

## デジタル位相コントラストイメージングにおける 拡大率とサンプリングピッチの検討

松尾 悟<sup>†</sup>, 片瀬 哲朗<sup>††</sup>, 杜下 淳次<sup>†††</sup>, 藤田 広志<sup>††††</sup>

<sup>†</sup>滋賀医科大学附属病院放射線部 〒520-2192 滋賀県大津市瀬田月輪町

<sup>††</sup>岐阜医療科学大学保健科学部放射線技術学科 〒501-3892 岐阜県関市市平賀字長峰 795-1

<sup>†††</sup>九州大学大学院医学研究院保健学部門 〒812-8582 福岡県福岡市東区馬出 3-1-1

<sup>††††</sup>岐阜大学大学院医学系研究科知能イメージ情報分野 〒501-1194 岐阜県岐阜市柳戸 1-1

(2012年1月23日受付, 2012年2月24日最終受付)

### Investigation of magnification factor and sampling pitch in digital phase contrast imaging

Satoru MATSUO<sup>†</sup>, Tetsuro KATAFUCHI<sup>††</sup>, Junji MORISHITA<sup>†††</sup>, and Hiroshi FUJITA<sup>††††</sup>

<sup>†</sup>Department of Radiology, Shiga University of Medical Science  
Seta Tsukinowa-cho, Otsu, Shiga 520-2192, Japan

<sup>††</sup>Department of Radiological Technology, School of Health Sciences, Gifu University of Medical Science  
795-1, Nagamine Ichihiraga, Seki, Gifu 501-3892, Japan

<sup>†††</sup>Department of Health Sciences, Faculty of Medical Sciences, Kyushu University  
3-1-1, Maidashi, Higashi-ku, Fukuoka, Fukuoka 812-8582, Japan

<sup>††††</sup>Department of Intelligent Image Information, Graduate School of Medicine, Gifu University  
1-1, Yanagido, Gifu, Gifu 501-1194, Japan

(Received on January 23, 2012. In final form on February 24, 2012)

**Abstract :** Phase contrast imaging is characterized by edge-enhancement of objective image boundaries. The conditions of geometric unsharpness, i.e. the focal spot size of an X-ray tube and the relation between the focus-object distance  $R_1$  and object-detector distance  $R_2$ , are important factors in edge-enhancement. In this study, we investigated the following two issues: First, evaluation of the magnification factor that yields maximum edge-enhancement effect; second, an evaluation of the sampling pitch of digitization without loss of the edge-enhancement effect. For this purpose, we imaged a plastic-fiber of 3.0 mm in diameter using various magnification factors and a screen-film system as the detector. We considered that the optimum magnification factor would be the one to yield the strongest edge-enhancement, and that the optimum sampling pitch size would be the one which retained the same degree of edge-enhancement as reflected by an “analog” profile curve of the plastic-fiber image. As a result, the optimum magnification ratio was found to be 1.75 times, when  $R_1$  was 65 cm using an X-ray tube of 0.1 mm focus spot size. We also found that edge-enhancement in phase contrast imaging can be effectively achieved with digital imaging when acquired with a sampling pitch of 0.025 mm or less.

**Key words :** phase contrast imaging, edge-enhancement, sampling pitch, digital system, geometric unsharpness, magnification factor

### 1. 緒言

X線は光と同様に電磁波としての性質をもっている。しかし、光が屈折するのに対して、X線は屈折しないという考え方が一般的であった。1990年代になると、X線は光と同様に屈折することが報告されている[1]。このX線の屈折を利用したイメージングは、広義の意味での位相コントラストイメージング（以下、位相イメージング）と言われ、さまざまな分野で注目され始めている。これらの位相イメージングは、X線の屈折及び干渉を利用したものであり、限られた方法でしか画像化できなかつた。その理由として、平行X線もしくは非常に小さな線源から発生したX線でなければX線の干渉が得られないと考えられていたことや、屈折角がX線の波長に依存することから、単一スペクトルのX線でなければ位相イメージングの特徴を捉えられないと言われていたためである[2-7]。

2000年代になると、大原らは医療用X線装置を用いた位相イメージングを報告した[9-10]。ここで用いられた撮影装置は、以前より医療に使われている乳房撮影用装置の検出器の距離を可変できるように改良して拡大撮影用としたものである。通常の拡大撮影は、焦点-検出器間距離を一定とし、焦点-被写体間距離を変化させるのが一般的であるが、本装置では、焦点-被写体間距離は一定に保ち、被写体-検出器間距離を変化させている。乳房撮影用装置は、拡大撮影時の焦点サイズが0.1 mmと比較的小さい。さらに、X線のスペクトルもモリブデンターゲットより発生する特性X線を利用することから、通常のX線撮影と比べると単一スペクトルに近い状態である。そのため、撮影時の幾何学的な配置を考慮すれば、屈折X線の効果を十分に画像化できるものと考えられた。

実際に、われわれは位相イメージング用に改良されたこの乳房撮影用装置を使用し、その効果を確認するためにブ

プラスチックファイバの撮影を行った[11]. そして、増感紙/フィルムシステムで撮影した画像から位相イメージングに特有なエッジ像を、プラスチックファイバの境界に確認することができた[12]. また、ACR (American College of Radiology) 規格 RMI (Radiation Measurements, Inc. Middleton, WI) 製 156 型ファントムを用いた評価も行い、その有用性についても報告した[13, 14].

Wuらは、マンモグラフィに位相イメージングを応用するための焦点サイズ、拡大率、撮影線量等の最適パラメータをシミュレーションから導き出し報告した[15]. 一方、この位相イメージングをデジタルシステムに適用した報告もされている[16-18]. 大原らは、位相イメージングをデジタルシステムに用いた際の適切な拡大率及び画素サイズをシミュレーションにより導き出し報告している[19].

本論文では、デジタルシステムを用いた位相イメージングにおいて、強いエッジ強調画像を得るための最適パラメータ (拡大率とサンプリングピッチ) について、シミュレーション及び実測データから検討を行った. 具体的には、サンプリングピッチを変えられる高精細フィルムデジタルイザを用いて、位相イメージをデジタル化した. 得られたエッジ強調像から鮮鋭度を計算し、鮮鋭度の優れた画像を得るための拡大率とサンプリングピッチについて検討を行った.

