ノート

FCRを用いたマンモグラフィシステム専用品質管理
ツールとしての 1Shot Phantomの評価長島千恵子・内山菜智子・森山紀之・永田実緒¹⁾・小林宏之²⁾
三小田勝博³⁾・早乙女滋⁴⁾・田木正浩⁴⁾・楠木哲郎⁴⁾論文受付
2008年 9月 9日論文受理
2009年 4月 16日

Code No. 254

国立がんセンターがん予防・検診研究センター

1) 国立がんセンター中央病院放射線診断部

2) 日本医科大学付属病院放射線科

3) 富士フイルムメディカル株式会社

4) 富士フイルム株式会社

緒 言

近年, 日本人女性の乳癌罹患率および死亡率は増加している^{1, 2)}。早期乳癌を発見するため, 2000年よりマンモグラフィと視触診を併用した乳癌検診が導入され, マンモグラフィの精度管理の重要性が指摘されるようになった³⁾。高品質なマンモグラフィを実施するため, 装置の定期的, 日常的品質管理は, 非常に重要である^{4~6)}。通常, マンモグラフィの日常品

質管理における画像評価では, American College of Radiology (ACR)推奨ファントムを用いた画像の視覚評価を行っている^{4~6)}。しかし, 最近ではデジタルマンモグラフィの普及に伴い, 定量的物理評価による品質管理が求められるようになってきている。ヨーロッパのマンモグラフィ検診・診断の品質保証(quality assurance: QA)および品質管理(quality control: QC)に関する検討組織 European Reference Organiza-

Evaluation of the 1Shot Phantom Dedicated to the Mammography System Using FCR

Chieko Nagashima, Nachiko Uchiyama, Noriyuki Moriyama, Mio Nagata,¹⁾ Hiroyuki Kobayashi,²⁾ Katsuhiko Sankoda,³⁾ Shigeru Saotome,⁴⁾ Masahiro Tagi,⁴⁾ and Tetsuro Kusunoki⁴⁾

Research Center for Cancer Prevention and Screening, National Cancer Center

1) Department of Radiology, National Cancer Center Hospital

2) Department of Radiology, Nippon Medical School

3) Fujifilm Medical Corporation

4) Fujifilm Corporation

Received September 9, 2008; Revision accepted April 16, 2009; Code No. 254

Summary

Currently daily quality control (QC) tests for mammography systems are generally evaluated by using visual analysis phantoms, which of course means subjective measurement. In our study, however, we evaluated a novel digital phantom, the 1Shot Phantom M plus (1Shot Phantom), together with automatic analysis software dedicated for mammography systems using Fuji computed radiography (FCR). The digital phantom enables objective evaluation by providing for actual physical measurement rather than subjective visual assessment. We measured 1) contrast to noise ratio (CNR), 2) image receptor homogeneity, 3) missed tissue at chest wall side, 4) modulation transfer function (MTF), and 5) geometric distortion utilizing the 1Shot Phantom. We then compared the values obtained using the 1Shot Phantom with values obtained from the European guidelines and International Electrotechnical Commission (IEC) standards. In addition, we evaluated the convenience of using the digital phantom. The values utilizing the 1Shot Phantom and those from the European guidelines and IEC standards were consistent, but the QC tests for the European guidelines and IEC standards methods took about six hours while the same QC tests using the 1Shot Phantom took 10 minutes or less including exposure of the phantom image, measurement, and analysis. In conclusion, the digital phantom and dedicated software proved very useful and produced improved analysis for mammography systems using FCR in clinical daily QC testing because of their objectivity and substantial time-saving convenience.

Key words: mammography, quality control, physical measurement, European guidelines

別刷資料請求先: 〒104-0045

東京都中央区築地 5-1-1

国立がんセンターがん予防・検診研究センター検診開発研究部 長島千恵子 宛

tion for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services (EUREF)は、2006年にデジタルマンモグラフィの品質管理に関して、撮影線量と画質に関する定量的な画質評価法と厳密な規格値を設定したガイドライン⁷⁾(以下: European guidelines)を発行している。更にInternational Electrotechnical Commission (IEC)も、2007年にデジタルマンモグラフィの受け入れ検査規格を発行し⁸⁾、定量評価による品質管理を推奨している。

