

デジタル乳房画像を用いた乳腺線量の計測

天野 貴司, 浮田 智子[†], 原内 一

川崎医療短期大学 放射線技術科 〒701-0194 岡山県倉敷市松島 316
[†]川崎医科大学附属病院 中央放射線部 〒701-0192 岡山県倉敷市松島 577
 (2007年2月6日, 最終2007年3月2日)

Measurement of Glandular Dose Using Digital Mammogram

Takashi AMANO, Tomoko UKITA[†], and Hajime HARAUCHI

Department of Radiological Technology, Kawasaki College of Allied Health Professions
 316, Matsushima, Kurashiki, Okayama, 701-0194, Japan
[†]Department of Radiology, Kawasaki Medical School Hospital
 577, Matsushima, Kurashiki, Okayama, 701-0192, Japan
 (Received on February 6, 2007, in final form on March 2, 2007)

Abstract: The control of exposure dose in mammography and its evaluation are important factors in quality control. Tanaka *et al.* measured the glandular composition of each pixel by using a digital mammogram, and suggested the method to estimate an average glandular dose from the mean measurement value (average glandular composition) by using a formula of Sobol. Their suggestion was regarded as excellent and epoch-making. However, this measurement method has not been popular in the area of radiological technology because of the complicated procedure of getting the average glandular dose from a mammogram. In this study, we improved the method used by Tanaka *et al.* and developed a new method, which makes it possible to analyze glandular dose more easily and precisely. We performed an imaging of glandular composition and a histogram analysis of glandular dose, and made clear the validity of our new method. Furthermore, we studied this method's weak points.

Key words: Glandular dose, Glandular composition, Digital mammogram, Mammography

1. はじめに

乳房 X 線撮影は、他の一般撮影の部位に比べ医療被曝が多い。また、乳房組織中の乳腺は、放射線に対する感受性が高い[1]ため、被曝線量の管理とその評価が重要項目の1つに挙がっている。現在、乳房 X 線撮影の線量評価は、乳房全域における乳腺線量の平均値として平均乳腺線量 D_g (単位: rad) を求め、現在の単位である Gy に変換して行っている[2]。平均乳腺線量 D_g の定義式は、

$$D_g = D_g N \times X_a \quad (1)$$

である。ここで、 $D_g N$ は、空气中 1 R ($2.58 \times 10^{-4} \text{C/kg}$) あたりの平均の乳腺線量 (単位: rad/R) であり、 X_a は、撮影に要した入射空中線量 (単位: R) である。また、 $D_g N$ は、①ターゲット/フィルタの材質、②乳房厚、③乳腺組織の密度 (以下、乳腺含有率とする)、④ X 線線質などに依存する。この中で、③乳腺含有率の正確な実測は難しいため、実際の線量評価は、乳腺含有率 50% における計算パラメータをもとに、 $D_g N$ を算出するよう推奨している[2]。しかし、被曝線量の定量的な解析と評価を行う場合、できるだけ正確な乳腺含有率と乳腺線量の計測が必須条件であることは言うまでもない。

田中ら[3]は、CR (Computed Radiography) で撮影したデジタル画像をもとに、画素単位で乳腺含有率を求め、その平均値である平均乳腺含有率から平均乳腺線量を推定する計測法を提案している。非常に画期的で優れた提案であるが、

いまだ一般化されていない。その理由として、乳房と一緒に円柱鉛を撮影しなければならない、取得した乳房画像から乳腺線量を導くまでの処理が煩雑である、などの理由が考えられる。

今回われわれは、田中らが提案した計測法を改善し、プログラム化することで、臨床で撮影したデジタル画像を簡便にかつできるだけ正確に解析できるよう発展させたので報告する。あわせて、今回の計測法における利点と欠点についても言及する。

2. 方法

2.1 ルックアップテーブルの作成

乳腺線量を求めるには、まず測定対象である乳房の乳腺含有率を計測する必要がある。そのためには、乳房画像データを乳腺含有率に変換するためのルックアップテーブル (以下、LUT とする) の作成が必要不可欠となる。また、画素値 (デジタル値) から照射線量への変換も必要となる。これらは、乳房画像から乳腺線量を算出するプログラム化された処理 (以下、プログラム処理とする) を実行する前に、基礎データとして計測しておく必要がある。

2.1.1 画素値から照射線量への変換

Fig. 1 に示すように、乳房撮影装置 (シーメンス社製: MAMMOMAT 3000, 公称焦点: サイズ 0.3mm) のカセットホルダ表面から 40mm 上方、胸壁側から 40mm, 焦点からの垂線を中心軸とする左右中心 (以下、左右中心とする) の位置に線量計 (RAMTEC 社製: RAMTEC 1500B, シャロー

