The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	全身計測装置の基礎的研究
Author(s)	大森, 忠昭
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1969, 29(6), p. 691-701
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/17216
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

全身計測装置の基礎的研究

千葉大学大学院医学研究所内科系放射線医学（主任　寛弘毅教授）
大　森　忠　昭

（昭和44年1月8日受付）

The Fundamental Study on Whole-Body Counter

By

Tadaaki Ohmori

Department of Radiology, Chiba University School of Medicine, Chiba, Japan
(Director: Prof. Hirotake Kakehi, M.D.)

The whole-body counter is now actively utilized for the health physics services, the research medicine and even for the clinical medicine.

For the clinical use only, it is not necessary to build such a large counter of which purpose is the detection of very low level radioactivity in the human body. The patients will be given known radioactivity in relatively high dose level. With these ideas, we built a whole-body counter for the detection of medium level radioactivity. The counting room has the concrete wall instead of iron, and 8 sodium iodide crystals of $3''\phi \times 3''$ size are aligned on and below the couch (4 upper and 4 lower detectors.)

The characteristics examined are as follows.

1. Inexpensive and simple construction of the counting room gives less anxiety to the patients than the closed iron room.

2. The influence of the uneven distribution of the radioactivity in the patients body is lessened by the both-side detectors with the integral counting methode.

3. Because of the simple schielding, the background count is relatively high. But its daily variation was very little and its standard error of a month was 4.16%.

4. The minimum detectable amount of radioactivity is 0.1 μCi with standard error of 0.3% in 99.5% confidence limit.

目　次

1. 緒　言
2. 目　的
3. 装　置
4. 方法及び結果
　1）検出器の幾何学的配置
　2）ファントーム実験
　3）不均等分布の影響について
　4）バックグランドについて
　5）検出感度について
5. 考　按
6. 結　論
7. 文　献

1. 緒　言

放射性同位元素（R I）を人体に投与した場合体内に沈着した放射能を測定する方法としては，体外に排泄される尿尿を集積測定し，身体残留量を間接的に知る方法が古くから行なわれている．しかし，この方法は排泄物の取扱いが不快かつ面倒であること，排泄物を完全に集積することが困難なために誤差が蓄積増大し，長期間の測定に不

向きであること，また，外来での測定がむずかしいこと等の欠点がある．これに対して，身体内RI放射能を直接知ることが出来る全身放射能計測法は，比較的簡単な操作で外来患者でも容易に測定ができる利点がある．元来，Whole body counter は保健物理的立場から開発されて来たものであるが，近年のRIの利用度の著明な増大につれて臨床医学分野にもとり入れられてその重要性を増ししつつある[1)10)11)]．

臨床に使用される全身計測装置は投与量の違いにより低，中，高レベルの3種に大別されるが，一般によく知られているヒューマンカウンターは放射線健康管理の面から体内汚染の検出に利用され，極微量のRIを検出できる低レベルに相当するものである．これは，優れた性能をもつているが非常に高価であり一般臨床用として普及するまでに至つていない．したがつて，一般病院で臨床用として使用できる軽便で安価な中レベルあるいは高レベルの装置があればその利用度は益々増大する[3)7)12)]．

2. 目　的

臨床応用を目的として，3″φ×3″ の NaI 結晶検出器を上下に各4本づつ備えた鉄室をもたない中ベル全身計測装置を試作し，基礎実験および臨床実験を行ないその特性を調べた．

3. 装　置

装置は遮蔽用鉄室を設けず厚さ25cm のコンクリートにより隔壁された部屋の中に，3″φ×3″ Na I結晶検出器をベッドの上下に各4本づつ配置した簡単なものである（Fig. 1，2，3）．各検出器からの信号は上下の各前置増巾器に入り，それらの出力信号は切替器により単独あるいは合成信号としてメディカルスペクトロメーターに加えられ，スケールで計数される（Fig. 4）．検出器は上下に配置されているが，おのおの高さは手動によりある程度自由に移動できるように設計されている．

4. 方法及び結果

1）検出器の幾何学的配置

Fig. 1. Block Diagram of Medium Level Whole Body Counter

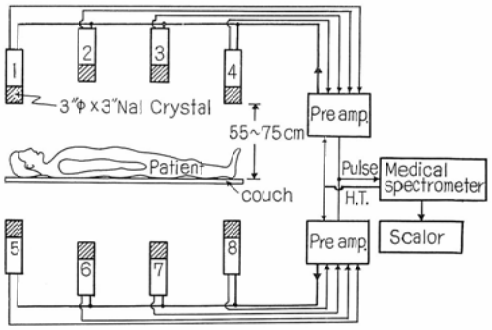


Fig. 2. The whole body counter has sodium iodide crystals of 3″φ × 3″ size (4 upper and 4 lower detectors).

