

診断領域におけるX線スペクトルの測定

著者	小原 春雄, 大田 温, 鈴木 正吾, 清野 浩
雑誌名	東北大学医療技術短期大学部紀要 = Bulletin of College of Medical Sciences, Tohoku University
巻	1
ページ	36-44
発行年	1992-02-01
URL	http://hdl.handle.net/10097/33532

診断領域における X 線スペクトルの測定

小原 春雄, 太田 温, 鈴木 正吾
清野 浩

東北大学医療技術短期大学部診療放射線技術学科

Measurements of diagnostic X-ray Spectra

Haruo OBARA, Yutaka OHTA, Shogo SUZUKI and Hiroshi SEINO

Department of Radiological Technology, College of Medical Sciences, Tohoku University

Key words: X-ray spectra, Semiconductor radiation detector, Half value layer, Diagnostic X-ray tube, Effective energy

In the measurement of X-ray emission spectrum from an X-ray tube of diagnostic use, usually, a Si semiconductor detector is used in a low energy region of spectra (below 30 keV) and a Ge detector in a high energy region. The high efficiency of the semiconductor detector is very profitable. The switching use of the detectors is, however, often difficult because of their high cost. It is very interesting to check an availability of only one kind of detector in the whole region of energy.

We measure the X-ray emission spectrum by using the Si detector in the energy range from 26 to 90 keV. The result has been compared with the spectrum obtained in the range of 26 to 90 keV by using the Ge detector by Terada et al. in Osaka university. Both of the spectra are obtained under the same geometrical conditions recently proposed as a unified standard of conditions in measurement by the Committee Technology.

The comparison has shown a possibility of practical use of the Si detector in the high energy region with a special care. On the basis of the reliability of the spectrum obtained, we can discuss the following spectral characteristics: (1) energy spectrum, (2) exposure dose spectrum, (3) effective energy and (4) mean energy.

はじめに

半導体検出器を用いて診断領域における X 線スペクトルを測定する場合, 低エネルギー (30 keV 以下) のスペクトルを測定するには Si 検出器¹⁾, 高エネルギーのスペクトルを測定するには Ge 検出器²⁾を用いるのが一般的である。しかし, 測定器が高価なため両方の検出器を備えることは困難である。

本大学では, Si 検出器を用いて測定を行っている。

これまで報告されている X 線スペクトルは, 測定者によって測定方法および測定諸条件がまちまちであったため, 互いの結果を同一基準に引き戻して比較するのが難しく, 議論の確立性に欠けていた。

今回, X 線エネルギー測定指針³⁾(日本放射線技術学会: 専門委員会: X 線エネルギースペクト

ル検討班)が提案されたのを機会に、Ge 検出器を備えている大阪大学の測定結果と比較・検討した。

診断領域の線質表示法として半価層、実効エネルギーが最も一般的である。この表示法は、単一エネルギーの X 線と等価と仮定したものである。実際の X 線は連続スペクトルであり、半価層や実効エネルギーが同一であっても同じ X 線スペクトル分布とは限らない。X 線の線質を正確に知るには、X 線スペクトル測定が有用である。また、X 線スペクトル分布を表示する場合に、横軸の光子エネルギーに対し縦軸を光子数、エネルギーフルエンス、照射線量の表し方がある。測定した光子スペクトルから次の変換スペクトル⁴⁾⁵⁾および特性量を定量的に導入するために検討したので報告する。

1. エネルギースペクトル
2. 照射線量スペクトル
3. 実効エネルギー
4. 平均エネルギー

測定方法

1. 使用装置

一般診断用 X 線発生装置 (単相全波整流方式) は、東芝 KXO-8 型、X 線管 (固有ろ過 Al 当量 0.6 mm, 付加フィルタ Al 当量 1.2 mm) は東芝 DRX-81A を用いた。また乳房撮影用 X 線発生装置は、TOSHIBA DC-12M, X 線管 (30 μ mMo フィルタ) は TOSHIBA DRX-1146BMo を用いた。

大阪大学で使用した一般診断用 X 線装置は、島津 HD150G-11, X 線管 (固有ろ過 Al 当量 0.6 mm, 付加フィルタ Al 当量 1.9 mm) は、島津 Circlex P38D を使用している。乳房撮影用 X 線発生装置は、Philips DiagnostM-U, X 線管 (30 μ mMo フィルタ) は、ROM-20 を使用している。

