OUKA
The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	Whole-Body Counterの研究 第1報 測定感度の均一化について
Author(s)	岡島, 俊三; 法村, 俊之
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1974, 34(3), p. 169-178
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/19124
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

https://ir.library.osaka-u.ac.jp/

The University of Osaka

Whole-Body Counter の研究

第1報 測定感度の均一化について

長崎大学医学部原爆後障害医療研究施設放射線生物物理学部門
岡島俊三 法村俊之

(昭和48年9月17日受付)
(昭和48年12月15日最終原稿受付)

Studies on Whole-Body Counter (1)

A New Technique for Uniform Response with Two-crystal Scanning Method

Shunzo Okajima and Toshiyuki Norimura
Department of Radiation Biophysics, Atomic Disease Institute, Nagasaki University School of Medicine, Nagasaki

Research Code No.: 203
Key Words: *Whole-body counter, Scanning, NaI(Tl) crystal*

A low level whole-body counter was installed at Nagasaki University School of Medicine. Through major efforts described hereafter, the background radiation was reduced to a very low level and a reasonably uniform response was obtained. This installation is used for measurement of body burdens of natural and artificial radionuclides in humans.

Inside dimensions of the room are 260(L)×140(W)×210(H) cm with 20 cm thick iron walls. The inner surfaces are lined with 3 mm lead and 3 mm Lucite plate to reduce background count in the low-energy region.

The patient is measured mainly on a strectcher with a pair of 8″ϕ×4″ NaI(TI)scintillation crystals. Output signals from the crystals are analyzed in a 400-channel pulse height analyzer. The spectrometric resolution (*in vivo*) is 6.2% in ^{40}K and 9.5% in ^{137}Cs.

To obtain a reasonably uniform response, following methods are used: (1) Double track scanning method is used to obtain a uniform response even when radionuclides are far from the central axis. A pair of detectors above and below the patient passes down one side and returns on the other, with a distance of 20–25 cm between paths. (2) Scanning speed control; the scanning speed is controlled by a program previously prepared to obtain uniform response even if radionuclides are in extreme parts of the body, for example, head or feet. When radionuclides are absorbed in a particular organ and the counting rate increases considerably, scanning speed automatically decreases according to dead time percentage and the dead time loss is corrected. (3) Geometrical mean value is recorded by using two log-rate meters. It is possible to improve the variation of sensitivity when radionuclides are at variable depths from the surface. These techniques gave more accurate measurements than the conventional single scanning method.

I. 緒　言

Whole-Body Counter には多くの種類があり，その利用法も体内放射能汚染の測定などの保健物理面，さらに天然放射性物質の体内量の測定およびラジオアイソトープ投与による各種疾患の診断等臨床的利用にも用いられている．また，このような Whole-Body Counter については国際的協力も盛んに行なわれ，IAEA を中心とした会議の報告書[4)12)24)25)]があり，本邦においても日本アイソトープ会議[5)]を始めとして，ヒューマンカウンターの基礎と応用[14)]，ヒューマンカウンターの現状と問題点[15)]等のシンポジウムが開かれ検討が加えられている．

長崎大学に設置された Whole-Body Counter は多目的に利用し得るように設計したが，我々は特にバックグラウンドを低くおさえ，さらにラジオアイソトープが身体中いかなる場所に偏在しても一様な感度で検出できるよう新しい機構を開発した．この論文では装置の概要ならびに均一な感度を得るために工夫した機構について，ファントーム実験による検討を加え報告する．なお，バックグラウンドの低減については別に報告する．

II. 装置及び方法

本装置は半地下構造の建物に設置され，次の主要装置を備えている．

鉄室は Fig. 1 に示すように内のり寸法 140(W) × 260 (L) × 210 (H) cmで，遮蔽壁は鉄材 20cm，鉛内張 3 mmで内側には 3 mmの合成樹脂板が張られている．

検出器は上下に対向する 1 対の8″φ×4″の NaI (Tl) シンチレーター (Harshaw Chem. 製) にそれぞれ 4 本の 3″ 光電子増倍管を選択の上組合わせている．

測定部は 400チャンネル波高分析器を用い，記録装置はテープパンチャー，ページプリンター，テープリーダー，XYレコーダー，2ペンレコーダーを備えている．

以上の主要構成を Fig. 2 に，鉄室内部，コントローラーを Fig. 3 , Fig. 4 に示す．

測定方法として，全身量の測定には主としてストレッチャー法により 1 対のシンチレーターを移動して積算値を求める方法を行なうが，1 個のシンチレーターによる標準椅子法，1 m円弧法も可能である．

