

《原 著》

^{99m}Tc -ECD SPECT を用いた 3-コンパートメントモデルに基づく新しい脳血流測定法

小田野行男* 大久保真樹** 野口 栄吉* 大滝 広雄*
柴木 充朗* 土橋 幸夫*

要旨 ^{99m}Tc -ECD の 3-コンパートメントモデルに基づく新しい脳血流測定法を開発した。1 回 SPECT と入力関数積分値の測定により求められる値を脳血流量を反映するパラメータと考えて brain fractionation index (BFI) と定義し、これを用いて脳血流を精度よく測定する方法である。脳梗塞など 12 例を対象に、dynamic SPECT と頻回動脈採血から得たデータを解析して、BFI を測定する最適時刻を決定した。BFI と ^{133}Xe 吸入法 SPECT で求めた脳血流との関係を調べ、指数関数にあてはまるような回帰曲線を求めたところ、良好な相関が得られた ($r=0.903$)。この指数関数を標準的な BFI-CBF 回帰式として設定した。新たな 7 例を対象に BFI を測定して、この回帰式から脳血流を算出し、 ^{133}Xe 吸入法 SPECT で得られた脳血流と比較した。その結果、良好な相関 ($r=0.854$) が得られ、回帰直線の傾きは 1 ($=0.991$) に近く、 ^{99m}Tc -ECD の欠点である高血流域の過小評価は見られなかった。本法は、大視野ガンマカメラのみならず通常の SPECT 装置にも適用でき、汎用性のある有用な脳血流測定法である。

(核医学 35: 697-703, 1998)

I. はじめに

^{99m}Tc -ECD は標識後の安定性がよく、静注後直ちに脳組織へ取り込まれ、エステラーゼによりエステル基が加水分解を受けて水溶性物質に転換される。脳内分布は静注数分以内に固定し、その分布は長時間変わらない^{1,2)}。この特徴により ^{99m}Tc -ECD は、脳血流 SPECT 用の短半減期トレーサとして広く利用されている。脳血流 SPECT の臨床における多くの関心は、病的脳の脳血流量の測定にある。近年、採血を要せずに大視野カメラを用

いて脳血流指数を求める方法³⁾、dynamic SPECT と動脈血データを用いた Patlak plot 法⁴⁾、持続動脈採血を用いたマイクロスフェア法⁵⁾などが報告された。われわれも、非侵襲的かつ簡便な定量法を目指して、1 点静脈採血を用いたマイクロスフェア法⁶⁾ や、それを split dose Diamox 負荷 SPECT に応用した脳血流測定法⁷⁾を開発し報告してきた。しかし一方では、 ^{99m}Tc -ECD の脳内放射能は静注 3~5 分でプラトーに達するにもかかわらず、入力関数の積分値は 15~20 分前後まで漸増していくという事実⁶⁾があり、マイクロスフェアモデル解析に関する疑問^{6,8)}が指摘されている。

そこでわれわれは、 ^{99m}Tc -ECD の 3-コンパートメントモデルに基づいた 1 回 SPECT による新しい脳血流測定法を考案した。本法では、dynamic SPECT は不要であり、また大視野カメラも必要ではない、通常のカメラや頭部専用の装置に適用

* 新潟大学医学部放射線科

** 新潟大学医療技術短期大学部診療放射線技術学科
受付: 10 年 4 月 6 日
最終稿受付: 10 年 6 月 4 日
別刷請求先: 新潟市旭町通 1 番町 757 (☎ 951-8510)
新潟大学医学部放射線科

小田野 行男

できる. 本法の精度は, ^{133}Xe 吸入法 SPECT を用いて検証した.

