

# 位相コントラスト技術の乳房撮影への適用に関わる理論的考察

Theoretical Analysis of Phase Contrast Imaging for Mammography

石坂 哲\*  
Ishisaka, Akira

大原 弘\*  
Ohara, Hiromu

本田 凡\*  
Honda, Chika

島田 文生\*  
Shimada, Fumio

## 要旨

インコヒーレントなX線における位相コントラスト効果発現の条件を探るため、屈折理論を用いて、強度分布計算式および効果の指標となるエッジ半値幅の理論式を導出した。これにより、実用的なX線源で位相コントラスト効果の得られる条件を推定することが可能となり、またプラスチックファイバーを用いた実験により理論の正しさも検証した。

この理論に基づく解析の結果、位相コントラスト技術は乳房撮影への応用が有効であることが明らかになり、実際にファントム撮影によりその効果を検証した。この技術は、画期的な高画質を謳ったPCM (Phase Contrast Mammography) システムとして2005年初めに商品化される予定である。

## Abstract

A new theory of phase contrast imaging has been devised based on refractive theory applied to incoherent x-rays. This theory provides equations that determine the half width of the edge effect caused by phase contrast, and this enables prediction of the conditions under which edge effect can be detected using practical x-ray tubes. An experiment using a plastic fiber under such predicted conditions has confirmed the accuracy of the theory. The theory also predicts advantages to applying phase contrast to mammography, and, through phantom experiments, the efficiency of PCM (phase contrast mammography) has also been confirmed. Applied to PCM systems, this technology will provide dramatically high image quality.

## 1 はじめに

X線画像は、医療あるいは電子回路などの非破壊検査において、従来より広く用いられている。これらX線画像の形成原理は、そのほとんどが物体の内部構造に基づくX線吸収の差、すなわち吸収コントラストによっており、X線の粒子としての性質を利用するものである。一方、X線は光と同様に電磁波であるため、回折や干渉などの波としての性質も有している。

この波動としての性質を利用した位相コントラストによるX線画像も、近年になって報告され、注目を集めている。<sup>1)</sup> このうち、X線源、被写体、ディテクタを一列に配した撮影系はインライン型またはシャドウグラフ型と呼ばれ、簡単な装置構成でエッジ強調などの位相コントラストを得ることができる。<sup>2,3)</sup> しかしX線は光に対して波長が4桁程度小さく、また空気との屈折率差も $10^{-6}$ レベルと非常に小さいため、位相コントラストを観測することは、光領域に比べ原理的に遙かに難しい。

このため、これまでX線により位相コントラストを得るには、シンクロトロン放射光を利用した平行X線あるいはマイクロフォーカスX線源など、空間的コヒーレンスの高いX線源が必要と考えられてきた。

しかしこのようなX線源は設備が巨大であったり、出力が微弱であったりして、実際の医療などの現場で使用されることは難しく、X線による位相コントラストの利用は、研究用途に限られているのが実状であった。

ここで我々は、医療現場で使用できる実用的なX線源、すなわち $100\mu\text{m}$ 程度の有限な焦点径を有するX線源を用いて位相コントラスト効果を得るため、インコヒーレント系における位相コントラストによるエッジ効果の発現原理を解明し、エッジ強調幅の理論式を導出した。これにより実用的なX線源を用いて位相コントラストを得るための条件を予測することが可能となり、実際にプラスチックファイバー等により位相コントラストの発現を確認し、理論の正しさを立証した<sup>4)</sup>。

今回我々が導出した理論は、X線画像の中でも乳房撮影(マンモグラフィ)において効果が大きいことを示唆しており、実際、乳房撮影の標準的な評価ツールであるACR規格156ファントムを、理論式より予測された条件において撮影、評価したところ、従来の画像に対して大幅な検出能の向上が確認され、乳房撮影における位相コントラスト効果の有効性が確認された<sup>5)</sup>。本論文では、PCMシステムを生む基礎となったエッジ強調幅の理論式を導出し、屈折理論と回折理論を対比させながら、インコヒーレントな系における位相コントラスト発現原理について述べる。

