原 著

X線位相イメージングのマンモグラフィへの応用

遠山景子・片渕哲朗¹⁾・松尾 悟²⁾・杜下淳次³⁾・山田勝彦論文受付
2004年8月4日論文受理
2004年11月8日

Code No. 242

京都医療技術短期大学診療放射線技術学科

1)国立循環器病センター放射線部

2)滋賀医科大学附属病院放射線部

3)九州大学医学部保健学科

緒 言

通常、X線画像は、被写体でのX線エネルギーの吸収差を画像化している。X線を電磁波として考えれば屈折や干渉が生じている。この現象を画像化するのがX線位相イメージングであり、最近この撮像法が注目されている。X線位相イメージングは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、電荷結合素子などの検出器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。特に低密度の軟部組織は、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と従来のX線エネルギーの吸収差では画像化が困難であった画像を得ら

れることに期待が持たれている¹⁻³⁾。

X線位相イメージングは、大別して位相差を用いる方法と、屈折によるエッジ効果を利用する方法がある。位相差を用いる方法は狭義の位相コントラストと呼ばれ、シンクロトロン放射光による単色X線を利用して、X線の干渉で起こる位相差を画像化している⁴⁾。一方、屈折による方法は、屈折コントラストと呼ばれている。この方法は、X線が被写体を透過するときに生じる屈折によるエッジ強調の効果を利用している。このとき、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

Application of Phase Contrast Imaging to Mammography

KEIKO TOHYAMA, TETSURO KATAFUCHI,¹⁾ SATORU MATSUO,²⁾ JUNJI MORISHITA,³⁾
and KATSUHIKO YAMADA

Department of Radiological Technology, Kyoto College of Medical Technology

1)Department of Radiology, National Cardiovascular Center

2)Department of Radiology, Shiga University of Medical Science Attached Hospital

3)Department of Health Sciences, School of Medicine, Kyushu University

Received Aug. 4, 2004; Revision accepted Nov. 8, 2004; Code No. 242

Summary

Phase contrast images were obtained experimentally by using a customized mammography unit with a nominal focal spot size of 100 μm and variable source-to-image distances of up to 1.5 m. The purpose of this study was to examine the applicability and potential usefulness of phase contrast imaging for mammography. A mammography phantom (ACR156 RMI phantom) was imaged, and its visibility was examined. The optical density of the phantom images was adjusted to approximately 1.3 for both the contact and phase contrast images. Forty-one observers (18 medical doctors and 23 radiological technologists) participated in visual evaluation of the images. Results showed that, in comparison with the images of contact mammography, the phantom images of phase contrast imaging demonstrated statistically significantly superior visibility for fibers, clustered micro-calcifications, and masses. Therefore, phase contrast imaging obtained by using the customized mammography unit would be useful for improving diagnostic accuracy in mammography.

Key words: Phase contrast imaging, Absorption contrast, Refraction contrast, Edge enhancement

別刷資料請求先：〒622-0041 京都府船井郡園部町小山東町今北1-3
京都医療技術短期大学 診療放射線技術学科 遠山景子 宛

像が得られる⁵⁻⁷⁾。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。この手法は、市販されている小焦点X線管を用いて撮像することが可能であり、前述の位相コントラストの画像化で必要であった特別なX線源や光学素子等を必要としない。

X線位相イメージングの研究は広く行われているが¹⁻¹⁴⁾、実際に人体の臨床例を撮像し、応用された報告はほとんどみられない。今回われわれは、乳房撮影用の小焦点(公称焦点寸法 $100\mu\text{m}$)の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乳房撮影装置を利用して、マンモグラフィに対する位相イメージングを試み、画像評価用乳房ファントムの視覚評価を行ってその有用性を調べた。

1. 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線を用いて被写体を透過するときに生ずる波動性を持つX線と物質との相互作用で異なる。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について、概要をFig. 1に示す。波動は波の高さを示す振幅と波の位置を表す位相で表現される。振幅は被写体があるときに減衰し、場所によって振幅の減衰の程度が異なるときに吸収コントラストによる画像として現れる。位相は被写体のなかを波が伝わる速さによって進んだり遅れたりして波の位置がずれる。この波の位置のずれを画像化すると位相コントラストによる画像になる。位相の変化は屈折や干渉として観測され、屈折を利用したのが屈折コントラストである。

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。すなわち、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屈折の分、減少する現象が起こり、屈折コントラストによるエッジ強調が生ずる^{1, 7)}(Fig. 2)。

X線位相イメージングの手法には、干渉計型、回折強調画像型、シャドウグラフ型の三つがある⁵⁾。これらのなかで屈折コントラストによるX線位相イメージングは、シャドウグラフ型であり、これはさらにSR単色型、マイクロフォーカス型、小焦点型の三つのタイプに分類される。SR単色型は、放射光より得られ、高輝度の単色X線を用いることにより鮮鋭性の優れた画像が得られる⁶⁾。しかし、SR単色型は巨大な施

Fig. 1 Illustration of an absorption image and phase image.

