

位相コントラスト技術を用いた 乳房X線撮影デジタルシステムの開発

Development of a Digital X-Ray Mammography System Using Phase Contrast Technology

長 東 澄 也*
Nagatsuka, Sumiya

儀 同 智 紀*
Gido, Tomonori

網 谷 幸 二*
Amitani, Kouji

下 地 雅 也*
Shimoji, Masaya

要旨

位相コントラスト技術を用いた乳房X線撮影デジタルシステムを開発した。このシステムは、焦点サイズが0.1mmである通常X線管の撮影装置(右図a)を用いて、位相コントラスト撮影を行う。本システム用に最適化された半切(14"x17")サイズの輝尽性蛍光体プレートに1.75倍に拡大された画像が照射され、そのプレートを43.75 μ mのサンプリングピッチで読み取り(b)を行う。読み取った画像に画像処理(c)を行い、最高濃度4の銀塩ドライフィルムに画素サイズ25 μ mで書き込む(d)ことで、実寸大の画像が出力される。位相イメージング技術の採用により自作疑似石灰化ファントムをより明瞭に表現することを確認し、臨床評価における診断性向上の可能性を見出した。

Abstract

A digital x-ray mammography system has been developed based on phase contrast technology. This phase contrast mammography (PCM) system employs a practical molybdenum x-ray tube with a 0.1mm focal spot size. A 14"x17" photostimulable phosphor plate optimized for the PCM system acquired images magnified 1.75 times. The plate was scanned at a sampling pitch of 43.75 μ m by means of a computed radiography system. The diagnostic images were reduced in printing to actual object size with a pixel size of 25 μ m on dry-processed film with a maximum density of 4. Thanks to phase contrast effect, this system depicted a custom-made phantom containing simulated microcalcifications with superior clarity. This system promises to significantly advance accurate and efficient diagnostic imaging.

1 はじめに

欧米だけではなく日本においても乳がん罹患率は増加しており、女性が罹患するがんの第1位となっている。厚生労働省から、2004年4月より乳房X線撮影(マンモグラフィ)検診対象を従来の50歳以上から40歳台に引き下げる方針が示された。しかしながら、病院のデジタル

*コニカミノルタエムジー(株) 開発センター MIシステム開発室

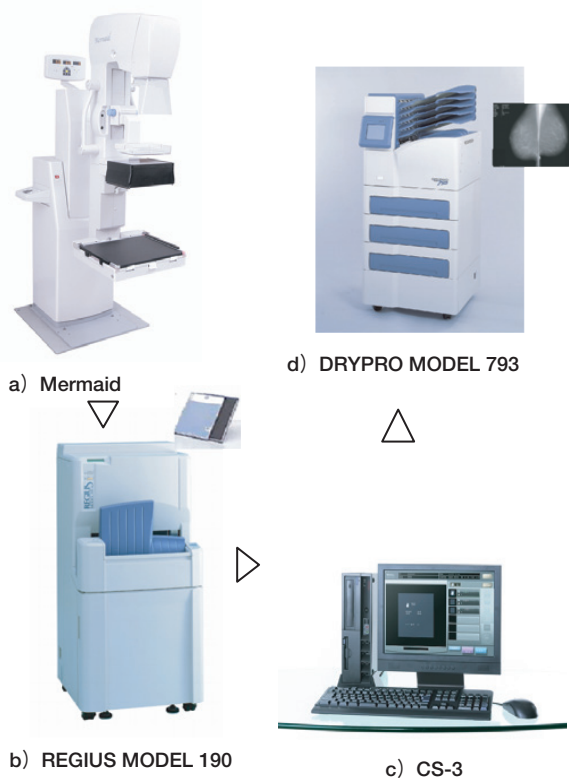


Fig.1 Components of the PCM system

化が急速に進む中で、乳房X線撮影だけは要求される画質の高さからデジタル化が進行していない。デジタル化が進行しない理由の一つは、マンモ画像に要求される空間分解能がデジタルの限界に近い50 μ m以下であることがあげられる¹⁾。デジタルの大きなメリットである画像処理を行うことで診断情報を多少強調できるが、システムが持つ基本情報量を増加させることはできない²⁾。特に診断に重要な微小石灰化の見え方はこの空間分解能に大きく影響されるため、デジタルマンモシステムが画質面でスクリーンフィルムシステム(以下、SF)を超えることはなかなかできなかった。

2 開発思想とシステム概要

デジタルのメリットを活かしながらSFを超える画質性能を実現するために、我々は画質形成の最上流である撮

影部までを検討範囲とした。そして、撮影位置関係を最適化することで、焦点サイズが0.1mm程度の実用的なX線管を用いて位相コントラストによる高画質の画像が得られることを見出した。³⁾

