

Title	診断用X線領域における電離箱線量計の相互比較測定- 単色X線源による感度のエネルギー依存性の検討-
Author(s)	豊福, 不可依; 小西, 圭介; 黒木, 敬士 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1984, 44(8), p. 1091- 1100
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/17585
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

Osaka University

診断用 X線領域における電離箱線量計の相互比較測定

—単色 X線源による感度のエネルギー依存性の検討—

九州大学歯学部歯科放射線学教室

豊福不可依 小西 圭介 黒木 敬士 神田 重信

(昭和58年11月10日受付)

(昭和58年12月21日最終原稿受付)

Intercomparison Measurements of Ionization Chambers for
Diagnostic X-rays—An Investigation of the Energy Dependence of Sensitivity by
Using the Monochromatic X-ray Radiations—Fukai Toyofuku, Keisuke Konishi, Takashi Kuroki and Shigenobu Kanda
Department of Dental Radiology, Kyushu University, Fukuoka

Research Code No. : 203

*Key Words : Diagnostic X-ray, Monochromatic X-ray, Energy
dependence, Sensitivity, Half value layer*

Intercomparison measurements were made for three types of Ionex ionization chambers by using the monochromatic X-ray radiations. A response of chambers was obtained as a function of photon energy in the range from 8 keV to 75 keV. A computer calculation of the response for 0.6 cc chamber was made to estimate the response for continuous X-ray of different tube voltages, wave forms, target angles, and total filtrations.

The response curves obtained as a function of effective energy of total filtration show that.

- 1) for given effective energy, the sensitivity is higher for originally harder X-ray.
- 2) for given total filtration, the sensitivity is higher for originally softer X-ray.
- 3) the relative response is larger than 98% for the total filtration of 2 mmAl when tube voltage is higher than 50 kV.

The effect of the energy dependence of 0.6 cc chamber on HVL measurements was also investigated, and the deviation from theoretical HVL value calculated for a chamber with no energy dependency was estimated less than 2% for the total filtration of 2 mmAl or more.

序 論

電離箱線量計は数ある線量計の中でも取り扱いが便利で比較的精度も高いことから日常の測定に広く用いられると同時に、各施設内での基準線量計としての役割を果している。これらの施設内基準線量計の校正には、各地区センターに設置されている JAPM 標準線量計による ^{60}Co ガンマ線に対する相互比較測定が行われ、トレーサビリ

ティーが保たれている¹⁾。一方、診断用 X線については工業技術院電子技術総合研究所において中硬 X線 (40~250 kV, 管電圧), 及び軟 X線 (10~30 kV) の校正が行われているものの、治療用 X線に比べればトレーサビリティ体系は十分とはいえず、いくつかの問題を含んでいる²⁾。

よく知られているように電離箱線量計には感度のエネルギー依存性があるが、連続 X線の場合、

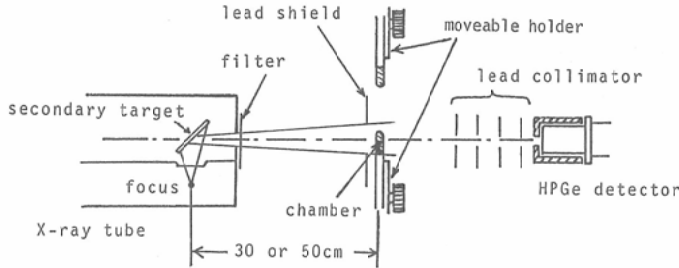


Fig. 1 A schematic diagram of the experimental set-up.

線質を表示するパラメーターとして通常、管電圧、半価層、実効エネルギー^{3)~7)}が用いられている。これらの量は実測する際、測定条件による影響を受けやすく、また線質を一意的に規定しない為、基準X線源の線質表示には必ずしも適していない。X線の線質を最も正確に表わす為にはエネルギースペクトルを用いる必要があるが、最近の半導体検出器の普及により、この測定が容易に行えるようになった。また一方で、単色X線源が開発され⁸⁾⁹⁾、その診断物理方面での利用に伴って単色X線に対する多くのデータが集積され、各種の計算機シミュレーションが可能となってきた。このようにX線エネルギースペクトルを中心にした診断X線物理の最近の進歩は、理論、実験の両面で着しいものがあり、それに対応して電離箱線量計のエネルギー依存性も、より詳細に検討する必要に迫られている。

本論文は、単色X線源によって Ionex 線量計の相互比較測定を行い、感度の光子エネルギー依存性を明らかにしたものである。また、得られた感度曲線とX線エネルギースペクトルをもとに連続X線についての感度曲線を計算し、従来の管電圧、半価層、実効エネルギー等との関係の比較、検討を行った。

実験方法

1. 装置

Fig. 1に装置の配置図を示す。単色X線源として白色X線により2次ターゲットを励起した時に生じる特性X線を用いた⁹⁾。X線の線質管理の為、鉛コリメータによりビームを絞り、高純度Ge検出器でエネルギースペクトルを測定した。Fig. 2は実験に使用した主な単色X線のエネルギースペ

