

## 原 著

新しい輝尽性蛍光板を用いた位相イメージングによる  
エッジ強調効果の評価松尾 悟<sup>1,2</sup> 杜下淳次<sup>3</sup> 片渕哲朗<sup>4</sup> 藤田広志<sup>2</sup>論文受付  
2011年12月1日論文受理  
2012年3月12日

Code No. 520

<sup>1</sup> 滋賀医科大学医学部附属病院放射線部<sup>2</sup> 岐阜大学大学院医学系研究科再生医科学専攻知能イメージ情報分野<sup>3</sup> 九州大学大学院医学系学府保健学専攻<sup>4</sup> 岐阜医療科学大学放射線技術学科

## 緒 言

小焦点 X 線管を利用した位相コントラストイメージング(以下, 位相イメージング)<sup>1-12)</sup>は, 2005 年以降, phase contrast mammography(PCM)system として臨床の場で乳房検査に使われている<sup>13-20)</sup>. 従来の X 線撮影法(以下, 密着撮影)では, 被写体直下に X 線検出器を配置した撮影が主体である. 一方, 位相イメージングは屈折 X 線の効果を利用するために, 被写体から離れた位置に検出器を設置した幾何学的配置となっている<sup>1-12)</sup>. 検出器に増感紙/フィルム系を用いた位相イメージング

では, 屈折 X 線によるエッジ強調効果やリスケージング効果によって鮮鋭性の向上が可能であった<sup>7, 8, 11-13, 20)</sup>. しかし, 拡大撮影による照射線量の増大や画像の拡大が問題点として残った. そこで, 実用化された位相イメージシステムは, 照射線量の低減によって生ずるノイズの除去や画像を縮小するための画像処理が可能な computed radiography(CR)を用いたデジタルシステムとなっている<sup>8, 12, 19-21)</sup>.

山崎らは, 位相イメージングによるエッジ強調の現象と画像特性を報告する中で, 位相イメージングで撮影

## Evaluation of Edge Enhancement Effect of Phase Contrast Imaging Using Newly-developed Photostimulable Phosphor Plate

Satoru Matsuo,<sup>1,2\*</sup> Junji Morishita,<sup>3</sup> Tetsuro Katafuchi,<sup>4</sup> and Hiroshi Fujita<sup>2</sup><sup>1</sup>Department of Radiology, Shiga University of Medical Science<sup>2</sup>Department of Intelligent Image Information, Graduate School of Medicine, Gifu University<sup>3</sup>Department of Health Sciences, Faculty of Medical Sciences, Kyushu University<sup>4</sup>Department of Radiological Technology, Gifu University of Medical Science

Received December 1, 2011; Revision accepted March 12, 2012

Code No. 520

## Summary

We investigated whether the use of a newly developed columnar-crystal-type photostimulable-phosphor plate (CPIM200, referred to as system C) helps to provide improved edge-enhanced effect in phase contrast imaging. Physical characteristics of 2 conventional particulate-crystal-type photostimulable-phosphor plates (RP-5PM, referred to as system A and RP-6M, referred to as system B) and system C were measured. Then, an acrylic plate phantom and RMI152 phantom were imaged using 3 types of plates, and the edge-enhancement effects were evaluated based on the profile curve of the acrylic plate phantom. Visual evaluation of the RMI152 phantom images was conducted. The results showed that the modulation transfer function (MTF) of system C was superior to those of the other systems. The WS of system C was superior to those of the other systems in the low frequency band region, and inferior to those of the other systems in the high frequency band region. The presence of an edge-enhanced image was not detectable in the profile curve of the acrylic plate in system A, although that was shown in systems B and C due to their excellent sharpness. In the visual image evaluation of the RMI152 phantom, image quality of system C was superior to those of the other systems. Phase contrast imaging with a digital detector of a columnar-crystal-type photostimulable-phosphor plate is considered to provide improved edge-enhancement over that of conventional plates.

**Key words:** phase-contrast imaging, edge-enhancement, photostimulable phosphor plate, columnar crystal type

\*Proceeding author

Table The characteristics of 3 kinds of photostimulable phosphor plates

System	Type	Characteristics
A	RP-5PM	Photostimulable phosphor plate for phase contrast mammography Particulate type BaFX phosphor Thickness of phosphor layer: RP-5PM>RP-6M
B	RP-6M	Photostimulable phosphor plate for mammography (contact imaging) Particulate type BaFX phosphor
C	CP1M200	Photostimulable phosphor plate for mammography (contact imaging) Columnar crystal type CsBr phosphor

したアクリル板のプロファイルカーブからレスポンス関数を算出し、輝尽性蛍光板では増感紙/フィルム系に匹敵するレスポンスが得られないことを示唆している<sup>20)</sup>。井手口らは、flat panel detector (FPD) を用いたフルフィールドデジタルマンモグラフィの画像評価の報告の中で、マンモグラフィ用の増感紙/フィルム系とデジタルシステム(輝尽性蛍光板を用いたCRそしてFPD)のMTFを測定し、デジタルシステムの鮮鋭性が増感紙/フィルム系に及ばないことを示唆している<sup>22)</sup>。また、著者らは、現状のデジタル位相イメージング用の輝尽性蛍光板では、屈折X線によって生ずるエッジ強調効果が出力画像に反映されていないことを調査し、マンモグラフィ用の増感紙/フィルム系の性能に匹敵するデジタル検出器の必要性を示した<sup>18)</sup>。

デジタル位相イメージングでより強いエッジ強調を得る方法としては、X線管の焦点サイズを小さくし幾何学的不鋭の影響を減少させること、平行X線に近いX線束を得るためにX線焦点-被写体間距離を大きくすること、検出器の鮮鋭性を向上させることがあげられる。

最近、密着撮影用のマンモグラフィに用いる新しい輝尽性蛍光板が開発された<sup>23, 24)</sup>。この新しい輝尽性蛍光板は、従来の輝尽性蛍光板に比べて光の散乱が少ない結晶構造をしており、優れた鮮鋭性を有している。

そこで、本研究では新しい輝尽性蛍光板を位相イメージングに用いることで、より強いエッジ強調効果の画像が得られると考え、その効果について調べた。最初に基本的な物理特性として、新しい輝尽性蛍光板の入出力変換特性、presampled modulation transfer function (MTF)、デジタルウィナーズスペクトル(wiener spectrum; WS)の測定を行った。次に、密着および位相イメージングでアクリル板を撮影し、得られた画像のプロファイルカーブから鮮鋭度を計測しエッジ強調効果の評価した。また、位相イメージングで撮影したアクリルファントム像(球, ネジ)を二次元フーリエ変換し、各々の空間周波数画像を作成した。これらの空間周波数画像にバ

ンドパスフィルタ処理を行い、10個の周波数帯域に分解した後に二次元逆フーリエ変換することでそれぞれの周波数帯域の画像を作成し、これらの画像に対して視覚評価を行った。さらに、位相イメージングでRMI-152ファントムを撮影し、腫瘍および微小石灰化像に対する視覚評価を行った。