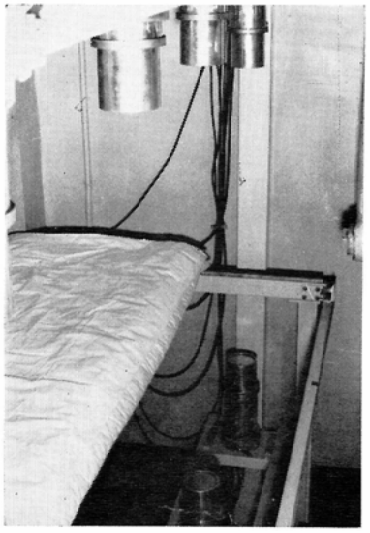
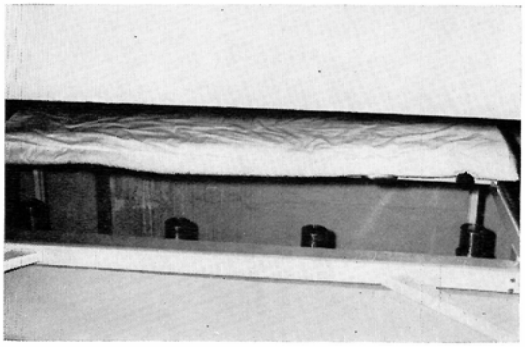
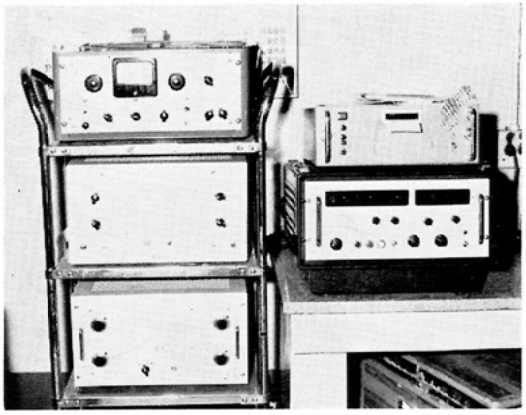


Fig. 3. The counting room has the concrete wall instead of iron.



先ず第1に問題となるのは天板上での線源の位置のちがいによる計数率の変動である．同一線源

Fig. 4. These are preamplifier, medical spectorometer and scalor.



を測定する場合には，線源が天板上の如何なる場所にあつても計数の一定していることが望ましい．すなわち，良い感度分布を得る検出器の配置を知るために以下の実験を行なつた．

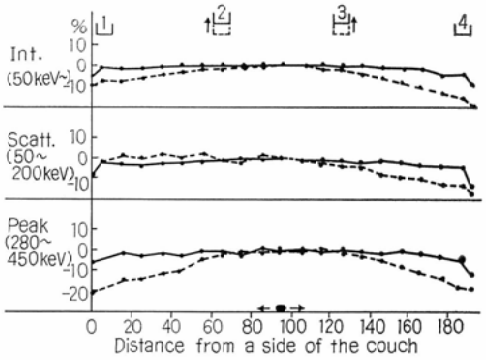
（i）^{131}I 点線源による空気中での感度分布

検出器の配置は体軸方向での分割および上下の高さの両方から検討しなければならないが，体軸方向にはほゞ等分な配置を選んだ．そこで，上方の各検出器（No. 1，2，3，4）の位置（天板から結晶面までの距離）をすべて同じ状態とし，^{131}I 点線源を天板中心軸上10cmの空間の各点で測定し各位置での計数値を調べた．そして，天板中央の計数値に対する他の位置の計数値の比をもつて感度分布を求めた(Fig. 5の点線部分)．ただし，計測は Integral（50KeV～），Scatterregion（50～200KeV）および Peakregion（280～450 KeV）の各方法で行なつた．

これで見ると，中央での計数値に比して両端での計数値が10～20％低くなり，良い感度分布とは言えない．

そこで，中央部の検出器（No. 2，3）を上方に約20cm動かして同様に感度分布を求めると，何れの計測法においても中央と両端の計数値の差が少なく比較的良い感度分布が得られた（Fig. 5の実験部分）．また，下方の検出器についても同様に行なつた．このようにして，空気中では各計測方法とも良い感度分布を得ることができた．

Fig. 5. Response of ^{131}I point source in air.

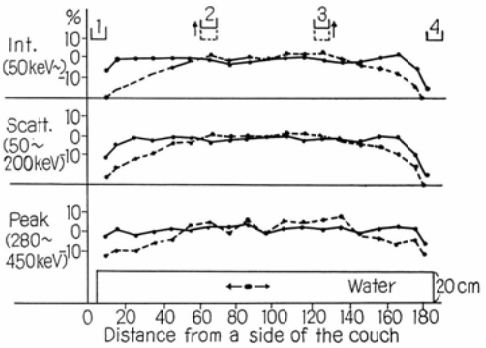


（ii）^{131}I 点線源による水中での感度分布

次に，^{131}I 点線源を水中に置いて（i）と同様の実験を行なつた．すなわち，深さ20cmの水槽の中心に ^{131}I 点線源を置いた場合の感度分布を求めた．

この結果，水中における場合も空気中におけると同様に中央部の検出器（No. 2，3）を上方に約20cm移動させることにより良い感度分布を得ることが出来た（Fig. 6）．

Fig. 6. Response of ^{131}I point souce in water.