\* 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

## 2 エッジ強調理論式の導出

まず、X線の屈折モデルを用いてエッジ強調の理論式を導出する。<sup>4)</sup>

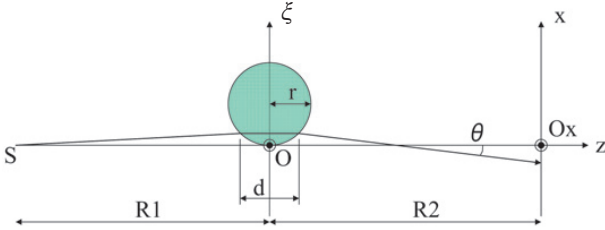


Fig.1 Refraction model

Fig. 1 のように空気中にある半径  $r$ 、屈折率  $1-\delta$  ( $\delta > 1$ ) の円柱状位相物体を、点光源  $S$  からの光線 (X線) が通過する場合を考える。点光源  $S$  を通り円柱に接する直線を光軸 ( $z$  軸) とし、円柱との接点を原点として Fig. 1 のように  $\xi-\eta$  (グザイ-イータ) 平面をとる。紙面に垂直方向が  $\eta$  軸である。また光源  $S$  から  $\xi$  軸までの距離を  $R1$  ( $R1 > 0$ ) とし、 $\xi$  軸から距離  $R2$  ( $R2 > 0$ ) の位置に像面として  $x-y$  平面を取る。紙面に垂直方向が  $y$  軸である。

ここで、光軸から僅かに角度を持った光線が円柱に入射した場合の、光線の振る舞いを考える。光線と光軸のなす角が小さいため、 $\xi, \eta$  の 2 次より高次の項は無視できるものとする。物体への入射高および射出高は  $\xi-\eta$  平面上の値で近似することができる。 $\xi-\eta$  平面上で  $(\xi, \eta)$  の位置を通る光線が、物体と空気の屈折率差によって受ける波面のズレは、光線と  $\eta$  軸についての方向余弦を  $\cos \beta$  として、

$$\begin{aligned} W2(\xi, \eta) &= \delta \cdot d / \cos \beta \\ &= \delta \cdot 2(2r\xi - \xi^2)^{1/2} / (1 + \beta^2/2 + \dots) \\ &\approx 2\delta (2r)^{1/2} \xi^{1/2} \end{aligned} \quad (1)$$

また  $S$  から発する光は球面波であるから、物体入射直前の波面形状は

$$W1(\xi, \eta) \approx -(\xi^2 + \eta^2) / 2R1 \quad (2)$$

と近似できる。物体透過直後の波面形状  $W(\xi, \eta)$  は、 $\xi > 0$  では、

$$\begin{aligned} W(\xi, \eta) &= W1(\xi, \eta) + W2(\xi, \eta) \\ &= -(\xi^2 + \eta^2) / 2R1 + 2\delta (2r)^{1/2} \xi^{1/2} \end{aligned} \quad (3)$$

と表される。屈折後の光線が光軸となす角  $\theta$ 、 $\xi$ 、 $\eta$  は、波面形状  $W(\xi, \eta)$  の微分で与えられるので、光線が  $x-y$  平面を切る座標は、

$$\begin{aligned} x &= \xi + R2 \cdot \tan \theta \xi \\ &= \xi - R2 \cdot \partial W(\xi, \eta) / \partial \xi \end{aligned} \quad (4)$$

同様に

$$y = \eta - R2 \cdot \partial W(\xi, \eta) / \partial \eta \quad (5)$$

を得る。

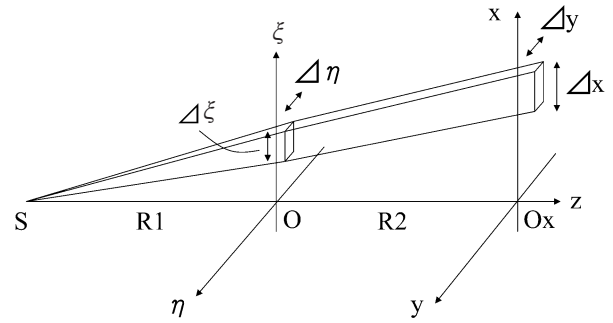


Fig.2 Intensity calculation

次に  $x-y$  平面上における強度分布を計算する。 $\xi-\eta$  平面上でのある点の強度  $I1$ 、この点を通る光線が  $x-y$  平面と交わる点の強度  $I2$  は、Fig. 2 より  $\xi-\eta$  平面上での微小面積  $\Delta \xi \Delta \eta$  が  $\Delta x \Delta y$  に引き延ばされるので、

$$I2 = I1 / \{ (\Delta x / \Delta \xi) \cdot (\Delta y / \Delta \eta) \} \quad (6)$$

