

走査時間を短縮することができる。

5. 色彩コントラストを有しないので、読影は color scintigram に劣るが、memory tube の spot の輝度をカウント数に応じて自働的に変えることができ、肝腫瘍例では、正常部では太く明るい線として、また欠損部では細く暗い線あるいは点として描かれるため、腫瘍の診断能力は優れている。

66. 大容量プラスチックウェルカウンターの試作

対 節 弘毅、○有水 昇、三枝健二
長沢初美、秋庭弘道
(千葉大学・放射線医学)

大容量プラスチックウェルカウンターの試作:

目的: 生体の物質代謝研究、沈着量追求などの目的で糞尿等の排泄物あるいは小動物中の微量放射が一度に測定できる大容量プラスチックウェルカウンターを試作したので、その基礎的実験を行なった。

方法: ウエルターカウンターは島津製でプラスチックシンチレーター (25cmφ×15cm) および 4 インチ光電子増倍管を備え、これをメディカルスペクトロメーターに接続してある。ウェルの大きさは 15cmφ×10cm で比較的大容量 (1000ml 位) の試料まで測定することができる。この装置の特性など調べるために、各種の RI を用いて以下の実験を行なう。

1. プラート特性およびバックグラウンド
2. ウエル内の感度分布
3. 最小検出放射能量

結果: 1. プラート特性からバックグラウンド対信号の比が最大となるような電圧、1150~1250V を求めた。また熱雑音等によるバックグラウンドができるだけ下げる意味で増倍管周囲を -5°C に保つと常温 (25°C) の場合より 40% 程度減少した。

2. 点線源、容積線源などを用いウェル内の感度分布を調べると底部と上部で差があり、同一放射能をもった試料でも容積 100ml と 1000ml では 20~35% 程の度計数効率の低下が認められた。底部に鉛板をおくことにより全体の計数効率は低下するがウェル内の感度分布はかなり均一に近くなった。

3. 最小検出量については核種の違いにより差があるが、標準誤差 5%とした場合 500ml 容積の試料について 20 分間計測で ^{59}Fe 0.3m μc , ^{85}Sr 1.3m μc , ^{131}I 1.6m μc ,

^{203}Hg 5.0m μc , ^{32}P 130m μe とかなり微量まで測定できる。また 4mm 鉛板を用いた場合は 1.2~3.8 倍の量を必要とする。

以上の基礎的実験の結果より、かなり微量の RI まで測定できるので生体に投与する RI 量も少量ですむし、また従来のウェルカウンターのように試料の一部採取という面倒もなく簡単に測定できるので、臨床的にも大いに活用できる。

質問: 赤木弘昭 (大阪医大・放射線科)

感度および background との関係、sample を NaI Xtal の周囲においていた場合の比較を教えてほしい。

答弁: 有水 昇 (千大・放射線科)

プラスチックウェルカウンターの計数効率は 10% 以上である。NaI 結晶の detector に密着して線源をおいて計数する方法は感度分布がよくないので、結晶に密着した部と少し離れた (2~3cm 以上) との感度がかなり異なると思う。

67. RI 診断における再生装置の応用について

伊東乙正
<放射線科>
○加嶋政昭
<内 科> (東京通信病院)
上柳英郎、中西重昌、井上英夫
(鳥津製作所)

アイソトープを利用する診断法において、種々の測定を記録保存し、これを適当に再生することは診断能力の向上に有用である。この研究においては保存に磁気テープを利用した場合の装置の性能について検討した。

試作した装置は次の各部からなる。

1. シンチグラムの再生のために、① 2 インチ × 2 インチの NaI (Tl) を用いたシンチスキャナ、② medical spectrometer、③ 磁気テープ記録再生装置および再生用メモリースコープ。
2. 心拍出量など速い変化を記録するために、① 1 インチ × 1 インチの NaI (Tl) を用いた 2 系列のシンチレーション検出装置、② 液体シンチレーションカウンターと併用できるスペクトロメーター、③ 磁気テープ再生装置。

このうち磁気テープ再生装置は普通次のごとく使用する。シンチグラムの再生にさいしては記録速度3.75インチ/秒、再生速度19インチ/秒。速い変化の記録再生には記録速度19インチ/秒、再生速度3.75インチ/秒。

なおテープのトラック数は3である。またコントラスト強調方式も付加されている。シンチグラムの再生に磁気テープ記録装置およびメモリースコープを用いると再生時にそのシンチグラム像を肉眼でみることができる。またメモリースコープにおいてもコントラストの強調が可能である。速い変化の時間的推移の記録再生においては、計数率計、記録計に固有の時間的遅れをほとんどなくすることができる。

追 加

杉浦充雄、坂本啓介
阿部秀一、○室井龍夫
(東京大学・木本外科)
森 瑞樹
(日本無線医理学研究所)

短時間内の計数率の急速な変化を記録するために、磁気テープにパルスを一度録音し、種々の異なる条件で再生記録する方法を用いているが、記録方法をさらに改善するために、magnetic core にパルスを磁気の形で蓄積し、特定時間間隔に区切って再生させ、計数値をD-A変化によりヒストグラムで記録する装置を試作中であるので追加報告する。他に printing scaler, periodic integrator, low pass filter を用いる方法と簡単な比較を行なった。

なお optical fiber を用いた血管内デテクター（シンチカーテ）を検討中である。

68. Cesium-137 Teletherapy 装置の Electron Contamination の除去について

浜田政彦、砂倉瑞泉
十林賢児、○松江寛人
(国立がんセンター・放射線部)
山口 博
(日立製作所亀戸工場・レントゲン部)

中性子照射によって造られる⁶⁰Co に比較して¹³⁷Cs は核分裂生成物の中から分離精製され、エネルギーが低く比放射能の低い欠点のほか、β-崩壊が多く、実際に放出

されるγ線は84%である。

臨床的には皮膚の障害が問題にされるが、¹³⁷Cs の electron contamination を取り除くには、口過板材料、照射野、F S D、コリメーターの形態の外電磁石によって除去する方法が考えられる。日立製2000c、short-distance 20~30cm 治療装置に永久磁石(max. 1130gauss)を取りつけ build-up の測定によって electron contamination の除去を確かめた。測定には PTW 社の simplex-dose-meter の thimble chamber を使用。

SSD による変化は照射野 6×10cm² について 20cm で 67%，40cm で 42% (アクリール 127.5mg/cm²) が最大線量に対してえられ、明らかに磁石の効果が認められた。これを SSD 50cm² の tele cobalt 装置の表面線量の33% に比較すれば劣るが cobalt air schuter の 75% より優れている。

Filter は線源に近く 2mm Cu の A Filter、コリメーターの外線に 0.2mm の B Filter をおくことによって表面線量をさらに減少させることができた。

臨床的に皮膚の反応は tele cobalt と本質的に変りないが、磁石による electron contamination を除去することによって発赤、色素沈着の減少がみられた。

質問： 有水 昇 (千大・放射線科)

Teletherapy の線源はカプセルがあるので、核変のときのβ線がカプセルから外にでるか否か、ご教示えたい。

質問： 宮川 正 (東大・放射線科)

¹³⁷Cs の核崩壊によるβ線は問題にならないと思う(カプセルに入っているから)。照射筒等から出るγ線により誘発された二次電子の除去法としてよい方法と思う。

答弁： 関田政彦 (がんセンター)

Cs-137 治療装置で線源カプセルのシールドによってβは防御されており、βの漏出はないと思う。

追加： 藤田順一 (東二)

密封線源で三重位に包埋されているので、核崩壊によるβ線にでないと思う。

*