放射線測定装置(V)

シンチスキャナ†

樞 尾 英 次

東芝玉川工場医用電子部

1. シンチスキャナとは

シンチスキャナは、核医学における最も基本的な診断装置で、体内臓器の放射性同位元素(RI)の濃度分布を体外から計測して記録するものである。

シンチスキャナの歴史は古く、1951年米国のCassenらによって最初の装置が開発された。当時、ヨウ化ナトリウム[NaI(Tl)]の結晶がなく、タングステン酸カルシウム(CaWO_4)の結晶と端窓型の光電子増倍管を組み合わせた簡単な構造のものであった。そのうち、Oak Ridge グループにより焦点型コリメータが用いられ、装置の改良、放射性医薬品の開発などにより臨床的応用が進み、対向形のシンチスキャナやアンガー型ガンマカメラが開発された。

現在、シンチスキャナはRIイメージ測定に必要な不可欠な装置であり、また、核医学診断は、X線診断や放射線治療とともに重要な地位をしめつつある。

1・1 シンチスキャナの機能および種類

人体にRI、たとえば Na^{131}I のカプセルを飲ませると、これが甲状腺に摂取され、24時間後に体外からそのRIの分布を求めることができる。シンチスキャナは、最初甲状腺の診断に利用され、RIが腫瘍組織に良く摂取される場合、陽性像(hot nodule)といい、逆に欠損部としてあらわれる場合、陰性像(cold nodule)と呼んでいる。

RIスキニング法は、甲状腺のほか脳、肝、腎、肺、心、脾などの臓器に容易に実施できる。鮮明度や費用の点で多少問題があるが脾、副甲状腺、胎盤、骨髓、骨、心筋、胃などにも利用されつつある。

シンチスキャナは、ガンマカメラに比べると測定範囲が大きく、また分解能もすぐれている。しかし、この装置の欠点は、測定時間が20～40分と長く、患者を一定の位置に固定するため苦痛を与えることである。

シンチスキャナは、シンチレーション検出器を走査

して、体内の放射能の分布を検出し、その濃度に応じて打点やX線フィルム上に光源の点滅で記録する装置である。RIの分布像をシンチグラムと呼び、X線フィルムに記録されたものをフォトシンチグラムという。

シンチスキャナは、検出器を1個使用したものと2個対向に使用したものがあり、2個の場合等反応部分が長くとれるため、肺、肝臓などの厚みのある臓器の診断に有効である。

図1 対向形シンチスキャナ

図1は2個の検出器を組み込んだシンチスキャナの外観の一例である。この装置は検出器の組み合わせにより、等感度スキャン、2核種スキャンや断層スキャンができる。

体軸方向のRIの分布状態は、リニアスキャンにより求めている。寝台が検出器の下を体軸方向に一定速度で移動し、コリメータは体軸に対して直角方向に平行なスリット状のものを使用する。

最近、シンチスキャナと寝台を組み合わせ、全身のシンチグラムがえられるホールボディ・スキャナも使

† Radiation Measuring Instruments(V) Scintiscanner, Eiji KASHIO: Medical Electronics Department, TOSHIBA Tamagawa Works, 30 Hisamoto, Kawasaki-shi

図2 シンチスキャナ・ブロック図
用されるようになってきた。

2. シンチスキャナの構造とその性能

シンチスキャナは図2に示すごとく、検出器、スペクトロメータ、計数を打点や写真として記録する部分および走査機構より構成されている。検出器には焦点型コリメータがついたシンチレーション検出器が用いられ、これが走査しながらR Iの分布を検出する。 γ 線はコリメータを通してシンチレーション検出器にはいり、ここで電気信号に変換される。検出器の出力パルスはスペクトロメータで増幅およびパルス波高分析され記録部にはいる。記録部はR Iの濃度分布を打点の粗密やX線フィルムの黒化度で表わし、このパターンをみて診断している。

シンチスキャナは通常、検出器を患者に対してスキヤニングさせ、記録部も検出器と直結しているものが多い。シンチスキャナを検出部、測定部、走査機構部および記録部に分け、各部の構造について述べる。

2.1 検出部

検出部は焦点型コリメータ、シンチレーション検出器およびシールドよりなり、測定部位にコリメータの焦点を合わせるの、焦点部分からの γ 線が最も効率よく検出される。コリメータの構造は分解能と感度に非常に影響し、通常鉛の焦点型コリメータが使用されている。

