

## 《原 著》

## スキャンによる定量測定

—スキャン時の計数率特性について—

西 沢 邦 秀\* 田 宮 正\*\*

## 緒 言

ヒューマン・カウンターを診療の目的<sup>1)</sup>に使用して、体内アイソトープの定量を行ったり、体軸方向の分布を知ろうとする時<sup>2)</sup>には、NaI(Tl)検出器により、リニヤスキャンを行う場合が多い。

検出器の特性は、通常静止時の計数率特性<sup>4),5)</sup>で表している。しかしながらスキャン時には、 $\gamma$ 線スペクトル中の散乱部分の割合が増すので、静止時と計数率特性が異なる<sup>6)</sup>。そこで静止時とスキャン時の計数率特性の違いを調べ、体内アイソトープの定量測定を行う時に設定するエネルギー範囲について検討を行った。

## 研究方法および結果

## 研究方法

$\gamma$ 線の減弱に影響をおよぼす種々のパラメーターとして、以下のものが上げられる。

- 1)線源の位置、2)散乱体の種類、3)エネルギー、4)スリット幅と長さ、5)ファントムの形状、6)線源の形、7)クリスタルの大きさ。

これらのパラメーターのうち、2)～7)は固定し、1)によるスペクトル中の散乱部分の増加する割合と、減弱特性を調べた。

\* 名古屋大学医学部放射線医学教室  
(主任:高橋信次教授)

\*\* 同付属病院中央放射線部  
(部長:高橋信次教授)

受付:48年11月2日

別刷請求先:名古屋市昭和区鶴舞町65(〒466)

名古屋大学医学部放射線医学教室

西 沢 邦 秀

## 実験

スリット幅2cm、長さ13cm、厚さ鉛2cm+鉄20cmの非焦点型矩形スリット・コリメーターを装着した2インチのNaI(Tl)検出器と、400チャンネル波高分析器により、20cm $\phi$ 、長さ50cmのアクリル製、円筒型水ファントム中の<sup>203</sup>Hgの点線源を測定した。

クリスタルの中心と、ファントムの中心を結ぶ線をy軸とし、ファントムの中心軸をx軸とする。静止時のクリスタルに対する線源の幾何学的配置は、図1の黒点で示した。次に、y軸上の黒点に線源を置いて、スキャンを行った。

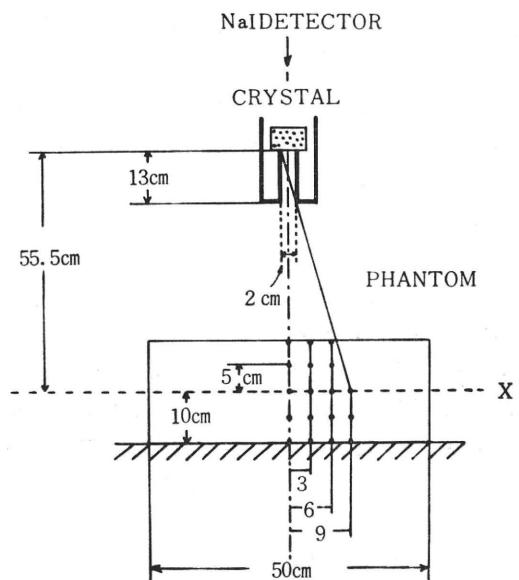
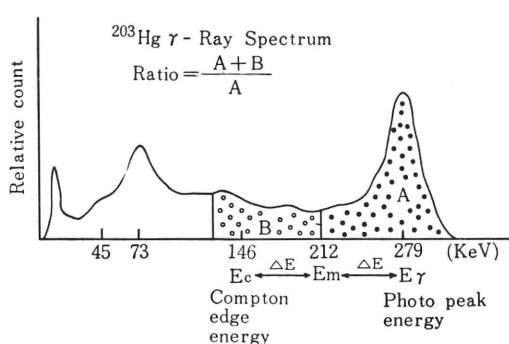


Fig.1 Geometrical arrangement of point source to NaI detector with rectangular slit collimator.