Fig. 2 Illustration of edge effect due to refraction contrast in the case of an ideal point X-ray source and long distance between the subject and X-ray detector.

設を要するため、設置できる数も限られている^{8, 9)}。マイクロフォーカス型は、焦点寸法が $20\mu\text{m}$ 以下の微小焦点X線管による非単色X線を用いて画像化する。この方式は、物体の境界面が強調されたエッジ強調画像が得られるが¹⁰⁾、焦点寸法が小さいので十分なX線出力を得ることが困難なため、臨床への応用は難しい。一方、小焦点型は医療現場で使用している $100\mu\text{m}$ 程度の小焦点X線管を用い、物体の境界面がエッジ強調した画像を得ることができる¹¹⁾。SR単色型やマイクロフォーカス型はX線源の大きさが無視できるほど小さいため、幾何学的不鋭のないエッジ強調が得られる。しかし、市販の小焦点型X線装置は、SR単色型やマイクロフォーカス型の焦点寸法と比べると大きいので、焦点寸法の幾何学的不鋭による半影が画像の鮮鋭度を低下させ、エッジ強調の程度が低い。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駕するような距離を設定しなければならない。焦点寸法が $100\mu\text{m}$ の場合、理論的には焦

点-被写体間距離を 0.5m 以上, 被写体-フィルム間距離を 0.25m 以上にすれば屈折コントラストが発現すると報告されている¹²⁾.

2. 使用機器および撮影条件

撮影装置は, 公称焦点寸法 100 μ m のモリブデン陽極 X 線管 (DRX-B1146-Mo, 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. 3 に示す. この装置は焦点-被写体間距離 (R_1) を 0.6m から 1m まで, 被写体-フィルム間距離 (R_2) を 0m から 0.5m まで手動調整ができるように改良している. 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. そのために, 位相イメージングでの R_1 は, 改良型装置で最長の 1m にした. また, R_2 を 0.5m 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 0.6~0.65m 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 1m 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, 位相の効果を評価するため両者ともグリッドは未使用とした.

視覚評価には, 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 FPM100 (Fuji Film Medical, Co. Tokyo, Japan) 現像温度約 34°C, 210 秒処理を用い, 管電圧 32kV, 写真濃度はファントム中央付近で約 1.3 (1.28~1.33) とした. 通常ファントム撮影での管電圧は 28kV であるが, R_1 を 1m, R_2 を 0.5m と設定したため, 十分な写真濃度となる X 線出力が得られなかった. そこで管電圧を 32kV に設定し, 写真濃度は約 1.3 となった. このときの mAs 値は密着撮影で 25mAs, 位相イメージングでは 90mAs であった.

3. ファントム画像の視覚評価

Fig. 3 に示した幾何学的配置で, 156 ファントムを密着撮影と位相イメージングで, それぞれ 5 枚撮影した. これらの画像の視覚評価は, 乳房撮影精度管理マニュアル (乳房撮影ガイドライン)¹⁵⁾ に基づいて, ファントム内にある繊維組織 (ナイロン繊維), 石灰化群 (酸化アルミニウムおよび酸化マグネシウム), 腫瘍陰影 (プラスチック円板) の模擬試料の見え方を点数化した. 各試料は, 繊維組織および石灰化群については直径の大きいものから順に, 腫瘍陰影は直径が大きく深さが深いものから順に観察を始め, 識別できるものを

1 点もしくは 0.5 点を加算し, 識別できなくなる 0 点または 0.5 点まで得点をつける方式を用いた¹⁵⁾.

視覚評価用の 156 ファントム画像 (位相イメージング) を Fig. 4 に, 観察者が用いた評価採点基準を Table に示す. 観察者は, 医師 18 名, 技師 23 名の計 41 名で, その経験年数の平均値と標準偏差は, 医師が 14.7 $\pm$ 9.98 年, 技師が 7.4 $\pm$ 0.81 年であった. 156 ファントム画像は, マスキング機能付きのマンモグラフィ用シャウカステンを使用して, 臨床画像の読影と同等のシャウカステンの輝度 (3500cd/m² 以上), および, 部屋の照度 (シャウカステン近辺で 50lx 程度) とした. 密着撮影による 156 ファントム画像 5 枚と, 位相イメージングによる 156 ファントム画像 5 枚をランダムに観察者に提示して, 視覚評価を行った. 観察の際, 評価する画像には必ずマスキングを行い, 拡大鏡を用いた場合と同じものとした. 各画像の評価時間は 1 分以内とした.

