

ホールボディカウンタの臓器ファントムによる校正

Calibration of whole-body counter with organ phantoms

1979年2月

動力炉・核燃料開発事業団

東海事業所

この資料は、社内における検討、周知を目的

本資料の全部または一部を複写・複製・転載する場合は、下記にお問い合わせください。

〒319-1184 茨城県那珂郡東海村大字村松4番地49
核燃料サイクル開発機構
技術展開部 技術協力課

Inquiries about copyright and reproduction should be addressed to:
Technical Cooperation Section,
Technology Management Division,
Japan Nuclear Cycle Development Institute
4-49 Muramatsu, Tokai-mura, Naka-gun, Ibaraki, 319-1184
Japan

© 核燃料サイクル開発機構 (Japan Nuclear Cycle Development Institute)
2001

〒N841-79-13
1979年2月



ホールボディカウンタの臓器ファントムによる校正

実施責任者 斉藤節子 (安全管理部安全対策課)
報告者 小泉勝三 (")
 大高正 (")
 高塩一教 (")
 石黒秀治 (")

期日 1976年2月1日～1978年10月30日

目的 体内に摂取した放射性物質の量を、ホールボディカウンタを用いて測定、評価するため、人体模擬臓器を持つファントムを使用して検出器を校正する。

要旨 動燃東海事業所の放射線保健室鉄室内に設置されているホールボディカウンタを校正した。検出器は5"φ×4"のNaI(Tl)である。

校正に使用した核種はK-40, Co-60, Ru-106, I-131, Cs-137, およびCe-144で、 γ 線エネルギー範囲で約0.14MeV～1.5MeVである。

ファントムには、人体と等価な吸収係数を持つ“ランドファントム”と、模擬臓器を有するプラスチック製の“レムカルファントム”および、9つの部分からなる全身箱型ファントムを使用した。

K-40については全身, Co-60については肺と全身, Ru-106については肝臓と腎臓と全身, I-131については甲状腺, Cs-137については全身と肺の各核種と臓器についてそれぞれ校正した。

校正結果は1970年にIAEAが提案した様式に従ってまとめた。

校正結果から算出した検出限界は、上に述べた核種について、ICRPの最大許容身体負荷量の千分の1から2万分の1で、体内放射能を測定する検出器として十分な性能を有することを確認した。

目 次

緒 言	1
1. 装置の仕様	2
1.1 鉄室の仕様	2
1.2 検出器および測定系の仕様	5
2. 検出器の特性	7
2.1 γ 線エネルギーと分解能	7
2.2 γ 線エネルギーと計数効率	9
2.3 バックグラウンド	11
3. 校正方法	13
3.1 線 源	13
3.2 ファントム	15
3.3 校正のジオメトリ	18
3.3.1 全身箱型ファントム	18
3.3.2 レムカルファントム	18
3.3.3 ランドファントム	18
3.4 γ 線スペクトル解析方法	21
4. 結果および結果の検討	22
4.1 全身箱型ファントムの校正結果	23
4.2 レムカルファントムの校正結果	27
4.3 ランドファントムの校正結果	28
4.4 検出限界	35
結 言	39
Appendix	40
I スキャニング装置の利用法と校正定数のヒトへの適用について	40
II 体格差による計数効率の変化について	41
III 校正に使用した以外の核種への適用について	43
IV 誤 差 要 因	47

V	ホールボディカウンタの使用経験	49
	一 ヒトのバックグラウンド測定結果 一	49
VI	γ 線スペクトル図	55
	参考文献	69

諸 言

体内に摂取された放射性物質の量を評価する方法として、大別するとヒトの排泄物を利用するバイオアッセイ法と、ホールボディカウンタなどを用いる体外計測法がある。ホールボディカウンタは、放射性物質が取込まれた器管または臓器の判定が容易であること、代謝速度の追跡ができることなどの長所を持っている。

しかし、体内の一部の器管又は臓器に取込まれた放射性物質を定量するためには、検出器がそのジオメトリについて校正されていることが必要である。

通常、校正法には、既知量の放射性物質を直接ヒトに投与する直接法と、人体模型(ファントム)を使う間接法がある。直接法は、直接放射性物質を人体に投与するため、体格の差や分布の異いなどによって生ずる誤差は小さいが、現在の日本の国状では殆んど実施不可能であり、使用できる核種も限定されるため、一般にはファントムを使った間接法が用いられる。¹⁾

従来、ファントムとして、人の全身を型取った9体からなる箱型ファントムを用いて、K-40やCs-137について、全身に均一分布した状態での校正定数が求められてきた。

一方、再処理工場の稼動に伴ない、内部摂取される核種は、核分裂生成物(F.P), Pu, U, 放射化生成物と多種に互り、またその摂取形態も、吸入摂取、傷口からの侵入など多様であり、摂取後の体内分布も、K-40やCs-137の様に必ずしも全身に均一分布するとは限らない。

そこで、主として再処理工場で取扱われる核種で、ホールボディカウンタの測定対象となる核種を念頭に置き、人体模擬臓器を持つ3種類のファントム(レムカルファントムとランドファントムおよび箱型ファントム)を用いて、甲状腺、肺、肝臓、腎臓などの各臓器および全身について校正した。

校正結果は1970年にIAEAが提案した様式に従ってまとめた。²⁾

附録として、(I)スキャニング装置の利用法と校正定数のヒトへの適用、(II)体格差による計数効率の変化、(III)校正に使用した以外の核種への適用、(IV)誤差要因、(V)ホールボディカウンタの使用経験などについて述べた。

1. 装置の仕様

1.1 鉄室の仕様

本鉄室は、主として肺モニタ装置を設置する目的で、1970年に日本原子力研究所が設計し、1972年に三菱原子力が製造したものである。³⁾ 遮蔽用鉄材はあらかじめ3"φ×3"のNaI検出器を用いて測定し、自然計数率が0.5 cpm/cm以下のものを使用している。本鉄室の主な仕様をTable-1に、また外観写真をPhoto.1に示す。主な特長としては、人が2人横になって寝られるスペースを持っていること、遮蔽用鉄材は事前に放射能測定を行ない、かつ、鉛、銅およびポリ塩化ビニルの内貼材を使用することによって、特に肺モニタ測定で問題になる10~100KeVのバックグラウンド計数率の低減化を図っていることなどが挙げられる。スキヤニング装置を有する5"φ×4"のNaI(Tl)検出器一式は1973年、本鉄室内に設置したものである。⁴⁾

Table 1. Specifications of monitoring room

Location	ground level
Height above sea-level	30 m
Inside dimension(cm)	L-250, W-200, H-200
Inner shielding	
Material	iron
Thickness	20 cm
Shield grading	lead 3mm, copper 0.5mm
Inside finish	polyvinyl chloride
Ventilation system	filtered outside air
Heating/cooling system	air conditioning

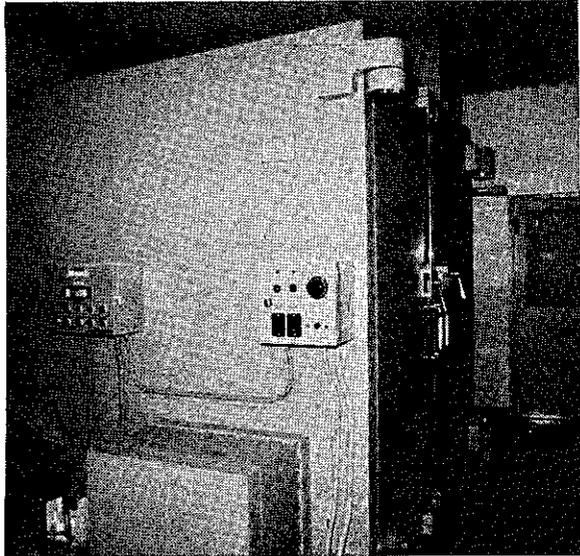


Photo. 1 Monitoring room

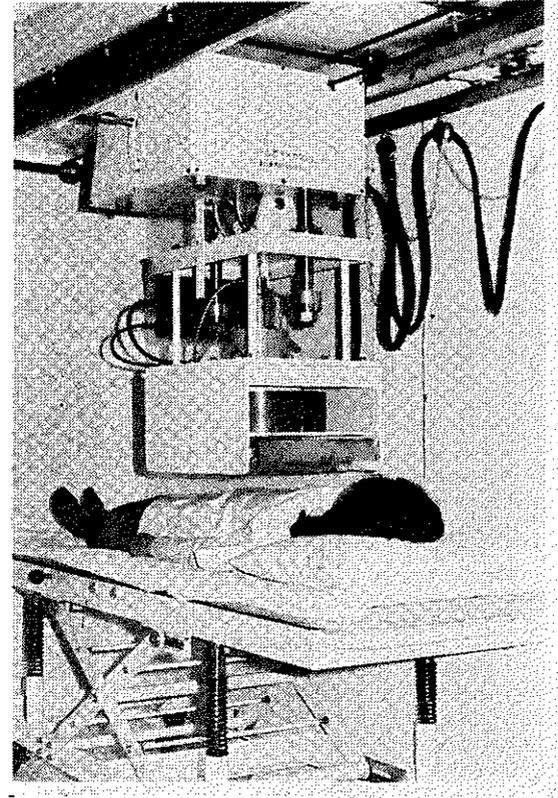


Photo.2 General view of whole - body counting system with subject

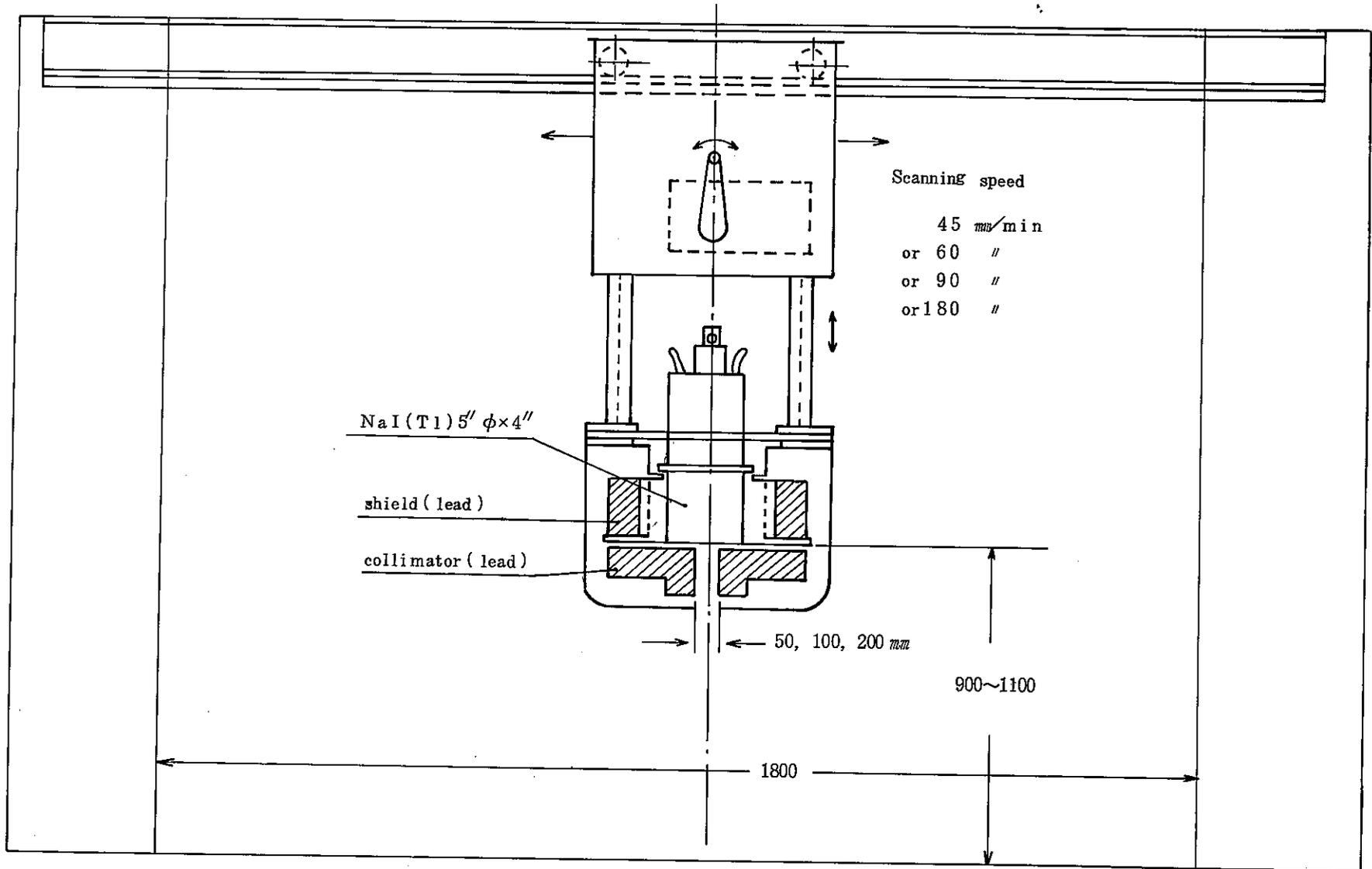


Fig. 1 Detector of whole-body counter

1.2 検出器および測定系の仕様

1.2.1 スキャニング装置

ホールボディカウンタの検出器およびスキャニング装置部分の外観写真を Phot. 2 に、その概略図を Fig. 1 に示す。検出器取付枠には、8"φか5"φの検出器のいずれかが取付けられるようになっている。現在は5"φ×4"のNaI(Tl)検出器が取付けられている。

スキャニング装置は、体軸方向に1800 mm移動可能である。スキャニングスピードは、45、60、90および180 mm/minの4段階が鉄室側面の切換レバーで選択できる。コリメータの間隔は50 mm、100 mm、および200 mmが選択できる。コリメータの材質は鉛で、外側をステンレスで覆ってある。シールドの鉛厚さは50 mmである。

検出器の上下方向の移動は、ハンドル操作で行うことができる。

コリメータは床面までつり下げることが出来、床面で着脱が行なえるようになっている。

1.2.2 検出器

検出器は、主に100 KeVから2 MeVの γ 線を測定する目的で、NaI(Tl)クリスタルを使用している。寸法は5"φ×4"である。その仕様を Table 2 に示す。

測定系は Fig. 2 に示す構成になっている。

Table 2. Specifications of the detector system

Detector	Cristal : NaI(Tl) Shape : 5"φ×4" Window : 1.0 mm (Al) Phototube : RCA 4525 Type : SG-2016, SER. No.3E3511 (Fuji electric)
Pre amp.	TYPE PA-12 (Fuji electric)
Main amp.	(ORTEC) 471
High voltage	(FLUKE) 415B 0.1V~3,000V
Analyzer	(ORTEC) Model 6240 Multichannel analyzer 1024 ch
Read-out unit	1. Digital recorder (H/P) 5055A 2. X-Y recorder (H/P) 7004B

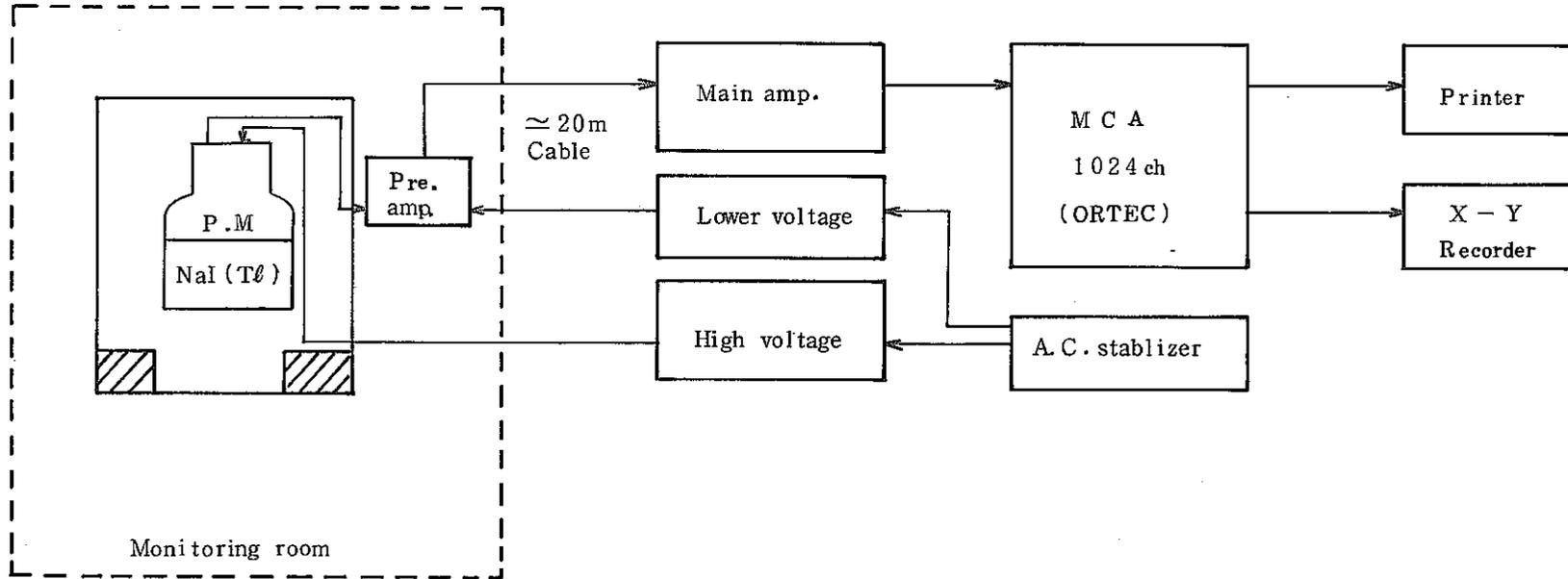


Fig. 2 Circuit block diagram

2. 検出器の特性

2.1 γ 線エネルギーと分解能

検出器のエネルギー分解能は単一エネルギーの粒子が入った時に出るパルスの波高値のバラツキによって定まる。 r 線スペクトロメータにおける分解能は、光電ピークの半値幅： $W_{1/2}$ (FWHM: Full Width at Half Maximum) を用いる。⁵⁾

$$W_{1/2} = \frac{\Delta h_{1/2}}{h_{\max}} \times 100 \quad (\%)$$

ここに、 $\Delta h_{1/2}$ はピーク値の半分のところのパルス波高値の差
 h_{\max} は全エネルギー吸収に相当した波高分布曲線のピーク値を示すパルス波高値である。

光電子増倍管を含めたNaI(Tl)検出器の場合、それ自身の分解能が良くないため、前置増幅器以降の計装の分解能はほとんど問題にしなくてよい。NaI(Tl) r スペクトロメータの分解能はCs-137の0.662MeVの r 線に対する値で代表することが多い。現在取付けてある5" ϕ \times 4"のNaI(Tl)検出器のCs-137点線源に対する分解能は、約9%である。この検出器について求めた r 線エネルギーと分解能の関係をFig.3に示す。分解能は、検出器の劣化(ひび割れ、カビなど)、光電子増倍管の劣化などを調べる1つの指標となる。したがって定期的に分解能をチェックしておくことは装置の管理上必要である。