## 1. 使用機器および実験方法

本研究で使用したCR装置(Mermaid: コニカミノルタ)は、密着撮影および位相イメージングが可能な乳房用X線撮影装置(MGU-100B: 東芝)そしてデータ読取装置(REGIUS MODEL190: コニカミノルタ)から構成されている。評価した輝尽性蛍光板は3種類である(Table)。新しく開発されたシステムCと従来のシステムA, Bの大きな違いは、輝尽性蛍光板を構成する結晶構造の違いである。システムCが蛍光体にCsBrを用いた柱状結晶構造であるのに対して、システムA, Bは蛍光体にBaFIを用いた粒子状結晶構造である。撮影はすべて0.1 mm焦点のモリブデンX線管を使用した。X線管焦点-被写体間距離は65 cmで、検出器の位置は密着撮影時には被写体直下に配置されるのに対して、位相イメージングでは被写体から49 cm離れた位置に配置される。したがって、位相イメージングの幾何学的配置は1.75倍拡大撮影である。

読取装置のサンプリングピッチは公称0.04375 mm、マトリックスサイズは密着撮影時4360×5736(18×24 cm)、位相イメージング時8360×10104(半切)、濃度分解能は12ビットである。1.75倍拡大位相イメージングでは、検出器面のサンプリングピッチは0.04375 mmであるが、被写体面における実効サンプリングピッチは0.025 mmとなる。収集した画像データは、パーソナルコンピュータ(ThinkCentre: IBM)へ転送して処理を行った。得られた画像データの一部を関心領域(region of interest; ROI)として抽出した。画質の評価に、二次元高速フーリエ変換を使った周波数解析を行うことから、ROIの大きさは密着撮影では512×512ピクセル、位相イメージングで

は 1024×1024 ピクセルとした。

### 1-1 画質評価

入出力変換特性, MTF, および WS の測定は, 一般撮影用デジタル X 線画像入力系の detective quantum efficiency (DQE) 測定法に関する規格<sup>25)</sup>に準じて行った。

すべての画像の取得には International Electrotechnical Commission (IEC) 61267<sup>26)</sup> で定義されている標準線質 [Mo/Mo (RQA-M2): 28 kV] を用いた。測定試料はすべて 3 セット作成した。

#### 1-1-1 入出力変換特性

特性曲線はタイムスケール法で測定した。焦点-検出器間距離は 65 cm 固定で, X 線可動絞リ(コリメータ)部分に厚さ 2.0 mm のアルミニウムフィルタを付加した<sup>25~27)</sup>。RQA-M2 (28 kV) に設定し, CR への入射線量を 34.4, 69.1, 138.3, 275.8, 553.4, 690.3  $\mu\text{Gy}$  と変化させて撮影を行った。線量の測定には, radiation monitor system (model 9015: ラディカル社) を使用した。得られた raw data をパーソナルコンピュータに取り込んだ後, 各画像から 200×200 ピクセルの ROI を切り出した後, ROI 内の平均ピクセル値を求めて特性曲線を作成した。

#### 1-1-2 解像特性

MTF はエッジ法によって求めた<sup>25~28)</sup>。エッジ像からさまざまなアライメントの edge spread function (ESF) を得るために, CR のデータ読み取り方向に対して水平方向および垂直方向に約 3 度の角度をつけてタングステン板 (厚さ 1.0 mm, 10×10 cm) を配置し撮影した。得られた画像に対して, 特性曲線を用いて系の線形化を行い, さまざまなアライメントの ESF から実効的に細かなサンプリング間隔の合成 ESF を作成した後に, 微分処理によって line spread function (LSF) を求めた。データ読み取り方向に対して垂直方向に設置したタングステン板から得られたエッジ像によって作成した LSF は, 水平方向 (以下, 主走査方向) の MTF の算出に, 水平方向に設置したタングステン板のエッジ像によって作成した LSF は, 垂直方向 (以下, 副走査方向) の MTF の算出に用いた。LSF の裾部分は指数関数による外挿を行い, これをフーリエ変換して主走査方向および副走査方向の MTF を求めた。

また, 位相イメージングは拡大撮影であることから, 拡大撮影時の MTF を求めた。拡大撮影時の MTF は, 拡大撮影で生じる X 線管焦点の幾何学的不鋭とリスケーリング効果の二つの要素を個々に計算し, 密着撮影時の MTF に乗算することで算出した<sup>7, 8, 11)</sup>。

#### 1-1-3 ノイズ特性

WS は二次元フーリエ変換法を用いて求めた<sup>25~28)</sup>。

測定用の試料は, 特性曲線の測定用に撮影した RQA-M2 (28 kV), 138.3  $\mu\text{Gy}$  の画像を用いた。得られた画像に対して, 20 カ所の ROI (256×256 ピクセル) を設定しデータを切り出した。次に, 二次多項式による面近似を行い, トレンド除去した後に二次元フーリエ変換を行った。1 枚の試料から CR のデータの読み取り方向に対して, 主走査方向および副走査方向の各々 20 本の WS を求めた。3 枚の試料を用いてそれぞれの方向に対して 60 本の WS の平均を求め  $WS_c$  とした。次に, 拡大撮影時の  $WS_m(u)$  は, 密着撮影時の  $WS_c(u)$  から式(1)にて算出した<sup>29)</sup>。

$$WS_m(u) = WS_c(u/M)/M^2 \dots\dots\dots(1)$$

ここで,  $u$  は空間周波数,  $M$  は拡大率である。

### 1-2 エッジ強調像の評価

臨床では, 被ばく線量を増加させないために, 密着撮影と位相イメージングは同一撮影条件としている。そのため被写体の入射線量は同一である。密着撮影では, 通常は散乱線除去のためにブックキを使用している。一方, 位相イメージングでは散乱線除去用のブックキを使用しないが, 屈折 X 線を利用するために拡大撮影となっているので, 両撮影法での検出器への入射線量はほぼ同じ線量となる。

今回の実験で使用した 10 mm 厚の亚克力板から発生する散乱線はごく微量なため, 密着撮影においても散乱線除去のためのブックキは使用していない。そのため, 検出器への入射線量を同一とするために, 撮影条件は密着撮影が 28 kV, 5 mAs, そして位相イメージングは 28 kV, 16 mAs とした。密着撮影そして位相イメージングで撮影した亚克力板像を Fig. 1 に示す。

