

《原 著》

1 回動脈採血による ^{123}I -IMP を用いた局所脳血流測定のための 入力関数の積分値の推定

藤岡 弘良* 村瀬 研也**** 井上 武** 石丸 良広**
赤宗 明久** 山本 祐司*** 棚田 修二**** 池添 潤平****

要旨 N-isopropyl-p- ^{123}I iodoamphetamine (^{123}I -IMP) を静注後早期の全脳における時間放射能曲線を最小二乗法を用いて curve fitting して求めた式を微分し、さらに5分時の1点動脈採血をして求めたオクタノール抽出分画放射能²¹⁾で補正して、それを5分間積分することにより、マイクロスフェア法で用いられている持続動脈採血の代用法を考案した。本法で得られた入力関数の積分値と持続動脈採血で得た入力関数の積分値との間には良好な相関が得られた ($y=1.048x-1206$, $r=0.984$)。また、5分間の持続動脈採血で得た入力関数の積分値を用いて算出した脳血流量と本法で推定した入力関数の積分値を用いて算出した脳血流量との誤差は $6.88 \pm 4.78\%$ であった。本法による入力関数の積分値の推定法は侵襲性が少なく、簡便であり、また心肺機能や喫煙の影響を受けにくいと、ルーチン検査に有用であると考えられる。

(核医学 35: 7-14, 1998)

I. はじめに

N-isopropyl-p- ^{123}I iodoamphetamine (^{123}I -IMP) を用いた脳血流定量測定法には、種々の方法¹⁻¹²⁾が提唱されている。この中で一般に広く用いられている定量法は、マイクロスフェアモデルに基づいた方法¹⁻⁵⁾と、脳からの ^{123}I -IMP の洗い出しを考慮した2コンパートメントモデルに基づいた方法⁸⁻¹²⁾であろうと思われる。このいずれの方法においても入力関数の積分値が必要である。この入

力関数の積分値を求める方法には、持続動脈採血をして求める方法と頻回に採血をして入力関数を求め、それを積分する方法がある。前者は侵襲的であり、後者は繁雑で実用的でない。最近、後者においては標準入力関数¹⁵⁾を用いて簡便化している。しかし、その標準入力関数に伴う誤差が生ずる^{13,14)}という報告がある。持続動脈採血による入力関数の積分値は、実測して求めるため精度が高い。それゆえに侵襲的なこの方法が多くの施設で使用されているのが現状である。最近、小田野らは持続動脈採血の代用として、非侵襲的で簡便な one-point sampling 法を報告している⁹⁾。この方法は標準入力関数などの設定を行わずに1点動脈採血データと5分間の持続動脈採血による入力関数の積分値との相関を直接利用している。また、井上らは5分時の1点動脈採血で得た動脈血中カウントと5分時の全脳カウント、および、その時点における全脳の時間放射能曲線の傾きを用いた方法²²⁾を報告した。しかし、全脳の時間放射能曲

* 松山市民病院放射線室
** 同 放射線科
*** 同 脳神経外科
**** 愛媛大学医学部放射線科
受付: 9年8月11日
最終稿受付: 10年1月5日
別刷請求先: 愛媛県松山市大手町 2-6-5
(☎ 790-0067)
松山市民病院放射線室
藤 岡 弘 良

線の 5 分時における傾きを精度よく求めることは困難であるため、われわれは、早期 (静注後より 7 分間) の全脳の時間放射能曲線を指数関数を用いて curve fitting した。また、それを微分して微分曲線を求め、5 分時の 1 点動脈採血で得たオクタノール抽出分画放射能で補正することにより 5 分間の持続動脈採血に代用できる入力関数の積分値を推定する方法を考案したので報告する。

