

多段イメージ管カメラと、 $^{99m}\text{TcO}_4^-$ によるラジオアイソトープアンギオグラフィー法について報告する。

本カメラは、1966年6月に発表されたRCA 3段イメージチューブを用いた Beierwaltes らの γ カメラに原理的には同じであるが、4段の image tube 2個を用い、前者がチューブの noise のため、現在まだまったく臨床の実用に供されていないのに比し、ごく高感度ですでに RI 血管造影法の分野でその有用性を実証するにいたっているものである。

9.5"φ×1/2" の NaI (Tl) クリスタルに 4681 個のタンゲステン製の並行金属コリメータを介し、入射した γ 線は被検対象中の RI 分布に一致した光点となり、この光点分布はレンズ系により多段増倍管 (M-7064A) の入力面に結像され、2 段のイメージ管を介して $10^7 \sim 10^8$ 以上に増倍される。これを closed circuit TV およびビデオシステムで、記録し、必要に応じて play back して動態解析を行なう。

このカメラはビデオテープで記録を容易に行ないうるためデータ解析も原理的には 1/60 秒ごとの動態解析が可能となるが、今回は 60 フレームの集積データ、すなわち 1 秒ごとの RI の心腔内移動の状態を撮影したのを紹介する。10—15 mCi (1—10 cc) の $^{99m}\text{TcO}_4^-$ 生食液を静注した 2 症例 65 才ネフローゼ男、および 20 才 dextro versio cordis 女性例について各心室間の充影の状況を記録し、血管造影法と比較した。また特殊な応用法として、各心室の RI 稀釈過程を心放射図として記録する手法を発表した。

本法は解像力などの点ではまだ X 線心血管造影法にははるかに及ばないが、簡単な手段で、被爆量も少なく、また副作用もないためスクリーニング法としての将来性が高い。

現在本カメラの重要な欠点であるクリスタル内面反射の除去、ディスクリミネータの採用を行っており、後日その結果についても報告したい。

*

7. Lung profile scanning 法の装置について

関本敏雄 国枝武義 佐藤菅宏 野矢久美子
大橋敏之 鈴木 脩 細野清士
(慶応大学笹本内科)

われわれは、かねてより ^{131}I -MAA を用いて、肺の profile scanning を行ない、局所肺血流分布の研究をつ

づけてきたが、今回は本法の装置ならびに ^{133}Xe への応用性について述べ、2 in. detector 2 基により、坐位で背部から両肺個々に同時スキャンできるように設計されており、induction motor と変速ギアを組み合わせ、scan speed は可変で、かつ肺と detector との位置的関係を明確にするため pre-set marker を設定した。scan speed と time constant との関係について検討するため、種々の時定数 (0.1, 0.5, 1.0, 5.0 秒) とスキャン速度 (5mm/秒, 10mm/秒, 20mm/秒, 30mm/秒) との組み合わせにより、肺尖より肺底へ、また肺底より肺尖へのスキャンを行なった。すなわち、曲線の“見掛け上のズレ”を上肺野対下肺野の割合 (上/下比) を指標として考察すると、時定数 0.5 秒では 20mm/秒以下の速度、1 秒では 5mm/秒以下の速度ではズレがなかった。また曲線の“最高値”は時定数 0.5 秒では 30mm/秒以下、1 秒では 10mm/秒以下では低下をみなかった。したがって、真の分布曲線を忠実に現わす値は、時定数 0.5 秒ではスキャン速度 20mm/秒以下、1 秒では 5mm/秒以下が適当という結果をえた。 ^{133}Xe スキャンは静注後 15 秒間の息こらえを行なわせ、時定数 0.5 秒、速度 20mm/秒で行なった。 ^{133}Xe と ^{131}I -MAA の pulmogram を較べると、上/下比は ^{133}Xe による方がやや大きい。吸気時息こらえによる肺容積化および核種の γ エネルギーの違い (^{131}I : 364 Kev, ^{133}Xe : 81 Kev) によるものと思われる。このような低エネルギーの γ 線を効率よく、かつ均等に測定するために、2 基の detector を肺の前後から対向させて bipolar scan を行なった。以上、変速ギアとマーカーを備えた本装置は ^{131}I -MAA ならびに ^{133}Xe の使用が可能であり、RI 局所肺機能検査装置として臨床診断ならびに研究に応用でき、利用価値のあるものと考えられる。

*

8. $\text{Na}_2^{35}\text{SO}_4$ を使用した細胞外液量の測定

—Anthracene 結晶シンチレーション
カウンターと液体シンチレーション
カウンターとの比較—

片岡生子 田中茂稔 池田和之 山村秀夫
(東京大学麻酔科)

S. N. Albert

(Washington Hospital Center)

