甲状腺シンチグラムの実大像描記法の研究

(第1報 エネルギー帯域調節法)

国立名古屋病院放射線科

柴 山 孝 行

(論文受付 昭和40年8月31日)

STUDY ON THE DRAWING METHOD OF FULL-SIZE IMAGE
OF THYROID SCINTIGRAMM
(REPORT I. REGULATION OF ENERGY-ZONE)

By TAKAYUKI SHIBAYAMA

Dept. of Radiology, National Nagoya
Hospital

(Article received : August 31, 1965)

Summary

Thyroid scintigramm is the only important diagnosis method. However, thyroid scintigramm image is much influenced by such elements as the state of the diseased part, the apparatus and drawing method etc. Therefore the reappearance of the image is hardly possible and the drawing of the full-sized image is almost impossible. Different size images are got from one and the same patient, so it is questionable to use scintigramm image for comparison, tracing diseases and weighing thyroid gland etc. The standardization of thyroid scintigramm is much desired.

The author studied the drawing method of full sized image as a preparation of standardization of thyroid scintigramm. He originated "The regulation of energy zone" in which the index of the drawing condition is the percentage of I^{131} taken in thyroid gland. It is concluded through the experiments that this originated method takes advantages over the usual methods :

- 1) The full-sized image recorded with this new method has smaller background and is more reliable.
- 2) The conditions of the drawing are selected easily and the reappearance of the image is more possible.
- 3) Moreover, it is possible to get a satisfying full-sized image, if the dose of I^{131} is adjusted according to the percentage of I^{131} intaken.

I. 結 言

放射性同位元素 (RI) の医学的利用の増進に伴ない、シンチグラムは形態的診断法として重要な一部門を担うにいたった。特に甲状腺シンチグラムは甲状腺疾患の形態的診断法として唯一の方法である。しかしながらシン

チグラム像は患部の状態、使用装置、描記手技等多くの因子によって影響されるため再現性に乏しく、実大像の描記にいたってはさらに至難である^{1)~5)}。したがって同一患者についても得られたシンチグラム像は異なるため彼我対称したり、病状の追跡および、甲状腺重量の算出等⁶⁾⁷⁾に利用するには多くの問題がある。これらの問題

を解決しシンチグラムの診断能を向上させるためには先ず実大像描記法を確立しシンチグラムを標準化することが必要である。

甲状腺シンチグラムの、実大像描記法については既に2, 3の報告があるが未だ満足すべきものはない。

筆者は以上の目的で甲状腺シンチグラムの実大像描記法について研究を進めた結果、甲状腺シンチグラム像に影響をおよぼす総ての因子を最良の状態に一定にして、甲状腺の ^{131}I 摂取率を描記条件選定の指標とし、摂取率に応じて描記に利用する放射線エネルギーの帯域の幅を調節する「エネルギー帯域調節法」を考案し、臨床的に応用して良い成績を得たので発表する。

II. 使用装置および器具

- (1) シンチレーション走査診断装置 (ML-401-II 東芝製)
- (2) 組合わせ部品
 - a. メディカルスペクトロメーター (UCH-23,103)
 - b. 10^6 進型計数器 (UDS-24,302)
 - c. レベルスキヤニングレコーダー (EIA-39,601)
 - d. シンチレーター: NaI $2\phi \times 2\phi$
 - e. コリメーター: ハニコン37孔 (FD5cm)
- (3) 甲状腺摂取率測定用標準ファントム (ルーサイト製, 理研) (写真1, S)
- (4) 試作甲状腺ファントム A, B, C (写真1, 第1図)

III. 実大像シンチグラムを得るための基本的な問題

RI を摂取した甲状腺の実大像をシンチグラム像として忠実に描記するには、原則的にはまず RI が放射する固有の γ 線のみをバックグラウンドと分離して補集し、これを有効に描記に利用することである。しかしこのようにしてもなおシンチグラム像は放射線の放射角および甲状腺に摂取された RI の量によって影響される。バックグラウンドを除き固有 γ 線を取り出す手段としてはパルスハイトアナライザー^{1)~3)10)12)~14)}およびバックグラウンド除去^{15)~19)}回路等があり、放射角による影響を除くものとしてはコリメーター^{1)~3)8)~11)}が考案されている。しかし甲状腺に摂取された RI の量による影響を補正する方法については余り論じられていない。したがって前記の方法により固有 γ 線を取り出し、放射角による影響を除くことができれば、甲状腺に摂取された RI の量による影響を補正すれば実大像は得られるはずである。しか

第1表 シンチグラム像に影響を及ぼす因子

被 検 体 子	1. 甲状腺の形状及び大きさ 2. 甲状腺の RI 摂取率及び分布状態
器 械 的 因 子	1. 光電子増倍管の印加電圧 2. 比例増倍部の Gain 3. ディスクリミネーターの選別レベル 4. メディカルスペクトロメータの Window 幅 5. rate down-ratio 6. バックグラウンド除去回路の方式及び除去率 7. シンチレーションクリスタルの大きさ 8. コリメーターの種類 9. 走査方法及び走査速度 10. Dot の大きさ及び走査間隔 11. 記録方式 12. コリメーターと皮ふ間の距離
そ の 因 子	1. 描記条件選定の指標 2. RI の核種及び投与量

し実際にシンチグラムを描記する場合にはこの外に多くの因子によって影響される。これを挙げると第1表のようである。したがって再現性のあるシンチグラムを得るには、これらの因子について総合的に最良の条件を選び常に一定に保つ必要がある。しかしながらこれらの諸因子のうち被検体についての因子を一定の条件に保つことは不可能で、したがってこれを他の器械的およびその他の因子の調節によって補ななければならないことになる。

