

## 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

遠山 景子, 片渕 哲朗<sup>†</sup>, 松尾 悟<sup>††</sup>

京都医療技術短期大学 診療放射線技術学科 〒622-0041 京都府南丹市園部町小山東町今北 1-3

<sup>†</sup>国立循環器病センター放射線部 〒565-8565 大阪府吹田市藤白台 5-7-1

<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

(2005年12月27日受付 2006年2月16日受理)

### Clinical Implications of Phase-contrast Imaging in Mammography

Keiko TOHYAMA, Tetsuro KATAFUCHI<sup>†</sup>, and Satoru MATSUO<sup>††</sup>

Department of Radiological Technology, Kyoto College of Medical Technology  
1-3, Sonobe-cho, Nantan, Kyoto 622-0041, Japan

<sup>†</sup>Department of Radiology, National Cardiovascular Center  
5-7-1, Fujishiro-dai, Suita, Osaka 565-8565, Japan

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

(Received December 27, 2005, in final form February 16, 2006)

**Abstract:** The purpose of this study is to assess the potential usefulness of phase-contrast imaging for application to mammography. Phase-contrast images were obtained by using a customized mammography unit with a nominal focal spot size of 100 $\mu$ m, where the source-to-image distance was variable up to 1.5 m. Edge enhancement in radiograph of a plastic fiber was first confirmed in phase-contrast imaging, and then reduction of the image contrast by scattered radiation from acrylics plates added onto the plastic fiber was measured. Moreover, edge enhancement in phase-contrast imaging was observed in the images of an air-cap, and an extracted lung-specimen in comparison with those images of contact radiography. Reduction of image contrast by scattered radiation from added acrylics plates was compared between phase-contrast imaging and contact radiography with the objects of chicken-meat and a raisin. The results indicated that the image contrast in phase-contrast imaging increased with edge enhancement, and that the reduction of image contrast in phase-contrast imaging was smaller than that in contact radiography, even if the thickness of added acrylics plates increased. It is therefore the phase-contrast imaging by using the customized mammography unit would be useful so as to improve the diagnostic accuracy in mammography.

**Key words:** Phase-contrast imaging, Absorption contrast, Refraction contrast, Edge enhancement, Mammography

### 1. 緒 言

通常、撮影領域でのX線画像是、被写体でのX線エネルギーの吸収差を画像の濃淡とし、コントラストをつくり画像化している。しかし、電磁波であるX線は可視光と同様に僅かながらの屈折や干渉が生じている。この屈折や干渉の現象を画像化するのがX線位相イメージングであり、シンクロトロン放射光等のX線源の利用が可能となったことや、CCDなどの撮像デバイスの改良が進んだ結果、従来では画像化が困難であったX線位相イメージを得られるようになった。特に低密度の腺維や微細血管などは、高いコントラストを得ることが難しい軽元素で構成されているため、X線位相イメージングを用いることにより、新たな画像が得られるものと期待されている [1-3]。

X線位相イメージングは、大別して位相差のみで画像化する方法と、屈折によるエッジ効果を利用する方法がある。屈折による方法は、屈折コントラストと呼ばれ、X線が被写体を透過する際に生じる屈折によるエッジ強調の効果を利用し画像化している。この方法は、高輝度の平行な単色X線を用いるSR (シンクロトロン放射光) 単色型や、20 $\mu$ mあるいは30 $\mu$ m以下の微小焦点X線管を用いるマイクロフォーカス型、100 $\mu$ m程度の小焦点型の三つのタイプがあ

り、X線源と被写体との距離および被写体とX線検出器との距離を離すことで、従来の吸収コントラストに屈折コントラストが加わった画像を得ることができ、被写体の輪郭や内部構造の境界面を強調した画像が得られ吸収コントラストのみの画像と比較すると鮮鋭性に優れる [4-6]。

X線位相イメージングの研究は広く行われているが [1-20]、本論文では吸収コントラストに屈折コントラストが加わった画像の撮像を位相イメージングという。本研究の目的は、この位相イメージングがどのような特質を持っており、臨床的にどう生かせば有用であるかを考察することにある。その基礎的検討として、撮影装置は公称焦点寸法100 $\mu$ mの実用小焦点X線管で、撮影距離を最大1.5mまで変化できるように改良した医療用乳房X線撮影装置を使用した。検討内容は、まずプラスチックファイバーで屈折によるエッジ強調の効果を調べ、散乱体を付加した状態のコントラストの変化を測った。そして、様々なファントムを用いて従来の密着撮影と位相イメージングの視覚的評価を行い、その有用性について検討した。