次に, 亚克力板像の断端に対して, 垂直方向のプロファイルカーブ 50 列分を平均して 1 本のプロファイルカーブにした。得られたプロファイルカーブを用いて屈折 X 線から生ずるエッジ強調像および鮮鋭度 ( $S_p$ ) の評価を行った<sup>19)</sup>。Fig. 1 に示した亚克力板のプロファイルカーブから, 空気上の X 線強度を  $I_{air}$ , 亚克力板上の X 線強度を  $I_{acrylic}$  とし, 両者の X 線強度差  $I$  を求めた。次に,  $I$  の 10% にあたる X 線強度  $I_{10\%}$  を算出し (2), (3) 式を使って,  $I_{air}$  より  $I_{10\%}$  X 線強度の低い  $I_{air10\%}$ ,  $I_{acrylic}$  より  $I_{10\%}$  X 線強度の高い  $I_{acrylic10\%}$  を求めた。 $I_{acrylic10\%}$  そして  $I_{air10\%}$  の位置を  $D_1$ ,  $D_2$  とすると, (4) 式から単位距離あたりの X 線強度の傾きを求めることができる。ここではこれを鮮鋭度 ( $S_p$ ) と定義した。

$$I_{air10\%} = I_{air} - I_{10\%} \dots\dots\dots(2)$$

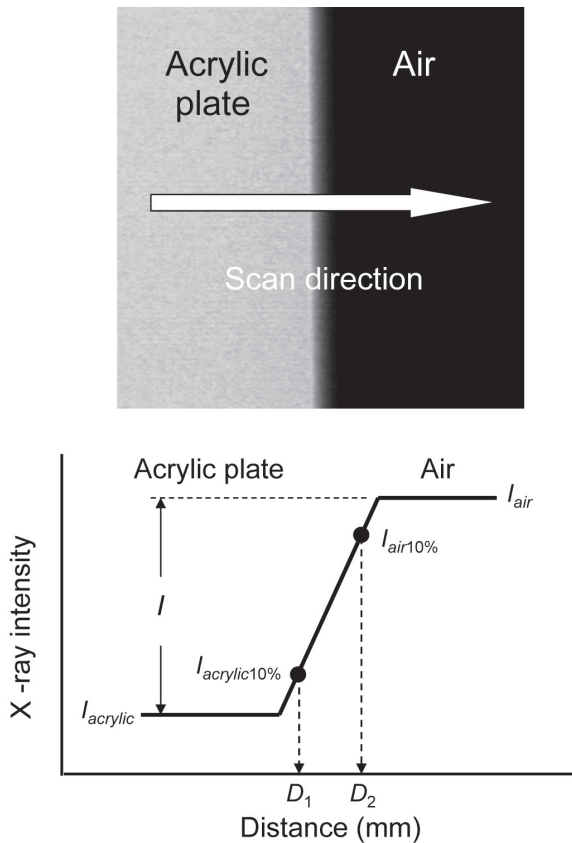


Fig. 1 An example of edge-enhancement image by phase contrast imaging and illustration of profile curve of the image.

$$I_{\text{acrylic}10\%} = I_{\text{acrylic}} + I_{10\%} \quad \dots\dots\dots(3)$$

$$S_p = (I_{\text{air}10\%} - I_{\text{acrylic}10\%}) / (D_2 - D_1) \quad \dots\dots\dots(4)$$

1-3 視覚評価

3種類の輝尽性蛍光板を使って、位相イメージングでアクリルファントム(球, ネジ)そしてRMI-152ファントムを撮影し、視覚評価用の画像を作成した。今回の視覚評価は、事前に視覚評価に関する説明を行い同意が得られた3名の診療放射線技師(経験年数13, 20, 25年)によって行った。

最初に、3種類のアクリルファントム像を汎用ディスプレイ(Diamondcrysta RDT23IWLM-D: 三菱)に表示し、鮮鋭性およびノイズに関して優劣の順位付けを視覚によって主観的に行った。

次に、これらの三つの画像を二次元フーリエ変換し、それぞれの空間周波数画像を得た。その空間周波数画像の0~10 cycles/mmの周波数帯域において、バンドパスフィルタ処理(フィルタの形状は矩形、バンド幅1.0 cycle/mm, 1.0 cycle間隔で移動)を行い、その

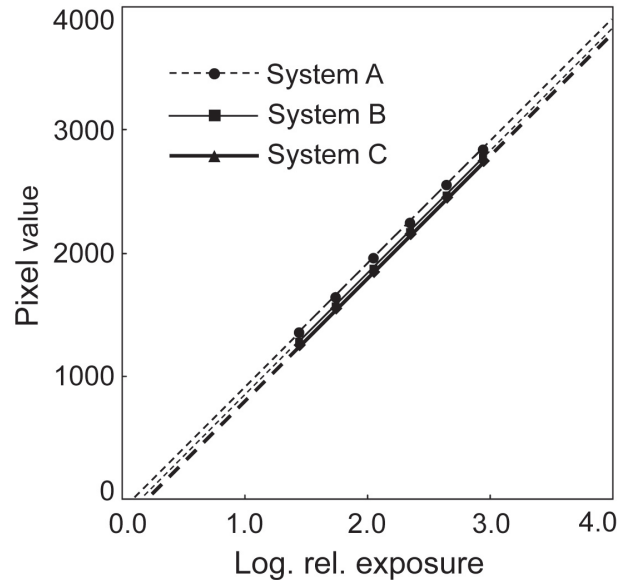


Fig. 2 Input-output characteristics of 3 different types of photostimulable phosphor plates.

後、二次元逆フーリエ変換することで実空間画像に戻した。10個の周波数に分解された各周波数帯域の画像を汎用ディスプレイに表示し、信号成分の強度に関して優劣の順位付けを視覚によって主観的に行った。さらに、3種類のRMI-152ファントム像を汎用ディスプレイに表示し、ファントム内に含まれる腫瘍および微小石灰化像の検出能に関する優劣の順位付けを視覚によって主観的に行った。

2. 結果

2-1 画質評価

2-1-1 入出力変換特性

3種類の輝尽性蛍光板の特性曲線をFig. 2に示す。グラフの横軸には相対露光量の対数(log rel. Exp), 縦軸はピクセル値を示す。実測した範囲内では、三つのシステムとも相対露光量の対数値とピクセル値の間には高い直線性を示した。

2-1-2 解像特性

測定した輝尽性蛍光板の主走査方向は、副走査方向のMTFに比べて、わずかに低い値を示した<sup>30)</sup>。Fig. 3には、密着撮影そして拡大撮影時における3種類の輝尽性蛍光板の副走査方向(アンチエリアシングフィルタの影響を受けない)のMTFをそれぞれ示す。空間周波数2.0 cycles/mmにおける密着撮影時のMTFの値は、システムAが0.409, システムBが0.556, システムCが0.627であり、拡大撮影時にはシステムAが0.607, システムBが0.737, システムCが0.769であった。