測定システムは図 1 に示すように、検出器、マルチチャンネル波高分析器、コンピュータから構成される。検出器には、リチウムドリフト型シリコン検出器堀場 SLP-10B を用いた。(大阪大学で使用された検出器は γ PGT 社製のプレーナ型⁶⁾の Ge (Int) 検出器である。) 検出器の有効面積および厚さは、それぞれ 10 mm², 3 mm である。エ

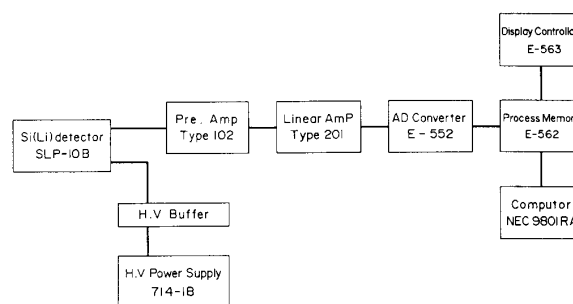


図 1 Si (Li) 検出器による測定システム

ネルギー分解能は Fe の MnK α 線 5.9 keV に対して FWHM が 162 eV である。(大阪大学で使用された検出器の有効面積および厚さは、それぞれ 100 mm², 7 mm であり、分解能は、Co-57 の X 線 6.4 keV に対して FWHM が 219 eV である。) マルチチャンネル波高分析器 (MCA) は、NAIG の E シリーズ (AD コンバータ E-552, プロセスメモリ E-562, ディスプレ/コントローラ E-563) を使用した。(大阪大学でも E シリーズを使用している。) プリアンプ, リニアアンプおよび高圧電源は、それぞれ堀場 TYPE-102, 堀場 TYPE-201, 応用光研 714-1B を使用した。

計算処理および図形処理には、NEC PC-9801RA を使用した。

2. 測定配置

診断領域における X 線スペクトル測定では、高線量率のため窒息あるいはパイルアップを起こし、測定システム的能力を越え測定不能になるか分解能が低下する。

そのために X 線の入射量を制限する必要がある。

本実験では、X 線エネルギースペクトル検討班の測定指針に基づき配置した。

図 2 に示すように、X 線照射口前に 300 μ m ϕ ピンホール (P1), 中間部に 5 mm ϕ のコリメータ, 検出器前に 500 μ m ϕ のピンホール (P2) を用い入射線量を制限した⁷⁾。

X 線管焦点, ピンホール (P1), コリメータ, ピンホール (P2), 検出器の間隔を次のように設定した。

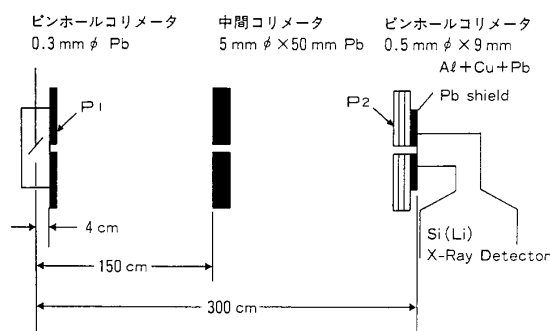


図2 測定配置図

X線管焦点	—ピンホール (P1)	4 cm
ピンホール (P1)	—コリメータ	146 cm
コリメータ	—ピンホール (P2)	148 cm
ピンホール (P2)	—検出器	0.6 cm

測定配置に関し、最も重要なことは、X線束の中心⁸⁾が検出器の中心に入っていることである。あらかじめレーザーで中心および高さを合わせ、最終的に、検出器の前面に歯科用フィルムを用いピンホール写真を撮り、写真結果から判定した。

エネルギー校正およびスペクトル補正

1. エネルギー校正

90 kV, 0.2 mA 連続の条件のもとで測定した補正しないスペクトルを図3に示す。横軸、縦軸はそれぞれチャンネル番号、チャンネル当りのカウントを示している。エネルギーの校正は、既知のエネルギーをもつ線源のスペクトルを測定し、 $E_x = a + b \cdot C$ の形で求める。

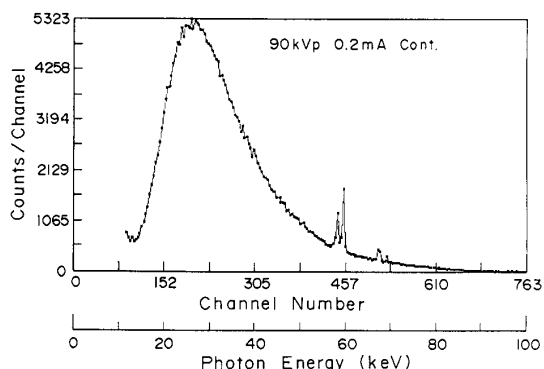


図3 透視条件 (90 kV, 0.2 mA 連続) のもとで測定された補正なしのスペクトル (チャンネル番号に対しカウント数で表した)、下のスケールはチャンネル番号に対応する光子エネルギー

