

ACRファントムと等価な患者は極めて少数であり、患者ごとの平均乳腺線量を得ているとは言い難い。また近年、乳腺含有率や平均乳腺線量を表示するマンモグラフィ装置も登場しているが、国内でその精度を検証した報告はない。さらに日常診療では、乳腺含有率や平均乳腺線量が表示されないマンモグラフィ装置の方が多いと思われる。そこでわれわれは、日常診療に使用しているマンモグラフィ装置に対して簡便にExcel上で作成でき、日常業務へも導入できるような、患者ごとの平均乳腺線量を算出できるエクセルシートの開発を行うことにした。

〔原理〕

マンモグラフィにおいて平均乳腺線量の算出は、撮影が自動露出制御機構（AEC）で行われるので線質、乳房厚および乳腺含有率に対して得られる画像の光学濃度が、常に一定となる仮定に基づいて一般に行われる。平均乳腺線量は直接測定が不可能であるため、通常、乳房に入射する位置の自由空気中の照射線量あるいは空気カーマと、圧迫乳房の断面を模擬した数学的モデルを用いてモンテカルロ法（放射線輸送計算）で導かれた変換係数（conversion factor； D_{gN} ）を使用して次式で求められる⁸⁾。

$$\bar{D}_g = K_a D_{gN} \quad \dots\dots(1)$$

ここで、 \bar{D}_g [mGy] は平均乳腺線量、 K_a は空気カーマである。また、 D_{gN} はFig. 1のような数学的ファントムを用いてモンテカルロ法で導いて計算した量であり、単位入射空気カーマ当たりの平均乳腺線量を表している。変換係数は、以前は半価層と圧迫乳房厚に対してテーブルにされていたが⁹⁾、近年は

ターゲット/フィルタの組み合わせや、乳腺含有率についても考慮する傾向にある¹⁰⁾。

〔方法〕

平均乳腺線量を算出する手順をFig. 2に示す。ターゲット/フィルタの組み合わせ（ T/F ）、圧迫乳房厚（ t ）、管電圧（ kV ）および管電流時間積（ mAs ）値は、臨床の撮影データから照射ごとに得ることのできるパラメータである。また、平均乳腺線量を算出するのに必要な K_a 、乳腺含有率（ g ）および D_{gN} は、関数で表すとのおおの K_a （ T/F 、 kV 、 mAs ）、 g （ T/F 、 kV 、 t 、 mAs ）および D_{gN} （ HVL 、 t 、 g ）となる。 HVL は半価層を表す¹¹⁾。 HVL は入射X線の線質を決定する T/F や kV に依存するため HVL （ T/F 、 kV ）となり、先述の D_{gN} （ HVL 、 t 、 g ）は D_{gN} （ T/F 、 kV 、 t 、 g ）でも表せる。従って D_g は（1）式から D_g （ K_a 、 D_{gN} ）で表すことができるため、照射ごとに得られる撮影データを元に、Fig. 2の上段から下段の順により D_g を算出することができる¹²⁾。

本研究では、後述「1. 空気カーマ」「2. 乳腺含有率」および「3. 変換係数」により、空気カーマ、乳腺含有率および変換係数を決定した後、（1）式により平均乳腺線量を算出できるようにエクセルワークシートを構築した。

また、日常診療でエクセルワークシートが使用できることを検証し、かつX線ビームデータを入力したマンモグラフィ装置は、仕様基準を満たした専用の撮影装置（Siemens社、MAMMOMAT3000Nova）である³⁾。ターゲット/フィルタとして、Mo/30 μ mMo（Mo/Mo）、Mo/25 μ mRh（Mo/Rh）、W/50 μ mRh（W/Rh）が選択可能である。撮影は、スクリーン/

