

Title	線スキャンニングによる放射性同位元素の人体内分布の定量的測定法に関する研究
Author(s)	母里, 知之
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1965, 25(1), p. 57-65
Version Type	VoR
URL	<a href="https://hdl.handle.net/11094/18489">https://hdl.handle.net/11094/18489</a>
rights	
Note	

*Osaka University Knowledge Archive : OUKA*

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

Osaka University

# 線スキャンニングによる放射性同位元素の人体内分布 の定量的測定法に関する研究

千葉大学医学部放射線医学教室 (主任 寛弘毅教授)

母 里 知 之

(現 愛知県がんセンター放射線第2部 Aichi Cancer Center Hospital)

(昭和39年12月25日受付)

Studies on the Quantitative Measurement of Radioisotopes in the  
Human Body by Linear Scanning

By

Tomoyuki MORI

Department of Radiology, School of Medicine, Chiba University, Chiba, Japan

(Director: Prof. Hirotake KAKEHI, M.D.)

At present, a rough detection in the distribution of radioisotopes in the human body is possible using the radioisotope scanning procedure. This report deals with a simple method to measure the precise dose and exact distribution of radioisotopes in the body from outside, based on medium or high range of radioactivity in clinical measurement.

Linear scanning is a method to measure body radioactivity as distributed along the longitudinal axis. The conventional linear scanner has only one detector, and it performs the measurement only from one side of the body, it can not give completely satisfactory results. Accordingly, detectors which are arranged both above and below the bed at a certain distance, are used for the purpose of two directional measurement. Two detectors give the respective values of activities and these values are averaged according to the following method; the arithmetic mean and the geometric mean. In order to decide which is more suitable for measuring the precise dose of radioisotopes in the body, several experiments were performed. From the isoresponse curves in a body phantom, the geometric mean was revealed to be better in obtaining a precise value. With the geometric mean, calculated values were almost identical when the measurement were done in a sagittal axis of a phantom. With the arithmetic mean, however, the calculated values of center of a phantom were only 50% as compared to surface value. In experiments using two radioisotope sources, both means may possibly cause some errors. But the geometric mean caused less errors than the arithmetic mean. In the human body, radioisotopes are supposed to be distributed with some volume. Sources with the same radioactivity must be measured in same value. Values calculated by the arithmetic mean tended to decrease gradually when source volume increased. However, with the geometric mean this tendency was not so remarkable. From these fundamental experiments, it became obvious that the geometric mean was more suitable for precise measurement.

For the purpose of application of the geometric mean to clinical use, automatical calculating circuit was necessary. Consequently, the automatical calculating circuit was devised, which consisted of two bridge circuits and two servo mechanisms, and was applied for clinical purposes.

On the thyroid iodine uptake measurement, this method was as good as the ordinary thyroid uptake test which was generally used in many clinical hospitals. The application for whole body counting of Hg-203, I-131 and Au-198, produced some errors which were caused by an irregularity in the body thickness and distribution. However, these errors can be eliminated by application of some factors to compensate for these irregularities. From these experiments it became apparent that the precise dose and exact distribution of radioisotope can be measured by linear scanning with two detectors in the geometric mean. In clinical practice, this measuring method may be applied for studying the metabolism of various radioisotopes and internal radiation injuries, instead of the conventional linear scanner.

## 目次

- 1 緒論
- 2 研究目的
- 3 研究方法及び結果
  - (1) 測定装置
  - (2) 2方向測定法と計数の処理方法
    - a 計数率の相加平均
    - b 計数率の相乗平均
    - c 相乗平均回路
  - (3) 基礎実験
    - a ファントーム
    - b 点線源の等反応曲線
    - c 相乗平均法の理論的根拠
    - d 複線源による比較
    - e 拡大線源の計測値に対する線源の大きさの影響
    - f 相乗平均法の利点
  - (4) 臨床への応用
    - a 全身計測への応用
    - b 体内分布測定への応用
- 4 考 按
- 5 結 論
- 6 参考文献

### 1. 緒 論

近年医学に於けるラジオアイソトープ（以下R Iと略す）の利用は益々多くなり使用されるR I量は著しく増加して来た。使用量に関してはその殆んど全てが臨床的に応用されているのが現状である。このため治療に診断に相当量のR Iが投与されている。R I診断法の中で、最も重要な測定法の一つは体外測定法である。この方法は投与されたR I量が体内臓器にどのように沈着し更にとの位の期間存在するかを体外より測定するもので

