

低線量マンモグラフィの散乱線を含めた画質評価

要旨

Photon-counting 方式 SECTRA 社 Micro Dose Mammography L30 (以下, MDM) と従来型直接変換型 SIEMENS 社 MAMMOMAT Novation DR (以下, DR) について, 散乱線含有率とコントラスト因子を含めた画質特性を, 低線量領域において比較評価した. 各装置において, 平均乳腺線量が 0.4, 0.6, 0.8, 1.0 (mGy) となる設定で, RMI156 ファントムを各線質で撮影した. 線質は管電圧/target/filter を, MDM が 32kV/W/A1, DR は 27kV/Mo/Mo と 35kV/W/Rh とした. 鉛ディスク法により散乱線含有率を求め, RMI156 ファントムの模擬腫瘍からコントラストを測定し, 散乱線とコントラストを考慮した SNR^2 を算出し, 比較した. MDM の散乱線含有率は 1.2% であり, DR は Mo/Mo/27kV で 17%, W/Rh/35kV で 14.5% であった. MDM の SNR^2 は最も高く, DR の W/Rh/35kV, Mo/Mo/27kV の順に低い結果となった. MDM は従来型直接変換型と比較し, 散乱線除去能に優れ, 低線量領域で高い SNR^2 を示し, 32kV という高い管電圧でも, 高い描出能であることが示めされた. DR に関して, Mo/Mo27kV よりも, W/Rh35kV の方が高い画質であることが示唆され, 今後の撮影条件の検討課題となった.

I. 緒言

わが国において, 2009 年 11 月に photon-counting 技術を用いたマンモグラフィが薬事承認された. この装置は, 従来型 Full Field Digital Mammography 装置より低線量での撮影が可能であるとされている. target/filter に W/A1 を持ち, 使用管電圧が 30kV 以上と従来に比べて高いことから線質が硬い特徴を持つ. また, マルチスリットスキャン方式(図 1)により優れた散乱線除去効果が考えられる. マルチスリットスキャン方式では被写体の前後に 2 つのコリメータがあり, 連動してスキャンを行う. X 線管側のコリメータとディテクタ側のコリメータの 2 つによりきわめて細いビームを用いることで散乱線を排除している.

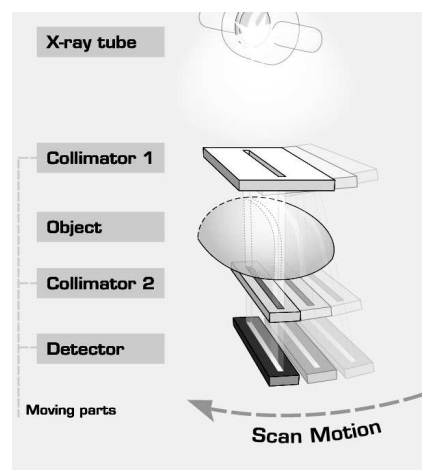


図 1. マルチスリットスキャン方式
(Sectra ホームページより引用)

II. 使用機器

- Photon-counting 方式マンモグラフィ装置: Micro Dose Mammography L30 (以下 MDM) Sectra 社→Philips 社製,
- 従来型直接変換型マンモグラフィ装置: MAMMOMAT Novation DR (以下 DR), SIEMENS 社製
- RMI156 ファントム
- 線量計: 8201011-C Xi Base unit Platlnum, unfors 社製(MDM 測定用)
model 9015, Radcal 社製(DR 測定用)
- 画像解析ソフト: ImageJ

Ⅲ. 方法

同一 AGD (平均乳腺線量) によるファントム画像解析を行った。撮影条件は平均乳腺線量を 0.4mGy、0.6mGy、0.8mGy、1.0mGy とした。線質は、臨床で多く用いられる MDM の 32kV(半価層 0.6mmAl) を基準とし、ほぼ同じ半価層が得られる条件として、DR では W/Rh35kV(半価層 0.58mmAl) を用いた。また線質は異なるが、DR において臨床で多く用いられる Mo/Mo27kV も対象とした。

- 1) エッジ法により解像特性である MTF (modulation transfer function) を測定
- 2) 2次元フーリエ変換法により粒状性を表す NNPS(normalized noise power spectrum) を測定
- 3) 鉛ディスク法による散乱線含有率測定