（iii）他の点線源による感度分布

（i），（ii）は ^{131}I 点線源を使用した場合であるが ^{85}Sr および ^{59}Fe の点線源（各10μCi）についても同様の実験を試みた．結果は，Fig. 7，8に示めすとおりで，良い感度分布が得られた．

（iv）下方の検出器について

下方の検出器についても上方と同様に検出器の位置を調整することにより良い感度分布を得た．しかし，下方の検出器では，検出器と線源の間に

Fig. 7. Response of ^{85}Sr point source in water.

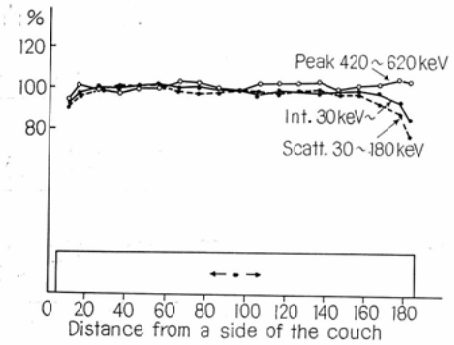
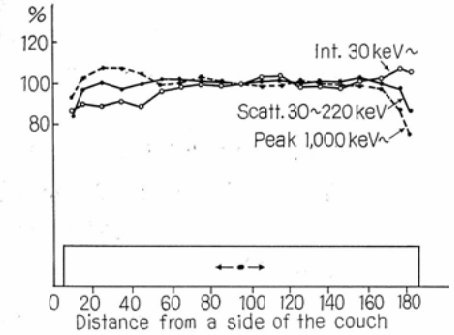


Fig. 8. Response of ^{59}Fe point source in water.



天板が存在するために上方に比して計数値の低下が問題となる．そこで，検出器全体を天板に近づけて，上方の検出器による計数値と下方の検出器による計数値が出来るだけ一致する様にした．

以上により3核種について，各計測方法とも良い感度分布が得られる位置に検出器を固定した．

2) ファントーム実験

点線源が一定の厚さの水中にある場合は，前節で示すとおり良い感度分布を得ることが出来たが，人体のごとく厚さが部位により異なり複雑な構造の中にあつて良い感度分布が得られるかどうかは問題である．そこで，等身大水ファントームを作り，各線源のファントームにおける感度分布を調べた．

(i) ファントーム作製

人体各部に相当したアクリライト製直方体水槽を13個作製し，これを組合せて等身大水ファントームとした (Fig. 9, 10および Table 1).

Fig. 9. Diagram of phantom.

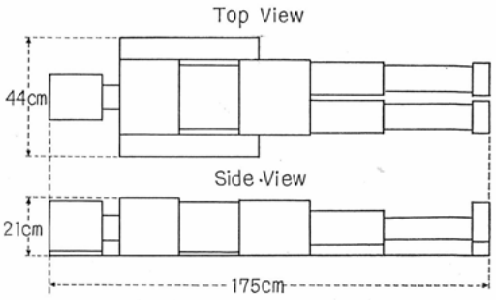


Fig. 10. The phantom is made up of 13 synthetic resin water tanks.

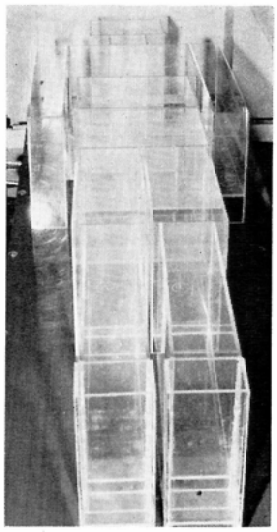


Table 1. Demensions of phantom

Section	Dimensions (cm)		
	Width	Length	Height
Head	14.4	18.7	18.7
Neck	8.7	8.4	10.2
Chest	28.3	19.8	20.8
Abdomen	24.8	19.8	17.6
Pelvis	28.3	23.0	19.5
Thigh	11.7	31.5	13.9
Leg	8.1	37.5	9.8
Foot	9.1	6.5	17.0
Arm	7.1	50.0	8.7

(ii) ファントーム実験

等身大水ファントーム中での感度分布を知るために，^{131}I, ^{85}Sr および ^{59}Fe の各点線源 (10μCi)

Fig. 11. Response of ^{131}I point source in phantom.

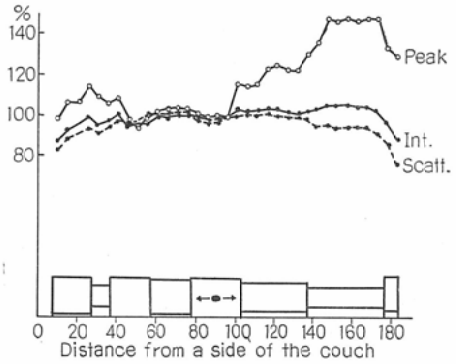


Fig. 12. Response of ^{85}Sr point source in phantom.

