原 著

乳房撮影系における写真特性と透過X線スペクトルについて

神奈川県立成人病センター 放射線診断科

千 安 式 部・伊 勢 俊 秀・加 藤 功

浅 川 芳 久・中 前 晴 雄・松 田 秀 治

東芝医用機器研究開発部

杉 本 博

(論文受付 昭和54年9月13日)

(Code No. 21262)

PHOTOGRAPHIC AND ENERGY SPECTRAL
EVALUATION OF MAMMOGRAPHY

By SHIKIBU CHIYASU,

TOSHIHIDE ISE,

ISAO KATO,

YOSHIHISA ASAKAWA,

HARUO NAKAMAE and

SYUJI MATUDA

Department of Radiology, center for adult
diseases of kanagawa.

HIROSHI SUGIMOTO

Toshiba medical equipment research and
development center.

(Article received; Sep. 13, 1979)

Summary

The combination of molybdenum anode X-ray tube (with a beryllium window and 0.03 mm molybdenum filter) and a single high resolution intensifying screen (rare earth phosphors) with a green-sensitive single emulsion film is regarded as a very useful and optimum system for mammography.

In order to find the optimum exposure condition in this system that we investigated the transmission properties of the mammographic cassette, the intensifying screen and the specimen of breast.

We examined four cassettes by the contrast (0.1/0.5 mm aluminium), the visibility of small particles (Mg_2SiO_4 , 150~600 μm diameter) by five observers and dose measurements using mammographic phantom, Kodak Min-R screen and Fuji RX-M film.

乳房撮影系における写真特性と透過X線スペクトルについて (千安・伊勢・加藤・浅川・中前・松田・杉本)

We measured the transmission photon spectra by using pure germanium detector through tumor and normal glandular tissue of breast cancer (3.5 kg weight, 6.5 cm, thickness and 1.0 cm tumor diameter) after surgery.

We examined the relationship between the contrast and the transmission photon spectra of macro-specimen of breast cancer (fixation in 10% formalin solution).

Then we selected the phantom materials for mammography which have the same property as the specimen of cancer in the transmission spectra.

From these results, the low tube voltage (25 kV) technique gives high contrast and good visibility of small particles in this system.

Also in the system, the smaller X-ray absorption of cassette (or package) gives higher contrast, better visibility and lower dose.

For the phantom materials, ABS resin has almost same transmission property as the measured normal glandular tissue and Lucite is almost same as the measured tumor and glandular from the point of transmission spectra.

1. 目 的

近年、モリブデン陽極X線管の使用による低エネルギー示性X線の有効利用とモリブデンフィルタの使用によるエネルギー分布の改善が乳房X線写真のコントラスト向上に著しく寄与している。

また、乳房撮影用希土類増感紙¹⁾の出現は、従来の CaWO_4 系増感紙に比べ、高感度、高鮮鋭と改善され、吸収の多い乳房に対しても撮影を可能にすると共に、被曝線量の軽減をみている。

しかし、実用化の中で、増感紙、フィルムをパッケージ化するカセット等のX線入射面材質について、適正な素材の解明はなされていない。

我々は、現在市販されている代表的な4種類の乳房撮影用カセット(パッケージ)について、素材の違いによるX線吸収率、及び写真コントラスト、石灰化像の生理的識別能、撮影線量等への影響を調べ、それらの適性を検討した。

また、X線診断における被写体の情報を把握するため、切除乳房組織について、モリブデン陽極X線管(Be窓, 0.03 mmMo フィルタ)による、被写体透過X線スペクトルを求め、解析し、写真特性との関係を検討した。

2. 使用装置および材料

- { X線装置, フィリップス DM
- { X線管, フィリップス ROM-10 (0.03 mmMo フィルタ)
- { X線装置, 東芝 KXO-15 (KB-特)
- { X線管, 東芝 DRX-B20MO (0.03 mmMo フィルタ)

自現機, 富士 RU (RD-III, 33.5°C処理)

