

の構造・性能等について報告する。

検出器は、直径 $11\frac{1}{2}$ "φ, 厚さ $1\frac{1}{2}$ " の HARSHOW 製ヨウ化ナトリウム単結晶, 3"φ の光電子増倍管19本, マトリックス回路4系統, および 300kg の鉛シールドによって構成される。

コリメーターは、6本のボルトで脱着が可能な構造とし、高エネルギー用, 2100穴、厚さ75mm のもの、低エネルギー用, 7000穴、厚さ 30mm のもの、および 5mmφ のプラチナエッジを有するピンホールコリメーター等を製作した。

検出器よりえられた、+X, -X, +Y および -Y の各信号は、電子回路装置内で、まず、4系統のRI選択回路に入る。その後、4系統の信号を混合してZ信号を作る。これら、5系統の信号は各々増巾される。Z信号に対しては波高分析を行なう。一方、Z信号以外のZ信号は、Z信号との比をとり、観測部のブラウン管の偏向板に印加される。Z信号のうち、波高分析のウインドに入ったものによって、ブラウン管の輝度変調を行ない、ブラウン管面上に輝点を生じさせる。スケーラは6桁のものが、2系統用意されており、最大4分割した。視野のうちの任意の2つを選択して、計数を行なわせることができる。また、スケーラの計数値をアナログ信号に変換した出力を有しているので、タイマーにより適当な時間間隔で、リセットを行なえば、レコーダを接続することにより、レノグラム等の測定も可能となる。

現在までのテストの結果によれば、有効視野は、直径25cm 程度と考えられる。また、高エネルギー用コリメーターを使用した場合の、 ^{203}Hg , 1mmφ ラインソースの分解能は1.25cm 以下である。

質問：内山 曜（千葉大学 放射線科）

Nuclear Chicago のカメラと異なる特徴は？もしそれと性能を比較してあればその結果を教えて下さい。

答：森 瑞樹 1. 方式は外国製品と同じである。

2. 分解能はコリメーターによってつまり2100穴のものでは、外国製品よりもよいようである。

*

66. 遅延電線式シンチレーションカメラ

平本俊幸 田中栄一 野原功全

（放射線医学総合研究所 物理研究部）

位置信号の取りだしかたに新しい方法を用いたシンチレーションカメラの原理と予備的実験結果を報告する。この方法の基本的原理は位置時間変換を用いるもので、X および Y 軸用として2本の遅延線を用意し、光電子増

倍管の出力はその位置座標に対応した各遅延線の適当な中間タップにつなぎ、各遅延線の終端までの信号の遅延時間がその増倍管の位置座標に比例するようにしておく。そして適切なパルス整形をほどこすことにより遅延線の終端における信号波形から位置に関する情報をえようとするものである。

この方法の可能性を追求するために検出器と信号処理のための電子回路を試作し実験をおこなった。検出器は 6 φ×6mm NaI (Tl), ライトガイドおよび $1\frac{1}{2}$ φ の増倍管19本からなる。増倍管からの信号の処理は遅延線終端における波形が双極性になって、その零交叉時間がシンチレーションの位置に対応するようにした。CRT に加えるべき位置信号はえられた零交叉時間をふたたび時間波高変換することによってつくる。

まだ最終的結論をうるには至っていないが、この方法では位置計算のために乗すべき係数が各増倍管に対して、理論的最適値に近づけることが可能なためよい分解能が期待できる。

*

67. Scintillation Camera および 1600 Channel Memory 装置による Scintiphoto の作製について

森田陸司 高坂唯子 森 徹

藤井正博 鳥塚莞爾 福田 正

（京都大学 中央放射線部）

米国 Nuclear-Chicago 社製 scintillation camera およびそれに接続せしめた 1600 channel memory 装置による scintiphoto の基礎的検討を報告した。

1600 memory 装置は scintillation camera による画像を 40×40 matrix に区分し各 compartment に入る pulse を A-D converter を通じて digital 量に変換しそれを記憶せしめたものを map view, profil view として描記せしめ、さらに各 matrix の digital 量を print out せしめうる装置である。

^{131}I 点線源を detector 中心線上、detector よりの距離を様々な点に置いて一定時間計測し、それを 1600 matrix の digital 量として print out せたものより巾のきわめて狭い等反応曲線がえられ、本 camera はきわめて良好な指向性を有することが示された。

^{99m}Tc 点線源と 4000 holes collimator からも同様な等反応曲線が感度はさらに良好であった。pin hole collimator から漏斗状の等反応曲線がえられ、detector 近くでは厚みの深い臓器は歪みが強調されることが示された。

^{131}I 1Ci/cm² の汎紙 phantom による分解能の検討では、1000 holes collimator 使用で4mmの汎紙間隔、pin hole collimator では1mmの汎紙間隔が1600 analyser により検出しえた。

