

シンチカメラの臨床的応用

司会： 寛 弘 毅

(千葉大学 放射線科)

1. シンチ・カメラの性能と問題点

田中栄一(放射線医学研究所)

アンガー型シンチ・カメラに関する理論と性能について概説し、空間分解能、感度の一様性、直線性等を決定する因子を考察する。カメラの性能は光電子増倍管(以下 P.M. という)の利得の調整によって大きく変化するので、適切な調整は使用者にとって重要な問題である。最も簡単な方法はエネルギーのウィンドウをせまくして photo-peak の高エネルギー側の傾斜部にセットし、シンチレータには γ 線を一樣に照射して一樣なパターンをうるようにする方法である (Wilks, 1963)。しかし 1つの性能(例えば一様性)について最良の状態でも他の性能(例えば直線性や分解能)が最良であるとは限らないので、使用者はそのカメラについて特定の調整を行ったときのあらゆる性能をよく調べておく必要がある。

つぎにカメラの性能、とくに低エネルギーで問題となる空間分解能の改良の可能性について述べる。いま X 軸上の位置信号を $X = \sum k_i g_i n_i / \sum g_i n_i$ とすると (n_i は i 番目の P.M. に入射する光子数, g_i は P.M. の利得, k_i は P.M. その出力に乗すべき係数), 分解能を最良にする k_i の値は次式で与えられる。

$$g_i (k_i - X) = C \frac{dn_i / dx}{n_i}$$

ここに x は発光点の位置座標, C は常数である。これを用いてシンチレータの中央で発光した場合について数値計算を行なった結果、現在のシステムの分解能は理想の場合より光の散乱がないと仮定したとき約 35%、全光量の 30% が散乱すると仮定したとき約 100 % 悪いことが判明した。また上式では最適係数は一定でなく発光の位置に関係しているが、このようなことは現在方式では具現できない。

そこで新しい位置計算回路の試みを紹介する。これは多数のタップを有する遅延電線に各 P.M. からの信号を適当に整形して印加し、遅延時間がその P.M. 位置座標に比例するようにすると、遅延電線の一端にはシンチ

レータ表面の光の強度分布に近似な電圧波形がえられる。位置信号はこの波形の面積を 2 等分する時点またはピークに達する時点等を検出することによってえられる。

最後に今後発展すべき方向をまとめると、

1) 大型化, 2) 位置計算回路の改善, 3) 調整の自動化または半自動化, 4) 低エネルギー領域への拡張, 5) 定量化, 精度向上, 情報処理に関する周辺機器の開発, 等であろう。

質問：有水 昇(千葉大学 放射線科) Fluoroscope は原理的にいくらでも大きくなりうるかと思いますが、いかがでしょうか、これにくらべて Anger camera は crystal の大きさによって制限されますので、限度があります。

答：田中栄一 オートフロスコープで有効面積を大きくし、分解能を改良しようとすると非常にデテクターの構造が複雑になり、かえって別の点での性能がおちてくるので、限界があると思います。

*

2. 他の診断法との比較(総論)

安河内浩<分院放射線科>

石川大二<放射線科>

(東京大学)

シンチグラム装置として近年従来のスキャンナに比して検出効率のよいシンチカメラが普及してきた。しかし分解能が悪いので診断価値が落ちるとの意見もある。

これら数学的に解明してみた。各装置の反応曲線 (x, y, z) は次のごとくなる。

$$f(x, y, z) = k_1 \exp \left\{ -\frac{\ln 2}{k_2^2} (z - k_3)^2 \right\} \exp (-k_4 z) \cdot \exp \left\{ -\frac{\ln 2}{k_5^2} (x^2 + y^2) \right\}$$

ここに k_1 (最高点よりの効率), k_2 (深さの半値巾), k_3 (最高点の深さ), k_4 (吸収係数), k_5 ($x-y$ 面の半値巾) である。