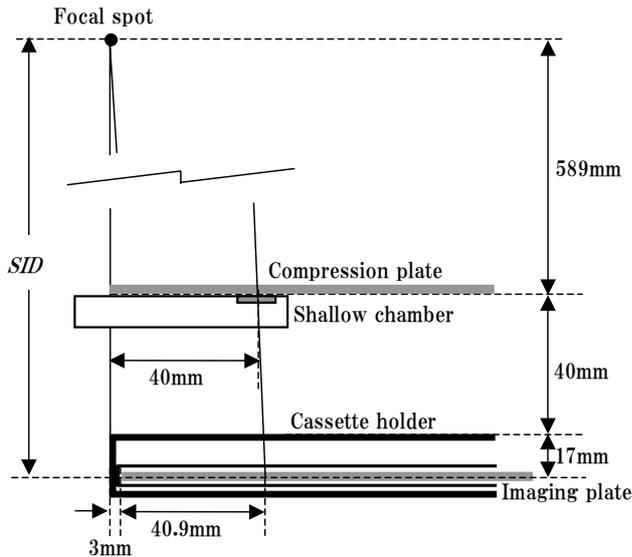


Fig.1 Geometric layout of measurement (x-ray tube voltage_focal spot/filter : 28kV_Mo/Mo, 28kV_Mo/Rh, 30kV_Mo/Rh).

型チャンバ：W23342)を配置し、管電流時間積(以下、mAsとする)を20mAsから280mAsまで変化させ、mAs値に対する照射線量(単位：mC/kg)の計測を行った。管電圧と焦点/フィルタの組合せは、28kV_Mo/Mo, 28kV_Mo/Rh, 30kV_Mo/Rhの3通りである。次に、線量計を取り除き、イメージングプレート(以下、IPとする)を挿入したカセットをホルダに装填し、被写体がない状態で同様の照射条件のもと撮影を行った。撮影後のIPは、CRシステム(コニカミノルタ社製：CR REGIUS MODEL 150)で読取り(サンプリング間隔：87.5 μ m, 量子化：12 bit)を行い、X線量に対して線形性のある、いわゆるRAWデータ(2024 \times 2702画素)として処理し保存した。保存した画像データをパーソナルコンピュータ(DELL社製：INSPIRON 630m)に取込み、プログラムを使って画像データの読み込みと設定したROIにおける画素値の加算平均値

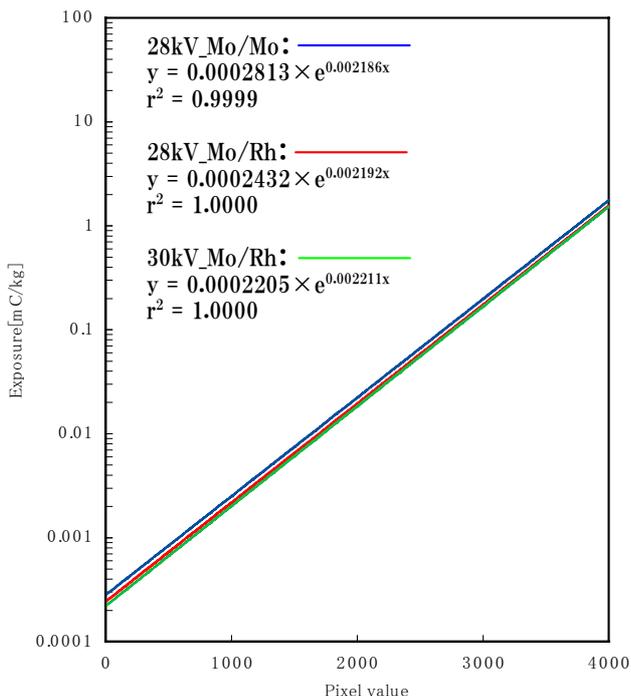


Fig.2 Correlation of exposure and pixel value.

を求めた。このときのROI(101 \times 101画素)は、左右中心の胸壁側の画像辺縁から467画素(約40.9mm)の位置を中心とした。Fig.2は、計測によって得られた画素値と照射線量の関係である。これによって、画素値から照射線量への変換が可能となる。

2.1.2 乳腺含有率への変換

乳房画像から乳腺含有率を算出するため、乳房への入射線量 I_0 と透過線量 I との線量比 I/I_0 (以下、線量比とする)と、X線が乳房中を通過した距離(以下、乳房通過距離とする)から、LUTを用いた変換を行う。したがって、乳腺含有率と厚みが既知のファントムを使って、三者(乳腺含有率、線量比、厚さ)の関係性を求めたLUTを作成しなければならない。ファントムによる計測は、乳腺および脂肪等価ファントム(イーステック社製：Model 14A, 乳腺100%・脂肪100%)の組合せを変えて、乳腺含有率を0~100%まで離散的に変化させた。ファントムの厚さは、28kV_Mo/Moは20~40mm, 28kV_Mo/Rhは30~50mm, 30kV_Mo/Rhは30~60mmとし、10mmごとに变化させた。各ファントム厚に対して、mAs値は固定し乳腺含有率を変えながら、IPによるファントム撮影を行った。このとき、入射線量 I_0 を求める目的で、ファントムを抜いた状態での撮影も行った。撮影後のIPは、2.1.1と同様に、CRシステムを使ってRAWデータへ変換し、プログラムを用いて画像データの読み込みとROIでの加算平均を行った。ROI(101 \times 101画素)の中心は、ファントム画像における左右中心の胸壁側から467画素(約40.9mm)の位置とした。ファントム画像中のROIの加算平均値を、Fig.2で求めた回帰式を使って、照射線量への変換を行い、透過線量 I を算出した。また、ファントムを抜いた画像も同様の方法でROIの加算平均値を求め、Fig.2で求めた回帰式を使って、入射線量 I_0 を求めた。そして、透過線量 I と入射線量 I_0