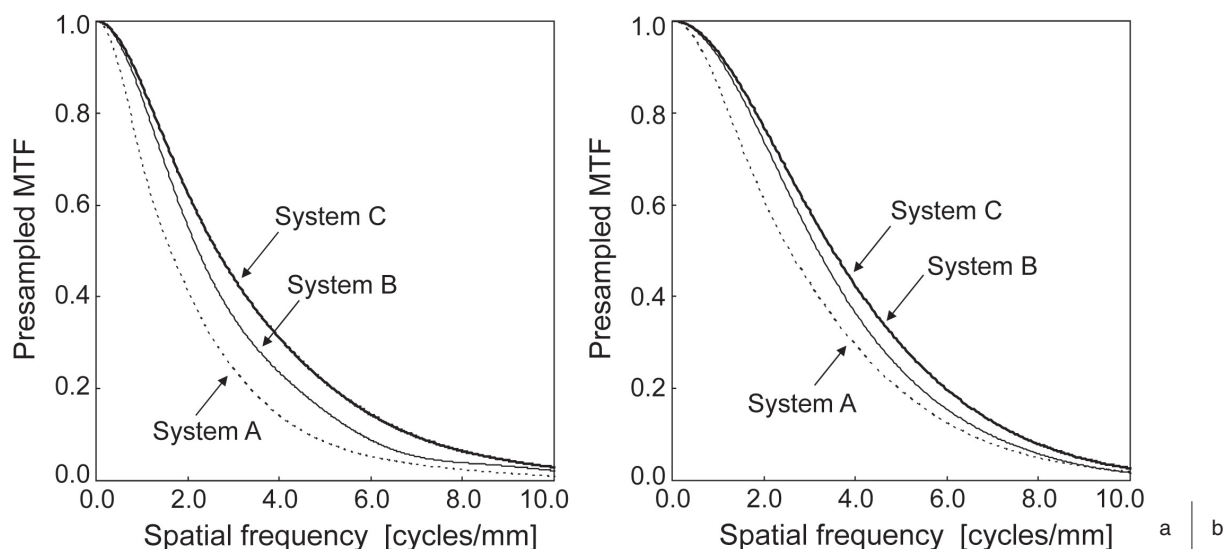


Fig. 3 Presampled MTFs of 3 different types of photostimulable phosphor plates in the scanning direction of laser beam.

- (a) contact imaging  
(b) 1.75 times magnification imaging

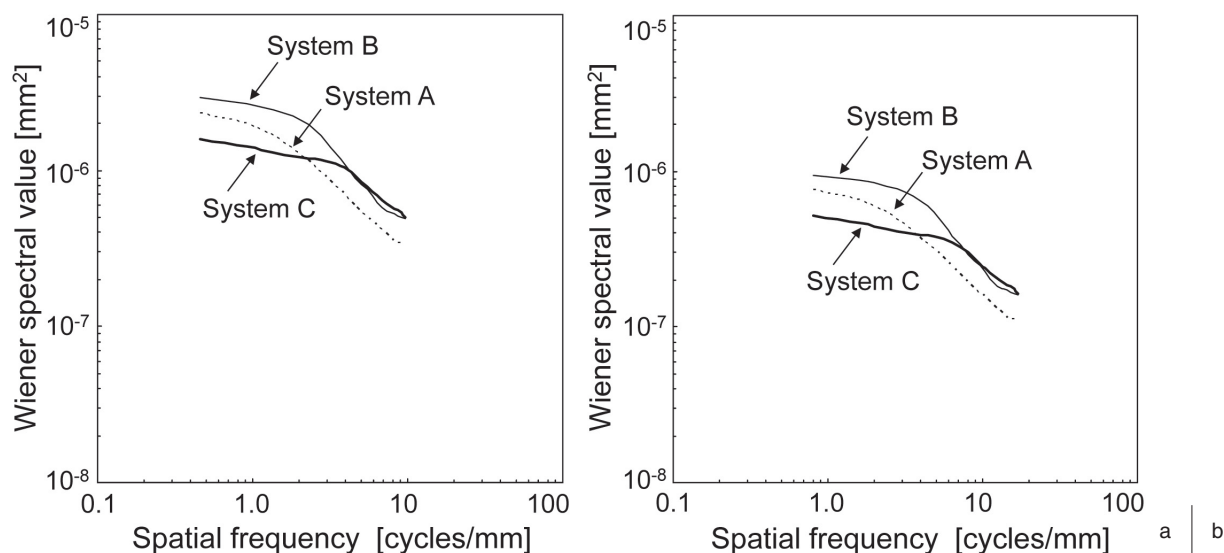


Fig. 4 WSs of 3 different types of photostimulable phosphor plates in the scanning direction of laser beam.

- (a) contact imaging  
(b) 1.75 times magnification imaging

### 2-1-3 ノイズ特性

測定した輝尽性蛍光板の主走査方向および副走査方向のWSは、3種類の輝尽性蛍光板ともに主走査方向が副走査方向に比べて高い周波数帯域で低い値を示した。この原因として、アンチエリアシングフィルタ処理による影響が考えられる<sup>31)</sup>。Fig. 4にて密着撮影そして拡大撮影時における3種類の輝尽性蛍光板の副走査方向のWSをそれぞれ示す。密着撮影では、新しく開発されたシステムCのWSは、低い周波数帯域で最も低い、逆に高い周波数帯域では最も高い。拡大撮影

することで、3種類の輝尽性蛍光板のWSは密着撮影時に比べて改善された。特にシステムCは、システムAやBに比べて高い周波数帯域でWSの改善が認められた。

### 2-2 エッジ強調像の評価

3種類の輝尽性蛍光板を使って密着撮影したアクリル板のプロファイルカーブをFig. 5(a)に、位相イメージングで撮影したアクリル板のプロファイルカーブを(b)に示す。(a)に示したアクリル板のプロファイルカーブ

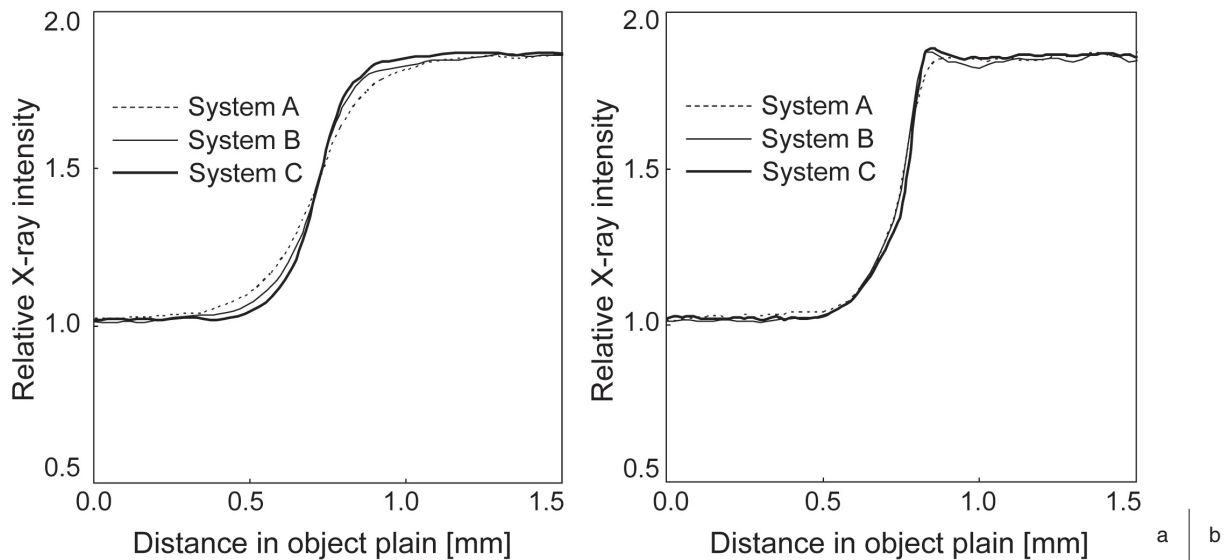


Fig. 5 Profile curves of the acrylic plate edge, obtained with 3 different types of photostimulable phosphor plates for (a) contact image and (b) phase contrast image.