システムの客観的な評価には、このような定量解析を用いることが望ましいが、作業が繁雑で、解析にも時間を要するため、受け入れ試験や定期点検時に実施することは可能であっても、日常品質管理に取り入れることは難しいと考えられていた。そこで、1回のファントム撮影で、複数項目の画質の定量解析を実施することができる、1Shot Phantom M plus (富士フイルム社製: 以下 1Shot Phantom)が開発された。今回使用した 1Shot Phantomは、FCR (Fuji Computed Radiography)を用いたマンモグラフィ専用の品質管理ツールである。1Shot Phantomでは、画像の自動解析と履歴管理を行うQCソフトウェアを使用して、定量解析による画質評価を簡便かつ短時間で実施することができる。更に、解析値の変動から、画質の不変性を確認することで、装置の性能維持を検証する不変性試験を実施することが可能なツールである。すなわち、1Shot Phantomを使用することにより、簡便に定量解析による不変性管理を実施することが可能である。現在、日本ではデジタルマンモグラフィ装置の品質管理法は明確に定められておらず、評価項目や管理基準については今後検討する必要性があるが、このようなツールを日常品質管理の一環として使用することで、品質管理の客観性、および精度の向上が期待される。今回われわれは、1Shot Phantomの測定精度と測定の簡便性について検討を行ったので報告する。

1. 方 法

1-1 使用装置

すべての測定において、画像読み取り装置はFCR PROTECT CS (富士フイルム社製)を使用した。測定精度の検討において、乳房X線撮影装置は、MAMMOMAT3000Nova (SIEMENS社製)およびMAMMOMAT3000 (SIEMENS社製)の2台を使用し、それぞれの装置を使用した画像取得システムを、システムA、システムBとした。また、MTF測定については、測定法間の差異の検討に、乳房X線撮影装置Senographe DMR+ (GE社製)を使用した。

1-2 検討項目

1Shot Phantomの日常品質管理項目のなかから、コントラストノイズ比(contrast to noise ratio: CNR)、画像均一性、胸壁欠損、空間分解能(modulation transfer function: MTF)、画像歪の5項目について、European guidelinesに準拠した測定との比較実験を行い、測定精度および測定の簡便性の検討を行った。現在、日本ではデジタルマンモグラフィ装置における日常品質管理の方法が、明確に定められていない。また、日本のガイドラインの指標となっているMammography Quality Standard Act (MQSA)等の米国のガイドラインでは、デジタルマンモグラフィ装置の品質管理は装置ごとに作成されたQCマニュアルに従うものであり、標準化された共通の規格が存在していない。今回ファントムの精度評価を行うため、マンモグラフィの品質管理において、ヨーロッパのガイドラインの一つであり、撮影線量と画質に関する定量的な画質評価法と厳密な規格値を詳細に設定し、IECの受け入れ試験にも採用されているEuropean guidelinesに準拠した測定法による比較実験を行った。なお、European guidelinesに明確な測定方法が記載されていない項目についてはIECに準拠した測定を行った。測定項目ごとに撮影を10回繰り返し測定し、平均値を算出して結果とした。以下に各項目の評価法を記す。

1-3 1Shot Phantomによる測定

1Shot Phantomの構成および評価項目をFig. 1に示す。

図中aは、CNR測定用の関心領域(region of interest: ROI)設定エリア[向かって右側のエリアにAluminum (Al) objectを配置]、bは画像均一性測定用の5カ所のROI設定エリア、cは胸壁欠損測定用チャート、dは空間分解能測定用のリファレンス領域を有する矩形波チャート、eは画像歪測定用のline objectを示す。更に、fは低コントラスト検出能測定用ディスク、gは線形性測定用のステップウェッジチャートを示し、hはシステム感度不変性測定エリア、iはダイナミックレンジ測定エリアで、線形性の測定に用いるステップウェッジチャートの最薄部を使用している。

また、1Shot Phantomはベースに厚さ2.26mmのAlを使用しており、厚さ40mmのpolymethyl methacrylate (PMMA)を28kV、Mo/Moで撮影したときと透過線量が同じになるように設計されている。通常、1Shot Phantomは上記条件下で、automatic exposure control (AEC)モードを使用して撮影するが、今回は線量のばらつきによる測定値への影響を避けるため、マニュアルモードを使用し、撮影条件を一定にして撮影を行った。撮影線量については、厚さ40mmのPMMAを

Fig. 1 Evaluation items of the 1Shot Phantom (for daily quality control)

a: CNR, b: Image receptor homogeneity, c: Missed tissue at chest wall side, d: MTF, e: Geometric distortion, f: Low contrast detectability, g: Image receptor response, h: System sensitivity constancy, i: Dynamic Range