また，体内の分布を測定する場合，10cmまたは 5 cmの間隙のコリメーターを身長あるいは身巾方

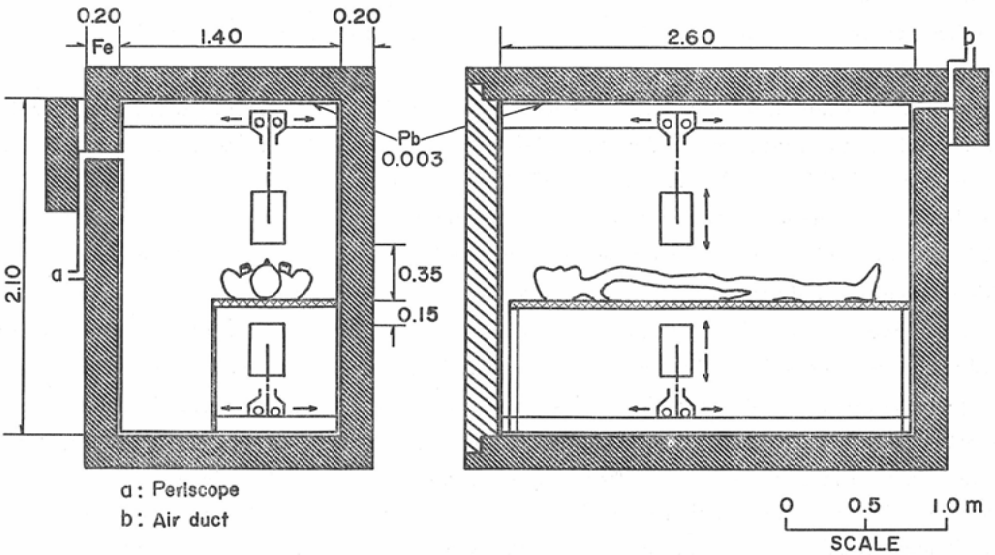

Fig. 1　Cross-sectional view of the monitoring room and arrangement of the two-crystal scan geometry