Fig. 2  $^{203}\text{Hg}$   $\gamma$  ray spectrum by NaI (Tl)

E : Photo peak energy  
E<sub>c</sub> : Compton edge energy  
E<sub>m</sub> :  $(E_c + E_r)/2$   
E<sub>r</sub> :  $E_c - E_s = E_r - E_s$   
A : Photo peak region  
B : Scattered region

### 計算

図2のごとく、光電ピークエネルギー ( $E_r$ ) と、コンプトン端エネルギー ( $E_c$ ) の真中のエネルギーを  $E_m$ 、測定下限のエネルギーを  $E_l$  とする。

光電領域の範囲を  $E_r - \Delta E \sim E_r + \Delta E$  とし、この部分の計数値を A とする。ただし  $\Delta E = E_r - E_m$  である。エネルギー  $E_l$  とエネルギー  $E_m$  とにはさまれた部分を散乱領域として、この部分の計数値を B とする。光電領域が全スペクトルに占める割合を示すために、A と A+B の比 R を用いる。

$$R = (A+B)/A \geq 1$$

下限エネルギー  $E_l$  により、R がどのように変化するかを調べる。他方  $^{203}\text{Hg}$  の 279kev  $\gamma$  線の  $E_m$  212kev、雑音カット・エネルギー 29kev、および両者の中間のエネルギー、95kev で減衰曲線を求める。実際の数値計算は、名古屋大学大型計算機センターの FACOM 230-60 で行った。

### 結果

図3は、線源がy軸上の0, ±5, ±10cmの点にある時の、エネルギーとRの関係を表している。エネルギーが低くなるとともにRは大きくなり、散乱部分の占める割合が大になることを示し

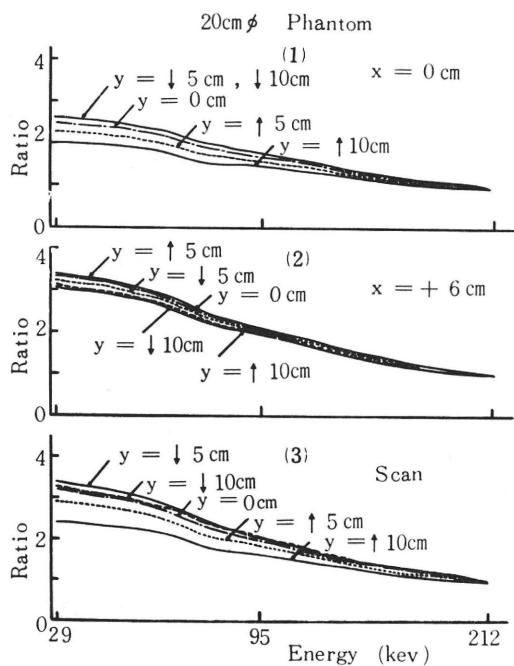


Fig. 3 Relationship between cut off energy and ratio of scattered region to photo-peak region in water phantom of 20cm in diameter.

- (1) : Cases of point source being at  $y = 0, \pm 5$  and  $\pm 10\text{cm}$ , when  $x = 0\text{ cm}$ .
- (2) : Cases of point source being at  $y = 0, \pm 5$  and  $\pm 10\text{cm}$ , when  $x = 6\text{ cm}$ .
- (3) : Cases of scanning, when point source being at  $y = 0, \pm 5$  and  $\pm 10\text{cm}$ .

ている。線源が静止していて、かつ  $x = 0\text{ cm}$  の時には、Rは、深さとともに増大する(図3・(1)), が  $x = 6\text{ cm}$  (図3・(2)), あるいはスキャン(図3・(3))の時には、深さとRの間に一定の傾向は認められない。

図4は、 $y = 0, \pm 10\text{cm}$  の時に、 $x = 0, 3, 6, 9\text{ cm}$  の位置に線源がある場合、およびスキャン時のRとエネルギーの関係を表す。 $x$  が大きいほど、即ちスリットの視野の端に近くなるほど、エネルギーの低い部分ほど、Rが大きくなり、散乱部分の占める割合が極端に大となってくる。スキャン時のスペクトルは、静止時に線源がクリスタルの直下より 3~6 cm 横にある時のスペクトルにはほぼ等しい。