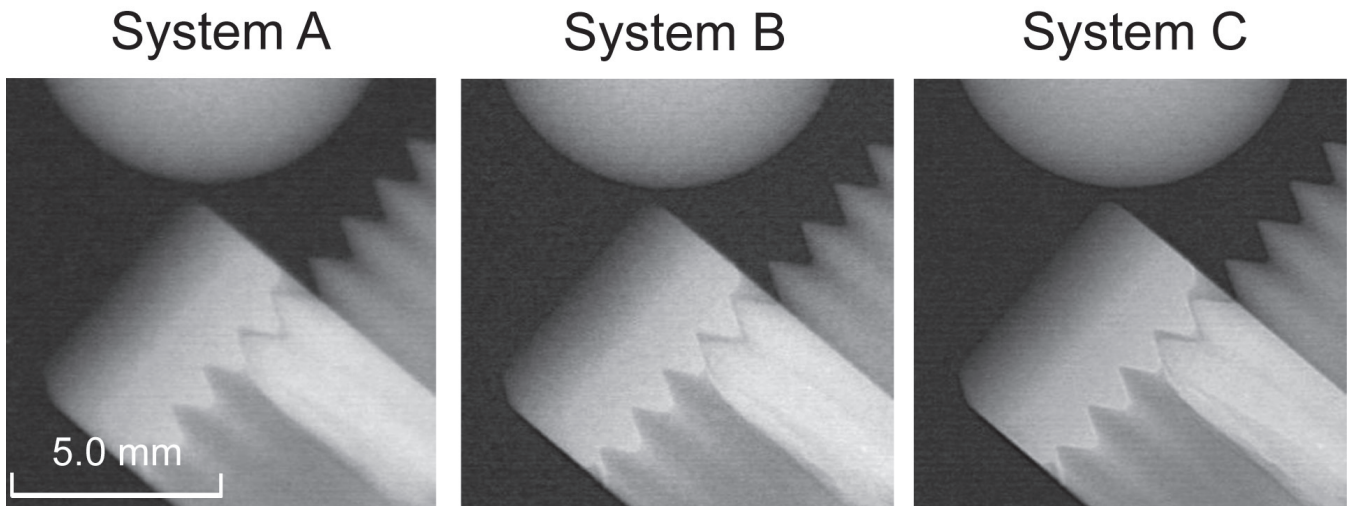


Fig. 6 Images of acrylic phantom of screws obtained with 3 different types of photostimulable phosphor plates for phase contrast images.

から算出した輝尽性蛍光板の鮮鋭度( $S_p$ )は、システム A が 0.149、システム B が 0.216、システム C が 0.243 であった。(b)に示したアクリル板のプロファイルカーブから、システム A ではエッジ強調像を確認できないが、システム B、C ではエッジ像を確認することができた。それぞれの輝尽性蛍光板の鮮鋭度( $S_p$ )は、システム A が 0.243、システム B が 0.340、システム C が 0.378 であった。密着撮影に比べて位相イメージングでは、すべての輝尽性蛍光板において約 60% の鮮鋭度 ( $S_p$ ) の向上が認められた。

### 2-3 視覚評価

3 種類の輝尽性蛍光板を使って位相イメージングで

撮影したアクリルファントム像(球, ネジ)を Fig. 6 にそれぞれ示す。鮮鋭性はシステム C > システム B > システム A、粒状性はシステム A > システム C > システム B の順に優れていた。

次に、三つの画像に対してバンドパスフィルタ処理を行い、10 個の周波数帯域に分解した画像を作成した。その中から四つの周波数帯域で形成した画像を Fig. 7 に示す。各周波数帯域の画像の信号強度の大きさはシステム C > システム B > システム A の順であった。空間周波数 8.0~9.0 cycles/mm の画像を比較すると、システム C では、アクリルファントムの信号成分を確認することができるが、システム A、B ではアクリルファントムの信号成分を確認することが困難である。

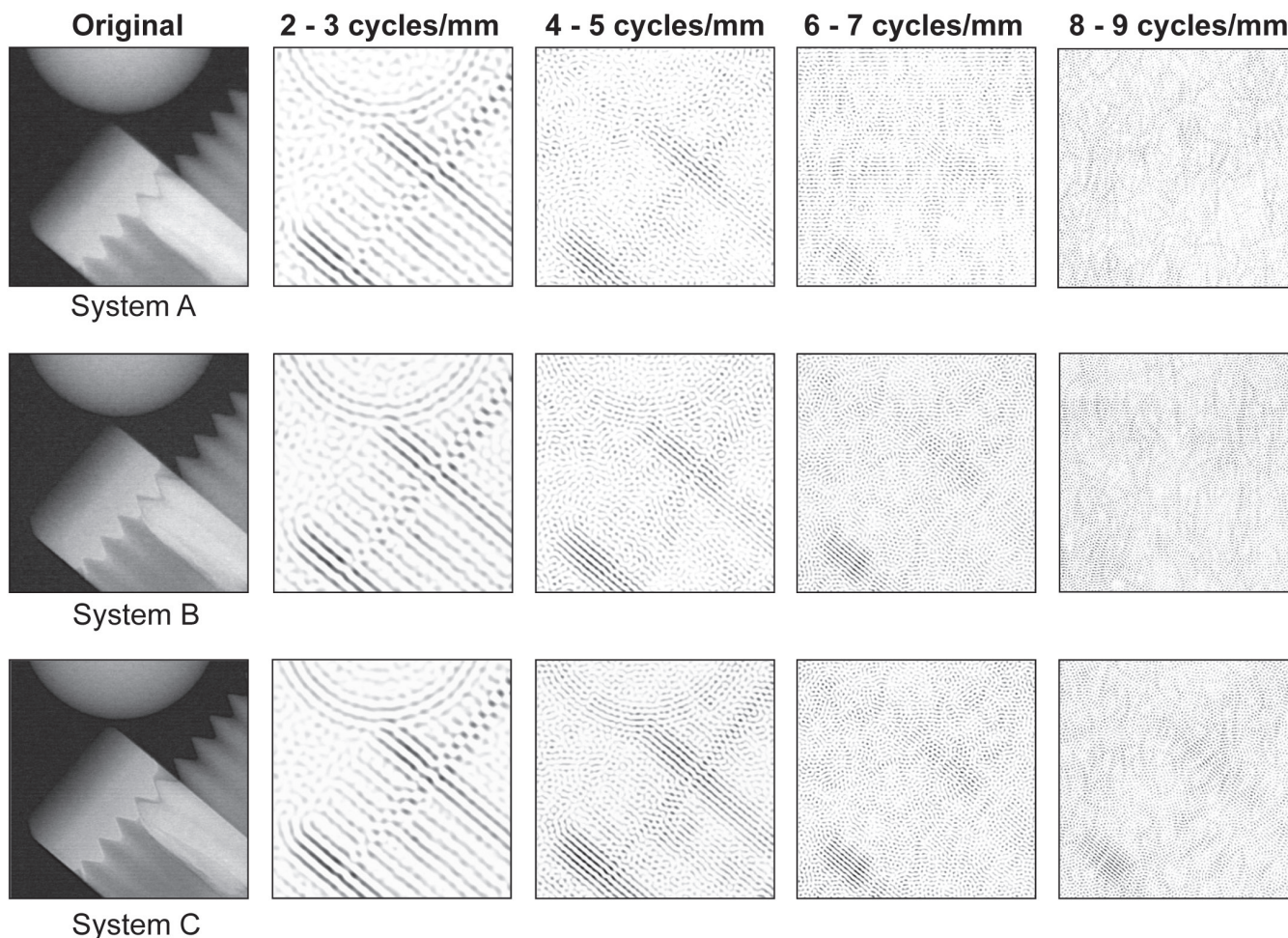


Fig. 7 De-composed images of acrylic phantom of screws obtained with 3 different types of photostimulable phosphor plates by phase contrast imaging, all of which are processed with the band-pass filter.

