

## 《短 報》

# <sup>15</sup>O-水測定時におけるベータカメラを用いた 非侵襲的入力関数の測定の試み

山本 誠一\* 松田 忠重\* 橋川 一雄\*\* 西村 恒彦\*\*

**要旨** 非侵襲的に<sup>15</sup>O-水測定時の入力関数を得ることを目的に、ベータカメラを用いて動脈の画像化を行った。<sup>15</sup>O-水とPETを用いた脳血流測定時に、ベータカメラを皮膚の上から腕の動脈に密着した。ベータカメラは20mm視野のものを用い、<sup>15</sup>O-水静注後10秒15フレームのダイナミック測定を行った。その結果、動脈の画像と時間変化を得ることができた。得られた画像の動脈と動脈以外に関心領域を設け時間放射能曲線を求め、二つの曲線を演算することにより、入力関数の相対値を表していると考えられる曲線を得ることが可能であった。

(核医学 34: 1041-1046, 1997)

## I. はじめに

ポジトロンエミッショントモグラフィ(PET)は、脳血流量など生体の生理的パラメータを量的に計測可能な手法である<sup>1,2)</sup>。しかし脳血流量の絶対値を正確に求めるためには、PET装置による計測に加えて、動脈血中の放射能を正確に測定する必要がある。<sup>15</sup>O標識水静注法による脳血流測定<sup>3)</sup>では、通常、腕の動脈から動脈血を連続的にポンプにより引きだし、血中放射能濃度をベータ線検出器などで連続的に計測する。得られた動脈血中放射能濃度の時間変化は入力関数と呼ばれ、得られたPET画像を血流画像に変換するために用いられる<sup>3,4)</sup>。この測定における最大の問題点は、動脈からの採血は困難であり、痛みを伴うことがある。また採血の量も繰り返し検査を行うとかなりの量になる。入力関数の遅れやなまり<sup>4)</sup>を最小

にするためには、採血のための流量を多くする必要が生じ、採血量はさらに増加する。連続的な動脈採血は、<sup>15</sup>O標識水静注法による定量的脳血流測定を困難なものにしている。

侵襲的な採血を行うことなく入力関数を求める方法としては、以下の研究が報告されている。Littonらは、頸動脈にプラスチックシンチレーション検出器を当てて、入力関数を求める試み<sup>5)</sup>。また渡部らは、2個のプラスチックシンチレーション検出器を動脈上と動脈以外に配置する方法を開発した<sup>6)</sup>。一方、心臓に1台のPET装置を配置し、脳にもう1台のPET装置を配置する、いわゆるDual PETも試みられている<sup>7)</sup>。最近、山本らは、動物の脳表面のポジトロンの分布を高い空間分解能と感度で画像化できるベータカメラを開発した<sup>8)</sup>。このベータカメラを用いると、腕などの動脈のなかのポジトロンを、皮膚の上から直接画像化できる可能性がある。得られた動脈の画像を解析することにより、入力関数を得られる可能性が考えられる。そこで、<sup>15</sup>O標識水静注法による脳血流測定時において、腕の動脈中のポジトロンの分布の時間変化をベータカメラにより画像化することを試みた。さらに得られた