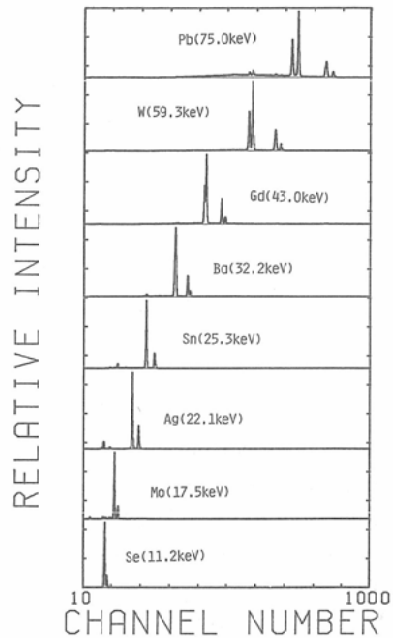


Fig. 2 Energy spectra of monochromatic X-rays used in the present experiment.

クトルである。今回の実験では、 $K\beta$ 線除去を目的としたフィルターを使用しなかったので $K\alpha$ 線の純度は約80%であった。

線量計は単色X線源の焦点から30cm又は50cmの位置に置いた。この位置での線量分布を調べる為、線量-黒化度特性が直線に近い工業用フィルム (Kodak Type-M) を曝射し、マイクロデンストメータで走査した。Fig. 3はこうして得られたFFD=20cmにおける黒化度分布曲線であるが、照射野中央付近で分布はほぼ平坦であり、周辺でも90%以上の線量値を示している。このわずかな分布の不均一度は、比較測定の際の位置決め精度が悪い場合には線量値の誤差となって表

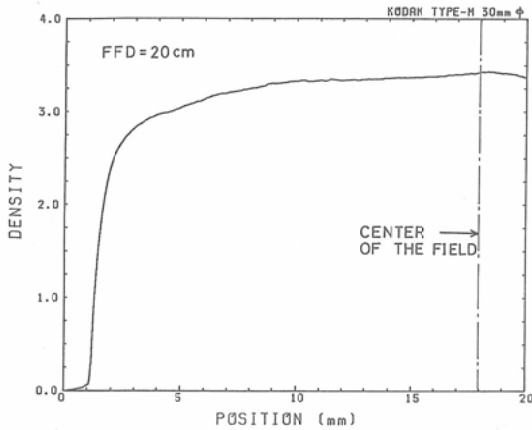


Fig. 3 The density distribution of monochromatic X-rays at the point of FFD=20cm.

れる。これをチェックする為、線量計を微動台に固定し中心軸上に移動して測定を行ったところ、くり返し測定の際の誤差は±1%以下であった。

Table 1に実験に用いた主な単色X線の出力を示す。スズより原子番号の大きい2次ターゲットに対しては、LX線除去用のアルミニウムフィルターを使用した。低原子番号の2次ターゲットを用いた場合には、約 10^{-6} C/(kg. s)以上の照射線量率が得られるが、これは指頭型、及び平板型電離箱の測定に十分な強度である。一方、高原子番号の2次ターゲットを用いた場合には出力は急激に下がり、測定の誤差も大きくなるが、鉛ターゲットまでは線量計の漏洩電流の補正を行うことによって測定可能であった。

2. 測定

相互比較測定は、Fig. 1に示すごとく対向した

Table 1 Output of monochromatic X-ray radiations used in the present experiment.

Secondary target	Energy (keV)	Added filter	Exposure rate	
			C/(kg. s)	mR/min
Se	11.2	—	1.56×10^{-5}	3630
Mo	17.5	—	1.34×10^{-5}	3110
Sn	25.3	Al 0.5mm	2.77×10^{-6}	645
Ba	32.2	Al 0.5mm	5.80×10^{-7}	135
Dy	46.0	Al 0.5mm	5.76×10^{-7}	134
W	59.3	Al 0.5mm	3.6×10^{-7}	84
Au	68.8	Al 1.0mm	2.2×10^{-7}	51
Pb	75.0	Al 1.0mm	3.5×10^{-7}	81

Table 2 Ionization chambers used in the inter-comparison measurements. All the chambers belong to each section of Kyushu University.

