

診断用X線付加フィルタの被曝線量への影響

長, 哲二
九州大学医療技術短期大学部

坂本, 弘巳
九州大学医療技術短期大学部

<https://doi.org/10.15017/123>

出版情報 : 九州大学医療技術短期大学部紀要. 8, pp. 51-55, 1981-03-25. 九州大学医療技術短期大学部
バージョン :
権利関係 :

診断用X線付加フィルタの被曝線量への影響

長 哲 二 坂 本 弘 巳

The Influence of Additional Filters on Radiographic Exposure.

Tetsuji Cho Hiromi Sakamoto

ま え が き

近年医療行為による国民の被曝線量が年々増加し、年間の被曝線量が自然放射線による被曝線量と同程度になってきている。この医療被曝の大部分は種々の検査のためのX線写真撮影によるものである。^{3,12)} このX線検査による被曝線量の軽減の問題にたいしては、撮影に用いるX線の線質および増感紙、フィルムの両面から検討がなされている。^{2, 4, 5, 10, 11)}

今回我々はX線の線質によって被曝線量がどのように変化するか測定した。X線診断に用いられるエネルギー領域のX線については、その発生X線のエネルギースペクトルや、付加フィルタを透過後のエネルギースペクトル（被検者に入射するX線のエネルギースペクトル）は今迄にも測定されている。しかし撮影による被曝線量を検討するうえでは入射X線のエネルギースペクトルと同様に被写体を透過し、増感紙およびフィルム面に入射する透過X線のエネルギースペクトルが重要である。後者のエネルギースペクトルについては、被写体からの散乱線のためその測定が困難であり、その報告例は少ない。^{1, 7, 8)}

今回は水ファントムを利用して、入射X線および透過X線のエネルギースペクトルを測定し、同時に測定した線量とから、付加フィルタによる被曝線量の軽減について検討した。

方 法

X線発生装置、ファントムおよび検出器の規格やその配置は既に報告しているX線エネルギースペクトル測定と同じである。⁷⁾ なお、X線管球の固有透過は2 mm Al 当量である。被曝線量測定には熱蛍光線量計（TLD）を使用し、TLD素子としてはCaSO₄ : Tmを用いた。測定はTLD素子を厚さ1 mmの樹脂で出来たビルドアップキャップの中に入れ、それを管球の焦点をにらむ同一直線上に重ならないようにしてファントムの入射面と透過面に密着させて曝射を行った。この線量計は電子技術総合研究所（大阪）で校正されたVictoreen 555型Radocon II線量計によって校正した。

1回の測定には10本の素子を使用し、その平均値を入射面、透過面の線量とした。測定は先ずX線管球の出力を一定にした場合のファントムに入射するX線およびファントムを透過後さらに平行グリッド（グリッド比6 : 1, グリッド密度40 lines/cm）を透過した透過X線のエネルギースペクトルを測定した。管球の出力のモニタとしては蛍光量計を使用した。蛍光量計はファントムと同一照射野中で、付加フィルタを透過しないX線で常に照射される位置に設置し、その読み値で測定したエネルギースペクトルを規格化した。

