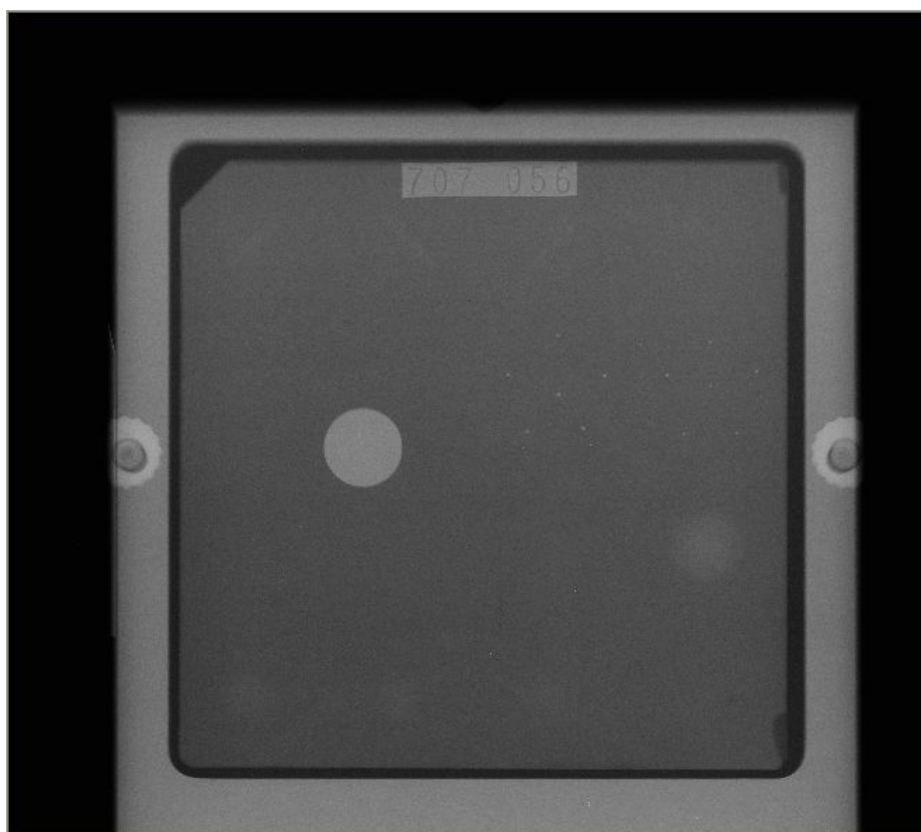


図 2-4 156 ファントム画像

## 2.2 節 テンプレート画像の作製

### 2.2.1 テンプレートマッチング

前章で記述したように，本研究で開発したコンピュータアルゴリズムはテンプレートマッチングの技法を応用している．第 5 章で詳述するが，この技法には評価の対象である信号が詳細に描出されているテンプレート画像が必要である．例えば，図 2-4 のファントム画像の右下の No.16 厚さ 0.25mm の模擬腫瘍陰影は，何とか信号の存在は認められるが，どのような信号であるのかは不明である．この陰影の識別程度を評価するためには，本来の模擬信号が可能な限り鮮明に描出された画像が，教師画像として必要である．

### 2.2.2 テンプレート画像の作成

筆者らは、信号が埋め込まれたワックスブロックのような低い被写体コントラストの物質を高画質で撮影するためには、小焦点の X 線管を使用し、増感紙を使用せずノンスクリーンで撮影をすれば良いことを経験的に知っている。さらにコントラストの良い画像を得るには、なるべく低管電圧の X 線で撮影を行う必要がある。以上のことを考慮し、筆者らは 156 ファントム (図 2-1) から模擬信号が埋め込まれているワックスブロック (図 2-2) を取り出し、主に病理標本を撮影する軟 X 線撮影装置 (SOFRON Type SRO-M 50) を用いて撮影した。

フィルムはファントム画像の撮影に用いた MinR 2000 を使用し、増感紙は使用していない。フィルムを直接ワックスブロックと密着させると、ワックスブロックの油脂で汚れる恐れがあったので、フィルムを市販の黒色ポリエチレン袋で包んで撮影した。撮影条件は、14kV, 5mA で 10 分程度の露光であった。現像処理に自動現像機を使用すると、ローラーマーク等のアーチファクトが発生する可能性が危惧されたため、バット現像を行った。現像定着液には前節と同じ CE-D・F1 を使用した。

以上のようにして高画質のワックスブロックの画像を作成し、これをテンプレート画像とした。このテンプレート画像の例を図 2-5 に示す。図 2-4 のファントム画像と視比較すると画質の差は歴然としており、図 2-3 で示した模擬信号がすべて描出されていることが判る。筆者らは 2 個のファントムをこの研究に使用したので、それぞれのファントムに対してテンプレート画像を作成した。

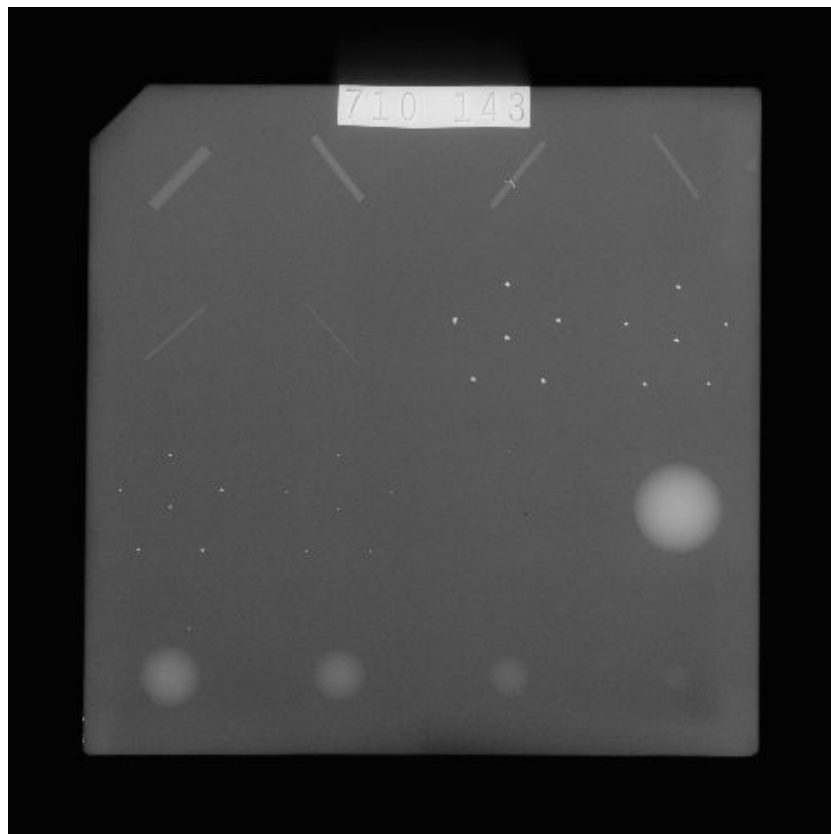


図 2-5 テンプレート画像の例

## 第 3 章

### 観察者による観察実験

## 第3章 観察者による観察実験

### 3.1 節 観察実験の概要

#### 3.1.1 観察実験の目的

本研究の最終的な目標は、観察者によってファントム画像を評価し、熟練した観察者の評価結果と比較して同等以上の判定が可能なシステムを構築することにある。その過程で、開発していくコンピュータアルゴリズムの正当性を評価するためには、目標となる判定結果が必要となる。筆者らは、アルゴリズムが評価を試みるファントム画像を複数の熟練した観察者で観察評価を行い、その結果を目標値とするのが妥当と考えた。そのため次項に記述するような観察実験を行った。

#### 3.1.2 観察者の選任

1.2 節で記述したように、156 ファントム画像の目視評価には観察者間の変動が大きいことが知られている。この変動の影響を考えると、観察者が1名ないし2名程度では不足で、より多くの観察者が必要であると予測される。しかし、10名を超える観察者による大掛かりな実験は、それに必要な時間と費用に対する効果の期待度が不明であったので断念した。筆者らは、6名程度の観察者でまず観察を行い、結果を集計し、その平均スコアをアルゴリズムの目標値とすることに決定した。そして、もし必要であれば別の観察者による追加の評価を行うこととした。

観察者間の変動を少しでも軽減するためにも、また実験により得られる結果の信頼性を高めるためにも、観察実験に参加する観察者は経験豊富で観察評価の指導者として認知されていることが望ましい。このため、前述のマンモグラフィ検診精度管理中央委員会が主催する講習会等に講師として参加し、観察評価の指導者として活躍されていた5名の研究者を本実験の観察者として選任し、筆者を含めた計6名の観察者で評価を行った。

#### 3.1.3 観察実験の方法

観察実験を開始する前に、フィルムディジタイザを使用してファントム画像をスキャンし、デジタルデータを取得した。これは、観察実験の間にフィル



ムに傷や爪折れ等のアーチファクトが出現したり、あるいは指紋等によるフィルムの汚れが生じることが予測されたため、その前の鮮鋭な画像データを入手しておく必要があったからである。

6名の観察者は居住地が異なるため、一同に会しての観察実験は困難であった。そこで、筆者らは10枚のファントム画像を各観察者の勤務する施設へ郵送することで巡回させ、同じ画像を観察者が日常使用している観察器具を用いて評価する方法を採用した。

観察方法および評価方法はACR マニュアル(29)に準じた。例えば、ACR マニュアルで定められた線維模擬像の判定基準は、

- 1) 線維組織の全長が識別でき、かつ線維組織の位置および方面が正しい場合、1点とする。
- 2) 線維組織の全長の半分以上が識別でき、かつ線維組織の位置および方向が正しい場合、0.5点とする。

である。観察者はこの基準に従い、太い線維像から細い方へ向かって順に評価していく。線維像が1点と評価された場合は、次の信号の評価に移る。マニュアルでは0.5点あるいは0点と評価された場合はそこで評価を止め、それまでのスコアを加算して線維像群の評価点数とする。しかし、本研究においては開発するコンピュータアルゴリズムがすべての線維像を評価の対象とするので、観察者の評価もすべての線維像について必要となる。そのため、通常の評価とは別に、全ての模擬信号像についてACR マニュアルの判定基準に基づく評価も合わせて行うよう観察者に依頼した。

観察者に評価対象の10枚のファントム画像を郵送する際、図3-1に示す「評価結果記入シート」を同封した。観察者の思い違いによる評価の誤りを防止するため、記入シート上に判定基準を掲載した。また、石灰化模擬信号については、信号グループを構成する6個の石灰化片についてそれぞれの視認性の評価を依頼した。その判定結果をシートに記入する際の誤記入を防ぐため、記入欄の配置にも配慮した。

石灰化模擬信号の観察には、マニュアルに従って拡大鏡を使用して評価することを依頼した。ファントム画像を観察者に郵送する際に拡大鏡も同封したが、各観察者が使い慣れた拡大鏡を保有する場合はその使用を許した。

## 評価結果記入シート

試料No

判定

### 1. 標準評価

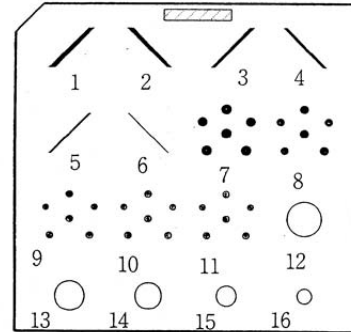
常に各試料（線維組織、微小石灰化群、腫瘍）の評価は、大きなものから始め、順次小さいものに得点していく。得点が“0”または“0.5”で止め、それ以上は評価しない。

(1) 線維組織

(2) 微小石灰化群

(ルーペにて評価する)

(3) 腫瘍



### 2. 各信号評価

各試料、各石灰化像ごとに“1.0”、“0.5”、“0”の評価を行う。

(1) 線維組織

信号1

信号2

信号3

信号4

信号5

信号6

(2) 微小石灰化群 (ルーペにて評価する)

信号7

信号8

信号9

信号10

信号11

(3) 腫瘍

信号12

信号13

信号14

信号15

信号16

### 判定基準

#### 線維組織の試料に関する得点方法

- ・線維組織の全長が識別でき、かつ線維組織の位置および方向が正しい場合、1点とする
- ・線維組織の全長の半分以上が識別でき、かつ線維組織の位置および方向が正しい場合、0.5点とする。

#### 微小石灰化群の試料に関する得点方法（ルーペにて評価する）

- ・各微小石灰化群において4個以上の微小石灰化を正しい位置で識別できる場合、1点とする。
- ・各微小石灰化群において2～3個の微小石灰化を正しい位置で識別できる場合、0.5点とする。
- ・各信号を個々に評価する場合は、識別できる信号を1点、識別できない信号を0点と評価する。

#### 腫瘍の試料に関する得点方法

- ・濃度差が識別でき、正しい位置にあり、腫瘍円周の境界線がバックグラウンド(背景濃度)に対して識別できる場合、1点とする。
- ・濃度差が識別でき、正しい位置にあり、腫瘍円周の境界線が識別できない場合、0.5点とする。

図 3-1 評価結果記入シート

## 3.2 節 観察実験の結果

### 3.2.1 観察結果の集計

ACR マニュアル(29)によれば，線維模擬信号の評価の際，評価を終えてスコアを合計した後，再度画像を観察して線維状のアーチファクトの有無を確認するよう定められている，そして，もし線維状アーチファクトが認められれば，そのアーチファクトの長さに応じたスコアを，正しい信号のスコアの合計点から減じるように規定されている．今回の観察実験に使用した 10 枚のファントム画像には，これに該当するような線維状アーチファクトが存在しないことが予備実験で確信されている．さらに観察者には，アーチファクトによる減点が生じた場合には別途報告するよう依頼したが，該当する事象は認められなかった．

図 3-1 の記入シートから明らかなように，観察者には ACR マニュアルに定められた方法による“標準評価”の判定結果と，全ての信号を個々に評価する“各信号評価”の結果の報告を依頼した．本研究においてコンピュータアルゴリズムの評価の妥当性を調査するのに必要なデータは，後者の“各信号評価”の結果を平均して求めた．表 3-1 に線維模擬信号の観察結果集計の例を示す．表 3-1 から判るように，各線維模擬信号ごとに (A) から (F) の 6 名の観察者の平均スコアを求め，この値をアルゴリズムの有効性評価の指標とした．さらには，観察者ごとに線維模擬信号の評価結果を太い線維像から順に加算することで“各信号評価”の結果から ACR マニュアルに準じた判定を計算によって導き，“標準評価”の判定結果と比較することで結果の誤記入が無いことを確認した．合わせて，線維状アーチファクトによる減点が無いことも確認した．

表 3-1 線維組織の観察結果集計の例

線維模擬信号	観 察 者						各信号の 平均スコア
	(A)	(B)	(C)	(D)	(E)	(F)	
#1	1	1	1	1	1	1	1.0
#2	1	1	1	1	1	1	1.0
#3	1	1	1	1	1	1	1.0
#4	1	1	1	1	1	1	1.0
#5	0	1	1	0.5	0.5	0.5	0.58
#6	0	0.5	1	0	0	0.5	0.33
ACRマニュアルに 準じた判定	4.0	5.5	6.0	4.5	4.5	4.5	

### 3.2.2 線維模擬信号の観察結果

6名の観察者による、10枚のファントム画像の線維模擬信号の“標準評価”の観察結果を図3-2に示す。今回の実験では、2個の156ファントムを使用した。それぞれを“Phantom A”“Phantom B”と記述した。異なる画質の画像を得るために2cm厚および4cm厚のPMMA板を付加したが、それらを“with 2cm PMMA”“with 4cm PMMA”と表記し、PMMA板を付加しなかった画像を“without PMMA”とした。“without PMMA”と“with 2cm PMMA”はそれぞれ2枚ずつ試料を作成したので、“#1”“#2”と記述した。縦軸は観察スコアで、線維模擬信号の場合では6点満点となる。

図3-2から、付加したPMMA板が厚くなるほど評価のスコアが低くなる傾向にあることが解る。しかし、“Phantom B without PMMA #1”の結果が予想に反して低評価であった。また、観察者間の変動は、大半が±0.5の範囲内に収まるが、“Phantom B with 2cm PMMA #1”では評価の最高値が6.0、最低値が3.5と大きな開きを見せた。このことから、熟練した観察者であっても観察者

間変動を軽視することはできず、この影響を抑えることで安定した評価結果につながることを確認できた。

### 3.2.3 石灰化模擬信号の観察結果

石灰化模擬信号の“標準評価”の観察結果を図 3-3 に示す。この場合のスコアは 5 点満点である。6 名の観察者による観察者間変動は、10 枚の試料中 8 枚で $\pm 0.5$ の範囲内に収まったが、2 枚が $\pm 1.0$ となった。付加した PMMA 板とスコアとの関係は、前項の線維模擬信号の結果とほぼ同等である。

### 3.2.4 腫瘍模擬信号の観察結果

腫瘍模擬信号の“標準評価”の観察結果を図 3-4 に示す。この場合のスコアも 5 点満点である。付加した PMMA 板とスコアとの関係は、線維模擬信号や石灰化模擬信号の評価とほぼ同等である。また観察者間変動の程度も、石灰化模擬信号の評価と同程度であった。

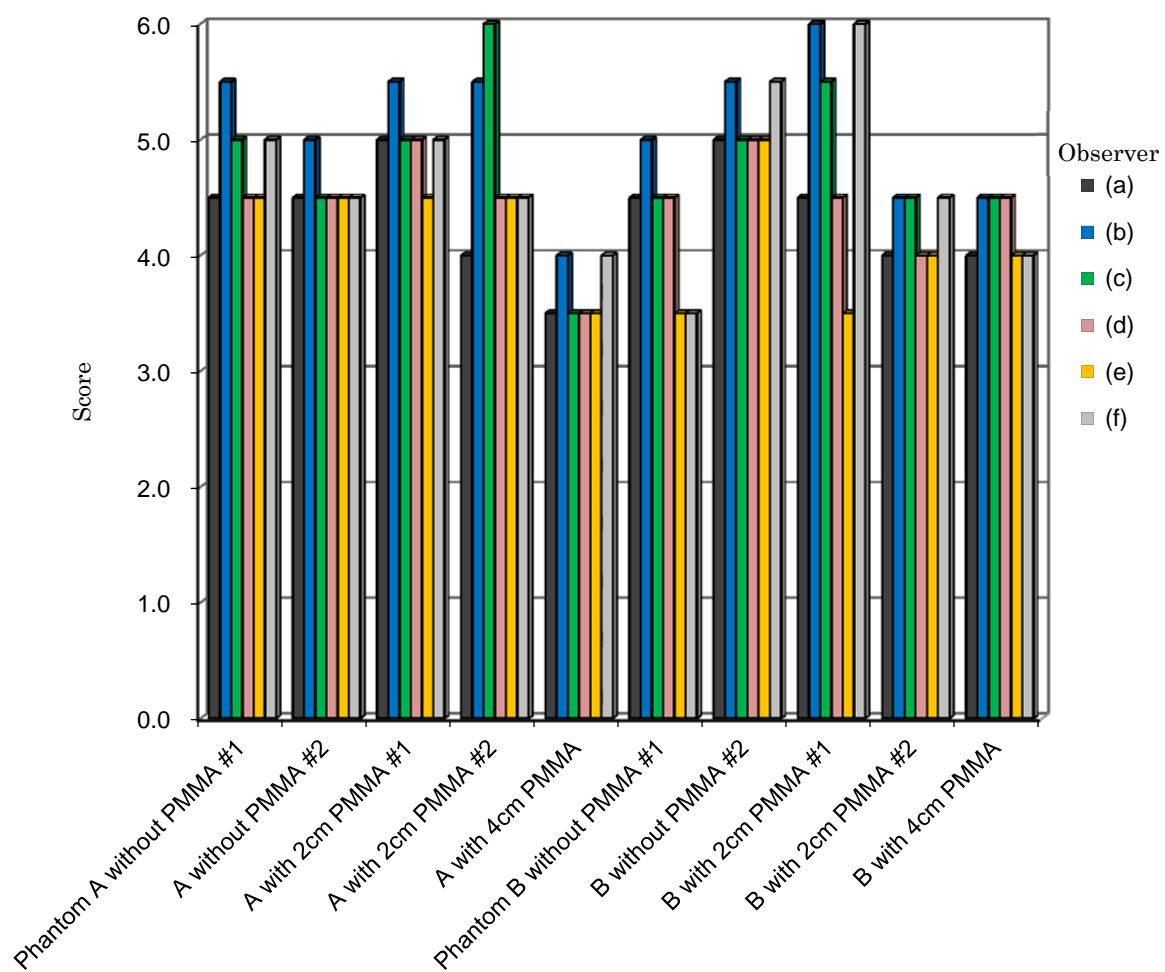


図 3-2 線維像の観察結果

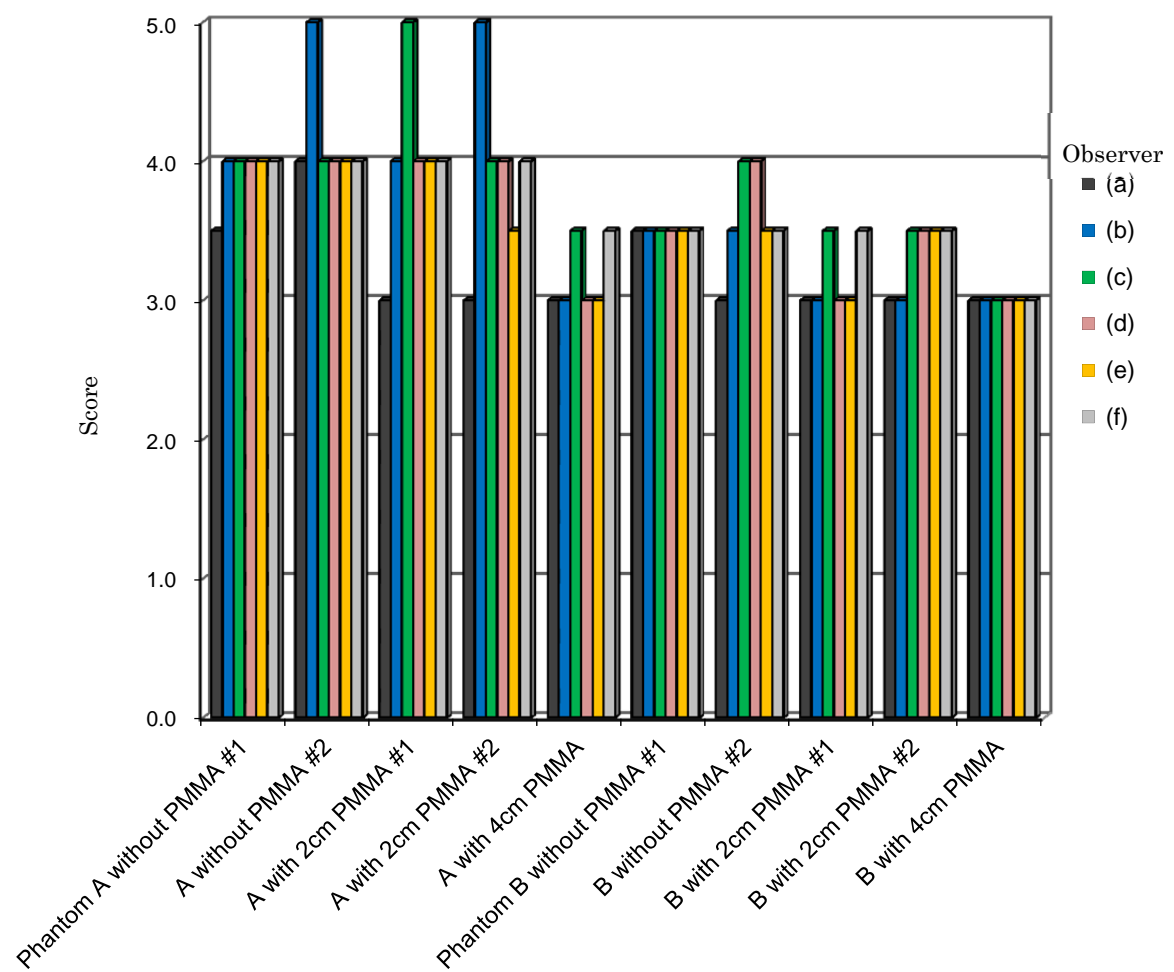


図 3-3 石灰化像の観察結果

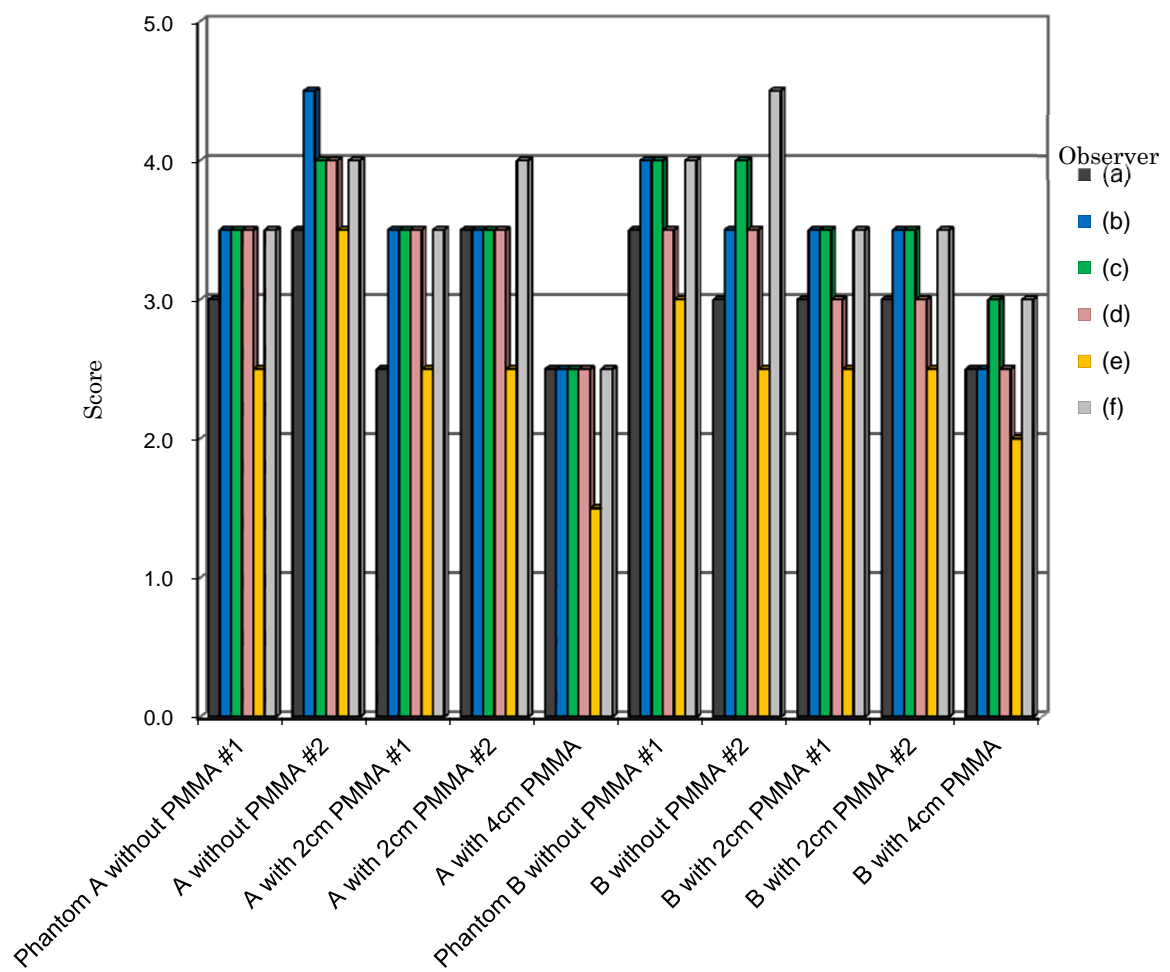


図 3-4 腫瘍像の観察結果



### 3.2.5 観察実験の考察

156 ファントム画像の目視評価には観察者内の変動を伴うことが周知のことであるので、マニュアルによっては、過去に評価したファントム画像を準備して、前回と大きくスコアが異なる場合は画像を比較するように定めている (29) (30). 今回の実験においても、観察者の中には自身が所有する標準画像と比較しながら 10 枚の試料を評価した者もいたが、観察者全員ではなかった. 今後、このような観察実験を行う場合は、評価基準を明らかに示すための標準試料を別途準備した方がより良好な結果が得られるものと推察された.

しかし、筆者らは今回の観察実験の結果が信頼性に欠けるものとは考えていない. 図 3-5 は、ACR マニュアル (29) から引用した評価の例である. この例では、#4 の線維像の一部が欠けているので、評価は 3.5 である. しかし別の観察者が #4 の線維像の全長が視認可能と評価した場合は、#5 の線維像も全長が視認できるので評価は 5.0 となる. 今回の実験で“標準評価”における観察者間の変動が大きいのも、このように 0.5 点で評価を打ち切る効果が無視できない. ところが筆者らが本研究で採用したのは全ての信号を個々に評価する“各信号評価”の結果であり、これは評価打ち切りの影響を受けない. 得られた結果は個々の模擬信号の視認性の程度を反映したものであると筆者らは考えている.

さらに極端な例では、全ての信号を個々に評価する“各信号評価”では、2 番目に太い #2 の線維像に対して全員が 1.0 点と評価しているのに、それよりも太い #1 の線維像で 0.5 点の評価が 2 例あった. 正しくマニュアルに従って評価するなら、この 2 例の線維像の“標準評価”結果は 0.5 点になるはずであるが、観察者はこれを無視していたことになる.

