

《原 著》

オートフルオロスコープと電算機による 局所脳血流量測定システム

菅 野 巖* 上 村 和 夫* 三 浦 佑 子*

I. 緒 論

Lassen および Ingvar の ^{133}Xe クリアランス法は、現在臨床的に用い得る局所脳血流量 (rCBF) 測定法の中では最も優れている。我々はすでに 6 チャンネルの rCBF 測定システムを発表したが¹⁾、局所分解能は不十分であった²⁾。ガンマカメラ等を使用して測定単位を細分化すれば高分解能の rCBF が測定可能であり、脳循環障害部位の正確な認知や、脳血管撮影像、脳シンチグラム像、神経学的所見との対比が容易になるほか、生理学的研究も可能になる。しかし、分解能を高くするため測定単位を小さくすればそれだけ測定誤差の増大を招きやすく、測定の意味を失うおそれがあり、高分解能測定にはいくつかの基本的な問題を解決する必要がある。すでにガンマカメラによる rCBF 測定システムが 2, 3 報告されているが処理精度に対する配慮が不十分であり³⁾⁻⁸⁾、定量的測定としては問題がある。

我々は以上の観点から、測定計数値と計算誤差の関係、データ処理によっておこる脳クリアランス曲線の歪みに伴う計算誤差等をデジタルモデルを用いて解析し、その結果を発表した^{9), 10)}。このような基礎的な研究結果に基づき我々はオートフルオロスコープによる 1cm^2 領域を処理単位とする rCBF 測定システムを作成し、すでにその一

部を報告したが¹¹⁾、本論文によりその詳細を報告する。

II. 装置および方法

1. システム構成

Fig. 1 に本システムのブロックダイアグラムを示す。測定装置にはオートフルオロスコープモデル 5600 (Baird Atomic 社製) を使用した。検出器はモザイク状に 14 行×21 列に配列された 294 個の $11\text{mm} \times 11\text{mm}$ 厚さ 38mm NaI クリスタルと、各々クリスタルに対応した、クリスタル側 6.2mm 開孔 5mm 厚さ 25mm の tapered hole collimator からなる。 ^{133}Xe に対する半値幅は深さ 3cm で約 1cm であり、本測定には十分な分解能である。

NaI クリスタルは各行列合計 35 個のフォトマルと光学的に結合され、その信号は PHA、非同時計数回路を経て各クリスタルに対応する 294 個のメモリに計数される。測定計数値は一定時間ごとに MT に転送する。MT 記録データは JEC-7 型電子計算機 (コアメモリ 8 キロワード、サイクルタイム 1マイクロセカンド 、磁気ドラム 32 キロワード) に入力し、計算処理結果はタイプライタおよび CRT 上に表示した。

2. 測定法

検出器面を矢状横断面と平行に密着し被験者の頭部をベッドに固定する。測定の単位領域が小さいので測定中の頭の動きは致命的な誤差要因になるため頭の固定には充分注意した。この状態で眼窩外側縁および外耳孔に置いた点線源像を記録し各々の位置と検出器面との位置対応を計った。

位置対応終了後、測定側内頸動脈より約 5mCi

* 秋田県立脳血管研究センター放射線科

受付: 50 年 12 月 19 日

採用: 51 年 3 月 26 日

別刷請求先: 秋田市千秋久保町 6-10 (〒010)

秋田県立脳血管研究センター放射線科

菅 野 巖

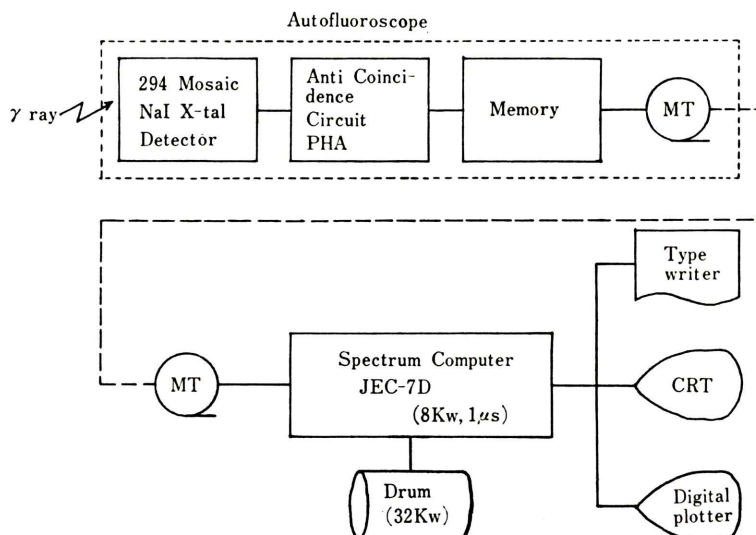


Fig. 1 Block diagram. The system consisted of a Digital Autofluoroscope and a small computer. They were connected through a magnetic tape.