*: main scan direction, **: sub scan direction

Mo/Mo, 28kV, AECモードで撮影したとき設定されるmAs値を使用した。また、imaging plate (IP) のフェーディングによる影響を避けるため、X線曝射後から画像読み取りまでの時間を1分間とした。

各項目の評価法の詳細について1Shot PhantomとEuropean guidelinesの定義を交え、以下にまとめる。なお、European guidelinesで使用する標準ファントムは厚さ45mmで検出器全面を覆う大きさのPMMAであるが、1Shot Phantomと比較を行うため、PMMAファントム使用時は、厚さ40mmで18×24cmのIPを覆うことができる大きさのものを使用した。

1-3-1 CNR解析

1Shot Phantom内部には、厚さ0.2mmのAl objectが配置されている。Fig. 2aに示すように、background (BG)部にROI1を、Al objectによる信号部にROI2を設定する。各ROIの平均画素値(mean pixel value: PV) m 、標準偏差(standard deviation: SD) σ を求め、(1)式により、CNRを算出する。なお、ROIの面積は4cm²で正方形、胸壁端からの距離は11.5cmである。

$$\text{CNR} = \frac{m_{\text{Al}} - m_{\text{BG}}}{\sqrt{\frac{\sigma_{\text{BG}}^2 + \sigma_{\text{Al}}^2}{2}}} \quad \dots\dots\dots (1)$$

ここで、

m_{BG} : ROI1のPV

m_{Al} : ROI2のPV

Fig. 2 Position of the Al object and ROI for CNR measurement

(a) Measurement points of the 1Shot Phantom

(b) Measurement points of the European guidelines

The simple square shows ROI, and the square of the net pattern shows Al object

σ_{BG} : ROI1のSD

σ_{Al} : ROI2のSD

Fig. 2bにEuropean guidelinesの定義によるCNR測定配置図を示す。Alは厚さ0.2mm、PMMAファントムは検出器全面を覆う大きさのもので厚さ20, 30, 40, 45, 50, 60, 70mmに関して評価する。面積4cm²の正方形のROIを、胸壁からの距離6cmの位置に設定する。今回の比較実験では、厚さ40mmのPMMAファントムと厚さ0.2mmのAl objectを使用した。ヒール効果の影響を避けるため、計測するROIの位置は1Shot Phantomに合わせ、胸壁から11.5cmとした。撮影条件についても1Shot Phantomと同じとした。

更に、CNR測定値の差異を詳細に解析するために、(2)式のようにコントラストおよびSN比(signal to noise ratio: SNR)を定義し、比較を行った。

1Shot Phantomについては、手動でCNR計測位置にROIを設定し、PVとSDを計測し、コントラスト、SNR、CNRの算出を行った。

$$\text{CNR} = \frac{m_{\text{BG}} - m_{\text{Al}}}{\sqrt{\frac{\sigma_{\text{BG}}^2 + \sigma_{\text{Al}}^2}{2}}} = \frac{m_{\text{BG}}}{\sqrt{\frac{\sigma_{\text{BG}}^2 + \sigma_{\text{Al}}^2}{2}}} \times \left(1 - \frac{m_{\text{Al}}}{m_{\text{BG}}}\right) \quad \dots\dots\dots$$

すなわち、

$$1 - \frac{m_{\text{Al}}}{m_{\text{BG}}} = \text{コントラスト}$$

$$\frac{m_{\text{BG}}}{\sqrt{\frac{\sigma_{\text{BG}}^2 + \sigma_{\text{Al}}^2}{2}}} = \text{SNR} \quad \dots\dots\dots (2)$$

と定義した。

Fig. 3 Position of the ROI for image receptor homogeneity measurement
(a) Measurement points of the 1Shot Phantom
(b) Measurement points of the European guidelines
The square shows ROI, the arrow shows scanning direction.