ここで、 E_x はチャンネルに対応するエネルギーであり、 a, b はそれぞれ切片、傾きで、 C はチャンネル番号である。

エネルギー校正に Co-57 (14.4 keV, 122 keV), Cd-109 (22 keV), Ba-133 (80 keV) の標準線源を用いた。

図3のチャンネル番号の下のスケールおよび数値は、チャンネルに対応する光子エネルギーを示した。

2. 半導体 (Si, Ge) 検出器の X 線検出効率

Si および Ge 検出器 (結晶厚: 共に 5 mm Be 窓厚: 共に 0.127 mm) の光子エネルギーに対する検出効率⁹⁾¹⁰⁾ (フォトピーク検出効率) を比較すると、Ge 検出器は、8.0 keV から 59 keV のエネルギーに対して検出効率 100% である。一方、Si 検出器は、8.0 keV から 17.2 keV までのエネルギーに対して 100% であるが、8.0 keV 以下および 17.2 keV 以上のエネルギー領域に対し大きなエネルギー依存性がある。

フォトピーク検出効率 70% 以上を基準とすると、そのエネルギー範囲は、Si 検出器では 3.2 keV から 26 keV、Ge 検出器では 3.2 keV から 103 keV である。

このエネルギー範囲において、特に、Ge 検出器では Ge の吸収端 (11.03 keV) のため、そのエネルギー部分の検出効率が減少している。

本検出器の Si 結晶の厚さは 3 mm であるので、以上の数値より多少低い。

図4(a)は、Si 結晶厚 3 mm の SLP シリーズの入射 X 線エネルギーに対する検出器の効率である。(技術資料より転写)

X 線エネルギー E に対し、Si 中で相互作用¹¹⁾ を起こす確率 $\epsilon(E)$ (%) は次式で与えられる。

$$\epsilon(E) = 1 - \exp(-\mu(E)L) \quad (1)$$

ここで、 $\mu(E)$: Si 中のエネルギー E に対する光子の全減弱係数 (cm^2/g) L : 検出器の結晶厚 (cm)

図4(a)より、各エネルギーに対する検出効率を読み取り、8 次の近似式で数式化した。8 次の近

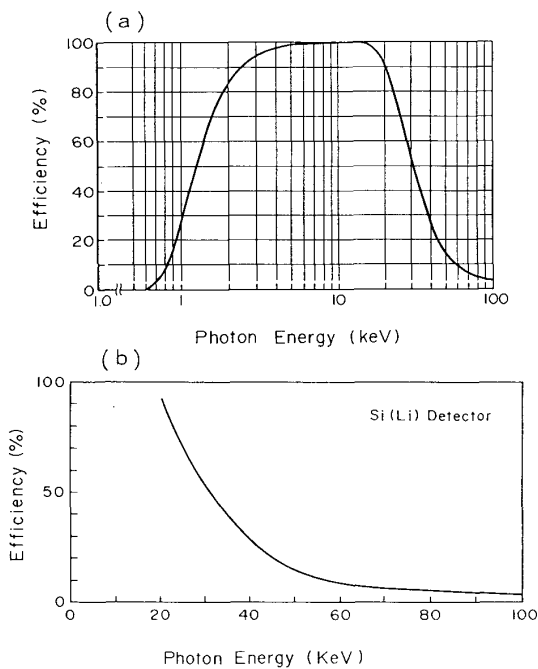


図4 Si(Li) 検出器 (SLP-10B) の入射 X 線エネルギーと効率の関係
 (a): 技術資料より転写
 (b): 光子エネルギーに対し 8 次の近似式より求めた計算値

近似式は次式で与えられる。

$$\begin{aligned}
 Y = & 339.44613 - 1124.40183(\log Ex) \\
 & + 1015.54541(\log Ex)^2 \\
 & - 19.43498(\log Ex)^3 - 541.88140(\log Ex)^4 \\
 & + 352.47666(\log Ex)^5 - 80.53867(\log Ex)^6 \\
 & + 0.80379(\log Ex)^7 + 1.50440(\log Ex)^8
 \end{aligned}
 \tag{2}$$

ここで, Y: 検出効率 (%)