の ^{133}Xe 生食液を瞬時に注入し、初めに安静状態で、続いて CO_2 吸入、血圧変動等の負荷を加えて、それぞれの脳クリアランス曲線を測定した。 ^{133}Xe 注入間隔は 15 分から 20 分とした。なお、脳クリアランス曲線測定中は常時、内頸動脈圧を、さらに ^{133}Xe 注入直後の採血より動脈血 Pco_2 , Po_2 , pH を測定した。

3. 測定データの計算機入力

1) 計数値補正

測定データは 1 秒ごとにオートフルオロスコープの MT に記録した。各フレームの計数値はデッドタイムによる数え落とし、検出器の計数効率の不均衡性および MT 転送時の時間損失率等の歪みを含んでいる、これらは計算機入力時に次のような方法で補正した。

i) デッドタイム：時間 t における 1 秒間の全クリスタルの総測定計数値を $N(t)$ とすれば、デッドタイム τ の作用を非窒息型と仮定して、

$$\alpha_D(t) = \frac{1}{1 - \tau \cdot N(t)} \quad (1)$$

なる $\alpha_D(t)$ により補正される。 τ は Jones の方法¹²⁾により実測した結果、我々の装置では $25\mu\text{s}$ であった。

ii) 計数効率：測定後に記録する ^{133}Xe 平面線源像（クリスタル当たり約 30,000 カウント）の各クリスタルごとの計数値を $N(i)$ とする。 $N(i)$ とその平均値 \bar{N} との比率

$$\alpha_E(i) = N(i)/\bar{N} \quad (2)$$

をクリスタル i の計数効率とし、その逆数により補正した。

iii) MT 転送時間：オートフルオロスコープでは 1 フレームを MT に転送する間は計数を行わない。したがって、計数時間 1 秒に対する転送時間を T 秒とすれば、

$$\alpha_T = 1 + T \quad (3)$$

で補正される。本システムでは $T = 40\text{ ms}$ であった。

以上の i), ii) および iii) を総合して、時間 t におけるクリスタル i の測定計数値 $N_r(t, i)$ に対する真の計数値 $N_e(t, i)$ を次の補正式で与えた。

$$N_e(t, i) = N_r(t, i) \cdot \alpha_D(t) \cdot \alpha_T / \alpha_E(i) \quad (4)$$

2) 脳クリアランス曲線の形成

測定データ量に比して使用計算機の記憶容量が小さいため、基礎研究に基づいて^{9, 10)}、情報量を損なわない範囲で必要なデータは圧縮し、さらに不要なデータは除去した。

i) Region of interest (ROI) 設定: 検出器面のうち、脳クリアランス曲線の 30 秒間の加算計数値とその検出器面全体の平均値との比率により大脳半球を測定視野内に持つ領域を定め、さらに、脳クリアランス曲線の立ち上がり部分の計数値により計算精度が十分である領域を定め、両者の共通するクリスタルを ROI とした。ROI の脳クリアランス曲線のみを計算機に入力した。すなわち、全クリスタルの総和計数値が ^{133}Xe 注入直後に最大値となる時間を t_{\max} として、

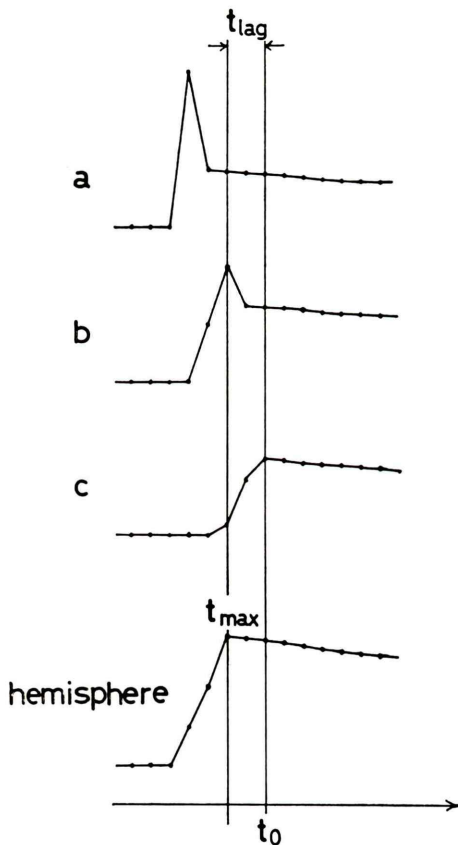


Fig. 2 Illustration of initial parts of regional (a, b and c) and hemispheric clearance curves. Standard point in calculation (t_0) was set by introducing lag time (t_{lag}), so as to eject shunting spikes (a, b) and slow build-up (c) of clearance curves. Then, $t_0 = t_{\max} + t_{\text{lag}}$, where t_{\max} is the maximum point of the hemispheric curve.