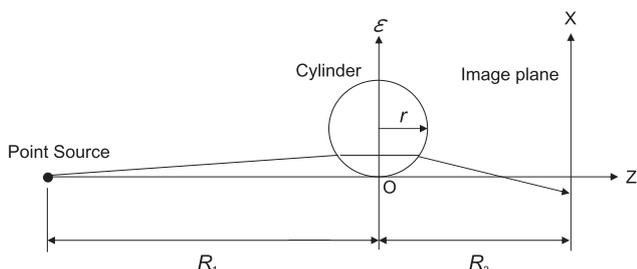
## 2. 位相イメージング

### 2.1 位相イメージングによるエッジ強調効果

Fig.1 に示す幾何学的配置にて、位相イメージングにより物体を撮影した際の検出器面での X 線強度  $I$  は、ボケのない理想的な撮影系では (1) 式により算出することができる[10].

$$I = (1 + R_2/R_1) / \{1 + R_2/R_1 + R_2 \delta (2r)^{1/2} \varepsilon^{-3/2} / 2\} \quad (1)$$

ここで、 $R_1$ : 焦点-物体間距離、 $R_2$ : 物体-検出器間距離、 $\delta$ : 屈折率差、 $\varepsilon$ : 円柱の接線に直角の円柱の中心を通る線との交点からの円柱内部への距離、 $r$ : 一様密度の円柱の半径である. $\varepsilon$  を変化させることによりプラスチックファイバの X 線強度プロファイルを算出することができる.



**Fig.1** Schematic diagram of X-ray refraction for formulation of edge enhancement caused by phase contrast imaging.  $R_1$  is the distance between an X-ray focal point and an object.  $R_2$  is the distance between an imaged object and a detector.

### 2.2 エッジ強調と幾何学的不鋭

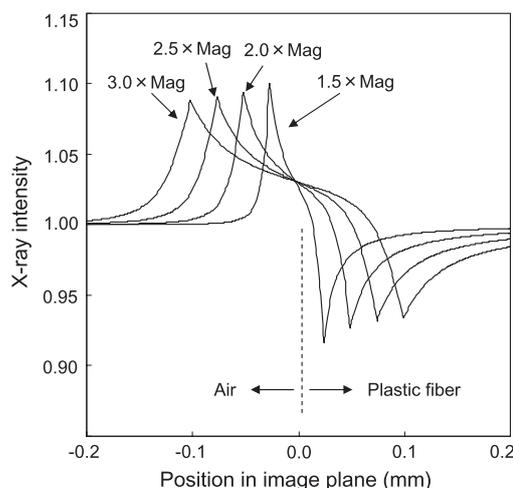
位相イメージングは、拡大して撮影することにより物体の境界にエッジ強調が生ずることによって鮮鋭性が向上する. しかし、実際には一定の焦点径をもつ X 線管を用いて撮影するので、検出器上では X 線管焦点の半影によるボケ、いわゆる幾何学的不鋭が生ずる. 半影は、従来の密着撮影では考慮する必要はなかった. しかし、拡大撮影することにより発生

する新たな問題点である. この半影により、検出器に入ってくる高い周波数成分の信号はぼかされてしまう. 検出器面における半影によるボケ  $B$  は次式により求められる.

$$B = D \times R_1 / R_2 \quad (2)$$

ここで、 $D$  は焦点サイズの径、 $R_1$  と  $R_2$  は (1) 式と同様にそれぞれ焦点-物体間距離と物体-検出器間距離である. 半影によるボケの強度分布を  $B$  の幅をもつ矩形波と仮定すると、

(1) と (2) 式により求めた X 線強度分布の重畳積分により、Fig.2 に示す半影の影響によるボケを含んだエッジ強調像が得られる. 拡大率が小さい場合、半影によるボケの影響は少ないためにエッジの幅は狭く強度は大きい. これとは逆に拡大率が大きくなると、半影によるボケの影響が大きくなりエッジの幅は広がり強度は小さくなる.



**Fig.2** Simulated X-ray intensity profiles for phase contrast on an image plane at fringe of plastic fiber with 3.0 mm diameter for X-ray of 20 keV emitted from a 0.1 mm-focal spot based on refraction X-rays. The distance from the focal spot to an object ( $R_1$ ) is 0.65 m, and magnification factors are 1.5, 2.0, 2.5, and 3.0.

### 2.3 エッジ強調像による鮮鋭性の評価方法

位相コントラストにより生ずるエッジには、Fig.3 に示すように、物体の境界にオーバーシュートの部分とアンダーシュートの部分が生じる. オーバーシュートのピーク値を  $I_{max}$ 、アンダーシュートのピーク値を  $I_{min}$  とし、 $I_{max}$  から  $I_{min}$  の距離を  $W$  とした場合、単位距離あたりの強度の傾きを次式に示した鮮鋭度  $S_w$  と定義することができる.

$$S_w = (I_{max} - I_{min}) / W \quad (3)$$

しかし、実際の画像は、位相コントラストと吸収コントラストから形成されているために位相コントラストのみを抽出するのは難しい. そこで、エッジ強調像のオーバーシュートの部分に注目し、エッジのピーク値  $I_{max}$ 、エッジの周囲の強度  $I$ 、 $I_{max} - I$  の半値幅  $W_{50}$  を用いて次式より鮮鋭度  $S_{w50}$  と定義した.

$$S_{w50} = (I_{max} - I) / W_{50} \quad (4)$$

検出器に入射する前の各拡大率における鮮鋭度を、これら 2 つの方法を用いて算出した結果を Fig.4 に示す.  $S_w$  と  $S_{w50}$  は同様なカーブの傾向を現しており、 $S_{w50}$  を  $S_w$  に置き換えて考えることができる.

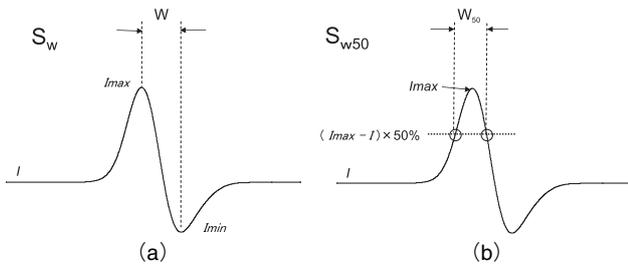


Fig.3 Definition of sharpness in a certain range :  $S_w$  and  $S_{w50}$ .