Ex: エネルギー校正曲線の直線方程式 $Ex = a + b \cdot C$ で与えられるエネルギー (keV)

8 次の近似式より求めた効率と読みとった効率と比較した。表 1 に示すように、充分一致しているので 8 次の近似式を用いて補正を行った。

3. 空気による吸収補正

空気 (管球焦点-検出器間距離: 300 cm) による吸収補正は、乾燥空気に対する質量吸収係数 μ/ρ (cm^2/g)¹²⁾ と室温 20°C における乾燥空気密

表 1. 技術資料から読み取った効率と 8 次の近似式から計算した効率の比較

keV	Specification	Apporoximate
20	0.92	0.919
30	0.53	0.525
40	0.28	0.277
50	0.14	0.141
60	0.08	0.081
70	0.06	0.060
80	0.05	0.052
90	0.04	0.044
100	0.03	0.032

度 $\rho = 1.205 \times 10^{-3}$ (g/cm^3)¹³⁾ より線吸収係数を計算した。更に、線吸収係数より透過率を計算した。

空気の透過率の数値を次に示す光子エネルギー範囲に分けて数式化した。

光子エネルギー 10 keV から 20 keV までの範囲では 2 次の近似式より、20 keV から 50 keV までの範囲では 3 次の近似式より、更に 50 keV から 100 keV までの範囲では 2 次の近似式より数式化した。

各エネルギー範囲での近似式は、それぞれ次式で与えられる。

$$T = -(4.15400 \times 10^{-3}) E^2 + 0.18417E - 1.26320
 \tag{3}$$

$$T = (1.15000 \times 10^{-5}) E^3 - (1.48500 \times 10^{-3}) E^2 + (6.44250 \times 10^{-1}) E - 0.02970
 \tag{4}$$

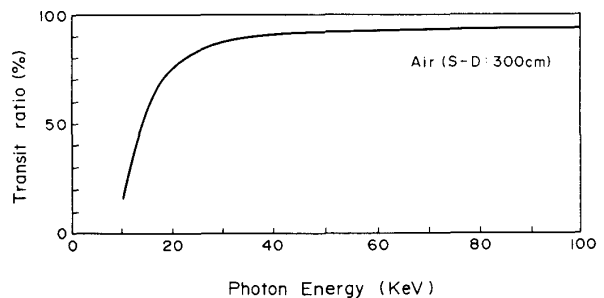


図 5 乾燥空気 (管球焦点-検出器間距離: 300 cm) に対し各エネルギーの透過率

$$T = -(5.77886 \times 10^{-6}) E^2 + (1.21743 \times 10^{-3}) E + 0.88172 \quad (5)$$

図5には、近似式より求めた透過率(%)を光子エネルギーE(keV)に対して示した。

光子スペクトルからの変換

光子スペクトルは、エネルギーEについての光子数の分布を与える関数である。

全光子数Φは、E₀よりE_{max}まで積分することによって得られる。

$$\Phi = \int_{E_0}^{E_{\max}} N(E) dE \quad (6)$$

4.1 エネルギースペクトル

光子スペクトル分布よりエネルギースペクトル分布に変換するには、エネルギーEに対してエネルギーフルエンスΨ(E)を求めることである。光子スペクトルより次式となる。

$$\Psi(E) = N(E) \cdot E \quad (7)$$

(7)より、発生X線の全強度Ψは次式で得られる。

$$\Psi = \int_{E_0}^{E_{\max}} N(E) \cdot E dE \quad (8)$$

4.2 照射線量スペクトル

照射線量スペクトル分布をEx(E)とするとエネルギースペクトルから次式で求められる。

$$Ex(E) = N(E) \cdot E \cdot Fx(E) \quad (9)$$

ここで、Fx(E)は空気に対するX線エネルギー照射線量変換係数⁴⁾⁵⁾である。

(9)より照射線量は、次式によって得られる

$$Ex = \int_{E_0}^{E_{\max}} N(E) \cdot E \cdot Fx(E) dE \quad (10)$$

実効エネルギーおよび平均エネルギー

診断領域(20 keV~120 keV)の線質評価には、標準吸収物質としてAlフィルタを用い半価層を求め実効エネルギーに変換しているのが一般的で

ある。今回、測定したスペクトルより半価層および実効エネルギーを求めた。

また、全光子数を求めることにより、容易に平均エネルギーが求められる。

5.1 実効エネルギー

スペクトル測定より実効エネルギーを求める場合、光子スペクトル、エネルギースペクトル、照射線量スペクトルとそれぞれの形で求めることができる。

光子スペクトルより

$$\frac{\int_{E_0}^{E_{\max}} N(E) \exp(-\mu d) dE / \int_{E_0}^{E_{\max}} N(E) dE = 1/2 \quad (11)$$