臨床的な応用範囲の極めて広いものである。この方法の中重要なものは臓器R I摂取率測定法及びR Iスキヤニングである。R Iスキヤニングとは体内に於けるR I分布状態を体外より計測し描記する方法であり、線又は面スキヤニングはこれに属する。D これ等体外測定法においては臓器に沈着した同一量のR Iを測定しても種々の因子により必ずしも同一の測定値を示さないことが多い。

例えば分布状態、沈着した部位の体の厚さ、深さなどにより、大きな影響を受ける。又全身に沈着した微量のR Iの測定法にはヒューマンカウンターが用いられ、これに関してはすでに詳細に研究されている。②③④ 現在我々はR I診断に数 $\mu$ Cから数百 $\mu$ C程度のR Iを使用している。このような投与されたR Iを体外から手軽にしかも出来るだけ正確に測定し、更一步進んで体内各部分のR I沈着量を測定し、正確な分布状態を知ることが出来れば、R I診断のみならず、R I障害の研究、病態生理の研究に有利である。体内R I量を体外より定量的に測定するためには、種々の因子例えばR Iの分布状態、沈着した臓器の大きさ、位置及び深さなどにより、測定結果が変動しないことが必要である。従つて定量的測定を行うと一定量のR Iが体内に沈着した場合には何時も一定の測定値が示される。線スキヤニングは体内R Iの体軸方向の分布状態を見るものである。一般に使用されている線スキヤニング装置では、患者の寝る移動寝台の上部に一本の検出器を装え一方向のみより測定を行つている。このような方法ではR Iの体内での位置及び体格の差異のような因子により測定値が異なり体内分布状態を定量的に測定するという事は一般に困難である。⑤⑥⑦

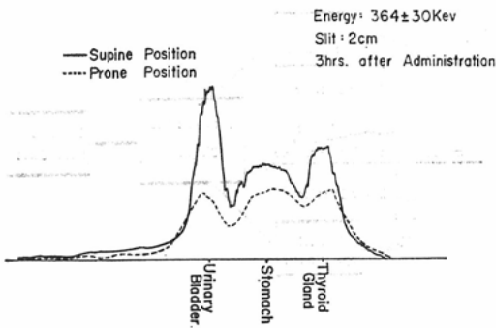


Fig. 1 Linear scan curves of a patient after oral administration of I-131.

(Fig. 1)

図1は甲状腺機能検査の目的で $^{131}\text{I}$ を約 $50\mu\text{C}$ を経口投与された患者の3時間後の線スキャンングであるが、この図よりわかるように、背臥位、腹臥位でのカーブに大きな差があり、上部からの測定のみでは体の厚みなどによる吸収等のために定量的測定は困難である。したがって、何んらかの方法によりこのように差が出ないようにする必要があると考えられる。

## 2. 研究目的

この研究の目的は線スキャンングにより、体外から体内に沈着したR I量を計測し、R Iの体内分布を定量的に計測描記する方法を求めることである。

## 3. 研究方法及び結果

線スキャンング装置を使用した場合、一方向よりの測定では定量的測定がむずかしく、このために同一感度の2本以上の検出器を使用し各計数値の平均値を取る方法がありすでに報告されている。①これ等の方法に於ても体内R Iの分布状態を定量的に描記することは可能であるかも知れないが、2本以上の検出器の感度を同一に調整することは可成り面倒でありかつ設備の費用は、計測器の数と共に増加する。そこで著者は2本の検出器を使用して、それぞれの計数値の処理方法を検討し、如何にすれば最も正確にR Iの体内分布を測定出来るかを見た。

### (1) 測定装置

使用した線スキャンング装置は東芝製で、上下に2本の検出器を備えコリメーターは、スリット

型では $0\sim 5\text{cm}$ 迄可変、高さは $10\text{cm}$ 、上下コリメーター間の距離は $46\text{cm}$ であり、患者はコリメーター間の移動寝台に臥位となり、毎分 $1\text{米}/分\sim 1\text{米}/20\text{分}$ の速度で移動する。使用した検出器は上部に高さ2吋、直径2吋の $\text{NaI}(\text{Tl})$ 結晶、下部に高さ1吋、巾1吋長さ4吋の直方体の $\text{NaI}(\text{Tl})$ 結晶を備えいずれも測定の場合にはメデイカル・スペクトロメーターを使用しディフュージョン計測法により任意の波高値で計測を行うことが出来る。一つの検出器の感度は、点線源を空气中に置いた場合には凡そ距離の逆自乗で減少する。上下検出器の距離は結晶結晶間距離が遠い程良いとされるが、遠くすればそれだけ感度が悪くなり、実用上測定距離は感度との兼ねなどで適当な所で折合う必要がある。著者の使用した装置の上下可動域にも制限があり、さらに、結晶と結晶の中心に人体測定軸の中心が来るように、著者の実験では結晶結晶間距離を $64\text{cm}$ とした。