と書ける。ここで(4)式より

$$\begin{aligned} \frac{\Delta x}{\Delta \xi} &= \frac{(\xi + \Delta \xi) - R2 \left\{ \frac{\partial W(\xi + \Delta \xi, \eta)}{\partial \xi} \right\} - \left\{ \xi - R2 \frac{\partial W(\xi, \eta)}{\partial \xi} \right\}}{\Delta \xi} \\ &= 1 - R2 \cdot \partial^2 W(\xi, \eta) / \partial \xi^2 \end{aligned} \quad (7)$$

同様に

$$\Delta y / \Delta \eta = 1 - R2 \cdot \partial^2 W(\xi, \eta) / \partial \eta^2 \quad (8)$$

を得る。

$$W(\xi, \eta) = W1(\xi, \eta) + W2(\xi, \eta)$$

であるから、 $\xi$ 、 $\eta$  についての 2 階微分をそれぞれ

$W1\xi''$ 、 $W2\xi''$ 、 $W1\eta''$ 、 $W2\eta''$  で表し、(7)、(8)式は

$$\Delta x / \Delta \xi = 1 - R2(W1\xi'' + W2\xi'') \quad (9)$$

$$\Delta y / \Delta \eta = 1 - R2(W1\eta'' + W2\eta'') \quad (10)$$

これらを用いて(6)式は

$$I2 = \frac{I1}{\{1 - R2(W1\xi'' + W2\xi'')\} \{1 - R2(W1\eta'' + W2\eta'')\}} \quad (11)$$

これを円柱がないとき ( $W2 = 0$ ) の強度で正規化して

$$I2 = \frac{(1 - R2W1\xi'')(1 - R2W1\eta'')}{\{1 - R2(W1\xi'' + W2\xi'')\} \{1 - R2(W1\eta'' + W2\eta'')\}} \quad (12)$$

を得る。これが物体形状によらない 2 次元強度分布の一般式である。

円柱物体の場合は、(1)、(2)より

$$W1\xi'' = W1\eta'' = -1/R1$$

$$W2\xi'' = -\delta (2r)^{1/2} \xi^{-3/2}/2$$

$$W2\eta'' = 0$$

これらを代入して強度分布の具体的な形は

$$I2 = \frac{1 + R2/R1}{1 + R2/R1 + R2\delta (2r)^{1/2} \xi^{-3/2}/2} \quad (13)$$

となる。これは  $\xi > 0$  の領域を通る光束によって引き起こされる強度分布であり、 $x-y$  平面上で  $x < 0$  の部分については、直接  $x-y$  平面に到達する成分も加えて、

$$I_2 = 1 + \frac{1+R_2/R_1}{1+R_2/R_1+R_2\delta(2r)^{1/2}\xi^{-3/2}/2} \quad (14)$$

となる。

(13), (14)式より、 $I_2$ は $\xi$ にのみ依存するが、(4)より

$$\begin{aligned} x &= \xi - R_2 \cdot \partial W(\xi, \eta) / \partial \xi \\ &= \xi - R_2 \cdot \{-\xi/R_1 + \delta(2r)^{1/2}/\xi^{1/2}\} \\ &= \xi(1+R_2/R_1) - R_2\delta(2r)^{1/2}/\xi^{1/2} \end{aligned} \quad (15)$$

となり  $x$  も  $\xi$  にのみ依存するため、 $x-y$  平面内の強度分布は  $y$  によらず、 $y=0$  すなわち  $x-y$  平面における強度分布を計算すればよいことがわかる。

(13)または(14)式の強度分布を  $x$  の関数で表すには、 $\xi$  を十分細かく分割し(15)式より求まる  $x$  と  $I$  をプロットすればよい。例として、 $R_1=0.5\text{m}$ ,  $R_2=0.5\text{m}$ ,  $r=0.5\text{mm}$ ,  $\delta=1 \times 10^{-6}$  の条件における強度分布を Fig. 3 に示す。