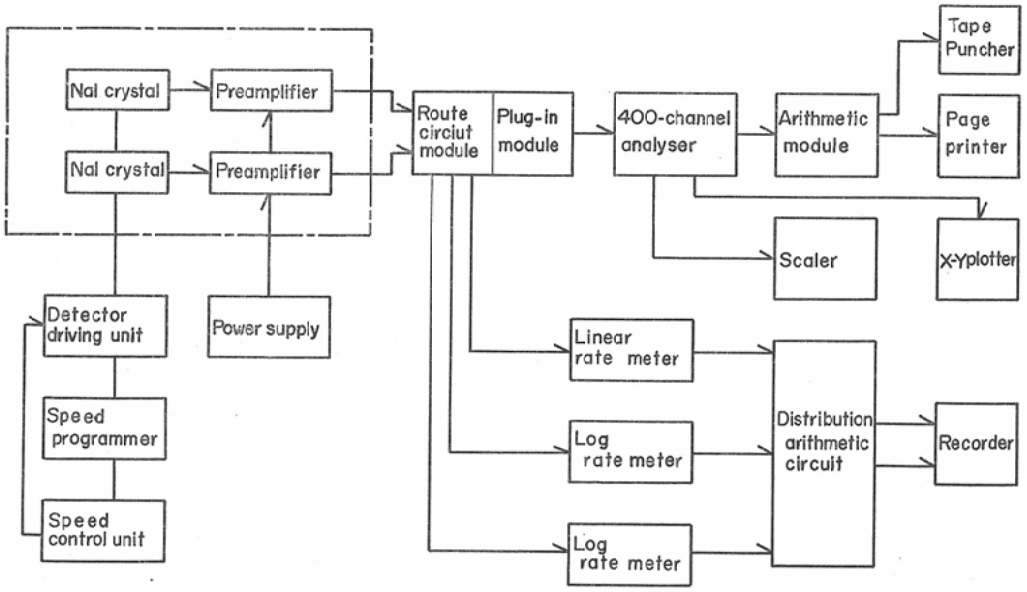

Fig. 2 Block diagram of the electronic equipment

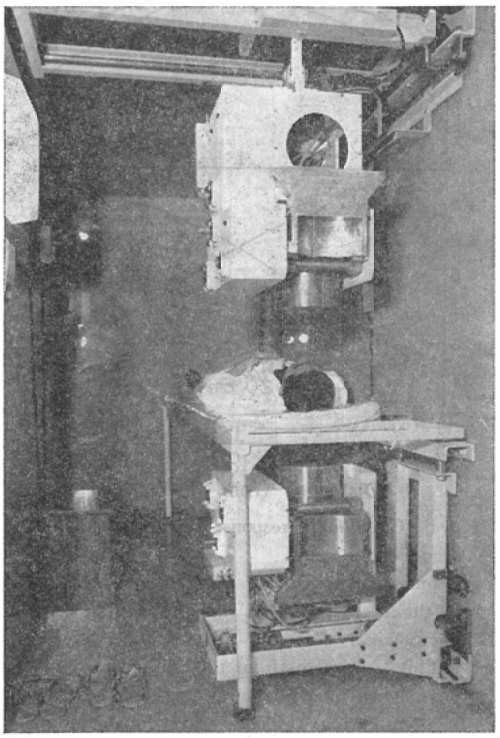

Fig. 3 Interior of the monitoring room

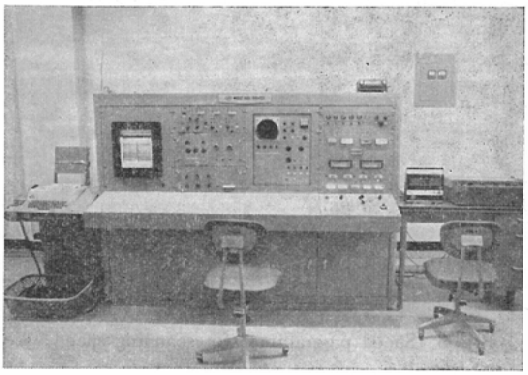

Fig. 4 Control panel

向に対して直角に装置して身長方向および身巾方向の直線走査を行なうことができる．尚，検出器の最大移動距離は，身長方向に対して 198cm，身巾方向30cm，垂直方向は上部検出器がベッド表面から30～45cm下部検出器が10～23cmである．

ラジオアイソトープが身体中に偏在している場合の測定感度均一化の方法として次の機構を持っている．

1． 往復走査

身長方向に体軸の両側に検出器を一定間隔あけ

て往復走査する.

2. 走査速度補正

検出器の移動速度を目的により次の如く変えることができる.

i) 定速　　V=a•X

ii) 定速補正付　　V=a•X•Y

iii) プログラム補正付　V=a•X•Y•Z

ここで

V：検出器の移動速度

a：最高速度 240mm/min.

X：Speed adj. のマルチダイヤルにより 100%～約17%まで可変

Y：400チャンネル波高分析器のライブタイム信号により 100%～50%の範囲で可変

Z：速度プログラマーにより 100%～50%の範囲で可変. プログラムの設定は Fig. 5 に示すような調整可能な型板により行なう.

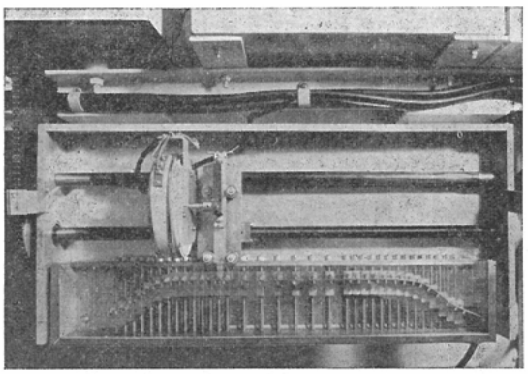

Fig. 5 Speed programmer for scanning speed control

3. 相乗平均計数率記録

Fig. 2 に示したように上下検出器の信号を加算して記録する他に, 2個の対数目盛計数計を使つて上下検出器の計数率の相乗平均を記録する.

使用したファントームは, ^{40}K•^{137}Cs に対する感度, および測定方法による感度比較に対しては, アクリライト (厚さ5㎜) 製ファントーム (身長 165cm, 満水にした重さ58kg, 人体とほぼ同様な形をしている), また相乗平均計数率記録に対する実験には26×20cmで高さ26cmの角型ファントームを使用した.

III 感度均一化の原理

1. 往復走査

検出器を体軸にそつてその真上から走査した場合, ラジオアイソトープの存在位置が体軸から横方向に離れるにつれて測定感度が低下する.

この感度低下の要因には, 検出器面に入射するγ線の角度変化や, 検出器の側面に入射する可能性等が考えられるがその主なものは, 距離の変化による幾何学的検出効率の低下にある. ここで, 感度は近似的に距離の逆自乗に比例すると仮定すれば線源の体軸からのずれをx cm, 体軸から垂直方向にある検出器の前面中心までの距離を25cmとすれば, 線源から検出器までの距離は$(x^2+25^2)^{1/2}$となる. 従つて, 体軸からx cm離れた場所に線源がある場合の距離の変化による幾何学的検出効率の低下は$25^2/(x^2+25^2)$である. Fig. 6 に示すように, xが15cmでは検出効率は$25^2/(15^2+25^2)\fallingdotseq 0.74$

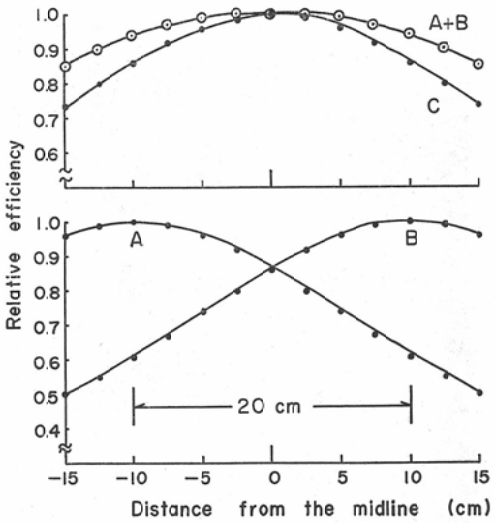

Fig. 6 Calculated response curve for double scanning

A: geometrical response curve for the detectors at the 10cm left from the midline

B: geometrical response curve for the detectors at the 10cm right from the midline

C: geometrical response curve for single scanning.

