

《原 著》

^{123}I -IMP 2 回分割投与における static-SPECT を用いた 1 回目残存脳放射能量推定方法

ARG 法脳血流増加率と SPECT カウント増加率の検討

川 村 義 文*

要旨 ^{123}I -IMP 脳血流シンチグラフィを static-SPECT で行っている施設が、2 回分割投与による Diamox[®] 負荷検査を行う場合の 1 回目脳残存放射能量を推定する方法を考案した。 ^{123}I -IMP 投与 10 分後から 9 分間の static-SPECT を 3 回行い、その結果をもとに 60 分までの分布を推定する方法である。72 例の安静検査で 9 分間 SPECT を 6 回行い、11 通りの分布パターンとフィッティング係数を求めた。スキャン中心時刻 59.5 分の実測値と推定値の間には $y = 1.0064x - 1.9656$, $r = 0.9972$ ($p < 0.01$) の相関が得られた。また、5 例の安静時 2 回分割投与の 1 回目と 2 回目の脳血流量の間には $y = 0.9919x + 0.2978$, $r = 0.9976$ ($p < 0.01$) の相関が得られ、1 回目脳残存放射能量を推定する方法として有効であった。一側性脳血管障害 57 例の健側部の脳血流増加率は $55.4 \pm 13.1\%$ 、これに対し高度狭窄を認めた患側 19 領域では $1.4 \pm 10.5\%$ と有意 ($p < 0.01$) に低下した。また、脳血流増加率と SPECT カウント増加率の間には $y = 0.8415x + 0.291$, $r = 0.9979$ ($p < 0.01$) の相関が得られた。本法により static-SPECT による画質の維持と ARG 法脳血流増加率または SPECT カウント増加率を用いた脳循環予備能の検査が 1 日で可能になった。

(核医学 39: 125-134, 2002)

I. はじめに

脳血流 single photon emission computed tomography (SPECT) 製剤として使用されている N-isopropyl-p-[^{123}I]iodoamphetamine (^{123}I -IMP) の脳血流量の定量方法として様々な方法が考案されている。一般に、マイクロスフェア法^{1,2)} が用いられているが、持続動脈採血やオクタノール抽出など検査

が煩雑であるためその手技を簡潔にした方法³⁻⁵⁾ も考えられている。また、脳からの洗い出しを考慮した autoradiography (ARG) 法^{6,7)} は、簡便な定量方法として行っている施設も多く、動脈採血のできない施設では非侵襲的マイクロスフェア (NIMS) 法⁸⁾ による定量も行われている。

最近、脳循環予備能の評価のために acetazolamide (Diamox[®]) 負荷による脳血流増加率測定が広く行われている。被検者のことを考えると検査は 1 日で終了した方が望ましく、 ^{123}I -IMP の 2 回分割投与による安静と負荷を 1 日で行う方法がいくつか考案されている⁹⁻¹¹⁾。それらは、マイクロスフェア法や 2 コンパートメント解析法による持続動脈採血が必要な方法である。また、ARG 法で行う場合は安静時と Diamox[®] 負荷時の入力関数

* 自治医科大学附属病院中央放射線部

受付：13 年 12 月 21 日

最終稿受付：14 年 2 月 22 日

別刷請求先：栃木県河内郡南河内町薬師寺 3311-1

(☎ 329-0498)

自治医科大学附属病院中央放射線部

川 村 義 文

に有意差がないことを前提に、1 回目の動脈採血データを負荷時に適用することで 1 日法が可能になる。そのためには、安静時の ^{123}I -IMP 脳内分布を 60 分程度まで推定する必要がある。そこで、安静時の ^{123}I -IMP 脳内放射能を推定する方法を考案し、脳血流増加率と共に SPECT カウントによる増加率も求め、その可能性についても検討した。

II. 対象と方法

1. 対象

脳内放射能の推定には、安静検査のみを行った連続する 72 症例 (平均年齢 55 ± 20 歳, 男性 39 例, 女性 33 例) を用いた。また, Diamox[®] 負荷による脳血流増加率の検討には, MR angiography にて脳主幹動脈に一側性の狭窄または閉塞を認めた 57 症例 (平均年齢 58 ± 14 歳, 男性 41 例, 女性 16 例) を用いた。

2. SPECT データの濃度直線性

放射能濃度と SPECT カウントの直線性を確認するために、クロスキャリブレーション用ファントムに最高濃度 17.39 kBq/ml の ^{123}I -IMP を入れ時間減衰法により 4 回 SPECT 収集を行い、放射能濃度と SPECT カウントの関係を調べた。