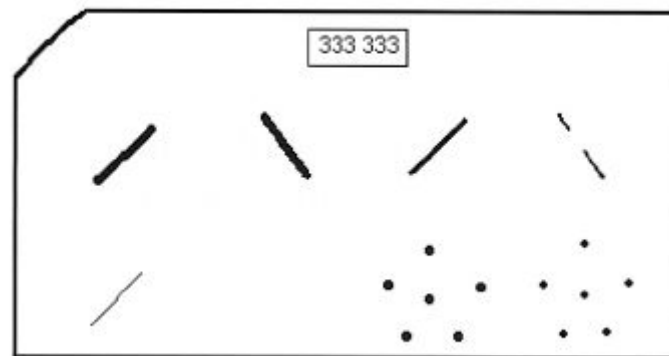


図 3-5 線維像の評価の例(文献 29 から引用)

## 第 4 章

### 画像の前処理

## 第 4 章 画像の前処理

### 4.1 節 コンピュータアルゴリズムの開発環境

本研究で筆者らが開発し構築した，乳房撮影システムの画質評価用ファントム画像を自動評価するコンピュータアルゴリズムの実態は，画像処理および画像解析を行うためのコンピュータ上で動作するプログラムである．研究開発に先だって，アルゴリズムの開発環境を検討した結果，診療施設等でデータ解析や統計処理のために広く普及し，価格が比較的安価で個人でも所有可能なパーソナルコンピュータの分野で大きなシェアを持つ Microsoft 社製オペレーティングシステムの Windows 上で動作するものであることとした．開発当初は Windows XP のバージョンであったが，その後のバージョンアップに伴って，本書執筆時には Windows Vista，Windows 7 でも動作することが確認されている．

プログラミング言語には同じく Microsoft 社製の Visual C++ .NET 2003 を採用した．その理由として，この言語が事実上の Windows の標準開発環境であり，作成したソースコードをコンパイルする際，高度な最適化が行われプログラムの実行速度が他の言語に比べ高速であることなどが挙げられる．また，この言語を使用するユーザも多く，プログラム開発の参考となる図書も多数刊行されていることも理由の一つである．なお，この言語は Web ベースのアプリケーション開発のために Microsoft 社が開発した“.NET Framework”（ドットネットフレームワーク）に対応させるため中間言語方式の拡張言語もサポートしているが，筆者らはプログラムの高速動作を優先させるためこれを採用せず，いわゆるネイティブなアプリケーションを目指した．

アルゴリズム開発にあたっては，その一部についてでも内容が不明瞭で，ブラックボックスと成り得る要素を完全に排除した．そのため，ファイルの入出力や画像のモニタへの表示といったコンピュータの基本動作を行うためのサブルーチンとして Visual C++ に標準添付されているライブラリ以外は，全て自主開発した．

Visual C++ .NET 2003 を用いて開発が開始されたが，その後のバージョンアップに伴って，本書執筆時には Visual C++ 2010 で開発が行われている．

## 4.2 節 コンピュータアルゴリズムのフローチャート

本研究で筆者らが開発し構築した，乳房撮影システムの画質評価用ファントム画像を自動評価するコンピュータアルゴリズムの処理フローチャートを図 4-1 に示す．ファントム画像およびテンプレート画像に対して，図 4-1 の手順に沿って，デジタル化，エッジ検出，不均一補正，拡大率補正の前処理を行い，各信号ごとにトリミングを行う，本章では，ここまでを詳しく記述する．前処理の後，線維像，石灰化像および腫瘍像ともに相互相関係数を算出した後，信号種別ごとの評価を行う．前処理以後の評価方法については次章以降に記述する．

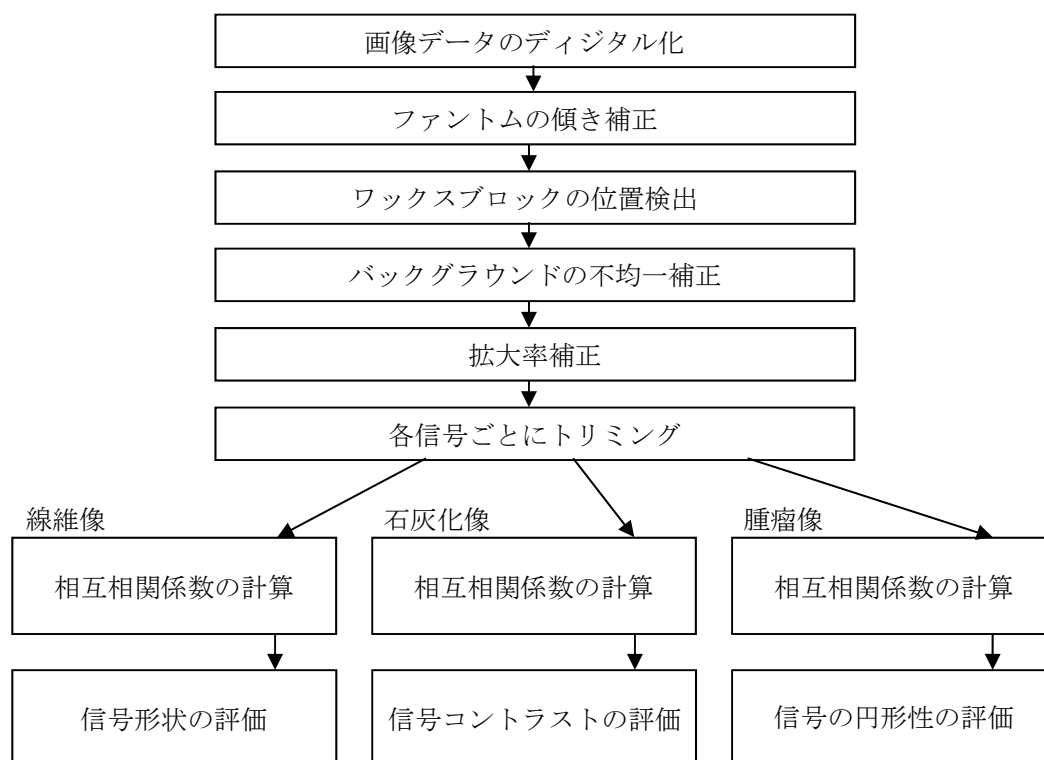


図 4-1 コンピュータアルゴリズムのフローチャート

### 4.3 節 画像データのデジタル化

前章でも記述したが、観察実験を行う前に、ファントム画像 10 枚とテンプレート画像 2 枚をコニカミノルタ社製レーザーフィルムディジタイザ LD-5500 を使用してスキャンし、デジタルデータ化した。このディジタイザは、マンモグラフィの微小石灰化像を検出できるようにレーザービーム径 0.070mm、画素サイズ 0.050mm の高解像度モードの読み取りが可能である(33)。筆者らはこの読み取りモードを選択し、写真濃度 0.0 から 3.5 の範囲を 12bit の階調でスキャンした。この時の濃度分解能は 0.00085 である。

このフィルムディジタイザは、他施設に設置されているものを借用した。そのため、後日の再読み取りは困難である可能性があったので、読み取り後はデジタルデータをモニタに表示し、読み取り時の塵混入等によるノイズや濃度むらが無いことを十分に確認した。

### 4.4 節 ファントムの傾き補正

#### 4.4.1 ワックスブロックの傾き計測

読み込まれたファントム画像が読み込んだ座標系に対して傾斜していると、後続の画像計測および画像処理に結果に悪影響を及ぼす。したがって、この段階でファントム画像の傾きを計測し、もし傾きがあれば補正する。

画像上のオブジェクトの角度を計測する方法としては、放射線画像計測の分野でユーザの多いソフトウェアである ImageJ(34)で行われるように、画像上に任意の線分をマニュアルで設定しその線分の始点と終点から角度を計算する方法がある。この方法によると、計算は簡便であるがマニュアルで始点と終点を設定する際の誤差が無視できず、結果の再現性も評価できない。画像上の成分から直線を抽出する方法のひとつに Hough 変換(35)があり、筆者もこの手法により線分の検出を試みたが、良好な結果は得られなかった。

#### 4.4.2 角度計測アルゴリズムの開発

前項に記述した理由により、筆者らは画像上のオブジェクトの角度を計測するアルゴリズムを新たに考案した。そのアルゴリズムを図 4-2 を用いて説明する。

図 4-2(a)に示すようなエッジ像を例に角度計測を行う。図 4-2(b)のように、エッジ像の低濃度部と高濃度部に ROI を設定し、それぞれの画素値の平均を求め、

それぞれ $\overline{PV_{low}}, \overline{PV_{high}}$  とする. この時, ROI 内の画素値に $y$ 軸方向の濃度勾配の有無を確認し, 勾配が認められればそれを補正する.

続いて, エッジを検出するための閾値 $PV_{threshold}$ を決定するが, ここでは,

$$PV_{threshold} = \frac{\overline{PV_{low}} + \overline{PV_{high}}}{2} \dots\dots\dots (4,1)$$

とした. そして, エッジに垂直な方向, この例では $x$ 軸方向に画素値を走査しながら $PV_{threshold}$ の位置を探索する. もし,  $y = y_m$ のライン上を走査する時, 目的の閾値が $(x_k, y_m)$ と $(x_{k+1}, y_m)$ の間に存在すれば, それぞれの画素値を $PV(x_k, y_m)$ ,  $PV(x_{k+1}, y_m)$ とすると, 求めるエッジの候補位置の $x$ 座標 $x_{threshold}$ は内挿法により,

$$x_{threshold} = x_k + \frac{(x_{k+1} - x_k)(PV_{threshold} - PV(x_k, y_m))}{PV(x_{k+1}, y_m) - PV(x_k, y_m)} \dots\dots\dots (4,2)$$

である. 計算した候補位置の座標を図 4-2(c)に示す. その後, 直線による最小 2 乗近似してやるが, これは次章で詳述する.

#### 4.4.3 最小 2 乗近似法

測定や計測には誤差が伴う. この誤差の影響をなるべく排除し, 測定値の傾向を把握するためには, 測定値のごく近傍を通る滑らかな曲線の近似式を描くことが有効である. このための手法として, 多項式による最小 2 乗近似法がある. 本節では直線近似が目的であるが, 一般的な多項式で記述する(36)(37).

図 4-2(c)に示す $n$ 個の点 $(x_1, y_1), (x_2, y_2), (x_3, y_3), \dots, (x_n, y_n)$ の近傍を通る $m$ 次の多項式を,

$$f(x) = a_0 + a_1x + a_2x^2 + \dots + a_mx^m \dots\dots\dots (4,3)$$

とすると, 各点における $y_i$ と $f(x_i)$ の差, すなわち残差

$$e(x_i) = f(x_i) - y_i$$

の 2 乗和を $J$ とすると,

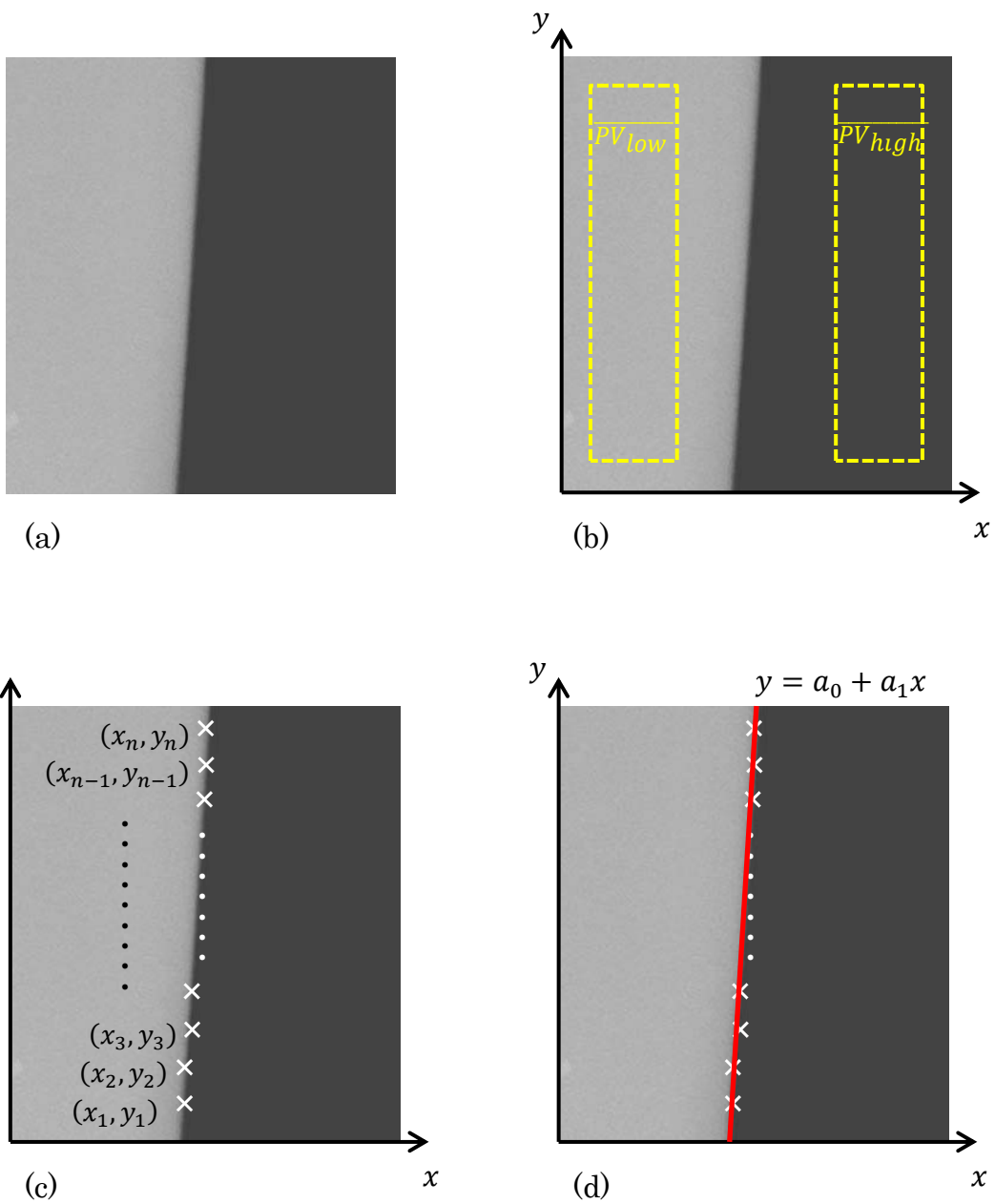


図 4-2 角度計測のアルゴリズム

(a) オリジナルのエッジ画像  
(c) 閾値となる座標の検出

(b) ROI の設定  
(d) 直線近似



$$\begin{aligned}
 J &= \sum_{i=1}^n \{f(x_i) - y_i\}^2 \\
 &= \sum_{i=1}^n (a_0 + a_1 x_i + a_2 x_i^2 + \cdots + a_m x_i^m - y_i)^2 \quad \cdots \cdots \cdots (4,4)
 \end{aligned}$$

となる．この $J$ は評価関数と呼ばれ，この値が最小になるように $a_j (j = 0, 1, \cdots, m)$ を決めてやればよい．そのためには $J$ を $a_j (j = 0, 1, \cdots, m)$ で偏微分した偏導関数を0とする．

$$\frac{\partial J}{\partial a_j} \equiv 0$$

すなわち，

$$\frac{\partial J}{\partial a_0} = 2 \sum_{i=1}^n (a_0 + a_1 x_i + a_2 x_i^2 + \cdots + a_m x_i^m - y_i) = 0$$

$$\frac{\partial J}{\partial a_1} = 2 \sum_{i=1}^n (a_0 + a_1 x_i + a_2 x_i^2 + \cdots + a_m x_i^m - y_i) x_i = 0$$

.....

$$\frac{\partial J}{\partial a_m} = 2 \sum_{i=1}^n (a_0 + a_1 x_i + a_2 x_i^2 + \cdots + a_m x_i^m - y_i) x_i^m = 0$$

したがって，以下のような $a_i$ に関する $m + 1$ 元の連立方程式が得られる．

$$a_0 n + a_1 \sum_{i=1}^n x_i + \cdots + a_m \sum_{i=1}^n x_i^m = \sum_{i=1}^n y_i$$

$$a_0 \sum_{i=1}^n x_i + a_1 \sum_{i=1}^n x_i^2 + \cdots + a_m \sum_{i=1}^n x_i^{m+1} = \sum_{i=1}^n y_i x_i$$

.....

$$a_0 \sum_{i=1}^n x_i^m + a_1 \sum_{i=1}^n x_i^{m+1} + \cdots + a_m \sum_{i=1}^n x_i^{2m} = \sum_{i=1}^n y_i x_i^m$$

これは、ガウスの正規方程式と呼ばれるもので、行列式で示せば、

$$\begin{pmatrix} n & \sum_{i=1}^n x_i & \cdots & \sum_{i=1}^n x_i^m \\ \sum_{i=1}^n x_i & \sum_{i=1}^n x_i^2 & \cdots & \sum_{i=1}^n x_i^{m+1} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \sum_{i=1}^n x_i^m & \sum_{i=1}^n x_i^{m+1} & \cdots & \sum_{i=1}^n x_i^{2m} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} a_0 \\ a_1 \\ \vdots \\ a_m \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \sum_{i=1}^n y_i \\ \sum_{i=1}^n y_i x_i \\ \vdots \\ \sum_{i=1}^n y_i x_i^m \end{pmatrix} \cdots \cdots (4,5)$$

である。ここでは、直線で近似するので、(4,5)式は、

$$\begin{pmatrix} n & \sum_{i=1}^n x_i \\ \sum_{i=1}^n x_i & \sum_{i=1}^n x_i^2 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} a_0 \\ a_1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \sum_{i=1}^n y_i \\ \sum_{i=1}^n y_i x_i \end{pmatrix} \cdots \cdots (4,6)$$

となる。図 4-2(C)の各データから(4,6)式を完成し、連立方程式を解いてやれば、図 4-2(D)に示す近似直線 $y = a_0 + a_1 x$ が求められる。ここでは、近似直線の角度が必要であるので、 $a_1$ の値からエッジの角度を求める。

#### 4.4.4 傾きの補正

前項で記述したファントム像の角度計測の結果，傾きが認められた場合は補正する必要がある．これには画像に回転処理を施せばよい．図 4-3 に示す回転前の画像上の任意の点 $(x, y)$ が反時計回りに角度 $\theta$ の回転後 $(X, Y)$ になるとすると，回転前後の関係式は，

$$X = x \cdot \cos\theta + y \cdot \sin\theta \quad \dots\dots\dots (4,7)$$

$$Y = -x \cdot \sin\theta + y \cdot \cos\theta \quad \dots\dots\dots (4,8)$$

である(38)-(40)．しかし，この変換では得られる座標 $(X, Y)$ の値が整数にならないので，計算後の扱いが困難である．実際の計算には(4,7)式(4,8)式の逆変換である，

$$x' = X \cdot \cos\theta - Y \cdot \sin\theta \quad \dots\dots\dots (4,9)$$

$$y' = X \cdot \sin\theta + Y \cdot \cos\theta \quad \dots\dots\dots (4,10)$$

を利用し，回転後に座標 $(X, Y)$ となる元画像の $(x', y')$ を求める．

この逆変換の場合でも，得られる $x$ 座標， $y$ 座標は整数値とはならず，データとしては実在しないので推定して求める必要がある．今回は，この手段に線形補間法を採用した．図 4-4 に示すように，求める座標が $x_i \leq x' < x_{i+1}$ ， $y_k \leq y' < y_{k+1}$ の範囲にあるとき，

$$p = x' - x_i$$

$$q = y' - y_k$$

とすると，求める座標 $(x', y')$ の画素値 $PV(x', y')$ は，

$$PV(x', y') = (1 - q)\{(1 - p) \cdot PV(x_i, y_k) + p \cdot PV(x_{i+1}, y_k)\} \\ + q\{(1 - p) \cdot PV(x_i, y_{k+1}) + p \cdot PV(x_{i+1}, y_{k+1})\} \quad \dots\dots\dots (4,11)$$

である(38)．このとき， $PV(x_i, y_k), PV(x_{i+1}, y_k), PV(x_i, y_{k+1}), PV(x_{i+1}, y_{k+1})$ はそれぞれの座標の画素値である．以上のようにして，傾きの補正を行うことができる．

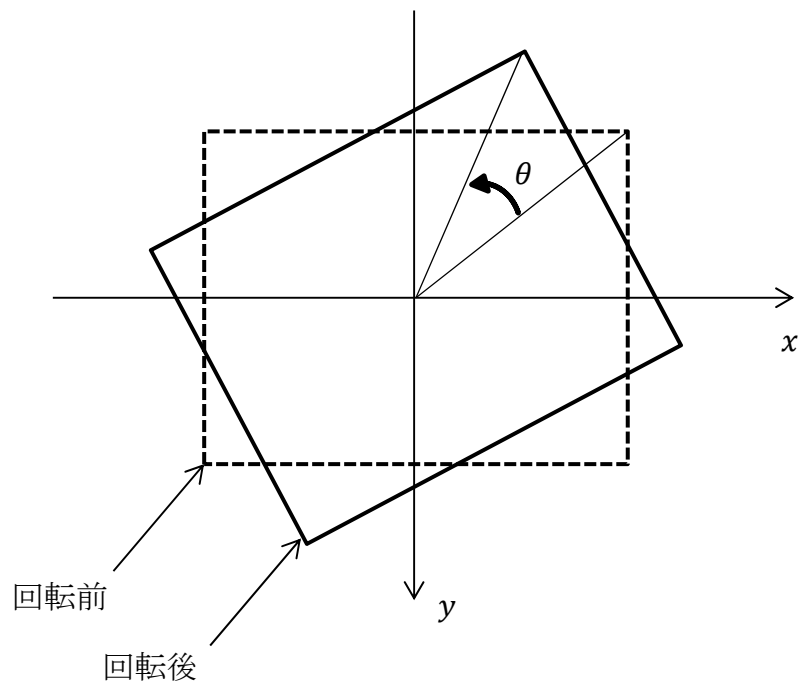


図 4-3 画像の回転処理

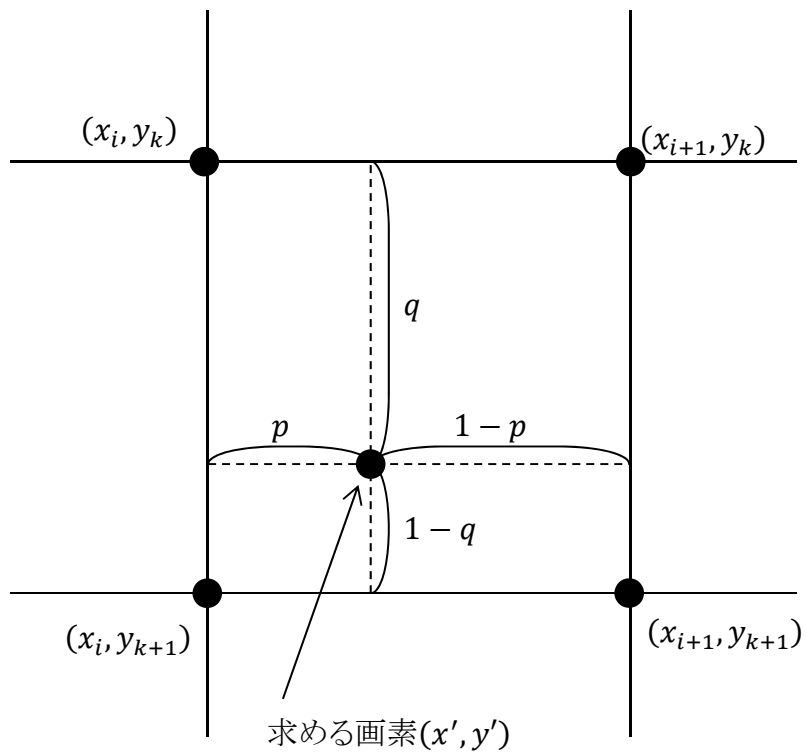


図 4-4 線形補間法

#### 4.4.5 傾き計測の結果

4.4.2 項に記述した方法により, 10 枚のファントム画像と 2 枚のテンプレート画像上のワックスブロックの角度を計測した. 測定箇所は図 4-5 の破線で示す領域である. 計測結果を表 4-1 に示す. ファントム A と B には差異が認められるものの, それぞれのファントム画像におけるワックスブロックの角度の標準偏差は 0.17 と 0.24 であり, 計測誤差も考慮に入れるとほぼ安定した状態であることが認められた. この要因として, ファントム画像を撮影する際の幾何学的配置が考えられる. 図 4-6 に撮影時のカセットホルダと 156 ファントムの配置を示しているが, カセットホルダの胸壁側端とファントム下端が一致するように配置するよう定められているため, ファントム配置時の傾斜角度はあまり問題とならない. 傾斜の原因としては, ファントム内にワックスブロックが傾斜してセットされていたり, フィルムがカセットに対して傾斜してセットされていたりすることが考えられる. 前者の原因への対策としては, ワックスブロックをファントム内にセットする際, ファントムの凹部の壁にワックスブロックを密着させればより安定することが期待できるが, これは次節で記述するワックスブロックのエッジ検出の精度を下げる結果となったので, ここでは採用していない.

4.4.4 項で記述したように, 画像の回転処理を行うと, 線形補間により鮮鋭度の低下が危惧された. 補間の方法には他にも存在するが, 画像のオリジナル性を失うことには変わりなく, 計測の結果から傾斜角度の影響は小さいと判断されたため, この研究では角度補正は行っていない. ただし, ファントム A のテンプレート画像は傾斜角が $-1.32$ と大きかったので, この画像については回転補正を行った.

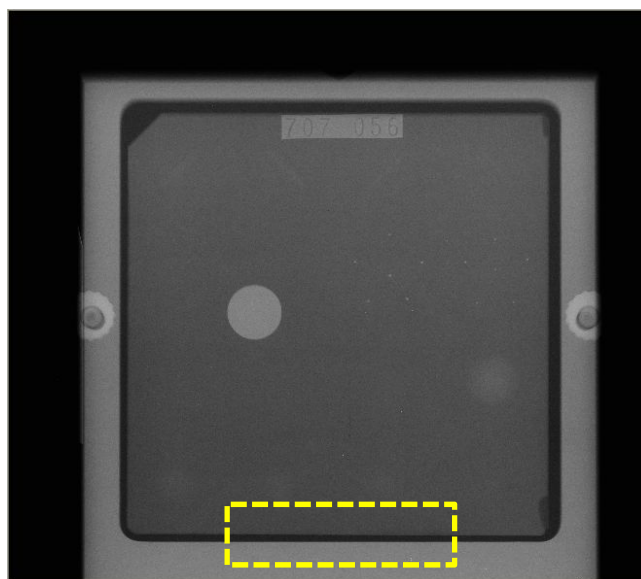


図 4-5 ファントム画像におけるワックスブロックの傾き測定箇所



図 4-6 ファントムおよびアクリル円板の配置の例

表 4-1 ワックスブロック角度計測の結果

ファントム	画 像	傾斜角(度)
A	テンプレート画像	-1.32
	ファントム画像	
	PMMA板なし#1	0.07
	PMMA板なし#2	0.00
	2cm PMMA付加 #1	0.07
	2cm PMMA付加 #2	-0.27
	4cm PMMA付加	0.20
	ファントム画像の平均 (標準偏差)	0.02(0.17)
B	テンプレート画像	-0.72
	ファントム画像	
	PMMA板なし#1	-0.31
	PMMA板なし#2	-0.77
	2cm PMMA付加 #1	-0.64
	2cm PMMA付加 #2	-0.26
	4cm PMMA付加	-0.27
	ファントム画像の平均 (標準偏差)	-0.45(0.24)

## 4.5 節 ワックスブロックの位置検出

### 4.5.1 ノイズ除去処理

ワックスブロックのエッジ部分を検出するにあたり、ファントム画像の持つノイズ成分が目的のエッジ部分の検出精度を低下させていることが判明した。そのため、前処置としてノイズ除去のためのスムージングが必要であったが、スムージング処理で多用される移動平均法では、検出すべきエッジ部分もぼけてしまう。したがって、ここではノイズ除去のためにエッジ保存型平滑化処理であるメディアン・フィルタ処理を採用した(38)。

本研究では  $3 \times 3$  のカーネルのメディアン・フィルタ処理を行った。これは、処理後の点  $(X_i, Y_k)$  の値を求めるのに、オリジナル画像の点  $(x_i, y_k)$  とこれに隣接する周囲の 8 点を含めた計 9 点の画素値  $PV(x_{i-1}, y_{k-1}), PV(x_{i-1}, y_k), \dots, PV(x_{i+1}, y_{k+1})$  のメディアン値を目的の画素値  $PV(X_i, Y_k)$  とする手法である。なお、点  $(X_i, Y_k)$  が画像の辺縁あるいは四隅の場合は、 $3 \times 3$  のカーネル内の画素はそれぞれ 6 と 4 になる。前者の場合のメディアン値は、正確には 3 番目の 4 番目の値を平均した値と定義されるが、ここでは結果が整数になるよう 3 番目の値を採用した。同様に後者は 2 番目の値とした。

オリジナルのファントム画像に対して、1 回のメディアン・フィルタ処理では目的の効果を得ることが不可能であり、そのため筆者らは 1 枚の画像につき 5 回程度の処理を反復して行った。この回数は、オリジナル画像のノイズ特性によっても加減する必要があるので、変更可能であるようにアルゴリズムを設計した。なお、これらの処理はエッジ検出のみを目的とするものであり、エッジの位置が決定された後はその位置情報だけをフィルタ処理されていないオリジナル画像に適応することで、このフィルタ処理が最終的な結果に影響を及ぼさないように配慮している。

### 4.5.2 ワックスブロックのエッジ検出

ワックスブロックの位置を同定するために、ワックスブロックのエッジを検出する。まず、フィルム上における 156 ファントムの位置を推定するが、この方法については後述する。エッジを検出するには Sobel フィルタ処理が多用されるが(35)(38)(41)-(43)、ここでは隣り合う画素値の隣接差分を求めた。図 4-7 を用いてエッジ検出手法について説明する。156 ファントム内にワックスブロックが挿入されており、このワックスブロックには型番を示すラベルが存在する。また、156 ファントム撮影時には画像のコントラストを評価するために、フ



ファントム上にファントム付属の直径 9mm, 厚さ 4mm のアクリル円板を置いて撮影するが(図 4-6), その陰影が画像上に存在する.

図 4-7 に赤線で示すように, 画像上に走査ラインを設定する. このライン上の画素値のプロファイルを,

$$Profile(x_i) = PV(x_i), \quad i = 1, 2, \dots, n \quad \dots\dots\dots (4,12)$$

とすると, その 1 次微分であるグラディエントは,

$$Gradient(x_i) = PV(x_{i+1}) - PV(x_i), \quad i = 1, 2, \dots, n - 1 \quad \dots\dots\dots (4,13)$$

で示される. 図 4-7 では, この  $Gradient(x_i)$  を, 下方に位置を移動して黄色線で表示している. 図 4-7 から,  $Gradient$  の振幅が大きくなるのは, アクリル円板の両端, ワックスブロックの両端, 156 ファントムのアクリルブロック凹部端と外側端である.