### (2) 2方向測定法と計数の処理方法

#### a 計数率の相加平均

上下2方向の検出器よりの計数の処理方法としては各同一感度の検出器を使用し測定値の相加平均が多く用いられている。通常線スキャンングでは得られた結果は計数率曲線によつて表われる。したがってスキャンングによつて一定時間に得た計数率曲線内の面積はその時間の全計数値に比例する。そのため上下2方向の計数率値の相加平均法ではそれぞれの計数率曲線の面積の相加平均はそれぞれの全計数値の相加平均と比例する。もちろん計数率曲線の面積を測定しなくも、上下2つの計数値の相加平均を求めても良い。

#### b 計数率の相乗平均

もう一つの計数値の処理方法としては相乗平均法がある。相乗平均法では上下2方向の検出器よりの計数値の相乗平均を取れば良い。相乗平均法には2つの方法があるがその一つは各時点の相乗平均値を測定し、各値を一定時間について積算する方法である。他の一つは上下の検出器よりの一定時間内の全計数値をそれぞれ計測し、その相乗平均値を求める方法である。つまり上の検出器より各時点に於ける計数率値を $a_0, 1, 2, \dots, m$ とし下

の検出器よりのものを  $b_{0,1,2,\dots,m}$  とすると、第1の方法による相乗平均値  $S_1$  は

$$S_1 = \sqrt{a_0 b_0 + a_1 b_1 + \dots + a_m b_m}$$

第2の方法による平均値  $S_2$  は

$$S_2 = \sqrt{(a_0 + a_1 + \dots + a_m)(b_0 + b_1 + \dots + b_m)}$$

となる。つまり  $S_1 = \sum_{n=0}^m \sqrt{a_n b_n}$  であり

$$S_2 = \sqrt{\sum_{n=0}^m a_n \sum_{n=0}^m b_n}$$

具体的に云うと、体軸に沿って計測する場合に計測すべき身体内に、線源が1つしかない場合は  $S_1 = \sqrt{ab}$ 、 $S_2 = \sqrt{ab}$  となり同じになる。しかし線源が2つ以上となると同じとはならない。第2の方法では異った時点のものの平均を取る場合が出るわけである。又相乗平均を実際に得る場合に第2の方法ではまず各検出器の全計数値を求めることが必要であり、その後相乗平均を取るために、相乗平均による分布曲線を得ることが出来なくなる。つまり全身計測はともかく、線スキャンの本来の目的である体の各部の分布を知ることが出来なくなるわけである。

一方これに対して第一の方法は身体各部分の分布を知ることが出来るわけであるが、この方法は同一時点の計数率値の相乗平均を取ることが必要である。上下2つの検出器よりの各々の計数率曲線をまず作りこの曲線の上で時同点を求め、その値の相乗平均を取れば良いわけであるが、このような方法では、計数率曲線を一度数値になおす必要があり、非常に面倒であり、実用的でなく、かつ不正確である。この欠点を除くためにはスキャンを行いながら同時点の相乗平均曲線を自動的に描記することが必要である。

### c 相乗平均回路

自動的に各時点の相乗平均を得る装置が必要となり試作したのが第2図及び第3図である (Fig 2, 3)。第2図はその略図あり、第3図は相乗平均回路のブロックダイアグラムである。上又は下の1つの検出器よりの計数率に応じてサーボモーターを動かして抵抗値を変化させる。この変化する抵抗に他の1つの計数率値に応じた電流を通じ

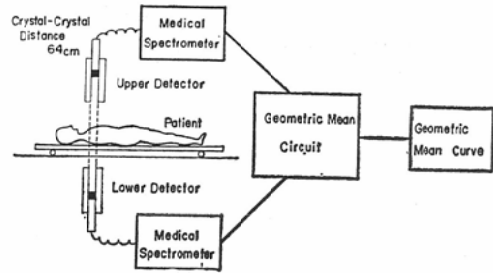


Fig. 2 Measuring system of the linear scanner.

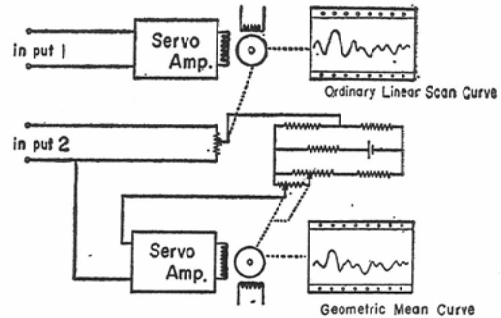


Fig. 3 Block diagram of a circuit calculating the geometric mean value curves.

