昭和 51 年 11 月

日本放射線技術学会雑誌

〔第32回総会シンポジウム〕

III. ラジオアイソトープによる動態機能検査の技術的な問題点 (Anger 型シンチレーションカメラを用いた)

大阪大学医学部附属病院 中央放射線部

久住佳三・林 真・川越 康 充

小水 満・坂下 善 治

大阪市立大学医学部附属病院 中央放射線部

浜田 国 雄

(Code No. 321)

TECHNICAL PROBLEMS IN RI DYNAMIC STUDY USING AN ANGER-CAMERA WITH ITS ACCESSORY SYSTEM

By YOSHIMI KUSUMI

MAKOTO HAYASHI

YASUMITU KAWAGOE

MITSURU KOMIZU

YOSHIHARU SAKASHITA

KUNIO HAMADA*

Department of Radiology, Osaka University
Hospital.*Department of Radiology, Osaka City
University Hospital.

Summary

Recently, the Anger-cameras with their accessory systems were developed for RI dynamic studies.

The accessory system consists of RI data processing devices and recording attachments such as polaroid camera, time lapse camera, multiformat camera, VTR recorder, pen recorder etc..

Main technical problems of the Anger-camera in the dynamic studies are uniformity, linearity, resolving performance and dead-time loss. For the improvement of these problems and the accurate data collection, we developed software system such as correction of uniformity and dead-time loss in the RI data processor (minicomputer).

In conclusion, these processings using the digital computer system are useful for quantitative dynamic study and available for routine work.

1. はじめに

ラジオアイソトープを用いての動態機能検査は放射性薬剤の進歩と測定器及びその付属機器の発展に負うところが多い。1940年代より、原子炉、サイクロトロンなどになる人工放射性核種の出現により、もちいられる核種の選択範囲は著しく拡大し、この分野での長足の進歩がなされた。1960年代に ^{99m}Tc などの短寿命核種が出現し、高濃度急速投与が可能となり、また ^{133}Xe のごときガス性の核種が使用出来るようになり、動態機能検査の応用範囲が広がった。また測定器面では r 線に対して高感度で、かつエネルギー分析が可能なシンチレーションカウンタが登場し、光電子増倍管なども進歩するにいたり、1964年にAngerが大型シンチレータと19本の光電子増倍管を組合せた r 線カメラを発明し、動態機能検査も、イメージによる計測が可能となり付属機器である記録方式も進歩発展した。そこでAnger型シンチレーションカメラを用いての使用者側から見た技術的な問題点をのべる。

現在当施設でシンチレーションカメラを用いて行なっている動態機能検査はTable 1のごとくであ

Fig. 1.

Fig. 2.

Table 1.

部 位	核 種	標準投与量	投 与 方 法	使用コリメーター
脳	$^{99m}\text{TcO}_4^-$	10 mCi	静注	平行多孔
	^{133}Xe -注射液	5 mCi	頸動注	平行多孔
肺	^{133}Xe -注射液	10 mCi	静注	平行多孔
	^{133}Xe -ガス	10 mCi	吸入	平行多孔
心 血 管	^{99m}Tc -HSA	10 mCi	静注	平行多孔
肝 臓	^{198}Au -コロイド	200 μCi	静注	平行多孔
	^{99m}Tc -MIBA	2 mCi	静注	平行多孔
レノグラム	^{131}I -ヒップラン	300 μCi	静注	平行多孔
脾 門 脈	^{133}Xe -注射液	10 mCi	脾臓穿刺注入	平行多孔
涙	$^{99m}\text{TcO}_4^-$	100 μCi	眼滴下	ピンホール
	$^{81}\text{RbCl}$	4 mCi	静注	ピンホール
心 筋	$^{201}\text{TlCl}$	2 mCi	静注	平行多孔
腎 臓	^{99m}Tc -DMSA	3 mCi	静注	平行多孔
	^{99m}Tc -DTPA	3 mCi	静注	平行多孔
骨	^{99m}Tc -リン酸化化合物	3 mCi	静注	平行多孔