$$N_1(i) = \sum_{t=t_{\max}}^{t_{\max}+29} N_c(t, i) > \bar{N}_1 \cdot r_1 \quad (5)$$

$$N_2(i) = \sum_{t=t_{\max}}^{t_{\max}+3} N_c(t, i) > r_2 \quad (6)$$

を満足するクリスタル i を ROI とした。ここに、 \bar{N}_1 は $N_1(i)$ の全クリスタルの平均値であり、 r_1 は 0.5, r_2 は 200 とした。

ii) 時間軸変換: 脳クリアランス曲線の最初の 2 分間を 2 秒ごとに、続く 8 分間を 30 秒ごとに加算したデータを計算機に入力した。

はじめに測定曲線の立ち上がり部分に時間軸の基準点 t_0 を設定した (Fig. 2)。これは前述の t_{\max} にムダ時間 t_{lag} を加え血流量計算に無関係な shunting spike を除くようにした。

$$t_0 = t_{\max} + t_{\text{lag}} \quad (7)$$

ただし、 $t_{\text{lag}} = 2$ 秒とした。(7) 式の t_0 を基準として、ROI のクリスタル i ごとに、

$$d_k = \begin{cases} N_c(2k-2, i) + N_c(2k-1, i) - 2 \cdot N_b(i) & 1 \leq k \leq 60 \\ \sum_{l=0}^{29} N_c((k-61) \times 30 + 120 + l, i) - 30 \cdot N_b(i) & 61 \leq k \leq 77 \end{cases} \quad (8)$$

なるデータ $\{d_k\}$ を作成し計算機に入力した。なお、 $N_b(i)$ はバックグラウンド計数値で、

$$N_b(i) = \left\{ \sum_{l=-40}^{-21} N_c(l, i) \right\} / 20 \quad (9)$$

で与えた。

以上の i), ii) の手続きは計算機の記憶容量の節約だけでなく計算時間の短縮にも大きく寄与した。

4. rCBF の計算法

統計誤差等による影響を少なくするための考慮を行ない、すでに発表されている計算式に基づいて次のように計算した。

1) Height over area (H/A) 法

立ち上がり初期波高値 H_0 、10 分目波高値 H_{10} 、 H_0 から H_{10} までの総和計数値 A_{10} をそれぞれ、

$$\left. \begin{aligned} H_0 &= (d_1 + d_2) \times 15 \\ H_{10} &= d_{76} + d_{77} \\ A_{10} &= \sum_{k=1}^{76} d_k \end{aligned} \right\} \quad (10)$$

として、

$$f_h = 100 \cdot \bar{\lambda} \cdot \frac{H_0 - H_{10}}{A_{10}} \cdot \frac{1}{\alpha_T} \text{ ml/100 g/min} \quad (11)$$

より計算した¹⁾。ただし、 $\bar{\lambda} = 1.15$ である。

2) Initial slope (IS) 法

最初の 2 分間の対数変換値、

$$\{\log d_k\} \quad 1 \leq k \leq 60 \quad (12)$$

の最小 2 乗法による平均勾配 D より、

$$f_i = 100 \cdot \lambda_0 \cdot D \cdot 30 \cdot \frac{1}{\alpha_T} \text{ ml/100 g/min} \quad (13)$$

で計算した¹⁾。ただし、 $\lambda_0 = 0.87$ を用いた。

rCBF 計算値をもとに、大脳半球内での平均脳血流量、rCBF の相対偏差、および負荷に対する rCBF 反応性等は従来通りの計算を行なった¹⁾。

5. 測定結果の表示法

本法での計算結果はマルチプローブ方法に比べ膨大なデータ量となり、数値の表示だけでは全体の把握が困難である。計算結果を視覚的な映像として表わすためにマスディスプレイを行った。すなわち、各クリスタルごとに一辺の大きさが血流量等の計算値と比例する正方形のマスを作り、これをそれぞれのクリスタルの部位に対応して CRT 上に配置した (Fig. 6, 7, 8)。マスディスプレイにより巨視的には数値の大小が濃淡として表示され、大脳半球での rCBF 分布を容易に把握できるよう

になった。なお、従来のプリントアウトおよびイニシャルディスプレイも併用した。

III. 結果

1. 計算誤差の評価

本システムでは測定単位領域が小さく処理単位当りの計数値が低くなるため、計数値の統計的変動による計算誤差の増大が最大の問題となり、その定量的な評価はデータの判定上重要である。さらにまた、この統計誤差を低減するための処理方法を行なうことにより二次的な誤差を派生する。これらの一連の計算上の誤差について、我々はすでに報告したモデル実験により十分な検討を行なった^{9, 10)}。