II. 理 論

まず、ガンマカメラで測定した脳正面像における時間放射能曲線 $C_b(t)$ を静注後 7 分までの早期においてはマイクロスフェアモデル¹⁾が成立すると仮定して、最小二乗法により次式で近似する (Fig. 1)。

$$C_b(t) = A(1 - e^{-Bt}) + C \quad (1)$$

ここで、 A , B および C は定数である。 $t=0$ の時、 $C_b(0)=C$ となり、 C はバックグラウンドを表す。 $t=\infty$ で $B>0$ の時、 $C_b(\infty)=A+C$ となり、 A は無限大の時間の経った時のバックグラウンドを除いた脳放射能を表す。また、 B は単位時間当たりの脳正面像における放射能の変化率に関係した定数である。 t を分 (min) で表した場合、 B の単位は min^{-1} となる。

$$C_b'(t) = AB e^{-Bt} \quad (2)$$

となる。一方、マイクロスフェアモデル¹⁾が成立すると仮定すると、ある時間 t における脳放射能は次式で表される。

$$C_b(t) = F \times \int_0^t C_a(u) du \quad (3)$$

ここで、 F は脳血流量を表し、一定と仮定できる。また、 $\int_0^t C_a(u) du$ は血中放射能濃度の積分値を表す。式 (3) の両辺を t について微分すると

$$C_b'(t) = F \times C_a(t) \quad (4)$$

を得る。ここで、 $C_a(t)$ は時間 t における血中放射能濃度を表す。 ^{123}I -IMP 静注後 5 分以内の早期においてマイクロスフェアモデルが成り立つ¹⁾時間、例えば t を 5 分とすると、脳血流量 F は次式で表される。

$$F = C_b'(5)/C_a(5) \quad (5)$$

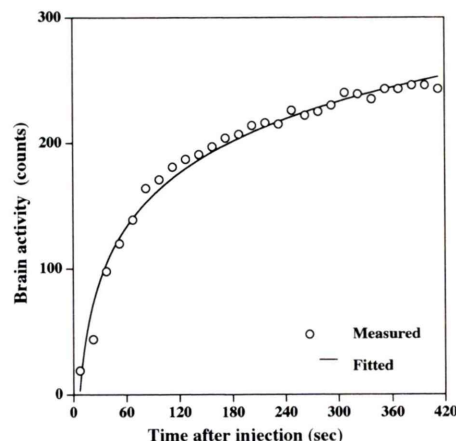


Fig. 1 Example of time-activity curve of ^{123}I -IMP in the whole brain obtained from dynamic frontal brain images (open circles). Dynamic images were acquired, 15 sec/frame, 28 frames in 7 min, using a gamma camera equipped with a low-energy general-purpose collimator. Fitted curve using Eq. (1) is also shown by the solid line.

したがって、式 (5) を式 (4) に代入すると

$$C_b'(t) = \{C_b'(5)/C_a(5)\} \times C_a(t) \quad (6)$$

となる。さらに、両辺を 5 分間積分すると

$$\int_0^5 C_b'(u) du = \{C_b'(5)/C_a(5)\} \times \int_0^5 C_a(u) du \quad (7)$$

を得る。式 (7) を変形すると

$$\int_0^5 C_a(u) du = \{C_a(5)/C_b'(5)\} \times \int_0^5 C_b'(u) du \quad (8)$$

を得る。さらに、式 (1) と式 (2) を式 (8) に代入すると

$$\begin{aligned} \int_0^5 C_a(u) du &= \{C_a(5)/(B \times e^{-5 \times B})\} \times (1 - e^{-5 \times B}) \\ &= \{C_a(5)/(B \times e^{-5 \times B})\} \times (1 - e^{-5 \times B}) \end{aligned} \quad (9)$$

が得られる。また、1 分から 5 分まで積分する場合には、先程と同様にして、

$$\begin{aligned} \int_1^5 C_a(u) du &= \{C_a(5)/(B \times e^{-5 \times B})\} \times (e^{-1 \times B} - e^{-5 \times B}) \\ &= \{C_a(5)/(B \times e^{-5 \times B})\} \times (e^{-1 \times B} - e^{-5 \times B}) \end{aligned} \quad (10)$$