3. データ収集・処理方法

SPECT 装置には PICKER 社製 3 検出器型ガンマカメラ PRISM 3000XP, 画像処理装置には PICKER 社製 ODYSSEY VP を使い, コリメータは低エネルギー用超高分解能ファンビームコリメータを使用した。収集条件は, 9 分の static 収集 (13.5 sec/step , $3^\circ/\text{step}$, continuous) とし, 128×128 マトリックス (3.56 mm/pixel), 回転半径 13 cm とした。画像再構成は ramp filter によるフィルター逆投影法 (FBP) で行い, 3D postfilter には low pass filter (cutoff: $0.21\text{--}0.24 \text{ cycles/pixel}$, order: 8.0 , 2.2 mm/pixel) を用いた。吸収補正は Chang 法 (吸収係数 0.06 cm^{-1}) を用い輪郭抽出で行った。SPECT 画像のスライス厚は 2 枚加算し 4.4 mm とした。

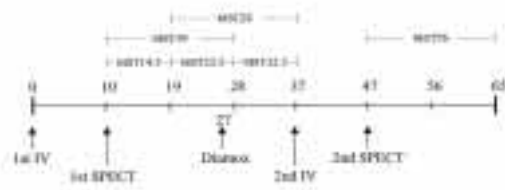


Fig. 1 Procedure for the 1-day method of split-dose ^{123}I -IMP SPECT and structure projection data. The first data acquisition time is 9 minutes, 3 times, and the second acquisition time is 9 minutes, twice.

4. 検査方法

^{123}I -IMP 111 MBq を 1 分間で静注し, 10 分後に 1 点動脈採血を行うと共に 9 分間 SPECT 収集を 3 回行い, 静注 27 分後に Diamox[®] 1 g を投与する。安静時の SPECT 終了直後に 2 回目の ^{123}I -IMP 111 MBq を 1 分間で静注し, 10 分後に 9 分間 SPECT 収集を 2 回行う。検査時間は 65 分である (Fig. 1)。

安静時の SPECT 画像は, スキャン中心時刻 (MST) 14.5 ($10\text{--}19$ 分), 23.5 ($19\text{--}28$ 分), 32.5 ($28\text{--}37$ 分) の 9 分間画像と 2 個のデータを加算した 19 ($10\text{--}28$ 分), 28 ($19\text{--}37$ 分) の 18 分間画像を作成する。Diamox[®] 負荷時の SPECT 画像は, 2 個のデータを加算した 56 ($47\text{--}65$ 分) の 18 分間画像を作成する (Fig. 1)。

安静検査については静注 10 分後より 9 分間 SPECT 収集を 6 回行い, 14.5 , 23.5 , 32.5 , 41.5 ($37\text{--}46$ 分), 50.5 ($46\text{--}55$ 分), 59.5 ($55\text{--}64$ 分) の 9 分間画像を作成する。

5. 安静時 ^{123}I -IMP 脳内分布の推定方法

Fig. 2 において A, B, C は実測値, D, E, F は推定値である。AB, BC, CD, DE, EF の直線式を $AB: y_1 = a_1x_1 + b_1$, $BC: y_2 = a_2x_2 + b_2$, $CD: y_3 = a_3x_3 + b_3$, $DE: y_4 = a_4x_4 + b_4$, $EF: y_5 = a_5x_5 + b_5$ とすると, 実測値 A, B, C から a_1, b_1, a_2, b_2 が定まる。それ以降の直線式の傾きは, 最初の傾きの変化率 $[k = a_2/a_1]$ に依存して変化すると仮定し, $a_n = f_m \times k \times a_{n-1}$ とする。変数 f_m をフィッティング係数とし $n = 3$,

4, 5 の時 f_1, f_2, f_3 とする . したがって , $a_3 = f_1 \times k \times a_2, b_3 = y_2 (32.5) - a_3 \times 32.5$ となり , f_1 が定まれば CD の直線式 $y_3 = a_3x_3 + b_3$ が決まり , 推定値 D が求まる . 同様に , $a_4 = f_2 \times k \times a_3, b_4 = y_3 (41.5) - a_4 \times 41.5, a_5 = f_3 \times k \times a_4, b_5 = y_4 (50.5) - a_5 \times 50.5$ となり , f_2, f_3 が定まれば DE, EF の直線式 $y_4 = a_4x_4 + b_4, y_5 = a_5x_5 + b_5$ が決まり , 推定値 E, F が求まる .

72 例の安静検査について 9 分間 SPECT 画像の頭頂から小脳までを加算し , 脳全体に関心領域 (ROI) を設定して実測値 A ~ F を求める . 最初のカウント変化率 [$I = B/A$] と最初の傾き変化率 [$k = a_2/a_1$] から ¹²³I-IMP 脳内分布のパターン分類を行う . そして , 各パターンについて実測値 D,

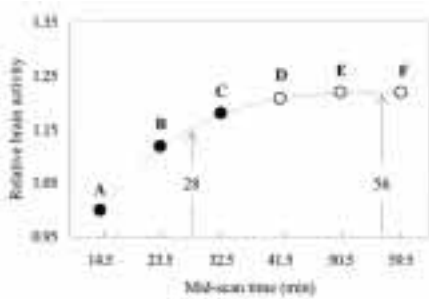


Fig. 2 Relative brain activity distribution curve with ¹²³I-IMP for each mid-scan time. A, B, and C are actual values. D, E, and F are estimated values.