\* 神戸高専電気工学科

\*\* 大阪大学医学部トレーサ情報解析／放射線部

受付：9年6月30日

最終稿受付：9年10月6日

別刷請求先：神戸市西区学園東町8-3（〒651-21）

神戸高専電気工学科

山 本 誠 一

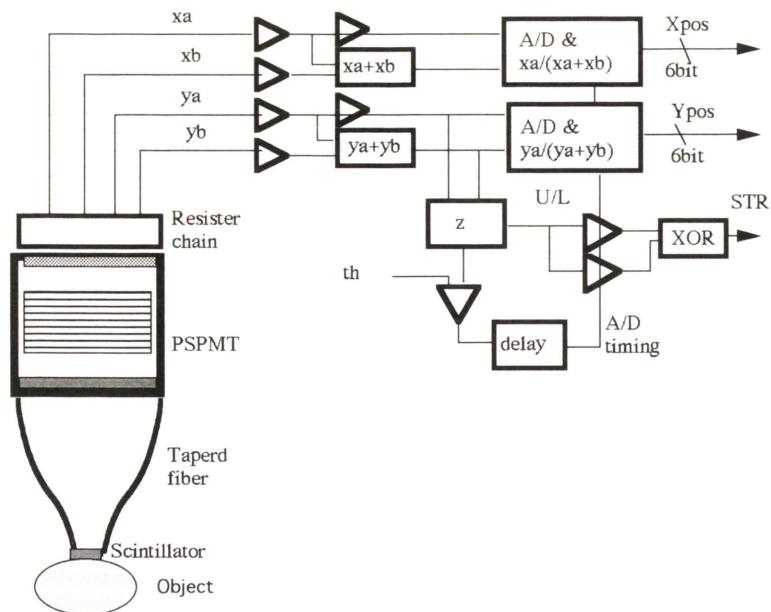


Fig. 1 Block diagram of the beta camera.



Fig. 2 Photograph of the beta camera system in measurement with PET.

データを解析することにより、入力関数が得られるかどうかの評価を行った。本報告では、この方法における初期データを示す。

## II. 方 法

### 1. ベータカメラ

本研究に用いたベータカメラは、有効視野が直径 20 mm で、ネコ程度の大きさの動物における

脳表ポジトロン分布を画像化するために開発されたものである<sup>8)</sup>。ベータカメラの構成を Fig. 1 に示す。シンチレータはベータ線に対して発光量の多い  $\text{CaF}_2(\text{Eu})$  を、 $\gamma$  線の影響を少なくするために厚さ 0.5 mm で用いている。空間分解能を向上させるために、シンチレータと位置有感型光電子増倍管 (PSPMT) の間にテーパー型ファイバープレート (テーパーファイバー) を用いていることが特徴である。PSPMT の出力は  $\beta$  カメラの位置演算と類似の計算を、 $\beta$  線入射ごとに行い、エネルギーインデュクション内に入った  $\beta$  線に対してのみ、入射位置に対応する 2 次元メモリに 1 を加算する。一定時間加算されたデータはパーソナルコンピュータに転送され、画面に表示される。最小データ収集時間は 0.5 秒で、最大 15 フレームを連続的に測定することができる。

このベータカメラの固有空間分解能は  $^{68}\text{Ga}$  のベータ線に対して、0.7 mm FWHM である。しかし実験の測定ではポジトロンの飛程の影響を受けるため、 $^{15}\text{O}$  では 1.5 mm FWHM 程度になる。さらに検出表面から被検体が離れたところにある場

