

《原 著》

^{99m}Tc-HMPAO を用いた脳血流量の 半定量的指標の簡便な算出法

宮崎 吉春* 絹谷 清剛** 利波 紀久**

要旨 ^{99m}Tc-HMPAO シンチグラフィを用い、脳血流量の目安となり非侵襲的に得られる新しい指標 (brain uptake ratio, BUR) を考案し、松田らが報告した指標 (brain perfusion index, BPI) と比較した。104 例の左右大脳半球 208 部位において、^{99m}Tc-HMPAO 静注後の大動脈弓部の放射能通過量に対する脳内集積率を BUR として算出し、BPI と比較したところ、BUR は BPI と有意の相関を示した ($r=0.965$, $p<0.01$)。SPECT 画像のデータを用いることにより、深部あるいは後頭部の情報も BUR によく反映された。BUR は小視野ガンマカメラでも算出可能であり、脳血流量を半定量化する指標として簡便かつ有用と考えられる。

(核医学 31: 551-558, 1994)

I. はじめに

松田らは、Gjedde¹⁾ や Patlak^{2,3)} らが提唱した脳内集積モデルを応用し、^{99m}Tc-HMPAO 静注早期の大動脈弓部と左右大脳半球部の時間放射能曲線 (Time activity curve, TAC) を解析して得られた値 Brain Perfusion Index (BPI) と ¹³³Xe 吸入法によって得た左右の平均脳血流量 (mean Cerebral blood flow, mCBF) とで相関を取ることで、左右の mCBF を推定する方法を報告した⁴⁻⁷⁾。この方法は、非侵襲的で簡便かつ短時間に検査できるうえ、汎用型 SPECT で再現性のある計測が可能なることから、現在多くの施設で試みられている。しかし、この方法ではガンマカメラ視野内に頭頂部から大動脈弓部まで入れることが必要であるため、視野 40cm 程度のガンマカメラで長身の人を検査する際は、カメラヘッドを尾側へ傾けて無理

に両者を視野に入れなければならない、この場合の弊害として、算出された mCBF が過大評価される欠点が報告されている⁸⁾。また、データ収集が頭部の前方向からのみであるため、患部が後頭部や深部にある場合、それが mCBF 値にあまり反映されないことも報告されている⁸⁾。

今回、これらの問題点を解決すべく、大動脈の TAC から求めた同部の積算放射能と、RI 投与後の適当な時間に得られた頭部の TAC から求めた積算放射能を用い脳血流量の指標を得ることができないか、また、SPECT 画像からこの指標を得ることができないか検討を行った。

II. 原理、方法および対象

1. 原 理

松田らは、Gjedde や Patlak らの提唱している血液—脳間のトレーサ交換モデルに基づき、^{99m}Tc-HMPAO の脳内集積モデルを Fig. 1 のごとくとし、脳内放射能 $B(t)$ を次式で表すことができる」と報告した。

$$B(t) = Ku \cdot \int_0^t A(\tau) d\tau + Vn \cdot A(t) \quad (1)$$

* 公立能登総合病院中央放射線部

** 金沢大学医学部核医学教室

受付: 5 年 11 月 26 日

最終稿受付: 6 年 4 月 11 日

別刷請求先: 石川県七尾市藤橋町午部 22 (☎ 926)

公立能登総合病院中央放射線部

宮 崎 吉 春

ここで $A(t)$ は時間 t における動脈血中放射能濃度, K_u は脳への流入速度定数を示す. V_n は, 非特異的に脳内に存在し, 血中放射能と可逆的で迅速に平衡状態にある分布容積であり, 血管床にほぼ対応するものと考えられている⁷⁾. 脳血液量は脳実質の 4% 前後とされており⁹⁾, V_n が脳実質に比べ十分に小さいと仮定すると, (1) 式は (2) 式のごとく簡略化される.