II. 対象と方法

1) 理 論

$^{99\text{m}}\text{Tc}$ -ECD の脳内挙動を, 3-コンパートメントモデルで解析できるものとする (Fig. 1). $\text{Ca}(t)$ を時刻 t における動脈血から脳内へ入力する $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -ECD の放射能濃度 (= 入力関数), $\text{Cb}(t)$ を時刻 t における局所脳組織の放射能濃度とする. K_1 , k_2 , k_3 , および k_4 は, それぞれ influx constant (ml/g/min), back diffusion constant (/min), retention constant (脂溶性から水溶性へ転換する速度定数) (/min), および水溶性から脂溶性へ転換する仮説的な速度定数 (/min) である. K_1 は局所脳血流 (rCBF) \times extraction fraction に相当する. k_4 は実験的にゼロと考えられ⁹⁾, $k_4=0$ とした. $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -ECD を静注後ある程度の時間が経つと, Patlak plot¹⁰⁾ の関係式から, 次式 (1) が成り立つ.

$$\frac{\text{Cb}(t)}{\text{Ca}(t)} = \frac{K_1 \cdot k_3}{k_2 + k_3} \cdot \frac{\int_0^t \text{Ca}(s) ds}{\text{Ca}(t)} + \frac{K_1 \cdot k_2}{(k_2 + k_3)^2} \quad (1)$$

式 (1) を変形すると次式を得る.

$$\frac{K_1 \cdot k_3}{k_2 + k_3} = \frac{\text{Cb}(t)}{\int_0^t \text{Ca}(s) ds} - \frac{K_1 \cdot k_2}{(k_2 + k_3)^2} \cdot \frac{\text{Ca}(t)}{\int_0^t \text{Ca}(s) ds} \quad (2)$$

さらに十分な時間が経てば ($t \geq T$), $\text{Ca}(t)$ は $\text{Cb}(t)$ に比較して十分小さくなると考えられる. すなわち時刻 $t \geq T$ では, 式 (2) の右辺の第 2 項は第 1 項に比較して十分に小さくなり無視できると仮定すると, 次式 (3) を得る.

$$\frac{K_1 \cdot k_3}{k_2 + k_3} \equiv \frac{\text{Cb}(t)}{\int_0^t \text{Ca}(s) ds} \quad (3)$$

ここで, 次のような関数 $u(t)$ を考える.

$$u(t) = \frac{\text{Cb}(t)}{\int_0^t \text{Ca}(s) ds} \quad (4)$$

時刻 T で関数 $u(t=T)$ は, 式 (3) から K_1 を反映した定数となることから, これを brain fractionation index (BFI) と定義して用いる. すなわち,

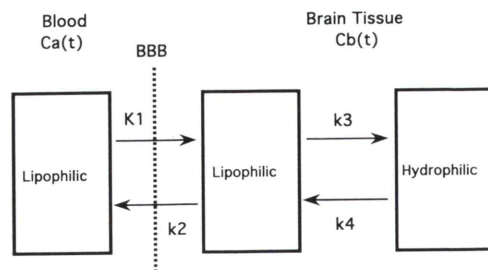


Fig. 1 Kinetic model for $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -ECD in the human brain. K_1 to k_4 are the rate constant. k_4 is the hypothetical reverse conversion constant, experimentally, it has been shown that no such reverse conversion takes place. Hence the value of k_4 is assumed to be zero.

$$\text{BFI} = u(T) = \frac{\text{Cb}(T)}{\int_0^T \text{Ca}(s) ds} \quad (5)$$

となる. BFI は定数であるが, その値は被検者ごと部位ごとに変化すると考えられる.

そこで, 脳血流量 F (ml/g/min) は K_1 に依存することから, BFI を変数とする次式のような関数 Ω で表されると仮定する.

$$F = \Omega(\text{BFI}) \quad (6)$$

$^{99\text{m}}\text{Tc}$ -ECD の extraction fraction と脳血流との関係は非線形になることが報告⁹⁾されており, 血流量が増加すると extraction fraction は指数関数的に減少すると考えられる¹¹⁾. したがって, F の増加にともない, BFI は次式のような指数関数的な増加を示すものと想定する (a, b は定数).

$$\text{BFI} = \Omega^{-1}(F) = a \cdot (1 - e^{-F/b}) \quad (7)$$

式 (7) の逆関数を求めると,

$$F = -b \cdot \ln \left(1 - \frac{\text{BFI}}{a} \right) \quad (8)$$

となる.

