

JAERI-M
6753

直読式 β 線吸収線量率測定器の開発(1)

(特定波高値パルスを選択計数による
エネルギー依存性の平坦化)

1976年10月

備後 一義・千田 徹・河合 勝雄

この報告書は、日本原子力研究所が JAERI-M レポートとして、不定期に刊行している研究報告書です。入手、複製などのお問い合わせは、日本原子力研究所技術情報部（茨城県那珂郡東海村）あて、お申しこしください。

JAERI-M reports, issued irregularly, describe the results of research works carried out in JAERI. Inquiries about the availability of reports and their reproduction should be addressed to Division of Technical Information, Japan Atomic Energy Research Institute, Tokai-mura, Naka-gun, Ibaraki-ken, Japan.

直読式β線吸収線量率測定器の開発(Ⅰ)

(特定波高値パルスを選択計数によるエネルギー依存性の平坦化)

日本原子力研究所 東海研究所 保健物理安全管理部

備後一義・干田 徹・河合勝雄

(1976年9月27日受理)

入射β線の最大エネルギーに無関係に吸収線量率を測定する方法および測定器を開発した。線量感度(吸収線量率当りの計数率)を一定値にするために、検出器として薄いプラスチックシンチレータを用い、特定の波高値をもつパルスのみをシングルチャネルアナライザー(SCA)を用いて計数する方法を採用した。一定の線量感度を得るのに適した波高分布は、厚さ2mmのシンチレータを使用することによって得られた。SCAのディスクリレベルおよびウィンド幅は、人体組織の表皮層(不感層)の厚さに対応して設定する。

測定器の線量感度は、 $50 \text{ cps}/(\text{mrad}/\text{hr}) \pm 15\%$ で一定である。一定であるエネルギー範囲は、不感層が $7 \text{ mg}/\text{cm}^2$ である人体組織の吸収線量率を測定する場合には $0.4 \sim 3.5 \text{ MeV}$ であり、同じく $40 \text{ mg}/\text{cm}^2$ では $0.3 \sim 3.5 \text{ MeV}$ である。吸収線量率は、計数率に定数 $2 \times 10^{-2} (\text{mrad}/\text{hr})/\text{cps}$ を乗ずることによって得られる。吸収線量率の検出下限は $1.7 \times 10^{-2} \text{ mrad}/\text{hr}$ (測定対象組織の不感層の厚さ $7 \text{ mg}/\text{cm}^2$)、 $9.4 \times 10^{-3} \text{ mrad}/\text{hr}$ (同じく $40 \text{ mg}/\text{cm}^2$)である。

A β -ray Absorbed Dose Rate Meter (I)

Selected pulse counting method to obtain the energy-independent response

Kazuyoshi BINGO, Tooru CHIDA and Katsuo KAWAI

Division of Health Physics and Safety, Tokai, JAERI

(Received September 27, 1976)

A measuring method and dose rate meter for β -ray absorbed dose independent of the β -ray maximum energy have been developed. To obtain constant dose sensitivity (counting rate per absorbed dose rate), a thin plastic scintillator is used as the detector, and the pulses selected by a single channel analyzer (SCA) are counted. The desirable pulse height distribution in obtaining a constant dose sensitivity is obtained with 2 mm thick scintillator. The lower level of discrimination and the window width of the SCA are chosen according to the epidermal thickness of tissue exposed to β -rays.

The dose sensitivity of the absorbed dose rate meter is constant at 50 cps/(mrad/hr) \pm 15 % for β -rays with maximum energy 0.4~3.5 MeV (epidermal thickness 7 mg/cm²) and 0.3~3.5 MeV (epidermal thickness 40 mg/cm²). The absorbed dose rate is given by multiplying the counting rate by a constant factor 2.0×10^{-2} (mrad/hr)/cps. The lower limit of dose rate measurement is 1.7×10^{-2} mrad/hr (7 mg/cm²) and 9.4×10^{-3} mrad/hr (40 mg/cm²).

目 次

I	緒 言	1
II	β 線吸収線量率	1
III	測定方法	3
IV	実験方法および実験結果	7
V	結 論	19
	謝 辞	19
	Appendices	20
	参考文献	26

Contents

I	Introduction -----	1
II	β -ray absorbed dose rate -----	1
III	Method of dose measurement -----	3
IV	Experiments and results -----	7
V	Conclusions -----	19
	Aknowledgements -----	19
	Appendices -----	20
	References -----	26

I 緒 言

放射線防護の目的で線量率を測定するとき、 γ 線用として電離箱式線量計・GM式線量計中性子用として中性子線量当量計などが使用される。これに対して、 β 線の吸収線量率が簡易に測定できる線量計はない。 β 線吸収線量率の測定器として外挿電離箱があるが、一般の放射線場での吸収線量率測定に応用することができない。これは、外挿電離箱の β 線入射側の電極が数 mg/cm^2 と薄いことおよび電極間隙を100ミクロン以下にして使用するために、測定者の動作によって生ずる僅かな空気圧の変化さえも測定の支障となるからである。

入射 β 線の流量率、エネルギーなどの情報がない場合、放射線作業場における β 線吸収線量率を適確に測定評価することは困難である。これは、 β 線は物質によって容易に吸収されるため、吸収線量率が、表面での流量率が同じであっても測定評価の対象となる人体組織の不感層（表皮など）の厚さによって異なり、また、入射 β 線のエネルギーによっても異なるからである。一方、 β 線が生殖腺または造血器管に入射する割合が非常に低く、これらの器管の吸収線量はほぼ無視できるため、 β 線による被曝は軽視されがちである。このような測定の困難さと認識の相違のために、 β 線吸収線量率測定器の開発が遅れたものと思われる。

β 線単位流量率当りの吸収線量率は、 γ 線にくらべ非常に大きい。たとえば、 $1\text{ mrem}/\text{hr}$ になる流量率は、1 MeVの電子線の場合は $4.8\text{ electrons}/\text{cm}^2 \cdot \text{sec}$ であるのに、1 MeVの光子の場合は $5.6 \times 10^2\text{ photons}/\text{cm}^2 \cdot \text{sec}$ である¹⁾。流量率当りの線量当量率にすると、電子は光子の約100倍である。したがって、人体の皮膚線量を考える場合は、 β 線による被曝を重視すべきであることがわかる。このような観点から、入射 β 線のエネルギーに無関係に、任意の人体組織での吸収線量率を直読評価できる測定器の開発研究を実施した。

II β 線吸収線量率

^{*}) 流量率から線量当量率を求める場合、単色エネルギーの電子に対しては、ICRP-21報告¹⁾に示されている換算係数（conversion factor）を用いることができる²⁾。この換算係数は、Spencer, Berger and Seltzer, Alsmiller and Moran³⁾の計算結果を基とした値であり、 $0.1 \sim 2 \times 10^4$ MeVのエネルギー範囲で与えられている。しかし、連続スペクトルをもつ β 線については、換算係数は報告されていない。 β 線の吸収線量率を求める場合一般に、Loevinger⁵⁾の実験式、Cross, Berger⁶⁾の計算結果が利用される。Loevingerの実験式は、減弱係数 μ の関数として与えられている。Crossの計算は、Spencerの理論計算（電子線、輸送方程式^{3, 8)}）を基礎として、連続スペクトルをもつ β 線の場合に応用し、37核種について空気中または水中での線量分布を求めたものである。Bergerは、モンテカルロ法を採用している⁹⁾。

^{*}) 線量当量 = 吸収線量 \cdot 線質係数 \cdot 修正項の積 ($H = D \cdot Q \cdot N$)。電子の場合は $Q = 1$ なので、数値的には（単位の違いを無視）、線量当量は吸収線量に等しい。本報では、吸収線量を採用する。

I 緒 言

放射線防護の目的で線量率を測定するとき、 γ 線用として電離箱式線量計・GM式線量計中性子用として中性子線量当量計などが使用される。これに対して、 β 線の吸収線量率が簡易に測定できる線量計はない。 β 線吸収線量率の測定器として外挿電離箱があるが、一般の放射線場での吸収線量率測定に応用することができない。これは、外挿電離箱の β 線入射側の電極が数 mg/cm^2 と薄いことおよび電極間隙を100ミクロン以下にして使用するために、測定者の動作によって生ずる僅かな空気圧の変化さえも測定の支障となるからである。

入射 β 線の流量率、エネルギーなどの情報がない場合、放射線作業場における β 線吸収線量率を適確に測定評価することは困難である。これは、 β 線は物質によって容易に吸収されるため、吸収線量率が、表面での流量率が同じであっても測定評価の対象となる人体組織の不感層（表皮など）の厚さによって異なり、また、入射 β 線のエネルギーによっても異なるからである。一方、 β 線が生殖腺または造血器管に入射する割合が非常に低く、これらの器管の吸収線量はほぼ無視できるため、 β 線による被曝は軽視されがちである。このような測定の困難さと認識の相違のために、 β 線吸収線量率測定器の開発が遅れたものと思われる。

β 線単位流量率当りの吸収線量率は、 γ 線にくらべ非常に大きい。たとえば、 $1\text{mrem}/\text{hr}$ になる流量率は、1 MeVの電子線の場合は $4.8\text{electrons}/\text{cm}^2 \cdot \text{sec}$ であるのに、1 MeVの光子の場合は $5.6 \times 10^2\text{photons}/\text{cm}^2 \cdot \text{sec}$ である。¹⁾流量率当りの線量当量率にすると、電子は光子の約100倍である。したがって、人体の皮膚線量を考える場合は、 β 線による被曝を重視すべきであることがわかる。このような観点から、入射 β 線のエネルギーに無関係に、任意の人体組織での吸収線量率を直読評価できる測定器の開発研究を実施した。

II β 線吸収線量率

流量率から線量当量率^{*}を求める場合、単色エネルギーの電子に対しては、ICRP-21報告¹⁾に示されている換算係数（conversion factor）を用いることができる。²⁾この換算係数は、Spencer, Berger and Seltzer,³⁾ Alsmiller and Moran⁴⁾の計算結果を基とした値であり、 $0.1 \sim 2 \times 10^4$ MeVのエネルギー範囲で与えられている。しかし、連続スペクトルをもつ β 線については、換算係数は報告されていない。 β 線の吸収線量率を求める場合一般に、Loevinger⁵⁾の実験式、Cross, Berger,⁶⁾ の計算結果が利用される。Loevingerの実験式は、減弱係数 μ の関数として与えられている。Crossの計算は、Spencerの理論計算（電子線、輸送方程式）^{3, 8)}を基礎として、連続スペクトルをもつ β 線の場合に応用し、37核種について空気中または水中での線量分布を求めたものである。Bergerは、モンテカルロ法を採用している。

*) 線量当量 = 吸収線量 \cdot 線質係数 \cdot 修正項の積 ($H = D \cdot Q \cdot N$)⁹⁾、電子の場合は $Q = 1$ なので、数値的には（単位の違いを無視）、線量当量は吸収線量に等しい。本報では、吸収線量を採用する。

本報では、Cross の計算結果を吸収線量の基準として採用する。その理由は、Berger の計算値と合っていること、および、10MeV以下の電子線に対するICRP-21の換算係数はCrossが計算の基礎としたSpencerの計算値を採用しているからである。

Cross の計算を基にして求めたβ線単位流量率当りの吸収線量率とβ線最大エネルギーとの関係をFig. 1に示した。人体の軟組織は水とほぼ等しいものとして、水に対する計算値を用いた。表皮(不感層)の厚さが7mg/cm²は通常の人体皮膚に、40mg/cm²は指先・掌などに対応する。流量率は入射表面での値をとっているため、不感層が厚い場合、低エネルギーβ線による吸収線量率が小さくなっている。最大エネルギーが同じであっても、β崩壊核種の遷移の型、原子番号によってエネルギースペクトルが異なるので、単位流量率当りの吸収線量率もまた異なるはずである。しかし、Fig. 1で示されているように、ほとんどの核種は内挿曲線と±10%以内で一致している。このため、本報では、最大エネルギーを指標にとり、Fig. 1で示されている曲線を、吸収線量率、流量率換算の基準とした。