Table 1 Relationship with glandular composition and exposure ratio every phantom thickness (x-ray tube voltage_focal spot/filter : 28kV_Mo/Rh).

Thickness	Glandular composition [%]						
	Exposure ratio: I/I_0						
3cm	100	83.33	66.67	50	33.33	16.67	0
	0.07630	0.08882	0.1004	0.1175	0.1351	0.1568	0.1840
4cm	100	75	50	25	0		
	0.03534	0.04545	0.05959	0.07805	0.1027		
5cm	100	80	60	40	20	0	
	0.01729	0.02222	0.02741	0.03565	0.04624	0.06086	

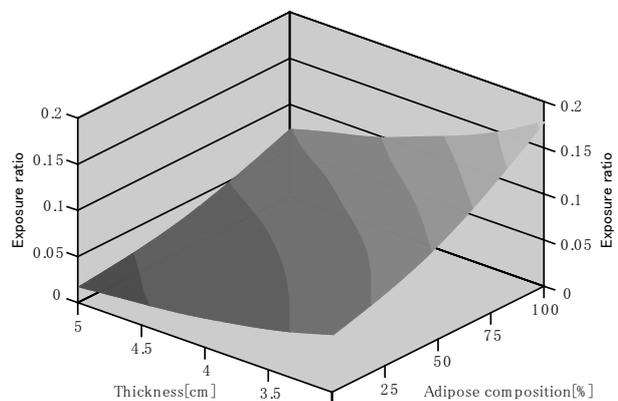


Fig.3 Relations with exposure ratio and phantom thickness and adipose composition (x-ray tube voltage_focal spot/filter : 28kV_Mo/Rh).

から線量比を算出した。Table. 1 は、28 kV_Mo/Rh における計測データである。LUTとして使うため、Table. 1のデータを3次のスプライン関数によって補間した。Fig. 3は、補間した28kV_Mo/Rhのデータを3次元（脂肪含有率、線量比、厚さ）で表示したものである。見やすいように乳腺含有率を脂肪含有率（100-乳腺含有率）に置き換えてある。これを用いることで、画素ごとの線量比と乳房通過距離を計測すれば、乳腺含有率への変換が画素単位で可能となる。

2.2 プログラムの作成

Fig. 4は、プログラム処理の概略である。プログラムは、Visual Basic 6.0 を使ってパーソナルコンピュータで作成した。プログラム処理の流れを Fig. 4 に準じて説明する。

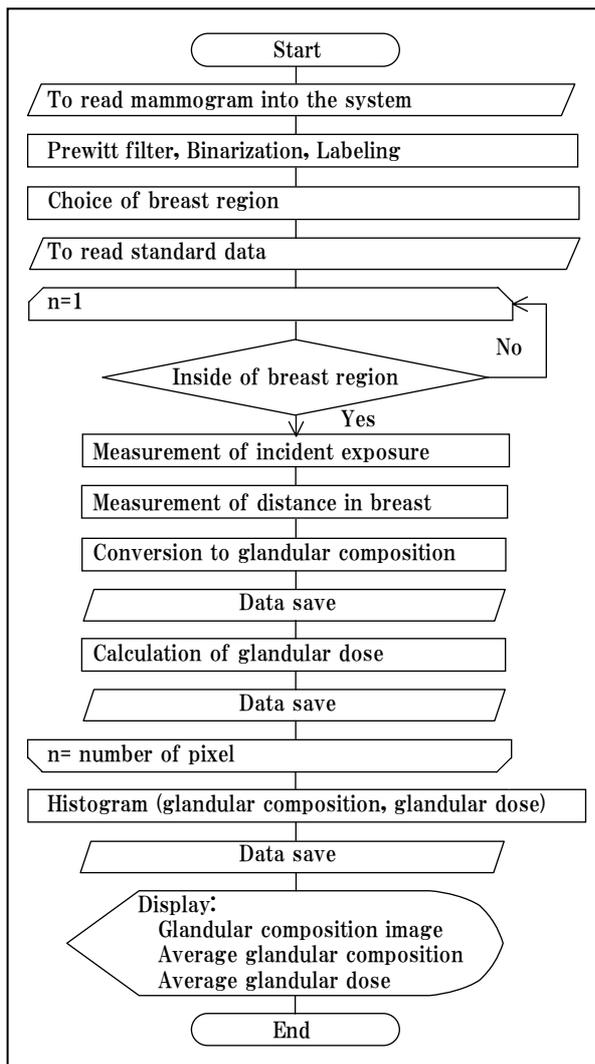


Fig. 4 Flowchart of program processing.