Ionization chamber	Laboratory
Ionex 2500/3 0.3cc	Dept. of Dental Radiology
0.6cc	"
30cc	"
0.6cc(×2)	Radiology Center, University Hospital
0.6cc	Dept. of Experimental Radiology

2個の微動台に電離箱を固定し、交互に中心軸上に移動する方法によって、(1)異種電離箱間、及び(2)同種電離箱について行った。

Table 2に実験に用いた電離箱線量計を示す。

(1) 異種電離箱間の相互比較測定

Table 2に示した電離箱のうち、Ionex 0.3cc, 0.6cc及び30cc chamberについての相互比較測定を行った。

電離箱線量計の感度のエネルギー依存性を相互比較する場合には、広い光子エネルギー範囲にわたって平坦な特性を持つ基準線量計が必要である。これには自由空気電離箱が最も適しているが、今回はエネルギー依存性の少ない平板型電離箱を用いた。Table 3は平板型の軟X線用電離箱(Ionex 0.3cc chamber)のエネルギー依存性のメーカー公称値である。

ここで、半価層値から実効エネルギーへの変換を行うと、実効エネルギー4keV~28keVにわたって±4%以内で平坦な特性を示している。これ以上の実効エネルギーに対しては、このチェン

Table 3 The energy dependence of Ionex 0.3cc chamber.

Generating Potential kV	HVL mmAl	Typical Correction Factor
10	0.038	0.96—1.04 Extreme limits
20	0.110	0.97—1.02 for anyone
30	0.210	0.98—1.01 chamber
40	0.440	1.00
60	1.080	1.03
80	1.440	1.02
100	2.000	1.00

バーのエネルギー依存性についての記述がない。一方、比較の対象としている0.6cc chamberは実効エネルギー28keV~100keVの範囲では±2%以内の平坦度を有しているので、光子エネルギー28keV~75keVでの両者の実験結果を比較してみたところ、±2%の範囲内で一致した。従って、0.3cc chamberはこのエネルギー範囲内で、0.6cc chamberと同程度の平坦度を有するものと考えてさしつかえないであろう。そこで、0.3cc chamberの感度のエネルギー依存性を、光子エネルギー4keV~75keVにおいて±4%以内で平坦とみなし、これを基準線量計とした。なお、実際の測定は、銅の $K\alpha$ 線(8.04keV)以上のエネルギーについて行ったが、これは通常の診断用X線発生装置では、これよりエネルギーの低い光子はほとんど無視できること、及びタンングステン管球を使用した場合に発生するLX線($L\alpha_1=8.40$ keV等)の効果を計算により評価することを考慮したものである。

(2) 同種電離箱間の相互比較測定

Table 2に示した電離箱線量計のうち、施設内標準としての役割を担っている指頭型電離箱(Ionex 0.6cc chamber)の相互比較測定を行った。このうち九州大学医学部附属病院(九大医病)中央放射線部の電離箱は ^{60}Co ガンマ線について熊本の地区標準センター標準線量計(JAPM)との比較測定を行っている。他のものは、九大医病の ^{60}Co γ線源による比較測定が行われているが、診断用X線領域における校正定数に関してはメーカー添付のデータしかない。この為、診断用X線領域での校正定数についてはメーカー添付の校正定数を、 ^{60}Co ガンマ線に対する校正定数が一致するような規格化を行って決定した。

結果

1. 異種電離箱間の相互比較測定

Ionex 0.3cc, 0.6cc及び30cc chamberについての比較測定結果をFig. 4に示す。ここで縦軸は、Ionex 0.6cc及び30cc chamberの測定値を基準とした0.3cc chamberの測定値で割った値である。用いた単色X線は、銅($K\alpha_1=8.04$ keV)から鉛($K\alpha_1=75.0$ keV)までの合計11本である。0.6

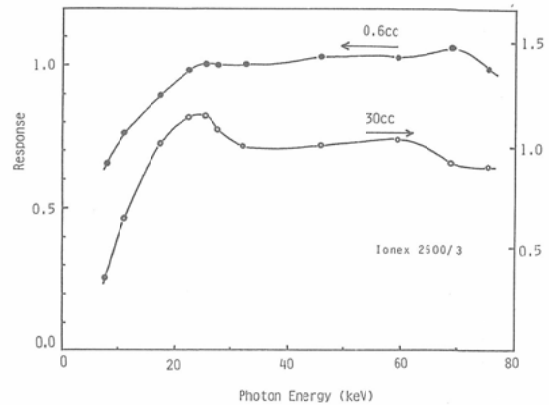


Fig. 4 The response curves for Ionex 0.6cc and 30cc chambers as a function of photon energy.

cc及び30cc chamberのいずれも光子エネルギー25keV以下で感度が急激に落ち、また、70keV以上ではゆるやかに下がっていく傾向が見られる。図から0.6cc chamberの0.3cc chamberを基準とした場合の応答は光子エネルギー25keV以上で、±4%以内で平坦であることがわかる。

2. 同種電離箱間の相互比較測定

3施設における4本のIonex 0.6cc chamberの比較測定結果をFig. 5に示す。用いた単色X線は、セレン($K\alpha_1=11.2$ keV)から鉛($K\alpha_1=75.0$ keV)までの計8線質である。図から各電離箱間の相対感度のバラツキは平均値に対して最大±7.5%である。このようなバラツキの原因として、電離箱の位置決めに伴う誤差、低線量測定時の漏洩電流による誤差、及び線量計個々の構造的、物質的なバラツキによる誤差等が考えられる。このうち線量計の位置決めに伴う誤差は±1%程度であり、主要な成分とは考えられない。また線量測定の際のバックグラウンドによる誤差は光子エネルギー60keV以下ではほとんど無視できる。従って線量計個々の構造的、物質的なバラツキが測定結果のバラツキにそのまま反映されているものと考えられる。