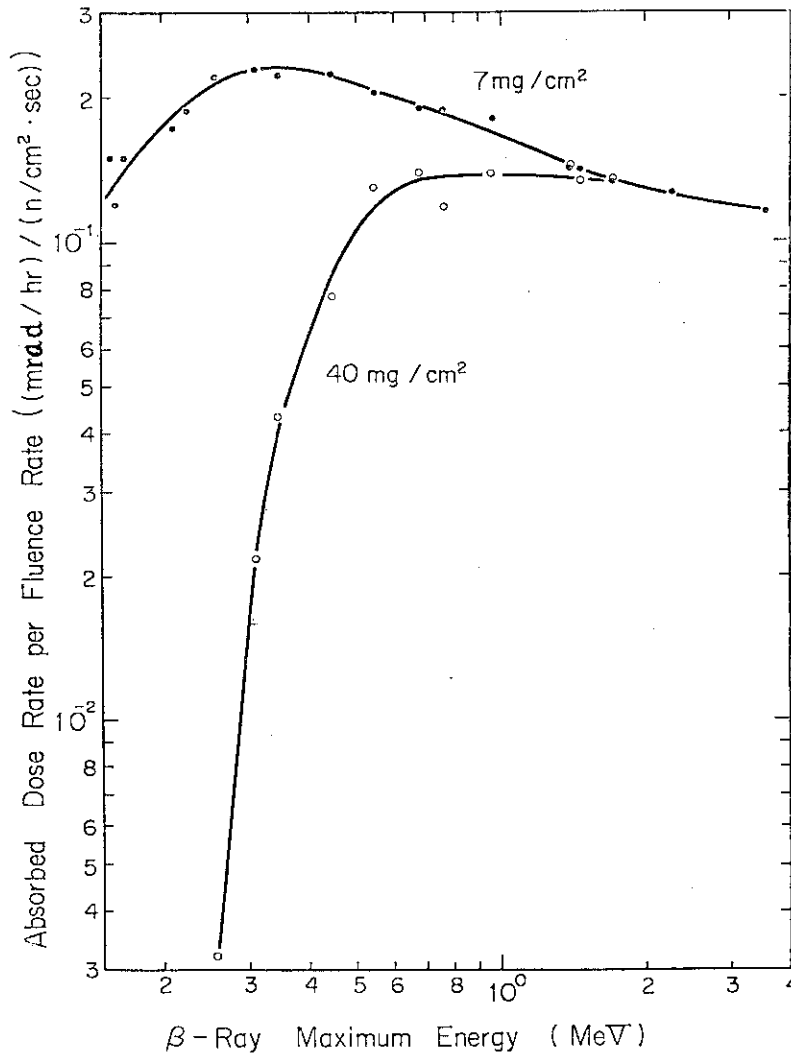


Fig. 1 β-ray absorbed dose rate per fluence rate at a surface as a function of Maximum energy. Parameters in the figure are epidermal thickness.

III 測定方法

この研究の目的は、 β 線単位流量率当りの計数率が、Fig. 1で示した単位流量率当りの吸収線量率と広いエネルギー範囲にわたって比例関係を示すような測定法および測定器を開発することである。このような測定器が開発できると、 β 線のエネルギーなどの情報がなくとも、計数率に定数を乗ずることにより、吸収線量率の直接測定が可能となる。この目的のために、検出器としてプラスチックシンチレータを用い、 β 線によるパルスのうち特定の波高値をもつパルスのみをシングルチャンネルアナライザー (SCA) を用いて選択的に計数する方法を検討した。

40 ϕ × 20 mmのプラスチックシンチレータを用いたときの ^{60}Co (最大エネルギー 0.31 MeV)、 ^{204}Tl (同 0.766 MeV)、 ^{90}Y (同 2.27 MeV) の β 線の波高分布をFig. 2に示した。比較のため ^{137}Cs の波高分布も図示した。内部転換電子 (0.63 MeV^{*1)}) のパルスによる波高分布のピークが24チャンネルにある。Fig. 2では、遮光膜の表面での β 線流量率が ^{60}Co 、 ^{204}Tl 、 ^{90}Y 、 ^{137}Cs それぞれ同じになるように規格化して波高分布を示した。^{*2)}このような波高分布をもつ β 線のパルスのうち、特定の波高値をもつパルスすなわち特定チャンネル間のパルスのみを選択計数することによって、核種ごとの計数割合を変えることができる。たとえば、15チャンネル以上の波高値をもつパルスのみを計数すると、 ^{60}Co の β 線が入射しても計数しないが ^{204}Tl 、 ^{90}Y などのエネルギーの高い β 線の場合は計数することが、Fig. 2からわかる。一方、Fig. 1で示されているように、エネルギーの低い β 線の場合、不感層が厚くなると単位流量率当りの吸収線量率が低くなる。このため、吸収線量率と計数率の比を広いエネルギー範囲にわたって一定に保つためには、不感層が厚い場合は低エネルギー β 線に対しては計数割合を低くすべきである。それには、計数すべき波高値の下限を高くすればよいことがFig. 2からわかる。以上の結果から、不感層の厚さに対応して特定の波高値をもつパルスのみを計数することにより、 β 線単位流量率当りの吸収線量率と計数率との比を広いエネルギー範囲で一定にすることがあることがわかる。 ^{60}Co 、 ^{204}Tl 、 ^{90}Y の3核種を例に検討する。

^{60}Co 、 ^{204}Tl 、 ^{90}Y の β 線単位流量率当りの吸収線量率 (不感層, $t \text{ mg/cm}^2$) をそれぞれ $D_t(^{60}\text{Co})$ 、 $D_t(^{204}\text{Tl})$ 、 $D_t(^{90}\text{Y})$ とする。また、不感層の厚さ $t \text{ mg/cm}^2$ に対応して波高値の下限 L_t 、上限 U_t を定め、その間の波高値をもつパルスのみを計数したときの ^{60}Co 、 ^{204}Tl 、 ^{90}Y の β 線単位流量率当りの計数率をそれぞれ $C_t(^{60}\text{Co})$ 、 $C_t(^{204}\text{Tl})$ 、 $C_t(^{90}\text{Y})$ とする。 L_t 、 U_t を適当に選ぶことにより、

$$\frac{D_t(^{60}\text{Co})}{C_t(^{60}\text{Co})} = \frac{D_t(^{204}\text{Tl})}{C_t(^{204}\text{Tl})} = \frac{D_t(^{90}\text{Y})}{C_t(^{90}\text{Y})} = \kappa_t \quad (1)$$

*1) K殻 624 KeV, L殻 656 KeVであるが、¹⁰⁾ Fig. 2からわかるようにK, Lの分解測定ができない。K殻からの電子の割合が多いので0.63 MeVとした。

*2) ^{60}Co 、 ^{137}Cs のように $\beta \cdot \gamma$ 線源の場合、 β 線および γ 線によるパルスの波高分布を分離して測定すべきである。その方法については「 β 線吸収線量率測定器の開発(III)」に述べる。

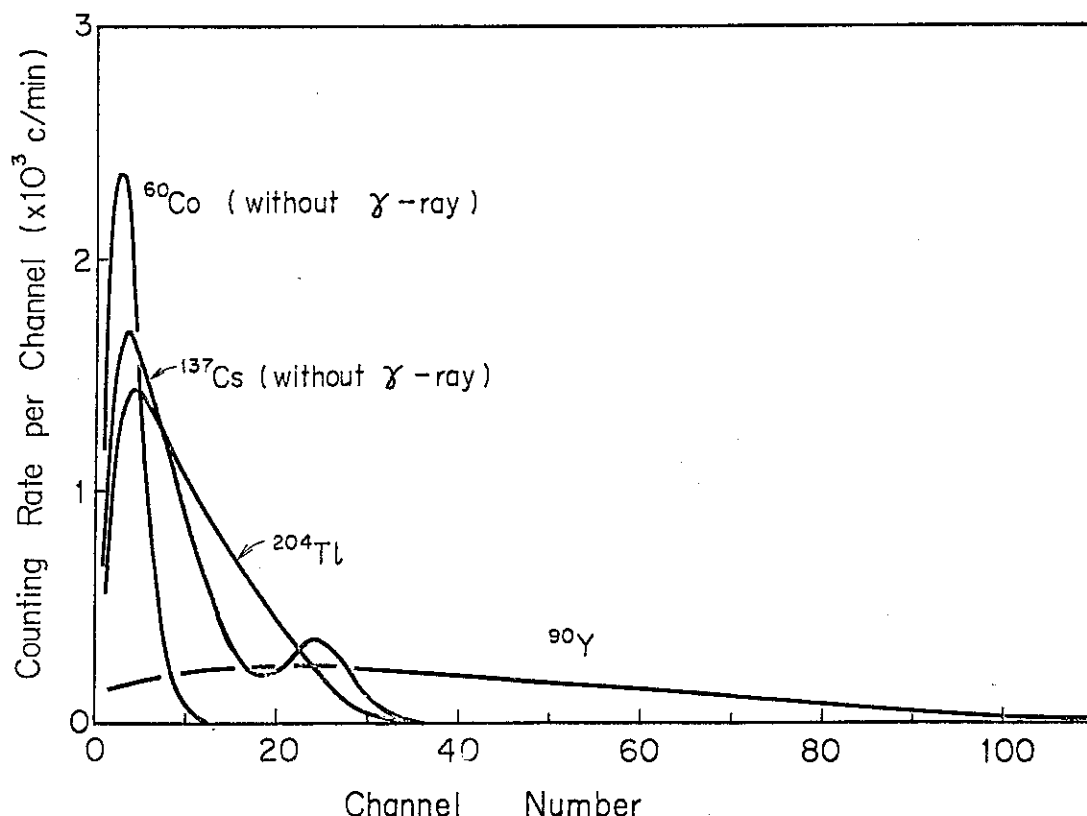


Fig. 2 Pulse height distributions of β -rays measured by the 20 mm thick plastic scintillator.

の比例関係が得られるようにする。この3核種以外についても(1)式の関係が得られるように、 L_t 、 U_t を定め、この間の波高値をもつパルスのみを計数する測定器をつくれば、計数率に定数 k_t を乗ずることによって任意の不感層厚の人体組織の吸収線量率を測定することが可能となる。

不感層の厚さが 7 mg/cm^2 である人体組織の吸収線量率を測定する場合の波高値の選択下限 L_7 、上限 U_7 を、Fig. 2で示した波高分布を例に定めてみたが、(1)式の関係を得ることができなかった。すなわち、 $D_7(^{60}\text{Co}) : D_7(^{204}\text{Tl}) : D_7(^{90}\text{Y}) = 100 : 83 : 55$ の割合なので、 $C_t(^{60}\text{Co}) : C_t(^{204}\text{Tl}) = 100 : 83$ の割合になるように L_7 、 U_7 を定めると、 $C_t(^{90}\text{Y})$ は19の割合となり、(1)式の関係が成立しない。 $C_t(^{60}\text{Co}) : C_t(^{90}\text{Y}) = 100 : 55$ となるように L_7 、 U_7 を定めると、 $C_t(^{204}\text{Tl})$ は163の割合となり、やはり(1)式の関係が成立しない。成立しない原因は、 ^{90}Y のようにエネルギーの高い β 線の場合、波高値の小さいパルスが少ないことにある。

測定系の増幅率などの条件を変えずに、エネルギーの高い β 線によるパルスで波高値の小さい成分を多くするには、高エネルギー β 線、たとえば ^{90}Y β 線の飛程より薄いシンチレータを用いればよい。シンチレータが飛程よりも薄いと、 ^{90}Y の β 線の一部はシンチレータを通過してしまうので、そのエネルギーの一部のみがシンチレータ内で失われ光に変換される。その結果、シンチレータが厚い場合には大きな波高値となるはずのパルスが小さなパルスとなる。一方、 ^{60}Co 、 ^{204}Tl の β 線はエネルギーが低いのでシンチレータを通過せず、シンチレー