E, F に近似するようにフィッティング係数 f_1, f_2, f_3 を決定する .

6. 脳放射能残存率と脳血流増加率の求め方

脳放射能推定曲線の直線式 BC より MST28 の値 $y_2 (28)$ と直線式 EF より MST56 の値 $y_5 (56)$ を求め (Fig. 2) , 脳放射能残存率 [$R = y_5 (56)/y_2 (28)$] を求める . MST28 画像にその値を掛け , MST56

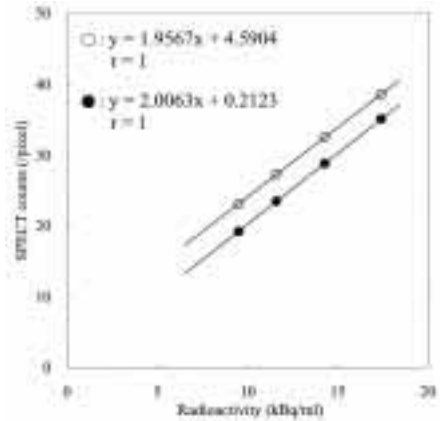


Fig. 3 Relation between ¹²³I-IMP radioactivity of the phantom for cross calibration and the SPECT reconstructed counts. Regression lines have been plotted by using the values directly reconstructed from the projection data (open circles) and the values reconstructed after 9-point smoothing of the projection data (closed circles).

Table 1 Pattern classification and fitting coefficient of the ¹²³I-IMP brain activity distribution curves. The classification was into 11 groups based on ($I = B/A$) and ($k = a_2/a_1$). $f_1, f_2,$ and f_3 are fitting coefficients

$I = B/A$	$k = a_2/a_1$	f_1	f_2	f_3	pattern	number
I	$k < 0.4$	- 0.7	8.0	5.0		6
	$0.4 < k < 0.5$	0.5	- 3.0	5.0		5
	$0.5 < k$	0.5	- 0.4	5.0		2
$1.075 < I$	$k < 0.4$	0.6	- 6.0	8.0		3
	$0.4 < k < 0.6$	0.7	0.1	- 5.0		23
	$0.6 < k$	0.9	0.7	0.5		8
$1.115 < I$	$k < 0.4$	0.7	- 3.0	6.0		1
	$0.4 < k < 0.6$	0.9	0.5	- 0.5		13
	$0.6 < k$	0.9	0.8	0.7		7
$1.155 < I$	$k < 0.6$	0.9	0.6	- 0.1		1
	$0.6 < k$	1.0	0.8	0.5		3

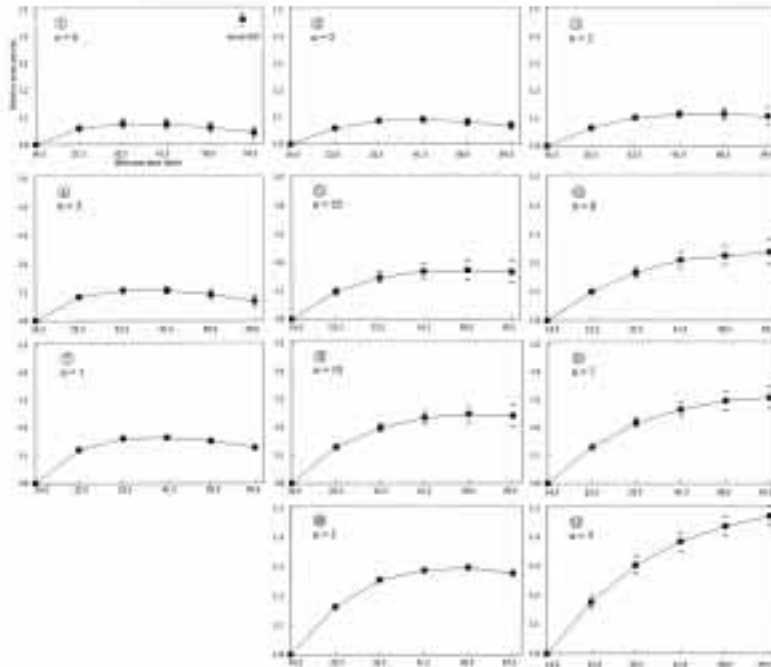


Fig. 4 Pattern classification and fitting coefficient of the ¹²³I-IMP brain activity distribution curves. Relative brain activity distribution curve with actual brain activity values for each mid-scan time.

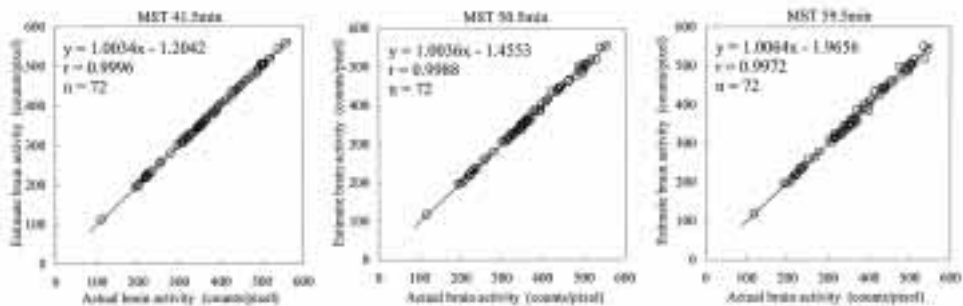


Fig. 5 Correlation between actual and estimated brain activity values at MSTs of 41.5, 50.5, and 59.5 minutes.