そこで, あらかじめ何例かの被検者の BFI と F の関係を調べ, 式 (7) に示す指数関数にあてはまるような近似を行って定数 a, b を求める. それを標準的な BFI- F 回帰曲線として設定しておけば, 式 (8) を用いて BFI から脳血流量 F を算出するこ

とができる。すなわち、1 回の SPECT と入力関数積分値の測定により式 (5) から BFI を算出でき、さらに式 (8) から脳血流量 F を求めることができる。

式 (3) が成り立つ時刻 T を求めるには、関数 $u(t)$ の時間的变化が、別途に求めた $\frac{K_1 \cdot k_3}{k_2 + k_3}$ の値に漸近する時間を求めればよい。 $\frac{K_1 \cdot k_3}{k_2 + k_3}$ の値を求めるには、非線形最小二乗法により個々の速度定数を直接求める方法や、Patlak plot を用いてその傾きから求める方法などが考えられる。この研究では Patlak plot を用いた。

2) 対象と研究プロトコール

まず、式 (3) が成り立つような時刻 T (分) ($t \geq T$) を決定した。正常者 (2 例) を含む脳梗塞やもやもや病 (7 例) および変性疾患など (3 例) の中枢性疾患 12 例 (男性 6 人、女性 6 人、年齢 52.9 ± 19.4 歳) (対象-1) に対して、 ^{99m}Tc -ECD 静注直後から dynamic SPECT と頰回動脈採血を行い、 $\text{Cb}(t)$ と $\text{Ca}(t)$ を測定した。左右の大脳皮質—深部灰白質に関心領域を設定し、Patlak plot を用いて式 (3) の左辺の値 (= 傾き) を求めた。各時刻 t における $u(t)$ を求め、式 (3) が成り立つ時刻 T を決定した。次いで、時刻 T における $\text{BFI} (= u(T))$ 値と、 ^{133}Xe 吸入法 SPECT で測定した脳血流量 F との関係を調べ、式 (7) を満たす定数 a, b を算出した。

次に本法の妥当性を検証するため、新たに脳梗塞 (5 例) と変性疾患 (2 例) の合計 7 例 (男性 4 例、女性 3 例、年齢 52.7 ± 17.8 歳) (対象-2) を対象に検討した。 ^{99m}Tc -ECD 静注直後から頰回動脈採血を行って入力関数 $\text{Ca}(t)$ を測定し、静注 30 分後に SPECT を 1 回撮像して $\text{Cb}(t)$ を求めた。式 (5) から BFI を求め、式 (8, 9) にあてはめて脳血流を算出し、 ^{133}Xe 吸入法 SPECT で測定した脳血流と比較した。

3) 入力関数の測定と SPECT 撮像

標識したシリンジタイプの ^{99m}Tc -ECD 200 ~ 600 MBq (第一ラジオアイソトープ研究所) を一側の尺側皮静脈から 1 分間で定速静注し、20 ml の

生理食塩液でフラッシュ (15 秒間) した。対側の橈骨動脈に留置したエラスト針から頰回動脈採血 (静注後 0 ~ 3 分は 15 秒毎に採血し、その後 4, 5, 6, 8, 10, 20, 30 分で採血) した。採取した血液試料をウェルカウンターで計測した。先に報告した方法⁶⁾により各時点におけるオクタノール抽出率を求めた。得られた抽出率を非線形最小二乗法を用いて高次の指数関数により curve fitting し、それらの値を動脈血放射能に乗じて入力関数 $\text{Ca}(t)$ とした。

SPECT 撮像には、LESHR ファンビームコリメータを装着した三検出器型 SPECT 装置 GCA9300A/HG (東芝) を用いた。対象-1 (12 例) には dynamic SPECT と通常の SPECT を施行し、対象-2 (7 例) には通常の SPECT のみを施行した。dynamic SPECT は、 ^{99m}Tc -ECD 静注直後から 30 分まで、 64×64 マトリックス連続回転モードで収集時間 20 秒の投影データを収集した。通常の SPECT は、 128×128 マトリックス連続回転モードで収集時間 15 分の投影データを収集した。画像処理は、Butterworth フィルタによる前処理の後、Ramp フィルタにてそれぞれ 64×64 ないし 128×128 マトリックスの画像を再構成した。Chang による吸収補正を行い、5.2 mm 厚の体軸横断像を作成した。なお、TEW 法による散乱線補正¹²⁾は、通常 SPECT の画像処理においてのみ行った。基底核を含む dynamic SPECT 像の左右大脳皮質—深部灰白質に不整形 ROI を設定し、時間方向の 3 点スムージングを行って各時点における脳内カウントを計測した。また同日に撮像した X-CT 像を参照しながら、通常の SPECT 像の小脳、脳幹、前頭葉、側頭葉、後頭葉、頭頂葉、基底核、視床および半卵円中心に、不整形 ROI (30 ~ 32 ケ) を設定してカウントを計測した。これらの ROI におけるカウントを、あらかじめ得たガンマカメラとウェルカウンターとのクロスキャリブレーションファクターを用いて放射能濃度 (cpm/ml) に換算した。