となる。式 (9) および式 (10) における B は早期の脳における時間放射能曲線を curve fitting して得ることができ、また $C_a(5)$ は 5 分時における 1 点動脈採血とオクタノール抽出から得られる。し

たがって、持続動脈採血による入力関数の積分値は、早期の脳における時間放射能曲線から近似して得た B と 5 分時における 1 点動脈採血をして求めたオクタノール抽出分画放射能を用いることによって推定することが可能である。

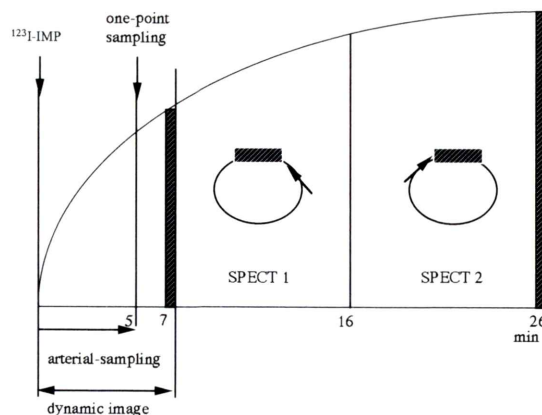
III. 方 法

低エネルギー汎用コリメータを装着した単検出器回転型ガンマカメラ Starcam 4000XR/T (GE 社製) (FWHM: 18.0 mm) を用いた。 ^{123}I -IMP 静注後 15 sec/frame で 7 分間の dynamic 収集した後、ME 法⁴⁾を施行した (Fig. 2)。SPECT の収集は 64×64 のマトリックス、360 度で 1 方向 12 秒、32 step の連続反復回転収集で行った。画像再構成は Butterworth filter (order=8, cut-off frequency=0.36 cycles/cm) および Ramp filter を用いたフィルタ逆投影法で行い、吸収補正は Sorenson の方法 ($\mu=0.067 \text{ cm}^{-1}$) を用いた。104 から 211 MBq の ^{123}I -IMP を肘静脈よりボラス投与すると同時に対側上腕動脈に留置したカテーテル針よりツルース万能注入器にて 1.88 ml/min の速度で持続動脈採血を開始し、オクタノールを用いて脂溶性分画を抽出した。 ^{123}I -IMP 静注直後より 7 分間、脳正面において 15 sec/frame で 28 frame の dynamic image を収集した。また、収集した dynamic image において全脳に関心領域 (ROI) を設定し、全脳の時間放射能曲線を得た。この場合、dynamic image の全フレームを加算した画像上で明らかに病変部と思われる部分は除き、正常と思われる部分のみを ROI とした。

まず、全脳の時間放射能曲線と 5 分時の 1 点動脈採血を用いて算出した入力関数の積分値が持続動脈採血により実測して求めた入力関数の積分値 (オクタノール抽出分画放射能) に代用可能か、以下の検討を行った。

【検討 1】

脳血管障害患者 52 例について、 ^{123}I -IMP 静注後 7 分までの全脳の時間放射能曲線を指数関数で近似して求めた B と、5 分時の動脈採血で得たオクタノール抽出分画放射能より求めた静注後 1 分



Protocol of the modified early (ME) method

Fig. 2 Schematic illustration of modified early (ME) method⁷⁾. Continuous arterial blood sampling was performed for 5 min after intravenous injection of ^{123}I -IMP, and one-point arterial blood sampling was done at 5 min. Dynamic images were acquired, 15 sec/frame, 28 frames in 7 min after ^{123}I -IMP injection. After that, SPECT data acquisition was performed by rotating a gamma camera continuously in 12 sec/step for 32 steps over 360°.