IV. 甲状腺シンチグラムに影響をおよぼす諸因子の検討

(1) 記録に利用する放射線エネルギー域の取り方

記録に利用する放射線エネルギー域の取り方は、バックグラウンドを除き解像力を向上させるためにきわめて重要であるとともに計数率の増減にも影響する。 ^{131}I を例にとれば、これから放射する γ 線は第2表²⁰⁾のようであるが、これを患者に服用させた場合、甲状腺部より放出される放射線には ^{131}I が放射する γ 線のほか身体による散乱線が含まれる。これを測定器で計測するときはさらに宇宙線および周囲物質からの自然放射線、装

第2表 ^{131}I の放射 γ 線

エネルギー	放射率
80keV	~7%
86keV	~0.3%
177keV	0.208%
284keV	~6%
364keV	82%
510keV	~1.5%
638keV	~9%
724keV	~3%

第1図 ^{131}I のみと ^{131}I をファントムに入れたときのエネルギースペクトル

置の電気回路からのノイズ等も混入してくる。

それらの状態を検討するため ^{131}I のみと、 ^{131}I を甲状腺摂取率測定用標準ファントムに入れたとき、これから放射する放射線をメディカルスペクトロメーターで記録したところ第1図のような連続スペクトルを示した。このような連続スペクトルを示すのは放射線の統計的ゆらぎ、物質との相互作用および計測器の電気回路等の影響によるものである。ファントムがある場合（点線）はない場合（実線）に比べて 364keV の光電ピークが低く、反対に低エネルギー部の山が高くなっている。363keV の光電ピークが低くなっているのはファントムによる吸収によるもので、低エネルギー部の山が高くなっているのはファントムからの散乱付加によるものと考えられる⁵⁾。ファントムによる吸収のみを考えるとファントムのある場合（点線）は総て実線の下になければならないが、反対に上にあるということは散乱付加が全計数率に対して如何に大きな比率をしなしているかを示している。400keV 以上の高エネルギー域においてはファントムによる散乱付加の影響はすくないが第1図からも解かるように自然計数等によるバックグラウンドが含まれていることは否定できない。またその領域が一応無限と考えられるので、それらの計数の積分されたものは相当の比率を示すことが考えられる。したがってこのような広いエネルギー分布をもったものより、バックグラウンドをもっともすくなくし ^{131}I の固有 γ 線を有効に利用するには、スペクトロメーターを使用して ^{131}I の放射 γ 線中その約80%を占める 364keV のエネルギー域をなるべく狭く、利用することがもっとも合理的である。このような方法を Differential 計測法といっている。

楠本ら⁴⁾は人体による散乱線の影響を除くため250keV以下をカットする Integral 計測法を提唱しているが、この方法では先きにも述べたように高エネルギー領域のバックグラウンドが混入することが考えられる。上畝⁵⁾は小口径のコリメーターを使用すれば人体組織よりの散乱線は十分に除かれるとして、計数率を増加させるためさらに低エネルギー領域まで利用することを主張し 50keV以下をカットする Integral 計測法を提唱している。それを実証する方法として 5mm ϕ テーパ形と、70mm ϕ ストレート形のコリメーターを使用し、散乱体のあるときとないときのエネルギースペクトルを比較提示している。そのスペクトログラムでは 5mm ϕ テーパ形の場合は確かに低エネルギー領域の計数率は減少している。しかし小口径と大口径のコリメーターでは放射線を捕集する照準域に大きな差がある。すなわち 70mm ϕ では甲状腺全体を含み、5mm ϕ ではその一部を照準するに過ぎない。したがって捕集される放射線の構成も当然異なり、小口径のコリメーターの方が、散乱線の入射率がすくなくなる。しかしこれをもって散乱線が全く除去されると解するのは妥当でない。この方法では楠本法に加えるにさらに低エネルギー領域のバックグラウンドが混入することが考えられる。

以上のようなエネルギー領域の取り方がシンチグラムにどのように影響するかを検討するため次のような実験を行なった。甲状腺摂取率測定用標準ファントムを横にして、その穴の中に Na ^{131}I カプセル(4 μC , 6mm ϕ ×1mm)を入れ 5mm ϕ テーパ形コリメーターを使用して記録した。写真1はそのシンチグラムである。Aはディスクリミネーターの Base-E を 50keV (上畝法)にBは、250keV (楠本法)に、Cはメディカルスペクトロメーターの Window 幅を 364 $\pm$ 20keV に設定し、バックグラウンドの除去率はどれも最低にした。コリメーターは尖端がファントムに触れない程度に近接させた。

写真1のAでは線源より脱れて一次線が入射しないとされる箇所でも打点密度が大でバックグラウンドの非常

写真1 利用エネルギー域によるバックグラウンドの状態（黒丸は線源の大きさ）
コリメーター：5mm ϕ テーパ型
A. Base-E：50keV
B. Base-E：250keV
C. Window 幅：364 $\pm$ 20keV

に多いことを示しており、線源をバックグラウンドと区分して認めることはできない。Bもバックグラウンドが多く像が拡大している。Cではバックグラウンドはほとんどなく像の拡大があるのみである。すなわち小口径のコリメーターを使用しても低エネルギー領域にはバックグラウンドが非常に多く、また高エネルギー領域にも多くのバックグラウンドが含まれていることがわかる。

写真2 ハニコンコリメーターを使用したときの利用エネルギー域による解像力の比較
コリメーター: ハニコン37孔 FD5cm
A. Window 幅364 ±25keV
B. Base-E: 250keV
C. Base-E: 50keV