4) ^{133}Xe による脳血流測定

対象-1, 2 に対して、原則として ^{99m}Tc -ECD

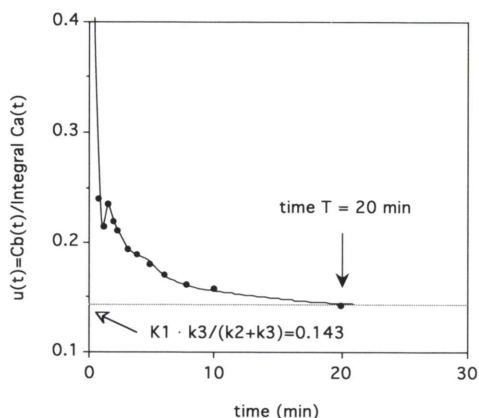


Fig. 2 Determination of time T when Eq. 3 holds. The values of $u(t)$ become almost equal to $\frac{K_1 \cdot k_3}{k_2 + k_3}$ approximately 20 min after injection.

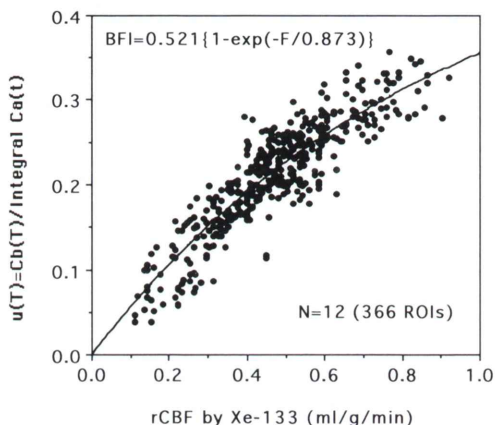


Fig. 3 Correlation between brain fractionation index (BFI) and rCBF (ml/g/min) obtained by the ^{133}Xe inhalation method. The relation is approximated by exponential function. Regional CBF can be calculated from BFI using inverse of the function.

SPECT 検査の 60 分前に、 ^{133}Xe 吸入法 SPECT による脳血流測定を行った。装置は高感度コリメータを装着した頭部専用リング型 SPECT 装置 SET-050 (島津) を使い、 64×64 マトリックス (スライス厚 10 mm) の SPECT 画像を再構成した。X-CT 像を参照しながら、通常 SPECT 像に設けた不整形 ROI とほぼ同様の ROI (脳幹を除く) を設定し

た。脳血流算出には Sequential-picture 法¹³⁾を用いた。

III. 結 果

時間 T の算出例として、対象-1 の症例 (68 歳男性、ラクナ梗塞) の $u(t)$ の時間的变化 (右大脳半球) を Fig. 2 に示す。Patlak plot 法から計算した $\frac{K_1 \cdot k_3}{k_2 + k_3}$ は 0.143 であり、 $u(t)$ がこの値とほぼ等しくなる時刻は約 20 分以降と考えられた。他の 11 例もこのようにして検討した結果、同様に約 20 分以降でほぼ等しくなると考えられた。 $\frac{K_1 \cdot k_3}{k_2 + k_3}$ の平均値 \pm s.d. は、 0.171 ± 0.061 であった。したがって以下の検討では、式 (5) の時刻 T を 20 分に設定して BFI を算出した。BFI と ^{133}Xe 吸入法 SPECT で測定した脳血流の相関関係を Fig. 3 に示す。式 (7) に示す指数関数のあてはめを行ったところ、良好な相関が得られた ($r = 0.903$)。算出された $a = 0.521$, $b = 0.873$ を式 (8) へ代入すると次式 (9) が得られ、これを利用すれば BFI から脳血流量を算出することができる。

$$r\text{CBF} = -0.873 \cdot \ln \left(1 - \frac{\text{BFI}}{0.521} \right) \quad (9)$$