ら 5 分までの入力関数の積分値 (式 (10)) と、静注後 1 分から 5 分まで持続動脈採血により実測して求めた入力関数の積分値との相関を検討した。

【検討 2】

次に、脳血管障害患者 117 例について、検討 1 と同様にして求めた静注直後から 5 分までの入力関数の積分値 (式 (9)) と 5 分間の持続動脈採血により実測して求めた入力関数の積分値との相関を検討した。

【検討 3】

さらに、式 (9) において、検討 2 で用いた症例について B を一定にして得た入力関数の積分値と、5 分間の持続動脈採血により実測して求めた入力関数の積分値との相関を検討した。

【検討 4】

最後に、脳血管障害患者 117 例について、5 分間の持続動脈採血により実測して求めた入力関数の積分値を用いて得た脳血流量を基準にして、本法で推定した入力関数の積分値 (式 (9)) を用いて得た脳血流量との誤差を検討した。誤差は両者の

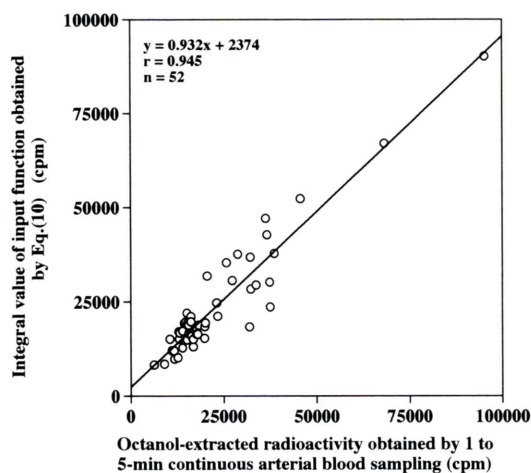


Fig. 3 Relationship between integral arterial blood activity obtained by the present method (Eq. (10)) and that obtained by 1 to 5-min continuous arterial blood sampling. A good correlation was obtained between the two data ($r=0.945$).

差の絶対値の基準とした脳血流量に対する百分率で表した。

IV. 結 果

【検討 1 の結果】

式 (10) により推定した静注後 1 分から 5 分までの入力関数の積分値と静注後 1 分から 5 分まで持続動脈採血により実測して求めた入力関数の積分値との間には良好な相関が得られた ($y=0.932x+2374$, $r=0.945$) (Fig. 3).

【検討 2 の結果】

式 (9) より求めた静注直後から 5 分までの入力関数の積分値と 5 分間の持続動脈採血により実測して求めた入力関数の積分値との間にも良好な相関が得られた ($y=1.048x-1206$, $r=0.984$) (Fig. 4).

【検討 3 の結果】

本法の入力関数の積分値の算出式 (式 (9)) における B の値を脳血管障害患者 117 例について求めたところ、その平均値±標準偏差は 0.563 ± 0.078 (min^{-1}) であり、CV (coefficient of variation) は 13.9% であった。そこで、 B の値を 0.563 (min^{-1}) と一定にして式 (9) より入力関数の積分値

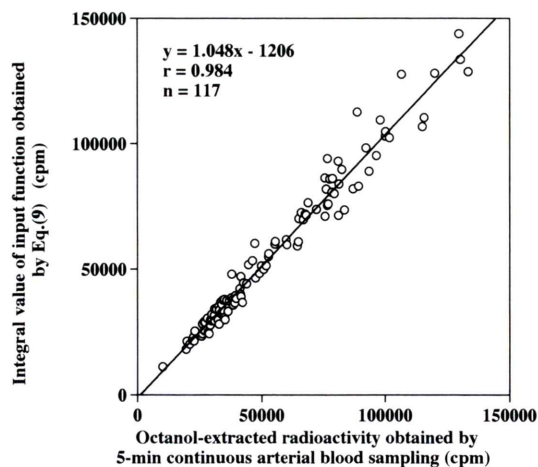


Fig. 4 Relationship between integral arterial blood activity obtained by the present method (Eq. (9)) and that obtained by 0 to 5-min continuous arterial blood sampling. A good correlation was obtained between the two data ($r=0.984$).

