



Title	電子計算機によるRIイメージ処理に関する研究 第2編 シンチカメラによるFunctional Imagingに関する研究
Author(s)	向井, 孝夫
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1975, 35(10), p. 883-894
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/16166
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

The University of Osaka

電子計算機による RI イメージ処理に関する研究

第2編 シンチカメラによる Functional Imaging に関する研究

京都大学医学部放射線部（部長：鳥塚莞爾教授）

向 井 孝 夫

（昭和50年3月29日受付）

（昭和50年5月19日最終原稿受付）

Studies on the Computer Processing of the Radioisotope Images

Part 2. Functional Imaging of Various Organs Using Scintillation Camera and Computer

By

Takao Mukai

The Clinical Radioisotope Division, Kyoto University School of Medicine, Kyoto

(Director: Prof. Kanji Torizuka)

Research Code No.: 208

Key Words: Functional image, Washout curve, Curve fitting, Height over area method,
Least square method

In order to make the so-called "functional image" of various organs, a scinticamera has been used together with a data processing system aided by a computer.

After introducing approximately 5 mCi saline dissolved of ^{133}Xe as a bolus into the entrance of the target organs such as brain, kidney and lung, the washout process of the tracer by the blood flow, or the ventilation was measured by a scinticamera.

Signals from the scinticamera were accumulated in 1600 word memory via dual AD converter in a form of digitized matrix of 40×40 , and transferred sequentially onto the magnetic tape recorder to be analyzed by the digital computer. Using a sequence of these digitized frames, washout rate constants were calculated either by the initial slope (IS) method or by the height over area (H/A) method proposed by Zierler which represent regional blood flow per unit mass of tissue in the kidney and the brain or ventilation rate in the lung at every elemental grid. The former was accomplished by applying the least square fitting for the initial part of washout curves and the latter was performed by dividing the initial height by the area below the washout curves.

The computer program comprises followings; the data reading, smoothing to reduce the random fluctuation of the image data, determination of the organ contour, calculation for the various presentation including the functional image, and the image display by symbols with 9 to 11 levels for 80×40 array.

The H/A method was superior to the IS method, since the counts in each region was not sufficient to obtain the initial slope, especially in the kidney and the lung studies. However, data obtained by the H/A method usually demonstrated underestimated values due to the background comprised in the area below the curves. In order to eliminate this factor the background were subtracted from the original data before the calculation.

From the patho-physiological stand point of view, it was considered that the functional image was a successful method in demonstrating simultaneously combining the two important informations, that is function and structure of the organs.

I 緒 言

放射性同位元素 (R I) を使用する体外計測法によつて R I の臓器内への取り込み分布像から臓器シンチグラフィーが得られ、他方その経時的変動を観測することによつていわゆる dynamic study を行うことができる。これらの静的なものと動的なもの、即ち、解剖学的形態と生理学的動態とを同時に得ることができれば理想的である。このような観点から近年シンチカメラと電子計算機の利用により臓器全体にわたり各局所動態機能を1枚の画像として視覚的に観察しうるいわゆる functional image の作成²⁰⁾²¹⁾¹⁴⁾¹⁵⁾²¹⁾が行われるようになつてゐる。このイメージの基本は画像要素を局所臓器機能に関連した指標で表現することにあるが、このような指標は信頼でき、しかも解析の行いやすいものである必要がある。この意味で¹³³Xe の臓器からの飽和減少過程は適切であると考えられる。即ち、この過程の平均の turnover rate を求ることになるが、このためには洗い出し曲線の平均の減少勾配を最小二乗法によつて求める初期勾配法、あるいは Zierler の提案した height over area 法 (H/A 法)²²⁾がある。

著者は¹³³Xe の平均の洗い出し率の functional imaging を脳、肺、腎⁸⁾¹¹⁾¹²⁾¹⁸⁾²¹⁾について両法を用いて行つたが本稿ではそれぞれの臓器における両法の利害得失について、また functional image 作成の基礎的事項についての検討成績を報告する。

II 測定装置および解析方法

1. 解析方法

一般に血流量、または換気量 F (ml/sec) にて

灌流されている臓器に R I レーザが導入された場合、そのトーレーザの臓器希釈容量を V (ml) とするとトーレーザの平均通過時間も \bar{t} (sec) は、

$$V/F = \bar{t} \quad (1)$$

の如く定義できる。トーレーザが $t = 0$ において導入され、瞬時にして臓器内で混和平衡し、以後血流または換気によつて洗い出される過程を考えてみる。この過程の体外計測機器による計数率の変化を $q(t)$ 、その初期値を q_0 とすると、得られた観測曲線の作る面積は、

$$\int_0^\infty q(t)dt = q_0\bar{t} \quad (2)$$

の関係で示される。(1)、(2)の式より次式を得る。

$$F/V = q_0 / \int_0^\infty q(t)dt \quad (3)$$

(3)式は容量当りの血流量または一般に臓器内での物質交換の速さを表わす。かくして平均交換率 F/V は初期値／観測曲線の面積によつて得られ、これはいわゆる height over area 法 (H/A 法) として知られている¹⁷⁾²²⁾。トーレーザとしての¹³³Xe は不活性な拡散性物質であり、これをある臓器に1回投与した場合、ほぼ既述の条件に従つて臓器

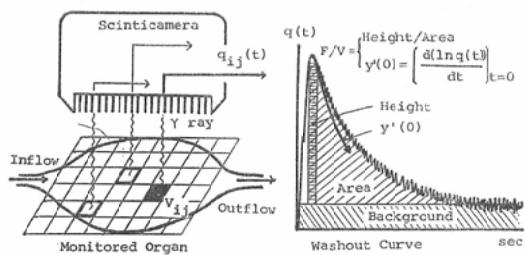


Fig. 1. Schemes of data acquisitions and their analysis in evaluating the regional function from each washout curve in monitored organ.

