九州大学学術情報リポジトリ
Kyushu University Institutional Repository

診断用X線スペクトルの測定 ： フイルム面に入射するX線スペクトル

坂本，弘巳

長，哲二

小山田，即

九州大学医療技術短期大学部

https://doi.org/10.15017/107

出版情報：九州大学医療技術短期大学部紀要. 6, pp.43-47, 1979-03-25. 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線スペクトルの測定

——フィルム面に入射するX線スペクトル——

坂本弘巳・長　哲二・小山田　郎

The Measurment of Diagnostic X−Ray Spectrum.

(Total X−Ray Spectrum on X−Ray Film)

Hiromi Sakamoto, Tetsuji Cho and Chikasi Oyamada.

1．緒　言

最近，X線写真の画質に対するX線スペクトルの影響について関心がもたれているが，その最も基礎となるものはフィルム面に入射するX線の正確なエネルギースペクトルである。従来，X線のエネルギースペクトルについては，治療用に用いられる高管電圧での報告がいくつかあるが，[1,2,4,6,8,9] 診断領域で使用する管電圧でのフィルム面に入射するX線スペクトルの報告は少ない。[5,7] われわれは被写体を透過して実際にフィルム面に入射するX線のエネルギースペクトルをエネルギー分解能の優れた半導体検出器(Si(Li))を用い，一般に多く使用されているX線管電圧80kVで測定した。そしてフィルム面に入射するX線に対する被写体からの散乱線の寄与についても検討した。

2．方　法

2．1．使用装置

測定配置図及び散乱線測定の角度の設定は図1のごとくで，X線発生装置として東芝KX0-15，X線管はDRX−90，X線管電圧80kV，X線管電流0.5〜2.5mAを用いた。管電圧はアルコ製波高電圧計(KV−201)で計測した。被写体として30×40×10cmの水ファントームを使用し，照射野は25×35cmとした。測定器はSi（Li）半導体検出器で，100μmBe窓のものを使用した。測定回路系は前置増幅器−主増幅器−波高分析器という構成で，前置増幅置としてOrtec社製(120−3F)，主増幅器としてNuclear Enterprise社製Research Amp.，多重波高分析器としてTracor Northern TN−1700を使用した。