つぎにハニコンコリメーターを使用した場合の解像力等について同じような実験を行なった。写真2は甲状腺摂取率測定用標準ファントムを横にして、その穴の中にNa ¹³¹I 錠 (6.5φc, 6mmφ×1mm) 2個を10mmの間隔でならべたものを、ハニコンコリメーター、(37孔, FD: 5cm)を使用して記録したもので、AはメディカルスペクトロメーターのWindow幅を364±25keVに、BはディスクリミネーターのBase-Eを250keV (楠本法)に、Cは同じく50keV (上畝法)に設定し、バックグラウンドの除去率を変化して記録したものである。写真1のときと同じくIntegral計測法(B, C)ではBase-Eを低く設定したもの程バックグラウンドが多く、2線源として分離するためにはバックグラウンド除去回路(以下BGEと略称する)の除去率を高くしなければならない(この装置ではBGEの目盛が大きい程除去率が高い)。また、BGE1目盛毎の像の変化はいちじるしく、したがって実大像をもとめることの困難であることが予想される。Base-E: 250keVでは実大像はBGEの8に、Base-E: 50keVではBGEの9と10の間にある。エネルギー帯域を364±25keVにとったDifferential計測法では除去率最のBGE: 1で既に2線源を分離しており、しかもBGE: 1目盛毎の像の縮小は僅かで、BGE: 3で実大

像を示している。すなわちDifferential計測法ではバックグラウンドがすくなく実大像を示す範囲が広いので、実大像の描記条件を求めることが比較的容易であることが推定できる。

以上2つの実験により主エネルギー帯域を利用するDifferential計測法がもっとも優れていることが実証されたが、実際にシンチグラムを描記する場合は使用する装置および投与すをRIの量にもよるが、主エネルギー帯域のみでは甲状腺の摂取率が低いときは計数率が不足して実大像を記録できないことがある。この実験に使用した装置もバックグラウンドの除去率が高く、最低目盛で入力テストパルス60CPSのとき除去率は約80%で摂取率の低いときは実大像を得るための計数率が不足した。写真1からも解るように描記に低エネルギー領域を含めた場合はバックグラウンドが多いから高い除去率が必要と思われるが、主エネルギー領域のみを利用した場合はバックグラウンドが少ないので除去率が高いと不必要に計数率を切り捨てることになる。したがって除去率をさらに低く調節できるように改造すれば、さらに低摂取率まで主エネルギー帯域で、実大像を描記することができる。このような低除去率の安定な回路の製作には時日を要するので、在来の装置によることにした。したがってバックグラウンドの除去率は最低に固定することにした。この場合前にも述べたように甲状腺に摂取されたRIの量によってシンチグラム像は実大に対し拡大または縮小する。その補正方法としては、このようにバックグラウンドの除去率の高い装置では除去率を最低にして、RIの摂取量に応じて利用エネルギー帯域の幅を調節することがもっとも有利である。その取り方は第2図に示すように364keVの光電ピークを中心にして上下に広げて行き高エネルギー側の上限は約400keVまでとし、以下は低エネルギー側のみに広げるようにする。これを「エネルギー

第2図 描記に利用するエネルギー域の取り方

帯域調節法」と称することにする。

(2) 描記条件選定の指標

器械的因子およびその他の因子を一定の条件に保ち得ても、被検体因子すなわち甲状腺の形状大きさ、RIの摂取量および分布状態によってシンチグラム像は影響される。したがって被検体因子に応じて描記条件を調節しなければならない。この場合描記条件を調節する指標をいずれにもとめるかはきわめて難かしい問題である。

楠本⁴⁾は MacIntyre のバックグランド除去回路を使用し、甲状腺実大像描記条件の基準として甲状腺の最高 CPS の40%で記録することを提唱している。すなわち描記に先立ち甲状腺の最高 CPS を求めその40%に除去率を調節するようにしている。この方法では楠本⁴⁾も述べているように同一形状の場合はよいが、形状が変われば実大像を得るための除去率は変わってくる。RIの分布状態が不均等で最大計数率を示す箇所と他の箇所と他の箇所との計数率の差の大きいときは像は実大より減少されて記録される。

上畝⁵⁾は同じく MacIntyre のバックグランド除去回路を使用し、実大像描記条件の基準として記録放電パルスが1,200CPmになるようにしている。すなわち前もって甲状腺中心部の放射能強度を測定し、あらかじめ作成した BGE 調整早見表から放電パルスが1,200CPmになるようにバックグランド除去率を調節するようにしている。この方法も発表者が実験に使用したような円板状の均等な厚さのファントームの場合は、RIの濃度が変わっても実大像を記録することはできるが、厚さが不均等の場合は最大計数率を示す箇所と、他の箇所の計数率の差が大きくなるため実大像は得られなくなる。

前に述べたように Differential 計測法により、 ^{131}I の放出する固有の γ 線のみを有効に利用するようにすればシンチグラム像の大きさは放射線の放射角による影響を除けば、主として甲状腺に摂取された RI の量によって影響される。摂取された RI の量は投与量が分っていれば摂取率で代表することができる。摂取率は最大計数率と異なり甲状腺の形状、 ^{131}I の分布状態によって影響されることが少なく、 ^{131}I の摂取量を平均的に示している。したがって実大像描記条件選定の指標として ^{131}I の一定投与量に対する甲状腺の摂取率をとることがもっとも適当である。

(3) バックグランドの除去方法

第1節で述べたように Differential 計測法によってもなおこれらには多くのバックグランドが含まれている。したがってシンチグラムの解像力を向上させるためのバ

