

33. シンチカメラにおけるアナトミカルマーカの応用

島津製作所
都立養育院付属病院
飯尾 正宏 山田 英夫 千葉 一夫

アンガー形シンチレーションカメラのシンチホトの上に、患者の解剖学的な臓器位置を記録する方法については、アイソトープマーカを入れる方法、吸収材によるマーカを入れる方法などが実用化されている。この方法は簡便であるが、検査対象の像を乱す可能性がある。

この欠点を除去するために、患者の部位とシンチレーターの相対的な位置関係を電気的な信号に変換し、その信号に対応して、シンチホトの上に輝点または輝線を記録する装置が開発された。この装置によれば、任意の形で任意の位置に対応して、被検部位の解剖学的な関係を記録できる。この装置の概要と臨床例について報告する。

〔方法〕

シンチカメラヘッドに付属した位置信号発生部と、CRT 上に輝点または輝線を発生させる電子回路部からなる。

位置信号発生部は、記録したい部位に接するように、伸縮回転が自在になった接触子と、その接触子のシンチレーターに対する相対位置を極座標系で電気信号に変換するポテンシオメーター部から成っている。この接触子を記録したい部位に接触させ、押しボタンを押せば、+印のマークをシンチホト上に作ることができる。また接触子をたとえば costal margin に沿って移動し、輝線としてシンチホトの上に記録することもできる。

電子回路部は、輝点または輝線の輝度の調節、視野の大きい調節、およびピンホールコリメーターによる図形の反転の補正に対する調節器をもっている。

〔成果・結論〕

上記のアナトミカルマーカを使用すると、シンチホトと、解剖学的部位の関係が明確になり、臨床例に示すように、その診断上の価値は大きいと考える。

34. ^{67}Ga 腫瘍スキャンニングに関する技術的考察

千葉大学 放射線科 館野 之男

目的： ^{67}Ga 腫瘍スキャンニングの検出能率の向上。

方法：スキャンニング上、腫瘍が認識できるかどうかの限界は、放射線計測の原理から次式で表わせるはずである、 $|Ocps - Bcps| / \sqrt{Ocps + Bcps} \times \sqrt{A/S} \geq Kd$ ここで、Ocps は腫瘍上の、また Bcps はバックグランド上の計数率、A は腫瘍の面積 (cm^2)、S はスキャン速度 (cm^2/sec) である。この式から出発しての考察で、 ^{67}Ga の腫瘍スキャンでより能率よく腫瘍を検出するには、投与 RI 量の増量、スキャン表示方式の改良、スキャン時間の延長、コリメーター検出器系の改良などが有効であるのは明らかであるが、これらのなかでもっとも容易なのは波高分析器のウィンドウ設定法の改善である。最適ウィンドウの決定のためには、解剖例および臨床例で得られたデータに基づいて種々の腫瘍—肝—身体ファントムを作成しこれについて、5 KeV 区切りのあらゆる組合せのウィンドウで測定を行なった。このデータは莫大な数に上ったので、優劣の判定には $|Ocps - Bcps| / \sqrt{Ocps + Bcps}$ の値を指標に、電子計算機で処理した。

結果：あらゆる状況に対応できる単一の最適ウィンドウは存在しない。たとえば腹部腫瘍の検出に話を限っても、径 1 cm の腫瘍が焦点距離より浅い所にあるときの最適ウィンドウは 80—445 KeV、もっと深ければ 40—445 KeV、また腫瘍が比較的大きくて径 3 cm, 4 cm などのものが焦点付近にあるときは 60—465 KeV などの如くである。とはいえ、60—80 KeV から 440 KeV あたりまでを含む広いウィンドウはつねに最良のグループに入っていて、 ^{67}Ga の主な 4 つのピークのどれか 1 つあるいは 2 つを含む方法よりはずっとよい。269 KeV ピークのみを測定する方法が有利となるのは肝からの散乱がこの実験で設定した状態の 500 倍も多くなった場合である。またもし、マルチチャネルの分析器が使えれば、つのピークを別々に計測して加算する方法が最も有利である。