2.2.1 乳房領域の決定

今回は、IPを用いて撮影した頭尾方向の乳房画像を計測対象に用いた。Fig. 5は、厚さ32mmの乳房を28kV_Mo/Rhの条件で撮影したRAWデータの画像である。まず、撮影した乳房画像のRAWデータをプログラムに取り込み、Prewittフィルタによってエッジ検出を行い、2値化処理によってエッジ画像を作成した。次に、エッジ画像に対してラベリング処理を施し、乳房辺縁領域のみを抽出し、乳房辺縁から胸壁側までを乳房領域として処理した。Fig. 6 (a)とFig. 6 (b)は、エッジ画像と乳房領域画像である。

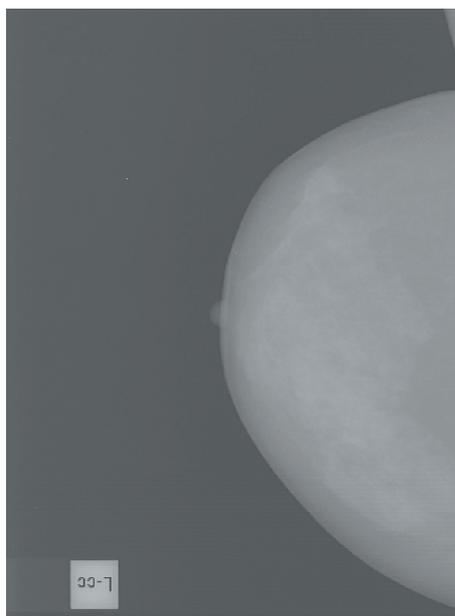


Fig.5 Digital mammogram (raw data image, breast thickness : 32mm, x-ray tube voltage_focal spot/filter : 28kV_Mo/Rh).

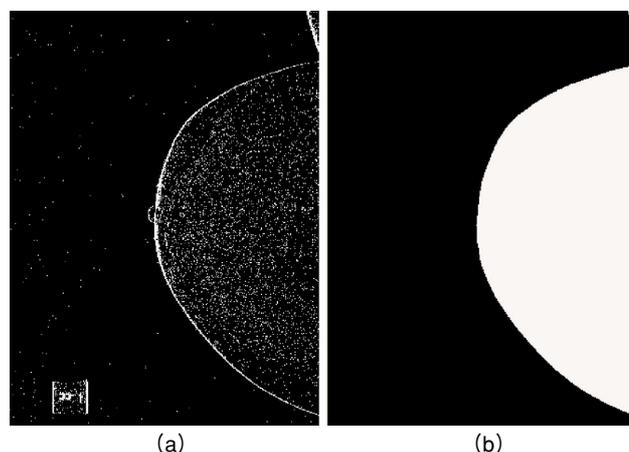


Fig.6 Edge image (a) and breast region image (b).

2.2.2 基礎データの読み込み

プログラム処理に必要な基礎データの読み込みを実行する。はじめに、乳房撮影を行った撮影条件(管電圧、焦点/フィルタ、乳房厚)を入力し、撮影条件と一致する2.1.2で求めた乳腺含有率に変換するLUTの読み込みを行う。また、ヒール効果や線束の広がりによって入射するX線量は、画像全体に対して均一ではない。そのため、X線強度分布の不均一を考慮する目的で、X線強度分布画像の読み込みを行った。ここで言うX線強度分布画像とは、圧迫板を40mmの位置に固定し、被写体のない状態で高線量(280mAsを使用)を与え撮影した画像である。X線強度分布を考慮する具体的な方法は後述する。

2.2.3 入射線量の計測

ここからは、画素単位での計測を行う。まず、Fig. 6 (b)の2値化した乳房領域画像を使って乳房領域の判定を実施する。判定結果が乳房領域内の場合は、その座標点でのRAWデータ画像の画素値を取得し、Fig. 2で求めた回帰式を使って照射線量への変換を行い、透過線量 I とした。次に、同じ位置での入射線量 I_0 を計測して線量比を算出しなければならない。Fig. 7 (a)とFig. 7 (b)は、乳房画像とX線強度分布画像である。 p 点は、乳房領域内の測

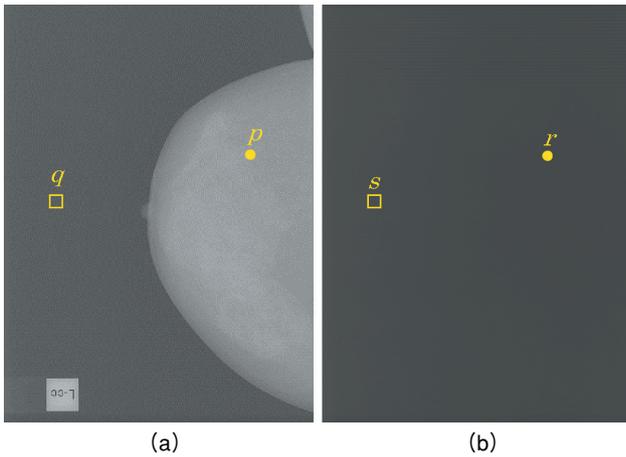


Fig.7 Measurement of incident exposure using mammogram (a) and intensity distribution image (b).