1) 計数値の統計的変動による誤差

統計誤差についてはすでに詳細に報告したのでここではそのおもな結果を述べる。統計誤差は脳クリアランス曲線の初期波高値 H_0 により一意に定まる。 Δ を計数値の統計的な変動による各変数の標準偏差とすれば H/A 法および IS 法の血流量値の相対誤差はそれぞれ、

$$\frac{\Delta f_h}{f_h} \cong \frac{\Delta H_0}{H_0} \quad (14)$$

$$\frac{\Delta f_i}{f_i} \cong \frac{2}{\log H_0} \cdot \frac{\Delta H_0}{H_0} \quad (15)$$

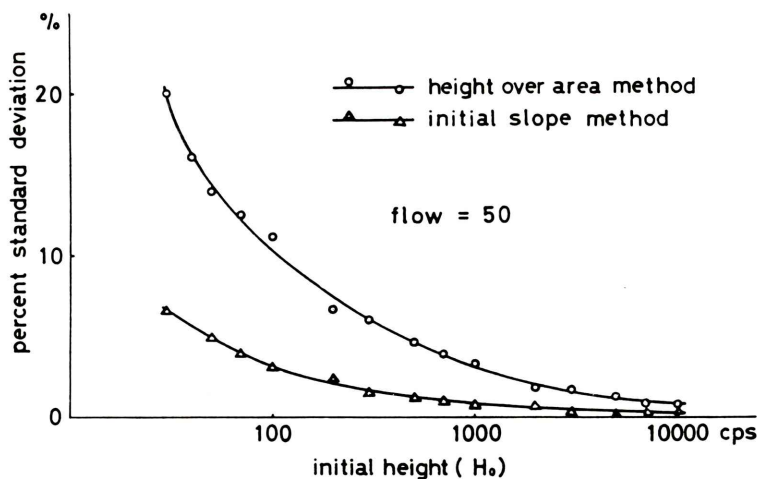


Fig. 3 Statistical errors of flow values due to random fluctuations. Percent standard deviations of flows were increasing as lowering initial heights (H_0).

で与えられる (Fig. 3). ただし, ΔH_0 は計数値の統計的な変動がポアソン過程にしたがうことから,

$$\Delta H_0 = \sqrt{H_0} \quad (16)$$

である. さらに, H_0 に用いるデータの計数時間が k 秒の場合, H/A 法では $1/\sqrt{k}$ 倍になり計数時間が大きいほど統計誤差が減少するのに対し, IS 法では計数時間の影響がほとんどない (Fig. 4).

本測定では H_0 は大脳半球中央部で約 200 cps, 周辺部で 50 cps 程度を得る. したがって, H/A 法では $k=4$ 秒であるからそれぞれの部位の統計誤差 (1 SD) は 3% から 7%, また, IS 法では 2% から 6% を与える.

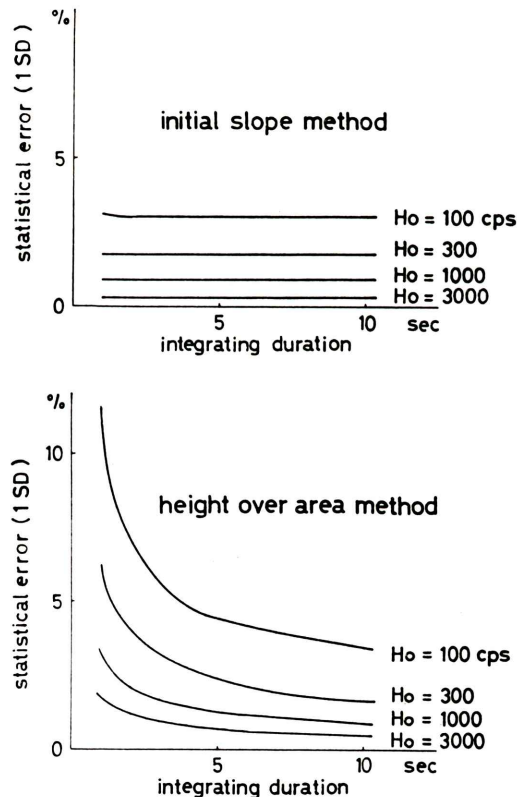


Fig. 4 Statistical errors in relation to integrating duration. In the height over area method (lower) longer integrating duration made the statistical errors decreased, however, in the initial slope method (upper) it did not contribute to reducing the errors.

2) 処理法に伴う誤差

データの圧縮や統計誤差の低減のために計数する単位時間を延長することは二次的に方法論的な誤差を派生する. すなわち, 脳クリアランス曲線の立ち上り初期波高値 H_0 を真の位置より遅れた方向へ設定することになる. この関係をモデル実験で調べた (Fig. 5). H_0 設定位置を遅らすことにより血流量値はやや少なく計算され, その減少量は血流量が大きい程大きく, 遅延時間にはほぼ比例する. H/A 法では我々は 4 秒間の計数値を用いたが, これは H_0 設定位置の 2 秒間の遅延に相当し約 2% から 3% の血流量値の低下を与える. IS 法では 2 秒間の計数値を用いており, これは 1 秒間の遅延に相当し約 1% 程度の低下を与える. いずれも統計誤差より小さい.