より消失し、しかも1回の循環ではほぼ完全に肺を通じて除去され再循環ではないと考えられるので、本法による解析に適当である。

本法は臓器内の動態内容を全く仮定する必要はないが、もしこれが数個のコンパートメントに分けられるとするといわゆるコンパートメントアナリシス⁹⁾の適応の対象となる。即ち、1つのコンパートメントの洗い出し過程において、

$$V_1 \cdot dq_1(t)/dt = -F_1 q_1(t) \quad (4)$$

が成立し、これは、

$$q_1(t) = q_{01} \exp(-F_1/V_1 \cdot t) \quad (5)$$

なる単一指数関数として表現される。従つてm個のコンパートメントを考えるなら、

$$q(t) = \sum_{n=1}^m [q_{0n} \exp(-F_n/V_n \cdot t)] \quad (6)$$

なる合成指数関数となる。各コンパートメントにおける初期値 q_{0n} は血流または物質分布量に比例すると考え $q_{0n} = q_0 F_n / \sum F_n$ とすると、

$$q(t) = \sum_{n=1}^m 1 / \sum F_n \cdot [F_n q_0 \exp(-F_n/V_n \cdot t)] \quad (7)$$

で表わされ、両辺を q_0 で除して正規化し $Y(t)$ とおき、これを微分すると初期勾配 $Y'(0)$ は、

$$Y'(0) = -\sum_{n=1}^m \frac{1}{\sum F_n} F_n (F_n/V_n) = -K \\ = -F/V \quad (8)$$

となる。即ち、合成指数関数として洗い出し過程を扱う場合、その過程の初期勾配 K は各コンパートメントの勾配 F_n/V_n を分布量で荷重平均した形として表現されることになる。この初期勾配は観測曲線の初期データを対数変換して最小2乗法を適応することにより容易に求められる¹⁰⁾¹¹⁾。

このようにして(3)式で示した H/A 法または(8)式で示した初期勾配法によつて臓器内任意局所における血流または換気による物質交換率がトレーサ観測値から求められる。これらの量はその臓器の局所機能量であり、従つてこれを臓器分布全体について求め表現することによつていわゆる functional image を作成することができる (Fig. 1.)。

2. 測定装置

Fig. 2 に測定装置およびデータ処理システム

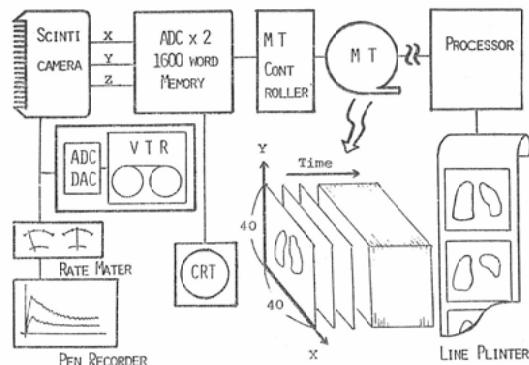


Fig. 2. Schematic block diagram of detecting and processing system of data.

のブロック図を示す。4000孔平行型、あるいは1600孔発散型コリメータを装着したシンチカメラ (Pho/Gamma III, Nuclear Chicago 社) を用い、その C R T の偏向板に印加される X, Y の位置信号をエネルギー弁別 (エネルギー幅、70~90 KeV) された Z パルスに同期してサンプリングし、その時の X, Y 信号の波高値を 2 台の A D 変換器によつてデジタル化し位置情報をデジタル量として得る。これを 40×40 の大きさに配列された 1600 ワードメモリの各要素に X, Y 座標を対応させて計数値を蓄積する。次いでメモリマップに記憶された R I 分布データを磁気テープコントローラを介して磁気テープ記録装置 (MT) に転送収録し 1 レコードとする。これを適当な時間間隔で経時的に行い、数レコードから数十レコードで functional image 作成のためのデータを得る。通常はシンチカメラからの信号を A D C と D A C それに V T R よりなる data store play-back 装置 (Nuclear Chicago 社) に記録し、後に再生し、任意の時間間隔で MT へ転送した。この際の計数値の数え落としの状態を ^{99m}Tc 点線源を用い、その放射能の強さと計数率の関係より調べた。MT の記録様式は 800 bpi の密度の B C D コードにより書かれ 1 語当りの桁数は 2~6 桁まで可変でありテープ速度は 36 インチ/sec である。従つて転送に要する時間は通常 0.3 sec/レコード以下であり 1 フレーム当りのイメージデータは 10 インチ程

度に収録できる。このMTをデータファイルとして京大型計算機センター、FACOM 230-60または230-75によつて処理を行なつた。

3. 臨床データの収集

a. 脳の局所血流量の測定

^{133}Xe (81KeV) の溶解液約 5 mCi を内頸動脈から1回投与すると直ちに血流分布量に応じて末梢領域に拡散、飽和して、以後、各局所の脳血流量に応じて洗い出されていく。計測は被検者の側頭部にシンチカメラの検出部を照準させて、トレーサーが内頸動脈を通過した直後より約10分後まで行い、初期は19.8秒毎に10フレーム、その後、最後まで蓄積したイメージとバックグラウンド(以下BG)のイメージデータを1フレームづつMTに収録した。

b. 肺の局所換気、血流量の測定

臥位または坐位状態の被検者の背面より両肺野をおおうように拡散型コリメータを装着したシンチカメラを照準し、 ^{133}Xe 約 5 mCi の溶解液を急速に静注投与した。注射後、呼吸停止せしめておくと、 ^{133}Xe は心臓を経て肺血流に従つて肺野に分布し大半は気化し、肺胞に移行するので得られるイメージは肺血流分布に相応する。次いで呼吸を行わせると局所換気率に応じて肺胞より外気中に洗い出される。この過程を初期は3秒毎に約10フレーム、以後は200~300秒まで計数値を蓄積してそれぞれMTに収録した。

c. 腎の局所血流量の測定

腎動脈に挿入したカテーテルを通じて ^{133}Xe 約 5 mCi を急速に注入し、背面より測定した。投与後、直ちに ^{133}Xe は毛細管より腎組織中に拡散、飽和した後、局所血流量に応じて腎外へ洗い出されていく。肺の場合と同様、初期は1.8秒毎で約20フレーム、以後は100秒まで計数値を蓄積し、またつづく100秒間はBGとして蓄積して、それぞれMTに収録した。腎はシンチカメラの視野に比して小さいため、X、Yの位置信号のゲインを換えてAD変換し、イメージサイズを通常より約2倍大きくして収録した。