次にフィルムの黒化度を一定としたときの線量を求めるため、蛍光量計をグリッドの後に設

診断用X線付加フィルタの被曝線量への影響

置し、この蛍光量をモニタとしてファントム入射面と透過面における線量を測定した。なお蛍光量計の蛍光物質としては CaWO_4 を使用した。

結 果

X線管球の出力を一定にし、付加フィルタを変化させたときのエネルギースペクトルの変化を図1に示す。図1 c), d) に示した透過X

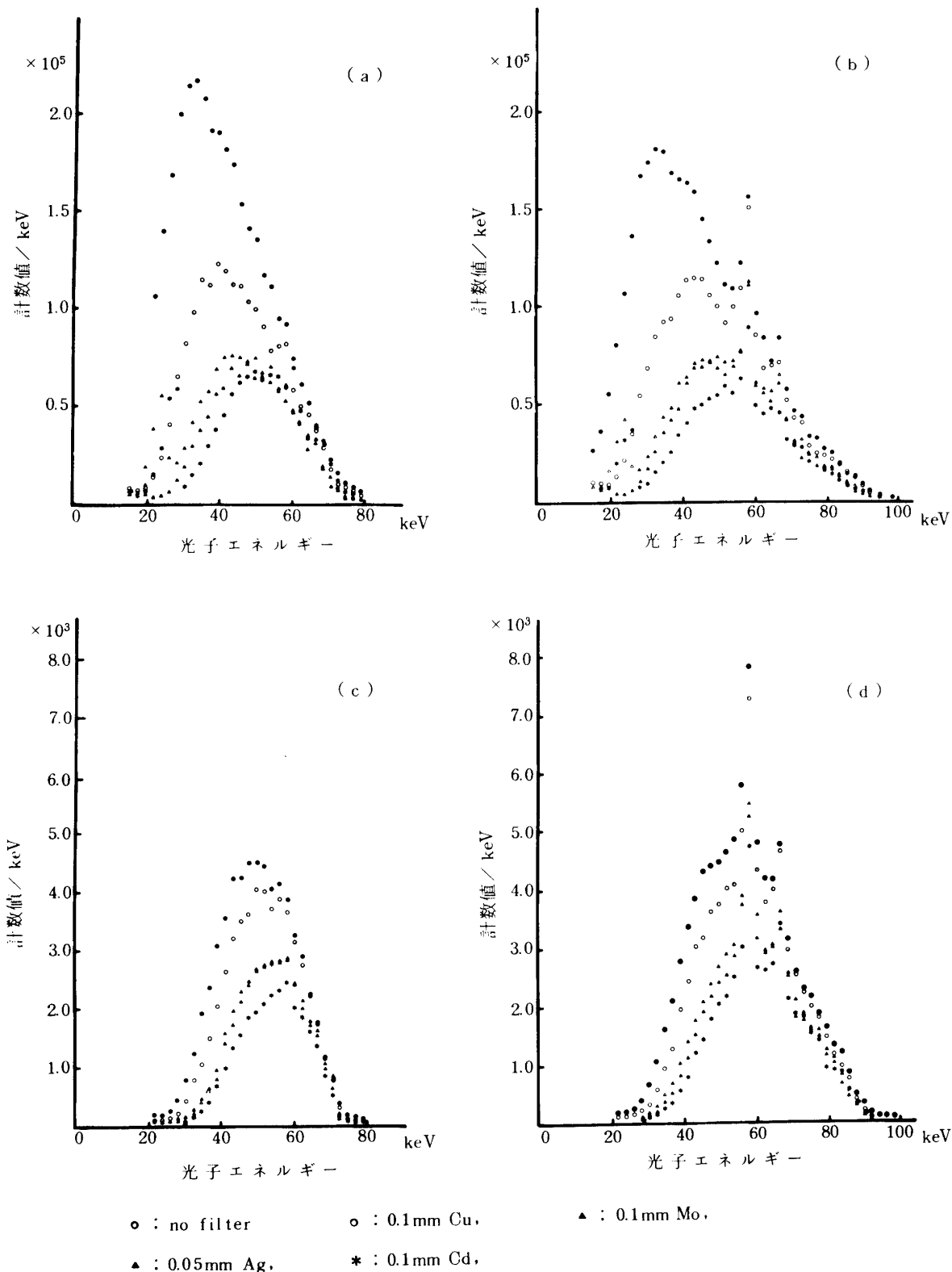


図1 入射X線および透過X線のエネルギースペクトルの付加フィルタによる変化

a) 管電圧 80 kV, 入射X線
 b) 管電圧 100 kV, 入射X線

c) 管電圧 80 kV, 透過X線
 d) 管電圧 100 kV, 透過X線

線のエネルギースペクトルはグリッドを透過し入射 X 線に対して 0° 方向の X 線のスペクトルであり、ファントムからの散乱線は含まれていない。それで厳密には増感紙へ入射する X 線のエネルギースペクトルとはいえない。しかしグリッドを透過した X 線であるため水平方向から

の散乱線はほとんど無視できるし、垂直方向の小さな立体角からの散乱線もエネルギースペクトルの低エネルギー部分の光子をわずかに増加させるに止ることが予想されるので図 1 c), d) に示すスペクトルで増感紙面へ入射する X 線を代表させることは可能である。^{1, 6, 7)}

表 1 入射 X 線, 透過 X 線の平均エネルギーとエネルギーフルエンスの付加フィルタによる変化

付 加 フ イ ル タ	管 電 圧							
	1 0 0 K V				8 0 K V			
	入 射 X 線		透 過 X 線		入 射 X 線		透 過 X 線	
	\bar{E} (ke V)	ϕ_E	\bar{E} (ke V)	ϕ_E	\bar{E} (ke V)	ϕ_E	\bar{E} (ke V)	ϕ_E
no filter	4 4.9	1.0 0	5 6.5	1.0 0	4 0.4	1.0 0	5 0.2	1.0 0
0.1 mm Cu	5 0.7	0.7 5	5 8.0	0.8 9	4 5.2	0.6 2	5 1.8	0.8 7
0.1 mm Mo	5 3.6	0.4 8	5 9.8	0.6 2	4 8.3	0.3 5	5 3.2	0.5 9
0.05 mm Ag	5 1.4	0.5 0	5 9.2	0.6 6	4 5.6	0.4 2	5 2.8	0.6 0
0.1 mm Cd	5 3.4	0.3 9	6 0.7	0.5 6	4 8.3	0.3 8	5 3.8	0.4 8