1-3-2 画像均一性

1Shot PhantomではFig. 3aに示すように画像の四隅と中央に1cm²のROIを設定し、PVとSNRを測定する。(3)式および(4)式に従い、画像の四隅それぞれについてPV比、SNR比を算出する。

$$\text{PV比} = \frac{\text{四隅のROIのPV}}{\text{中央のROIのPV}} \quad \dots\dots\dots (3)$$

$$\text{SNR比} = \frac{\text{四隅のROIのSNR}}{\text{中央のROIのSNR}} \quad \dots\dots\dots (4)$$

European guidelinesの定義では、検出器全面を覆う大きさで、厚さ45mmのPMMAファントムを臨床撮影条件で撮影し、Fig. 3bに示すように画像全域を1cm²のROIで走査する。次に、走査した全ROIのPVとSNRを算出し、全ROIの平均値と各ROIの測定値の相対差の最大値をもって評価する。更に、このとき画像処理は行わないとしている。しかし、1Shot Phantomが目的とする、不変性試験においては、各測定点でのPV比および、SNR比の経時的変化の確認が行えればよいと考え、今回比較実験では、厚さ40mmのPMMAを撮影し、1Shot Phantomに準じ、画像の四隅と中央にROIを設定し、PV比とSNR比を算出した。撮影条件についても1Shot Phantomと同じとした。

1-3-3 胸壁欠損

1Shot Phantomでは、Fig. 4aに示すような胸壁側のスリット像より胸壁欠損量を算出する。スリット像は乳房支持台上面から3mmの高さ、左右2カ所に配置されている。(5)式により胸壁欠損Xを算出する。

$$X = d_2 - d_1 / M \quad \dots\dots\dots (5)$$

ここで

d_1 : 画像上に描出されたマーカーの長さ

Fig. 4 The markers for the measurement of missed tissue at chest wall side
(a) 1Shot Phantom method
(b) European guidelines method
The squares and circles show slit and iron ball, respectively.

d_1 : Length of markers on the image, d_2 : Total length of all the markers

d_2 : あらかじめ予測されたマーカーの全長

M: 拡大率

European guidelinesの定義では、胸壁端からの距離計測が可能なマーカーを有するファントムを撮影し、画像上でのマーカーの位置より欠損部分の距離を測定する。今回は、Fig. 4bに示すような直径2mmの鉄球を内蔵した胸壁欠損試験ファントム(KP2N, 化成オプトニクス社製)を使用した。乳房支持台上面から2.5mmの高さにある鉄球から得られた鉄球像の距離を計測し、1Shot Phantomの定義式にならない、左右の胸壁欠損量を算出した。

また、European guidelinesでは、画像読み取り時のカセット内へのIPの挿入位置の再現性を懸念し、測定を5回以上行うように定めている。IPの挿入位置の再現性の確認を行うため、胸壁欠損試験ファントムを用い、乳房支持台上にファントムを固定したまま、撮影を10回繰り返し、カセット内へのIPの挿入位置の再現性による測定の影響を確認した。

1-3-4 空間分解能

1Shot Phantomでは、IECのマンモグラフィ受け入れ試験に採用されているstandard deviation法(SD法)^{9, 10)}により空間分解能の測定を行っている。SD法では、Fig. 5に示すような、測定対象の周波数のバーパターンとX線減衰部、および透過部のリファレンス領域を有する矩形波チャートを用いる。画像上で、それぞれの領域に設定したROIの平均画素値 m 、標準偏差 σ を求め、(6)式より空間分解能 $M(f)$ を算出する。

Fig. 5 Standard deviation method
Square shows ROI. "m" is mean pixel value, and "σ" is standard deviation.

$$M_0 = \frac{\sqrt{2}}{\pi} |m_a - m_t|$$

$$\sigma^2 = \frac{\sigma_a^2 + \sigma_t^2}{2}$$

$$M(f) = \frac{\sqrt{\sigma_f^2 - \sigma^2}}{M_0} \dots\dots\dots (6)$$

ここで,

m_a : X線減衰部ROIの平均画素値
 m_t : X線透過部ROIの平均画素値
 σ_a : X線減衰部ROIの標準偏差
 σ_t : X線透過部ROIの標準偏差
 σ_f : バーパターン部ROIの標準偏差

1Shot Phantomでは2lp/mmおよび4lp/mmのチャート像の評価を行う。

European guidelinesでは、明確な評価方法を定めていないため、今回実験では、IECのdetective quantum efficiency (DQE)測定法に採択されているエッジ法^{11, 12)}に準じた測定を行った。解析に用いる画像の取得は、Fig. 6に示すように厚さ40mmのPMMA上に厚さ0.8mmのステンレススチール製のエッジファントムを乗せ、エッジ部をX線管球長軸に対し約2.5度傾けて撮影した。取得画像から、エッジ法の手順に従いMTFの算出を行った。