一方, t_0 設定において血流量計算に無関係な

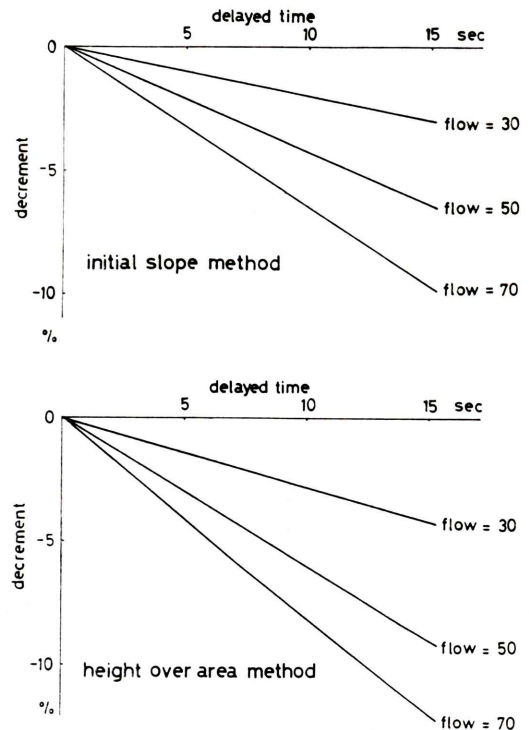
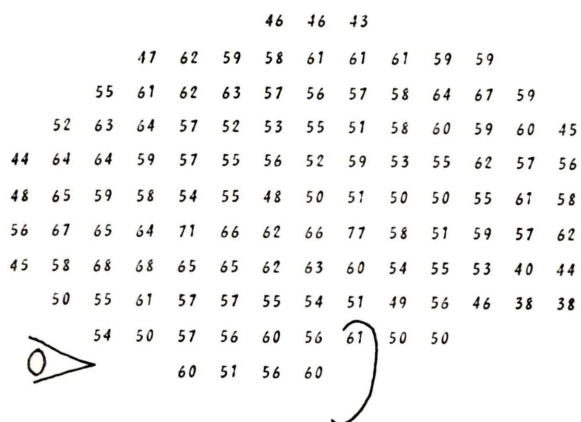


Fig. 5 Systematic errors caused by shifting of the standard point (t_0 in Fig. 2). The flow values were decreasing when delaying the position of t_0 . Decrements were proportional to delay.

REST H/A MABP 90 PACO₂ 35.0

Hemisphere 52 ml/100g/min



35 - 39
40 - 44
45 - 49
50 - 54
55 - 59
60 - 64
65 - 69
70 - 74
75 - 79

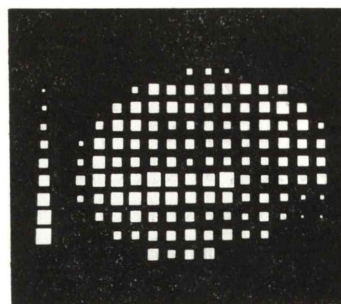
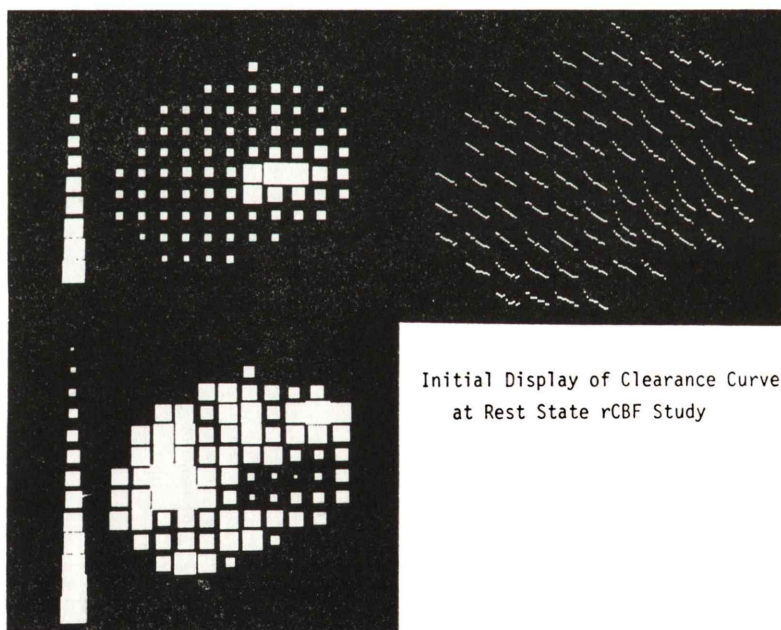


Fig. 6 Case 74-1558 Angiography Normal. Examination of left hemisphere. There showed rCBF at rest state by the height over area method, and its "mass" display.