ックグランドの除去方法は、コリメーターの種類の選定とともに重要である。

バックグランドの除去方法については Kuhl¹⁵⁾, MacIntyre¹⁶⁾, Curtis¹⁷⁾, 宮川¹⁸⁾, Horst¹⁹⁾など種々の方法があるが、基本的な考え方は大体同じである。すなわちバックグランドによる計数率は一般的に RI の固有 γ 線による計数率よりも低い。したがって低い計数率のものをカットすればバックグランドは除去されることになる。

Rate down-ratio を変化して計数率を通減する方法も Dot factor 法と違ってバックグランドを除去する1つの方法であるが、走査速度によって像の大きさが変化しまた微細な調節ができないのが欠点である^{3)~5)}。

メディカルスペクトロメーターを使用して目的とするエネルギー帯域のみを取り出す方法は、バックグランド除去の特別な方法ではないという説もあるが、第1節での実験でも明らかに、バックグランドを除くきわめて有効な方法であり、当然のことながら Window 幅の狭い程バックグランドがよく除去される。

筆者の使用した装置には MacIntyre のバックグランド除去回路が採用してある。この回路では調節された計数率値以下では記録パルスを発生しないようになっている。しかし前節でも述べたように除去率が高過ぎるので除去率は最低にした。

(4) コリメーターの種類

コリメーターは放射線の放射角およびバックグランドによる解像力の低下を防ぐ。また感度とも密接な関係があり、解像力を向上させるときは感度は低下し、反応に感度をよくしようとすれば解像力は低下し、解像力と感度とは相反の関係にある。しかし甲状腺のように小さい臓器で感度を多少犠牲にしても解像力のよいコリメーターを使用した方がよい¹⁾²⁾³⁾。

コリメーターの種類は、多種であるが大別すると、Cylindrical hole, Tapered cone, Honey cone の3つに分類される。Miller⁸⁾, 江藤⁹⁾, 寛¹⁰⁾, 上屋³⁾のいずれの実験においても Honey cone がもっとも解像力が良いとされている。しかし欠損像の解像力については土屋²⁾によると判読可能な最小直径は、あらゆる条件を良くしても1.5~2cmである。

筆者が使用した Honey cone の等反応曲線は第3図のようである。このコリメーターを使用して実大像シンチグラムを得たときの欠損像の解像力について実験を行った。ファントームは甲状腺のように端部における計数率がすくなくなるように第4図に示すような円柱状の

第3図 ハニコンコリメーターの等反応曲線

第4図 欠損像の解像力実験用ファントム図

ポリエチレン製容器を横にして使用した。これに濃度、 $2.9\mu\text{c}/\text{cc}$ の ^{131}I 溶液を満し、その中にパラフィン球を入れた。

写真3に示すようにエネルギー帯域調節法により記録したときは、直径2cmのパラフィン球をファントムの中央に入れた場合(A)は、液深3cmおよび2.5cmでは全く解像しないが、液深2cmでやっと解像する。パラフィン球ファントムの端の部分に入れた場合(B)は、液深、3cm、2.5cm、2cmともに解像し、液深の浅い程解像力がよい。しかし欠損像は実大より相当縮少している。直径1.5cmのパラフィン球では液深2cmでも、ファントムの中心に入れたときには全く解像せず、端に入れたときにやっと存在を認め得る低度であった。

次ぎに利用エネルギー域の相異による欠損像の解像力を検討するため、直径2cmのパラフィン球を液深2.5cmの端の部分に入れ同じような実験を行なった。結果は写

A. 液深 3cm 2.5cm 2cm

B. 液深 3cm 2.3cm 2cm

C. エネルギー帯域調節法 Base-E: 250keV Base-E: 50keV

写真3 外形を実大にしたときの欠損像の解像力

真3のCのようでエネルギー帯域調節法がもっとも解像力がよく、Base-Eを50keVに設定した場合は解像しなかった。これを5mmφのテーパ形コリメーターを使用して同じように実験を行なったところ、いずれのエネルギー域を利用した場合も全く解像しなかった。

以上の実験結果より解像力についてはハニコンがよくエネルギー帯域調節法を利用するときは解像力を倍加させることができる。しかし欠損像の解像力に限界があり、実大像シンチグラムの場合の欠損像の判読可能の限界は欠損の大きさと周囲のRI密度との相対的な関係に支配されるので確定的なことは言えないが約1.5~2cmであった。

(5) 光電子増倍管の印加電圧

光電子増倍管の印加電圧はパルス波高および計数率に影響し、スペクトログラム上でのエネルギー帯域の幅を変化させる。すなわち印加電圧を高くして行くとパルス波高が高くなり計数率は増加する。スペクトログラム上では光電ピークがBase-Eの高い方に移行しピークは低くなる。したがって光電子増倍管の印加電圧は常に一定に保つ必要がある。

(6) 比例増倍部の Gain

比例増倍部の Gain を上げると計数率は増加するがバックグランドもまた増加する。しかし Differential 計測法では計数率は増加しない。Differential 計測法で Gain を2倍にしたとき、Gain を上げないときと同じ計数率を得るためには Window 幅を約2倍にしなければならない。したがって Differential 計測法を採用するときは Gain を上げることはあまり意味がない。Gain はエネルギースペクトの分離のよい箇所を選んで一定にするとよい。

