2 対向 5 in.φ スキャナーの概要と有効性

岡本十二郎, 村山弘泰

東京医科大学放射線医学教室

1968年4月30日 受理

患者に投与された RI は、個体差や病変のぐあいにより目的臓器での分布が異なる。また、臓器の大きさ、形、位置によっても計数率に変動があり、一次元の表示であるシンチグラムにより三次元である臓器の RI の状態を完全に掌握することは困難である。われわれはできるだけ忠実に臓器での RI の状態をシンチグラムに表現し、診断能向上を図るべく 5 in.φ × 2 in. のシンチレーターを使用する検出器を対向して配置したスキャナーを開発した。この装置は上部検出値、下部検出値、上下検出値の加算、上部より下部検出値を減算したものや、上下の同時計数によるものなどのシンチグラムが得られる。これらの方法や、測定装置の改良、シンチレーターを大きくしたり検出器を対向型にしたことなどにより、感度や解像力が非常によく診断価値のあるシンチグラムが得られる。

1. はじめに

シンチスキャナーは 1950 年 Cassen らが手動型シンチレーション検出器を甲状腺疾患の診断に応用してから急速に普及した。爾来、多くの先輩諸賢により研究され核種の開発や機器の改良が試みられ、近時急速に進歩完成されつつある臨床補助診断用装置である。

シンチスキャンニング法の新しい試みとしては、1963 年 Levy らによる three-dimensional scintiscanning, 1964 年 Kuhl らが開発した cylindrical and section scanning や、久田らの MUHC の開発と同装置を使用した等感度スキャンニングなどがある。また、記録方法である打点式、放電式、写真記録式も日々改良進歩をとげ、マルチドット方式やカラー方式が普及しつつあり、近時はメモリー方式により記憶させた情報に種々な手技を施してから TV など再生像を得て診断能向上を図る方法なども開発されている。このように装置や手技の研究開発が盛におこなわれシンチグラムの臨床診断法としての価値は ^{99m}Tc や ^{113m}In などの新核種の利用と相まって日々重きをなしつつある現況である。われわれは昭和 40 年、故篠井教授のご依頼により小さな病変も発見可能なシンチスキャナーの開発に取り組み、島津製作所の協力のもとに、わが国で初めて対向 5 in.φ シンチスキャナーを完成し、昭和 41 年 10 月より東京医大がんセンターアイソトープ検査部に設置して日常の検査に使用している。われわれは 1 年あまりこの装置を使用し興味ある知見を得たので、二、三の基礎実験や臨床例とともに装置の概要と有効性について述べる。

2. 装置の概要と特長

本装置は直径 5 in., 厚さ 2 in. の NaI(Tl) クリスタルを使用した検出器を上下に対向して備えている。検出器に入射した γ 線はクリスタルでシンチレーションを発生し、光電子増倍管で電気パルスに変換される。この信号はおのおのの前増幅器をとおりスペクトロメーターにはいり波高選別され加減算装置に送られる。この装置で目的に応じて上部検出の信号、下部検出の信号、両者の信号の加算や、上部検出の信号より下部検出の減算がおこなわれ必要とする信号のみ計数記録装置に送られる。計数記録装置でレートダウンやカットオフの手技が施され打点記録ヘッドに送られるものとコントラスターを通過してから打点記録ヘッドに送られる 2 方式を備えており、どちらの方式でもシンチグラムが得られる。コントラスターは入力信号のおのおのの到来時間間隔が設定された動作時間より短いとき

Fig. 1 Entire view of scanner 5 in.φ scintillation detector for two opposite directions.

のみ信号が通過し、それより長い時間間隔で到来した信号は通さないようにした機器である。また、同時に計数記録装置の信号はそのまま写真記録コントローラに送られ、レートダウンとパルス巾変調の組合わせを選定することによりコントラストのよいフォトシンチグラムが得られる。

2.1 構成

検出器は直径 5 in., 厚さ 2 in. のシンチレータに直径 3 in. の光電子増倍管を 1 本組み合わせる。2 本の検出器は垂直線上に対向して配置し機械的に上下を同時に走査せしめてシンチグラムが得られる。測定装置は前置増幅器 2 台、スペクトロメーター 2 台、同時計数器 1 台、加減算装置 1 台、コントラスト 1 台、計数装置 1 台より構成され、Fig. 2 のように結線されている。記録方式は 1 系列の打点および写真記録を採用している。また、プロフィールベツトと組み合わせる、プロフィールスキニングも可能とし 2 系列の記録ができる。焦点型コリメーターは 109 孔のハニコーンで焦点は空中で 11cm(LK15-11) と 20cm(LK15-20) の 2 種類が 2 個ずつあり、 ^{137}Cs $\pm 10\%$ の標準点線源によるコリメーター実効率は $F=11\text{cm}$ が 0.009, $F=20\text{cm}$ が 0.003 であり、これらを適宜組み合わせる使用する。

Fig. 2 Block diagram of scanning system.