考察

診断用X線領域においては、被写体透過によるX線線質の変化が著しいこと、及び各種X線検出器(フィルム、蛍光板、CT用検出器等)にエネルギー依存性があること等の理由により、従来の管

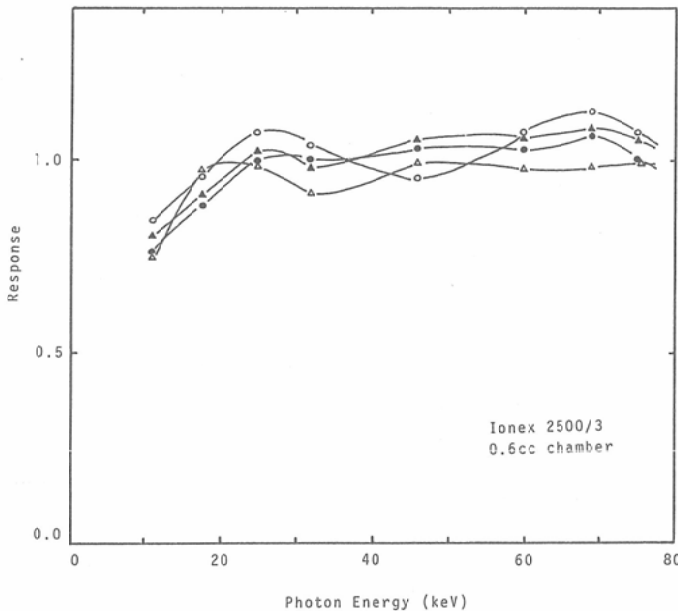


Fig. 5 The response curves for Ionex 0.6cc chambers as a function of photon energy. All of the chambers belong to the following sections of Kyushu University.

○△: Radiology Center, University Hospital, ▲: Department of experimental Radiology, ●: Department of Dental Radiology

電圧，半価層，実効エネルギーによる線質表示だけでは不十分であることが認識され，X線エネルギースペクトルによる線質表示が広く用いられるようになってきた。一方，この分野での研究に十分な強度を持つ単色X線源が開発され⁹⁾⁹⁾，スクリーンフィルム系¹⁰⁾，ノンスクリーンフィルム¹¹⁾，TLD¹²⁾等について，感度の光子エネルギー依存性が明らかになってきた。一方，診断用X線領域における電離箱線量計のエネルギー依存性については，管電圧，半価層，実効エネルギーを用いて校正がなされており，電離箱線量計の特性が今ひとつ明らかでないことが多い。ここでは，標準線量計(JAPM)とほぼ形状が等しく，診断用X線の測定にも広く使用されている指頭型電離箱(Ionex 0.6cc chamber)について，感度の光子エネルギー依存性とX線エネルギースペクトルを用いて計算を行い，いくつかの点について検討した。

1. 連続X線に対する感度のエネルギー依存性

Ionex 0.6 cc chamberの相互比較測定によって得られた感度の光子エネルギー依存性は Fig.

5に見られるようにかなりバラツキがある。また感度曲線にもゆるやかな変化が見られるが，計算を簡単にする為，得られた4本の感度曲線を平均した後，光子エネルギー8keVから25keVまでの範囲を2次曲線で最小2乗近似した。また25keV以上では感度曲線は平坦であると仮定した。こうして求めたIonex 0.6cc chamberの感度曲線を Fig. 6に示す。

X線エネルギースペクトルの計算式は数多く存在するが，ここではBirch¹³⁾等の式に基づいて作成されたテーブル¹⁴⁾を用いた。このX線スペクトルにはタングステンのK及びL特性X線を含み，実測ともよく一致することが報告されている。Fig. 6には，一例として管電圧50kV，フィルター: Be 1mm+Al 1mm，ターゲット角17°における焦点から35cmでのX線エネルギースペクトルが感度曲線とともに実線で示されている。図の破線はカーマスペクトル(照射線量分布に等価)である。カーマスペクトルが低エネルギー側でエネルギースペクトルよりも相対的に高くなってい

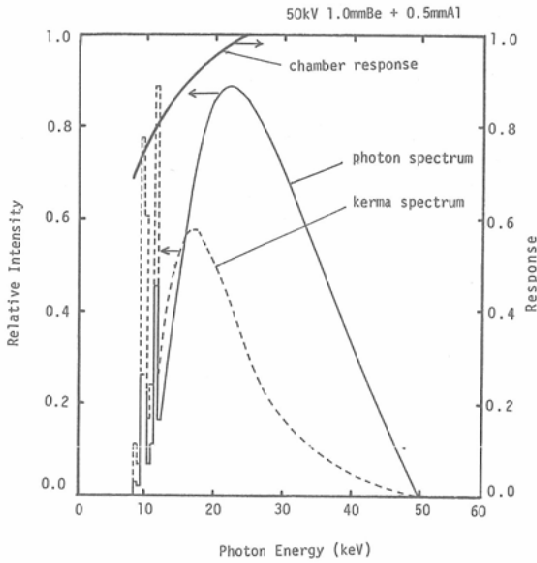


Fig. 6 Energy spectrum and kerma spectrum for tube voltage of 50kV. The response curve of Ionex 0.6cc chamber obtained by the present experiment is also shown.