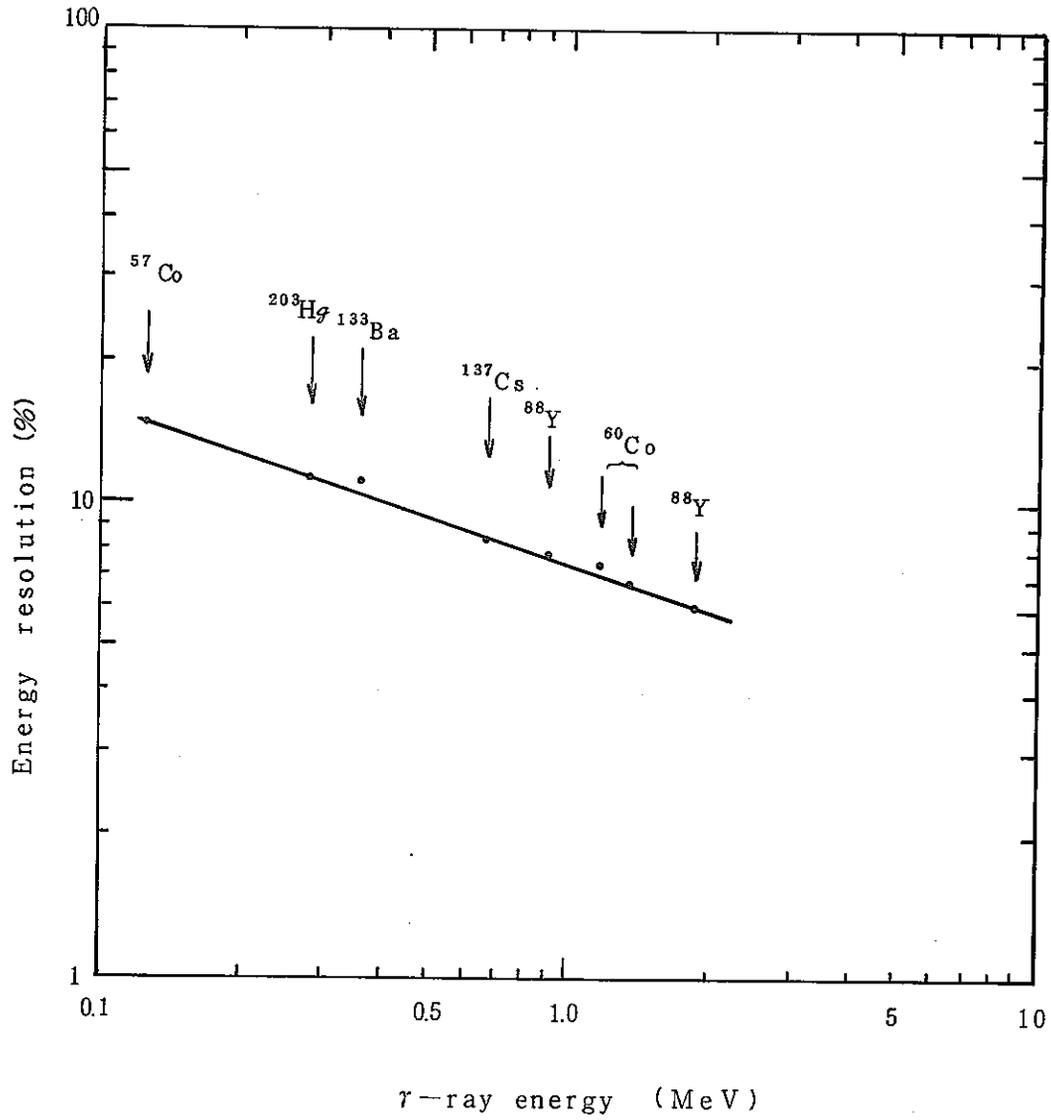


Fig. 3 Relation between gamma-ray energy and energy resolution

2.2 γ 線エネルギーと計数効率

2.2.1 光電ピーク計数効率

計数効率の表わし方として、グロスガンマ計数効率と光電ピーク計数効率がある。グロスガンマ計数効率は厳密には、測定試料中に核種が1種類しか含まれていない場合にしか使用できない。また、 γ 線エネルギーと効率の関係を把握する場合、単一の γ 線を放出する核種には適用できるが、複数の γ 線を放出する核種には適用が難しいので、本報では、光電ピーク計数効率を用いて、計数効率について検討することにする。

光電ピーク計数効率 ϵ_{peak} は次式によって求める。

$$\epsilon_{\text{peak}} = \frac{N_p}{3.7 \times 10^4 \times A \times f \times \exp\left(-\frac{0.693 \times t}{T}\right)}$$

ここに、 N_p : 正味のピーク部分の計数率 (cps)

A : 標準試料のある基準時点での放射能 (μCi)

f : 着目しているガンマ線の放出割合

T : 標準試料の半減期 (日)

t : ある基準時点から標準試料を測定するまでに経過した日数 (日)

5" ϕ \times 4" の NaI (Tl) 検出器について点線源を用いて求めた γ 線エネルギーと計数効率の関係を Fig. 4 に示す。点線源と検出器間距離は 80 cm である。

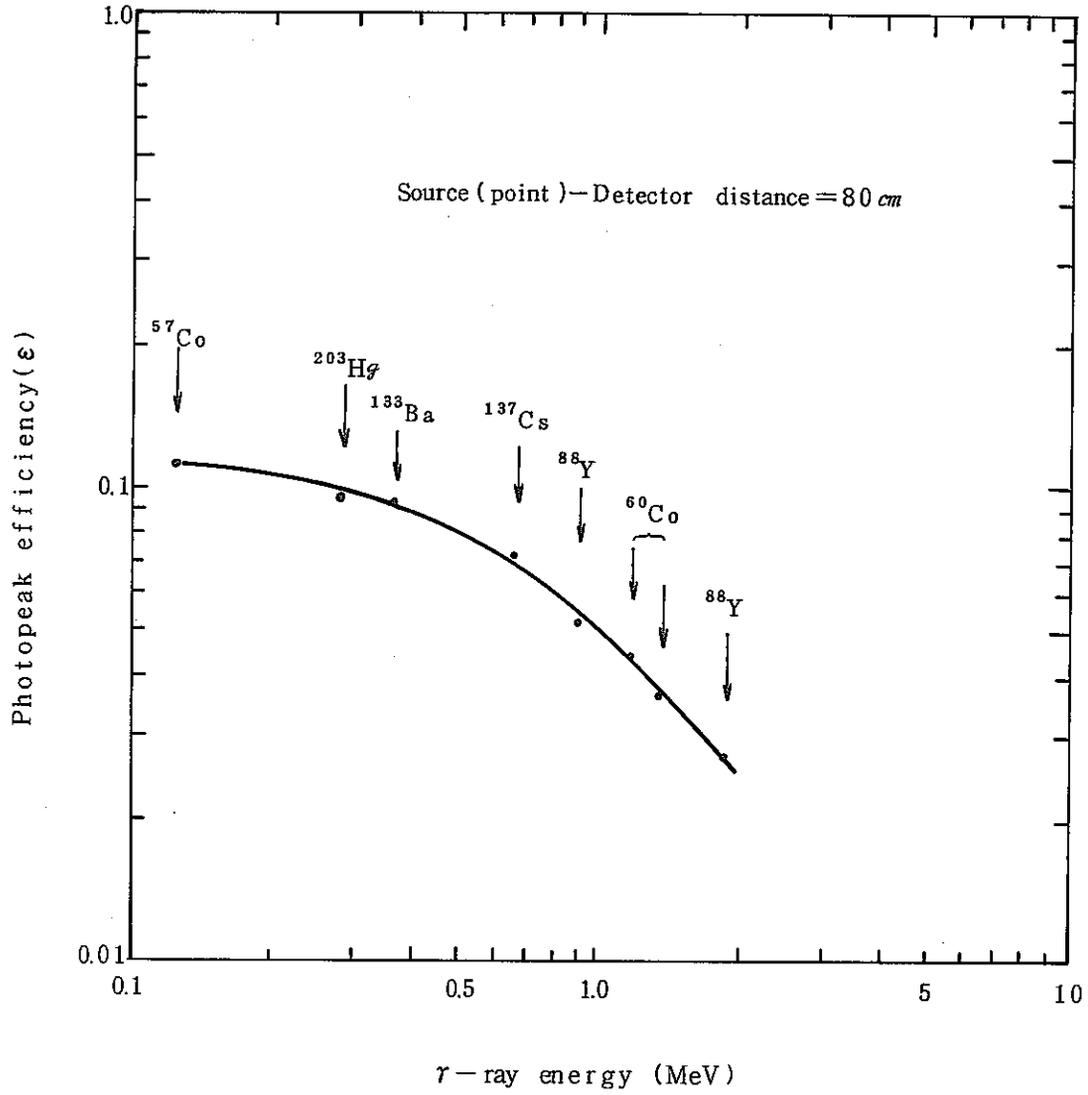


Fig. 4 Variation in efficiency to gamma-ray of various nuclides (Point source)

2.3 バックグラウンド

バックグラウンドとは本来自然放射線による計数を指すが、ホールボディカウンタ測定では、放射性物質を含まない人体を想定し、人体を型どった箱に水を入れたファントムを検出器の下に置いて測定した時に得られる計数値をバックグラウンドと通常呼んでいる。この水ファントムを置く理由は、主として人体測定時には検出器の下方向から入射する放射線が、人体によって吸収される効果を考慮したものである。

Fig. 5 (a) は保健室建屋内の鉄室の隣りにある測定室床上1 mの位置において測定した γ 線スペクトルで、(b)は同じ検出器を鉄室内の床上1 mの位置において測定した時のものである。鉄室内において測定した0.1～2 MeVの積分計数率は649 cpm、一方測定室内において測定した同じエネルギー領域の積分計数率は41516 cpmで、鉄室のシールドによって0.1～2 MeVの計数率は室内の値の約64分の1に減少する。またFig. 5からわかるように、特に300 KeV以下の低エネルギー領域における減少の著しいことが、本鉄室の1つの特徴である。

アルゴンヌ研究所で行なわれた、遮蔽材に関する一連の研究結果⁶⁾から判断して、この低エネルギー領域のバックグラウンドの減少は、内貼材の鉛(3 mm)、銅(0.5 mm)、塩化ビニル(5 mm)の効果によるものと判断することができる。

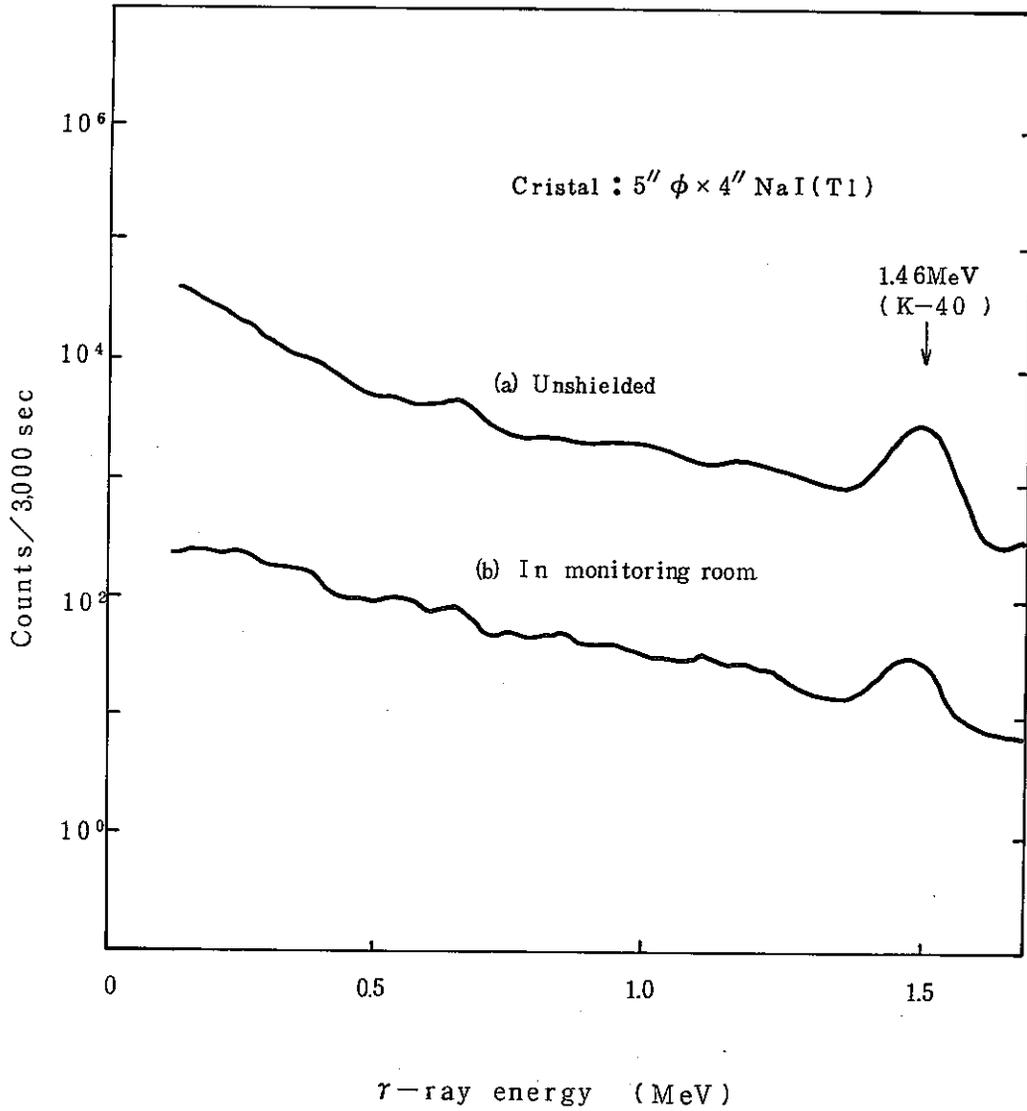


Fig. 5 Comparative back ground spectrum with and without shield

3. 校正方法

3.1 線源

校正用線源には、日本アイソトープ協会から購入した放射能標準溶液を使用した。購入時点における放射能の精度は±5%以下である。ただしRu-106のみはRCCから日本アイソトープ協会を通して購入したものを使用した。

甲状腺、肝臓、腎臓、全身の校正には全て放射性物質を含む水溶液を使用した。肺の校正には、放射性物質を含む水溶液を、約200ケの塩化ビニルのカプセルに1ケ当り20 μ l 滴下し、水分を蒸発させた後密封したカプセル状の線源を使用した。この線源の寸法をFig. 6に、その外観写真をPhoto. 3に示す。

校正時点での各核種の放射能と溶液量および校正に使用したファントムの種類をまとめて、Table 3.に示す。

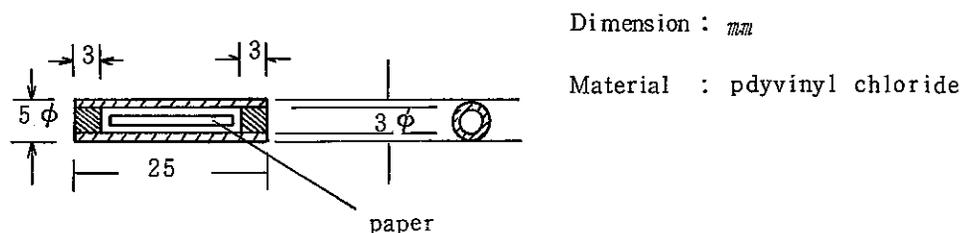


Fig. 6 Capsule source for calibration of lung

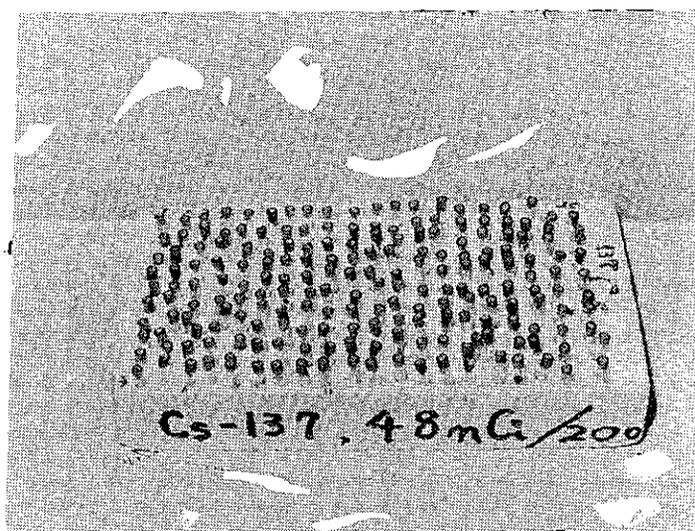


Photo. 3 Capsule source for calibration of lung

Table 3. Specifications of calibration source

Nuclide	Chemical form	Type of phantom					
		Box phantom *		Remcal phantom		Rando phantom	
		Activity (nCi)	Volume (cc) (Organ)	Activity ** (nCi)	Volume (cc) (Organ)	Activity *** (nCi)	Organ
I-131	NaI-H ₂ O	—	—	180	20 (Thyroid)	—	—
Ru-106	Nitrosil Ru nitrate	123×10 ³	5.11×10 ⁴	275×10 ³	286 (Kidney)	—	—
Co-60	CoCl ₂ -H ₂ O	203	5.11×10 ⁴ (Whole body)	216	1.68×10 ³ (Liver)	45	Lung
		—	—	216	286 (Kidney)		
Cs-137	CsCl ₂ -H ₂ O	175	5.11×10 ⁴ (Whole body)	243	1.68×10 ³ (Liver)	42	Lung
		—	—	243	286 (Kidney)		
K-40	KBrO ₃ -H ₂ O	1.12×10 ³	5.11×10 ⁴ (Whole body)	—	—	—	—
Ce-144	CeCl ₃ -H ₂ O	—	—	—	—	—	—

*, ** Solusion of RI, (at Oct, 1977)

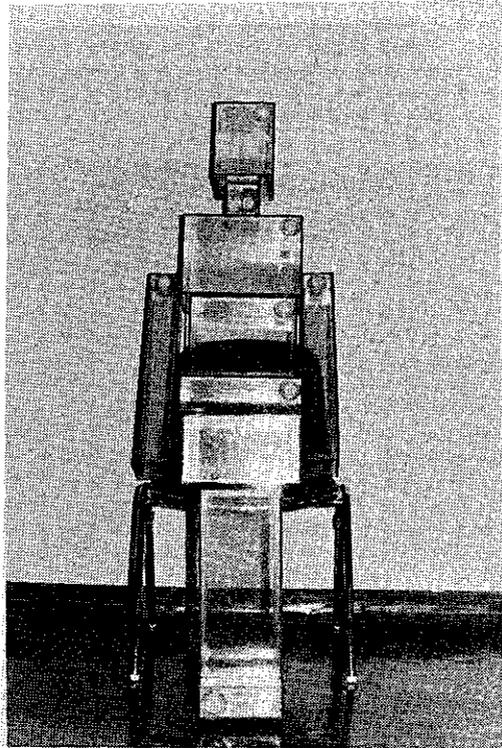
*** Capsule source, (at Feb, 1976)

3.2 ファントム

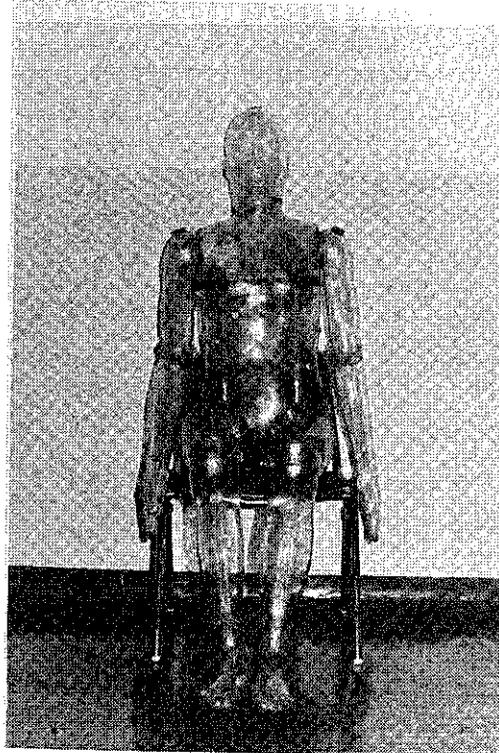
校正に使用したファントムは、米国アンダーソン社製の骨入り人体等価ファントム（ランドファントム）と、米国アンダーソン社製の模擬臓器を有するプラスチック製ファントム（レムカルファントム）および、9個からなる全身箱型ファントムの3種類である。これらファントムの外観写真をPhoto. 4に、ファントムの仕様をTable 4に示す。ランドファントムは肺を対象とし、核種はCo-60とCs-137の校正について使用した。

レムカルファントムは、甲状腺、肝臓、腎臓を対象とし、甲状腺についてはI-131、肝臓についてはCo-60とCs-137、および腎臓についてはCo-60とRu-106の各核種の校正に使用した。

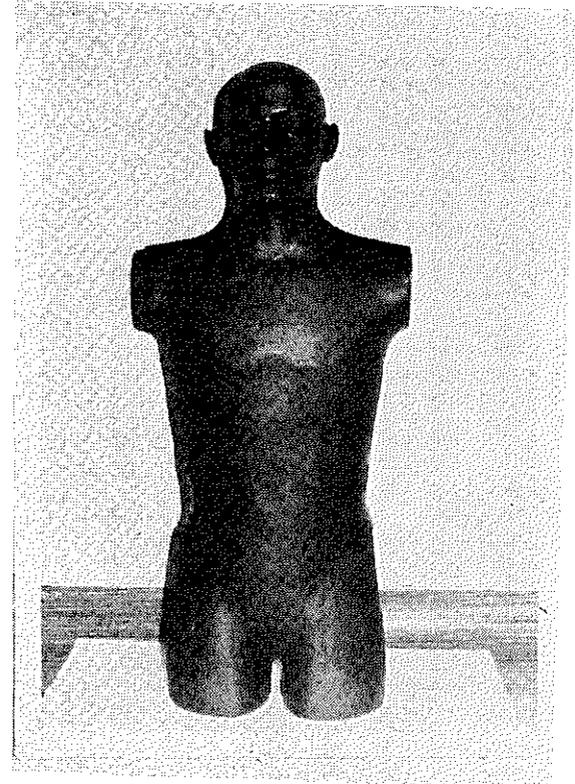
箱型ファントムは全身について、Ru-106、Co-60、Cs-137、Ce-144 およびK-40の各核種の校正に使用した。