2.2 仕様の特長

2.2.1 スキャン速度：毎分 20 cm から 80 cm まで可変であり、スペーシング間隔は 3, 6, 9 mm の 3 段切換である。走査面積は打点記録使用時最大 45 cm $\times$ 40 cm, 写真記録は最大 33 cm $\times$ 33 cm である。

2.2.2 レートダウン：1/1, 1/2, 1/3, 1/4, 1/5, 1/6, 1/7, 1/8, 1/9, 1/10, 1/20, 1/30, 1/40, 1/50, 1/60, 1/70, 1/80, 1/90, 1/100, と増設し、イレエジングレベル（カットオフ）は 0 から 500 cps まで除去できるようにした。また、スペクトロメーターの波高選別器を改良して波高とレベル目盛が一致するように

した。したがって、ゲインを変えてもフォトピークとレベル目盛にずれを生じない。

2.2.3 同時計数装置：ポジトロンスキャンはもちろん、陽電子放出核種以外のものに利用してバックグラウンドの低いシンチグラムが得られるよう同時計数装置を用いた。

2.2.4 加減算装置：上部検出値、下部検出値、両者の加算値や上部検出値より下部検出値を減算したシンチグラムが得られる。

2.2.5 ベツト：下部検出器のコリメーター面より垂直上方向に 20 cm まで移動することができるので焦点型コリメーターを使用したとき、上下の検出器の焦点を目的臓器に合わせることが可能であり、また、リニヤスキャンも可能とした。

2.2.6 検出器の配置：シンチレータは直径 5 in. と大きく、上下に対向して配置し、ともに身体長軸方向に $\pm 45^\circ$ まで可変である。下部検出器は固定されているが、上部検出器はベツト面より 20 cm から 65 cm まで垂直上方向に移動することができる。

2.3 スキャンニング様式

本装置はつぎのスキャンニング様式によるシンチグラムが得られる。

- 1) リニアスキャン
- 2) テンポラルスキャン
- 3) ラミノスキャン
- 4) ポジトロンスキャン
- 5) 多核種スキャン
- 6) エリアスキャン
 - i) 上部検出器計数値のシンチグラム
 - ii) 下部検出器計数値のシンチグラム
 - iii) 上部検出器計数に下部検出器計数を加算した計数値のシンチグラム
 - iv) 上部検出器計数より下部検出器計数を減算した計数値のシンチグラム
 - v) 上下検出器計数の同時計数による計数値のシンチグラム（ポジトロン以外の核種による）

3. 有効性についての検討

患者に投与された RI は、個体差や、病変により目的臓器での分布が異なるとともに、臓器の大きさ、形、位置などによっても計数率の変動が大きく、一次元の表示であるシンチグラムで三次元である臓器の RI の状態を完全に掌握することは困難であるが、できるだけ忠実に目的臓器での RI の態度をシンチグラムに表

現し診断能向上を図るべく種々の機器の組合わせや改良を試み, 対向 5 in. ϕ シンチスキャナーを製作し比較的満足すべき成績が得られたので二, 三の基礎実験や臨床例とともに有効性について述べる。

3.1 大型シンチレーターの効果

^{131}I 点線源 γ 線の NaI(Tl) 効率シンチレーター軸上でシンチレーターより 10cm の距離において 5 in. $\phi \times 2$ in. は 3 in. $\phi \times 2$ in. の約 3 倍も効率がよく, したがって患者に投与する RI の量が少なくて 3 in. $\phi \times 2$ in. と同程度のシンチグラムが得られる。また, 3 in. ϕ と同量の RI を投与時はシンチレーターの効率がよいことからコリメーターの感度を犠牲にした解像力のよいものの使用が可能であり, 診断効果の大きなシンチグラムが得られる。 ^{131}I - γ 線に対する効率を Fig. 3 に示す。

Fig. 3 Counting efficiency for ^{131}I point source.