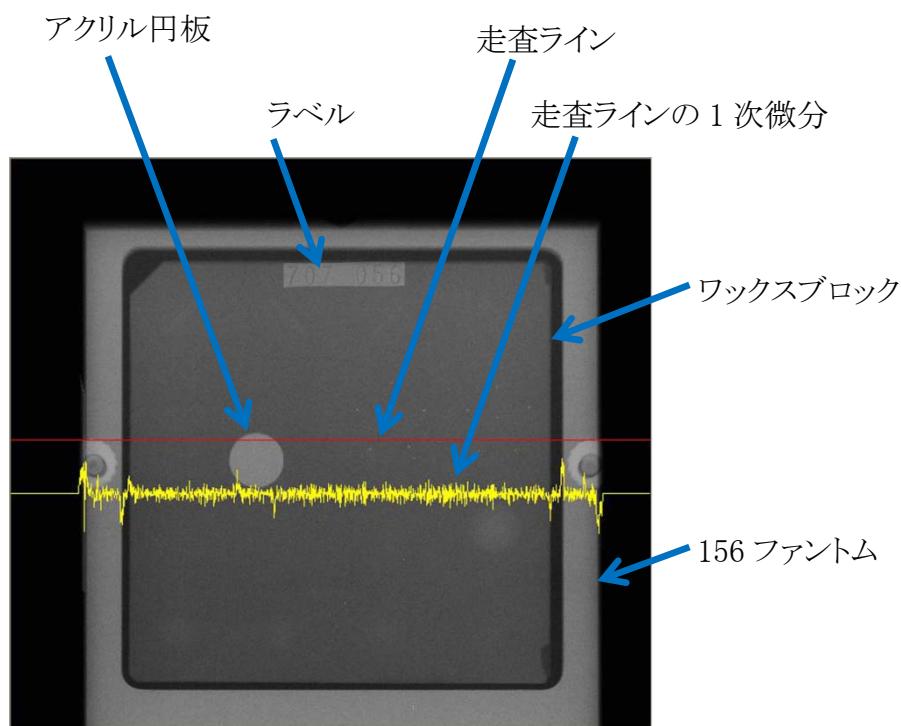


図 4-7 ファントム画像と 1 次微分プロファイル

アルゴリズムは、 $\text{Gradient}(x_i)$ の絶対値の最大値を検出し、その50%値を初期の閾値として、最初に推定した156ファントムの中心の位置から右方向に向かって閾値を超えるエッジを探索する。もし、エッジが検出できなかった場合は、閾値を5%ずつ90%まで大きくして探索を繰り返す。こうしてワックスブロックの右端をまず検出する。これはアクリル円板のエッジを誤検出することを避けるためである。ワックスブロックの右端候補が検出されれば、ワックスブロックの画像上の大きさが約80mmであることを考慮し、その±5mmの範囲に限ってワックスブロックの左端を探索する。したがって右端の検出に失敗した場合は、必然的に左端も失敗する。上下端を探索する場合は、ラベルによる誤作動を防ぐため、まず下端を探索し、その後上端側を行う。

本項の冒頭で、フィルム上における156ファントムの位置を推定するとしたが、これもあらかじめ設定しておいた操作ラインの $\text{Gradient}$ の振幅を評価することで実現している。この場合、フィルム全体に走査ラインを設定する必要があるように考えられるが、実際には図4-6に示した位置にファントムを置いて撮影するので、フィルム上のファントムの位置がほぼ限局しており、その領域を集中的に探索するように設定している。

#### 4.5.3 ワックスブロック領域の同定

前項で記述した手法により、ワックスブロックのエッジ候補を検出した結果を図4-8に示す。この例では、フィルム全体の探索から、ワックスブロックが存在すると予測される領域に、縦横両方向に5mm間隔でそれぞれ17本の青線で示す走査ラインを設定した。走査ラインの間隔は任意で設定できる仕様とした。図4-8の例では、赤矢印で示すように8点のエッジ検出に失敗した。いずれも横方向の走査ライン上で、右エッジの検出に失敗し、その影響で左エッジの失敗した。さらに検出の正確度を向上させるためには、メディアン・フィルタ処理の回数を増やすことが有効であったが、これは計算時間の延長を招くので過度の処理は現実的ではない。処理の回数と検出効率の関係は、フィルムのノイズ特性にも関係し一概には判断できないが、今後の検討課題である。

次に、こうして検出された上下左右各辺のエッジ候補17点からワックスブロックの辺縁を推定する。しかし、エッジ候補の中には検出エラーも含まれることから、候補群の座標値を平均したのでは検出エラーの影響を受ける。そこで、筆者らは各辺のエッジ候補のメディアン値を採用し、その座標をワックスブロックの辺縁とした(図4-9)。

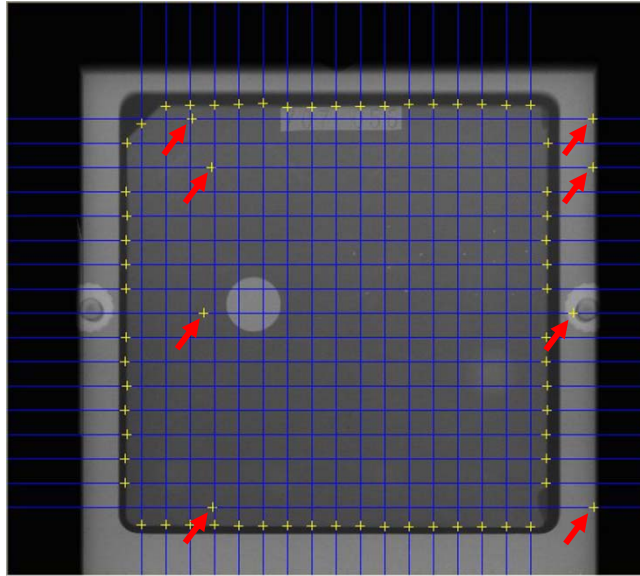


図 4-8 ワックスブロックのエッジ検出結果の例

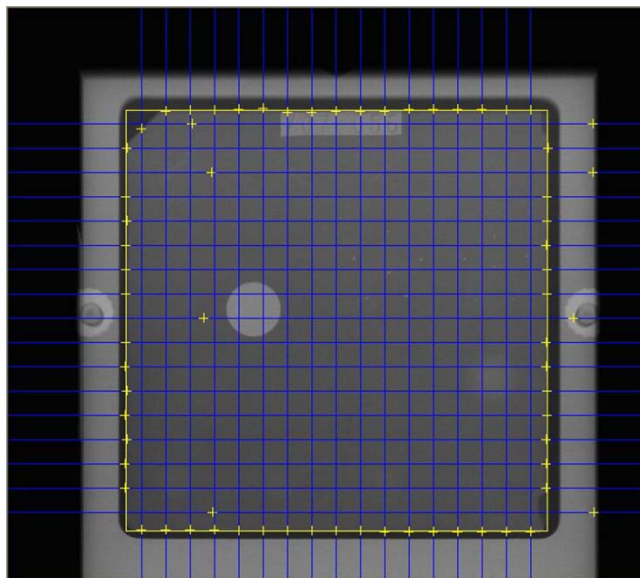


図 4-9 ワックスブロック位置の同定結果の例

#### 4.5.4 ワックスブロックのエッジ検出と領域同定の結果

前節まで、156 ファントム画像上で信号が埋め込まれたワックスブロックが占める領域を検出する方法について記述した。この目的のための手段として他に考えられる方法としては、ワックスブロック画像をテンプレート画像としたテンプレートマッチング技術(38)(41)(42)(44)による方法が考えられた。しかし、施設によっては、乳房撮影装置の自動露出機構(AEC: automatic exposure control)の検出部との相互位置関係から、図 4-10 に示すように 156 ファントムをカセットホルダからはみ出して撮影する場合もある(31)。この場合は、画像上にワックスブロックの全体像が描出されない。したがって、筆者らはテンプレートマッチングによる方法を見合わせた。

各辺で 19 点のエッジ候補群からメディアン値により辺縁を決めたが、複数のデータがありながら 1 点からのみの情報で結果を出すのは不合理であり、危険性を含んでいる。現在までのところ、この方法でワックスブロック領域の同定に失敗した経験はないが、将来的には統計的手法により誤検出点を同定し、それらを除いた候補エッジ群から平均して求める等の改良が必要である。

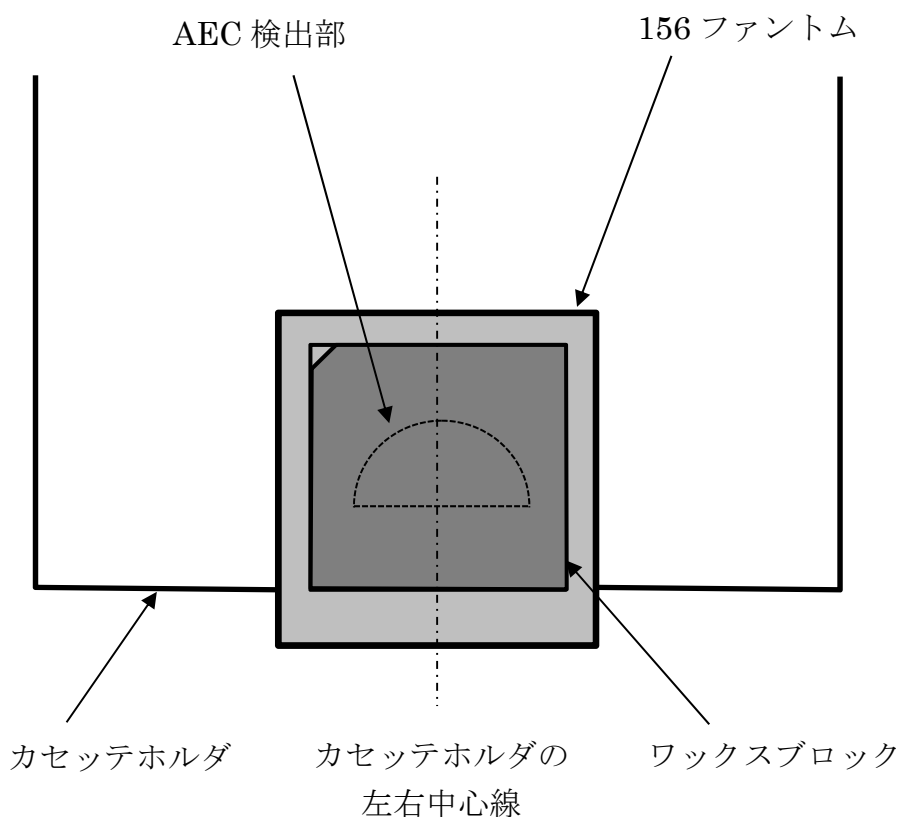


図 4-10 カセットホルダの胸壁端からはみ出したファントム配置図の例

## 4.6 節 バックグラウンドの不均一補正

### 4.6.1 画像濃度の不均一

一般の撮影では、X線照射野の中央にX線束中心が一致するが乳房撮影の場合は異なる。156ファントムの撮影時の側方向から見た幾何学的な配置を模式的に示したのが図4-11である。X線束の中心はカセットホルダの胸壁側に一致し、ここへ垂直に入射するのが一般的である。これは、ブラインドエリアと称されるフィルムに描出されない乳腺組織の体積を極力小さくするためである。また、このようにX線束中心を胸壁側に移動することにより、X線管のヒール効果(heel effect)により、乳頭側の濃度過多を防止する効果もある。

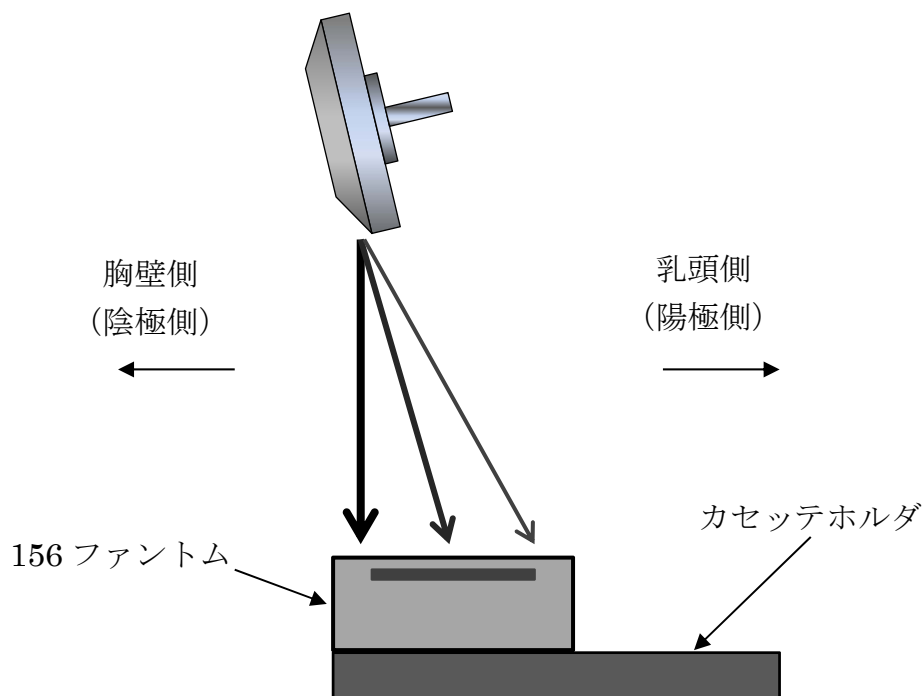


図 4-11 156 ファントム撮影時の側方向から見た配置図

以上の幾何学配置は乳房撮影には極めて好都合であるが、156 ファントムのように均等な被写体では画像濃度の不均一の原因となる。また、156 ファントム像の乳頭側はヒール効果だけでなく、ファントムに向けて X 線が斜入するのでファントム内での X 線光路長が増加し、さらなる濃度低下が生じる。さらに、この X 線斜入は濃度不均一だけでなく、画質の劣化も招いている。図 4-6 を注意深く観察すると、ワックスブロックの胸壁側端（黄色破線で示した部分）のエッジは鮮鋭であるのに対し、乳頭側端は不鋭であることが判る。

これらのことから、評価の対象となる 156 ファントム画像は胸壁側から乳頭側に向けて緩やかな濃度低下を伴う。筆者らは、この画像のバックグラウンドの濃度不均一を補正するために、次項に記述する 2 次元 2 次多項式によるサーフェイスフィッティングを行った(41)(42)(45)-(47)。

#### 4.6.2 2 次元 2 次多項式による近似

1 次元の多項式近似については 4.4.3 で記述した。2 次元多項式で近似を行うには、これを 2 次元拡張すればよい。ここで、マトリックス数が  $M \times N$  の画像の点  $(x, y)$  の画素値が  $PV(x, y)$  である時、この画像を、

$$f(x, y) = a_0 + a_1x + a_2y + a_3x^2 + a_4xy + a_5y^2 \quad \dots\dots\dots (4,14)$$

で最小 2 乗近似する場合を考える。 $(x, y)$  は画素の座標を示すが、バックグラウンド補正のためのサーフェイスフィッティングを行うだけなら、実際の画素サイズを考慮する必要はなく、

$$\begin{aligned} x &= 1, 2, 3, \dots, M \\ y &= 1, 2, 3, \dots, N \end{aligned}$$

と考えれば良いので、式(4.4)に示したように、

$$\begin{aligned} J &= \sum_{x=1}^M \sum_{y=1}^N \{f(x, y) - PV(x, y)\}^2 \\ &= \sum_{x=1}^M \sum_{y=1}^N \{a_0 + a_1x + a_2y + a_3x^2 + a_4xy + a_5y^2 - PV(x, y)\}^2 \quad \dots\dots\dots (4,15) \end{aligned}$$

が最小になるように $a_0$ から $a_5$ を決めてやればよい.

式(4.15)を $a_j(j = 0, 1, \dots, 5)$ で偏微分すると,

$$\begin{pmatrix} MN & N \sum_{x=1}^M x & M \sum_{y=1}^N y & N \sum_{x=1}^M x^2 & \sum_{x=1}^M \sum_{y=1}^N xy & M \sum_{y=1}^N y^2 \\ N \sum_{x=1}^M x & N \sum_{x=1}^M x^2 & \sum_{x=1}^M \sum_{y=1}^N xy & N \sum_{x=1}^M x^3 & \sum_{x=1}^M \sum_{y=1}^N x^2 y & \sum_{x=1}^M \sum_{y=1}^N xy^2 \\ M \sum_{y=1}^N y & \sum_{x=1}^M \sum_{y=1}^N xy & M \sum_{y=1}^N y^2 & \sum_{x=1}^M \sum_{y=1}^N x^2 y & \sum_{x=1}^M \sum_{y=1}^N xy^2 & M \sum_{y=1}^N y^3 \\ N \sum_{x=1}^M x^2 & N \sum_{x=1}^M x^3 & \sum_{x=1}^M \sum_{y=1}^N x^2 y & N \sum_{x=1}^M x^4 & \sum_{x=1}^M \sum_{y=1}^N x^3 y & \sum_{x=1}^M \sum_{y=1}^N x^2 y^2 \\ \sum_{x=1}^M \sum_{y=1}^N xy & \sum_{x=1}^M \sum_{y=1}^N x^2 y & \sum_{x=1}^M \sum_{y=1}^N xy^2 & \sum_{x=1}^M \sum_{y=1}^N x^3 y & \sum_{x=1}^M \sum_{y=1}^N x^2 y^2 & \sum_{x=1}^M \sum_{y=1}^N xy^3 \\ M \sum_{y=1}^N y^2 & \sum_{x=1}^M \sum_{y=1}^N xy^2 & M \sum_{y=1}^N y^3 & \sum_{x=1}^M \sum_{y=1}^N x^2 y^2 & \sum_{x=1}^M \sum_{y=1}^N xy^3 & M \sum_{y=1}^N y^4 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} a_0 \\ a_1 \\ a_2 \\ a_3 \\ a_4 \\ a_5 \end{pmatrix}$$

$$= \begin{pmatrix} \sum_{x=1}^M \sum_{y=1}^N PV(x, y) \\ \sum_{x=1}^M \sum_{y=1}^N xPV(x, y) \\ \sum_{x=1}^M \sum_{y=1}^N yPV(x, y) \\ \sum_{x=1}^M \sum_{y=1}^N x^2 PV(x, y) \\ \sum_{x=1}^M \sum_{y=1}^N xyPV(x, y) \\ \sum_{x=1}^M \sum_{y=1}^N y^2 PV(x, y) \end{pmatrix} \dots\dots\dots (4.16)$$

の, 6 元連立 1 次方程式が求められる(41)(45). 目的画像の画素値とその座標から式(4.16)を完成し, 解いてやれば近似曲面の多項式が得られる.

連立 1 次方程式の解法には複数の方法が知られているが、よく利用される解法であるガウス・ジョルダンの消去法(36)を採用した．記述を簡略するために、式(4.16)を、

$$\begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & \cdots & a_{1n} \\ a_{21} & a_{22} & \cdots & a_{2n} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ a_{n1} & a_{n2} & \cdots & a_{nn} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_1 \\ x_2 \\ \vdots \\ x_n \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} b_1 \\ b_2 \\ \vdots \\ b_n \end{pmatrix} \cdots \cdots \cdots (4,17)$$

と書き改める．

まず右辺の定数ベクトルの要素 $b_i$ を左辺の係数行列の $a_{i \ n+1}$ として、次に示す拡大行列 $\hat{A}$ を作る．

$$\hat{A} = \begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & \cdots & a_{1n} & a_{1 \ n+1} \\ a_{21} & a_{22} & \cdots & a_{2n} & a_{2 \ n+1} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \vdots \\ a_{n1} & a_{n2} & \cdots & a_{nn} & a_{n \ n+1} \end{pmatrix} \cdots \cdots \cdots (4,18)$$

第 1 行を $a_{11}$ で割ると、

$$\begin{pmatrix} 1 & \frac{a_{12}}{a_{11}} & \cdots & \frac{a_{1n}}{a_{11}} & \frac{a_{1 \ n+1}}{a_{11}} \\ a_{21} & a_{22} & \cdots & a_{2n} & a_{2 \ n+1} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \vdots \\ a_{n1} & a_{n2} & \cdots & a_{nn} & a_{n \ n+1} \end{pmatrix}$$

ここで、第 1 行を除くすべての行に対して、第 1 行を $a_{i1}(i = 2, 3, \cdots, n)$ 倍したものを第  $i$  行から引く．こうして得られた行列を $\hat{A}_1$ とする．



$$\hat{A}_1 = \begin{pmatrix} 1 & a_{12}^{(1)} & \cdots & a_{1n}^{(1)} & a_{1n+1}^{(1)} \\ 0 & a_{22}^{(1)} & \cdots & a_{2n}^{(1)} & a_{2n+1}^{(1)} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \vdots \\ 0 & a_{n2}^{(1)} & \cdots & a_{nn}^{(1)} & a_{nn+1}^{(1)} \end{pmatrix} \cdots (4,19)$$

ここで,

$$a_{1j}^{(1)} = \frac{a_{1j}}{a_{11}} \quad \left( \begin{array}{l} i = 2, 3, \dots, n \\ j = 1, 2, \dots, n+1 \end{array} \right)$$

$$a_{ij}^{(1)} = a_{ij} - a_{i1} \cdot a_{1j}^{(1)}$$

次に, この行列 $\hat{A}_1$ の第2行を $a_{22}^{(1)}$ で割り, 第2行を除くすべての行に対して, 第2行を $a_{i2}^{(1)}$  ( $i = 1, 3, 4, \dots, n$ )倍したものを第*i*行から引く. その結果, 行列 $\hat{A}_2$ が得られる.

$$\hat{A}_2 = \begin{pmatrix} 1 & 0 & a_{13}^{(2)} & a_{14}^{(2)} & \cdots & a_{1n+1}^{(2)} \\ 0 & 1 & a_{23}^{(2)} & a_{24}^{(2)} & \cdots & a_{2n+1}^{(2)} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & 0 & a_{n3}^{(2)} & a_{n4}^{(2)} & \cdots & a_{nn+1}^{(2)} \end{pmatrix} \cdots (4,20)$$

ただし,

$$a_{2j}^{(2)} = \frac{a_{2j}^{(1)}}{a_{22}^{(1)}} \quad \left( \begin{array}{l} i = 1, 3, \dots, n \\ j = 2, 3, \dots, n+1 \end{array} \right)$$

$$a_{ij}^{(2)} = a_{ij}^{(1)} - a_{i2}^{(1)} \cdot a_{2j}^{(2)}$$

この操作を順次*n*回繰り返して,

$$\hat{A}_n = \begin{pmatrix} 1 & 0 & \cdots & 0 & a_{1n+1}^{(n)} \\ 0 & 1 & \cdots & 0 & a_{2n+1}^{(n)} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \vdots \\ 0 & 0 & \cdots & 1 & a_{nn+1}^{(n)} \end{pmatrix} \cdots \cdots \cdots (4,21)$$

になったとき,

$$x_i = a_{in+1}^{(n)} \quad (i = 1, 2, \dots, n) \cdots \cdots \cdots (4,22)$$

が、求める解となる。

#### 4.6.3 欠測点を含むデータの多項式近似

前節までに記述したワックスブロックのエッジ検出の結果から、ワックスブロックが描出されている領域だけを切り出した画像が図 4-12 である。バックグラウンドの濃度不均一を補正する前の画像であるので、胸壁側（画像の下側）から乳頭側（上側）に向かって緩やかな濃度低下が認められる。

この画像に対して、前項までに記述した 2 次元 2 次多項式によりサーフェイスフィッティングを施すのであるが、この時、次に示す問題が生じた。

- 1) 図 4-12 に示す画像は、マトリックス数が約 1,700×1,700 もあり、全ての画素を用いた計算は実用的ではない。
- 2) 図 4-12 に示すように、画像にはラベル、アクリル円板、ノッチによる欠損部分が存在し、効果的なサーフェイスフィッティングを行うにはこれらの領域を考慮する必要がある。

筆者らは、1)の問題に対処するため、図 4-12 の画像を 50×50 程度のマトリックスサイズにリサンプリングする手法を採用した。リサンプリングの方法は、元画像のマトリックスとリサンプリング画像のマトリックスの比を求め、その値ごとに元画像の画素を間引いてサンプリングする。ただし、元画像の最外側をサンプリングしても有効ではないので、サンプリング開始点にも考慮した。リサンプリング画像のマトリックスは、ここでは 50×50 を採用したが、プログラム上では 10×10 から 200×200 まで可変とした。しかし、リサンプリングのマトリックス数の変化による影響は確認できなかった。

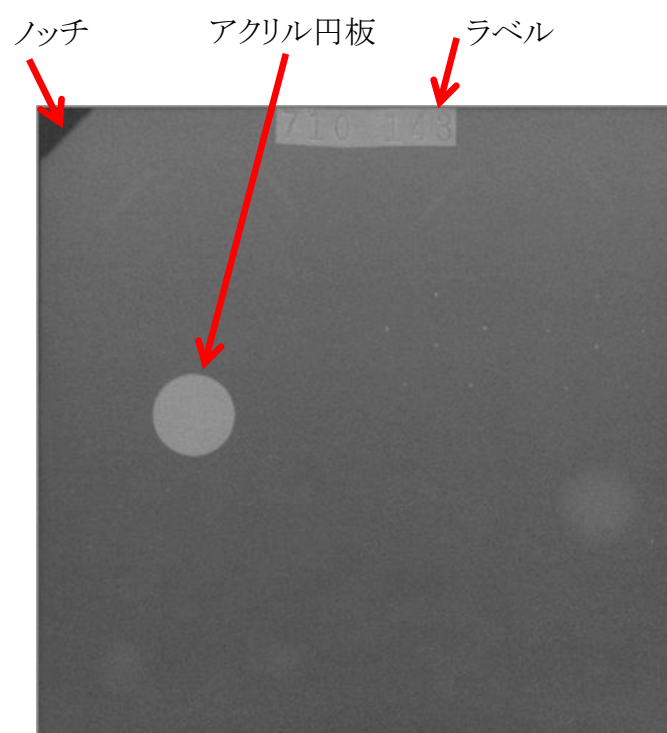


図 4-12 バックグラウンドの不均一補正前のワックスブロック切り出し画像

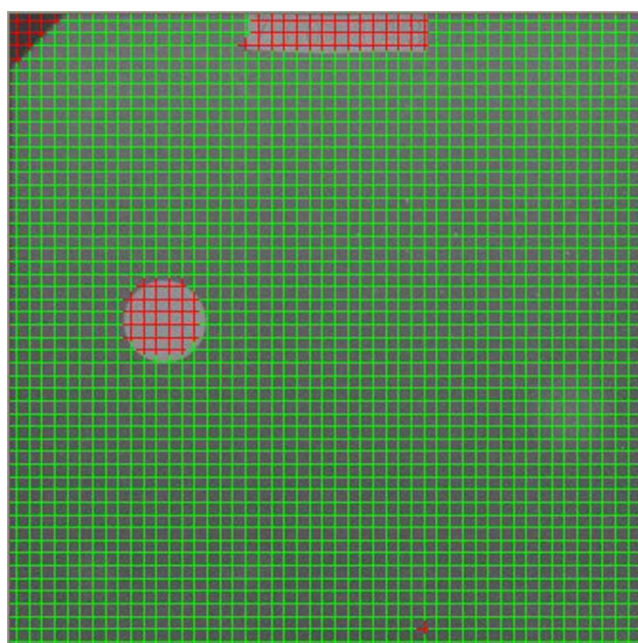


図 4-13 障害陰影を考慮したリサンプリング

次に 2)の問題に対処するため、 $50 \times 50$  のリサンプリング画像の画素値の分布を検討した。その結果、ラベル、アクリル円板、ノッチによる欠損部分の画素値は、画素値をヒストグラム解析した場合にヒストグラムの中央 70%に含まれる画素値の標準偏差 $SD_{(70\%)}$ の 3 倍以上平均値 $Mean$ から外れるが、他の領域の画素値は 3 倍以下の範囲内に収まった。そこで、筆者らは計算を簡便に行うために、リサンプリング画像と同じ大きさのマトリックスで、計算するか否かを登録するフラグ配列 $flag(x,y)$ を考え、

$$\begin{aligned} flag(x,y) &= 1, \{Mean - 3 \cdot SD_{(70\%)} \leq PV(x,y) \leq Mean + 3 \cdot SD_{(70\%)}\} \\ &= 0, \{PV(x,y) < Mean - 3 \cdot SD_{(70\%)}, Mean + 3 \cdot SD_{(70\%)} < PV(x,y)\} \end{aligned}$$

とした。ただし、 $PV(x,y)$ は座標 $(x,y)$ の画素値を表す。

図 4-13 は、図 4-12 の画像上に  $50 \times 50$  のリサンプリング点のうち、計算に使用する $flag(x,y) = 1$ となる点を“緑十字”で、計算に使用しない $flag(x,y) = 0$ となる点を“赤十字”で示した。この例示画像の結果では、 $(32,48)$ の座標の 1 点で誤認識があったが、他は正確な識別が可能であった。今回の例ではヒストグラム中央 70%領域の標準偏差の 3 倍を閾値としたが、これは目的画像のノイズ特性に応じて加減する必要がある。しかし撮影装置や増感紙フィルムシステム、現像処理過程が不変であれば同じ閾値が使用可能であった。

実際に近似多項式の係数を求めるには、式(4.16)を修正し、行列各要素に $flag(x,y)$ を乗算して積分すればよい。 $flag(x,y) = 0$ である座標では、積が 0 となるので結果的に加算されない。コンピュータプログラムの中では、*if* 文などの判別式を用いて $flag(x,y)$ の値をチェックするより積算の方が高速に動作することが知られている。計算式は図 4-14 に示す式となる。

$$\begin{pmatrix}
\sum_{x=1}^M \sum_{y=1}^N \text{flag}(x, y) \\
\sum_{x=1}^M \sum_{y=1}^N \text{flag}(x, y)x \\
\sum_{x=1}^M \sum_{y=1}^N \text{flag}(x, y)y \\
\sum_{x=1}^M \sum_{y=1}^N \text{flag}(x, y)x^2 \\
\sum_{x=1}^M \sum_{y=1}^N \text{flag}(x, y)xy \\
\sum_{x=1}^M \sum_{y=1}^N \text{flag}(x, y)y^2 \\
\sum_{x=1}^M \sum_{y=1}^N \text{flag}(x, y)x^3 \\
\sum_{x=1}^M \sum_{y=1}^N \text{flag}(x, y)x^2y \\
\sum_{x=1}^M \sum_{y=1}^N \text{flag}(x, y)xy^2 \\
\sum_{x=1}^M \sum_{y=1}^N \text{flag}(x, y)x^2y^2 \\
\sum_{x=1}^M \sum_{y=1}^N \text{flag}(x, y)xy^3 \\
\sum_{x=1}^M \sum_{y=1}^N \text{flag}(x, y)x^2y^2 \\
\sum_{x=1}^M \sum_{y=1}^N \text{flag}(x, y)xy^4
\end{pmatrix}
\begin{pmatrix}
a_0 \\
a_1 \\
a_2 \\
a_3 \\
a_4 \\
a_5
\end{pmatrix}
=
\begin{pmatrix}
\sum_{x=1}^M \sum_{y=1}^N \text{flag}(x, y)PV(x, y) \\
\sum_{x=1}^M \sum_{y=1}^N \text{flag}(x, y)xPV(x, y) \\
\sum_{x=1}^M \sum_{y=1}^N \text{flag}(x, y)yPV(x, y) \\
\sum_{x=1}^M \sum_{y=1}^N \text{flag}(x, y)x^2PV(x, y) \\
\sum_{x=1}^M \sum_{y=1}^N \text{flag}(x, y)xyPV(x, y) \\
\sum_{x=1}^M \sum_{y=1}^N \text{flag}(x, y)y^2PV(x, y)
\end{pmatrix}$$

図 4-14 欠測点を含むデータの多項式近似

#### 4.6.4 バックグラウンドの不均一補正の結果

図 4-12 に示したバックグラウンド補正前のワックスブロック切り出し画像のプロファイルの鳥瞰図を図 4-15 に示す。図 4-15 では、ワックスブロックのラベル部分は鳥瞰図の反対側となり確認できないが、ノッチ欠損部やアクリル円板に相当する濃度分布が認められる。これらの領域を前項に記述した手法により除外した画素群から、2 次元 2 次多項式によりサーフェイスフィッティングした結果を図 4-16 に示す。図 4-16 のプロファイル形状から、フィッティングの結果はノッチ欠損部やアクリル円板の影響を受けず、緩やかな濃度変化のみに対応していることが判明した。

バックグラウンドの不均一補正を行うためには、図 4-15 のデータから図 4-16 のデータを減算すればよい。デジタル医用画像のノイズ特性を測定する場合も同様に処理を行うが(45)-(47)、この場合と違ってここでは減算処理後の画像を構成する画素値の平均値を処理前の画像と同じにする必要がある。そのため、減算処理の前に図 4-16 の各データの平均値が 0 になるように補正した。このようなバックグラウンドの不均一補正はコンピュータ支援診断の領域でも使用されている(48)。

補正処理後の画像プロファイルを図 4-17 に示す。また、その時の画像を図 4-18 に示す。ただし、図 4-18 に示す画像では、バックグラウンドの濃度勾配が有効に除去できたことを確認するために、画像表示のためのウインド幅を調整しコントラストを強調して表示した。

元画像から 50×50 画素のリサンプリングを行う際、筆者らは単に画素を間引いてサンプリングした。したがってリサンプリングされた画素が濃度勾配の特徴を正確に表現しているとはいえない。筆者らは、サンプリングする座標を中心に関心領域(ROI)を設定し、ROI 内の画素値の平均値を採用する方法も検討したが、フィッティングに悪影響を及ぼすラベル、ノッチ欠損部やアクリル円板が ROI の一部を占める時、そのパーシャル効果に対する対応が未解決であるので、この方法は採用していない。今後、検討の必要がある。