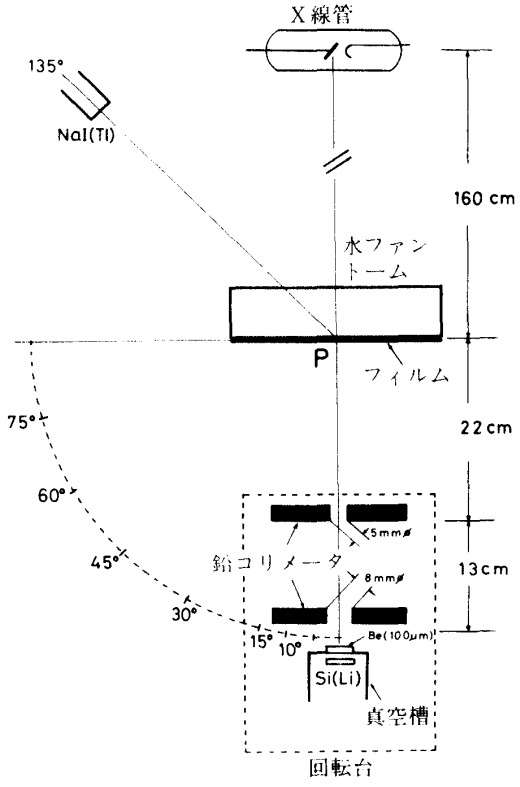

図1．測定配置図

九州大学医療技術短期大学部

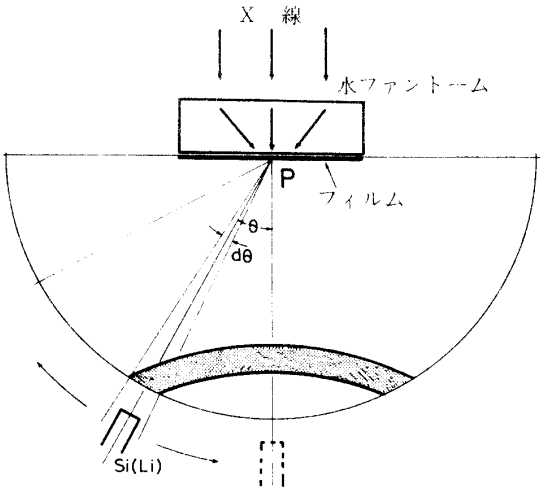

図２．全X線スペクトルの積分

２．２．フィルム面に入射するX線スペクトル測定法

フィルムのある一点Pに到達するX線スペクトルを測定するためには，水ファントームを透過して点Pに２π方向から入射するX線スペクトルの総和である。点Pに検出器を設置して測定することは技術的，幾何学的に困難であるため，検出器を点Pから35cm離した円周上を動かし，図1のごとく角度０°，５°，10°，15°，30°，45°，60°，75°，を設定し，その角度でのX線のエネルギースペクトルを図２に示すように立体角の補正を行い，さらに点Pに入射する全X線のスペクトルを次式のように積分することによって求めた。

$$N = 2\pi\int_0^{90} N(\theta)\sin\theta d\theta$$

Nは全X線スペクトル

$N(\theta)$は角度θにおけるX線スペクトル

検出器の有効面積，鉛コリメータの穴の大きさから，検出器のにらみ角度は半陰影まで含めると2.5°になるため0°～2.5°の範囲のX線を直接線とし，2.5°～90°までを散乱線として計算した。

直接線，散乱線の測定角度の設定及び反復性を確実に行うため，半径 100cmのゴニオメータを使用した。

さらにグリッドの散乱線除去の効果を調べるため，水ファントームの検出器側にグリッドを密着させ，前述と同様の方法でフィルム面に入射するX線スペクトルを求めた。グリッドの鉛ハクの走行はX線錐方向に対し垂直とした。グリッドは，グリッド比６：１，グリッド密度40lines／cmのものを使用した。

入射X線のスペクトルは０°方向で，水ファントームを除去して測定した。

２．３．分解能・検出効率・効率補正

測定系の分解能，検出器の入射光子のエネルギーによる検出効率の補正は上原等[10]と同じように，^{241}Amを標準線源として使用し，それからの17.8keVの光子に対する検出効率を1.00として求めた相対値を使用した。図３に検出効率算出のために標準線源として用いた ^{241}Amからの光子のエネルギースペクトルを示した。エネルギー分解能は17.8keVに対してfwhm は 1.2 keVであった。