Rest State	10 - 19
	20 - 29
	30 - 39
	40 - 49
Mean Hemisph. CBF	50 - 59
38 ml/100g/min	60 - 69
	70 - 79
PaCO ₂ 33.5	80 - 89
MABP 110	90 - 99
	100 - 109
	110 - 119

7 % CO ₂ Inhalation	20 - 29
	30 - 39
	40 - 49
Mean CBF + 82 %	50 - 59
	60 - 69
	70 - 79
PaCO ₂ 43.0	80 - 89
MABP 130	90 - 99
	100 - 109
	110 - 119
	120 - 129
	130 - 139
	140 - 149



Initial Display of Clearance Curve
at Rest State rCBF Study

Fig. 7 Case 74-1526 50 yrs. rCBF study of left Hemisphere 7 days after onset. Examination of a cerebral infarction case in acute phase. Distribution of regional flow at rest state (left) upper, CO₂ response (left lower) and logarithmically displayed initial parts of regional clearance curves (right) were shown. The nasal side is on the left of each figure.

shunting spike を避けるため、 t_{lag} をあらかじめ設けているが、測定部位によっては H_0 位置の遅延による血流量値の低下はさらに 1% 前後大きくなる。

2. 測定例

Fig. 6 は正常例の左大脳半球の測定結果で、左は安静時測定 H/A 法 rCBF 値の数値表示、右はそのマスディスプレイである。視野内に大脳皮質を多く含む領域の血流量が多いのが明瞭に認められる。

Fig. 7 は脳硬塞発症 7 日目の左大脳半球の測定結果である。左上は安静時 rCBF 値の分布で中央部に著しい局所充血を認めた。左下は CO_2 反応性の分布で局所充血部位に相応して CO_2 反応性の欠除が見られる。また、右のイニシャルディスプレイに同部位の tissue peak を見ることができる。

Fig. 8 は右大脳半球測定を行ない測定値の再現性および左手の運動に対する rCBF 値の変化を調べた結果である。上は測定の許容誤差 (2SD

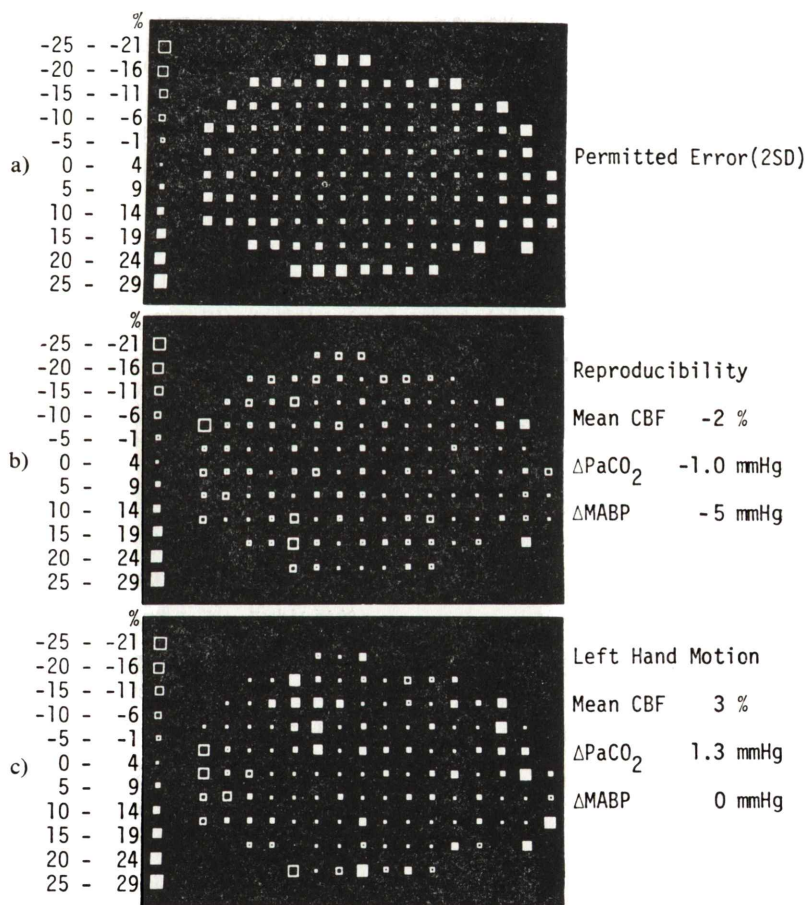


Fig. 8 rCBF study of right hemisphere. Examination of reproducibility and vascular reaction to the left hand motion of the right hemisphere. a) permitted error calculated by given H_0 . b) result of reproducibility examination. c) vascular reaction derived from left hand motion. The nasal side is on the right of each.