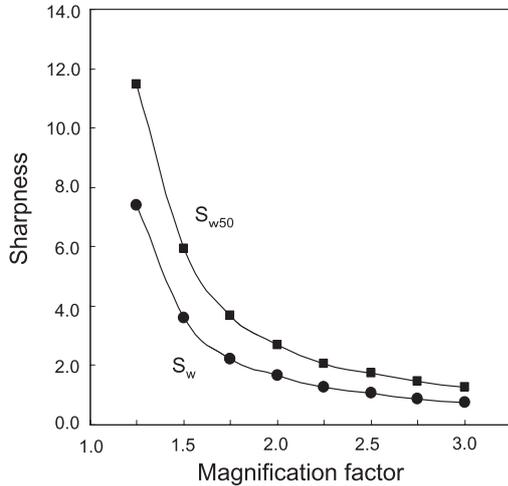


Fig.4 Relationship between sharpness and magnification factor when using a small focal spot X-ray tube (0.1 mm). The distance between the focal spot and the imaged object ( $R_1$ ) is 65 cm.

#### 2.4 エッジ強調と検出器のボケ

物体を透過した X 線は、最終的には検出器に取り込まれる。Fig.5 には、A：増感紙/フィルムシステムの UM MAMMO FINE/UM MA HC (富士フィルム) と B：Computed Radiography の検出器に用いられる輝尽性蛍光板 RP-5 PM (コニカミノルタ) の MTF を示す。これらの検出器 A、B を用いて位相イメージングを行った場合、Fig.2 に示した検出器に入射する前のエッジ強調像は、Fig.6 に示したエッジ強調像として得られる。検出器の MTF が悪い場合には、プラスチックファイバの X 線強度プロファ

イルは広がり、かつ強度は小さくなる。また、拡大率が小さい場合は X 線強度の低下が著しい。

検出器 A、B を用いて位相イメージングを行った際の各拡大率における鮮鋭度  $S_{w50}$  を Fig.7 に示す。検出器 A では、2 倍付近の拡大撮影で鮮鋭度のピークがある。検出器 B では、拡大率をあげても鮮鋭度が右肩上がりの状態であり、

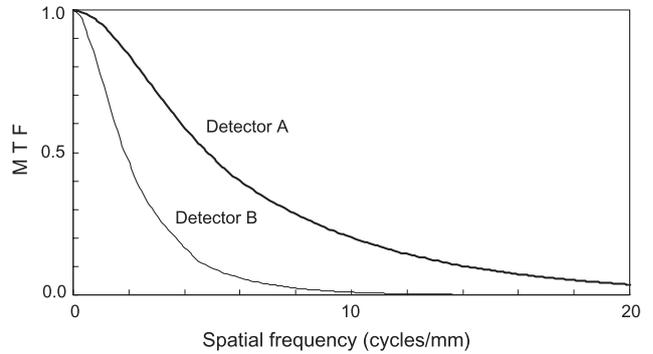


Fig.5 MTFs of the detectors used for simulation. Detector A is a screen-film system (UM MAMMO FINE / UM MA HC : Fuji film) designed for mammography. Detector B is a photostimulable phosphor plate (RP-5PM : Konicaminolta) designed for mammography.

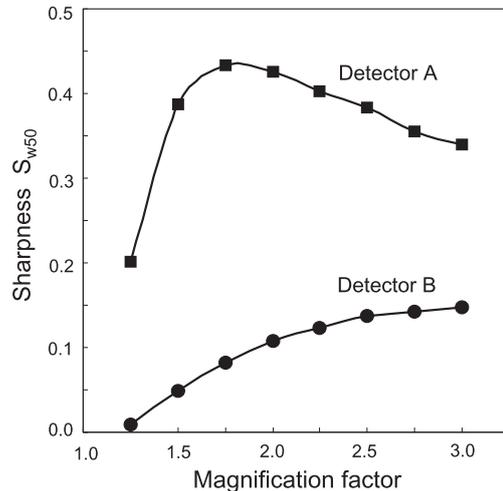


Fig.7 Relationship between sharpness  $S_{w50}$  and magnification factor in phase contrast imaging using detector A or B.

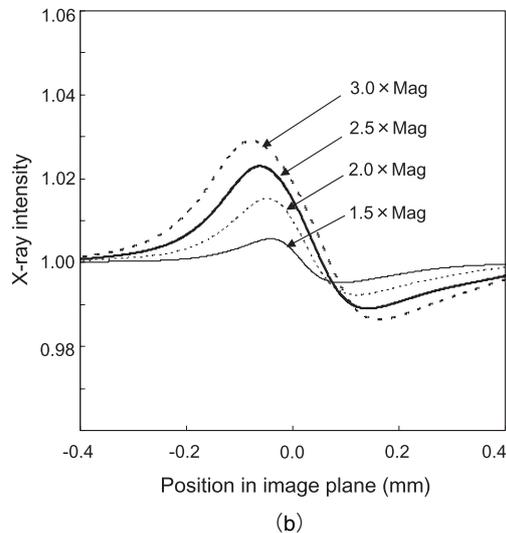
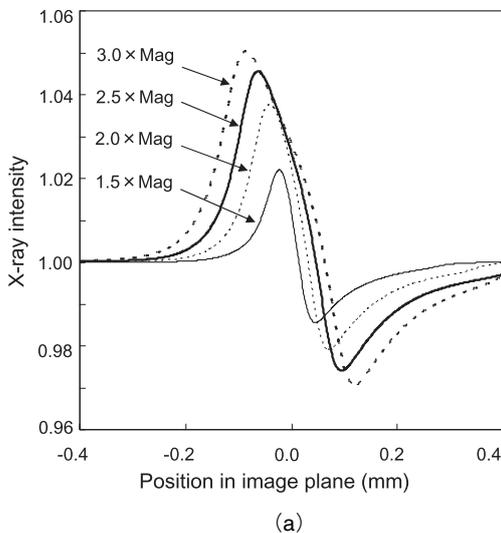


Fig.6 Simulated X-ray intensity profiles for phase contrast on a detector (A or B) plane at fringe of a plastic fiber with 3.0 mm diameter for X-ray of 20 keV emitted from a 0.1 mm-focal spot based on refraction X-rays. The distance from the focal spot to an object ( $R_1$ ) is 0.65 m, and magnification factors are 1.5, 2.0, 2.5, and 3.0. (a) Detector A. (b) Detector B.