更に、今回それぞれの測定において材質と厚さの違った散乱体を使用したため、それぞれの散乱体が測定値に与える影響の程度を検討した。まず、1Shot Phantom撮影時における散乱体の影響を推測するため、今回実験手順に従い、通常通り1Shot Phantomを撮影した場合と、カセット上にファントム内に組み込まれている矩形波チャートのみを取り出して密着させ、散乱体の影響をなくして撮影した場合のMTFを

Fig. 6 MTF measurement by the edge method

算出した(Fig. 7a)。エッジ法についても同様に、厚さ40mmのPMMA上にエッジファントムを乗せて撮影した場合と、カセット上にエッジファントムを密着させ、散乱体の影響をなくした状態で撮影した場合の、MTFを算出した(Fig. 7b)。

1-3-5 画像歪

1Shot Phantomでは、ファントム上で100mmとなるライン間距離を、画像上で主走査方向、副走査方向のそれぞれについて計測し、この計測した距離を寸法精度と定義する。

European guidelinesでの定義では、ラインパターンおよび、メッシュパターンを有するファントムを撮影する。取得画像上で直線部の距離を計測し、アーチファクトまたは目視上の歪みがないことを確認する。また、このとき画像処理を行わないとしている。今回の比較実験では、メッシュ構造を有するGrid test board (TL0109, TREX Medical Corp.製)を撮影し、ファントム上で100mmのライン間距離を、画像上で主走査方向、副走査方向のそれぞれについて計測した。計測の位置は、1Shot Phantomに準じた。更に、測定値の差異について検証を行うため、各ファントム使用時の拡大率を算出した。

1-3-6 測定時間

測定の簡便性を評価するため、今回各測定に要した時間を概算した。

2. 結果

2-1 CNR

Table 1にCNRおよび、コントラストとSNRの測定結果を示す。1Shot PhantomとEuropean guidelinesに準拠した方法のCNR測定差は、システムAでは3.1%、システムBでは0.8%であった。また、1Shot

Fig. 7 Position of MTF test tool for measurement of influence of scatterer in MTF measurement
(a) Measurement of influence from scatterer when measured by 1Shot Phantom
(b) Measurement of influence from scatterer when measured by edge method

Table 1 Results of CNR measurements

Image acquisition system		1Shot Phantom	PMMA	1Shot/PMMA	Significant difference
System A	CNR	9.58 (manual: 9.50)	9.29	103.1% (102.3%)	P<0.05 (P<0.05)
	Contrast	0.173	0.179	96.5%	P<0.05
	SNR	54.9	51.9	105.9%	P<0.05
System B	CNR	8.66 (manual: 8.57)	8.59	100.8% (99.8%)	P<0.05 (P=0.11)
	Contrast	0.176	0.175	100.3%	P=0.46
	SNR	46.5	46.3	100.4%	P<0.05

The value in the parentheses of CNR data expresses a manually operated calculated value.

Table 2 Results of image receptor homogeneity measurements

Image acquisition system		PV ratio [%]				SNR ratio [%]			
		1Shot Phantom	PMMA	Difference	Significant difference	1Shot Phantom	PMMA	Difference	Significant difference
System A	Top-Right	-22.5	-27.4	4.9	P<0.05	-12	-14.6	2.6	P<0.05
	Top-Left	-22.5	-26	3.5	P<0.05	-15.9	-17.4	1.5	P<0.05
	Bottom-Right	-12	-13.7	1.7	P<0.05	-6.2	-6.9	0.7	P<0.05
	Bottom-Left	-9.7	-10.4	0.7	P<0.05	-9.9	-9.8	0.1	P<0.05
System B	Top-Right	-27.3	-28.1	0.8	P=0.10	-15.8	-16.1	0.3	P=0.27
	Top-Left	-27.6	-33	5.4	P=0.47	-20.6	-23.5	2.9	P<0.05
	Bottom-Right	-9.4	-8.3	1.1	P<0.05	-6	-4.9	1.1	P<0.05
	Bottom-Left	-10.9	-15.8	4.9	P<0.05	-12.5	-14.6	2.1	P<0.05

Phantomでの計測を，ROIを手動で設定したときの場合で比較すると，測定差は2.3%と0.2%となった。このときシステムBでは有意差はみられなかった。

各測定におけるコントラストとSNRの比較において，システムAでは，1Shot Phantomの方がコントラストは3.5%低く，SNRは5.9%高かった。システムBでは1Shot Phantomの方が，コントラストが0.3%，SNRが0.4%高かったが，コントラスト値には，有意差はみられなかった。

