

のとなり、さらに高いエネルギーでは感度も劣る。

4) spark chamber 方式もさらにこのエネルギー依存度は大きいと考えられる。

5) 考案中の多段イメージカメラはシンチレーターと組み合わせると感度で走査式の20~40倍、結像力で10~

20倍の方式となる。

6) 同様に考案中の回転スリット式では感度で500倍、結像力500倍が期待される。

\*

Table 2.

方 式	種 類	エネルギー MeV	幾何光学特性			検出特性 Ed	J cm	総合特性			
			Eg $\times 10^{-5}$	Rg $\text{cm} \times 10^{-5}$	Fg $\text{cm}^{-2}$			S $\times 10^{-5}$	R $\text{cm} \times 10^{-5}$	F	
走査方式 Scintillation scanner	2" f = 5cm f = 10cm	0.36	0.76	0.41	4.56	0.79	0.3	0.60	0.7	1.2	
			1.57	0.82	2.36			1.24	1.1	1.0	
	3" f = 5cm f = 10cm		1.72	0.50	7.28			1.36	0.8	2.1	
			3.59	1.00	3.59			2.83	1.3	1.6	
	5" f = 10cm		14.4	1.15	10.9			10.6	1.5	4.7	
	a. b. c.		3.43	2	0.86			1.85	2.3	0.35	
Autofluoscope		0.36	17.4	2	4.35	0.54	0.3	9.4	2.3	1.8	
			39.1	2.9	4.65			21.2	3.9	2.1	
			15.6	0.75	27.9			4.2	1.05	3.2	
Scintillation camera	ピンホール a. b.	0.36	5.6	0.45	27.9	0.27	0.3	1.52	0.75	2.7	
	多孔コリメータ A B		21.9	2.0	5.56			5.9	2.3	1.1	
	0.36	55.0	2.8	6.92	0.27	0.3	14.9	3.1	1.5		
	多孔コリメータ C	0.14	38.5	1.3	22.8	0.91	0.3	35.0	2.1	7.92	
Image intensifier		0.14	38.5	1.2	26.7	0.1*	0.65	3.9	1.2	2.7	
		0.36						25.1	1.2	17.3	
Spark chamber		0.03	38.5	1.2	26.7	0.9*	0.07	3.5	1.2	24.3	
		0.08						2.7	1.2	1.88	
Multi stage image camera	シンチレータ 〃	0.14	38.5	1.2	26.7	0.91		3.5	1.2	24.3	
	螢光板	0.36	55.0	1.3	32.5	0.79		43.5	1.3	27.4	
Rotary slit camera		0.03	38.5	1.2	26.7	0.65		25.1	1.2	17.3	

## 22. RIシンチスキャニングの検出限界に関する基礎的研究

本田 昂 松平正道 久田欣一  
(金沢大学放射線科)

Basic phantomについて各核種に対するpositiveおよびnegative像の検出の限界を知る目的で以下の実験を試みた。basic phantom内の各種直径の中空球体をとり

つけ<sup>99m</sup>Tc, <sup>203</sup>Hg, <sup>131</sup>I核種を用い target to nontarget ratioの変化とともに positive像の検出限界を周囲比放射能の変化とともに検討した。直径30cmの球体については周囲の比放射能(約10<sup>-1</sup>~10<sup>-2</sup>μCi/ml)の5倍以上の濃度がある場合はどの深さにあってもシンチスキャニ上識別可能であるが、2.0cmの球体については最適のコントラスト条件下においてのみ識別可能である。1.0cmの球体の検出には周囲のおよそ50倍以上のRI濃度が

必要である。一般に核種のエネルギーの低い場合は高い場合に比して球体の位置が深くなる程識別は困難となる。等感度スキャニング法と従来のスキャニング法によるシンチスキャンを比較し、これらの詳細について報告する。negative 像の検出限界については目下検討中である。

2

## 23. Scanning & Modulation Jtransfer Function (MTF) (1)

竹中栄一  
(東京大学放射線医学教室)  
木下幸次郎 菊地緑彦  
(N H K 基礎研究所)

RI scanning において scintigram 像の理論的評価や RI image transmission system としての各構成要素間の理論的解析はまだされていない。光学系や X 線撮影系と同様に RI image 像の伝達する系と考えられるので、<sup>131</sup>I paper siemens star を用い、RI image の空間周波数伝達特性を測定し、別口理論的推測値と比較した結果、伝送論的取扱いの妥当性が認められた。