$$B(t) = K_u' \cdot \int_0^t A(\tau) d\tau \quad (2)$$

(2) 式は, 脳組織の放射能量と動脈血中の放射能積算量がわかれば K_u' が算出可能であることを意味するものであり, いわゆるマイクロスフェアモデルに相当する. しかし, $^{99m}\text{Tc-HMPAO}$ の場合は, 組織内で脂溶性物質から水溶性物質への変換という複雑な過程を経て停滞するため, マイクロスフェアとは異なった挙動を示すことが知られている. この変換が十分早くないため, $^{99m}\text{Tc-HMPAO}$ の場合脳実質からの放射能の逆拡散が存在するとされる¹⁰⁻¹²⁾. 逆拡散現象は高灌流領域に顕著であり, このことが $^{99m}\text{Tc-HMPAO}$ 画像のコントラストの低さの要因と考えられている. したがって, (2) 式における K_u' は脳への流入速度定数そのものではなく, 脂溶性物質から水溶性物質への変換速度あるいは脂溶性物質の逆拡散速

度をも含めた係数となるものと考えられる.

$^{99m}\text{Tc-HMPAO}$ の 1 回循環の脳への摂取率, 脂溶性物質から水溶性物質への変換速度には個体差が少ないことが報告されている^{12,13)} が, 変換速度に個体差が小さくむしろ脳血流量に依存するものであるとすれば, (2) 式から得られた K_u' は脳血流量と相関性を示すはずである. 理論的には, 動脈血採血により $A(t)$ を求めるべきであるが, 非侵襲性を保つため, 松田らの方法のごとく大動脈弓部の TAC をこれに代用する. この仮定のもとに $^{99m}\text{Tc-HMPAO}$ 静注後の大動脈弓部の放射能通過量に対する脳内放射能の比を求めれば, K_u' に類似した指標を得ることが可能であると考えられる. 今回この値を脳内集積率 (brain uptake ratio, BUR) と名づけ, 松田らの方法で求めた BPI と比較検討した.

2. 方 法

1) BUR と BPI の算出

$^{99m}\text{Tc-HMPAO}$ を右肘静脈より急速静注し, 投与直後より 1 秒 1 フレームで 80 秒間データ収集を行い, 松田らの方法と同様 Fig. 2のごとく大動脈弓部と左右大脳半球部に関心領域 (Region of interest, ROI) を設定し, 各部の TAC を得た. 次いで TAC より, Fig. 3のごとく大動脈弓部の第一循環時の積算カウントとカウントの統計誤差を小さくするため投与後 60 秒から 20 秒間の左右大脳半球部の積算カウントを求めた. この収集時間内では, 脂溶性物質の逆拡散が生じているはずであるが, (2) 式において K_u' を逆拡散を含んだ係数と仮定しているため, 妥当であると考えられる. 得られた両積算カウントから (3) 式のごとく BUR を求めた.

$$\text{BUR} = \frac{\text{大脳半球部の 60 秒から 20 秒間の積算カウント}}{\text{大動脈弓部の第一循環時の積算カウント}} \times 100 \quad (3)$$

なお, 各積算カウントは ROI の大きさによる影響を排除するため, 各 ROI 内のピクセル数で除した.

BPI は, BUR 算出に用いたものと同一データか

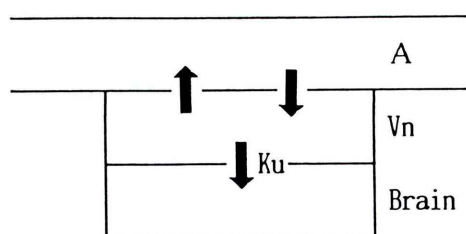


Fig. 1 Tracer uptake model of $^{99m}\text{Tc-HMPAO}$ proposed by Gjedde and Patlak. This model introduces the reversible compartment (V_n) from where tracer may diffuse back to the plasma (A). K_u ; uptake constant from V_n to the irreversible compartment. (From Tsuji S, et al⁷⁾ by permission)

