

位相コントラスト乳房撮影の原理と画像

大原 弘, 儀同 智紀, 石坂 哲, 本田 凡

コニカミノルタエムジー(株) 開発センター 〒192-8505 東京都八王子市石川町 2970
(2006年2月7日受理)

The Principle and Images of Phase-Contrast Mammography

Hiromu OHARA, Tomonori GIDO, Akira ISHISAKA, and Chika HONDA

R&D Center, Konica Minolta Medical & Graphic Inc.
2970 Ishikawa-machi, Hachioji, Tokyo 192-8505, Japan
(Received February 7, 2006)

Abstract: The technology of phase-contrast mammography is described from its principle through application to digital mammography. An edge effect due to phase contrast has been formulated with geometric optics for phase-contrast imaging with use of current medical x-ray tubes. The spatial resolution in digital mammography is discussed for design of a phase-contrast digital mammography system. Our empirical study of increase in image-sharpness due to magnification and phase-contrast is reported for each full-field and spot-compression mammography using phase-contrast technology. And experimental results of image noise are also reported in terms of noise power spectra (NPS) for conventional contact and phase-contrast images.

Key words: Phase-contrast, Digital mammography, Image quality, MTF, Spatial resolution

1. 緒言

1895年のレントゲン博士によるX線の発見の後、今日用いられている蛍光X線増感紙と両面乳剤塗布の銀塩フィルムとを組み合わせたスクリーン・フィルム(SF)システムの原型は1918年には出現し、胸部や四肢骨撮影などの単純X線撮影に広く使用されてきている[1]。一方、現在用いられているモリブデン陽極の乳房X線撮影装置の原型は1967年に現れ、さらに片面の稀土類蛍光増感紙と片面乳剤塗布の銀塩フィルムとを組み合わせた乳房撮影用のSFシステムは1976年に開発され、その後の改良を経て乳房X線画像の金字塔として今日に至っている。すなわち乳房X線画像においては、1mmより小さい微小石灰化粒子、淡い陰影の腫瘍、そして乳腺組織構造の描写が必要とされることから、胸部画像のような一般の単純X線画像より高い画質、すなわち空間分解能、鮮鋭性、粒状性に対して高いレベルが要求されている。

一方、医用診断X線画像のデジタル化は1960年代のデジタルX線テレビを皮切りに、1970年代のX線Computed Tomography(CT)、1980年代のComputed Radiography(CR)、そして1990年代に入りX線平面検出器(FPD)と展開してきている[2]。1992年の東田らによる、初期段階でのデジタル乳房撮影のCR技術の検証では、その画素サイズが $100\mu\text{m}$ では空間分解能が不十分であり、微小石灰化の描出性はSF乳房撮影画像に劣ると報告された[3]。一方デジタル画像の強みである画像処理によって、SFシステムが苦手とするデンス乳房での腫瘍の描写性が向上することが報告され[4]、さらに最近ではモニター診断を包含するデジタル乳房撮影(CRおよびFPD)とSF乳房撮影との乳がん検診での幅広い比較検証結果から、デジタル乳房撮影はSFシステムと同等であることが報告された[5]。

ここで我々は位相コントラスト技術を適用したCRを用

いるデジタル乳房撮影システムを開発した[6]。適用した位相コントラスト技術の原理をFig.1に示す。すなわちX線の屈折により位相コントラストが生じ、被写体画像の辺縁が強調されるエッジ効果によって鮮明な画像が得られる。この位相コントラスト撮影は拡大撮影であるが、デジタル技術を適用すると拡大撮影画像を原寸に戻して画像を出力することができる。今回開発したデジタル乳房撮影システムの開発ターゲットは、乳房画像の金字塔であるSF画像を超えることである[7]。

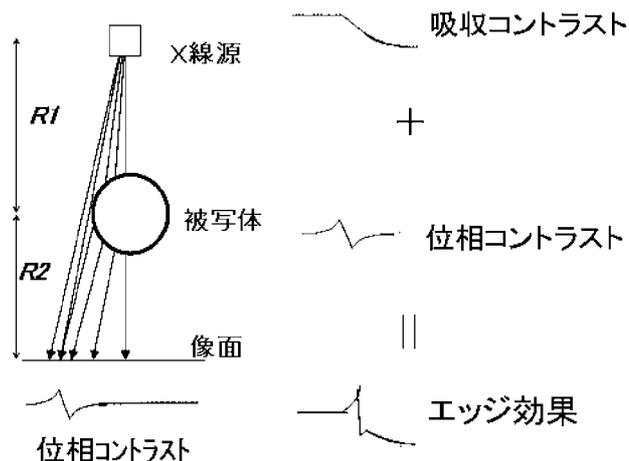


Fig.1 X線の屈折による位相コントラストとエッジ効果。

本稿では位相コントラスト乳房撮影システムにおける位相コントラスト技術の原理、そして本システムのX線画像について報告する。すなわち位相コントラストによるエッジ効果の幾何光学的取り扱いを概説し、乳房画像としての本システムにおける画像の空間分解能の設計の考え方、そして画像の鮮鋭性および粒状性の実験結果を報告する。

2. 位相コントラスト技術の原点

位相コントラスト技術はX線のもつ波としての性質を利用し、物体透過後の位相変化によって生ずるX線の屈折や干渉を利用して画像情報を得る技術である。すなわち位相コントラストとはX線が物体を透過した後の位相変化に起因する画像コントラストである。一方、物体透過後のX線強度の変化による画像コントラストは吸収コントラストと呼ばれており、X線の発見以来X線イメージングに利用されてきている。