RMI156 ファントム中央に 5mm 四方の鉛を置き、各装置の設定撮影条件にて撮影を行い、raw データを用いて測定を行った(図 2)。散乱線含有率 S は式(1)により求めた。

$$S = \frac{\text{鉛部分のピクセル値}}{\text{バックグラウンドのピクセル値}} \dots (1)$$

- 4) 模擬腫瘍のデジタル値計測によるコントラスト測定

RMI156 ファントムの最も大きな模擬腫瘍を用いて測定した(図 3)。コントラストにも散乱線が含まれているため、それぞれの値にさきほどの散乱線含有率を含めた式を作成し、平均値で割って正規化した値をコントラスト C とした(式(2))。そして、MDM のコントラスト C を 1 として比較を行った。

$$C = \frac{\{B - (Ave \times S)\} - \{M - (Ave \times S)\}}{Ave'} \dots (2)$$

B はバックグラウンドのピクセル値、 M は腫瘍のピクセル値、 Ave は B と M の平均値、 Ave' は $\{B - (Ave \times S)\}$ と $\{M - (Ave \times S)\}$ の平均値である。

- 5) 1)~4)の測定結果を用いて、散乱線とコントラストを考慮した SNR_{sc}^2 の算出

臨床画像の画質に密接に関わる被写体側因子であるコントラストと散乱線を考慮した画像指標を表す式として、式(3)を用いた。

$$SNR_{sc}^2(u) = \frac{MTF(u)^2 \times (1 - S)^2 \times C^2}{NNPS(u)} \dots (3)$$

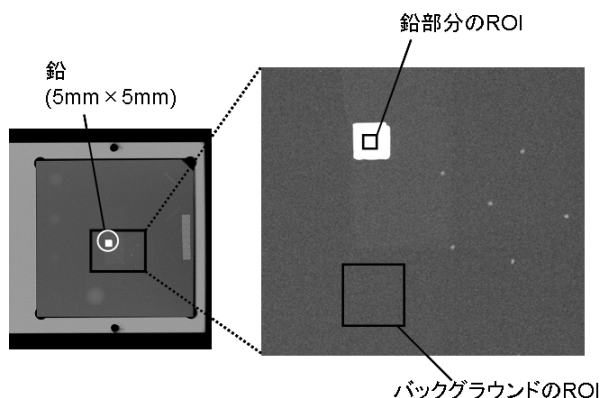


図 2. 散乱線含有率測定の ROI 設定

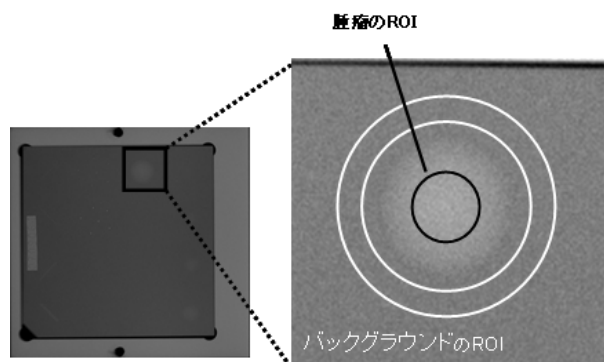


図 3. コントラスト測定の ROI 設定

IV. 結果

1) MTF 測定

図 4 に MTF の結果を示す。MDM は検出器の構造上、スキャン方向と奥行き方向で MTF の値が違うので、その平均値を用いた。すると、DR の MTF は MDM よりも高い結果となった。