3.2 対向型検出器の有利性

上下別々のシンチグラムが得られるので臓器の腹背方向の凹凸や, 腹側や背側に近いものの検出が容易であり, また, 上下の加算が可能であるからつぎに述べるような利点がある。

3.2.1 加算による効果: コリメーターの焦点を目的臓器に合わせることができるので微量の RI 分布や変化が検出できる。また, 上下検出器の焦点を合致せしめ, レートダウンをふやすと, 焦点付近のセクションスキャンができる。直径 1.6 cm, 長さ 6 cm の円筒容器に $3\mu\text{Ci/cc}$ の ^{131}I を使用し, 水中に深さ 4 cm 間隔で 45° に設置し焦点を B に合わせて上部検出値のみにより得られたシンチグラムは Fig. 4 の (I) である。C, D の像は水による吸収のために像は不鮮明となり, コリメーター面に近い A の像は大きく濃くなってくるが, 加算方式を利用して十分にレートダウンを施すと

Positive shadow 6cm ϕ cylinder

^{131}I $3\mu\text{Ci/cc}$, $364 \pm 40\text{keV}$

Scanning speed 35cm/min

(I) upper: rate down 1/1, cut off 15°cps

(II) add: rate down 1/4, cut off 32 cps

Fig. 4 Lamino scintigram.

A, C, D の像は消失し, B のみの像 (II) が得られ断層効果がみられる。加算方式による断層効果はポジティブシャドウのみでネガティブシャドウについては認められないことはその原理より明らかであろう。

検出器の感度がよいことや加算方式による計数率の増加によりスキャン速度を速くできる。シングルタイプは腹背, 背腹, 右左, 左右の 4 方向が必要であるが加算方式によれば, 腹背, 左右の 2 方向で済み, スキャン時間を短くすることができる。

0.1 $\mu\text{Ci/cc}$, 深さ 10cm の ^{131}I -ゼラチンファントムを使用して深さ 5cm の位置で, 加算方式によるとネガティブシャドウは径 0.6cm の円筒まで認知できる。また, 同ファントムを使用して $3\mu\text{Ci/cc}$ ^{131}I のポジティブシャドウは径 0.5cm まで認知可能である。

3.2.2 ネガティブシャドウについての検討: 深さ 12 cm, 径 10cm の円筒容器の 0.1 $\mu\text{Ci/cc}$ ^{131}I 水ファントムに径 1.5cm の円筒のネガティブシャドウを使用したシンチグラムは Fig. 5 のようでありシングルタイプより

^{131}I 0.1 $\mu\text{Ci/cc}$, $364 \pm 40\text{keV}$, scanning speed 35cm/min, negative shadow 1.5cm ϕ cylinder.

Fig. 5 Negative shadow scintigram patterns of single and add and angle method.

加算方式がより判然とし、スキヤンの条件設定も許容範囲が大きく楽であり、加算方式が有利である。角度をとると像にヒズミを生ずるのであまり感心できない。

3・2・3 ポジチブシャドウについての検討：前記水ファントム中に径1.5cm円筒、3 $\mu\text{Ci/cc}$ のポジチブシャドウを使用して上部検出値によるもの (Ch 1), 下部検出値によるもの (Ch 2), 上下検出値の加算によるもの

の (Ch 3) を比較すると Ch 1 では下部の打点の減少を認める。Ch 2 では逆に上部の打点の減少を認める。加算方式 (Ch 3) では上下ともに比較的均等な像が得られ、レートダウンなどの条件の許容範囲も大で条件設定が容易である。

3・3 Machlett-Alderson organ scanning phantom liver scan を使用し、同一条件のファントムにより得られた 5 in. ϕ 対向シンチグラム, 3 in. ϕ シングルタイ

^{131}I 3 $\mu\text{Ci/cc}$, $364 \pm 40\text{keV}$, scan speed 35cm/min, cut off 25 cps, rate down 1/1, 1/8, 1/10, 1/30
Ch 1: Upper scintigram
Ch 2: Lower scintigram
Ch 3: Add scintigram

Fig. 6 Comparison of upper and lower and add scintigram.

Entire view of tumor set up in liver for scan.

Tumor position of organ phantom.

Taken with 3 in. ϕ scanner A.
 Single, collimator 19 holes, 60 c/m
 50% Sup 0.2 sec TF 8.

Taken with 3 in. ϕ scanner B.
 Single, collimator 37 holes, F: 9 cm
 412 ± 50 keV, rate down 1/3,
 cut off 25 cps, scan speed 50 cm/min

Taken with 5 in. ϕ scanner.
 Add. collimator 109 holes, F: 20cm + F: 20cm
 412 ± 40 keV, rate down 1/3, cut off 18 cps
 maximum count rate 120 cps
 minimum count rate 48 cps
 scanning speed 50 cm/min

Taken with photo/gamma scintillation camera.
 Exposure time 4 minutes,
 collimator 1000 holes.