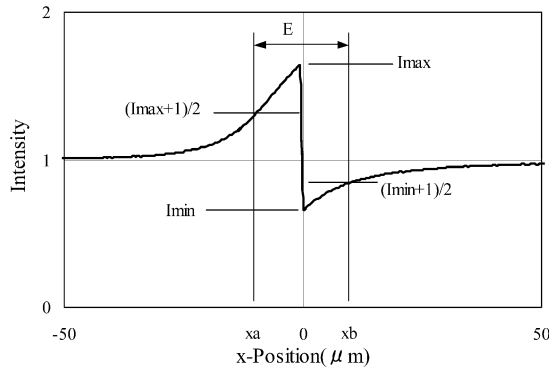


Fig.3 Intensity profile of the edge of a plastic fiber

Fig. 3 より、強度分布は  $x=0$  をはさんで最大値、最小値が存在する形となる。ここで最大値、最小値の値を求めてみる。まず最小値  $I_{\min}$  は  $x \rightarrow +0$  において得られるので、(15)において  $x=0$  として

$$(1+R_2/R_1) - R_2\delta(2r)^{1/2}/\xi^{1/2} = 0$$

これを解いて

$$\xi_0 = (1+R_2/R_1)^{-2/3} \{R_2\delta(2r)^{1/2}\}^{2/3} \quad (16)$$

このときの強度  $I(\xi_0)$  が  $I_{\min}$  である。(16)の  $\xi_0$  を(13)式に代入すると、

$$I_{\min} = I(\xi_0) = 2/3 \approx 0.67 \quad (17)$$

となり、パラメータに依存しない定数となる。最大値  $I_{\max}$  はこれに物体を透過しない光束が加わった値となるので、

$$I_{\max} = 1 + I_{\min} = 1 + 2/3 \approx 1.67 \quad (18)$$

と、やはり定数となる。

このように最大値、最小値が系のパラメータに依存しないため、強度分布を特徴づける量として、高さではなく、幅に注目してみる。 $I(x) = (I_{\max}-1)/2$  を与える  $x$  を  $x_a$  ( $x_a < 0$ )、 $I(x) = 1 - (1-I_{\min})/2 = (1+I_{\min})/2$  を与える  $x$  を  $x_b$  ( $x_b > 0$ ) として、半値幅  $E$  を、 $E = -x_a + x_b$  として定義する。 $x_a$  に到達するときの  $\xi$  を  $\xi_a$  とすると、

$$I(\xi_a) = I(\xi_0)/2$$

これより  $\xi_a$  を求め(15)よりそのときの  $x$  を求めると、

$$\begin{aligned} x_a &= (4^{-2/3} - 4^{1/3}) (1+R_2/R_1)^{1/3} \{R_2\delta(2r)^{1/2}\}^{2/3} \\ &= -1.2(1+R_2/R_1)^{1/3} \{R_2\delta(2r)^{1/2}\}^{2/3} \end{aligned} \quad (19)$$

を得る。同様に  $x > 0$  の半値幅を与える  $\xi_b$  は

$$I(\xi_b) = \{1 + I(\xi_0)\}/2$$

これより  $\xi_b$  を求め(15)よりそのときの  $x$  を求めると、

$$\begin{aligned} x_b &= (0.4^{-2/3} - 0.4^{1/3}) (1+R_2/R_1)^{1/3} \{R_2\delta(2r)^{1/2}\}^{2/3} \\ &= 1.1(1+R_2/R_1)^{1/3} \{R_2\delta(2r)^{1/2}\}^{2/3} \end{aligned} \quad (20)$$

半値幅  $E$  は(19), (20)より

$$E = x_a + x_b = 2.3(1+R_2/R_1)^{1/3} \{R_2\delta(2r)^{1/2}\}^{2/3} \quad (21)$$

となり、系のパラメータに依存する変数となる。

### 3 広がりを持つ光源に対する半値幅

ここまでは、光源として理想的な点光源を仮定してきたが、実際には光源は有限な広がりを持つ。ここで  $\xi$  方向 (または  $x$  方向) に関する光源の広がり (X線源の場合は焦点径) を  $D$  とすると、検出面における焦点のボケ  $B$  は簡単な幾何学的計算により、

$$B = D \times R_2/R_1 \quad (22)$$

と表される。(Fig. 4) 焦点の強度分布が矩形であるとすると、このときの像面における強度分布は点光源に対する強度分布と、幅  $B$  の矩形関数とのコンボリューションとなるが、半値幅については、単純に  $B$  が加算されることになるので、次式を得る。

$$EB = 2.3(1+R_2/R_1)^{1/3} \{R_2\delta(2r)^{1/2}\}^{2/3} + D \times R_2/R_1 \quad (23)$$