(7) バックグラウンド除去回路の除去率

バックグラウンド除去回路の除去率を高くすればバックグラウンドはよく除かれて像は鮮明となるが、高くし過ぎると写真4に示すように像は縮小する。MacIntyreの除去回路ではBGEの目盛は一定であっても除去率は入力計数率によって異なるので、その調節は難しい³⁾⁴⁾⁵⁾。また一般の装置には、除去率を表示する計器もついていない。第3節で述べたように筆者が使用した装置のバックグラウンド除去回路の除去率は、高いので除去率は最低にした。

写真4 バックグラウンドの除去率によるシンチグラムの変化
A) B. G. E : 2
B) B. G. E : 4
C) B. G. E : 6

(8) シンチレーションクリスタルの大きさ

シンチレーションクリスタルが大きくなると感度は上昇するが解像力は低下する。反対にクリスタルを小さくすれば解像力は向上するが感度は低下する³⁾⁸⁾⁹⁾。この実験には $2\phi \times 2\phi \times 1$ のものを使用した。

(9) スキャンニングの方法および速度

スキャンニングの時法には往復走査と櫛型走査とある。櫛型走査は放電遅れによる像の左右のズレはないが、描

記に要する時間が長くなるため一般には往復走査が用いられている。

スキャンニング速度は Dot の密度、像の大きさ、記録パルスの遅れによる像のズレに影響する。速度が遅いときは Dot の密度は密となり、記録パルスの遅れによる像のズレはすくなくなり、ときには像は拡大する。速度が速いときは Dot は粗となり、記録パルスの遅れによる像のズレは大きくなり、ときには像は縮小する。したがって速度は遅い方がよいが、あまり遅いと描記に要する時間が長くなり患者が動く結果となる。土屋ら³⁾は経験的に 30~40cm/min がよいといっている。上畝⁵⁾も速度を 40cm/min にしてシンチグラムの Dot の密度が一定になるようにしている。楠本ら⁴⁾はスキャンニング速度 10cm/min と 24cm/min を比較して、バックグラウンド除去回路によって打点域を調節すれば、速度を変えても Dot の密度は変るが、像の縮小拡大はないといっている。

記録パルスの遅れる像のズレは、装置の電気回路の、Time constant によって異なるが、筆者の実験の結果では速度が 10cm/min~20cm/min の遅い範囲では楠本のいっているように像の縮小拡大および左右のズレはすくなく、30~40cm/min になると大きくなる。また像の縮小拡大はシンチグラム像の辺縁部の計数率によって影響され、辺縁部の計数率のすくないときはスキャンニング速度による像の変化も大きい。以上の結果から走査速度は 30cm/min とした。

(10) Dot の大きさおよび走査間隔

Dot は一般に線状が使用されており、その太さは細い程放電密度の判定は容易である。しかし長さは走査間隔とも密接な関係にある。Dot の長さを短かくしも走査間隔が広くては意味がない。Dot および走査間隔共に短かい方が忠実度は高い。しかしあまりに短かいと描記に要する時間が長くなり、走査速度の場合と同じように好ましくない。またコリメーターの照準域とも関係するのであまり短かい必要もない。筆者が使用したハニコン (37 孔, FD : 5cm) の尖端より 4.5cm における有効照準域は第3図より約 10mm ϕ である。したがって一応 Dot の長さは 2.5mm 走査間隔は 3mm とした。

(11) 記録方式

記録方式には打点記録法、放電記録法、写真法、オシロスコープ法、ピンホールカメラ使用法等がある。情報量においては写真法がもっとも優れているが、現像処理等の不便があるため現在もっとも多く使用されている方法は打点記録法と放電記録法である。記録パルスに対する忠実度では打点記録法よりも放電記録法の方が優れ

ている。

(12) 使用 RI の核種および投与量

甲状腺シンチグラムの描記に用いられる RI としては ^{131}I および ^{125}I がある。永井²¹⁾によれば ^{125}I の放射する γ 線は単一で、そのエネルギーは 35.4keV で、 ^{131}I に比べてきわめて低いとためコリメーションが容易で、シンチレーションクリスタルも小さくてすみ、したがって解像力が向上する。Na I クリスタル中での吸収はほとんど光電効果によるため検出能もよい。しかし入手困難等のため一般には ^{131}I が用いられているのでこれを使用することにした。投与量はなるべく少量であることが望ましいが、低摂取率の場合を考えて標準投与量を $200\mu\text{C}$ とした。

(13) コリメーターと皮ふ間の距離 (CSD)

実験に使用したハニコン・コリメーター (37孔, FD : 5cm) の等反応曲線は第 4 図のようで 100% 等反応曲線の中心はコーンの尖端より 3cm にある。理想的には 100% 等反応曲線の中点が、甲状腺の前後径の中点をを含む面上を走査するようにするとよい。しかし実際にはあまり近接させると顎や他の部位に接触して走査できないので、CSD は 2.5cm とした。

甲状腺の前後径の中点より皮ふ面までの距離は約 2cm と推定されるので、CSD を 2.5cm にすると甲状腺の前後径の中心を、コリメーターの 90% 等反応曲線の下端が走査することになる。ファントムおよび患者についての実験では CSD が 1cm 位異なってもシンチグラム像にはほとんど影響はなかった。

以上の各因子の検討からこの装置を用いて実大像描記条件を求めるには、諸因子を第 3 表のように一定にし、

第 3 表 シンチグラム描記時の各因子の設定条件

因 子	設 定 条 件
光電子増倍管の印加電圧	800V
比例増倍部の Gain	2
メディカルスペクトロメーターの Window 幅	摂取率に応じ調節
Rate down-ratio	1
バックグラウンドの除去率	最 低
シンチレーションクリスタルの大きさ	$2''\phi \times 2''l$
コリメーターの種類	ハニコン 37孔, FD 5cm
走 査 速 度	30cm/min
走 査 間 隔	3mm
記 録 方 式	放電記録
使用 RI の核種及び投与量	^{131}I 200 μC
コリメーターと皮ふ間の距離	2.5cm