鮮鋭度のピークは3倍以上の拡大率で得られる。位相イメージングに使用する検出器のMTFの違いにより最適拡大率は異なる。

### 2.5 エッジ強調とサンプリングアパーチャのボケ

デジタル撮影系においては、Fig.6に示した検出器に蓄積された情報はデジタルデータとして取り込む際にもFig.8に示したサンプリングアパーチャサイズのレスポンス関数によりボカされ、Fig.9に示したエッジ強調プロファイルとなる。エッジの幅はさらに広がり、かつ強度は低下する。また、サンプリングアパーチャサイズが大きくなるとエッジ強調の強度は小さくなる。

鮮鋭度  $S_{w,50}$  を用いて、サンプリングアパーチャサイズのボケを含んだ状態での各拡大率における鮮鋭度をFig.10に示す。検出器Aでは、鮮鋭度のピークが2倍付近の拡大率に存在する。検出器Bでは、拡大率をあげても鮮鋭度が右肩上がりの状態であり、鮮鋭度のピークはより高い拡大率に存在する。

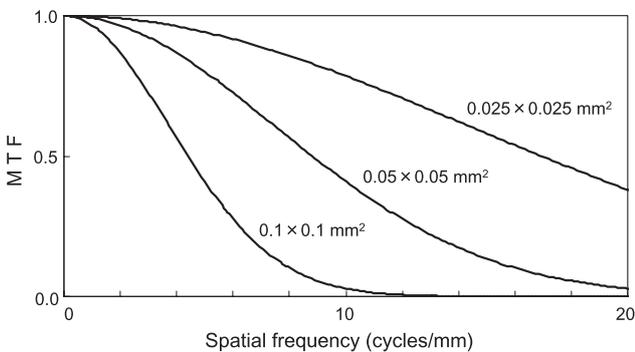


Fig.8 Response functions of sampling apertures for 3 different squaresizes.

## 3. 実験

公称 0.1 mm の焦点サイズをもつモリブデン陽極 X 線管を用い、管電圧 28 kV にて、直径 3.0 mm のプラスチックファイバの周辺濃度が  $1.5 \pm 0.05$  になるように撮影した。X線画像の撮影には、位相イメージング用に開発された乳房撮影用 X 線装置 MGU-100B (東芝) を使用した (Fig.11)。使用した増感紙/フィルムシステムは、UM MAMMO FINE/UM MA HC (シミュレーションにおける検出器 A)、現像処理系は CEPLOS-M (富士メディカル) である。現像処理条件は、現像温度  $35^\circ\text{C}$ 、90 秒処理である。このような条件下で、以下に示す 2 つの実験を行った。

### 3.1 拡大率の検討

現在、市販の PCM (Phase Contrast Mammography) システムでは、乳房撮影用装置の焦点-被写体間距離 ( $R_1$ ) を 65 cm、被写体-検出器間距離 ( $R_2$ ) を 49 cm に固定した 1.75 倍の拡大撮影が用いられる。これに対して、われわれが使用した PCM 開発用の乳房撮影用 X 線装置 MGU-100B では、被写体-検出器間距離 ( $R_2$ ) を 6.5 cm、16 cm、32.5 cm、49 cm、および 65 cm と変化させることが可能で、5 種類の拡大撮影ができるように設計されている。

今回、乳房撮影用装置の焦点-被写体間距離 ( $R_1$ ) を 65 cm に固定し、被写体-検出器間距離 ( $R_2$ ) を 16 cm、32.5 cm、49 cm、および 65 cm の 4 種類に変化させ (すなわち、拡大率がそれぞれ 1.25、1.5、1.75、及び 2 倍にそれぞれ変化)、プラスチックファイバを撮影した。また、増感紙/フィルムシステムは X 線強度とフィルム濃度が非線形であることから、撮影した画像の濃度分布を相対 X 線強度分布に変換するための特性曲線用のフィルムサンプルを距離法により作成した。次に、得られたプラスチックファイバ像と特性曲線作成用濃度ステップ像を高精細フィ