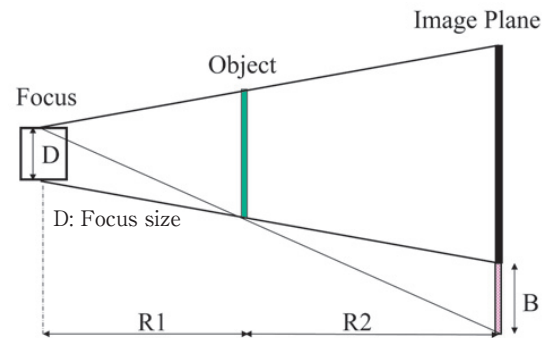


Fig.4 Focus blur

ここで、以下の式で定義される鮮明度 (Visibility) を考えると、半値幅の持つ意味がより明確になる。

$$V = (I_{\max} - I_{\min}) / (I_{\max} + I_{\min}) \quad (24)$$

鮮明度  $V$  はコントラストを表す量であり、値が大きければ大きいほどコントラストが高いことを示している。Fig. 3 の強度分布および半値幅  $E$  がその半分の場合について、ボケ  $B$  を変化させたときの  $V$  の変化を Fig. 5 に示す。これからわかるように、 $B=0$  ではないずれも  $V=0.43$  と同じ値をとるが、半値幅が小さい場合は、より速くコントラスト

が低下する。すなわち、焦点ボケのある系では、半値幅をコントラストに置き換えて考えることができる。

これが屈折理論を用いた場合の大きな利点であり、半値幅という1つの指標からエッジ効果によるコントラストを見積もることが可能となったことで、従来の回折理論に基づく解析に対し、位相コントラストを観測できる条件推定が遙かに容易となった。

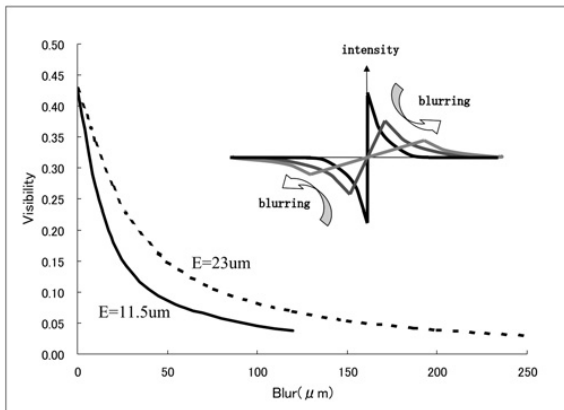


Fig.5 Relationship between visibility and blur

具体的に上記屈折理論よりエッジ効果発現の条件を推定してみる。まず一般的にコントラストが視認できるのは  $V = 0.04$  程度までである。Fig. 5 より、これは

$$9E \geq B \quad (25)$$

に相当していることがわかる。この(25)式が、エッジ効果がボケを凌駕するための条件であり、R1の範囲を決める条件となる。

次に十分なコントラストがあっても、ディテクタの解像力より細かいものであっては観測はできない。これはディテクタの解像限界をSとして、

$$E \geq S \quad (26)$$

で現される。(26)式はR2を決める条件となる。このように焦点径、物体の形状および材質が決まれば、(25)、(26)式より位相コントラストによるエッジ効果の観測できるR1、R2の範囲が求まる。

#### 4 プラスチックファイバーによる検証

X線源として  $D = 10 \mu\text{m}$  のCu管を、物体として  $r = 0.5 \text{mm}$  のプラスチックファイバーを用いてエッジ効果理論式の検証を行った。Cu-K  $\alpha$  線 (波長  $1.5 \text{\AA}$ ) のプラスチックに対する屈折率差は  $\delta = 3 \times 10^{-6}$  である。R1=0.25mとしてR2を0.0625mから0.5mまで変化させて写真よりEBの値を読み取り、理論値と比較した。ディテクタは工業用フィルムを用いた。プラスチックファイバーのエッジ部分の写真を図. 6 に、EBの測定結果を図. 7 に示す。このようにファイバーと空気の境界部に濃淡のコントラストが確

