歯科用X線スペクトル測定におけるSi(Li)検出器の利用

- 上原,周三
- 長, 哲二
- 吉村,厚
- 吉永, 春馬

https://doi.org/10.15017/75

出版情報:九州大学医療技術短期大学部紀要.3, pp.69-73, 1976-03-10. 九州大学医療技術短期大学部 バージョン: 権利関係:

歯科用X線スペクトル測定における Si (Li) 検出器の利用

上原周三,長 哲二,吉村 厚,吉永春馬

Use of an Si(Li) Detector in Dental X-Ray Spectrometry

Shuzo Uehara, Tetsuji Cho, Atsushi Yoshimura and Haruma Yoshinaga

緒 言

歯科用X線撮影における患者の被曝が問題と なっているが、その被曝線量を軽減する方法と しては、不要な撮影の排除もさることながら、 十分な診断情報を得る限りにおいて最少の被曝 線量にとどめ得るような線質の選択も一つの方 法である。その基礎資料として使用X線の線質 分析が要求されるが、従来シンチレータ法やフ ィルター法などで波長分布曲線が求められてい たものの50kVpから70kVp程度の歯科用X 線のスペクトル決定にはそれぞれ欠点があり容 易ではなかった。

ここ数年, それまでの NaIシンチレーション 検出器に代わって, Si(Li) や Ge(Li) などの半 導体検出器による X線スペクトルの 研究¹⁻³⁾が なされてきている。半導体検出器は, シンチレ ーション検出器に比較して数倍高いエネルギー 分解能を有しており, とくに Si(Li) 検出器は 不感層がきわめて薄いために低エネルギー光子 の検出に適している。

歯科においては 100 kVp以下で撮影がなされ ているので、筆者らは Si(Li) 検出器によって 100 keV 以下のX線のエネルギーと強度を可能 な限り高い精度で測定することを試みた。

方 法

X線発生装置, コリメータおよび検出器系の 配置を Fig. 1に示す。 発生装置はモリタ製作 所製 X100ES で主な性能は Table1に挙げて いる。ターゲット (1.5mm×1.5mm) から検出器



Fig. 1 Experimental setup.

Table 1 Specification of the X-ray unit.

Tube potential	50—100 kVp variable	
Tube current	10 mA max	
Focus	1.5×1.5 mm	
and the second s		

までの距離はおよそ85cmで、X線出射口の窓と 真空槽の入射窓の間に、厚さ3mmの鉛板にそれ ぞれ直径3mm、1.5mm、3mmの穴をあけた3個 のコリメータを置き線束を絞るとともに散乱線 の入射を防いだ。

X線スペクトルを高分解能で測定するために は分解能を悪くする要因のひとつである検出器 の逆漏洩電流を 1 nA 程度まで減少させなけれ ばならない。そのために真空槽中の検出器を銅 のコールドフィンガーを通して液体ちっ素(77° K)によって冷却した。真空槽の入射窓はX線 の吸収をできるだけ少なくするために1 mm厚の ベリリウムを用いた。

Simtec 社製 Si(Li) 検出器は空乏層の厚さ2 mm,有効面積100mm[®]で検出器バイアスは常時300 Vで使用した。回路系は前置増幅器一主増幅器 一波高分析器という一般的な構成である。前置 増幅器 として Tennelec 社 製 電荷有感型 T C 161 A, 主増幅器として Nuclear Enterprise 社 製 Research Amp. を使用した。

この測定系では,主増幅器の時定数が3.2µS の場合エネルギースペクトルの分解能は一番よ いが,バルスの幅が広くなり計数率が高い場合





Fig.2 Waveform obtained on the oscilloscope: (a) pileup; (b) normal.

に、これらのパルスの重なりによるパイルアッ プが生じ、Fig. 2(a) に示されるような出力波 形となり分解能が悪くなる。時定数を短くする と増幅器雑音の増加により分解能が悪くなる が、パイルアップによるものより悪化が少いの で時定数を 0.8µSとしパルス幅の小さいところ で使用した。またパイルアップは単位時間当り の入射光子数が多い場合にも生じるので管電流 をできるだけ押えて 1 nA 程度で測定した。こ の状態での出力波形をFig.2(b)に示す。なお異 なる実験条件での測定は、管電流を電流積分器 によって積分した電荷量を用いて規格化した。

結果と考察

1. 分解能

以上の測定系の性能を²⁴¹Am から放出され る r 線,特性X線のエネルギースペクトルを測 定して調べた。検出器から14cm 離れた点にある 直径1.5mmコリメータ上に241Am 線源を置き, 増幅器の利得,時定数等は連続X線測定の場合 と同様に設定してそのスペクトルを測定した。 結果を Fig. 3(a)に示す。



Fig. 3 Photon spectrum following the decay of ²⁴¹Am: (a) measured with Si(Li) detector; (b) measured with NaI(Tl) detector.

