



99mTc-ECD SPECTによるFractal Uptake法の応用 : 心拍出量係数を用いた脳血流量の評価

松井, 美詠子

山崎, 克人

河野, 通雄

(Citation)

神戸大学医学部紀要, 58(4):191-196

(Issue Date)

1998-03

(Resource Type)

departmental bulletin paper

(Version)

Version of Record

(URL)

<https://hdl.handle.net/20.500.14094/00177395>



^{99m}Tc-ECD SPECT による Fractional Uptake 法の応用

—心拍出量係数を用いた脳血流量の評価—

神戸大学医学部放射線医学講座（指導：河野通雄教授）

松井美詠子，山崎克人，河野通雄

（平成 10 年 1 月 22 日）

要 約

¹²³I-IMP(¹²³I-N-isopropyl-p-iodoamphetamine)を用いた Fractional Uptake(FU) 法を改良し，^{99m}Tc-ECD(^{99m}Tc-ethyl-cysteinate dimer) による脳血流量法への応用を検討した。FU 法は，心拍出量(Cardiac Output, CO) に体表面積からの推定値を用いているが，この値は脳血流量(Cerebral Blood Flow, CBF) を正確に求めるには精度に劣ると考えられる。我々は^{99m}Tc-ECDを用い，臨床例 10 例において^{99m}Tc-RBC(^{99m}Tc-Red Blood Cell) および¹³¹I-HSA(¹³¹I-Human Serum Albumin) より得られた CO から心拍出量係数(Cardiac Output Index, COI) を算出した。この COI から求めた平均脳血流量(Mean Cerebral Blood Flow, mCBF) は，過去に報告された方法での CBF より大きな値となった。

緒 言

脳血流トレーサーを用いた従来の脳血流量法には，¹²³I-IMP による持続動脈採血法¹⁾・ARG 法²⁾などの動脈採血を必要とする方法と，非採血法である Fractional Uptake 法(以下 FU 法)³⁾，^{99m}Tc-HMPAO(^{99m}Tc-hexamethyl-propyleneamine-oxime) による Patlak Plot 法⁴⁾⁻⁶⁾ などさまざまな方法が開発されてきた。脳血流量の定量化には，動脈血から脳への入力関数(トレーサー濃度)を評価する必要がある。動脈採血法は正確な入力関数を得る方法としては信頼できるが，手技が煩雑で侵襲的である。FU 法はその点簡便であるが，小視野ガンマカメラや体格の大きな症例では施行に限界があること，また，CO に体表面積からの推定値を用いるため精度に劣ることが問題とされている。Patlak Plot 法も簡便であるが，同様に小視野ガンマカメラでは施行できず，関心領域(Region of Interest, ROI) の設定(特に aortic

arch の同定) の均一化が困難で再現性に劣るのが欠点である。

宮崎らは¹²³I-IMP を用いて脳と肺の放射線データを分割収集し，機器・体格による適応制限を解決すると同時に，Stewart-Hamilton の希釈法⁷⁾⁻⁹⁾ を応用¹⁰⁾⁻¹⁴⁾ し，心 RI-angiography の初回循環時のデータから精度よく CO を評価する指標(COI) を考案し¹⁵⁾，FU 法の改良(以下 IMP-FU 変法)として報告した¹⁶⁾。同じく脳血流トレーサーである^{99m}Tc-ECD は，¹²³I-IMP と同様にマイクロスフェアモデルを用いた脳血流量の算出が可能であるとされ¹⁷⁾，また^{99m}Tc-HMPAO に比べ in vitro での安定性・軟部組織への低い取り込み・血中クリアランス・画像コントラスト等の面でより優れたトレーサーであるとされている¹⁷⁾⁻²¹⁾。今回我々は，IMP-FU 変法の^{99m}Tc-ECD への応用(以下 ECD-FU 変法)を試み，宮崎らの報告¹⁶⁾ に準じて^{99m}Tc-ECD での COI-CO の換算式の算出とその相関性，および脳と肺の分割データ収集による適応拡大の可能性の 2 点について検討した。