エネルギースペクトルより

$$\frac{\int_{E_0}^{E_{\max}} N(E) E \exp(-\mu d) dE / \int_{E_0}^{E_{\max}} N(E) E dE = 1/2 \quad (12)$$

照射線量スペクトルより

$$\frac{\int_{E_0}^{E_{\max}} N(E) E Fx(E) \exp(-\mu d) dE / \int_{E_0}^{E_{\max}} N(E) E Fx(E) dE = 1/2 \quad (13)$$

で与えられる。

以上の式より測定したスペクトルから計算した。

5.2 平均エネルギー

平均エネルギーは、発生X線強度と全光子数より次式で得られる。

$$E = \int_{E_0}^{E_{\max}} N(E) E dE / \int_{E_0}^{E_{\max}} N(E) dE \quad (14)$$

結果および考察

図3に示したスペクトルに対しエネルギー校正、X線検出効率および空気の吸収補正を行った光子スペクトルを図6に示す。オリジナルとX線検出効率補正を行ったスペクトルでは、光子エネルギー17 keV近辺から形状が大きく変わって

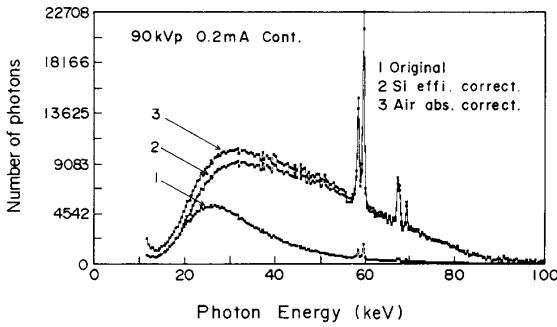


図6 第3図に示したスペクトルに対し、エネルギー校正、X線検出効率、空気の吸収補正を行って得られたスペクトル

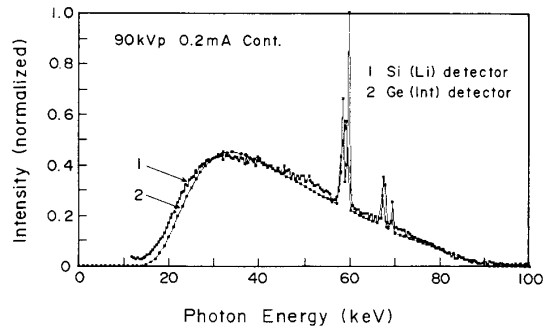


図8 第7図に示したスペクトルに対して総ろ過（公称値：2.5 mm）を合わせたスペクトル比較のためにピークの高さを揃えてある

るのが見られる。このように Si(Li)検出器を用いてスペクトルを測定するときには、X線検出効率補正が重要となる。

X線検出効率補正に関し、高エネルギーでは結晶の厚さで決まり、低エネルギーでは Be 窓の厚さで決まる。

X線管および X線発生装置は、前記に示したように本大学と大阪大学とは異なる。このことを前提に二種類の検出器で測定したスペクトルを比較した。

管電圧 90 kV、管電流 0.2 mA 連続の透視条件のもとで Si(Li)検出器および Ge(Int)検出器で測定した X線スペクトルの比較を図7に示す。比較のために、ピークの高さが同じになるように示した。

連続スペクトルの中に特性 X線 ($K\alpha_2$: 57.98 keV, $K\alpha_1$: 59.32 keV, $K\beta_1$: 67.24 keV, $K\beta_2$:

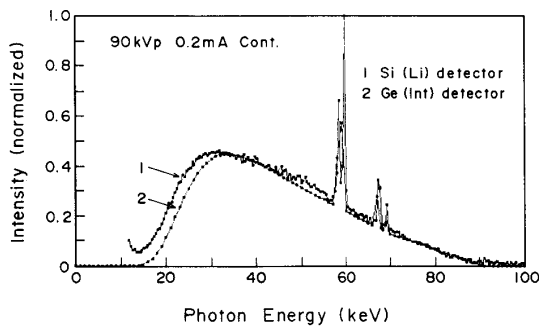


図7 透視条件(90 kV, 0.2 mA 連続)のもとで Si(Li)検出器および Ge(Int) 検出器で測定されたスペクトル比較のためにピークの高さを揃えてある