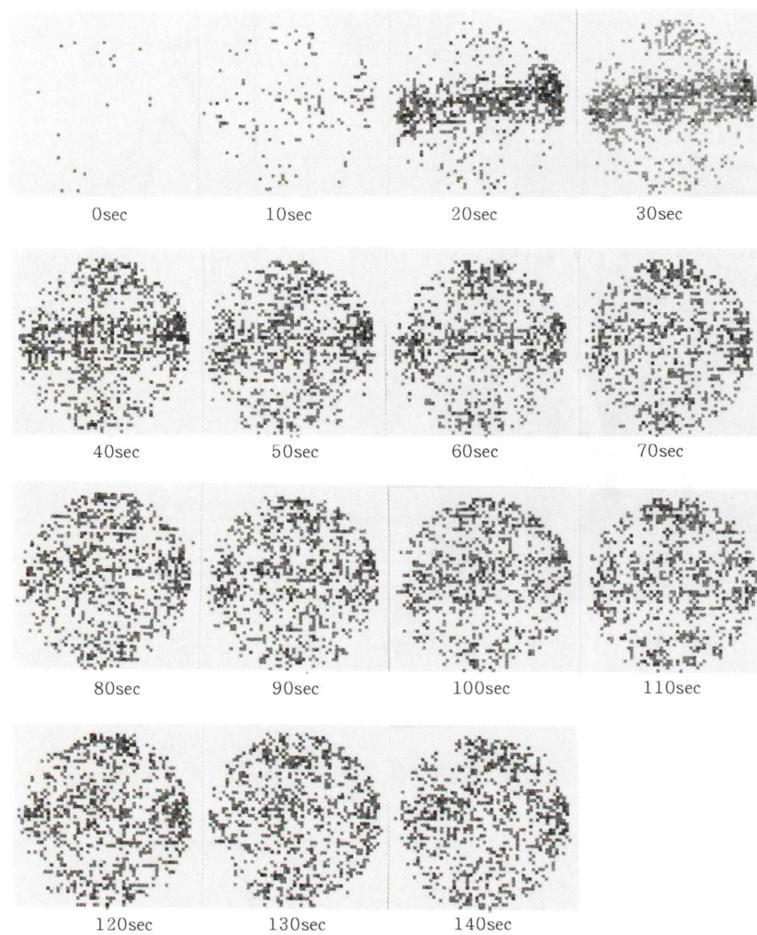


Fig. 3 Time sequence images of the positron in artery measured by the beta camera.

合、深さ方向の空間分解能の劣化が生じる<sup>8)</sup>。深さが増えるに従い感度も低下することが知られている<sup>8)</sup>。

## 2. 測定方法

腕の動脈中のポジトロンの分布の時間変化をベータカメラにより画像化している現場の写真をFig. 2 に示す。<sup>15</sup>O 標識水静注法を用いた視覚に関する賦活測定測定時に、静注しない方の腕の動脈上にベータカメラを密着して測定した。動脈採血および動脈血のベータ線検出器による濃度測定は今回は行わなかった。被検者は健常な 24 歳男性であった。<sup>15</sup>O-水の 1 回の投与量は、約 370 MBq (10 mCi) で、6 ml の <sup>15</sup>O-水を毎秒 0.5 ml の

速度で静注した。投与量が比較的少ないので、PET 測定が 3 次元収集のため、投与量を少なくする必要があったためである。ベータカメラによる測定は、<sup>15</sup>O-水投与後、30 秒後から測定を開始し、10 秒間の測定を 15 フレームにわたり連続的に行った。収集終了後、データをパーソナルコンピュータに送り保存した。

## 3. 解析方法

得られた動脈中のポジトロンの分布の時間変化画像は、解析のためパーソナルコンピュータからワークステーションにネットワークにより転送し、解析ソフトである Dr. View で関心領域 (ROI) 解析を行った。ROI は動脈上と、動脈以外の位置

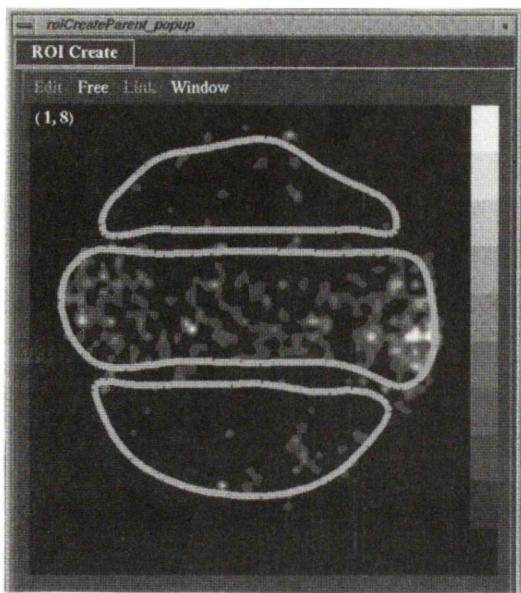


Fig. 4 ROI setting on the image of artery measured by the beta camera.

に設置し、画素あたりの平均計数をそれぞれ算出した。

動脈上の ROI 平均係数を  $C_{in}(t)$  とすると、それには動脈のみのカウント  $C_a(t)$  と、組織からの計数やバックグラウンド  $\gamma$  線の計数よりなるバックグラウンド計数  $C_b(t)$  が含まれる。