濃度計, サクラ PDA-15 型

線量計, ビクトリン660型

- { 半導体検出器, ゲルマニウム
- { X線入射面積 (25 mm²) × 厚さ (5 mm)
- { エネルギー分解能 (FWHM) 0.5 keV

マルチチャンネルアナライザ, キャンペラ MCA 8100 型

パーソナルコンピュータ, ヒューレットパッカード98 25A 型

ケイ酸マグネシウム粒子(実効原子番号11.1) 150 μm φ ~ 600 μm φ

- { 増感紙, コダック Min-R
 - { フィルム, 富士 RX-M
- 乳房撮影用カセットおよびパッケージ

- { L₀-D (デュポン社)
- { Min-R (コダック社)
- { VAC-U-PAC (E-Z-EM's 社)
- { MINIRAD (プラスチック社)

ファントム, 0.5 cm (ルサイト) + 1.5 cm (脂質) + 2.5 cm (水)

乳房組織(癌を含む)

- { ホルマリン固定(厚さ1 cm)
- { 術直後(重さ約3.5 kg, 厚さ6 cm)

実験に用いた乳房用カセットおよびパッケージの材質、前面部(X線入射面)の厚さ、形状の一覧を Table 1 に示す。記号A, Bで示す製品は吸引圧着式パッケージで、記号C, Dで示す製品はカセットである。以下、文中のA, B, C, Dはこれら乳房撮影用カセット(パッケー

Table 1 The test four cassettes (or packages) for mammography.

記号	製品名	前面材質	前面厚さ	型 状
A	Dupont Lo-D	軟質ビニール	0.1mm	Package
B	E-Z-EM'S VAC-U-PAC	〃	0.28	〃
C	KODAK MIN-R	硬質ビニール	2.26	Cassette
D	PLASTILIX MINRAD	〃	3.16	〃

ジ) Table 1 をさす。

3. カセット (パッケージ) 前面部材質と写真特性の検討

X線管電圧 25 kV と 31 kV で、前面部材質の異なるカセット (パッケージ) 4 種類により、乳房用ファントムとして、0.5 cm ルサイト+1.5 cm 脂質+2.5 cm 水を用い、0.1 mm/0.5 mm 厚のアルミニウムによる低コントラスト領域におけるコントラストの変化、ケイ酸マグネシウム粒子 (150 $\mu\text{m}\phi$ ~600 $\mu\text{m}\phi$) による、石灰化像の生理的識別能および同一濃度を得るために必要なファントム表面線量について調べ、カセット (パッケージ) 前面部の違いによる写真特性への影響について検討した。

3.1 低コントラスト領域でのコントラスト比較

Fig. 1 は、管電圧 25 kV, 31 kV でファントム (0.5 cm

ルサイト+1.5 cm 脂質+2.5 cm 水の合計 4.5 cm 厚)を用いて、図中に示す方法により mAs 値を変化して撮影し、このときのアルミニウム 0.1 mm と 0.5 mm 部分の濃度から、以下の式により求めた値をコントラストとした。

$$\text{コントラスト} = \frac{D_{0.1} \text{ Al} - D_{0.5} \text{ Al}}{D_{0.1} \text{ Al} + D_{0.5} \text{ Al}}$$

$\left\{ \begin{array}{l} D_{0.1} \text{ Al: アルミニウム 0.1 mm 厚部分の濃度} \\ D_{0.5} \text{ Al: アルミニウム 0.5 mm 厚部分の濃度} \end{array} \right.$

A は 25 kV, 31 kV 共に低 mAs 領域 (低濃度領域) では、4 種類の中で最大コントラストを示し、その順位は A, B, C, D である。高 mAs 領域 (高濃度領域) では、この順位が逆転した。これは、実験に用いたフィルムの特性に起因するものと考えられる。

低濃度域では、31 kV で最大を示した A のコントラスト値は、25 kV で最低を示した D のコントラスト値より、低い結果を得た。このことは、管電圧がコントラストに最も大きく影響を与える因子であることを意味している。

3.2 石灰化像の生理的識別能による比較^{2)~6)}

乳房組織に存在する微細石灰化沈着巣の X 線写真上への示現を調べるため、これに類似した材料として、 Mg_2SiO_4 粒子 (実効原子番号 11.1, 粒子径 150, 200, 250, 300, 400, 500, 600 $\mu\text{m}\phi$) を並べ、前記ファントム下において X 線撮影を行い、各々のカセット (パッケージ) について、生理的識別能への影響を比較した。ここでいう生理的識別能とは、乳房 X 線写真の読影に 5 年以上の経験を有する 5 名の医師に、X 線写真上検出できる粒子数を解答させることによって、粒子径ごとの真の配列粒子数に対する、5 名の平均正解率と粒子検出傾向の事をいう。