4. 電子計算機処理

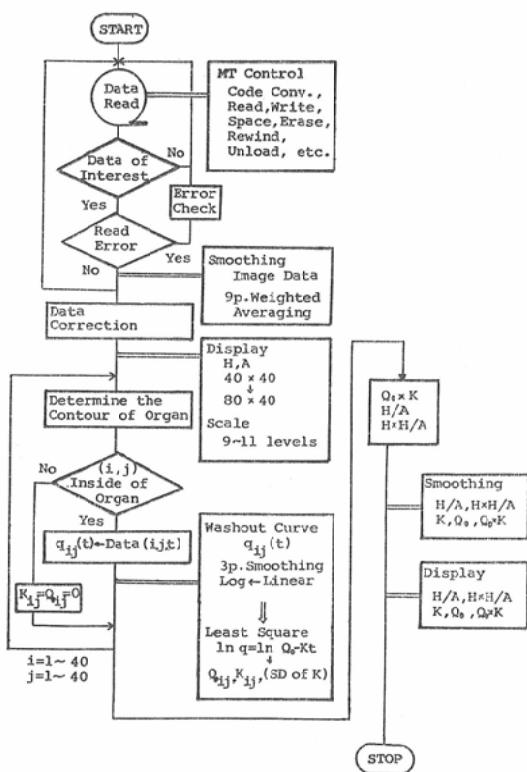


Fig. 3. Flow chart of computer program for the functional image from washout curve.

計算機処理の手順は Fig. 3 のフローチャートに示す如く、まずMTに収録されているデータを計算機に読み込む。この際、各レコードの最初に記録されているレコード番号 (TAGWORD) を検出し、必要なレコードのみを選択している。読み込まれたディジタルイメージは統計変動を減少させるため中心要素に2倍の荷重をかけた9点荷重移動平均法にてスムージングを行つた。その後、各イメージのBGの除去や測定時間についてのデータの補正を行つた後、便宜的に初期分布の像より計数値が最高値の10~15% (脳の場合は5~10%) 以下の部分は臓器外として臓器部の輪廓を決定した。まず初期勾配法によつて臓器局所機能量を測定する場合はイメージ群のデータブロック (i, j, t) の内、臓器部内に位置する要素 (i, j) の経時的変化 $q(t)$ を取り出し、これに3点荷重平均を行い式 (9)、(10) に示すように対数変換

した後、最小2乗法にてこの部位での初期外挿値 Q_0 と平均の洗い出し率 K に相当する初期勾配を求めた。

$$K = (\sum t \ln q - (1/N)(\sum \ln q \sum t)) / (\sum t^2 - 1/N(\sum t)^2) \quad (9)$$

$$Q_0 = \exp((\sum \ln q - K \sum t)/N) \quad (10)$$

これを1600回繰りかえし視野全域についての局所の $K(i,j)$ と $Q_0(i,j)$ の分布を得た。ここで $Q_0(i,j)$ は初期分布 $H(i,j)$ とほぼ一致するはずである。また別にデータの統計雑音の程度、あるいは K 値の信頼度を調べるために K の標準偏差を、

$$\ln q_c = \ln q_0 - Kt \quad (11)$$

$$SD_{of}K = [\sum (\ln q_c - \ln q)^2 / (\sum t^2 - 1/N(\sum t)^2) - (N-2)]^{1/2} \quad (12)$$

により計算し、分布表示した。これより臓器の輪廓を決定することもできる。また $Q_0(i,j) \times K(i,j)$ によって洗い出し量を計算した。他方、H/A 法により洗い出し率の計算は簡単であり(3)式の関係より初期分布を $H(i,j)$ 以後の洗い出し過程の蓄積量を $A(i,j)$ とすれば $H(i,j)/A(i,j)$ として求められる。同様に洗い出し量は $H(i,j) \times H(i,j)/A(i,j)$ として計算される。これらイメージの表示は各処理毎にサブプログラムである表示プログラムを呼び出し、ラインプリンタによつて 80×40 の大きさで 9~11 レベルのグレイスケール表示を行つた。この場合 R I 分布や洗い出し量など臓器内の相対的な分布状態を表示する時は最高値を 100 としたパーセント表示したが、一部、脳、腎の例では各症例間の比較のため洗い出し率の分布を絶対値で表示した。なお Fig. 3 で示した計算機処理の CPU 時間は FACOM 230-60 で約 100 秒、230-75 で約 15 秒であつた。

III 結 果

1. データの検出および収集システムの時間的分解能

Fig. 4 に ^{99m}Tc 点線源の放射能の強さとシンチカメラの全視野で得られる計数率の関係を示すが、シンチカメラ、データストアおよび 1600 ワードメモリを通じて約 5000 cps まで直線性が示されている。今回では 1 フレーム当たりの全計数値は最

も多い脳の場合でも約 3000 cps 以内であつたので計数値の数え落としの補正是行わなかつた。

2. 脳の局所血流量の測定

脳局所の洗い出し率は H/A 法による場合は最

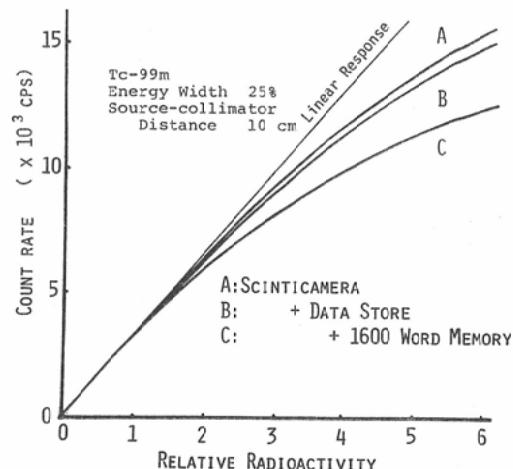


Fig. 4. Relation between radioactivity of point source and count rate of the detecting system.