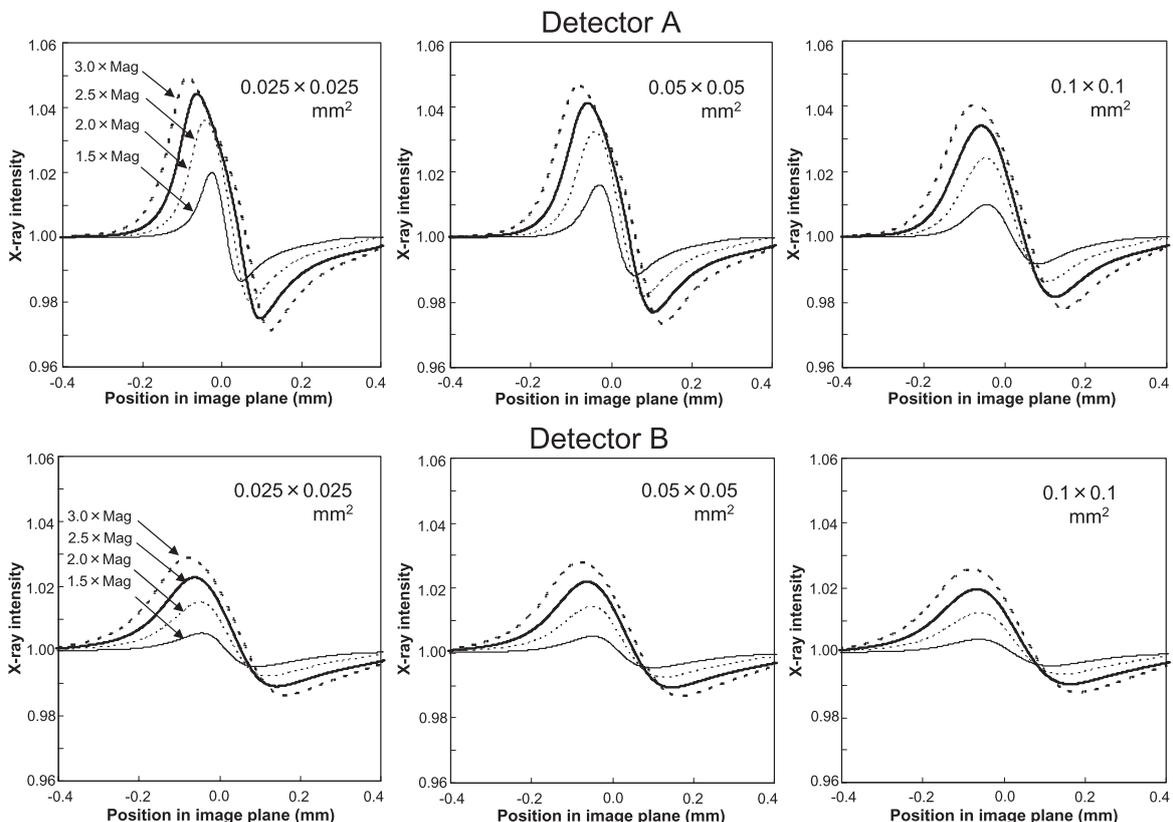


Fig.9 X-ray intensity distributions for each sampling aperture size whendigitally quantifying X-ray intensity distribution (analog data of Fig.6) registered by the detector.

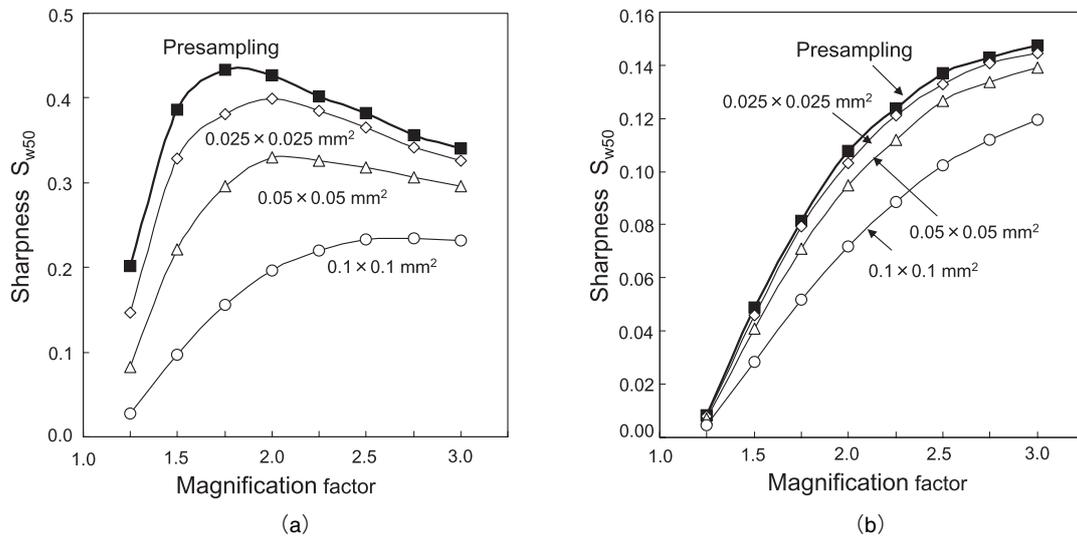


Fig.10 Relationship between sharpness  $S_{w50}$  and magnification factors for different sampling aperture sizes. (a) Detector A, (b) Detector B.

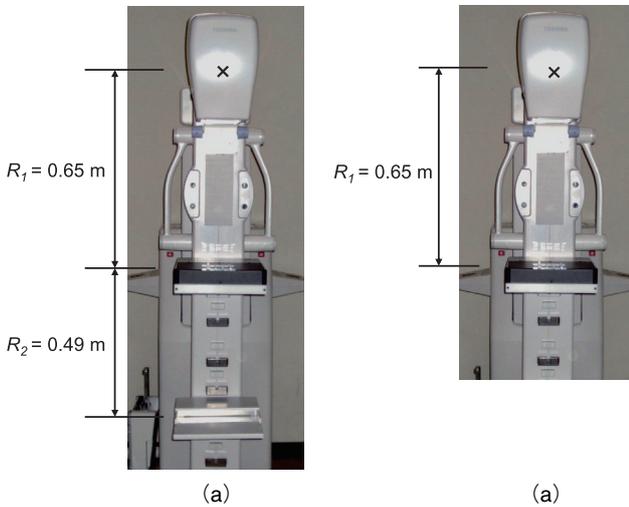


Fig.11 Photographs of a mammography system modified for phase contrast imaging in our study. (a) 1.75-times phase contrast imaging, (b) contact imaging.

ルムデジタルイザ (アレイ社製: ドラムスキャンデンシトメータ 2605 型) により, サンプルングアパーチャサイズ  $0.025 \times 0.025 \text{ mm}^2$  でデジタル化した. 今回の実験では, データ読み取り時のサンプルングピッチとサンプルングアパーチャのサイズは同一サイズとした. X 線強度に変換したプラスチックファイバ像から, Fig.12 に示した A 領域

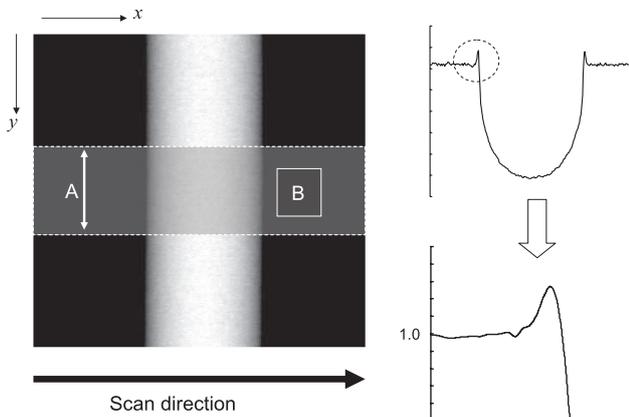


Fig.12 Image and profile curves of an acrylic fiber of 3.0 mm diameter obtained by phase contrast imaging.

の 100 本のプロファイルカーブを平均し, また, 空気層 (B 領域:  $50 \times 50 \text{ pixel}$ ) の X 線強度が 1.0 になるように規格化した上で, 1 本のプロファイルカーブとした. このプロファイルカーブから, エッジ強調像の特徴  $I_{\max}$ ,  $I$ , および  $W_{50}$  を抽出し, 鮮鋭度  $S_{w50}$  により拡大率の評価を行った.