69.03 keV)¹⁴⁾ が現れている。

低エネルギー (30 keV 以下) 部分に差が見られるのは X線管の総ろ過の違いによるものである。公称値で Al 当量 0.7 mm の違いがあり、総ろ過の多い方 (Al 当量 2.5 mm) に合わせたスペクトルを図8に示す。公称値を合わせたにもかかわらず低エネルギーに僅かな差が見られる。この違いは、計算により総ろ過 Al 当量 1.1 mm に相当するが管球の特性、管電圧波形、高電圧ケーブルの静電容量等また半導体検出器特性 (Ge(Int) の K 吸収端、エスケープ等) の影響が顕著に現れたものと考えられる。

図8より連続 X線 (12.7~57.5 keV, 60.9~66.4 keV, 70.2~90.0 keV) と特性 X線 (57.5~60.9 keV, 66.4~70.2 keV) の X線光子数の相対値を比較した。Si(Li)検出器では、それぞれ 87.3%, 12.7% となり、Ge(Int)検出器では、86.2%, 13.8% となった。両検出器間に僅かな差が見られた。

この僅差は、Ge(Int)検出器を用いて測定されたスペクトルに対し平滑化処理を行っているために、特性 X線スペクトルの強度が小さくなっている。それにもかかわらず、特性 X線 ($K\alpha_2$, $K\alpha_1$) が分解されていないために、その間の X線光子が加わったためと思われる。しかしながら、図8に示すように 30 keV 以上の連続スペクトルでは殆ど一致している。また、平均エネルギー (Si(Li): 44.35 keV, Ge(Int): 45.11 keV)、照射線量スペクトルから求めた実効エネルギー (37.81 keV, 37.98 keV) も殆ど一致した。

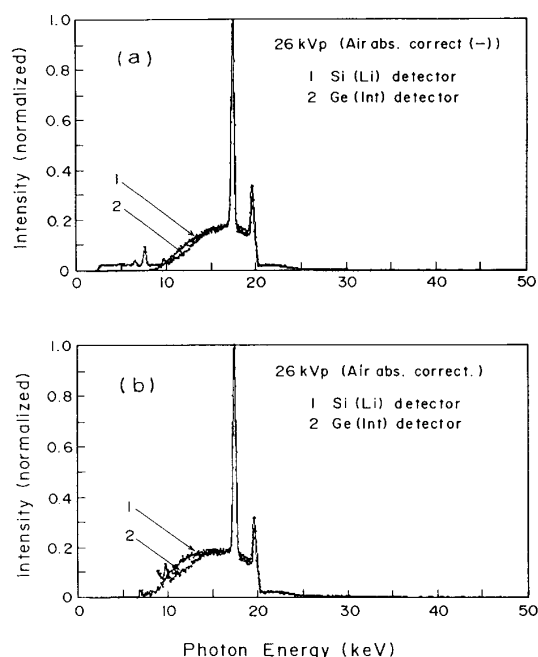


図9 乳房撮影条件 (26 kV) のもとで、Si (Li) 検出器および Ge (Int) 検出器で測定されたスペクトルの比較
(a): 空気補正 (-), (b): 空気補正 (+)

次に乳房撮影装置の Mo 管球¹⁵⁾ から放射される X 線スペクトル¹⁶⁾¹⁷⁾ の比較を図 9 (a) に示す。

Mo の K 吸収端 (20 keV) により高いエネルギー成分が吸収されている。

光子エネルギー15~20 keVの間には、Mo の特性 X 線 ($K\alpha_2$: 17.375 keV, $K\alpha_1$: 17.479 keV, $K\beta_1$: 19.608 keV, $K\beta_2$: 19.965 keV) が現れているはずであるが、 $K\alpha_1$ 線と $K\alpha_2$ 線, $K\beta_1$ 線と $K\beta_2$ 線それぞれのピーク間のエネルギー差が小さいため、重積した特性 X 線が現れている。

Ge(Int)検出器で測定されたスペクトルでは、特有の K-エスケープ¹⁸⁾ (6.5 keV, 7.7 keV) が見られる。このエスケープのために、低エネルギー部分の解析を難しくする要因になっている。

図 9 (b) より連続 X 線 (7.4~16.8 keV, 17.9~19.2 keV, 20.4~26.0 keV) と特性 X 線 (16.8~17.9 keV, 19.2~20.4 keV) の X 線光子数の相対値を比較した。Si(Li)検出器で測定したスペクトルでは、それぞれ 62.23%, 37.77% となり、Ge (Int)検出器で測定されたスペクトルでは、62.43%, 37.57% となった。これらの相対値は、被