甲状腺の ^{131}I 摂取率に応じて描記に利用する放射線エネルギー帯域の幅を調節することがもっとも適当であるという結論を得た。

V. 実大像描記条件を求めるための実験および結果

実大像描記条件を得るにはまず大きさが既知で、甲状腺に似た形状、大きさおよび RI 密度の種々なファントムについて実大像を記録し、その描記条件の中より各ファントムに共通の条件を見出すことである。

被検体である甲状腺の形状は、ほぼ円錐形あるいはピラミッド形の 2 つの側葉とそれを連結する峽部とからなっている。大きさ形状には相当の個人差があり、峽部を欠くものもある。またバセドー氏病の場合側葉は大きく肥大する²²⁾²³⁾、日本人の甲状腺の大きさは高さが 2.6~4.5cm、幅が 1.1~2cm、厚さが 1.1~2.5cm で、峽部の高さは 0.6~2.5cm といわれている²⁴⁾。また正常者の平均重量は約 20.5g とされている²⁵⁾。したがってファントムは写真 5 および第 5 図に示すようなものを使用した。

これらのファントムはいずれもプラスチック製で中空の果物などの形をした玩具である。図中 A 1 は葡萄で円錐形をなし表面には丸い凹凸があり、辺縁部は比較的

写真 5 試作甲状腺ファントム (A, B, C) 及び甲状腺摂取率測定用標準ファントム (S)

第 5 図 試作甲状腺ファントムの形状図

薄い。A₂ はバナナで辺縁は比較的厚く、彎曲した内側は外側よりもやや厚い。B₁ はハムで表面には斜めに走る凹凸があり、ほぼ円柱状である。B₂ はレモンで卵形をしている。C は解剖図等を参考にして造ったセルロイ製中空のファントームで、側葉は高さが 45mm で幅は約 15mm、厚さは約 25mm である。峽部は高さが 20mm で厚さは約 5mm である。これらの容積および ¹³¹I の最初の濃度は第 5 図のようで一応甲状腺の種々の大きさ、形状を備えていると考える。これらに満した Na ¹³¹I 溶液の最初の ¹³¹I の量は 200 μ C で、これを写真 1 に示すように円筒形のプラスチック容器に入れて水を満した。これらのファントームの γ 線スペクトルは患者のときとほとんど同じであった。

これらのファントームについて経時的に減衰率に応じて第 3 図に示した方法で、利用エネルギー帯域の幅、すなわち装置上では Window 幅を調節して実大像シンチグラムを描記した。この場合 Window-E: 1V はエネルギー帯域幅約 22keV に相当する。

写真 6 および 7 は減衰率 70% および 50% のときのこれらシンチグラムで、Window-E を 0.5V ずつ変化して記録したものであるが、像の変化もすくなくバックグラウンドの消去された鮮明な像を示している。しかし減衰率

写真 6 試作ファントームのシンチグラム
(減衰率70%のとき)

写真 7 試作ファントームのシンチグラム
(減衰率50%のとき)

約 20% 以下ではバックグラウンドの消去された実大像は得られず、バックグラウンドを消去すれば像は縮小した。これを他の Integral 計測法でも実験したが、やはりバックグラウンドの消去された実大像は得られず、コントラストは本法よりも劣っていた。

第 6 図は記録したシンチグラムの中より実大に対して、1~2mm の差異の範囲内のものの描記条件を取り出し縦軸にファントームの ¹³¹I 200 μ C に対する減衰率を、横軸にメディカルスペクトロメーターの Window 幅を電圧で目盛ったグラフ上にプロットしたものである。この場合 A および B ファントームでは左右の形状が異なるので、別々に

第 6 図 試作ファントームの実大像描記条件表

描記条件を求めてプロットした。したがって形状については5種類とした。

第6図中ファントームの実大像描記条件のWindow幅は同一減衰率でも体積の小さい (^{131}I の濃度の高い) ものでは狭く、体積の大きい (^{131}I の濃度の低い) ものでは広がっている。またファントームの辺縁の厚いもの A_2 では狭く、薄いもの A_1 では広がっている。しかし各ファントームの実大像描記条件の許容範囲は、減衰率毎に1~2Vの幅をもち互いにほとんど重なり合った。このことは各ファントームに共通の実大像描記条件のあることを示している。すなわちこの5種類のファントームの描記条件の重なり合った部分は、各ファントームに共通の実大像描記条件である。この部分の中点を各減衰率を通して結んだものを、実大像描記条件の基準曲線とする。基準曲線は高摂取率において急峻で、摂取率50%付近より緩やかな傾斜を示した。

ファントームについてこの実大像描記条件表を、患者甲状腺の描記に利用するときは ^{131}I の減衰率を甲状腺の摂取率と置き換えればよい。第7図は甲状腺の実大像描記条件表である。この条件表より求めたWindow-Eで記録すれば、実験

第7図 甲状腺の実大像描記条件表

の前提より甲状腺の形状、大きさ、 ^{131}I の密度が種々に複合していても2mm以内の差異で実大像を記録することができる筈である。またこの描記条件は第6図からも解るように基準曲線を含み幅をもっているから摂取率に $\pm 5\%$ 位の差異があっても実大像を描記することができる。