方 法

1. 対 象

対象は 21-85 歳(57.0±19.6 歳)の男女 10 例(男 9 例，女 1 例)である。内訳は脳梗塞 5 例，TIA 4 例，脳腫瘍 1 例である。心 RI-angiography から CO を算出するため，全例に^{99m}Tc-RBC(^{99m}Tc-Red Blood Cell) による心プールシンチおよび¹³¹I-HSA(¹³¹I-Human Serum Albumin) による循環血漿量測定を行った。なお，これらの検査はいずれも 1 週間以内に施行した。

2. 方 法

1) 使用機器

ガンマカメラは島津製大視野ガンマカメラ SNC500 R(低エネルギー汎用コリメーター装着)，データ処理

キーワード：^{99m}Tc-ECD，Fractional Uptake(FU) 法，Cardiac Output(CO)，Cardiac Output Index(COI)，Cerebral Blood Flow(CBF)

装置は島津製 SCINTIPAC7000 および Power Macintosh8500/132, シンチレーションウェルカウンタは東洋電子 MODEL710B を用いた。

2) FU 法および IMP-FU 変法の概要と ECD-FU 変法への応用

FU 法は, ^{123}I -IMP 投与直後の脳内挙動をマイクロスフェアと仮定し, 体循環中の ^{123}I -IMP 量 (肺からの洗い出し分) に対する脳のカウンtr比 (FU) が CO に対する全脳血流量 (Total Cerebral Blood Flow, tCBF) (ml/min) の比に近似できることに基づく。時間 t での ^{123}I -IMP の脳のカウンtrを $C_b(t)$ (Bq/ml), 肺のカウンtrを $L(t)$ (Bq/ml), 肺のピークカウンtrを $L(\text{peak})$ (Bq/ml) とすると, FU は,

$$\text{FU} = C_b(t) / (L(\text{peak}) - L(t)) \quad (1)$$

で表される。

^{123}I -IMP は CO (ml/min) によって全身に送り出されるので, $L(\text{peak}) - L(t)$ は CO に近似できると考えると FU と CO の積が tCBF に相当し, これを全脳 SPECT カウンtr (ΣC_b) と局所脳 SPECT カウンtr (rC_b) に応じて分配すると局所脳血流量 (Regional Cerebral Blood Flow, rCBF) (ml/100g/min) が求められる³⁾。

^{123}I -IMP は投与後一旦肺にとりこまれ徐々に洗い出されるため, FU 法を小視野ガンマカメラで行う場合は, ^{123}I -IMP 投与後 2 分および 3 分の肺のカウンtr ($L(2)$, $L(3)$) より得た時間放射能曲線 (Time Activity Curve, TAC) から 5 分のカウンtr ($L(5)$) を外挿して求めるが, ^{99m}Tc -ECD は投与後 5 分で血液からの入力が終了するため, 外挿する必要がなく, マイクロスフェアモデルを適用するのに適している¹⁷⁾。また, SPECT による脳血流トレーサの放射能は, 基本的には rCBF に初回循環での摂取率 (extraction, E) 及びその部分での停滞率 (retention, R) を掛けて得られるため, これを ECD-FU 変法に適用するにあたり, 初回循環での摂取率と停滞率とを含めた net extraction (Enet) を導入し¹⁷⁾²²⁾, 値として ^{99m}Tc -ECD 投与後 20 分での平均値 0.4 を用いた¹⁷⁾。

$$\text{FU} = \text{tCBF} / \text{CO} \quad (2)$$

$$\text{tCBF} = (\text{FU} \times \text{CO}) / \text{Enet} \quad (2)$$

$$\begin{aligned} \text{rCBF} &= \text{tCBF} \times (rC_b / \Sigma C_b) \times \\ &100(\text{ml}) / 1.04(\text{g/ml}) = \text{FU} \times \text{CO} \times \\ &(rC_b / \Sigma C_b) \times 100(\text{ml}) / \text{Enet} \times 1.04 \quad (3) \end{aligned}$$

心 RI-angiography の TAC より CO を算出する方法は, Stewart-Hamilton の希釈法の原理⁷⁾⁻⁹⁾ を用いた。組織血流量を求める Stewart-Hamilton 式は, ある動態系に総量 (Q) のトレーサを導入し, 系内通過時の希釈濃度 ($C(t)$) を求めることにより,