るとその抵抗の両端に生ずる電圧は2つの計数率値の乗算となる。この乗算した計数率値をブリッジ回路とサーボ回路により  $1/2$  乗すると相乗平均値が得られる。これを記録するわけである。

この装置には2つのサーボ回路が必要であるが、これには2台の電子管平衡式電流記録計が用いられた。結局2台の電子管平衡式電流記録計に少しの部品を付加するだけで相乗平均値曲線を得ることが出来るわけである。以上のような装置により腹背2方向より測定し、相加、相乗平均の両者について比較を行った。

### (3) 基礎実験

人体内でR I線源が位置を変えることにより得られる計数値がどのように変わるかを調べるためにファントーム実験を行った。

#### (a) ファントーム

ファントームは長径32cm、短径が22cm、長さ39cmのプラスチック製楕円体を使用しこの中に米を入れ組織等価として人体模倣楕円体米ファントームとした。このファントームを使用しその中に

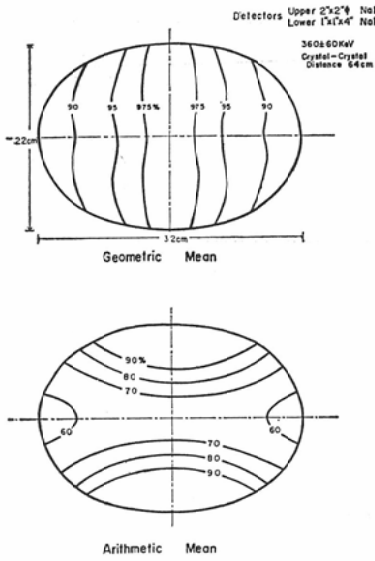


Fig. 4 Isoresponse curves for a I-131 point source in the body phantom on the geometric and arithmetic means.

<sup>131</sup>I の線源を入れ測定を行った。

(b) 点線源の等反応曲線

上記ファントームを使用し <sup>131</sup>I 点線源を入れ、相加平均、相乗平均による等反応曲線を求めた。その結果が図4である (Fig. 4)。

相加平均では表面を 100% とすると中心は70% 以下、両側では60% 以下となる。一方相乗平均では全体が80% 以上となり、特に中心は97.5% 以上で非常に良好な等反応曲線となり、R I の位置による計数値の差が比較的少ないと考えられる。

(c) 相乗平均法の理論的根拠

相乗平均は測定軸上で非常に良好な値を取っているがこれを理論的に考えるとどうなるであろうか。今図5のような測定状態を考える。(Fig. 5)

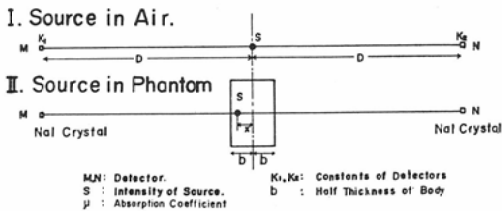


Fig. 5 Diagram illustrating the two directional measurements.

M, N 2 台の検出器により 2 方向から測定したとすると I の状態での計数値の相乗平均を  $T_I$  II の状態での相乗平均を  $T_{II}$  とすると

$$T_I = \sqrt{\frac{K_1 K_2}{D^2}} S$$

$$T_{II} = \sqrt{\frac{K_1 S e^{-\mu(b-x)}}{(D-x)^2} \times \frac{K_2 S e^{-\mu(b+x)}}{(D+x)^2}}$$

$$= \frac{\sqrt{K_1 K_2 S e^{-\mu b}}}{D^2 - X^2} \text{ となる。}$$

ここで  $D \gg X$  とすれば

$$T_{II} = \frac{\sqrt{K_1 K_2 S e^{-\mu b}}}{D^2} = T_I e^{-\mu b} \text{ となる。}$$

結局測定軸上では線源の位置がファントームのどこにあるかに殆んど関係がないと云うことになり、さらに 2 つの検出器の感度が異つても良いことになる。しかも簡単に空气中に線源を置いた場合と比較が出来ることになる。もちろん  $D \gg X$  という条件がありこの実験では  $D=32\text{cm}$ ,  $X$  は最大  $11\text{cm}$  で  $D \gg X$  とは云えないが実測した所では問題なく計算しても、 $D=32\text{cm}$ ,  $X=5\text{cm}$  で約 90% となる。つまり理論的にも相乗平均は等反応曲線の上で良好と云える。