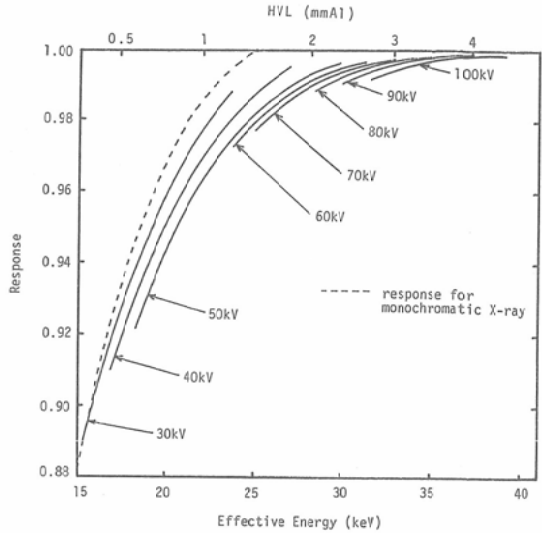


Fig. 7a The response curves of Ionex 0.6cc chamber for continuous X-rays as a function of effective energy. The response curve for monoenergetic X-rays is also shown as a rigid line.

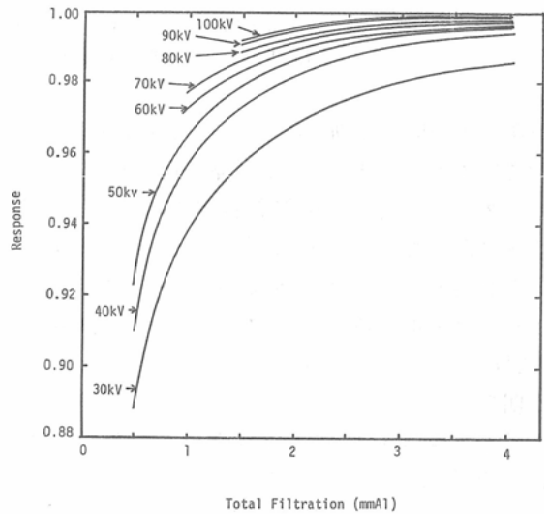


Fig. 7b The response curves of Ionex 0.6cc chamber for continuous X-rays as a function of total filtration.

るのは光子数から空気カーマへの変換係数が低エネルギー側で大きいことによる。このことから、低エネルギーX線の成分のある場合には、この型の電離箱線量計は誤差をもたらすであろうことが予想される。以下に、(1) コンスタントポテンシャルの場合、(2) 管電圧波形の効果、(3) ターゲット角の効果に分けて検討した。なお、計算はすべて焦点から75cmの点におけるエネルギースペクトル¹⁴⁾について行った。

(1) コンスタントポテンシャルの場合

計算は管電圧30kVから100kV、ターゲット角17°について行った。まず、付加フィルターのアルミニウムの厚さを変化させた場合のX線エネルギースペクトルを求め、それをカーマスペクトルに変換後、光子エネルギー8keV以上について感度を考慮して積分することによって連続X線に対するレスポンスを計算した。このとき、半価層を同時に計算し、それから実効エネルギーを求めた。

Fig. 7aはこうして得られた感度曲線で、横軸は実効エネルギー、及び半価層を併記している。比較の為、単色X線について求められた感度曲線が破線で示されている。Fig. 7bは同じ結果を横

軸を総濾過にとってプロットしたものである。この型の電離箱は管電圧50kV以上で使用するように明記されているので30kV、及び40kVについては使用範囲を外れるが、参考の為示した。

これらの図から、

- (1) 管電圧が下がるとともに感度も下がる。

Table 4 Correction factors for Ionex 0.6cc chamber. Typical value is derived from the catalogue published by the manufacturer.