次 (4) 式より流量 (F) を測定するものである。

$$F = Q / \int C(s) ds \quad (4)$$

$\int C(s) ds$ は希釈曲線下面積を表すが, 実際の応用には採血等によって $\int C(s) ds$ を血液濃度で補正する必要がある。

この方法を今回 CO 算出に応用するには, トレーサ投与後のダイナミックデータを用い, 心に ROI を設定した TAC ($A(t)$) を体外計測にて求め, (5) 式となる。

$$\text{CO} = \text{TBV} \times \text{Cf} / \int A(s) ds = \text{TBV} \times \text{Cf} / A(t) \quad (5)$$

TBV: 循環血液量 (ml)

Cf: 平衡時の単位容積あたりの心放射能

$A(t)$: 初回循環時の単位容積あたりの心放射能

(5) 式より $\text{TBV} \times \text{Cf}$ はトレーサの総投与量 (Q) に相当する。よって, 投与量を予め測定できれば Cf は不要となるため, 一定条件下にガンマカメラで測定した真のトレーサ投与量 (Q') を用いて, 多数症例で $Q' / \int A(s) ds$ と (5) 式の Stewart-Hamilton 式で算出した CO との有意相関式が得られれば, 初回循環時のデータのみから CO が推定できると考えられる。実際には $A(t)$ として単位面積あたりの心放射能 $A(t)$ を用い, $Q' / \int A(s) ds$ と CO との相関を検討した。この $Q' / \int A(s) ds$ を COI と定義する¹⁵⁾。

3) ガンマカメラのシステム計数率特性の検討

$^{99m}\text{TcO}_4^-$ 線源 (925MBq) を SNC500R 下で計測し, 時間減衰法でシステム計数率特性を求めた。また, ダイナミック収集時のシステム計数率特性は, 数え落としが時相により変化することから, 視野内に $^{99m}\text{TcO}_4^-$ 小線源を置き 2 線源法にて求めた。

4) ECD-FU 変法における COI-CO の換算式の検討および rCBF 測定

^{99m}Tc -RBC (In vivo 標識, 370MBq) を安静仰臥位にて右肘静脈よりボラス注入後, 左前斜位 45 度から 64×64 マトリックス, 1sec/frame $\times$ 120frame でダイナミック収集し, 注入 10 分後に左前斜位 45 度プラナーデータを 1 分間収集した。プラナーデータを基に左室に ROI を設定し TAC を得た後この左室 TAC を gamma fitting し, 平衡時の左室 1 分間カウンtr (Cf) を求めた。TBV は, ^{131}I -HSA1MBq を静注し対側より静注前, 静注 5, 10, 15, 20 分後の計 5 回各 3ml 採血して, 希釈法にて算出した。これら Cf, TBV より CO を求めた。

投与前後の ^{99m}Tc -ECD (600MBq) シリンジ内カウンtrをガンマカメラから 10cm の距離で各々 10 秒間 128×128 マトリックスで測定し, その差を投与量と

した。安静閉眼仰臥位にて右肘静脈よりボラス注入後、胸部正面から 64×64 マトリックス、 $200\text{msec}/\text{frame} \times 255\text{frame}$ 、 $1\text{sec}/\text{frame} \times 309\text{frame}$ の計 6 分間ダイナミック収集した後視野を頭部正面に急速に移動し $1\text{sec}/\text{frame} \times 60\text{frame}$ の計 1 分間プレーナ収集を行った。これには若干の時間差が生じるものの頭部カウントに対する影響は無視できると仮定した。投与 10 分後より頭部 SPECT 収集 (prefilter: Butterworth filter (オーダー 8・カットオフ周波数 0.3), reconstruction filter: Ramp filter, Chang の吸収補正, 64×64 マトリックス, $20\text{sec}/\text{方向}$, 64 方向収集) を行った。

胸部正面より得られたデータから右室に ROI を設定し求めた TAC を gamma fitting して COI を算出し、上記 CO と比較して換算式を得た。この換算式より CO を算出し、全脳カウントは頭部正面プレーナデータで頭皮を除いて全脳に設定した ROI から求め、これらより FU 値を得た。さらに (2) 式に準じ $t\text{CBF}$ を得た。これを ΣCb と $r\text{Cb}$ に応じて分配し $r\text{CBF}$ を得た。