### 2. 理 論

吸収コントラストによる画像と位相コントラストによる画像の違いは、X線が被写体を透過するとき生ずる波

動性の相互作用で異なる。吸収コントラストによる画像は、被写体透過後の振幅の減衰の程度を現している。一方、位相コントラストはX線の干渉や屈折を利用して、波の位置ずれを利用して画像化している [15]。X線位相イメージングを得るためには二つの条件が必要と考えられている。第一に平行(可干渉)性の高いX線を活用すること、第二に幾何学的不鋭の少ない焦点点であることであった。しかし、医療施設で使用している  $100\mu\text{m}$  程度の小焦点X線管は、放射光による単色型やマイクロフォーカス型と比べると、上記の二点を満たすのは難しい [16]。そのため、干渉を期待せずに屈折のみを利用して画像化する必要がある。

X線の屈折は、物体の境界面でのX線に対する屈折率の違いによって発生するが、その屈折率は例えば空気中のプラスチックなどでは  $0.999999$  程度と極めて1に近い [12]。この極小屈折角の効果を引き出すために、物体からX線検出器までの距離を十分にとると、X線の屈折による画像境界面でのエッジ強調画像が得られる。そして丸みを帯びた円柱状や球状の被写体では、辺縁が連続的に変化して曲率半径が大きくなり、X線の屈折角が増大し、屈折の分だけ被写体境界面の外側のX線量が増加し、そこに接する内側では逆にX線量が減少する現象が起こるため、エッジ強調が生ずる [1, 6, 11]。一方、矩形の物体でも屈折の効果は見られるが、屈折角はX線焦点からのファンビームの角度のみであるため、円柱状に比べてその効果は小さい。

医療用小焦点型X線装置は焦点寸法が大きいので、幾何学的不鋭による半影が生じて画像の鮮鋭度を低下させ、エッジ強調の程度が小さくなり位相イメージングの妨げとなることが予想される。そこで、小焦点型の屈折コントラストの発現できる条件としてエッジ強調が半影を凌ぐような距離を設定しなければならない。本田らによるシミュレーションの結果より [12]、干渉を扱わない幾何光学モデルである光線追跡法近似を適用すると、焦点寸法が  $100\mu\text{m}$  の場合、焦点-被写体間距離を  $0.5\text{m}$  以上で、被写体-フィルム間距離を  $0.25\text{m}$  以上にすれば屈折コントラストが発現すると報告している [12, 19]。

### 3. 方法

#### 3.1 使用機器

撮影装置は、公称焦点寸法  $100\mu\text{m}$  のモリブデン陽極X線管 (MDU-100B, Toshiba Medical Systems Co. Tokyo, Japan) を使った改良型乳房X線撮影装置を用いた。装置の概要を Fig.1 に示す。この装置は焦点-被写体間距離 ( $R_1$ ) を  $1\text{m}$  まで、被写体-フィルム間距離 ( $R_2$ ) を  $0.5\text{m}$  まで手動調整が可能となるよう改良している。本田らは [12]、焦点寸法が  $100\mu\text{m}$  の場合、 $R_1$  を  $0.5\text{m}$  以上、 $R_2$  を  $0.25\text{m}$  以上にすれば屈折コントラストが発現すると報告しているが、屈折コントラストを得るにはできるだけ平行なX線束が望ましいため、位相イメージングでの  $R_1$  は改良型装置で最長の  $1\text{m}$  にした。また、 $R_2$  を  $0.5\text{m}$  に設定し、1.5倍の拡大で位相イメージングを撮像した。密着撮影での  $R_1$  は通常乳房X線撮影における焦点-被写体間距離を  $0.6\sim 0.65\text{m}$  程度としているが、位相イメージングと同じ  $R_1$  で比較するために  $1\text{m}$  とした。なお、今回用いた装置は位相イメージング用に開発された装置であり、位相の効果の評価するためグリッドによる屈折を含んだ直接X線の減少なども考慮し、密着撮影および位相イメージングともにグリッドは未使用とした。

撮影に使用した増感紙/フィルム系は、MD100/CMH (Konica Minolta Medical & Graphic, Inc., Tokyo, Japan)、自動現像機

は FPM 100 (Fuji Film Medical, Co., Tokyo, Japan)、現像温度約  $34^\circ\text{C}$ 、 $210$  秒処理を用いた。

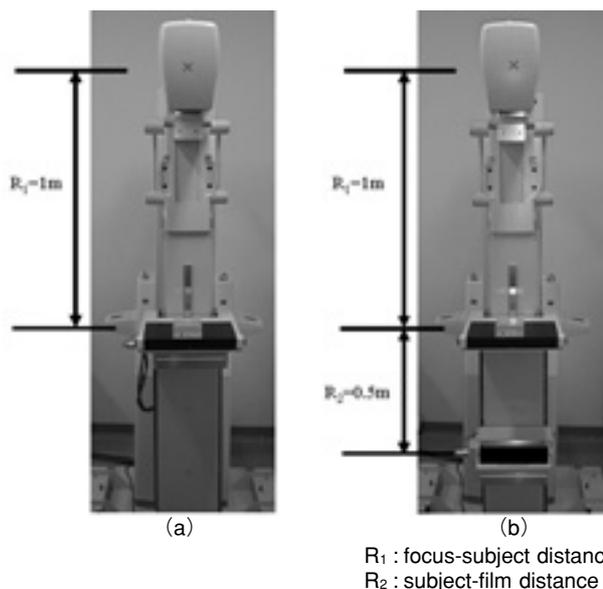


Fig.1 Geometries of a customized mammography unit; (a) contact radiography (b) phase-contrast imaging with 1.5 magnification.