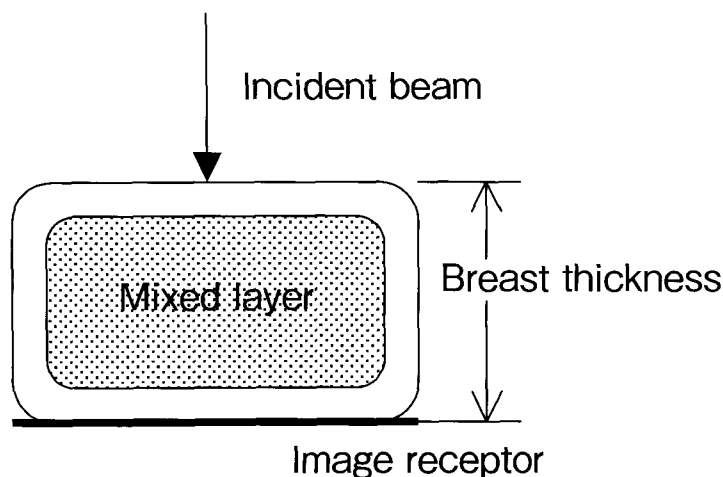


Fig. 1 The mathematical model of mean glandular dose. The mathematical model typically consists of mixed layers composed of glandular tissue and adipose tissue. A skin-adipose layer was assumed to encapsulate the breast on all surfaces.

フィルムの組み合わせ (Kodak社, MinR2000/ Kodak社, MinR2000) と専用の自動現像機 (富士フィルムメディカル社, CEPROS) による90秒現像処理のアナログ処理で行われている。AECは、撮影される乳腺の濃度が光学濃度1.4になるように設定された。このマンモグラフィ装置は、メーカーが設定した26kV Mo/Mo, 27kV Mo/Mo, 27kV Mo/Rhおよび27kV W/Rhの4パターンの撮影条件が診療に使用されている。

1. 空気カーマ

半径8cmの半円柱と等価な10cm×10cmの角柱乳房モデルと、電離箱線量計 (MDH-Radcal, 10×5.6M) により、ターゲット/フィルタの組み合わせおよび管電圧ごとの単位mAs当たり空気カーマを算出した。mAs当たり空気カーマは、撮影に必要なmAs値を乗じて入射空気カーマとし、後方散乱や距離の逆二乗の補正は、Kleinら¹⁰⁾の方法に準じた。また、乳房の入射表面における皮膚 (吸収) 線量は、関心点が同一であれば次式で表される。

$$D_s = K_a (\bar{\mu}_{en}/\rho)_{s/a} B \quad \dots\dots(2)$$

ここで、 $(\bar{\mu}_{en}/\rho)_{s/a}$ は空気と皮膚の質量エネルギー吸収係数比であり、 B は後方散乱係数である。

2. 乳腺含有率

乳腺含有率は、空気カーマと異なり直接測定することが不可能である。そのため、先述の g (T/F , kV , t , mAs) に基づき、複数の説明変数から一つ

の目的変数を予測する重回帰分析によって推定を行った¹²⁾。乳腺含有率が既知で離散的なファントムを使用し、Fig. 1の乳房モデルに対して、ファントム厚、各ターゲット/フィルタの組み合わせおよび管電圧を変化させ、マンモグラフィ装置のAECを使用して撮影を行い、撮影に要したmAsを記録した。そして、 T/F と kV ごとに g を目的変数、ファントム厚を x_1 およびmAsを x_2 の独立変数として次式の重回帰分析モデルにより行った。

$$g = \sum_{j=1}^p \alpha_j x_j + \beta \quad \dots\dots(3)$$

ここで、 α_j は偏回帰係数、 β は定数項であり、それぞれ最小二乗法で決定できる。

具体的には、乳腺含有率30%、50%および70%の板状ファントム (Nuclear Associates社30%, 50%, and 70% glandular-equivalent slab phantom), 乳腺含有率0%および100%の板状ファントム¹³⁾ (京都科学社, 特注) を使用し、ファントムの厚さを2cm~8cmまで1cmごとに変化させ、 T/F と kV ごとのmAsを記録した。そして、 T/F と kV ごとに g を算出するために、(3)式に基づき次式による重回帰分析を行った。

$$g = a_g \frac{\ln(mAs)}{t^2} + b_g \frac{\ln(mAs)}{t} + \frac{c_g}{t^2} + \frac{d_g}{t} + \beta \quad \dots\dots(4)$$