Tube Voltage (KV)	HVL (mmAl)	Correction Factor	
		Typical	Calculated
60	1.5	1.005	1.009
75	2.0	1.000	1.000
100	4.0	0.990	0.990

(2) 実効エネルギー（又は半価層）が等しい場合には、管電圧が低いほど感度は高い。

(3) 総濾過が等しい場合には、管電圧が高いほど感度は高い。

ことがわかる。この型の電離箱の使用範囲である管電圧50kV以上について考えると、総濾過2mm Al以上では感度低下は2%以内である。Table 4にIonex 0.6cc chamberのエネルギー依存性のメーカーによる公称値、及びFig. 7aにより求められた計算値を示す。軟X線についての公称値がないので厳密な比較はできないが、両者がよく一致していることはこの計算の妥当性を示すものと考えられる。

(2) 管電圧波形の効果

管電圧の最高値が60kVの場合の、コンスタントポテンシャル、3相全波整流、及び単相全波整流の3方式について、ターゲット角17°での計算を行った。結果をFig. 8a、及びFig. 8bに示す。図からわかるように、管電圧60kVにおける管電圧波形の影響は、コンスタントポテンシャルと単相全波で最大0.3%の差があった。また実効エネルギーが等しい場合には、単相全波、3相全波、コンスタントポテンシャルの順に感度が高く、また総濾過が等しい場合にはその逆の順に感度が高かった。しかしながら、絶対値としては大きな差はなかった。

(3) ターゲット角の効果

X線の線質がターゲット角に依存することはよく知られており、X線スペクトルに基づく計算が速水ら¹⁵⁾により報告されている。ここではコンスタントポテンシャル60kV、ターゲット角22°、17°、及び10°について計算を行った。結果をFig. 9a、及びFig. 9bに示す。管電圧60kVでのターゲッ

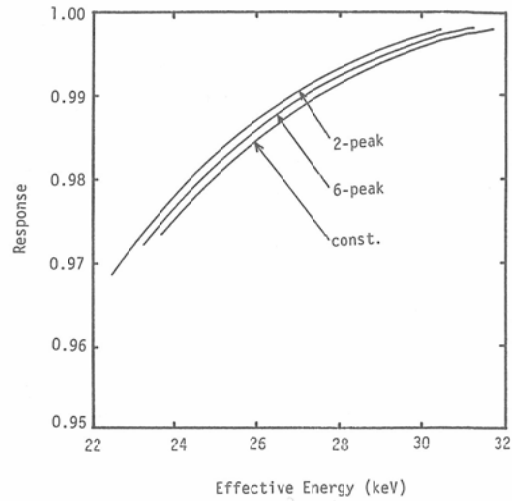


Fig. 8a The response curves of Ionex 0.6cc chamber for different wave forms as a function of effective energy.

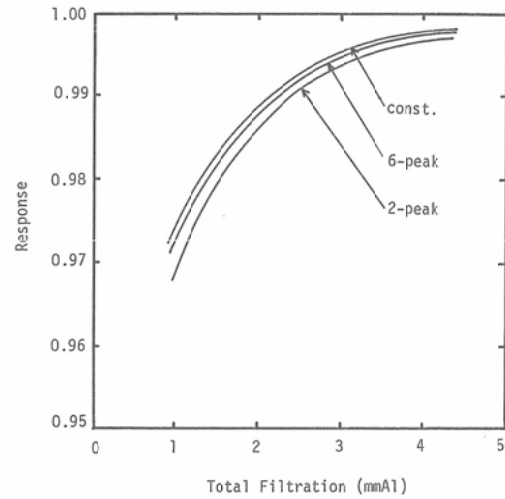


Fig. 8b The response curves of Ionex 0.6cc chamber for different wave forms as a function of total filtration.

ト角の効果は22°と10°で最大約0.8%の差があった。図から実効エネルギーが等しい場合には、ターゲット角22°、17°、10°の順に感度が高く、また総濾過が等しい場合にはこの逆になる。一般に、ターゲット角が小さくなるほどターゲット自身による吸収効果によって線質は硬くなるので、実効エネルギーが等しい場合には、感度は線質の軟い順に高く、総濾過が等しい場合には逆に感度は線質の

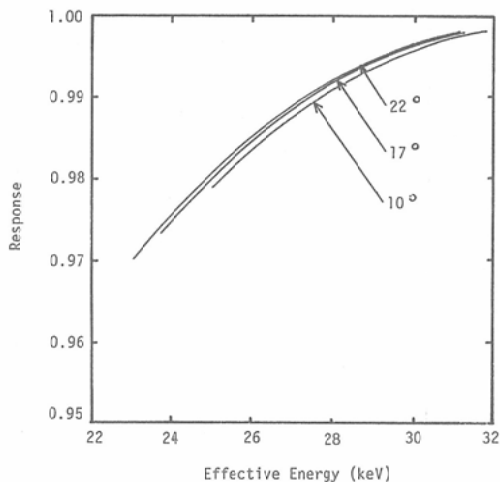


Fig. 9a The response curves of Ionex 0.6cc chamber for different target angles as a function of effective energy.