定点であり、 r 点と p 点は同じ座標上の点である。また、 q 点と s 点は、乳房領域外に設定した同一座標でのROI(5×5画素)である。これらの関係から、 p 点における入射線量の画素値を X_{inc} 、 r 点での画素値を R 、 q 点と s 点での平均画素値を Q 、 S 、とすると、 X_{inc} は次式で定義される。

$$X_{inc} = \frac{Q}{S} \times R \quad (2)$$

ここで、X線強度分布画像はノイズを多く含むため、各画素の画素値を20%まで減少し、さらに移動平均フィルタ(3×3画素)を用いて平滑化処理を行い、できるだけノイズを抑えて使用した。求めた X_{inc} の値を、Fig.2で求めた回帰式を使って、照射線量への変換を行い、 p 点における入射線量 I_0 を計測した。これによって、X線強度分布の不均一を考慮した p 点での線量比の算出が可能となる。

2.2.4 乳房中の通過距離の計測

乳房に入射するX線は、線束の広がりによって、乳房中を斜めに進みながら通過する。したがって、圧迫した乳房の厚さではなく、実際に乳房を通過した距離を求めなければならない。Fig.8は、計測方法を説明するための3次元の概略図である。乳房領域内の計測点を p とし、計測点 p か

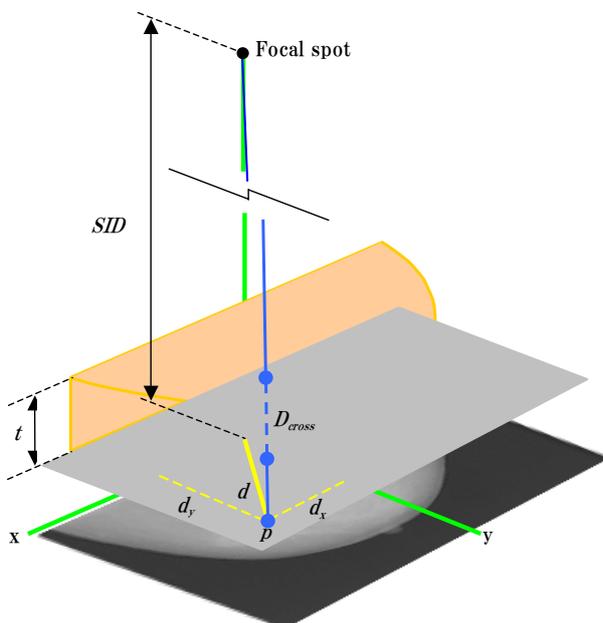


Fig.8 Diagram to measure cross distance in breast.

ら y 軸への垂線の距離を d_x 、 x 軸への垂線の距離を d_y とすると、左右中心である原点から計測点 p までの距離 d は、

$$d = \sqrt{d_x^2 + d_y^2} \quad (3)$$

となる。ここで、デジタル画像の座標は、距離ではなく画素(数)である。したがって、距離 d_x は、計測点 p から y 軸への垂線の画素数にサンプリング間隔(87.5 μ m)をかけ算して求めた。また、距離 d_y は、 x 軸への垂線の画素数にサンプリング間隔をかけ算した距離と、カセットホルダ側面から画像辺縁までの距離(3mm)を足し算して求めた。

次に、焦点—画像面間距離を SID とすると、焦点—計測点間距離 SPD は、

$$SPD = \sqrt{SID^2 + d^2} \quad (4)$$

となる。結果、乳房厚を t とした場合の乳房通過距離 D_{cross} は次式で定義される。

$$D_{cross} = \frac{t}{SID} \times SPD \quad (5)$$

2.2.5 乳腺含有率への変換

求めた線量比と乳房通過距離 D_{cross} をもとに、乳腺含有率への変換用LUTを使って乳腺含有率%を計測した。乳腺含有率は、乳腺密度の定量的な解析において有効な情報となり得るので、データの保管を行った。このとき、線量比の値が、乳腺含有率0%の線量比を超える場合や乳腺含有率100%の線量比を下回る場合がある。この場合は、乳腺含有率が0~100%の場合とは区別できるようにして保管した。