各角度で測定したX線スペクトルを規格化するために，135°の方向に２インチ×２インチのNaI(Tl)シンチレーションカウンタを設置し，この計数値で規格化した。

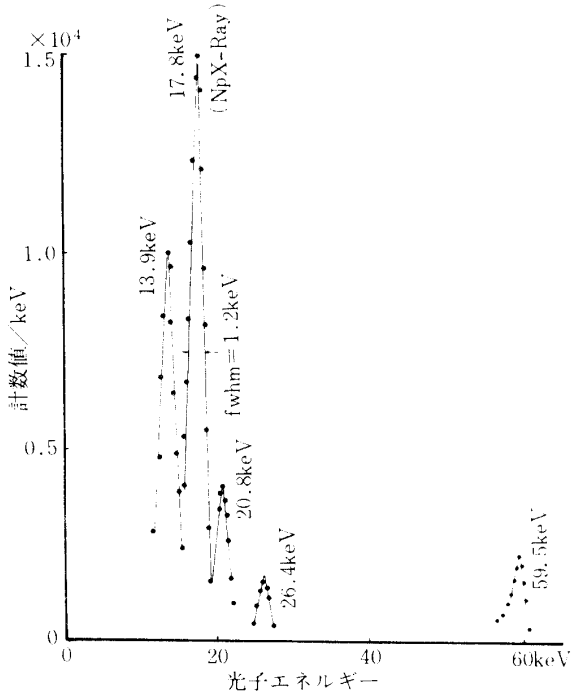

図３．^{241}Am X線スペクトル

3. 結 果

3．1．X線スペクトル

検出器を0°,30°,60°,に設置して測定したX線スペクトルを図4に示した。このスペクトルは各角度で一定の立体角中に入射した光子のスペクトルで，検出効率，立体角の補正は行っていないが，0°方向の直接線に対して30°，60°，と散乱角が大きくなるに従い，散乱線の光子数は減少し，相対的に低エネルギーの光子は多くなっていることがわかった。各角度で測定されたX線スペクトルを積分し，検出効率の補正をしたスペクトルが図5で，これがフィルム面に入射するX線スペクトルである。

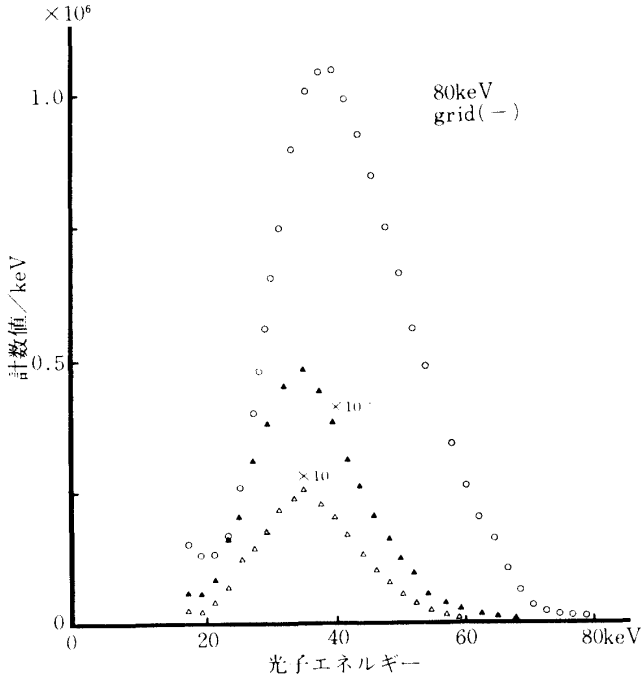

図4．散乱角度によるスペクトルの変化
○：0°
▲：30°
△：60°

X線用グリッドを使用して各角度で測定したスペクトルを図6に示した。この図6から，散乱角度が15°以上の角度になると光子数は極度に減少したので，散乱線の立体角の補正は22.5°までを積分した。その結果を図7に示した。