における安静時の¹²³I-IMP脳内分布画像とする。次に、Diamox® 負荷後のMST56の画像からその画像を減算し、投与時間の補正(37分)をして真のDiamox® 負荷画像を作成する。

増加率測定には¹²³I-IMP投与後10分から18分間のデータを使用する。ARG法によりMST19画像と真のDiamox® 負荷画像の脳血流量定量画像を

安静時の入力を用いて作成し、脳血流増加率を算出する。また、定性画像からSPECTカウントによる増加率を求める。

(1) Diamox® が1回目の¹²³I-IMPに及ぼす影響について

Diamox® 投与後のMST32.5の値と安静検査のその値をそれぞれのMST14.5の値に対する変化

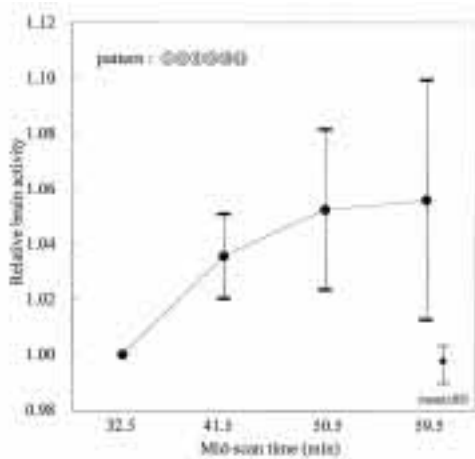


Fig. 6 Relative brain activity changes for an MST of 32.5 minutes in the distribution patterns of the resting examinations accounted for by 70% of the cases studied.

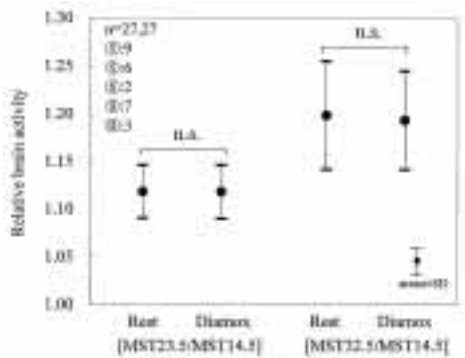


Fig. 7 Comparison of relative brain activity changes for an MST of 14.5 minutes, at rest and during Diamox study.

率で比較した。また、Diamox® 投与前の MST23.5 についても同様に比較した。

(2) 再現性について

脳血管障害患者 5 例に安静時の ^{123}I -IMP 2 回分割投与と検査を行い、2 回の脳血流値を比較した。基底核を含むスライスの脳全体に ROI を設定した場合と、前頭葉・側頭葉・後頭葉に局所的に ROI を設定した場合について行った。

(3) 脳血流増加率について

Diamox® 負荷検査を行った 57 例の健側について、基底核レベルと 3 スライス上のレベルの中大脳動脈 (MCA) 領域に ROI を設定し、健常部の平均脳血流増加率を求めた。また、閉塞を認めた症例の 19 領域の健常部と患側部について、安静時と負荷時の脳血流値を比較した。

(4) 脳血流増加率とカウント増加率の比較

その他の疾患を含む 73 症例の 310 か所の領域の脳血流増加率とカウント増加率の相関を求めた。

III. 結 果

1. SPECT データの濃度直線性について

投影データをそのまま再構成した場合よりも 9 点スムージング後に再構成した場合の方が、回歸式の切片が 0.2123 と小さく、直線性が保たれていたため、スムージング後に再構成を行った (Fig. 3)。

2. ^{123}I -IMP 脳内分布パターンとフィッティング係数について

安静検査 72 例から分布パターンを 11 通りに分類し、それぞれについてフィッティング係数 f_1 , f_2 , f_3 を決定した (Table 1, Fig. 4)。実測値とこれより求めた推定値の間には、各 MST で $r = 0.9972$ 以上の高い相関が得られ (Fig. 5)、誤差 (|実測 - 推定| / 実測 × 100) は $0.59 \pm 0.49\%$, $0.98 \pm 0.75\%$, $1.46 \pm 1.16\%$ であった。また、安静検査の 7 割以上を占めたパターン () では 30 分以上も増加傾向にあった (Fig. 6)。

3. Diamox® が 1 回目の ^{123}I -IMP に及ぼす影響について

[MST23.5/MST14.5] と [MST32.5/MST14.5] の変化率は、Diamox® 投与群と非投与群で有意差を認めなかった (Fig. 7)。