^{198}Au 0.1Ci/ml 深さ6cm の寒天 phantom において1000 holes collimator 使用によっては直径3.8cmの球は、寒天内いづれの位置に置いても放射能欠損として検出しえた。 ^{198}Au を含む寒天の様々な深さに直径1.5cmのガラス玉を置いたものでは1000 holes collimator 使用では寒天の深さ、1.0cm、pin hole collimator では寒天深さ2cmにおけるガラス玉の検出が可能であった。

^{198}Au を含む直角三角柱の寒天 phantom での寒天の厚みの検討では、1000 holes collimator の視野の周辺約1インチを除いては、RI活性と寒天の厚みは比例する結果がえられた。

質問：内山 曜（千葉大学 放射線科）

丸いものが四角くうつるがこれはマトリックスを増せば丸らしくなると考えてよろしいか。

答：森田陸司1600 analyser によって1 compartmentは約4cm×4cmの正方形となるため被写像が円形の場合でもその描かれる像は正方形の集合として描かれてきます。

*

68. シンチカメラによる断層スキャニング

館野之男 篤弘毅 有水 昇

川名正直（千葉大学 放射線科）

最近 Anger 型のシンチカメラが広く用いられるようになって、スキャニングにおいてもX線断層写真とほぼ同じ原理で、断層像のえられる可能性がでてきた。われわれはX線断層撮影にならってシンチカメラを用いて平面断層撮影法、円軌道断層撮影法、廻転横断撮影法、同時に多断層撮影法を行ない、いずれの方法でも断層スキャニングがえられることを確かめたので報告する。さらに点線源ファントムを用いてどの程度の断層解像力を有するかについて調べたところ、円軌道断層撮影法、廻転横断撮影法の順に解像力は悪くなり、二点を解像できる断層の厚さはこの順に薄くなることがわかった。

*

69. Profile Scanner による高レベル

全身測定法

松本 徹 藤本栄三 田中 茂

望月義夫

（放射線医学総合研究所 臨床研究部）

骨粗鬆症患者の臨床診断を目的とする高レベル whole

body counting の試みとして、通常の profile scanner を臨床用 H.C として使用する可能性について検討した。装置はベットの上下にある 3 φ×2 の NaI(Tl) 型検出器 2 個で台上の患者をはさみ、測定台を駆動して全身計測を行なう scanning geometry type の profile scanner である。信号は mixer を介して 100 channel の P.H.A で記録した。この profile scanner を検出器が移動する同じ scanning geometry の大型 H.C である放医研 H.C と、感度、 spatial response の 2 点について比較し、 ^{85}Sr 、 ^{131}I を投与された患者の測定法を検討した。(1)感度、核種には今回の骨代謝の解析に用いられた ^{85}Sr 、 ^{47}Ca と、臨床診断にもっともよく用いられる ^{131}I をえらび、各々を静注、投与直後の患者について cpm/μCi と、最小検出限界を求めた。対象 30 分、B.G 1 時間の測定で、精度 3 % 以内の最小検出限界は ^{85}Sr 0.083/μCi、 ^{47}Ca 0.24/μCi、 ^{131}I 0.18/μCi となり、それぞれ放医研 H.C の 21、37、22 倍の値をしめした。また感度はそれぞれ $1/_{15}$ 、 $1/_{27}$ 、 $1/_{14}$ となった。(2) spatial response. 患者測定時の等感度分布曲線を空中、水中（水層 20cm）の場合について ^{85}Sr 点線源を用いて描いた。曲線の形、等感度の広がりは放医研 H.C と同様の傾向を示した。(3)測定法の検討、 spatial response の均一性を高めるためにえられたスペクトルから、計数するエネルギーの範囲を①光電ピーク②散乱部③光電ピーク + 散乱部の 3 つにわけ、RI の異った分布による計数の差をみると、③の方法がもっとも少ない計数の差をしめした。(4)しかし ^{85}Sr 静注投与では、すみやかに均一化メトリイになることがわかったため、光電ピークのみを計数することで 5 μCi 静注投与の患者の retention を求め放医研 H.C. と比較した結果、投与後 135 日目までよく一致した。以上により、この profile scanner を臨床用 H.C として使用する時、感度の不足が投与量で補われ、測定法が考慮されれば、大型 H.C に匹敵する精度よいデーターがえられ、何よりも経済的な臨床用 H.C となりうることを認めた。

*

70. 長崎大学の Whole Body Counter

について

岡島俊三 法村俊之（長崎大学 原研）

藤本行一 三輪博秀 水越 慎

山本祐二 竹内祥馬 福地 寛

（富士通）

本学に今春完成した whole body counter は半地下構造の建物に次の装置を備えている。鉄室は内寸法 140