$=4\sqrt{2}/\sqrt{H_0 \log H_0}^*$ の分布である。中の安静状態で行なった2回の測定と比較では123領域中116領域が許容誤差の範囲内にあり本法は再現性が優れていると言える。また、下の左手の運動に対する反応性では運動領域附近の反応性が許容誤差を越えており有意な rCBF 値増加であると認められる。本法により大脳生理学的所見の検出が可能はなった。

IV. 考 按

1. ガンマカメラによる rCBF 測定

ガンマカメラにより高分解能の rCBF を測定するには、測定装置のデッドタイム、平面分解能等の諸特性の詳細はもとより、統計誤差による測定誤差に対する細心の検討が極めて重要であり、それなくしては有効な測定は困難である。

Heiss らはアンガーカメラを用いた rCBF 測定法を報告し⁵⁾、デッドタイムによる数え落としと計数値の統計的変動について詳しく考察しているが、アンガーカメラでは測定計数値の増加に伴う平面的な歪みを避けられず測定領域を細分化した動態測定には大きな問題となる。Cannon らはオートフルオロスコープによる測定システムを報告しているが³⁾、血流量の計算に compartment 解析法を用いておりその信頼性には疑問がある。

我々はオートフルオロスコープの諸特性を十分に測定した上で、計算処理に伴う誤差を検討した rCBF 処理システムを作成した。

2. 計算精度

計数値の統計的な変動による誤差は原則的に¹³³Xe 注入量を増加することにより減少させることができるが、オートフルオロスコープでは測定計数値が20,000cps 附近になるとデッドタイム等の作用が

窒息型になり(1)式では補正できず、¹³³Xe 注入量には限界がある。したがって、脳クリアランス曲線の処理時に、みかけ上計数値を増加し、統計的な変動の影響を小さくして誤差を減らす計算方法が必要になる。

本法ではこのような考えから前述の方法により H/A 法の誤差を半分に減少させることができた。ただし、もちろん、計算処理方法にいくら工夫を加えてもある程度の統計誤差は避けられない。計算結果には Fig. 3 や Fig. 4 のような誤差を含んでいることを考慮しなければならず、とくに大脳周辺部は計数値が少なくその測定値の評価には注意する必要がある。Ho 設定位置の遅延による方法論的な誤差は統計誤差に比べ非常に小さいとはいえず、系統的な誤差であり前者とは区別して考慮しなければならない。

このような誤差を総合的に考慮した場合、高分解能 rCBF 測定における処理計算法としては IS 法がもっとも安定した、信頼性の高い結果を与えるといえる。ただし、我々のモデル実験で示したように^{9,10)}、IS 法は血流量の指標しか与えない。したがって、信頼出来る血流量値のほしい安静時測定には H/A 法を使用し、それ以外の諸負荷の反応性等は IS 法による計算値を基準として使用している。

3. ROI 設定

本システムでは使用計算機の記憶容量が小さいため不必要な測定情報は計算機入力時に削除する必要がある。その対策として ROI を設定した。Cannon らは計数値が最大となるクリスタルを基準にその 15% 以上の計数値を持つクリスタルを ROI に設定しているが³⁾、著しい局所充血のある場合、この方法では必要部位までが除外される可能性がある。一方、我々の方法は¹³³Xe 注入量や被験者の頭の大きさ等の影響を受ける症例があったが、(5)、(6)式における r_1 , r_2 の値を検討することにより避けられる。

4. 表 示 法

大量の計算結果を視覚的影像として与えるべく考察したマスデスプレイは我々が従来行なってい

* 安静時および負荷時の IS 法による rCBF 値を f_1 , f_2 として負荷による反応性を

$$\delta = (f_2 - f_1)/f_1$$

で与え¹⁾、その許容誤差を 2SD で定義すると、 $f_2 - f_1 \ll f_1$ の条件のもとで

$$2SD = 2\Delta\{(f_2 - f_1)/f_1\}$$

$$= 2\sqrt{2}(4f_1/f_1)$$

が近似的に導かれ、これに(15)式を代入して得られる。

た表示法に比べ非常に見やすく、大脳半球内における血流量分布の直感的把握が容易になった。とくに、本法のように2次元上に与えられるデータの格子点間隔が粗な場合は、3次元状立体表示や等高線表示よりも優れた表示法であると考えられ、また、脳シンチグラムや脳血管撮影所見との対応のうえでも便利である。

V. ま と め

オートフルオロスコープを用いた ^{133}Xe クリアランス法による高分解能 rCBF 測定システムを報告した。オートフルオロスコープで記録した 1cm^2 領域ごとの ^{133}Xe 脳クリアランス曲線を小型電子計算機に入力し、所定のデータ補正およびデータ変換を行なった後、H/A法およびIS法による血流量値を計算した。我々のモデル実験に基づいて、一連の計算過程で生ずる誤差の低減を計り精度の高い結果を得た。計算結果は各部位の数値の大小を濃淡で示す影像としてCRT上に表示し、血流量、 CO_2 反応性および自己調節機能等の局所的な分布の評価が非常に容易になった。