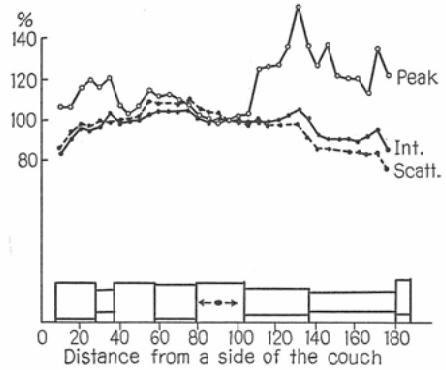
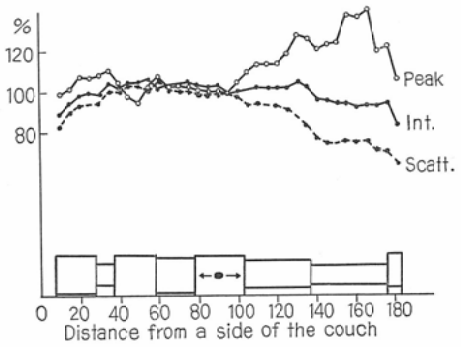


Fig. 13. Response of ^{59}Fe point source in phantom.



をフアントーム各部の厚さの中心部に沈め，天板の端より5㎝毎に移動し各位置での計数値を求めた．すなわち，Integral，Scatterregion および Peak region の各測定方法により測定し感度分布を求めた（Fig. 11，12，13）．

結果は，Peak region の測定は身体の厚さの影響が強く，下肢のように厚さの薄い部分では計数値が高く良い感度分布が得られない．これに対して，Integral および Scatter region 計測では身体の厚さの影響も少なく比較的良い感度分布が得られた．

3） 不均等分布の影響について

前節までの実験はすべて点線源がフアントームの中心にあつた場合であるが，臨床的には点線源は身体内に不均等に分布する．そこで，以下の実験を行ない不均等分布の影響について検討した．

（i）フアントームについて

A）線源の深さと計数値

先ず，水槽中の点線源の深さの差による計数率の変動を調べた．すなわち，水深20㎝の水槽を用いて，水表面より3㎝，6㎝，10㎝の深さにて ^{131}I 点線源（10μCi）を移動させ10㎝間隔で測定した．天板の中心部で深さ10㎝における計数率に対して，他の深さでの計数率の変動を求めた．測定方法は，Integral（50KeV～）および Differential（Peak region 280～ 450KeV）にて行ない，それぞれ上下両方の検出器を使用した場合と，上方の検出器のみを使用した場合とを比較した（Fig. 14）．

この結果，上下より測定すると点線源の位置する深さが変化しても計数率の変動は少なく，特に Integral 計測で上下より測定すればその変動は±10％ときわめて少ないことがわかつた．

B）分布の型と計数値

等身大水フアントーム中の ^{131}I 点線源および拡散線源の分布を変えて，計数値の変動を調らべた．先づ，7個の ^{131}I カプセルを用い分布を変えて各測定方法により測定した．腹部に7個全部がある場合の計数率に対する他の分布状態における計数率の比を求め，分布の差による計数値の変動をみた．

次に，4個の ^{131}I カプセルを用いて分布を変え，また，順次溶かして拡散線源として各計測方法により測定し，計数値の変動を調べた（Table 2）．

Fig. 14. The alternation of response was examined by the difference of ^{131}I point source depth in a water tank.

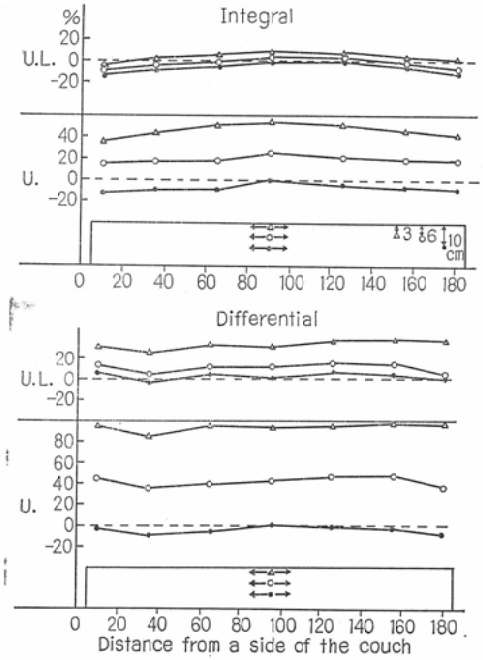


Table 2. The alternation of response was examined by the difference of ^{131}I point source distribution in the phantom.