2-2 画像均一性

Table 2に測定結果を，Fig. 8およびFig. 9に測定位置による測定値の変動の比較を示す。各測定値の差はPV比で最大5.4%，SNR比で最大2.9%であったが，Fig. 8，Fig. 9に示すように，両測定方法間で，測定位置による測定値の変動の傾向には類似性がみられた。

2-3 胸壁欠損

Table 3に測定結果を示す。1Shot Phantomと胸壁欠

Fig. 8 Comparison of pixel value ratios in each measurement point
(a) System A
(b) System B

Fig. 9 Comparison of signal to noise ratios in each measurement point
(a) System A
(b) System B

Table 3 Results of missed tissue at chest wall side measurements

Image acquisition system		1Shot Phantom [mm]	Missed tissue phantom [mm]	Difference [mm]	Significant difference
System A	Right	4	4.2	0.2	P<0.05
	Left	4	4.2	0.2	P<0.05
System B	Right	3.4	3.6	0.2	P<0.05
	Left	3.6	3.8	0.2	P<0.05

損試験ファントム測定値の差は、0.2mmであった。

また、IPの挿入状態の再現性の試験では、10回の測定において平均値に対する変動(変動係数: coefficient of variation: CV)は、2.2%であり、このとき、最大値4.37, 最小値4.10, 最大偏差は0.14mmであった。

2-4 空間分解能

Table 4に測定結果を示す。1Shot Phantomでは、エッジ法に比べ約20%高い値を示した。また、両測定法において、散乱体の影響をなくした場合の測定値の結果をTable 5に示す。散乱体ありでは、2lp/mmで14.4%, 4lp/mmで16.9%の差を生じたが、散乱体なしではそれぞれ0.5%, 0.9%の差であった。

2-5 画像歪

Table 6に測定結果を示す。1Shot Phantomの測定値

は、メッシュファントムを使用した測定より、0.4%から0.7%大きかった。ファントムの拡大率は1Shot Phantomがメッシュファントムに比べ0.5%大きかった。

2-6 測定時間

European guidelinesに準拠した測定法について、今回のわれわれの経験では合計6時間程度の時間と複雑な作業を要したが、1Shot Phantomにおいては10分以下の時間で簡便に測定を行うことができた。

3. 考 察

今回の実験にて、1Shot Phantomの測定精度および使用に対しての簡便性を評価することができた。

CNR測定において、生じた測定差について、検証を行った。1Shot Phantom画像の解析値については、手動でROI計測を行った場合は、自動解析ソフトを使用した場合に比べ、測定値の差が少ないことより、わ

Table 4 Results of MTF measurements

Image acquisition system		1Shot Phantom	Edge method	1Shot/Edge	Significant difference
System A	2 lp/mm	54.2	46.1	117.6%	P<0.05
	4 lp/mm	21.6	18	120.0%	P<0.05
System B	2 lp/mm	54.3	45.5	119.3%	P<0.05
	4 lp/mm	21.4	17.7	120.9%	P<0.05

Table 5 Influence of scatterer in the MTF measurement difference

		1Shot Phantom		Edge method		1Shot/Edge	
		2 lp/mm	4 lp/mm	2 lp/mm	4 lp/mm	2 lp/mm	4 lp/mm
MTF	without scatterer	55.6	22.5	55.3	22.3	100.5%	100.9%
	with scatterer	54.1	21.4	47.3	18.3	114.4%	116.9%
Total		97.4%	95.2%	86.0%	82.0%	113.3%	116.1%
Geometric blur		98.2%	98.0%	97.6%	95.6%	100.6%	102.5%
Magnification		102.6%	106.7%	—	—	102.6%	106.7%
Scatter radiation		96.6%	91.1%	87.7%	85.7%	110.1%	106.3%

Table 6 Results of geometric distortion measurements

Image acquisition system	1Shot Phantom		Mesh phantom		1Shot/Mesh		Significant difference	
	Main scan direction	Sub scan direction	Main scan direction	Sub scan direction	Main scan direction	Sub scan direction	Main scan direction	Sub scan direction
System A [mm]	102.9	103.2	102.5	102.5	100.4%	100.7%	P<0.05	P<0.05
System B [mm]	103.0	103.1	102.5	102.7	100.5%	100.4%	P<0.05	P<0.05