る。またシンチレーションカメラを用いて行なう動態機能検査の構成はFig. 1のブロックダイアグラムのごとくである。

Anger型シンチレーションカメラを用いて行なう動態機能検査の技術的な問題点としてはカメラ本体のものと付属機器とに大別できる。

2. カメラ本体の問題点

検査を行なうにあたっては検出器の視野内感度の均一性、計数率特性、分解能、コリメータの性能などが集収するデータの信頼度を決定する重要な因子である。

2.1 均一性について

Fig. 2で示すごとく、我々は面線源を用いて得た均一性画像をバラツキの有りそうな部位での横断面を取り出しその面における平均カウント数を求めその平均値より $\pm 15\%$ 以内に均一性を保つように調整を行なって使用し

ている。

その後、Fig. 3 のフローチャートを示す方法にて補正を行ない、Fig. 4 の様な満足した観察結果を得ている。原理的には、一様性面線源を計測し各絵素毎の逆数を求め、これを実際の計測データに掛けあわせたものである。

2.2 計数率特性

有効視野全体で 2,500 cc の面線源容器に ^{99m}Tc を、1 mCi から順次 1 mCi ずつ追加して行きその時の計数特性をコリメータ 16,000 holes, 30,000 holes, 42,000 holes, の各々について Window 幅を 20%, 30% で測定を行なった結果が Fig. 5 である。また DMA (Direct Memory Access) モードによるデータ処理装置で測定した結果が Fig. 6 である。この結果から検査に用いられる放射性薬剤の投与量によってコリメータの選択の必要性がわかる。

Fig. 3. 均一性補正のフローチャート

Fig. 4.

Fig. 5. Window 幅による各コリメータの計数率特性

2.3 解像力と感度

16,000 holes, 30,000 holes, 42,000 holes, の各コリメータの感度と解像力を比較するために内径 1 mm のテフロンチューブを用い ^{99m}Tc 3 mCi を 3 mm~30 mm 迄各 2 間隔ごとに平行にならべ空気中 14 cm, 8 cm, コリメータに密着, 水中 3 cm, 5 cm, 7 cm, 10 cm. と変化させて撮像した像及びそれに用いた時間を Fig. 7 に示している。感度においては 16,000 holes, は 30,000 holes の

約 3 倍であり、また 42,000 holes, は 30,000 holes の約 1/4 である。解像力についてはホール数が多くなるほどよくなっている。ここで提言ですが固有分解能が改善されるにしたいコリメータの性能も改善されて来ると思われますがコリメータの表示方法をただ単なるホールの数で表示するのではなく性能を適切に表わす表示法で表示してほしい。

3. 附属機器の問題点

現在使用されているシンチカメラに用いられている CRT の各種蛍光体の発光特性と各種感光乳剤

〔第32回総会シンポジウム〕ラジオアイソトープによる動態機能検査の技術的な問題点 (久住)

Fig. 6. 各コリメータによるカメラ本体とDMAモードのRI-DATA処理装置の計数率特性(上はWindow 20%, 下はWindow 30%)

の感度特性を Fig. 8, Fig. 9 に示す. この図より各施設にて行なう動態検査時の光学記録装置の使用選択指針になると考える.

3.1 ポラロイドカメラ

感度的には良好であり, また直接すぐに観察すること

Fig. 7.

Fig. 8.

が出来る利点はあるが, 手動での引き抜きのためタイミングのとり方に個人差があり不規則になる. また1パック8枚という枚数制限のため必要部分を撮りきれない危険性がある. しかし3眼レンズを使用するみにより同一時間帯での濃度の異なった像を観察することが出来る

Fig. 9.