A+B: geometrical response curve for double scanning

に減少する．

このような感度低下を防ぐには，体軸の両側に検出器を一定間隔離した地点でそれぞれ計測し，計数は2点での計測値の合計とする．

Fig. 6に示すように，検出器間の間隔を20cm，つまり体軸から左右両側にそれぞれ10cmの地点で計測し，それぞれの測定点での感度曲線（AおよびB）を合成すると，より均一な感度曲線（A＋B）が得られる．

例えば，線源が体軸からx cm離れて存在する場合，線源から検出器までの距離はそれぞれ $\left\{(10-x)^2+25^2\right\}^{1/2}$，$\left\{(10+x)^2+25^2\right\}^{1/2}$ となる．従つて x が15cm（手などに付着）のときの距離の逆自乗だけを考慮した幾何学的検出効率は，線源が体軸上（x＝0）の場合を1とすると．

$$\left\{\frac{1}{(10-15)^2+25^2}+\frac{1}{(10+15)^2+25^2}\right\}\Big/\left(\frac{1}{10^2+25^2}\times 2\right)\fallingdotseq 0.85$$

となる．以上のことから，身巾方向の感度均一化には，体軸の両側に一定間隔離して往復走査し計数値に往復の合計をとることで著しく改善される．

2．走査速度補正

2.1　速度プログラマー

ストレッチャー法で全身量を測定する場合，一定速度で走査すると，ラジオアイソトープがベッドの両端部（頭または足）にあれば感度の低下はまぬがれない．この感度低下の主な要因も限られた走査距離に起因する幾何学的検出効率の低下であり，走査速度を適当に補正することで均一化が可能である．もちろん，測定感度を無視しコリメーターを装着して走査すれば前述のような感度低下は生じない．

本装置の鉄室内部の配置を Fig. 7に示す．ストレッチャー法では上下検出器はそれぞれ A_0 から A_{10} まで 198cmの走査を行ない，計数は A_0 から A_{10} までの積算値と近似的に考えることができる．いま，ベッドの中央部 x_5 の点に N dps の線源があるとすれば，この場合の計数値 X_5 は，

$$X_5=N\cdot(y_0a_0+y_1\cdot a_1+y_2\cdot a_2+\cdots\cdots+y_{10}\cdot a_{10}) \quad \cdots\cdots (1)$$

但し y_i は検出器が A_i なる位置にあるとき x_5 に存在する点線源に対する検出効率，a_i は A_i における測定時間．ここで，鉄室内部は A_5 を中心に左右対称であるから $a_0=a_{10}$，$a_1=a_9$，$a_2=a_8$，$a_3=a_7$，$a_4=a_6$ とすれば (1)式は

$$X_5=N\cdot\left\{(y_0+y_{10})a_0+(y_1+y_9)a_1+(y_2+y_8)a_2+(y_3+y_7)a_3+(y_4+y_6)a_4+y_5\cdot a_5\right\}\cdots (1)'$$

同様にして線源が x_4 のときの計数値 X_4，x_3 のときの X_3，x_0 のときの X_0 の式が導かれる．

一方，y_i 等の検出効率については実測値を求めて Fig. 8に示した．図には線源が上下検出器の中間点にあるときの検出効率を1とし，その点から水平方向に移動させたときの検出効率を距離の関数として表わした．

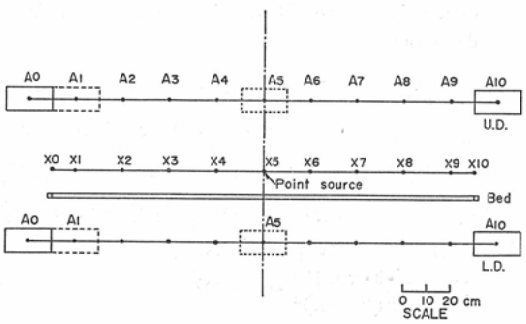

Fig. 7　Schematic drawing showing the geometry of a point source in relation to two scanning detectors

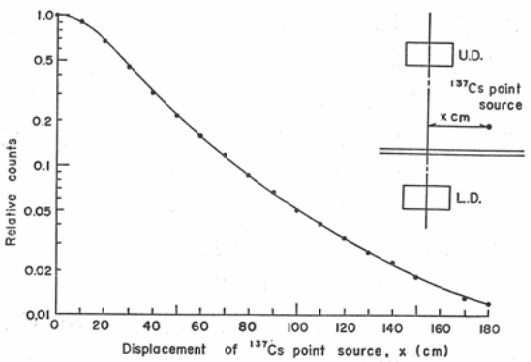

Fig. 8　Response curve of detectors when a ^{137}Cs point source moves from the middle point of two crystols to 180cm horizontally