Fig. 8 には 1.75 倍拡大位相イメージングで撮影した RMI-152 ファントム像(微小石灰化および腫瘍陰影)を示す。微小石灰化の検出能はシステム C > システム B > システム A の順に優れている。システム C の画像が石灰化の形状など明らかに優れている。しかし、腫瘍陰影の検出能はシステム A = システム B = システム C とともに大きな違いは認められない。

### 3. 考 察

解像特性は、光の散乱が少ない柱状結晶構造のシステム C が粒子状結晶構造のシステム A, B に比べて最も優れている。システム A は、システム B と同じ結晶構造をしているが感度を上げるために蛍光体層を厚くしており、その結果として解像特性は低い値を示す。

CR システムのノイズ特性は、X 線量子ノイズ、光量子ノイズ、構造ノイズに大別できる。これらのノイズの総和が、画像の粒状性を支配する。この中で、特に影響の強い因子は、X 線量子ノイズである。X 線量子ノイズ  $WS_Q$  は、(5)式から求めることができる<sup>32)</sup>。

$$WS_Q(u,v) = \frac{(0.434)^2 G^2 MTF^2(u,v)}{q} \dots\dots\dots(5)$$

ここで、 $q$  は単位面積あたりの入射光子数、 $G$  は受光系のグラディエントである。(5)式は、元増感紙フィルム系に対する表現であるが、これらはそのままデジタル系にも適用できる。 $q$  は検出器の中ですべてが検出されるわけではなく、実際に画像形成に寄与する単位面積あたりの光子数を  $q_d$  と定義すると、 $q_d$  は輝尽性蛍光板の X 線吸収効率に依存する。

今回使用した 3 種類の輝尽性蛍光板の中では、システム C の蛍光体層に使用している CsBr の X 線吸収効率がシステム A, B の蛍光体層に使用している BaFI より高い<sup>23, 24)</sup>。Fig. 4 に示したノイズ特性の測定では、3 種類の輝尽性蛍光板に同一照射条件で撮影しているので  $q$  の値は同じである。しかし、 $q_d$  はシステム C が最も大きく、システム A, B では蛍光体層の厚いシステム A の  $q_d$  が大きい。そのため、ゼロ周波数付近の  $WS_Q$  は、MTF の値がほぼ 1.0 であることから  $q_d$  に依

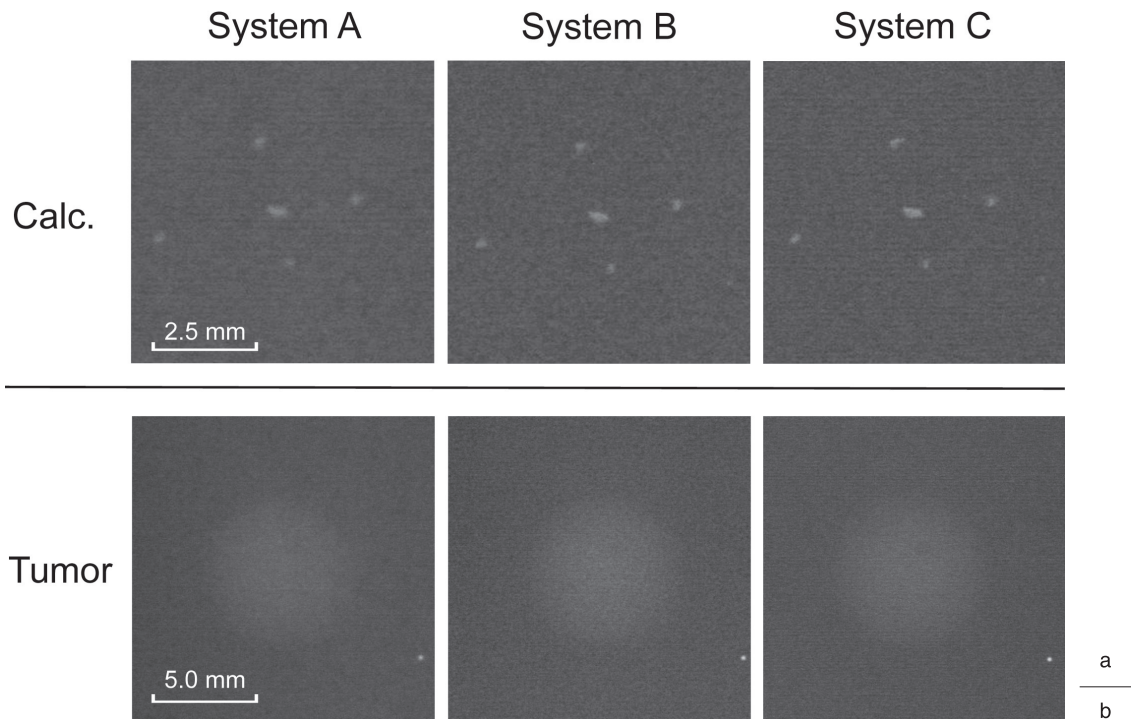


Fig. 8 The profile curve of de-composed images of acrylic phantom obtained by the band-pass filter.  
 (a) 4.0–5.0 cycles/mm  
 (b) 6.0–7.0 cycles/mm

存することになり、システム C が最も低く、次いでシステム A そしてシステム B が最も高い値となる。これらは、0.5 cycle/mm における WS の結果と一致する。次に、各空間周波数における  $WS_Q$  の値は、それぞれの MTF に依存した値を示す。これらは、10.0 cycles/mm における WS の結果と一致する。

アクリル板のプロファイルカーブから、位相イメージングでは密着撮影に比べて、輝尽性蛍光板の鮮鋭度 ( $S_p$ ) が 60% 向上した。これは、拡大撮影によるリスケーリング効果と屈折 X 線によるエッジ強調効果によるものである。また、解像特性の高いシステム C、B でエッジ強調像が確認できるが、解像特性の劣るシステム A では確認できない。すなわち、優れた解像特性の輝尽性蛍光板を位相イメージングに用いることで強いエッジ強調効果が得られることがわかる。

次に、3 種類の輝尽性蛍光板で撮影した 1.75 倍拡大位相イメージ (Fig. 6) の視覚評価では鮮鋭性、粒状性においてシステム C がシステム A や B に比べて優れている。拡大撮影時の MTF 評価では、システム C がすべての空間周波数帯域でシステム A、B に比べて優れている。WS は、密着撮影時に比べて 3 種類の輝尽性蛍光板とも改善される。特に、システム C とシステム B を比較すると、密着撮影時には空間周波数 6.0 cycles/mm において両者の特性は交差していたが、1.75 倍拡大撮影