X線の波動性が1912年にラウエによって証明されてから、X線構造解析にこの波としての性質が利用されてきたが、1991年にSomcnkovらによってX線の波としての性質を利用したX線イメージングが報告された[8]。ここでは銅陽極X線管からの多色X線をブラッグ反射で得た単色のX線が用いられたが、その後、強力な単色X線が得られる放射光X線を用いて位相イメージングが広く研究された[9]。さらに点光源からのX線を用いると多色X線でも位相イメージングが可能であることが示された[10]。これら当初の研究では、X線の干渉を利用することが位相イメージングの原理と考えられた[11]。

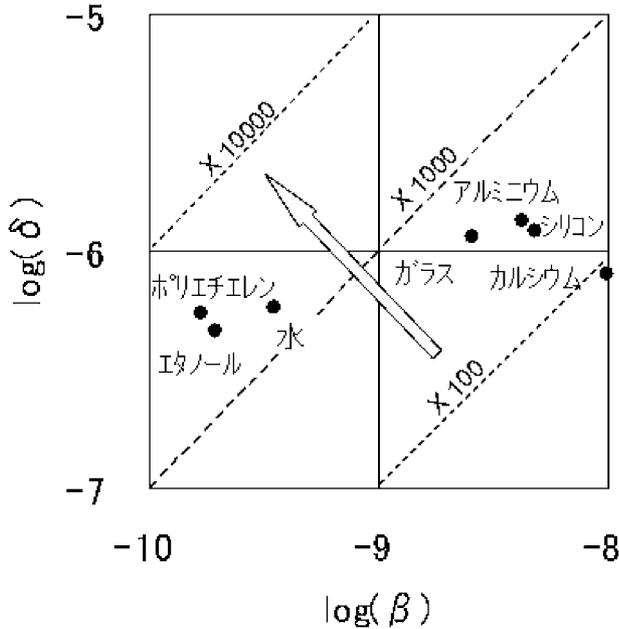


Fig.2 複素屈折率における δ と β との関係。

ここで複素屈折率は $n=1-\delta+i\beta$ と表せられ、 δ は屈折に係わる指数であり β は吸収に係わる指数である。例えば20 keV X線のいくつかの物質の δ と β との関係をFig.2に示す。 δ は β に対して100倍から10000倍の値であり、すなわち位相コントラストは吸収コントラストより約1000倍感度が高いといわれている[12]。密度の大きいカルシウムやアルミニウムの場合は100倍から1000倍以下であるが、ポリエチレンやエタノールなどの密度の小さい物質に対しては1000倍を超えている。このことから密度が大きくX線を多く吸収する骨などは吸収コントラストで鮮明

に描写される一方、密度が小さく従来の吸収コントラストが付きづらい軟部組織などでは位相コントラストによって描写される。したがって、位相コントラスト技術は軟部組織で構成される乳房のX線撮影に有用であるといわれてきた[13]。

3. 小焦点X線管を用いる位相コントラスト技術の原理

上述のように位相コントラスト技術は乳房撮影に有用である一方、干渉性の高いX線が必要との前提から放射光X線源や非破壊検査用の微小焦点X線管などが必須であるならば、広く医療施設で乳房画像診断に実用化することは困難である[14]。現在、乳房撮影においては拡大撮影で焦点サイズ100 μm のX線管が用いられている。この焦点サイズのX線管を用いるとき、X線の干渉による位相コントラストを得ることは理論的に不可能である[15]。そこで我々はX線の干渉を利用せずに屈折のみを利用することを前提に、X線の屈折モデルを用いてエッジ強調の理論式を導出した[16]。

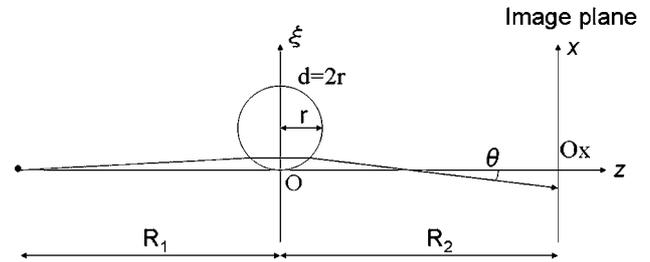


Fig.3 X線の屈折近似モデル。

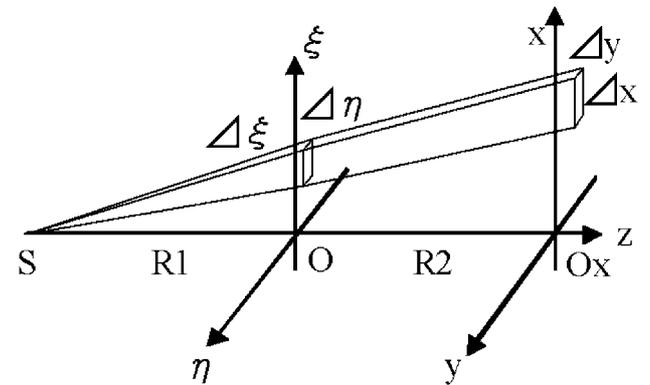


Fig.4 X線強度計算座標。

Fig.3のように空気中にある半径 r 、屈折率 $1-\delta$ ($\delta>0$)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.4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 η 軸である。また光源 S から ξ 軸までの距離を R_1 ($R_1>0$)とし、 ξ 軸から距離 R_2 ($R_2>0$)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を考えると、透過直後の波面形状 $W(\xi,\eta)$ を用いて、光線が $x-y$ 平面を切る座標は、次式で与えられる。

$$x = \xi - R_2 \cdot \partial W(\xi, \eta) / \partial \xi \quad (1)$$

$$y = \eta - R_2 \cdot \partial W(\xi, \eta) / \partial \eta \quad (2)$$

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を I_1 とすると、この点を通る光線が $x-y$ 平面と交わる点の強度 I_2 は、 $\xi-\eta$ 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、

$$I_2 = I_1 / \{ (\Delta x / \Delta \xi) \cdot (\Delta y / \Delta \eta) \} \quad (3)$$