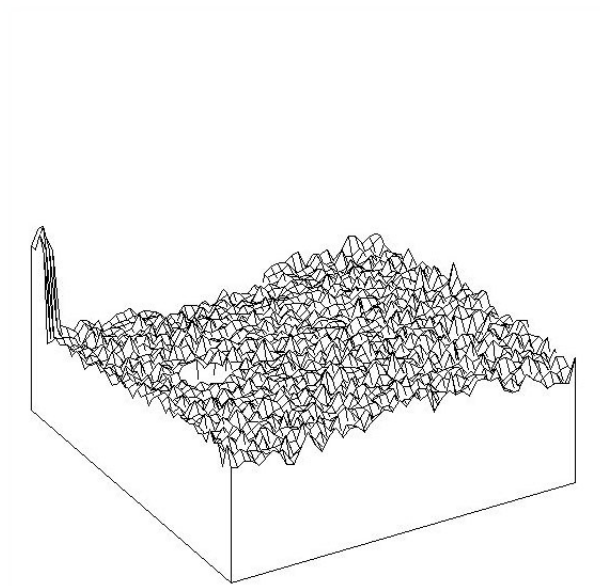


図 4-15 バックグラウンドの不均一補正前のプロフィール鳥瞰図

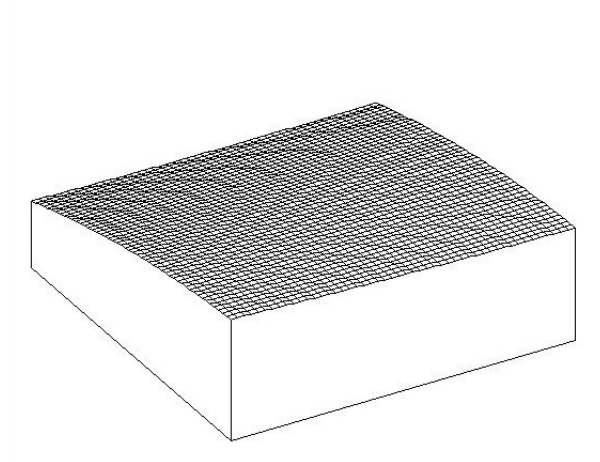


図 4-16 サーフェイスフィッティングのプロファイル鳥瞰図

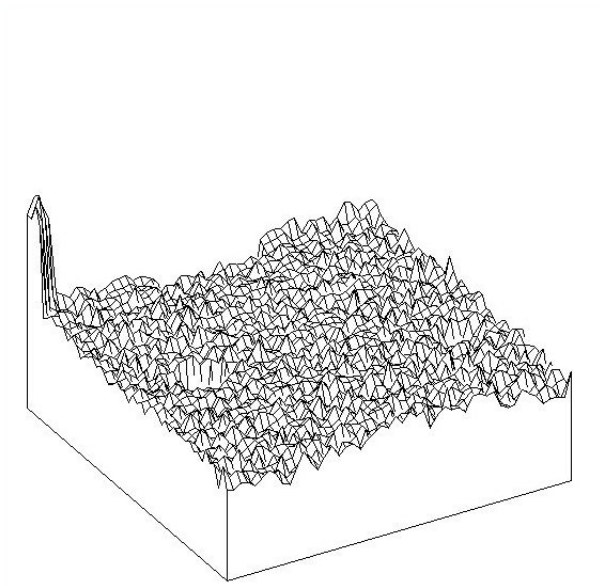


図 4-17 バックグラウンドの不均一補正後のプロファイル鳥瞰図

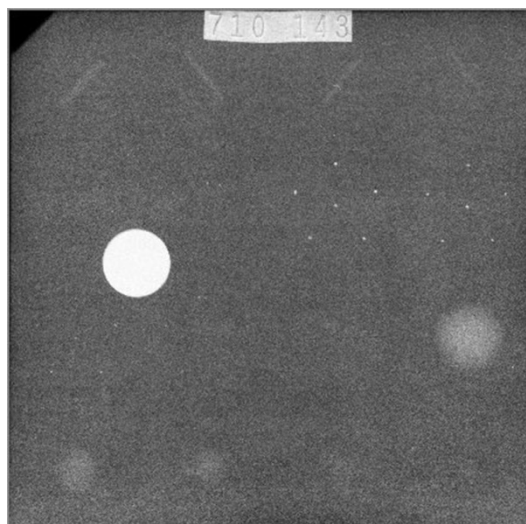


図 4-18 バックグラウンドの不均一補正後のワックスブロック切り出し画像



## 4.7 節 拡大率補正

### 4.7.1 拡大率の算出

156 ファントム内のワックスブロックは、厚さ 43mm のアクリルブロック内に封入されているので、一般的な撮影距離 65cm 程度の乳房撮影装置で撮影すると、約 1.1 倍程度拡大されてフィルム上に投影される。一方、テンプレート画像の方は、ワックスブロックをファントムから抜き出しフィルム上に直接置くので、ほぼ原寸大である。この撮影時の幾何学的配置の違いによる拡大率の差異は、フィルムに記録されるファントム画像とテンプレート画像のサイズの違いとして現れる。フィルムはいずれも 0.05mm 間隔でデジタル化されているので、サイズの違いはワックスブロック領域切り出し画像のマトリックス数の差異となる。

前節までの手法により、位置が同定されバックグラウンド補正された、ファントム画像とテンプレート画像のワックスブロック領域切り出し画像のサイズの違いを図 4-19 で比較する。この例ではテンプレート画像のマトリックス数が  $1,579 \times 1,581$  であり、評価対象のファントム画像は  $1,733 \times 1,733$  であった。このマトリックス数の比から拡大率を算出する。

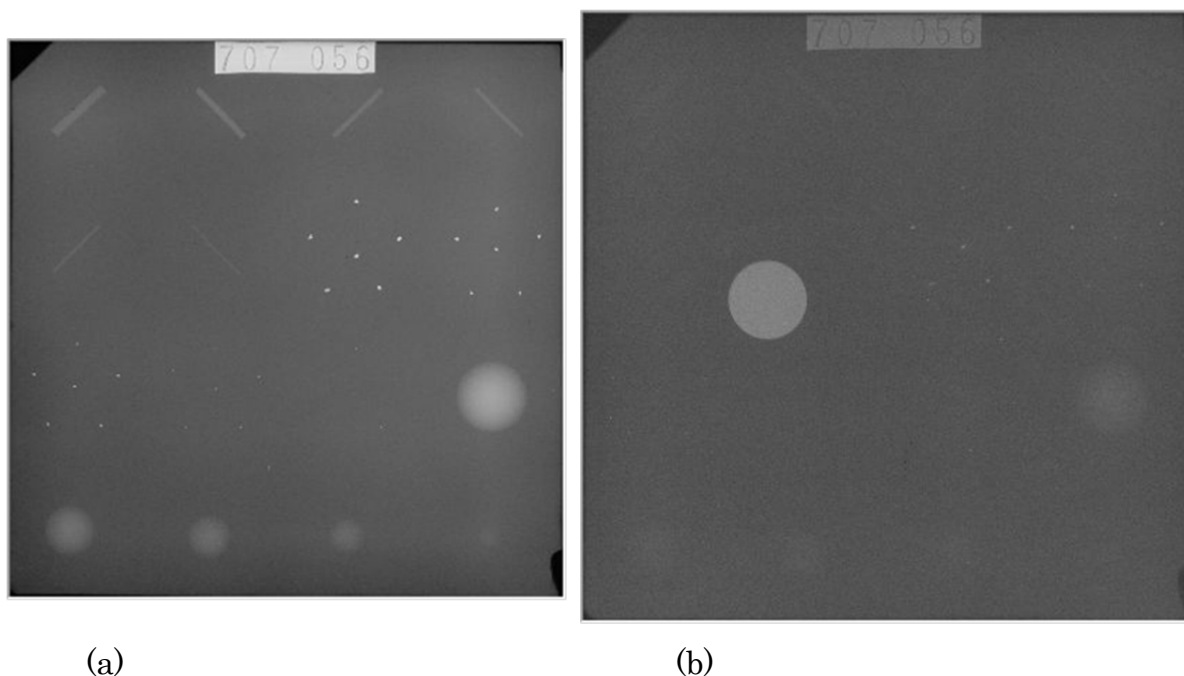


図 4-19 撮影時の拡大率の違いが画像サイズへ及ぼす影響

(a) テンプレート画像( $1,579 \times 1,581$ ) (b) ファントム画像( $1,733 \times 1,733$ )

#### 4.7.2 拡大率補正

前項で求めた拡大率でテンプレート画像とファントム画像のサイズの違いを補正するのだが、図 4-19 の例でも認められるように画像の縦方向と横方向で拡大率が異なる場合がある。この場合の対処法として、

- 1) 縦方向と横方向の拡大率の平均を求め、これで補正する。
- 2) 縦方向と横方向を、それぞれ異なる拡大率で補正する。
- 3) 横方向の拡大率をもって補正する。

が考えられた。筆者らは、今回の研究において、図 4-5 のようにワックスブロックの全体像がフィルム上で視認できる場合は 2) の方法で、図 4-10 に示す撮影法によりワックスブロックの下端が欠ける恐れのある場合は 3) の方法を採用することとした。この研究で開発したコンピュータアルゴリズムでは、3 者の方法を選択できるように開発した。

画像の拡大・縮小には最近傍法や線形補間法があるが(38)(39)、ここでは 4.4.4 で記述した線形補間法を採用した。また、テンプレート画像とファントム画像のサイズを一致させる場合、テンプレート画像を拡大すべきか、あるいはファントム画像を縮小すべきかの検討が必要であった。そして検討の結果、筆者らは画像を拡大・縮小する場合は画質の優れるテンプレート画像の方を処理すべきと考えた。さらに、画像の縮小を厳密に行うためには前置フィルタ処理が必要(38)であることから、テンプレート画像をファントム画像に合わせて拡大処理することにした。

#### 4.8 節 各信号ごとにトリミング

画像サイズを一致させたテンプレート画像とファントム画像に、あらかじめ設定されている各信号ごとの ROI を設定する。この ROI の位置は、拡大処理前のテンプレート画像からマニュアルにより設定したもので、画像の左上端を (0,0)、右下端を (1.0,1.0) とした相対座標で登録しており、テンプレート画像拡大処理の後実際の座標を計算する。各 ROI のサイズは表 4-2 に示す。そして、各信号ごとに画像を切り出す。切り出された画像の評価については、次章以降で記述する。

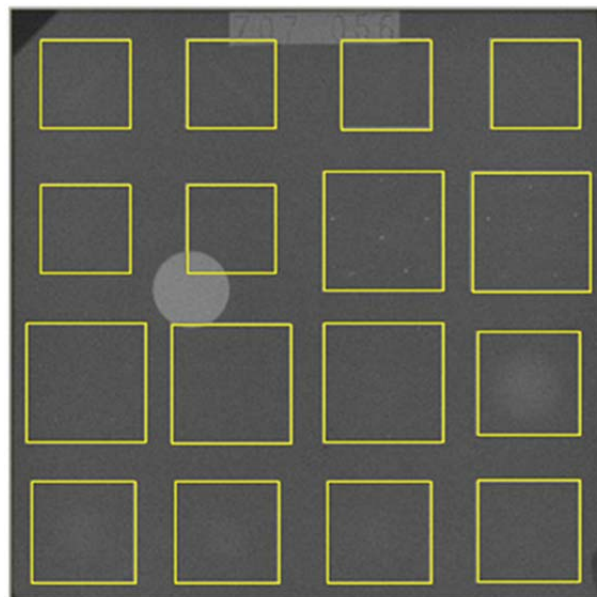


図 4-20 各信号ごとに設定された ROI

表 4-2 各信号の ROI サイズ

信 号	ROIのサイズ(mm)
線維像	13.0 × 13.0
石灰化群	20.0 × 20.0
腫瘤像	18.0 × 18.0

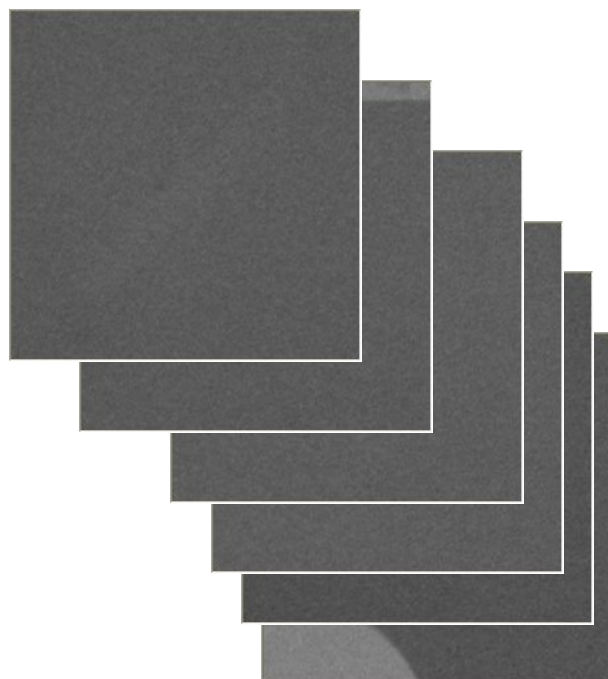


図 4-21 各信号ごとの画像切り出し

## 第 5 章

### 線維像の評価

## 第 5 章 線維像の評価

### 5.1 節 プレフィルタ処理

前章までは 156 ファントムの全体画像から複数の画像処理を経て、ワックスブロックに埋め込まれた個々の模擬信号の画像を切り出すところまで記述した。本章では線維像の画質評価の手法について記述する。

線維像の解析を始める前に、筆者らはテンプレート画像とファントム画像両方にスムージング処理を加えた。これは両画像のノイズ成分、特にファントム画像のノイズ成分が大きく、オリジナル画像では観察者の評価と対応するようなコンピュータアルゴリズムの出力結果が得られなかったからである。

本研究で使用したスムージングフィルタは、移動平均フィルタとメディアンフィルタである。移動平均フィルタは  $3 \times 3$  のカーネルサイズのもので、注目画素とそれに隣接する  $3 \times 3$  の画素値の平均を求めるものである。演算の高速化のためと処理後の画像データの取り扱いを考慮して、小数点以下は切り捨てた。また、注目画素が画像の辺縁あるいは四隅にある場合は、カーネルサイズを  $3 \times 2$  あるいは  $2 \times 2$  で計算した。メディアンフィルタについては 4.5.1 で記述した。

実際の評価にあたっては、どのフィルタを何回処理すればよいか、適当な指標が見つけられなかった。筆者らは試行錯誤的にいろいろな組み合わせのフィルタを試した結果、本研究で使用したノイズレベルの画像においては、テンプレート画像については移動平均フィルタを 1 回適応した後メディアンフィルタを 1 回施したものが最も効果的であり、ファントム画像については移動平均フィルタを 2 回の後メディアンフィルタを 2 回の組み合わせが最も視覚評価の結果に近い出力が得られた。

このスムージングフィルタの組み合わせと処理回数は、一意的に決定されるものではなく、処理画像のノイズレベルに応じて調整する必要がある。しかし、前章で記述したのと同様に、撮影装置や増感紙フィルムシステム、現像処理過程が不変であれば同じ処理内容で同様の結果が得られるものと予測された。

## 5.2 節 テンプレートマッチングによる評価

### 5.2.1 ファントム画像とテンプレート画像

ここまでの処理で獲得した線維像のテンプレート画像と評価対象のファントム画像の例を図 5-1 に示す．図 5-1 の信号は，図 2-3 で示した No.2 の信号であり，表 2-1 に記述したように直径 1.12mm のナイロン繊維である．なお，ファントムにはこれより太いナイロン繊維の信号 No.1 があるが，視認性は No.2 が勝る．このことは，観察者による視覚評価の結果でも筆者らが開発したコンピュータアルゴリズムの出力結果からも確認されている．この現象の理由としては，信号 No.1 が No.2 より X 線束中心から離れ，X 線斜入の影響が大きいためと考えられる．

筆者らは，図 5-1 のファントム画像の画質を評価するためにテンプレートマッチングによる評価を行った．

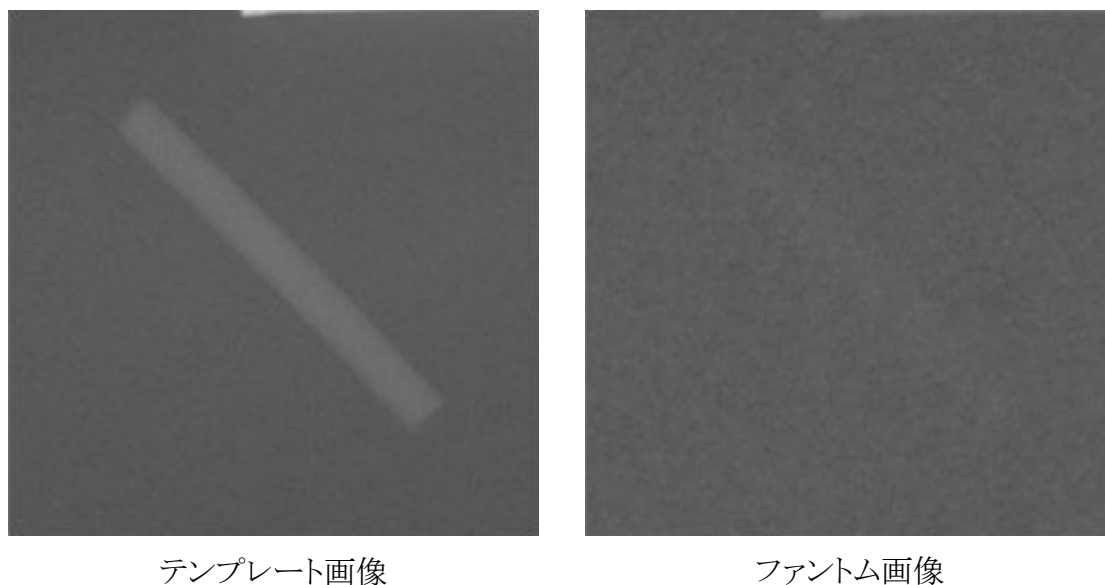


図 5-1 線維信号 No.2 のテンプレート画像とファントム画像の例

### 5.2.2 テンプレートマッチング

図 5-1 に示す 2 枚の画像は、それぞれの元画像であるワックスブロック画像の同じ座標を同じサイズで切り出した画像である。しかし、それぞれの画像の撮影時の幾何学的配置が異なることや各種の画像処理のため、テンプレート画像に描出されている線維模擬信号がファントム画像上で同じ位置に描出されているとは限らない。このような場合、評価画像上で目的の信号と最も類似する位置を特定し、その類似度を数値で評価する手法にテンプレートマッチングがある(39)(41)(42)(49)。

図 5-2 を利用して、テンプレートマッチングについて説明する。評価対象である探索領域の画像 $S$ とテンプレート画像 $T$ があるとする。それぞれの画像のマトリックスはそれぞれ $K \times L$ 、 $I \times J$ である。この時、テンプレート画像は探索領域画像より小さくなければならない。さらに、探索領域画像 $S$ 上の点 $(x', y')$ にテンプレートと同じ大きさの  $ROI_{x',y'}$ を設定した時、テンプレート画像 $T$ と  $ROI_{x',y'}$ の相互相関係数  $C_{x',y'}$ は、

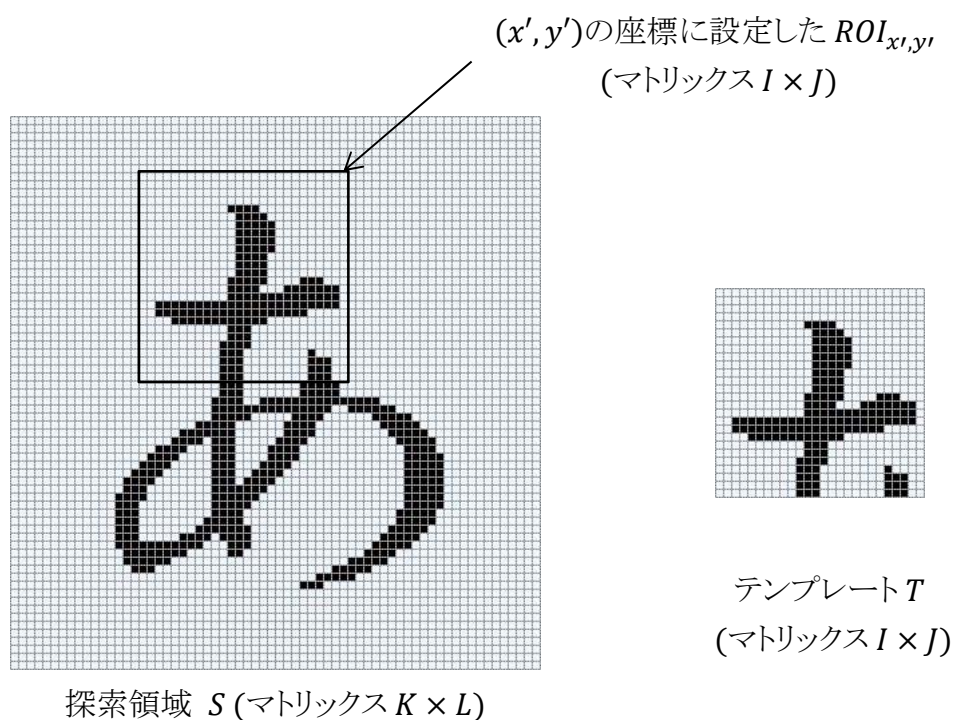


図 5-2 テンプレートマッチング処理



$$C_{x',y'} = \frac{1}{IJ} \sum_{j=1}^J \sum_{i=1}^I \frac{\{T(i,j) - \bar{T}\}\{ROI(i,j) - \overline{ROI}\}}{\sigma_T \sigma_{ROI}} \dots\dots\dots (5,1)$$

で求められる．ここで、 $T(i,j)$ 、 $ROI(i,j)$ はテンプレート画像 $T$ および $ROI_{x',y'}$ の座標 $(i,j)$ の画素値、 $\bar{T}$ および $\overline{ROI}$ はそれぞれの画素値の平均、 $\sigma_T$ および $\sigma_{ROI}$ は画素値の標準偏差である．

$C_{x',y'}$ はテンプレート画像 $T$ と $ROI_{x',y'}$ の類似度を表す指標である．テンプレートマッチング技法は、探索領域画像 $S$ の画像上で $ROI_{x',y'}$ を1画素ずつ移動しながら $C_{x',y'}$ を計算し、その最大値となる座標を検出する技法である．図5-2の例では、探索領域画像 $S$ 上に示した位置においてテンプレート画像と $ROI$ が全く一致し、その時の相互相関係数は1となる．両者の画像が全く似ていない場合には相互相関係数は0に近い値を示し、濃淡が反転している場合には-1に近い値を示す．この研究においては、相互相関係数が最大値となる位置に模擬信号の陰影が存在している可能性が最も高くなる．このテンプレートマッチングによる画像上の位置の特定は、コンピュータ支援診断の領域でも多用されている(50)(51)．

### 5.2.3 傾斜 ROI の設定

図5-1に示すファントム画像の画質をテンプレートマッチングにより評価する際、線維模擬信号が画像に対し傾斜して埋め込まれていることから、一般的な矩形ROIより、傾斜ROIを採用した方がより効果的であると筆者らは考えた．図5-3を用いて、傾斜ROIの設定と傾斜ROIを用いたテンプレートマッチングの方法について説明する．

図5-3の左に示した一般的な矩形ROIを $\theta^\circ$ だけ回転すると、回転後のROIの各頂点の座標は、4.4.4でも示したように、

$$x'_{RT} = x_{RT} \cdot \cos\theta + y_{RT} \cdot \sin\theta \dots\dots\dots (5,2)$$

$$y'_{RT} = -x_{RT} \cdot \sin\theta + y_{RT} \cdot \cos\theta \dots\dots\dots (5,3)$$

で計算できる．そして、この傾斜ROIに外接する矩形ROIを考えると、その領域は左上点が $(x'_{LT}, y'_{RT})$ 、右下点が $(x'_{RB}, y'_{LB})$ の矩形となる．なる．ただし、回転する方向が異なると外接矩形ROIの頂点の要素が変化するので注意が必要である．テンプレートマッチングには、この外接矩形ROIを移動計算することで実現する．

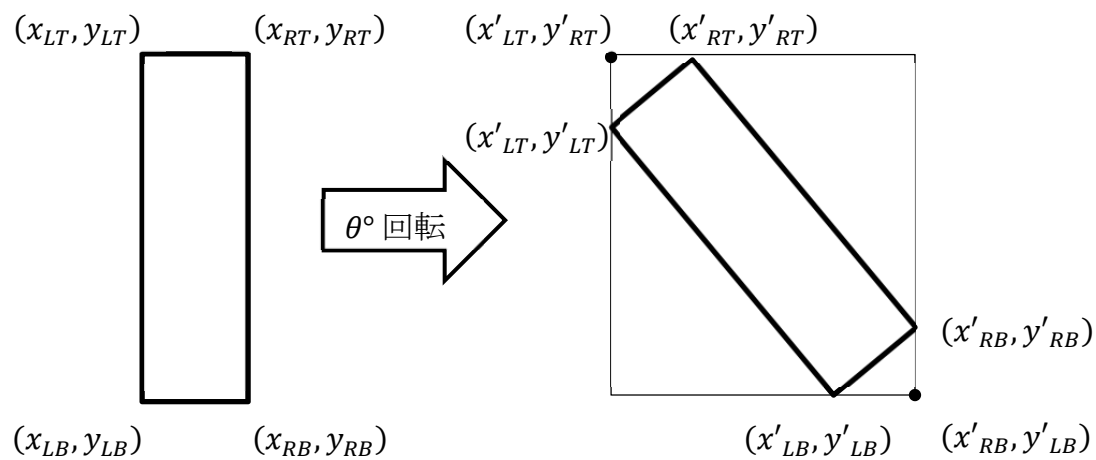


図 5-3 傾斜 ROI の設定

0	0	0	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0
0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0

図 5-4 傾斜 ROI による計算のためのフラグ配列の例

相互相関係数の計算のためには、4.6.3 に記述した方法と同じように、外接矩形 **ROI** と同じマトリックス数のフラグ配列  $flag(x, y)$  を準備する(図 5-4). これは、配列の座標が傾斜 **ROI** に含まれる時 1, 含まれない時 0 となる配列である. この配列は、次に示すようにして作成する. まず、図 5-3 の傾斜 **ROI** の左上端線を考える. この線分の方程式は、

$$y - y'_{LT} = \frac{y'_{RT} - y'_{LT}}{x'_{RT} - x'_{LT}}(x - x'_{LT}) \quad \dots\dots\dots (5,4)$$

で与えられるので、図 5-4 の左上部の各座標が式(5,4)の上にあるか否かを判別すればよい. 同様の工程を傾斜 **ROI** の他の端線についても行う. 相互相関係数の計算は式(5,1)の代わりに、

$$C_{x', y'} = \frac{1}{N'} \sum_{j=1}^J \sum_{i=1}^I \frac{flag(i, j) \{T(i, j) - \bar{T}'\} \{ROI(i, j) - \overline{ROI}'\}}{\sigma_{T'} \sigma_{ROI'}} \quad \dots\dots\dots (5,5)$$

を用いる. ただし、

$$N' = \sum_{j=1}^J \sum_{i=1}^I flag(i, j)$$

$$\bar{T}' = \frac{1}{N'} \sum_{j=1}^J \sum_{i=1}^I flag(i, j) T(i, j), \quad \overline{ROI}' = \frac{1}{N'} \sum_{j=1}^J \sum_{i=1}^I flag(i, j) ROI(i, j)$$

$$\sigma_{T'} = \sqrt{\frac{1}{N'} \sum_{j=1}^J \sum_{i=1}^I flag(i, j) \{T(i, j) - \bar{T}'\}^2}$$

$$\sigma_{ROI'} = \sqrt{\frac{1}{N'} \sum_{j=1}^J \sum_{i=1}^I flag(i, j) \{ROI(i, j) - \overline{ROI}'\}^2}$$

である.

設定する傾斜 ROI のサイズを表 5-1 に示す．傾斜 ROI の長さはフィルム上に投影される模擬信号陰影の長さの 120%とし，一定の値となった．傾斜 ROI の幅は模擬信号陰影の幅の 260%とし，信号ごとに異なる．この ROI をテンプレート画像上でマニュアルで移動回転し，傾斜 ROI の位置と角度を設定した．

表 5-1 各線維模擬信号に設定した ROI のサイズ

番号	模擬信号の材料	ROIのサイズ(mm)	
		幅	長さ
1	直径1.56 mmナイロン繊維	4.4	11.7
2	直径1.12 mmナイロン繊維	2.9	
3	直径0.89 mmナイロン繊維	2.5	
4	直径0.75 mmナイロン繊維	2.1	
5	直径0.54 mmナイロン繊維	1.6	
6	直径0.40 mmナイロン繊維	1.3	

#### 5.2.4 テンプレートマッチングによる評価結果

図 5-1 に示した線維信号 No.2 のテンプレート画像に対して，図 5-5 の左図に黄色の実線で示す傾斜 ROI を設定する．この傾斜 ROI 内の画像をテンプレートとし，右図のファントム画像を探索領域としてテンプレートマッチング処理を行った．その結果，図 5-5 右図に黄色破線で示す位置において相互相関係数は最大値となり，その値は 0.70 であった．

図 5-6 は，模擬線維信号の中で最も細い No.6 の線維像の例である．同様に左図のテンプレート画像に表 5-1 に示したサイズの傾斜 ROI を設定し，これでテンプレートマッチングを行うと，右図の破線の位置で相互相関係数は最大となり，その値は 0.40 となった．筆者らは，相互相関係数の最大値を線維像評価のための第 1 の指標とした．

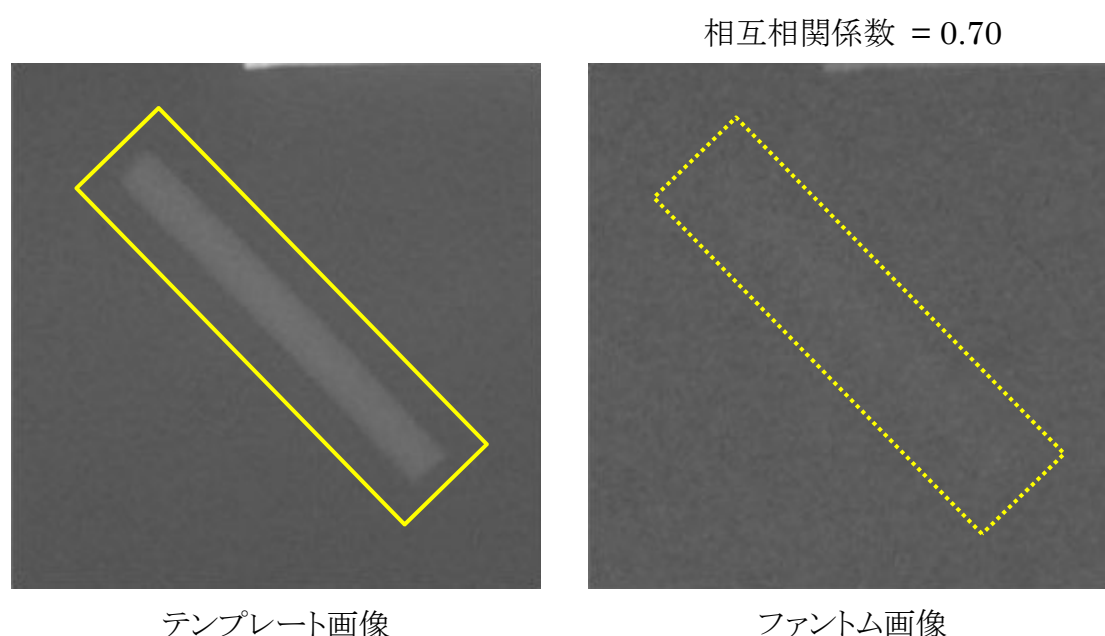


図 5-5 線維信号 No.2 のテンプレートマッチングの結果の例

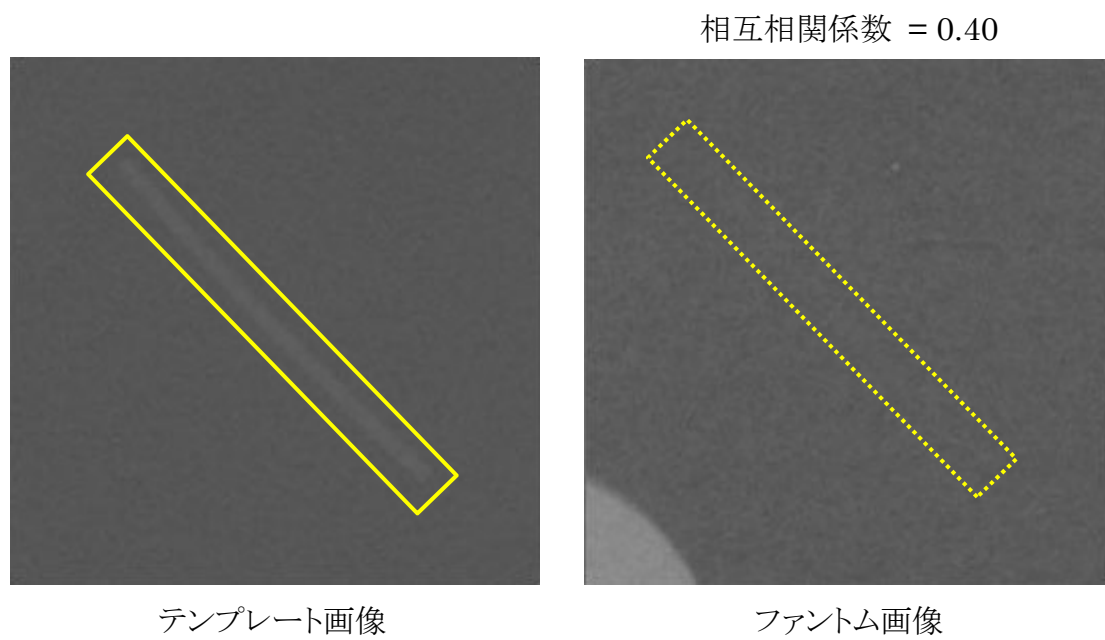


図 5-6 線維信号 No.6 のテンプレートマッチングの結果の例

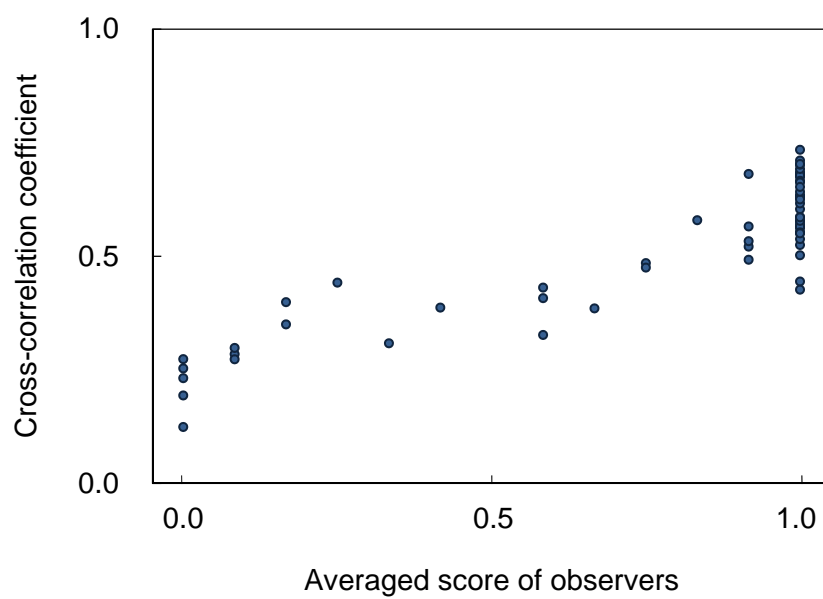


図 5-7 線維像の平均観察スコアと相互相関係数の関係

第2章で記述したように、本研究には画質の異なる10枚のファントム像を用いた。1枚の画像には太さの異なる6本の模擬線維信号が埋め込まれているので、計60個の線維像が評価対象である。第3章で、6名の観察者により各線維像の観察評価を行い、平均スコアを求めた。各線維像について、平均スコアと第1の画質指標である相互相関係数の関係を示したのが図5-7である。図5-7から明らかなように、平均スコアと相互相関係数には強い相関が認められ、その相関係数は0.89であった。このことから、本研究の手法により求めた相互相関係数は観察者の評価結果に準じた画質指標であるといえる。