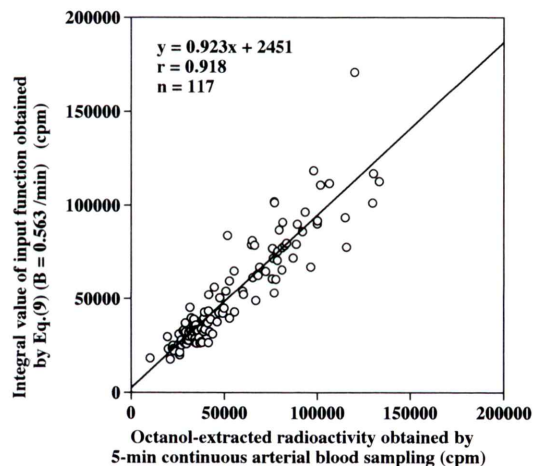


Fig. 5 Relationship between integral arterial blood activity obtained by the present method (Eq. (9)) and that obtained by 0 to 5-min continuous arterial blood sampling. In this case, B in Eq. (9) was fixed to 0.563 (min^{-1}). A good correlation was obtained between the two data ($r=0.916$).

を推定し、持続動脈採血により実測して求めた入力関数の積分値と比較した結果、両者の間に良好な相関が得られた ($y=0.92x+2693$, $r=0.916$) (Fig. 5). しかし、この場合の相関係数は B の値

を一定にしない場合 (Fig. 4) に比べ、統計学的に有意に ($p < 0.05$) 小さかった。

【検討 4 の結果】

5 分間の持続動脈採血により実測して求めた入力関数の積分値を用いて求めた脳血流量と本法による入力関数の積分値 (式 (9)) を用いて求めた脳血流量との誤差は $6.88 \pm 4.78\%$ であった。

一方、B の値を一定 ($0.563 \text{ (min}^{-1}\text{)})$ にして式 (9) から推定した入力関数の積分値を用いた場合の誤差も評価したが、この場合には $15.5 \pm 12.6\%$ となった。これは B の値を一定にしない場合の誤差に比べ統計学的に有意に ($p < 0.05$) に大きかった。

V. 考 察

^{123}I -IMP 投与後早期においてはマイクロスフェアモデルが成り立つとされている¹⁾。このことは ^{123}I -IMP の脳における時間放射能曲線が投与後早期においては脳への入力関数の積分値に比例することを意味する。

入力関数の積分値を求める方法としては、持続動脈採血による方法¹⁾や撫中ら¹⁵⁾の頻回に採血して標準入力関数を作成する方法等がある。標準入力関数を使用した脳血流測定法では標準入力関数による誤差の影響が大きい¹³⁾。一方、持続動脈採血による方法は、侵襲的であるが実測値を用いるため精度が高い。そこで、精度の高い持続動脈採血による入力関数の積分値の代用として静注後早期 (7 分間) において、ガンマカメラで測定した ^{123}I -IMP の全脳の時間放射能曲線と静注後 5 分後の 1 点動脈採血をして求めたオクタノール抽出分画放射能を用いて入力関数の積分値を推定することを試みた。

今回の検討では、全脳の時間放射能曲線の近似式として指数関数を含む式 (1) を用いた (Fig. 1)。 ^{123}I -IMP の脳組織への集積 (全脳の時間放射能曲線) は心肺系の異常や喫煙によって影響を受ける¹⁷⁻²⁰⁾と報告されている。式 (1) における B は前述したように脳放射能の変化率に関係した定数を表し、脳の時間放射能曲線の変化パターンを表す被検者固有の定数であると考えられる。

全脳の時間放射能曲線の近似式 (式 (1)) より求めた定数 B と、静注後 5 分時におけるオクタノール抽出分画放射能から推定した 1 分から 5 分までの入力関数の積分値 (式 (9)) は検討 1 の結果 (Fig. 3) に示すように、静注後 1 分から 5 分までの持続動脈採血により実測して求めた入力関数の積分値と良好に相関する。このことは本法を用いて脳正面像での時間放射能曲線から、脳に集積する入力関数の積分値が推定できることを示唆している。