文 献

- 菅野 敏, 上村和夫, 山口昂一: ^{133}Xe 脳クリアランス曲線の電子計算機による解析。医用電子と生体工学 **11**: 358-362, 1973.
- 上村和夫, 山口昂一, 高橋 弘: ^{133}Xe 脳クリアランス法による局所脳循環測定における検出器の局所表示性について。日医放会誌 **31**: 307-313, 1971.
- Cannon PJ, Sciacca RR, Brust JCM, et al: Measurement of regional cerebral blood flow with $^{133}\text{Xenon}$ and a multiple-crystal scintillation camera. Stroke **5**: 371-383, 1974.
- Heiss WD, Kvicala V, Prosenz P, et al: Gamma-camera and multichannel analyzer for multilocal rCBF measurement. In Cerebral Blood Flow (Brock M, et al eds), Berlin, Springer-Verlag, 1969, pp. 29-30.
- Heiss WD, Prosenz P and Roszczukzy A: Technical considerations in the use of a gamma camera 1600-channel analyzer system for the measurement of regional cerebral blood flow. J Nucl Med **13**: 534-543, 1972.
- Prosenz P, Heiss WD, Tschabitscher H: The value of regional cerebral blood flow measurements compared to angiography in the assessment of obstructive neck vessel disease. Stroke **5**: 19-31, 1974.
- Holman BL, Hill R, Davis DC, et al: Regional cerebral blood flow with the anger camera. J Nucl Med **13**: 916-923, 1972.
- Torizuka K, Hamamoto K, Morita R, et al: Regional cerebral blood flow measurement with xenon 133 and the scinticamera. Am J roent Rad Ther Nucl Med **112**: 691-700, 1971.
- 菅野 敏, 上村和夫, 三浦佑子, 山口昂一: ^{133}Xe クリアランス曲線解析上の誤差の定量化。日医放会誌 **35**: 665-673, 1975.
- Kanno I, Uemura K: Some experimental errors in calculating regional cerebral blood flow from the intracarotid ^{133}Xe clearance curve. Stroke **6**: 370-375, 1975.
- 上村和夫, 菅野 敏, 山口昂一, 渡会二郎: ^{133}Xe 脳 clearance 法と Digital Autofluoroscope による局所脳血流分布図の作成 (短報)。医学のあゆみ **94**: 110-111, 1975.
- Jones RH, Grenier RP and Sabiston DC Jr: Description of a new high count rate gamma camera system. In IAEA Symposium on Medical Radioisotope Scintigraphy, Monte Carlo, Oct, 1972, pp. 23-38.

Summary

A System Measuring Regional Cerebral Blood Flow with a Digital Autofluoroscope and a Small Digital Computer

Iwao KANNO, Kazuo UEMURA, Yuko MIURA

*Div. of Radiology, Research Institute of Brain and Blood Vessels,
6-10, Senshu-Kubota machi, Akita, Japan*

Measurement of regional cerebral blood flow (rCBF) of high spatial resolution and high quality was made by the ^{133}Xe clearance method employing a Digital Autofluoroscope (Model 5600) and a small digital computer (JEC-7D).

Washout curves after intracarotid injection of 5 mCi ^{133}Xe saline solution were monitored by the Autofluoroscope with mosaic crystals (1 cm \times 1 cm) overlying the hemisphere, and were recorded on a magnetic tape including background before injection. The magnetic tape data were fed into the computer (8 kw) while correcting counting loss due to dead time (25 μs) and uneven counting efficiency of each crystal. Clearance curve data were stored into a magnetic drum (32 kw) with accumulating in the period of 2 sec for the first 2 min and 30 sec for the following 8 min. Intravascular spikes appeared at initial parts of clearance curves over the large cerebral vessels were ejected in the analysis. Flow value of each crystal was calculated by the height over area method and the initial slope method. The flows at rest state and vascular

reactivities of individual crystals were displayed on CRT as functional images as well as numerical printouts. The functional images facilitated evaluation of regional abnormality of cerebral hemodynamics.

It was the point of this system that all the analysis in rCBF calculation was carefully performed considering our intensive investigation with digital curve models already reported. So as to reduce statistical errors in the height over area method the initial height (H_0) was given by average counts of the first 4 sec, and the 10 min height (H_{10}) by those of 60 sec along 10 min. These steps are confirmed by the model study not to practically increase systematic errors but to decrease statistical errors to one half. The accumulating period of 2 sec in the initial slope method gives negligible errors. As the result, statistical errors of flow values were $\pm 3 \sim \pm 7\%$ (1SD) in the height over area method and $\pm 2 \sim \pm 6\%$ in the initial slope method when 5 mCi ^{133}Xe was injected.