長所もある。

3.2 タイムラップカメラ (Fig. 10)

ポラロイドカメラの様な欠点を補うためのモータードライブ方式の 35 mm カメラであるがカメラの機構上及びフィルム感度、投与量の関係上 1 秒以下の速いスピードでの撮影は不可能である。また後処理の現像においても長尺フィルムを使用のため専用の現像機などが必要であり又保存保管にも一考を要する。

3.3 マルチホームットカメラ (Fig. 11)

現在まで両面乳剤塗布の X 線用フィルムを使用し、機構的には 0.5 秒間隔での短時間撮影が可能であり、image のみでの観察には非常にすぐれており、また保存上でも経済的である。なお Fig. 9 で示したようなシンチカメ

Fig. 10. タイムラップカメラ例
 ^{99m}Tc HISA IV 20 mCi F:8 1/1.5 sec

Fig. 11. マルチホームットカメラ使用例
 ^{99m}Tc -HSA 20 mCi IV 1 FRAME, 1 sec

ラの専用フィルムも市販される様になり 適切な CRT との組合せにより画像もシャープなものを得られるようになった。

3.4 VTR レコーダ (Fig. 12, Fig. 13)

画像収集時のロスが多いが Ashbarn らが述べている付属装置の具備すべき条件すなわち、(1)デッドタイムなしに、カウントを失うことなく記録できること。(2)計測の情報と生理的情報 (ECG など) を同時に記録できること。(3)必要時間毎の image を得られること。(4)視野内のどの部分からでも RI の動きを示す analog 曲線を得られること。(5)市販検査機器 (Anger Camera など) に適合するものの 1 部条件を満足さす利点はあるが定量的な解析には不向きである。そこで現在の所デジタルコンピュータを用いた RI-DATA 処理装置がこれらの条件を満たしていると考え。

3.5 RI-DATA 処理装置

RI-DATA 処理装置はカメラからのデータを理想的な状態で検出できるが、その内容には統計の変動や分解時間などによる

〔第32回総会シンポジウム〕 ラジオアイソトープによる動態機能検査の技術的な問題点 (久住)

Fig. 12. Gate Scintigraphy (約300心拍かさね合せた gate scintigraphy である) Ashbarn がのべている条件 (2)

Fig. 13. VTR 使用例 $^{99m}\text{TcO}_4^-$ 10 mCi 脾直接穿刺

Fig. 14. 原データの特徴をそこなわない様に行なったスムージング例

数え落しなどが内在している。しかしそれを無視できる様な遅い動態検査では問題にはならないが短時間での現象を観測する場合には問題になる。そこでそれらをソフトウェアでおぎなう必要がある。たとえば統計的変動を減ずるためのスムージング (Fig. 14) や定量的な解析を行なおうとした場合には、デッドタイムによる「数え落し」の補正などが必要となる。Fig. 15 は当施設で使用しているソフトウェアの体系を示す。Fig. 16, Fig. 17, Fig. 18, Fig. 19 は当施設における RI-DATA 処理装置での動態検査使用例を一部示し次に短半減期放射性核種の高濃度急速投与時のデッドタイムによる「数え落し」の補正法を RCG を例にとりのべる。

高濃度の RI 急速投与時での動態計測を行なった場合、デッドタイムによる「数え落し」の補正には全視野の総カウントに起因して生じるのを補正する方法とカメラの視野内に小線源を固定して、この線源のカウント数を一定に保つように補正する方法とがある。この2つの手順を Fig. 20 に示す。分解時間の測定には直径 6.5 cm の2枚のろ紙に $^{99m}\text{TcO}_4^-$ を 4 mCi ずつ浸透させたものを使用して2線源法にて計測し、またウインド幅での影響

をみるためにウインド幅を 140 keV $\pm$ 10%, $\pm$ 15% と変化させて測定した。その測定値を用いてアダムスらがのべているアンガー型シンチレーションカメラのデッドタイムの計算式 (Table 2 の上段) のうち経験的によりよいという method 10 の式を用いて求めたデッドタイムが Table 2 の下段の表である。この結果より求めたカメラ本体及びデータ処理装置の補正係数の変化の曲線を、Fig. 21

