

であった。3/16 inch の pinhole collimeter による 2 倍拡大の像では 0.7 cm 直径の欠損像を描出した。なお phantom には  $^{131}\text{I}$  を入れて実験した。

(2) 実際の撮影時間は、脳 ( $^{113\text{m}}\text{In}$  5~10mCi 投与) で 1 分、肝臓 ( $^{113\text{m}}\text{In}$  5mCi 投与) で 30 秒、腎臓 ( $^{203}\text{Hg}$  150 $\mu\text{Ci}$ ) で 5 分、甲状腺 ( $^{131}\text{I}$  100 $\mu\text{c}$  投与) で 7 分：であった。Anger 型カメラよりいくらか感度が高いように考えた。

(3) 本装置の特色である dynamic study の実例を脳、腎、心について、その一定間隔の連続描出像と局所の activity の経時的変動を 3 inch recondor に記録した曲線と対比して紹介する。

#### 75. シンチグラムのタイプ表示装置

東京大学 分院 安河内 浩  
放射線科 石川 大二 宮前 達也

シンチグラム表示は主としてフォト方式が利用されているが、一定時間毎 (scan area 0.5×0.5cm) の計数を記録し、紙テープに連続記録させる装置を試作した。

更に analyzer 機構を接続し、簡単な smoothing 回路を考案し、それによるシンチグラムと従来のフォトスキャン方式とを比較展示する。

#### 76. SUBTRACTION 回路を用いたシンチグラム

千葉大学 放射線科  
○有馬 昭 三枝 健二

〔目的〕 診断価値の高いシンチグラムをえる一方法として演算回路を備えたシンチスキャナーがある。今回われわれは先に試作した 5 インチ全身スキャナーに付属する subtraction 回路を用いて引き算スキャンを試みた。

〔装置および方法〕 装置は 5 インチ直径×2 インチ高さの Na I 結晶検出器 2 コを備えた上下対向型である。演算方法は上下 2 方向からの同時スキャンにより各検出器からの出力を各タレットダウンし、えられた出力パルスを subtraction 回路により差し引き計数の多い検出器側のパルスが別々の像として 2 面記録される。この方法によりファントム、臨床例スキャンからその特徴を見出す。

〔結果〕 ① 解像力は空気中での line source による Tsuyat scan で調べた。孔数の少いコリメータでも subtraction factor を増すと解像力をよくすることができた。② 上下各検出器からの計数の差の多いもの程明瞭に描記されるので肝ファントムでは従来の方式に比

して欠損の描記が明瞭となる。③ Hot の描記より cold の描記に適すると思われる。④ 計数の少いスキャン像には不向きである。従って感度のよいコリメータ検出器系を用いるか、あるいは、RI 投与量を増す必要がある。

#### 77. ガンマー線源によるシンチグラム像の位置決めについて

東北大学 放射線科  
中村 護 沢井 義一 阿部 光延

ガンマー線の人体による透過度の差をシンチグラムに表わし、それを臓器シンチグラム像と重ね合わせ、その解剖学的位置を知るのには 1966 年 Kuhl らにより始められたものである。5 $\phi$  対向スキャナーの 1 門に  $^{241}\text{Am}$  300mCi を装置し、透過像および臓器シンチグラムを同時に与えることができる。 $\gamma$ -camera の場合も  $\phi 28\text{cm}$  の円盤状の線源を使用し透過像を与えることができた。 $^{99\text{m}}\text{Tc}$  を使用したが、半減期が短いので問題がある。 $^{241}\text{Am}$  溶液を線源に使用すれば日常臨床に応用できる。

#### 78. 記憶装置によるシンチグラム像の処理

東北大学 放射線科  
中村 護 沢井 義一 阿部 光延

シンチスキャナからの信号を INTERTECHNIQUE 社製 4095(64×94) チャンネル、フェライトコアメモリ装置に入れ、その後各種の処理を行ない、従来のシンチグラム像と比較したので報告する。

#### 79. カテーテル型半導体検出器による $^{85}\text{Kr}$ の測定

東芝総研  
高柳 誠一 小林 哲二 杉田 徹  
東京大学 上田内科  
上田 英雄 飯尾 正宏 毛利 昌史

カテーテル型半導体検出器を使用して  $^{85}\text{Kr}$  のごときガス状の  $\beta$ -emitter を測定する場合には空気中での  $\beta$  線の飛程が長いために、計数率には  $\beta$ -emitter の濃度の他に空間の幾何学的形状が影響を与える。この事実はカテーテル型半導体検出器を気管支内に挿入し、 $^{85}\text{Kr}$  を利用して肺の換気能等を測定する際の基本的な問題であるので理論的な考察と模型実験を行なったので報告する。

有底円筒の底部よりカテーテル型検出器を引き抜いた際の検出器計数率  $I$  は次の近似式で与えられる。

$$I = 2\pi\rho SR \left\{ 1 + \frac{L}{R} - \sqrt{1 + \left(\frac{L}{R}\right)^2} \right\}$$