また、FU 法で用いられた体表面積からの CO の推定値 ($\text{CO}(\text{BSA})$ とする) と CO の相関についてもあわせて検討した³⁾。

結 果

1. ガンマカメラのシステム計数率特性の検討

SNC500R のシステム計数率特性を図 1 に示す。最大 18% の数え落としがみられた。

2. ECD-FU 変法における COI-CO の換算式の検討および $r\text{CBF}$ 測定

$^{99\text{m}}\text{Tc}$ -RBC および ^{131}I -HSA より求めた CO は、 $5163.3 \pm 1225.1\text{ml}/\text{min}$ であった。

$^{99\text{m}}\text{Tc}$ -ECD による COI と、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -RBC および ^{131}I -HSA による CO は、図 2 のように $\text{CO} = 1.544 \times \text{COI} + 1522$, $R = 0.929$ ($p < 0.05$) の有意な正の相関となり、COI から CO 回帰が可能であった。また、FU 法で用いられた $\text{CO}(\text{BSA})$ と CO の相関については、図 3 のように $\text{CO} = 1.365 \times (\text{CO}(\text{BSA})) - 2486$, $R = 0.528$ (N.S.) となり、相関は得られなかった。

COI-CO の換算式を用いて求めた上記 10 例の ECD-FU 変法による $r\text{CBF}$ を表 1 に示す。全脳平均 (mCBF) は $113.8 \pm 52.9\text{ml}/100\text{g}/\text{min}$ であった。

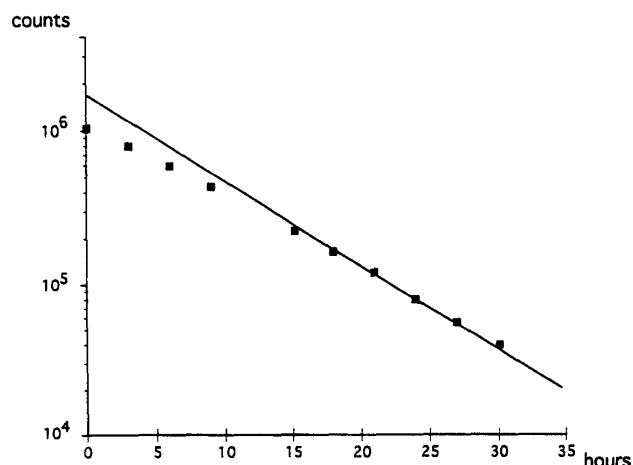


図 1 SNC500R のシステム計数率特性

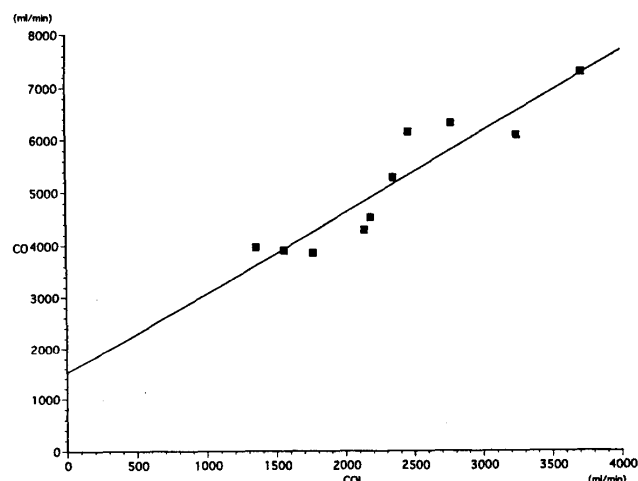


図 2 ECD-FU 変法における COI と CO との関係
 $\text{CO} = 1.544 \times \text{COI} + 1522$, $R = 0.929$ ($p < 0.05$)