(a) Box-type phantom



(b) Remcal phantom



(c) Rando phantom

Photo. 4 Phantom for calibration

Table 4. Specifications of the phantom

Type (Maker)	Material	Specifications
Remcal (Alderson)	Plastic (Transparent) (Tenite-II) 2~3mm thickness	Organ(Volume ; cc), Height ; 170 cm, Weight ; 73.5kg Thyroid(20), Heart(330), Liver(1680), Kidney ($\begin{matrix} 148(R) \\ 138(L) \end{matrix}$) Spleen(114), Pancreas(100), Stomach(215), Bladder(283), Testis(100)
Box - type (Fuji electric)	Polyvinyl chloride 5mm thickness	Organ(Volume ; cc) Head(4000), Neck (500), Chest(9700) Abdomen(7200), West(10700), Thigh(8500) Leg and foot(6000), Arm(5000), Whole body(51600)
Rando (Alderson)	Radioequivalent to corresponding human material Z : 7.30 P : 0.985	Height ; 175cm, Weight 73.5 kg Effective atomic number: 7.30 Mass density of lung : 0.32 With human skelton

3.3 校正のジオメトリ

3.1節で述べた線源を3.2節で述べた各ファントムに入れて、次に述べるジオメトリで検出器を校正した。

なお以下の校正は全て鉛シールドと鉛コリメータを取外した状態で行なった。

3.3.1 全身箱型ファントム

全身箱型ファントムは、K-40, Cs-137, Ru-106, Co-60およびCe-144の5つの線源を使用して校正した。各核種の放射能はTable 3に示した。

ジオメトリーは、Fig. 7(a)とFig. 7(b)に示す、いわゆるチェアジオメトリと、ベッドジオメトリでそれぞれ校正した。

ベッドジオメトリでは、検出器中心は胸部の真上にした。

3.3.2 レムカルファントム

レムカルファントムは、I-131(甲状腺), Ru-106(腎臓), Co-60(肝臓, 腎臓), およびCs-137(肝臓, 腎臓)の各線源の校正に使用した。各臓器に注入した各核種の放射能はTable 3表に示した。

ジオメトリーは、Fig. 8(a)と(b)に示すチェアジオメトリーとベッドジオメトリで校正した。

I-131の甲状腺測定のカプセル測定のカプセルは、検出器を甲状腺の真上に置き検出器下端と首部の皮膚間距離7 cmで行なった。

3.3.3 ランドファントム

ランドファントムは、Co-60(肺), Cs-137(肺)の校正に使用した。肺の校正に用いた線源は、Fig. 6に示すカプセル線源で、このカプセル線源を、ランドファントムの肺野(肺野の確認は正面X線写真と、スライス面のX線写真から決定した)に174ケつめて使用した。ジオメトリーはFig. 8(a)に示すベッドジオメトリーで、検出器は胸骨角真上に置いて校正した。線源の放射能はTable 3に示した。

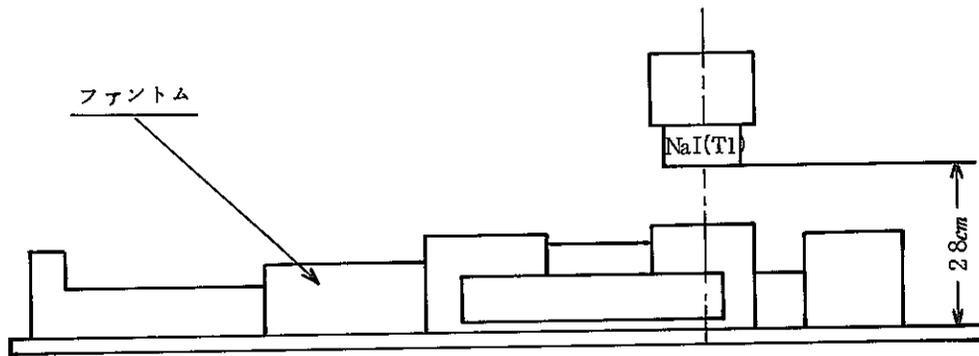


Fig.7 (a) Bed geometry of Box phantom

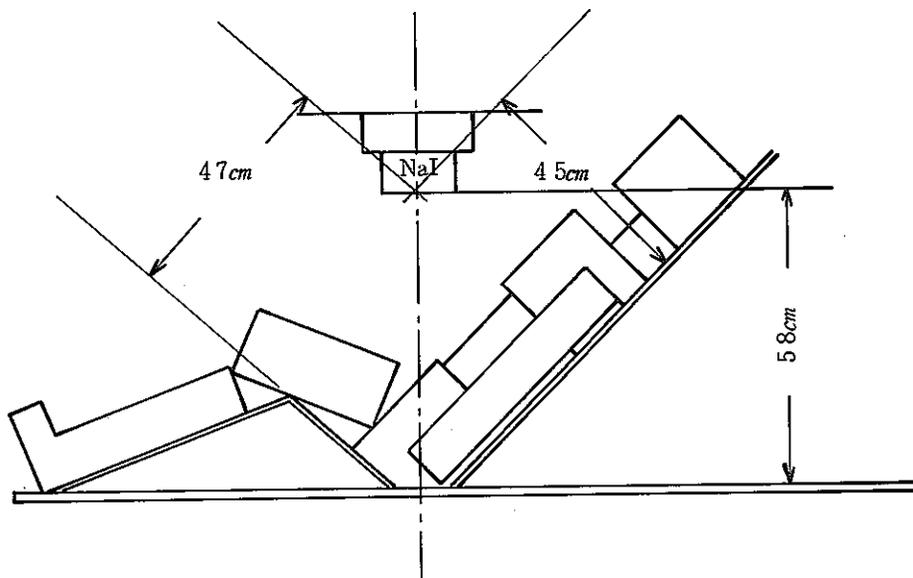


Fig.7 (b) Chair geometry of Box phantom.

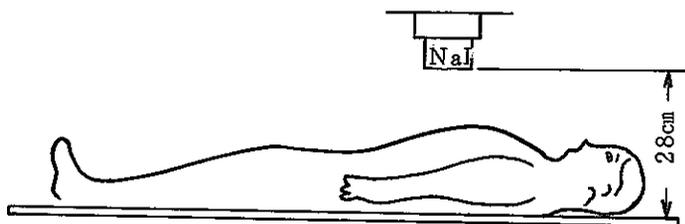


Fig. 8 (a) Bed geometry of Remcal phantom

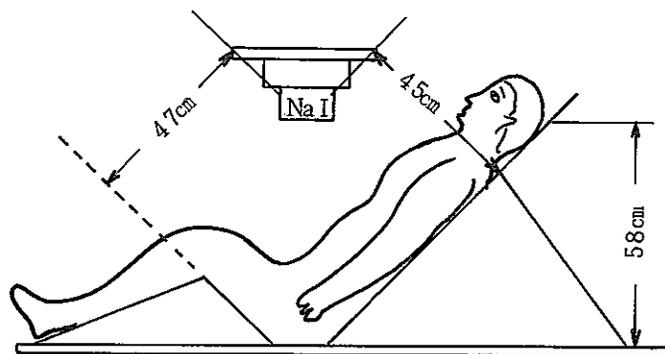


Fig. 8 (b) Chair geometry of Remcal phantom

3.4 γ 線スペクトル解析方法

γ 線スペクトルの解析方法には、最小二乗法によるピーク関数適合、最小二乗法によるライブラリ適合など電子計算機を用いる方法と、コーベル法⁸⁾などのマニュアル計算による方法がある。一方ホールボディカウンタでは、通常微量の放射能を取扱うこと、測定時間は人を拘束するため約1時間以内に制約されることなどのため光電ピータの計数値も小さく、バックグラウンドの差し引き方が測定誤差に大きく影響する。コーベル法では、通常光電ピークをはさむスペクトルの谷から谷を直線で結び、台形面積をバックグラウンドとして差し引く方法を用いるが、この方法では統計的ゆらぎが大きい場合、谷に相当するチャンネルの決定に、困難を伴う場合が多い。そこで、本報では、さらに簡便な方法として、同じエネルギー領域について、RIを含まない水ファントムを置いて測定した値をバックグラウンドと見直し、ファントムによる校正時も、実際の人体測定時も、この水ファントムのバックグラウンドを差し引く方法をとることとした。エネルギーバンドは、コーベル法に従い、光電ピークをはさむスペクトルの谷から谷(半径幅の約2倍)とした。複合核種を解析する場合には、エネルギーの高い光電ピークから順次解析し、単一核種で求めたコンプトンの寄与分を差し引く方法を用いることとした。

4. 結果および結果の検討

3章に述べた方法で測定した結果の解析は、1970年にIAEAが提案した様式²⁾に従ってまとめた。

すなわち、 γ 線スペクトルの解析には、光電ピークを対象とし、この光電ピークの低エネルギー側の谷と高エネルギー側の谷のエネルギーを定め、このエネルギーバンドのバックグラウンド計数率および放射性溶液の入ったファントム測定によって得られる単位放射能当りの正味計数率（バックグラウンドを差し引いたもので、IAEAのTableではNet pulse rate(cpm/nCi)^{*脚注}に相当する）をそれぞれ求めた。これらの結果をまとめてTable 5.からTable 11.に示す。

表の左側から、校正した核種に対する分解能（線源がファントムに入っている状態であったもの）、0.2MeV～2.0MeVのバックグラウンド、核種、解析したエネルギーバンドの下限、上限、エネルギーバンド幅、そのエネルギーバンド内のバックグラウンド（箱型水ファントムを置いた状態であったもの）、線源入りファントムの測定から得られる単位放射能当りの正味計数率（Net pulse rate(cpm/nCi)）、最後の覧は、複合核種の解析時に必要な、ある核種が単位放射能存在した場合、他のエネルギーバンドへの寄与率を示すものである。

以下に個々のファントムと核種について述べる。

※(脚注) cpm/nCiは測定値(cpm)を放射能(nCi)に変換するためのホールボディカウンタ固有の単位として使用し、このcpm/nCiを以下校正定数という。また、 γ 線エネルギーに対する校正定数の変化を現わすものとして感度という表現を定義する。感度は校正定数cpm/nCiを γ 線放出割合で割ったもので、単位は校正定数と同じcpm/nCiである。

4.1 全身箱型ファントムの校正結果

全身箱型ファントムを使用して、Ce-144, Ru-106, Cs-137, Co-60, およびK-40を用いて校正した結果をTable 5とTable 6に示す。Table 5は、ベッドジオメトリ、Table 6はチェアジオメトリについて求めたものである。この校正結果を基に、 γ 線エネルギーの関数として求めた感度をFig. 9に示す。グラフの縦軸は、 γ 線の放出割合を考慮し、校正時に便利のように、感度を以下の式に示すように定義する。

$$k = \frac{a}{A} \times \frac{1}{f} \quad (\text{cpm/nCi})$$

k : 感度 (cpm/nCi)

a : 着目している γ 線の解析エネルギーバンドの正味計数率 (cpm)

A : ファントム中の放射能 (nCi)

f : 着目している γ 線の放出割合

このグラフから、全身均一分布のCs-137については、チェアジオメトリより、ベッドジオメトリが約40%感度が良いことがわかる。またこのグラフから、全身箱型ファントムの、チェアジオメトリと、ベッドジオメトリについて0.134MeVから、1.46MeVのエネルギー範囲について感度を知ることができる。

Fig. 9からわかる様に、全身箱型ファントムから得られる感度はベッドジオメトリについてエネルギー範囲が0.134~1.46MeVの時3.5~8 (cpm/nCi)の間にある。

Fig. 9に示した γ 線エネルギーと感度の関係を、Fig. 4に示した点線源を用いて得たデータと比較すると、Fig. 9の0.134MeV (Ce-144)の値がCs-137やCo-60の値に対して相対的にFig. 4の点線源から推定される値より小さな値を示していることがわかる。この差の原因として、Ce-144の校正に用いたファントムが、付録VIのFig. VI-10からわかるように、Ru-106で汚染し、Ru-106の完全な除染が困難であり、このRu-106の影響が γ 線スペクトル解析時に正しく補正されていないこと、および、解析に用いた γ 線のエネルギーが0.134MeVと低いため、ファントム内の水によって吸収を受け、幾何学的効率が悪くなっていることなどが考えられる。従って、Ce-144から求めた0.134MeVの校正定数の妥当性は今後、再測定によって確認する必要があると思われる。

Table 5. CALIBRATION DATA

Detector/ Technique (No.)/	Spectrometric resolution				Integral background (0.2~2.0MeV) (cpm)	Radio-nuclide	Energy band			Net background (cpm)	Net pulse rate (cpm/nCi)	Contribution from			
	¹⁰⁶ Ru (%)	¹³⁷ Cs (%)	⁶⁰ Co (%)	⁴⁰ K (%)			(%)	Lower limit (MeV)	Upper limit (MeV)			Band width (MeV)	¹⁰⁶ Ru (cpm/nCi)	¹³⁷ Cs (cpm/nCi)	⁶⁰ Co (cpm/nCi)
	10	93	84	7.1	587.2	¹⁰⁶ Ru	0.57	0.68	0.11	541	0.80	—	3.8	1.7	0.07
						¹³⁷ Cs	0.59	0.74	0.15	588	53	0.59	—	2.3	0.09
						⁶⁰ Co	1.23	1.42	0.19	247	48	0.01	0	—	0.12
						⁴⁰ K	1.38	1.54	0.16	255	0.37	0.01	0	0.37	—
						¹⁴⁴ Ce	0.10	0.15	0.05	942	0.87	0.9	2.2	3.0	0.20
Box phantom, Organ : Whole (Bed geometry)															

Table 6. CALIBRATION DATA

Detector/ Technique (%) /	Spectrometric resolution				Integral background (0.2~2.0MeV) (cpm)	Radio-nuclide	Energy band			Net background (cpm)	Net pulse rate (cpm/nCi)	Contribution from			
	¹⁰⁶ Ru (%)	¹³⁷ Cs (%)	⁶⁰ Co (%)	⁴⁰ K (%)			(%)	Lower limit (MeV)	Upper limit (MeV)			Band width (MeV)	¹⁰⁶ Ru (cpm/nCi)	¹³⁷ Cs (cpm/nCi)	⁶⁰ Co (cpm/nCi)
	10	10	7.9	7.7	5561	¹⁰⁶ Ru	0.57	0.68	0.11	493	0.49	—	3.3	1.5	0.07
						¹³⁷ Cs	0.59	0.74	0.15	59.7	3.5	0.44	—	2.0	0.09
						⁶⁰ Co	1.23	1.42	0.19	23.4	3.1	0.01	0	—	0.11
						⁴⁰ K	1.38	1.54	0.16	24.6	0.28	0.00	0	0.27	—
						¹⁴⁴ Ce	0.10	0.15	0.05	94.2	0.56	0.9	2.0	2.7	0.19
						Box phantom, Organ: Whole body (Chair geometry)									

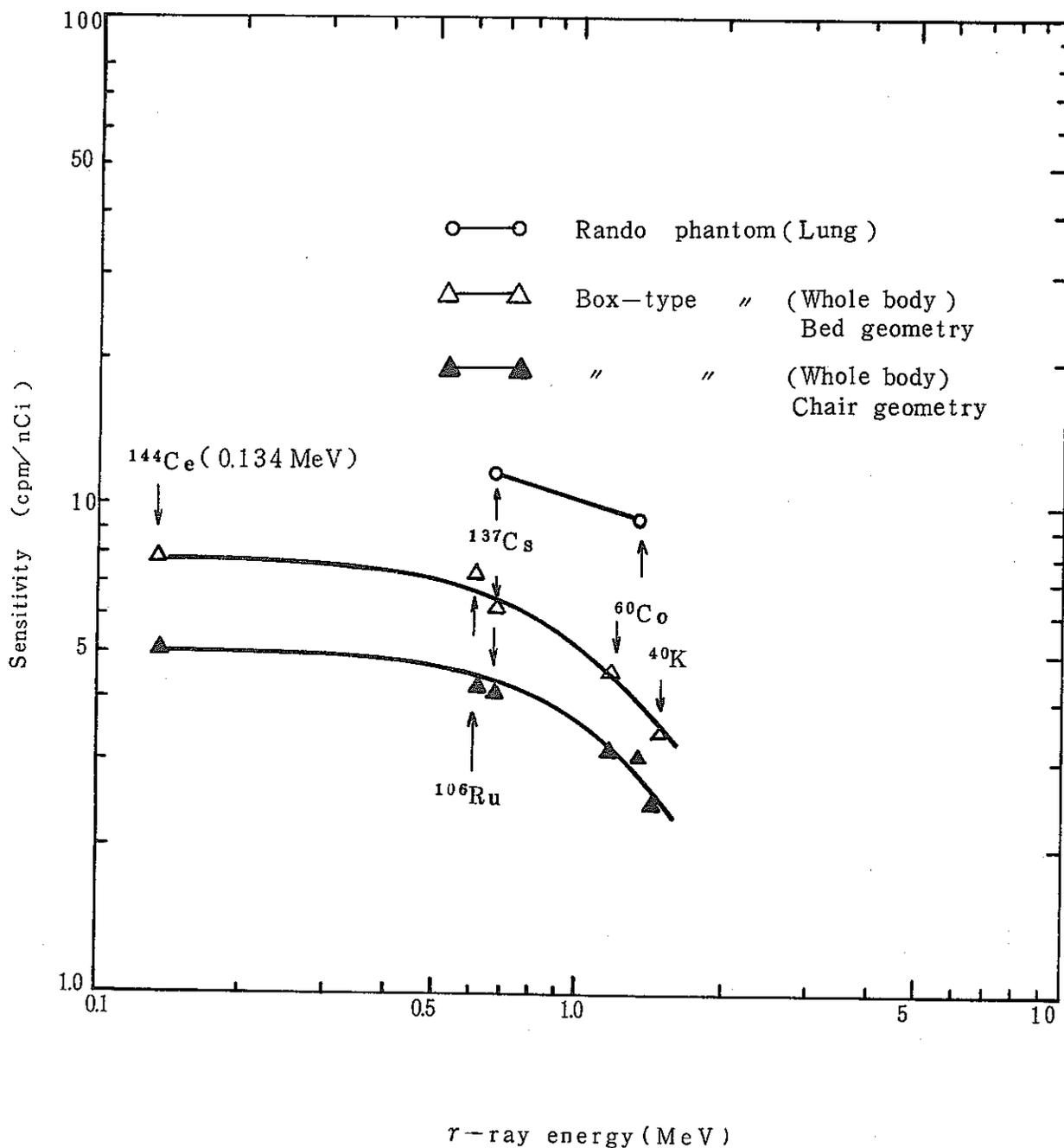


Fig. 9 Variation in sensitivity to gamma-ray energy of various nuclides and geometries

4.2 レムカルファントムによる校正結果

肝臓について、ベッドジオメトリとチェアジオメトリで校正した結果を Table 7, と Table 8 にそれぞれ示す。

また、腎臓について、ベッドジオメトリとチェアジオメトリで校正した結果を Table 9 と Table 10 にそれぞれ示す。

これらの校正結果を基に、 r 線エネルギーの関数として求めた感度を Fig. 10 に示す。

I-131 の r 線スペクトル解析は、放出割合が最も高い 0.364 MeV (82%) を対象とし、0.32~0.43 MeV を I-131 の解析エネルギーバンドとした。

I-131 標準溶液 180 nCi/20 cc をレムカルファントムに入れ甲状腺真上に検出器を置いた状態で得られる r 線スペクトルは付録 V Fig. V-3 に示す。0.365 MeV の FWHM は 10.4% であった。校正データを Table 11 にまとめて示す。

当然のことながら、甲状腺の体積が検出器に比べ小さいため、甲状腺真上位置に検出器を置いた場合に得られる校正定数は 60 (cpm/nCi) と高い値が得られる。

甲状腺に取込まれた I-131 を定量する際には、検出器に比べて甲状腺の体積が小さいため、被検者の位置選定は慎重に行なわなければならない。特に検出器と甲状腺の距離の変化が計数率に及ぼす影響は大きく、検出器を基準位置(首部皮膚と検出器下端間の距離が 7 cm の時)から上下方向に ± 2 cm 移動した時の計数率の変動はファントム実験から求めた結果約 $\pm 25\%$ であった。

また、I-131 は僅かではあるが、甲状腺以外(全身)にも取込まれるため、甲状腺以外の臓器からの寄与分の有無を、鉛シールドや、コリメータを用いて確認することも、正確な甲状腺への取込量を知る上で必要である。

Fig. 10 からわかるように肝臓のみに放射性物質を入れ、ベッドジオメトリにおいて、レムカルファントムを用いて得られた感度は 13~25 (cpm/nCi) (エネルギー領域で 1.33~0.27 MeV において)である。

一方、チェアジオメトリは、Fig. 10 からわかる様に、ベッドジオメトリに比べ、感度は約 2 倍低下する。

腎臓は、腹腔内の背中側に位置しているため、仰臥位で測定した場合には、肝臓に比べ約 3 分の 1 の感度となる。従って、腎臓への取込みが疑われる時には、背中側から測定する方が高い感度を得ることができると考えられる。