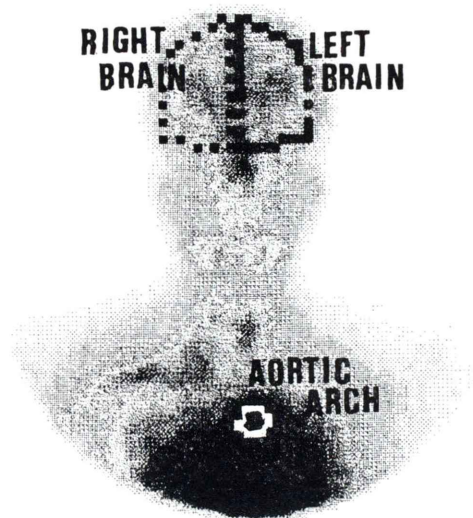


Fig. 2 An example of region of interest (ROI) on bilateral brain and aortic arch.

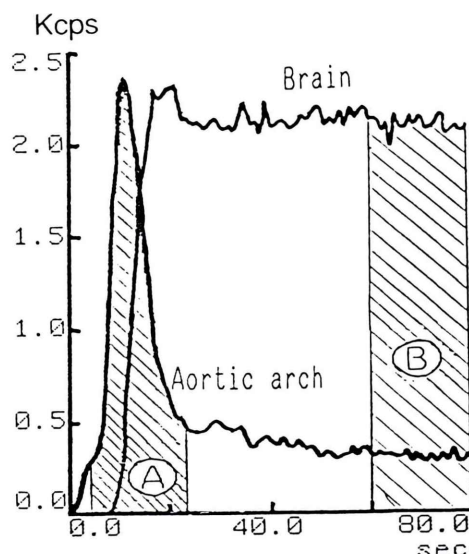


Fig. 3 Time-activity curves of ROIs shown in Fig. 2. Brain uptake ratio (BUR) was calculated using a following equation:

$$\text{BUR} = (\text{B/pxl}) / (\text{A/pxl}) \times 100$$

ら、松田らの方法に準じ既報⁸⁾のごとく算出した。

2) SPECT 像からの BUR 算出および BPI との比較

松田らの方法の欠点である、深部あるいは後頭部領域の検出性の困難さの克服を目的に、頭部のデータを前方向のみに頼ることなく、頭部全体の情報から得ることができないかと考え、SPECT 像より左右大脳半球の平均カウントを既報⁸⁾のごとく求め、1)に準じ BUR を算出した。さらに、虚血部の位置の違いが、SPECT 像から求めた BUR と前面像から求めた BPI にどのように反映されるかを、患側の健側に対するそれぞれの比を求め比較検討した。1)で BUR を求めるためにデータ収集した時間以降、 ^{99m}Tc -HMPAO の逆拡散はすでに終了しており脳内放射能は一定であると考えられるが、これを確認するため SPECT 画像から BUR を求めるのに先立ち、SPECT 収集時の頭部前面像より求めた BUR と 1)で求めた BUR を比較した。なお、前者には放射能減衰補正を行った。

3. 対 象

1)の検討での対象は、平成5年9月より11月に公立能登総合病院にて ^{99m}Tc -HMPAO シンチグラフィを施行した 30~87 歳 (63.9 ± 12.2) の男女 104 例の左右大脳半球 208 対象部である。

2)の検討での対象は 1)の対象のうち、平成5年10月より11月に ^{99m}Tc -HMPAO シンチグラフィを施行した 30~87 歳 (62.0 ± 14.9) の男女 57 例 (SPECT 像上、虚血部が存在しなかったもの 36 例、前頭部に虚血部が存在したもの 9 例、深部あるいは後頭部に虚血部が存在したもの 12 例)の左右大脳半球 114 対象部である。