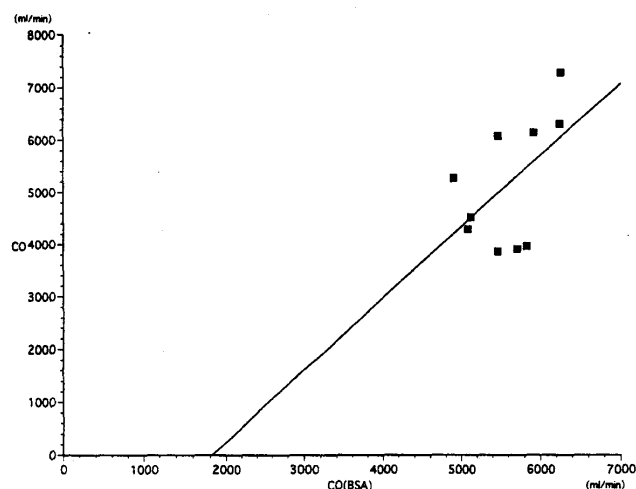


図 3 ECD-FU 変法における $\text{CO}(\text{BSA})$ と CO との関係
 $\text{CO} = 1.365 \times \text{CO}(\text{BSA}) - 2486$, $R = 0.528$ (N.S.)

表1 ECD-FU変法によるrCBF

patient	rCBF		rCBF			
	mean	cerebellum	occipital lobe	frontal lobe	temporal lobe	parietal lobe
K.F.	89.1	95.3	99.1	78.2	88.7	84.4
J.O.	101.7	107.2	107.7	94.5	98.9	100.1
R.S.	49.1	52.2	52.7	44.8	48.3	46.9
T.F.	77.2	86.6	84.1	67.6	71.7	75.8
Y.N.	208.5	228.5	222.9	191.7	212.7	186.8
H.Y.	130.6	140.5	138.7	120.8	126.1	127.1
K.S.	68.6	79.3	76.6	63.2	54.3	69.5
M.K.	198.3	206.9	219.4	178.7	187.4	198.9
K.Y.	93.1	102.6	99.4	87.8	90.3	85.2
G.F.	121.5	123.9	133.7	113.2	118.8	117.7
mean	113.8	122.3	123.4	104.1	109.7	109.2
SD	52.9	55.9	57.4	48.5	53.9	49.8

(単位: ml/100g/min)

考 察

^{99m}Tc -ECD は, ^{123}I -IMP と同様にマイクロスフェアモデルが適用できる上に, その過程において ^{123}I -IMP で考慮すべき中心循環系からの洗い出しは無視でき, より簡単に脳への入力関数を求めることができる。このため, FU 法を基に非侵襲的に脳血流を定量できる方法, つまり ECD-FU 変法の開発を目標にし, 今回は COI-CO の換算式の算出, 脳と肺の分割データ収集による適応拡大の2点を中心に検討した。

COI-CO の換算式の検討では, COI と CO との間で有意な正の相関が得られ, COI が IMP-FU 変法と同様に有用な指標となりうることを示された。FU 法で用いられた CO(BSA) は, ^{99m}Tc -ECD においても指標として適当ではないことが明らかとなった。過去の報告¹⁵⁾¹⁶⁾で問題となった数え落としについては, ダイナミック収集時に, 視野内に $^{99m}\text{TcO}_4^-$ 小線源を置くことで時相による変化に対応したが, ^{99m}Tc -ECD においても ^{123}I -IMP と同様に, 投与量や使用機器の性能を十分に把握する必要があると考えられた。脳と肺の分割データ収集は, ^{99m}Tc -ECD においても可能であり, 機器・体格に影響されない方法であることが示された。

ECD-FU 変法による mCBF は, 従来の脳血流定量法¹⁾⁻⁶⁾で求められている値より大きな値となった。この誤差の原因として, 上記の数え落とし以外に, FU 値を求める際の $\text{Cb}(t)$ と $\text{L}(\text{peak})-\text{L}(t)$ がプランナー撮像であるため, 奥行きの情報が無視され, 浅部情報しか FU 値に反映されないことが最も大きいと考えられた。将来的に, SPECT データから直接 FU 値が算出可能な方法の確立が必要である。