シールドは周辺からの放射能をしゃへいするために ^{131}I に対するしゃへいの厚さの関係を図3²⁾に示す。

^{131}I はエネルギーが364 keVのほかに637 keV (9%), 722 keV (3%)の γ 線を放出するので、これらを含めてしゃへいすると $1/100$ 減衰の鉛厚さは26.4 mm, $1/1000$ のそれは50.3 mmが必要である。したがって検出器の周囲は50 mm程度、コリメータ部分は80~100 mmの厚さの鉛を使用している。

シンチレーション検出器は、シンチレータ、光電子増倍管および前置増幅器よりなり、シンチレータはNaI(Tl)が用いられている。シンチレータの大きさ

図3 鉛に対するI-131の減衰曲線

は、直径76 mm (3 in.), 厚さ51 mm (2 in.)が多いが、感度の向上、測定時間の短縮、R I投与量の減少などを目的として直径127 mmも使われるようになってきた。

シンチレータの厚さは、使用する γ 線のエネルギーによってきまり、一般に ^{131}I を用いることが多いので51 mmとするのがふつうである。図4はシンチレータの厚さをパラメータとし、 γ 線のエネルギーに対する光電ピーク検出効率の関係を示す³⁾。シンチレータの厚さが51 mmの場合、 ^{131}I に対する効率は約80%, 500 keVで約65%となり、実用上十分検出できる。

図4 種々の厚さのNaIシンチレータの γ 線光電ピーク検出効率

2・2 測定部

核医学用の測定器は、一般放射線計測用と原理的に同様であるが、とくに取扱いが容易なように設計されている。核医学で使用する R I は、30 keV から 600 keV 程度の γ 線であり、核種やエネルギーで選択できるようにした装置もある。

図5 スペクトロメータ・ブロック図

スペクトロメータは図5に示すようなブロックからなり、比例増幅器とパルス波高分析器を互に関連をもたせて、エネルギー (keV) とウィンドウ (%) を設定できるようになっている。R I のエネルギーに設定する場合、そのエネルギー目盛りまたはそれに近いレンジまで合わせ、つぎに微調によりフォトピークをつかまえる。

図6 γ 線のエネルギーで設定できるユニット

比例増幅器とパルス波高分析器をひとつにまとめたユニットの外形の一例を図6に示す。このユニットの出力は、リニアレートメータと記録部のユニットにはいる。

2・3 走査機構部

走査機構部は、検出器を一定速度で走査させ、ピッチングを行なわせながら一定の面積を移動する機構である。通常、検出器と記録ヘッドは直結しているものが多く、実物大のシンチグラムがえられる。

走査速度は 20 cm/min から 2 m/min 程度まで変化できるのがふつうで、実際の場合の速度は R I の摂取

量や走査面積などからきめられる。ピッチングは 2, 3, 4, 6, 8 mm のものが多く、4 mm 幅程度がコリメータの特性からも測定時間の点からも適切である。

診断臓器が最も有効に測定できるようにコリメータを選び、検出器の高さを調整する。走査面積は任意の大きさに設定でき、最大 430 mm × 350 mm (17 in. × 14 in.) まで測定できるものが多い。

2・4 記録部

シンチスキャナの記録は、最初放電記録法が用いられたが、記録中に煙がでること、像のコントラストが悪いこと、コピーが同時にえられないことなどのため、しだいに打点記録法に移行していった。

打点記録法は放電記録法に比べると応答速度が若干わるく、記録時に打点音がでる欠点はあるが 2～3 枚のコピーが同時にえられる特長がある。

フォト記録法は、測定部からえられた信号を正確に記録するのに適し、応答速度が非常に速いためほとんどの装置が備えている。フォト記録法は現像するまで結果がわからないが、現像後のフォトシンチグラムを X 線フィルム上に重ねることができるので診断上非常に有利である。

シンチグラムは、打点記録法とフォト記録法が主流であり、大部分の装置がこの両方を備えている。またフォト記録を 2 チャンネル備え、記録条件の異なったシンチグラムがえられるようにしたものや打点記録で白黒打点とカラー打点が同時にえられるようにした装置もある。

2・4・1 打点記録法

打点記録法には、白黒打点記録とカラー打点記録とがあり、カラー打点記録は、R I 濃度が数色の色で表示されるため見やすい特長がある。しかし、色を選ぶためのサーボ回路に多少遅れがあるため、走査速度をあまり上げることができない。