また、位相コントラストによる高画質画像が入力されても、最終的な診断画像の性能は撮影からフィルム出力までの画質形成に関わる複数要因中の最も低い部分で決まってしまうために、撮影からフィルム出力までの画質形成に関わる全ての要因を最適化させることに取り組んだ。

2. 1 求められる画質性能

開発にあたり、マンモ画像診断に要求される項目を明確にした。その結果、特に以下の3項目が重要であることが分かった。

画像診断上特に重要な項目：

- 1) コントラスト
 - 乳腺、腫瘍、脂肪組織
- 2) 石灰像の描写
 - 石灰像の形状判別、微小石灰像の分布
- 3) 読影の容易さ
 - 左右乳房位置合わせ、左右乳腺濃度が一定、診断に影響するアーチファクト無

2. 2 システム仕様

以上3点の項目に対して十分な性能を実現するために、撮影/読取/処理/出力のそれぞれにおいて以下の取り組みを行った。

Table 1 Major approaches to achieving high image quality

	コントラスト	石灰像	読影容易さ
撮影	位相コントラスト (x1.75 拡大)	位相コントラスト (x1.75 拡大)	撮影情報通信
読取	鮮鋭性向上 +ゲル低減	高精細画素 (43.75 μm)	粒状性向上
処理	高階調LUT +安定処理	高階調LUT +安定処理	左右乳房自動 位置合わせ
出力	高濃度フィルム (Dmax4)	高精細画素 (25 μm)	左右二面出力 冷黒色調

本システム開発における一番の課題は、空間分解能(画素サイズ)をどこまで細かくするかという点であった。

裸眼の空間分解能の限界は73μmであるとされており、この場合空間周波数は6.8cycles/mmとなる。また、乳房X線画像の読影においては、より精細な病変を観察するために拡大鏡が使用されるが、拡大鏡で2倍拡大して画像観察する場合には裸眼の空間分解能の限界は13.6cycles/mmとなる。そして、この領域での画像を正確に描出するに

は、7~14cycles/mmでのエリアシングなどデジタル特有のノイズを低減する必要がある。

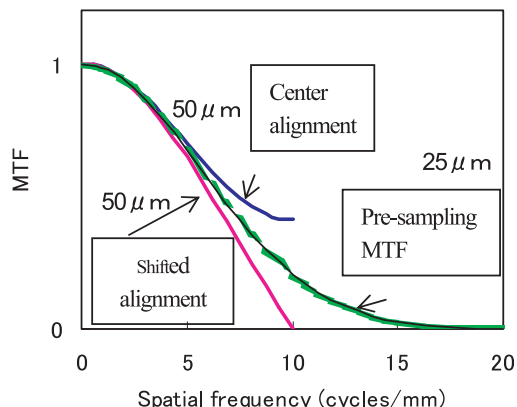


Fig.2 Pre-sampling MTFs (Schematic)

25μm画素サイズの場合、プリサンプリングMTFが0に収束する20cycles/mmまで空間分解能があり、デジタルMTFはプリサンプリングMTFとほぼ一致する。一方、例えば50μm画素の場合、デジタルMTFは、Fig.2に示すように、10 cycles/mm付近でセンターアラインメント/シフトアラインメントとプリサンプリングMTFとの乖離を生じる。

すなわち25μm画素サイズの場合には、MTF 7~14cycles/mm付近で二つのアラインメントの差が無いので拡大鏡で観察しても視覚的に滑らかな辺縁の画像が得られる。画質以外の速度等の面も含めて総合的に判断し、25μmシステム画素サイズを採用した。

3 高画質実現への取り組み

3. 1 位相コントラスト撮影

位相コントラスト効果は、拡大率により変化する⁴⁾が、その効果が大きい領域で基本画質特性等も考慮し、1.75倍拡大専用の撮影装置を開発した。

また、専用の半切サイズカセットでの撮影だけではな

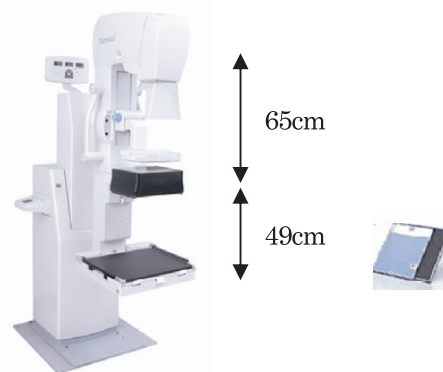


Fig.3 Mermaid mammography unit

く、通常の18×24(cm)サイズカセットの撮影も可能とした。

3. 2 高精細読み取り及び書き込み

システム画素サイズ25 μm を実現することで、より高精細な画像を形成することを可能とした。

読み取り部においては43.75 μm で読み取りを行うが、単に画素サイズを細かくするだけでは、輝尽励起レーザー光のプレート内での拡がりの影響により、高精細化の効果はそれほど大きくはならない。しかしながら、43.75 μm で読み取った画像を25 μm で実寸大に書き込むことによる画像縮小出力効果を含んだ高精細化 (Fig. 4 (a)) で、単なる画素サイズの高精細化 (Fig. 4 (b)) に比べてレーザー拡がりやプレート粒子の影響を低減することを可能とした。

