

時間の飛躍的短縮を企図した。

〔数学原理〕 点拡がり関数が二次元ガウス分布 $N(x_1, x_2)$ である場合には、積分方程式

$$G(x_1, x_2) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} N(x_1 - x_1', x_2 - x_2') F(x_1' x_2') dx_1' dx_2'$$

の解は

$$F(x_1, x_2) = \theta X P \left\{ -\frac{1}{2} \sum_{i=1}^2 \sum_{j=1}^1 E(X_i X_j) \frac{\partial^2}{\partial x_i \partial x_j} \right\} \times G(x_1, x_2)$$

$$E(X_i X_j) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} N(x_1, x_2) x_i x_j dx_1 dx_2$$

の形に与えられる。

〔実際の操作〕 上述の形式解で指数関数を展開の一次の項で打ち切った。

〔数値実験〕 まず、コリメーターの点拡がり関数から、 $E(X_1^2) \approx E(X_2^2)$ $E(X_1 X_2) \approx 0$ すなわち、ボケは軸対称と見做せること確かめた。次に点拡がり関数に上述の演算をほどこして、最大値が理論で予測される通り約2倍になることを認めた。次に前報で用いた¹³¹I 甲状腺紙ファントムはスキャンしてえられた数字シンチグラムに適用した。

〔結果〕 前報の逐次近似法の約 $1/15$ 位の計算時間で、より高い分解能がえられる。しかし、放射線のゆらぎをより著明に増幅する傾向がある。

質問：村山弘泰（東京医科大学 放射線科）
厚さについてのご検討はいかがでしょう？

*

58. 演算計数率計とそのシンチスキャンニングへの応用

田中栄一

（放射線医学総合研究所）

任意のレスポンスを有する一般化された計数率計について報告する。これは測定の目的にしたがって適当なレスポンスをもたせることができ、演算計数率計（Operational Count Rate Meter）と呼ぶ。演算計数率計のステップ応答を $F(t)$ 、インパルス応答を $f(t)$ 、同波数追答関数を $W(\omega)$ とするとこれらの間にはつぎの関係がある。

$$f(t) = dF(t)/dt$$

$$W(\omega) = \int_0^{\infty} f(t) e^{-j\omega t} dt$$

また計数率がであるとき、出力の統計変動の相対標準

偏差は次式で与えられる。

$$\sigma = 1/\sqrt{nT}$$

$$T = \left\{ \int_0^{\infty} f(t)^2 dt \right\}^{-1} = 2\pi \left\{ \int_{-\infty}^{+\infty} |W(\omega)|^2 d\omega \right\}^{-1}$$

ここに上記の T は等価時定数である。

つぎに2つのCR回路を用いた簡単な演算計数率計の回路とその性能を述べる。この計数率計は不足制動、臨界制動、過制動のうち任意の制動状態で使用でき、適当な不足制動状態では急速な放射線強度変化に対して従来のもより早く追望でき、ステップ入力にたいして $\pm 5\%$ に違える時間は約55%に短縮できる。

演算計数率計はある周波数領域をとくに増強するような周波数特性をもたせることができるので、これを利用してシンチスキャン像のボケを簡単に修正することが可能である。コリメーターの特性（line spread function）をガウス曲線と仮定し、これに近似な入力波形を上記2CR型演算計数率計に入れてシミュレーション実験を行った結果、分解能（FWHM）は約1.8分の1に改善され、その像の歪はわずかであることがわかった。

質問：内山 暁（千葉大学 放射線科）

実際にはこの装置をシンチスキャナにどういう形で組込まれるのですか。従来のスキャナにこれを入れればよいシンチグラムができるような使い方ができるのですか。

答：田中栄一 これはディスプレイと関連するので、まだ具体的には考えていないが、たとえば出力に比例する等間隔のパルス信号を作って従来の装置して入れるということも考えている。これは簡易な方法をねらっているでコンピューターとの接続は考えていない。

*

59. コリメータの解析 — IAEA 法による市販コリメータの評価について —

飯尾正宏（東京大学 上田内科）

G. J. Hine (IAEA)

IAEA の G. J. Hine の方式にしたがって、焦点型コリメーター（国産15種）の評価を行なった。¹³¹I, ¹⁴¹Ce の線源を用いるパラメーターを測定した。すなわち

(1) spatial resolution (2) plane source sensitivity (3) septa penetration である。

コリメーターは島津（4コ）、アロカ（5コ）、東芝（6コ）でこの中11コが¹³¹I用に設計されたものであり、4コが^{99m}Tc用である。また3コは5インチ用12コは3インチ用である。