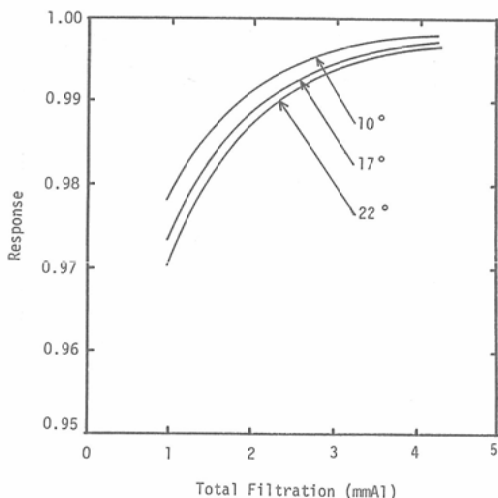


Fig. 9b The response curves of Ionex 0.6cc chamber for different target angles as a function of total filtration.

硬い順に高いことを示している。(1), (2), 及び(3)をまとめると、この電離箱線量計 (Ionex 0.6 cc chamber) は、管電圧50kV 以上、総濾過2mm Al 以上の線質における感度低下は2%以内であるという結論が得られる。

2. 電離箱エネルギー依存性の半価層測定に及ぼす影響

診断用X線の線量、及び線質については標準測

定法が未だ確立されておらず、各施設ごとに異なった方法で測定を行っているのが現状である。X線の線質を表示する為に従来用いられてきた半価層は、測定時の幾何学的条件、線量計のエネルギー依存性等によって大きく変動すること、物理的意味もはっきりせず、最近の診断X線物理の方法になじまない等、欠点が多い。しかしながら、現時点では最も広く用いられていることも事実であり、その測定の際の問題点を明らかにしておく必要がある。ここでは半価層測定における電離箱線量計のエネルギー依存性の影響を検討する。

半価層測定の際に用いる電離箱線量計は、エネルギー依存性が少ない必要があり、自由空気電離箱が理想的であるが、一般には指頭型を用いることが多いものと考えられる。

以下では、Fig. 6に示す光子エネルギー依存性をもった電離箱によって測定した場合と、エネルギー特性の平坦な理想的電離箱によって測定した場合について、X線エネルギースペクトルにもとづく計算を行い、半価層の値を比較した。

計算は以前と同様に、30kV から90kV までのコンスタントポテンシャル (ターゲット角17°) に対するエネルギースペクトルに基づいて行った。Fig. 10は Fig. 6 のエネルギー依存性を持った電

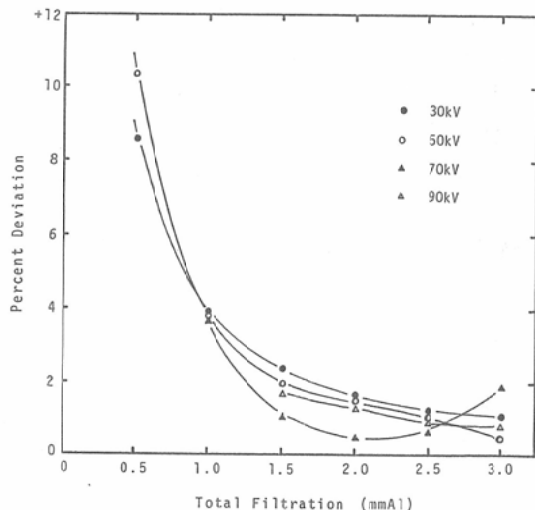


Fig. 10 The deviation of HVL measured by the Ionex 0.6cc chamber relative to that measured by an ideal chamber.

離箱と理想的電離箱の両方について計算を行い、得られた半価層の差を示したものである。総濾過1mm Al以下では誤差が急速に増大するが、総濾過2mm Al以上においては誤差は2%以内である。このことから、この型の電離箱線量計は、医療法に定められた総濾過2mm Al以上の診断用X線についての半価層測定に際しては、エネルギー依存性の効果は無視できることがわかった。測定の際の誤差としては幾何学的条件によるものが主要成分と考えられる。

以上の半価層測定とは全く逆の立場から、フィルターによる減弱を利用してX線エネルギースペクトルを求める考え¹⁶⁾¹⁷⁾がある。この場合にも、自由空気電離箱が使用できれば問題ないが、一般には市販の電離箱によって測定を行い、何らかの補正を行って計算することになる。このような場合には、電離箱の感度エネルギー依存性を光子エネルギーに対して求めておけば、あいまいさの全くない形で計算を行うことが可能となる。

3. $K\beta$ 線の混在による影響

今回の実験では、 $K\beta$ 線除去を目的としたフィルターを使用しなかったため、この混在による影響を検討しておく必要がある。Ionex 0.6cc chamberの感度は25keV以上でほぼ平坦であるので、これ以上のエネルギーの特性X線については $K\beta$ 線の混在による影響を無視することができる。25keV以下の特性X線については、Fig. 2のエネルギースペクトルに対して高純度Ge検出器の検出効率を補正することにより $K\beta$ 線の割合を求めることができる。以上のようにして得られた $K\beta$ 線混在比とカーマ変換係数から計算を行い、 $K\beta$ 線を無視した場合の感度と比較したところ、Se (11.2keV)に対して2.4%、Mo (17.5keV)に対して2.9%の差が認められた。これらの値は、0.6cc Ionex chamber間のバラツキよりも小さく、今回の目的には $K\beta$ 線の混在については無視してよいことがわかる。