今体内の RI 強度分布を  $F(x, y)$ , 像の強度分布を  $h(x', y')$ , collimator の指向性を  $f(\theta, \varphi)$  とすると次式が成立する.

$$h(x', y') = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} F(x + \xi, y + \eta) f(\theta, \varphi) d\xi d\eta$$

ただし  $\theta = \cos^{-1}(l/r) = \cos^{-1}(l/\sqrt{l^2 + \xi^2 + \eta^2})$ ,  $\varphi = \tan^{-1}(\eta/\xi)$   $l$  は collimator と  $x-y$  平面との距離である.  $\varphi$  は  $x-y$  平面上の一点  $(\xi, \eta)$  を collimator が見込む角である.

いま  $F(x) = \frac{1}{2} \{1 + a \cos \cos \frac{\pi x}{L}\}$ ,  $f(\theta) = \cos^2 \theta$  とすると

$$h(x', y') = \frac{1}{2} [1 + a \exp(-\pi l/L \cos(\pi x/L))]$$

直流成分を除けば、

$$h(fs)/h(0) = \exp(-2\pi fs l), \quad fs = 1/2L, \quad \omega = 2\pi fs$$

$$G(\omega) = \exp(-\omega l_1) [1 - \exp\{-(\omega + \alpha)4l\}] /$$

$$\Delta l (\omega + \alpha)$$

ただし  $h(fs)$ : collimator の方向の MTF,  $G(\omega)$ : 組織の厚さを考えたときの RI 系の MTF,  $Al$ : 物体の厚さ,  $\alpha$ : 線吸収係数. すなわち collimator の特性の Fovier 変換が RI image scanning 系のいわゆるレスポンス関数なることを示す.

$\alpha = 0.1 \text{ cm}^{-1}$ ,  $4l = 10, 5, 3 \text{ cm}$  で  $\text{MTF} = 0.1$  のときの  $fs$  (spatial frequency) は  $0, 13, 0, 19, 0, 24 \text{ 本/cm}$  となり,

肝シンチで上記深さの認知限界を直徑約4cm, 2.5cm, 2cmの球形欠損と考えてよい。円筒マーン(直徑1cm), honey cone(焦点5cmと10cm), MTF=0.1のときのそれぞれcutoff frequencyは0.4, 0.3, 0.26本/cmである。MTFから有効集束距離はfocusしたとき5cm honey coneで1.2cmであり, collimatorの効率を定量的に与えられる。MTFの取扱いはRI像の定量診断の基礎としてきわめて大切である。

## 24. RI イメージ装置における像の回復 (Image Restoration)

## —スキャン図定量化的1試み—

飯沼 武<物理研究部>

永井輝夫<臨床研究部>

(放射線医学総合研究所)

1) Radioisotope image visualization においてもっとも本質的な問題はイメージ装置の分解能と感度の相反する性質であり、すべての装置はこの両因子のいづれかの妥協点を用いている。したがって結果としてえられるスキャン図は必然的に有限な分解能による「ぼけ」を含んでおり、スキャン図を判読する人間の視覚系に対し有用な情報を提供しえないことが多い。

もしわれわれがなんらかの手段によりこの「ぼけ」を除くことができるならば、分解能と感度の両因子間によりよい妥協点が求められかつ人間の視覚系により適確な像を与えることが可能となる。

2) まず、イメージ回復の方法をのべる前に観測される像と求むべき真の分布がいかなる関係にあるかを考察する。

簡単のために線スキャニング (profile scan: 1次元) の場合を考えてみよう。ここで人体の長軸方向の距離  $x$  の函数として表わされた RI の分布 (理想的な  $\delta$  函数の応答をもつ系でえられるイメージ) を  $f(x)$ 、装置の点線源に対する応答を  $r(x)$  とすると、観測される線スキャン図  $g(x')$  は重ね合わせの原理を適用して以下のように書ける<sup>1)</sup>。

(1) 式は convolution 積分であり、既定のエネルギーの X・γ 線を放出する RI に対して、検出系の応答函数が一定である場合にすべての RI イメージ装置において成