認でき、実験値と理論値もよく対応していることが確認できた。

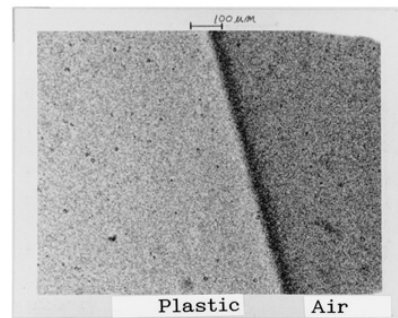


Fig.6 Photoprint of the edge of a plastic fiber

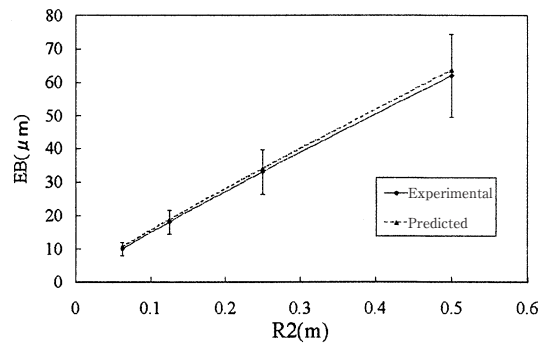


Fig.7 Comparison of experimental and predicted half widths

#### 5 屈折理論の物理的意味

Fig. 3 に示した  $D = 0$  のときの強度分布は、理想的な点光源におけるものである。それがボケの存在する系で実験値とよく一致するという事は、何を意味しているのだろうか。この疑問を解くために、物理的に正確に強度分布を現す回折理論による強度計算式と屈折理論によるそれを比較してみる。回折理論にはフレネル回折の式を用いた。R1=0.25m, R2=0.25m,  $r = 0.5 \text{mm}$ ,  $\delta = 3 \times 10^{-6}$  における結果を図. 8 a~d に示す。太線が屈折理論、細線が回折理論である。

Fig. 8 a はボケがゼロの理想的な状態であり、回折理論のみが正しい強度分布を与える。ところが Fig. 8 b, c とボケが拡大するに従い、a で見られた激しい回折縞は馴らされて低くなり、屈折理論の強度分布に近づいてくる。さらにボケが拡大し d ではほとんど回折理論と屈折理論は一致する。すなわち屈折理論は点光源のような空間のコヒーレンスの高い系においては正確な強度分布は表せないが、ボケが増加しコヒーレンスが低下した系では十分に正確に強度分布を現していることがわかる。