Fig. 8 の値を (1)' 式に代入すると

$X_5=N\cdot(0.102\,a_0+0.174\,a_1+0.316\,a_2+0.608\,a_3+1.336\,a_4+1.000\,a_5)$

$X_4=N\cdot(0.120\,a_0+0.209\,a_1+0.391\,a_2+0.826\,a_3+1.304\,a_4+0.668\,a_5)$

$X_3=N\cdot(0.180\,a_0+0.337\,a_1+0.719\,a_2+1.087\,a_3+0.826\,a_4+0.304\,a_5)$

$X_2=N\cdot(0.319\,a_0+0.690\,a_1+1.033\,a_2+0.719\,a_3+0.391\,a_4+1.158\,a_5)$

$X_1=N\cdot(0.680\,a_0+1.015\,a_1+0.690\,a_2+0.337\,a_3+0.209\,a_4+0.087\,a_5)$

$X_0=N\cdot(0.917\,a_0+0.919\,a_1+0.470\,a_2+0.243\,a_3+0.158\,a_4+0.066\,a_5)$ …… (2)

一定速度の走査の場合は

$a_0=a_1=a_2=a_3=a_4=a_5=C$ であるから $C=1$ のとき

$X_5=3.536\,N$, $X_4=3.518\,N$, $X_3=3.453\,N$

$X_2=3.310\,N$, $X_1=3.018\,N$, $X_0=2.773\,N$

であり，線源がベッドの端（中心から90cm）に存在するときは $X_0/X_5=0.78$ に感度が低下する．

このような感度低下を防ぐには (2)式について $X_i=C,(i=0,1,2\cdots5)$ とおいて得た連立方程式を解き，求めた $a_i(i=0,1,2\cdots5)$ の値に応じて速度の補正をすればよい．

$X_i=C,(i=0,1,2,\cdots5)$ としたときの解は

$a_5=1.000$, $a_4=1.075$, $a_3=0.959$

$a_2=1.198$, $a_1=0.827$, $a_0=2.147$ である．

この値を Fig. 5 に示した速度プログラマーに設定し速度の補正を行なえば身長方向の測定感度は均一になる．しかし，プログラムの設定は板型により行なうので求めた値では板型の調整が困難である．そこで前述の解のスムージングを行ない次のような値とする．

$a_5=1.00$, $a_4=1.00$, $a_3=1.00$

$a_2=1.00$, $a_1=1.02$, $a_0=1.88$

スムージングした値を (2)式に代入し X_i, $(i=0,1,2\cdots5)$ を計算してみるとベッドの中心に線源がある場合の X_5 に対する割合は

$X_4/X_5=1.00$, $X_3/X_5=1.00$, $X_2/X_5=0.99$,

$X_1/X_5=1.00$, $X_0/X_5=0.99$

であり，均一な感度が得られる．

2.2　不感時間の補正

例えば，甲状腺に ^{131}I が集中して存在し不感時間が問題になる場合，400チャンネル波高分析器のライブタイム（%）に比例して設定速度より自動的に減速し，計測装置の不感時間による計数減を補正する．

3.　相乗平均計数率記録

直線走査の際，計数率を上下両検出器の信号の和として記録すると，ラジオアイソトープの身体中の深度分布状態で測定感度に差が生じてくる．

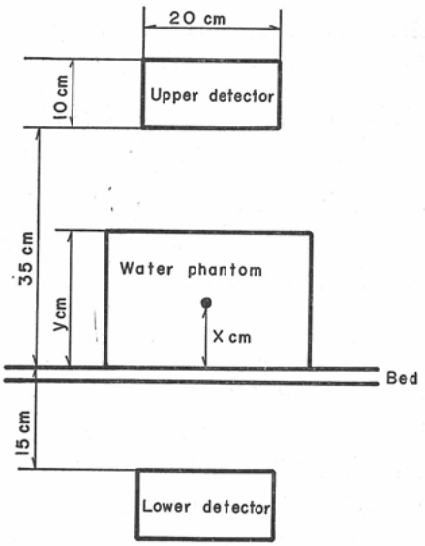

Fig. 9　Schematic drawing showing the geometry of a point source in relation to two scanning detectors

いま Fig. 9 に示すように点線源が上下検出器の中心線上に存在すると仮定し上下両検出器がそれぞれベッドから35，15cmで，ファントームの厚さが y cm，ベッドから線源までの距離を x cmとすれば，上部検出器の計数率 N_U は

$$N_U=\frac{N\cdot k\cdot\pi\times10^2}{4\pi(35-x)^2}\cdot e^{-\mu(y-x)}$$

但し

N：線源の強さ（dps）

k：検出器へ入射したγ線に対する検出効率

Table 1　Characteristics of Whole-Body Counter

Technique	Spectrometric resolution		Integral back-ground 0.1-2 MeV (cpm)	Radionuclide	Energy band			Net back-ground (cpm)	Net pulse rate (cpm/μCi)*	Cotribution from	
	(*in vivo*) ^{40}K (%)	(*in vivo*) ^{137}Cs (%)			Lower limit (MeV)	Upper limit (MeV)	Band width (MeV)			^{40}K (cpm/gk)	^{137}Cs (cpm/μCi)
a	6.2	9.5	1478.0 b	^{40}K	1.35	1.57	0.22	53.8	0.94*	—	0
				^{137}Cs	0.57	0.75	0.18	149.8	1.23×10^{4}	0.32	—