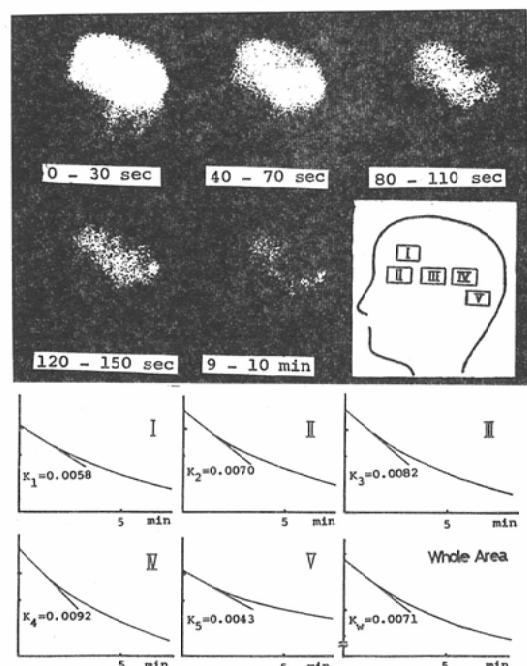


Fig. 5. Serial left lateral brain scintiphotos with ^{133}Xe and the initial slopes of the washout curves in the individual regions shown on the figure, in a patient with falx meningioma.

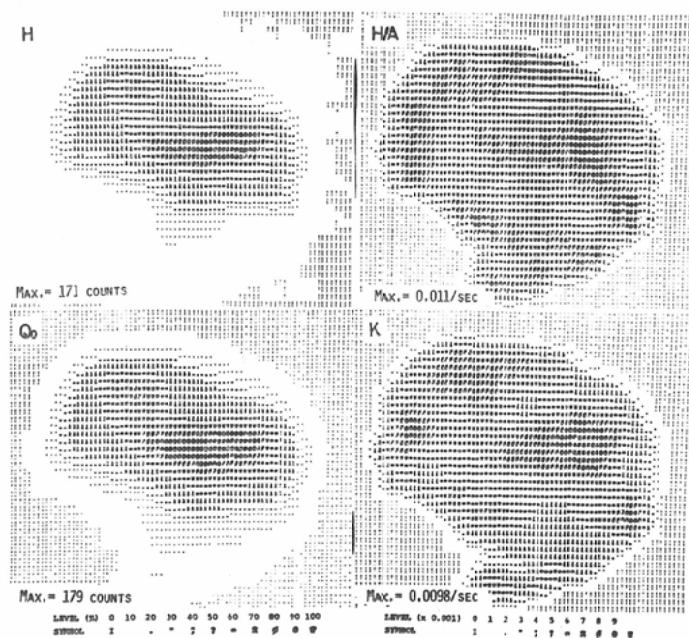


Fig. 6. Results of data processing in the same patient shown in Fig. 4. H : Distribution of initial height. H/A : Distribution of disappearance rate by height over area method. Q_0 : Distribution of initial values of the washout curves by extrapolation. K : Distribution of initial slopes of the washout curves.

初のレコードである20秒間の計数値をHとし、10分後までの全計数値をAとして算出した。また初期勾配法では最初から2分までの6レコードのイメージ群より各画素における洗い出し曲線の初期勾配Kと初期外挿値 Q_0 を求めた。Fig. 5は大脳錐部の髄膜腫の症例の左内頸動脈から ^{133}Xe 約5mCi投与し、脳血流の左側面からの連続シンチフォトおよび図中に示す脳の各部での洗い出し曲線とその初期勾配の値を示す。腫瘍部Iでの勾配は他の正常部位に比して緩徐で、血流の低下が認められる。事実これらの結果をfunctional imageとして示すとFig. 6に示すごとく初期勾配法によるKとH/A法による洗い出し率の分布状態はほぼ良く一致しており、Fig. 5の連続シンチフォトで示す部位にはほぼ相応した洗い出しの状態がよく描出されている。なおこれは最高レベル0.01/secとした表示である。Fig. 7 aに初期勾配法によつて得たK値の標準偏差の分布を示すが、これがほ

ぼ±0.0015/sec以下の部位はFig. 7 bに示す初期分布のパーセント分布図で5%以上の部位、即ち臓器部と見なした部位とほぼ一致しており、計算されたKの信頼度が計算に使用された計数値の大きさに一致していることがよく示されている。相対誤差、即ち $(SD \text{ of } K)/K \times 100\%$ は臓器の辺縁部でも20%程度、K値の大きな部位では5%以下となつていて、標準偏差が比較的小さいのは1レコードのイメージデータを約20秒間測定して初期分布の計数値が画素当り最高約170カウントと多いことに加えてスムージングされたデータを用いて $\ln q(t)$ の回帰直線を求めることによつている。

3. 肺の局所換気、血流量の測定

肺からの ^{133}Xe の洗い出し率を表示するfunctional imageは肺の局所肺胞当りの換気率の相対的表現であり、Fig. 8に正常肺のH/A法と初期勾配法によるものを示す。この場合Hは ^{133}Xe

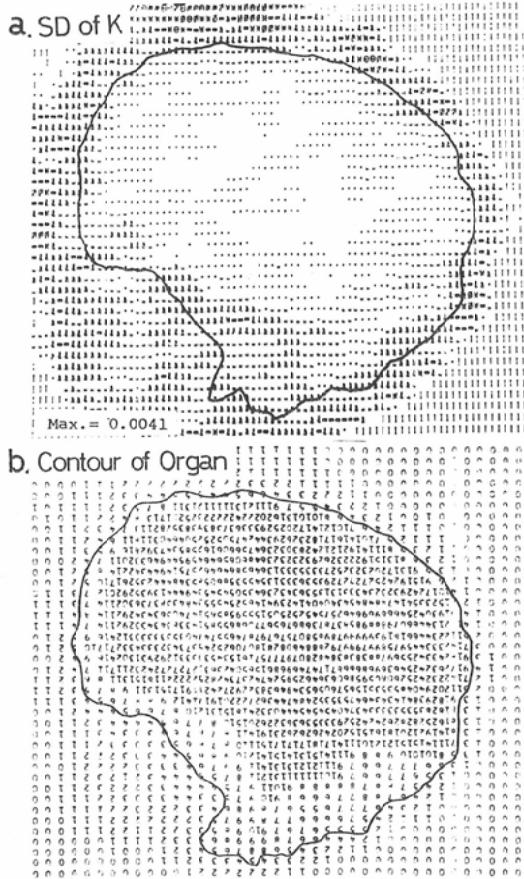


Fig. 7. a : Distribution of standard deviations of K values in Fig. 5. b : Distribution of initial height in the same patient. Each element above 5 % of the maximum count was enclosed by solid line. Contour of the organ was determined in this way.