#### 3.2 プラスチックファイバーによるコントラストの評価

Fig.1 に示した幾何学的配置で撮影し得られたフィルム画像について、ドラムスキャンデンストメータ (Model 2605, Abe Sekkei, Tokyo, Japan) を用いて、サンプリングサイズ  $25\mu\text{m}$  でアナログ・デジタル変換し、同時に作成したデジタル特性曲線からX線強度変換処理を行った。X線強度変換処理後、被写体周辺領域の値で正規化し、プロファイルカーブを作成した。実験のフローチャートを Fig.2 に示す。

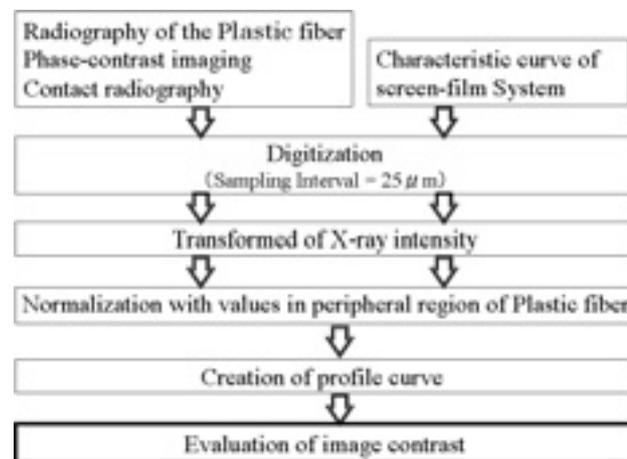


Fig.2 Illustration of approaches for spectral analysis of image quality for radiography. Procedure for evaluation of image contrast.

##### 3.2.1 屈折により生じたコントラストの評価

屈折によるコントラストを評価するために、直径  $3\text{mm}$  のプラスチックファイバーを密着撮影および位相イメージングで撮影した。管電圧は  $26\text{ kV}$ 、写真濃度は約  $1.4$  とした。X線強度変換処理されたデジタル画像からプラスチックファイバーのプロファイルカーブを作成し、密着撮影および位相イメージングの画像コントラストの評価を行った。密着撮影の画像に関しては、位相イメージング画像と同一尺度で評価できるように3次元スプライン関数により補間処理を行った。

Fig.3 に画素数 256×256 でアナログ・デジタル変換したプラスチックファイバーの位相イメージング画像およびプロファイルカーブを示す。コントラストの算出については(1)式を用いた。I<sub>max</sub> は X 線強度の最高値、I<sub>min</sub> は X 線強度の最低値とした。

$$\text{Contrast} = (I_{\max} - I_{\min}) / ((I_{\max} + I_{\min}) / 2) \quad (1)$$

また、プラスチックファイバー境界の内側と外側における X 線強度の変化を比較するため、密着撮影および位相イメージングのプロファイルカーブの 1 次微分を測定した。

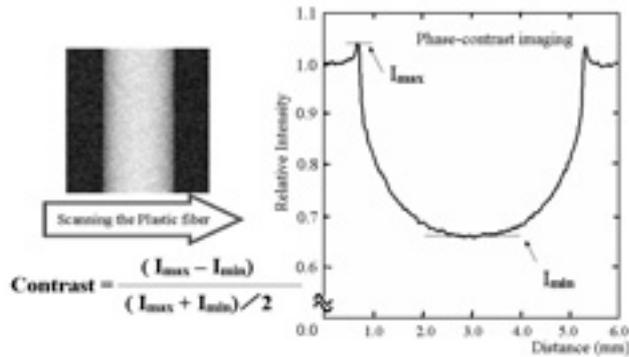


Fig.3 A profile curve of a plastic fiber with 3-mm diameter, and definition of I<sub>max</sub> and I<sub>min</sub> in the contrast for digitized images. The scanning was conducted as the direction of the arrow shown.