時には高周波数帯域までシステム C の WS がシステム B より優れている。これらの画質評価の結果は視覚評価の結果と一致する。

Fig. 9 には、Fig. 7 に示した空間周波数 4.0~5.0 cycles/mm そして 8.0~9.0 cycles/mm の画像の X 軸方向 (中心部 3 pixel の平均値) のプロファイルカーブを示す。システム C では、システム A や B に比べて信号強度が大きいことがわかる。すなわち、優れた解像特性をもつ検出器を用いることが強いエッジ強調の画像を得る結果につながる。これらの結果は、Fig. 7 に示した画像の視覚評価の結果と一致する。

Fig. 8 に示した微小石灰化と腫瘍陰影の画像から微小石灰化 (高コントラスト) の検出能は、鮮鋭性に優れたシステム C が最も高い。しかし腫瘍陰影 (低コントラスト) の場合には、三つのシステムの検出能に明らかな差は認めなかった。すなわち、低コントラスト信号の検出には鮮鋭性以上に粒状性の影響が大きく寄与していることが推測できる。

#### 4. 結 語

本研究は、優れた鮮鋭性をもつ検出器を位相イメージングに用いることによって生じるエッジ強調の効果について評価を行った。デジタル検出器である輝尽性蛍光板の鮮鋭性を向上させることで、増感紙/フィルム



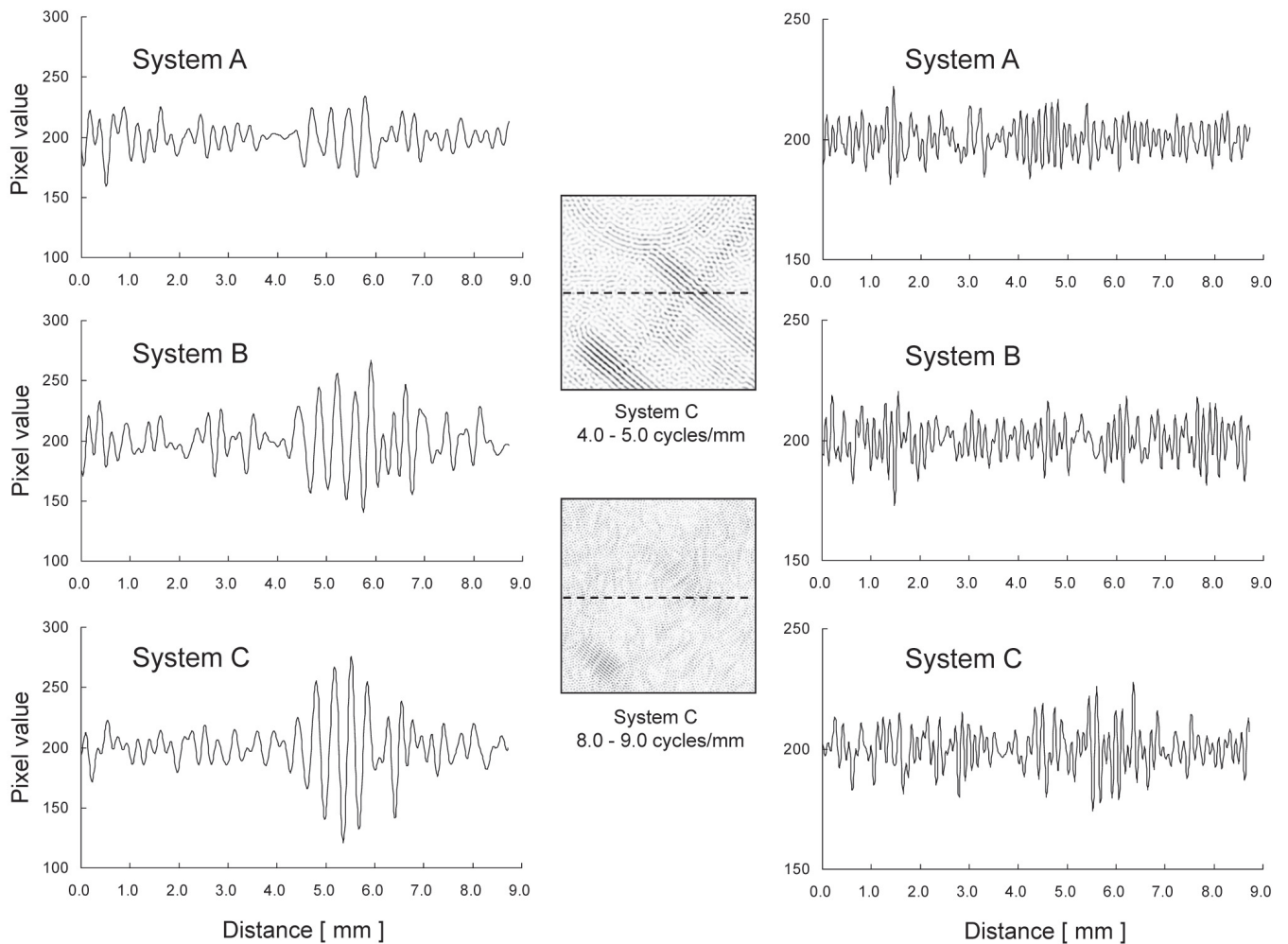


Fig. 9 Profile curves of phantom images, shown in Fig. 7, to the x-axis (average value of the 3 pixels in the center) in the spatial frequency bands 4.0–5.0 cycles/mm and 8.0–9.0 cycles/mm.

(a) 4.0–5.0 cycles/mm  
(b) 8.0–9.0 cycles/mm

a | b

系による位相イメージングと同様なエッジ強調像が得られることの検証ができた。

## 謝 辞

本研究の遂行にあたり、有益な議論とご指導をいた

だいたコニカミノルタエムジー株式会社開発センター 本田 凡氏(現 日本写真学会顧問)と大原 弘氏, また本研究の機会を与えていただいた滋賀医科大学放射線科 村田喜代史教授, そして, 同放射線部技師長 今井方丈氏に深く感謝致します。

## 参考文献

- 1) Wilkins SW, Gureyev TE, Gao DA, et al. Phase-contrast imaging using polychromatic hard x rays. *Nature* 1996; 384: 335-338.
- 2) Pogany A, Gao D, Wilkins SW. Contrast and resolution in imaging with a microfocus x-ray source. *Rev Sci Instrum* 1997; 68(7): 2774-2782.
- 3) Fitzgerald R. Phase-sensitive x-ray imaging. *Phys Today* 2000; 53(7): 23-26.
- 4) Monnin P, Bulling S, Hozzowska J, et al. Quantitative characterization of edge enhancement in phase contrast x-ray imaging. *Med Phys* 2004; 31(6): 1372-1383.
- 5) Kotre CJ, Birch IP. Phase contrast enhancement of x-ray mammography: a design study. *Phys Med Biol* 1999; 44(11): 2853-2866.
- 6) Ishisaka A, Ohara H, Honda C. A new method of analyzing edge effect in phase contrast imaging with incoherent x-rays. *Opt Rev* 2000; 7(6): 566-572.
- 7) 本田 凡, 大原 弘, 石坂 哲, 他. 小焦点 X 線管を用いた X 線位相イメージング—乳房 X 線画像の画質向上—. *医物理学* 2002; 22(1): 21-29.
- 8) 大原 弘, 本田 凡, 石坂 哲, 他. 小焦点 X 線管デジタル位相イメージング—X 線屈折エッジ効果—. *日本写真学会誌* 2002; 65(7): 501-505.
- 9) Wu X, Liu H. Clinical implementation of x-ray phase-contrast imaging: theoretical foundations and design considerations. *Med Phys* 2003; 30(8): 2169-2179.