対象-2 (7 例) に対して、式 (9) から求めた脳血流と ^{133}Xe 吸入法 SPECT から求めた脳血流の関係を Fig. 4 に示す。良好な相関 ($r = 0.854$) が認められ、本法の妥当性が証明された。また、回帰直線の傾きは 1 に近い値 ($= 0.991$) が得られ、 ^{99m}Tc -ECD の欠点である高血流域の過小評価は見られなかった。

IV. 考 察

^{99m}Tc -ECD の 1 回 SPECT と入力関数積分値の測定から求めた値を脳血流を反映する指標 BFI と定義し、これを用いて精度よく局所脳血流を測定する方法を考案した。本法の理論は 3-コンパートメントモデルに基づいている。式 (3) が成り立つ 1 回 SPECT と入力関数積分値の測定時間 T を計算すると、 $T \approx 20$ 分であった。BFI と ^{133}Xe 吸入法で求めた脳血流量との関係を指数関数にあては

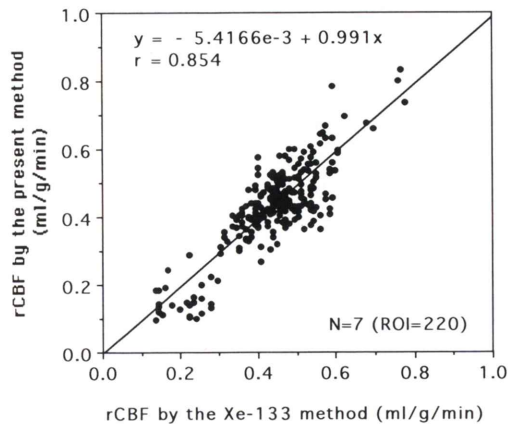


Fig. 4 Correlation between rCBF values (ml/g/min) obtained by the present method and by the ^{133}Xe inhalation method, showing a good agreement between them and the slope ≈ 1 .

め、その逆関数を回帰式として用いた。その結果、 ^{99m}Tc -ECD の欠点である高血流域の過小評価が消失し、正確な脳血流測定値が得られ、本法の妥当性が検証された。

先にわれわれが報告した ^{99m}Tc -ECD SPECT による脳血流測定法^{6,7)}では、抽出率を一定(=文献値)としたマイクロスフェアモデルを適用した。しかし脳内放射能は静注 3~5 分でプラトーに達するにもかかわらず、入力関数の積分値は 15~20 分前後まで漸増していくという事実⁶⁾があり、これはマイクロスフェア理論に矛盾するものと考えられる。このことは Fig. 2 から、明らかである。また ^{123}I -IMP などと比べて、 ^{99m}Tc -ECD の抽出率は脳血流に大きく依存して変化するため、定数化するのは難しい¹⁵⁾。マイクロスフェア理論は単純でわかりやすく便利であるが、 ^{99m}Tc -ECD にはこのような問題があるため、他のモデル理論を用いるのが望ましいと考えられる。今回の検討では 3-コンパートメントモデルを適用した。

3-コンパートメントモデルにおける 4 つの速度定数のうち、仮説的な定数である k_4 は、実験的に 0 であることが知られているため、 $k_4=0$ とした。さらに脳内水溶性分画から血中へ移行する速度定数 k_5 を考慮したモデルの報告^{9,14)}があるが、

k_5 の値は小さく無視できるとする見解⁴⁾もあり、 k_5 に対する定見は確立していない。

BFI は $\frac{K_1 \cdot k_3}{k_2 + k_3}$ を表す(式(3),(5))。このうち $k_3/(k_2 + k_3)$ は retention fraction であり、正常者の脳では定数になることが報告¹⁴⁾されている。したがって病的部位での検討が残されているが、おおむね BFI は K_1 に比例した定数になり、脳血流を反映したパラメータになりうるものと考えられる。Fig. 3 に示す結果からも、脳血流と BFI の良好な相関が認められ、BFI を脳血流の指標とすることの妥当性が示唆される。