	Int.	Scatt.	Peak
	100	100	100
	102.0	96.5	113.2
	99.0	94.4	113.2
	93.8	91.0	102.6
	98.5	94.2	87.5

	Int.	Scatt.	Peak
	100	100	100
	98.5	96.0	101.5
	105.4	99.4	125.0
	98.0	93.2	117.4
	96.3	91.2	111.7

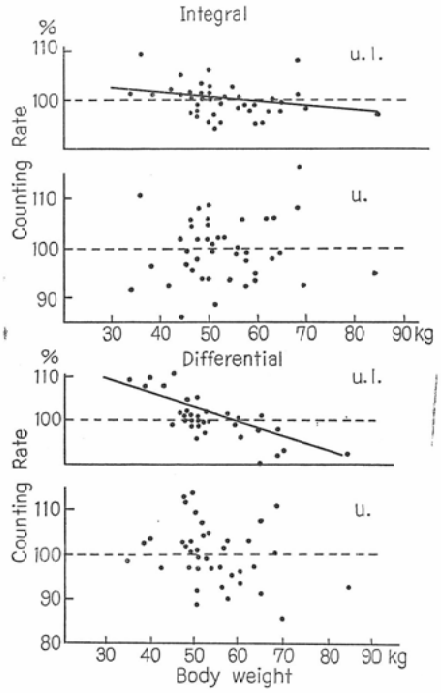
この結果，Peak region 計測では分布の差により計数値の変動は，1.5～25%と大きいが，Integral およびScatter region 計測，特に Integral 計測では分布の差による計数値の変動は，2～6.2%と比較的少ない．

（ii）臨床例について

A）体重と計測値

甲状腺機能検査の目的で ^{131}I カプセル50μCi を内服させた約50名の患者について，体重と計数値の関係を調べた．すなわち，内服2時間後に全身計測しそれらの計数値の平均を 100として各人の計数比を求め，Integral（50KeV～）および Differential（280～450KeV）計測について，それぞれ上下両方の検出器を使用した場合と，上方のもののみを使用した場合とを比較した（Fig. 15）．

Fig. 15. The alternation of counting rate was examined by the body weight difference of patients administered ^{131}I capsule.



この結果，上方の検出器にて測定した場合は，Integral, Differential 計測ともに85～120%とばらつきが大きく，体重と計数値との間の相関は見られないが，上下より測定した場合は Integral,

Differential 計測ともに体重の軽い者程計数値が大きい傾向である．しかし，計数値のばらつきは小さく，特に Integral 計測では93～ 108％と変動が少ない．

B）分布の型と計数値

A）の全身計測例について測定直後リニアスキャンを行ない各人の ^{131}I 体内分布の状態を確かめ，体内分布の差による計数値の変動について調べた．

便宜上，線源が身体内にほゞ均等に分布している Diffuse Type, 甲状腺に Peak を認める Thyroid Type, 胃部に Peak を認める Stomach Type および膀胱に Peak を認める Bladder Type の4分布型に分けてみた．そして，この分布型と計数値の関係を比較するために全例の計数値の平均を100とした場合の分布の型それぞれの平均値を求めた（Table 3）．

Table 3. The alternation of counting rate was examined by the difference of radioactivity distribution in the body.

	Int.		Diff.	
	u.l.	u.	u.l.	u.
Diffuse Type	100.0	97.3	99.4	96.9
Thyroid Type	98.6	102.1	100.3	104.8
Stomach Type	100.5	103.9	97.5	92.6
Bladder Type	100.8	94.9	108.2	100.2

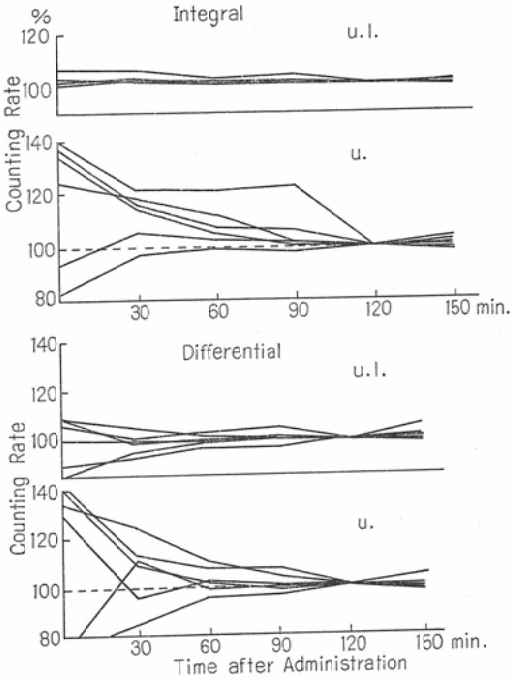
この結果は，Integral で上下より測定した場合は，分布の差による計数値の変動は0～ 1.4％と非常に少いが，他の計測方法では計数値の変動が0.2～ 8.2％と少し大きいことがわかつた．

C）体内分布の経時的変動と計数値

次に，^{131}I カプセル50μCi 内服直後より30分毎に 2.5時間まで測定し，体内分布の経時的変動による計数値の変化を調べた．すなわち，Integral, Differential 計測でそれぞれ上下の検出器または上方のみの検出器で測定し，内服2時間後の計数率を 100とし，計数値の変動を調べた（Fig.16）．

この結果，上方の検出器のみを使用して測定した場合は計数率の変動が大きく，75～ 145％である．これに対して，上下の検出器を使用した場合は変動が少く，特に Integral 計測で上下より測定した場合は，98～ 108％と変動がきわめて少いことがわかつた．

Fig. 16. The alternation of counting rate was examined every 30 minutes after administration about 6 patients.