Table 2 は、A および D を用いた実験結果である。これに用いた X 線写真濃度は、0.7~1.4 の濃度範囲で濃度段階が、0.7, 1.0, 1.4 (± 0.05) の各 3 枚を供した。

この結果、150 $\mu\text{m}\phi$ の粒子径では、粒子の存在確認も不能であった。また 200 $\mu\text{m}\phi$ の粒子径においては、管電圧 25 kV でも“何か有りそうな気がする”程度の解答がほとんどであり、

Fig. 1 The comparison of contrast and exposure for the four cassettes (or packages).

乳房撮影系における写真特性と透過X線スペクトルについて (千安・伊勢・加藤・浅川・中前・松田・杉本)

Table 2 Number of particles counted 5 observers compared to true number.

記号	管電圧	粒子径($\mu\text{m}\phi$) 真の粒子数	600	500	400	300	250	200
			5	5	7	6	6	8
A	25 kV 平均正解率 (%)		5, 5, 5, 5, 5, 100	5, 5, 5, 5, 5, 100	6, 6, 6, 7, 7, 91.4	6, 3, 6, 6, 6, 90	7, 3, 7, 6, 5, 80	0, 0, 0, 2, 2, 10
	31 kV 平均正解率 (%)		5, 5, 5, 5, 5, 100	5, 5, 5, 5, 5, 100	7, 6, 8, 6, 6, 88.6	6, 4, 6, 5, 5, 86.7	6, 3, 6, 4, 5, 80	0, 0, 0, 0, 0, 0
D	25 kV 平均正解率 (%)		5, 5, 5, 5, 5, 100	5, 6, 5, 5, 5, 96	6, 5, 5, 7, 6, 82.9	7, 5, 5, 5, 4, 80	6, 5, 4, 3, 3, 70	0, 0, 1, 1, 0, 5
	31 kV 平均正解率 (%)		5, 5, 5, 5, 5, 100	6, 6, 5, 5, 5, 92	7, 5, 5, 4, 5, 74.3	3, 4, 5, 5, 4, 70	4, 2, 5, 3, 3, 50	0, 0, 0, 0, 0, 0

やはり不能と判定すべきであろう。

250 $\mu\text{m}\phi$ 以上の粒子径では、前面部の薄いAは、管電圧 25 kV, 31 kV とともに 高い平均正解率が得られたのに比べ、Dは、25 kV においてAとほぼ同等の正解率を示すが、31 kV では正解率が低下する結果となった。このことは、コントラスト比較実験と同様に、低管電圧と前面部の薄いカセット (パッケージ) の併用が、最もすぐれていることを示している。またB, Cについても、同様の実験を行ったが、両者には有意差は認められなかった。

なお、表中の?印は、識別能判定者中の1名が、?印の所のみ粒子数を明言出来ないと解答したので、平均正解率の算出上は0として計算した。

3.3 撮影線量 (ファントム表面線量)

カセット (パッケージ) A, B, C, Dと前述のファントムを用いて、管電圧 25 kV, 31 kV で mAs 値を変化させ、ファントム素地濃度 1.0 ± 0.05 を得るために必要なファントム表面線量を求めた (FFD=40cm, 線量計ブローグモデル 4A 型, 円型平行平板型電離箱 40 cc)。

この結果を Table 3 に示す。管電圧 25kV から 31kV

Table 3 Phantom surface dose to obtain photographic density 1.0 ± 0.05 at tube voltage 25kV, 31 kV.
Dosemeter Victoreen 660~4 A, focus detector distance 40 cm.

記号	管電圧	25 kV	31 kV
A		425 (mR)	300 (mR)
B		540	370
C		560	375
D		570	405

D = 1.0 ± 0.05

に上昇することにより、約40%の線量低減となることを示した。また、各カセット (パッケージ) 間の線量は、A, B, C, Dの順に多くなり、Aに対してDは、両管電圧とも約35%の線量増加がみられる。すなわち、A (25kV) と D (31kV) の線量は、ほぼ等しい結果を示した。

4. カセット (パッケージ) 前面部および被写体の透過X線スペクトル測定

Fig. 2 に示す方法で、モリブデン蛍光X線による4種類の乳房撮影用カセット (パッケージ) 前面部のX線吸収率の測定。および、これらのカセット (パッケージ) 前面部と、乳房組織の組み合わせについて、モリブデン陽

Fig. 2 Measurement diagram of fluorescent X-ray absorption to the four cassettes (or packages).