VI. 臨床的応用

この実大像描記条件表を患者甲状腺の描記に利用する場合、 ^{131}I の投与量は必ずしも $20\mu\text{C}$ である必要はなく、あらかじめ摂取率の判明しているときは、その摂取率に応じて記録可能な量を投与すればよい。しかしファントーム実験の結果からも明らかなように、シンチグラムは ^{131}I の量がある程度多い方が鮮明な像が得られる。甲状

腺が特に小さいときは基準曲線より求めた Window 幅

写真8 エネルギー帯域調節法による患者シンチグラム (例1)

写真9 エネルギー帯域調節法による患者シンチグラム (例2)

写真10 エネルギー帯域調節法による患者シンチグラム (例3)

より少し(0.5~1V)狭く、また特に大きいときは少し、(0.5~1V)広くするとよい。

写真8, 9, 10はこの描記条件表により患者の甲状腺を記録したものである。各写真共(1)が至適条件で(2)は、Window-Eを0.5V広く、(3)は0.5V狭く、(4)は1V広くとったものである。写真8の患者は摂取率が67%であるから第7図の描記条件表より至適 Window-Eは3.5Vとなりシンチグラムは写真8の(1)である写真9の患者は摂取率が79%であるが ^{131}I の投与量が $100\mu\text{c}$ であるから描記条件表の摂取率は $\frac{1}{2}$ の40%とする。したがって至適条件は6.5Vでシンチグラムは写真9の(1)である。写真10の患者も摂取率は83%であるが ^{131}I の投与量が $100\mu\text{c}$ であるから描記条件表の摂取率は $\frac{1}{2}$ の42%となり、至適条件は6Vでシンチグラムは写真10の(1)である。いずれの患者の場合も Window-E を多少変化してもシンチグラム像の大きさはほとんど変りがない。これはファントーム実験の場合とよく一致しており、実大像描記条件の幅が広く描記条件の選定が容易で再現性に富んでいることが推定できる。これらのシンチグラムは触診等から推してよく実大像を示していると思われる。

VII. 考 按

この実験に使用したファントームが甲状腺の総ての状態を具備していたか、記録したシンチグラムを患者甲状腺と実測比較できなかったという問題点はあるが、ファントーム実験と臨床結果がよく一致していることは、一応この描記法の妥当性を裏付けるものと考えられる。

ファントームの実大像描記条件表において基準曲線の傾斜が高減衰率で急峻で、約50%の付近より緩やかになっているのは、50%以上の描記条件である Window-E 約5V以内では364keVの主エネルギー帯域を含むもっとも計数率の多い箇所であり、したがって減衰率に対し計数率を増減するための Window 幅の調節は狭くてよく、減衰率50%以下に対応する Window 幅5V以上には計数率の低いエネルギー帯域が入ってくるため、計数率増減のためには Window 幅の調節を広くする理由に困るものである。前にも述べたように本実験に使用した装置のバックグランド除去回路の除去率をさらに低くすることができたならば、主エネルギー領域でより低摂取率まで実大像の描記が可能となり、基準曲線の傾斜はさらに急峻となり彎曲点はもっと低摂取率の方へ移行したであろう。

ファントームの辺縁の厚いもの A_2 では Window 幅が狭い方に寄り、辺縁の薄いもの A_1 では広い方に寄っているのは、辺縁の厚いものではその部分の計数率が高

く像は拡大し、反対に薄いものでは計数率は低く像は縮小する。したがってこれらを補うためには計数率が高いときは狭く、計数率の低いときは広く Window 幅を調節しなければならないためである。

体積の小さいファントーム C で Window 幅が狭い方によっているのは、同一減衰率で、体積が小さければ、RIの濃度が高いため計数率は増加する。したがって、Window 幅は狭くてよいことになる。体積が異なっても形状が近似しており RI の濃度が同一のファントーム B_1 , B_2 では Window 幅は常に等しくなっている。これは両ファントーム間の辺縁各部の計数値が近似しているためと考えられる。

描記する場合総ての因子を一定にした場合像の縮小拡大は主としてファントームの大きさ、形状および RI の濃度によって影響されるが減衰率毎に共通の描記条件をもっている。したがって描記条件選定の指標として減衰率(甲状腺の ^{131}I 摂取率)をとることは妥当である。

減衰率が低くなりエネルギー帯域の幅を広くするにしたがい多少バックグランドが入ってくる。これは第2図からも明らかのようにエネルギー域の幅を広くとると、身体散乱によるバックグランドの多い帯域が含まれてくるからである。したがって記録に利用するエネルギー帯域の幅は364keVの光電ピークを含み狭い方がよい。

この実験においてバックグランドを消去して実大像が得られる範囲は減衰率(甲状腺の摂取率)約20%以上である(ただし RI の投与量を増加した場合は約10%)。これを ^{131}I の濃度に、換算すると約 $1.5\sim 2\mu\text{c/cc}$ 以上となる。したがって摂取率の低い場合は RI の濃度の低い箇所が記録されないおそれがあるので RI の投与量を多くした方がよい。

エネルギー帯域調節法によれば実大像描記条件の幅が広い描記条件の選定が容易で再現性に富み、バックグランドがすくなく解像力がよく、従来の方法に比べて真表性の高い実大像シンチグラムが得られ、次のような改善すべき点も残されている。(1)バックグランド除去回路の除去率をさらに低くできるようにし、かつ除去率が表示されるように改善すること。(2)放電遅れによる左右の走査ズレをなくすること。(3)内部欠損像の解像力を向上させること。等である。(1)および(2)についてはメーカーの協力により新しい回路が設計されたので次報で報告する予定である。(3)についてはコリメーターおよび増幅回路等の改善が考えられるが現在のところ余り期待できない。カラー記録法、ホト記録法を利用すればさらに診断能を向上させることができるであろう。(4)についてはさらに安定な部品および回路の開発が望まれる。