4）バックグランドについて

本装置は鉄室をもたずコンクリート隔壁で遮蔽されているだけで，バックグランド計数率は可成り大きい．そこで，バックグランドについて検討した．

（i）バックグランド計数率の大きさ

一定 μCi の線源を実際に測定した場合，バックグランド計数率が正味計数率に対してどの位の割合を占めるかを調べた．

直径23cm×高さ25cmのポリスチロール製10 l 壜を用い，この中に水を満し10μCi のＲＩを入れ線源とした．そして，Integral および Differential 計測法にて上下両方の検出器を使用して，それぞれ 200秒計測した場合のバックグランドと正味計

Toble 4. Net count and background

	Int.		Diff.	
	N.C.	B.G.	N.C.	B.G.
^{131}I	6.7×10^5	1.4×10^5	17.2×10^4	2.8×10^4
^{85}Sr	6.5×10^5	1.4×10^5	10.5×10^4	1.5×10^4
^{59}Fe	7.1×10^5	1.4×10^5	7.8×10^4	1.1×00^4

counting time: 200 sec
source: 20 μCi in 20 l bottle

数率との関係を調べた（Table 4）．バックグランドは，Integral で正味計数率の約$^1/_5$，Differential で約$^1/_6$と可成り大きい．

（ii）バックグランドの変動

バックグランドの1カ月間の変動を調べた．Integral（50KeV～）および Differential（420～620KeV）計測にて，バックグランドを測定した場合，その1カ月間の平均値は，Integral 計測で95,800c/40sec., Differential 計測で10,160c/40sec. であり，標準誤差はそれぞれ± 4.2%，± 0.8% であつた．

5） 検出感度について

前節のごとく，バックグランド計数率が可成り大きいが，臨床に使用した場合十分な感度で測定できるかどうかが問題である．すなわち，最小検出感度について検討を加えた．前節バックグランドの項で使用した10μCi の各線源による測定結果（Table 4）から，測定精度および検出感度を算出した（Table 5）

Table 5. Minimum detectable amount.

	Int.		Diff.	
	u.I.	u.	u.I.	u.
^{131}I	0.09	0.13	0.13	0.19
^{85}Sr	0.09	0.13	0.14	0.20
^{59}Fe	0.09	0.13	0.16	0.22

Counting Time: 200 Sec, B.G.: Int.(u. 1.)140,000 c/min.
(u. 1.: upper and lower detectors, Confidence Limits: 99.7, u.: upper detectors)

$$Am = \frac{3\ Ao}{2\ n_o t}\left(3 + \sqrt{9 + 3n_b t}\right)$$

Am: minimum detectable amount
n_o : net c/m
n_b : background c/m
Ao : source in μci
t : counting time

最小検出感度は，Integral 計測で上下両方の検出器を使用した場合，標準誤差 0.3% で約 0.1μCi であり，Differentsal 計測法でも標準誤差1%以下で約 0.2μCi である．すなわち，本装置では，200秒計測により約 0.3%の標準誤差で約0.1μCi まで測定可能である．

5. 考 按

1） 装置の構造について

全身計測装置としては，目的に応じて種々の検出感度が要求される．それには，自然放射線の影響，バックグランドを出来るだけ小さくしなければならない．この目的から低レベルの装置には鉄室が必要となり，そのために非常に高価なものになる．この点，コンクリート遮蔽は安価であり，鉄室に密閉される感じもなく患者に与える心理的負担も少い．しかし，バックグランド計数率が高いので，正味計数率が同じ場合は，検出感度が悪くなる[8)7)12)]．

次に，検出器について考えるとその数，方向，あるいは移動性等により種々の装置があるが，結局これらは検出感度を如何に上げ，不均等分布の影響を如何に少くするかのために工夫されているわけである[1)3)12)]．

これらの点を考え，本装置は検出感度を出来るだけ上げ，不均等分布の影響を出来るだけ少くするためと，また経済性を考えて，鉄室でなくコンクリートで遮蔽し，検出器を上下に固定し複数（8個）とした．

2） 感度分布について

同一線源を測定する時良い感度分布を得るには，検出器の配置を適当にする必要がある．このためには，検出器と天板間の距離，検出器同志の距離または方向，あるいは患者の体位等に工夫が見られる[2)4)6)]．