Fig. 3 Schematic diagram for taking the transmission photon spectra of a breast specimen containing a cancer.

極X線管（附加フィルタ 0.03 mmMo）による透過X線スペクトル測定を行った。実験方法は、Fig. 3 に示すように、モリブデン陽極X線管焦点より 150 cm の位置に、各カセット（パッケージ）前面部と乳房組織標本（癌を含む 1 cm 厚のホルマリン固定）を重ね合わせて固定する。次にX線管焦点、組織標本内の測定点、ソーラスリットの中心点が、正確に一直線上に位置するようにレーザー光線を用いて、照準し実験を行った。

この測定結果をもとに、透過X線スペクトルと写真特性との関連について検討した。また乳癌の術直後乳房について、正常乳腺組織と腫瘍部の透過X線スペクトルを解析し、生体組織から得られる情報をもとに、乳房用ファントム材質の適応性を求めた。

※カセット前面部+乳房組織の測定条件

X線管：東芝 DRX-B20MO（Be 窓，0.03 mmMo フィルタ）

X線管電圧：25 kV, 31 kV

X線管電流：0.5 mA

測定時間：100秒，500秒（術直後乳房）

X線照射面積：5 mmφ（測定面）

検体：乳房組織（10%ホルマリン固定，厚さ 1 cm）

術直後乳房（重さ 3.5 kg, 厚さ約 6.5 cm, 腫瘍径約 1×2 cm）

4.1 モリブデン蛍光X線⁸⁾によるカセット（パッケージ）前面部の吸収率の比較

Table 4 The comparison of four cassettes X-ray absorption ratios of the K_{α} and K_{β} .

記号	エネルギー	Mo K_{α} (17.4 keV)	Mo K_{β} (19.6 keV)
Cassette なし		0 (%)	0 (%)
A		0.8	1.5
B		15.1	12.3
C		20.1	16.4
D		24.5	22.4

Fig. 4 Radiograph of a breast specimen containing a cancer.

Fig. 5 25 kV X-ray photon spectra transmitted through fat, glandular-tissue and cancer of a breast specimen (all spectra normalized to maximum counts fat.).

Fig. 6 31 kV, X-ray photon spectra transmitted through fat, glandular tissue and cancer of a breast specimen (all spectra normalized to maximum counts of fat.).

乳房撮影系における写真特性と透過X線スペクトルについて (千安・伊勢・加藤・浅川・中前・松田・杉本)

カセット (パッケージ) A, B, C, D の前面部を透過した直後の線量を $K\alpha$ (17.4 KeV) と $K\beta$ (19.6 KeV) の各エネルギー別に, X線吸収率を求めた. 測定結果を Table 4 に示す. 両エネルギーで, A, B, C, D の順に前面部におけるX線吸収の多いことがわかる.

4.2 乳房組織の透過X線スペクトル測定⁹⁾¹⁰⁾

Fig. 4 は, 乳房組織 (10%ホルマリン固定, 厚さ1

Fig. 7 25 kV, X-ray photon spectra transmitted through fat, glandular tissue and cancer of a breast specimen with cassette [A] (all spectra normalized to maximum counts of fat.).

Fig. 8 25 kV, X-ray photon spectra transmitted through fat, glandular tissue and cancer of a breast specimen with cassette [D] (all spectra normalized to maximum counts of fat.).

Fig. 9 31 kV, X-ray photon spectra transmitted through fat, glandular tissue and cancer of a breast specimen with cassette [D] (all spectra normalized to maximum counts of fat.).

cm) のX線写真である.