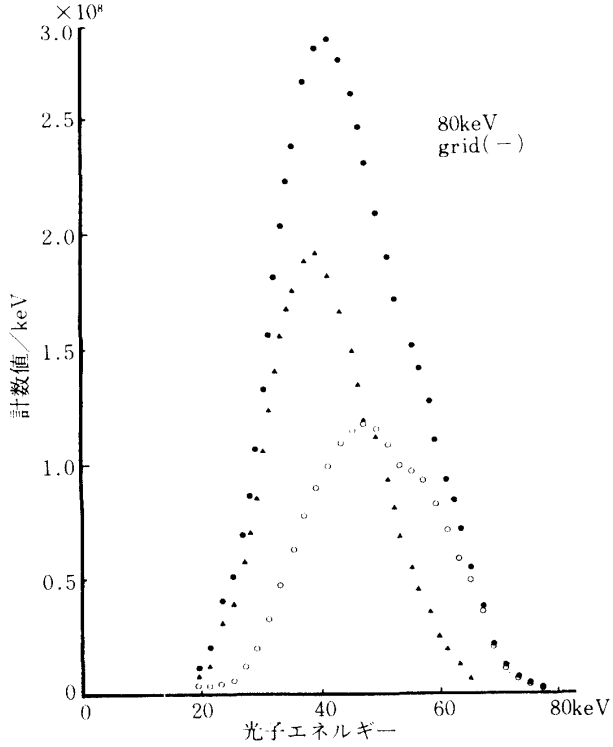

図5．フィルムに入射するX線スペクトル
●：直接線＋散乱線
▲：散乱線　　○：直接線

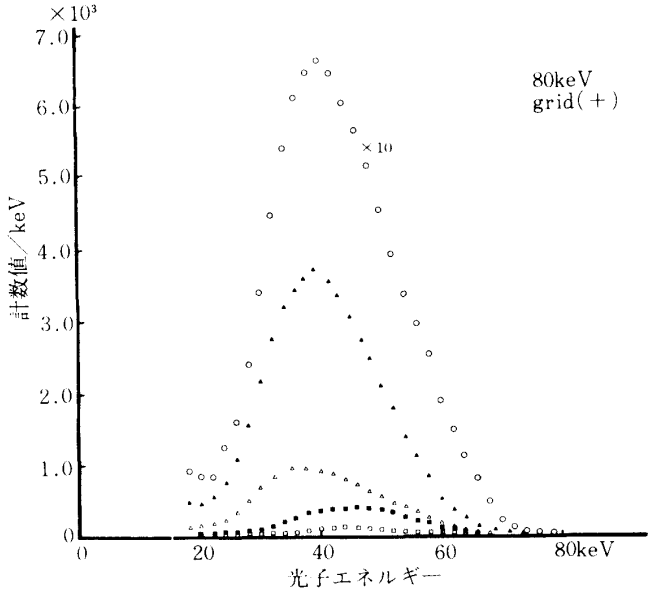

図6．グリッド使用時の散乱角度によるスペクトルの変化
○：0°，▲：5°，△：10°
■：15°，□：45°

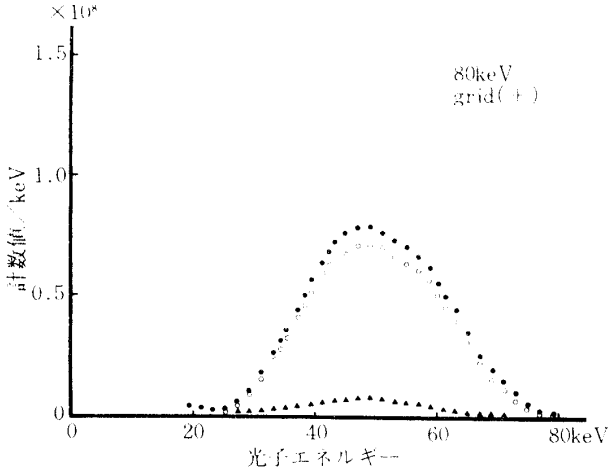

図7．グリッド使用時のフィルムに入射するX線スペクトル
●：直接線＋散乱線，○：直接線
▲：散乱線

ファントームに入射するX線，グリッドを使用した場合と使用しない場合のフィルム面に入射するX線のスペクトルを比較するため，それぞれのスペクトルのピークの計数値を 1.0に規格化したものを図8に示した。

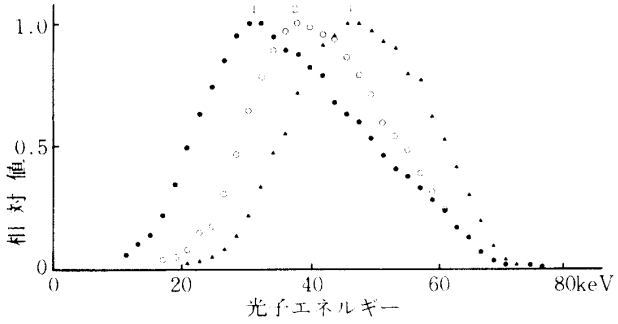

図8．ファントームに入射するX線スペクトルとフィルムに入射するX線スペクトルの比較
①：水ファントームに入射するスペクトル
②：グリッド(−)のフィルムに入射するスペクトル
③：グリッド(＋)のフィルムに入射するスペクトル