4. 収集条件

使用装置は GE 社製 Starcam 400AC/T (低エネルギー汎用コリメータ装着) を用いた。 ^{99m}Tc -HMPAO は調製後 5 分以内に右肘静脈より 740 MBq を投与した。ダイナミックデータは、RI 投与後 64×64 マトリックスにて 1 フレーム/1 秒で 80 秒間収集した。SPECT 収集は、RI 投与後 5 分から 140 分までの間に行い、 64×64 マトリックスにて 2 倍ズームで 360 度、64 方向で一方

向当たり 20 秒間行った。SPECT 像再構成は Hanning, Ramp filter を使用し, Sorenson 法による吸収補正を行った。放射能の減衰補正は, ^{99m}Tc の物理的半減期を 6 時間として行った。なお, RI 投与に際しては, カメラの数え落とし量を低減するため既報⁸⁾のごとく RI 二段階投与法, もしくは $^{99m}\text{TcO}_4^-$ 3.7 MBq を用いて標準線源法で数え落とし補正を行った。

III. 結 果

1. BUR と BPI の関係

静注後 60–80 秒の BUR は BPI と $y=0.41x+0.04$ ($r=0.965$, $p<0.01$) の関係にあり, 有意な相関を示した (Fig. 4)。

2. RI 投与直後の頭部カウントと SPECT 収集時の頭部カウントより求めた BUR の関係

^{99m}Tc -HMPAO 投与早期の頭部前面と SPECT 収集時の前面像のカウントで求めた BUR は $r=0.972$ ($p<0.01$) の関係にあり, 有意な相関を示した。

したがって, この時間内では RI の脳内からの逆拡散は, ほぼ終了していると思われた。

3. SPECT 像のカウントより求めた BUR と BPI の関係

SPECT 像の左右半球平均カウントより求めた

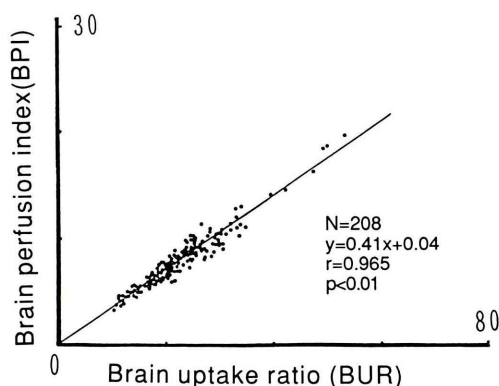


Fig. 4 Relationship between brain perfusion index (BPI) and brain uptake ratio (BUR) obtained from anterior planar images. The least square regression indicated good correlation of $y=0.41x+0.04$ ($n=208$, $r=0.965$, $p<0.01$).

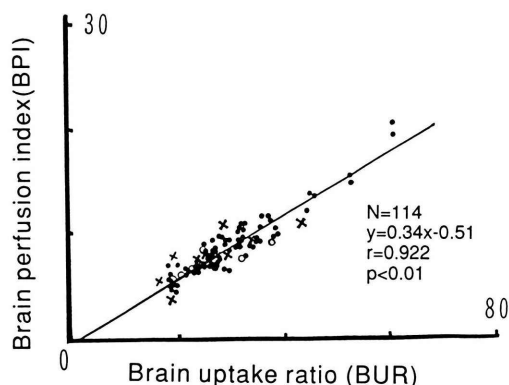


Fig. 5 Relationship between brain perfusion index (BPI) and brain uptake ratio (BUR) obtained by serial SPECT images. The least square regression indicated good correlation of $y=0.34x-0.51$ ($n=114$, $r=0.922$, $p<0.01$).

●: cases showing no abnormality on SPECT images, ○: cases showing hypoperfusion in frontal region on SPECT images, ×: cases showing hypoperfusion in deep portion of brain or occipital region on SPECT images.