細胞外液は輸液と関連して、最近、外科の領域で注目されているが、その測定には、tracer として、 ^{35}S 標識硫酸ソーダを用いる希釈法が、もっとも適当とされている。

この ^{35}S の β 線を簡単に計測して、臨床的に役立つように細胞外液量を測ろうという目的で考案された。anthracene free-flow cell について、液体シンチレーション、カウンターと比較検討し、その信頼性を確かめ、実際に外科手術患者などに使用しているので、報告する。

Anthracene free-flow cell について：

透光性アクリルレジンで造った円盤内に、ジグザグに 1 本のトンネルを通し、その内面を、anthracene の細かい結晶で覆ったもので、いわば、シンチレーター自身で造られたキュベットである。これに試料を液体のまま入れて計数し、その濃度を知ることができる。

この cell を用いた方法と、水溶性シンチレーターを使った液体シンチレーションカウンターとで、63 の同一試料をそれぞれ測定して比較した。試料は実際に人に $^{35}\text{S-Na}_2\text{SO}_4$ を注射してえた血漿を除タンパクしたものである。

X 軸に液体シンチレーション、カウンターによる濃度、Y 軸に anthracene cell を用いた値をとると、相関係数、0.907、回帰直線 $Y=0.960 X-0.041$ となって、両方法の値は一致するとみなすことができる。

試料作成では、汙液そのもので計数でき、測定量を正確にピペティングせずにすむ。測定所要時間は cell を 1 回ずつ洗滌するので 1 試料につき、20 分から 30 分である。

減衰補正、消光、自己吸収、幾何学的効率などへの配慮は必要ない。費用は、シンチレーション、カウンターの検出器のほうだけ改造すればよく、また、1 試料ずつシンチレーターを消費しないので、安価である。

以上、液体シンチレーション、カウンターに比しても、種々の利点があり、十分、臨床的に利用できる。

*

9. 液体シンチレーションカウンタにおける クエンチングレベルの自動決定について

徳永 昇 小谷野 明 岸本光雄 木島正一
(日本無線医理学研究所)

低エネルギー β 線測定装置として、液体シンチレーションカウンタが各方面で使用されているが、試料自体のクエンチングが大きな問題である。とくに、生体組織をシンチレータに溶解するとクエンチングが激しく起こり、計数効率も低下する。二重標式料の測定では、高エネルギー核種が低エネルギー核種のチャンネルにほとんどはいり込むため、分離測定が非常に困難となる。この

ため、従来の装置では光電子増倍管に対する印加電圧、または増幅度を手で変えてクエンチング試料の測定条件を設定していた。しかし、この方法では多数の試料を扱う場合、試料ごとにクエンチングをチェックし、その程度によって測定条件を決めなければならず非常に煩わしかった。

われわれは前記の欠点を除くために、試料一本一本についてクエンチングの程度を自動検出し、その程度によって測定条件を自動設定しうる装置を開発し製品化に成功した。

クエンチングの程度は、試料が測定室に入ると外部標準線源が自動照射され、外部線源チャンネル比によってきまる。本装置は外部線源比からクエンチングレベルを自動検出し、試料の最適測定条件を自動設定する。

本装置を採用することにより、従来の装置では困難であったクエンチングの大幅に違う試料の測定が、同一測定条件で行なえるようになった。

*

10. 循環血液量測定用ダイリレーション コンピュータの試作とその性能

里見義康 小谷野 明 森 瑞樹 塚本盛陪
(日本無線医理学研究所)

Radioisotope dilution method による循環血液量の測定は、近時臨床目的からその有用性が認められ、簡便で正確、迅速かつ反復測定しうる装置が望まれている。われわれは希釈式を自動演算し、循環血液量を ml まで直読できるダイリレーションコンピュータを開発したので、その内容を報告する。検出部は $2\phi \times 3\phi$ のサイドホール型 NaI (Tl) シンチレーション・デテクタと厚さ 3cm 以上の鉛シールドで構成し、シンチレータの中腹に直径方向にあげた井戸 A とその井戸からシンチレータ前面約 17.5cm の位置にあげた井戸 B とをおのおの希釈試料測定井戸および tracer dose 測定井戸として用いる。また測定部は可逆スケラタイムならびにデジタルコンピュータ、プログラム回路などで構成している。本装置の演算式は次のとおり。

$$V=K(I_1-I_2)/(I_3-I_4), l$$

ただし、 I_1 ：注射器中の dose の量

I_2 ：注射後に注射器に残った dose の量

I_3 ：混合したのちの採血試料中の dose の量

I_4 ：注射前の採血試料中の dose の量

K ：採血試料の量 (l) \times 計数効率比 (井戸 A/B)