静注後呼吸停止を行つて得た肺血流分布像を用い Aは以後の呼吸を行つた洗い出し過程の積分値を用いた。他方、初期勾配は呼吸開始後6 レコード迄、即ち約20秒間のデータを計算に使用したが肺の場合は脳の場合と異なり、本例の如く、一般に初期勾配法による像是 H/A 法による像に比して乱れの多い不安定な結果を得た。これは初期分布の1画素の最高計数値は感度の低い発散型コリメータを用いることもあるつて、通常約20~30カウントであり、計数率は視野全体で1000~2000cps と比較的小さいためと考えられた。従つて肺における

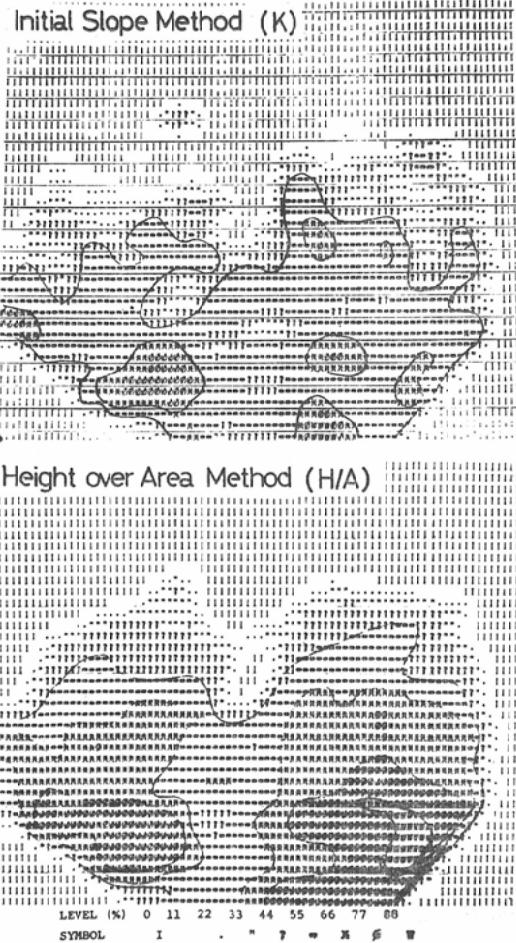


Fig. 8. Functional images of ventilation rate in the lung with ^{133}Xe by initial slope method(K) and height over area method (H/A).

functional image 作成はもつばら H/A 法によつた。

Fig. 9 aに正常肺、坐位での ^{133}Xe による肺血流分布 H、洗い出し過程の積分値 A および両者の比から得られた換気率 H/A の分布を示す。いずれも一様に規則正しい滑らかな分布を示しているが ^{133}Xe の静注による肺血流分布は重力の効果で坐位時には下肺における程、著るしい。またこれにはほぼ一致して換気率分布も下肺で著るしいことが描出されている。これは一般に換気、血流の重力効果として知られている。Fig. 9 bは閉塞

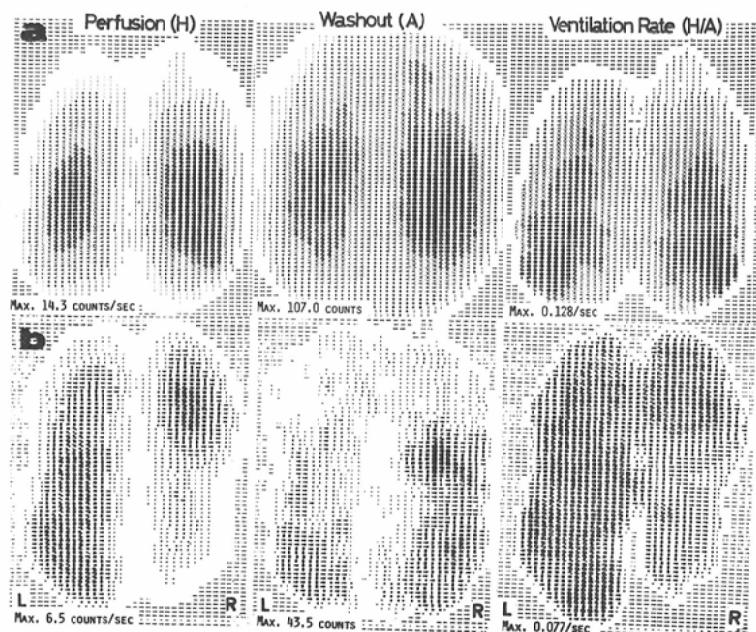


Fig. 9. Distributions initial height (H), washout (A) and ventilation rate (H/A) in a healthy subject (a) and in a patient with chronic obstructive pulmonary disease (b).