2.2.6 乳腺線量の計測

(1)式をもとに乳腺線量の計測を行った。(1)式の $D_g N$ の算出には、Sobolの近似式[4]を用いた。近似式を適用するには、焦点/フィルタの組合せに応じた計算式に、管電圧、乳房通過距離、乳腺含有率(0~1)、第1半価層(以下、HVLとする)の値を代入する必要がある。ここで、HVLは、乳房撮影精度管理マニュアルに準じた方法[5]で事前に計測した値を用いた。また、(1)式の X_a は、照射線量の旧単位である R の値を使わなければならないため、入射線量 I_0 (単位:mC/kg)を照射線量 R に変換して代入した。計算結果である D_g (単位:rad)は、吸収線量(単位:Gy)に変換してデータの保存を行った。

3. 結果

Fig.9は、乳腺含有率の計測結果を、モニタへ表示するために画像化した乳腺含有率画像である。乳房領域内における乳腺含有率0~100%の範囲は、モニタの階調数(0~255)に割り振ってグレー表示させた。また、乳腺含有率0%の線量比を超える場所は黄色、乳腺含有率100%の線量比を下回る場所は赤色で表示している。Fig.10は、乳腺含有率が0~100%の部分を対象に、ヒストグラム処理を行った結果である。乳腺含有率は、0~100%の範囲まで広く分布する結果となった。また、今回撮影した乳房の平均乳腺含有率は、54%であった。Fig.11は、乳腺線量のヒストグラムである。乳腺線量は、約0.6~0.9mGyの範囲にあり、平均乳腺線量は、0.74mGyであった。

Fig.12は、2.1.2の乳腺含有率への変換に使用するLUTの作成の際に撮影したファントム画像(28 kV_Mo/Rh、

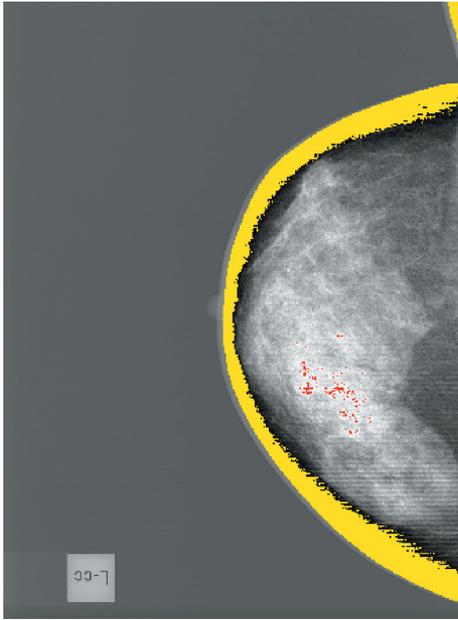


Fig.9 View image of glandular composition.

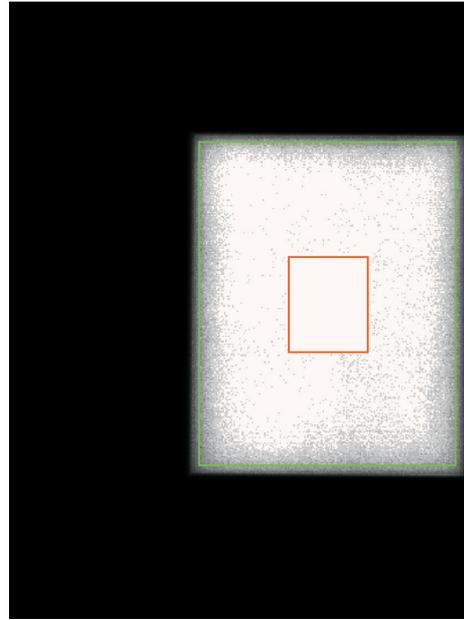


Fig.12 Phantom image (glandular composition : 50%, phantom thickness : 40mm).

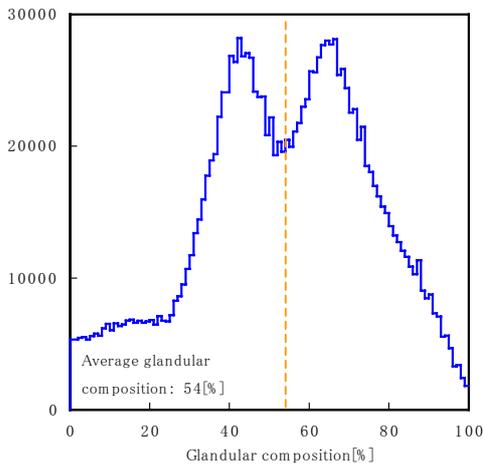


Fig.10 Histogram of glandular composition.

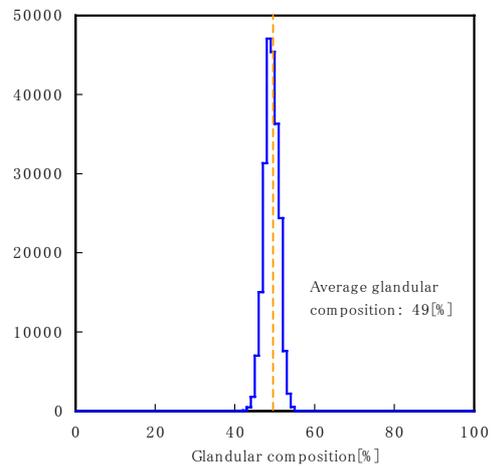


Fig.13 Histogram of glandular composition (narrow area).