ずかにROIの計測位置にずれが生じたことが、測定差の一因となっていることが考えられる。更に、手動計測においてもCNRの値に有意な差を生じた、システムAについて、コントラストとSNRの成分から、検証を行った結果、PMMAに比べ1Shot Phantomは、コントラストが低く、SNRが高かった。1Shot Phantomのベース材料はAlであり、厚さ40mmのPMMAと線量透過率は等しいが、両者においてファントム透過後の線質に違いが生じたためと考えられる。1Shot Phantomの方が高エネルギー側の吸収が小さく、ファントム透過後のX線の高エネルギー側の成分が多くなり、コントラストがPMMAに比べて低下したものと考えられる。一方、透過後X線の高エネルギー側の成分が多い分、IPでのX線吸収量が相対的に大きくなり、SNRの向上につながったものと考えられる。今後、定量的な分析のためにはX線スペクトル解析が必要であると考えられる。しかし、これにより、1Shot Phantomの目的とする不変性試験に影響を与えるものではない。

画像均一性の測定については、両測定方法間で、

測定位置による測定値の変動の傾向は類似しており、更に、1Shot Phantomの方が測定位置間のPV比、SNR比の差が小さいことより、PMMAを使用した測定よりもファントムの厚みの不均一性による影響を受けにくいと考えられる。よって、1Shot Phantomは画像均一性の不変性管理ツールとして十分な測定精度を有していると考えられる。

胸壁欠損測定においては0.2mmの測定差がみられた。測定差の原因としては、カセット内へのIPの挿入状態、ファントムの設置状態、指標となるマーカーの位置の精度などが考えられる。定期管理において、鉄球ファントムなどの測定値を把握したうえで不変性の確認に使用するには問題はないと考える。また、IPの挿入状態の再現性試験より10回の測定において最大偏差は0.14mm、最大値と最小値の差は0.27mmみられ、必要に応じ測定を繰り返すことが望ましいと考えられる。

空間分解能の測定について、約20%の測定差がみられたが、MTF測定ツールである、矩形波チャート

および、エッジファントムをカセットに密着させ、撮影を行った場合、測定差は1%未満に減少した。これより、今回比較実験でみられた測定差は、被写体の材質および厚さの違いによる影響から生じたものと考えられる。その要因としては、1) 1Shot Phantomで使用している矩形波チャート像が、受像面上では実寸よりわずかに拡大されて投影されるために起こる周波数シフトの影響、2) ファントムの厚さの違いによる半影の影響、3) 散乱線の違いによる影響、が考えられる。しかし、これらの要因は、線質や焦点被写体間距離などの測定系に依存し、影響の程度は撮影装置ごとに異なるが、1Shot Phantomの目的とする不変性試験を行うにあたって問題はないと考えられる。

画像歪の測定については、測定差はファントムの拡大率の影響によるもので、1Shot Phantomとメッシュファントムは同等の測定精度を有していると考えられる。

1Shot Phantomの測定精度について、CNR、画像均一性、胸壁欠損、空間分解能、画像歪の5項目について、European guidelinesに準拠した方法と測定値を比較し、検討を行った。測定値は一致しなかったが、それらの原因解析を行った結果、不変性試験においては問題となる影響はない。また、1Shot Phantomは従来の測定法に比べ、測定の簡便性に優れており、測定時間を大幅に短縮することが可能であるため、日常管理の範囲内での使用も十分に可能であると考えられる。

更に、定期的精度管理により、装置の性能をしっ

かり把握することは重要である。1Shot Phantomを使用することで、日常管理において、客観性の高い性能維持の確認が可能となれば、更に、有用性が高まる。1Shot Phantomは不変性試験により、装置の性能の維持を確認するためのツールである。不変性管理ツールとしての使用の是非を検討するため、測定精度の評価を行った。これらより、1Shot Phantomは、簡便性に優れ、品質管理ツールとして、十分な性能を有していることが判明した。

今後は、今回検証した5項目以外の測定項目についても同様に検証を行うことが必要である。

4. 結 語

本研究において、1Shot Phantomの測定精度、簡便性が証明された。1Shot Phantomにより、FCRを用いたマンモグラフィシステムの日常管理において、客観性の高い評価を行うことが可能となることが示唆され、本ツールは非常に有用性の高いツールである。