に示す。次に $^{99m}\text{TcO}_4^-$ の小線源を視野内に固定しこれとべだてて、視野内の他の部位に線源を順次追加して測定を行ない、一旦、データ処理装置に記録した後、固定線源部に関心領域を定め、カウントの変化をみたのが Fig. 22 で示してある。この結果をもとにして前記総カウント法と同様に求めた補正係数の変化の曲線を Fig. 23 に示す。

以上の2種類の補正法を、実際の臨床データに使用した図を Fig. 24 に示す。上段の図の右上にある像が固定線源の像であり、固定線源は直径 1 cm の濾紙に $^{99m}\text{TcO}_4^-$, 200 μCi を浸み込ませたもので検査部位に支障のない対の検出器の視野に貼りその上を厚さ 5 mm の鉛でシ

Fig. 15. ソフトウェア体系

ールドして外部からの影響を除外して測定した。上段の曲線は固定線源の時間による計数率の変化とその時の補正係数の変化を表わしている。また下段の曲線は総カウント法により求めた視野内の計数の時間的变化とそれに対する補正係数の変化を示している。この2つの方法を用いて求めた右室、左室の動態曲線を Fig. 25 示す。右室曲線からの心拍出量は補正前のデータとは約10~12%の差がある。以上のことからシンチカメラとデータ処理装置を用いた動態計測の際には「数え落し」の補正が必要であり、その際の補正法はどちらでもよいと思われるが、我々は使用機器のデッドタイムを求めて行なう全視野による総カウント法がよいと考える。以上 RCG を例にとり RI-DATA 処理装置における補正法をのべ、RI-DATA 処理装置の有用性もあわせてのべた。しかし収集したデータを有効に生ずためには各装置間の互換性を持たせるようにすることが今後の課題である。又今後の展望ですが動態機能検査は生理的機能を反映するパラメータをえらびこれをイメージとして表現する機能と形態を表

Fig. 16. ^{133}Xe 注射液 15 mCi 脾直接穿刺の連続再生画像 1 sec, 1 frame Fig. 17. ^{131}I -hippuran 300 μCi 静注後の腎動態の例 (A) Total Pattern, (B) Substantial pattern, (C) Pelvic pattern

わすファンクショナルイメージの時期がくと思う。

〔第32回総会シンポジウム〕ラジオアイソトープによる動態機能検査の技術的な問題点 (久住)

Fig. 18. 12分割腎放射図例 (^{131}I -hippuran 300 μCi 静注)

Fig. 19. $^{99\text{m}}\text{TcO}_4^-$ 10 mCi 静注 1 sec 間隔集収 (Brain の RI-Dilution curve)

Fig. 20. 数え落とし補正法

Table 2. Methods for Calculating the Deadtime of Anger Camera Systems Ralph Adams Duane Zimmerman

Method 1.

Method 2.

The authors have written a computer program to find a value of T_1 by successive approximation to satisfy the equation.

$$N_{12} + Bc = N_1 + N_2 \text{ or}$$

$$\frac{R_{12}}{1 - R_{12}T} + \frac{Bk}{1 - BkT} = \frac{R_1}{1 - R_1T} + \frac{R_2}{1 - R_2T}$$

Method 3.

$$T_3 = \frac{A}{2R_1R_2} + \frac{1}{8(R_{12} + 2Bk)} \left(\frac{\Delta B_{12}}{R_1R_2} \right)^2$$

where $A = R_1 + R_2 - R_{12} - Bk$.

Method 4.

$$T_4 = \frac{2(R_1 + R_2 - R_{12})}{(R_1 + R_2)R_{12}}$$

Method 5.

$$T_5 = \frac{R_1 + R_2 - R_{12}}{2R_1R_2}$$

Method 6.

$$T_6 = D \left[1 + \frac{D}{2}(R_{12} - 3Bk) \right]$$

where $D = \frac{R_1 + R_2 - R_{12} - Bk}{2(R_1 - Bk)(R_2 - Bk)}$

Method 7.

$$T_7 = \frac{R_1 + R_2 - R_{12}}{R_{12}^2 - R_1^2 - R_2^2}$$

Method 8.