と書ける。ここで (1), (2) 式より

$$\Delta x / \Delta \xi = 1 - R_2 \cdot \partial^2 W(\xi, \eta) / \partial \xi^2 \quad (4)$$

$$\Delta y / \Delta \eta = 1 - R_2 \cdot \partial^2 W(\xi, \eta) / \partial \eta^2 \quad (5)$$

また円柱物体の場合は、

$$W(\xi, \eta) = -(\xi^2 + \eta^2) / 2R_1 + 2\delta (2r)^{1/2} \xi^{1/2} \quad (6)$$

と表されるので、これと (3), (4), (5) 式より

$$I_2 = \frac{1 + R_2 / R_1}{1 + R_2 / R_1 + R_2 \delta (2r)^{1/2} \xi^{-3/2} / 2} \quad (7)$$

を得る。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、

$$I_2 = 1 + \frac{1 + R_2 / R_1}{1 + R_2 / R_1 + R_2 \delta (2r)^{1/2} \xi^{-3/2} / 2} \quad (8)$$

となる。なお、(7), (8) 式は円柱がないときの強度で正規化してある。

例として、 $R_1 = 0.5\text{m}$, $R_2 = 0.5\text{m}$, $r = 0.5\text{mm}$, $\delta = 1 \times 10^{-6}$ の条件において、(7), (8) 式より求めた強度分布を Fig.5 に示す。

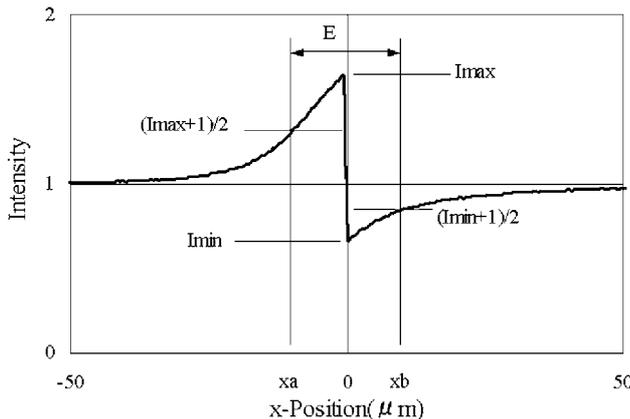


Fig.5 プラスチックファイバ画像辺縁の位相コントラストX線強度プロファイル。

Fig.5 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、強度分布の最小値、最大値を計算すると、これらはパラメータに依存しない定数となり、それぞれ次の値を取る。

$$I_{\min} \doteq 0.67 \quad (9)$$

$$I_{\max} \doteq 1.67 \quad (10)$$

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、 $E = -x_a + x_b$ として定義すると、最終的に

$$E = -x_a + x_b = 2.3(1 + R_2 / R_1)^{1/3} \{ R_2 \delta (2r)^{1/2} \}^{2/3} \quad (11)$$

となり、系のパラメータに依存する変数となる。このように幾何学的近似で X 線の屈折によるエッジ強調のシミュレーション式を得た。

ここまでは、光源として理想的な点光源を仮定してきた

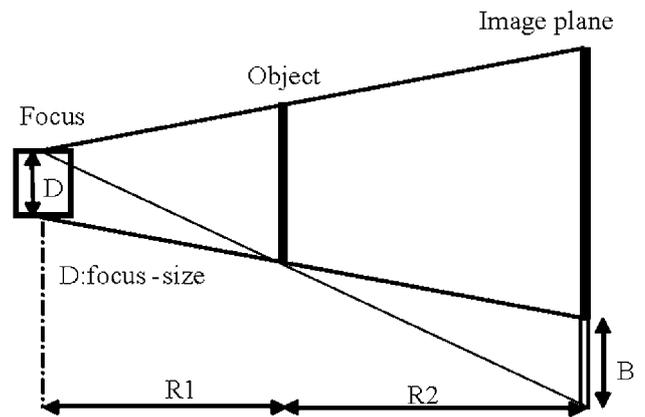


Fig.6 拡大撮影における幾何学的不鋭による画像のボケ。

が、実際には光源は有限な広がりを持つ。ここで ξ 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、

$$B = D \times R_2 / R_1 \quad (12)$$

と表される (Fig.6)。

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。

$$V = (I_{\max} - I_{\min}) / (I_{\max} + I_{\min}) \quad (13)$$

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.5 の強度分布 ($E = 23\mu\text{m}$) および半値幅 E がその半分 ($E = 11.5\mu\text{m}$) 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.7 に示す。これからわかるように、 $B = 0$ ではないとしても $V = 0.43$ 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。