ここで、 a_g , b_g , c_g および d_g は偏回帰係数に相当する。これらの偏回帰係数は、F値と呼ばれる統計量が2以上になるようにして、回帰式を決定した。

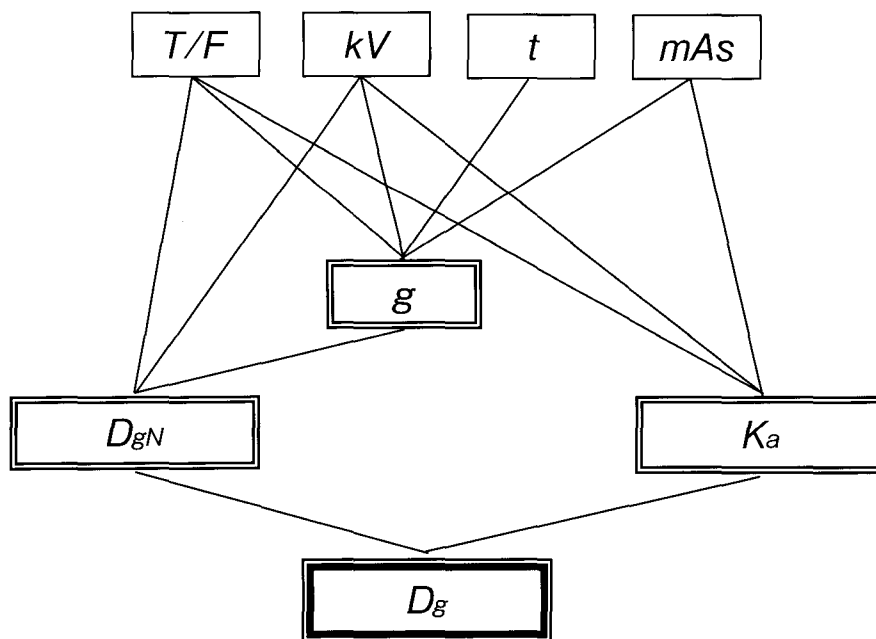


Fig. 2 Illustration of the procedure for calculating mean glandular dose and glandularity using the target/filter combination (T/F), compressed breast thickness (t), tube voltage (kV), and mAs (mAs) values for each mammography.

(4) 式による自由度調整済重相関係数は0.95以上であった。

3. 変換係数

変換係数は線質により変化することから、まず線質を把握した。線質は、X線画像の画質や被曝線量に大きな影響を与える因子であり、X線のエネルギー分布であるX線スペクトルにより決定される。X線スペクトルは半導体検出器などを使用して測定されるが、検出器の安定性、高精度な幾何学的配置および低線量率X線などを必要とするため、測定が容易でない。X線スペクトル計算プロセッサ¹⁴⁾やWebページ上でのX線スペクトル計算ツール¹⁵⁾を用いることで、容易にX線スペクトルを入手できることから、後者を用いてX線スペクトルを計算した。計算は、ターゲット角度によってX線スペクトルが変化することから、臨床に使用されているマンモグラフィ装置のターゲット角度を使用した。

任意のX線スペクトルに対する変換係数は、Booneら¹⁶⁾によって計算された単一X線エネルギーに対する変換係数を用い、任意のX線スペクトルを正規化し、次式により算出した¹⁶⁾。

$$D_{g^N} = \frac{\sum_E \Phi(E)\xi(E)D_{g^N}(E)}{\sum_E \Phi(E)\xi(E)} \quad \dots\dots(5)$$

ここで、 D_{g^N} は任意のX線スペクトルに対する変換係数、 $\Phi(E)$ はX線スペクトル、 $\xi(E)$ はフルエンスから入射線量への変換係数、 $D_{g^N}(E)$ は D_g を算出するための単色X線に対する変換係数である。