### 3.2.2 散乱体付加時におけるコントラストの評価

散乱 X 線が含有した場合におけるコントラストの評価をするために、直径 3 mm のプラスチックファイバーの上に厚さ 3 cm になるまで 5 mm ごとにアクリルファントムを付加し密着撮影および位相イメージングで撮影した。管電圧は 26 kV、写真濃度は約 1.4 とした。3.2.2 と同様にプラスチックファイバー画像を画素数 256×256 でアナログ・デジタル変換したプラスチックファイバーのプロファイルカーブから散乱体付加時の密着撮影および位相イメージングの画像コントラストを評価した。

### 3.3 模擬ファントムによる評価

Fig.1 に示した幾何学的配置で密着撮影および位相イメージングの画像について模擬ファントムの撮影を行った。撮像条件は 3.2 と同じ、管電圧 26 kV、写真濃度約 1.4 とした。

#### 3.3.1 模擬ファントムによる屈折コントラストの評価

屈折によるコントラストの発現効果を視認するために、低密度で X 線吸収差の小さい模擬ファントムについて密着撮影および位相イメージングで撮影した。模擬ファントムは 1cm の水面上に置いたエアキャップ、人体摘出肺標本、腫瘤陰影を模擬したレーズンを用いて視覚評価を行った。

#### 3.3.2 散乱体付加時におけるコントラストの評価

散乱 X 線が含有した場合の評価をするために、乳房模擬ファントムの上に散乱体としてアクリルファントムを付加し密着撮影および位相イメージングで撮影した。乳房模擬ファントムには乳腺を模擬した鶏肉、病巣の腫瘤陰影を模擬したレーズンを用い、鶏肉ではアクリルファントムを 3cm、レーズンでは 1cm および 3cm を加えた。得られた画像から密着像と位相イメージを比較し視覚的に評価した。

## 4. 結果

### 4.1 プラスチックファイバーによるコントラストの評価

#### 4.1.1 屈折により生じたコントラストの評価

密着撮影および位相イメージングで撮影したプラスチックファイバーのプロファイルカーブを Fig.4 に示す。画像コントラストは密着撮影では 0.427、位相イメージングでは 0.448 となった。後者の位相像では、プラスチックファイバー辺縁にエッジの強調を確認でき、密着撮影と比較して約 5% のコントラスト向上を認めた。また、プラスチックファイバー辺縁部は、境界面外側の X 線強度が増加し、内側では若干減少していた。Fig.5 に両者の境界部分におけるプロファイルカーブの 1 次微分を示す。明らかに位相イメージングでは急峻な勾配となり、密着撮影と比べてエッジコントラストが高くなっているのが認識できる。

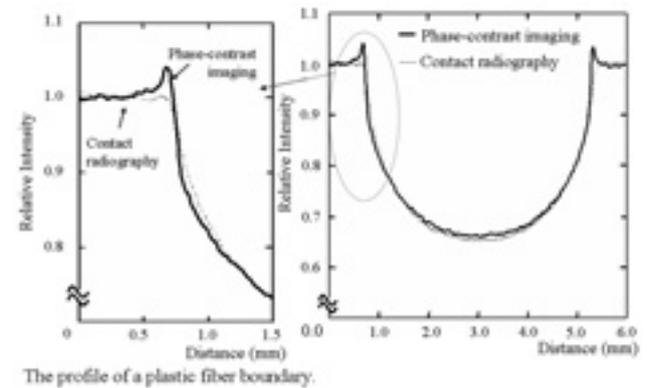


Fig.4 Comparison of profile curves of a plastic fiber between the phase-contrast imaging (solid line) and contact radiography (dotted line). The profile curve sizes of the images were adjusted to be 1.5 magnification for convenience in comparison of intensities at edge of the fiber radiographs.

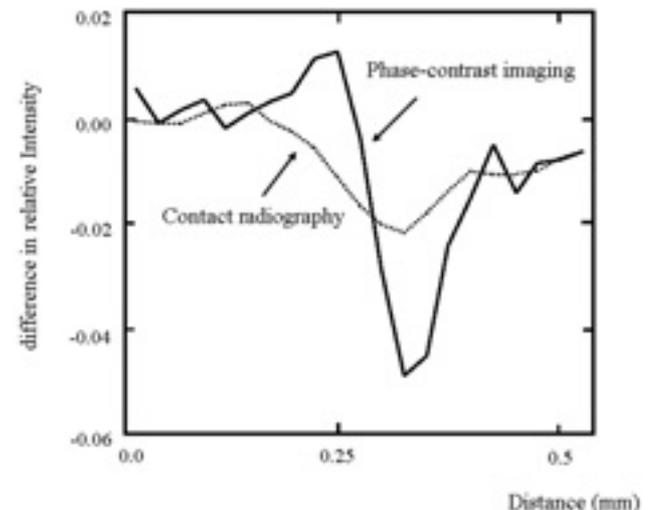
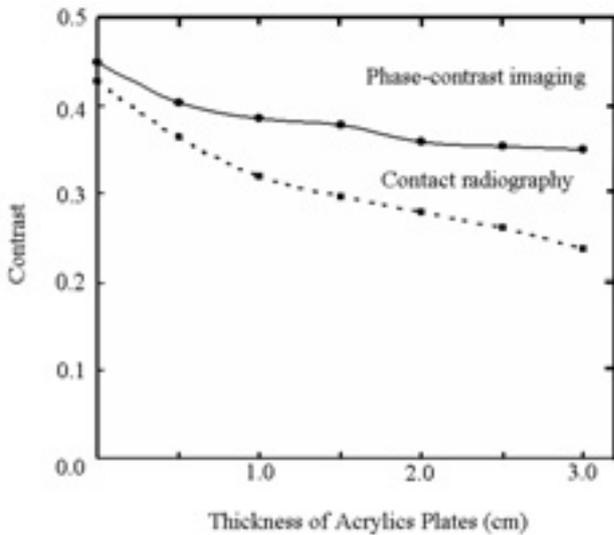