リスケール効果によるMTFの変化をFig. 5に示す。リスケールすることで、その応答特性が高周波側に延びる結果、MTFが向上する。

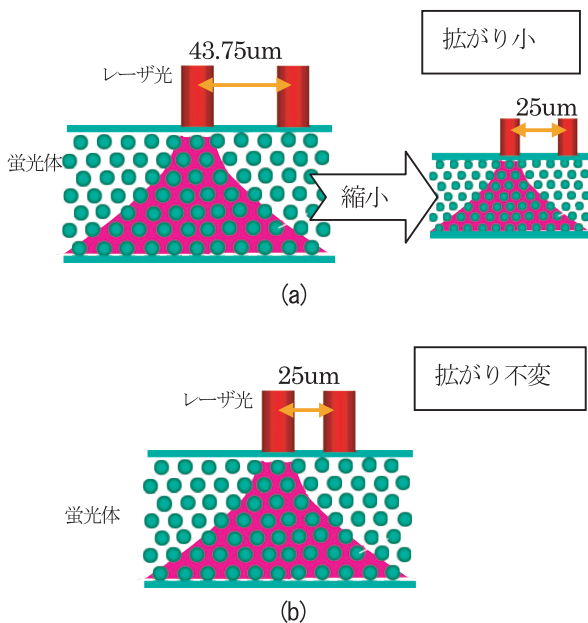


Fig.4 Effect of rescaling on image quality

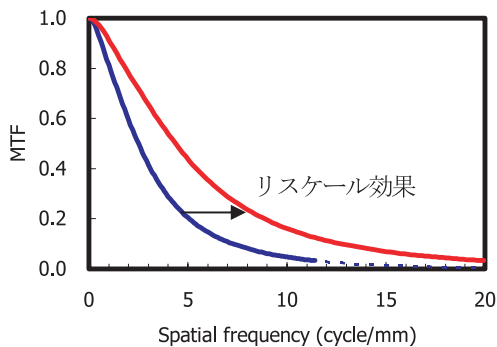


Fig.5 Shift in MTF upon rescaling (Schematic)

3. 3 画像処理

位相コントラスト効果を含んだ画像に対し、今まで診断に用いられていたSF階調に合わせた画像処理を行い、従来の診断体系を変えることなく診断が行えることを実現した。また、出力フィルム最大濃度4.0を採用することで、微少石灰化が描出される中濃度～高濃度で高いコントラストを維持するLUTを新たに開発した。

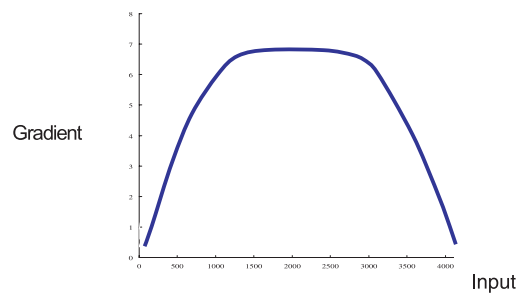


Fig.6 LUT gradient

4 使い勝手の向上

乳房X線画像ではより優しく丁寧な撮影が求められるために、撮影に集中でき、更に高診断画像を早く提供できるように、以下の高付加価値機能を盛り込んだ。

4. 1 左右乳房自動位置合わせ

読影時の精度及び効率の向上を図るために、左右乳房を胸壁が向かい合うように配置し、縦方向の乳房位置合わせを行う。画像の画素値情報から算出した閾値により画像を2値化し、その2値化画像のスキンライン情報をもとにして移動量を算出する。