前述のように、BFI は K_1 に比例した定数と考えられるが、 $K_1 = \text{rCBF} \times \text{extraction fraction}$ であり、extraction fraction を考慮する必要がある。 ^{99m}Tc -ECD の extraction fraction は、脳血流に依存し、高血流になるに従い指数関数的に減少することが報告⁹⁾されている。したがって高血流域では、 ^{99m}Tc -ECD の脳内集積は過小評価される。そこで、 ^{133}Xe 吸入法で得られた脳血流と BFI の関係を式(7)に示すような指数関数で近似すると良好な相関が得られた($r=0.903$)。また式(9)を回帰式として用いて BFI から脳血流を算出したところ、過小評価は見られず、正確な脳血流量が得られた。これらの結果は、指数関数によるあてはめの妥当性を支持するものと考えられる。

また、式(7)における定数 a , b を求めるには、この研究で用いたような ^{133}Xe 吸入法 SPECT のほか、 ^{15}O による PET, ^{123}I -IMP SPECT による定量的脳血流測定法などから求めた脳血流量 F を用いることが可能である。本法で示したように、あるパラメータと脳血流との関係が非線形であるとき、指数関数によるあてはめを行ってその逆関数を回帰式として利用する方法は、新たな仮定や媒介変数を必要とせず、簡便で有用な方法になると思われる。

なお、病的低下と白質/灰白質など組織依存低下を区別して解析する必要があるが、今回の検討では、脳疾患全般に本法が適用できるかを検討するため、これらの領域を区別せずに解剖学的な領域に ROI を設定して検討した。

Matsuda ら³⁾は、Patlak plot を用いた無採血の脳血流測定法を報告したが、この方法は、頭部と大動脈弓 planar 像の時間放射能曲線を必要とし、大視野カメラが不可欠である。また最近 Tsuchida ら⁴⁾が報告した Patlak plot 法は、その解析に dynamic SPECT が必要である。われわれの方法は、planar も SPECT も含めて dynamic 撮像は不要である。大視野カメラのみならず小視野カメラや頭部専用 SPECT 装置にも適用できる。^{99m}Tc-ECD の脳内分布は静注後 10～約 60 分までの間はほとんど変化しないと考えられるので、その間の任意の時間に 1 回だけ SPECT 撮像すればよい。入力関数積分値を求めるため、静注 20 分までの頻回(または持続)動脈採血が必要であるが、先に報告した 1 点静脈採血法^{6,7)}を取り入れることにより、その侵襲性と手技の繁雑さは克服することができる。

V. 結 論

^{99m}Tc-ECD の 3-コンパートメントモデルに基づいて 1 回 SPECT と入力関数積分値の測定から求めた BFI を指標として、精度よく局所脳血流を測定できる方法を考案した。本法は、大視野カメラのみならず通常の SPECT カメラにも適用可能な汎用性のある有用な方法である。