他の原因として, 検者のトレーサー投与時のボラス注入の安定性および ROI 設定時のバックグラウンド除去の正確性の2点が考えられた。これらは CO 算

出においていずれも CO が過小評価される原因となる。今回は, 検者間格差をなくすため同一検者にて行ったが, ボラス注入は全例手動のため, 誤差を生む一因となったと考えられた。インジェクター使用でボラス性が確保できれば, より安定した指標となる可能性がある。バックグラウンド除去は, TAC の gamma fitting や FU 値に大きく影響するため, 適正な threshold の設定(今回は30%)が必要である。

Enet は今回固定値 0.4 を用いたが, 吸収補正同様, SPECT 値のキャリブレーションの精度を高める意味で更に症例数を増やして検討し, 至適値を設定する必要があると考えられた。

今回の検討で, ^{99m}Tc -ECD でも非侵襲的な脳血流定量が可能であることが示唆されたが, ECD-FU 変法の信頼性を高めるためには, 上記の問題点の解決に加え, 他の定量法との比較を行うことによってより実用的な定量法となることが期待される。

本論文の要旨は第37回日本核医学会総会(平成9年11月)において発表した。

謝 辞

稿を終えるにあたり, 御協力頂いた神戸大学医学部放射線医学講座・神戸大学医学部附属病院中央放射線部の諸氏, 株式会社第一ラジオアイソトープ研究所水田吉彦・寺岡悟見両氏に深謝いたします。

文 献

- 1) Kuhl, D.E., Barrio, J.R., Huang, S.C., Serin, C., Ackermann, R.F., Lear, J.L.: Quantifying local cerebral blood flow by N-isopropyl-p-[^{123}I] iodoamphetamine (IMP) tomography. J. Nucl. Med. 23 : 196-203, 1982.
- 2) Iida, H., Itoh, H., Nakazawa, M., Hatazawa, J., Nishimura, H., Onishi, Y.: Quantitative mapping of regional cerebral blood flow using Iodine-123-IMP and SPECT. J. Nucl. Med. 35 : 2019-2030, 1994.
- 3) 米倉義晴, 岩崎康, 藤田透, 笹山哲, 的場直樹, 定藤規弘, 玉木長良, 小西淳二: 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 : 1311-1316, 1990.
- 4) Matsuda, H., Tsuji, S., Shuke, N., Sumiya,