なお、Fig. 10 の肝臓の 0.27 MeV の感度は ^{75}Se が入手できたので参考値として測定したものである。

4.3 ランドファントムによる校正

肺について、ランドファントムを用いて、胸部真上に検出器を置き校正した結果を Fig. 9 に示す。Co-60 の校正定数は、 $9.1(\text{cpm/nCi})$ Cs-137 の校正定数は $1.0(\text{cpm/nCi})$ であった。Co-60 について、全身均一分布と肺の感度を比較すると、肺のみに線源が集中している場合の方が約 2 倍全身分布の場合より感度の良いことがわかる。

人体内の分布が不明の時、その核種が全身に均一に分布すると見直して体内沈着量を求めると、沈着量を求める段階では、ベッドジオメトリについては肺の場合で約 2 倍、肝臓の場合で約 3 倍過大評価となる。

Table 7. CALIBRATION DATA

Detector/ Technique (%) /	Spectrometric resolution				Integral background (0.2~2.0MeV) (cpm)	Radio-nuclide	Energy band			Net background (cpm)	Net pulse rate (cpm/nCi)	Contribution from			
	¹⁰⁶ Ru (%)	¹³⁷ Cs (%)	⁶⁰ Co (%)	⁴⁰ K (%)			(%)	Lower limit (MeV)	Upper limit (MeV)			Band width (MeV)	¹⁰⁶ Ru (cpm/nCi)	¹³⁷ Cs (cpm/nCi)	⁶⁰ Co (cpm/nCi)
	10	84	6.0	7.0	621.2	¹⁰⁶ Ru	0.57	0.68	0.11	59.2	—	—	4.2	6.5	
						¹³⁷ Cs	0.59	0.74	0.15	72.8	16	—	—	9.2	
						⁶⁰ Co	1.23	1.42	0.19	27.2	14	—	0	—	
						⁴⁰ K	1.38	1.54	0.16	25.1	—	—	0	0.46	
Remcal phantom; Organ : Liver (Bed geometry)															

Table 8. CALIBRATION DATA

Detector / Technique (%) /	Spectrometric resolution				Integral background (0.2~2.0MeV) (cpm)	Radio - nuclide	Energy band			Net background (cpm)	Net pulse rate (cpm/ nCi)	Contribution from				
	¹⁰⁶ Ru (%)	¹³⁷ Cs (%)	⁶⁰ Co (%)	⁴⁰ K (%)			Lower limit (MeV)	Upper limit (MeV)	Band width (MeV)			¹⁰⁶ Ru (cpm/ nCi)	¹³⁷ Cs (cpm/ nCi)	⁶⁰ Co (cpm/ nCi)		
	10	8.9	7.1	7.0	611.8	¹⁰⁶ Ru	0.57	0.68	0.11	59.3	—	—	2.1	3.2		
						¹³⁷ Cs	0.59	0.74	0.15	70.3	7.9	—	—	9.2		
						⁶⁰ Co	1.23	1.42	0.19	27.1	6.7	—	0			
						⁴⁰ K	1.38	1.54	0.16	24.7	—	—	0	0.46		
						⁷⁵ Se	0.24	0.32	0.08	—	11	—	—	—		
Remcal phantom ; Organ : Liver (Chair geometry)																

Table 9. CALIBRATION DATA

Detector/ Technique (%) /	Spectrometric resolution				Integral background (0.2~2.0MeV) (cpm)	Radio- nuclide	Energy band			Net background (cpm)	Net pulse rate (cpm/ nCi)	Contribution from			
	¹⁰⁶ Ru (%)	¹³⁷ Cs (%)	⁶⁰ Co (%)	⁴⁰ K (%)			(%)	Lower limit (MeV)	Upper limit (MeV)			Band width (MeV)	¹⁰⁶ Ru (cpm/ nCi)	¹³⁷ Cs (cpm/ nCi)	⁶⁰ Co (cpm/ nCi)
	9.1	8.9	7.0	7.0	621.2	¹⁰⁶ Ru	0.57	0.68	0.11	59.2	0.56	—	2.0	2.9	
						¹³⁷ Cs	0.59	0.74	0.15	72.8	44	0.47	—	9.2	
						⁶⁰ Co	1.23	1.42	0.19	27.2	4.1	0.04	0	—	
						⁴⁰ K	1.38	1.54	0.16	25.1		0.007	—	0.22	
Remcal phantom, Organ: Liver (Bed geometry)															

Table 10. CALIBRATION DATA

Detector / Technique (%) /	Spectrometric resolution				Integral background (0.2~2.0MeV) (cpm)	Radio-nuclide (%)	Energy band			Net background (cpm)	Net pulse rate (cpm/nCi)	Contribution from			
	¹⁰⁶ Ru (%)	¹³⁷ Cs (%)	⁶⁰ Co (%)	⁴⁰ K (%)			Lower limit (MeV)	Upper limit (MeV)	Band width (MeV)			¹⁰⁶ Ru (cpm/nCi)	¹³⁷ Cs (cpm/nCi)	⁶⁰ Co (cpm/nCi)	
	11	9.9	6.5	7.0	611.1	¹⁰⁶ Ru	0.57	0.68	0.11	59.3	0.29	—	1.0	1.8	
						¹³⁷ Cs	0.59	0.74 (0.75)	0.15 (0.16)	70.3	2.1	0.24	—	2.4	
						⁶⁰ Co	1.23	1.42	0.19	27.1	2.4	0.02	0	—	
						⁴⁰ K	1.38	1.54	0.16	24.7	—	0.003	0	0.17	
Remcal phantom ; Organ : Kidney (Chair geometry)															

Table 11. CALIBRATION DATA

Detector/ Technique (%) /	Spectrometric resolution			Integral background (0.2~2.0MeV) (cpm)	Radio- nuclide	Energy band			Net background (cpm)	Net pulse rate (cpm/ nCi)	Contribution from				
	¹³¹ I (%)					(%)	Lower limit (MeV)	Upper limit (MeV)			Band width (MeV)	⁴⁰ K (cpm/ g.K)			
	10.4				¹³¹ I	1*	0.320	0.430	0.110	101	60	0.11			
					¹³¹ I	2**	0.320	0.430	0.110	838	99	—			

* Remcal phantom ; Organ : Thyroid (Bed geometry)
 ** " " ; " " (Chair ")

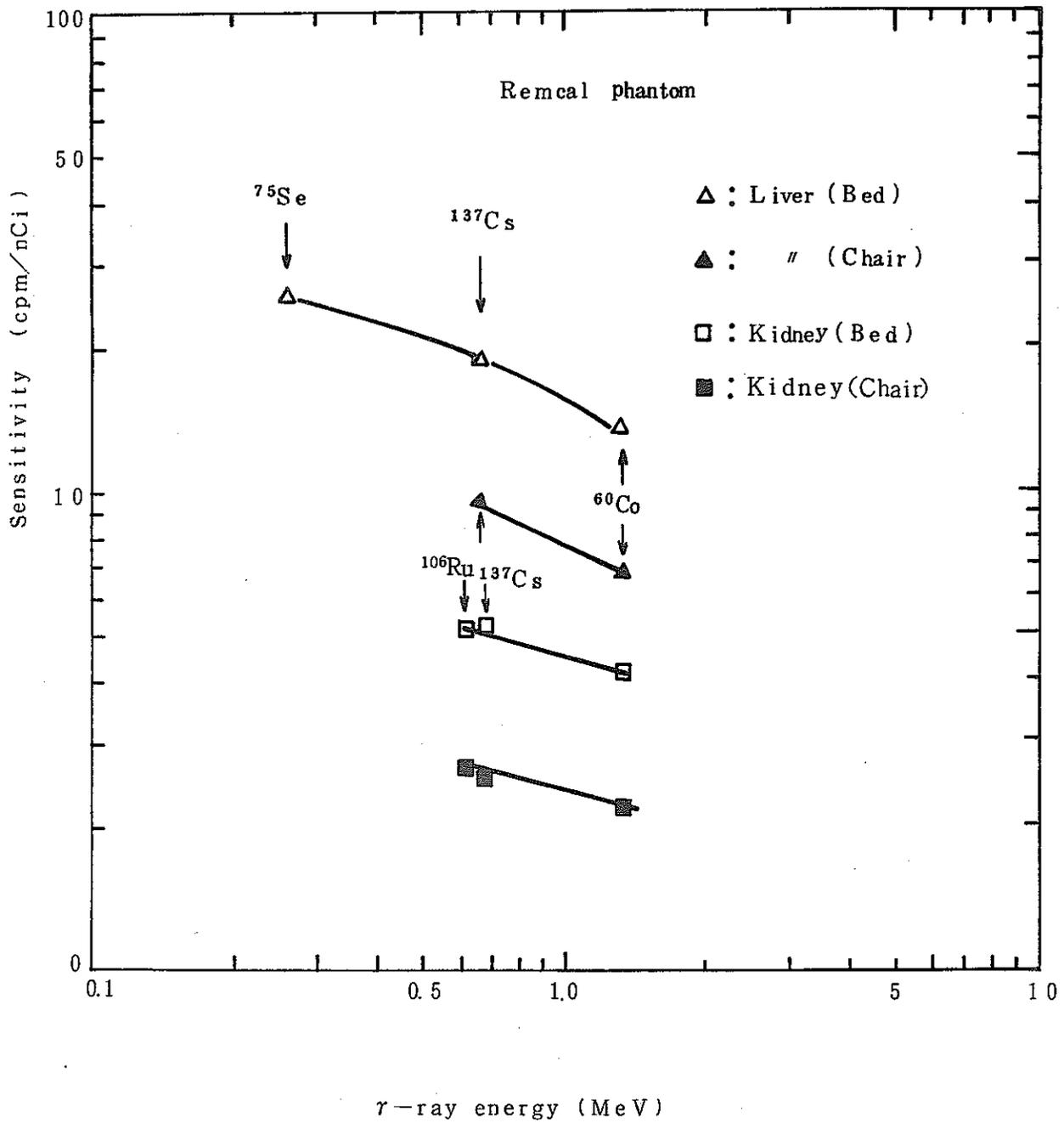


Fig. 10 Variation in sensitivity to gamma-ray energy of various nuclides and geometries

4.4 検出限界

放射線計測において、バックグラウンド計数率を n_b (cpm), その測定時間を t_b (min), バックグラウンド込みの試料の計数率を n_s (min), その測定時間を t_s (min), 正味計数率を n_n (cpm) とすると

$$n_n = n_s - n_b \pm \sigma$$

ここに

$$\sigma = \left\{ \frac{n_s}{t_s} + \frac{n_b}{t_b} \right\}^{1/2} = \left\{ \frac{n_n + n_b}{t_s} + \frac{n_b}{t_b} \right\}^{1/2}$$

$$= \left\{ \frac{n_n}{t_s} + n_b \left(\frac{1}{t_s} + \frac{1}{t_b} \right) \right\}^{1/2} \dots\dots\dots (1)$$

一方, $n_n - k\sigma \geq 0$ でなければ物理的に意味がない。そこで, $n_n - k\sigma \geq 0$ となるような n_n を検出する限界計数率と定義する。⁹⁾

$$n_n - k\sigma \geq 0 \dots\dots\dots (2)$$

(1), (2)式から

$$n_n \geq k \left\{ \frac{n_n}{t_s} + n_b \left(\frac{1}{t_s} + \frac{1}{t_b} \right) \right\}^{1/2}$$

両辺を2乗して

$$n_n^2 - 2 \frac{k^2}{2 t_s} n_n - k^2 n_b \left(\frac{1}{t_s} + \frac{1}{t_b} \right) \geq 0$$

$$\therefore n_n \geq \frac{k}{2} \left\{ \frac{k}{t_s} + \sqrt{\left(\frac{k}{t_s} \right)^2 + 4 n_b \left(\frac{1}{t_s} + \frac{1}{t_b} \right)} \right\} \dots\dots\dots (3)$$

を得る。以下に述べる検出限界は(3)式において $k = 3$ として求めた値を用いる。

ホールボディカウンタにおいては、被検者の測定時間は、長くて1時間が限度である。今、代表的な例として測定時間と検出限界値の関係をCs-137について求めるとFig. 11を得る。

Fig. 11から、全身に均一分布するCs-137の場合10分測定では1.5 nCi, 33分測定では1.1 nCiが検出限界となる。

従って、フルアウトに起因する様な、1 nCi前後のCs-137に関する精密なデータを得ることを目的として測定する場合には、30分以上の測定時間が必要である。一方、吸入摂取直後の測定において明らかに有意な摂取がある場合には、Cs-137 に対し

て10分の測定時間で管理上は充分であると言える。

Table 5 から Table 11 の校正定数 (cpm/nCi)、バックグラウンド計数率と、(3)式をおいて $T_s = 10$ および 33分(2000秒)、 T_b はバックグラウンド値が定常管理の経験上充分安定しているので、833分(5000秒)、 k は 3σ 法により3を代入して、各種ジオメトリについて計算によって求めた検出限界、および ICRP-2 に示されている最大許容身体負荷量 (Maximum permissible body burden) を Table 12 にまとめて示す。

Table 12 から、各核種について、ベッドジオメトリについて得られる検出限界は、1~15 nCi の間にあり、Co-60 (全身) についてはMPBB の9千分の1、Ru-106 (全身) では千分の1、Cs-137 (全身) については2万分の1、Ce-144 (全身) については1800分の1に相当する。Ru-106 や Cs-144 の様に r 線の放出割合の小さい核種は検出限界は悪くなるから、これらの核種について、検出限界値とMPBBとの比率をCs-137 と同等にするためには、測定時間を長くするなどの配慮が必要となる。

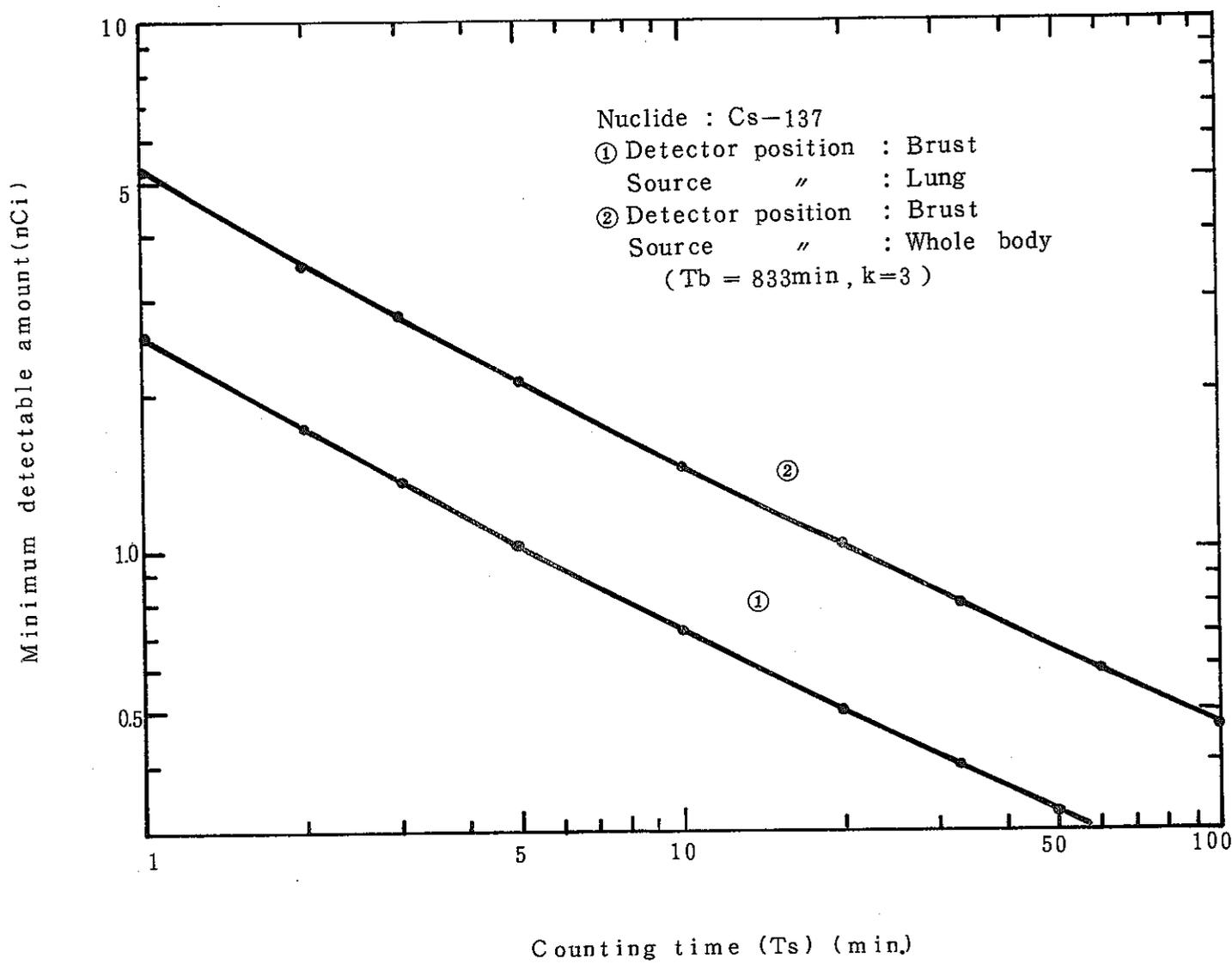


Fig.11 Relation between counting time and minimum detectable amount

Table 12. Calibration data and minimum detectable amount

Nuclide	Organ	Geometry	Background (cpm)	Net pulse rate (cpm / nCi)	Minimum detectable amount (nCi)		Maximum permissible body burden (μ Ci)
					$t_a = 33\text{min.}$	$t_a = 10\text{min.}$	
K-40	Whole body	Bed	255	0.37	7.7	14	—
		Chair	246	0.24	16	25	—
Co-60	Whole body	Bed	247	4.8	0.58	1.1	10
		Chair	234	3.1	1.2	1.9	
	Lung	Bed	250	9.1	0.42	0.65	—
Ru-106	Whole body	Bed	54.1	0.80	5.1	9.4	10
		Chair	49.2	0.49	11	17	
	Kidney	Bed	59.2	0.56	10	16	3
		Chair	59.3	0.29	20	31	
I-131	Thyroid	Bed	101	60	0.12	0.19	0.7
		Chair	83.4	9.9	0.69	1.1	—
Cs-137	Whole body	Bed	58.8	5.3	1.1	1.5	30
		Chair	59.7	3.5	1.7	2.6	
	Lung	Bed	49.4	10	0.51	0.81	—
Ce-144	Whole body	Bed	94.2	0.87	6.1	11	20
		Chair	94.2	0.56	9.5	17	

結 言

動燃・東海事業所の放射線保健室鉄室内に設置されているホールボディカウンタを、人体模擬臓器を持つ3種類のファントムを用いて校正した。

校正に使用した核種は、K-40, Co-60, Ru-106, I-131, Cs-137およびCe-144で、 γ 線エネルギー範囲で0.134～1.46MeVである。

得られた結果は、IAEAが提案した様式に従ってまとめた。校正結果から計算によって求めた検出限界は、測定時間が10分の場合、ベッドジオメトリについて1～15 nCiの間にあり、Ru-106(全身)では9.4 nCi(MPBBの千分の1)、Co-60(全身)では1.1 nCi(MPBBの9千分の1)、Cs-137(全身)では1.5 nCi(MPBBの2万分の1)、Ce-144(全身)では11 nCi(MPBBの1800分の1)であった。フルアウトレベルのCs-137を定量する等の特殊な測定目的の場合を除けば、測定時間は10分で管理上は充分であると言える。また、I-131の甲状腺についで得られた検出限界は、10分測定で0.19 nCi(甲状腺に対する最大許容負荷量の約3700分の1)であった。

ホールボディカウンタから得られた測定値の評価に当っては、作業環境からの情報(空気汚染レベル、作業時間、汚染源の核種の物理形態と化学形態など)やバイオアッセイデータ(鼻スミア、たんの分析値、尿、糞など)などを総合的に考え合わせて行うことが必要で、これらの経験をふまえて、今後も最もふさわしいと思われる校正法で、その都度校正を行ない、精度と確度の向上をはかる努力が必要である。

Appendix

I. スキャニング装置の利用方法とファントムから求めた校正定数のヒトへの適用について

ファントムから求めた校正定数を、ヒトの評価に適用する際、ファントム内の放射能分布と、ヒトの体内放射能分布の差違が問題となる。そこで、ヒトの体内放射能分布を把握する目的で、スキャニングを行う。

スキャニング装置は本文Fig. 1に述べた構造からなり、コリメータのスリット幅は0～20 cmの間で選択できる。通常は、スリット幅を5 cmに設定し、体軸方向に5 cm間隔で全身をスキャニングする。スキャニングから得られた放射能の分布図と、摂取した核種とその化学形態、およびその核種と親和性のある臓器などの情報から沈着臓器を決定する。