4. 再現性について

脳血管障害患者 5 例の安静時 2 回分割投与による 1 回目と 2 回目の脳血流値は基底核レベルの全脳で $r = 0.9976$ 、局所的にも $r = 0.9098$ と良い相関を示し (Fig. 8)、誤差 (|1 回目 - 2 回目| / 1 回

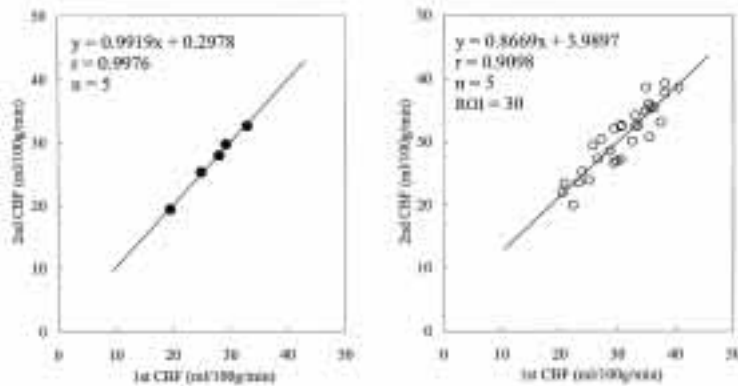


Fig. 8 Correlation between the first and second mean rCBF values obtained by split-dose ^{123}I -IMP SPECT at rest. *Left*: ROI (region of interest) placed on basal ganglia and the whole brain. *Right*: ROI placed on the frontal, temporal, and occipital lobe at the level of the basal ganglia.

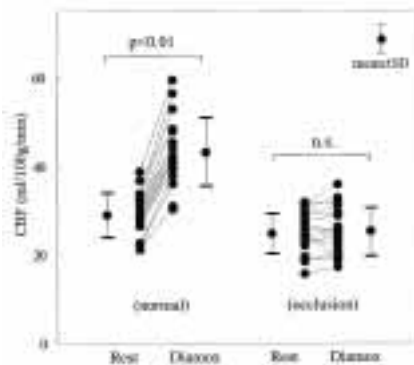


Fig. 9 Comparison of cerebral blood flow values in the territory of the MCA on the unaffected side and the lesion side, at rest and during Diamox study.

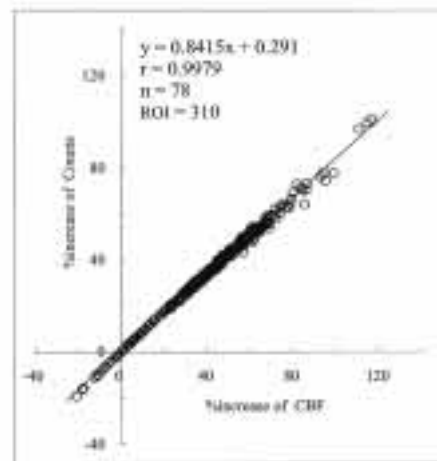


Fig. 10 Correlation between rates of increase in rCBF and rates of increase in SPECT counts.

目 $\times 100$) は $1.5 \pm 1.2\%$, $6.8 \pm 5.5\%$ であった。

5. 脳血流増加率について

57 症例 (ROI = 114) の健常部 MCA 領域の平均増加率は、 $55.4 \pm 13.1\%$ であった。また、閉塞を認めた 11 症例 (ROI = 19) の健側部の脳血流は 29.0 ± 4.9 (ml/100 g/min) から 43.3 ± 7.6 (ml/100 g/min) へと有意に増加し、患側部は 24.8 ± 4.6 (ml/100 g/min) から 25.2 ± 5.4 (ml/100 g/min) となり、有意差を認めなかった (Fig. 9)。

6. 脳血流増加率とカウント増加率について

脳血流増加率とカウント増加率の相関を Fig. 10 に示す。 $r = 0.9979$ と高い相関を示した。また、Diamox[®] 負荷時の脳血流量を 10 ml/100 g/min 毎に区分した比較では、脳血流が高くなるほど回帰式の傾きが小さくなった (Fig. 11)。症例を Fig. 12 に示す。画質が保たれ、健側 SPECT カウント増加率は、脳血流増加率よりも低値となるが正常範囲であり、患側はほとんど変わらなかった。