謝辞：ご討議をいただいた島津製作所横井孝司博士に深謝の意を表する。

文 献

- 1) Walovitch RC, Hill TC, Garrity ST, Cheesman EH, Burgess BA, O'Leary DH, et al: Characterization of technetium-99m-L,L-ECD for brain perfusion imaging. Part 1: pharmacology of technetium-99m ECD in nonhuman primates. *J Nucl Med* **30**: 1892-1901, 1989
- 2) Walovitch RC, Cheesman EH, Maheu LJ, Hall KM: Studies of the retention mechanism of the brain perfusion imaging agent ^{99m}Tc-bicisate (^{99m}Tc-ECD). *J Cereb Blood Flow Metab* **14** (Suppl 1): S4-S11, 1994
- 3) Matsuda H, Yagishita A, Tsuji S, Hisada K: A quantitative approach to technetium-99m ethyl cysteinate dimer: a comparison with technetium-99m hexamethylpropylene amine oxime. *Eur J Nucl Med* **22**: 633-637, 1995
- 4) Tsuchida T, Sadato N, Yonekura Y, Yamamoto K, Waki A, Sugimoto K, et al: Quantification of regional cerebral blood flow with continuous infusion of Technetium-99m-ethyl cysteinate dimer. *J Nucl Med* **38**: 1699-1702, 1997
- 5) Yonekura Y, Ishizu K, Okazawa H, Tanaka F, Hattori N, Sadato N, et al: Simplified quantification of regional cerebral blood flow with ^{99m}Tc-ECD SPECT and continuous arterial blood sampling. *Ann Nucl Med* **10**: 177-183, 1996
- 6) 小田野行男, 大久保真樹, 高橋 誠, 野口栄吉, 大滝広雄, 柴木充朗, 他: ^{99m}Tc-ECD SPECT を用いたマイクロスフェアモデルに基づく非侵襲的な脳血流測定——1 点動脈または静脈採血法——. *核医学* **34**: 1111-1117, 1997
- 7) 小田野行男, 大久保真樹, 野口栄吉, 大滝広雄, 柴木充朗, 土橋幸夫: 分割投与 ^{99m}Tc-ECD SPECT と静脈採血による Diamox 負荷前後の脳血流測定法. *核医学* **35**: 71-75, 1998
- 8) Greenberg, JH, Lassen NA: Characterization of ^{99m}Tc-bicisate as an agent for the measurement of cerebral blood flow with SPECT. *J Cereb Blood Flow Metab* **14** (Suppl 1): S1-S3, 1994
- 9) Friberg L, Andersen AR, Lassen NA, Holm S, Dam M: Retention of ^{99m}Tc-Bicisate in the human brain after intracarotid injection. *J Cereb Blood Flow Metab* **14** (Suppl 1): S19-S27, 1994
- 10) Patlak CS, Blasberg RG: Graphical evaluation of blood-to-brain transfer constants from multiple-time uptake data generalizations. *J Cereb Blood Flow Metab* **5**: 584-590, 1985
- 11) Crone C: The permeability of capillaries in various organs as determined by use of the indicator diffusion method. *Acta Physiol Scand* **58**: 292-305, 1963
- 12) Ogawa K, Harata Y, Ichihara T, Kubo A, Hashimoto S: A practical method for position-dependent Compton-scatter correction in single photon emission CT. *IEEE Trans Med Imag* **10**: 408-412, 1991
- 13) Kanno I, Lassen NA: Two methods for calculating regional cerebral blood flow from emission computed tomography of inert gas concentrations. *J Comput Assist Tomogr* **3**: 71-76, 1979
- 14) Ishizu K, Yonekura Y, Magata Y, Okazawa H, Fukuyama H, Tanaka F, et al: Extraction and retention of Technetium-99m-ECD in human brain: dynamic SPECT and oxygen-15-water PET studies. *J Nucl Med* **37**: 1600-1604, 1996
- 15) 曾我部一郎: 分割投与 ^{99m}Tc-ECD SPECT による Diamox 負荷前後の局所脳血流測定と補正法の開発. *核医学* **34**: 35-44, 1997

Summary

Quantification of Cerebral Blood Flow with ^{99m}Tc -ECD SPECT Based on a 3-Compartment Model

IKUO ODANO*, MASAKI OHKUBO**, EIKICHI NOGUCHI*, HIRO OHTAKI*,
MITSUROU SHIBAKI* and SACHIO DOBASHI*

**Department of Radiology, Niigata University School of Medicine*

***Department of Radiological Technology, College of Biomedical Technology, Niigata University*

In the present study we developed a method for quantifying regional cerebral blood flow (rCBF) using ^{99m}Tc -ECD SPECT based on a 3-compartment model. The dynamic SPECT scanning and sequential sampling of arterial blood were performed on 12 subjects with cerebrovascular diseases and etc. We defined brain fractionation index (BFI) as a parameter of rCBF, which was obtained from a single SPECT data and arterial input. The relationship between the values of BFI and rCBF obtained by the ^{133}Xe inhalation method was analyzed by approximation with exponential function. In this method, rCBF was calculated

from the values of BFI using the inverse function of the exponential function as a regression curve. The method was applied seven other patients with cerebrovascular diseases and the values of rCBF were compared with those obtained by the ^{133}Xe inhalation method. We observed a good correlation ($r=0.854$), and the inclination was approximately 1. This method can be applied to not only large field SPECT cameras but also conventional SPECT cameras.

Key words: ^{99m}Tc -ECD, SPECT, rCBF measurement, Three-compartment model, Graphical analysis.