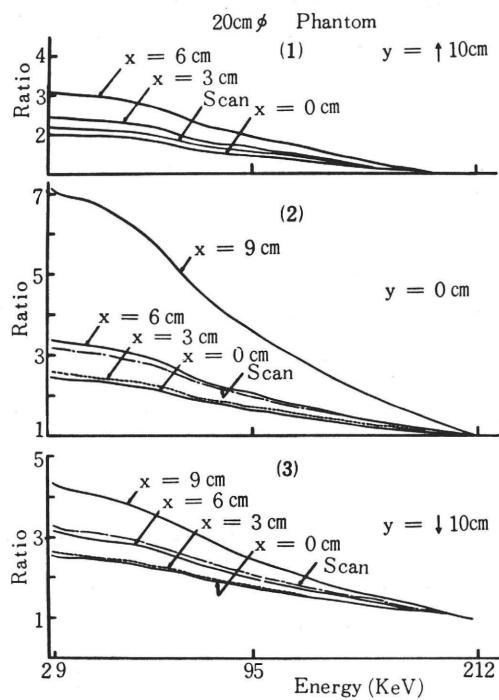


Fig.4 Relationship between cut off energy and ratio of scattered region to photo-peak region in water phantom of 20 cm in diameter.

- (1) : Cases of point source being at  $x=0, 3$  and  $6\text{ cm}$  and scanning, when  $y=10\text{ cm}$ .
- (2) : Cases of point source being at  $x=0, 3, 6$  and  $9\text{ cm}$  and scanning, when  $y=0\text{ cm}$ .
- (3) : Cases of point source being at  $x=0, 3, 6$  and  $9\text{ cm}$  and scanning, when  $y=-10\text{ cm}$ .

図5は、212kev, 95kev, 29kevの各エネルギーでの減弱曲線である。スキャン時、静止時ともに212kevの+9cmを100とした相対値で示してある。静止時、およびスキャン時を各々点線、および実線で図示した。スキャン時ののみ、静止時のみの間では、各エネルギーの減弱曲線は、ほぼ平行であり、積分計数値は光電領域計数値の約2倍であった。スキャン時の方が静止時よりも、-10cmでは10~20%減弱率が小さく、深さによる感度差が少ない。

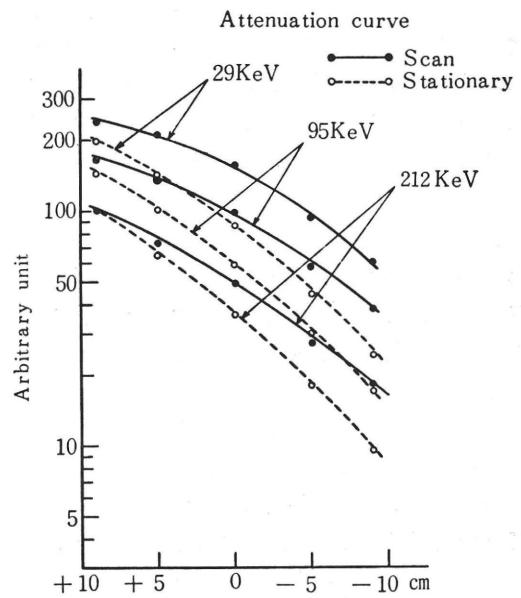


Fig.5 Attenuation curves in water phantom of 20-cm in water. Dotted lines are stationary state and solid lines are scanning. 29-kev is the lower limit energy of window of 29-kev.....345-kev and 95-kev and 212-kev are the same. Abscissa denotes the distance from the center of phantom.