すなわち

$$C_{in}(t) = C_a(t) + C_b(t) \quad (1)$$

一方、動脈以外の ROI の平均計数、 $C_{out}(t)$  はバックグラウンド計数のみを測定している。

すなわち

$$C_{out}(t) = C_b(t) \quad (2)$$

したがって (1) 式と (2) 式より

$$C_{in}(t) - C_{out}(t) = C_a(t) \quad (3)$$

が導かれる。すなわち動脈上の平均計数から、動脈以外の平均計数を減算することにより、動脈のみの計数を算出することが可能となる。なお、これらの関数は動脈の放射能が動脈以外の ROI に影響を与えない場合に成り立つ。

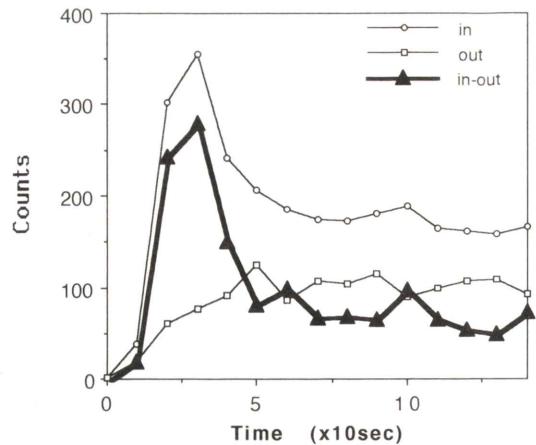


Fig. 5a Time activity curve of in artery (in), out artery (out) and in-out measured by the beta camera noninvasively.

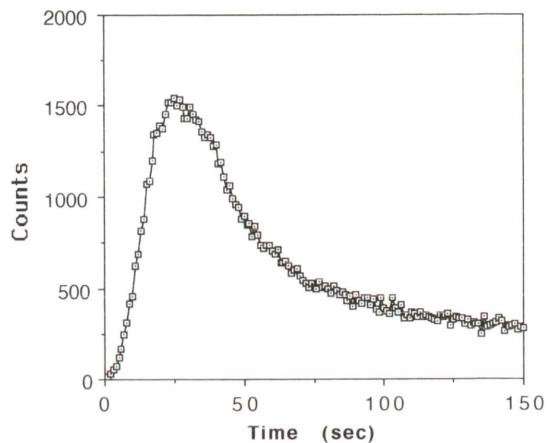


Fig. 5b Time activity curve measured by a beta detector invasively.

### III. 結果と考察

ペータカメラにより得られた動脈中のポジトロンの分布の時間変化画像を Fig. 3 に示す。各画像の下に示した時間は、測定を開始した時点での経過時間である。経過時間 0 秒は、 $^{15}\text{O}$ -水静注後 30 秒に相当する。3 フレーム目の画像から動脈に対応する位置に計数が現れている。その後、動脈以外の部分にも計数が生じてきている。時間とともに動脈に対応する計数が少なくなっていくことが画像上分かる。

Fig. 4 に画像上に設定した ROI の位置を示す。最も動脈が明確に現れている 3 フレーム目の画像を用いた。中心部に動脈上の ROI を、その上下に広く動脈以外の ROI を設定した。広く設定したのは統計的なノイズの影響をできるだけ少なくするためである。

Fig. 5a に ROI 解析で得られた動脈上 (in), 動脈以外 (out), 動脈上から動脈以外を減算した結果 (in-out) の時間放射能曲線を示す。減算した結果 (in-out) が入力関数に対応する。Fig. 5b に別の測定で得られた <sup>15</sup>O-水静注法測定時の動脈血中の時間放射能曲線を示す。静注時間はほぼ同じで、動脈をポンプで引きだしベータ線検出器で連続測定したものである。採血したデータに比べて、ベータカメラによるデータは早く減衰している。これは、ベータカメラの測定では、血液を引きだすチューブによるなまりが生じていないためかもしれない。

#### IV. まとめ

非侵襲的に <sup>15</sup>O-水測定時の入力関数を得ることを目的に、ベータカメラを用いて動脈の画像化を行った。その結果、動脈中のポジトロンの分布の時間変化画像と入力関数を表していると考えられる時間放射能曲線を得ることができた。これらの結果より、ベータカメラを用いた入力関数の測定は、非侵襲的な脳血流定量測定に利用できる可能性が示唆された。