(d) 複線源により比較

次に線源の大きさが拡大した場合或いは数が増した場合について論ずるために、その最も簡単な場合として 2 つの点線源 (複線源) を取り上げて、これについて実験を行った。

ファントーム中の測定軸上に 2 つの線源を置

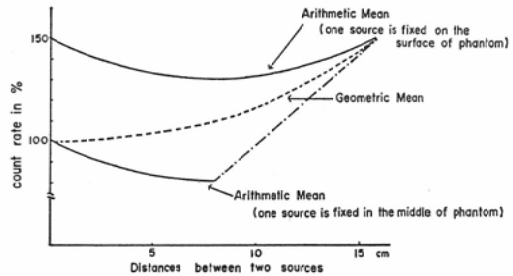


Fig. 6 The effect of distances between two sources on the counting ratio. As standard, two sources were fixed in the middle of the body phantom.

き、その間の距離を0 cmから16 cm迄動かして計測を行った。その結果が図6である。(Fig. 6)

この場合2つの線源間の距離を0 cmつまり同じ所に2つの線源を置いた場合を100%とし各距離における計測値を%で示してある。相乗平均法では2線源間の距離0 cmの場合は線源の位置がファントームの測定軸上どこにあつても、等反応曲線からわかる通り、計測値は大體一定の結果を示す。しかし2つの線源間が離れるにしたがつて計測値は増加し、最も離れた場所即ち16 cm離れると約150%となる。つまり線源間の距離の大小により約50%の誤差を生ずることになる。

一方相加平均法の場合にはファントームの中心に線源がある場合を100%とすると、等反応曲線からわかることであるが、2つの線源が、ファントームの表面にある場合には2線源間の距離0 cmであるにもかかわらず、それだけで約150%になってしまう。そしてそれぞれの場合に2線源間の距離を離れて行くと、その間の距離が8 cmに達する迄は計測値は減少し、線源間の距離が更に増加すると計測値は漸次増加を示し、遂には始の値にもどる。従つて相加平均法では2つの極端な場合、つまり2つの線源のうち一方が中心にある場合と表面にある場合のそれぞれの計測値から得られる2つの曲線にかこまれた面積内のどこかにあるということになる。例えば1つの線源が中心から5 cmの所にあるとすると2線源間距離0 cmで約130%、2線源間の距離5 cmで約110%、10 cmでは107%となる。結局複線源での比較では相加平均法の方が、誤差を生じ易いと云うことになる。

(e) 拡大線源の計測値に対する線源の大きさの影響

RIは実際に人体内にある場合は或る大きさを持つて拡がって存在する。その為線源の大きさを変化させ、相加、相乗平均の優劣を調べる必要がある。30 ml から2000 ml 迄の相似形のポリエチレンの壘を使用し、これに同一 $\mu\text{C}$ の $^{131}\text{I}$ を溶かして、線源とする。これをファントーム内に入れて実験を行った。(Fig. 7)。

点線源から2000 ml 迄線源の容積を変えて実験する場合、線源の位置が問題となる。線源の中心

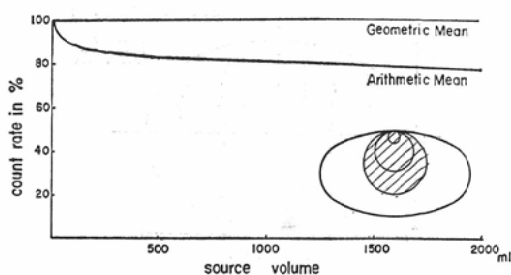


Fig. 7 Relation between the source volume and the counting ratio. Point source in the body phantom was used as a standard source.

がファントームの中心と一致する様な位置で実験を行うと、上下2本の検出器の感度が合つて居る場合には2つの平均法で差は認められず、点線源に対し2000 ml の場合は、極く僅かな計数値の増加を示すにすぎない。所が色々な大きさの線源をファントームの表面につけて、計測する場合は両平均法で差が出て来る。ファントームの表面に点線源のある場合を100とし、線源の容積を変化させて計測を行った結果が図7である。相乗平均では、点線源から2000 ml 迄、線源の大きさが変化しても計測値には殆んど変化が認められない。一方相加平均では、線源の大きさが増加するにしたがつて計測値は減少し、2000 ml では点線源の場合の約80%に減少してしまう。つまり2000 ml の線源を使用すると点線源の場合よりも計数値が約20%減少してしまうことになる。このことは相加平均による等反応曲線から見てもいわば当然のことで、ファントームの中心部に行く程点線源の場合低い値を示すのであるから、線源が大きくなりファントームの中心部にかかつて来ると低い値を示して来ると考えられる。線源をこの実験の様にファントームの上部に置いた場合は約20%の差が生じることが明らかになり、この点では相乗平均がすぐれていることがわかつた。しかし、ファントームの中心部にある場合には、あまり大きな差とはならない。