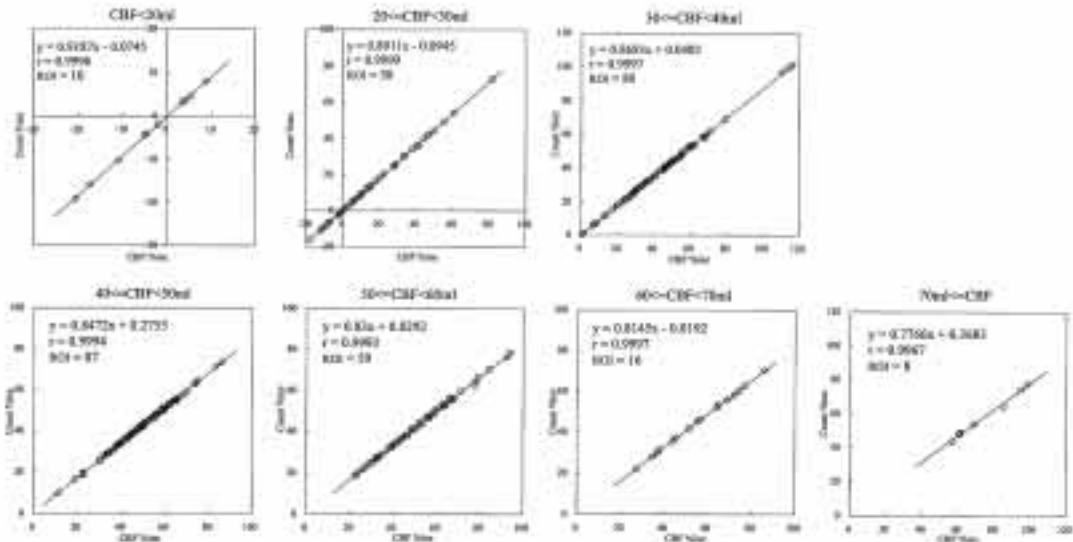


Fig. 11 Correlation between rates of increase in rCBF and rates of increase in SPECT counts when rCBF values during Diamox study were divided in groups of 10 units (ml/100 g/min).

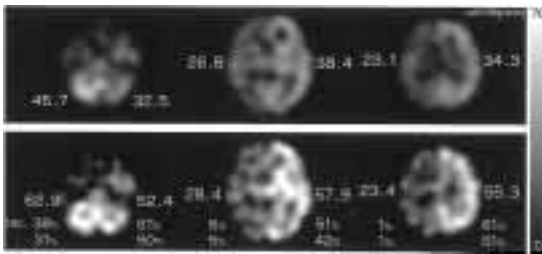


Fig. 12 Occlusion of the right internal carotid artery, 50-year-old male. Quantitative images of rCBF at rest (top) and during Diamox study (bottom). The rate of increase values at the top are based on rCBF, and the values at the bottom are based on the SPECT counts.

IV. 考 察

1 日法による脳循環予備能の評価が装置に依存せず容易に行えることが望まれる。また、SPECT カウントによる評価が可能であれば動脈採血を行っていない施設でも増加率測定が可能になる。そこで、 ^{123}I -IMP 2 分割投与による 1 日法を簡便に行うための脳残存放射能の推定方法を考案した。一般的に ARG 法による SPECT は static 収集

により 20-30 分間行っている。それを 3 等分して行い、その SPECT カウントの変化から経時的分布を推定することを試みた。これにより、基本的な収集方法の設定を変えずに、画質の極端な低下も防ぐことができた。

^{123}I -IMP の脳への取り込みは肺のクリアランスに影響され、脳内の各部位や健常部・虚血部においても、分配係数の違いにより経時的変化は異なる^{12,13)}。それを最初のカウント変化率 [I] と傾き変化率 [k] によって分類することができ、各々についてフィッティング係数を定めることができた。実測値と推定値の最大誤差 (MST59.5) は 4.83% と小さく、対象年齢が 12-81 歳まで分布し、変性疾患も 3 割含むことを考慮すると、この方法は ^{123}I -IMP の脳内分布の経時的変化を的確に捉えることができると思われた。2 回目の投与時間と SPECT 開始時間にもよるが、脳残存量推定方法として橋川⁹⁾ らは直前のデータを直線回帰し、西沢¹⁰⁾・井上¹¹⁾ らは直前のデータを用いている。われわれの検査プロトコルでは、2 回目の IMP 投与時間は 37 分後で SPECT の MST はそこから 19 分後になる。 ^{123}I -IMP の挙動は 30-60 後

までは平衡状態にあると言われているが、30 分以降も増加する傾向を示す症例が多く、1 回目の脳残存量推定の必要性が認められた。Diamox[®]の影響について、橋川らの報告⁹⁾では1回目の¹²³I-IMP 投与 8 分後に投与した Diamox[®] によって有意に上方変位したが、その傾きの変化率は Diamox[®] 投与によっても有意な変化は認めなかった。また、井上らの報告¹¹⁾では¹²³I-IMP 投与 30 分後に投与した Diamox[®] によって非投与群とそれ以降の変化率に有意差がなかった。われわれのプロトコールでは Diamox[®] 投与時間が 27 分後と遅く、投与群と非投与群で有意差がなかったことから、安静時から求めた推定法を Diamox[®] 負荷に用いても問題ないと思われた。この推定方法は全脳を用いて行うため再現性の結果からも分かるように、局所的な ROI の方がばらつきが大きくなり、ピクセルごとの推定が今後の課題である。

ARG 法において Diamox[®] 負荷の入力関数が問題となるが、小倉らの報告¹⁴⁾では安静時の入力関数と有意差がなく、安静時の標準入力関数を適用できるとしている。被検者の負担、2 回目採血のカウント誤差、標準入力関数を用いることを考慮し、動脈採血を 1 回で済ませ、安静時・負荷時の入力とした。健側の脳血流増加率は他の方法と同程度であり、ARG 法による 1 日法の妥当性が示された。