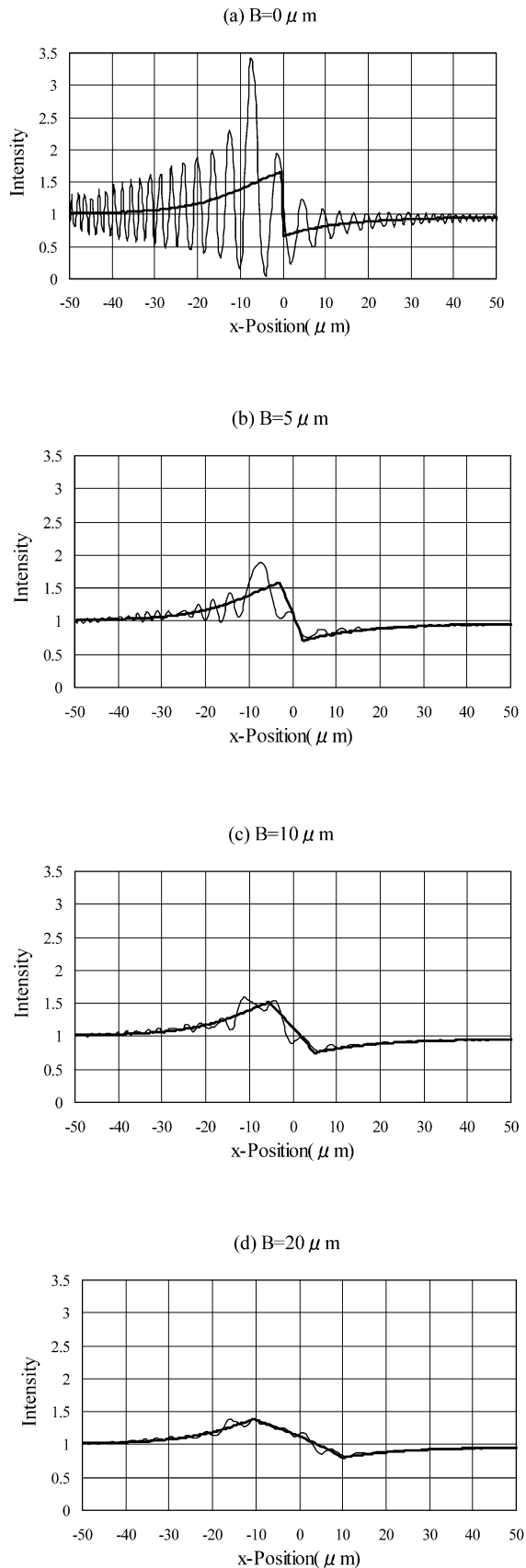


Fig.8 Comparison of refraction and diffraction intensity profiles

## 6 医療への応用

位相コントラストを医療へ応用するにあたり、見通しを良くするために一部数式を変更する。屈折率差  $\delta$  は波長の 2 乗に比例し<sup>6)</sup>、また 1.5Å に対するプラスチックの屈折率差は  $\delta = 3 \times 10^{-6}$  であることから、X 線の波長  $\lambda$  (Å) に対して

$$\delta = 3 \times 10^{-6} (\lambda / 1.5)^2 \quad (27)$$

と書くことができる。これを用いて(21)および(23)式は以下のように書ける。ただし、 $\lambda$  の単位は Å である。

$$E = 27 (1 + R2/R1)^{1/3} \{R2 \lambda^2 (2r)^{1/2}\}^{2/3} \quad (28)$$

$$EB = 27 (1 + R2/R1)^{1/3} \{R2 \lambda^2 (2r)^{1/2}\}^{2/3} + D \times R2/R1 \quad (29)$$

上式はプラスチックに対するものであるが、係数以外は物質によらない形のため、傾向を推定するには十分である。すなわち、エッジ半値幅は波長の 4/3 乗に比例する。これより、波長の長い、すなわちエネルギーの低い X 線の方が、エッジ効果が現れやすいことがわかる。ここで医療に用いられている X 線源の波長は以下のようなものである。

一般撮影 (タンゲステン管) 中心波長 0.4Å  
 乳房撮影 (モリブデン管) 特性 X 線 0.7Å

このように、タンゲステン管を用いた一般撮影より、モリブデン管を用いた乳房撮影の方が、エッジ効果は得られやすいことがわかる。例えば、 $R1 = 1\text{m}$ ,  $R2 = 0.5\text{m}$  で  $r = 0.5\text{mm}$  のプラスチックファイバーの場合、(28)よりタンゲステン ( $\lambda = 0.4\text{Å}$ ) が  $E = 5.7\mu\text{m}$  であるのに対し、モリブデン ( $\lambda = 0.7\text{Å}$ ) は  $E = 12.1\mu\text{m}$  となる。

さらに一般に医療で用いられる X 線管の焦点径 D (直径) については、通常は以下のものである。

一般撮影 (タンゲステン管) 小焦点 0.6mm / 大焦点 1.2mm  
 乳房撮影 (モリブデン管) 小焦点 0.1mm / 大焦点 0.3mm

(25)式はエッジ効果観測のためには、E が大きくかつ B が小さいことが有利であることを示しているが、(22)式より B は D に比例するため、焦点径という観点でもモリブデン管の方が条件が良いことがわかる。

これを受けて、乳房撮影における重要な病変である石灰化を想定して、エッジ効果が観測できる領域を(25)、(26)の条件より求めたものを Fig. 9 に示す。ここで、石灰化と周囲の組織との屈折率差を  $\delta = 1 \times 10^{-6}$ 、石灰化の半径を 0.25mm、(26)式に用いる解像度 S は乳房撮影用のスクリーン/フィルムシステムを想定して 6μm、焦点径は 0.1mm とした。

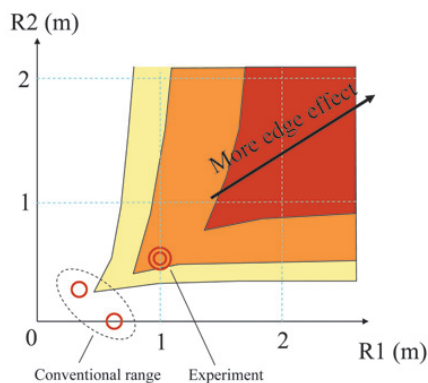


Fig.9 Range of potential phase contrast

Fig. 9 より、エッジ効果が観測できる領域は、R1, R2がともにある程度大きい領域であることがわかる。すなわちX線源と被写体の距離、被写体とディテクタとの距離をいずれもある程度取った、拡大撮影の配置となる。