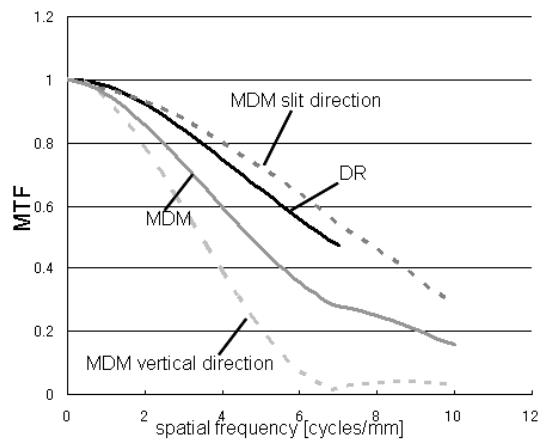


図 4. MTF の結果

2) NNPS 測定

図 5 に NNPS の結果を示す。MDM が一番良く、次いで DR35kV, DR27kV の順となった。また平均乳腺線量が高いほどよい結果となった。

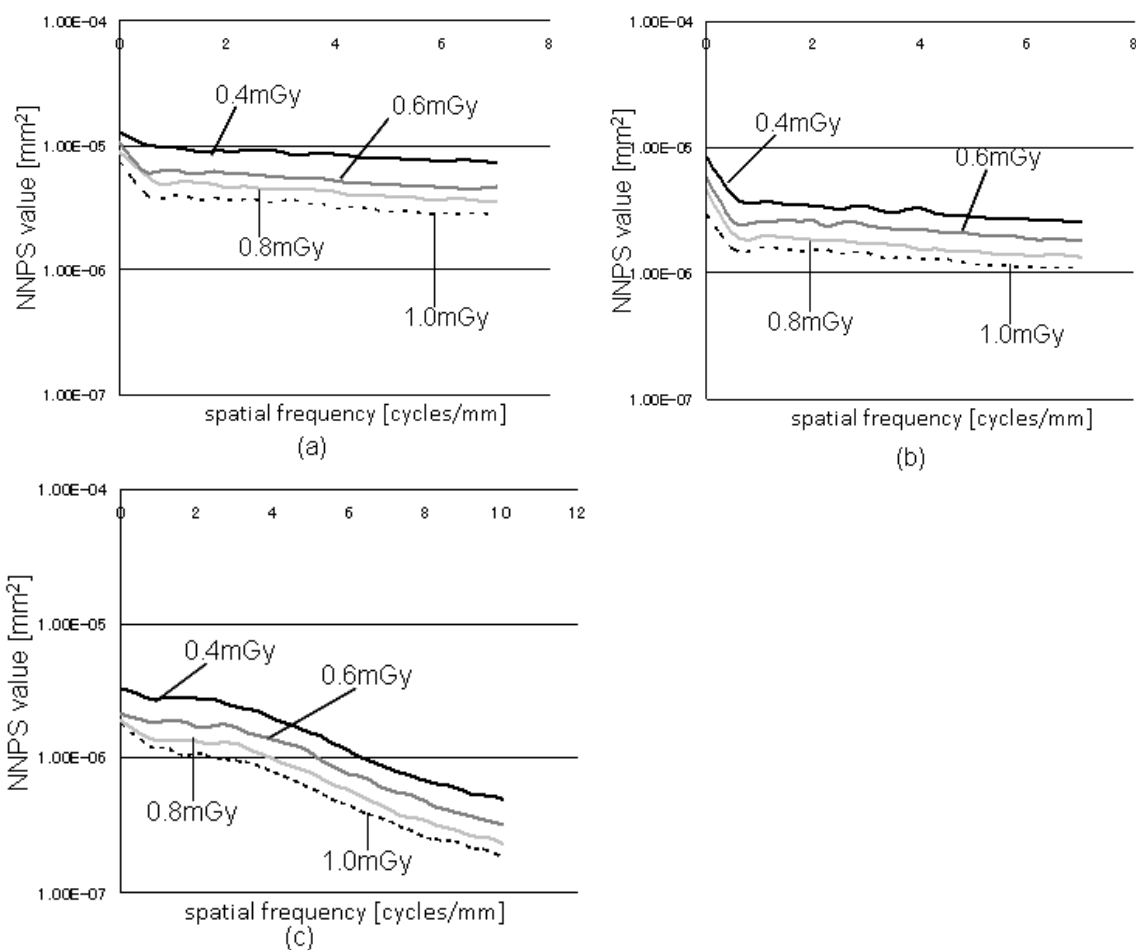


図 5. NNPS の結果 (a) DR27kV (Mo/Mo), (b) DR35kV (W/Rh), (c) MDM32kV (W/A1)

3) 散乱線含有率とコントラスト測定

表 1 に散乱線含有率とコントラストの結果を示す。散乱線含有率は、MDM は DR と比べ低い値となった。

表 1. 散乱線含有率とコントラストの結果

	MDM32kV (W/A1)	DR27kV (Mo/Mo)	DR35kV (W/Rh)
散乱線含有率	1.2%	17%	14.5%
コントラスト	1	1.50	1.08

4) SNR_{sc} 算出

図6に SNR_{sc}^2 の結果を示す。MDMが最も高い SNR_{sc}^2 を示し、次いでDR35kV, DR27kVの順になった。MDMは特に低周波領域で高い SNR_{sc}^2 を示した。