4. 結果

Fig. 5 に, 密着撮影および位相イメージングの 156 ファントムの模擬の繊維組織, 石灰化群, 腫瘍陰影について, それぞれのスコアの平均値と, その標準偏差をエラーバーで示す. 繊維組織に対するスコアの平均値は, 密着撮影が 4.4, 位相イメージングが 5.3 であり, 位相イメージングの平均値は密着撮影より 0.9 高い結果となった. 同様に, 位相イメージングの平均値は, 密着撮影と比べて, 石灰化群では 0.9, 腫瘍陰影では 1.1 高い値を示した.

模擬の繊維組織, 石灰化群, 腫瘍陰影に対する評価点数を合計したスコアの平均値と標準偏差の結果を Fig. 6 に示す. 合計点数は, 密着撮影が 10.2 に対して, 位相イメージングでは 13.1 と明らかに高い値を示した.

また, 両側ペアード t 検定で有意差検定を行ったところ, 位相イメージングと密着撮影の間には, 繊維組織, 石灰化群, 腫瘍陰影, 三つの陰影の合計点数, すべての項目において有意水準 0.01 で, 統計的に有意な差がみられた.

観察者の経験年数が 5 年以上と 5 年未満で比較した結果を Fig. 7 に示す. 有意水準 0.01 で統計的に有意な差はみられず, 経験年数によって評価が異なることはなかった.

5. 考察

156 ファントムの視覚評価では, 模擬の繊維組織, 石灰化群, 腫瘍陰影すべ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となった. 位相イメージングの平均値が高かった理由とし

Fig. 3 Geometries of the customized mammography system.
(a) For contact radiography.
(b) For phase contrast imaging with x1.5 magnification.

Fig. 4 Radiograph of the ACR 156 phantom (RMI) used for evaluating subjective visibility.

Table Method of evaluation for the 156 phantom.

Score	1	0.5
Fibers	A fiber is counted as 1 if its entire length is visible at the correct location and with correct orientation.	A fiber is counted as 0.5 if its one half or more length is visible at the correct location and with correct orientation.
Clustered micro calcifications	If 4 or more of the 6 calcifications are visible, a value of 1 is assigned.	If at least 2 of the 6 calcifications are visible, a value of 0.5 is given.
Masses	A mass is counted as 1 point if a density difference is seen at the correct location, and a circular border and a density difference should be noted.	A score of 0.5 points is awarded if density difference is seen at the correct location but the shape is not circular.

Fig. 5 Comparisons of visibility of the 156 phantom for contact radiography and phase contrast imaging. Results for fibers, clustered micro-calcifications, and masses are indicated in (a), (b), and (c), respectively.

Fig. 6 Total scores for contact radiography and phase contrast imaging in evaluating images of the 156 phantom.

て、(1)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、(2)位相イメージングの得られやすいナイロン繊維、プラスチック円板などの低密度模擬試料の利用、(3)グレーデル効果による散乱X線の減少、(4)画像拡大の効果、などが考えられる。一方、屈折による位相コントラストの効果よりも、画像拡大やグレーデル効果の影響の方が大きいのではないかという疑問が残る。本研究は緒言で述べたように、X線位相イメージングを乳房撮影に応用したときに有用であるかどうかを視覚的に評価することが目的である。そのため、本論文ではあえて位相イメージングの物理的な効果については深く論じていない。しかし、われわれは位相イメージングにおける屈折コントラストのエッジ効果について、ファイバー等を被写体として物理的に確認している。位相イメージングにおけるエッジ強調の物理的な評価の詳細については別の論文で報告する。

156ファントムの腫瘍陰影に着目すると、位相イメージングは密着撮影よりスコアの平均値が高く、視覚的な描出において差のある結果となった。今回改良した乳房X線撮影装置は、通常の乳房撮影と同じモリブデン陽極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、17.5keVと19.6keV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、このような特性X線を利用することは、制動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。特に腫瘍陰影は、周囲組織と腫瘍陰影間のX線吸収差が、他の繊維組織や石灰化群の模擬試料と比べて小さい。そこで、位相イメージングによる屈折コントラストの影響を利用すると、他の模擬試料よりエッジ強調の効果を一層引き出すことができる。加えて、位相イメージングでは形状にも影響され、腫瘍陰影は効果の出やすい傾向にある。その理由は、丸みを帯びた円柱状や球状の物体では輪郭が連続的に変化し、曲率半径が大きくなり、X線の屈折角が増大するので、受光面における輪郭の描出は屈折角が大きいほどX線強度の強弱が明瞭に分離し、エッジが強調される^{11, 12, 14)}。一方、矩形状の物体でも屈折の効果はみられるが、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。物体をある種のプリズムと想定すれば、その現象は光の場合と似ている。Fig. 8に腫瘍陰影を模擬したレーズンの画像を示す。位相イメージングによるレーズンの画像は、密着撮影の画像と比べて、エッジ強調や、コントラストの増加が視覚的にも確認できる。こ

Fig. 7 Total scores for contact radiography and phase contrast imaging in evaluating images of the 156 phantom.