Fig. 7 Machlett-Alderson organ scanning phantom liver scan scintigram patterns.
 $300 \mu\text{Ci}/1, 400\text{cc}$ of ^{198}Au colloid, negative shadow A: 4 cm, B: 3 cm, C: 2 cm, D: 1 cm diameter spheres.

ブシンチグラム, シンチカメラフォトグラムを比較する。

3・4 比較的良いシンチグラムが得られにくい膵スキャンについて, 本装置により得られたシンチグラムを示す。

Normal pancreas.

^{75}Se -methionine $300\mu\text{Ci}$, Add F:20+F:20
 $270\pm 40\text{keV}$, rate down 1/2, cut off 32 cps,
 scan speed 50cm/min.

Cancer of the pancreas.

^{75}Se -methionine $300\mu\text{Ci}$, Add F:20+F:20
 $270\pm 40\text{keV}$, rate down 1/3, cut off 38 cps,
 scan speed 50cm/min.

Fig. 8 Pancreas scintigram taken with 5in. ϕ scanner.

4. む す び

5 in. ϕ 対向シンチスキャナーの機器の概要と有効性について述べたが, 3 in. ϕ シングルタイプスキャナ

ーと比較することは酷であり, その有効性については言をまたない。

有効性について要約すればつぎのとおりである。

- 1) 種々の手技のスキャンニングによるシンチグラムが得られる。
- 2) 3 in. ϕ より RI の投与量が少なくてもよい。
- 3) スキャンスピードを速くすることができる。
- 4) スキャンの条件の設定が容易である。
- 5) 解像力の良いシンチグラムが得られる。

稿を終るにあたり, 装置の製作企画にご尽力くださった本学外科学教室故篠井教授に深謝するとともに製作面を担当された島津製作所の上柳, 中西, 戸田, 坂口氏, ならびに実験に協力された本学がんセンター RI 検査部の大里, 山垣内, 藤田, 水谷, 渡辺氏に感謝します。

本文要旨は昭和41年10月日本医学放射線学会第3回臨床シンポジウム部会, 同年11月第6回核医学会, 昭和42年4月第26回日本医学放射線学会総会, 同年6月第187回医学放射線学会関東部会で発表した。

文 献

- 1) Allen, H.C., Jr., Libby, R. L. and Cassen, B.: *J. Clinic Endocrinic*, **11**, 492 (1951)
- 2) Levy and Okezie, O.: *J. Nucl. Med.*, **4**, May (1963)
- 3) D.E. Kuhl: Medical Radioisotope Scanning, IAEA, Vol. 1 (1964)
- 4) K. Hisada, et al.: *Radiology*, **88**, (1) January (1964)
- 5) International Atomic Energy Agency: Medical Radioisotope Scanning, Vol. 1, April (1964)
- 6) International Atomic Energy Agency: Medical Radioisotope Scanning, Vol. II, April (1964)
- 7) 久田: 最新核医学, 金原出版, 7月 (1967)
- 8) 安河内, 木下: 核医学, 医学書院, 10月 (1967)
- 9) 寛, 他: 臨床核医学, 朝倉書店, 10月 (1967)

Abstract**Outline of an Opposed Scintillation-Scanner of 5 in. ϕ
and Its Effectiveness**

Shiujiro OKAMOTO and Hiroyasu MURAYAMA

Department of Radiology, Tokyo Medical College

Higashi-okubo, Shinjuku-ku, Tokyo

Radioisotopes administered to patients show in the organs destined distributions varying with the patients' individual differences and different phases of involvement. The count also varies with the size, shape and position of the organ, and it is difficult to grasp perfectly the RI conditions of a three-dimensional organ from a scintigram which is only one-dimensional representation. For improving the diagnostic quality of the scintigram through representing the behavior of RI in the organ as faithfully as possible, we have developed a scanner in which two detectors using respectively a scintillator of 5 in. ϕ $\times$ 2 in. are opposed. This apparatus enables us to obtain scintigrams utilizing the upper detection count, the lower detection count, the addition of these two counts, the upper count subtracted by the lower count, and the simultaneous counting of the upper and lower counts. These methods, the improvement of the measuring instrument, the enlargement of the scintillator, the opposed layout of the detectors, etc. have greatly improved the sensitivity and the resolution to enable us to obtain scintigram of high diagnostic quality.

(Received April 30, 1968)