検討 2 の結果 (Fig. 4) に示すように、本法で得た入力関数の積分値は静注後より 5 分間の持続動脈採血により実測して求めた入力関数の積分値と良好に相関した。したがって、本法で用いた時間放射能曲線の近似式 (式 (1)) から求めた定数 B と静注後 5 分時における動脈採血を用いることにより入力関数の積分値の推定が検討 1、検討 2 の結果より可能であるといえる。

さらに、検討 3 の結果 (Fig. 5) に示すように、式 (9) における B の値を一定 ($0.563 \text{ (min}^{-1}\text{)})$ と仮定しても、検討 2 の結果と同様に、5 分間の持続動脈採血により実測して求めた入力関数の積分値と本法で推定した値は良好に相関する。したがって、B の値を一定とした場合、式 (9) において ($B \times e^{-5 \times B}$), ($1 - e^{-5 \times B}$) はそれぞれ一定となり、5 分時のオクタノール抽出分画放射能と 5 分間の持続動脈採血により実測して求めた入力関数の積分値は相関する。すでに小田野らによって 5 分時での動脈血を用いたマイクロスフェアモデルと one-point sampling 法による入力関数の積分値の推定⁵⁾法が報告されている。彼らの方法は 5 分間の持続動脈採血をして得た入力関数の積分値と 5 分時での動脈血との相関を求め、その回帰式を用いて入力関数の積分値を推定しようとするもので、オクタノール抽出が不要である。今回、5 分時における動脈血の放射能とオクタノール抽出分画放射能についても検討したが、117 症例において $y = 0.072x - 35$, $r = 0.989$ であった。この両者の良好な相関から、オクタノール抽出分画放射能を動脈血の放射能に置き換えることが可能と考えられ、本法は 5 分間の持続動脈採血により実測して求め

た入力関数の積分値を小田野らの方法と同様に推定可能と考えられる。しかし、 B の値を一定にして推定した入力関数の積分値を用いて得た脳血流量の誤差は B の値を一定にしない場合に比べ有意に大きく、個々の症例毎に B の値を求める必要があると考えられる。前述したように、 ^{123}I -IMP の脳組織への集積は心肺系の異常や喫煙者によって影響を受けると報告されており¹⁷⁻²⁰⁾、 B は脳組織への集積の変化パターンを表すと考えられることから、 B の値を一定にせず、個々の症例毎に求める必要がある。

なお、 ^{123}I -IMP の脳組織への集積は腫瘍や梗塞などの部位では正常部と異なり¹⁶⁾、全脳の時間放射能曲線を作成する場合に注意を要すると考えられる。今回の検討では全脳の時間放射能曲線を作成する場合、dynamic image の全フレームを加算した画像上で明らかに病変部と思われる部分は除き、正常と思われる部分のみを ROI として用いた。データの詳細は示さないが、病変部を含んだ ROI を用いた場合には、作成した全脳の時間放射能曲線を指数関数で近似して求めた B の値と静注後 5 分時の動脈採血で求めたオクタノール抽出分画放射能を用いて推定した入力関数の積分値 (式 (9)) と 5 分間の持続動脈採血により実測して求めた入力関数の積分値との相関は病変部を含まない場合 ($r=0.984$) に比べ、 $r=0.937$ と悪くなった。

本法では前述したように ^{123}I -IMP 静注早期の全脳における時間放射能曲線と 5 分時の 1 点動脈採血とを用いることにより、持続動脈採血を省略することができる。これは血中ガス分圧を測定する要領で検査ができるため、患者の苦痛を軽減することができると考えられる。さらに、ME 法⁴⁾による分割投与 Diamox 負荷への応用⁴⁾も可能であり、それらについては別途報告する予定である。

VI. ま と め

1) ^{123}I -IMP 静注後早期の全脳における時間放射能曲線を式 (1) で近似して求めた B の値と 5 分時の 1 点動脈採血をして求めたオクタノール抽出分画放射能を用いて入力関数の積分値を推定する