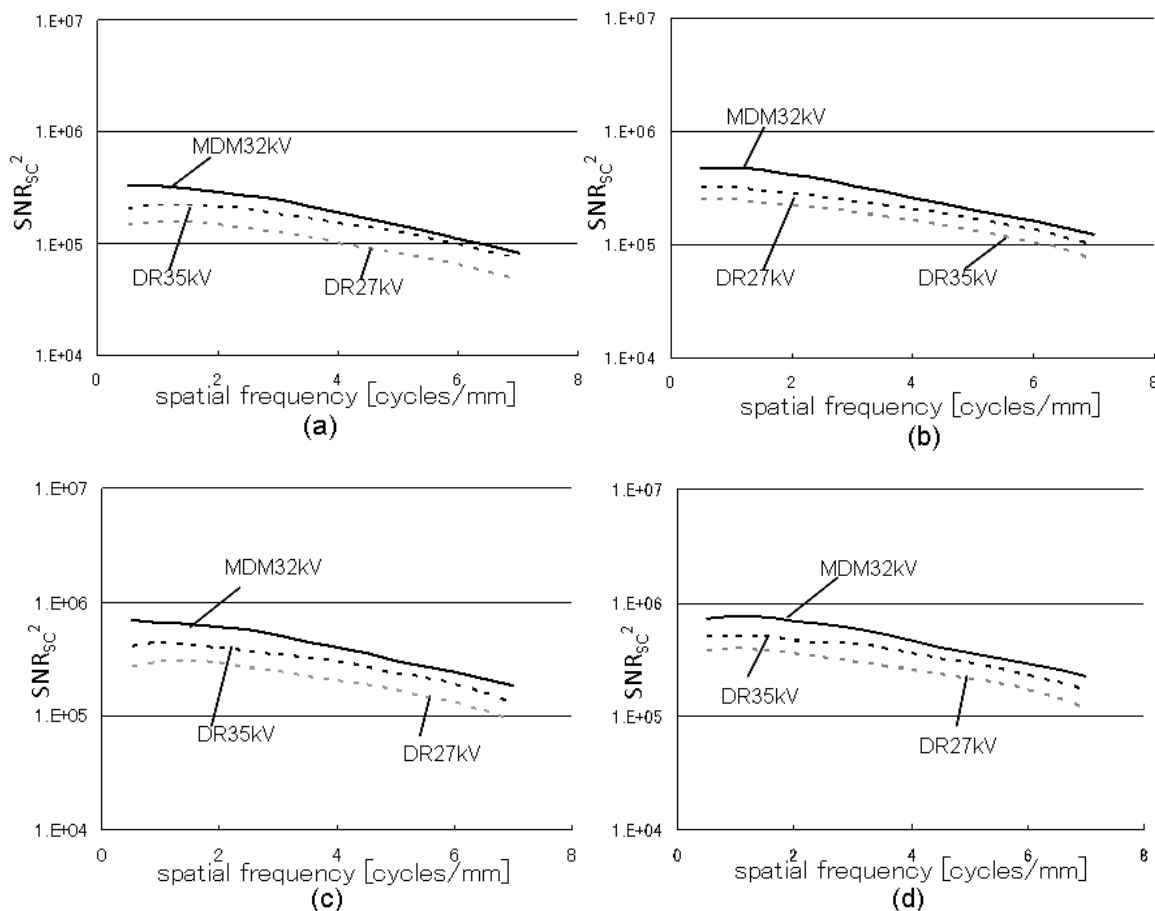


図6. SNR_{sc}^2 の結果 (a)AGDO. 4mGy, (b)AGDO. 6mGy, (c)AGDO. 8mGy, (d)AGDO. 1.0mGy

V. 考察

SNR_{sc}^2 は MDM32kV、DR35kV、DR27kV の順になった。MDMにおいて最も高い SNR_{sc}^2 を示し、低周波領域においてDRと比べて大きな差が認められた。このことから、MDMは32kVという高い管電圧でも、高い描出能であることが示唆され、石灰化描出についてはほぼ同等、腫瘍の描出には有効であると考えられる。また、DRに関して、Mo/Mo27kVよりも、W/Rh35kVの方が高い SNR_{sc}^2 であることがわかり、今後の撮影条件の検討課題となった。

VI. 結語

低線量領域のデジタルマンモグラフィの画質を、散乱線とコントラストを考慮した SNR_{sc}^2 によって測定し、Photon-counting方式と従来型直接変換型を比較した。その結果、Photon-counting方式が従来型直接変換型に比べ、低線量領域で高い SNR_{sc}^2 を示した。