写真内の白点は各測定点であり, Fa (Fat) は脂肪質, Gl (Glandular Tissue) は乳腺質, Tu (Tumor) は腫瘍部を示す. 以下, 脂肪質, 乳腺質, 腫瘍部をそれぞれ, Fa, Gl, Tu と記す. Fig. 5, Fig. 6 は管電圧の違いによる. 乳房組織 (ホルマリン固定, 厚さ1 cm) のみの透過X線スペクトルの測定結果である. 乳房組織内の測定点のいずれにも, 特異なスペクトルは認められないが, 管電圧の変化によって, Fa, Gl, Tu の相互関係は, 著しく変化することがわかる. 次に, 乳房組織 (ホルマリン固定, 厚さ1 cm) と, カセット (パッケージ) 前面部を組み合わせた場合の, 透過X線スペクトルを Fig. 7, Fig. 8, Fig. 9 に示す.

カセット (パッケージ) 前面部のX線吸収が多くなると, 同一管電圧でも, 主に Gl のスペクトルが変化し, Fa に接近することがわかる.

4.3 透過X線スペクトルと写真特性 (コントラスト) の理論的検討

前記実験で求めた透過X線スペクトルと, 増感紙発光および, フィルム露光から写真濃度への変換までを, 理論的に検討を加えると以下ようになる. まず, X線管出力フォトンスペクトルを $X_{in}(E)$ とすれば, 乳房組織 (吸収係数 $\mu_0(E)$ [cm^{-1}], 厚さ x_0 [cm]) を透過した被写体透過スペクトル $X_{out}(E)$ (Fig. 5, Fig. 6) は,

$$X_{out}(E) = X_{in}(E)e^{-\mu_0 \cdot x_0}$$

で表わせる。次に、カセット（パッケージ）前面部（吸収係数 $\mu_K(E)$ [cm⁻¹], 厚さ x_K [cm]) を透過したスペクトルを $X_{fil}(E)$ とすれば

$$X_{fil}(E) = X_{out}(E)e^{-\mu_K x_K} = X_{in}(E)e^{-(\mu_0(E)x_0 + \mu_K(E)x_K)}$$

となる。次に、増感紙前面部に位置する片面乳剤フィルム（クロスセクションにおける吸収係数 $\mu_f(E)$ [cm⁻¹], 乳剤厚 x_f [cm]) を透過して、増感紙に入射するスペクトル $X_{sin}(E)$ は、

$$X_{sin}(E) = X_{fil}(E)e^{-\mu_f(E) \cdot x_f} \\ = X_{in}(E)e^{-(\mu_0(E)x_0 + \mu_K(E)x_K + \mu_f(E)x_f)}$$

となる。したがって、増感紙の螢光体が吸収する各エネルギーごとの、吸収X線フォトン数 $X_{SAB}(E)$ は、

$$X_{SAB}(E) = X_{sin}(E) (1 - e^{-\mu_s(E)x_s})$$

となり、X線管出力フォトンスペクトルとの関係は、

$$X_{SAB}(E) = X_{in}(E)e^{-(\mu_0(E)x_0 + \mu_K(E)x_K + \mu_f(E)x_f)} \\ (1 - e^{-\mu_s(E)x_s})$$

で表わせる。ただし $(1 - e^{-\mu_s(E)x_s})$ は、使用増感紙のX線吸収特性 (Fig. 10) である。したがって、増感紙螢光

Fig. 10 X-ray absorption of screen.

体における全吸収エネルギー T_E は、

$$T_E = \int X_{SAB}(E) E dE$$

となる。また、使用増感紙の螢光体厚は 32μ (Gd 等価厚) であることを考慮すれば、

$T_{E\alpha}$ 増感紙螢光体の発光強度

の関係が成り立つので、X線管電圧 25 kV, 31 kV ではそれぞれ、

$$T_E(25) = \int_{10}^{25} X_{SAB}(E) E dE$$

$$T_E(31) = \int_{10}^{31} X_{SAB}(E) E dE$$

を算出して、使用フィルムのX線強度—濃度特性（フィルム特性曲線）に対応すれば、写真濃度を求めることが

Table 5 Photographic density calculated by transmission photon spectra of fat, glandular-tissue and cancer.