(f) 相乗平均法の利点

以上のような基礎的実験から、相加平均よりも相乗平均の方が良いことがわかつたが、実際に測

定を行う場合には、相加平均では、上下2本の検出器の感度を同一に合せて行う必要がある。所がこの感度合せを長時間にわたって行い、かつルーチンに行うことは、實際上困難である。一方相乗平均では前述のように、上下2本の検出器の感度に差があつても良いことになり、実際の測定にはまことに都合が良い。そこで次にこの相乗平均法を利用して、線スキャニングによる体内分布の定量的測定を臨床に応用した。

(4) 臨床への応用

(a) 全身計測への応用

全身のR I沈着量はヒューマンカウンターのような大がかりな装置を用いて測定されているようであるがここでは線スキャニング装置を使用し背腹2方向測定と各時点の相乗平均を取ることによりどの程度全身R I沈着量を測定することが出来るかと考え、現在臨床的に比較的多く用いられている  $^{131}\text{I}$ 、 $^{198}\text{Au}$ 、 $^{203}\text{Hg}$  についての計測を行つた。まず  $^{131}\text{I}$  であるが甲状腺機能検査の目的で  $^{131}\text{I}$  カプセル又は溶液を50~60  $\mu\text{C}$  を経口投与された患者を利用した。測定は全ての患者について  $^{131}\text{I}$  服用後全く排泄のない状態で、又時間的には、服用後約3時間の間で行つた。この時間迄には  $^{131}\text{I}$  体内分布には可成の差が見られている。標準線源としては患者に投与したものと同一容量、同一  $\mu\text{C}$  を用い、これを空気中で測定した値を100%とし、測定値をこれと比較した。(Fig. 8)

図8はその測定結果である。横軸に症例数、縦

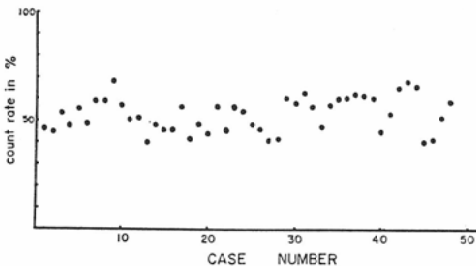


Fig. 8. Percent count rates of patients to standard source, measured with the linear scanner. I-131 point source in air was used as standard source.

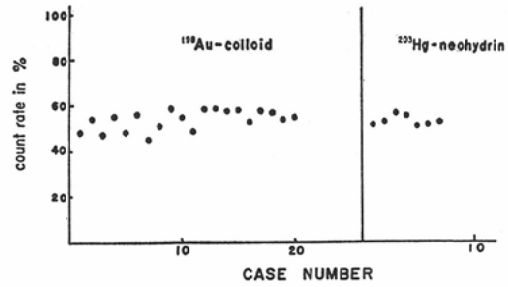


Fig. 9. Percent count rates of patients to standard source. Au-198 and Hg-203 point source in air were used as standard sources.

軸に標準線源に対する患者の計数率を%で表わして取つてある。全体として見ると相当大きなばらつきがあり40~68%の間でその平均値は52.6  $\pm$  7.4%となる。つまり  $^{131}\text{I}$  が体内に入ることにより体の厚みなどによる減弱等のために空気中にある場合の52.6%になるということである。ところが52.6  $\pm$  7.4%と云う可成りのばらつきが見られる。この原因は体厚の差による $\gamma$ 線の吸収の差、R I分布の差による減弱度の異なり等によると考えられる。つまり体の薄い部分例えば頸のような部分に多く  $^{131}\text{I}$  がある場合には高い値を取つていように考えられ、次に  $^{198}\text{Au}$  及び  $^{203}\text{Hg}$  ではどのようになるであろうか。  $^{198}\text{Au}$  は肝スキャニングの目的で  $^{198}\text{Au}$  コロイドを約 400  $\mu\text{C}$ 、 $^{203}\text{Hg}$  は腎スキャニングの目的で  $^{203}\text{Hg}$  ネオヒドリンを 100—150  $\mu\text{C}$  を静脈注射した患者について測定を行つた。その結果が図9である。(Fig. 9)