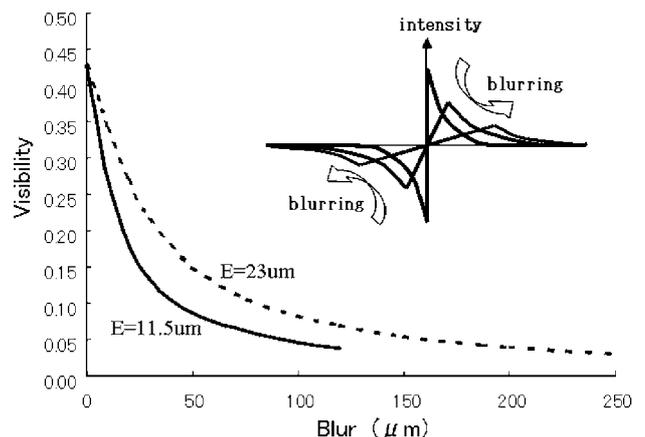


Fig.7 鮮明度 (Visibility) とボケ (Blur) との関係。

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.7 より、これは

$$9E \geq B \quad (14)$$

に相当していることがわかる。この (14) 式が、エッジ効果がボケを凌駕するための条件であり、 R_1 の範囲を決める条件となる。また、(14) 式は X 線のエネルギーによらず同様の関係が得られる。

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、

$$E \geq S \quad (15)$$

で現せられる。(15)式は R_2 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、(14)、(15)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 R_1, R_2 の範囲を求めることができる [17]。

4. デジタル位相コントラスト乳房撮影における位相コントラスト

デジタル X 線画像撮影では、拡大撮影した画像は容易に原寸で表示することができる。ここで前述での位相コントラストの議論は拡大した像面上でのものであった。これを拡大率分だけ縮小して原寸にもどしたときの位相コントラストについて考察する。

拡大率を m とすると、拡大撮影で得られた画像を実寸大で出力する場合は像面で得られた位相コントラストによるエッジ幅は像面上での大きさの m 分の一になる。よって、位相コントラストによるエッジ強調の半値幅 E を拡大率 m で除算したもの、すなわち被写体面上での半値幅は次式で表すことができる。

$$\begin{aligned} E/m &= 2.3(1+R_2/R_1)^{1/3} \{R_2 \cdot \delta \cdot (2r)^{1/2}\}^{2/3} / m \\ &= k \{R_2 - (R_2)^2 / \text{SID}\}^{2/3} \end{aligned}$$

ここで $m = (R_1 + R_2) / R_1$ であり、 $k = 2.3 \{\delta (2r)^{1/2}\}^{2/3}$ とする。被写体の大きさと屈折率そして X 線管と X 線検出器との距離、 $R_1 + R_2$ すなわち SID を 1.14m 一定とし、被写体と X 線検出器との距離 R_2 を変数とすると、Fig.8 に示すように E/m は $R_1 = R_2$ 、すなわち拡大率 2 倍の時に E/m は最も大きくなるという結果がえられる。これは、拡大撮影画像を原寸表示するときには、撮影する拡大率には適切な範囲があり、拡大率が低すぎても大きすぎても小さすぎてもエッジ強調の効果が小さくなることを示している。

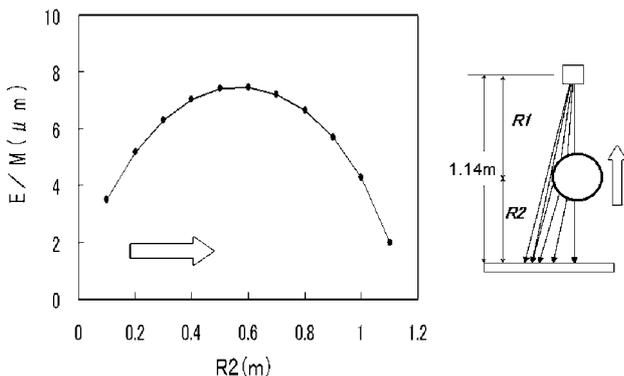


Fig.8 被写体位置における位相コントラストの半値幅 (E/m) の被写体—像面距離 (R_2) の依存性。

5. デジタル位相コントラスト乳房撮影装置

位相コントラスト撮影は拡大撮影である。上記のように拡大撮影後に実寸大で出力するときには 2 倍拡大付近がもっとも大きい位相コントラストによるエッジ効果を引き出すことができ、鮮鋭性が向上する (位相コントラスト効果)。一方拡大撮影を行うとリスキリング効果により鮮鋭度 (MTF: Modulation Transfer Function) は向上するが [18]、幾何学的不鋭によりボケが生ずる。リスキリング効果と焦点径が $100\mu\text{m}$ の幾何学的不鋭を考慮した拡大撮影に

おける鮮鋭性の向上 (拡大効果) のシミュレーション結果から、拡大率が 3 倍程度で鮮鋭度の向上は頭打ちとなる [19]。このように位相コントラスト効果と拡大効果との観点から、拡大率 2 倍前後の位相コントラスト撮影がもっとも鮮鋭性のよいデジタル位相コントラスト画像が得られる。

ここで Fig.9 に今回開発したデジタル位相コントラスト乳房撮影システムの概念図を示す。X 線焦点と物体との距離を従来の密着撮影と同等とすることで、被写体に対する X 線の入射角度が変わらないことから、拡大撮影で X 線検出器上に投影される X 線画像の幾何学的位置関係を従来の密着撮影と同等に保つことができる。したがって X 線焦点と被写体台の距離は従来の乳房撮影装置同等の 0.65m とした。このとき 2 倍拡大撮影を行うために R_2 を 0.65m とすると SID は 1.30m となる。この距離は従来の乳房撮影装置を母体とする撮影装置の設計ではほぼ限界の距離である。ここで、被写体直下で六ツ切サイズの X 線検出器とすると、1.75 倍の拡大画像は半切サイズの X 線検出器で検出できる。1.75 倍拡大であると R_2 は 0.49m となり SID は 1.14m であり、従来の乳房撮影装置を母体として位相コントラスト撮影が可能な乳房撮影装置を設計することができる。