上記領域における乳房撮影の位相コントラスト効果を検証するため、乳房撮影のシステムの評価および品質管理で広く用いられているACR (American College of Radiology) 規格のRMI社製156型ファントムを用いて評価を行った。156型ファントムは、Fig.10に示すように4mm厚の樹脂の中にナイロン樹脂6個、酸化アルミニウム5組、そしてプラスチック円盤5個が埋め込まれており、それぞれ乳房中の繊維組織、微小石灰化、そして腫瘍の模擬病変とされている。各模擬病変は、サイズ別に順に並べられており、検出できた模擬病変の数(組)が評価点となる。満点は16点である。

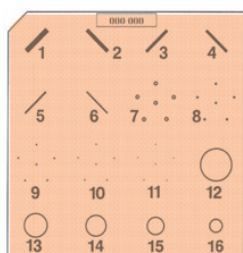


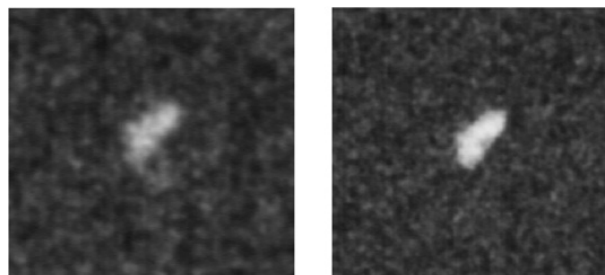
Fig.10 ACR 156 phantom

以下に評価結果を示す。点数は3つの感度のスクリーンに対する平均値である。いずれも今回の位相コントラスト条件の方が高い値を示しており、乳房撮影において位相コントラストが有効であることが検証できた<sup>5)</sup>。

Table 1 ACR 156 phantom scores

Conventional contact mammography	11
PCM(Phase contrast mammography)	13

またインコヒーレントな系における位相コントラストはエッジ効果となって現れるため、特に鮮鋭性の向上が期待される。実際、その形が診断上重要とされる微小石灰化の模擬病変の形を拡大してみると、Fig.11のように、従来の密着撮影条件に対し輪郭がはっきりしており、明らかな鮮鋭性の向上が確認できた。



(a) Conventional contact mammography

(b) PCM

Fig.11 Comparison of microcalcification images

## 7 まとめ

- ・ 屈折モデルにより、インコヒーレントX線における位相コントラストの発現状態を、エッジの半値幅として定式化した。
- ・ 屈折理論と回折理論の対比から、インコヒーレントX線においては位相コントラストは屈折理論で十分に説明できることを示した。
- ・ プラスチックファイバーを用いて、位相コントラストによるエッジ効果を確認し、半値幅の理論式と実測値の比較より、屈折理論の正当性を確認した。
- ・ 医療への応用として、小焦点モリブデン管を用いる乳房撮影をターゲットに設定し、ACR規格156型ファントムにより検出能の向上を確認した。

## 8 謝辞

本研究の理論的な取り扱いについてご指導を賜りました大阪府立大学工学部 岩田耕一名誉教授に御礼申し上げます。そして乳房撮影への本技術の展開においてご指導を賜りました名古屋大学医学部遠藤登喜子教授に感謝申し上げます。

### ●参考文献

- 1) Somenkov VA, Tkalich AK, Shkistein SS, Sov.Phys. Tech. Phys., 36(11), 1309 (1991)
- 2) S.W.Wilkins, T.E.Gureyev, D.Gao, A.Pogany, A.W.Stevens,Nature, 384, 335 (1996)
- 3) Fizgerald R, Phy.Today, July, 23 (2000)
- 4) A.ishisaka,H.Ohara, C.Honda, Optical Review 7(6), 566 (2000)
- 5) 本田凡、大原弘、石坂哲、島田文生、遠藤登喜子、医学物理、22, 210 (2002)
- 6) X.Wu, H.Liu, Med.Phys., 30(8), 2169 (2003)