一般的に云つて  $^{131}\text{I}$  の場合よりも一定した値を取つている。  $^{198}\text{Au}$  では平均53.4  $\pm$  4.0  $^{203}\text{Hg}$  では53.6  $\pm$  2.1%である。

これは  $^{198}\text{Au}$ -コロイド、 $^{203}\text{Hg}$ -ネオヒドリンの分布はどのような人でも大体一定であり、そのために分布による差が少いためと考えられる。

このように比較的一定した値を取るものでは、この値を補正係数として使用することにより未知の体内R I量を求めることが出来ると考えられる。つまり  $^{131}\text{I}$  のように分布に多きな差のある場合はこのような方法での全身計測は少し無理であるが分布の一定のものでは、或る程度可能とい



うことになる。又分布に大きな差の生ずるものであつても、あらかじめ分布曲線を求め、その結果から体の各部分の厚みに応じた補正を加えれば、全身計測が可能ではないかと考えられる。

(b) 体内分布測定への応用

<sup>131</sup>I のように人により分布に大きな差のある核種ではこのような方法では、全身R I量の定量的測定は困難である。それではスキヤンカープを見ながら体の各部分にどれだけR Iが沈着あるいは摂取されるかを見ることが出来ないであろうか。現在までに体の一部分あるいは或る臓器に沈着したR Iを測る方法としては、すでに臨床検査として日常一般に行われている甲状腺機能検査のひと

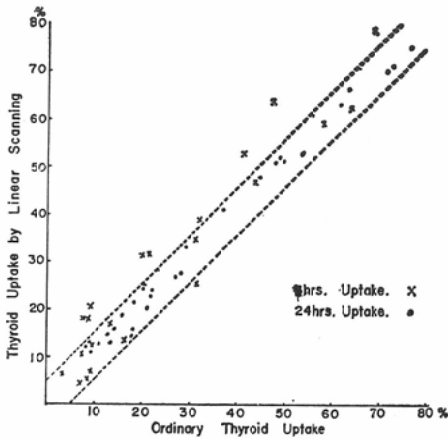


Fig. 10 Relation between the conventional thyroid uptake and that of linear scanner. The differences of uptake values due to two methods are less than 5% in the range between two dashed line.

つとして <sup>131</sup>I 摂取率測定があり、その他には <sup>198</sup>Au コロイドによる肝臓の摂取率がある。9) 10) そこで最もひろく行われている甲状腺 <sup>131</sup>I 摂取率測定法とこの線スキヤニングによる部分的定量を比較して見た。(Fig. 10)

図10はその結果である。横軸に従来の方法による甲状腺摂取率を示した。×印は3時間値、●印は24時間値である。24時間値は大體±5%以内に入るが、3時間値は多少ばらつきがあるようである。これはスキヤンカープを見るとわかるのであるが、3時間値の場合にはバックグラウンドが高

く甲状腺が1つのピークとなつて現れない。そのため面積つまり計数率値の読みが不正確になるためと思われる。24時間値はそのほとんどが1つのピークを示すためにこのようなことがなく良好な結果を示すものと思われる。これらの測定には全て標準線源を甲状腺 <sup>131</sup>I 摂取率測定用の頸フアントームに入れ、これに対する比率を取つたものである。標準線源を空気中におかず測定しようとする体の部分の厚さと大體等しい厚さのフアントームに入れたのは、体の厚みによる減弱を考えなくても良いようにしたものである。つまりフアントームにより厚さによる減弱を始めから補正したことになる。ちなみに首の径が平均10cmとして±2cm変化すると <sup>131</sup>I の減弱により摂取率の変化が生ずるが、これはフアントームによる実験によると約±5%となる。以上のように適当な標準線源用フアントームを用いると部分的定量が可能であると考えられる。

つまり色々な厚さの標準線源用フアントームを用意しておけば良いわけである。しかし多くの種類のフアントームを用意しておくことは、實際上困難である。そこであらかじめ空気中の標準線源による測定に厚みによる減弱分の補正をしておけば、デイフェレンシヤル計測法では標準線源用フアントームは不必要と考えられる。そこで組織等価を見られる水フアントームを使用して色々な厚さによる減弱の状態を、実際に臨牀的に使用すると考えられるγ線のエネルギーの範囲の核種を選んで測定した。その結果が図11である。(Fig. 11)

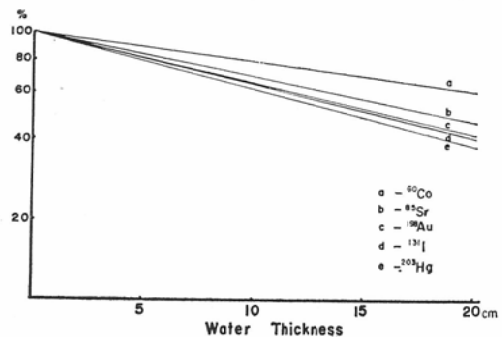


Fig. 11 Attenuation curves of nuclides in water.