記号	管電圧	組織		
		Fa	Gl	Tu
(A)	25 kV	1.70	1.22	0.45
(D)	25 kV	1.70	1.46	0.46
(D)	31 kV	1.70	1.62	0.91

出来る。（モリブデン 0.03 mm 附加フィルタ、被写体、カセット前面部、フィルム等の増感紙入射直前までのX線吸収により、写真濃度に有効な光子エネルギーを10 KeV 以上とした。）

Table 5 は、増感紙入射直前の透過X線スペクトル (Fig. 7, Fig. 8, Fig. 9) をもとに、管電圧 25 kV, 31 kV と、カセット（パッケージ）A, Dの違いによる Fa, Gl, Tu の濃度を計算から求めたものである。（ただし、Fa 濃度を1.70とした場合の各濃度である。）管電圧 25 kV 時のA, Dを比較すると、Tu 濃度はほぼ同じであるが、Fa と Gl の濃度差は、Aは0.48 (=1.70-1.22) に対して、Dでは0.24 (=1.70-1.46) となり、Dの場合は Fa と Gl 間のコントラストが、低下していることがわかる。このことは、X線吸収の多いDの前面部が、コントラストを悪くする原因と考えられる。また、管電圧を 31 kV に上昇すれば、管電圧の上昇によるコントラスト低下はもとより、さらに Fa と Gl のコントラストが低下することを示している。

4.4 術直後乳房の透過X線スペクトル測定

Fig. 11 は、測定に用いた乳房の術前乳房X線写真であり、Fig. 12 は、透過X線スペクトル測定装置に固定した術直後乳房を示す。Fig. 13, Fig. 14 は、管電圧 25 kV と 31 kV における Gl と Tu の透過 X線 スペクトルである。

4.5 術直後乳房の透過X線スペクトルからみた乳房用ファントム材質の検索

ファントム材質として可能性のある種々材質の透過X線スペクトルを求め、術直後乳房の透過スペクトルと対比して、最も近似したものが Fig. 15, Fig. 16 である。材質は ABS 樹脂（東レ-600）と、ルサイト（三菱レーアクリライト）各々 5 cm 厚である。

Gl に ABS 樹脂、Tu にルサイトが適応性があり、両者各々について比較すると、条件変化に対しても良く合致している。

Fig. 13, 14, 15, 16 について、管電圧 25 kV, 31 kV のスペクトルを、5~16 KeV の低エネルギー部、 K_{α} 部、

乳房撮影系における写真特性と透過X線スペクトルについて (千安・伊勢・加藤・浅川・中前・松田・杉本)

Fig. 11 Mamogram before surgery (25 kV, 26 mAs, F.F.D.=45 cm, Dupont package, Min-R+RX-M).

Mammograms: A round shadow well defined without calcification measured 2×1.5 cm in diameter moderate grade of spicules-formation are seen.

Pathologically: Medullary adenocarcinoma, $2.5 \times 1.5 \times 1.5$ cm.

Fig. 12 A breast after surgery (set-up for taking the transmission photon spectra).

Fig. 13 25 kV, X-ray photon spectra transmitted through glandular-tissue and cancer of a breast after surgery.

Fig. 14 31 kV, X-ray photon spectra transmitted through glandular-tissue and cancer of a breast after surgery.

Table 6 Photon energy distribution ratio of glandular-tissue, ABS resin, tumor and lucite at tube voltage 25 kV, 31 kV.

光子エネルギー	組織材質	25 kV				31 kV			
		正常乳腺質	ABS	腫瘍部	Lucite	正常乳腺質	ABS	腫瘍部	Lucite
5~16 keV		16.61%	19.60%	11.19%	11.62%	9.17%	10.40%	5.99%	5.75%
K_{α}		36.73	37.26	32.95	33.25	32.37	34.26	25.02	24.42
K_{β}		35.93	34.75	40.68	41.93	27.56	27.41	27.23	26.94
(K total)		(72.66)	(72.01)	(73.64)	(75.18)	(59.93)	(61.66)	(52.25)	(51.36)
20 keV~		10.73	8.38	15.18	13.20	30.90	27.94	41.76	42.89

Fig. 15 25 kV, X-ray photon spectra transmitted through ABS-resin and lucite.

Fig. 16 31 kV, X-ray photon spectra transmitted through ABS-resin and lucite.