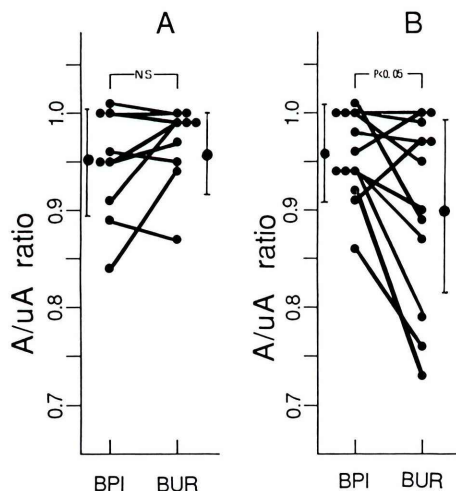


Fig. 6 Comparison of the ratio of affected side to unaffected side (A/uA) between BPI and BUR. While there was no difference between the ratio for BPI and that for BUR when hypoperfused area existed in frontal region (A), the ratio for BUR was significantly lower than that for BPI when hypoperfused area existed in deep or occipital region (B).

BUR と BPI は $y=0.34x-0.51$ ($r=0.922$, $p<0.01$) の関係にあり、有意な相関を示した (Fig. 5).

SPECT 像上明らかな虚血部がみられない例のみでの BUR と BPI は、 $r=0.929$ ($p<0.01$) の関係であり、虚血例を含んだ全例における両者の関係より良い相関が得られた。

また、SPECT 像上虚血部が前頭部にある例、深部あるいは後頭部にある例でのおおの、BUR および BPI の患側大脳半球対健側大脳半球比を求めたところ、虚血部が前頭部にある例では両者には有意差はみられなかったが、虚血部が深部あるいは後頭部にある例では、BUR 比は BPI 比より有意に低値を示した ($p<0.05$) (Fig. 6).

IV. 考 察

脳血流画像化に際し、定性的画像に加え定量化の必要性が従来より指摘されている¹⁴⁻¹⁶). 定量的のよい PET 装置や ^{133}Xe 装置などは、高額なこともあり普及していないのが現状である。一方、汎用の SPECT 装置で測定可能である ^{123}I -IMP 動脈持続採血法¹⁷⁾ も侵襲的検査であるため十分普及しているとは言えない。 ^{99m}Tc -HMPAO はテクネチウム標識製剤で広く使用されている薬剤であるが、体内での代謝、結合^{18,19)} が複雑で定量化の報告は少ない。近年になって松田らは、 ^{99m}Tc -HMPAO を用い Gjedde¹⁾ や Patlak^{2,3)} らの提唱したモデルを応用し、非侵襲的に脳血流量の推定可能な方法を報告した。この方法は再現性がよく短時間かつ容易に検査が可能であり、われわれも 500 例あまり経験し、依頼医から臨床的に有用との報告を受けている。ただこの方法は、大視野ガンマカメラが必要であり、また、後頭部や深部の血流量が測定値にあまり反映されないことがあるという欠点を有している。そこで、これらの欠点を解決する方法として、脳血流量の目安となる新たな指標 BUR を考案した。

対象として検討した 104 例 208 部位において、BUR と松田らの方法で求めた BPI とを比較した。松田らの方法は、BPI と ^{133}Xe 吸入法から得た脳血流量との相関を取ることで間接的に脳血流

量を求めているため、本来なら比較のための標準値を得る手段として用いるべきではないが、当施設では PET 装置や ^{133}Xe 吸入装置がないため、やむをえず松田らの方法と比較検討したところ、両者には良好な相関関係を見いだした (Fig. 4)。したがって、BUR と ^{133}Xe 吸入法で求めた脳血流量とはよく相関するものと考えられ、両者の相関関係をあらかじめ得ることができれば BUR から脳血流量を推定可能である。