肝臓と腎臓のいずれかが疑わしい時は、仰臥位と腹臥位の両方からデータをとり、腹臥位計数値が仰臥位の値より高い場合には腎臓への沈着の可能性が強いと判断できる。

しかし、測定が摂取直後の時には、鼻咽頭腔(N-P)、気管支(T-B)や、胃腸管に未だ放射性物質が存在するため、その核種が、どの臓器または器管に長期残留するかを決定する事は難しい。従って、初期排泄が終り、体内での放射性物質の再分布が落ち着いた段階(摂取後3～5日)において再度測定することが必要である。

本文で述べた校正は、単一臓器、単一核種について求めたものであるから、近接する2つの臓器または器管に放射性物質が存在している場合(例えば肺と肝臓、肺と甲状腺など)には、コリメータを用いて、着目している臓器のみが検出器を見込む立体角内に入るようなジオメトリを選定し、その着目している臓器について求めた校正定数を使用することが必要である。

II. 体格差による計数効率の変化について

ファントムから得られた校正定数をヒトに適用する場合、(I)に述べた問題と共に、校正に使用したファントムとヒトの体格差が問題となる。そこで、吸入摂取の場合、最も問題となる臓器である肺について、体格の大きい方の代表として男性ランドファントムを、小さい方の代表として女性ランドファントムを用いて、体格差の違いが計数効率におよぼす影響を調べた。使用したファントムの仕様を Table II-1 に示す。線源は本文 Table 3 のランドファントムの覧に示すカプセル線源を使用した。両ファントムを用いて得られた計数効率を Table II-2 に示す。Table II-2 から、やせ型では計数効率は良くなり、女性ランドファントムから得られる計数効率は、男性ファントムから得られる計数効率より Cs-137 の 0.62 MeV に対して約 20%、Co-60 の 1.33 MeV に対して約 17% それぞれ大きな値になる。従って、男性ランドファントムから得られた校正定数を一律に適用した時、体格差によって生ずる評価誤差は約 20% と見積ることができる。

Table II-1. Comparison of reference man and rando phantom

	Sex	Reference man (ICRP Pub.23)	Reference Japanese (G. TANAKA)	Rando phantom (Alderson)
Hight (cm)	Male	170	165	175
	Female	160	152	163
Weight (kg)	Male	70	59	73.5
	Female	58	51	54

Table II-2 Comparison of calibration data with difference phantom

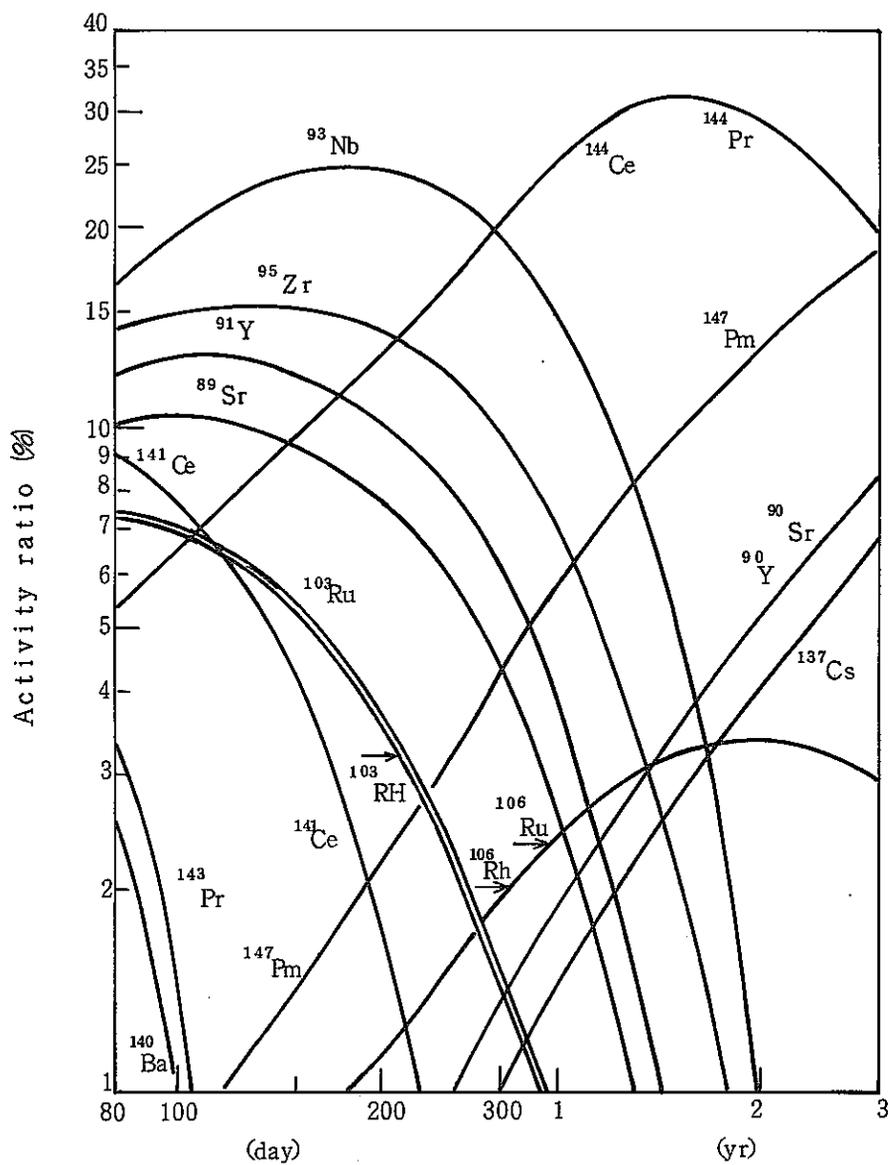
Nuclide	Organ	Phantom	Net pulse rate (cpm/nCi)	Minimum detectable amount (nCi)
Cs-137	Lung	Rando ♂	10	0.81
		Rando ♀	12	0.68
Co-60	Lung	Rando ♂	9.1	0.65
		Rando ♀	11	0.54

Ⅲ. 校正に使用した以外の核種についての計数効率

本文 Fig. 9 に示した γ 線エネルギーと感度のグラフから、校正に使用した以外の核種についても校正定数を求めることができる。

再処理工場において発生する核種で、ホールボディカウンタの対象となる核種と冷却時間の関係を Fig. Ⅲ-1 に、また、核種と γ 線エネルギーとその放出割合をまとめて Table Ⅲ-1 に示す。

Table Ⅲ-1 に示した放出割合と Fig. 9 のグラフから Ru-103, Ce-141, Zr-95, Nb-95, Ba-140, Sb-125 について計算によって求めた校正定数と、各々の解析エネルギーバンドのバックグラウンド、およびこれらの値から計算によって求めた検出限界値を Table Ⅲ-2 にまとめて示す。



Interval of cooling

Fig. III-1 Relation between cooling time and activity ratio of each nuclides (HUNTER.H.F.¹²⁾)

Table III-1 Characteristics of nuclides
at reprocessing facility

Nuclide	Half-life	γ (MeV)	f (%)		
Zr-95	65d	0.724	49		
		0.757	49		
Nb-95	35d	0.766	100		
Ru-Rh	39.6d	0.497	88		
Ru-103		0.610	6		
Rh-103m	57m				
Ru-106	367d	0.512	21		
Rh-106	30s	0.622	11		
		1.050	1.5		
Sb-125	27y	0.176	6		
		0.427	31		
		0.463	10		
		0.599	24		
		0.636	11		
		0.66	3		
Cs-137	30.0y	0.032	5.7		
		0.662	85		
Ba-La Ba-140	128d	0.030	11		
		0.163	6		
		0.305	6		
		0.438	5		
		0.537	34		
		La-140	40.22h	0.329	20
				0.487	40
				0.752	4.3
				0.815	19
				0.923	10
		1.596	96		
		2.53	3		
Ce-Pr Ce-141 Pr-141	33d	0.145	48		
	1.9ns				
Ce-Pr Ce-144	284d	0.080	2		
		0.134	11		
Pr-144	17.3m	0.695	1.5		
		1.487	0.29		
		2.186	0.7		
K-40*	1.26×10^9 y	1.460	11		

* $^{40}\text{K}/\text{K} = 0.0118\%$

Specific activity = 7.1×10^{-6} Ci/g

Table III-2 Calibration data and minimum detectable amount

Nuclide	Peak energy (MeV)	Energy region (MeV)	B . G (cpm)	Sensitivity (cpm/nCi)	Minimum detectable amount* (nCi)
Zr-95	0.724 0.757	0.66 ~ 0.82	5045	6.1	1.2
Nb-95	0.766	0.70 ~ 0.83	3860	6.1	1.1
Ru-103	0.497	0.45 ~ 0.54	5413	5.8	1.3
Sb-125	0.428 0.463	0.40 ~ 0.49	5450	2.7	2.8
Ba-140 La-140	0.537 0.487	0.46 ~ 0.56	5710	4.9	1.6
Ce-141	0.145	0.13 ~ 0.17	7785	3.2	2.8

* Organ:Whole body, $T_s=10$ min

Ⅳ. 誤差の要因

ファントムから求めた校正定数を用いて、ヒトの体内に摂取又は取込まれた放射性物質を定量する際、誤差の原因¹⁵⁾になるものとして、

- 1) 計数の統計変動
- 2) 検出器系の不安定性
- 3) γ 線スペクトル解析方法
- 4) 校正定数の誤差

(イ) 体内放射性核種の実際の分布と、その分布の時間的変化に伴う誤差

(ロ) 体格の個人差によるもの

などがある。

1)の、統計誤差は大体の目安として、積分計数値が100カウント以上なら10%以下に、1,000カウント以上なら3%以下に、10,000カウント以上なら1%以下となる。

従って、計数の統計誤差を小さくしたい時には、測定時間を適当に選ぶことによって調整すれば良い。

測定時間のみを長くしても、3)、4)に述べる誤差が圧倒的に大きい場合には、いたずらにヒトを拘束することになるので、全体の誤差との関係で測定時間を決めることが必要である。

2)の検出器系の不安定性は日常の点検(ゲインのドリフト、エネルギー直線性の点検など)によって解決出来るので通常は問題とならない。

3)の γ 線スペクトルの解析方法に伴う誤差は、主として複合核種を解析する時に問題となってくる。NaI(Tl)の γ 線スペクトル解析においては、Ge(Li)SSDなどに比較して、分解能は悪いので、 γ 線エネルギーが近接する核種を定量する場合には、相互の寄与率を正しく補正することが必要である。複合核種の摂取時には、最も定量しやすい核種を定量し、その核種と、残りの核種の放射能比は、汚染の発生した作業環境から得た試料や、鼻スミアろ紙、本人のたん試料などをGe(Li)SSDを用いて測定して求めるのが賢明な方法といえる。しかし、体内に入った核種は、臓器や器管への移行率が核種毎に異なるので、Ge(Li)SSDから求めた比率は、摂取量の推定には使用出来るが、臓器の取込量の推定には使えないことに注意する必要がある。

通常ヒトの体内には約120gのカリウムが存在し、K-40のコンプトンの寄与分が常にあるので、バックグラウンドを差し引く場合にはこの寄与分を評価しておくことが必要である。

4)の校正定数の誤差は、校正時に生ずる誤差とその校正定数をヒトの評価に適用する

際に生ずる誤差に大別出来る。校正時に生ずる誤差は先に述べた 1), 2), 3) の他, 校正に用いた放射性物質の値付けに起因する誤差がある。線源の値付けの誤差は, 約±5%である。

実際には, ヒトの体内の放射性物質の分布と, 校正時のファントム内の放射性物質の分布の差によって生ずる誤差が摂取量や取込量を定量する際の最大の誤差要因と言える。

例えば, 肺のみにあるものに, 全身分布ファントムから求めた校正定数を用いて評価すると本文 Fig.9からわかる様に約2倍の差が生ずる。

この誤差を小さくするためには, (I)に述べたスキャンニング装置の利用や, ヒトと検出器の距離を離す方法がある。実際の体内の放射性物質を定量する場合には, まず, その放射性物質の体内分布を把握することが最も重要で, ファントム校正から求めた校正定数をヒトに適用する場合にはスキャンニングの結果を見て慎重に行なわなければならない。また, ファントムによる校正は, 必ずしも全ての核種, 全ての臓器を満足するものではない。一方, 摂取する核種, 化学形態等は多種多様であるから, 放射性物質の摂取事故時で, その摂取量がMPBBを越えるような場合には, 事後校正を行う必要が生じる。現在, 適当な臓器と核種について事後校正が行なえる様に, カプセル状のCs-137とCo-60の線源, および, ランドファントムが用意されている。

このカプセル線源とランドファントムを用いて, ヒトから得られた体内放射能分布と同一になる様な線源分布をファントム実験から求め, これらの結果から校正定数を決めることによって体内の放射性物質の分布の差が, 結果に及ぼす影響を小さくすることが出来る。

4)の体格差による誤差は, 特に γ 線エネルギーが低い核種について定量する場合に問題となる。

γ 線エネルギーが0.6~1.3MeVの領域においては, ランドファントムから求めた校正定数を, ヒトの評価に一律適用することによって生ずる誤差は前章の(II)で述べたように約20%と見積ることが出来る。

以上述べてきたように, ホールボディカウンタの誤差のうち, 校正定数をヒトへ適用する時に生ずる誤差が最も大きいと言える。従って, ホールボディカウンタの測定および評価にあたっては, どの段階の誤差が結果の誤差にどれほどの影響を与えるかをあらかじめ調べ, 結果に大きく影響する量に対しては測定の精度を高めて精密に測り, 少しぐらいの誤差があっても結果にあまり響かない量については, 精度を低めて簡略に測定するようにしなければならない。

V. ホールボディカウンタの使用経験

— ヒトのバックグラウンド測定結果 —

日本人成人男子のバックグラウンドレベルを把握する目的で、再処理施設操業前の1977年5月9日から、1977年6月27日にかけて、再処理施設就業者276名について測定を行なった。

測定は、本文に述べたベッドジオメトリで、鉛シールドと鉛コリメータは使用しない状態で行なった。測定時間は1人2,000秒(33分)である。

γ 線スペクトル解析は、便宜上Table V-1.に示す5つのエネルギー領域にわけて行なった。

276名について得られた各エネルギーバンドの正味計数率(人体測定値から水ファントムの値を引いた計数率, cpm)と標準偏差をTable V-1に示す。

ヒトの測定データと、K.ファントムおよびCsファントム(いずれも全身箱型ファントム)を用いて得た校正定数を使用して、体内カリウム量と、体内セシウム(Cs-137)量を求めた。その結果、ヒトの276名のデータから求めた体内カリウム量の平均値は127 μ となり、この値は、平均体重59.93Kgの0.21%(前回の調査では0.22%)¹⁶⁾に相当する。また、ヒトの体内Cs-137量は、66%が検出限界値未満(1.1nCi)で最も高い者で2.5nCiであった。

ヒトの体重と体内カリウム量の関係はFig.V-1に示すようになる。相関係数は0.541で、危険率5%で相関関係は有意であった。ヒトの体重から、体内カリウム量を知るための1次式を最小二乗法によって求めた結果(1)式を得た。

$$y = 0.945 x + 70.33 \dots\dots\dots (1)$$

ここに x : 体重(Kg)

y : 体内カリウム量(μ)

また図中に、(1)の回帰直線と、この直線に対する95%および99%信頼区間を併せて示す。さらに、測定したヒトの体重の度数分布、カリウムの度数分布および年齢の度数分布図をFig.V-2~V-4にそれぞれ示す。

Table V-1 Results of whole body counter in human subject

	Net counts per minutes of each energy band (cpm)					
	A (1.54~2.00MeV)	B (1.34~1.54MeV)	C (0.72~1.34MeV)	D (0.60~0.72MeV)	E (0.15~0.60MeV)	Total (0.15~2.00MeV)
Mean \bar{X}	0.83	39.44	40.71	13.70	97.28	191.77
Standard deviation σ	1.17	3.94	5.29	3.23	18.42	26.65
$\bar{X} + 3\sigma$	4.34	51.26	56.58	23.39	152.54	271.74