性肺疾患症例の成績を示すが初期分布Hの右下肺は左肺に比して著明な減少が見られる。また中央の洗い出しの像では、右下肺は洗い出しが悪く計数値が高くなっている。他方、換気率を示すfunctional imageではこの部の低下が認められる。また左肺も正常に認められる重力の効果がなく、両下肺は程度の差はあれ換気不良領域となつてゐる。

4. 腎の局所血流量の測定

Fig. 10の上図は健常人の成績を示し aは初期飽和時のRI分布、bは30秒前後の分布であり、これは全野からの洗い出し曲線のコンパートメントアルアナリシスにおいて第1相成分が消失し、第2相成分が残存している時の分布を示す。これより、その間の洗い出しは主として腎皮質相当部から行われていることが推定できるが、これに相応してcのH/A法による洗い出し率を表わす分布では下方皮質外縁部での値が高くなっている。本例における洗い出し率は最高0.085/secであるが、下図に示す皮質機能の殆んど廃絶した例では

初期分布と後期分布とでイメージの差は殆んどなく、また洗い出し曲線は緩徐である。これよりcのfunctional imageは腎全体にわたつて0.02/sec以下の低値をとつてゐる。この際上下図共cは最高を0.07/sec以上とした9レベルで表示してある。一般にH/A法を用いる場合、A値は¹³³Xeの溶解率の高い脂肪組織等腎実質以外のBG関与のため高めとなり、従つて、これより得られる値、即ち局所血流量は低めとなり、症例間の絶対値の比較を行う場合の障害となると考えられる。そこで腎臓の例については、腎機能に関与すると考えられる第1、第2相の洗い出し過程のほぼ完了する100秒迄の記録と既述BGを含む過程とを分けて記録し Fig. 11に示すごとく前半のA値から後半のA値を差し引いて計算を行つてみた。このようにH/A法においてBGを除去して計算した場合とそうでない場合との全腎平均の洗い出し率を初期勾配法と比較してみたが Fig. 12に示す如くBG処理を行うことによつて血流量の絶対値の過少評価が是正されている。

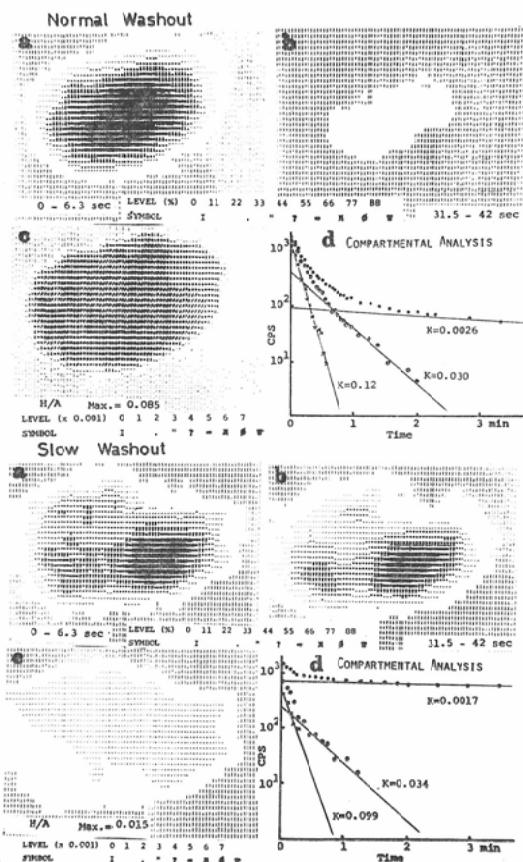


Fig. 10. Washout of ^{133}Xe from kidney in a healthy subject (upper figure) and in a patient with chronic renal failure (lower figure). a : Distribution of initial height (counts from zero to 6.3 seconds). b : Distribution of counts from 31.5 to 42 seconds. c : Distribution of disappearance rate by height over area method(H/A). d : Compartmental analysis of washout curve obtained on the entire kidney.

IV 考 按

シンチカメラと電子計算機を利用した臓器の局所動態を表わす functional imaging の基礎的问题について述べたがデータ収集法および処理法について考按する。

1. データ収集法に関して

データとして記録された各 R I イメージは 40×40 の大きさのマトリクスのディジタルな分布であり、これには統計的変動による雑音と検出系の点

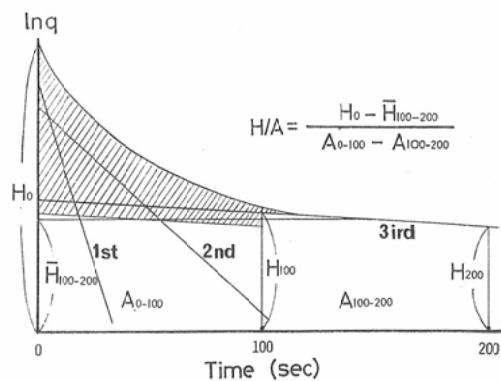


Fig. 11. Background elimination method. Area below the washout curve between 100 and 200 seconds was subtracted from the area below the first 100 second curve as its background.

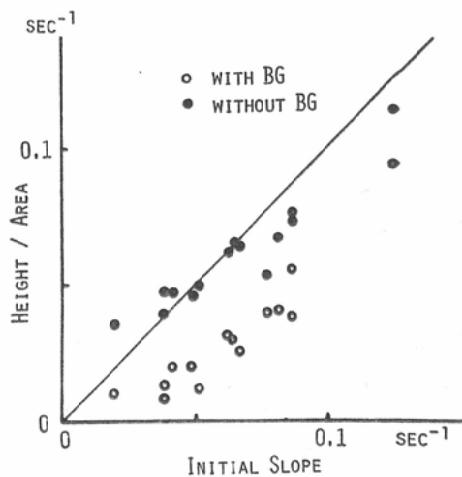


Fig. 12. Correlation between initial slope and height over area with and without background (BG), in 14 renal washout studies with ^{133}Xe .