Fig.5 The first differentials of x-ray intensity profiles at a plastic fiber boundary; the phase-contrast imaging (solid line) and contact radiography (dotted line).

#### 4.1.2 散乱体付加時におけるコントラストの評価

散乱 X 線が含有した場合におけるコントラストの変化を Fig.6 に示す。散乱体無しに比べて、アクリルファントムを 1cm 付加した場合のコントラストは、密着撮影では 0.427 から 0.319 と 25.3% 低下し、位相イメージングでは 0.448 から 0.385 と 14.1% 低くなった。アクリルファント

ムを 2cmに付加した場合は、密着撮影 34.7%、位相イメージングは 19.9%、同様に 3 cmでは密着撮影 44.5%、位相イメージング 21.9% と全体的に低下しているものの、位相イメージングは密着撮影に比べて、エッジの描出は明らかに異なっていた。とくに 3 cmにおいては、位相イメージングで 2 倍程度のコントラスト向上が見られた。



**Fig.6** Contrasts of the plastic fiber obtained with different thickness of acrylics plates added onto the plastic fiber for phase-contrast imaging and conventional contact radiography.

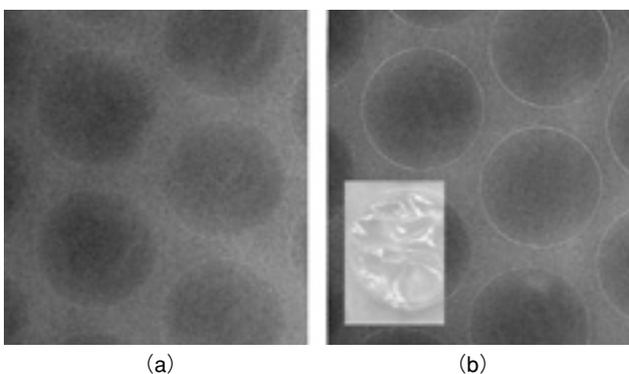
## 4.2 模擬ファントムによる評価

### 4.2.1 模擬ファントムによる屈折コントラストの評価

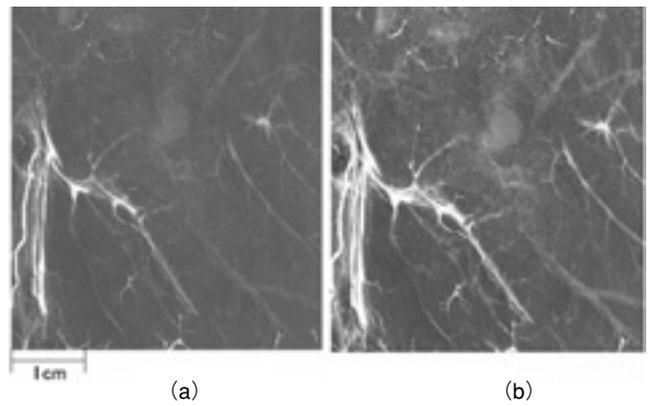
Fig.7 に 1cmの水面上に置いたエアキャップ像, Fig.8 に人体摘出肺標本像, Fig.9 に腫瘍陰影を模擬したレーズン像を示す。位相イメージングによる画像は、密着撮影の画像と比べて、Fig.7 のエアキャップ像は、X線の吸収されている水のみ部分と、吸収されない空気を含んだ部分の境界が明瞭に示されていた。同じく Fig.8 の人体摘出肺標本像は血管陰影の走行や腫瘍陰影の境界が明確に観察可能であった。また、Fig.9 に示すレーズンの像においても、輪郭や内部構造の厚みが変化した境界部分、繊維などの構造がクリアに描出されていた。