写体を透過し時に大きく変わる。低エネルギー部分が吸収 (被ばくに関係) され、特に Mo 陽極から発生する X 線は単色に近い X 線となるため、特性 X 線の含有率が多くなり単一スペクトル撮影に近いものとなる。

次に、管電圧 90, 60, 26 keV のもとで測定した光子スペクトルから変換したエネルギースペクトル、照射線量スペクトルを図 10 に示す。

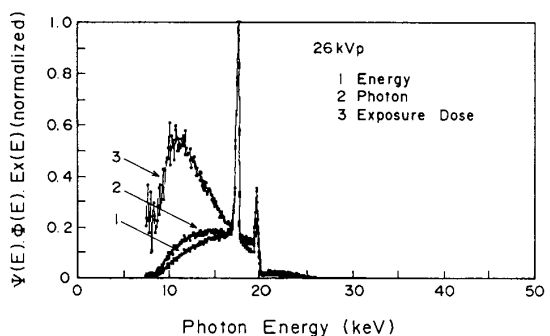
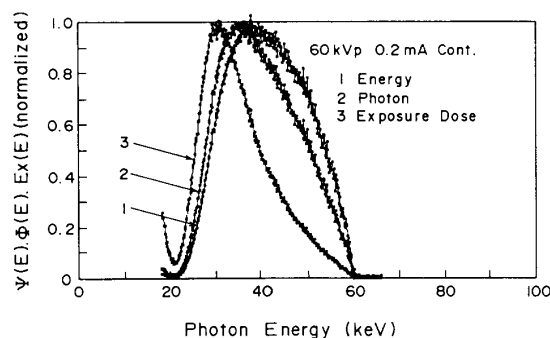
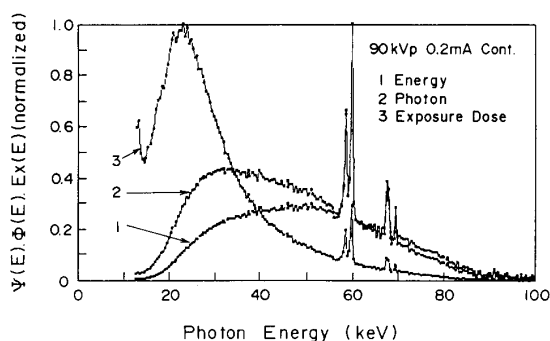


図 10 透視条件 (90, 60 kV, 0.2 mA 連続) と乳房撮影条件 (26 kV) のもとで測定された光子スペクトルより変換を行って得られたスペクトル
1. エネルギースペクトル
2. 光子スペクトル
3. 照射線量スペクトル

表 2. 透視条件 (90kVp, 0.2 mA 連続) のもとで測定された光子スペクトルから変換したスペクトルに対し、付加フィルタにおける半価層および実効エネルギー

Add filter Al (mm)	Energy		Photon		Exposure dose	
	HVL Al (mm)	Eff (keV)	HVL Al (mm)	Eff (keV)	HVL Al (mm)	Eff (keV)
0	5.836	44.684	4.191	37.807	2.133	28.521
1	6.522	47.503	5.023	41.313	2.990	32.561
2	7.045	49.636	5.670	43.998	3.756	35.943
3	7.465	51.335	6.198	46.171	4.430	38.822
4	7.816	52.785	6.644	48.002	5.023	41.313
5	8.119	54.062	7.033	49.587	5.553	43.514
6	8.383	55.202	7.372	50.957	6.024	45.458
7	8.615	56.227	7.672	52.187	6.451	47.212
8	8.820	57.154	7.943	53.317	6.835	48.781
9	9.005	58.010	8.187	54.355	7.181	50.186
10	9.171	58.791	8.407	55.308	7.499	51.474

この光子、エネルギーフルエンス、照射線量スペクトルから、Al フィルタを 0~10 mm まで附加した時の半価層および実効エネルギーを、管電圧 90 kV について計算した。結果を表 2 に示す。フィルタ厚が増加するとともに半価層および実効エネルギーは増加し、薄いほど増加する割合は大きい。

低エネルギー部分を有効にフィルタで吸収させることにより被ばく軽減ができる。このことから照射線量スペクトルの利用価値が高い。また、画像評価に対し K-edge フィルタを臨床に応用する場合に、被ばく軽減と共に画質の改善をはかるためにエネルギースペクトルが有用である。