### 5.2.5 相関の検定

前項で、平均スコアと相互相関係数には強い相関が認められたと記述したが、この相関関係が有意であるか否かを判断するには、統計解析による検定が必要である。

図5-7に示すような分布図で、データの数 $N$ 個とし、各データの $x$ 軸成分、 $y$ 軸成分を $X_i, Y_i$  ( $i = 1, 2, \dots, N$ )、また各軸成分の平均値をそれぞれ $\bar{X}, \bar{Y}$ とすると、 $x$ の偏差平方和 $S_{xx}$ 、 $y$ の偏差平方和 $S_{yy}$ 、 $x$ と $y$ の偏差積和 $S_{xy}$ は、

$$S_{xx} = \sum_{i=1}^N (X_i - \bar{X})^2$$

$$S_{yy} = \sum_{i=1}^N (Y_i - \bar{Y})^2$$

$$S_{xy} = \sum_{i=1}^N (X_i - \bar{X})(Y_i - \bar{Y})$$

となり、これらより $x$ 軸成分と $y$ 軸成分の相関係数 $r$ は、

$$r = \frac{S_{xy}}{\sqrt{S_{xx}S_{yy}}} \dots\dots\dots (5.6)$$

で求められる。相関係数 $r$ は単相関係数とも称されるが(52)(53)、本書では単に相関係数と記述する。図5-7の散布図における相関係数は0.89であることは、前項で述べた。

この相関係数の有意性を検証するためには、「母集団の相関係数は 0 である」という帰無仮説を立てる。無相関の検定は、この帰無仮説が成立する時、次式に示す検定統計量 $t$ ,

$$t = \sqrt{\frac{r^2(N-2)}{1-r^2}} \dots\dots\dots (5,7)$$

が、自由度 $N-2$ の $t$ 分布に従うことを利用して、 $t$ の値より大きな値が得られる確率 $p$ 値を求め有意水準と比較する。筆者らは、この統計計算に Microsoft 社の表計算ソフトウェアである Excel を使用し、 $p$ 値を求める計算に関数 TDIST を利用した。その結果、図 5-7 に示した例では得られた $p$ 値は  $4.6 \times 10^{-21}$  となり、帰無仮説は棄却され、相関は有意であることが証明できた。ただし、この検定で言えることは「少なくとも母相関係数は 0 ではない」であり、「相関が強い」というものではない。

続いて、母相関係数の信頼区間を信頼度 95%で推定した。これには、相関係数 $r$ に Fisher の  $z$  変換を施した値( $\tanh^{-1}r$ )が標準誤差 $\sqrt{\frac{1}{N-3}}$ の正規分布に従うことを利用して計算する。母相関係数を $r_0$ 、信頼度 $\alpha \times 100(\%)$ とすると、

$$\tanh r - z \left( \frac{1-\alpha}{2} \right) \sqrt{\frac{1}{N-3}} \leq \tanh(r_0) \leq \tanh r + z \left( \frac{1+\alpha}{2} \right) \sqrt{\frac{1}{N-3}} \dots\dots\dots (5,8)$$

となる(53)。ここで $z(\cdot)$ は $z$ 変換を意味する。筆者らは、この計算を Excel の FISHER 関数、この逆変換である FISHERINV 関数および NORMSINV 関数を利用して計算した。その結果、母相関係数の 95%信頼区間は 0.82-0.93 であった。



## 5.3 節 線維像の形状の評価

### 5.3.1 観察評価における線維像の判定基準

156 ファントム画像の線維像を観察者が視覚評価する場合の判定基準は、  
1.2.2 でも記述したが、評価マニュアル(29)-(32)によると、

- (a) 線維組織の全長が識別でき、かつ線維組織の位置および方面が正しい場合、  
1点とする。
- (b) 線維組織の全長の半分以上が識別でき、かつ線維組織の位置および方向が  
正しい場合、0.5点とする。

となっている。つまり、観察者が線維像を観察する場合、その長さに着目し画像の判定をしていることが明らかである。

筆者らはこの研究において、観察者の評価結果と同等の判定が可能なコンピュータアルゴリズムを開発するためには、この観察時の判定ロジックをアルゴリズムに取り入れ、画像上の線維像の長さを評価することが必要と考えた。さらに、コンピュータで2次元の画像を評価する場合、線維像の長さを検出するよりも線維像の面積、つまり画素数を評価する方が効率的であると考えた。以上のことを考慮して、線維像の形状を評価した。

### 5.3.2 判別分析法による閾値の決定

線維像の形状を評価するために、画像を2値画像化する必要がある。この時の閾値の決定方法には、P タイル法、判別分析法、可変閾値法などがあるが(38)(39)(42)(44)、本研究では判別分析法を用いた。

判別分析法は、背景と対象物の面積比が前もって分かっている必要がない(42)(54)(55)。図 5-5 に示すテンプレート画像の傾斜 ROI 内の画素値のヒストグラムを図 5-8 に示す。図 5-8 の画素値の分布は二つの山から成っており、それぞれ線維像の部分とバックグラウンドに相当する。この画像の階調レベルを  $\{0, 1, 2, \dots, L\}$  とする時、閾値  $t$  でヒストグラムの階調レベルを  $\{0, 1, 2, \dots, t\}$  と  $\{t+1, t+2, \dots, L\}$  の二つのクラスに分割した場合のそれぞれのクラスの分散の荷重和、すなわちクラス間分散  $\sigma_B^2(t)$  が最大になるように  $t$  の値を決める方法である。 $\sigma_B^2(t)$  の求め方は、

$$\sigma_B^2(t) = \omega_0(\mu_0 - \mu)^2 + \omega_1(\mu_1 - \mu)^2 \dots\dots\dots (5,9)$$

である．ただし $n_i$ を階調レベル $i$ の画素数， $L$ を最大画素値， $N$ を全画素数，さらに $p_i = n_i/N$ とする時，

$$\omega_0 = \sum_{i=0}^t p_i, \quad \omega_1 = \sum_{i=t+1}^L p_i,$$

$$\mu_0 = \frac{1}{\omega_0} \sum_{i=0}^t ip_i, \quad \mu_1 = \frac{1}{\omega_1} \sum_{i=t+1}^L ip_i, \quad \mu = \sum_{i=0}^L ip_i$$

となる．

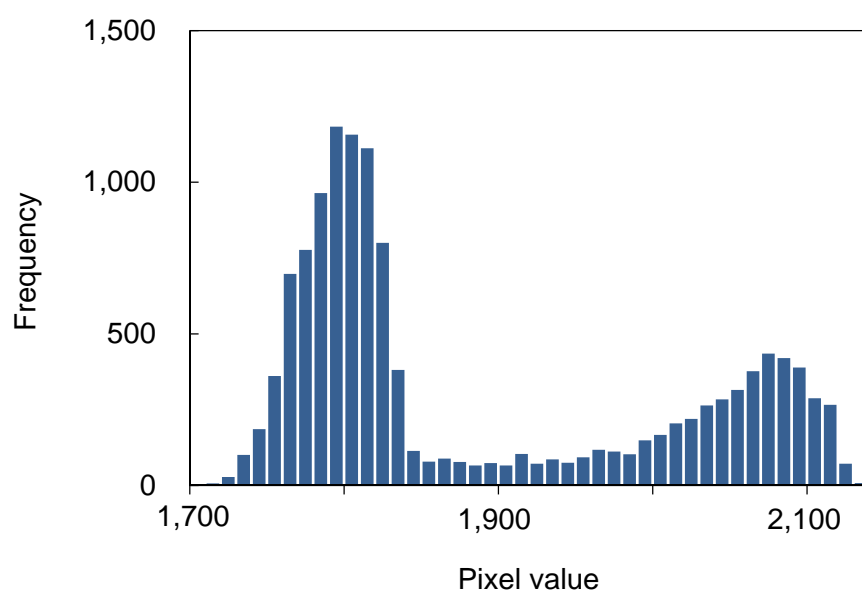


図 5-8 線維信号 No.2 テンプレート画像傾斜 ROI のヒストグラム

### 5.3.3 線維像の形状の評価

図 5-5 のテンプレート画像にセットした傾斜 ROI の領域を，前項で記述した方法により求めた閾値で 2 値化した例を図 5-9 に示す．処理前の元画像と処理後の 2 値化画像を比較すると，2 値化画像は元画像の模擬信号の領域だけを正しく抽出し画像化していることが判る．他の異なる太さの線維像においても同様に，ここまでに記述した方法でほぼ正確に信号だけを抽出することが可能であった．このテンプレート 2 値化画像の黒点の画素数を計測しておく．

次にファントム画像の 2 値化の例を図 5-10 に示す．図 5-10 左の元画像は図 5-5 右で破線で示した領域である．この画像を 2 値化する時，2 値化のための閾値を画素値の最大値から徐々に下げていき，処理後の 2 値化画像の画素数が先に求めたテンプレート 2 値化画像の画素数と等しくなるように調整する．ただし，元画像には同じ値の画素が複数存在するので，閾値を 1 ずつ調整しても全く同じ数にはならない．ここでは閾値を下げていきテンプレート 2 値化画像の画素数と同じかそれ以上の数になった時の値を閾値として採用した．

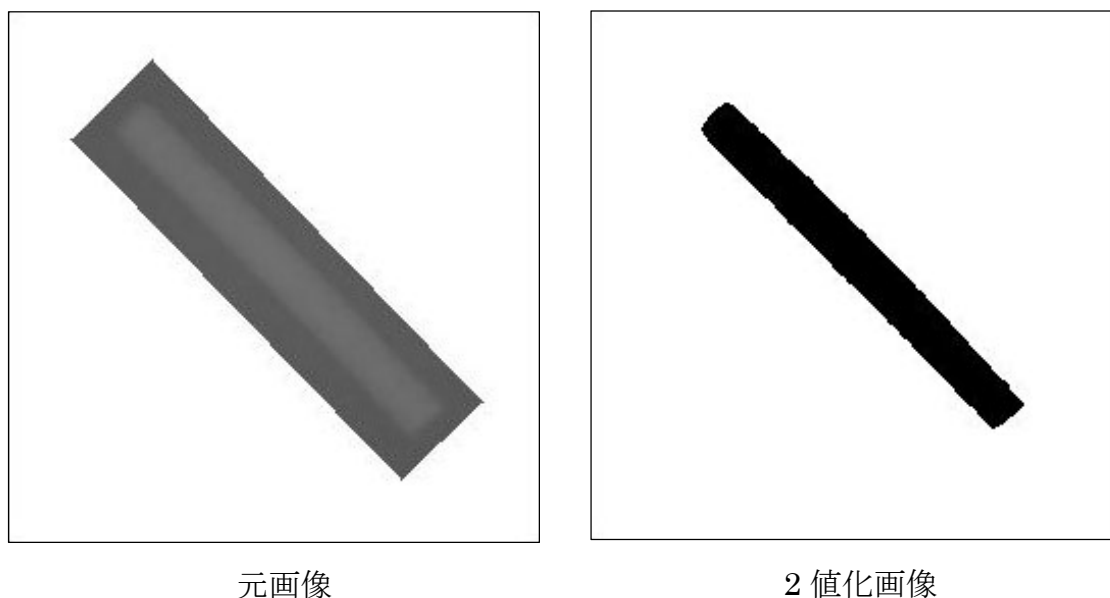


図 5-9 線維信号 No.2 テンプレート画像の 2 値化の例

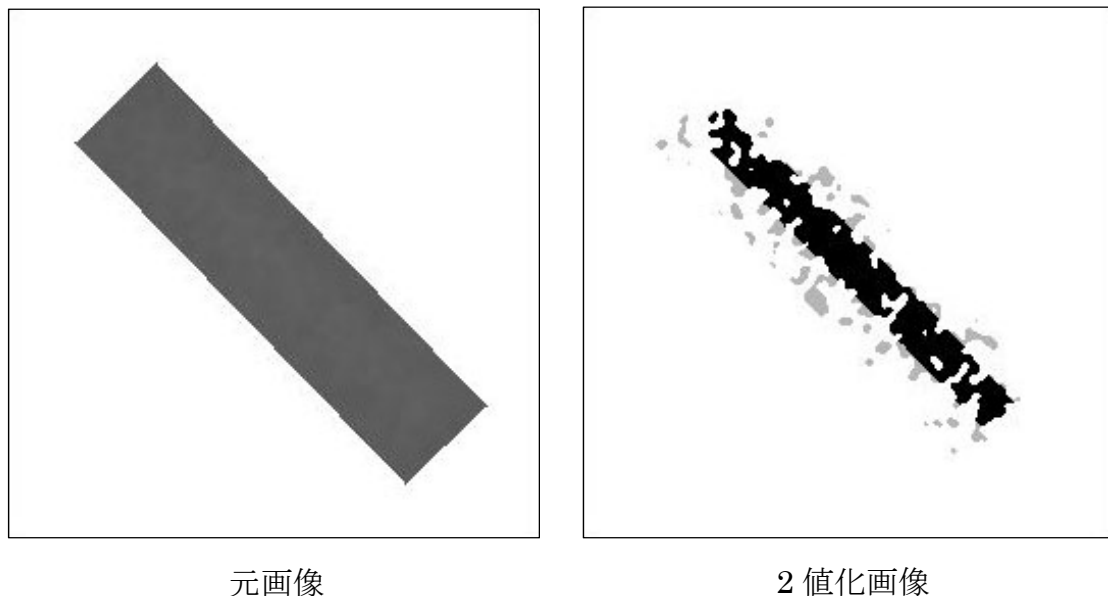


図 5-10 線維信号 No.2 ファントム画像の 2 値化の例

さらに、このようにして作成したファントム 2 値化画像とテンプレート 2 値化画像を AND 処理，すなわち重ね合わせ処理を行った．図 5-10 右の 2 値化画像はその重ね合わせ処理の結果を示しており，重なった領域の画素を黒，重ならなかった画素を灰色で示した．ここで，もし元画像であるファントム画像の画質が優れ，線維模擬信号が明瞭に視認できる状況であれば，2 値化 AND 像も模擬信号領域に集まり，結果的に黒点が増加する．逆に画質が劣り信号が不明瞭であれば 2 値化 AND 像も画像領域全体に分布するようになり黒点の存在確率も低下する．筆者らは，図 5-10 右に示す AND 処理像の黒点と灰色点の和に対する黒点の比率が，線維像の形状評価に有用であり，また評価画像の画質の優劣を表す第 2 の指標になると考え，これを共有画素比と定義した．図 5-10 右に示す画像の共有画素比は 0.76 であった．

図 5-6 で示した線維信号 No.6 のテンプレート 2 値化画像とファントム 2 値化 AND 処理画像を図 5-11 に示す．この場合もテンプレート 2 値化画像ではほぼ正確に線維模擬信号を抽出している．また，ファントム 2 値化 AND 処理画像から共有画素比は 0.55 であった．

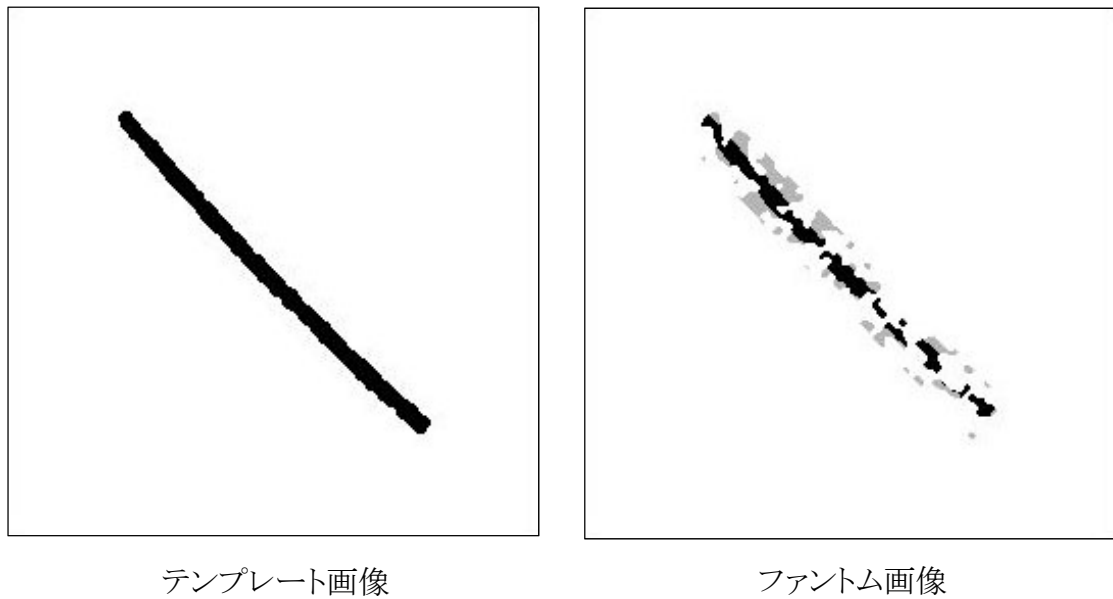


図 5-11 線維信号 No.6 の 2 値化の例

60 個の各線維像について、観察者の平均スコアと第 2 の画質指標である共有画素比の関係を示したのが図 5-12 である。図 5-12 から明らかなように、平均スコアと共有画素比にも強い相関が認められ、その相関係数は 0.85 であった。また母相関係数の 95%信頼区間は 0.76-0.91 であった。このことから、本研究の手法により求めた共有画素比も観察者の評価結果に準じた画質指標であるといえる。

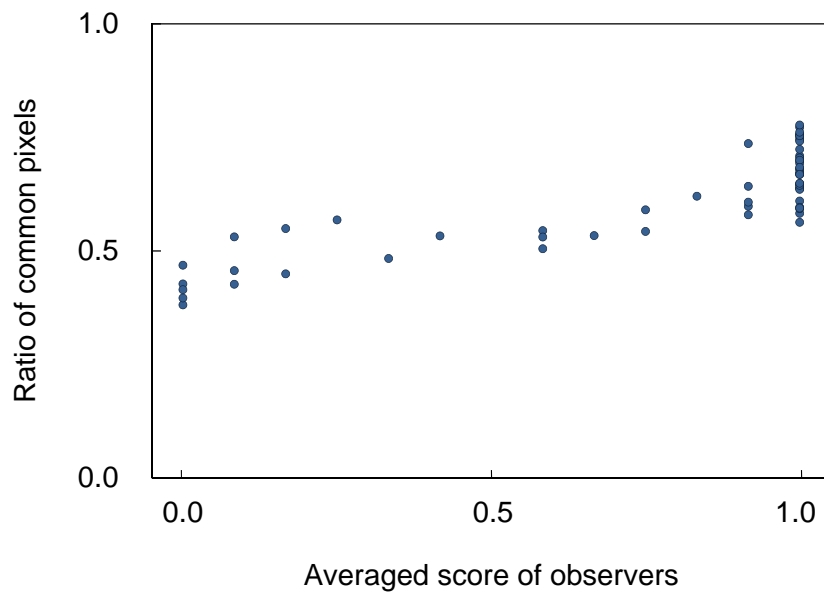


図 5-12 線維像の平均観察スコアと共有画素比の関係

## 5.4 節 線維像の総合評価

### 5.4.1 線維像の評価結果

5.2 節で記述した 156 ファントム線維像のテンプレートマッチングによる評価結果と、5.3 節で述べた線維像の形状についての評価結果を、線維模擬信号の太さで分類し相関関係を表したものが図 5-13 である。相互相関係数、共有画素比いずれも高い値を示す信号ほど、画質が優れていることを意味する。図 5-13 から明らかなように、第 1 の指標である相互相関係数と第 2 の指標である共有画素比には強い相関が認められる。また、1 番太い線維像より 2 番目の線維像の方が画質が優れていることが判る。これは、5.2.1 で記述したように観察者の評価とも一致する結果であった。そして、線維像の太さが細くなるにつれ、両方の指標の値が順次小さくなっていることが認められた。

図 5-14 は、図 5-13 の相関図で示したアルゴリズムの出力結果を、観察者のスコアで分類し、書き改めたものである。図 5-14 から、筆者らがこの研究で開発したコンピュータアルゴリズムの出力結果が、線維模擬信号の太さを問わず、観察者の評価結果に良く対応していることが認められる。

以上の結果から、このアルゴリズムの出力結果は、熟練した観察者の観察結果に良く対応し、156 ファントム像の線維像の評価に有用であることが認められた。

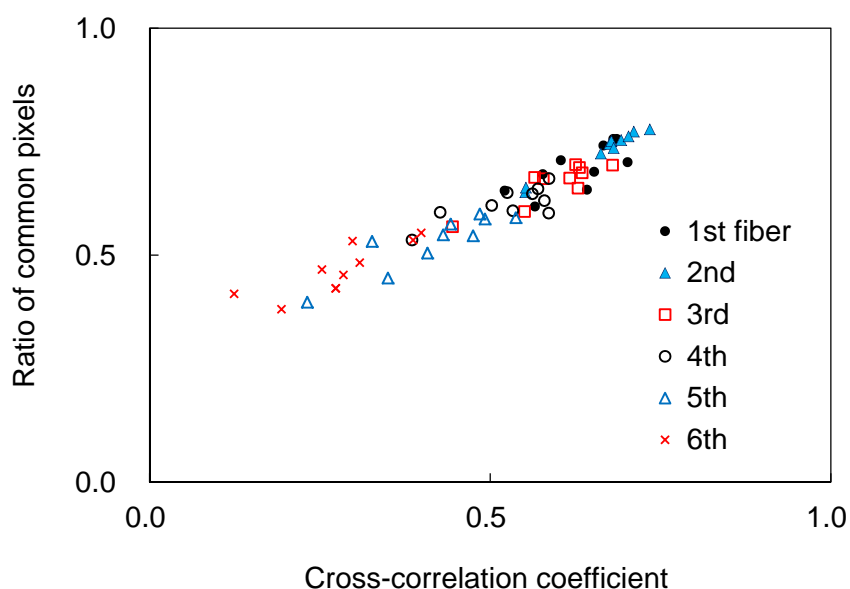


図 5-13 線維像の太さで分類した相互相関係数と共有画素比の関係

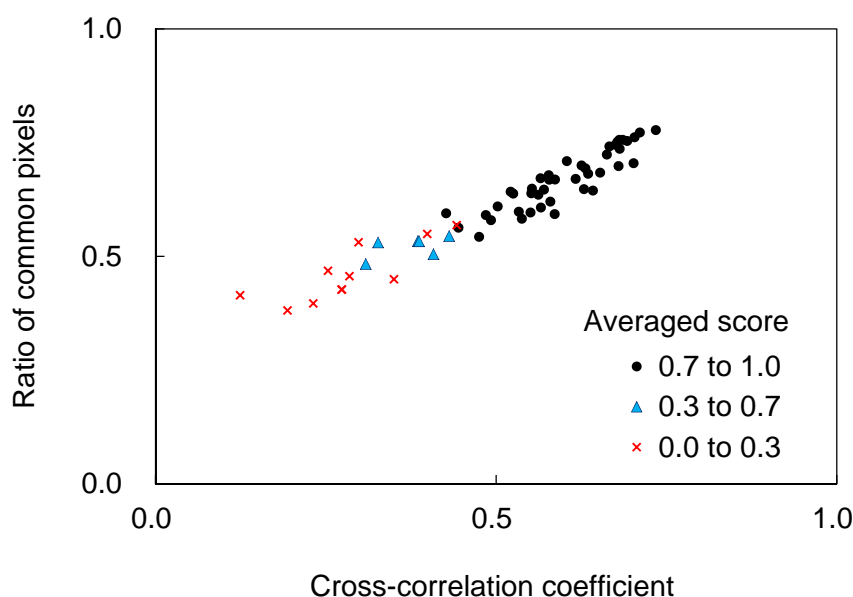


図 5-14 観察者の平均スコアで分類した相互相関係数と共有画素比の関係

#### 5.4.2 自動判定システムの構築

筆者らは、図 5-14 で示した観察者の評価結果で分類したコンピュータアルゴリズムの出力結果が、グラフ上でまとまって分布していることに着目し、これを利用すれば、観察者が日常行っている評価と同等の判定が可能であると考えた。図 5-15 のデータは、図 5-14 と全く同じである。これらのデータの単回帰直線を図 5-15 に破線で示す。この単回帰直線に直交する傾きを持ち、グラフ上の●点と青色▲点を分類する線分（緑線）、青色▲点と赤色×点を分類する線分（赤線）の 2 本を描く。これらの線分の y 切片はそれぞれ対応するデータ群の分布から判別分析法により決定した。この 2 本の線分を利用して分布図を 3 領域に分割するグラフを予め準備しておけば、新たな試料に対して観察者が判定するのと同等の 1 点, 0.5 点, 0 点の評価が可能な自動判定システムが構築できる。

この試みは、第 8 章で記述するデジタル系への応用で試みた。しかし、異なる試料間の画質評価や連続確信度法による ROC 評価への入力値など、実際の出力結果の利用を考えると観察者の判定に合わせて出力値を丸めてしまうより、0 から 1 までの連続値の方が有用であると考えられる。したがって筆者らは本研究において、この自動判定システムについて積極的に検討していない。



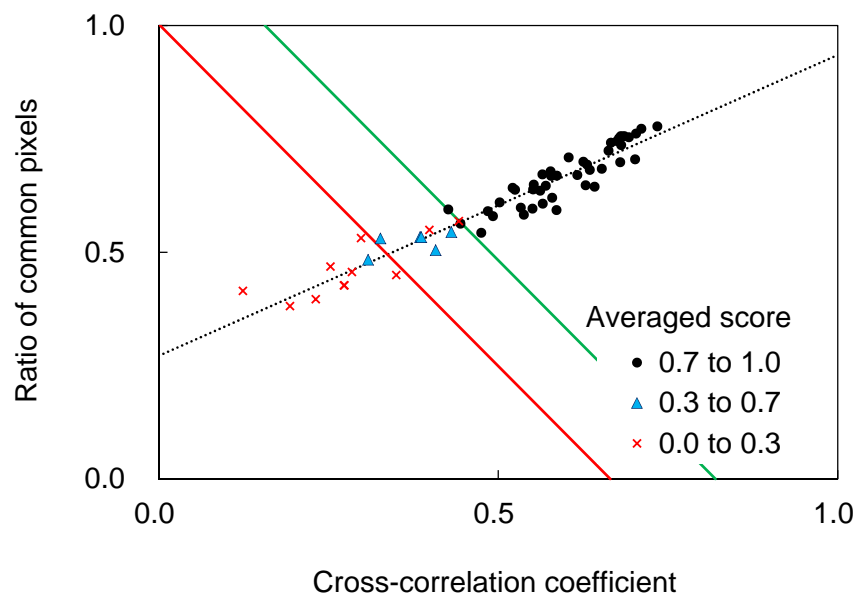


図 5-15 コンピュータアルゴリズムによる自動評価の判定基準



## 第 6 章

### 石灰化像の評価

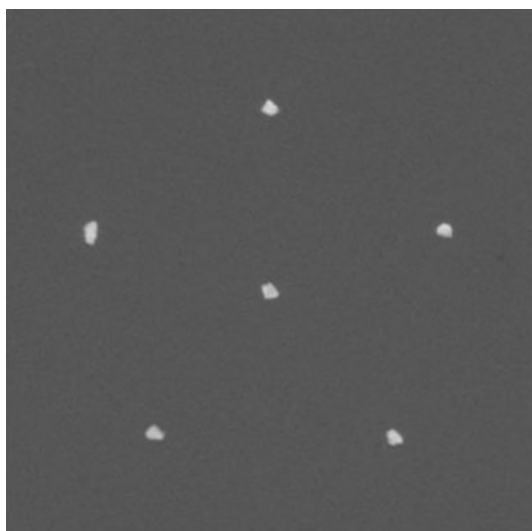
## 第 6 章 石灰化像の評価

### 6.1 節 テンプレートマッチングによる評価

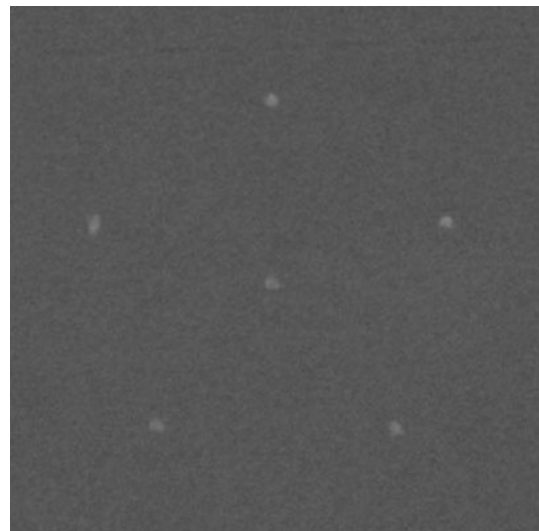
#### 6.1.1 複合 ROI によるテンプレートマッチング

前章では 156 ファントムの模擬信号陰影のうち，線維像についてその解析方法と評価結果について記述した．本章では石灰化像の評価について述べる．

156 ファントムの模擬石灰化信号の中で最もサイズの大きい No.7 の石灰化像のテンプレート画像と評価対象のファントム画像を図 6-1 に示す．石灰化模擬信号は，他の種類の信号とは異なり，表 2-1 で示したサイズの石灰化片 6 個が図 6-1 に示すように正 5 角形の各頂点と中央部に配置されている．ただし，各石灰化片は球状ではないため，ワックスブロックに埋め込まれた時の 3 次元的な配置によりフィルム上に投影される陰影は全て異なる．また，その埋め込まれた位置も個体差があり，さらに同じファントムの中でも異なるサイズの石灰化群では配置が異なる．