### 4.2.2 散乱体付加時におけるコントラストの評価

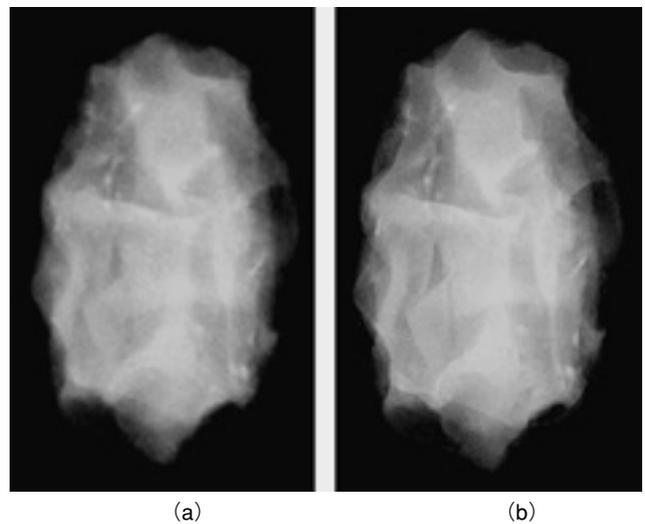
Fig.10にアクリルファントムを3cm付加した場合の鶏肉の画像を、Fig.11にアクリルファントム 1cmおよび 3cmの



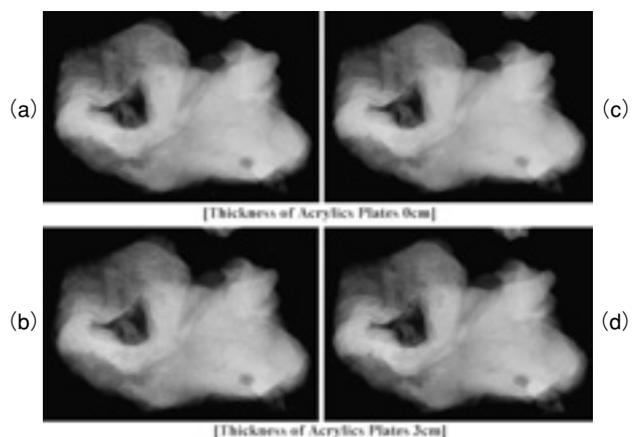
**Fig.7** Radiographs of an air-cap obtained with (a) a contact radiography and (b) a phase-contrast imaging. (The image size of the phase-contrast imaging was reduced to be equivalent with that of contact imaging for convenience in comparison.)



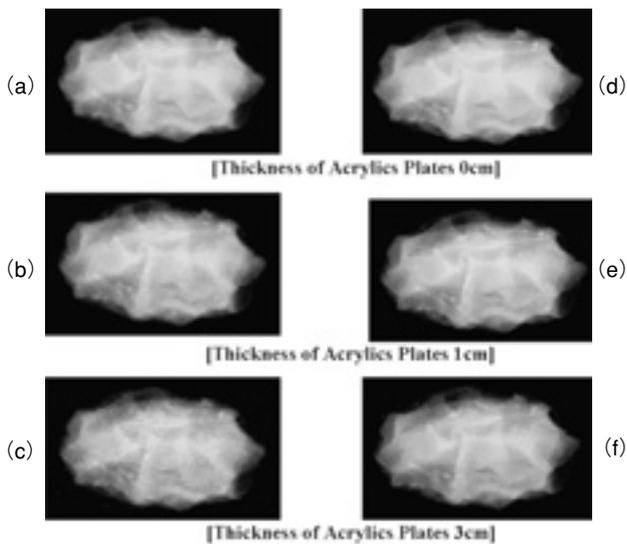
**Fig.8** Radiographs of an extracted lung-specimen obtained with (a) a contact radiography and (b) a phase-contrast imaging. (The image size of the phase-contrast imaging was reduced to be equivalent with that of contact imaging for convenience in comparison.)



**Fig.9** Radiographs of a raisin obtained with (a) a contact radiography and (b) a phase-contrast imaging. (The image size of the phase-contrast imaging was reduced to be equivalent with that of contact imaging for convenience in comparison.)



**Fig.10** Radiographs of a chicken meat piece obtained with a contact radiography shown in (a) and (b), and with a phase-contrast imaging shown in (c) and (d). (The image size of the phase-contrast imaging was reduced to be equivalent with that of contact imaging for convenience in comparison.)



**Fig.11** Radiographs of a raisin obtained with a contact radiography shown in (a), (b) and (c), and with a phase-contrast imaging shown in (d), (e) and (f).  
(The image size of the phase-contrast imaging was reduced to be equivalent with that of contact imaging for convenience in comparison.)