(a) At least five years of experience.
(b) Less than five years of experience.

のことから、実際の乳房撮影においても位相イメージングの有用性が期待できる。

156ファントムの石灰化群では、位相イメージングのスコアの平均値は高いものの、密着撮影と位相イメージングの差は視覚的には大きくなかった。その理由として石灰化群は、X線吸収が大きいので吸収コントラストが相対的に強く、屈折コントラストによるエッジ強調の効果や形状による影響が現れにくかったためと推察される。

本論文で用いたような小焦点型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 1m 、 R_2 が 0.5m の条件では、エッジが幾何学的拡大でばかされても屈折コントラストを生じていることが確認できた。この幾何学的配置については、どのような条件が最も適切であるか、今後の検討課題としたい。しかし、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確認できた。

Fig. 8 Radiographs of a raisin obtained with contact radiography (a) and phase contrast imaging (b). (Image size for phase contrast imaging was reduced for comparison.)

a | b

本研究では、焦点-被写体間距離を1mとして、密着撮影と位相イメージングの撮影線量を比較したところ、同一写真濃度を得るために、位相イメージングは、密着撮影の3.6倍多い線量が必要であった。しかし、これは密着撮影でグリッドを未使用とした場合である。本来の臨床現場ではグリッドが用いられていることを考慮すると、通常の2倍程度の線量であると考えられる¹⁴⁾。また、本田らの初期の研究成果¹⁴⁾では、高感度増感紙を使用することで、被曝線量軽減が期待できるが、本研究では、通常で市販、使用されているマンモグラフィ用増感紙を使用した。今後はさらに高感度な増感紙/フィルム系の使用や、高感度なデジタルの撮像系を用いることで被曝線量を軽減できる可能性がある。

6. 結 語

本論文で、位相イメージングが撮像できるように改

良した乳房X線撮影装置を用いて画像評価用ファントムによる視覚的評価を行った。その結果、密着撮影より位相イメージングの視認性が優れており、有意に高いスコアが得られた。以上より、小焦点X線管を用いた位相イメージングは乳房撮影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

156ファントム画像評価にご協力いただいた京都大学医学部附属病院、滋賀医科大学附属病院の先生方に感謝致します。

また、本研究の実施にあたり、ご協力いただいたコニカミノルタ株式会社MG開発センターの本田 凡、大原 弘、島田文生の諸氏に御礼申し上げます。

本研究は平成15年度の政策医療振興財団の研究助成を受けた。

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) Arfelli F, Bonvicini V, Bravin A, 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) Johnston RE, Washburn D, Pisano E, et al.: Mammographic Phantom Studies with Synchrotron Radiation. Radiology, 200(3), 659-663, (1996)。
- 4) Takeda T, Momose A, Hirano K, 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)。
- 5) Fitzgerald R: Phase-sensitive x-ray imaging. Phys Today, 53(7), 23-26, (2000)。
- 6) Yagi N, Suzuki Y, Umetani K, et al.: Refraction-enhanced x-ray imaging of mouse lung using synchrotron radiation source. Med Phys, 26(10), 2190-2193, (1999)。
- 7) Kotre CJ, and Birch IP: Phase contrast enhancement of x-ray mammography: a design study. Phys Med Biol, 44, 2853-2866, (1999)。
- 8) 森 浩一，関根紀夫，佐藤 一斉，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) Burattini E, Cossu E, Maggio C, 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) Ishisaka A, Ohara H, and Honda C: 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, 別刷，(2002)。
- 13) Monnin P, Bulling S, Hoszowska J, 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) 放射線医療技術学叢書(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)。

図表の説明

- Fig. 1 吸収イメージと位相イメージの例
- Fig. 2 理想的な点線源および被写体とX線検知器間の長い距離での屈折コントラストによるエッジ効果の例
- Fig. 3 改良型乳房X線撮影装置の幾何学的配置
(a)密着撮影用
(b)1.5倍拡大の位相イメージング用
- Fig. 4 主観的視覚評価のために使用されたACR規格(RMI)156ファントムの画像
- Fig. 5 密着撮影および位相イメージングについての156ファントムの評価比較
繊維組織(a)，微小石灰化群(b)，腫瘍陰影(c)のそれぞれの結果。
- Fig. 6 密着撮影および位相イメージングについての156ファントム画像評価の合計スコア
- Fig. 7 密着撮影および位相イメージングについての156ファントム画像評価の合計スコア
(a)経験年数が5年以上
(b)経験年数が5年未満
- Fig. 8 (a)密着撮影および(b)位相イメージングで得られたレーズンの画像(位相イメージングの画像サイズは比較のために縮小している)。
- Table 156ファントムの評価方法