テンプレート画像



ファントム画像

図 6-1 石灰化信号 No.7 のテンプレート画像とファントム画像の例

筆者らは、テンプレートマッチング技法を用いてこの石灰化群の画質評価を行う際、グループ内の異なる信号、具体的に記述すればテンプレート画像中央の石灰化片の陰影とファントム画像上端の信号陰影を誤って比較してしまうことが起きないように検討した。そして、結合 ROI を用いた 2 段階のテンプレートマッチング技術を開発した。なお、石灰化群の画質評価にはスムージング処理等のプレフィルタ処理は行っていない。

まず、図 6-2 左のテンプレート画像上に 1 辺の大きさが 1.6mm の正方形 ROI を各石灰化片の位置に合わせてマニュアルで設定する。この正方形 ROI のサイズは全ての石灰化陰影に対して一定とした。そして、この 6 個の ROI の相対位置が崩れないように全体を 1 個の結合 ROI と考え、この結合 ROI をテンプレートとし探索画像であるファントム画像上で 1 画素ずつ移動させながら 1 回目のマッチングを行う。

結合 ROI による相互相関係数を計算する方法は、第 5 章で記述した傾斜 ROI の場合と同じく、結合 ROI に外接する矩形 ROI と同じマトリックス数のフラグ配列を作成し（図 6-3）、式 5.5 により求めた。その結果、相互相関係数が最大となった領域を、図 6-2 右のファントム画像上に破線で示す。

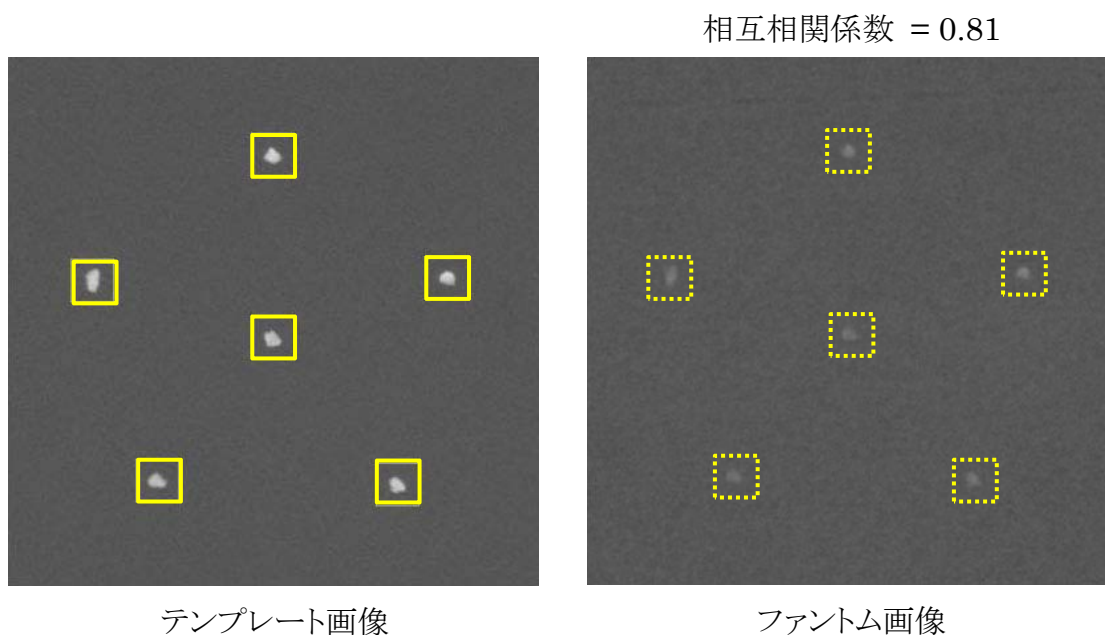


図 6-2 結合 ROI による石灰化信号 No.7 のテンプレートマッチングの結果の例



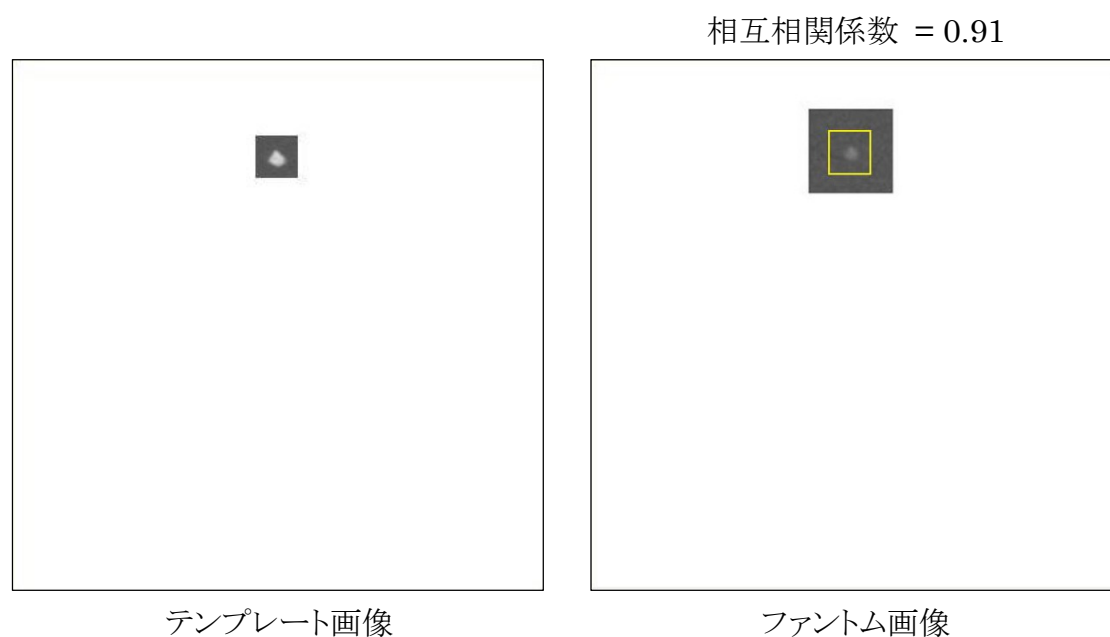


図 6-4 石灰化信号 No.7 のローカルテンプレートマッチング

### 6.1.3 テンプレートマッチングによる評価結果

本研究には 10 枚のファントム像を使用し，1 枚の画像にはサイズの異なる 5 群の模擬石灰化信号群が埋め込まれて，各グループは 6 個の石灰化片から成っているので，計 300 個の石灰化像が評価対象である．各石灰化像について，第 3 章で求めた 6 名の観察者による平均スコアと第 1 の画質指標である相互相関係数の関係を示したのが図 6-5 である．

図 6-5 から平均スコアと相互相関係数には強い相関が認められ，その相関係数は 0.83 であった．そして母相関係数の 95%信頼区間は 0.79-0.86 であった．

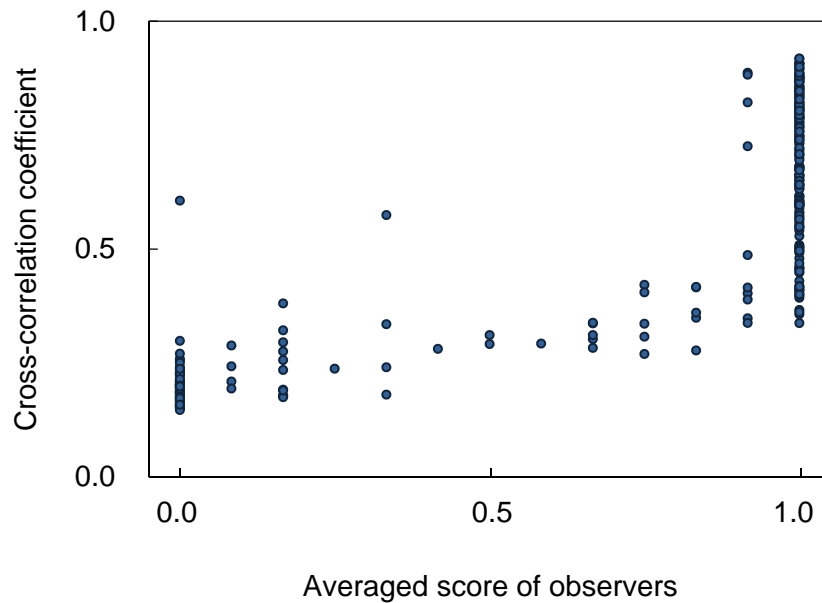


図 6-5 石灰化像の平均観察スコアと相互相関係数の関係

## 6.2 節 石灰化像のコントラストの評価

### 6.2.1 観察評価における石灰化像の判定基準

156 ファントム画像の石灰化像を観察者が視覚評価する場合の判定基準は、評価マニュアル(29)-(32)によると、

- (a) 各微小石灰化群において4個以上の微小石灰化を正しい位置で識別できる場合、1点とする。
- (b) 各微小石灰化群において2～3個の微小石灰化を正しい位置で識別できる場合、0.5点とする。

となっている。つまり、観察者が石灰化群を観察する場合、個々の石灰化片について視認可能か否か、そして視認可能な場合はその位置が正しいか否かを評価している。筆者らが開発したアルゴリズムで観察者と同等の判定が可能とするためには、観察者と同様に個々の石灰化陰影の画質特性について評価する必要がある。そこで、各決壊化片の写真コントラストを計測した。

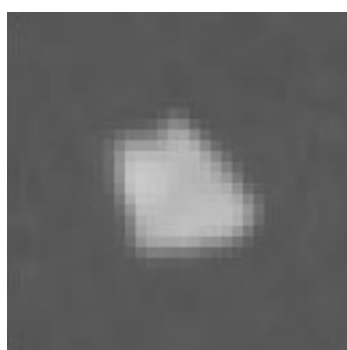


## 6.2.2 コントラストの測定

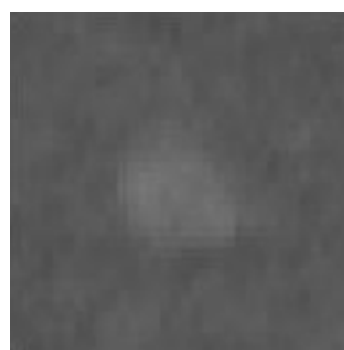
前節で記述した 2 回のテンプレートマッチング処理の結果，図 6-2 で示す中央の石灰化片について，テンプレート画像と相互相関係数が最大になるファントム画像上の領域をそれぞれ拡大したものを図 6-6 に示す．これらの画像は，同じ形状の石灰化陰影が同じサイズで同じ位置に存在するとみなすことができる．筆者らはこのことを利用して，図 6-6 左のテンプレート画像を参照しながら評価対象であるファントム画像上の石灰化像の写真コントラストを計測した．

図 6-7 左は，図 6-7 のテンプレート画像から石灰化模擬信号の陰影領域を抽出し，その輪郭を赤線で示したものである．信号領域の抽出には閾値法を用い，閾値の決定には判別分析法を使用した．図 6-7 右は，図 6-7 左図の左右に黄色チックでマークしたラインのプロファイル（黒線）と図 6-7 左図辺縁部から計算したバックグラウンド濃度（青線）を示している．このプロファイルからバックグラウンドを減算した信号成分のみの画素値，すなわち図 6-7 右で赤線で示した領域を信号全体にわたって積算すれば，陰影の写真コントラストに応じた指標が得られる．

図 6-8 左は図 6-6 右で示したファントム画像であるが，この画像上には図 6-7 左の赤線で示した領域に信号があるとみなし，その領域を赤破線で示した．図 6-8 右はこの信号領域の写真コントラストのプロファイルを示しており，これを積分することで図 6-8 の赤破線で示した領域の信号ボリュームを計算できる．これを信号のコントラストとした．この計測を全ての石灰化片の陰影について行い，これを石灰化像評価の第 2 の画質指標とした．



テンプレート画像



ファントム画像

図 6-6 石灰化片の結果のテンプレート画像とファントム画像の例

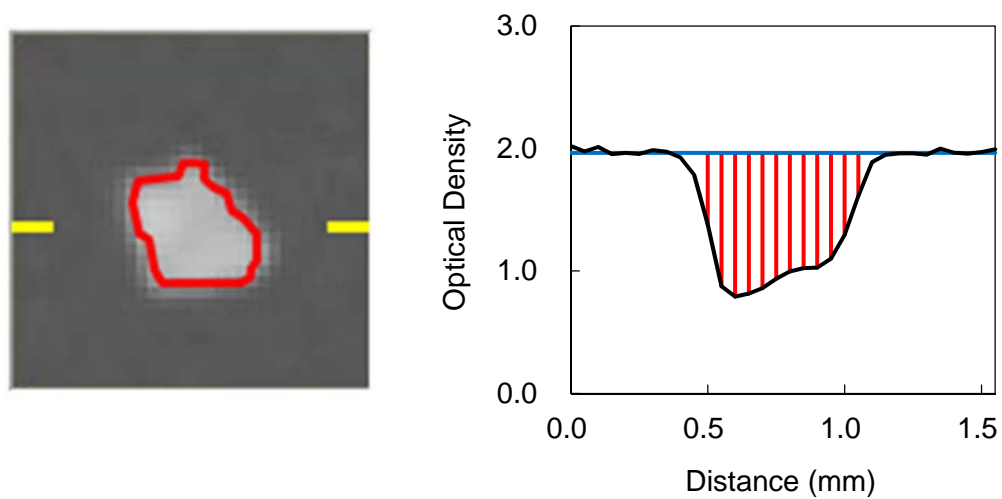


図 6-7 石灰化片テンプレート画像の信号形状とプロファイルの例

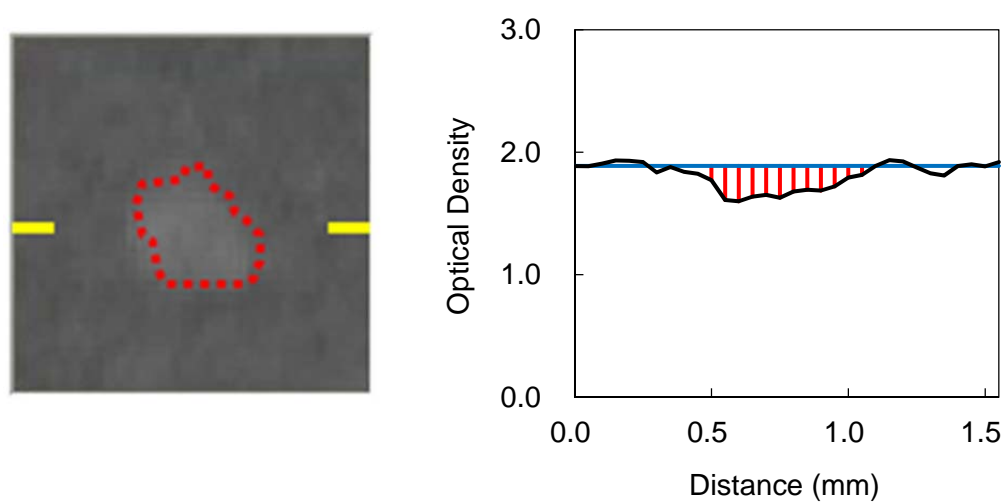


図 6-8 石灰化片ファントム画像の信号形状とプロファイルの例

### 6.2.3 コントラストの評価結果

前項に記述した手法を用いて、10枚のファントム像の計300個の石灰化像の写真コントラストを測定した。本研究に用いた画像は、画素サイズが $0.05 \times 0.05 \text{mm}^2$ であり、画素値の階調レベルの1ステップは写真濃度 $8.54 \times 10^{-4}$ に相当する。評価の結果得られた信号下のボリュームは、これらの値を用いて実座標系に変換した。

図6-9に、各石灰化像についての観察者による平均スコアと第2の画質指標である写真コントラストの関係を示した。両者の間にも強い相関が認められ、その相関係数は0.85であった。そして母相関係数の95%信頼区間は0.81-0.88であった。

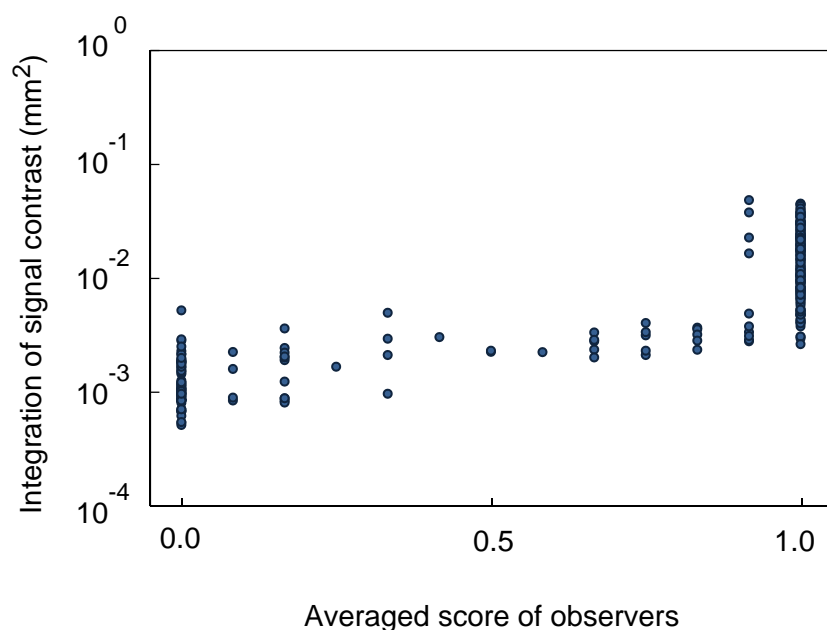


図 6-9 石灰化像の平均観察スコアと信号コントラストの関係

### 6.3 節 石灰化像の総合評価

6.1 節で記述した 156 ファントム石灰化像のテンプレートマッチングによる評価結果と、6.2 節で述べた石灰化像の写真コントラストについての評価結果を、石灰化模擬信号のサイズで分類し相関関係を表したものが図 6-10 である。相互相関係数、写真コントラストいずれも高い値を示す信号ほど、画質が優れていることを意味する。図 6-10 から明らかなように、第 1 の指標である相互相関係数と第 2 の指標である写真コントラストには強い相関が認められる。また、石灰化模擬信号のサイズが大きいものほど画質が優れ、サイズが小さくなるにつれ両方の指標の値が順次小さくなっていることが認められた。

図 6-11 は、図 6-10 の相関図で示したアルゴリズムの出力結果を、観察者のスコアで分類し、書き改めたものである。図 6-11 から、筆者らがこの研究で開発したコンピュータアルゴリズムの出力結果が、石灰化模擬信号のサイズを問わず、観察者の評価結果に良く対応していることが認められる。

図 6-11 のグラフ中に赤矢印で示す青色▲点と赤×点の二つの特異点が認められた。この 2 点は、のちの検討により、対象の模擬信号陰影のごく近傍に存在した小さな異物等によるアーチファクトを、コンピュータアルゴリズムが信号と誤認識して評価したものであることが判明した。これらに対して観察者の評価が低いのは、このアーチファクトを信号ではないと認識して評価から外したからである。このようなアーチファクトに対する対応については、さらに検討の必要がある。

以上の結果から、このアルゴリズムの出力結果は、熟練した観察者の観察結果に良く対応し、156 ファントム像の石灰化像の評価に有用であることが認められた。

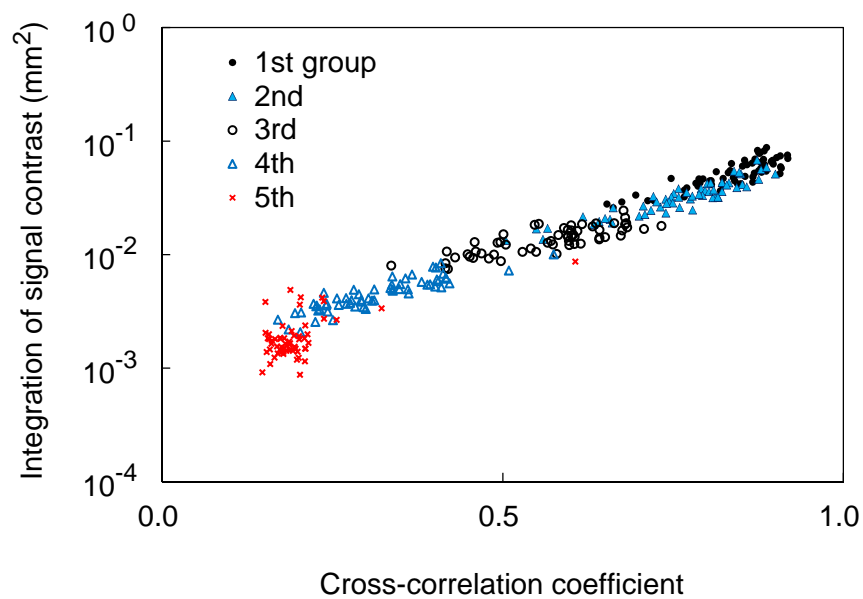


図 6-10 石灰化の大きさに分類した相互相関係数と信号コントラストの関係

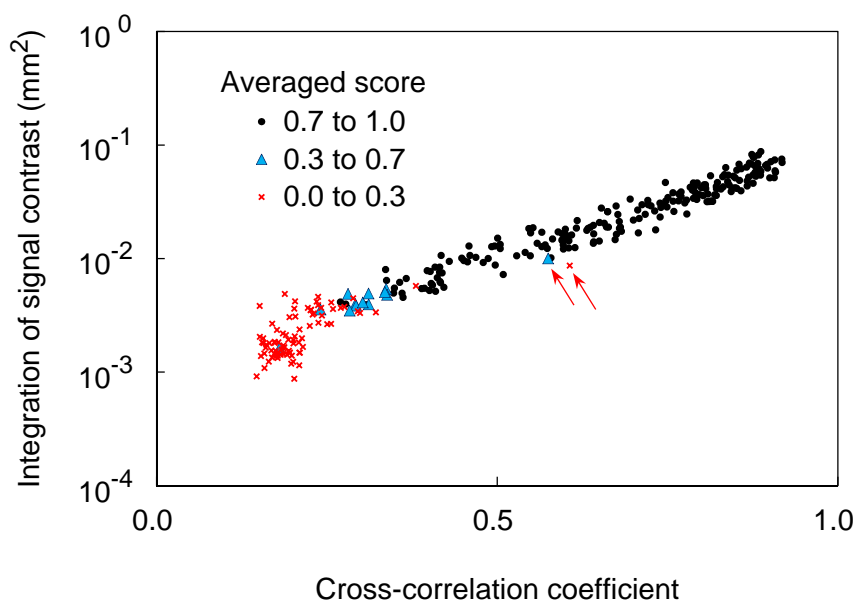


図 6-11 観察者の平均スコアで分類した相互相関係数と信号コントラストの関係



## 第 7 章

### 腫瘍像の評価

## 第 7 章 腫瘍像の評価

### 7.1 節 テンプレートマッチングによる評価

#### 7.1.1 円形 ROI によるテンプレートマッチング

前章までに 156 ファントムの模擬信号陰影のうち，線維像と石灰化像についてその解析方法と評価結果について記述した．本章では腫瘍像の評価について述べる．

156 ファントムの模擬腫瘍信号の中で最もサイズの大きい No12 の腫瘍像のテンプレート画像と評価対象のファントム画像を図 7-1 に示す．156 ファントムの製品に添付されている説明書や文献(29)-(32)では模擬信号は“厚さ 2.0mm プラスチック円盤”であると記述があるが，その形状については記載がない．しかし，図 7-1 のテンプレート画像の陰影から，模擬腫瘍信号は凸レンズの形状をしているものと予測される．

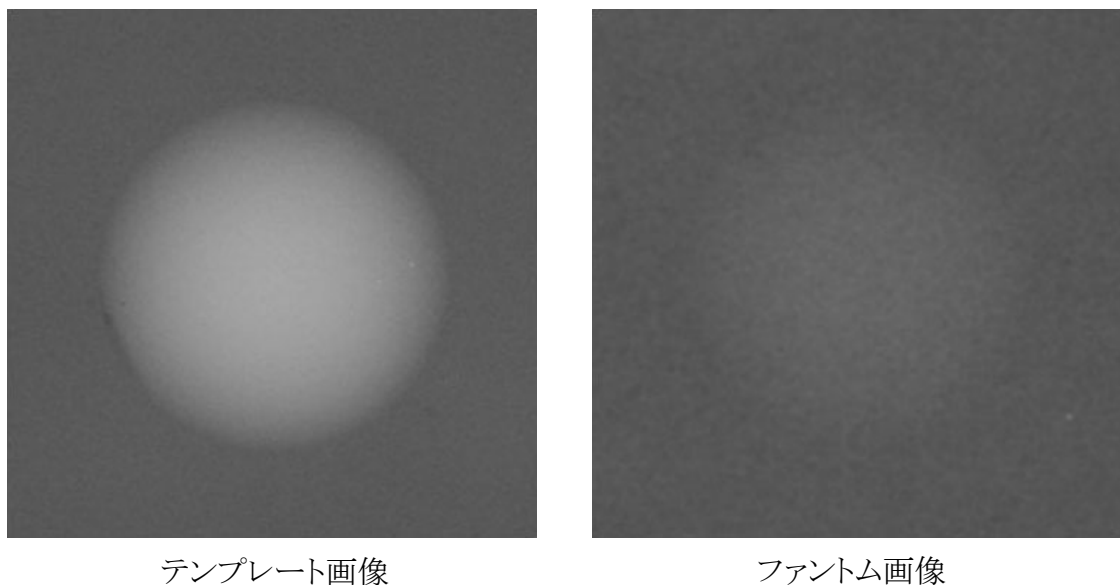


図 7-1 腫瘍信号 No.12 のテンプレート画像とファントム画像の例



筆者らは、図 7-1 右のファントム画像の画質をテンプレートマッチングにより評価する際、腫瘍模擬信号の形状が円形であることから、一般的な矩形 ROI を用いるより、円形 ROI によるマッチング処理の方がより効果的であると考えた。そこで図 7-2 左のテンプレート画像に実線で示すような円形 ROI を設定した。設定した円形 ROI の直径は、表 7-1 に示すように模擬腫瘍陰影の画像上での直径の 120%になるよう個々に設定した。また円形 ROI の位置はテンプレート画像上でマニュアルにて設定した。

円形 ROI を用いた相互相関係数の計算方法は、第 5 章の模擬線維像で説明した傾斜 ROI による場合と同じ考え方で、円形 ROI に外接する矩形 ROI と同じ大きさのマトリックス数で、円形 ROI に含まれる領域の値が 1、円形 ROI から外れる領域の値が 0 となるようなフラグ配列を作成する (図 7-3)。そして式 5.5 により相互相関係数を算出する。その結果、相互相関係数が最大となった領域を、図 7-2 右のファントム画像上に破線で示す。その時の相互相関係数の値は 0.93 であった。筆者らはこの相互相関係数の最大値を腫瘍像評価のための第 1 の指標とした。なお、模擬腫瘍像のテンプレートマッチング評価においては、プレフィルタ処理としてテンプレート画像ファントム画像いずれも  $3 \times 3$  のカーネルの移動平均フィルタによる 2 回のスムージング処理を施した。メディアンフィルタ処理は施行していない。

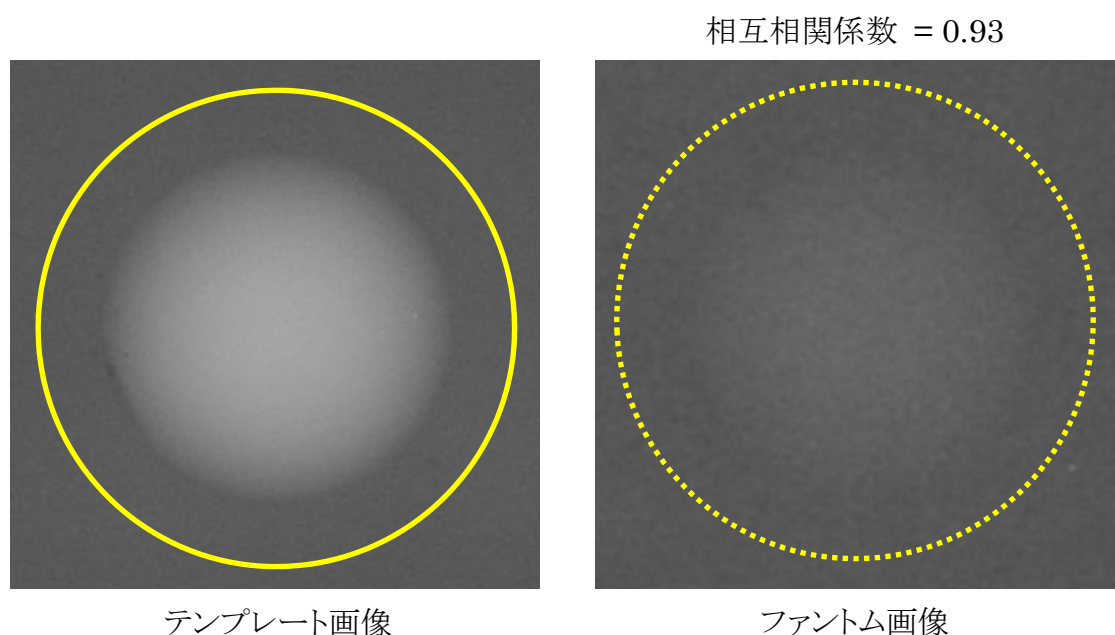


図 7-2 腫瘍信号 No.12 のテンプレートマッチングの結果の例

表 7-1 各腫瘍模擬信号に設定した ROI のサイズ

番号	模擬信号の材料	ROIの直径(mm)
12	厚さ2.00 mmプラスチック円盤	16.2
13	厚さ1.00 mmプラスチック円盤	11.2
14	厚さ0.75 mmプラスチック円盤	9.7
15	厚さ0.50 mmプラスチック円盤	7.6
16	厚さ0.25 mmプラスチック円盤	5.0

[illegible]

図 7-3 円形 ROI による計算のためのフラグ配列の例

### 7.1.2 テンプレートマッチングによる評価結果

本研究には 10 枚のファントム像を使用し，1 枚の画像にはサイズの異なる 5 個の模擬腫瘍信号が埋め込まれているので，計 50 個の腫瘍像が評価対象である．各腫瘍像について，第 3 章で求めた 6 名の観察者による平均スコアと第 1 の画質指標である相互相関係数の関係を示したのが図 7-4 である．

図 7-4 から平均スコアと相互相関係数には強い相関が認められ，その相関係数は 0.90 であった．そして母相関係数の 95%信頼区間は 0.84-0.94 であった．

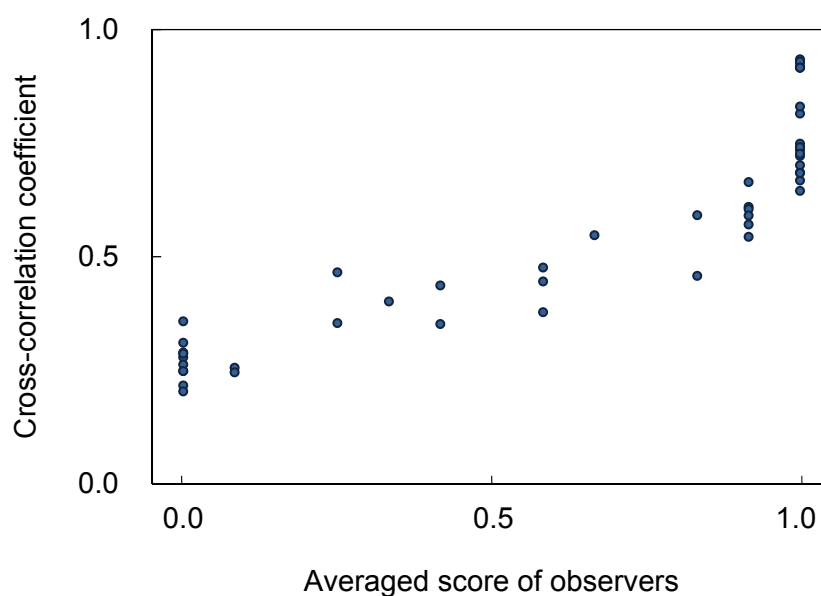


図 7-4 腫瘍像の平均観察スコアと相互相関係数の関係

## 7.2 節 腫瘍像の円形性の評価

### 7.2.1 観察評価における腫瘍像の判定基準

156 ファントム画像の腫瘍像を観察者が視覚評価する場合の判定基準は、評価マニュアル(29)-(32)によると、

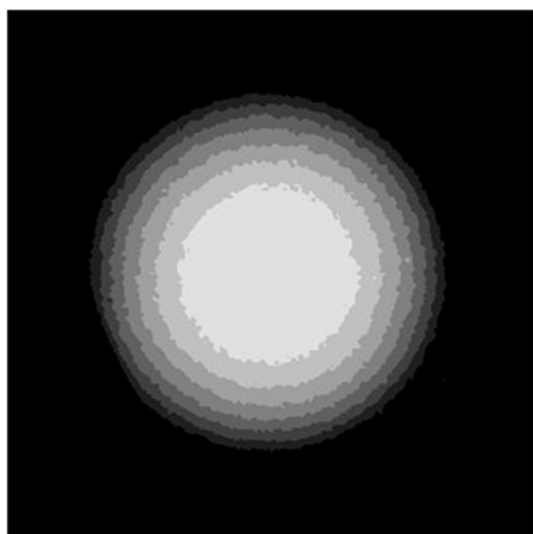
- (a) 濃度差が識別でき、正しい位置にあり、腫瘍円周の境界線がバックグラウンド(背景濃度)に対して識別できる場合、1点とする
- (b) 濃度差が識別でき、正しい位置にあり、腫瘍円周の境界線が識別できない場合、0.5点とする。