レーズンの画像を、それぞれ散乱体の無い場合と比較した写真を示す。位相像ではアクリルが加えられても内部構造が明瞭に把握できるが、密着像ではコントラストが低下し詳しい構造が認識困難であった。以上より、位相イメージングはファイバーだけに限らず模擬ファントムにおいても、散乱体によって画像の劣化があまり見られない撮像法であった。

## 5. 考察

今回用いた模擬ファントムでは視覚的な画質評価には適しているが、客観性や再現性に乏しい。そのため、われわれは別の論文にて乳房 X 線撮影装置の品質管理に推奨されている [21] 線量および画質評価兼用の ACR (American College of Radiology) 規格 RMI (Radiation Measurements, Inc. Middleton, WI) 製 156 型ファントム (以下 156 ファントム) を用い、Fig.1 に示した幾何学的配置で撮像を行った密着撮影と位相イメージングの視覚評価について報告した [15]。結果として、繊維組織、石灰化群、腫瘤陰影全ての項目において位相イメージングは密着撮影よりスコアの平均値で高い結果であった。これは、本論文の結果が臨床的にも一致していることを示しており、今回のファイバーおよび模擬ファントムを用いて評価したことは、臨床応用への基礎的な裏付けを示したものと考えられる。

### 5.1 幾何学的不鋭について

小焦点型 X 線管による位相イメージングは、放射光などの位相イメージングと比較すると、幾何学的不鋭による半影の影響を避けることができない。この影響の程度は、焦点寸法と焦点—被写体間距離 ( $R_1$ )、被写体—フィルム間距離 ( $R_2$ ) の三者によって決定される。今回のように焦点寸法が  $100\mu\text{m}$ 、 $R_1$  が  $1\text{m}$ 、 $R_2$  が  $0.5\text{m}$  の条件では、エッジが幾何学的拡大でぼかされても屈折コントラストを生じ、密着撮影と比較すると約 5% のコントラストが向上されていることを確認でき、一般の臨床現場で用いられている小焦点 X 線管においても、エッジ強調が半影を凌駕できる焦点—被写体間距離および被写体—フィルム間距離に設定

すると、X 線位相イメージングは十分得られることが示された。

### 5.2 エッジ強調と X 線スペクトル

今回改良した乳房 X 線撮影装置は、通常のマモグラフィと同じモリブデン陽極の X 線管を用いている。陽極の材質にモリブデンを用いる理由は、主に  $17.5\text{keV}$  と  $19.6\text{keV}$  の相対的に低いエネルギーの特性 X 線を利用して、乳房の被写体コントラストを高めるためである。位相イメージングにおいて、線スペクトルである特性 X 線を利用することは、連続 X 線を用いる通常の X 線撮影と比べて、撮影に用いる X 線波長の幅が狭くなり、その結果、高い屈折コントラストが得られ軟部組織間のエッジ強調の効果が期待できる [16]。エアキャップの水、人体摘出肺標本内の血管や腫瘤陰影、レーズン内の繊維などは低密度の模擬試料であるため、周囲組織との X 線吸収差が小さく、位相像では特性 X 線の活用による高い屈折コントラストの影響で、エッジ強調の効果を一層引き出すことができた。乳房も同様に低密度の軟部組織でつくられているため、位相イメージングのマモグラフィにおいてモリブデン陽極は適しているといえる。

### 5.3 対象物の形状

屈折コントラストは形状によっても発現の程度が変化する。円柱状であるプラスチックファイバーは丸みを帯びているため X 線の屈折角が増大し、X 線の方向が大きく変わり、ファイバー境界の内側と外側で X 線量の増減が急変する。そのため位相イメージングは受光面における輪郭の X 線強度の強弱が明瞭に分離し、プロファイルカーブの 1 次微分で密着撮影とは勾配が異なり、高いエッジコントラストを得られた。模擬ファントムでもエッジや、コントラストの増加が視覚的にも確認された。従って、乳房内の腫瘤陰影などの丸みについても屈折コントラストによるエッジ強調の効果を発揮させることができ、位相イメージングの有効性を予測できる。

### 5.4 散乱体の影響

従来での X 線撮影では被写体に吸収されると同時に、散乱 X 線が発生する。散乱 X 線は画像コントラストを低下させ画像に悪影響を与える。プラスチックファイバーにアクリルファントムを付加しない場合と  $3\text{cm}$  付加した場合のコントラストは、密着撮影で約 45% 低下したが、位相イメージングでは約 22% に留まった。鶏肉やレーズンの画像についても、位相イメージングでは散乱体を加えても密着撮影と比べて辺縁や内部構造の変化などの強調を維持した画像が得られている。密着撮影の場合、発生した散乱 X 線の多くが画像形成に関与しておりコントラストの低下が著しい。位相イメージングの場合には、被写体—フィルム間距離を大きくとることにより、空気中で低エネルギーの散乱 X 線を減弱させる散乱 X 線除去効果 (グレーデル効果) が生じ、散乱体厚を増加してもコントラストを保ち、さらに吸収コントラストに屈折コントラストが加わったことによるエッジ強調の効果により、高画質の画像を提供することが可能となる。また本田らおよび Freedman らの報告によれば、位相イメージングでのグレーデル効果は、通常で用いられる密着撮影でのグリッドによる散乱 X 線除去効果とほぼ同等である [14, 20]。位相イメージングは、被写体厚が大きい場合や、高電圧撮影など、散乱 X 線が多く存在する状況においても有効な撮影法であると考えられる [17]。マモグラフィでは一般撮影と同様、散乱 X 線の画

像コントラストへの作用は大きい. とくに高濃度の乳腺実質 (dense breast) や, 厚みの大きい乳房に対して位相イメージングは診断能の向上を期待できる.