タ内ですべてのエネルギーを損失し、その波高分布はシンチレータが厚い場合と同じである。

(1)式の関係を得るのに最適な波高分布となるシンチレータの厚さを調べるために、直径40φ、厚さが0.5, 1, 2, 3, 5, 10mmの6個のプラスチックシンチレータを用意した。これらのシンチレータは松下電工製の大型ブロックの一部分を切断し加工成型した。プラスチックシンチレータの諸特性をTable 1 に示した。 ^{90}Sr - ^{90}Y 溶液を沓紙に吸取り乾燥後ポリエチレンシートでシールした線源を用いて、シンチレータの厚さを変えたときの波高分布の変化を調べた。その一部をFig. 3 に示した。増幅器のgainを一定に保ち、また、線源とシンチレータ表面との距離、測定時間も同じにした。図では、エネルギーの低い ^{90}Sr のβ線によるパルスは差引き(Appendix I 参照), ^{90}Y のβ線によるパルスの波高分布を示した。シンチレータの厚さに依存してピークが現われることがわかる。これは、シンチレータを通過したβ線がその一部分のエネルギーをシンチレータ内に損失したために生じたものである。ただし、116チャンネルを中心としたピークは、これ以外の成因によるものと思われる(Appendix II 参照)。

シンチレータが薄いとシンチレータ内で損失するエネルギーが少ないので、シンチレータが薄くなるに従って、波高値の低いパルスの割合が多くなる。 ^{90}Sr - ^{90}Y 以外の線源についても波高分布を調べた結果、(1)式の関係を得るためには、この6種類のシンチレータのうちでは、厚さ2mmのシンチレータを用いたときの波高分布が適当であることがわかった。このため、厚さ2mmのシンチレータを用いて、上述の測定法の検証実験を実施した。

Table 1. Specifications of plastic scintillator

Composition	Styrene (+ 40 ppm inhibitor)	100
	P-terphenyl	1
	POPOP	0.03
Density	1.04 ~ 1.06 g/cm ³	
Softening temperature	70 ~ 100 °C	
Refractive index	1.539	
Light output	60 % anthracene	
Decay time	$2 \sim 5 \times 10^{-9}$ sec	
Wave length Maximum Emission	4.2×10^3 Å	

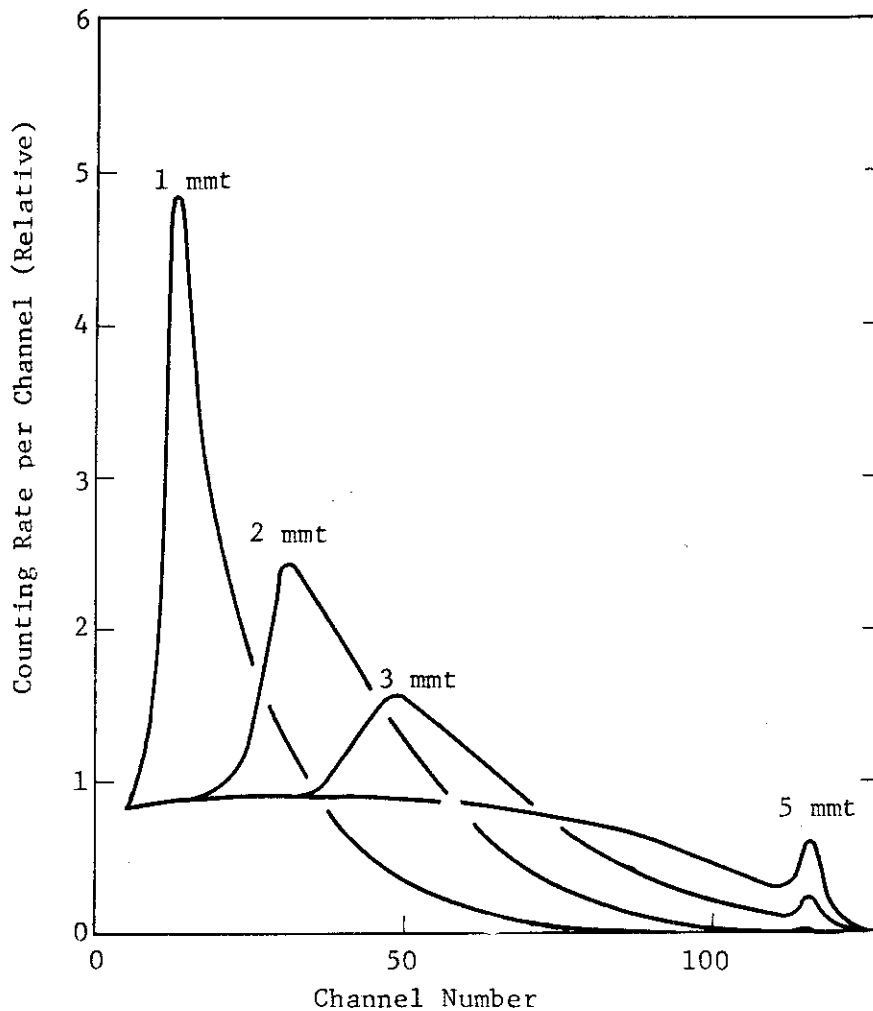


Fig. 3 Pulse height distributions of ^{90}Y β -rays measured by various thick plastic scintillators. Parameters are the thickness of scintillators.

IV 実験方法および実験結果

線 源

実験に使用した β 線線源は、 ^{35}S , ^{45}Ca , ^{60}Co , ^{185}W , ^{137}Cs , ^{204}Tl , ^{198}Au , ^{24}Na , ^{32}P , ^{90}Y , ^{42}K の11種類である。 ^{60}Co , ^{137}Cs を除いた9種類の線源は、厚さ 0.85 mg/cm^2 のアルミ両面蒸着膜に、原研アイソトープ製造部製の液状線源を 0.01 mL 以下滴下し乾燥して作製したものである。

蒸着膜は、外径 40 mm 内径 15 mm (厚さ 0.3 mm)のステンレススチール製リング2枚にはさまれ支持されている。2枚のリングが4個の黄銅製ハトメで締合せられているので、蒸着膜は、確実に支持されるのみならず、両面が金属に接触しているため導電性も保たれている。線源の大きさは、 $2\text{ mm}\phi$ 以下である。厚さは痕跡が確認できる程度なので、線源の自己吸収は無視できる。これら9種類の線源の放射能は、 4π gas flow counterで測定した。 ^{60}Co , ^{137}Cs は、フランスCEA(Saclay)製の γ 線用校正線源を利用した。点状の線源が薄い2枚のプラスチック膜にはさまれ、 $38\text{ mm}\phi$ (内径約 22 mm)のステンレススチール製リングで支持されている。線源の厚さは2枚のプラスチック膜ともども約 10 mg/cm^2 である。

線源の最大エネルギー、 γ 線の有無、内部転換電子の存在、実験の基準日における放射能をTable 2に示した。

実験装置

実験に使用した測定系のブロックダイアグラムをFig. 4に示した。実験に当っては主として多重波高分析器の系を用いて解析した。点線に囲んだ系は、サーベイメータとして使用する場合を想定した測定系である。

検出器の前側部分の断面図をFig. 5に示した。プラスチックシンチレータの厚さは 2 mm である。遮光膜としてアルミ両面蒸着膜を2枚(計 1.7 mg/cm^2)を使用した。これは、蒸着膜に肉眼では確認できないようなpin holeがままあるので、2枚重ねて用いることにより遮光を完全にするためである。そして、サーベイメータとして多数使用するとき、機械的に2枚重ねにして保守できるので業務が簡素となる。コリメータはアクリル樹脂製で、平行入射の場合 1 cm^2 になるようにした。エネルギーの高い β 線の場合、シンチレータに近いコリメータを通過して入射する可能性があるため、アクリル樹脂製フィルタを用いて、通過率^{*}を実験的に求め補正することにした。

個数感度

β 線単位流量率当りの計数率を求めるためには、線源の放射能、線源と検出器との幾何学的条件(立体角、コリメータ通過割増補正)のほか、線源とシンチレータ間の空気層による吸収の補正が必要である。このため、ポリエステルフィルム(0.55 mg/cm^2)を重ねたフィルタを用いて吸収曲線を測定し、空気層がないと想定したときの計数率を外挿法で求めた。その実測例をFig. 6に示した。

2 mm のシンチレータを用いたときの ^{35}S , ^{60}Co , ^{137}Cs , ^{204}Tl , ^{90}Y の β 線の波高分布を

*) 通過率の測定結果については「直読式 β 線吸収線量率測定器の開発Ⅱ」に述べる

(投稿予定)

Table 2. Specification of β -ray source

Nuclide	Max. Energy (MeV)	γ -ray (MeV)	Conversion Electron (MeV)	Activity (dps)
^{35}S	0.167			3.41×10^4
^{45}Ca	0.258			5.29×10^3
^{60}Co	0.31 1.48 ($\sim 0.1\%$)	1.173($\sim 99.9\%$) 1.332($\sim 100\%$)	trace	2.86×10^4
^{185}W	0.43			1.37×10^4
^{137}Cs	0.514 (93.5%) 1.176 (6.5%)	0.662 (85.1%)	0.624 0.656 > ($\sim 8\%$)	4.03×10^4
^{204}Tl	0.766			7.29×10^2
^{198}Au	0.29 ($\sim 1\%$) 0.96 ($\sim 99\%$) 1.37 (0.025%)	0.412 ($\sim 97\%$) 0.676 (0.8%) 1.088 ($\sim 0.2\%$)	0.329 0.398 > ($\sim 3\%$)	5.69×10^4
^{24}Na	1.39 ($\sim 100\%$)	1.369 ($\sim 100\%$) 2.754 ($\sim 100\%$)	trace	3.95×10^4
^{32}P	1.71			
^{90}Y	2.27	1.75 ($\sim 0.02\%$)		2.62×10^3
^{42}K	1.97 (18%) 3.56 (82%)	1.524 (18%) others ($\sim 0.3\%$)		2.82×10^4

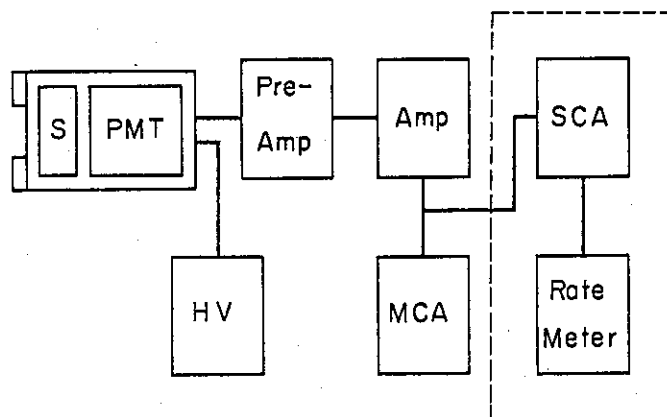


Fig. 4 Block diagram of β -ray absorbed dose rate meter
 S: scintillator, PMT: photomultiplier tube,
 Amp.: amplifier, MCA: multichannel analyzer,
 SCA: single channel analyzer,
 Rate Meter: dose rate meter.

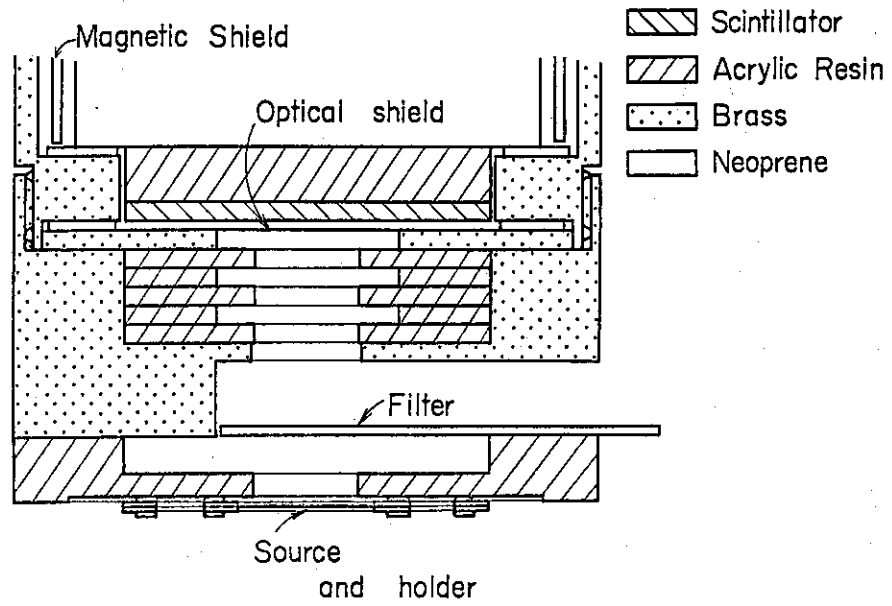


Fig. 5 Constructive view of detector head.