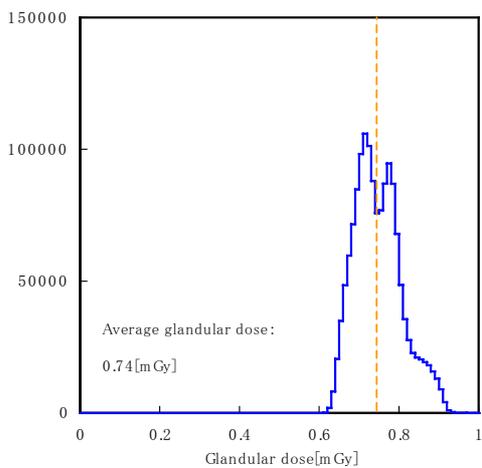


Fig.11 Histogram of glandular dose.

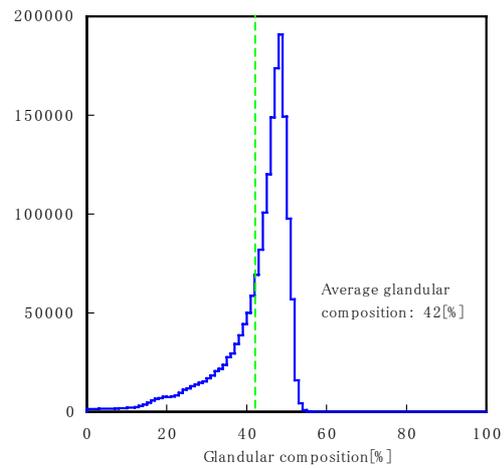


Fig.14 Histogram of glandular composition (wide area).

ファントム厚 4cm, 乳腺含有率 50%) である。Fig.12 に示すように、計測領域を広くした場合 (Fig. 12の緑色の領域: 1073×1301 画素) と、中心付近で狭く設定した場合 (Fig. 12の赤色の領域: 400×480 画素) に分けて、プログラム処理を実行させた。Fig.13 は、狭く設定した場合の乳腺含

有率のヒストグラムである。平均乳腺含有率は 49% となり、使用したファントムの乳腺含有率 (50%) とほぼ同じ値となった。しかし、Fig.14 に示す広い領域の場合は、低い方の含有率が加算する傾向を示したため、平均乳腺含有率は 42% の結果となった。

4. 考 察

田中らの提案した計測法[3]と今回の計測法を比較すると、①基礎データであるLUTの作成は、参考文献3同様にかかなりの時間と労力を要する。しかし、基礎データは、撮影装置と画像処理システムが決定している場合、固定したデータであるので、基礎データの計測は一度きりでのよい(2.1 ルックアップテーブルの作成)。今回は、撮影した乳房画像から乳腺含有率や乳腺線量を導くまでの一連の処理をプログラム化し、簡単に解析が行えるようにした(2.2 プログラムの作成)。②参考文献3では、乳房撮影の際に鉛円柱と一緒に撮影し、その円柱領域内から入射線量 I_0 の計測を行っている。われわれは、患者への違和感や撮影手技の邪魔にならないよう、鉛円柱を用いずに入射線量 I_0 を計測できるよう工夫した(2.2.3 入射線量の計測)。③入射線量 I_0 の計測は、ヒール効果(胸壁から乳頭方向への強度分布)の補正だけでなく、線束の広がりによる左右方向に対する強度分布の補正も考慮した(2.2.3 入射線量の計測)。これによって、より正確な入射線量 I_0 の計測が可能となる。④Fig. 3のLUTを用いて乳腺含有率への変換を行うためには、線量比とX線が乳房中を通過した距離が必要となる。参考文献3では、圧迫した乳房の「厚さ」をそのまま用いている。しかし、実際には、線束の広がりによってX線は乳房中を斜めに通過する。今回われわれは、乳房中を実際に通過した距離を計算し、その値を用いて乳腺含有率への変換を行った(2.2.4 乳房中の通過距離の計測)。⑤平均乳腺含有率や平均乳腺線量ではなく、乳腺含有率と乳腺線量をヒストグラム解析できるようにした。これを用いた乳腺線量の「評価」についての提案は後述する。今回われわれは、これらの点について改善を行い、できるだけ簡便かつ正確な解析と評価が行える方法を提案した。