更に、管電圧が異なっても半価層が同じ場合があるので、このような問題を解決するためにも、スペクトル測定は不可欠である¹⁹⁾²⁰⁾。

結 論

診断用 X 線発生装置の X 線管から放射される光子スペクトル分布において、Si (Li) 検出器で測定した光子スペクトルに対する確な効率補正を行うことにより、両検出器間に大きな差が見られなかった。この結果より、高エネルギーにも充分適用できることが分かった。

光子スペクトルからエネルギースペクトルおよび照射線量スペクトルに変換することにより、各

スペクトル分布の形およびフルエンスが、的確に把握できる。

今後、多くの施設との情報交換に務め、被ばく軽減と画質の改善と両立しない問題 (K-edge フィルタの臨床への応用) を解決するための一助としたい。

更に、今回の基本的な数値解析 (半価層, 実効エネルギー, 平均エネルギー) をもとに、照射線量, 吸収線量との関係を明確にしたい。線質評価に適用される実効エネルギーは、一般的に半価層法を用いて求めているが、スペクトル分布より求めた半価層と比較することにより、両測定法の長・短所が明らかになるろう。

最後に、資料およびご指導を下さった大阪大学微生物研究所の寺田央氏に深く感謝致します。

文 献

- 1) I.A. Lerch and A.G. Haus: Development of diagnostic x-ray spectrometer with a Lithium-drifted silicon Detector for image analysis, *Radiology*, **101**, 401-410, 1971
- 2) R. Birch, M. Marshall: Computation of Bremsstrahlung X-ray Spectra and Comparison with Spectra Measured with a Ge (Li) detector, *Phy. Med. Biol.*, **24**, 503-517, 1979

- 3) 高崎克彦, 沢田武司, 寺田 央ほか: エックス線エネルギースペクトル測定指針, 日本放技会誌, **44**, 1452-1462, 1988
- 4) 佐藤考司: 診断用 X 線管の管電圧, 管電流と波形による放射 X 線の特性変化, 日本放技会誌, **29**, 393-402, 1973
- 5) 佐藤考司: 診断用に見られる得意な物理特性, 日本放技会誌, **39**, 37-51, 1983
- 6) M. Marshall, L.H.J. Peale, G.M. Adran and H. E. Crooks: A comparison of X-ray spectra and output from molybdenum and tungsten target, *Brit. J. Radiol.*, **48**, 31-39, 1975
- 7) Y. Kodera, H-P.Chan, K.Doi: Effect of collimators on the measurement of diagnostic X-ray spectra, *Phys. med. biol.*, **28**, 841-851, 1983
- 8) 松本政雄, 中森伸行, 金森仁志: 散乱線を含めた X 線スペクトル測定法, 医画情誌, **2**, 18-26, 1985
- 9) 村上悠紀雄, 團野皓文, 小林昌敏: 放射線データブック, 地人書館, 1982, 336
- 10) Fewell TR, Shuping RE: The photon energy distribution of some typical diagnostic x-ray beam, *Med Phys.*, **4**, 187-197, 1977
- 11) ニコラス ツルファニデス: 放射線計測の理論と演習, 上巻, 基礎編, 現代工学社, 1986, 279-284
- 12) J.H. Hubble: Photon Mass Attenuation and Energy-absorption Coefficients from 1 keV to 20 keV, *Int. J. Appl. Radiat. Isot.*, **33**, 1269-1290, 1982
- 13) 東京天文台編: 理科年表, 丸善, 1988, 443
- 14) E. Storm, H.I. Israel: Photon cross section from 1 keV to 100 MeV for elements Z=1 to Z=100, *Nuclear data tables A7*, 565-681, 1970
- 15) Arthur G. Haus, Charles E. Metz, John T. Chiles, and Kurt Rossmann: The Effect of X-ray Spectra from Molybdenum and Tungsten Target on Image Quality in Mammography, *Radiology* **118**, 705-709, 1976
- 16) Rini JM, Horowitz A, Balter S: A comparison of tungsten and molybdenum as target material for mammographic x-ray tubes, *Radiology* **106**, 675-661, 1973
- 17) Thomas R. FEweel, Ralph E. Shuping: A Comparison of Mammographic X-ray spectra, *Radiology*, **128**, 211-216, 1978
- 18) G. Hettinger and N. Starfelt: Improved NaI Scintillation spectrometer for the study of continuous x-ray spectra, *Nucl. Instr.*, **3**, 25-26, 1958
- 19) 加藤野次郎: 診療放射線計測法, 第2版, 医歯薬出版株式会社, 1983, 147-178
- 20) 岡島俊三: 医学放射線物理学, 南山堂, 1980, 141-159