方法を考案した。

2) 本法はマイクロスフェアモデルと ^{123}I -IMP を用いた脳血流量測定における持続動脈採血に代用できるものと考えられる。

3) 本法は侵襲性が少なく、簡便であるためルーチン検査に有用であると考えられる。また、本法を用いれば心肺性疾患や喫煙の影響を受けない脳血流量測定が可能であると考えられる。

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-[^{123}I]iodoamphetamine (IMP) tomography. *J Nucl Med* **23**: 196-203, 1982
- 2) 犬上 篤, 相沢康夫, 三浦修一, 菅野 巖, 村上松太郎, 穴戸文男, 他: 脳血管障害の診断における N-isopropyl-p-[^{123}I]iodoamphetamine の有用性の評価——とくに脳血流量の定量的測定. *医学のあゆみ* **134**: 56-58, 1985
- 3) 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 とガンマカメラ回転型 ECT による局所脳血流測定. *核医学* **22**: 9-18, 1985
- 4) 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量測定法の時間短縮と分割投与 Diamox 負荷への応用. *核医学* **32**: 1217-1226, 1995
- 5) 小田野行男, 大久保真樹, 高橋直也, 野口栄吉, 大滝広雄, 羽田野政義, 他: 動脈一点採血による N-isopropyl-p-[^{123}I]iodoamphetamine と SPECT を用いた簡便な脳血流測定法——One-point sampling 法——. *核医学* **31**: 1219-1226, 1994
- 6) 米倉義晴, 岩崎 康, 藤田 透, 笹山 哲, 的場直樹, 定藤規弘, 他: 大視野ガンマカメラを用いた N-isopropyl-p-[^{123}I]iodoamphetamine による脳血流 SPECT の簡便な定量化法. *核医学* **27**: 1311-1315, 1990
- 7) 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* **33**: 1741-1749, 1992
- 8) 横井孝司, 飯田秀博, 菅野 巖: ダイナミック SPECT と N-isopropyl-p-[^{123}I]iodoamphetamine を用いた局所脳血流量および分配係数の新しい解析法——グラフプロット法による定量化の試み——. *核医学* **28**: 791-796, 1991
- 9) 伊藤 浩, 飯田秀博, 村上松太郎, Bloomfield