¹²³I-IMP は ^{99m}Tc 脳血流製剤に比べ高血流域まで直線性が保たれている^{15,16)} ため、SPECT カウントによる増加率測定も可能と考えられる。実際に脳血流増加率との間に高い相関を認め、16% 程度の過小評価となった。また、脳血流ごとに比較すると血流量が高くなるにつれ回帰式の傾きが小さくなった。これは、¹²³I-IMP の脳からの洗い出しが高血流域ほど大きくなるためと考えられ、増加率の高低に関係なく血流量に依存した。提示した症例においても血流量ごとの回帰式で SPECT カウント増加率がより脳血流増加率に一致した。SPECT カウントによる増加率測定は、非侵襲的に Diamox[®] の反応性を半定量的に求めることが可能であり、小児など動脈採血のできない症例や

NIMS 法による定量または定量を行っていない施設でも十分に施行できる方法である。

当施設の脳血流 SPECT は解像力を重視しているためシステム感度が低く、カウントが十分に得られないため散乱成分が多くなり定量性への影響が大きい。これを濃度直線性の回帰式の切片と傾きの比を用いて評価することができる¹⁷⁾。今回の検討では投影データを直接再構成するよりスムージングしてから再構成した方が良い結果を得た。前者のその値は 2.346 kBq/ml、後者は 0.106 kBq/ml となった。低放射能濃度の測定点 (9.48 kBq/ml) でみると前者で 24.7%、後者で 1.12% のバイアスがかかることになる。前処理フィルターを用いた場合の検討では後者と同じような結果になったが、PRISM ではファンビームコリメータを用いた場合、画質改善フィルターは再構成後に行うことを薦めている。FBP による画像再構成は負のデータを 0 として扱うため、投影データを直接再構成する場合は、クロスキャリブレーションファクターの誤差要因や増加率の過小評価につながる。定量測定では放射能濃度と SPECT カウントの直線性を確認することが特に大切である。

V. 結 語

1. SPECT 画像の画質維持と検査の簡便さを目的とした ¹²³I-IMP 2 回分割投与による Diamox[®] 増加率測定方法を考案した。

2. 9 分間 3 回の static-SPECT から脳残存放射エネルギーを推定する方法を考案し、MST59.5 において実測値と推定値の間に $r=0.9972$ と高い相関が得られ、この推定方法が妥当であることが確認された。

3. ARG 法から求めた脳血流増加率と SPECT カウント増加率の間に高い相関が得られ、SPECT カウントによる増加率が有効であることが確認された。

文 献

- 1) Kuhl DE, Barrio JR, Huang SC, Selin C, Ackermann RF, Lear JL, et al: Quantifying local cerebral blood flow by N-isopropyl-p-[¹²³I]iodoamphetamine (IMP)