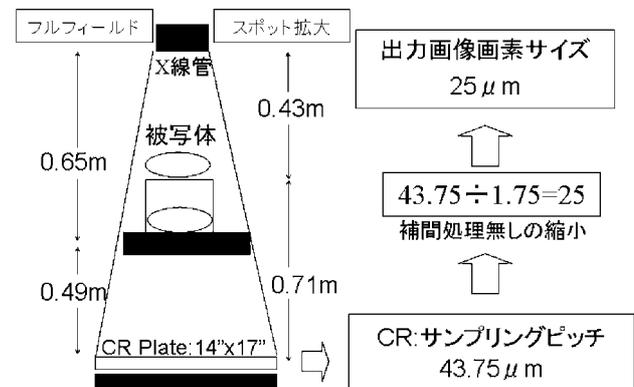


Fig.9 デジタル位相コントラスト乳房撮影システムの概念図。

このように 1.75 倍拡大の位相コントラスト撮影を行い、Fig.9 に示すように画像出力を 1.75 分の一の画素サイズで出力すれば原寸大のフルフィールド乳房画像を表示することができる。一方、1.5 倍拡大のスポット撮影を行うときは、従来のスポット拡大撮影どおりに被写体を持ち上げて 2.65 倍拡大撮影をおこない、出力時に 1.75 分の一出力画素で 1.5 倍拡大のスポット画像が得られる ($2.65 \div 1.75 = 1.5$)。

6. X 線画像検出の画素と出力画素

従来のマンモグラフィでの微小石灰粒子の検出限界は $200\mu\text{m}$ 程度といわれており、そしてデジタル乳房画像の画素サイズについて活発に議論されている [20, 21]。ここで Fig.10 に乳房画像の解像度を胸部画像と比較した。胸部撮影用の両面乳剤塗付フィルムの SF システムの空間分解能はせいぜい 5 lines/mm であるが、胸部画像診断としては 3 lines/mm の空間分解能があれば充分で、それ以上では診断能は向上しないと報告されている [22]。すなわち胸部画像のデジタル画像撮影では画素サイズが $100\mu\text{m}$ であれば 5 lines/mm の空間分解能をもつので充分である。それに対して片面乳剤塗布フィルムの乳房撮影用 SF システムの空間分解能は 20 lines/mm であり、さらに Yip らによれば乳房画像は 11 lines/mm の解像度が必要といわれている [23]。

ここでデジタル乳房画像において、10 lines/mm 前後の画

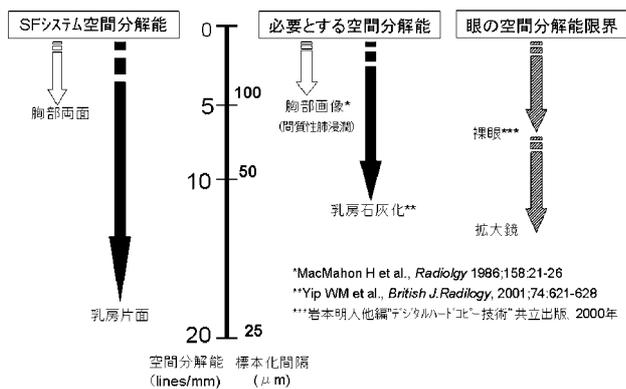


Fig.10 胸部撮影と乳房撮影での空間分解能の比較.

像を，エアシングノイズなどを招くことなく描写するには，その空間分解能に対する画素サイズの $50\mu\text{m}$ の半分である $25\mu\text{m}$ 程度の画素サイズが出力画像には適切と考えられる [19]. すなわち $25\mu\text{m}$ 画素の出力画像であれば 1mm より小さい石灰粒子の形状をデジタル画像として滑らかに描出することが可能である [6].

今回開発したデジタル位相コントラスト乳房撮影システムにおいて， 1.75 倍拡大撮影の X 線画像検出画素サイズを $43.75\mu\text{m}$ とすると，原寸表示の場合， $43.75 \div 1.75 = 25$ となって $25\mu\text{m}$ 画素表示が可能となる．したがってデジタル位相コントラスト乳房撮影システムでは CR の輝尽性蛍光体プレートの読み取りピッチを $43.75\mu\text{m}$ とした．スポット拡大撮影の 1.5 倍の出力画像も同様に $25\mu\text{m}$ 画素で描写される．

7. デジタル位相コントラスト乳房撮影画像の鮮鋭性

デジタル位相コントラスト撮影における鮮鋭性の向上は，位相コントラスト効果（位相コントラストによるエッジ効果）と拡大効果（リスケイリング効果+幾何学的不鋭），そしてエヤギャップ効果による画像コントラストの向上などである [24]．本稿においては拡大撮影効果および位相コントラストにおけるエッジ効果による X 線画像の鮮鋭度の向上について実験結果を報告する．乳房撮影装置は Mermaid（東芝メディカル製造製）を使用し，CR は REGIUS Vstage MODEL 190（コニカミノルタエムジー製）を用いた．

7-1. MTF

エッジ法によりシステムのプリサンプリング MTF を求

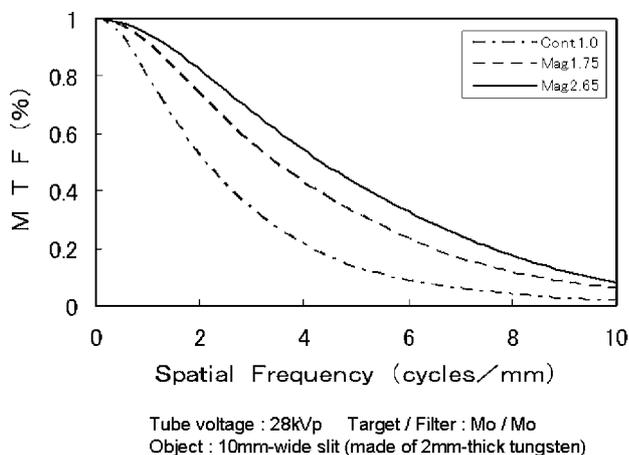


Fig.11 1.75 倍および 2.65 倍拡大撮影でのプリサンプリング MTF の向上（拡大効果）.