### 3.2 サンプルングピッチの検討

増感紙/フィルムシステムを用いて, 1.75 倍の拡大率で撮影したプラスチックファイバ像についてドラムスキャンデンシトメータのサンプルングピッチを  $0.025 \text{ mm}$ ,  $0.05 \text{ mm}$ , および  $0.1 \text{ mm}$  の 3 種類の条件でデジタル化した. このときのサンプルングアパーチャサイズは, それぞれ  $0.025 \times 0.025 \text{ mm}^2$ ,  $0.05 \times 0.05 \text{ mm}^2$ , および  $0.1 \times 0.1 \text{ mm}^2$  である. デジタル特性曲線を用いて X 線強度に変換したプラスチックファイバ像から, プロファイルカーブを求め, それぞれのサンプルングピッチに対するエッジ周辺のプロファイルカーブの形状を評価した.

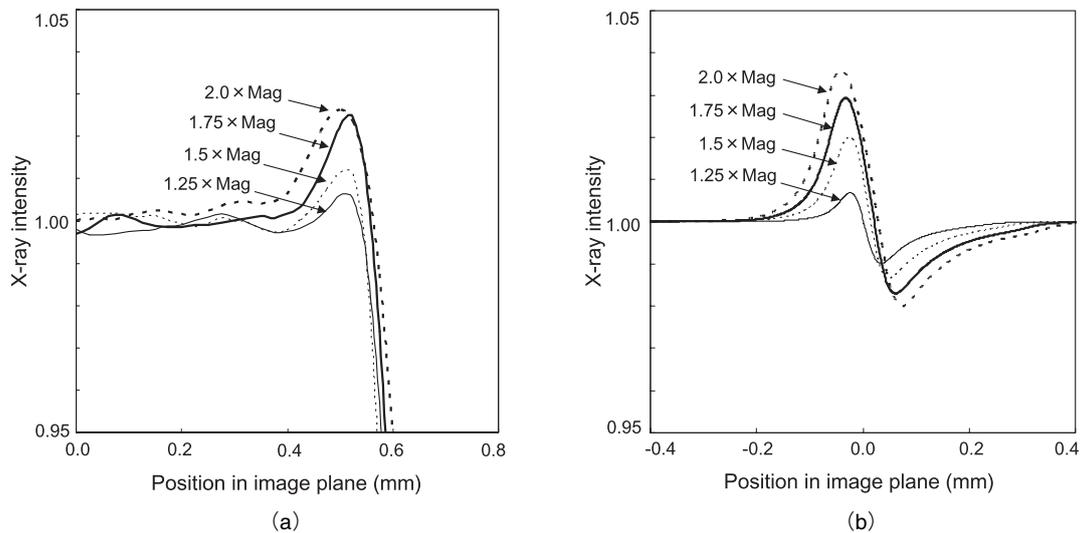
## 4. 実験結果

### 4.1 拡大率の検討

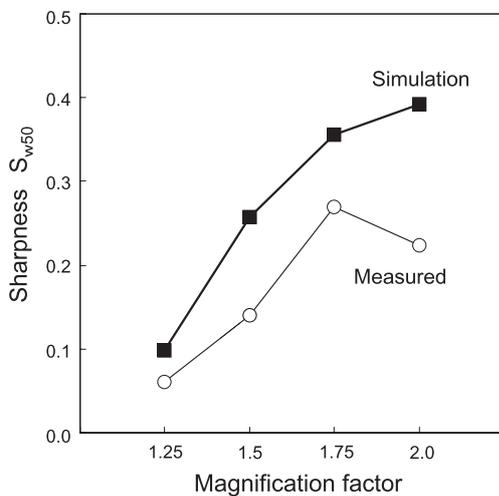
4 つの異なる拡大率で撮影したプラスチックファイバ像の実測データおよびシミュレーションで求めたプロファイルカーブを Fig.13 に, 各拡大率における鮮鋭度  $S_{w50}$  を Fig.14 に示す. 実測データの結果は拡大率 1.75 倍拡大, シミュレーションは 2.0 倍拡大の鮮鋭性が高い. 実測値とシミュレーションの値が異なる原因としては, 実測データではシミュレーションとは違い, 実効焦点サイズが表記値より大きいことが考えられ, 半影の影響が増加することで鮮鋭性の低下を引き起こしていることが推測できる.

### 4.2 サンプルングピッチの検討

実測データにおいて, 最もエッジ強調効果が大きかった 1.75 倍の拡大率で撮影した直径 3.0 mm のプラスチックファイバ像について,  $0.025 \text{ mm}$ ,  $0.05 \text{ mm}$ , および  $0.1 \text{ mm}$  のサンプルングピッチで画像をデジタル化した際に得られたプロファイルカーブとシミュレーションにより求めたプロファイルカーブを Fig.15 に示す. 実測データおよびシミュレーションとも, サンプルングピッチが  $0.1 \text{ mm}$  のときには, エッジがあるように見えるがコントラストは非常に小さく, エッジの認識という点では難しい.  $0.025 \text{ mm}$



**Fig.13** Profile courvwith magnification phase contrast imaging of an acrylic fiber of 3.0 mm in diameter using a screen-film system as a detector. (a) Experimental data. (b) Simulation data.