59.5 keV γ 線に対して半値幅 2 keVが得られ た。半値幅は低エネルギー光子のピークに対し てもほぼ 2 keVである。59.5 keVピークの低エ ネルギー側の肩に Si のK-X線エスケープピー クがかすかに認められる。 低 エネルギー 側は 13.9 keV の Np-X線まで明瞭に見えているが, これより低い 11.9 keV の X線, および 59.5 keV γ 線のコンプトンエッジ (11 keV) は観測 されなかった。

しかし Si(Li)検出器は, NaI 検出器よりエネ ルギー分解能においても低エネルギー光子の検 出という点においてもはるかに優れていること がわかる。 比較のために Fig. 3 (b) に NaI によ る ²¹¹Am のエネルギースペクトルを示す。

Fig. 3(a) の ²⁴¹Am スペクトルは以後のX線 スペクトルのエネルギー決定の基準としても利 用された。

2. 検 出 効 率

Table 2 に示されているように ²⁴¹Am から 放出される光子の相対的強度⁴⁾ がわかっている ので,これとFig. 3(a) のスペクトルにおける全 エネルギーピークのピーク面積とを比較すれば 検出器の全エネルギーピークに対する相対的検 出効率を決定することができる。

Table 2 Photon intensities of ²⁴¹Am source.

Photon energy (keV)		Relative intensity
11.89	NpL	2.2
13.9	NpLα	37.5
17.8	NpLeta	51.2
20.8	$NpL\gamma$	13.8
26.35		7.0
59.5		100

26.4 keVに対する効率を1とした場合の13.9, 17.8, 20.8, 26.4 および 59.5 keV 各ピークに 対する検出効率を Fig. 4 の黒点で示す。 検出 効率が 20 keV 以下で落ちているのはベリリウ ム窓による吸収のためである。

これら5つのエネルギーについて求めた検出 効率をなめらかな曲線で結んだ実験的効率曲線 がFig.4の曲線である。この曲線から任意の光



Fig. 4 Full energy peak efficiency for Si (Li) X-ray detector.

子エネルギーに対する検出効率を読みとり連続 X線スペクトルの補正に用いた。

3. 効 率 補 正

観測されたX線スペクトルは,入射X線に対 する検出器のレスポンスを反映しているため真 のX線スペクトルそのものではない。したがっ て真のスペクトルを求めるには,観測されたス ペクトルに補正をほどこさなければならない。 ここでは2節で求めた検出効率を使って以下の 方法によって補正を行った。

観測されたスペクトルをエネルギーの基準に 基づいて 2.35 keV間隔に分割し, その間隔に含 まれる計数を総和し、その総和を間隔の中央の エネルギー値における計数として表わす。つま り 2.35 keV おきに単一エネルギーの光子が入 射すると仮定し,そのピーク面積を算出してい ることになる。こうして求めたあるエネルギー でのデータを、対応する検出効率で割れば、そ れは実際に検出器に入射した光子の強度に相当 する。但し検出効率は相対値で表わされている ので強度も相対値である。補正の一例として, 歯科においてもっとも頻繁に使用されている70 kVpの場合の付加フィルターなしの条件でのス ペクトルをFig.5に示す。この補正法はコンプト ン効果やX線エスケープピークの補正を考慮す る必要がなく、単に全エネルギーピークの検出 効率のみに関係している点において簡明な方法



without correction.

である。またエネルギー分割の間隔を2.35 keV と単一のピークに対する半値幅 2 keVより広く とっているため, 隣接するピークとの重なりが 小さくなり、より正確なピーク面積の算出が可 能になっている。

4. レスポンス行列による補正

X線スペクトル測定に、たとえば NaI(Tl)な どのシンチレーション検出器を用いた場合,通 常シンチレーション検出器の光子に対するレス ポンス行列を求め、それによるスペクトルの補 正がなされている。5,6) すなわち 検出器 の レス ポンスを行列Pで表わせば

> $\mathbf{P}\mathbf{i} = \mathbf{h}$ (1)

ここでhは観測されたスペクトル, i は入射ス ペクトルをそれぞれ、列ベクトルで表現したも のである。もしPの具体的な行列がわかれば

> $\mathbf{i} = \mathbf{P}^{-1} \mathbf{h}$ (2)