圧迫乳房厚と乳腺含有率により、離散的に変換係数が与えられるので、任意の圧迫乳房厚 t と乳腺含有率 g に対する変換係数 D_{g^N} は内挿法により求めた。 $D_{g^N}(t_1, g_1)$ 、 $D_{g^N}(t_1, g_2)$ 、 $D_{g^N}(t_2, g_1)$ 、 $D_{g^N}(t_2, g_2)$ が $g_1 \leq g < g_2$ 、 $t_1 \leq t < t_2$ のとき、任意の t と g から D_{g^N} は次式で算出した。

$$D_{g^N}(t, g) = D_{g^N}(t_1, g_1) \frac{g_2 - g}{g_2 - g_1} \frac{t_2 - t}{t_2 - t_1} + D_{g^N}(t_1, g_2) \frac{g - g_1}{g_2 - g_1} \frac{t_2 - t}{t_2 - t_1} + D_{g^N}(t_2, g_1) \frac{g_2 - g}{g_2 - g_1} \frac{t - t_1}{t_2 - t_1} + D_{g^N}(t_2, g_2) \frac{g - g_1}{g_2 - g_1} \frac{t - t_1}{t_2 - t_1} \quad \dots\dots(6)$$

【結果】

Fig. 3は、横軸と縦軸を、おのおのX線エネルギーと正規化したX線スペクトルが示す。乳房は低コントラスト被写体であるため、その組織間吸収差を増加させるのにX線スペクトルの工夫が重要であり、Fig. 3に示されるように、撮影条件によりX線スペクトルが大きく変化していることが示された。本研究で開発したエクセルシートは、患者ごとの乳腺含有率や平均乳腺線量を、パーソナルコンピュー

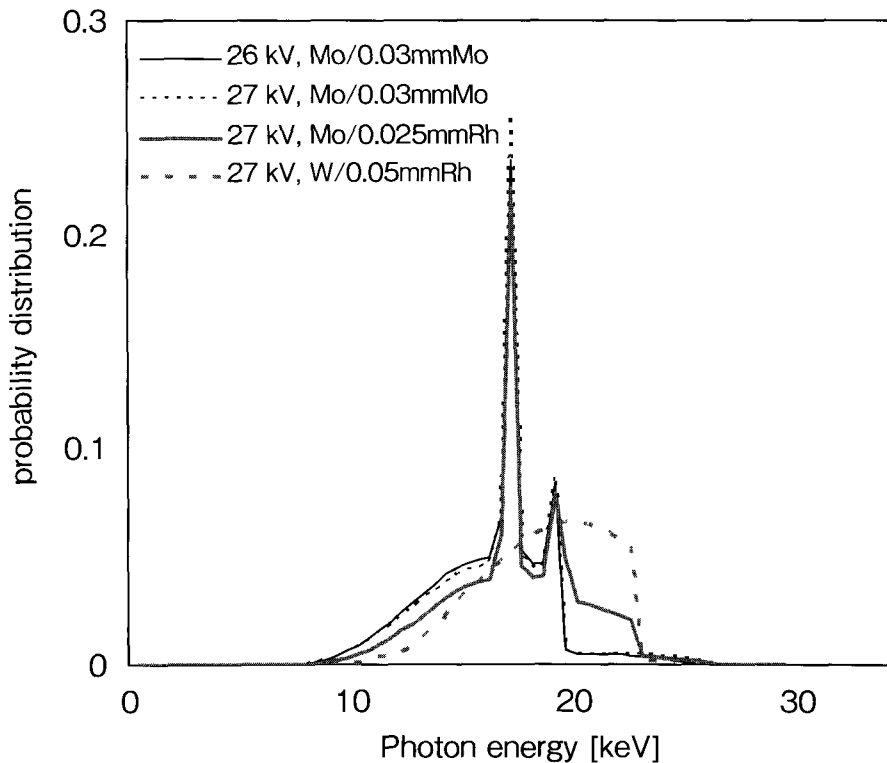


Fig. 3 Calculated photon spectra for 26 kV Mo/0.03 mm Mo, 27 kV Mo/0.03 mm Mo, 27 kV Mo/0.025 mm Rh, 27 kV W/0.05 mm Rh source assemblies. The filtration thicknesses are 1 mmBe, 560 mm air and 10 mm PMMA.

Table 1 Mean values of data obtained in this research for compressed breast thickness, absorbed dose to skin at the entrance surface, glandularity and mean glandular dose. Target/filter combinations are represented as parameters. Data were obtained from 88 exposures.