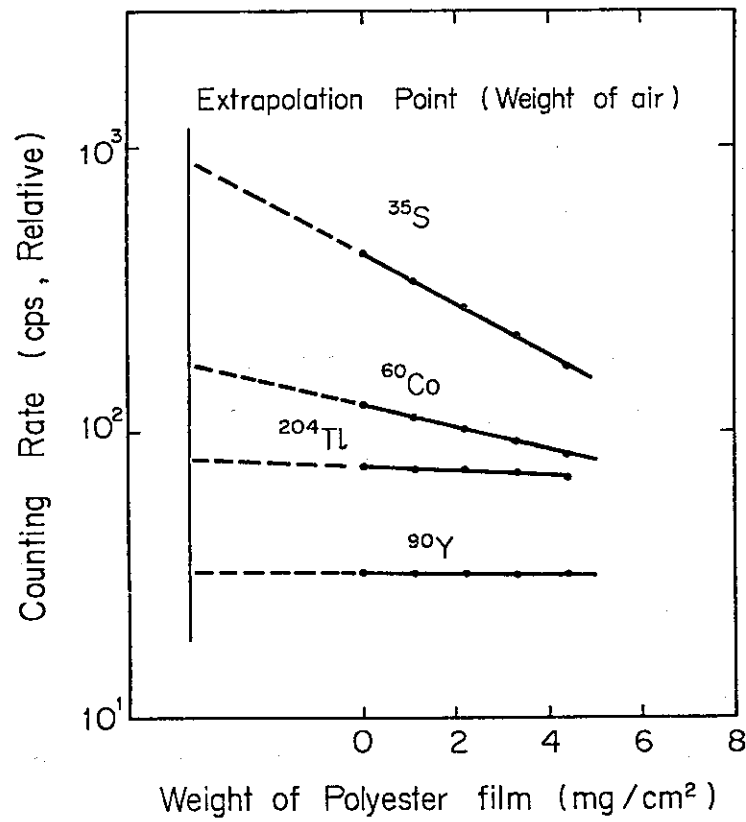


Fig. 6 Extrapolation for obtaining a counting rate assumed without air.

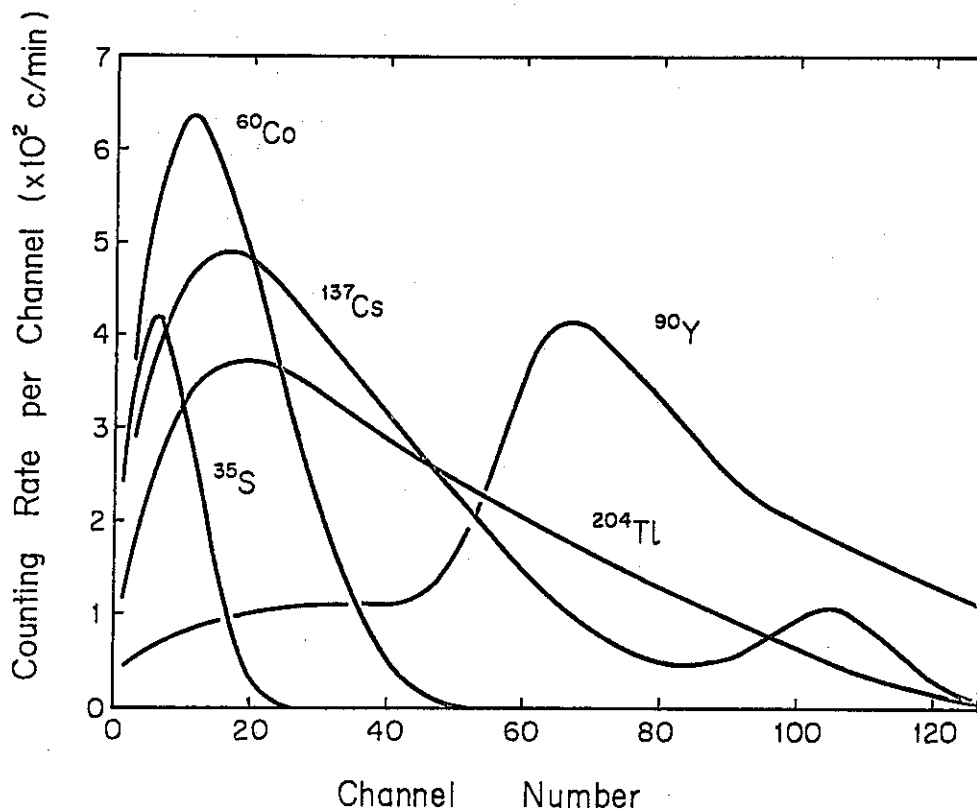


Fig. 7 Pulse height distributions of β -rays measured by the 2 mm thick plastic scintillator.

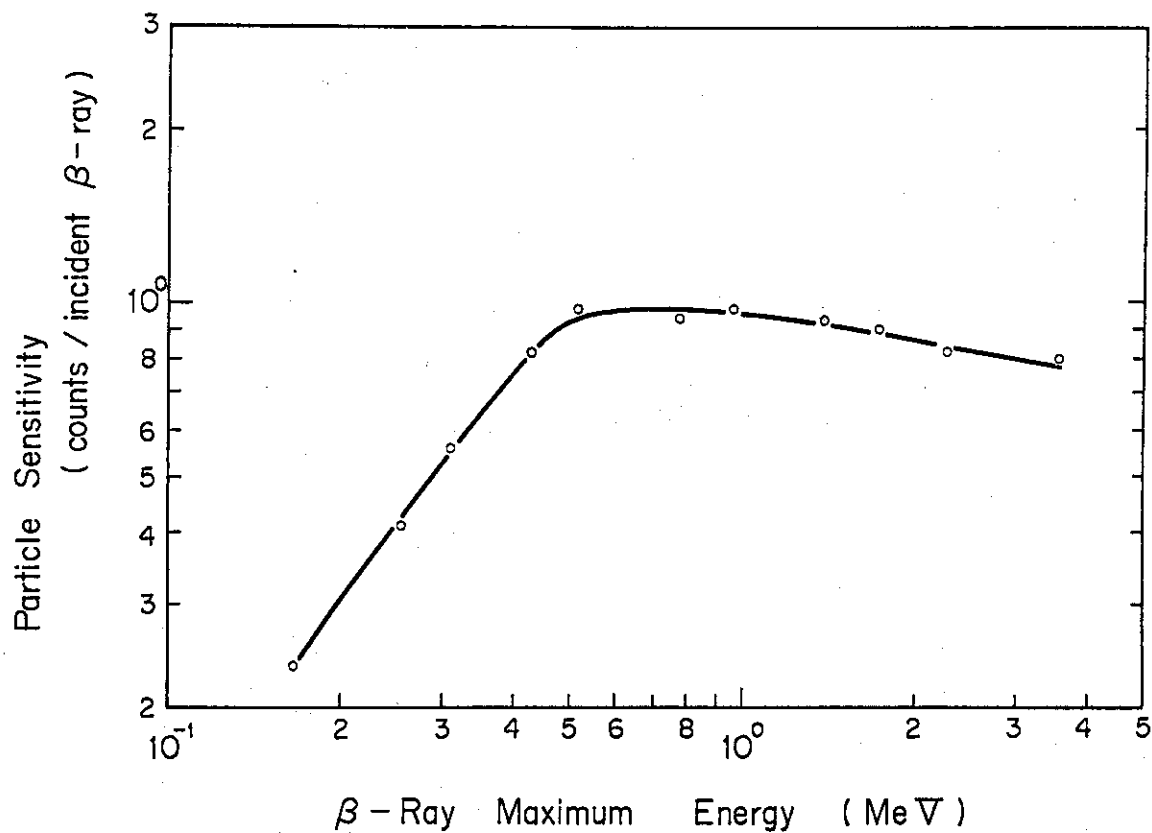


Fig. 8 Particle sensitivity of β -ray absorbed dose rate meter.

Fig. 7に示した。増幅器のgainは、Fig. 2で示した測定の場合の4倍である。 ^{90}Y β 線の場合、シンチレータの厚みが飛程よりも小さいために、エネルギーの一部のみをシンチレータ内で損失することになり波高値の低いパルスが増し、67チャンネルを中心にして波高分布のピークが現われる。

測定器の個数感度 (particle sensitivity, counts/incident β -ray), $S_p(E_{\max})$ を次の式から求めた。

$$S_p(E_{\max}) = \frac{C_o(E_{\max}) \cdot M(E_{\max})}{A(E_{\max}) \cdot \Omega(E_{\max}) (1+C) B(E_{\max})} \quad (2)$$

ここで、 $C_o(E_{\max})$ は、最大エネルギーが E_{\max} MeV である β 線による全計数率 (Fig. 7 で示されている波高分布の全チャンネルの計数率) である。 $M(E_{\max})$ は、空気層による吸収の補正係数である。Fig. 6 で示されているようにエネルギーの低い β 線の場合、 $M(E_{\max})$ は大きい。 $A(E_{\max})$ は、線源の放射能である。 $\Omega(E_{\max})$ は、線源と検出器との幾何学的条件である。コリメータを通過して入射する割合をも考慮してあるので、エネルギーが高くなるに従って $\Omega(E_{\max})$ は大きくなる。たとえば、 ^{35}S の場合 $\Omega(0.167) = 1.02 \times 10^{-2}$ であるのに、 ^{90}Y の場合は 1.36×10^{-2} である。 C は、内部転換電子による計数の補正項である。 $B(E_{\max})$ は、線源支持用アルミ蒸着膜および線源背面の空気層による後方散乱のため、計数率が増加するのを補正するための係数である (Appendix III 参照)。

(2)式から求めた測定器の個数感度を Fig. 8 に示した。エネルギーが高くなるに従って個数感度が高くなるが、1 MeV を超えると逆に少しずつ低くなる。これは、波高値の高い一部のパルスを計数していないからである (Fig. 7 の ^{90}Y β 線の波高分布参照)。

線量感度

(1)式を満足するように L_t , U_t を選定するときの指標として、線量感度 (dose sensitivity) を定義し、この線量感度が広いエネルギー範囲で一定値となるように、計数すべきパルスの波高値範囲を決定する。

$$S_{d,t}(E_{\max}) = 4\pi \frac{S_p(E_{\max}) C_t(E_{\max}) / C_o(E_{\max})}{D_t(E_{\max})} \quad (3)$$

ここで、 $S_{d,t}(E_{\max})$ は、最大エネルギーが E_{\max} MeV である β 線に対して、不感層が t mg/cm² である人体組織の吸収線量率を評価する場合の測定器の線量感度である。そして、 κ_t の逆数として定義されている。係数 4π は、入射窓・シンチレータの面積である。すなわち、入射窓をシンチレータの直径と同じにした場合の線量感度を求めるのである。 $S_p(E_{\max})$ は、Fig. 8 で示されている個数感度である。 $C_t(E_{\max})$ は、不感層が t mg/cm² である人体組織の吸収線量率を測定するために選択した波高値をもつパルス (Fig. 7 で示されているような波高分布をもつ E_{\max} MeV の β 線の特定チャンネル間のパルス) のみを計数したときの計数率である。 $D_t(E_{\max})$ は、不感層が t mg/cm² である組織における β 線単位流量率当りの吸収線量率である。

人体の皮膚線量を測定する場合は $t = 7$ (mg/cm²)^{*} である。この場合、0.3~0.4 MeV の β

*) 全身の表皮層厚として従来から 7 mg/cm² が採用されてきたが 4 mg/cm² にすべきだとする報告がある。
(11)

線に対する計数割合を高くすればよいことが、Fig. 1 からわかる。このため、低波高値のパルスをもとして計数する。2~80チャンネル間の波高値をもつパルスのみを計数したときの線量感度 $S_{d,7}(E_{max})$ をFig. 9に示した。0.4~3.5 MeVのエネルギー範囲で線量感度は50 cps/(mrad/hr)±15%で一定であることが図からわかる。それゆえ、このエネルギー範囲のβ線に対しては、計数率に $k_7 = 2.0 \times 10^{-2}$ (mrad/hr)/cpsを乗ずることによって吸収線量率を求めることができる。最大エネルギーが0.4 MeV未満のβ線に対しては、Fig. 9からわかるように測定器の線量感度が低いので過小評価となる。たとえば、0.3, 0.2, 0.15 MeVのβ線による吸収線量率を測定すると、それぞれ42, 58, 60%の過小評価となる。

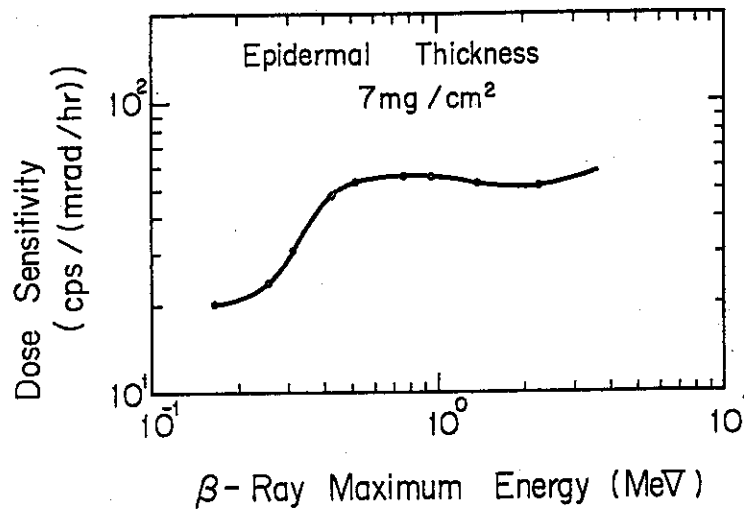


Fig. 9 Dose sensitivity of β -ray absorbed dose rate meter. Epidermal thickness is 7 mg/cm². Pulses between 2 and 80 channels in the MCA are counted.