## 考 指

リニヤスキャンを行う際に、静止時に較べて、特にスキャン時の計数率特性に注意が向けられるということがなかった。しかしながら、静止時とスキャン時では、計数率特性が異なるのではないかと考え、光電領域と全スペクトルの比Rを指標として、静止時とスキャン時の減弱傾向の比較を行った。

比較の定量的解析を行うために、クリスタルに對して線源を三次元的に配置した。ウインド幅の設定<sup>7),8),9)</sup>は任意に行われている。光電ピークエネルギーとコンプトン端エネルギーの真中のエネルギーを便宜的にウインド幅の基準とした。

光電領域対全スペクトルの比が、線源の深さの指標と成り得ることは、押野等<sup>10)</sup>、Johnston et al.<sup>11)</sup>、田宮等<sup>12)</sup>によって指摘されている。とこ

ろが、今回の実験結果より、線源が静止している、クリスタルの真下にある場合にのみ、例外的に、比が深さの指標として使えることが解った。ただし、このことは、主としてスリットの影響と思われる所以、スリットがない時のクリスタルの真下以外の点については推測し得ない。

光電領域計測と、積分計測の減弱傾向が同じであるから、ウインド幅を広げるとバックグラウンドが増加したり、分解能が悪くなるという欠点はあるが、計数値は2～3倍に増加し、測定精度はほとんど変わらない。従って、患者に投与するアイソトープの量が少なくてすむことになり、内部被曝の軽減を計ることが出来る。以上の事情より、スキャンによる定量測定には、雑音レベル以上の積分計数が適している。このことは、R. A. Duddley et al.<sup>13)</sup>の言う、光電ピークエネルギーの10～20%のエネルギーを下限とする全スペクトル計測の定量的裏づけになると思われる。

静止時に、クリスタルの視野のはずれに近い点では、スペクトル中で、極端に散乱部分の割合が増加する。スキャン時には、これらが重ね合わさって、平均化されたスペクトルとなり、静止時のクリスタルの真下のスペクトルより散乱部分の割合が大きいスペクトルとなる。又水中で、線源の位置が深くなると、散乱部分が増加する。このために、スキャンの方が、クリスタルの直下で静止している時より減弱が緩やかとなる。これらのことから、定量測定を行う際にスキャンは、線源が、クリスタルの視野の端から端に行くまで行わねばならない。

診療用に使われるヒューマン・カウンターは、シャドウシールド型で<sup>14), 15), 16), 17), 18), 19)</sup>、いくつかの検出器を対向させる場合が多い。複数個の検出器を組み合わせた時の特性は、一個の検出器の特性を適当に重ね合わせることにより、容易に推測される。スキャンの方が静止時より感度差が小さくなるから、多検出器による等感度測定<sup>20)</sup>では、スキャンの方が感度分布が改善され、より等感度に近づくため誤差が小さくなる。一般的には、久田等の等感度スキャニングの考え方<sup>7), 17)</sup>

に、スキャン時の減弱特性を考慮に入れ、適当なエネルギー幅を決めるのが実際的である。

## 結論

NaI (Tl) 検出器の、静止時とスキャン時の減弱特性、および光電領域と全スペクトルの計数値の比を調べ、スキャンによる定量測定の際に設定するエネルギー幅を検討した。