* For all ^{40}K readings, the units are cpm/gK
a. Stretcher method
b. Without phantom

10：検出器の半径

μ：水ファントームの線吸収係数

同様にして下部検出器の N_L は

$$N_L=\frac{N\cdot k\cdot\pi\times10^2}{4\pi\ (15+x)^2}\cdot e^{-\mu x}$$

上下検出器の計数率を加算して記録した場合

$$N_U+N_L=25\cdot N\cdot k\cdot\left\{\frac{e^{-\mu(y-x)}}{(35-x)^2}+\frac{e^{-\mu x}}{(15+x)^2}\right\}$$

となり測定感度に線源の位置（x）が大きく作用する．

一方，相乗平均法で記録[18]すると，計数率 N_G は

$$N_G=(N_U\cdot N_L)^{1/2}=\frac{25\cdot N\cdot k\cdot e^{-\mu y/2}}{(35-x)(15+x)}$$

であり，線源の位置の変化による誤差が少なくなり，しかもファントームによる吸収の項では吸収体の厚さだけが問題となり，吸収体内での線源の位置には無関係となる．

IV.　実験結果

1.　^{40}K および ^{137}Cs に対する感度

^{40}K および ^{137}Cs に対するファントーム実験でのエネルギー分解能の値，その他装置の性能を示す値を Table 1 に示す．

2.　測定方法について

全身量を測定するには，1対のシンチレーターを移動して積算値を求めるストレッチャー法が最も効率がよい．^{40}K 測定におけるストレッチャー法の感度を 100とした場合，1個のシンチレーターによる標準椅子法では38，1m円弧法では15となる．

ラジオアイソトープの体内分布を測定する場合は10cmまたは5cmの間隙のコリメーターを装着して直線走査を行なうが，5cmの間隙のコリメーターを装着し身長方向を走査するときの分解能は約10cmである．

3.　均一な感度を得るための機構について

3.1　往復走査

Fig. 10に，体軸にそつて中央を1回走査した場合と，体軸の両側に一定間隔離し往復走査する場合，その検出器間の間隔を15cm，20cm，25cmで往復走査したときの感度曲線を示す．

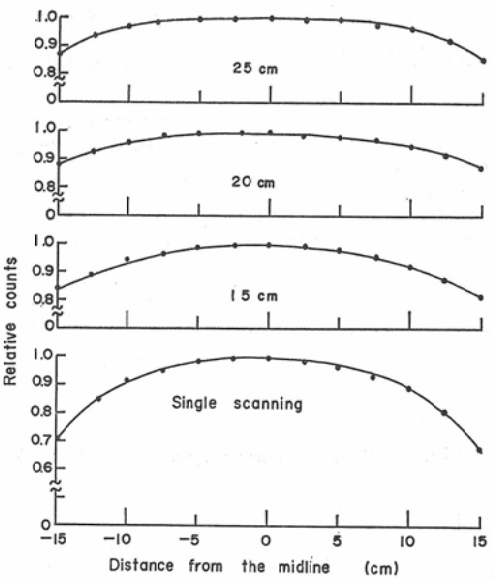

Fig. 10　Response curves in double scanning with distances of 15, 20 and 25cm between paths

ラジオアイソトープが体軸から15cm離れた所に存在するときの感度は中央の1回走査では約70%

に低下するが，20cm間隔の往復走査では感度は88％となり著しく改善されている．実際には，吸収体の厚さの影響も加わる．人体では体軸から離れるに従い吸収体の厚さが減少し吸収による感度低下も減少する．この吸収による効果を考慮すると，感度の均一化はさらに改善される．

3．2　走査速度補正

身長 180cmの人の足先にラジオアイソトープが付着している場合，一定速度で走査すると測定感度は約70％に低下した．

ここで，(2)式の連立方程式より求めた値を速度プログラマーに設定し，身体の両端部付近で速度を減速すると感度低下はベッドの両端部でさえわずか3％程度になり，ベッド上どの点をとつても殆んど均一な感度が得られた．Fig. 11に ^{137}Cs 校正用線源による一定速度の場合の感度曲線と，速度補正の効果を示す．

また，不感時間の補正は，ストレッチャー法で全身量を測るときも 400チャンネル波高分析器を身長方向のスケールにして直線走査による体内分布測定にも有効である．体内分布測定における不感時間の補正効果を Fig. 12に示す．