Fig.9の乳腺含有率画像において、乳房辺縁が黄色で表示されている。圧迫によってはみ出た部分は、圧迫された部分より乳房厚が薄くなるため、透過線量 I が大きくなり、乳腺含有率0%の線量比を超える。また、乳腺含有率100%の線量比を下回る赤色の部分も存在する。石灰化など高吸収部分が存在した場合、透過線量 I が減少し、100%を越す場合が考えられるが、今回の乳房画像の場合は石灰化ではない。乳腺含有率画像のもつ雑音成分は、乳房画像がもともと持っている雑音と、入射線量 I_0 の計測に使用したX線強度分布画像の雑音が複合し発生する。したがって、乳腺含有率が100%に近い場所では、この雑音によって100%を越える場合があり、その影響である。今回われわれは、X線強度分布画像の雑音を出来るだけ抑えるため、高線量で撮影したX線強度分布画像の各画素の画素値を20%まで減少し、さらに移動平均フィルタ(3×3)によって平滑化を行った。極端な画素値の減少は、量子化雑音を招く可能性があり、フィルタサイズを大きくしすぎると平坦化が生じてしまう。したがって、この点を踏まえながらできるだけ雑音を低下しなければならない。今後の検討課題とする。

Fig. 14における乳腺含有率は、本来Fig. 13と同じ50%程度のはずであるが、ファントム画像周辺部(Fig.12)がやや黒く(X線量の増加)なったため、それを下回る結果となった。周辺部の黒化の原因として、斜入した入射X線がファントムの周辺部をかすめて通過した場合が考えられる。しかし、それによる影響の範囲は、実寸大のファントム画像周辺部から内側3mm程度までであり、むしろ、X線が、かなり影響していると考えられる。この現象は、実際の乳房画像でも起こるため、Fig. 9も同様の影響を受けている

はずであるが、具体的にどの程度かは不明である。したがって、計測した平均乳腺含有率は、実際の平均乳腺含有率をやや下回る可能性がある。また、平均乳腺含有率の計測結果は、平均乳腺線量にも直接影響するため、この場合、平均乳腺線量は逆に過大評価となる。この点を十分踏まえ、計測と評価を行わなければならない。

現在、乳腺の構成である高濃度(脂肪含有率10~20%)、不均一高濃度(脂肪含有率40~50%)、乳腺散在(脂肪含有率70~90%)の分類評価は、視覚による乳腺と脂肪とのコントラスト差をもとに平均乳腺含有率を大まかに判断し分類している。その場合、コントラスト差は、アナログ画像では使用する増感紙/フィルム系のコントラスト特性に依存するため、見た目と実際の平均乳腺含有率に差が生じる可能性がある。また、コントラスト特性が異なる画像間の比較も困難である。今回われわれは、乳腺含有率0~100%をモニタの階調数と整合させ、表示(Fig. 9)させることで、乳腺と脂肪とのコントラストを常に一定の条件で観察できるよう配慮した。これによって、平均乳腺含有率を、数値だけでなく視覚的な画像としても比較可能となる。乳腺含有率は、乳房の性状を正確に知るうえで非常に有効であり、医学的に必要不可欠な情報となり得るため、今後ますます定量的な解析が望まれると考える。すでに、乳腺含有率と発癌のリスクとの間には、相関関係があることが示唆されている[6]。また、乳房濃度からのリスク評価の試みもなされている[7-9]。

乳房撮影における被曝線量の管理は、医師ならびに撮影を行う術者の重要な責務である。乳房撮影では、1枚あたりの線量限度が国内外で厳格に決められ、国内ではグリッドを使用した場合、3mGy以下を線量限度としている。他の撮影部位より特化した規制であり、過剰な被曝を抑制している。現在、線量限度の評価は、平均乳腺線量での計測値を用いている。しかし、被曝によるリスクを考えた場合、乳房領域内の乳腺線量は一定ではないので、最大乳腺線量(2次元平面中とする)での評価の方がより妥当と考える。そのため、乳腺線量をヒストグラム(Fig.11)で評価できるようにした。

参考文献

- [1] 草間朋子(編):ICRP1990年勧告(その要点と考え方)、日刊工業社、30-31、1991。
- [2] 石栗一男(編著):マンモグラフィ技術編、医療科学社、64-68、141、2004。
- [3] 田中淳司、山本剛、清本昌義、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、日本放射線技術学会、56(7)、921-928、2000。
- [4] Sobol WT and Wu X:Parametrization of mammography normalized average glandular dose table, Med. Phys., 24(4)、547-554、1997。
- [5] 放射線医学叢書(14-2)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放射線撮影分科会、88-93、1999。
- [6] Wolf JN:Risk for breast cancer development determined by mammographic parenchymal pattern, Cancer, 37、2486-2492、1976。
- [7] Byng JW, Boyd NF, Fishell E, et al.:The quantitative analysis of mammographic densities, Phy. Med. Biol., 39、1629-1638、1994。
- [8] Boyd NF, Byng JW, Jong RA, et al.:Quantitative classification

of mammographic densities and breast cancer risk: Results from the Canadian National Breast Screening Study, JNCI, 87, 670-675, 1995.

[9] Pawluczyk O, Augustine BJ, Yaffe MJ, et al.:A volumetric method for estimation of breast density on digitized screen-film mammograms, Med. Phys., 30, 352-364, 2003.