$t = 40$ mg/cm²の場合、エネルギーの低いβ線は、対象となる人体組織に到達する割合が非常に小さいのでFig. 1で示されているように単位流量率当りの吸収線量率が小さな値となっている。このため、低エネルギーβ線に対しては計数割合を低くすべきである。それには、計数すべきパルスの下限波高値を高くすればよいことがFig. 7の波高分布からわかる。波高値の選択下限 L_{40} を高くし、かつ上限 U_{40} を調整し、 $t = 40$ mg/cm²の場合にも、 $k_{40} = k_7 = 2 \times 10^{-2}$ (mrad/hr)/cpsとなるようにした。26~86チャンネル間のパルスのみを計数したときの線量感度 $S_{d,40}(E_{max})$ をFig. 10に示した。0.3~3.5 MeVの範囲で線量感度が50 cps/(mrad/hr)±15%で一定であることがわかる。エネルギーの低い⁴⁵Caの場合は2.8倍の評価となる。これは、単位流量率当りの吸収線量率が非常に小さいため、僅かな計数率であっても線量感度としては大きくなるためである。

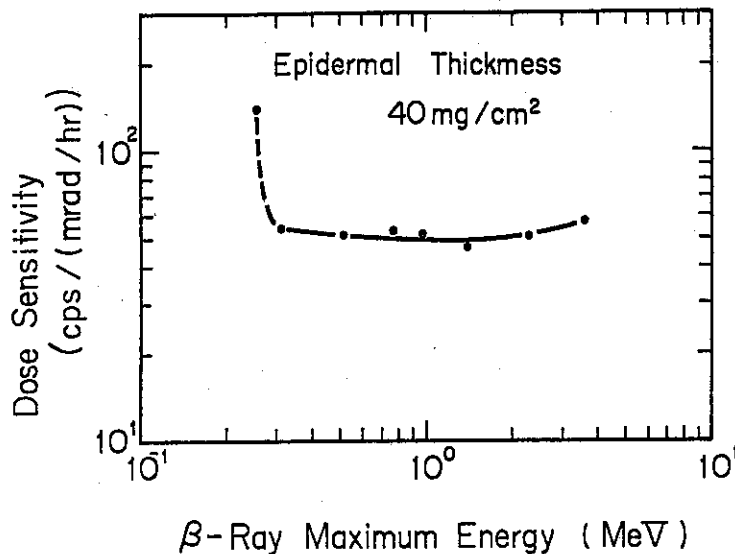


Fig. 10 Dose sensitivity of β -ray absorbed dose rate meter. Epidermal thickness is 40 mg/cm^2 . Pulses between 26 and 86 channels in the MCA are counted.

現場における測定

実際の放射線場で β 線による吸収線量率を測定するときには、多重波高分析器を使用せず、Fig. 4で示した点線内の系を用いる。波高値の選別にはSCAを用いる。 $\kappa_7 = \kappa_{40}$ であるから、線量率指示計としてのrate meterの表示は、不感層の厚さに関係なく $1 \text{ cps} = 2 \times 10^{-2} \text{ mrad/hr}$ とする(β 線による被曝を考えるとときには、主に皮膚線量(表皮層 7 mg/cm^2)が対象となる。次に、指先で β 線放出核種を取扱うことも多いので、 40 mg/cm^2 の不感層が重要である)。

不感層の厚さに対応して、波高値の選択下限 L_t および上限 U_t が異なる。このため、SCAには、波高値の選択下限および上限を設定するための可変機構を並列に複数個用意する。これは、不感層の厚さに対応して前もって設定した波高値の選択下限および上限を、外部のロータリースイッチで任意に選べるようにするためである。

波高値とチャンネル数の関係をFig. 11に示した。不感層が 7 mg/cm^2 であるときには、2~80チャンネルに対応してSCAの波高値選択幅を $0.30 \sim 5.22 \text{ V}$ に設定する。不感層が 40 mg/cm^2 であるときには、 $1.80 \sim 5.65 \text{ V}$ に設定する。波高値は増幅器のgainによって変わるので、 ^{137}Cs の内部転換電子によるパルスの波高値を指標にすればよい。本実験においては、Fig. 7で示されているように106チャンネルに、 ^{137}Cs の内部転換電子によるパルスのピークがある。106チャンネルは 6.30 V に対応している。

吸収散乱による β 線スペクトル変化の影響

β 線が空気層や近辺の物質によって散乱され、人体表面もしくは検出器入射時のエネルギー・スペクトルが、本実験でのスペクトルと異なることが予想される。両者が極端に異なる場合は、前述の線量感度が得られない可能性がある。この件についての検討実験を2,3実施した。線源と検出器の間には 3.7 mg/cm^2 の空気層があるので、この空気層によるスペクトルの変化を調べるために、原子番号の小さいポリエステルフィルム(0.55 mg/cm^2)をフィルタとし

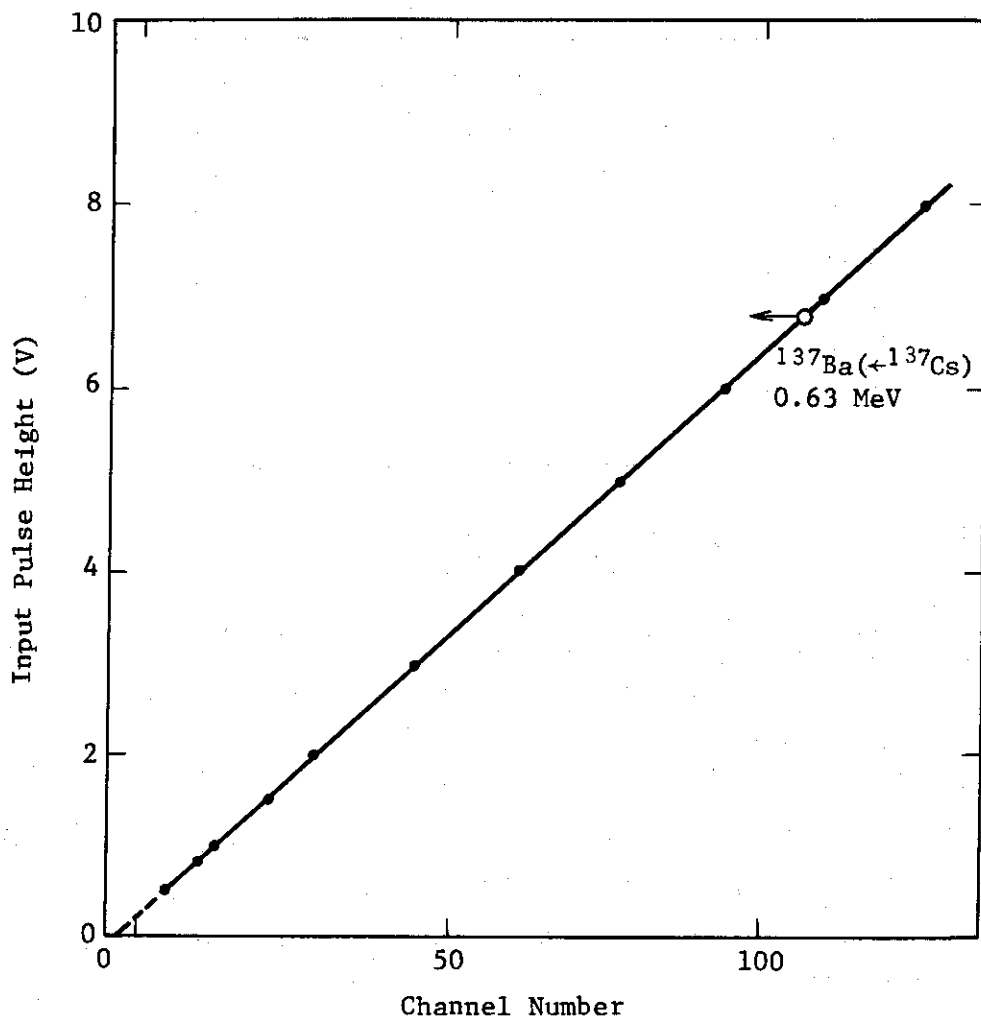


Fig. 11 Relation between input pulse height and channel number.

て用い、波高分布を測定した。 ^{90}Y のようにエネルギーの高い β 線は、ほとんど吸収されない
ので (Fig. 6 参照)、波高分布もまた変化しない。 ^{35}S β 線は、 3.5 mg/cm^2 のポリエステル
フィルタがあると計数率が半分となる。ポリエステルフィルムの枚数を 0, 2, 4, 6 としたと
きの ^{35}S β 線の波高分布を Fig. 12 に示した。フィルタ厚の相違によって計数率は変化するが、
波高分布の型はほとんど変化しないことがわかる。

^{45}Ca , ^{185}W などの β 線についても同様である。これらのことから、空気層が薄い場合は、前述
の線量感度の測定結果に影響しないことがわかる。

空気層や β 線遮蔽物が厚い場合の波高分布の変化を調べるために、厚さ 20 mm のプラスチッ
クシンチレータを用い、アクリル板をフィルタとした場合の波高分布を測定した。フィルタの
厚さを変えたときの ^{90}Y β 線の波高分布の変化を Fig. 13 に示した。フィルタが厚くなるに従
って、波高値の低いパルスが相対的に多くなってゆくことがわかる。フィルタの厚さが 2 mm
であるときの波高分布は、 ^{32}P β 線のフィルタ無しの場合の波高分布に似ている。空気層では
約 6 m の厚さに対応するアクリル板の厚さ 6 mm のフィルタを用いたときの ^{90}Y β 線の波高分布
は、比較のために示した ^{204}Tl β 線 (フィルタ無し) の波高分布にやや似ている。このことか
ら、フィルタを通過した後の β 線の波高分布は、最大エネルギーがより低い核種の吸収散乱の

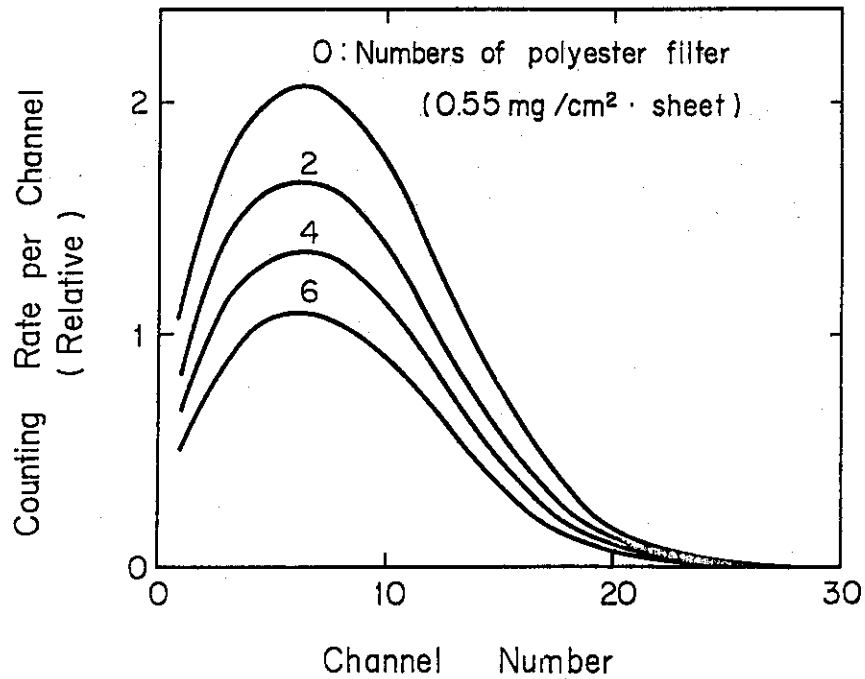


Fig. 12 Pulse height distributions of ³⁵S β-rays passed through a polyester filters.