Factor (unit)	26 kV Mo/Mo	27 kV Mo/Mo	27 kV Mo/Rh	27 kV W/Rh	Total
Number of exposures	26	38	20	4	88
Compressed breast thickness; t (cm)	3.2	3.7	5.0	5.7	3.7
Skin dose; D_s (mGy)	5.3	6.5	8.7	6.8	6.2
Glandularity; g (%)	53	38	21	23	41
MGD; D_g (mGy)	1.8	1.8	2.1	1.8	1.9

タに T/F , kV , mAs および t を入力することで、リアルタイムに HVL , K_a , g , D_{gN} , D_g が算出できることが示された。従って撮影終了後、すぐに患者に計算結果を報告することが可能である。

本研究では、従来のマンモグラフィの精度管理の中で行われてきた平均乳腺線量の算出を、以下の点で改良できた。

- ① ACRファントムと等価な乳房厚以外でも算出できる。
- ② 乳腺含有率を算出できるので、脂肪組織50%、乳腺組織50%の乳房含有率以外でも算出できる。
- ③ X線スペクトルに基づいているため、半価層から算出するよりも精度が高くなった。
- ④ 日常診療で使用できるようにエクセルシートで構築した。
- ⑤ 適当なデータを入力することでプロスペクティブに推定できる。

〔考察〕

本研究で開発したエクセルシートの精度については、実測との比較ができなため難しい。しかしながら、アクリルベースのACRファントムよりも乳房等価なファントムを使用していることや、X線スペクトルで線質を考慮しているので、従来よりも精度は高いと考えられる。マンモグラフィの半価層は、乳房表面付近での線質であるため、臓器線量のような平均乳腺線量を評価するのに適切かどうかは議論する必要がある。乳腺含有率の算出に重回帰分析を使用していることや、実測に基づかないX線スペクトルを使用すること、変換係数を計算した乳房モデルが日本人に適合するかなど、平均乳腺線量の精度に影響を及ぼす因子と思われるので、今後検討したい。

そのため、開発したエクセルシートの検証は、臨床での撮影データから乳腺含有率、皮膚（吸収）線

量および平均乳腺線量を実際に出力させることで行った。左右の乳房に対して頭尾（CC）と内外側斜位（MLO）の2方向の撮影を行った計22名、88照射のデータが用いられた。Table 1の圧迫乳房四つの撮影条件の選択は、26kV Mo/Moが30%、27kV Mo/Moが43%、Mo/Rhが23%、W/Rhが5%であり、Mo/Moの選択が73%、Moターゲットの使用が95%であった。これは、日本人の圧迫乳房厚が小さいことが影響しているかもしれない¹⁷⁾、撮影条件を再考する必要があるかもしれない。圧迫乳房厚の平均は3.7cmだった。圧迫乳房厚の平均は、日本では3.3cm~4.3cm^{17~20)}の報告があり、ほぼ同様の結果が得られた。症例数は少ないが、乳腺含有率と平均乳腺線量の平均はおのおの41%と1.9mGyであり、既報告値とほぼ同等であった^{12,17)}。乳腺含有率の平均は、日本では36~43%^{12,21)}の報告があり、ほぼ同様の結果が得られた。圧迫乳房厚と乳腺含有率の平均からも、ACRファントムによる平均乳腺線量は過大評価することが明らかである。

国際原子力機関（IAEA）は、50%乳腺、50%脂肪組織から成る4.5cm圧迫乳房を有する成人患者のマンモグラフィに対して、頭尾方向でフィルムスクリーンシステムとMo/Moの組み合わせにより専用マンモグラフィ装置で撮影したとき、グリッドの使用の有無により、平均乳腺線量がおのおの3mGyと1mGyのガイダンスレベルを勧告している²²⁾。国内においても、被曝低減の目標として、入射表面線量10mGy、平均乳腺線量2mGyがガイドラインレベル⁷⁾として提示されている。本研究の結果は、平均値としてはいずれもガイダンスレベルやガイドラインレベル以下であったが、圧迫乳房厚の平均値を超える場合には、ガイダンスレベルやガイドラインレベルを超えた。このような評価にも、本研究で開発されたエクセルシートが役立つものと思われる。