めた． 0.5mm 厚タンゲステン製エッジを被写体台の上に配し測定した．Fig.11 に密着撮影（グリッド使用），そして 1.75 倍と 2.65 倍拡大撮影の MTF を示す [6]．拡大撮影ではグリッドを使用していない．また空間周波数は画像を被写体の原寸に戻したスケールで表示している．このように，拡大効果によって，位相コントラスト撮影でプリサンプリング MTF が向上することが確認できた．

本結果においては，密着撮影でのグリッドならびに拡大撮影におけるエヤギャップ効果による散乱 X 線除去の画像コントラストへの影響も含まれている．Freedman らによれば，位相コントラスト乳房撮影でのエヤギャップによる散乱 X 線除去効果は，密着撮影でのグリッドによる効果とほぼ同等である [25]．

7-2. 位相コントラストによるエッジ効果

直径 8.5mm のプラスチックファイバを被写体として，管電圧を 28kVp 設定で，上記と同様に密着撮影，そして 1.75 倍と 2.65 倍拡大の位相コントラスト撮影を行った．被写体画像辺縁部の X 線強度信号プロファイルを図.12 に示す．密着撮影では被写体画像辺縁がなまっているが，位相コントラスト撮影ではエッジ効果がみとめられる．ここで得られた X 線強度信号プロファイルをそれぞれフーリエ

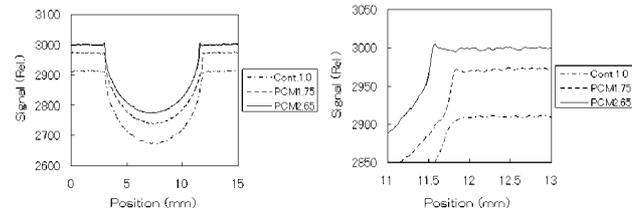


Fig.12 8.5mm 径プラスチックファイバ画像辺縁におけるエッジ効果.

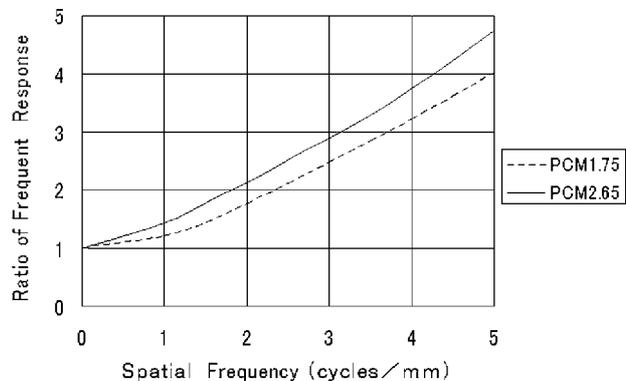


Fig.13 拡大効果とエッジ効果による鮮鋭度 (Frequent response) の増加.

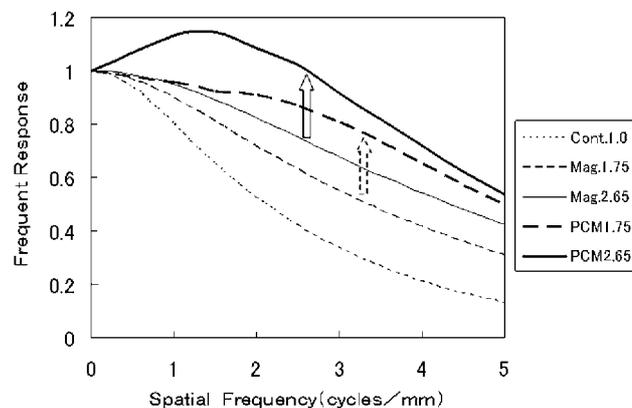


Fig.14 デジタル位相コントラスト撮影での鮮鋭度 (Frequent response) の向上．矢印は位相コントラスト効果による鮮鋭度の向上を示す．

変換して、密着撮影画像の各空間周波数での周波数レスポンスを分母として、1.75倍拡大と2.65倍拡大の原寸大にもどした空間周波数にフーリエ変換したそれぞれの周波数レスポンスを除することで、Fig.13に示すように、1.75倍拡大と2.65倍拡大の拡大効果と位相コントラスト効果によるX線画像信号強度の空間周波数に展開した増加比が得られる[26]。ここで得られたそれぞれの増加比を、密着撮影で得られた各空間周波数のMTF値に掛けることで、拡大撮影とエッジ効果による鮮鋭度増加がFig.14に示すように得ることができる[27]。1.75倍と2.65倍の拡大撮影のそれぞれの位相コントラスト撮影でのエッジ効果によるMTFの向上分をFig.14の矢印で示す。このように被写体辺縁では拡大効果に加えて位相コントラストによって高い鮮鋭度が得られる。