Fig. 7に、左右乳房自動位置合わせ結果を表示した画面を示す。また、手動調整も可能とした。

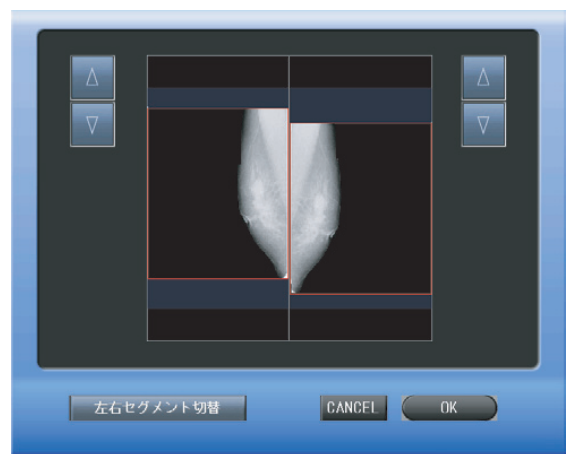


Fig.7 Position confirmation screen

4. 2 撮影情報通信連携機能

撮影装置からの情報を画像処理装置と通信することで、以下の様な効果を得ることを可能とした。

1. 通信情報

焦点サイズ、管電圧、管電流、照射時間、mAs値、AEC採否、グリッド有無、陽極/フィルタ材料 (Mo, Rh)、乳房厚、圧迫圧、管球・ディテクタ間距離、拡大率、Cアーム角度

2. 効果

- ・撮影方向 (CC, MLO等) をモニタ画像で判断。
- ・必要な撮影条件をフィルムにオーバーレイ。
- ・被爆線量管理が可能になる。
- ・PCM撮影か密着撮影かの判断材料になる。

4. 3 柔軟なシステム構成

お客様の使用環境に合わせて、読み取り装置を1台または2台接続することを可能とする柔軟なシステムを構成した。また、画像処理を分散することでシステム全体の処理時間を向上させる画像処理プロセッサを開発した。

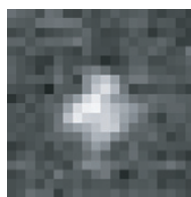
5 画質性能

5. 1 微小形態描出能の向上

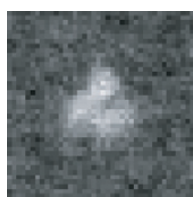
「エアギャップ (グリッドレス)」及び「拡大撮影+縮小効果」により、通常撮影法に対して画質が大幅に向上した。また、基本画質性能には表れない位相コントラスト効果及び高精細システムによる構造描出能の向上を把握するために、貝殻を用いた疑似石灰化ファントムを作成し、見え方の違いを把握した。



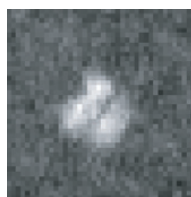
光学顕微鏡画像



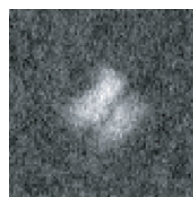
通常撮影画像
100 μm 画素



通常撮影画像
50 μm 画素



位相コントラスト撮影画像
50 μm 画素



位相コントラスト撮影画像
25 μm 画素

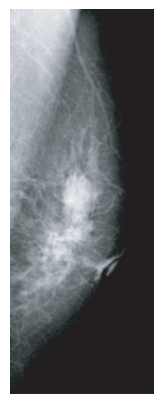


Fig.8 Custom-made phantom images

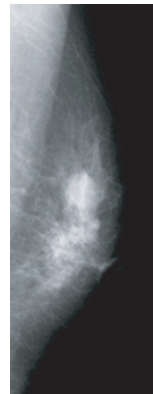
位相コントラスト効果及び高精細システムの両面から見え方が向上し、従来システムでは分離できない貝殻も、位相コントラスト撮影25μm画像では明確に分離していることを確認した。また、SFとの比較において、特別な画像処理がなくても見え方が優ることを確認した。

5. 2 臨床画像

臨床画像においても、特別な画像処理なしに構造が明瞭に観察できることを確認した。



PCMシステム画像



SF画像

Fig.9 PCM and SF clinical images compared

6 まとめ

我々は、世界で初めて、位相イメージング技術を応用した一般医療用X線撮影システムの製品化に成功した。25μm画素の高精細システムを構築することにより、SFを上回る世界最高の乳房X線画像を提供する可能性を見出した。また、従来のX線撮影では難しかったデンス乳房内の病変の描出能に対して、大きな期待が寄せられている。

7 謝辞

臨床での評価にご協力いただいていた滋賀医科大学病院村田喜代史教授及び増田一孝技師長に、深く感謝いたします。

●参考文献

- 1) W.M. Yip, S.Y. Pang, W.S. Yim, C.S. Kwok, British J. Radiology, 74, 621 (2001)
- 2) Y. Higashida, N. Moribe, K. Morita, N. Katsuda, M. Hatamura, T. Takada, M. Takahashi, J. Yamashita, Radiology, 183, 483 (1992)
- 3) 本田凡、大原弘、石坂哲、島田文生、遠藤登紀子：小焦点X線管を用いたX線位相イメージング、医学物理。22 21-29 (2002)
- 4) 大原弘、本田凡、石坂哲、島田文生、KONICA MINOLTA Tech. Rep., 1, 131 (2004)