VIII. 結 論

甲状腺シンチグラムの標準化の前提としての実大像描記法を確立する目的で実験を行なった結果、従来の方法に比べてバックグラウンドのすくなく真表性の高い実大像シンチグラムを描記する方法を得た。実大像描記条件選定の指標としては、甲状腺の形状、大きさおよび RI の分布状態等によって影響されることのすくない「甲状腺の ^{131}I 摂取率」をとった。描記方法としては、甲状腺の ^{131}I 摂取率に応じて描記に利用するエネルギー帯域の幅を調節する「エネルギー帯域調節法」を考案し採用した。作成した実大像描記条件表はファントムおよび臨床実験の結果から推定し、甲状腺の形状、大きさおよび RI の分布状態にかかわらず広範囲に適用できる。また ^{131}I の投与量を加減することにより常に良好なシンチグラムを描記することができる。

このエネルギー帯域調節法は描記条件の幅が比較的に広いので、描記条件の設定が容易でしたがって再現性に富み、摂取率の差 $\pm 5\%$ 以内では像の変化はほとんど認められない。記録されたシンチグラムの解像力、コントラストも他の方法により記録したものより優れている。特に低摂取率におけるコントラストは良い。

以上の実験により現在使用している装置について実大像描記条件表を作成するとともにさらに良い描記法を得る手掛りを得た。

本論文の要旨は昭和39年5月17日第20回日本放射線技術学会総会および昭和40年4月7日第21回日本放射線技術学会総会において発表した。

参 考 文 献

- 1) 土屋武彦：シンチグラムについて，Radio-isotopes 81, 31 (1959)
- 2) 土屋武彦：シンチグラムによる甲状腺疾患の診断についての知見，臨床放射線，5, 212 (1960)
- 3) 土屋武彦他：甲状腺シンチグラムの読影 日本臨牀 19, 1371 (1961)
- 4) 楠本五郎他：実大像シンチグラムに関する基礎的研究Radio-isotopes 10 342 (1961)
- 5) 上畝藤男：甲状腺シンチグラムの実際，日放技会誌 18, 155 (1962)
- 6) 大久保忠：Scintigram に由る甲状腺重量測定に関する研究，日医放誌 19, 120 (1959)
- 7) 鳥取広治： ^{131}I 治療量決定についての一考察 Radioisotopes 9, 43 (1960)
- 8) Miller, E. R. et al : Radiology, 65, 96 (1955)
- 9) 江藤秀雄他：シンチスキャナーヘッドにおけるクリスタル・コリメーター等と解像力感度等との相互関係について (第1報) Radio-isotopes 7, 216 (1958)
- 10) 笈弘毅：ラジオアイソトープ (RI) の診断的応用，日医放会誌，22, 415 (1962)
- 11) 笈弘毅他 中心軸上で感度の一様な RI スキャニング用コリメーターの試作，Radio-isotopes 13, 173 (1964)
- 12) 藤田順一：メディカルスペクトロメーターについて 臨床放射線，4, 170 (1959)
- 13) 藤田順一：メディカルスペクトロメーターについて (その2) 臨床放射線，4, 390 (1959)
- 14) 藤田順一：メディカルスペクトロメーターの臨床的応用，日本臨床，19, 1257 (1961)
- 15) Kuhl, D. E. et al : Radiology, 66, 730 (1965)
- 16) MacIntyre, W. J. et al : Am. J. Roentgenol. 77, 471 (1957)
- 17) Curtis, L. : Nucleonics, 10, 58 (1958)
- 18) 宮川他：第2回アイソトープ会議報文集 358(1958)
- 19) Horst, W : Strahlen Therap. 106 (2) 191 (1958)
- 20) アイソトープ便覧，日本放射性同位元素協会編 (1962)
- 21) 永井輝夫： ^{125}I の医学的利用，Radioisotopes 12, 91 (1963)
- 22) 桑原悟，日本外科全書，14, 1 金原出版 (1960)
- 23) 勝又正：人体解剖図譜，3巻1.1 金原出版(1957)
- 24) 金子丑之助：日本人体解剖学，2巻 283 南山堂 (1956)
- 25) 江藤他：放射線医学，医学書院1059(1959)
- 26) 津屋旭：The TSUYATUCN (津走査法) Radio-isotopes 9, 117 (1960)
- 27) M・ブルサー，笈，永井共訳 ^{131}I による甲状腺摂取率測定法，文光堂 (1960)
- 28) 笈弘毅：甲状腺の ^{131}I 摂取率測定法 Radio-isotopes 7, 1 (1958)
- 29) 鎮目和夫他： ^{131}I による甲状腺機能検査の解釈，日本臨牀，19, 1364 (1961)
- 30) 尾関巳一郎：放射性同位元素の診断的応用，日医放会誌 22, 448 (1962)
- 31) 加嶋政昭：肝シンチグラムの読影，日本臨牀 19, 1309 (1961)
- 32) 倉光一郎：肝シンチグラムの解析 (第1報) Radio-isotopes, 10, 349 (1961)
- 33) 安河内浩：肝シンチグラムの臨床的評価 Radio-isotopes, 13, 141 (1964)
- 34) 伊藤岳郎：アイソトープ測定技術，地人書館(1956)
- 35) 三浦功等：放射線計測学，裳華房 (1963)
- 36) 三輪博秀：応用放射線計測，日刊工業新聞社(1961)