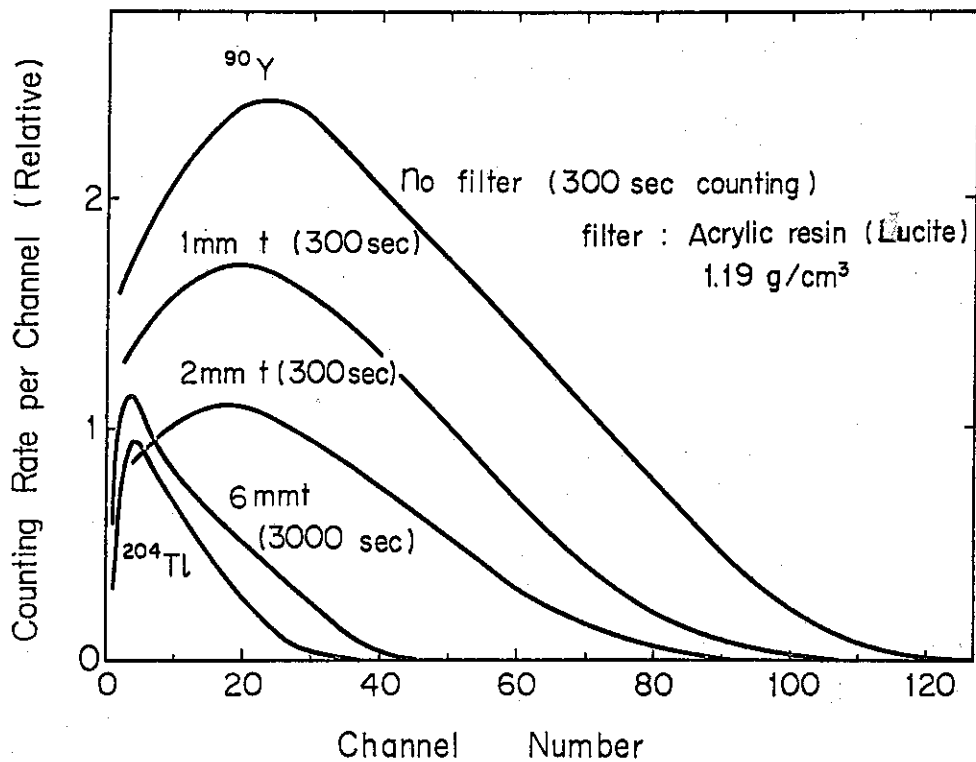


Fig. 13 Pulse height distributions of ⁹⁰Y β-rays passed through an acrylic resin filter. The pulse height distribution of ⁹⁰Y β-rays with a 6 mm thick acrylic resin filter is compared with that of ²⁰⁴Tl β-rays without the filter.

ない場合の波高分布に近似できることがわかる。

不感層が 7 mg/cm^2 である全身皮膚の吸収線量率を測定する場合、最大エネルギーが 0.4 MeV 未満の β 線に対する線量感度が低いから、空気層などで散乱された β 線の波高分布が、このエネルギー範囲の β 線の波高分布と近似的に等しくなったときには、線量率測定が過小評価となる。しかし、 ^{90}Y β 線のように最大エネルギーが高い場合は、Fig. 13 で示されているように 6 m の空気層に対比できる厚さのフィルタを通過した後であってもその波高分布は、フィルタの無い場合の ^{204}Tl β 線の波高分布よりもやや波高値の高い成分の多い型であるので、過小評価になる可能性は少ない。よりエネルギーの低い β 線の場合の例として、 ^{204}Tl β 線のフィルタ通過による波高分布の変化を Fig. 14 に示した。比較のため、 ^{185}W β 線のフィルタ無しの場合の波高分布を示した。厚さ 1 mm のアクリル板フィルタを通過した後の ^{204}Tl β 線の波高分布の方が ^{185}W β 線の波高分布（フィルタ無し）よりも波高値の高いパルスが多いことがわかる。 ^{185}W の β 線最大エネルギーは 0.43 MeV であるから、 ^{204}Tl β 線であっても線源と測定器間の距離が 1 m 以内であるならば過小評価にならない。

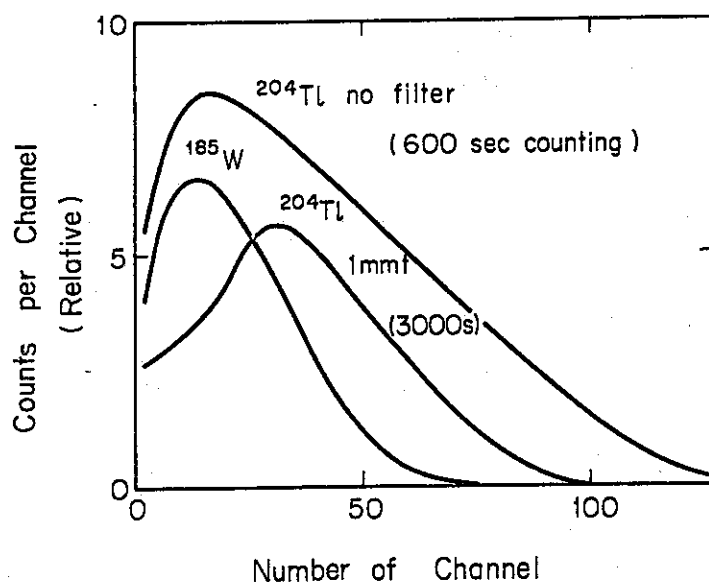


Fig. 14 The pulse height distributions of ^{204}Tl β -rays passed through an acrylic resin filter. The pulse height distributions of ^{204}Tl β -rays with a 1 mm thick acrylic resin filter is compared with that of ^{185}W β -rays without the filter.

空気層遮蔽物によって β 線の波高分布は変化するが、最大エネルギーのより低い β 線の吸収のない場合の波高分布とほぼ等しくなること、および、測定器の線量感度が一定値となるエネルギー範囲が広いことから、前述の測定法は、吸収散乱のある場合においても応用可能である。
*)

β 線 γ 線混在放射線場での測定

β 線と γ 線とが混在する場合、 β 線のみを分離測定することが必要である。 ^{90}Y β 線に対す

*) 直読式 β 線吸収線量率測定器の開発(4)で詳述する予定である。

る個数感度が 8.2×10^{-1} c/n であるのに対し、 ^{60}Co の γ 線に対する測定器の個数感度は 2.5×10^{-2} c/n であるので、 β 線と γ 線とが 1 対 1 の割合で入射するような場合は、 γ 線による計数は無視できる。 γ 線の入射割合が非常に多い場合はアクリル製フィルタを用いる。厚さ 7 mm のフィルタを使用すると β 線はほとんど検出器に入射しない (^{90}Y β 線の入射割合は 0.8% である)。一方、 ^{60}Co の γ 線では 98% がフィルタを通過する。エネルギーの低い ^{241}Am の γ 線であっても 71% 通過する。それゆえ、フィルタを使用しない場合 ($\beta + \gamma$) とフィルタを使用した場合 (γ) とで各々測定し、両者の線量率の指示値の差から β 線による吸収線量率を測定することができる。

吸収線量率の検出下限

Fig. 4 で点線で囲まれた系について、検出可能な吸収線量率の下限を求める。線量率指示計の時定数が τ sec 測定器のバックグラウンド計数率が N_b cps であるとき、計数誤差の K 倍を超えた場合、これを有意義な正味の計数率と考える。計数誤差の K 倍を検出可能な下限の正味計数率 N_{min} とする。 N_{min} は、次の式で与えられる。

$$N_{min} = \frac{K}{2} \left\{ \frac{K}{2\tau} + \sqrt{\left(\frac{K}{2\tau}\right)^2 + \frac{4N_b}{\tau}} \right\} \quad (4)$$

バックグラウンド計数の場合の波高分布を Fig. 15 に示した。 5×10^4 sec の測定を行ない、単位時間当りの計数を求めた。10 チャネル以下の低い波高値のパルスが多いことがわかる。

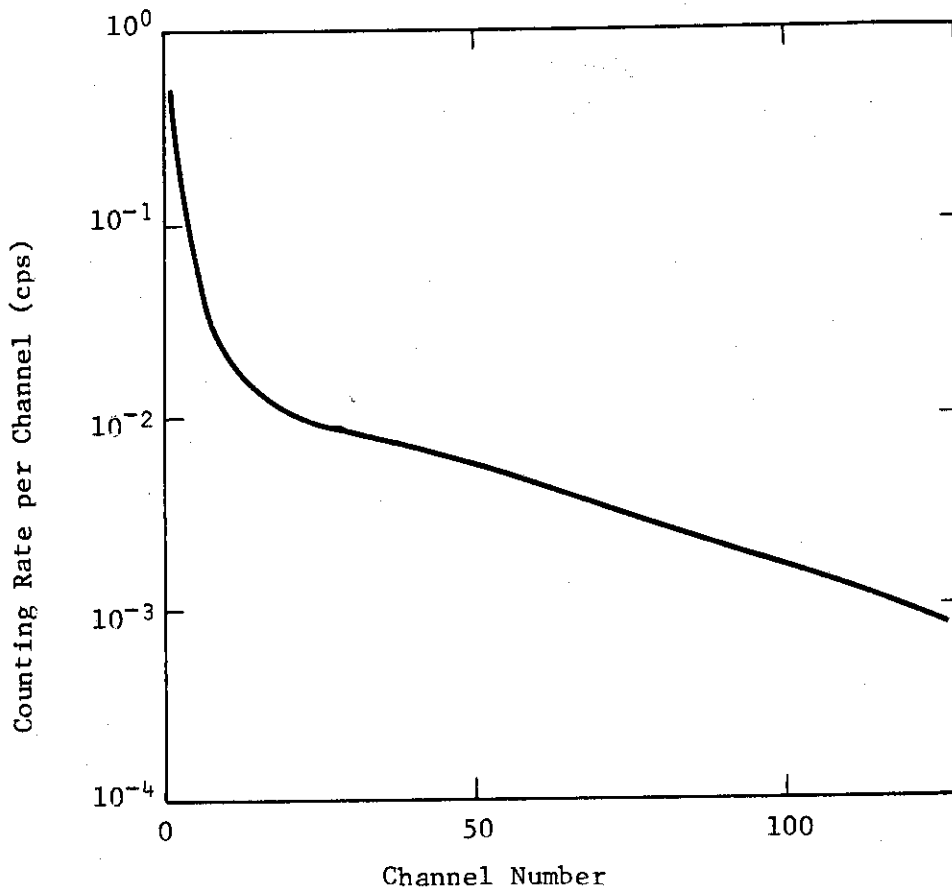


Fig. 15 Pulse height distribution of background counting.