によって真のスペクトルiを求めることができ る。

これに対し、筆者らの実験においては、分解 能の良い半導体検出器によって測定しているこ

と、およびコンプトン効果やエスケープピーク を考慮せずに、全エネルギーピークに対する検 出効率を見いだせたことの二点によって、正確 なレスポンス行列を求めなくても補正を行うこ とが可能であった。このことを確かめるために ガウス型ピークに対する単純なレスポンス行列 を作成し、(2)式による計算値と3節で求めた効 率補正値とを比較した。



Fig.6 Schematic diagram of a typical response curve for photons of energy Es.

単一 エネルギー Es なる光子に対するレスポ ンスはFig.6のように図示される。コンプトン 効果とエスケープピークを無視すれば, Esに 対するレスポンスは全エネルギーピークの型に 対応しており, Tなるエネルギーにおいて

> $P(T,Es) = \mu_s e^{-(T-Es)^2 K^2}$, (3)

と表わされる。ここで µs は Es における検出 効率, Kはガウス型ピークの半値幅に依存する 値である。Si(Li)検出器の場合,半値幅は全エ ネルギー範囲にわたって一定(=2keV)とみ なすことができるので

$$P(T,Es) = \mu_s e^{-0.693(T-Es)^2}$$
, (4)

となる。

行列Pの作成法は、3節と同様70kVpの場 合を例にとれば、まず Esを11.6 keV に固定し Tをパラメータとして11.6keVから77.3keVま で2.35 keV間隔で変えて(4)式によりPを求め、 29 行×1列の行列を作る。以下 Esを 77.3 keV まで2.35keVずつ増加させ同様の手続きによっ て 29×29 行列を完成させる。

Pと観測されたスペクトルhから(2)式によっ てiを求めると効率補正による値より,すべて のエネルギー範囲にわたって一様に5%程度小 さくなった。すなわち効率補正値はピークの重 なり合う部分を含んでおりその重複分として5 %程度過大評価していることになる。しかしス ペクトル構造は全く同じであり,相対的な強度 の違いは今の場合本質的な問題ではないので効 率による補正法は妥当と考えられる。

要 約

ここではもっとも 普通に 使用されている70 kVpにおける 測定 のみを例に挙げたが, 筆者 らはすでに100 kVp 以下のそれ以外の管電圧で の測定を行っており, 100 keV 以下のX線スペ クトルを可能な限り高い精度で測定するという 所期の目的をほぼ達成できた。しかしまだいく らかの検討の余地を残している。

1. 主増幅器におけるパイルアップを減少さ せるために, 0.8µSという短い時定数に設定し たが,その結果エネルギー分解能は悪くなっ た。通常の状態では時定数3.2µSの場合1.4keV なる分解能が得られている。したがって高い計 数率のもとで分解能を悪化させずにスペクトル 測定を行なうには,短い時定数でも分解能が悪 化しないタイムバリアントフィルター増幅器⁷⁾ がよいと思われる。入射ビームがバンチされてい るX線の場合,このことはとりわけ重要である。 2. この実験では補正の際に効率のみを考慮 しているため、とくに効率を正確に求めること が要求される。この点 20 keV以下の光子の吸収 の割合がかなり大きいこと、また13 keV以下の 検出効率が得られなかったことなど入射窓によ る吸収の問題が残されている。容易に入手でき たという理由で真空槽の入射窓には1 mm厚のベ リリウムを用いたが、低エネルギー部のスペク トルをより 正確に 観測 するには、もっと薄い 0. 25 mm 厚程度¹⁻³ の窓を用いなければならない と考えられる。

献

 Campbell, J. L., Goble, R. J. and Smith, H. J.: Nuclear Inst. Meth. 82:183, 1970.

文

- Israel, H. I., Lier, D. W. and Storm, E. : Nuclear Inst. Meth. 91:141, 1971.
- Campbell, J. L. and McNelles, L. A. : Nuclear Inst. Meth. 101:153, 1972.
- 4) Lederer, C. M., Hollander, J. M. and Perlman, I. : Table of Isotopes (John Wiley & Sons, 1967).
- Skarsgard, L. D., Johns, H. E. and Green, L. E. S. : Radiat. Res. 14:261, 1961.
- Epp, E. R. and Weiss, H. : Phys. Med. Biol. 11:225, 1966.
- Radeka, V.: Nuclear Inst. Meth. 99:525, 1972.

— 73 —