〔まとめ〕

本研究において、乳腺含有率、皮膚（吸収）線量および平均乳腺線量を計算可能なエクセルシートが開発された。パーソナルコンピュータ上のエクセルシートに、撮影時に得られたデータを入力することでリアルタイムに計算できるものだ。従って、日常診療への導入が容易であり、リスク評価や患者への説明にも有用であると考えられた。

参考文献

- 1) Hammerstein GR, et al : Absorbed radiation dose in mammography. *Radiology*, **130**, 485-491, 1979
- 2) International Commission on Radiological Protection (ICRP) : Protection of patient in nuclear medicine including statement from the 1987 meeting of the ICRP. Publication, **52**, 1987
- 3) 精度管理マニュアル作成に関する委員会監修, 大内憲明編 : 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— (改訂第2版), 日本医事新報社, 3-18, 2001.
- 4) Zoetelief J, et al : European protocol on dosimetry in mammography. EUR16263, Luxemburg : EC, 1996
- 5) van Engen R, et al : Addendum on digital mammography to chapter 3 of the European guidelines for quality assurance in mammography screening, ver1.0, EUREF, 2003.
- 6) American College of Radiology (ACR) Mammography Quality Control Manual for Radiologists, Radiologic Technologists and Medical Physicists. American College of Radiology, Reston, VA, 1999.
- 7) 日本放射線技師会医療被ばくガイドライン委員会編 : 医療被ばくガイドライン. 医療科学社, 2002.
- 8) Wu X : Breast dosimetry in screen-film mammography. (In) Barnes GT, Frey GD ed : Screen film mammography. Medical Physics Publishing, Madison, 159-173, 1991.
- 9) Wu X, et al : Spectral dependence of glandular tissue dose in screen-film mammography. *Radiology*, **179**, 143-148, 1991.
- 10) Klein R, et al : Determination of average glandular dose with modern mammography units for two large groups of patients. *Phys Med Biol*, **42**, 651-671, 1997.
- 11) Wu X, et al : Normalized average glandular dose in molybdenum target-rhodium filter and rhodium filter mammography. *Radiology*, **193**, 83-89, 1994.
- 12) Fujisaki T, et al : Investigation of radiation quality and doses in Japanese routine mammography. *Nippon Acta Radiologica*, **62**, 436-441, 2002.
- 13) Fujisaki T, et al : Production design and evaluation of a novel breast phantom with various breast glandular fractions. *Radiat Med*, **24**, 647-652, 2006.
- 14) Cranley K, et al : Catalogue of diagnostic X-ray spectra and data. *IPEM Report*, **78** (Electric Version) 1997.
- 15) <http://www.med.siemens.com/med/rv/spektrum/default.asp>
- 16) Boone JM : Normalized glandular dose (DgN) coefficients for arbitrary x-ray spectra in mammography : Computer-fit values of Monte Carlo derived data. *Medical Physics*, **29**, 869-875, 2002.
- 17) Fujisaki T, et al : Investigation of exposure factors in Japanese routine mammography. *Nippon Acta Radiologica*, **61**, 431-437, 2001.
- 18) 松本雅紀・他 : 乳房撮影による被曝線量評価のための平均乳房厚の検討. 日乳癌検学誌, 95-102, 2000.
- 19) 金正宜・他 : 当院における圧迫乳房厚の検討. 日本放射線技師会雑誌, **47**, 653-659, 2000.
- 20) 藤崎達也・他 : 圧迫乳房モデルによる乳腺平均吸収線量の検討. 日乳癌検学誌, **6**, 291-298, 1997.
- 21) 田中淳司・他 : CR画像を用いた乳腺含有率および乳腺組織吸収線量の推定. 日本放射線技師会雑誌, **56**, 921-928, 2000.
- 22) International Atomic Energy Agency (IAEA) : International basic safety standards for protection against ionizing radiation and for the safety of radiation sources. IAEA (Vienna) Safety series, No.115, 1996.