n=276

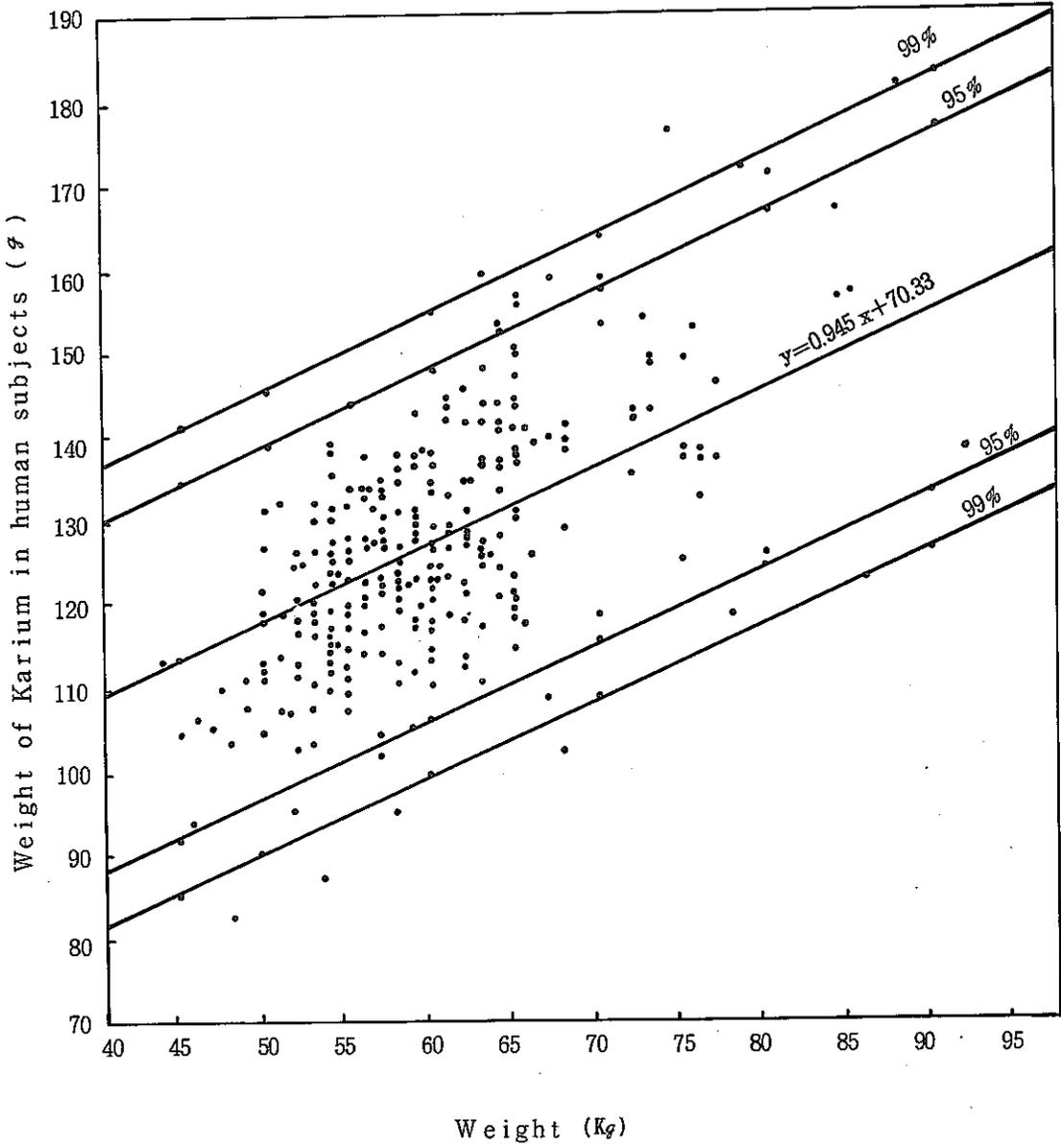


Fig. V-1 Relation between weight and weight of Karium in human subjects

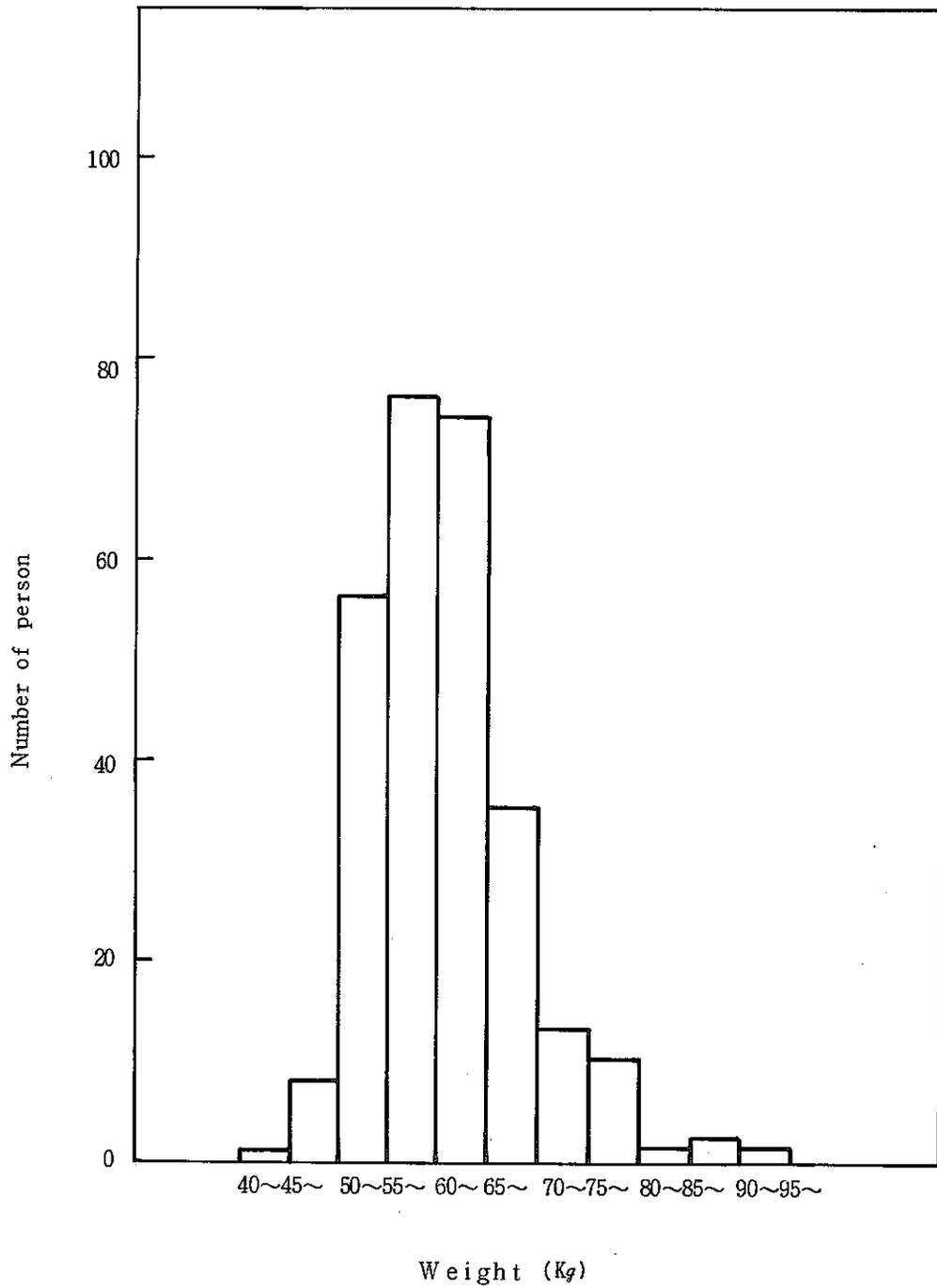


Fig. V-2 Weight distribution of human subject

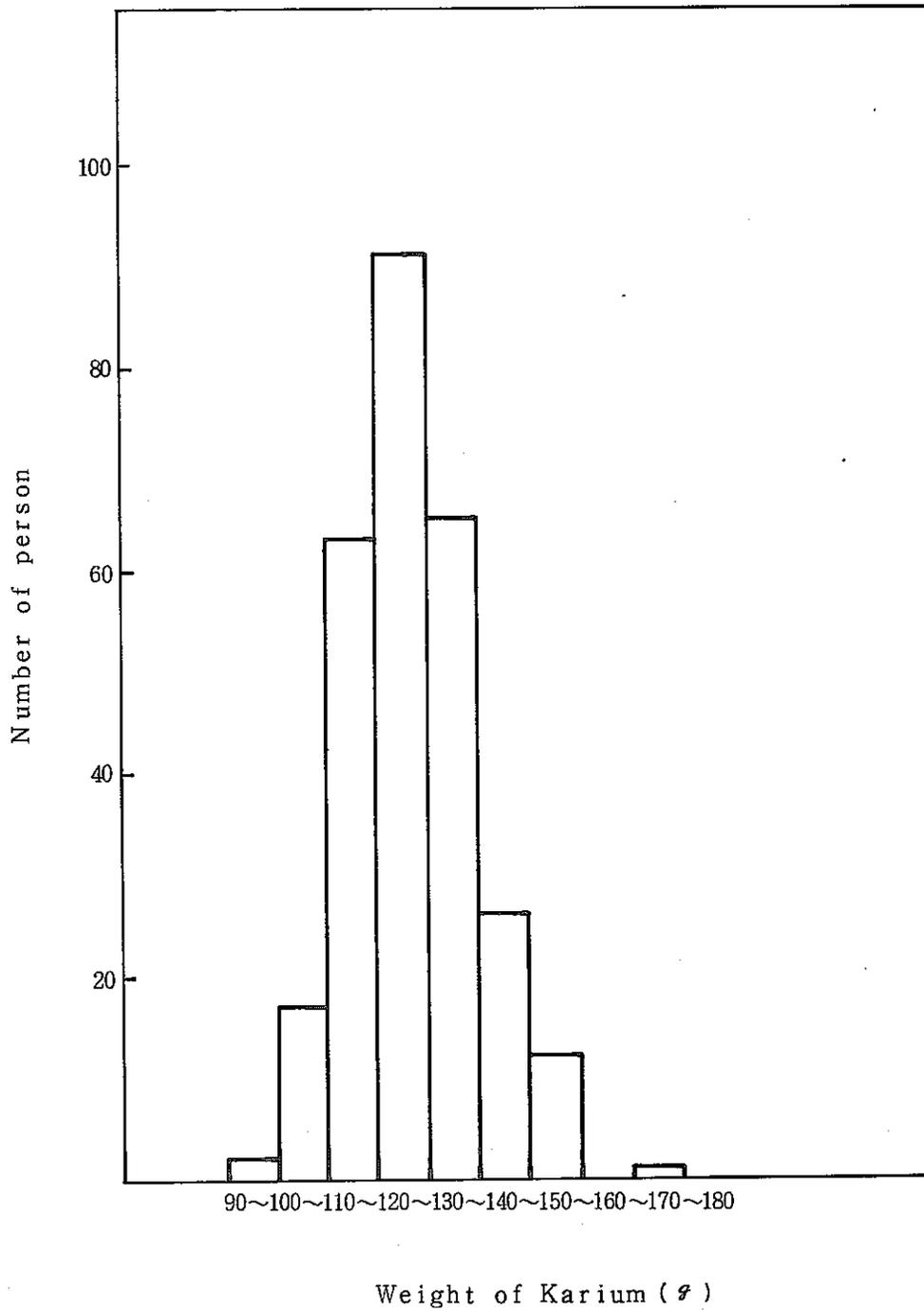


Fig. V-3 Distribution of Karium weight

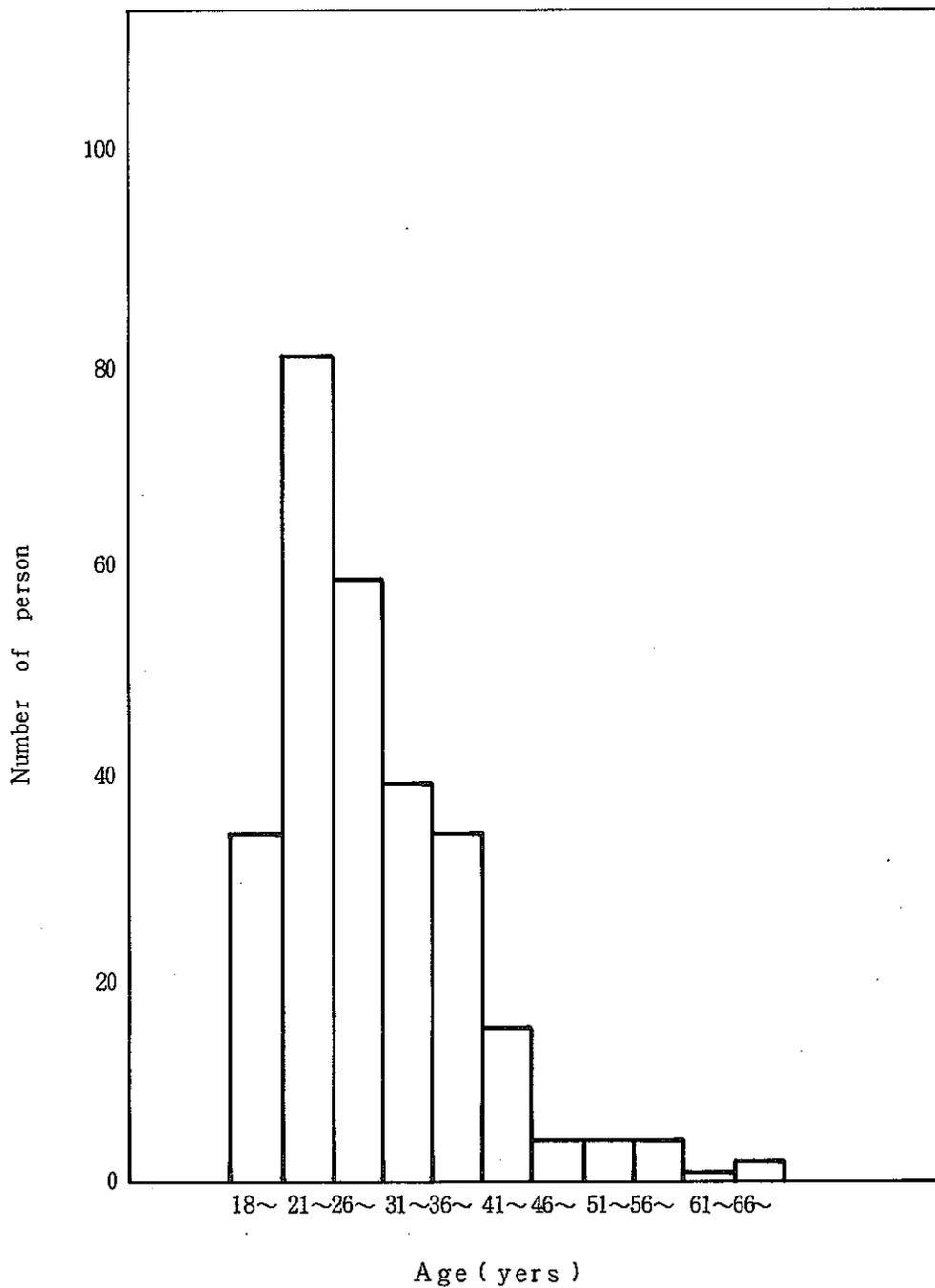


Fig. V-4 Distribution of age

VI γ 線スペクトル図

本文で行なった校正の結果得られた γ 線スペクトル図の代表例をFig.VI-1~Fig.VI-13に示す。

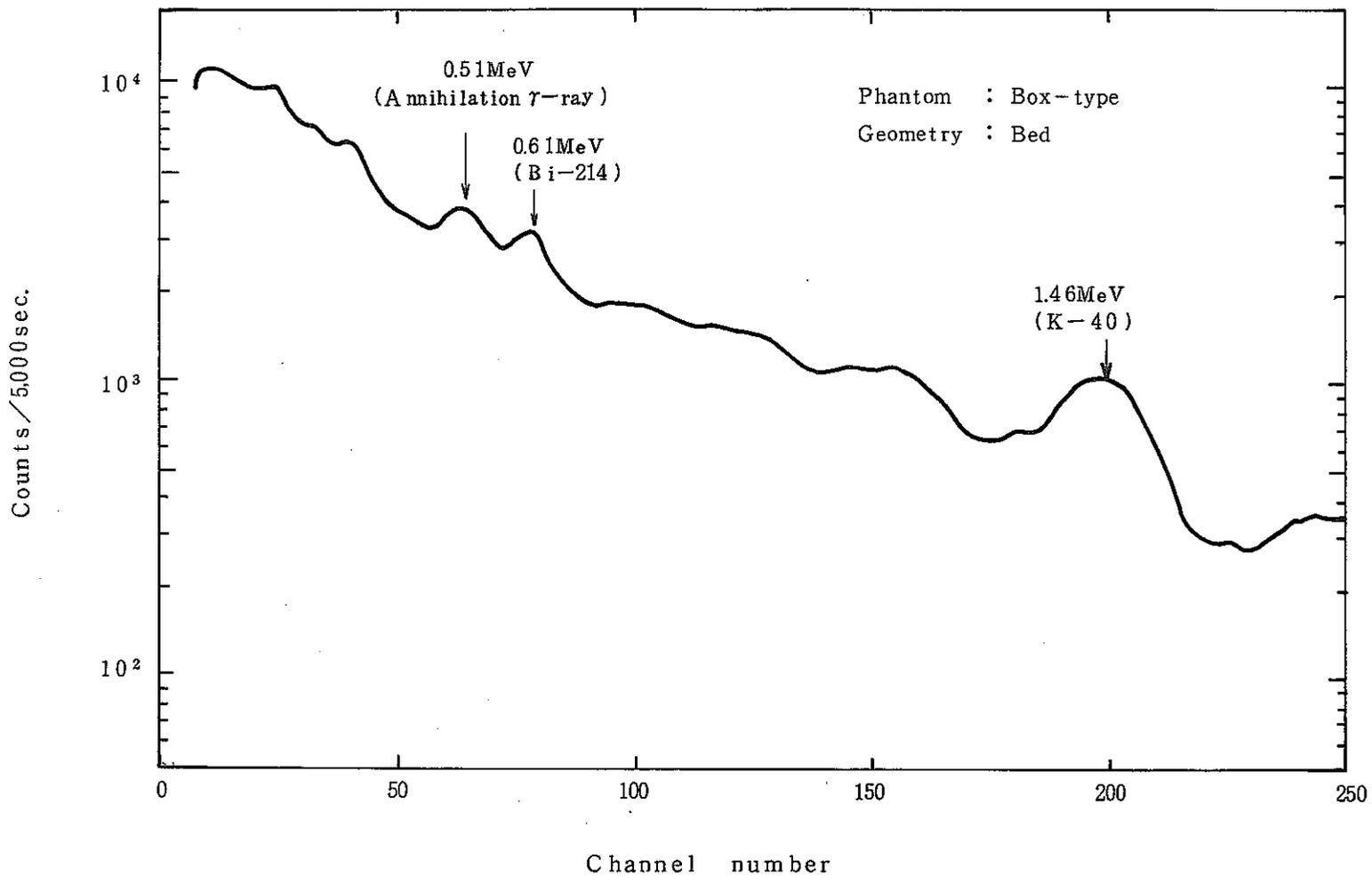


Fig. W-1 γ -ray spectrum of background in monitoring room

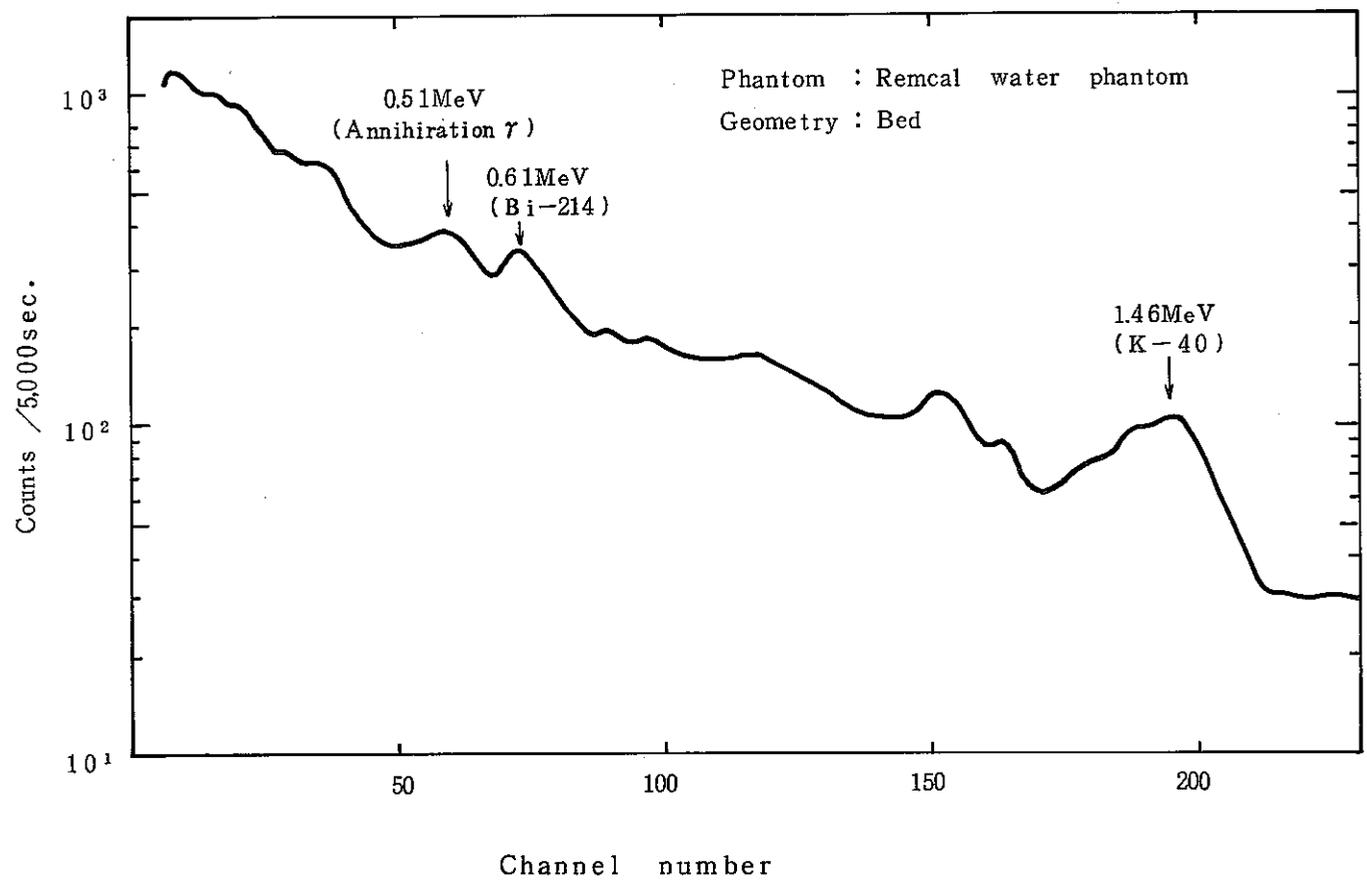


Fig. W-2 γ -ray spectrum of background in monitoring room

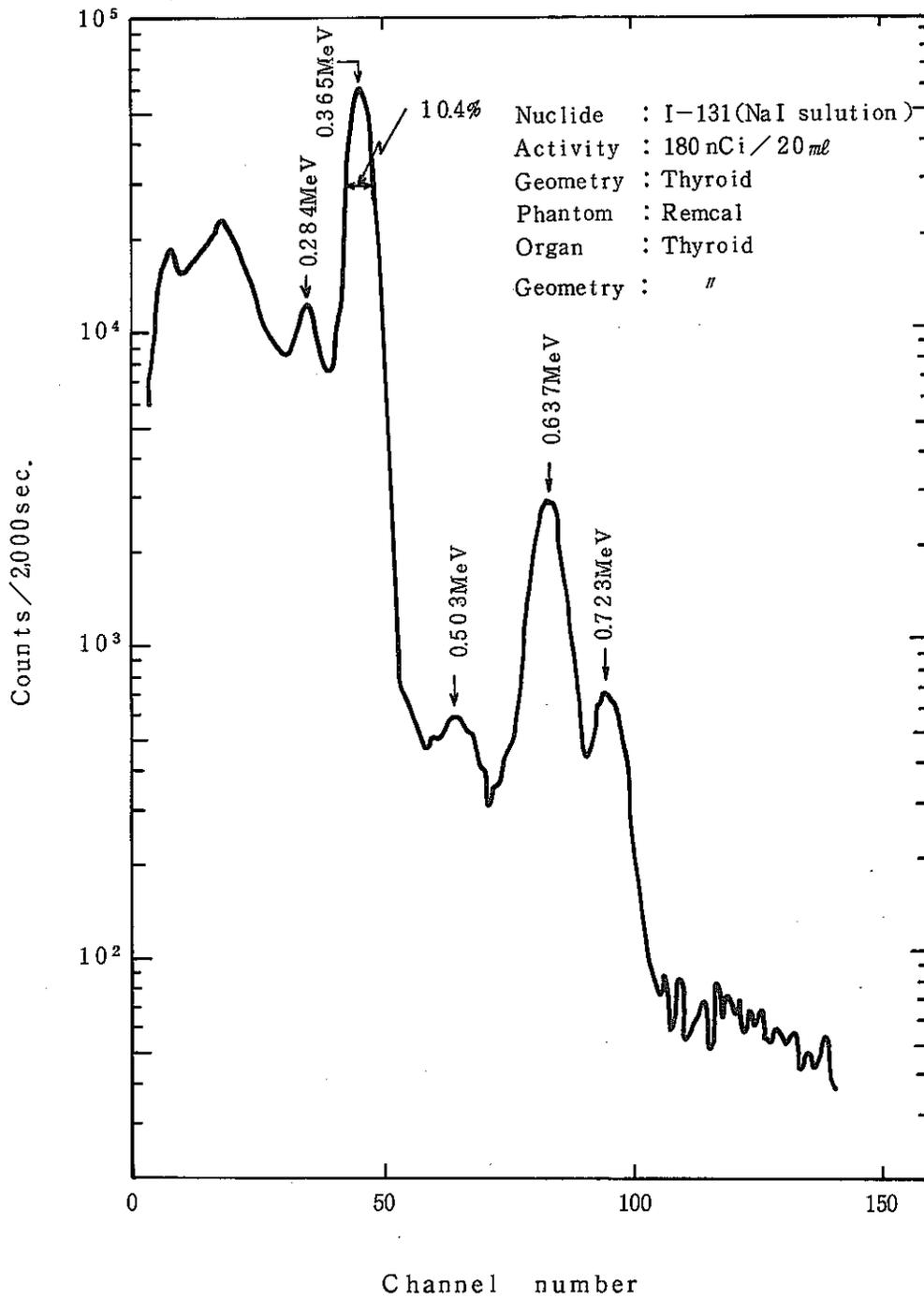


Fig. V-3 γ -ray spectrum of ^{131}I in Remcal phantom (Thyroid geometry)