- 10) Wu X, Liu H. A new theory of phase-contrast x-ray imaging based on Wigner distributions. *Med Phys* 2004; 31(9): 2378-2384.
- 11) 大原 弘, 本田 凡, 石坂 哲, 他. X線位相イメージングにおけるX線画像の鮮鋭性向上. *KONICA MINOLTA TECHNOLOGY REPORT* 2004; 1: 131-134.
- 12) 本田 凡. デジタル位相コントラスト乳房撮影技術の基本的考え. *医用画像情報誌* 2004; 21(3): 230-238.
- 13) Matsuo S, Katafuchi T, Tohyama K, et al. Evaluation of edge effect due to phase contrast imaging for mammography. *Med Phys* 2005; 32(8): 2690-2697.
- 14) 遠山景子, 片渕哲朗, 松尾 悟, 他. X線位相イメージングのマンモグラフィへの応用. *日放技学誌* 2005; 61(2): 245-252.
- 15) 遠山景子, 片渕哲朗, 松尾 悟. マンモグラフィへのX線位相イメージングの有用性に関する検討. *医用画像情報誌* 2006; 23(2): 79-84.
- 16) Tanaka T, Honda C, Matsuo S, et al. The first trial of phase contrast imaging for digital full-field mammography using a practical molybdenum x-ray tube. *Invest Radiol* 2005; 40(7): 385-396.
- 17) Honda C, Ohara H, Gido T. Image quality of phase contrast mammography. *Digital Mammography*. Zwiggelaar R (Ed.), Springer Lectures Notes in Computer Science (LNCS) series 2006; LNCS4046: 281-288.
- 18) 松尾 悟, 杜下淳次, 藤田広志, 他. デジタル位相コントラストイメージングにおけるエッジ強調の評価. *医用画像情報誌* 2006; 23(4): 120-123.
- 19) Matsuo S, Fujita H, Morishita J, et al. Preliminary evaluation of a phase contrast imaging with digital mammography. *Digital Mammography*. Krupinski EA (Ed.), Springer Lectures Notes in Computer Science (LNCS) series 2008; LNCS5116: 130-136.
- 20) Yamazaki A, Ichikawa K, Kodera Y. Investigation of physical image characteristics and phenomenon of edge enhancement by phase contrast using equipment typical for mammography. *Med Phys* 2008; 35(11): 5134-5150.
- 21) Matsuo S, Morishita J, Katafuchi T, et al. Image-quality assessment method for digital phase-contrast imaging based on two-dimensional power spectral analysis. *Radiol Phys Technol* 2012; 5(1): 78-85.
- 22) 井手口忠光, 東田善治, 氷室和彦, 他. アモルファスシリコンを検出器に用いたフルデジタルマンモグラフィシステム: 基礎的画像特性と信号検出. *日放技学誌* 2004; 60(3): 399-405.
- 23) 本田 哲, 柳多貴文, 笠井恵民, 他. CsBr 蛍光体を用いた蒸着型CRプレートの開発. *KONICA MINOLTA TECHNOLOGY REPORT* 2006; 3: 72-75.
- 24) 岡村真一, 伊佐 寛, 齋藤智子, 他. REGIUS210用柱状結晶型CRカセット/プレートCP1S200の開発. *KONICA MINOLTA TECHNOLOGY REPORT* 2011; 8: 78-81.
- 25) IEC 62220-1-2, Ed.1.0: Medical electrical equipment-characteristics of digital X-ray imaging devices-part 1-2: determination of detective quantum efficiency detectors used in mammography. International Electrotechnical Commission, 2007.
- 26) IEC 61267, Ed. 2.0: Medical Diagnostic X-ray equipment-Radiation conditions for use in the determination of characteristics. International Electrotechnical Commission, 2005.
- 27) 石田隆行, 松本政雄, 加野重紀子, 他. よくわかる医用画像工学. 東京: オーム社, 2008.
- 28) 坂井真二, 片山礼司, 杜下淳次, 他. 直接変換型FPDを搭載したデジタルX線透視撮影システムの基本的な画質特性. *日放技学誌* 2008; 64(1): 41-49.
- 29) Doi K, Imhof H. Noise reduction by radiographic magnification. *Radiology* 1977; 122(2): 479-487.
- 30) 河原田美穂, 石田隆行, 大倉保彦, 他. CRとFPDにおける画質と信号検出能の関係. *日放技学誌* 2010; 66(9): 1449-1456.
- 31) 朝原正喜. Noise Power Spectrum. *日放技学誌* 2009; 65(12): 1671-1679.
- 32) Doi K, Holje G, Loo LN, et al. MTF's and Wiener spectra of radiographic screen-film systems. Washington, HHS Publication FDA 82-8187, 1982.

## 図表の説明

- Fig. 1 位相イメージングによるエッジ強調像とプロファイルカーブの図例
- Fig. 2 3種類の輝尽性蛍光板の入出力変換特性
- Fig. 3 3種類の輝尽性蛍光板のMTF  
読み取り装置の主走査方向のMTF.  
(a) 密着撮影, (b) 拡大撮影
- Fig. 4 3種類の輝尽性蛍光板のウィナースペクトル  
読み取り装置の主走査方向のウィナースペクトル.  
(a) 密着撮影, (b) 拡大撮影
- Fig. 5 3種類の輝尽性蛍光板で撮影したアクリル板のプロファイルカーブ  
(a) 密着画像, (b) 位相画像
- Fig. 6 3種類の輝尽性蛍光板を使って位相イメージングで撮影したアクリルファントム画像(ねじ)
- Fig. 7 3種類の輝尽性蛍光板を使って位相イメージングで撮影したのち, バンドパスフィルタ処理によって細い周波数帯域に分解したアクリルファントム(ねじ)画像
- Fig. 8 三つの異なる輝尽性蛍光板を使って位相イメージングで撮影したRMI-152ファントム画像  
(a) 微小石灰化像, (b) 腫瘤像
- Fig. 9 Fig. 7に示した空間周波数4.0-5.0 cycles/mm, 8.0-9.0 cycles/mmの画像のX軸方向(中心部3 pixelの平均値)のプロファイルカーブを示す.  
(a) 4.0-5.0 cycles/mm, (b) 8.0-9.0 cycles/mm
- Table 三つの輝尽性蛍光板の特徴

問合せ先

〒520-2192 大津市瀬田月輪町  
滋賀医科大学医学部附属病院放射線部 松尾 悟