白黒打点の記録は、測定部位の最高計数率の位置に検出器をもってきたとき、打点が追従できる程度の計数率まで、計数通減回路で下げている。

打点針が一枚板 (単打点) の場合、数十 cps まで応答できるようにした装置もある。計数通減回路は $1/2 \sim 1/512$ まで $1/2$ ステップで通減するものや $(1/1 \sim 1/6) \times 1/10, 1/100$ で通減するものが用いられている。

また、打点針が数本組み込まれ、応答速度が 200 cps 程度まで追従できるようにしたマルチドット方式も用いられている。

記録用紙には打点により黒化するような感圧紙を使

うものと薄紙2～3枚の間にカーボン紙を交互に入れて記録するものがある。カーボン紙を使うと同時に2～3枚のコピーがえられるので便利である。

図7 カラー打点記録部ブロック図

図7はカラー打点記録方式の一例である。パルス波高分析器 (PHA) の出力がバックグラウンドカット回路にはいり、ここで打点が追従できる程度に減衰される。つぎに計数率の低い部分がカットされ、カット後の出力が波形整形回路で一定のパルスに整形される。パルスにより打点用電磁石が駆動され、打点針が記録板をたたく。

一方、カラーリボンの制御は、計数率計の出力を色選択サーボ回路に入れ、数色の色に変化できるようにしてある。それぞれの計数率に対して色がきまるので、色を選択している間にパルスがはいればその色で打点される。カラーシンチグラムはR I濃度の高い部分から低い部分までが数色の色で表示されている。

カラー打点記録法は、計数率計の出力で色を選ぶため時間遅れがあり、高速で往復走査しながら記録すると色ずれができる。色ずれを減少させる方法としては、一方向のみ記録させもどりは高速にしたもの、計数率計の遅れを補正するため、打点針が走査の方向により移動するような構造にしたものなどがある。

2・4・2 フォト記録法

フォト記録法は、放電管の点滅によってX線フィルム上にR I濃度分布を記録するもので、応答速度が非常に速い。また、フィルムに記録されているので、肺シンチグラムや骨シンチグラムの場合、X線で撮影したフィルムと重ねて診断できる特長がある。

図8 フォト記録部ブロック図

図8はフォト記録方式の一例を示す。PHAの出力は波形整形回路にはいり一定のパルス幅に整形され

る。計数率計回路は、PHAの出力をアナログ電圧に変換するもので、一定時間積分していき、その出力が階段状になるような回路を使用しているものもある。パルス変調回路は、計数率に応じてパルスの高さを変えるもので、計数率の高いところは放電管を明るく点滅させるため、R I濃度変化が強調される。

フォト記録法はパルスの幅、パルスの高さおよび計数率による変調のかけ方により黒化度が異なってくる。このため、従来の装置は見やすいシンチグラムをとるのに相当経験が必要であった。最近、フォト記録の条件設定を自動化する方向にあり、最高計数率と走査速度のみきめれば、他は自動的にきまるようにした装置もある。

2・4・3 バックグラウンドカットおよび自動化

バックグラウンドのカットにはいろいろの方式があるが、あるレベルでカットするとそれ以上入力が多くなるにつれて引去りを少なくしていく方法が見やすいと思われる。入力が多い場合、計数を減減してからバックグラウンドカットをしている。

シンチスキャナの記録条件の設定は、臓器の最高の計数率がわかれば自動的にきめることができる。最高計数率と走査速度を関連させることにより、シンチグラムの単位面積あたりのパルス数を一定におさえることができる。シンチグラムをその濃度で診断する場合、パルス数に対して黒化度がリニアな範囲で使用しなければならない。図9に単位面積あたりのパルス数

図9 単位面積あたりのパルス数に対する黒化度

に対する黒化度の関係の一例を示す。ここで黒化度2以上で飽和しているが、黒化度2以上は人間の目でその濃度差を認められないので、リニアな範囲で記録できるようにすればよい。

最高計数率がそれほど高くない場合、光源の輝度または発光のパルス幅を変えればフォトシンチグラムをつねに規格化できる。

2.5 ラジオアイソトープ

核医学診断に使用する R I は、患者の被曝線量が少ないことが最も重要であり、具体的には短半減期で β 線を含まない比較的低エネルギーの γ 線の核種が理想的である。シンチグラフィに用いられる重要な R I を表 1 に示す。現在、 ^{131}I が入手の容易さや価格の点から最も多く使用され、 ^{203}Hg 、 ^{198}Au も多く使用されている。 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ や $^{113\text{m}}\text{In}$ は短半減期で β 線を含まないため大量に投与でき、被曝線量も少ない特長がある。 ^{67}Ga は腫瘍に親和性があるため最近注目されている。