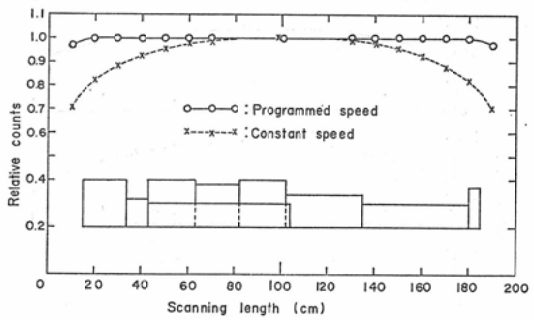

Fig. 11　Response curve in programmed speed

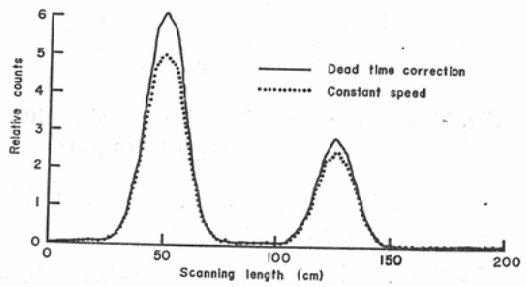

Fig. 12　Effect of dead time correction

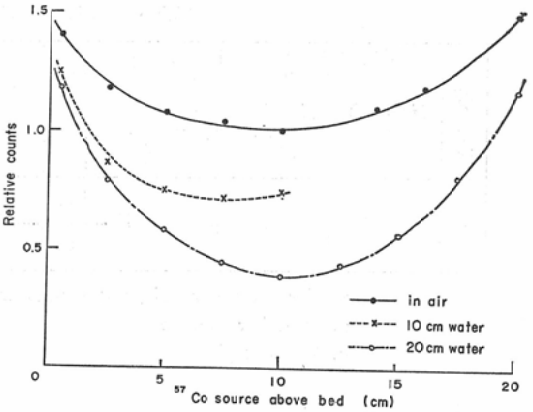

Fig. 13　Addition method

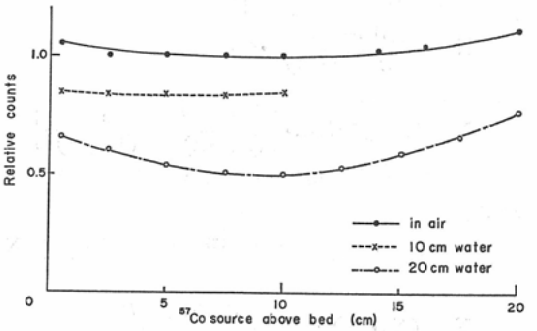

Fig. 14　Geometrical mean method

3．3　相乗平均計数率記録

本装置の検出器の配置ではベッド上10cmの点が上下両検出器の中間点である．従つて直線走査のときの計数率を上下両検出器の計数率の和として記録すると，ベッド上10cmの点が最も感度が低く，その点よりラジオアイソトープが下方に移動しても上方に移動しても測定感度は増加する．

ベッド上種々の位置に ^{57}Co 線源を空中ならびにファントーム中に置いたときの感度を加算法および相乗平均法で求め Fig. 13，14に示す．相乗平均法により線源の存在する深さによる誤差が著しく改善されている．しかし，Ⅲの3で述べたように吸収体の厚さが問題となるので，測定感度は吸収体の厚さとラジオアイソトープのエネルギーに依存する．

V. 考　察

測定方法として主にストレッチャー法を採用したのは，全身量およびラジオアイソトープの体内分布の測定と多目的に利用するためであるが，両者ともほぼ満足できる測定が可能である．

ここで問題となるのは，ラジオアイソトープが身体中に偏在した場合の幾何学的検出効率をいかにして均一にするかである．

Whole-Body Counter はその種類も多く，測定方法も多種多様である[12)24)25)]．その中で測定感度および幾何学的検出効率の均一性に最も優れているのは，検出器として 2π あるいは 4π の液体シンチレーターを用いたものである[1)23)]．しかしこの種の検出器ではγ線のエネルギー分解能に難点があり，エネルギー分析を使用目的の一つとして重要視する場合，適当でない．同様なことが非常に大きなプラスチックシンチレーターを検出器とする Whole-Body Counter[3)6)]についても云える．そこでエネルギー分解能を考慮すると，検出器として NaI(Tl) シンチレーターが有益となるが，しかしその大きさには限界があり測定感度および幾何学的検出効率の均一性に問題がある．この測定感度の向上および幾何学的検出効率を均一化するための方法として，身体の中央部を優先的に考えた標準椅子法[7)11)16)17)]，検出器を中心とする円周上に被検者を置く円弧法[16)19)]，多数の検出器を幾何学的に均一になるように配置する方法[8)9)10)18)21)22)]，および被検者の周囲を回転させながら走査する rotating detectors の方法[2)]などがある．また Olson[20)] は NaI(Tl) シンチレーターによるγ線エネルギースペクトルから直接理論的計算によつて幾何学的検出効率の補正を行なつている．