応答関数によるぼけが必ずしも含まれている。従つて解像力改善のための画像処理⁴⁾¹⁶⁾¹⁸⁾¹⁹⁾²⁰⁾が必要と考えられるが、動態観察においては解像力よりも計数値の少ないとによる統計雑音がより問題となるので今回は各イメージのスムージング、最小2乗法による直線近似、および雑音の顕著な臓器の辺縁部を除去する等の雑音除去の処理のみを施こし、解像力改善のための画像処理は行なわなかつた。

また初期勾配法による処理画像の統計雑音についてはフレーム時間やフレーム数にも関係するがこれらは対象臓器のトレーサの turn over の速さを考慮して選択すべきものと考えられる。1フレーム毎の統計変動を少なくするためには、フレーム時間をながくし、収集する計数値ができるだけ多くする必要があるが臓器の turn over が速い場合はフレーム時間をながくとることもおのずと限界がある。洗い出し曲線の半減期は通常、脳では2分程度、肺では約20~30秒、腎では約10秒である。従つてこのような条件を考慮して最小2乗法を初期減少過程に適用するために本検討ではフレーム数を6フレーム程度とし、フレーム時間は1600ワードメモリの内蔵タイマの最小単位である0.6秒の倍数、即ち脳の場合は19.8秒、肺では3秒、腎では1.8秒としてデータ収集した。一般に曲線近似ではサンプル数の多いほど望ましいが、低計数率の場合ではこれ以上にフレーム時間を短縮しフレーム数を多くしてもばらつきの大きい曲線が得られ、さらには計算機のコアメモリや計算時間を増加させることになり、効果的でないと思われる。

次に時間に関するシステムの特性に関して大量のR Iを一回投与する際、記録システムの各要素すなわちシンチカメラ、データストアおよび1600ワードメモリの各装置においての死感時間³⁾⁵⁾⁶⁾が収集データの計数値に影響するが今回の臨床例では全視野の計数率は通常、最高3000cps以下であったためFig. 4に示した測定結果より測定系による数え落しは一応無視しても差し支えないと考え補正は行わなかつた。大量を投与し、大計数率の得られる場合は当然補正が必要と思われる。また、各フレームのMTへの転送時間は約0.3秒要し、この間にデータ収集の損失がある。特にフレーム時間の短かい肺、腎の場合には計数値は実際よりも約10%~15%低いものとして得られる。そこで各々のフレームの計数値を単にそれらの損失率から数え落されたと推定される計数値を加えることによつて補正した。脳の場合も同様である。これらはFig. 3の計算機処理手順の中のデータ

補正の所で行つている。この方法は真のデータは失なわれているが、便宜的に補正することによつて、実際さほど真値との差異は生じないとと思われる。

2. データ処理法に関する

H/A 法と初期勾配法における画質を比較すると、概して前者に比べて後者は乱れの多い不安定な結果を得た。乱れは低計数率の場合ほど、顕著であつたがこれは1画素当りの初期計数値が高々数十カウントであるようなデータについて最小2乗法等の近似計算をあえて行つたためと思われた。特に肺の場合はトレーサの拡散する容量が大きく、また低感度の発散型コリメータを用いており、加えて脳に比して洗い出しの turn over が速く、1レコード当りの計測時間を3秒と短かくしたためフレーム当りの計数率は低下することとなり、統計雑音は増加した。一方 H/A 法は初期最高値と以後の洗い出し曲線の積分値を計算に用いるため、その計数値は高く、従つて、より安定した画像が得られた。得られた H/A 値の信頼性については各要素ごとの H/A 値の標準偏差 σ を $H/A(I/H+1/A)^{1/2}$ とすると相対誤差 $\sigma/(H/A)$ は比較的小さくデータが前もつてスムージングされていることを考慮すると計数値の低い臓器の辺縁部でもほぼ20%以下におさまつている。しかし H/A 法の欠点は理想的には洗い出しの全過程の積分値が必要であり、計数時間を長くとる心要が生じ、しかも洗い出しの遅い部分は先に述べた如く必ずしも血流または換気等の生理的な意義を有する動態を描出しているとは限らない。しかもそれを BG として除去して取扱うとしても実際の記録上その区別は困難である。今回、脳、腎の場合は経験的に全記録のコンパートメントアナリシスの値を参考として BG の関与レベル¹⁾を定め、その除去を行つた。しかしながらとえその値が生理学的な血流量または換気率の値の絶対値を示さなくても臓器局所の相対的な機能分布を index として描出していることには変わらないから functional image の有用性はなお存在すると考えられる。ここでいう生理学的意義を反映しない BG

の存在することは ^{133}Xe が完全に臓器血流に応じて洗い流されるのでなく溶解係数に従つて組織中に留まることによるものと考える。即ち、溶解係数の高い脂肪組織の部分等は洗い出しが遅くその勾配は過少評価されることとなる。これに比べて初期勾配法で得られる値は(8)式から理解される如く初期流入血流分布で各コンパートメントの勾配を荷重平均したものであるからここで問題となる溶解係数の差による洗い出しの遅い部分、即ち BG の関与の問題はないと考えられる。

データ処理装置に関しては今回は大型計算機を用いたが、今後このようなデータ処理を日常的臨床検査に利用するなら近年よく普及しているミニコンピュータに16K語程度の主記憶装置と外部記憶装置として磁気ディスク等を備えておれば十分に処理可能と考えられる。むしろデータ収集に関しては本システムの如く2台のAD変換器と1600ワードメモリ、それに低速なMTへの転送という死感時間の大きいシステムに比して、はるかに効率よく行い得ると考えられる。このような処理システムが普及すれば今回の試みも単なる研究的試みに留まらず将来日常的な検査、診断方法として普及するものと考えられる。

V 総括ならびに結論

シンチカメラ、電子計算機を利用して臓器の局所循環動態を画像として描出させる functional image 処理の検討を脳、肺および腎を対象に行って次の結果を得た。

1. RIを利用しての機能検査は厖大な経時的データがデジタル量として得られるので電算機による解析は当然必須のものである。

2. 動的過程を1枚の画像として表現する functional image は臓器の形態と機能を同時に知ることができ臨床的に有用である。

3. 動態の单一量としての表示法としては H/A 法と初期勾配法とがあるが H/A 法は初期勾配法に比してより高い計数値のデータを処理することとなるので一般に安定した画像が得られる。また H/A 法はデータ量が少なく簡便であるが洗い出しの全過程の記録を必要とする欠点がある。