となっている。つまり、観察者が腫瘍像を観察する場合、各腫瘍陰影の円周の境界線が識別可能か否か、換言すれば各陰影の円形性に着目して評価していることが明らかである。そこで筆者らは、開発したコンピュータアルゴリズムで観察者のこの判定ロジックを踏襲するため、評価陰影の円形性を評価することとした。

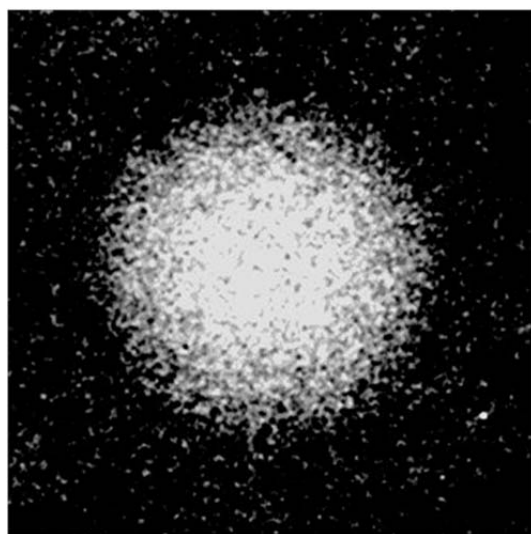
### 7.2.2 円形性の測定

図 7.1 で示した腫瘍信号 No.12 のテンプレート画像と評価対象であるファントム画像のグレイレベルを変更し、8 階調表示したものを図 7-5 に示す。図 7-5 左の 8 階調テンプレート画像では、各階調レベルの領域はほぼ正確な円形を呈し、かつそれらの円の中心が一致していることが認められる。このことから、元画像であるテンプレート画像がほぼ正確なボウル容器状の形状を保持していることが判る。そして、このテンプレート画像に 2 値化処理を施す場合には、その閾値によって処理後の 2 値化画像はサイズの異なる円状になることが容易に判断できる。一方、図 7-5 右の 8 階調ファントム画像では、上記の特性は失われ、円形性が保持されているとは言い難い。筆者らは、この特性を利用しファントム画像の円形性を評価した。

図 7-2 左のテンプレート画像にセットした円形 ROI の領域を抽出し、図 7-6 左に示す。次にこの画像を 2 値化画像に変換するが、この時、処理後の陰影サイズが元画像に描出されている模擬腫瘍像の陰影領域のサイズ、すなわち信号領域の画素数と等しくなるよう閾値を調整した。このサイズ 100%テンプレート 2 値化画像を図 7-6 右に示す。

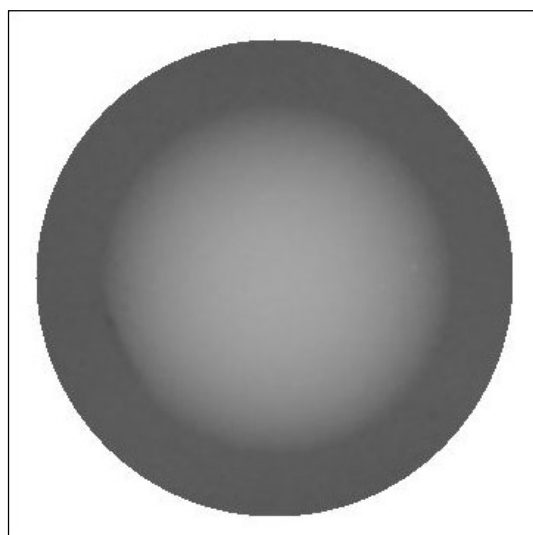


テンプレート画像

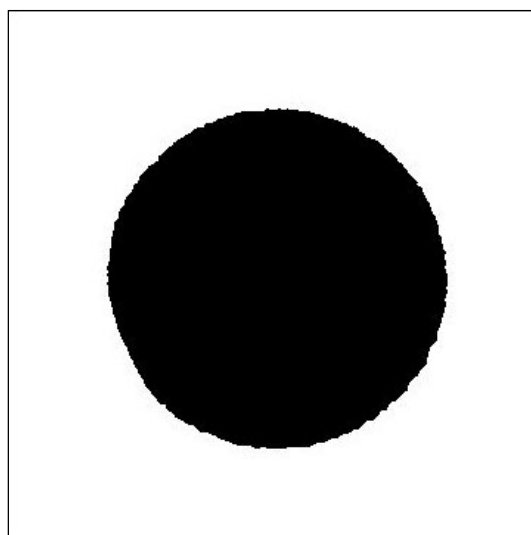


ファントム画像

図 7-5 腫瘍模擬信号 No.12 の 8 階調の例

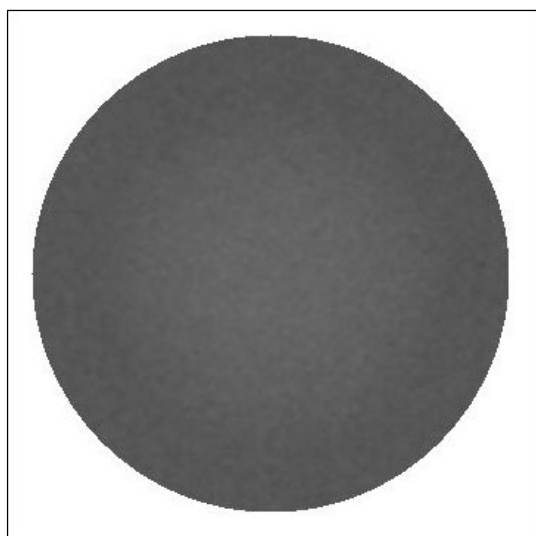


処理前

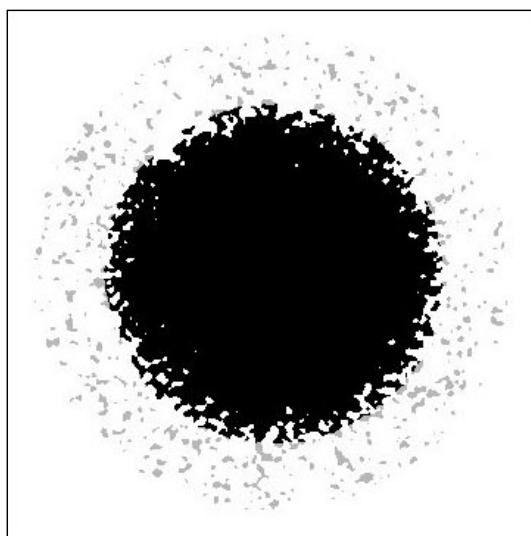


処理後

図 7-6 腫瘍模擬信号 No.12 テンプレート画像のサイズ 100%で 2 値化の例

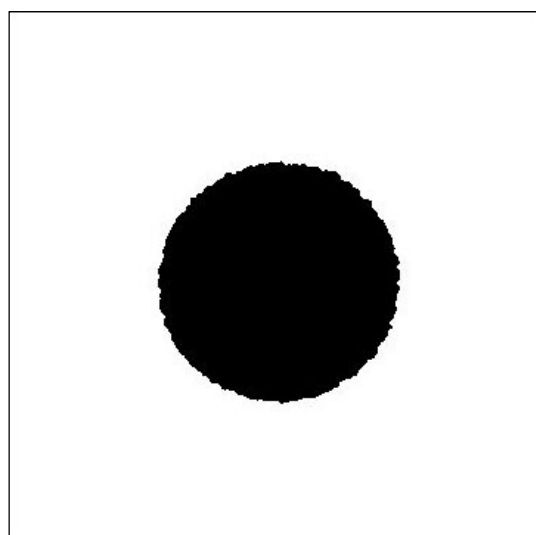


処理前

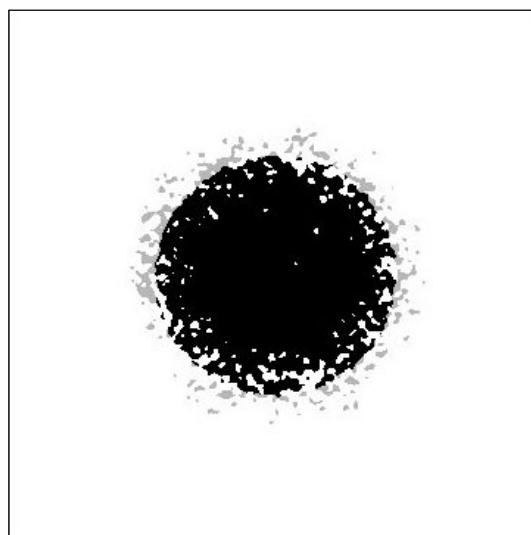


処理後

図 7-7 腫瘍模擬信号 No.12 ファントム画像のサイズ 100%で 2 値化の例



テンプレート画像



ファントム画像

図 7-8 腫瘍模擬信号 No.12 のサイズ 50%で 2 値化の例

次に図 7-2 右のファントム画像で相互相関係数が最大になる領域を抽出し、図 7-7 左に示す。この画像についても、処理後の陰影サイズが信号サイズと等しくなるような閾値で 2 値化した。そしてサイズ 100%テンプレート 2 値化画像と AND 処理を行い、重なった領域の画素を黒、重ならなかった画素を灰色で示したものが図 7-7 右の画像である。ここで、もし元画像であるファントム画像の画質が優れ、腫瘍円周の境界線がバックグラウンドに対して識別できる場合は 2 値化 AND 像も模擬信号領域に集まり、結果的に黒点が増加する。逆に画質が劣り信号が不明瞭であれば 2 値化 AND 像も画像領域全体に分布するようになり黒点の存在確率も低下する。筆者らは、図 7-7 右に示す AND 処理像の黒点と灰色点の和に対する黒点の比率が、腫瘍像の円形性の評価に有用であると考えた。

さらに、処理後の陰影サイズ、すなわち画素数が信号サイズの 50%となるように閾値を調整し、2 値化処理した腫瘍信号 No.12 のテンプレート画像とファントム画像を図 7-8 に示す。サイズ 50%ファントム 2 値化画像においても陰影は比較的円形性保っており、先のサイズ 100%ファントム画像の場合と合わせて考えると、この一連の例で示した腫瘍ファントム画像は比較的ボウル容器状の形状を呈していると考えることができる。

腫瘍ファントム画像の形状をさらに詳しく調べるために、筆者らは各信号サイズの腫瘍像について 2 値化処理後の陰影サイズが信号サイズの 100%から 0%まで 5%おきに変化するように閾値を調整し、2 値化画像の円形性の指標である AND 処理像の共有画素比を求めた。その結果を図 7-9 に示す。図 7-9 から、大きな直径の信号においては処理後の信号サイズが 30%程度まで小さくなっても円形性は保たれていることが判る。しかし小さな直径の信号においては、円形性の程度は低く、さらに信号サイズの減少とともに円形性は漸次低下する。筆者らはこの現象を腫瘍像の画質の第 2 の指標とするため、単一の数値にする必要があった。そのため、図 7-9 に赤矢印で示す範囲、つまり 2 値化処理後の陰影サイズが 30%から 100%の範囲における共有画素数比の平均値を求め、この値を平均円形性指標と定義した。

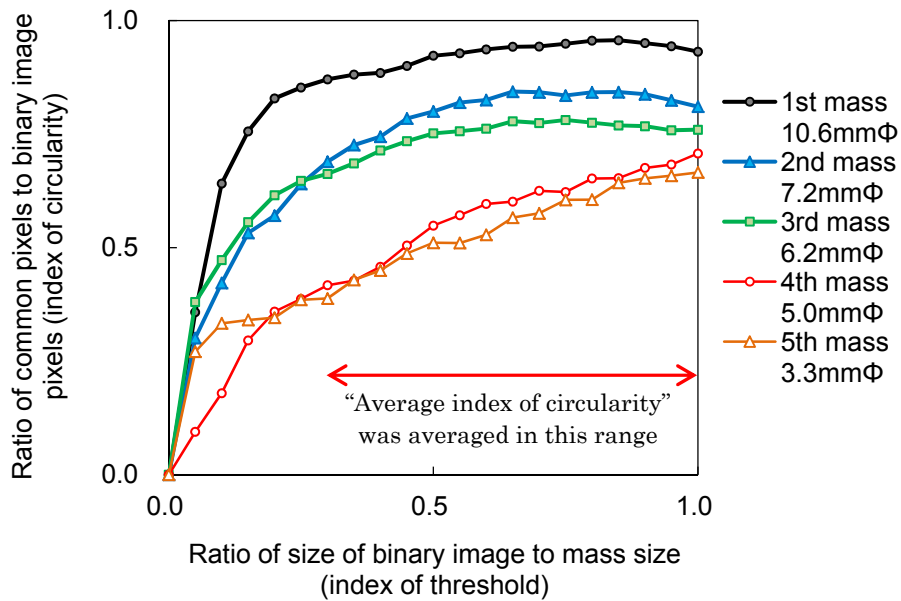


図 7-9 腫瘍模擬信号 2 値化処理における閾値と円形性

### 7.2.3 円形性の評価結果

前項に記述した手法を用いて、10 枚のファントム像の計 50 個の腫瘍像の円形性を評価した。図 7-10 に、各腫瘍像についての観察者による平均スコアと第 2 の画質指標である円形性の関係を示した。両者の間にも強い相関が認められ、その相関係数は 0.87 であった。そして母相関係数の 95%信頼区間は 0.77-0.92 であった。



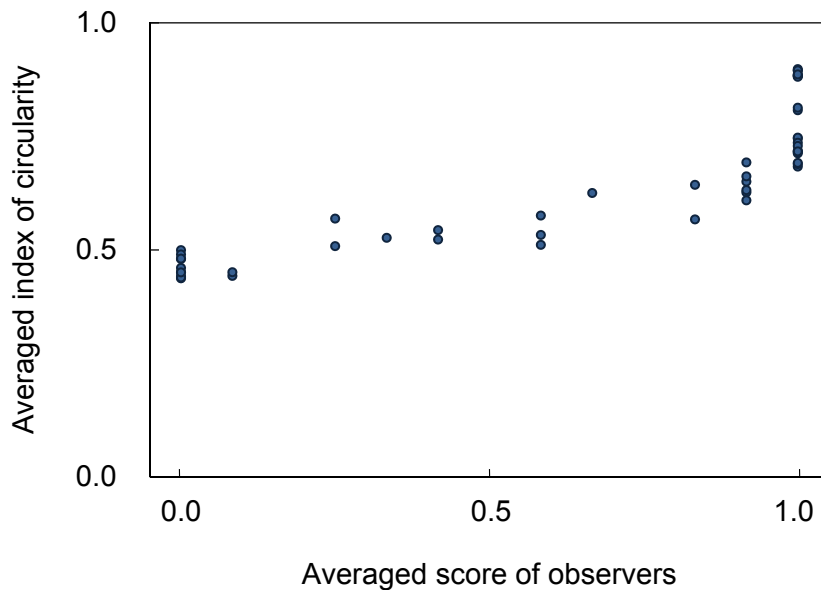


図 7-10 腫瘍像の平均観察スコアと円形性の関係

### 7.3 節 腫瘍像の総合評価

7.1 節で記述した 156 ファントム腫瘍像のテンプレートマッチングによる評価結果と、7.2 節で述べた腫瘍像の円形性についての評価結果を、腫瘍模擬信号のサイズで分類し相関関係を表したものが図 7-11 である。相互相関係数、円形性いずれも高い値を示す信号ほど、画質が優れていることを意味する。図 7-11 から明らかなように、第 1 の指標である相互相関係数と第 2 の指標である円形性には強い相関が認められる。また、腫瘍模擬信号のサイズが大きいものほど画質が優れ、サイズが小さくなるにつれ両方の指標の値が順次小さくなっていることが認められた。

図 7-12 は、図 7-11 の相関図で示したアルゴリズムの出力結果を、観察者のスコアで分類し、書き改めたものである。図 7-12 から、筆者らがこの研究で開発したコンピュータアルゴリズムの出力結果が、腫瘍模擬信号のサイズを問わず、観察者の評価結果に良く対応していることが認められる。

以上の結果から、このアルゴリズムの出力結果は、熟練した観察者の観察結果に良く対応し、156 ファントム像の腫瘍像の評価に有用であることが認められた。

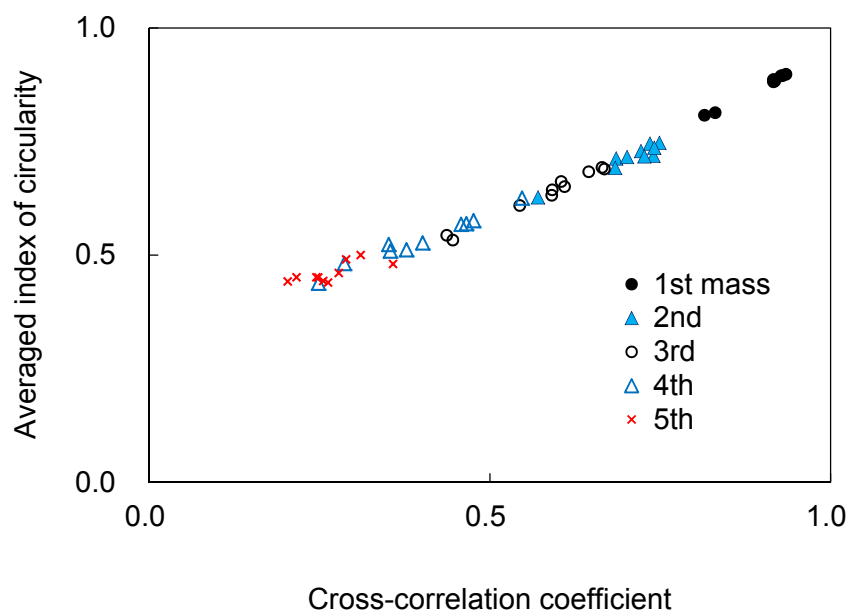


図 7-11 腫瘍像のサイズで分類した相互相関係数と円形性の関係

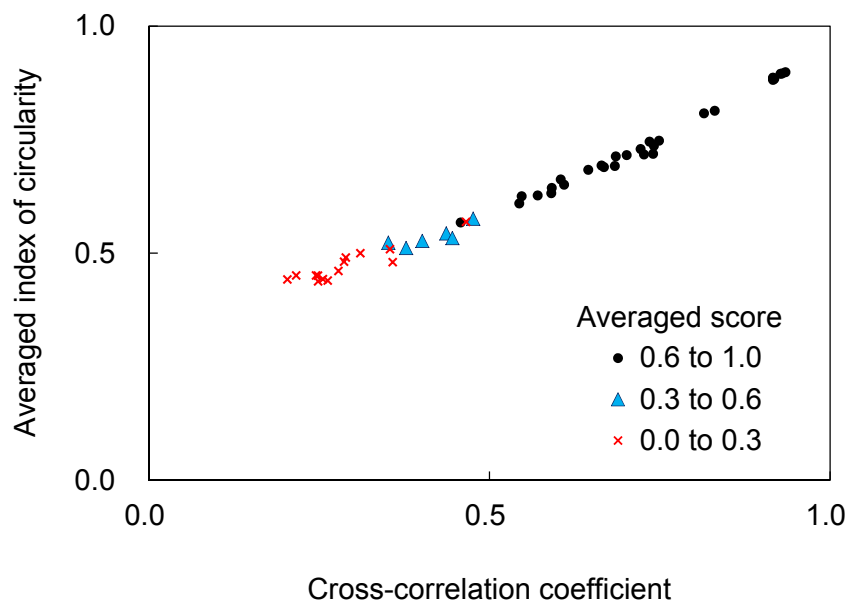


図 7-12 観察者の平均スコアで分類した相互相関係数と円形性の関係

## 第 8 章

### デジタル系への応用

## 第 8 章 デジタル系への応用

### 8.1 節 デジタル系への応用の目的

前章までに、いわゆるアナログ系である増感紙フィルムシステムを用いて撮影した 156 ファントム画像について、筆者らが開発した画質評価用コンピュータアルゴリズムの解析方法と評価結果について記述し、線維像、石灰化像および腫瘍像のいずれも熟練した観察者の評価結果と同等の判定が可能であることを示した。本章では、このコンピュータアルゴリズムのデジタル系での有用性について検討する。

ここ 10 年来、一般撮影系における CR(computed radiography)システムや平面検出器(FPD: flat panel detector)が急速に普及し、診断用 X 線画像がデジタル化した。乳房 X 線写真は、増感紙フィルムシステムの持つ高鮮鋭度な画質特性が診断に不可欠とされていたためデジタル化への移行が一般撮影系に比べ遅れたが、高画質な特性を持つ撮影装置や画像処理ソフトウェアの開発されたことに加え、モニタ診断の普及に伴う診療施設全体のデジタル化などの理由によりデジタル撮影システムへの移行が着実に進んでいる。そこで筆者らは、この画質評価用コンピュータアルゴリズムがデジタルマンモシステムで撮影されたファントム像に対しても有効に動作するか否かを検討した。さらには、コンピュータアルゴリズムの出力結果から増感紙フィルムシステムとデジタル撮影システムの画質比較も試みた。

### 8.2 節 デジタル系での評価方法

デジタルマンモシステムの評価媒体として、研究当時に筆者らの施設で稼働していた富士フイルムメディカル株式会社の FCR PROPECT CS を採用した。この PROPECT CS は両面集光システムを備えており、乳房撮影用イメージングプレート HR-BD と併用することでサンプリング間隔 0.05mm にて両面読み取りが可能である。この FCR システムを用いて 156 ファントム像を撮影したが、撮影に伴う諸条件、すなわち撮影装置や撮影モード等は第 2 章で記述した増感紙フィルムシステムの場合と同じように設定した。ただし、本章での研究においては図 3-2 において”A”で示したファントム 1 個だけを使用し、増感紙フィルムシステムにおいて画質を調整するために用いた PMMA 板は使用していない。そして、CR 画像の局所的なノイズパターンの影響を避けるため、評価画像は 2 枚作製した。

撮影した画像は、処理パラメータ“RMI156”で処理した。これは、L 値 2.0 固定で EDR(自動感度補正機能)はセミオートモード(56)である。また、マルチ周波数処理(56)と微細石灰化に近い陰影パターンを強調する PEM 処理(pattern enhancement processing for mammography)が施されている(57)。さらに CR 画像は、CR システム内では 10bit 1,024 階調であるが、DICOM 通信規格を通じて接続されているワークステーションやイメージャに転送される際には 12bit 4,096 階調に変換される。筆者らは本章での評価に 4,096 階調に変換されたデータを使用した。その理由は、筆者らが開発したコンピュータアルゴリズムが 4,096 階調の画像に対して良好な結果が得られるようチューニングされていたことや、CR システムに DICOM 接続されている富士フイルムメディカル株式会社のイメージャ DRYPIX7000 により出力されたハードコピー画像により観察者の視覚評価が行われたためである。また、CR 画像のグレースケールは DICOM 規格で定められた”MONOCROME1”，すなわち画素値の最小値が白色となり、これはアナログ系の評価に使用したフィルムディジタイザの出力とは異なる。そのため、CR 画像のグレースケールを反転することによりコンピュータアルゴリズムで処理可能データとした。テンプレート画像はアナログ系の評価に使用したものを利用した。

観察者による CR 画像の観察評価では、2 枚の CR ハードコピー画像を 3 名の観察者で行った。この 3 名のうち 1 名は第 3 章で記述した 6 名の観察者の一人であるが、他の 2 名は異なる。また、判定方法は評価マニュアル(29)-(32)に準じ、すべての信号に対する評価は行わず、0.5 点あるいは 0 点と評価した信号までとした。

## 8.3 節 デジタル系での評価結果

### 8.3.1 線維像の評価結果

筆者らが開発したコンピュータアルゴリズムにより、2 枚の CR 画像上の 12 個の線維像について評価を行った。解析のパラメータ等は増感紙フィルムシステムの場合と同じである。図 8-1 は、5.4.2 で作成した自動判定のためのグラフに、CR 線維像の出力結果を重ねて書いたものである。灰色のマークで示した増感紙フィルムシステムの結果から、灰色○点と灰色△点を区分する線分を緑線で、灰色△点と灰色×点を区分する線分を赤線で示した。CR 線維像の出力結果は赤●点で示す。図 8-1 から読み取れるように、#1 から#5 までの出力結果は緑線の右上側にあり、すなわちアルゴリズムはこれらの線維像に対して 1 点の評価を与えることを意味する。次に#6 の線維像は緑線と赤線の間に位置することから、0.5 点の評価となる。これらのことから、コンピュータアルゴリズムの出力結果より評価マニュアルに準じた判定をするなら、図 8-1 に示したファントム画像の線維像群の評価は 5.5 点となる。

次に、コンピュータアルゴリズムの出力結果を利用して、増感紙フィルムシステムと CR システムの画質比較を試みた。図 8-2 に、同じ 156 ファントム”A”を使用し、画質調整用の PMMA 板を使用していない 2 枚の増感紙フィルムシステムの画像の出力結果を黒マークで、2 枚の CR 画像の出力結果を赤マークで示した。図 8-2 から明らかなように、第 1 の指標である相互相関係数と第 2 の指標である共有画素比いずれも CR 画像の方が高い値を示している。すなわち、線維像については CR 画像の方が増感紙フィルムシステムより画質が優れているといえる。

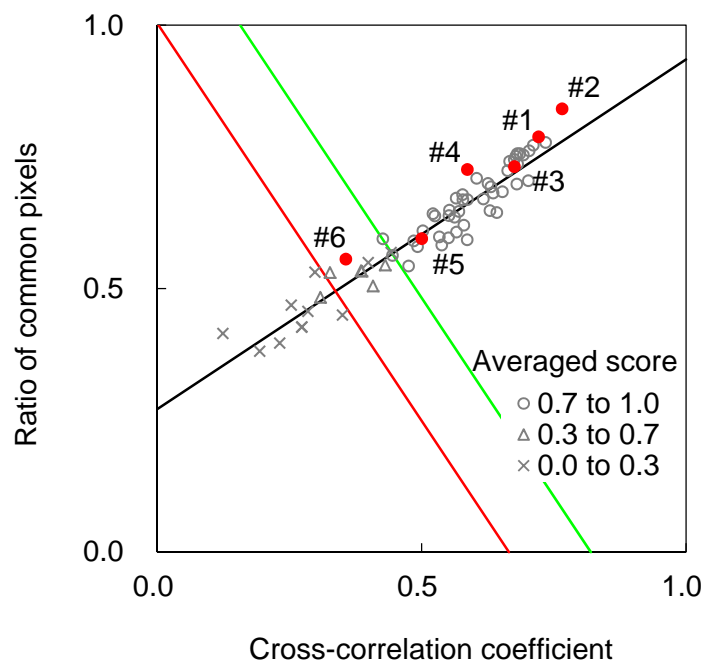


図 8-1 CR 線維像の自動判定結果の例

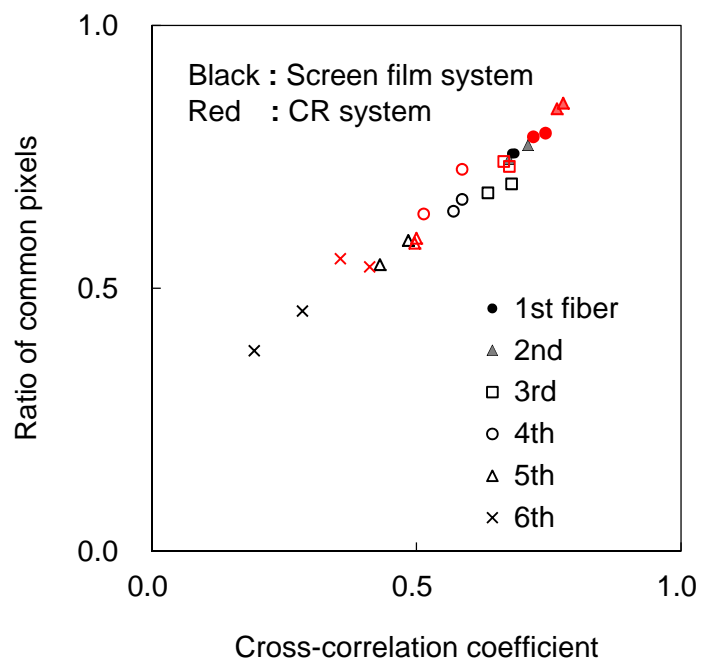


図 8-2 CR 線維像と増感紙フィルム系の比較の例

### 8.3.2 石灰化像の評価結果

コンピュータアルゴリズムにより、2枚のCR画像上の60個の石灰化片について評価を行った。図8-3は、図6-11のデータを利用し自動判定のために作成したグラフである。ただし、フィルムをディジタイザでデジタル化した画像のヒストグラムとCR画像のヒストグラムでは、その形状が異なる。また、CR画像の画素値は写真濃度に直接関係せず、イメージによりハードコピーする際には何らかのLUT (look up table)が存在する。したがって第2指標である写真コントラストについては、画素値から計算した値を単純に比較しただけでは意味を持たない。そこで、信号の持つコントラストの積分値を信号周囲のバックグラウンドの画素値で除算することにより正規化した値を採用した。バックグラウンド領域は、図6-8左に赤破線で示す領域に対して2画素分膨張処理を行い、その外側領域をバックグラウンド領域とし、その領域の画素値の平均を求めた。膨張処理をした理由は、赤破線のすぐ外側では信号の影響を受ける画素もあり、その影響を排除するためである。

図8-3に示す緑線は、増感紙フィルムシステムの結果から灰色○点と灰色×点を区分する線分を判別分析法により決定し、示したものである。この緑線より右上側にある信号に対しては、アルゴリズムは1点の評価を与えることになる。そこで、このグラフにCR石灰化像の出力結果を重ねて示す。図8-3から読み取れるように、#3の石灰化群の出力結果はすべて緑線の右上側にあり、アルゴリズムは#3の石灰化群に対して1点の評価を与えることを意味する。次に#4の石灰化群は全て緑線の左下方に位置することから、0点の評価となる。これらことから、コンピュータアルゴリズムの出力結果より評価マニュアルに準じた判定をするなら、図8-3に示したファントム画像の石灰化群の評価は3.0点となる。

次に、増感紙フィルムシステムとCRシステムの画質比較の結果を図8-4に示す。同じ156ファントム”A”のPMMA板を使用していない2枚の増感紙フィルムシステムの画像の出力結果を黒マークで、2枚のCR画像の出力結果を赤マークで示した。図8-4から、第1の画質指標である相互相関係数は増感紙フィルムシステムとCR画像とで、ほぼ同等であった。しかし、CR画像の第2の画質指標である正規化コントラストは増感紙フィルムシステムに比べ低い値を示した。