線源がクリスタルの真下で静止している場合を除いて、光電ピーク計数値と全スペクトル計数値の比は、線源の水中での深さの指標と成り得ない。

## 文献

- 永井輝夫：ヒューマンカウンターの臨床診断的利用. Radioisotopes, 11: 222～230, 1962.
- 西沢邦秀：人体内放射性同位元素の分布と定量の定式化. 核医学, 10: 381～387, 1973.
- 久田欣一、松平正道、倉西誠、森省三：メディカルユニバーサル・ヒューマン・カウンター (MUHC) に関する研究(第4報). リニヤスキャンによる全身計測法の検討. Radioisotopes, 17: 14～18, 1968.
- Beck R.N.: Collimators for radioisotope scanning systems, Medical radioisotope scanning Vol.1: 211, I.A.E.A., Vienna, 1965.
- Gorgora R., Gandy A., Gorgora G., Jammet H. and Lemarguand G.: Etude et construction d'un collimateur multifente et d'un collimateur focalisant pour un cristal de 127 mm de diamètre, Medical Radioisotope scintigraphy Vol.1: 217, I.A.E.A., 1969.
- 西沢邦秀：スキャン時のスペクトルの定量的評価. 核医学, 9(16): 586, 1972.
- 日本放射性同位元素協会編：アイソトープ便覧；388, 丸善, 東京, 1970.
- 平松博、久田欣一、松平正道：メディカル・ユニバーサル・ヒューマン・カウンター (MUHC) に関する研究(第一報). MUHC の開発と MUHC による全身計測法の基礎的検討. Radioisotopes, 15(3): 109～116, 1966.
- 藪本栄三：ヒューマン・カウンターによる長時間 <sup>24</sup>Na 残留率の測定とその解析. 日医放誌, 33(1): 44～57, 1973.
- 押野昌夫、大谷暁、村主進：ヒューマン・カウンター用シンチレーターの特性. Radioisotopes, 10(3): 287～296, 1961.
- Johnston R.E. and Brill A.B.: Inherent Problems in the Quantitation of isotope Scan Data; Medical Scintigraphy Vol. 1: 617～631,

- I.A.E.A., Vienna, 1969.
- 12) 田宮正, 西沢邦秀, 斎藤宏: 医用輪状全身計数装置による体内ラジオアイソotopeの分布定量法の実験的検討. 第9回日本アイソotope会議報文集; 367.
  - 13) Dudley R.A. and BEN. Haim A.: Comparison of Techniques for Whole-Body Counting of  $\gamma$ -ray Emitting Nucleides with NaI (Tl) Detectors I. Point Sources in Phantoms. Phys. Med. Biol., 13(2): 181~193, 1968.
  - 14) Warmer G.T. and Oliver R.: A Whole-Body Counter for clinical measurement utilizing the 'Shadow Shield' Technique. Phys. Med. Biol., 11: 83~94, 1966.
  - 15) Directory of Whole-Body Radioactivity Monitors, I.A.E.A., Vienna, 1960.
  - 16) 今堀彰: ヒューマン・カウンターによる全身および部分放射能. 同時測定法に関する研究. Radioisotopes, 16(11): 591~597, 1967.
  - 17) 久田欣一, 大場覚, 松平正道: メディカル・ユニバーサル・ヒューマン・カウンター(MUHC)に関する研究—第2報. 等感度シンチスキャニングの概念提唱一. 核医学, 3(4): 191~195, 1966.
  - 18) Palmer H.E., Cook T.D., Pallthorp K.G. and Finch G.A.: A Whole-Body Counter for precision In Vivo Measurement of Radio-Iron., Phys. Med. Biol., 15(3): 457~465, 1970.
  - 19) 岡本十二郎, 村山引泰: 2対向 5inch $\varnothing$  スキャナーの概要と有効性. Radioisotopes, 17(7): 287~293, 1968.
  - 20) 久田欣一, 平木辰之則, 大場覚, 松平正道: メディカル・ユニバーサル・ヒューマン・カウンター(MUHC)に関する研究(第3報), 等感度スキャニングと2断層スキャニングの同時施行法, Radioisotopes, 15(6): 354~358, 1966.

## Summary

### On Quantitative Measurement by Scinti Scan — The Characteristics of Count Rate in Scanning —

Kunihide NISHIZAWA and Tadashi TAMIYA

*Radioisotope center, Nagoya University School of Medicine of Nagoya*

The appropriate width of window for quantitative measurement by scinti scan and the characteristics of counting rate in scanning was investigated.

The comparison of attenuation curves and deformation of  $\gamma$ -ray spectrum in scanning by NaI (Tl) detector with stationary state for  $^{203}\text{Hg}$  point source, was examined and we get following results.

Integral count over noise level of  $\gamma$ -ray

spectrum is advantage to quantitative measurement. Scan is adequate to isosensitive measurement, because the attenuation of  $\gamma$ -ray in scanning is more slowly than in stationary state. The ratio of photo-peak count to integral count can not generally be the index of source depth in water. Scan have to be performed until source go through from extremity of the visual field of crystal to extremity.