\bar{E} : X 線の平均エネルギー

ϕ_E : X 線のエネルギーフルエンスの相対値

図 1 のエネルギースペクトルからそれぞれの場合の X 線の平均エネルギーとエネルギーフルエンスを計算した結果を表 1 に示す。表 1 に示した相対的なエネルギーフルエンスの値は付加フィルタが無いときの入射, 透過 X 線のエネルギーフルエンスをそれぞれ 1.0 0 とした値である。付加フィルタが無いときの管電圧が 100 K V, 80 K V における入射 X 線と透過 X 線のエネルギーフルエンスの比は, それぞれ 0.033 と 0.023 である。即ち付加フィルタが無いときには被写体に入射した X 線エネルギーの 2~3% しか写真撮影に利用されていないということである。

100 K V, 80 K V いずれの管電圧においても 0.1 mm Mo を付加フィルタに使用したときが線量比が一番大きくなっている。

考 察

図 1 のエネルギースペクトルに示すように 10 cm の厚さの水を透過すると入射 X 線の 30 Ke V 以下の光子がほとんど吸収されている。この吸収された光子は X 線写真には利用されない部分で, この低エネルギー部分の光子が多いことは被検者の被曝線量とくに皮フ線量を増加させることになる。この不用な部分は付加フィルタを使用することで被写体に入射する前に除去することが必要である。図 1 a), b) のスペクトルから低エネルギー部分の光子の除去は容易に行なえることがわかる。このような付加フィルタによる低エネルギー光子の除去は当然の結果として透過 X 線のエネルギーフルエンスを低下させることになる。しかし表 1 でわかるように付加フィルタの変化による入射 X 線のエネルギーフルエンスの減弱の割合と透過 X 線のそれと比較すると, 透過 X 線の減弱の割合の方がゆるやかである。このことは一定の透過 X 線のエネルギーフルエンスを得る場合付加フィルタを使

表 2 フィル黒化度一定のときの入射面と透過面の線量比の付加フィルタによる変化

管電圧	付 加 フ イ ル タ				
	no filter	0.1mmCu	0.1mmMo	0.05mmAg	0.1mmCd
80KV	0.061	0.093	0.119	0.096	0.099
100KV	0.085	0.124	0.161	0.141	0.141

表 2 に黒化度を一定にしたときのファントム入射面と透過面での線量の比が付加フィルタによって如何に変化するかを示した。用いた付加フィルタは 0.1 mm Cu, 0.1 mm Mo, 0.05 mm Ag, 0.1 mm Cd の四種類のいずれも純度 99% 以上の金属薄板であるが, 表 2 からわかるように

診断用X線付加フィルタの被曝線量への影響

用することによって入射X線のエネルギーフルエンスをより減少させることが可能であることを意味している。それが可能であることを表3に示す。

表3 透過X線のエネルギーフルエンス一定のときの入射X線のエネルギーフルエンスの付加フィルタによる変化

付加 フィルタ	管電圧			
	100KV		80KV	
	入射X線	透過X線	入射X線	透過X線
no	30.2	1.00	44.0	1.00
0.1mmCu	25.5	1.00	31.0	1.00
0.1mmMo	23.0	1.00	26.3	1.00
0.05mmAg	23.1	1.00	31.0	1.00
0.1mmCd	21.0	1.00	35.4	1.00

表2はグリッドの後に設置した蛍光量の値で規格化された入射面と透過面の線量の比の変化を示すが、標準のフィルムと増感紙の蛍光物質としてCaWO₄を使用した時のQDE (Quantum Detection Efficiency) はこの実験のエネルギー領域の光子に対してほぼ一定の値をとる。⁹⁾ 今回の実験で使用した蛍光量計は蛍光物質としてCaWO₄を用いているので表2に示した値はフィルムの黒化度を一定にした時の線量の比を表わしており、この値が大きいことは入射面の被曝線量が少ないことを意味する。この点から使用した四種類の付加フィルタ中では0.1mmMoが最良だといえる。

表2の値を表1の結果を利用して、入射X線の平均エネルギーに対してプロットすると図2のようになり、線量比と平均エネルギーが比例関係にあることがわかる。図2で○印の二点が直線から離れているが、この二点はいずれも付加フィルタとして0.1mmCdを使用したものである。この原因は図1 a), b) でわかるようにCdを使用した場合の入射X線のエネルギースペクトルにCdのK吸収端 (26.7 KeV) の影響で低エネルギーの光子が残ったためであろう。このようにK吸収端の影響で入射X線のエネルギースペクトルに低エネルギー光子が残るような物質は付加フィルタとしては不適當である。被曝線量軽減のための付加フィルタの適、不適は利用するX線のエネルギー範囲と物質のK吸収端のエネルギーで決まるものである。