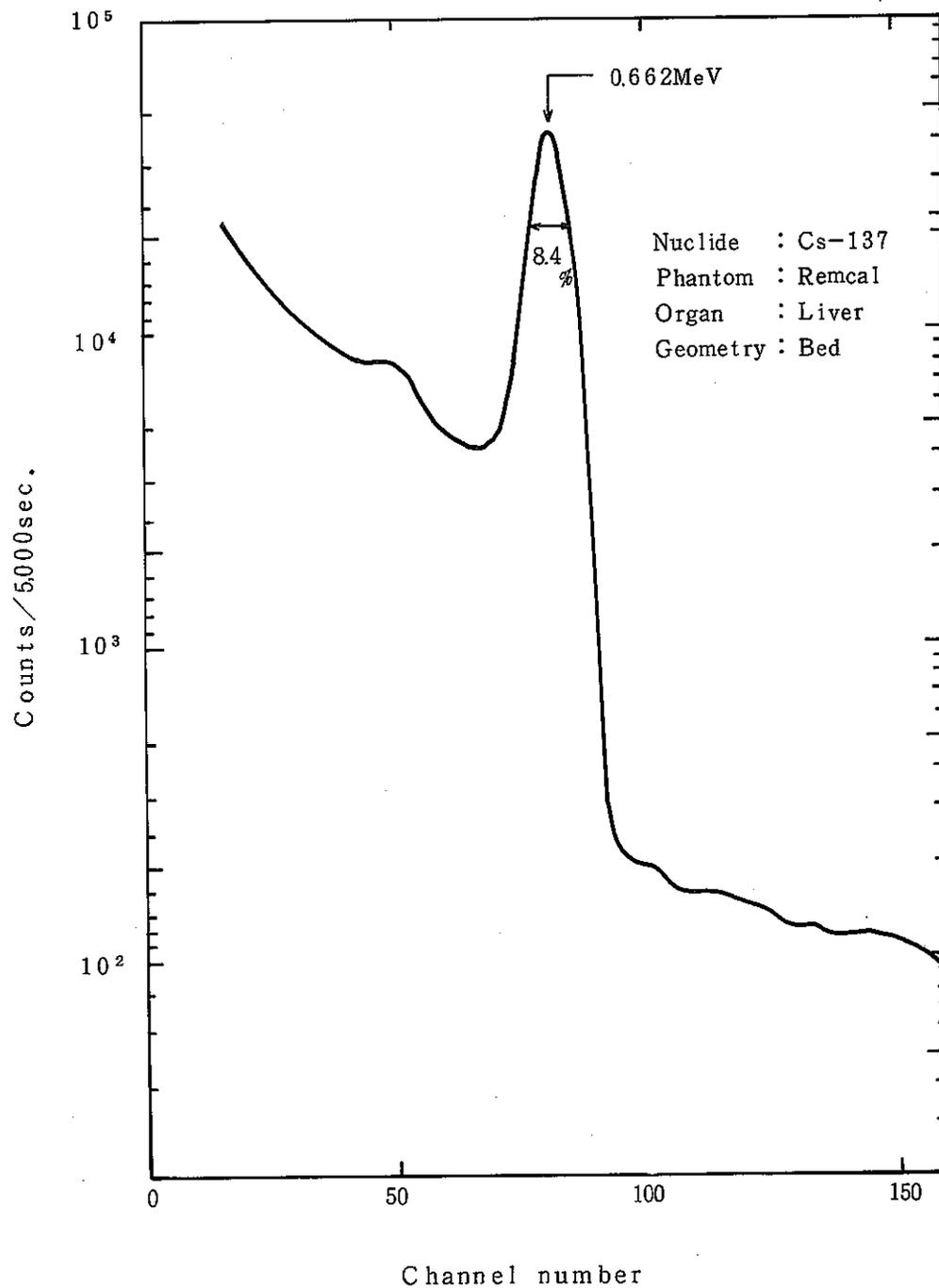


Fig. V-4 γ -ray spectrum of Cs-137

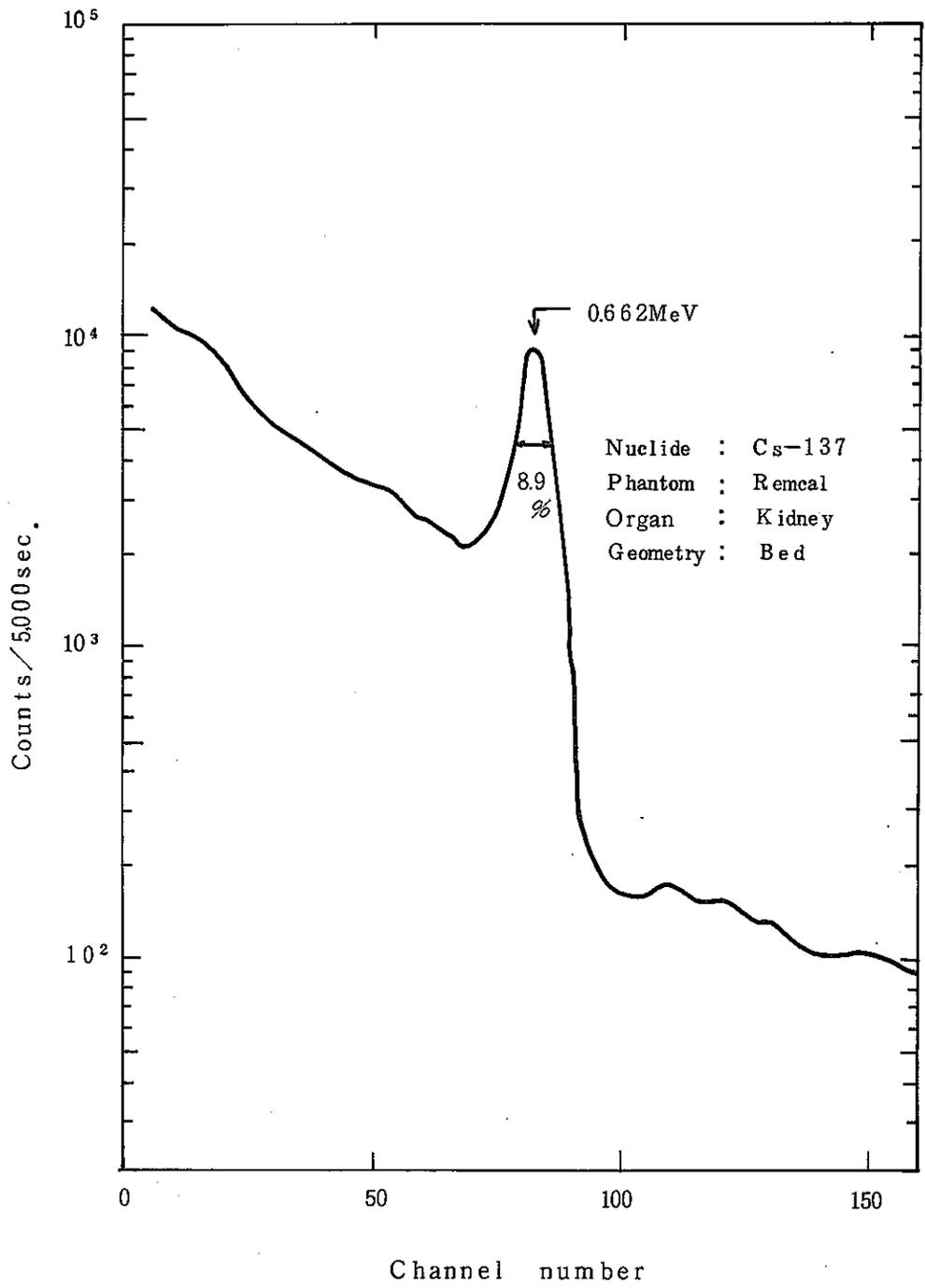


Fig. W-5 γ -ray spectrum of Cs-137

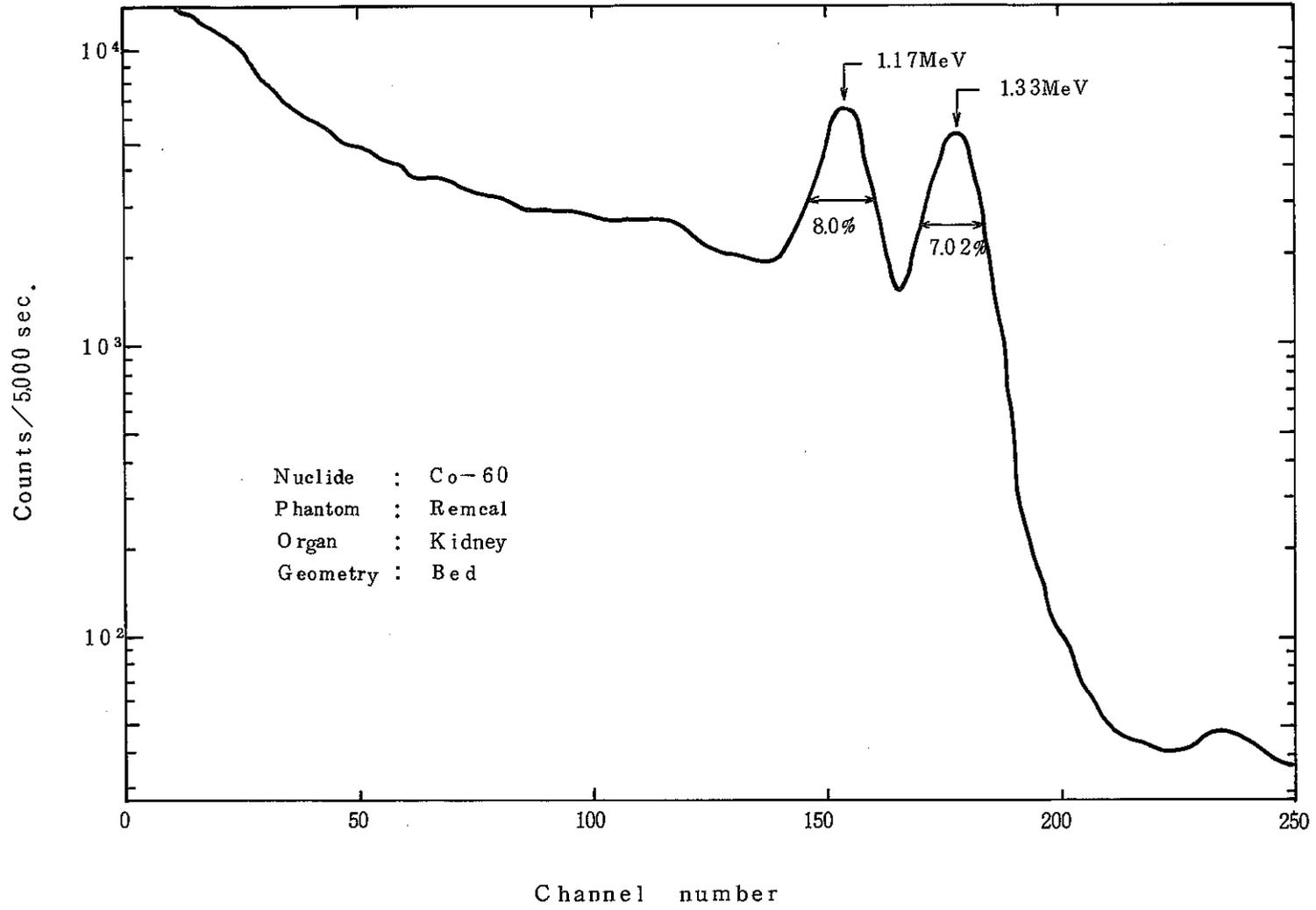


Fig. W-6 γ -ray spectrum of Co-60

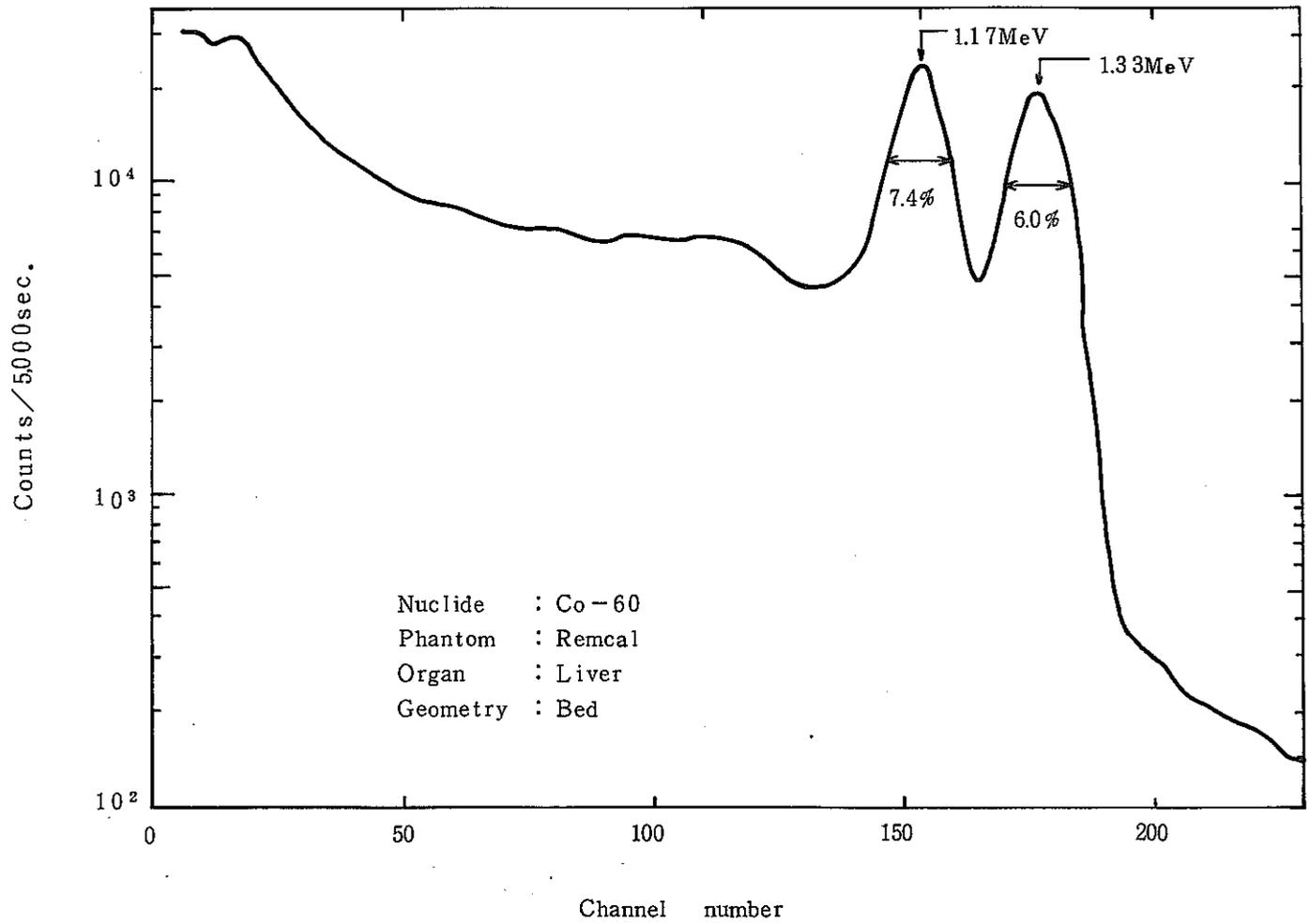


Fig. W-7 γ -ray spectrum of Co-60

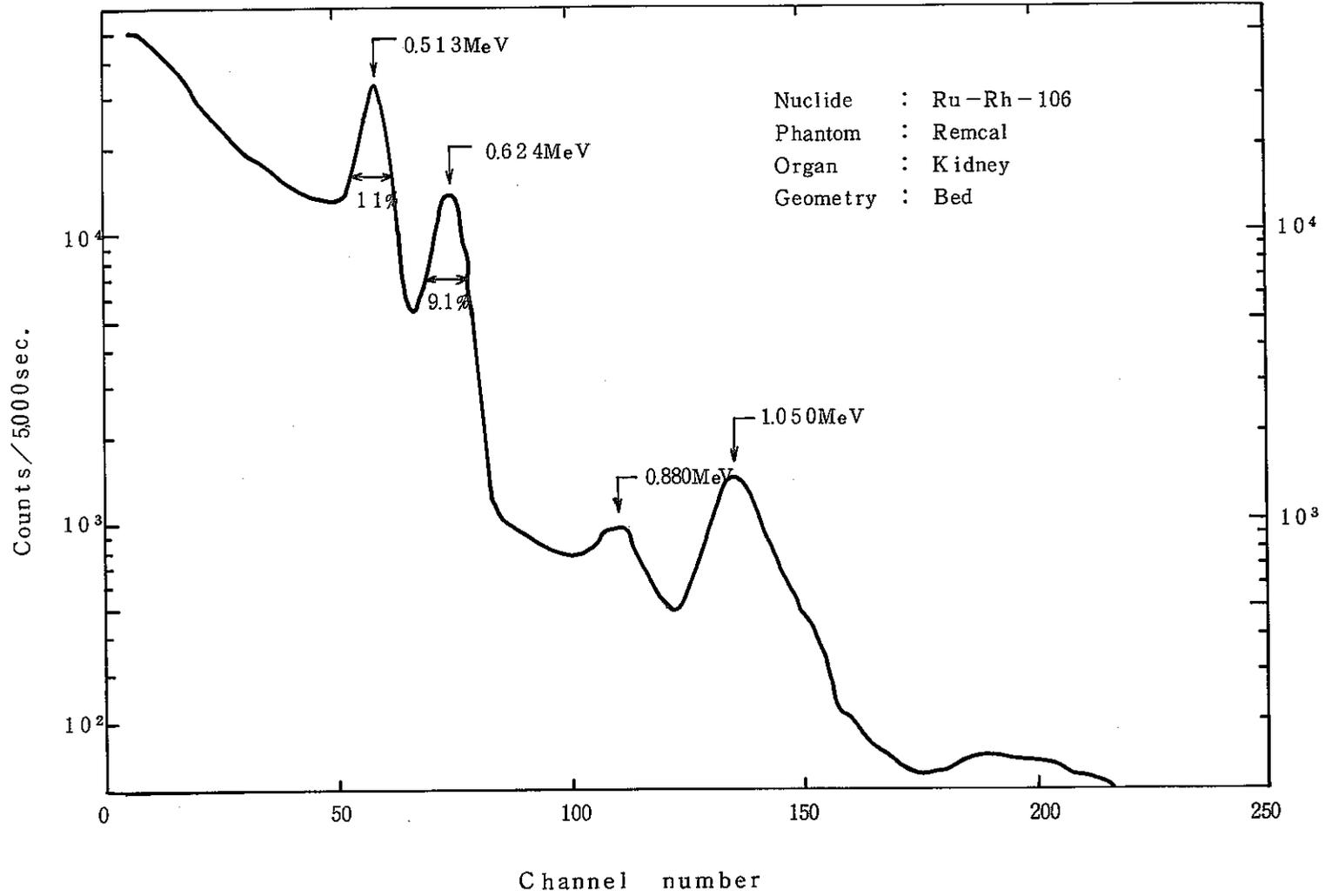


Fig. W-8 γ -ray spectrum of Ru-Rh-106

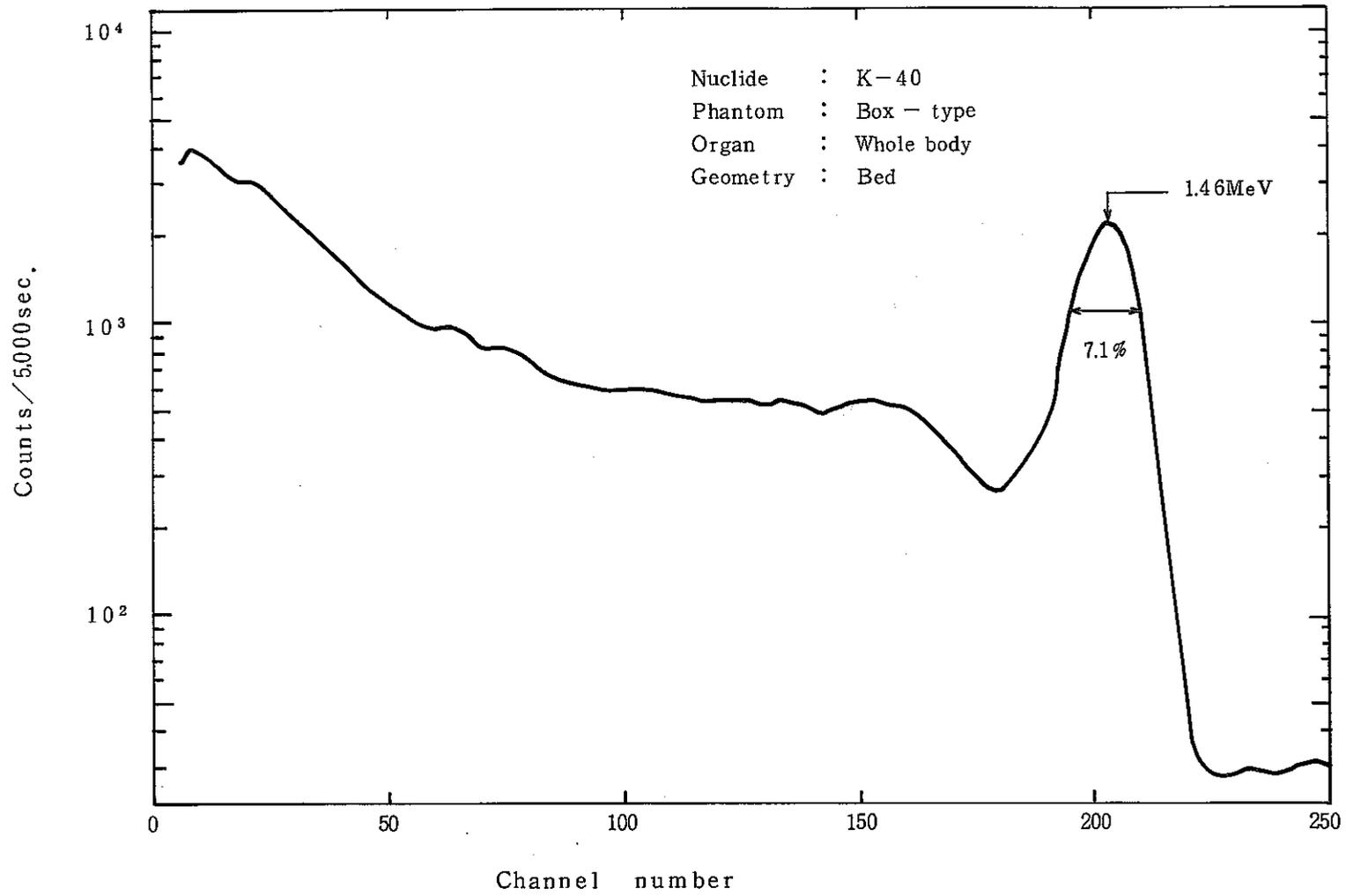


Fig. V-9 γ -ray spectrum of K-40

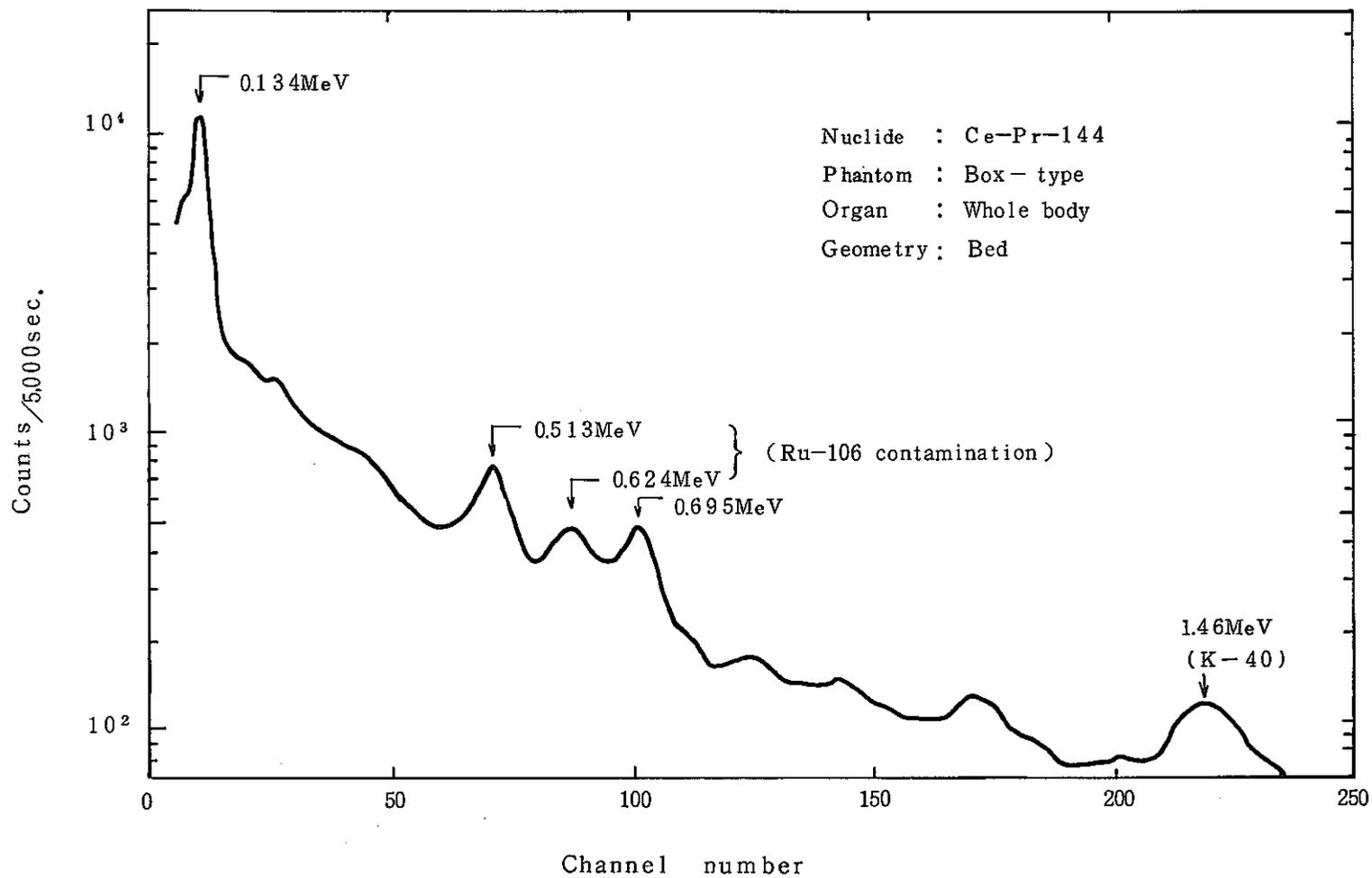


Fig. V-10 γ -ray spectrum of Ce-Pr-144

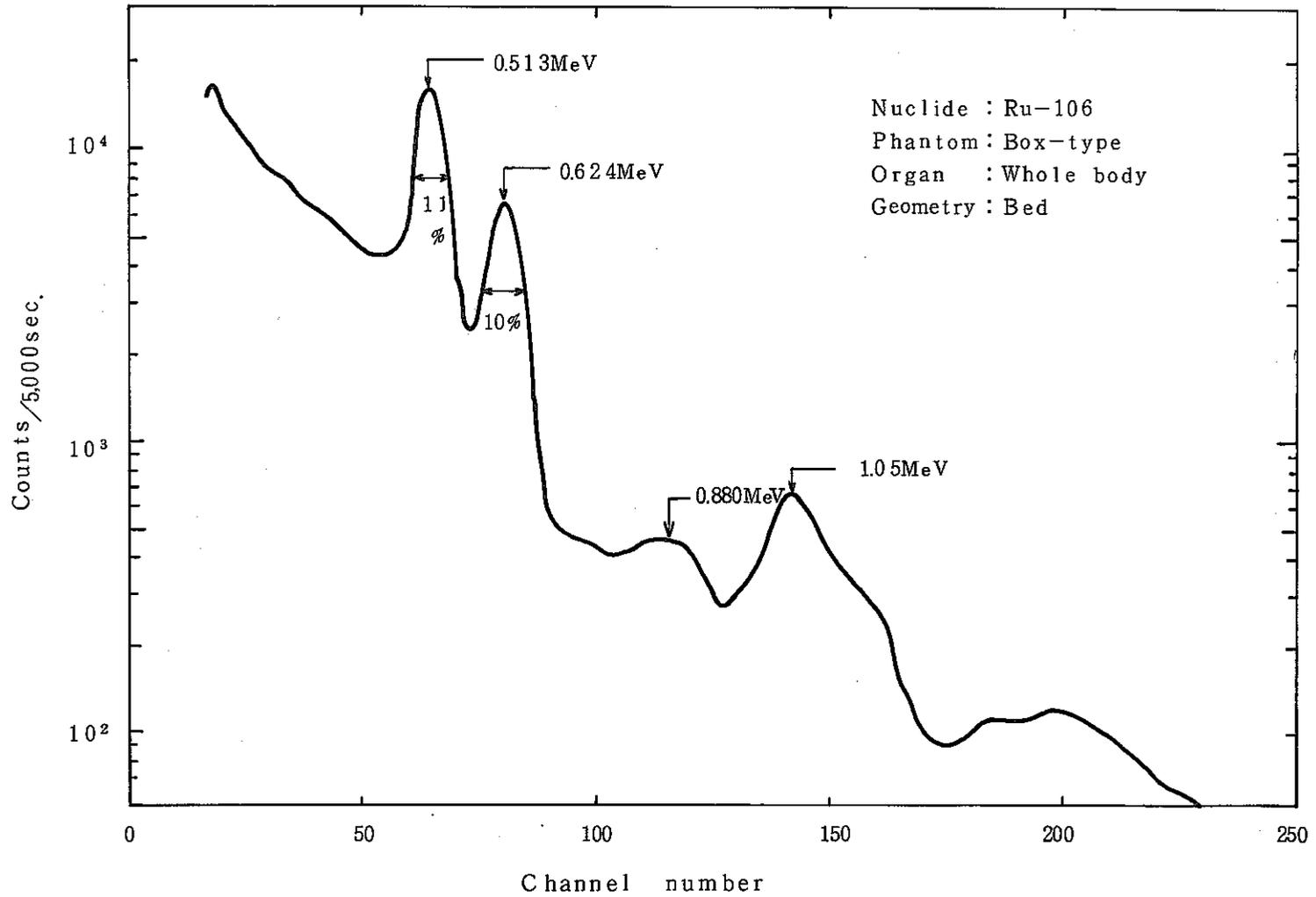


Fig. W-11 γ -ray spectrum of Ru-106

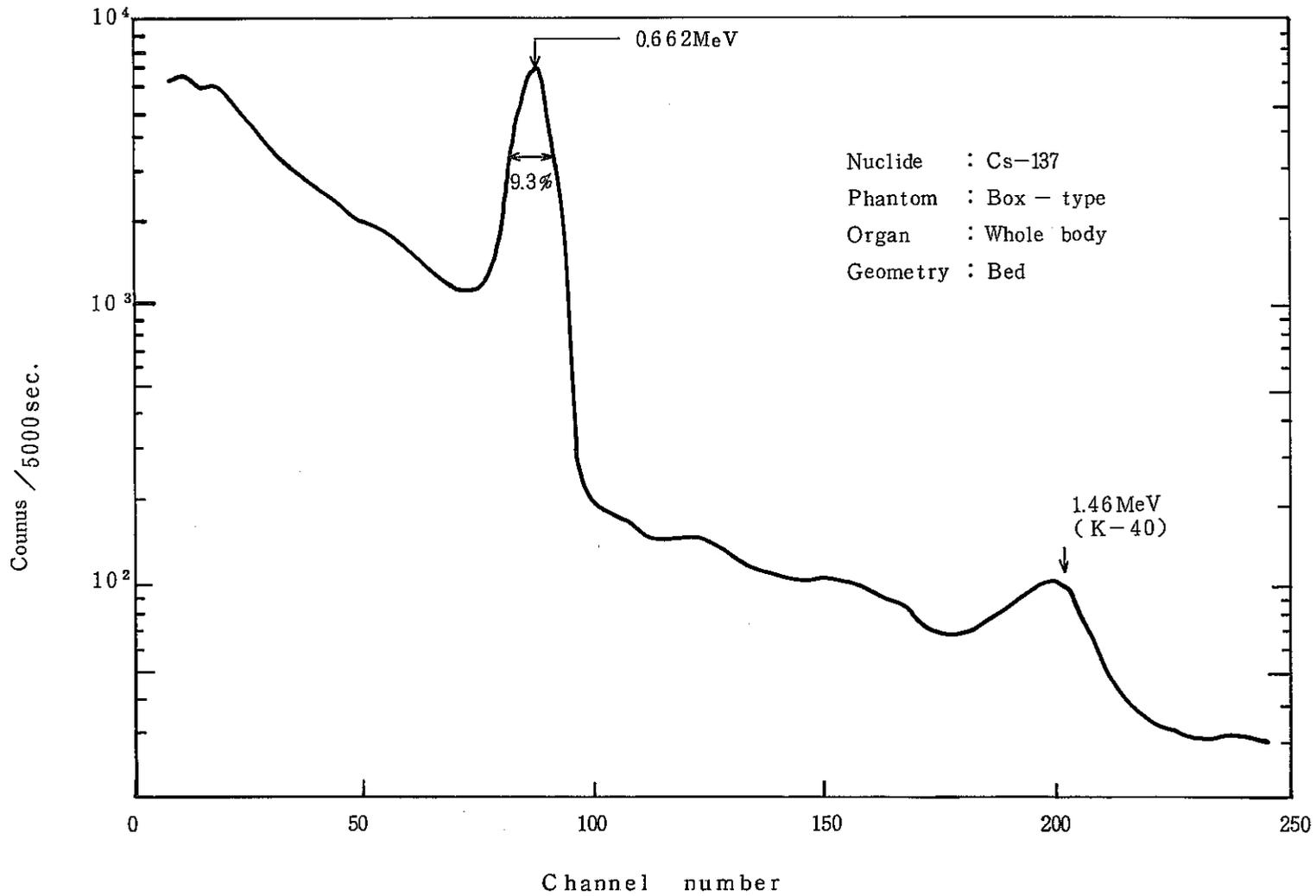


Fig. VI-12 γ -ray Spectrum of Cs-137

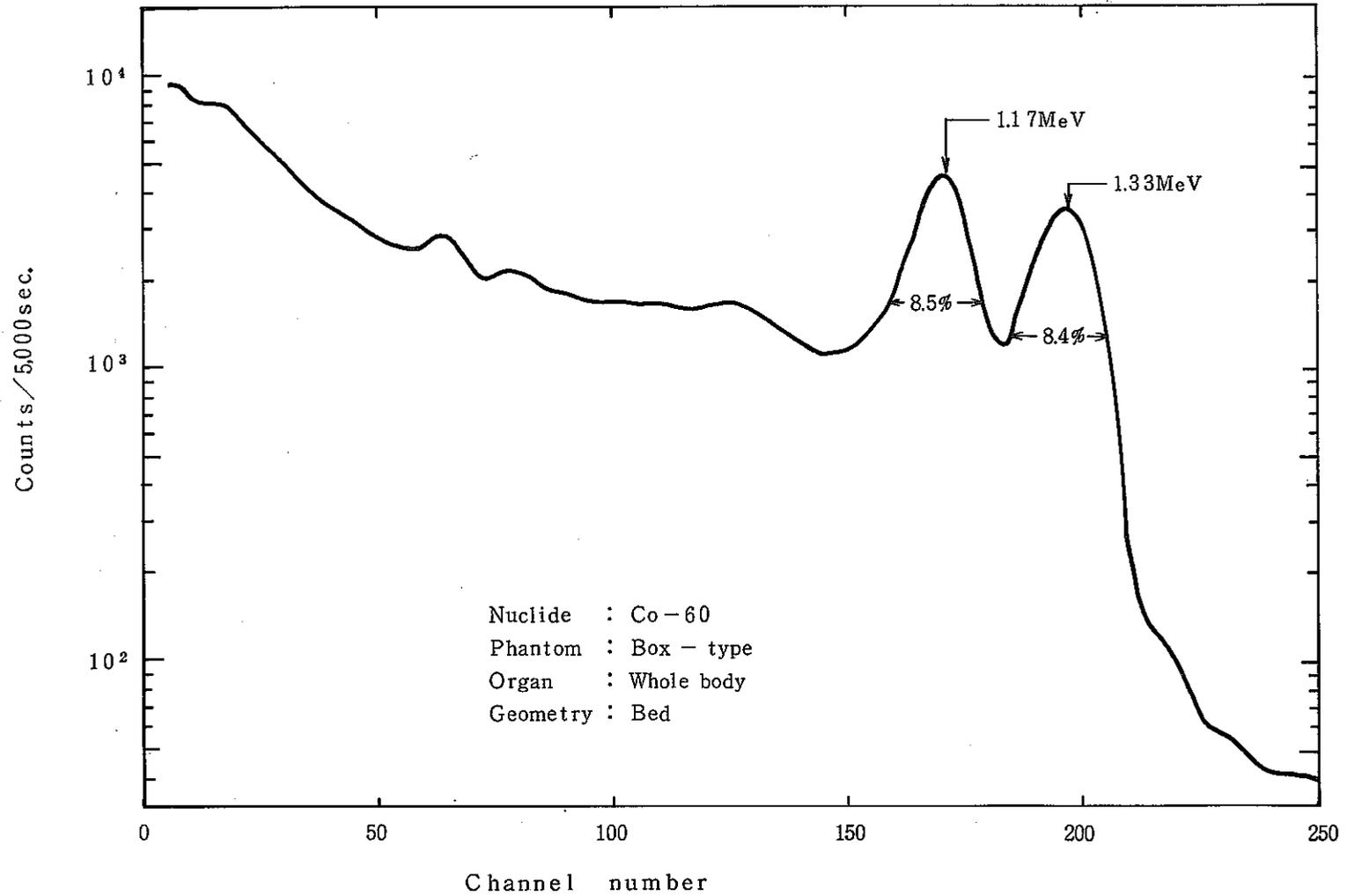


Fig. W-13 γ -ray spectrum of Co-60

参 考 文 献

- 1) J. RUNDO : Whole-body counting, IAEA, 121 (1962)
- 2) Directory of whole body radioactivity monitors, IAEA (1970)