8. デジタル拡大撮影の縮小出力画像の粒状性

ここで使用した位相コントラスト撮影はデジタル拡大撮影であることから、拡大撮影後に容易に原寸大の画像出力が可能である。したがって拡大撮影では単位面積あたりのX線量子数が距離2乗則で減少することから粒状性の劣化をとまなうが[28]、出力画像を原寸表示することで、この粒状性の劣化を回復することができる[24]。また拡大撮影では散乱X線除去グリッドを使用しないので、むしろグリッドを使用する密着撮影で生ずるグリッドによる一次X線の減少がなく、粒状性は密着撮影よりこの点で有利である[19]。一例として粒状性の標識であるNoise Power Spectra (NPS)の測定結果をFig.15に示す[6]。1.75倍拡大のデジタル位相コントラスト撮影は、グリッドを使用した密着撮影よりノイズが少なく、粒状性に優れる。

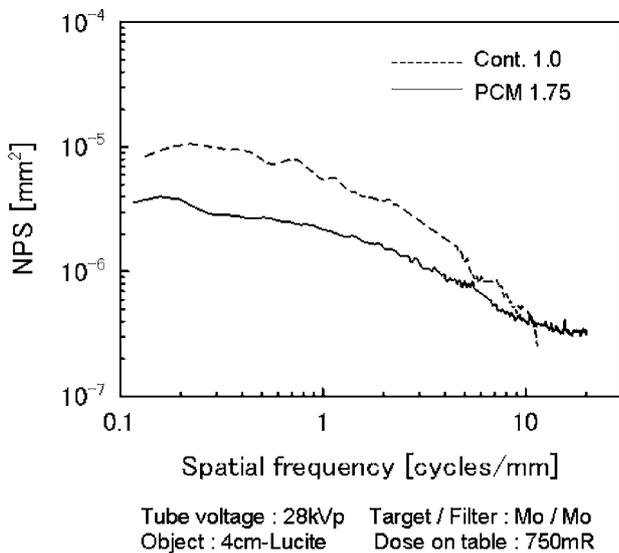


Fig.15 密着撮影と1.75倍拡大のフルフィールド位相コントラスト乳房撮影のNPS (Noise Power Spectra).

ここで、位相コントラスト撮影における鮮鋭性の向上は、従来の吸収コントラスト画像情報に位相情報を上乗せすることで画像情報を増加させるものであることから、例えば従来の画像処理で鮮鋭性を過度に向上させたときに生ずるような粒状の劣化はない。一方、デジタル画像は画像入力と画像出力とが切り離されているので、出力画像コントラストを容易に変化することができ、濃度範囲領域で画像コントラストを任意に調整することができる[29]。このとき出力画像コントラストを上げると粒状は劣化するので、描写濃度領域での被写体の視認性を考慮して出力画像コント

ラストの調整をすべきである。

9. デジタル位相コントラスト乳房画像

Fig.16にデジタル位相コントラスト乳房撮影のフルフィールド画像とスポット拡大撮影画像を示す。1.75倍拡大撮影で原寸表示画像のフルフィールド画像では視認がむずかしい微小石灰化粒子が、2.65倍拡大して1.5倍拡大表示した画像で明瞭に認められる。なお、本システムのフルフィールド画像でACR RMI 156型乳房ファントムの擬似石灰化粒子の4群まで視認できるとき、1.5倍スポット拡大撮影で5群の擬似石灰化粒子を確認できた。

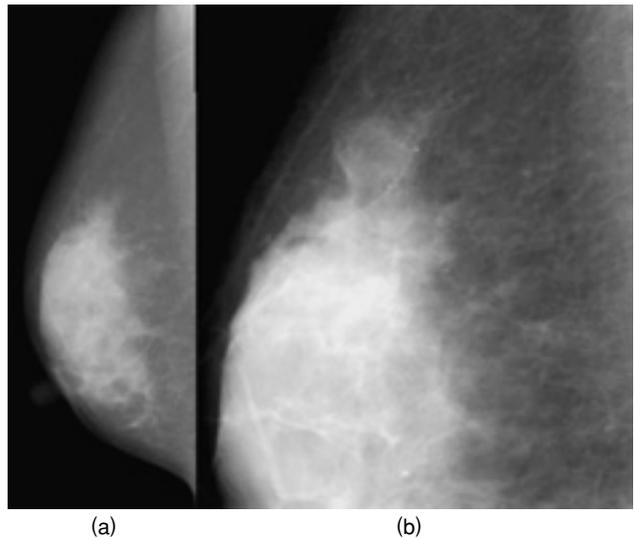


Fig.16 フルフィールド(a)とスポット拡大撮影(b)の位相コントラストデジタル乳房画像。

10. まとめ

10-1. 位相コントラスト技術はX線の波動性を利用するものであり、吸収コントラストがえられにくい軟部組織などの画像コントラストを向上することができるので、乳房撮影に有用である。

10-2. 可干渉性がほとんどないX線では、X線の屈折によって位相コントラストが得られることが幾何光学的近似で示された。

10-3. 拡大撮影して原寸表示するデジタル位相コントラスト乳房画像では、位相コントラスト効果と拡大効果による鮮鋭性の向上は拡大率が2倍付近でもっとも大きい。

10-4. フルフィールドと1.5倍拡大スポット乳房撮影では、SIDを1.14mとしてそれぞれ1.75倍および2.65倍拡大撮影をおこない、1.75分の一の大きさで出力画像を表示するデジタル位相コントラスト乳房撮影システムを構築した。

10-5. 半切サイズの輝尽性蛍光体プレートを用いて1.75倍あるいは2.65倍拡大撮影した画像を、43.75 μ mピッチで読み取ったあと、その読み取りピッチの1.75分の一である25 μ m画素サイズで画像を出力することで、乳房画像診断で重要な微小な被写体画像の辺縁を滑らかに表示することが可能である。