- tomography. *J Nucl Med* 1982; 23: 196–203.
- 2) 松田博史, 関 宏恭, 石田博子, 隅屋 寿, 辻志郎, 久田欣一, 他: N-isopropyl-p- ^{123}I iodoamphetamine とガンマ回転型 ECT による局所脳血流測定. *核医学* 1985; 22: 9–18.
 - 3) Takeshita G, Maeda H, Nakane K, Toyama H, Sakakibara E, Komai S, et al: Quantitative measurement of regional cerebral blood flow using N-isopropyl-(Iodine-123)p-Iodoamphetamine and single-photon emission computed tomography. *J Nucl Med* 1992; 33: 1741–1749.
 - 4) Odano I, Ohkubo M, Takahashi N, Higuchi T: A new method of regional cerebral blood flow measurement using one-point arterial sampling based on the microsphere model with N-isopropyl-p- ^{123}I iodoamphetamine SPECT. *Nucl Med Commun* 1994; 15: 560–564.
 - 5) 牧野憲一, 増田安彦, 後藤 聰: 1 点動脈採血と ^{123}I -IMP microsphere model による簡便な局所脳血流測定法 全脳カウント比を用いた 1 点動脈採血全血カウントへの補正. *核医学* 1998; 35: 405–412.
 - 6) Iida H, Itou H, Nakazawa M, Hatazawa J, Nishimura H, Onishi Y, et al: Quantitative mapping of regional cerebral blood flow using Iodine-123-IMP and SPECT. *J Nucl Med* 1994; 35: 2019–2030.
 - 7) 伊藤 浩, 石井 清, 木下俊文, 小山真道, 川島隆太, 小野修一, 他: IMP-ARG 法による局所脳血流の正常値 マイクロスフェア法との比較. *核医学* 1997; 34: 901–908.
 - 8) 米倉義晴, 杉原秀樹, 谷口義光, 青木悦雄, 古市健治, 宮崎吉春: 非侵襲的マイクロスフェア法による IMP 脳血流 SPECT の定量化 動態イメージングによる入力関数積分値の推定. *核医学* 1996; 33: 175–178.
 - 9) Hashikawa K, Matsumoto M, Moriwaki H, Oku N, Okazaki Y, Uehara T, et al: Split dose Iodine-123-IMP SPECT: Sequential quantitative regional cerebral blood flow change with pharmacological intervention. *J Nucl Med* 1994; 35: 1226–1233.
 - 10) Nishizawa S, Yonekura Y, Tanaka F, Fujita T, Tsuchimochi S, Ishizu K, et al: Evaluation of a double-injection method for sequential measurement of cerebral blood flow with iodine-123-iodoamphetamine. *J Nucl Med* 1995; 36: 1339–1345.
 - 11) 井上 武, 藤岡弘良, 赤宗明久, 棚田修二, 濱本研: 単検出器回転型ガンマカメラと ^{123}I -IMP を用いた局所脳血流定量法の時間短縮と分割投与 Diamox 負荷への応用. *核医学* 1995; 32: 1217–1226.
 - 12) Yonekura Y, Fujita T, Nishizawa S, Iwasaki Y, Murai T, Konishi J: Temporal changes in accumulation of N-isopropyl-p-iodoamphetamine in human brain: Relation to lung clearance. *J Nucl Med* 1989; 30: 1977–1989.
 - 13) Yonekura Y, Nishizawa S, Murai T, Iwasaki Y, Fukuyama H, Ishikawa M, et al: Functional mapping of flow and back-diffusion rate of N-isopropyl-p-iodoamphetamine in human brain. *J Nucl Med* 1993; 34: 839–844.
 - 14) 小倉利幸, 瀧川修吾, 斉藤久寿, 中澤真弓, 志田原美保, 飯田秀博: N-isopropyl-p- ^{123}I iodoamphetamine 脳血流量定量検査における標準入力関数利用の妥当性と規格化法の最適化について. *核医学* 1995; 32: 1217–1226.
 - 15) Murase K, Tanaka S, Inoue T, Ochi K, Fujita H, Sasaki S, et al: Measurement of blood-brain barrier permeability of I-123 IMP, Tc-99m HMPAO and Tc-99m ECD in the human brain using compartment model analysis and dynamic SPECT. *J Nucl Med* 1991; 32: 911.
 - 16) Iida H, Akutsu T, Endo K, Fukuda H, Inoue T, Ito H, et al: A multicenter validation of regional cerebral blood flow quantitation using ^{123}I iodoamphetamine and single photon emission computed. *J Cereb Blood Flow Metab* 1996; 16: 781–793.
 - 17) 篠原広行, 尾川浩一, 中川原謙二, 富口静二, 中嶋憲一, 飯田秀博, 他: 多施設共同ファントム実験による $^{99\text{m}}\text{Tc}$ SPECT の散乱・吸収補正の定性評価. *核医学* 2000; 37: 143–162.

Summary

Estimation by Static SPECT of the Radioactivity Remaining after the First Dose of Two-fractionated ^{123}I -IMP Administration: The Rate of Increase in Cerebral Blood Flow by ARG and the Rate of Increase in SPECT Count

Yoshifumi KAWAMURA

Department of Radiology, Jichi Medical School Hospital

We devised a method for estimating the radioactivity remaining after the first dose of two-fractionated tracer administration in the acetazolamide activation study in a facility where static SPECT is used for ^{123}I -IMP cerebral blood flow scintigraphy. Three static SPECT scans were obtained over 9-min periods beginning 10 min after the first ^{123}I -IMP administration, to estimate the remaining activity until after 60 min. In 72 patients at rest, 9-min SPECT was performed 6 times, and 11 different patterns of distribution and the fitting coefficient were obtained. The correlation between the actual measurement and the estimation at the mid scan time of 59.5 min could be expressed as $y = 1.0064x - 1.9656$, and $r = 0.9972$ ($p < 0.01$). The correlation between the first and second measurements of cerebral blood flow in 5 patients given two-fractionated administration at rest could be expressed as $y = 0.9919x + 0.2978$, $r = 0.9976$ ($p < 0.01$), indicating the

usefulness of this method for estimating the radioactivity remaining after the first dose. In 57 patients with unilateral cerebrovascular disease, the cerebral blood flow on the unaffected side increased by $55.4 \pm 13.1\%$, whereas the blood flow in 19 regions exhibiting severe stenosis on the affected side was increased only $1.4 \pm 10.5\%$ ($p < 0.01$). In addition, the correlation between the rate of increase in cerebral blood flow and the rate of increase in SPECT count could be expressed as $y = 0.8415x + 0.291$, and $r = 0.9979$ ($p < 0.01$). Thus, with this method, the cerebral hemodynamic reserve test using the rate of increase in cerebral blood flow by the ARG method or the rate of increase in SPECT count can be completed within a day while maintaining the image quality of static SPECT.

Key words: ^{123}I -IMP, SPECT, Acetazolamide, Cerebral perfusion reserve, Brain radioactivity.