我々は2個の検出器の往復運動に僅かに改良を加えることにより測定感度の均一化を図つた．その方法は，身体の巾方向つまりラジオアイソトープが体軸から離れて存在する場合の感度低下を防ぐために往復走査，身長方向のベッド両端部の感度低下の防止には速度プログラマーによる走査速度補正を行ない，幾何学的検出効率の低下を計測時間の補正で解決した．さらに，身体中のラジオアイソトープの存在する深さによる誤差は相乗平均計数率記録によつて，またラジオアイソトープがある器官に吸着し不感時間が問題になる場合には不感時間の割合に応じて走査速度を自動的に補正し測定誤差を少なくした．これ等の方法でラジオアイソトープが身体のいかなる場所に存在してもほぼ一様な感度で測定することが可能である．

尚，往復走査の項で点線源が体軸から15cm横方向に離れた場合の感度低下が理論値85%に対し実測値が88%，および相乗平均計数率記録で理論値と実測値に僅かな差違を示している．この原因は，点線源からの距離を検出器前面までとして理論値を計算したためで，実際は検出器前面より深い所で距離の逆自乗則が成立すること，および検出器面に入射するγ線の角度変化によるものと考えられる．

VI. むすび

本装置の設計に当り，ラジオアイソトープが身体中に偏在したときの測定誤差をいかにして最少限にとどめるかという問題に対していくつかの新しい試み〔往復走査，走査速度補正（速度プログラマー，不感時間の補正）〕を行なつた．これらの諸点についてファントーム実験により検討を加えた結果，ほぼ期待した結果を得ることができた．

最後に本装置の設計に当つて，協力を惜しまれなかつた旧神戸工業の三輪博秀，山本祐二両氏に，また測定に協力していただいた長崎大学医学部の森幸一技官に感謝する．

文　献

1) Anderson, E.C., Schuch, R.L., Kerr, V.N. and Van Dilla, M.A.: Radioactivity in Man, Springfield, Ill., Thomas (1961), 31—44.
2) Anderson, J.I., Parker, D. and Olson, D.G.: Health Physics 16 (1969), 709—717.
3) Andrews, H., Peterson, D. and Nyers, E.: Whole-Body Counting, IAEA, Vienna (1966), 22.
4) Assessment of Radioactivity in Man, IAEA, Vienna (1964).
5) 青木敏男，吉沢康雄，江藤秀雄，飯沼　武，村主　進，永井輝夫：第5回日本アイソトープ会議報文集（1963），1125—1151.

6) Burch, P.R.J., Hughes, D., Iinuma, T.A., Overton, T.R. and Appleby, D.B.: Whole-Body Counting, IAEA, Vienna (1962), 59—69.
7) Cederquist, E.S. and Lidén, K.V.H.: Whole-Body Counting, IAEA, Vienna (1962), 487—497.
8) Charleston, D.B.: Whole-Body Counting, IAEA, Vienna (1962), 189—200.
9) Chhabra, A.S.: Health Physics 15 (1968), 123—132.
10) Cohn, S.H., Dombrowski, C., Pate, H. and Robertson, J.: Physics Med. Biol. 14 (1969), 645—658.
11) Cohn, S.H., Lippincott, S.W., Cronkite, E.P. and Reizenstein, P.G.: Whole-Body Counting, IAEA, Vienna (1962), 469—480.
12) Directory of Whole-Body Radioactivity Monitors, IAEA, Vienna (1964).
13) Genna, S.: Clinical Uses of Whole-Body Counting, IAEA, Vienna (1966), 37—63.
14) 飯沼　武，吉沢康雄，藤田　稔，鳥塚莞爾，久田欣一，飯尾正宏，永井輝夫，Blahd, W.H.：日本医師会雑誌，59 (1967)，1163—1214.
15) 泉　幸男，飯沼　武，吉沢康雄，鳥塚莞爾，岡島俊三：第12回日本放射線影響学会要旨集 (1969)，117—121.
16) Miller, C.E.: Whole-Body Counting, IAEA, Vienna (1962), 81—120.
17) Miller, C.E.: Assessment of Radioactivity in Man 1, IAEA, Vienna (1964), 67—77.
18) Morris, A.C. Jr. and Ross, D.A.: The Design of a Low-Background Whole-Body Counting Facility, ORINS-51 (1966).
19) Naversten, Y.: Whole-Body Counting, IAEA, Vienna (1966), 64.
20) Olson, D.G.: Health Physics 14 (1968), 439—447.
21) 三枝健二，　寛　弘毅，山本哲夫：Radioisotopes 21 (1972)，383—388.
22) Trott, N. and Cottral, M.: Whole-Body Counting, IAEA, Vienna (1966), 136.
23) Van Dilla, M.A. and Anderson, E.C.: Whole-Body Counting, IAEA, Vienna (1962), 41—58.
24) Whole-Body Counting, IAEA, Vienna (1962).
25) Whole-Body Counting, IAEA, Vienna (1966).