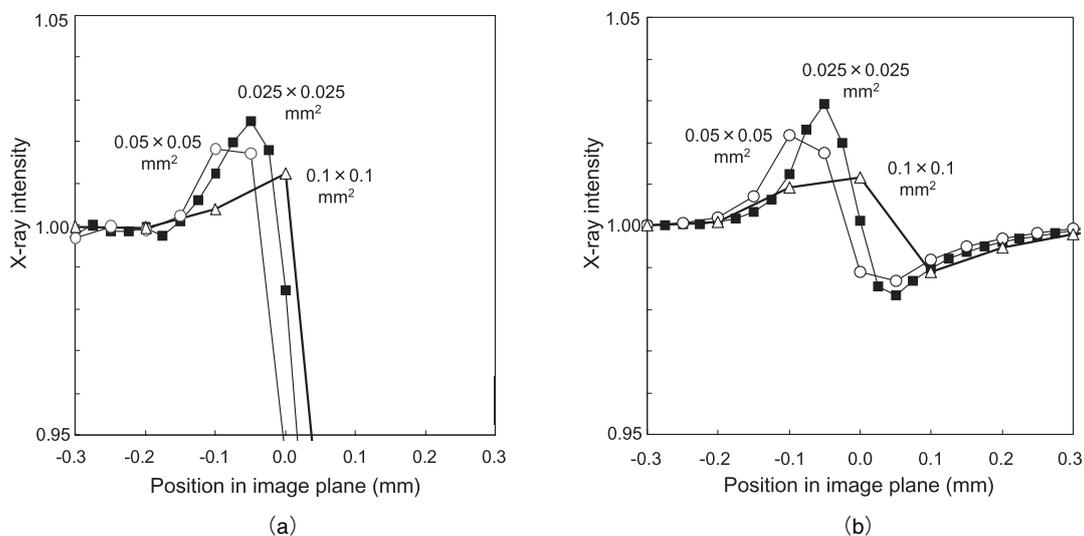


**Fig.14** Relationship between sharpness  $S_{w50}$  and magnification factor when digitalized output images were obtained from experimental data measured (Measured) data and simulation data (Simulation).

のサンプリングピッチでは、サンプリングピッチが0.1 mmと比べてプラスチックファイバと空気の境界に生じたエッジの分布をよく捉えている。この結果から焦点寸法が0.1 mmのX線管、検出器に増感紙/フィルムシステム (UM MAMMO FINE/UM MA HC) を用い、 $R_1$ の距離を65 cmとした1.75倍拡大位相イメージングにより撮影された画像を有効にデジタル化するには、0.025 mm以下のサンプリングピッチでデータ収集する必要がある。

## 5. 考察

位相イメージングの適切な拡大率およびサンプリングピッチ (サンプリングアパーチャサイズ) の検討は、Wuや大原らにより報告されている。Wuらの報告は、0.01 mm, 0.025 mm, 0.05 mmの微小焦点X線管、検出器のサンプリングアパーチャサイズは0.025 mm×0.025 mm<sup>2</sup>および0.04 mm×0.04 mm<sup>2</sup>、焦点-検出器間距離を1.0 mに固定し、焦点-物体間距離 $R_1$ を移動させ、1.11倍拡大から3.33倍拡大までの拡大率と鮮鋭性の関係から最適拡大率と画素サイズを求めている。焦点サイズ0.025 mmでは、拡大率2倍、サンプリングアパーチャサイズ0.025 mm×0.025 mm<sup>2</sup>



**Fig.15** Relationship between sizes of sampling aperture and edge-enhanced images when imaging an acrylic fiber 3.0 mm in diameter with 2.0 times magnification phase contrast imaging using a screen-film system for mammography as a detector. (a) Experimental data. (b) Simulation data.

が有用との結果である[15]. 大原らは、0.1 mmの小焦点X線管を用い、焦点-検出器間距離を1.14 mに固定し、焦点-物体間距離 $R_1$ を移動させ、1.1倍拡大から3倍拡大までの拡大率と鮮鋭性の関係から最適拡大率を求めている。結果は2倍拡大付近、サンプリングアパーチャサイズに関しては、乳房用システムに必要とされる解像度20lines/mmからエリアシングの影響等も考慮し0.025 mm $\times$ 0.025 mm $^2$ を算出している[19]. この2つの報告から、位相イメージングの最適拡大率は2倍付近に存在するというのである。

われわれは、シミュレーションと実測データから最適拡大率とサンプリングピッチを求めた。前記の2つの報告と違う点は、検出器やサンプリングアパーチャのボケまで含めたより現実的なものである。デジタル位相イメージングを行い、デジタルデータとして取り出すまでに画像の鮮鋭性を低下させる原因として、大きく分けて3つの要因がある。1つめは焦点の半影によるボケ、2つめは検出器でのボケ、3つめはサンプリングアパーチャサイズによるボケである。Fig.16には3つのボケの要因に対する拡大率と鮮鋭度の関係を示す。半影によるボケは拡大率が小さい場合には強いエッジ強調効果を得ることができるが、拡大率が大きくなるにつれてエッジ強調効果は失われる。そのため、拡大率の増加とともに鮮鋭度は低下する。検出器、サンプリングアパーチャサイズによるボケは、半影とは相反する。拡大率の小さい場合にはエッジ強調効果を十分に検出できないが、拡大率が大きくなるにつれてエッジ強調効果を検出できるようになる。すなわち、半影によるボケと検出器、サンプリングアパーチャサイズによるボケのバランスが取れる拡大率で最も鮮鋭性の優れた画像を得ることができるのである。この拡大率こそ最適拡大率と言える。最適拡大率より小さな拡大率では検出器とサンプリングアパーチャサイズの影響で、最適拡大率より大きな拡大率では半影の影響で鮮鋭性は低下する。

今回、シミュレーションに用いた検出器Aは乳房用増感紙/フィルムシステム、検出器BはCRに用いられる高精細輝尽性蛍光板を想定したレスポンス関数を示す。検出器Aに匹敵するデジタル検出器を用いた場合、Wuや大原らの報告と同様に2.0倍付近に最適な拡大率が存在する。鮮鋭性の劣る検出器Bの場合には、最適な拡大率は高い倍率に移動する。

また、最適な拡大率は、サンプリングアパーチャサイズが大きくなっても高い倍率に移行する。デジタル位相イ

メージングの最適な拡大率は、X線管の焦点サイズ、検出器の性能、サンプリングアパーチャサイズの組み合わせにより変わる。使用するX線管の焦点サイズ0.1 mm、サンプリングアパーチャサイズ0.025 $\times$ 0.025 mm $^2$ 以下の条件下でデジタル位相イメージングを行う場合、検出器Aの最適拡大率は2.0倍付近に存在し、検出器Bでは3.0倍付近に最適拡大率が存在する。

市販のPCMシステムで使われている輝尽性蛍光板は、検出器Bの性能を有しており、拡大率を大きくすること、すなわち物体-検出器間距離 $R_2$ を広くすることで鮮鋭性の優れた画像を得ることが可能となる。しかし、実際には装置の大型化や撮影線量の増加などの諸問題が生じ現実的ではない。そのため、優れた鮮鋭性をもつデジタル検出器の開発が期待される。