4．考　察

今回の実験は0.5～2.5m A という管電流で行ったが，これは実際の撮影条件とは異っている，そのため管電圧波形が変化し，ファントームに入射するX線のスペクトルが若干異なることが考えられるが，今回の実験は図8の①に示すようなX線スペクトルがファントームに入射したことを前提として検討を行った。

80kV でグリッドが無い場合，フィルム面に入射するX線の中に含まれる散乱線の寄与は図5でみるように，光子フルエンスの量では散乱線の方が直接線（0°～2.5°）よりも大きく，全光子数に対する散乱光子の割合は57%であった。この散乱線の割合は照射野，ファントームの厚さによって異なることが考えられる[4]が，いずれにしても無視できないであろう。グリッドを使用すると図7に示すように鉛ハクの方向に垂直な平面内での散乱線の寄与は7%であり，ほとんど無視してもかまわない。即ちフィルム面に入射するX線スペクトルは0°方向のスペクトルで代表させても差しつかえないと考えられる。またグリッドを使用することによって直接線（0°～2.5°）は光子数で37%の減少をした。グリッドによる散乱線除去の効果は臨床上経験的に知られたことであるが，X線スペクトルのうえからも散乱線除去効果は顕著であった。しかしながらフィルム面に入射する光子フルエンスの量は30%までに減少した。このことは同一の光子数を得るためには，X線管球の負荷は増加することになる。

さらに図8に示すように10cmの水を透過することにより，入射X線の低エネルギー部分（30 keV以下）が大きく吸収されていることがわかる。この吸収の大小は被検者の被曝線量に関係することであり，[3]今後検討を要する問題である。

5．要　約

直接線及び散乱線を測定することにより，実際にフィルム面に入射するX線のエネルギースペクトルをグリッドが有る場合と無い場合につ

いて測定した。このスペクトルから次のことが要約される。

(1)グリッドが無い場合，散乱線の寄与が光子数で57%である。

(2)グリッドを使用した場合には散乱線の寄与は7%になる。

(3)グリッドを使用することにより，直接線が37%減少した。

これらスペクトルの管電圧，付加フィルター，X線の照射野，ファントームの幾何学的条件などによる変化は今後の問題であり，これと画像との関係はさらに検討が必要であろう。

付　記

本研究に御協力いただいた九州大学医療技術短期大学部，上原周三助教授，九州大学医学部，放射線基礎医学教室，吉村　厚講師，笹井淳子氏に記して謝意を表します。

本研究は文部省特定研究の費用の授助を受けたことをここに感謝いたします。

文　献

1）Cormack, D. V., Griffth, T. J. and Johns, H. E.: Measurement of the spectral distribution of scattered 400kVp Xrays in a water phantom. Brit. J. Radiol. 30：129－135，1957.

2）Cormack, D. V. and Burke, D. G.：Spectral distributions of primary and scattered 140kVp X-rays. Radiology 74：743--752，1960.

3）Cho, T., Uehara, S., Yoshimura, A. and Yoshinaga, H.：Dental X-ray spectrometry with an Si(Li)semiconductor. Oral. Surg. 45：965－977，1978.

4）Edward, R. E. and Herbert, W.：Spectral fluence of scattered radiation in a water medium irradiated with diagnostic X-rays. Radiat. Res. 30：129－139，1967.

5）吉巻隆夫，宮原諄二：被写体散乱線の画像への影響（第1報）散乱線によるスクリーンの発光特性。日放技学誌．34，287，1978.

6）Skarsgard, L. D. and Johns, H. E.：Spectral flux density of scattered and primary radiation generated at 250kV. Radiat. Res. 14:231－260，1961.

7）砂屋敷　忠：私信

8）竹井　力：X線のエネルギー分析第1報一次X線．日医放学誌。19：168－172，1959.

9）竹井　力：X線のエネルギー分析第2報散乱X線。日医放学誌。19：174－179，1959，

10）上原周三，長　哲二，吉村　厚，吉永春馬：歯科用X線スペクトル測定におけるSi(Li)検出器の利用。九大医短部紀要。3：69－73，1976。