- 3) 立田初己 : 「肺中プルトニウム測定用遮蔽設備に関する業務」, 日本原子力研究所
(動・燃 受託業務報告書)
- 4) 須磨崎一治他 3 「動燃東海事業所のホール・ボディカウンタ」,
PNC-N841-74-44 (1974)
- 5) W. J. Price : 放射線計測, コロナ社
- 6) J. RUNDO : Whole-body counting, IAEA, 15 (1962)
- 7) P. Quittner : Gamma-ray spectroscopy with particular reference
to detector and computer evaluation, ADAM HILGER L.T.D (1972)
- 8) D. F. Covell : Ana. Chemi., Vol. 31, No. 11, (1959),
- 9) 南賢太郎他 1 : JAERI-memo 2703 (1967)
- 10) 山岸英雄他 2 : 保健物理, Vol. 10, 1~7 (1975)
- 11) Task group lung dynamics, Health Physics Vol. 12 173 (1966)
- 12) Hunter. H.F et al. Nucleonics, Vol. 9 No. 11 C-2 (1951)
- 13) C.M. Lederer et al (ed) : Table of Isotopes (Sixth Ed.)
J. Wiley & Sons Inc. (1967)
- 14) W.W. BOWMAN et al. ; Atomic Data and Nuclear Data Tables;
Vol. 13, No. 2-3 (1974)
- 15) 原子力安全協会報告 38-2 「個人内部被曝モニタリングの指針」 (1973)
- 16) 須磨崎一治他 2 : 「ホールボディカウンタによる再処理工場就業予定者等のバックグ
ラウンド調査」 PNC-SN842-75-07 (1975)