脳血流量は心拍出量、血圧の変動に際しても autoregulation により一定に保たれると考えられている。このことは、心拍出量の変化に伴い ^{99m}Tc -HMPAO の投与量に対する脳内集積量の比も変化することを意味している。すなわち、単純な投与前の放射線量に対する脳内集積量を求めても、脳血流量に 관련된係数を得ることは不可能である。今回は松田らの方法と同様に、(2) 式の右辺における $\int_0^t A(\tau) d\tau$ に相当する情報として大動脈弓部を通過する積算放射線量を用いた。これにより、算出された BUR は、心拍出量の変動に大きく影響を受けることはないと考えられる。

BUR を得るにあたり、 ^{99m}Tc -HMPAO 投与後 25 秒程度までの大動脈弓部の TAC と、投与後 60 秒から 20 秒間の脳半球部の積算放射線量を用いた。また、投与後 5-140 分の間に行った SPECT 収集時に得られた頭部前面像を用いて算出した BUR は、投与後早期の BUR とよく相関した ($r=0.972$, $p<0.01$)。これらの結果より、大動脈弓部の TAC 収集と脳放射線量のデータ収集を、必ずしも同時に同一視野で行う必要性がなくなると考えられる。つまり、胸部に視野をおいた RI アンジオグラフィを施行した後、視野を頭部に変えてから脳放射線データを収集することができ、小視野ガンマカメラでもこの指標を得ることが可能である。よって、大視野ガンマカメラが必要である松田らの方法の欠点を克服可能である。SPECT 収集時における BUR が投与後早期の BUR とよく相関するのは、投与後 30-40 秒以降脳内放射線量がほぼ一定値を示すという ^{99m}Tc -HMPAO の性質に基づくものであると考えられる。また、SPECT

画像より求めた左右大脳半球の平均カウントから BUR を得ることが可能であり、SPECT 画像上明らかな虚血のみられない例では頭部前面像から得られた BUR と SPECT 画像から得られた BUR とはよい相関を示した ($r=0.971$, $p<0.01$)。このことは、SPECT 画像より BUR を算出すれば、データ収集が頭部前方向に限られるため深部あるいは後頭部の情報が BPI に反映され難いという松田らの方法のもう一つの欠点も克服可能であることを意味する。実際、SPECT 画像上虚血病巣のみられる例で、SPECT 像から得た BUR の患側大脳半球対健側大脳半球比を求め、前面像からのみ得られる BPI の同様の比と比較すると、虚血部が前頭部に存在する例では両者に有意差を見いだせなかったが、虚血部が深部あるいは後頭部に存在する例では BUR 比は BPI 比より有意に低値を示した ($p<0.05$)。したがって、SPECT 像から求めた BUR は、深部や後頭部の情報を BPI より忠実に表現しているものと想像される。また、SPECT 像から得た左右大脳半球の平均カウントから求めた BUR に、ボクセルあたりの平均カウントに対する局所のボクセルあたりのカウントの比を乗ずることにより、脳局所ごとの BUR も算出可能であると思われる。

周知のごとく、 $^{99m}\text{Tc-HMPAO}$ で得られた画像は、 $^{123}\text{I-IMP}$ で得られた画像に比べコントラストに劣ることが当初から指摘されており、その理由として未代謝の脂溶性物質の脳実質からの逆拡散の存在があげられている。BPI が ^{133}Xe で得られた結果とよく相関するのは、BPI 算出に使われる Patlak プロット上直線関係が成立する投与後早期において、逆拡散がほとんど無視できるためと考えられている⁸⁾。逆拡散の生じていると考えられる時間の脳放射能から得られた BUR が、BPI とよい相関関係を示したのは、(2) 式の Ku' が逆拡散をも含蓄した係数であるとの仮定が、 $^{99m}\text{Tc-HMPAO}$ の複雑な体内動態を完全に表現していないにしても、大きな誤りがなかったためと思われる。

松田らの方法は、術者内、術者間、同一者での

繰り返し検査での再現性の良さは立証されている⁸⁾。 $^{99m}\text{Tc-HMPAO}$ は、投与後数分以後は脳内の集積が安定していること、本法の値と松田らの方法の値と高い相関関係を持つこと、 $A(t)$ を求める大動脈弓部の ROI は本法と松田らの方法と同一であることから、本法でも再現性の良い値が得られるものと考えられる。