K_{β} 部および 20 KeV 以上の阻止部の 4 部分に分け、各々について光子数率を求めたのが、Table 6 である。G1 (6.5 cm) に対して ABS 樹脂 (5 cm), Tu 部 (腫瘍径は 1×2 cm) に対してルサイト (5 cm) が、透過 X 線スペクトル上等価であることがわかる。

5. 考察および結論

モリブデン陽極 X 線管使用の乳房撮影は、その示性 X 線を有効に利用する低エネルギー領域の X 線撮影であり、カセット (パッケージ) 等の前面部材質によって X 線吸収量が異なり、写真特性、撮影条件に大きく関与することが明らかになった。

本実験に用いた乳房撮影用カセット (パッケージ) のうち、製品 A はその目的から最も適当であるのに対して、製品 D は最も不適当な材質であった。したがって、この系における乳房 X 線撮影用カセットの前面部材質は、低エネルギー X 線のもつ利得を充分考慮したものを使用することが、より低線量で、より高画質を得るために、極めて重要な事柄である。コントラスト、石灰化像識別能、撮影線量等による評価法は、これらに基づく実験であり、適正な撮影条件を究明するものである。

また、カセット (パッケージ) 前面部および被写体の透過 X 線スペクトルを求めたのは、画質 (写真コントラスト) に寄与するエネルギーごとの寄与率を明確にすることと、系を構成する各材料の最適な組み合わせの検索や、感光材料 (カセットを含む) および被写体の X 線エネルギーに対する特性を解明するに有効な一手法であることを立証した。

今回、術直後乳房について透過 X 線スペクトル測定は、1 例にしかすぎないが、この測定だけでも、我々に多くの示唆を与えてくれた。その 1 つとして、術直後乳房に等価な透過 X 線スペクトルをもつ、乳房用ファントム材質の選定が出来たことがあげられる。

本研究により得られたデータをもとに、今後種々乳房条件における透過 X 線スペクトルと、写真特性の関連性について詳細な検討を続ける。

稿を終わるにあたり、臨床的見地から助言、指導をいただいた当センター外科部長、田村暢男医博、外科医師、増沢千尋、麻賀太郎他外科の諸先生、増感紙の吸収特性等に関する実験を行っていただいた富士フィルム足柄第一研究所、小巻隆夫研究員、全般的な助言をいただいた当センター放射線治療科技師長山本洋一氏、ならびに放射線技師諸兄に深謝致します。なお、本報告の要旨は、第35回日放技学会総会において発表した。

文 献

- 1) 四宮恵次, 他: 希土類元素蛍光体増感紙の X 線写真システムについて, 日放技学誌, 33 (5), 620-629 (1978).
- 2) 千安式部, 他: 希土類増感紙を用いた乳房撮影の画質検討, 第33回日放技学会総会予稿集402.
- 3) Bena. Arnold, M. P. H., et al.: Evaluation of mammographic screen-film systems. Radiology, 129, 179-185 (1978).
- 4) EVANS, A. L., et al.: Film and xeroradiographic images in mammography, A comparison of tun-

乳房撮影系における写真特性と透過X線スペクトルについて (千安・伊勢・加藤・浅川・中前・松田・杉本)

- gsten and molybdenum anode materials. B. J. R. 48, 968-972 (1975).
- 5) 柴山孝行, 他: Study on the technical factors in magnification mammography [5-7], compression immobilizer for cranio-caudad projection, 日放技学誌, 34 (2), 101-125 (1979).
- 6) 佐藤伸雄: Comparative study on the image qualities between film mammography and xero-mammography by the system 125. 日放技学誌, 31(4), 313-327 (1974).
- 7) 第29回乳癌研究会アンケートまとめ.
- 8) Carl, J. Vyborny, Ph. D., et al.: Screen/Film system speed; Its dependence on X-ray energy, Radiology, 125, 811-816 (1977).
- 9) Thomas, R. Fewell, et al.: Photon energy distribution of some typical X-ray beams, Medical Physics, 4 (3), 187-197 (1977).
- 10) Thomas R. Fewell, M. S. et al.: A comparison of mammographic X-ray spectra. Radiology, 128, 211-216 (1978).
- 11) Dr. G. Jotten, K. Kyser and Dr. Ir. W. J. Oosterkamp: X-ray source for mammography. Medica Mundi, 19 (1).
- 12) 佐藤伸雄: Study on compositive filters with absorption edges for mammography. 日放技学誌, 31 (4), 304-312 (1974).