本装置では，検出器を上下に各4本づつ設置し

たが，配置は上下それぞれほぼ等間隔に対向させてある．したがつて，問題となるのは各感出器と天板との距離である．また，検出器の数が多いから天板との距離は比較的短く，55～75cmである．実際には，各検出器の多少の性能のちがいにより感度分布により微妙な影響をおよぼしたが，それも調整により良い感度分布が得られたわけである．

線源が人体内にある場合は，吸収，散乱等により感度分布は大きな影響を受ける．そのため，空気中において良い感度分布が得られても水中では異つた結果になるので，線源が水中にある場合に良い感度分布が得られるように検出器の位置を調整した．

3） ファントーム実験について

線源が人体内にある時，線源の位置により身体の厚さや内部の構造のちがいにより散乱，吸収等の影響を受けて計数率は変動する．そこで人体においてどの程度の感度分布が得られるかを知るためにファントーム実験を行なつたが，それには人体に出来るだけ近いファントームを作る必要がある．しかし，人体の複雑な内部構造を実物どおりに再現することは不可能であるから，この研究には実験がやり易いように人体に等価な等身大水ファントームを作製し使用した．

^{131}I，^{85}Sr はほぼ同じ結果を得ているが，^{59}Feは高いγ線エネルギーを放出するのでやや異つている．Peak region 計測では傾向は同じであるが，^{131}I，^{85}Sr より感度差はやや小さい．また一般に Scatter region 計測は，Integral 計測より身体の薄い部分が低く，結局 Integral 計測が3核種とも一番良い感度分布を得ている．

4） 不均等分布の影響について

線源は臨床的には，点線源に近い状態で局所的にあるいは拡散線源として瀰慢性に，胃，腸，肝，腎，膀胱，骨，血管等に不均等に分布するわけである．このようにＲＩが不均等に分布していると，計数値は線源の体内における位置のちがい，すなわち不均等分布の影響を受けて変動するので，この影響のできるだけ少い測定方法が要求される．

この目的から，患者の体位を工夫したり（arc system, chair system），検出器と患者の距離を遠くしたり，あるいは検出器の数を多くして多方向より測定するとか，検出器を体軸方向に移動させながら測定する等の工夫がなされている[1)4)6)12)]．

本装置としては，多検出器方式で上下方向から測定するようにしたわけである．そこで不均等分布の影響がどの程度のものかを知るために，上下両方向から測定した場合と，上一方から測定した場合を比較し，また計測方法についても Integral, Peak region および Scatter region 計測に関して不均等分布との関係を調べ測定方法を求めた．

先ず，ファントーム実験にて線源の深さの影響だけをみたところ，上方からのみの測定では Integral, Differential とも水での吸収，減弱が影響し，深い部分は計数値が小さいが，Integral では散乱線の影響を受けるために身体の厚さの影響が比較的少い．上下から測定した場合は，それぞれ計数が平均され身体の厚さの影響が少くなり，特に Integral では散乱のためにきわめて少い．

次に点線源を使用して人体ファントーム中で分布を変えて，すなわち腹部（胃），全身体（血中），頚部（甲状腺），骨盤部（膀胱）等に配置を変えて，また次に，点線源と拡散線源を用いて分布を変えてそれぞれ不均等分布の影響について検討した．結果は，やはり Peak 計測では不均等分布の影響が大きく計数値の変動が激しく，Integral 計測が一番影響の少いようである[6)]．

不均等分布の影響を調べるための臨床例としては，甲状腺機能検査の目的で ^{131}I カプセルを内服させた患者について検討した．先ず，問題となるのは体格と計数値との関係であろう．体格を現わす規準になるものとしては，体重，身長，体表面積等があるが簡単で取扱いの便利な体重との関係を調べた．体重が同じでも身長，性別，年令等のちがいにより体格は必ずしも同じではないが，数多くの患者について検討すれば体重のみでも体格と計数値との関係をある程度まで知ることが出来

るものと考える．この結果，一方（上方）からの測定では計数値のばらつきが非常に大きく体重との相関を見い出せない．しかし，上下両方向から測定すると計数値は体重との間に明らかな負の相関を認める．すなわち，体重の大きい者程計数値が低い．これは，体重の大きい程吸収が大きいためであると考えられるし，Integral 計測で Differential 計測より計数値のばらつきが少いのは散乱線が影響しているからである．したがつて，各個人の計数値を比較するような場合にはこの体格を考慮する必要がある．

次に，全身計測直後にリニアスキャンを行ない各人の ^{131}I 放射能の分布の状態を確かめたところ，甲状腺機能に応じて4分布型に分類し得たので，この分布型を計数値との関係を調べた．結果は，やはり Integral 計測で上下2方向から測定すると，分布の差による計数値の変動がきわめて少なかつた．

