

1. シンチフォト位置決め用 X-photo 撮影

三島 厚 田宮 正 加藤 茂生

(名古屋大学 放射線部)

田中 良明

(名古屋大学 放射線部)

金子 昌生

(名古屋大学 分院放射線科)

目的：実物大シンチフォトを撮影したフィルムに重ねてX線撮影をする為に、特殊カセットを作製しようとする。

方法及び結果：現在、我々が使っているシンチカメラ用寝台は、遠隔操作の出来るもので、シンチフォトを撮影した位置から天板を 90 度回転出来るようになっていた。この位置にX線装置を設置して、シンチカメラの中心とX線の中心が合致するようにした。このX線装置と組合せて使うために作った実物大シンチフォト撮影用カセットの外形は市販のものと同じにした。中の構造は、フィルムの中に増感紙を組み込み、フィルムと増感紙は密着する様にした。シンチフォト撮影時は、備付けの実物大撮影装置に装着して行ない、X線撮影時は蓋をして寝台の下へ置いて行なう。X線像とシンチ線の拡大率が一致する様に改良を加えて行きたいと思う。

質問： 今枝 孟義 (岐阜大 放射線科)

臨床例で施行した場合、どんな像になりますか。

回答： 三島 厚 (名古屋大学 放射線科)

今回はカセットを作ったところで臨床例はまだ行なっておりません。

2. スキャン時の線スペクトル変形の評価

西沢 邦秀

(名古屋大学 放射線医学)

散乱体の種類及びそれらの配置の状況等により NaI 検出器で測定される γ 線スペクトルは多様に変形する。スペクトル変形が体内 RI の分布の再現、定量を行なう際のデータ処理に及ぼす影響を知ろうとして、ファントム中の ^{203}Hg 点線源の位置を変化させてスキャン時と静止時のスペクトル変形を比較検討した。

compton edge energy を cut off energy として充電領域と光電領域コンプトン領域の計数値の比をスペクトル変形の指標とした。

スキャン時のスペクトルは静止時のスペクトルのうちクリスタルの視野の端に近い点のスペクトルと以ている。

吸収係数は理論値と実験値で大きな差があり compton edge は必ずしも良い cut off energy とは言えない。

3. シンチカメラの陰性腫瘍検出機序の研究

(第2報 検出能を阻害する因子の理論的解析)

柴山 孝行

(国立名古屋病院 放射線科)

第1報においてシンチカメラの陰性腫瘍検出能はコリメータの空間解像力による影響よりも、腫瘍の大きさ、周囲 RI 層の厚さ、RI 層中に占める腫瘍の場所、深さ等、腫瘍と周囲 RI 層相互の体積および位置的関係並びに使用核種によって大きく支配され、RI の濃度には影響されないことを確認した。今回はこれらの原因を探究する目的で理論式を提案し解析を試みた結果、一つの原則に統一されることを認めたので報告する。

被検体の陰性腫瘍のある部分 B およびその周囲の RI 層 A から、コリメータを通して検出面に投影入射して作られる線像をそれぞれ B', A' とし、またその γ 線密度を I_b, I_a とし、ホトグラムとして観察する場合のフィルム乳剤の情報伝達能を 100% と仮定すると、陰性腫瘍が検出されるための条件は、

$$\frac{I_a - I_b}{I_a} = 1 - \frac{I_b}{I_a} > 0 \quad \text{ゆえに} \quad \frac{I_b}{I_a} < 1$$

であればよい。ここで $\frac{I_b}{I_a} = 0 (I_b = 0)$ のとき検出能は最大で、 $\frac{I_b}{I_a} = 1 (I_a = I_b)$ のとき検出能は零となる。この $\frac{I_b}{I_a}$ を比放射線コントラスト (specific radiation contrast) 略して SRC と称することにした。

この理論式を第1報の実験結果と対比して検討した結果定性的に非常によく一致し、総ての場合について陰性腫瘍の検出能が一次的に SRC は値の変化に帰着することが証明され、陰性腫瘍検出能を阻害する因子の作用機序を解明することができた。

質問： 金子 昌生 (名古屋大学 分院放射線科)
陰性腫瘍というのは、正常組織にとり込まれた RI にとり囲まれた欠損像の事でしょうか。

回答： 柴山 孝行 (国立 名古屋病院)
御質問の通りです。