エネルギーに応じて色々な減弱を示している。この減弱曲線によつて補正を行えば、体の部分のどのような厚さの所でも測定が可能であると考えられる。

全身計測で分布に差のあるものでも体の各部分にこの厚さによる減弱の補正を加えながらその和を取るようして測定すれば、誤差を小さくすることが出来ると考えられるが、これについては今後実験を行い検討を加えたい。

#### 4. 考 按

体内R I量の測定あるいは分布状態を定量的に調べることはR Iの分布、沈着部位の拡がり、体厚などの関係で相当複雑な問題がある。これ等に無関係に、かつ簡単な方法で測定出来れば良いのであるが、これ等を全て解決することは容易ではない。線スキャニングを用いたこの方式も例外ではない。線スキャニングを用いたこの方法も未だ多くの問題を持つている。即ち第1に計数率措記法を使用しているために面積計算の際に誤差の生ずる恐れがある。第2に時定数の関係から或る程度の誤差が生じて来る。例えばコリメーターのスリット巾を5 cm, スキャニングスピード1米/10分, 時定数2秒, 平均の計数率 300カウント/秒とするとその誤差は約3.5%となる。次に沈着部位についてもファントーム内での等反応曲線で見ると、90%程度にしか計測されぬ部分があり、もしここに線源があれば当然90%にしか計測されないことになる。面積計算は現在の所プランナーメーターを使用するが、これでも測定上の誤差をまぬかれることが出来ない。計数率計及びプランナーメーターによる面積計算等により生ずる誤差を除くためには各時点の計数の相乗平均値を数字によつて表せば良い。この方法により精度を高くなり正しい結果が出来ることが期待されるが、これも今後の問題である。

#### 5. 結 論

従来使用されている線スキャナーを改良し出来るだけ定量的に体内分分布を表示する方法を試み

これについてのファントームによる基礎的実験を行い、臨床例についても測定を行つた。背腹2方向より測定を行い各々の計数率値の相乗平均を求めると体内に於ける線源の大きさ、位置などにあまり大きな影響を受けることなく定量的に線スキャニングを行い得ることがわかつた。この場合体の厚みによる補正を加える必要がある。今後は線スキャニングは、定量的なR I分布を描写するために以上のような方法を行うべきだと考えている。

本論文の一部は第22回及び第23回日本医学放射線学会総会に於いて発表した。

終始御懇篤なる御指導と御鞭撻を戴いた恩師寛弘毅教授に深い感謝の意を表すと共に有水昇講師、三枝健二助手に深く感謝致します。亦終始御協力の労をいただいた教室諸兄姉に感謝する。

#### 参考文献

- 1) 寛弘毅 (1962), ラジオアイソトープの診断学的応用, 日医放学会誌, 22, 415~447.
- 2) Oshino M., Ohtani S and Suguri, S.: (19) Characteristics of Scintillators for a whole Body counter. Radioisotopes 10, 287~296.
- 3) Nagai, T.: (1963), Applications of Human Whole Body Counters in Nuclear Medicine. Radioisotopes 12, 301~310.
- 4) Whole-Body Counting.: (1962), Proceedings of the Symposium on Whole-Body Counting International Atomic Energy Agency.
- 5) Concannon, J.P. and Bothuis, F.: (1957), Studies with a modified Collimeter for use with Scintillation Counter for Total Body Scanning. Am. J. Roentgenol. 78, 855~863.
- 6) 有水昇, 寛弘毅, 三枝健二, (1961), 線スキャニングの臨床検査及び診断への応用, 第4回日本原子力産業会議報文集, 923~296.
- 7) 寛弘毅, 有水昇, 三枝健二, (1961), Linear Scanning に関する知見 Radioisotopes. 10, 266~270.
- 8) 川名正直 (1964), 線スキャニングの基礎的研究, 日医放誌, 23, 1460~1471.
- 9) Brucer. M. (寛, 永井訳), 1964, 甲状腺摂取率測定法, 光文堂, 東京.
- 10) 徳山輝男: 肝 Radioisotopes 摂取率測定法, 基礎的研究, 臨床的研究, 日医放誌, 23, 1348~1347, 1383~1392.