- H., Tonami, N., Hisada, K.: Noninvasive measurements of regional cerebral blood flow using technetium-99m hexamethylpropylene amine oxime. *Eur. J. Nucl. Med.* 20 : 391-401, 1993.
- 5) 松田博史, 辻志郎, 秀毛範至, 久田欣一: ^{99m}Tc -HMPAO による非侵襲的脳血流定量化。映像情報, 25 : 197-202, 1993.
- 6) 辻志郎, 松田博史, 秀毛範至, 隈谷寿, 利波紀久, 久田欣一: ^{99m}Tc -HMPAO を用いた脳血流の簡便な定量的評価法。核医学, 30 : 499-505, 1993.
- 7) Stewart, G.N.: Researches on the circulation time in organs and on the influences which affect it. 1. Preliminary paper. 2. The time of the lesser circulation. 3. The circulation time in the thyroid gland, and the effect of section and stimulation of nerves upon it. *J. Physiol.* 15 : 1, 1893.
- 8) Hamilton, W.F., Moore, J.W., Kinsman, J.M., Spurling, R.C.: Simultaneous determination of the greater and lesser circulation times, of the mean velocity of blood flow through the heart and lung, of the cardiac output and an approximation of the amount of blood actively circulation in heart and lung. *Am. J. Physiol.* 85 : 377, 1928.
- 9) Kinsman, J.M., Moore, J.W., Hamilton, W.F.: Studies on the circulation. I. Injection method. Physical and mathematical consideration. *Am. J. Physiol.* 89 : 322, 1929.
- 10) Prinzmetal, M., Corday, E., Spritzler, R.J., Flieg, W.: Radiocardiography and its clinical applications. *JAMA* 139 : 617, 1949.
- 11) Prinzmetal, M., Corday, E., Bergman, H.C., Schwartz, L., Spritzler, R.J.: Radiocardiography : A new method for studying blood flow through the chambers of heart in human beings. *Science* 108 : 340, 1958.
- 12) MacIntyre, W.J., Pritchard, W.H., Moir, T.W.: The determination of cardiac output by the dilution method without arterial sampling. 1. Analytical concepts. *Circulation* 18 : 1139, 1958.
- 13) Pritchard, W.H., MacIntyre, W.J., Moir, T.W.: The determination of cardiac output by the dilution method without arterial sampling. 2. Validation of precordial recording. *Circulation* 18 : 1147, 1958.
- 14) Huff, R.L., Parrish, D., Crockett, W.: A study of circulatory dynamics by means of crystal radiation detector on the anterior thoracic wall. *Circulation Res.* 5 : 395, 1957.
- 15) 宮崎吉春, 絹谷清剛, 利波紀久: 心 RI アンギオグラフィにおける初回循環時データによる心拍出量の簡便な推定法。核医学, 31 : 1539-1545, 1994.
- 16) 宮崎吉春, 橋本正明, 絹谷清剛, 佐竹良三, 井上寿, 塩崎潤, 瀧本政盛, 伊藤廣, 利波紀久: ^{123}I -IMP による Fractional Uptake 法の改良。核医学, 33 : 285-291, 1996.
- 17) Yonekura, Y., Ishizu, K., Okazawa, H., Tanaka, F., Hattori, N., Sadato, N., Tsuchida, T., Nishizawa, S., Tamaki, N., Nagamine, T., Konishi, J., Shibasaki, H.: Simplified quantification of regional cerebral blood flow with ^{99m}Tc -ECD SPECT and continuous arterial blood sampling. *Ann. Nucl. Med.* 10 : 177-183, 1996.
- 18) Cheesman, E.H., Blanchette, M.A., Ganey, M.V., Maheu, L.J., Miller, S.J., Watson, A.D.: Technetium-99m ECD : Ester-derived diamine-dithiol Tc complexes for imaging brain perfusion. *J. Nucl. Med.* 29 : 788, 1988.
- 19) 久保敦司, 中村佳代子, 塚谷泰司, 三宮敏和, 清水正三, 横山邦彦, 橋本省三, 鳥塚莞爾: ^{99m}Tc -ECD の第 I 相臨床試験。核医学, 29 : 1019-1027, 1992.
- 20) 米倉義晴, 佐々木康人, 久保敦司, 棚田修二, 百瀬敏光, 鳥塚莞爾: ^{99m}Tc -ECD の第 II 相臨床試験 - 10 施設による共同研究 -。核医学, 29 : 1113-1125, 1992.
- 21) 米倉義晴, 佐々木康人, 久保敦司, 棚田修二, 百瀬敏光, 鳥塚莞爾: 局所脳血流イメージング剤 ^{99m}Tc -ECD の臨床的有用性の検討 - 多施設による第 III 相臨床試験 -。核医学, 30 : 397-410, 1993.
- 22) Friberg, L., Andersen, A.R., Lassen, N.A., Holm, S., Dam, M.: Retention of ^{99m}Tc -bicisate in the human brain after intra-carotid injection. *J. Cereb. Blood Flow Metab.* 14 : S19-S27, 1994.

Application of Fractional Uptake Method to ^{99m}Tc -ECD SPECT
for Quantification of Brain Perfusion Using Cardiac Output Index

Mieko MATSUI, Katsuhito YAMASAKI, Michio KONO

Department of Radiology, Kobe University School of Medicine

(Director : Prof. Michio Kono, M.D.)

Fractional uptake (FU) method, which was originally designed for ^{123}I -IMP (^{123}I -N-isopropyl-p-iodoamphetamine) SPECT, was modified and applied for measuring cerebral blood flow (CBF) using ^{99m}Tc -ECD (^{99m}Tc -ethyl-cysteinate dimer) SPECT. FU method uses the value of cardiac output (CO) calculating from the body surface area of patients. However this CO is not precise enough to reflect real CBF. Using ^{99m}Tc -ECD we calculated cardiac output index (COI) according to the regression line of CO measured with ^{99m}Tc -RBC (^{99m}Tc -Red Blood Cell) and ^{131}I -HSA (^{131}I -Human Serum Albumin) in 10 patients. The present studies revealed that the mean CBF values calculated by this method were larger than those measured by other previously reported methods.