## 6. 結 語

われわれが行ったシミュレーション結果では、市販のPCMに検出器Bを用いた場合の最適拡大率は3.0倍、最適サンプリングアパーチャサイズは0.025 $\times$ 0.025 mm $^2$ 以下であった。しかしながら、現行のPCMの幾何学的配置で優れた位相イメージを得るためには、検出器A(乳房用増感紙/フィルムシステム)に匹敵する性能をもつデジタル検出器の開発が望まれる。

## 謝 辞

本研究の遂行に当たり、有益な議論とご指導を頂いたユニカミノルタエムジー株式会社開発センターの本田 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頂いた滋賀医科大学放射線科教授の村田喜代史先生、そして、同放射線部技師長の今井方丈氏に深く感謝致します。

## 参考文献

- [1] Somenkov V, Tklich A, and Shkistein S: Refraction contrast in x-ray intoroscopy, Sov. Phys. Tech. Phys., 36 (11), 1309-1311, 1991.
- [2] Arfelli F, Bonvicini V, Bravin A, et al.: Mammography with synchrotron radiation Phase detection techniques,

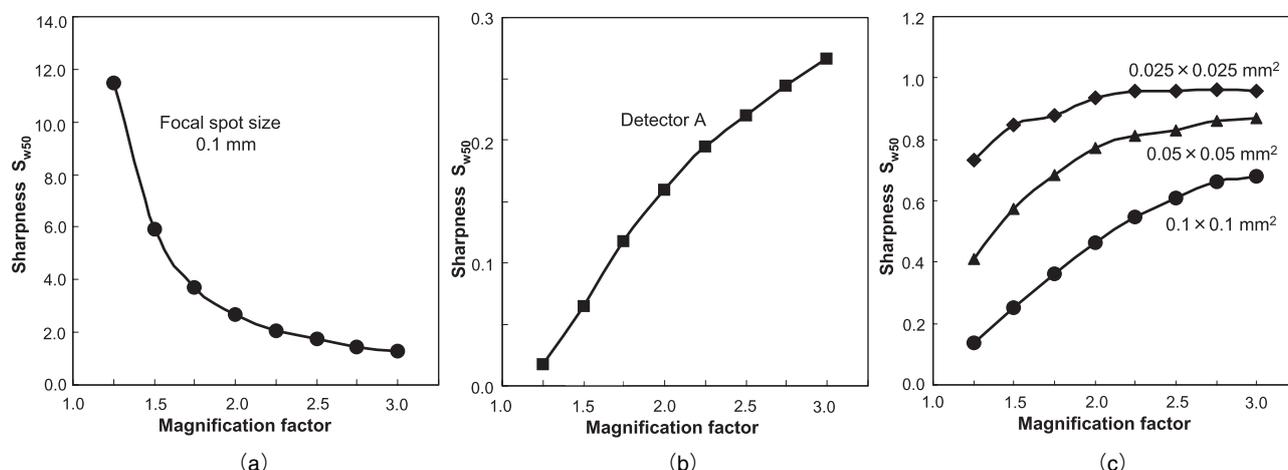


Fig.16 Relationship between magnification factor and sharpness for the factor of three blurring

(a) Ratio of magnification to sharpness relative to geometric unsharpness.

(b) Ratio of magnification to sharpness relative to characteristics of detector.

(c) Ratio of magnification to sharpness relative to sampling aperture size.

- Radiology, 215, 286-293, 2000.
- [3] Pisano ED, Johnston RE, Chapman D, et al.: Human breast cancer specimens: Diffraction enhanced imaging with histologic correlation improved conspicuity of lesion detail compared with digital radiography, Radiology, 214, 895-901, 2000.
- [4] Kagoshima Y, Tsusaka Y, Yokoyama K, et al.: Phase contrast x-ray imaging using both vertically and horizontally expanded synchrotron radiation x-rays with asymmetric Bragg reflection, J. Appl. Phys., 38, 470-472, 1999.
- [5] Wilkins SW, Gureyev TE, Gao D, et al.: Phase contrast imaging using polychromatic hard x-rays, Nature, 384, 335-338, 1996.
- [6] Gao D, Pogyay A, Stevenson AW, et al.: Phase contrast radiograph, Imaging Therapeutic Tech., 18, 1257-1267, 1998.
- [7] 原田仁平, 栗林 勝: 微小焦点 X 線管を用いた高精細画像, 日本写真学会誌, 65, 495-500, 2002.
- [8] 本田 凡, 大原 弘, 石坂 哲, 他: 小焦点 X 線管を用いた位相イメージング—乳房 X 線画像の画質向上, 医学物理, 22(1), 21-28, 2002.
- [9] 大原 弘, 石坂 哲, 本田 凡, 他: 位相コントラスト乳房 X 線画像技術の開発, KONICA TECHNICAL REPORT, 15, 41-44, 2002.
- [10] Ishisaka A, Ohara H, Honda C, et al.: Phase contrast imaging using small focus X-ray sources, Radiology, 217, 314, 2000.
- [11] 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, 医用画像情報学会雑誌, 23(4), 120-123, 2006.
- [12] Matsuo S, Katafuchi T, Tohyama K, et al.: Evaluation of edge effect due to phase contrast imaging for mammography, Med. Phys., 32(8), 2690-2697, 2005.
- [13] 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, 日本放射線技術学会雑誌, 61(2), 245-252, 2005.
- [14] 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, 医用画像情報学会雑誌, 23(2), 79-84, 2006.
- [15] Wo X, Liu H: A new theory of phase-contrast x-ray imaging based on Wigner distributions, Med. Phys., 31(9), 2378-2384, 2004.
- [16] 大原 弘, 石坂 哲, 本田 凡, 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, 65, 501-505, 2002.
- [17] 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方, 医用画像情報学会雑誌, 21(3), 230-238, 2004.
- [18] Ishisaka A, Ohara H, and Honda C: A new method of analyzing edge effect in phase contrast imaging with incoherent x-rays, Opt. Rev., 7(6), 566-572, 2000.
- [19] 大原 弘, 儀同智紀, 石坂 哲, 他: 位相コントラスト乳房撮影の原理と画像, 医用画像情報学会雑誌, 23(2), 27-33, 2006.