$\tau = 10$, $K = 2$ とし, 不感層 7 mg/cm^2 である人体組織の吸収線量率を求める場合の検出下限を求める。この場合 2~80 チャネル間のパルスのみを計数するので, この間の波高値をもつパルスによるバックグラウンド計数率 N_b を求めると 1.35 cps である。これを(4)式に代入すると $N_{\min} = 0.84 \text{ cps}$ である。この値に k_7 を乗じて求めた検出下限の吸収線量率は $1.7 \times 10^{-2} \text{ mrad/hr}$ である。

不感層 40 mg/cm^2 の場合は, 26~86 チャネル間のパルスのみを計数するので, この間の波高値をもつパルスによるバックグラウンド計数率を求めると 0.31 cps である。吸収線量率の検出下限は $9.4 \times 10^{-3} \text{ mrad/hr}$ である。

$\tau = 10$, $K = 3$ とすると 7 mg/cm^2 , 40 mg/cm^2 の不感層厚における吸収線量率を測定する際の検出下限は, それぞれ $2.7 \times 10^{-2} \text{ mrad/hr}$, $1.6 \times 10^{-2} \text{ mrad/hr}$ である。

実験誤差

実験に当っては計数誤差が 0.5% 以下になるようにしたので, 個数感度を求める(2)式の成分中, $C_0(E_{\max})$, $M(E_{\max})$ の誤差は, それぞれ 0.5, 1% 以下である。4 π gas flow counter による放射能測定の誤差は $\pm 6\%$ 以内である。 $\Omega(E_{\max})$ の場合は, 距離測定およびコリメータ作製の精度に大きく依存しているが, ノギスで測定したので読取り誤差は 0.05mm である。コリメータの作製精度は 0.1mm 以下であり, 内径が 11.3mm であるので純幾何学的誤差は $\pm 2\%$ 以内である。コリメータを通過して入射する β 線の補正も $\Omega(E_{\max})$ には含まれているが, 総合的には $\pm 5\%$ を超えないものと思われる。

$B(E_{\max})$ については正確に誤差の評価はできないが, 最大 10% と仮定する。

個数感度の評価誤差を全要素の誤差の 2 乗和の平方根から求めると $\pm 1.3\%$ である。

V 結 論

β 線単位流量率当りの吸収線量率は、測定評価の対象となる人体組織の不感層の厚さによって、また、入射 β 線のエネルギーによって異なる。このような特性をもつ β 線に対して、エネルギーに無関係に、また不感層の厚さに対応して吸収線量率が測定可能な直読式 β 線吸収線量率測定器の開発研究を実施し、次の結果を得た。

1. シンチレータの厚さに依存して、 β 線（特に最大エネルギーの高い β 線）のパルス波高の分布が変化するので、適当な波高分布が得られるようにシンチレータの厚さを選定し、また、特定の波高値をもつパルスのみを選択計数する方法を採用し、吸収線量率の直読測定法を開発した。この測定には、プラスチックシンチレータの厚さとして2mmが適当である。
2. 不感層の厚さ t mg/cm^2 に対応して、波高値の下限および上限を定め、この間の波高値をもつパルスのみを計数することによって、広いエネルギー範囲の β 線に対して線量感度を一定値にすることができる。計数率に一定の係数 k_t を乗ずることによって、入射 β 線のエネルギーに無関係に吸収線量率の測定が可能となる。

全身皮膚および指先・掌の表皮層の厚さである $t = 7$ および $4.0 \text{ mg}/\text{cm}^2$ の不感層の場合、最大エネルギーが $0.4 \sim 3.5 \text{ MeV}$ ($t = 4.0 \text{ mg}/\text{cm}^2$ のときは 0.3 MeV から) の範囲の β 線に対して、線量感度を $50 \text{ cps}/(\text{mrad}/\text{hr}) \pm 15\%$ で一定にすることができた。計数率から吸収線量率を求めるための係数は、 $k_7 = k_{4.0} = 2 \times 10^{-2} (\text{mrad}/\text{hr})/\text{cps}$ である。

3. 吸収線量率の測定下限は、 $t = 7, 4.0 \text{ mg}/\text{cm}^2$ の場合、それぞれ $1.7 \times 10^{-2}, 9.4 \times 10^{-3} \text{ mrad}/\text{hr}$ である。
4. β 線 γ 線が混在する放射線場において β 線吸収線量率を分離測定する場合は、アクリル板フィルタ（厚さ7mm程度）を用い、フィルタの無い状態での指示値とフィルタを使用したときの指示値との差から測定する。
5. 空気層遮蔽物質によって β 線のエネルギースペクトルが変化し、ひいてはパルスの波高分布も変るが、最大エネルギーのより低い β 線の吸収のない場合の波高分布に似た型の分布となる。線量感度が広いエネルギー範囲で一定値である本測定器は、吸収散乱によって β 線のエネルギーが変化しても、吸収線量率の直読測定が可能である。

謝 辞

線源の作製に際し御協力下さいました環境安全研究室の松鶴秀夫氏および保健物理研究室赤石準博士に感謝致します。

本研究に関し終始御指導下さいました保健物理安全管理部部長宮永一郎博士、線量計測課・沼宮内弼雄課長に感謝致します。

V 結 論

β 線単位流量率当りの吸収線量率は、測定評価の対象となる人体組織の不感層の厚さによって、また、入射 β 線のエネルギーによって異なる。このような特性をもつ β 線に対して、エネルギーに無関係に、また不感層の厚さに対応して吸収線量率が測定可能な直読式 β 線吸収線量率測定器の開発研究を実施し、次の結果を得た。

1. シンチレータの厚さに依存して、 β 線（特に最大エネルギーの高い β 線）のパルス波高の分布が変化するので、適当な波高分布が得られるようにシンチレータの厚さを選定し、また特定の波高値をもつパルスのみを選択計数する方法を採用し、吸収線量率の直読測定法を開発した。この測定には、プラスチックシンチレータの厚さとして2mmが適当である。
2. 不感層の厚さ t mg/cm² に対応して、波高値の下限および上限を定め、この間の波高値をもつパルスのみを計数することによって、広いエネルギー範囲の β 線に対して線量感度を一定値にすることができる。計数率に一定の係数 k_t を乗ずることによって、入射 β 線のエネルギーに無関係に吸収線量率の測定が可能となる。

全身皮膚および指先・掌の表皮層の厚さである $t = 7$ および 4.0 mg/cm² の不感層の場合、最大エネルギーが $0.4 \sim 3.5$ MeV ($t = 4.0$ mg/cm² のときは 0.3 MeV から) の範囲の β 線に対して、線量感度を 50 cps/(mrad/hr) $\pm 15\%$ で一定にすることができた。計数率から吸収線量率を求めるための係数は、 $k_7 = k_{4.0} = 2 \times 10^{-2}$ (mrad/hr)/cps である。

3. 吸収線量率の測定下限は、 $t = 7, 4.0$ mg/cm² の場合、それぞれ $1.7 \times 10^{-2}, 9.4 \times 10^{-3}$ mrad/hr である。
4. β 線 γ 線が混在する放射線場において β 線吸収線量率を分離測定する場合は、アクリル板フィルタ（厚さ7mm程度）を用い、フィルタの無い状態での指示値とフィルタを使用したときの指示値との差から測定する。
5. 空気層遮蔽物質によって β 線のエネルギースペクトルが変化し、ひいてはパルスの波高分布も変るが、最大エネルギーのより低い β 線の吸収のない場合の波高分布に似た型の分布となる。線量感度が広いエネルギー範囲で一定値である本測定器は、吸収散乱によって β 線のエネルギーが変化しても、吸収線量率の直読測定が可能である。

謝 辞

線源の作製に際し御協力下さいました環境安全研究室の松嶋秀夫氏および保健物理研究室赤石準博士に感謝致します。

本研究に関し終始御指導下さいました保健物理安全管理部部長宮永一郎博士、線量計測課・沼宮内弼雄課長に感謝致します。

Appendix 1 ^{90}Sr - ^{90}Y β 線の波高分布から ^{90}Sr β 線による寄与分の消去

シンチレータの厚さを変えたとき、波高分布の型が変わるのを調べるのに適した最大エネルギーの高い ^{90}Y 、 ^{42}K などは半減期が短いので、長期間にわたる実験（シンチレータを交換しながら実施するので、一連の実験を終了するのに数週間必要である）には使用できない。このため、平衡状態にある ^{90}Sr - ^{90}Y 線源を用いた。 ^{90}Sr - ^{90}Y 溶液を伊紙（約 10 mg/cm^2 ）に吸着し乾燥した後、厚さ 5 mg/cm^2 のポリエチレンシートで両面ともシールした線源である。線源（伊紙による）の自己吸収およびポリエチレンシートによる吸収のため、理想的な ^{90}Y β 線のエネルギースペクトルは期待できないが、シンチレータの厚さと波高分布の型との関係を探るには十分である。

^{90}Sr β 線によるパルスもあるので、この寄与分を差引くことが必要である。このため、アクリル樹脂板をフィルタとして用い、エネルギーの低い ^{90}Sr β 線が入射しないようにした場合の波高分布を調べた。その結果をFig. A1に示した。シンチレータの厚さは 5 mm である。フィルタが厚くなるに従って ^{90}Sr β 線によるパルス（1～40チャンネル）が少なくなり、厚さが 1 mm （ 122 mg/cm^2 ）以上になると、 ^{90}Sr の成分がなくなることがわかる。 ^{90}Y β 線によるパルスも徐々に少なくなる。

フィルタの厚さが 1 mm 以上であるときの ^{90}Y の波高分布や ^{32}P β 線の波高分布を参考にし、フィルタのない場合の ^{90}Y β 線による波高分布（低波高値側）を外挿して求めた。その結果をFig. A2に示した。この外挿結果から分離した ^{90}Sr β 線のパルス波高分布もFig. A2に示した。この波高分布は ^{185}W （最大エネルギー 0.43 MeV ）および ^{204}Tl β 線の波高分布から類推したものと似ている。他の厚さのシンチレータを用いたときも、この波高分布を用いて ^{90}Sr β 線による寄与分を差引いた。その一例をFig. A3に示した。 ^{90}Sr の寄与分を差引いた後の点線および40チャンネル以上の実線が ^{90}Y β 線の波高分布である。このようにして求めた ^{90}Y β 線の波高分布を、シンチレータの厚さを変えて示した図がFig. 3である。

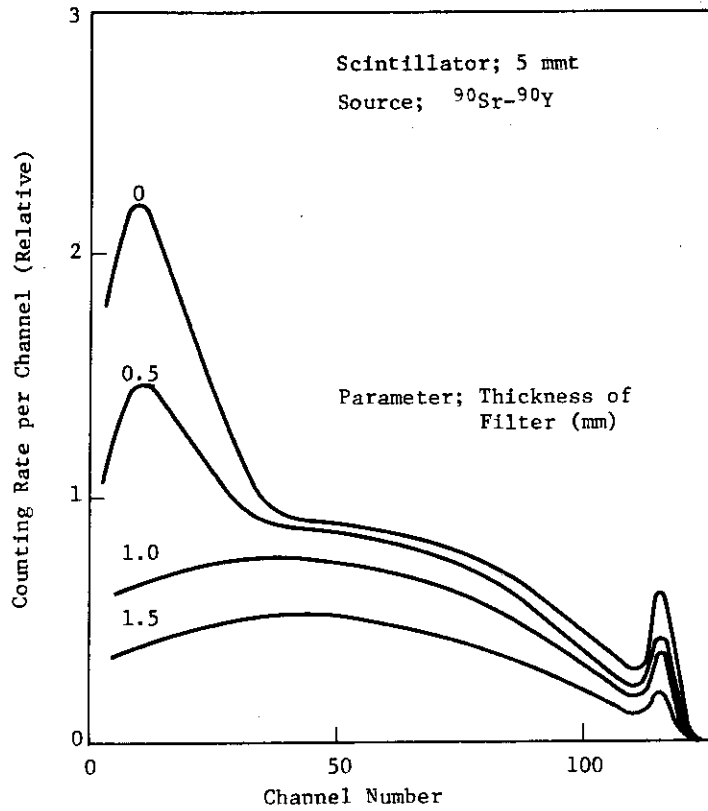


Fig. A1 Pulse height distribution measured with acrylic resin filter.