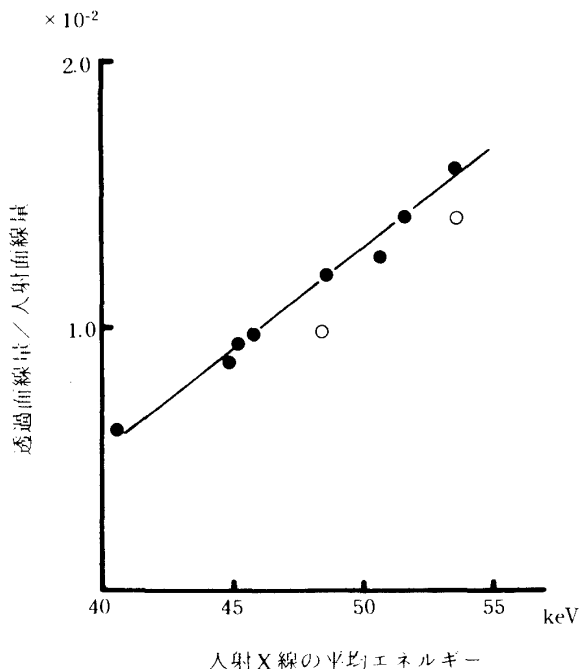


図2 入射X線の平均エネルギーによる入射面と透過面の線量比の変化

前述のように平均エネルギーは同じであっても付加フィルタの種類によっては入射X線のエネルギースペクトルが異なりそれが原因で入射面の線量に変化することがあり得る。それで線質と被曝線量の間係を検討するにあたってはエネルギースペクトルの形が重要であり、平均エネルギーだけで線質を表わしたのでは十分でないといえる。

以上、エネルギーフルエンスと線量の付加フィルタによる変化について検討を行ったが今回の実験では特異的に被曝線量を軽減するような付加フィルタ物質は無かった。これは使用したX線のエネルギーに対して一様なレスポンスを持ったCaWO₄を蛍光物質として使用したためであろう。このエネルギー範囲にK吸収端を持つような蛍光物質を増感紙として利用すると、少ないエネルギーフルエンスで大きな発光量が期待される。そうすればより低被曝線量の撮影が可能であろう。

今回は被曝線量軽減を目的として入射X線のエネルギースペクトルについて検討を加えたが、今後は増感紙の蛍光物質のK吸収端のエネルギーをも考え、蛍光物質の発光特性に合せた入射

長 哲二

X線のエネルギースペクトル形成ということが問題である。

参 考 文 献

- 1) 長哲二, 坂本弘巳: 診断用X線スペクトル測定—散乱線の含有率とそのエネルギースペクトル—. 映像情報, 投稿中。
- 2) Cho, T., Uehara, S., Yoshimura, A. and Yoshinaga, H.,. Dental X-ray spectrometry with an Si (Li) semiconductor. Oral, Surg. 45 ; 965-977. 1978.
- 3) 放射線医学総合研究所監訳: 放射線の線源と影響 (1977年国連科学委員会報告書); 357-407, I. S. U. kk 東京 1978.
- 4) Kelley, J. P. and Trout, E. D. ; The influence of cassette front on patient radiographic exposure. Helth, Phys. 36 ; 13-15. 1979.
- 5) Moores, B. M. and Walker, A. ; Light output and attenuation measurments for some commercial intensifying screens. Radiology. 128 ; 767-774. 1978.
- 6) Reiss, K. H. and Steinle, B. ; Calculation of X-ray spectra in the diagnostic energy range, due regard being paid to scattered radiation. Phys. Med. Biol. 18 ; 746-747. 1973.
- 7) 坂本弘巳, 長哲二, 小山田 ; 診断用X線スペクトルの測定。九大医短部紀要. 6 ; 43-47. 1979.
- 8) 砂屋敷忠. 他; 撮影時の散乱線吸収板について (第2報 単一吸収板による線質変化). 日放技学会誌. 31 ; 539-545. 1975.
- 9) 高野正雄; 私信
- 10) Venema, H. W. ; X-ray absorption speed and luminescent efficiency of rare earth and other intensifying screens. Radiology. 130 ; 765-771. 1979.
- 11) Villagran, J. E., et al. ; Reduction

坂本弘巳

of patient exposure by use of heavy elements as radiation filters in diagnostic radiology. Radiology. 127, 249 - 254. 1978.

- 12) Yulek, G. and Soydan, E. ; Determination of gonadal dose in diagnostic radiology in turkey. Health, Phys. 36 ; 695 - 698. 1979.