$$T_8 = \frac{R_1 + R_2 - R_{12} - Bk}{R_{12}^2 - R_1^2 - R_2^2}$$

Method 9.

$$T_9 = \frac{(R_1 - Bk) + (R_2 - Bk) - (R_{12} - Bk)}{2(R_1 - Bk)(R_2 - Bk)}$$

Method 10.

$$T_{10} = \frac{2(R_1 + R_2 - R_{12} - Bk)}{(R_1 + R_2 - 2Bk)(R_{12} - Bk)}$$

装置	Window 幅	
	20%	30%
日立	カメラ本体	6.89 μsec
	RI-DATA 処理	26.07 μsec
東芝	カメラ本体	7.92 μsec
	RI-DATA 処理	7.96 μsec

昭和 51 年 11 月

日本放射線技術学会雑誌

Fig. 21. 計数率と補正係数

Fig. 22. 固定線源部の計数の変化

Fig. 23.

Fig. 24.

Fig. 25.

4. おわりに

動態機能検査は、動態の種類、すなわち、動態の速さ、臓器の大きさ、臓器の生体内に占める形態学的位置、目的臓器と周囲組織とのラジオアイソトープの分布の割合などをよく検討してどのような装置（記録方式）かを決定すべきである。また、薬剤の投与量によって統計的変動が変わり、使用するコリメータによって感度が変わるため、検査に応じた核種、投与量、コリメータを選ぶ必要がある。コリメータは静止画像用とは別に、それぞれの動態に応じた専用のコリメータが必要である。エレクトロニクスの進歩に伴ないサイクルタイムの速い付属機器が開発され、将来、非常に速い動態検査などには、Anger型カメラのシンチレータの残光までが問題になる時期がくるだろう。以上の他に術者（医師）側の問題点として、注入方法（三方活栓を使用など）、注入部位、注入容量があげられるがそれらの検討も医師側と共同でやる必要がある。

稿を終るに当たり、検査データならびに終始御助言を下された当中央放射線部の木村和文医員、柏木徹医員、第1内科の西村恒彦医員の諸先生方に深謝するとともに当放射線部の技師諸君の協力に感謝します。

文 献

- 1) 上田英雄: RI トレーサーによる動態の解析と情報処理(第7回核医学総会シンポジウムⅡ), 核医学, 5(2), 118-127 (1968).
- 2) 飲尾正宏: 循環動態 (第8回核医学総会シンポジウムⅠ), 核医学, 6(2), 149-153 (1969).
- 3) Ashburn, W. L., et al.: J. Nucl. Med., 9, 554 (1969).
- 4) 鳥塚莞爾, 他: Scinti camera の Dynamic study への利用, Radioisotopes, 19(3), 155-164 (1970).
- 5) 上田英雄, 他: 〈特集〉RI 診断学の進歩—RI による循環動態検査と情報処理—, 総合臨床, 20(8) (1971).
- 6) 館野之男: 放射線医学史, 岩波書店, (1973).
- 7) Adams, R. and Zimmerman, D.: J. Nucl. Med., 14, 496 (1973).
- 8) Moshe Ben-Porath: Camera Deadtime; Rate-Limiting Factor in Quantitative Dynamic Studies, J. Nucl. Med. and Biol., 2(3) (1975).
- 9) Joseph, P. Kriss: Variable time-lapse videoscintiscopes; A modification of the scintillation camera designed for rapid flow studies, J. Nucl. Med., 10(5), 249-251 (1975).
- 10) 仙田宏平: Recording Radioisotopic Angiocardiology の臨床的応用に関する研究, 日医放誌, 35(1), (1975).
- 11) 池原勝広, 他: 阪大病院における核医学機器の性能管理 (とくに核医学データ処理装置の管理), 日放技学誌, 30(5), 509-514 (1975).
- 12) 久住佳三, 他: Anger 型シンチレーションカメラの均一性テスト用面線源容器の試作, 日放技学誌, 31(2), 112-114 (1975).