以上のごとく、本法を利用することにより、 $^{99m}\text{Tc-HMPAO}$ を用い有効視野 20 cm 程度の小視野ガンマカメラでも脳血流量を推定可能な指標 BUR を得ることが可能となった。また、SPECT 像を用いることにより局所脳血流量の指標となる局所 BUR も算出可能である。しかし、SPECT 像の平均カウントから BUR を求める方法は、ガンマカメラの部分容積効果、処理フィルタの種類、吸収補正の有無によって得られるカウントが異なるので注意が必要である。また、ガンマカメラの数え落としの補正、物理的な減衰補正を加味しなければ、再現性の良いデータは得られないであろう。

V. 結 語

$^{99m}\text{Tc-HMPAO}$ を用い、脳血流量が推定可能な新しい指標 BUR を考案した。この指標は簡便に求めることができ、松田らの方法による BPI と比較検討した結果、以下の結論を得た。

1) 頭部前面像から得た BUR は BPI と有意な相関を示した ($r=0.965$, $p<0.01$)。

2) 大動脈弓部と頭部のデータ収集を別々に行えるため、小視野ガンマカメラでも BUR は算出可能である。

3) BUR 算出に関する解析操作が非常に容易である。

4) SPECT 像から得た BUR も BPI と有意な相関を示し ($r=0.922$, $p<0.01$)、これにより深部や後頭部の情報も BUR によく反映されるものと考えられる。

5) 脳局所の BUR も算出可能である。

以上の見地から本法は、簡便な脳血流量指標として有用であると思われる。

本論文の要旨は第36回日本核医学会中部地方会(浜松市)にて発表した。

謝辞：本研究に関し討論していただいた金沢大学医学部核医学教室，辻志郎，秀毛範至先生ならびに，ご協力いただいた公立能登総合病院中央放射線部，伊藤廣部長および井上寿，塩崎潤，滝本政盛技師に感謝いたします。