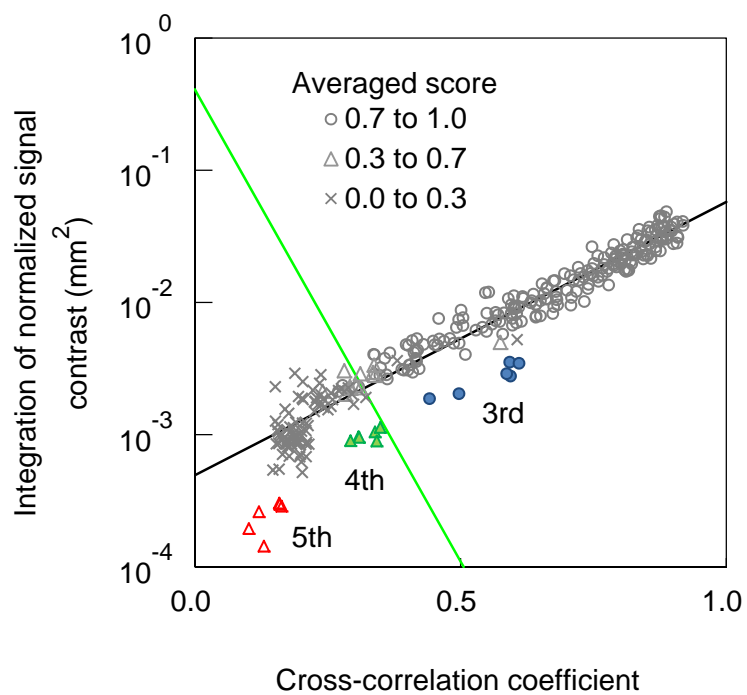


図 8-3 CR 石灰化像の自動判定結果の例

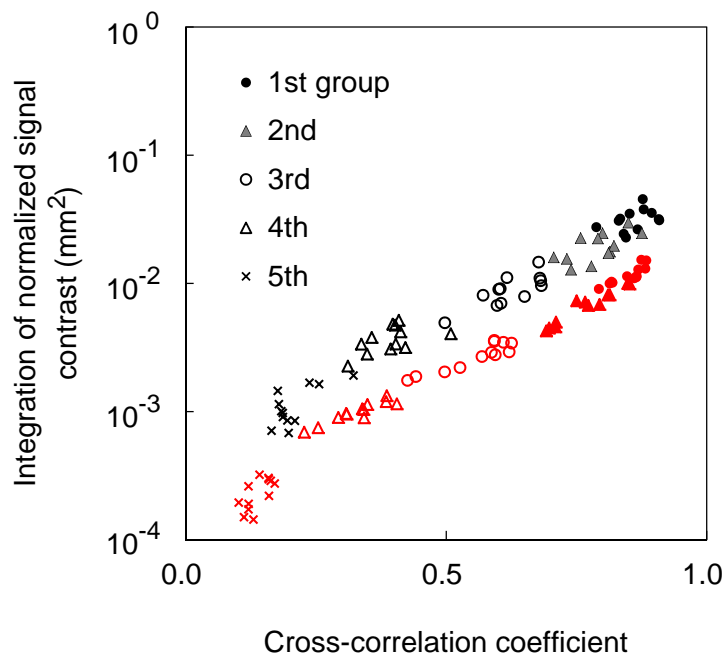


図 8-4 CR 石灰化像と増感紙フィルム系の比較の例

### 8.3.3 腫瘍像の評価結果

コンピュータアルゴリズムにより，2枚のCR画像上の10個の腫瘍像について評価を行った．図8-5は，図7-12のデータを利用し自動判定のために作成したグラフである．図8-5に示す緑線は，増感紙フィルムシステムの結果から灰色○点と灰色△点を区分する線分を判別分析法により決定したもので，赤線は灰色△点と灰色×点を区分する線分を意味する．そして，このグラフにCR腫瘍像の出力結果を赤●点で示す．図8-5から読み取れるように，#1から#4の腫瘍像の出力結果はすべて緑線の右上側にあり，アルゴリズムは1点の評価を与えている．しかし#5の腫瘍像は赤線の左下方に位置することから0点の評価である．これらのことから，コンピュータアルゴリズムの出力結果より評価マニュアルに準じた判定をするなら，図8-5に示したファントム画像の腫瘍像の評価は4.0点となる．

次に，増感紙フィルムシステムとCRシステムの画質比較の結果を図8-6に示す．同じ156ファントム”A”のPMMA板を使用していない2枚の増感紙フィルムシステムの画像の出力結果を黒マークで，2枚のCR画像の出力結果を赤マークで示した．図8-6から，第1の画質指標である相互相関係数は増感紙フィルムシステムとCR画像とで，ほぼ同等であった．しかし，CR画像の第2の画質指標である円形性は増感紙フィルムシステムに比べ若干高い値を示した．

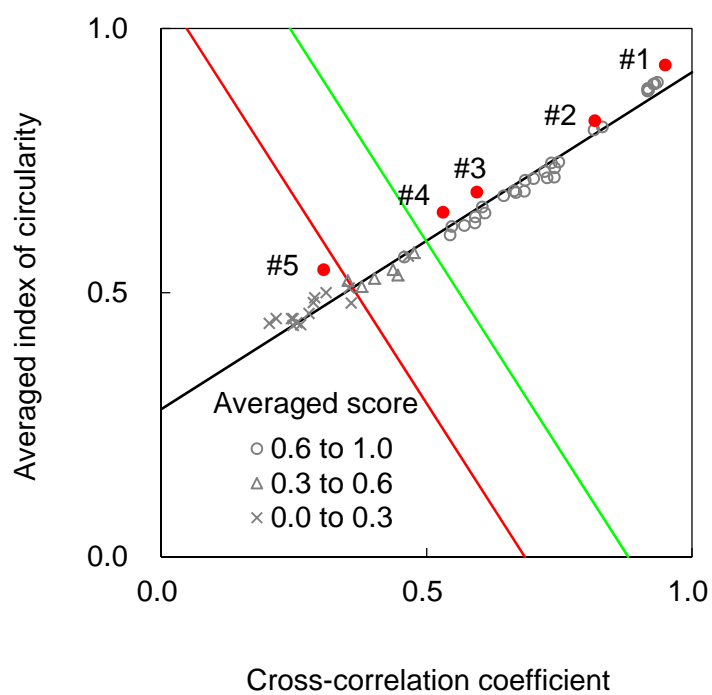


図 8-5 CR 腫瘍像の自動判定結果の例

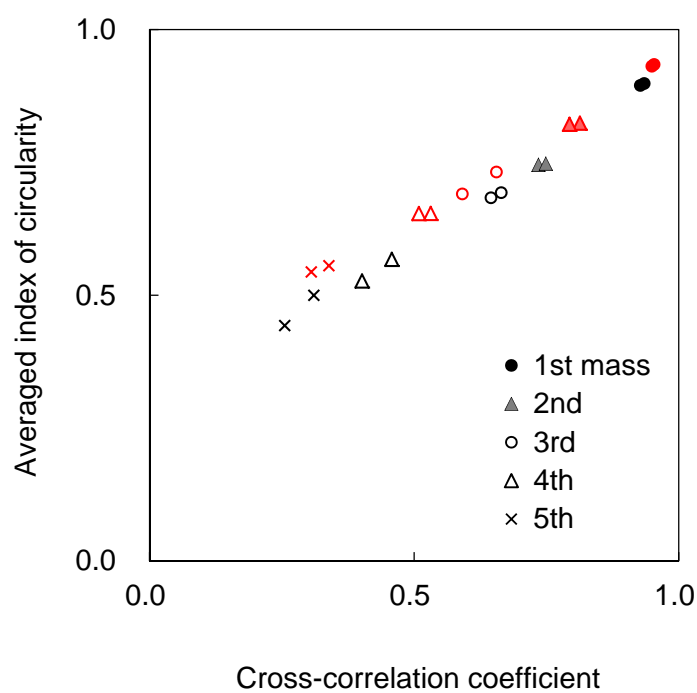


図 8-6 CR 腫瘍像と増感紙フィルム系の比較の例

### 8.3.4 視覚評価との対応

イメージャによりフィルムにプリントした CR ハードコピー画像を 3 名の観察者が評価マニュアルに準じて評価した結果の平均値と、前項までに記述したコンピュータアルゴリズムによる自動評価の結果との比較を図 8-7 に示す。評価には 2 枚の CR 画像を用いたが、図 8-7 に示す塗りつぶしマークと白抜きマークがそれぞれの画像に対応している。

図 8-7 から、石灰化像の評価については、観察者の評価とアルゴリズムの評価はよく一致した。しかし、線維像と腫瘤像についてはアルゴリズムのスコアの方が高い結果となった。この原因として、アルゴリズムによる自動評価のための判定基準を決めるデータベースに増感紙フィルムシステムの評価結果を用いたことが挙げられる。ディジタルマンモシステムにおける判定基準は、ディジタル系の評価結果をベースに基に決定されなければならないと考える。さらに、アルゴリズムの評価には CR システムの持つディジタルデータを使用した。観察評価にはフィルムに出力した画像を使用した。つまり、プリントシステムの特徴が加味された画像を視覚評価したことになる。このことは、モニタ診断の場合も同等であり、この場合はモニタの特性に影響される。以上の理由により、アルゴリズムのスコアが観察評価より高い値を示したものと考えられる。

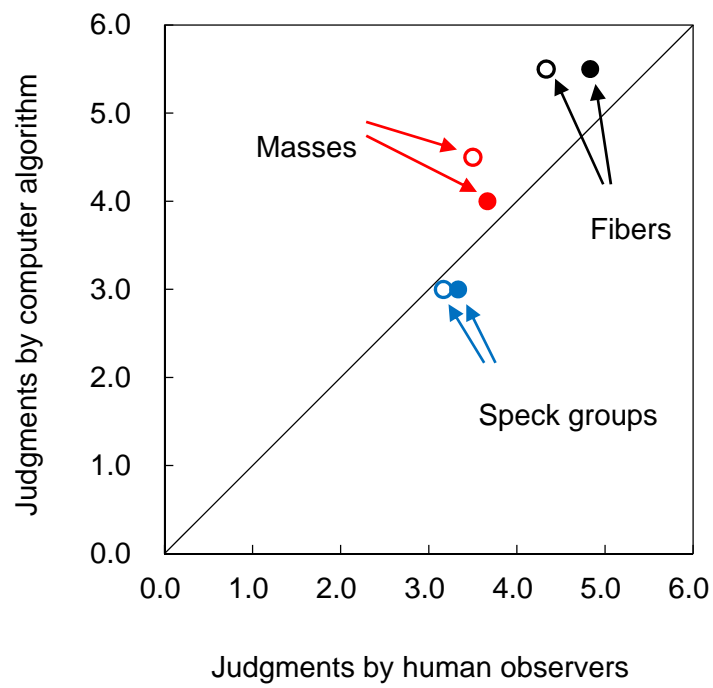


図 8-7 CR マンモグラフィ(ハードコピー)の視覚評価との対応



## 第 9 章

### 結論

## 第9章 結論

### 9.1 節 まとめ

筆者はこれまで、マンモグラフィを含む増感紙フィルムシステムの入出力特性、解像特性ならびにノイズ特性に関する研究を行っていた。その関係でマンモグラフィ併用検診の導入と精度管理システムの確立に関する調査研究班（大内版）に協力研究者として参加した。そして、その研究活動の中で 156 ファントム像による画質評価に携わった。ファントム像の画質評価に慣れていない筆者では、時間と労力をかけて観察した評価結果が他の研究者の結果に比べて大きく変動していた。その変動の原因を調べていく過程で、熟練した研究者は評価の基準となる標準試料を準備していたり、あるいは常に過去の評価画像を参照していたことが判明した。しかし、そうした対応を試みても最終的な観察者間の変動は終息しなかった。これは本研究の“第3章 観察者による観察実験”の結果からいえることである。そして、この研究班の研究者からコンピュータによる 156 ファントム画像の自動評価プログラムを待望する声が上がった。それならばと考え筆者らがこのテーマを研究題材に選んだ。

本研究で開発したコンピュータアルゴリズムの出力結果を観察者の評価結果と対応させるためには、観察者の判定ロジックを重要視し、それをコンピュータアルゴリズムの評価方法に取り込んでいくことが必要と考えた。そのため、線維像の評価では陰影の全長の代わりに面積を、石灰化像の評価では個々の石灰化片の写真コントラストを、腫瘍像の評価では陰影の円形性を、それぞれ画質指標として利用できるような値として出力するように設計した。その結果、アルゴリズムの出力値は熟練した観察者の評価とよく対応したものとなった。

線維像、石灰化像、腫瘍像それぞれ画質の指標として 2 つの出力値を計算した。それら 2 つの指標値は互いに傾向が似ており、どちらか一方で十分ではないか、とも考えた。しかし石灰化像の評価の中で認められたように、模擬信号の形状に似たアーチファクトが存在した場合、2 つあるいはそれ以上の指標値があればそれをアーチファクトとして識別できる可能性がある。そのため筆者らは 2 つの画質指標値について評価した。ただし、第 2 の指標値はいずれも第 1 の指標値を計算する際のテンプレートマッチングで正しく信号の位置が検出されていることを前提としている。つまり、評価画像の信号がほとんど検出できず、信号の位置とは違う場所で相互相関係数が最大になった場合は、その位置に信号あるとみなして第 2 の指標値を計算するので注意が必要である。ただし、そのような場合はおおむね第 1、第 2 の指標値いずれも小さい値になるので、そ



れが画質不良の指標値にもなっていると考える。

本研究で示した評価のアルゴリズムは、テンプレートマッチングの技法を応用している。この技法はコンピュータ支援診断などの領域で頻繁に使用され、決して目新しいものではない。しかし筆者らの行った傾斜 ROI、円形 ROI さらには正方形 ROI を 6 個組み合わせた結合 ROI によるテンプレートマッチングは独自の方法であり、それらの有用性は高いと考える。また、テンプレートマッチングによる評価を行うためには、使用する 156 ファントムごとにテンプレート画像を作成する必要がある。筆者らが使用した病理標本撮影用の装置はどこにでもあるというものではないし、タンク現像を行うことも現実的ではない。しかし近年、156 ファントムを新たに購入した場合、そのファントムに内蔵されているワックスブロックの高鮮鋭画像フィルムが添付されており、その画質は筆者らが作成したテンプレート画像に極めて近い。したがってこのフィルムを 0.05mm 程度のサンプリング間隔で読み取れるフィルムディジタイザでスキャンすればテンプレート画像に成り得るものと予測される。

文献(22)において Chakraborty らは石灰化像の信号位置を同定するのに筆者らと同じテンプレートマッチング技法を採用しているが、テンプレート画像の作成には一般の乳房撮影装置を使用し、撮影電圧 28kV でノンスクリーン撮影している。彼らはテンプレート画像のノイズを軽減するために 6 枚の画像を撮影し、信号位置が重なるように加算した後、画素値の平均を求めている。この手法は合理的であると考えられる。しかし筆者らの研究においては 14kV の軟 X 線で撮影したことと、自動現像機を使用せずバット現像を行ったことなどの理由により、1 枚のテンプレート画像からでも十分な評価結果が得られたものと考ええる。このことは、テンプレート画像の 2 値化処理の際、適当なプレフィルタ処理を施せば模擬信号陰影だけをほぼ正確に抽出可能であったことから推定できる。また、筆者らの評価がすべての模擬信号を評価対象としているのに対し、Chakraborty らは信号サイズの大きい石灰化信号 2 群と腫瘍像 3 種のみのコントラストおよびノイズの評価に留まっている。これらの部分的な解析結果を、線維像を含むトータルな視覚評価結果と対比している。

文献(26)において Brooks らはテンプレート画像の撮影に病理標本撮影装置を使用しているが、現像には自動現像機を使用している。信号位置の同定にはテンプレート画像と評価画像をそれぞれフーリエ変換した 2 次元スペクトルデータをテンプレートマッチングする技法を採用し、良好な結果を得ている。しかし、評価しているのは観察者が視認可能と判定する信号コントラストの閾値であり、判定ロジックを踏襲したものではない。

文献(28)の Lee らは線維像と腫瘍像の評価のために写真コントラストを計測している。石灰化像の評価には筆者らと同様にテンプレートマッチングによる

相互相関係数の値を利用しているが、テンプレート画像には直径 0.25mm の円を使用しており、実際の石灰化陰影とは大きく異なる。

筆者らが採用した第 2 の画質指標値である線維像の面積比、石灰化片の写真コントラスト、腫瘍の円形性はそれぞれ評価マニュアルに規定された判定ロジックを踏襲したものであると考えており、結果的にも観察者の評価に対応した値を示した。ここで、線維像の面積比と腫瘍の円形性は尺度値であるので、増感紙フィルムシステムでも CR システムでもほぼ同等の値を示した。しかし、石灰化片の写真コントラストは画素値に直接起因する指標であるので、第 8 章のデジタル系への応用における評価で行ったように正規化した場合であっても、システムが異なれば単純な比較は困難であった。さらに、フィルムの写真濃度も CR システムの画素値も入射 X 線量を対数変換した値に対応しているが、FPD では入射 X 線量に比例した画素値を呈するので何らかの対策が必要と思われる。しかし、増感紙フィルムシステムと CR システムにおけるコントラストの傾向はほぼ同等であったことから、何らかの補正によって有用性が増すと考える。

本研究における観察実験の結果は、コンピュータアルゴリズムの性能を評価するために重要な意味を持つ。そのため熟練した観察者を選任したが、一堂に会しての評価が困難であったことから、個々の施設での評価とした。観察評価の結果は変動したが、第 3 章でも記述したように信頼性に欠けるものとは考えていない。しかし、次回このような観察実験を行う場合は観察者を一堂に集めて合議で評価する方法を試みる考えである。また、個々の施設で評価する場合には、判定の基準となる標準試料を別に準備する必要があると考えている。

## 9.2 節 今後の課題

本研究において筆者らが開発した 156 ファントム画像を自動評価するためのコンピュータアルゴリズムは完成し、結果は熟練した観察者の評価結果に良く対応するものであった。しかし、さらに今後取り組むべき課題が残っている。

まず、プレフィルタとしてのスムージングの問題である。例えば、ファントム画像の線維像の評価では、相互相関係数を求める前に移動平均フィルタを 2 回処理した後、メディアンフィルタを 2 回処理した。この前処置は最終的な出力値に大きく影響した。筆者らはこのプレフィルタの影響を具体的に把握したいと考えたが不可能であった。結局、フィルタと処理回数の組み合わせを数種類、試行的に処理を試み、最も観察者の評価に近い組み合わせを採用した。しかし、この組み合わせが最良であるとは断定できないうえに、ノイズ特性の異なる増感紙フィルムシステムと CR システムでは別の組み合わせを選択する必

必要があると考える。このプレフィルタの適応について、今後さらに検討する必要がある。

また本研究において、CR で撮影したファントム画像の自動評価の判定基準に、増感紙フィルムシステムの評価結果から導いた閾値を用いた。CR での画像と増感紙フィルムシステムとではアルゴリズムの評価値が異なるので、CR 画像を自動評価する場合には CR 画像の大掛かりな観察実験の結果をベースとした閾値を求める必要がある。この観察実験からの結果によれば、今回の研究で大きな差異が認められた石灰化像の第 2 画質指標である信号コントラストについても有効に評価できるものとする。

さらにこのコンピュータアルゴリズムを臨床の場に持ち込み、日々の日常点検、品質管理の画像に対してその有効性を検討する。そのうえでそれらの結果から管理図を作成し、管理限界線を越えるような異常が認められた場合はアラームを発するようなシステムを考える。そもそも 156 ファントムは、埋め込まれた信号サイズの各ステップ間の変化が大きいので、よほど画質に変化がないかぎり検知され難い。同様な理由から、異なる画像の画質を 156 ファントム像により評価しようと試みても、わずかな画質の差異は評価できない。筆者らが開発したコンピュータアルゴリズムは少なくとも目視観察より変化に敏感であると考えられるので、システムの早期の異常に起因するわずかな画質の変化も検出できる可能性がある。

本研究による評価では、156 ファントムの模擬信号についてのみ評価を行った。実際の 156 ファントムによる品質管理では模擬信号像の視認性の他に、ファントム画像中央部分の写真濃度とコントラスト測定用のアクリル円板部のコントラストも同時に測定する。さらには観察者が 156 ファントム画像を観察する際には、アーチファクトの有無の他にもノイズ特性、つまり画像のざらつき等についても注意を払って観察している。このような項目についての評価にもアルゴリズムが対応できるよう改良を加えたい。

ファントム画像に対するコンピュータを用いた評価アルゴリズムについての研究は近年充実してきたが、臨床画像に対する病変部の検出や病態の程度の特定のためのコンピュータアルゴリズムと同様に研究のテーマは多分に存在する。今後、この分野の研究がさらに盛んになることを期待する。



## 謝辭

## 謝辞

本研究は指導教員である本学大学院医学系研究科小寺吉衛教授の指導のもとに行われました。ご指導ならびにご鞭撻賜りましたことを心より感謝申し上げます。

本論文作成に当たり数々の貴重なご助言とご指導を賜りました本学大学院医学系研究科島本佳寿広教授，池田充教授に心より感謝申し上げます。

本研究における画像データの収集と評価結果の解析にあたり，貴重なご助言とご指導を賜りました県立広島大学大学院総合学術研究科吉田彰教授に深謝いたします。

本研究を遂行するにあたり，貴重なご助言と励ましの言葉を頂戴した元九州大学医学部保健学科東田善治教授に心より感謝申し上げます。

本研究における観察実験にご協力いただいた岐阜医療科学大学保健科学部西出裕子准教授，岡山大福リニックス画像診断部逸見典子博士，JA 広島総合病院放射線科小濱千幸氏，国立病院機構四国がんセンター安友基勝氏，聖路加国際病院放射線科小山智美氏に深謝いたします。

画像データの収集と観察実験に協力していただいた香川大学医学部附属病院放射線部診療放射線技師の皆様と本学大学院医学系研究科小寺研究室の皆様に厚く御礼申し上げます。

## 参考文献

## 参考文献

1. 独立行政法人国立がん研究センターがん対策情報センターがホームページ (<http://ganjoho.jp/public/statistics/index.html>) で公開しているデータを利用.
2. 厚生省がん研究助成金による マンモグラフィを導入した乳がん検診システムの確立に関する研究, 平成 9 年度研究報告, 主任研究者:大内憲明, 1998.
3. 厚生省老人保健福祉に関する調査研究事業 マンモグラフィを導入した乳がん検診の実施体制についての調査研究 研究報告書, 主任研究者:大内憲明, 1998.
4. 高齢者に対する老人保健事業のあり方と効果的な実施に関する研究事業 我が国におけるこれまでの老人保健事業の評価, 検討及び関連する医療福祉分野の施策・研究に関する調査研究—がん検診—研究報告書, 主任研究者:大内憲明, 財団法人日本公衆衛生協会, 2002
5. マンモグラフィを用いた乳癌検診システムの確立のための画質調査, 東田善治, 朝原正喜, 堀田勝平, 他. 日本乳癌検診学会誌 9(2), 211-218, 2000.
6. 乳房 X 線撮影線量の全国調査—マンモグラフィによる乳がん検診システムの確立に向けて—, 加藤二久, 東田善治, 朝原正喜, 他. 日本乳癌検診学会誌 8(2), 165-173, 1999.
7. 乳房 X 線撮影線量の全国調査—線量に影響を与える因子の解析—, 東田善治, 朝原正喜, 堀田勝平, 他. 日本乳癌検診学会誌 9(3), 281-286, 2000.
8. マンモグラフィの精度管理のためのファントム画像データベース—第 1 報:画像データベース構築と画像処理を利用した画質評価—, 今村恵子, 堀田勝平, 東田善治, 他. 日本乳癌検診学会誌 6(2), 271-279, 1997.
9. 厚生省がん研究助成金による マンモグラフィを導入による乳がん検診の精度管理の確立に関する研究, 平成 8 年度研究報告, 主任研究者:大内憲明, 1997.



10. 平成 12 年度厚生労働省老人保健事業推進費補助金 がん検診の適正化に関する調査研究「新たながん検診手法の有効性評価」分担研究 マンモグラフィによる乳がん検診の適正実施のための研究 研究報告書, 主任研究者: 大内憲明, 2001.
11. 平成 11 年度老人保健事業推進費補助金 マンモグラフィによる乳がん検診の推進と精度向上に関する研究 研究報告書, 主任研究者: 大内憲明, 2000.
12. Mammography Quality Standards Act (MQSA) of 1992, Public Law 102-539.
13. Code of Federal Regulations Title 21 Mammography Quality Standards Act Part 900 Mammography, FDA, 1997.
14. Federal Register, Part II, Department of Health and Human Services, Food and Drug Administration, 21CFR Part 900. Mammography Quality Standards: Proposed Rules, April 3, 1996, Vol. 61, No. 65, pp. 14856-14920.
15. The American College of Radiology Mammography Accreditation Program, R. McLelland et al., Am. J. Roentgenol. 157, 473-479, 1991.
16. The ACR's Mammography Accreditation Program: ten years of experience since MQSA, J. M. Destouet et al., J. Am. Coll. Radiol. 2, 585-594, 2005.
17. 特定非営利活動法人マンモグラフィ検診精度管理中央委員会がホームページ (<http://www.mammography.jp>) で公開しているデータを引用.
18. Subjective evaluations of mammographic accreditation phantom images by three observer groups, K. W. Brooks, J. H. Trueblood, and K. J. Kearfott, Invest. Radiol. 29, 42-47, 1994.
19. Inconsistencies in mammographic phantoms used for ACR accreditation, R. K. Cacak, Radiology 181, 288-289, 1991.

20. R. E. Hendrick, "Inconsistencies in mammographic phantoms used for ACR accreditation, R. E. Hendrick, Radiology 183, 581-583, 1992.
21. Automated analysis of mammographic quality control images, K. W. Brooks et al., Med. Phys. 20, 881, 1993.
22. Quantitative versus subjective evaluation of mammography phantom images, D. P. Chakraborty and M. P. Eckert, Med. Phys. 22, 133-143, 1995.
23. Physical measures of image quality in mammography, D. P. Chakraborty, Proc. SPIE 2708, 179-193, 1996.
24. Computer analysis of mammography phantom images (CAMPI): An application to the measurement of microcalcification image quality of directly acquired digital images, D. P. Chakraborty, Med. Phys. 24, 1269-1277, 1997.
25. Application of computer analysis of mammography phantom images (CAMPI) methodology to the comparison of two digital biopsy machines, D. P. Chakraborty and P. P. Fatouros, Proc. SPIE 3336, 618-628, 1998.
26. Automated analysis of the American College of Radiology mammographic accreditation phantom images, K. W. Brooks et al., Med. Phys. 24, 709-723, 1997.
27. Computerized evaluation of mammographic image quality using phantom images, G. Dougherty, Comput. Med. Imaging Graph. 22, 365-373, 1998.
28. Computerized quantitative evaluation of mammographic accreditation phantom images, Y. Lee and D. Y. Tsai, Med. Phys. 37, 6323-6331, 2010.
29. Mammography Quality Control Manual 1999 (American College of Radiology, Reston, VA, 1999), R. E. Hendrick et al., pp. 258-270.

30. 放射線医療技術学叢書(14-3) 乳房撮影精度管理マニュアル (改訂版), 社団法人日本放射線技術学会 放射線撮影分科会, 2004.
31. マンモグラフィガイドライン 第2版, (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/乳房撮影委員会 編集, 医学書院, 2004.
32. マンモグラフィによる乳がん検診の手引き—精度管理マニュアル—第3版, 大内憲明, 他. 日本医事新報社, 2003.
33. レーザーフィルムディジタイザ LD-5500 の開発, 新井和幸, 細谷 均, 石光義幸, 他. コニカテクニカルレポート Vol.11, 1998.
34. ImageJは過去のバージョンであるNIHimageと同様にアメリカ国立衛生研究所 (NIH) で開発されたオープンソースのパブリックドメインの画像処理ソフトウェア. 原稿執筆時には <http://rsb.info.nih.gov/ij/> からダウンロード可能.
35. C 言語による画像処理, 安居院武, 中嶋正之, 木見尻秀子. 昭晃堂, 1990.
36. パソコン BASIC 数値計算 I, 小島紀男, 町田東一, 著. 東海大学出版会, 1982.
37. C による数値計算, 竹本宜弘, 荒 実, 著. 朝倉書店, 1987.
38. C 言語で学ぶ実践画像処理, 井上誠喜, 八木伸行, 林 正樹, 他. オーム社, 1999.
39. C 言語で学ぶ医用画像処理, 石田隆行編. オーム社, 2006.
40. C 言語によるパソコン CAG・CG, C & CG 研究会グループ編. 工業調査会, 1986.
41. デジタル放射線画像, 内田 勝監修. オーム社, 1998.
42. 医用画像情報学, 桂川茂彦編集. 南山堂, 2002.

43. 新医用放射線科学講座 医用画像工学, 岡部哲夫, 藤田広志 編集. 医歯薬出版, 2010.
44. デジタル画像処理, 長尾 真 監訳. 近代科学者, 1978.
45. 基礎講座—デジタルラジオグラフィの物理的画質評価法—Noise Power Spectrum, 朝原正喜. 日本放射線技術学会誌 65(12), 1671-1679, 2009.
46. 医用画像ハンドブック, 石田隆行, 桂川茂彦, 藤田広志 監修. オーム社, 2010.
47. 放射線技術学スキル UP シリーズ 標準デジタル X 線画像計測, 市川勝弘, 石田隆行 編. オーム社, 2010.
48. S. Katsuragawa, K. Doi, and H. MacMahon, “Image feature analysis and computer-aided diagnosis in digital radiography: Classification of normal and abnormal lung with interstitial disease in chest images,” Med. Phys. 15, 331–319 (1988).
49. 医用画像処理入門, 石田隆行 編. オーム社, 2008.
50. A. Kano et al., “Digital image subtraction of temporally sequential chest images for detection of interval change,” Med. Phys. 21, 453–461 (1994).
51. T. Ishida et al., “Iterative image warping technique for temporal subtraction of sequential chest radiographs to detect interval change,” Med. Phys. 26, 1320–1329 (1999).
52. バイオサイエンスの統計学, 市原清志. 南江堂, 1990.
53. Excel で学ぶ統計解析入門, 菅 民郎, 福島隆司. オーム社, 2009.
54. N. Otsu, “A threshold selection method from gray-level histograms,” IEEE Trans. Syst., Man, Cybern. SMC-9(1), 62–66 (1979).

55. A. Z. Arifin and A. Asano, “Image thresholding by histogram segmentation using discriminant analysis,” Proceedings of Indonesia–Japan Joint Scientific Symposium 2004: IJSS’04.
56. FCR 画像処理解説書，富士フイルム株式会社 発行，2002 年.
57. FCR 画像処理解説書Ⅱ，富士フイルム株式会社 発行，2007 年.



## 付録

(本研究に関する研究業績等)

## 付録（本研究に関する研究業績等）

### 論文

Masaki Asahara, Yoshie Koderu: Computerized Scheme for Evaluating Mammographic Phantom Images. Medical Physics, 39(3), 1609-1617, 2012.



## 国際学会報告

Masaki Asahara, Yoshie Koderu, Akira Yoshida: Computerized Scheme for Evaluating Mammographic Phantom Images. Radiological Society of North America 91th Scientific Assembly and Annual Meeting(RSNA), United States of America, Chicago, 2005.11.

## 国内学会報告

朝原正喜，小寺吉衛：RMI156 ファントム像評価アルゴリズムの開発—デジタルマンモシステムへの応用—．第 47 回日本放射線技術学会 中国・四国部会．平成 18 年 11 月．高松．

朝原正喜，小寺吉衛：RMI156 ファントム像評価アルゴリズム—石灰化の評価アルゴリズム—．第 33 回日本放射線技術学会秋季学術大会．平成 17 年 10 月．鹿児島．

朝原正喜，小寺吉衛：RMI156 ファントム像評価アルゴリズム—腫瘍像の評価アルゴリズム—．第 61 回日本放射線技術学会総会．平成 17 年 4 月．横浜．

朝原正喜，小寺吉衛：RMI156 ファントム像評価アルゴリズムの開発—繊維像の評価アルゴリズム—．第 32 回日本放射線技術学会秋季学術大会．平成 16 年 10 月．大阪．