表 1 シンチグラフィに用いられる重要な R I 7)

元 素	核 種	半減期	主要な放射線 (keV)
Iodine	^{131}I	8.04 d	γ 364(81%) β 608(87%)
	^{125}I	60 d	γ 35
Gold	^{198}Au	2.7 d	γ 412 β 960(99%)
Mercury	^{203}Hg	44.6 d	γ 279 β 210
	^{197}Hg	66 h	γ 78, no β
Chromium	^{51}Cr	27.8 d	γ 321(～9%), no β
Selenium	^{75}Se	121 d	γ 270
Technetium	$^{99\text{m}}\text{Tc}$	6.04 h	γ 140, no β
Indium	$^{113\text{m}}\text{In}$	1.7 h	γ 390, no β
Strontium	^{85}Sr	65 d	γ 513, no β
	$^{87\text{m}}\text{Sr}$	2.8 h	γ 390, no β
Cesium	^{131}Cs	9.7 d	γ 29, no β
Gallium	^{67}Ga	78 h	γ 92 (48%)
			γ 182(28%)
			γ 388(23%)

シンチグラフィ用の R I は、30 keV から 500 keV のエネルギーの γ 線が使われている。検出器のシールドやコリメータは 300～400 keV の γ 線を考慮して設計されており、低エネルギー用として 140 keV ($^{99\text{m}}\text{Tc}$) 程度に適したコリメータも用意されている。

3. コリメータの特性

R I スキャニングにおいてコリメータは非常に重要な部分を占めており、解像度の良否は大部分コリメータに依存している。解像度のよいシンチグラムを得るには、コリメータの特性をよく調べてから使用しなければならない。

R I スキャニング用の焦点型コリメータの評価は、すでにいろいろな方法が発表されている。しかし、従

来のコリメータの等反応曲線は、焦点面における分解能はわかるがそれ以外の部分ではそれほど明確でない。

IAEA の Hine ら⁴⁾ が提唱している line-source response は、コリメータの評価法として非常に合理的と思われる。これは線源とコリメータの間隔をパラメータとして位置の分解能や平面状線源に対する感度や隔壁の減衰を表わすものである。これら 3 つの特性は特定の核種の R I の均一な線状線源に対するコリメータのレスポンスで求められる。

3.1 コリメータの種類

コリメータは γ 線のエネルギー、測定臓器の形状や深さ、臓器への摂取率などにより選択する必要がある。コリメータを γ 線のエネルギーで分類すると、 ^{131}I および ^{198}Au (300～500 keV) を対象にしたものと低エネルギーの $^{99\text{m}}\text{Tc}$ (30～140 keV) を対象にしたものとに分けられる。

コリメータの焦点距離⁵⁾は、臓器の大きさや深さによって選択し、甲状腺のように浅くて小さい臓器に対しては短焦点型 (5～7 cm) を使用する。肝や腎のように大きさや深さのある臓器には長焦点型 (10～15 cm) を使用する。また、骨のように摂取される放射能が低いときには、孔数の少ない高感度のコリメータが用いられる。

^{131}I 用で 76 mm 結晶に使用するコリメータの孔数は 19～61 孔で、127 mm 結晶の孔数は 85～265 孔のものが市販されている。 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 用の 76 mm 結晶の場合、孔数は 31～73 孔、127 mm 結晶の場合 55～271 孔である。

$^{99\text{m}}\text{Tc}$ による脳腫瘍の検出に適した理想的なコリメータは、Follett⁶⁾によると 76 mm 結晶で孔数は 600～700 である。590 孔のコリメータを試作し、その分解能は焦点距離 7.5 cm で 11 mm (FWHM) と報告している。

3.2 Line-source response の測定

line-source response はコリメータ表面から一定距離で線状線源を走査させることにより求められる。均一な線状線源は薄いプラスチックのチューブ (内径 1.4 mm, 長さ 30 cm) に R I 溶液を満たして作る。線状線源の軸に直角な方向に線源またはコリメータを動かしそのときの計数を記録していく。線状線源はコリメータ表面から 2.5 cm 間隔で測定する。