しかし今後の課題となる点も多い。本測定では、動脈と静脈の放射能の区別ができていない。腕の動脈の深さは個人差があり、どのような被検者に対してもベータカメラによる動脈の画像化が可能であるかは明らかでない。得られた入力関数は、かなりの統計ノイズを含んでいる。また入力関数の曲線の縦軸は、血中放射能濃度の絶対値 (cps/g) を表していない。したがって、現在よく用いられている PET の <sup>15</sup>O-水静注法定量解析ソフトに組み込むことはできない。今後、入力関数における静脈の放射能の影響の評価を行うことや、測定を増やし個人差を評価するとともに、計数を

増やすために最適なエネルギーインドウの設定を見いだす必要がある。さらに血中放射能濃度の絶対値が分からなくても、定量解析が可能な脳血流量計算法を考案する必要があると考えられる。

謝辞：秋田県立脳血管研究センターの菅野巖博士にはデータ転送等で協力いただきました。本研究の一部は、科学技術振興事業団共同研究促進事業の一環として行われた。

#### 文 献

- 1) Frackowiak RSJ, Lenzi GL, Jones T, Heather JD: Quantitative measurement of regional cerebral blood flow and oxygen metabolism in man using O-15 and positron emission tomography: theory, procedure and normal values. J Compt Assist Tomogr 6: 727-736, 1980
- 2) Phelps ME, Huang SC, Hoffman EJ: Tomographic measurement of local cerebral glucose metabolic rate in human with [F-18]2-Fluoro-2-Deoxy-D-Glucose: Validation of method. Ann Neurol 16: 371-388, 1979
- 3) Kanno I, Iida H, Miura S, Murakami M, Takahashi K, Sasaki H, et al: A system for cerebral blood flow measurement using H<sub>2</sub>O-15 autoradiographic method and positron emission tomography. J Cereb Blood Flow Metab 7: 143-153, 1987
- 4) Iida H, Kanno I, Miura S, Murkami M, Takahashi K, Uemura K: Error analysis of a quantitative cerebral blood flow measurement using H<sub>2</sub>O-15 autoradiographic method and positron emission tomography, with respect to the description of the input function. J Cereb Blood Flow Metab 6: 536-545, 1986
- 5) Litton JE, Eriksson L: Transcutaneous measurement of the arterial input function in positron emission tomography. IEEE Trans Nucl Sci 37: 627-628, 1990
- 6) Watabe H, Miyake M, Narita Y, Nakamura T, Ito M: Development of skin surface radiation detector system to monitor radioactivity in arterial blood along with positron emission tomography. IEEE Trans Nucl Sci 42: 1455-1459, 1995
- 7) Iida H, Miura S, Narita Y, Shoji Y, Kanno I, Hatazawa J, et al: Performance evaluation of our latest generation PET camera HEADTOME-V-DUAL. Abstract of Society of Nuclear Medicine 42nd Annual Meeting, June 12-15, 1995
- 8) 山本誠一, 関 千江, 柏倉健一, 藤田英明, 松田忠重, 菅野 巖: 高分解能ベータカメラの開発. 核医学 34: 305-314, 1997

## Summary

### Noninvasive Measurement of a Input Function Using Beta Camera for $^{15}\text{O}$ -Water Injection Method

Seiichi YAMAMOTO\*, Tadashige MATSUDA\*, Kazuo HASHIKAWA\*\* and Tsunehiko NISHIMURA\*\*

\*Department of Electrical Engineering, Kobe City College of Technology

\*\*Tracer Kinetics and Nuclear Medicine, Osaka University Medical School

Dynamic images of positron distribution in artery were measured for noninvasive measurement of input function using beta camera. The beta camera was attached from the skin surface on the artery of arm during the PET measurement using the  $^{15}\text{O}$ -water injection method. Beta camera used had a field of view of 20 mm in diameter. After injection of  $^{15}\text{O}$ -water, time sequence images of the artery of 10 sec interval

15 frames were obtained. Regions of interest (ROIs) were set on the artery and on the adjacent area of the artery. By subtracting average counts in the latter ROI from in the former ROI, time activity curve similar to input function was noninvasively obtained.

**Key words:** Beta camera, Input function, Non-invasive.