まとめ

(1) 単色X線源を用いて、3施設内の電離箱線量計 (Ionex 0.6cc chamber) の相互比較測定を行い、感度の光子エネルギー依存性を求めた。こ

のときの施設間でのバラツキは最大±7.5%に達した。

(2) 得られた電離箱の感度曲線と、Birchの式に基づくX線エネルギースペクトルから、連続X線に対する電離箱のエネルギー依存性を計算した。その結果、実効エネルギーが等しい場合には、ターゲットから発生直後のX線の線質が軟かいほど感度が高く、線濾過が等しい場合には、逆に線質が硬いほど感度が高いことがわかった。

(3) 電離箱のエネルギー依存性が半価層の測定に及ぼす効果を、同様な計算によって評価した。その結果、総濾過2mm Al以上の場合には誤差は2%以内であることがわかった。

単色X線源によって電離箱線量計の校正を行えば、非常に一般性のある形でエネルギー依存性を表わすことができるだけでなく、X線エネルギースペクトルに基づいて種々の条件におけるレスポンスが計算可能となる。線量計の校正の為に標準単色X線源については、最近ISOにおいて規格化が計られており¹⁸⁾、わが国においても電子技術総合研究所等においてこのような方向での検討がなされることを切に希望する。

本研究を進めるにあたって、測定に御協力いただいた九州大学医学部付属病院中央放射線部、同放射線基礎医学教室、及び九州大学医療技術短期大学部の方々に、深く感謝致します。

文 献

- 1) 第7田医療用標準線量研究会会議報告、日本医放射学会物理部会誌、2:147-155, 1982
- 2) 森内和文:放射線量計測の現状と課題、電子技術総合研究所彙報、46:119-130, 1982
- 3) ICRU Report 10d: Clinical Dosimetry. pp. 1-3, 1962, ICRU Publications, Washington, D.C.
- 4) ICRU Report 10b: Physical Aspect of Irradiation. pp. 69-76, 1962, ICRU Publications, Washington, D.C.
- 5) ICRU Report 17: Radiation Dosimetry. X-rays Generated at Potentials of 5 to 150 keV. pp. 18-19, 1970, ICRU Publications, Washington, D.C.
- 6) HPA: The Physics of Radiodiagnosis. 2nd. 1977, The Hospital Physicists' Association, London
- 7) 尾内能夫, 都丸禎三, 入船寅二, 内田 勲: 診断用X線装置のX線出力と半価層の推定図表に関

- する考察. 日本医放会誌, 39: 637—644, 1979
- 8) Hoffman, E.J. and Phelps, M.E.: Production of monoenergetic X-rays from 8 to 87 keV. *Phys. Med. Biol.*, 19: 19—35, 1974
 - 9) 小西圭介, 豊福不可依, 神田重信: 単色白色 X 線発生装置について. 歯放, 21: 265—269, 1982
 - 10) Vyborny, C.J., Metz, C.E., Doi, K. and Rossman, K.: Screen/film system speed: Its dependence on X-ray energy. *Radiology*, 125: 811—816, 1977
 - 11) 日高勝美, 豊福不可依, 荒木和之, 小西圭介, 神田重信, 加藤 誠, 村瀬隆弘: デンタルフィルム of X 線学的特性—特に盛度のエネルギー依存性について—. 歯放, 22: 345—347, 1983
 - 12) 荒木和之, 豊福不可依, 小西圭介, 神田重信: 単色 X 線による熱蛍光線量計の特性. 歯放, 23: 22—25, 1983
 - 13) Birch, R. and Marshall, M.: Computation of Bremsstrahlung X-ray spectra measured with a Ge(Li) detector. *Phys. Med. Biol.*, 24: 505—517, 1979
 - 14) HPA: Catalogue of Spectral Data for Diagnostic X-rays. 1979, The Hospital Physicists' Association, London
 - 15) 速水昭宗, 瀧端 孟, 山崎 武, 森 嘉信, 大関修治: 診断用 X 線管陽極角度の出力と半価層に与える影響のコンピューター・シミュレーション. 日本医放会誌, 40: 977—982, 1980
 - 16) Greening, J.R.: The derivation of approximate X-ray spectral distributions and an analysis of X-ray 'quality' specifications. *Brit. J. Radiol.*, 36: 363—370, 1963
 - 17) Twidell, J.W.: The determination of X-ray spectra using attenuation measurements and a computer program. *Phys. Med. Biol.*, 15: 529—539, 1970
 - 18) ISO Ref. No. ISO4037—1979 (E): X and γ ray reference radiations for calibrating dosimeters and dose rate meters and for determining their response as a function of photon energy, 1979