ここに RI 分布を $x_1, x_2, y_1, y_2, z_1, z_2$ の範囲内であるとして、点 ($X, 0, 0$) に検出器があった場合の検出器

の計数率は (x, y, z) を次式のごとく積分してえられる。

$$F(x) = \int_{x_1-x}^{x-x_2} \int_{y_1}^{y_2} \int_{z_1}^{z_2} f(x,y,z) \, dx, dy, dz$$

RI 分布を種々の臓器を相定して上式を analogue computer で計算すると、甲状腺の場合は k_3 の小さいカメラのピンホールコリメーターを使用した場合がよく、他の大きな臓器ではむしろ k_3 は大きい方がむしろ計数

値が多く優れている。この場合は k_3 が大きく、 k_2 も大きい方がよく、スキャンナも多孔形コリメーターによるカメラも大差ないと思われる。

以上の点から従来分解能にあまりにも重点がおかれすぎていた欠点があり、RI シンチグラム検査としては現時点では検出効率に重きをおく必要があろう。

現時点におけるカメラとスキャンナの比較は次の表の通りである。

Organ and Radioisotopes	Selected Apparatuses	Reason
Brain with Tc-99m	camera	time, mobility
Thyroid with I-131	camera	resolution
Lung with I-131-MAA	equall	
Heart pool with I-131-HSA	scanner	isometric
Heart pool with Tc-99m	camera	dynamics
Liver with Au-198-colloid	scanner	area
Liver with I-131-RB	equall	
Pancreas with Se-75-SM	equall or camera	mobility, sensitivity
Spleen with Hg-203-MHP	scanner	isometric
Kidney with Hg-203-CM	scanner	area
Kidney with I-131-HA	camera	dynamics
Kidney with Tc-99m	camera	dynamics

本文は IAEA シンポジウム Medical Radioisotope Scintigraphy (1968 Salzburg Austria) において報告した。

*

3. シンチカメラの臨床応用

—— 脳、肝を中心として ——

前田辰夫 (九州大学 放射線科)

脳、肝について、カメラ像、スキャン像、血管撮影像を比較して、実際の症例を呈示しながら、シンチカメラの臨床応用を比較評価した。全般的にいえることは 1) 異常血管の detail 像についての診断は当然ながら、血管撮影がすぐれ、鑑別診断の情報まで与えるが、手技の煩雑さ、不成功例、副作用も無視できない。2) カメラ像はほぼ一定した写真がえられるので、スキャン像に比べて診断的価値の高い像がえられる。3) シンチカメラでは各方向から容易に撮影ができることも診断能をたかめる原因となる。4) シンチカメラでは、RI の経時的な分布の追跡ができるので、特に脳の場合、腫瘍、嚢腫、A-V malformation 等の鑑別に役立つ可能性がある。5) 特に肝の場合、カメラでは短時間内に検査できるこ

とは臨床的に大きい利点である。6) 短半減期 RI の使用によって肝の撮影ができる。7) ピンホールコリメーターの使用によって、肝の診断能がよくなることはない。8) 情報の記録法としては、現在スキャナーがいろいろと工夫されており、カメラは白黒像が一般なので診断には慎重を要する。9) 腫瘍血管のない肝血管線像では小部分欠損の診断限界があり、スキャン像およびカメラ像との併用がのぞましい。

*

4. 他の診断法との比較脾・肺を中心として

有水 昇・館野之男 (千葉大学 放射線科)

シンチカメラを用いると短い時間的間隔でくり返しシンチグラフィーを行なうことができる。同一臓器について、くり返しシンチグラフィーを行なうことにより、臓器局所の RI 分布の時間的変動を知ることができる。これにより臓器局所の形態がわかるばかりでなく、局所の機能を推察することが可能である。

脾シンチグラフィーでは、しばしば脾以外の臓器、例えば、脾腎または腸管の像が脾像と重なり読影の場合に何処までが脾か判読の困難な場合がある。また、⁷⁵Se-