謝 辞

本研究にご協力いただきました、国立がんセンター中央病院放射線診断部 診療放射線技師諸氏に深く感謝いたします。

本研究の一部は第三次対がん10カ年戦略総合研究事業の森山班より援助を受けた。

なお、本論文の要旨は日本放射線技術学会第63回総会学術大会(2007年4月、横浜)において発表した。

参考文献

- 1) Matsuda T, Marugame T, Kamo K, et al. Cancer incidence and incidence rates in Japan in 2002: based on data from 11 population-based cancer registries. *Japanese Journal of Clinical Oncology* 2008; 38(9): 641-648.
- 2) 厚生労働省大臣官房統計情報部 編. 人口動態統計 1958-2006.
- 3) 厚生労働省老健局老人保健課. 老健第65号. 「がん予防重点健康教育及びがん検診実施のための指針」の一部改正について. 2000.
- 4) (社)日本医学放射線学会, (社)日本放射線技術学会, マンモグラフィガイドライン委員会, 他. 第10章 精度保証. マンモグラフィガイドライン第2版(増補版). 医学書院, 東京, 2007: 67-71.
- 5) 大内憲明 編集. 6 撮影に関する品質管理の実際. マンモグラフィによる乳がん検診の手引き-精度管理マニュアル-第3版. 日本医事新報社, 東京, 2004: 39-54.
- 6) 日本放射線技術学会放射線撮影分科会, 乳房撮影ガイドライン普及班. 放射線医療技術学叢書 第III章 3 品質管理. 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, 京都, 1999: 43-99.
- 7) Perry N, Broeders M, Wolf C de, et al. Digital mammography. European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis. Fourth edition. European Communities, Luxembourg, 2006: 105-165.
- 8) IEC61223-3-2 Evaluation and routine testing in medical imaging departments-Part 3-2: Acceptance tests-Imaging performance of mammographic X-ray equipment safety ed.2.0. 2007.
- 9) Droege RT, Rzeszutowski MS. Modulation transfer function from the variance of cyclic bar images. *Opt Eng* 1984; 23(1): 68-72.
- 10) Droege RT, Morin RL. A practical method to measure the MTF of CT scanners. *Med Phys* 1982; 9(5): 758-760.
- 11) IEC62220-1-2. Medical electrical equipment-Characteristics of digital X-ray imaging devices-Part 1-2: Determination of the detective quantum efficiency-Detectors used in mammography. 2007.
- 12) Samei E, Flynn MJ, Reimann DA. A method for measuring the presampled MTF of digital radiographic systems using an edge test device. *Med Phys* 1998; 25(1): 102-113.

図表の説明

- Fig. 1 IShot Phantomの測定項目(日常品質管理項目)
 a: CNR, b: 画像均一性, c: 胸壁欠損, d: 空間分解能, e: 画像歪, f: 低コントラスト検出能, g: 線形性, h: システム感度不変性, i: ダイナミックレンジ
 *: 主走査方向, **: 副走査方向
- Fig. 2 CNR測定におけるAI objectとROIの配置
 (a) IShot Phantomの測定位置
 (b) European guidelinesの測定位置
 白い四角がROIを表し, 網掛けの四角がAI objectを表す.
- Fig. 3 画像均一性測定位置におけるROIの位置
 (a) IShot Phantomの測定位置
 (b) European guidelinesの測定位置
 四角はROIを表し, 矢印は走査方向を示す.
- Fig. 4 胸壁欠損測定用マーカー
 (a) IShot Phantom測定法
 (b) European guidelines測定法
 四角はスリット像, 丸は鉄球像を表す.
 d_1 : 画像上に描出されたマーカーの長さ, d_2 : あらかじめ予測されたマーカーの全長
- Fig. 5 SD法
 四角はROIを表す. m は平均画素値, σ は標準偏差を示す.
- Fig. 6 エッジ法によるMTF測定
- Fig. 7 MTF測定における散乱体の影響測定時のMTFテストツールの配置
 (a) IShot Phantom撮影時の散乱体からの影響の測定
 (b) エッジ法撮影時の散乱体からの影響の測定
- Fig. 8 各測定ポイントにおけるPV比の比較
 (a) システムA
 (b) システムB
- Fig. 9 各測定ポイントにおけるSNR比の比較
 (a) システムA
 (b) システムB
- Table 1 CNR測定結果
 IShot PhantomのCNR測定値カッコ内の数値は, 手動でROI計測を行った際のCNR算出値である.
- Table 2 画像均一性測定結果
- Table 3 胸壁欠損測定結果
- Table 4 MTF測定結果
- Table 5 MTF測定における散乱体の影響
- Table 6 画像歪測定結果