- PM, 三浦修一, 奥寺利男, 他: N-isopropyl-p- ^{123}I iodoamphetamine (^{123}I -IMP) および SPECT による簡便な局所脳血流量測定法の開発. 核医学 **29**: 1193–1200, 1992
- 10) Iida H, Itoh H, Nakazawa M, Hatazawa J, Nishimura H, Onishi Y, et al: Quantitative mapping of regional cerebral blood flow using [^{123}I]N-isopropyl-p-iodoamphetamine (IMP) and single photon emission tomography. J Nucl Med **35**: 2019–2030, 1994
- 11) 大久保真樹, 小田野行男, 高橋 誠, 野口栄吉, 大滝広雄, 笠原敏文, 他: N-isopropyl-p- ^{123}I iodoamphetamine (^{123}I -IMP) SPECT による局所脳血流および分布容積の新しい定量測定法. 核医学 **33**: 241–249, 1996
- 12) 小田野行男, 大久保真樹, 高橋直也, 大滝広雄, 野口栄吉, 羽田野政義, 他: N-isopropyl-p- ^{123}I iodoamphetamine (IMP) の分配定数 (Distribution volume) と SPECT を用いた新しい診断——Magic Square 法の開発——. 核医学 **30**: 1211–1219, 1993
- 13) 小倉利幸, 東 靖晃, 伊藤文生, 斎藤久寿: IMP-ARG 法の入力関数の影響について. 核医学 (抄) **32**: 757, 1995
- 14) 大久保真樹, 小田野行男, 高橋 誠, 野口栄吉, 大滝広雄, 笠原敏文, 他: N-isopropyl-p- ^{123}I iodoamphetamine (^{123}I -IMP) SPECT による局所脳血流の定量測定法の比較・検討. 核医学 **33**: 647–654, 1996
- 15) 撫中正博, 飯田秀博, 村上松太郎: N-isopropyl-p- ^{123}I iodoamphetamine (^{123}I -IMP) と回転型ガンマカメラによる局所脳血流量定量法——一回動脈採血による簡便法——. 核医学 **29**: 263–267, 1992
- 16) 上田 孝, 木下和夫, 渡辺克司, 星 博昭, 陣之内正史: IMP を用いた dynamic SPECT——脳血管障害例での検討——. Neurol Med Chir (Tokyo) **28**: 241–247, 1988
- 17) Moretti JL, Cinotti L, Cesaro P, Defer G, Joulin Y, Sergeant A, et al: Amines for brain tomoscintigraphy. Nucl Med Commun **8**: 581–595, 1987
- 18) 佐藤始広, 武田 徹, 外山比南子, 中島光太郎, 石川演美, 秋貞雅祥: N-isopropyl-p- ^{123}I iodoamphetamine の脳集積と全身動態との関係. 核医学 **26**: 581–589, 1989
- 19) Nishizawa S, Tanada S, Yonekura Y, Fujita T, Mukai T, Saji H, et al: Regional dynamics of N-isopropyl- ^{123}I p-iodoamphetamine in human brain. J Nucl Med **30**: 150–156, 1989
- 20) Yonekura Y, Fujita T, Nishizawa S, Iwasaki Y, Mukai T, Konishi J: Temporal changes in accumulation of N-isopropyl-p-iodoamphetamine in human brain: Relation to lung clearance. J Nucl Med **30**: 1977–1981, 1989
- 21) 池永弘幸, 柳元真一, 小野志磨人, 友光達志, 三村浩朗, 森田浩一, 他: N-isopropyl-p- ^{123}I iodoamphetamine を用いたマイクロスフェア・モデルによる局所脳血流量算出のためのパラメータの検討. 核医学 **28**: 1187–1191, 1991
- 22) 井上 武, 赤宗明久: ^{123}I -IMP マイクロスフェア法としての一点動脈採血法——modified early 法を用いて——. 核医学 **33** (10): 1120, 1996

Summary

Estimation of Integral Value of Input Function for the Quantification of Cerebral Blood Flow with ^{123}I -IMP Using One-Point Arterial Blood Sampling

Hiroyoshi FUJIOKA*, Kenya MURASE***, Takeshi INOUE*, Yoshihiro ISHIMARU*, Akihisa AKAMUNE*, Yuji YAMAMOTO**, Shuji TANADA*** and Junpei IKEZOE***

**Department of Radiology, Matsuyama Shimin Hospital*

***Department of Neurosurgery, Matsuyama Shimin Hospital*

****Department of Radiology, Ehime University Hospital*

Cerebral blood flow (CBF) has been measured using a microsphere model with octanol-extracted radioactivity counts (integral value of input function). We developed a new method estimating the integral value of input function. First, we fitted the whole brain time-activity curves early after intravenous injection of N-isopropyl-p- ^{123}I iodoamphetamine (^{123}I -IMP) by the least-squares method. Second, we differentiated this equation. Third, we calibrated it using octanol-extracted radioactivity counts of the arterial blood sampled at 5 min. Finally, we integrated it. A significant correlation was found between the integral values obtained using a new method and those obtained using

the continuous arterial blood sampling data ($y = 1.048x - 1206$, $r = 0.984$). The errors between the CBF values obtained using a new method and those obtained using the 5-min continuous arterial blood sampling was $6.88 \pm 4.78\%$. Measurement of integral values of the input function using a new method with one-point arterial blood sampling is less invasive and convenient, and is not influenced by cardiopulmonary disease or smoking. Therefore, it would be useful for the routine measurement of CBF.

Key words: ^{123}I -IMP, Cerebral blood flow, Microsphere model, Whole brain time-activity curve.