4. H/A 法ではトレーサが組織中に溶解することによって生じる BG が計算された洗い出し率に影響するが、適当な BG 除去によつて是正され、初期勾配法によるものと同程度の値が得られる。

5. 両者の方法による処理画像を比較すると各フレームの計数値の多い脳の場合では両者間にはほとんど差異は認められなかつたが各フレームの計算値の少ない、即ち、洗い出し過程の速い肺、腎では H/A 法の方が、初期勾配法より優れた画質が得られた。

6. 動的画像の作成に当つては静的画像と異なり、統計雑音の点で感度の低さが得られた局所機能量を表わす値の信頼性を低下させることになる。従つて、今後短半減期の RI の大量使用あるいは検出系の感度の向上が望まれる。

[御指導、御校閲いただいた京大医学部放射線科鳥塚莞爾教授、放射線部森田陸司助教授に感謝いたします。また終始、御協力頂きました放射線科石井靖、伊藤春海の諸先生ならびに脳外科 半田謙二助教授、愛媛大学放射線科浜本研教授に感謝いたします。]

なおこの論文の概要は第11回日本ME学会(1972年)、第31回日医放学会総会(1972年)において報告した。]

文 献

- 1) Bassingthwaite, J.B., Strandell, T. and Donald, D.E.: Estimation of coronary blood flow by washout of diffusible indicators. Circ. Res., 113 (1968), 259-278.
- 2) Bell, R.L. and DeNardo, G.L.: Enhanced scintigraphic information display using computer generated ratio techniques. J. Nucl. Med., 11 (1970), 655-660.
- 3) Bill, A.B. and Erickson, J.J.: Factors affecting the collection and analysis of radiotracer images. Semin. Nucl. Med., 3 (1973), 285-300.
- 4) Brown, D.E., Kirch, D.L., Ryerson, T.W., Throckmorton, A.J., Kilbourn, A.L. and Brenner, N.M.: Computer processing of scans using Fourier and other transformation. J. Nucl. Med., 12 (1971), 287-291.
- 5) Fukuhisa, K., Iinuma, T.A. and Matsumoto, T.: Measurement of resolute time for gamma camera—Computer system and correction for dead time loss of counting rate. 核医学, 11

- (1974), 172—173.
- 6) Jones, R.H., Bates, B.B., Goodrich, J.K. and Harris, C.C.: Basic considerations in computer use for dynamic quantitative radio-nuclide studies. Proceedings of 2nd symposium on sharing of computer programs and technology in nuclear medicine. Oak Ridge, Tenn., April 21 (1972), CONF-720430, 133—149.
 - 7) Jones, R.H., Coulam, C.M., Goodrich, J.K. and Sabiston, D.C.: Radionuclide quantitation of lung function in patients with pulmonary disorders. *Surgery*, 70 (1971), 891—903.
 - 8) Handa, J.: Dynamic Aspects of Brain Scanning, p 141—156, Igaku Shoin, Tokyo Japan, 1972.
 - 9) Hett-Rasmussen, K., Sveindottir, E. and Lassen, N.A.: Regional cerebral blood flow in man determined by intra-arterial injection of radioactive inert gas. *Circ. Res.*, 18 (1966), 237—247.
 - 10) Ingver, D.H. and Lassen, N.A.: Regional blood flow of the cerebral cortex determined by Krypton-85. *Acta. Physiol. Scand.*, 54 (1962), 325—338.
 - 11) Ishii, Y., Mukai, T., Nomura, S., Ito, H., Mori, T., Hamamoto, K. and Torizuka, K.: Comparative studies between ventilation and perfusion distribution in lung. *J. Nucl. Med.*, 14 (1973), 411.
 - 12) Ishii, Y., Kawamura, J., Mukai, T., Takahashi, M., Onoyama, Y. and Torizuka, K.: Functional imaging of intrarenal blood flow using scintillation camera and computer. *J. Nucl. Med.*, 15 (1974), 504.
 - 13) 石井靖, 鳥塚莞爾, 向井孝夫, 川村寿一, 加藤篤二: シンチカメラによる腎内動態, 第11回日本核医学会総会シンポジウム講演集(1971), —611.
 - 14) Kaihara, S., Natarajan, T.K., Wagner, H.N. and Maynard, C.D.: Construction of a functional image from spatially localized rate constants obtained from serial camera and rectilinear scanner data. *Radiology*, 93 (1969), 1345—1348.
 - 15) MacIntyre, W.J., Inkley, S.R., Roth, E., Dresher, W.P. and Ishii, Y.: Spatial recording of disappearance constants of Xenon-133 washout from the lung. *J. Labo. Clinic. Med.*, 76 (1970), 701—712.
 - 16) Nagai, T., Iinuma, T.A. and Koda, S.: Computer focusing for area scans. *J. Nucl. Med.*, 9 (1968), 507—516.
 - 17) Paulson, O.B., Cronqvist, S., Risberg, J., Jappesen, F.I.: Regional cerebral blood flow; comparison of 8-detector and 16-detector instrumentation. *J. Nucl. Med.*, 10 (1969), 164—173.
 - 18) Tanaka, E. and Iinuma, T.A.: Approaches to optimal data processing in radioisotope imaging. *Phys. Med. Biol.*, 15 (1970), 683—694.
 - 19) Tauxe, W.N., Chaapel, D.W. and Sprau, A.C.: Contrast enhancement of scanning procedures by high speed digital computer. *J. Nucl. Med.*, 7 (1966), 647—656.
 - 20) 鳥塚莞爾, 浜本研, 向井孝夫, 森田睦司, 高坂唯子, 鈴木敏: シンチカメラによるR Iイメージのコンピュータプロセッシングに関する研究. 日本医学会誌, 31 (1971), 119—132.
 - 21) Torizuka, K., Hamamoto, K., Morita, R., Mukai, T., Kosaka, T., Handa, J. and Nishitani, H.: Regional cerebral blood flow measurement with Xe-133 and the scint-camera. *Amer. J. Roentgenol.*, 112 (1971), 691—700.
 - 22) Zierler, K.L.: Equations for measuring blood flow by external monitoring of radioisotope. *Circ. Res.*, 16 (1965), 309—321.