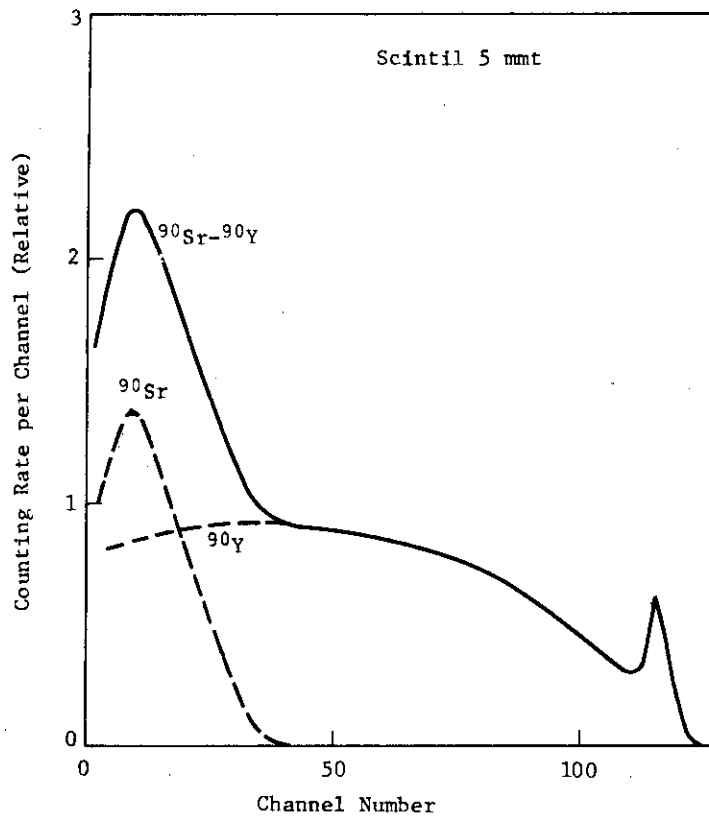


Fig. A2 ^{90}Y β -ray pulse height distribution estimated by subtraction of ^{90}Sr β -ray pulses from ^{90}Sr - ^{90}Y β -ray pulses

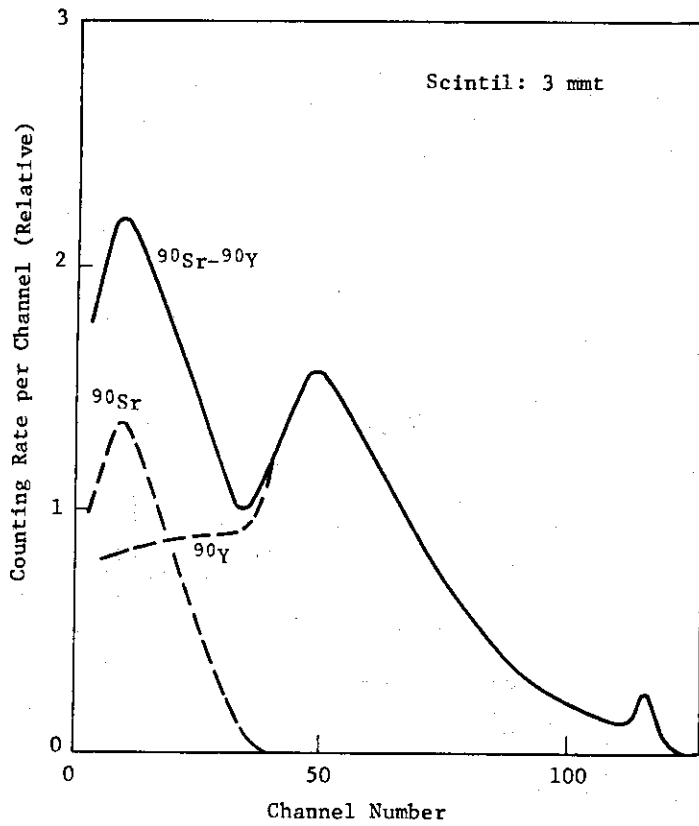


Fig. A3 ^{90}Y β -ray pulse height distribution subtracted from ^{90}Sr - ^{90}Y β -ray pulse height distribution.

Appendix 2 116チャンネルを中心としたピークについて

Fig. 3に示されている ^{90}Y β 線の波高分布で、シンチレータの厚さが5.3mmの場合、116チャンネルを中心としたピークがある。厚さが2.1mmのシンチレータを用いた場合も図では明確に示せない程度であるがピークが存在する（長時間測定により確認した）。エネルギーの高い β 線がシンチレータを通過し、そのエネルギーの一部のみを損失することによって生じたパルスの波高分布のピークは、シンチレータの厚さに依存して特定の波高値を中心に分布する。すなわち、シンチレータが薄くなるに従って、高エネルギー β 線のシンチレータ内でのエネルギー損失が小さくなるので、ピークの波高値も低い方に移動する。しかし、116チャンネルを中心としたピークは、シンチレータの厚さに関係なく存在する。ピークの半値幅も、シンチレータの厚さに関係なく一定である。この116チャンネルを中心としたピークは、金属ウラン（天然、 $7\text{mg}/\text{cm}^2$ のポリエチレンシートで被覆、 β 線最大エネルギー $^{234\text{m}}\text{Pa}$: 2.29MeV ）の β 線波高分布測定の際にも認められた。一方、 ^{204}Tl のようにエネルギーの低い β 線の場合は、このピークは認められなかった。シンチレータの厚さが5mmであるとき、このピークが一番高いので、厚さ20mmのシンチレータを用いて測定したがピークは認められなかった。

^{137}Cs の内部転換電子のエネルギーから推定すると、この116チャンネルを中心としたピークは、約1.5MeVの電子線のパルス波高に相当する。

このピークの成因については、以上の実験結果から推定できない。興味ある問題なので引き続き検討を継続する予定である。

N章で示されているように、このピークに対応する波高値のパルスは、吸収線量率測定の際には計数しないで、このピークの存在は本研究結果に影響しない。

Appendix 3 後方散乱の補正係数

線源の支持膜の厚さが 0.85 mg/cm^2 であり空気の密度も 1.2 mg/cm^3 ($\sim 20^\circ\text{C}$) と小さいので、後方散乱による計数率の増加は、非常に少ないものと予想した。しかし、 ^{35}S の場合は計数率が半分になるフィルタの厚さは、約 3.5 mg/cm^2 であることがわかったので、 0.85 mg/cm^2 の支持膜による後方散乱の寄与を調べた。線源の後側に厚さ 7 mm のアクリル樹脂板を置き測定したときの計数率と、樹脂板のないときの計数率の比を求めたところ 0.99 ± 0.01 であり、アクリル樹脂板による計数率の増加は認められなかった。他の線源についても同様な測定を実施した。アクリル樹脂板があるときの計数率とないときの計数率との比を、Fig. A4に示した。 β 線のエネルギーが高くなるとアクリル樹脂板による後方散乱のため計数率が増加することがFig. A4からわかる。

線源を内部におく 2π gas flow counter¹²⁾ について、線源背後の物質による後方散乱の割合の測定例がある。原子番号が6程度の物質による後方散乱の割合をFig. A5に引用した。 ^{35}S で約10%計数率が増加していることがわかる。一方、本実験の場合はアクリル樹脂板を線源の後方に取付けても計数率の増加は認められなかった。

このことから、線源支持膜が後方散乱物質となっていることがわかる。しかし、それによって計数率がどの程度増加しているかの評価ができない。これは、本実験での検出器は外部に線源があるのに対して、Naderらの実験値は内部型の検出器であるからである。

正確には後方散乱による計数率の増加割合を測定評価することができなかったが、増加の可能性は認められた。このため、本報では、線源支持膜・空気層との散乱による計数率の増加割合は、Naderらの測定値と本実験での測定値との差に等しいと仮定した。そのようにして求めた補正因子 $B(E_{\text{max}})$ をFig. A5に示した。

$B(E_{\text{max}})$ の評価誤差については、他の実験値を引用しているため、正確に求めることができない。しかし、最大±10%をみておけば、 $B(E_{\text{max}}) = 1$ も含まれ、また、Naderらの測定値も含むようになるので、十分である。

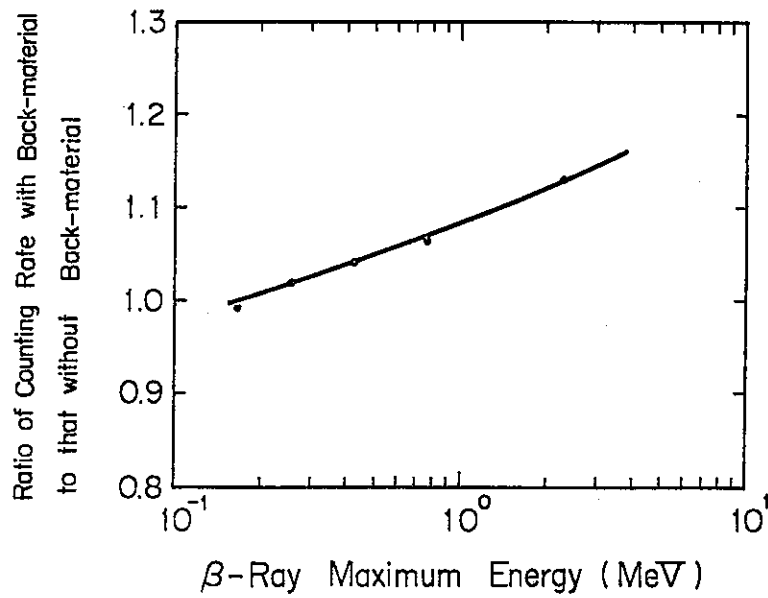


Fig. A4 Ratio of counting rate with back-material to that without back-material. The back-material is a 7 mm thick acrylic plate.

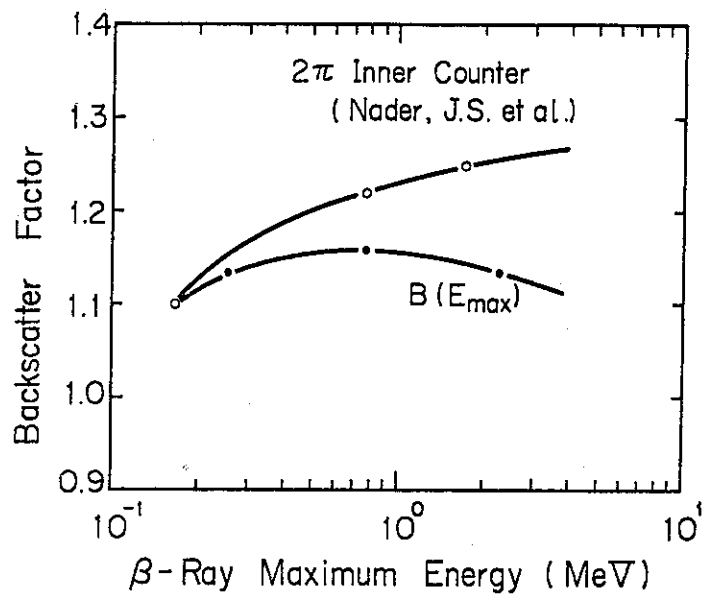


Fig. A5 Backscatter factor as a function of β -ray maximum energy.

References

- 1) ICRP Report 21 (1973).
- 2) Spencer, L. V.: NBS Monograph 1 (1959).
- 3) Berger, M. J. and Seltzer, S. M.: 12th International Congress of Radiology, Tokyo (1969).
- 4) Alsmiller, R. G., Jr. and Moran, H. S.: Nucl. Instru. Meth. 58 343 (1968).
- 5) Loevinger, R.: Radiology 66, 55 (1956), Loevinger, R., Japha, E. M. and Brownell, G. L., "Radiation dosimetry" edited by Hine, G. J. and Brownell, G. L., Academic Press (1956).
- 6) Cross, W. G.: AECL-2793 (1968).
- 7) Berger, M. J.: CONF-691212 (1970).
- 8) Spencer, L. V.: Phys. Rev. 98, 1597 (1955).
- 9) ICRU Report 19 (1971).
- 10) Lederer, C. M., Hollander, J. M. and Perlman, I.: "Table of Isotopes", 6th, ed. John Wiley and Sons (1968).
- 11) Whitton, J. T.: Health Phys. 24, 1 (1973).
- 12) Nader, J. S., Hagee, G. R. and Setter, L. S.: Nucleonics 12 (6), 29 (1954).