## 6. 結 語

本論文では位相イメージングの基礎的検討として, プラスチックファイバーで屈折によるエッジ強調の効果を調べ, 様々なファントムを用いて従来の密着撮影と位相イメージングの視覚的評価を行った. その結果, 位相イメージングは屈折の効果により密着撮影に比べ, エッジコントラストが高く良好な画像が得られた. また, 散乱体が存在していても, 画像コントラストが大きく低下せず, マンモグラフィには適しているものと考えられた.

以上より, 小焦点 X 線管を用いた位相イメージングは, マンモグラフィの臨床に応用することが有用であることが示唆された.

## 謝 辞

本研究の実施にあたり, ご協力頂いたコニカミノルタエムジー株式会社開発センターの本田凡, 大原弘の諸氏に御礼申し上げます.

## 参考文献

- [1] 百生敦: 位相コントラスト X 線イメージング, 放射光, 10(3), 23-35, 1997.
- [2] Fulvia Arfelli, Valter Bonvicini, Alberto Bravin, et al.: Mammography of a Phantom and Breast Tissue with Synchrotron Radiation and a Linear-Array Silicon Detector, Radiology, 208(3), 709-715, 1998.
- [3] R.Eugene Johnston, David Washburn, Etta Pisano, et al.: Mammographic Phantom Studies with Synchrotron Radiation, Radiology, 200(3), 659-663, 1996.
- [4] Richard Fitzgerald: Phase-sensitive x-ray imaging, Phys Today, 53(7), 23-26, 2000.
- [5] N.Yagi, Y.Suzuki, K.Umetani, et al.: Refraction-enhanced x-ray imaging of mouse lung using synchrotron radiation source, Med Phys, 26(10), 2190-2193, 1999.
- [6] C J Kotre and I P Birch: Phase contrast enhancement of x-ray mammography: a design study, Phys Med Biol, 44, 2853-2866, 1999.
- [7] Tohoru Takeda, Atushi Momose, Keiichi Hirano, et al.: Human Carcinoma: Early Experience with Phase-Contrast x-ray CT with Synchrotron Radiation-Comparative Specimen Study with Optical Microscopy, Radiology, 214(1), 298-301, 2000.
- [8] 森浩一, 関根紀夫, 佐藤斉, 他: 放射光 X 線を用いた屈折コントラストによる骨画像, 医学物理, 22(1), 13-20, 2002.
- [9] Emilio Burattini, Elsa Cossu, Cosimo Di Maggio et al.: Mammography with Synchrotron Radiation, Radiology, 195(1), 239-244, 1995.
- [10] Wilkins SW, Gureyev TE, Gao D, et al.: Phase-contrast imaging using polychromatic hard X-rays, Nature, 384, 335-338, 1996.
- [11] Akira Ishisaka, Hiromu Ohara, Chika Honda: A New Method of Analyzing Edge Effect in Phase-Contrast Imaging with Incoherent X-rays, Optical Review, 7(6), 566-572, 2000.
- [12] 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, 2002.
- [13] P. Monnin, S. Bulling, J. Hozzowska et al.: Quantitative characterization of edge enhancement in phase-contrast x-ray imaging, Med Phys, 31(6), 1372-1383, 2004.
- [14] 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-, 医学物理, 22(1), 21-29, 2002.
- [15] 遠山景子, 片瀬哲郎, 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, 61(2), 245-252, 2005.
- [16] 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, 21(3), 230-238, 2004.
- [17] Donnelly Edwin F. and Price Ronald R.: Quantification of the effect of kVp of edge-enhancement index in phase-contrast radiography, Med Phys., (6), 999-1002, 2002.
- [18] Wu X and Liu H: Clinical implication of x-ray phase-contrast imaging: Theoretical foundations and design considerations, Med. Phys., 30(8), 2169-2179, 2003.
- [19] Satoru Matsuo, Tetsuro Katafuchi, Keiko Tohyama: Evaluation of Edge Effect Due to Phase-Contrast Imaging for Mammography, Med. Phys., 32(8), 2690-2697, 2005.
- [20] Matthew T Freedman, Shih-Chung B. Lo, Chika Honda, et al.: Phase-Contrast Digital Mammography Using Molybdenum X-Ray: Clinical Implications in Detectability Improvement, Yaffe MJ, Antonuk LE (Ed.), Phys. Med. Imag. Proc. SPIE., 5030, 533-540, 2003.
- [21] 放射線医学叢書 (14-2) 乳房撮影精度管理マニュアル (改訂版), 日本放射線技術学会放射線撮影分科会, 51-56, 1999.