文 献

- 1) Gjedde A: High- and low-affinity transport of D-glucose from blood to brain. *J Neurochem* **36**: 1463-1471, 1981
- 2) Patlak CS, Blasberg RG, Fenstermacher JD: Graphical evaluation of blood-to-brain transfer constants from multiple-time uptake data. *J Cereb Blood Flow Metabol* **3**: 1-7, 1983
- 3) Patlak CS, Blasberg RG: Graphical evaluation of blood-to-brain transfer constants from multiple-time uptake data. Generalization. *J Cereb Blood Flow Metabol* **5**: 584-590, 1983
- 4) Matsuda H, Tsuji S, Suke N, Sumiya H, Tonami N, Hisada K: A quantitative approach to technetium- 99m hexamethyl propylene amine oxime. *Eur J Nucl Med* **19**: 195-200, 1992
- 5) 松田博史，辻 志郎，秀毛範至，隅屋 寿，利波紀久，久田欣一： ^{99m}Tc -HMPAO による非侵襲的脳血流量定量化。映像情報 **25**: 197-202, 1993
- 6) 福山秀直：Patlak 法の概念。映像情報 **25**: 193-196, 1993
- 7) 辻 志郎，松田博史，秀毛範至，隅屋 寿，利波紀久，久田欣一： ^{99m}Tc -HMPAO を用いた脳血流量の簡便な定量的評価法。核医学 **30**: 499-505, 1993
- 8) 宮崎吉春，滝本政盛，塩崎 潤，井上 寿，伊藤廣：松田，辻，秀毛法 安定した mCBF を算出するために。映像情報 **25**: 203-213, 1993
- 9) Kuhl DE, Alavi A, Hoffman EJ, Phelps MA, Zimmerman RA, Obrist WD, et al: Local cerebral blood volume in head-injured patients: Determination by emission computed tomography of ^{99m}Tc -labeled red cells. *J Neurosurg* **52**: 309-320, 1980
- 10) Murase K, Tanada S, Fujita H, Sakai S, Hamamoto K: Kinetic behavior of technetium- 99m -HMPAO in the human brain and quantification of cerebral blood flow using dynamic SPECT. *J Nucl Med* **33**: 135-143, 1992
- 11) Lassen NA, Andersen AR, Friberg L, Paulson OB: The retention of (^{99m}Tc)-d,l-HMPAO in the human brain after intracarotid bolus injection: A kinetic analysis. *J Cereb Blood Flow Metabol* **8**: s13-s22, 1988
- 12) Matsuda H, Oba H, Seki H, Higashi H, Sumiya H, Tsuji S, et al: Determination of flow and rate constants in a kinetic model of [^{99m}Tc]-hexamethyl-propylene amine oxime in the human brain. *J Cereb Blood Flow Metabol* **8**: s61-s68, 1988
- 13) Matsuda H, Tsuji S, Shuke N, Sumiya H, Tonami N, Hisada K: Noninvasive measurements of regional cerebral blood flow using technetium- 99m hexamethyl-propylene amine oxime. *Eur J Nucl Med* **20**: 391-401, 1993
- 14) Maeda T, Matsuda H, Hisada K, Tonami N, Mori H, Fujii H, et al: Three-dimension cerebral blood perfusion images with single photon emission computed tomography. *Radiology* **140**: 817-822, 1981
- 15) Matsuda H, Seki H, Sumiya H, Tsuji S, Tonami N, Hisada K, et al: Quantitative cerebral blood flow measurements using N-isopropyl-(Iodine-123)p-iodoamphetamine and single photon emission computed tomography with rotating gamma camera. *Am J Physiol Imaging* **1**: 186-194, 1986
- 16) Higashi S, Matsuda H, Fujii H, Ito H, Yamashita J: Luxury perfusion syndrome confirmed by sequential studies of regional cerebral blood flow and volume after extracranial to intracranial bypass surgery: case report. *Neurosurgery* **25**: 85-89, 1989
- 17) Kuhl DE, Barrco 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
- 18) Andersen AR: ^{99m}Tc -D,L-hexamethylene-propylene amine oxime (^{99m}Tc -HMPAO): basic kinetic studies of a tracer of cerebral blood flow. *Cerebro-vasc Brain Metabol Rev* **1**: 288-318, 1989
- 19) Andersen AR, Friberg L, Lassen NA, Kristensen K, Neirinckx RD: Assessment of the arterial input curve for (^{99m}Tc)-d,l-HMPAO by rapid octanol extraction. *J Cereb Blood Flow Metabol* **8**: s23-s30, 1988

Summary

A Simple Method to Obtain Semi-quantitative Index of Brain Perfusion Using ^{99m}Tc -HMPAO

Yoshiharu MIYAZAKI*, Seigo KINUYA** and Norihisa TONAMI**

**Section of Nuclear Medicine, Noto General Hospital*

***Department of Nuclear Medicine, School of Medicine, Kanazawa University*

We developed a new noninvasive index (brain uptake ratio, BUR) inferring brain perfusion using ^{99m}Tc -HMPAO scintigraphy, and compared with the index (brain perfusion index, BPI) reported by Matsuda, et al. BUR was obtained for 208 cerebral hemispheres from 104 cases as a ratio of radioactivity in a brain against that passing through an aortic arch. BUR correlated well with BPI ($r=$

0.965, $p<0.01$). Information in deep or occipital regions was reflected well to BUR when data of SPECT images were used. BUR can be obtained even with a small field-of-view gamma camera. BUR is easily obtained and thought to be useful as a semi-quantitative index of brain perfusion.

Key words: ^{99m}Tc -HMPAO, Cerebral blood flow, RI angiography, SPECT, Brain uptake ratio.