10-6. デジタル位相乳房撮影において、拡大効果と位相コントラストによるエッジ効果で鮮鋭度が向上することを実験的に確認した。また、1.75倍拡大のデジタル位相コントラスト画像の原寸出力は、グリッドを用いる従来の密着撮影よりNPSが低いという測定結果を得た。

References

- [1] 本田凡：スクリーン／フィルムシステムの歩みと最近の動向，日本写真学会誌，56，428-433，1993.
- [2] 本田凡，網谷幸二，中澤正行：放射線医用画像形成手段としてのスクリーンフィルム (SF) システムとコンピュータドラジオグラフィ (CR) システム，日本写真学会誌，64，105-118，2001.
- [3] Higasida Y, Moribe N, Morita K, et al.: Detection of Subtle Microcalcifications: Comparison of Computed Radiography and Screen-Film Mammography, *Radiology*, 183, 483-486, 1992.
- [4] 長谷川志賀子，大貫幸二，永窪純，他：マンモグラフィの年齢階級，乳房の構成要素別（乳房と脂肪比）における乳癌描出能の検討，日乳癌検診学会誌，12，101-107，2003.
- [5] Pisano ED, Gatsonis C, Hendric E, et al.: Diagnostic performance of digital versus film mammography for breast-cancer screening, *N. Eng. J. Med.*, 353, 1-11, 2005.
- [6] Gido T, Nagatsuka S, Amitani K, et al.: Advanced Digital Mammography System Based on Phase-Contrast Technology: Flynn (Ed.), *Phys. Med. Imag. Proc. SPIE*, 5745, 511-518, 2005.
- [7] 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.*, 40, 385-396, 2005.
- [8] Somenkov VA, Tklich AK, Shil'shtein SS: Refraction Contrast in X-Ray Introspecty, *Sov. Phys. Tech. Phys.*, 36, 1309-1311, 1991.
- [9] Thomlison W :Synchrotron Radiation Application in Medical Research, in *Medical Applications of Synchrotron Radiation*, Ando M, Uyama C (Ed.), 2-9, Springer, New York, 1998.
- [10] Wilkins SW, Guerev TE, Gao D, et al.: Phase-Contrast Imaging Using Polychromatic Hard X-Rays : *Nature*, 384, 335-338, 1996.
- [11] Gureyev TE, Stevenson AE, Paganin D, et al.: Quantitative Methods in Phase-Contrast X-Ray Imaging, *J. Digital Imag.*, 13, 121-126, 2000.
- [12] 百生敦，位相コントラスト X 線イメージング，放射光，10(3)，273-285，1997.
- [13] Fitzgerald R :Phase-Sensitive X-Ray Imaging, *Physics Today*, July, 23-26, 2000.
- [14] Kotre CJ, Birch IP: Phase Contrast Enhancement of X-Ray Mammography: a Design Study, *Phys. Med. Biol.*, 44, 2853-2866, 1999.
- [15] Wu X, Liu H: Clinical Implementation of X-Ray Phase-Contrast Imaging: Theoretical Foundations and Design Considerations, *Med. Phys.*, 30, 2169-2179, 2003.
- [16] Ishisaka A, Ohara H, Honda C: A New Method of Analysis Edge Effect in Phase-Contrast Imaging with Incoherent X-Ray : *Opt. Rev.*, 7, 566-572, 2000.
- [17] 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，*医学物理*，22,21-29，2002.
- [18] Shaw CC, Liu X, Lemack MS et al.: Optimization of MTF and DQE in Magnification Radiology-Theoretical Analysis, *Phys. Med. Imag. Proc. SPIE.*, 3977, 466-475, 2000.
- [19] 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.
- [20] Cowen AR, Launders JH, Jadav M et al.: Visibility of Microcalcifications in Computed and Screen-Film Mammography, *Phys. Med. Bio.* 42, 1533-1548, 1997.
- [21] Rong XJ, Johnston DA, Lemrecks MR et al.: Microcalcification Detectability for Four Mammographic Detectors: Flat-panel, CCD, CR, and Screen/Film, *Med. Phys.* 29, 2052-2061, 2002.
- [22] MacMahon H, Vyborny CJ, Metz CE et al.: Digital Radiography of Subtle Plumonary Abnormalites: an ROC Study of the Effect of Pixel size on Observation Performance, *Radiology*, 158, 21-26, 1986.
- [23] Yip WM, Pang SY, Yim WS et al.: ROC Curve Analysis of Lesion Detectability on Phantoms: Comparison of Digital Spot Mammography with Conventional Spot Mammography, *Br. J. Radiol.*, 74, 621-628, 2001.
- [24] 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*，65(7)，501-505，2002.
- [25] Freedman MT, B-Lo SC, Honda C, et al.: Phase-Contrast Mammography Using Molybdenum X-Ray: Clinical Implications in Detectability Improvement, Yaffe MJ, Antonuk LE (Ed.), *Phys. Med. Imag. Proc. SPIE.*, 5030, 533-540, 2003.
- [26] Matsuo S, Katafuchi T, Toyama K, et al.: Empirical Evaluation of Edge Effect Due to Phase Imaging for Mammography, *Med. Phys.* 32, 2690-2697, 2005.
- [27] 大原弘，本田凡，石坂哲，島田文生：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 Tech. Rep.*, 1, 131-134, 2004
- [28] Funke M, Breiter N, Hermann KP, et al.: Storage Phosphor Direct Magnification Mammography in Comparison with Conventional Screen-Film Mammography—a Phantom Study, *Br. J. Radiol.*, 71, 528-534, 1998.
- [29] 長束澄也：X 線診断写真における階調表現，*日本写真学会誌*，68(5)，377-380，2005.