図 10 は 37 ホール、焦点 10 cm のコリメータの特

図10 37ホールコリメータの特性

性を測定した一例である。7.5 cm から 10 cm の間で半値幅が最小となり約 10 mm である。

4. 核医学用データ処理システム

R I イメージ用の処理装置としては、簡単な専用の装置のほか 4096 チャネル・パルス波高分析器やミニコンピュータなどがある。また、R I イメージを大形コンピュータで処理する方法は、すでに多くの発表がある。R I イメージ処理の目的は、シンチグラムをより診断しやすくすることであり、スムージングのみでも相当見やすくなる。

4・1 Closed Circuit TV (CCTV) 方式

これは白黒の濃度で記録されたシンチグラムをカラーで表示するもので、閉回路のテレビを利用している。フォトシンチグラムまたはポラロイド写真をテレビカメラで撮影し、これを電気信号に変換する。この信号を色変換器に入れ、信号レベルに応じてそれぞれの色に対応した信号にし、これをカラーテレビに入れば白黒像がカラー化される。

4・2 磁気テープ記録方式

シンチスキャナのデータを磁気テープに連続して収

集しあとで高速で再生するもので、オリジナルデータが保存される特長がある。再生時オシロスコープまたはメモリースコープに表示し、これをポラロイドカメラで記録すれば縮小シンチグラムがえられる。また拡大のアダプタをつければX線フィルムに記録でき、35 mm カメラによる記録も可能である。ミニスキャンの利点は、縮小されているのでピッチングをあらくしても、また走査速度を速くしても十分診断できる情報がえられる。図11はマルチドットのシンチグラム、図12はフォトシンチグラム、図13は磁気テープから高速再生した縮小シンチグラムで臓器は肝である。

4・3 デジタル処理方式

デジタル処理方式は、4096チャネルパルス波高分析器やミニコンピュータと on-line で結ぶ方法と大形コンピュータに off-line で入れる方法がある。4096チャネル PHA は、2パラメータの PHA でシンチスキャナやガンマカメラのデータを能率よく収集する。データは4 Kのコアメモリに記憶され、オシロスコープに表示したり、X-Yレコーダで記録できる。また紙テープにパンチし、大形コンピュータに入れることも可能である。2パラメータの PHA は、パネルのスイッチ類ですべての処理ができるため、取扱いが便利で

図11 マルチドット記録の肝シンチグラム
(神奈川成人病センタ提供)

図12 フォト記録による肝シンチグラム
(神奈川成人病センタ提供)

図13 磁気テープにより再生されたシンチグラム
(神奈川成人病センタ提供)

あるが演算機能をもたないため、演算はミニコンピュータや大形コンピュータに入れなければならない。

ミニコンピュータを組み合わせたシステムは、データを on-line で収集でき、また必要な演算を行なうことができる。1語16ビットのコンピュータを8ビットで使用するとメモリが倍になりデータ収集に有利である。ミニコンピュータを使うとRIイメージのスムージング、レベル分け、任意の面積の解析が可能であり、また動態機能の解析にも使用できる。

大形コンピュータは、大容量のメモリを内蔵し、いろいろの入出力機器をそなえているため、複雑な演算の場合利用している。図14はガンマカメラのデータをレベル分けしてラインプリンタで打出したもの、図15は同上のデータをスムージングしたものである。

今後、核医学機器のデータは、より診断しやすい形に処理されていくであろう。

図14 肺シンチグラム(スムージング前)

図15 肺シンチグラム (スムージング後)

文 献

- 1) 上田英雄：医学のあゆみ，**62**，42 (1967)
 - 2) Picker X-Ray Corp. : Radioisotope measurement in nuclear medicine, Technical bulletins (1960)
 - 3) Gerald J. Hine (ed.) : Instrumentation in nuclear medicine, Vol. 1, Academic Press, New York (1967)
 - 4) G. J. Hine and S. P. Tsialas : Evaluation of focused collimator performance III, Proc. Symp. Med. Radioisotope Scintigraphy, Vol. 1, IAEA, 487 (1969)
 - 5) 笥 弘毅, 入江英雄, 平松 博(監修) : 臨床核医学, 朝倉書店, 東京 (1967)
 - 6) V. R. McCready, D. M. Taylor, N. G. Trott, C. B. Cameron, E. O. Field, Rosemary J. French, R. P. Parker (ed.) : Radioactive isotopes in the localization of tumours, Grune & Stratton Inc., New York (1969)
 - 7) 平松 博, 久田欣一(編) : シンチグラフィの基礎と臨床, 金原出版 (1970)
-