

一般演題 XV 装置 (135~143)

135. Double-hole-honeycomb-collimator の試作

東京歯科大学 放射線科
 丹羽 克味 伊藤 康裕 岡本 庄二
 小椋 教順
 日立レンタルゲン龜戸工場 加藤 紘一

Scanning にあたって, collimator の指向する立体角中に含まれる臓器からのガンマ線はすべて cristal に入るため, collimator の焦点上に RI の uptake のない部分があつても scintigram 上で contrast の低下をきたす。したがつて, できるだけ collimator の解像力を向上させることが必要である。しかし解像力向上のため感度低下をきたした場合には, noise の影響が大きくなり, 見にくい scintigram となる。われわれは感度と解像力との両方をある程度同時に満足させる collimator を試作したので報告する。まず従来の 37 holes-honeycomb-collimator の各 hole に 1 mm 厚さの鉛板を中央に入れ, 各 hole がちょうど半円になるようにした。このとき, 鉛板を collimator の中心から放射状に各 hole に入れる場合と, 同心円状に入れる場合とがある。放射状に配列した場合は, それほど解像力の向上をみなかつたが, 同心円状に配列した場合には, 鉛板を入れないものにくらべて 0.2 lines/cm ぐらいの解像力の向上をみた。

つぎに従来の honeycomb-collimator の各 hole の中に, その hole の直径の $\frac{1}{3}$ の直径を持つ鉛筒を入れたものをつくりた。各 hole が 2 重になつてるのでこれを double-hole-honeycomb-collimator と名づけた。またこの鉛筒には 1 mm の厚さを持たせ, さらに鉛筒の焦点を collimator の焦点に合わせた。こうすることによって, 鉛筒を通りぬけるガンマ線もあるが, 鉛筒を入れてない collimator の penumbra を $\frac{1}{3}$ にすることができた。感度低下は著しくないようであった。cristal 面で hole の直径が 1.5cm の 2 holes を用いて行なつた基礎実験では, 焦点面上で点線源 (^{131}I) による response が, double-hole にしたものと, そうでないものでは, 半値幅でそれぞれ 1.6cm と 2.4cm であった。今回試作した double-hole-honeycomb-collimator は 3 inch ϕ の cristal に用いる 19 holes のものである。

136. 可変焦点コリメーターについて (第2報)

名古屋大学 アイソトープ 斎藤 宏
 島津製作所 中西 重昌

長焦点のアイソトープスキャナー用コリメーターの鉛シールドを水平方向に輪切りにし, 各鉛板の間にすきまをつくり, 鉛板相互をパンタグラフで等間隔に保つて上下させると鉛板間のギャップが均等に変化し, コリメーターは伸縮し, 焦点が連続的に移動する。

今回は $^{99}\text{m}\text{Tc}$ 用として鉛板の厚さを 5 mm とし, 鉛板は 4 枚とした。各鉛板は 3 コのパンタグラフで支持し, 上下伸縮は, ネジをコリメーターの外輪につけて回転させた。ネジは最下鉛板を支えるリングにつけた。リングの回転には周囲に 6 コの突起をもうけて回しやすくした。鉛板の中央部には 91 の孔を有し, 孔径は上面で 6.0 mm ϕ , 下面では 4.4 mm ϕ とした。焦点は 10.5 cm から 20 cm まで連続的に移動した。

本装置を島津製の 3 インチ NaI(Tl) 結晶つきスキャナーに装着して $^{99}\text{m}\text{Tc}$ のラインソース 3 mm ϕ \times 60 cm を用いて感度と解像力とについて焦点を変化させつつテストした。(IAEA 方式による)

空中で $F = 10.5\text{cm}$ のとき, 122 cpm/ μCi , $F = 20\text{cm}$ で 42 cpm/ μCi となり, 最大半値幅は $F = 11\text{cm}$ で 21 mm, $F = 20\text{cm}$ では 25 mm となった。これらの中間にある焦点については, これらの値の間の値を示した。

前に試作した 37 孔, 鉛板 6 枚の場合 ^{131}I のラインソースを用いてテストした結果に比し, 半値幅は 2 倍となつたが焦点の移動範囲は大である。なお鉛板を 5 枚とし, 焦点の移動も大きくなるような設計をもとに試作しているのでその性能も発表する。

可変焦点コリメーターは, 焦点の異なるコリメーターを多く用意しなくてもよいので交換の手間がはぶける。量産によりコストも下るはずである。

137. シャドーシールド型ホールボディカウンターの試作

大阪大学 RI 実験室	猪熊 正克
放射線科	速水 昭宗
第1内科	木村 和文
第2内科	松尾 裕英
島津製作所	梶山 泰男
	上柳 英郎
	中西 重昌

臨床医学におけるホールボディカウンターの利用方法としては、カリウムの測定、ホールアウトの測定のごとく放射性同位元素 (RI) を投与せずに体内に蓄積されている自然放射能を測定する方法と、微量の RI を人体に投与して体内放射能を測定することによってその代謝を追跡する方法の 2 つがある。後者の場合は、使用する RI は既知であり、投与量も数 μCi におよぶので測定器も中レベルのものが後に述べるごとく多くの点で有利である。