幾何学的特性および line source response を IAEA

の勧告にしたがって一枚の図として表現した。すべての 3 インチ用コリメーターは、ガウス分布に似た line response を焦点面より相当の巾に亘って示したが、5 インチ用コリメーターではこれが焦点面に近い部分に限局され、焦点面をはなれるにつれて大巾なくずれを示した。コリメーター面よりさまざまな距離における spatial resolution は FWHM (full width at half maximum) で現わすこととした。甲状腺用コリメーターでは FWHM 0.8cm 以下が数cmに亘って維持されるようなデザインのものが望ましいがこのような設計のものは少ない。大臓器用には、さまざまな FWHM (0.7cm, 1.2cm, 1.5cm, 1.8cm それぞれ焦点面) のものが見出された。しかし FWHM が適当でも septa がうすく (0.2—0.25 cm, ^{131}I 用) septal penetration の多いコリメーターが見出され設計の変更の要をみとめた。ある種のコリメーターは plane source sensitivity, FWHM とともにコリメータよりの距離の変化に対し、きわめて徐々に変化し、対向型スキャナーでの使用に適するものであることを知った。

この line spread function はさらに MTF (modulation transfer function) まですすめ検討されるべきであろうが、この比較的簡単な IAEA 方式の表示法は、臨床医師にも、また製造担当者にもコリメーターの選択評価を行なうさいにきわめて有用な方式と考える。

質問：斎藤 宏 (名古屋大学 アイソトープ検査部)
焦点での解像力は半値巾が用いられて小さいほどよいが焦点をはずれたところでは半値巾が小さいことがよいといえますか。焦点以外はボケた方がよいのではないのでしょうか。

答：飯尾正宏 実際には焦点に正確に病巣を持つてくることが難しいので、わたしたちは半値巾のくづれは一般にはあまり急速でないものの方が使用し易いと考えている。

追加：斎藤 宏 (名古屋大学 アイソトープ検査部)
従来からあるアイソトープスキャン用コリメーターは固定焦点であった。スキャンの状況に応じて焦点を変えることができれば便利であるので可変焦点式ズームコリメーターを設計した。すなわちコリメーターを水平に輪切りにし、その輪と輪の間隔を一斉に延長したり縮めたりすると焦点距離は長くあるいは短くなる。この際有孔部の立体角が変るため孔に多少段ができるが最外側でも極端にケラれることはない。長焦点状にして間を 5mm 間隔おくようにし輪の層を 1cm とした場合 3 インチの

結晶 NaI (Tl) を対象とすれば 8cm から 14cm 位の間の焦点の移動が可能である。この範囲であれば最外側の孔の効率低下は問題ではない。輪と輪との間隔を延長した場合も縮小した場合も隔壁の鉛の層は不変である。不必要なガンマ線の進入に対しても配慮した。輪の外側には支持輪があり、それにネジが切ってあって一寸まわすと輪の間隔が一度に変えられるようにしてある。そのため、いろんな焦点のコリメーターをそろえておいて取替える手間はなくなる。これからは高感度と高解像力のズームコリメーターをつくっておけば他には交換用コリメーターを要しないと思われる。

ワンタッチで必要に応じて焦点を変えることができるし製作に特別の技術も必要としない利点がある。

*

60. カテーテル型半導体放射線検出器の臨床応用

佐々木康人 飯尾正宏 毛利昌史

上田慶二 佐々隆之 伊藤 徹

上田英雄

(東京大学 上田内科)

高柳誠一 小林哲二 杉田 徹

(東芝中央研究所)

1965年以来われわれが開発、医学応用を行なってきたカテーテル型半導体放射線検出器をさらに縮小することに成功し、ヒト心血管内、消化管内、気管支内、腔内に挿入して臨床応用を試みた。今回は冠血流量の測定、胃悪性腫瘍の診断につき報告する。

1. 冠血流量の測定、用いた検出器は外径 2.7cm の CASRADCK-2 型で、従来の TCK-3 型の外径 3.2mm に比しさらに小型化され、また安全性を高めるための表面をエポキシ樹脂で覆った。この検出器を肘静脈より冠状静脈洞に挿入、大腿動脈より左室内に挿入したカテーテルを介して ^{86}Kr 生食溶液を注入し、心筋からのクリアランス曲線を描く。このクリアランス曲線の半減時間を求め、単位重量当りの冠血流量うるることができる。実際にえられたクリアランス曲線は 2 相性となり、第 2 成分は ^{86}Kr の検出器表面への吸着に由来すると考えられた。したがって真の心筋クリアランス曲線はえられた曲線より ^{86}Kr の吸着曲線 ($N(t) = \frac{KCo}{\lambda_1 - \lambda_2} (e^{-\lambda_2 t} - e^{-\lambda_1 t})$ なる式よりえられる。) を差し引いてえられる。血流モデルを用いた in vitro 実験で、本法によりえた流量と、実測した流量とがよく相関することを確認した。臨床例 4