次に，計数値の変動を経時的に追求してみたが，同一人でも一方向（上方）から測定では計数値が大きく変動している．これは，内服直後の胃に点線源として存在する状態から徐々に溶けて血中に，甲状腺に，または膀胱にと分布が変化するのが原因と考えられる．この結果もやはり上下2方向から測定した場合で，特に Integral で測定すると計数値の変動がきわめて少ないことがわかつた．

5）バックグランドについて

鉄室でなくコンクリート隔壁で遮蔽してあるだけであるから自然放射線によるバックグランドは大きくなる．この事は，装置の検出感度と安定性に関係する大きな問題である[12]．

そこで，実際に一定量の線源(10μCi)を測定してバックグランド計数率の正味計数率に対する割合をみると，Integral 計測が約$^1/_5$と Differential 計測の約$^1/_6$より多少大きい．

次に日々のバックグランド計数値の変動を調べた．1カ月間の測定で，標準誤差は Integral で4.16%，Differential で0.74%であり，Integral の方が多少大きくはあるが，装置は比較的安定しているものと思われる．

6）検出感度について

バックグランドが大きいと，正味計数率が同じなら検出感度は悪くなるが，臨床用として要求される検出感度が得られれば問題ないわけである．

本装置の場合，Integral 計測法で上下2方向からの 200秒測定では，信頼限界99.5%のとき標準誤差 0.3%で約 0.1μCi の測定が可能であるから臨床用として Integral 計測と Differential 計測を比較した場合，Integral の方がバックグランドの正味計数率に対する割合が大きいのに，最小検出感度は Differential の場合よりやや良い結果を得ている．これは，Integral 計測の方が Differential 計測よりも正味計数率が約1桁大きいためである．

また，本装置は測定器の分解能の点から最大限 50μCi までは測定可能である．

7）臨床応用について

全身計測装置の中でも放射線健康管理に利用される低レベルのものは，0.001～0.1μCi の極微量の測定が必要であるし，また一般臨床用としてもダブルトレーサー用，^{40}K 測定用等の特殊のものもあるが，本装置は中レベルのＲＩを投与した患者の臨床診断の面に利用するのが目的である．また，測定は既知の核種についてスタンダードとの比例による相対的定量であつて絶対的定量ではない．核種の同定および部分測定は不能である[8)12)]．

測定可能放射能は，0.1～50μCi であり，これはほゞ診断量として用いられる量であり，消化，吸収，代謝等多くの方面に利用可能である[1)]．

6. 結　論

試作した3″ϕ×3″ Na I 結晶検出器を上下に各4本ずつ備えた中レベル全身計測装置について

1）遮蔽用鉄室を設けずコンクリート隔壁による遮蔽だけのため，比較的安価であり，また患者に与える心理的負担も少い．

2）Integral 計測法にて上下2方向より測定すれば，体内ＲＩ不均等分布の影響はきわめて少い．

3）バックグランドはやや高いが，その変動は

少く装置の安定性は比較的良い.

4) 検出感度は信頼限界99.5%として標準誤差0.3%で約 0.1μCi である.

5) 測定器の分解能の点から最大限50μCi まで測定可能である.

以上の点より臨床用として十分利用できるものと考える.

稿を終えるに当り，終始御指導と御校閲を賜った寛弘毅教授に深甚なる謝意を表わし，又本研究の機会を与えられた綿貫重男教授に厚く感謝致します.

本論文の要旨の一部は，第27回日本医学放射線学会総会において発表した.

文 献

1) Cederquist E.C. etal.: Clinical use of a NaI body counter. Symposium on whole-body counting, vienna, 1962.
2) 福田正他：京都大学医学部に設置された Whole body counter について，核医学，Vol. 3, No. 2,87, 1967.
3) 飯沼武：全身計測装置に於ける諸問題. 日本医学会特別シンポジウム，ヒューマンカウンターの基礎と応用，東京，1967.
4) 寛弘毅他：患者用全身計測方法の基礎的研究，第5回日本アイソトープ会議報文集， 3—78. 1963.
5) Hirotake Kakeshi, et al.: Counting characteristics of a medium-level whole-body counter. J. of Nuclear Medicine, 1964, 5—372
6) 寛弘毅：orris, 中レベル全身計測装置に関する研究，核医学, Vol. 3, No. 1, 1966.
7) A.C.Morris Jr.: A diagnostic level whole-body counter. J. of Nuclear Medicine, 6—481, 1965.
8) 永井輝夫他：医学診断用ヒューマンカウンター，核医学，Vol.3, No. 2, 1966.
9) 押野昌夫他：ヒューマンカウンター用シンチレーターの特性 Radioisotopes, Vol. 10, No.3, 290, 1961.
10) Spiers, F.W.: Whole body counting; An introductory review. Symposium on whole-body counting, Vienna, 1962.
11) Veall, N.: Clinical whole bydy counting with simple detection system, Simposium or whole-body counting, Vienna, 1962.
12) 吉沢康雄：ヒューマンカウンター概説，日本医学会特別シンポジウム，ヒューマンカウンターの基礎と応用，東京，1967.