今回われわれは、この目的でシャドーシールド型ホールボディカウンターを試作したのでその概要を報告する。

装置は、直径 5 インチ、厚さ 4 インチの NaI(Tl) シンチレータを上下方向に対向とした検出器をもち被測定器は、2 個の検出器の間を 13.3, 6.6 および 3.3 cm/min の速度で移動するベッドによって全身の RI 分布を測定することができるものである。コリメータは、スリット型およびフラットフィールド型が使用できる。シールドは、検出器の周囲、上下対向部および側壁を厚さ 5 cm の鉛とステンレススチールによって被った構造である。

電気回路としては、各検出器毎に波高分析器を使用し、その出力は 2 チャンネルスケーラで計数され、レコーダーで連続記録されると同時に、データ処理装置におくられ各種の処理が行なわれるようになっている。

シャドーシールド型ホールボディカウンターの利点としては、(1)装置に対する保守および点検が容易である。(2)測定操作が比較的簡単である。(3)測定結果は、一般に相対値のみを測定することが多いため適している。(4)鉄室型でないために患者に対する不安感が少ない。(5)経済的負担が比較的少ないなどを有している。

138. ガンマカメラ付属装置としての位置平均化回路

東芝玉川工場

○熊野 信雄 桂田 昌生 掛川 誠

〔目的〕 ガンマカメラで患者の測定を行なう際、測定部位とガンマカメラの検出視野を一致させる位置決めが、重要である。目的部位と目的との位置関係を知るために、通常コバルト 57 などの点線源や、鉛板などの吸収体をホットマーク、コールドマークとしてフィルム上に写し込むことが行なわれる。しかしこれらの像は必ずボケを伴っているので、被測定部位とまぎらわしかったり、時には埋れてしまつて目印の役に立たない。そこで目的用の点線源を記録すると、ブラウン管上に位置を決める位置信号が統計変動を持つためにボケが生じることに着目し、

一定個数積分平均化して変動が十分に少なくなったときに画面上に表示することにより、ボケのない明瞭な目印を記録する。

〔装置〕 ガンマカメラ測定部で検出した X 軸、Y 軸の位置信号は別々に積分回路で平均化されブラウン管の X 軸、Y 軸の偏向信号となる。一方輝度信号は一定個数計数後にブラウン管に送られ、先に平均化された位置を蛍光面上に輝点で表示する。この位置は検出像に一致させてあるので、ポラロイドなどのフィルムに同時に写し込めば、明瞭な位置がわかる。積分平均化を行なわない時は通常の表示に切換えられるのはもちろんである。

〔結論〕 ガンマカメラの付属装置として点線源をボケなしにブラウン管上に表示する回路を開発した。この装置により測定部位の位置決めが容易になった。

さらに、点線源を使用せずに測定すると検出画面の重心位置を表示することになる。この点で例えは臓器の重心位置が時間的に変化することを記録できるので、動態機能検査の新らしい指標になるのではないかと思われる。

139. 2 核種を用いた Subtraction Technique

による等感度シンチグラム (第 1 報)

金沢大学 中央放射部 ○松平 正道
核医学科 久田 欣一

シンチグラムのデータ処理が種々盛んに試みられているが、体内 RI 分布量を定量的に検出することは重要な基礎の 1 つである。しかし、これは γ 線が人体組織によって吸収されること、および距離による減弱ということで一般には困難である。シンチスキャナーにおいては対向検出器による等感度スキャンを行なうことにより、コリメータの中心線上付近において、深さに関係なくほぼ等感度に RI 分布量を検出できるが、シンチカメラでは不可能であった。今回われわれは γ 線エネルギーの異なる 2 核種を用い、吸収および距離による減弱を補正する方式により、シンチカメラでも等感度シンチグラムをうることを考案した。

1 つの臓器に γ 線エネルギーの異なる 2 核種 (またはエネルギーの異なる 2 種類以上の γ 線を放出する 1 核種) が集積した場合、人体のある深さ (x) におけるエネルギーの高い γ 線の count を N_{xH} 、低エネルギー γ 線の count を N_{xL} とすると人体の厚さ程度の範囲では深さに関係なく $N_{xH} - kN_{xL} \div \text{Konstant}$ なる関係のあることを見い出した。すなわち 2 核種による subtraction シンチグラムは定量的シンチグラムとなる。