

# 高分解能ベータカメラの開発

## 1. はじめに

現状のポジトロン CT (PET) 装置の空間分解能は、主に検出器の大きさで決定され 4 mm FWHM 程度が限界となっている 1)2)。この空間分解能は人の臨床的測定には十分であるかもしれないが、小動物を用いた動物の測定には十分といえない。動物用に高分解能の PET 装置が多くのグループで開発されている。UCLA のグループは 2 mm のシンチレータを光ファイバーを用いてマルチアノードの光電子増倍管 (PMT) に接続した構造の動物用 PET 装置を開発中である 3)。また BGO シンチレータにアバランシェフォトダイオード (APD) を接続した検出器を用いた PET 装置も開発されている 4)。渡部らは金属パッケージの位置有感 PMT (PSPMT) を使った動物用 PET 装置を開発した 5)。しかしこれらの最新の動物用 PET 装置でも空間分解能は 2 mm から 3 mm FWHM に制限されている。

ポジトロン自身を直接画像化することは、空間分解能を向上させる一つの方法であると考えられる。この種の方法で最も良く用いられるのはフィルムやイメージングプレートを用いたオートラジオグラフィである 6)。オートラジオグラフィの空間分解能は極めて高いが、時間変化の画像を得ることが困難である。また測定や後処理に時間がかかる問題点がある。我々は PET 装置の空間分解能の限界を超える画像化装置として高分解能ベータカメラを開発した。開発したベータカメラを用いると平面画像であるが、ポジトロンの分布を高分解能で、時間変化を追いながら実時間で測定することが可能となる。放出されるポジトロンの半分が検出器に入射するので感度も高い。この論文では開発したベータカメラの動作原理、性能および初期性能に関して報告する。

## 2. 装置の動作原理

開発したベータカメラの概念図を Fig.1 に示す。ベータカメラは薄いシンチレータ、テーパ型光ファイバー (テーパファイバー) および PSPMT から構成される。被検体から放出されるベータ線 (ポジトロンも含む) はシンチレータで光に変換され、テーパファイバーに導かれる。テーパファイバーは入力部と出力部の大きさが異なる光ファイバースプレッドで、比較的少ない光損失で画像の拡大や縮小を行うために用いられる。Fig.1 の場合は入力面が小さく、出力面が大きいので画像の拡大が行われる。この画像の拡大により空間分解能が向上する。テーパファイバーの出力は PSPMT に導かれる。PSPMT では光は光電面で電子に変換され、位置情報を保ったまま増倍され電気信号に変換される。

ベータカメラのシンチレータとしてはベータ線に対して発光量が多いことが要求される。Fig.2 に種々のシンチレータに対して測定した発光量の相対値を示す。最も発光量が多い  $\text{CaF}_2(\text{Eu})$  をシンチレータとして採用した。ベータ線の測定に良く用いられるプラスチックシンチレータの発光量は BGO と同程度で  $\text{CaF}_2(\text{Eu})$  の 1/4 以下であった。

今回、有効視野の異なる 2 種類のベータカメラを開発した。一つは有効視野が直径 20 mm のカメラで、もう一つは有効視野 10 mm のカメラである。Fig.3 に有効視野が直

径 20 mm のベータカメラの外観図を示す。シンチレータには応用光研製、厚さ 0.5 mm の  $\text{CaF}_2(\text{Eu})$  を用いた。 $\text{CaF}_2(\text{Eu})$  の厚さは、ガンマ線がバックグラウンドになる割合を少なくするために、機械的強度的に必要とされる最小の値に設定した。

テーパファイバーはホヤ-ショット製で、入力面の大きさが 20 mm 視野のベータカメラ用が直径 20 mm、10 mm 視野のベータカメラ用が直径 10 mm、出力面の大きさはともに直径 50 mm のものを用いた。それぞれの拡大率は 2.5 倍および 5 倍になる。テーパファイバーの N.A. (Numerical Aperture) は 1.0、ファイバー径は出力部で 26  $\mu\text{m}$  であった。テーパファイバーを用いることによる  $\text{CaF}_2(\text{Eu})$  発光波長に対する光損失は約 30% であった。PSPMT は有効視野が直径 50 mm の浜松ホトニクス製、R2486 を用いた。シンチレータとテーパファイバー、テーパファイバーと PSPMT 間の光学結合にはシリコンゴムを用いた。

PSPMT の出力はクロスワイヤーアノードで読み出され、抵抗チェーンで X、Y、それぞれ 2 つずつの信号にまとめられ位置演算回路に導かれる。位置演算回路の概念図を Fig. 4 に示す。位置演算回路では X、Y、それぞれ 2 つの信号から重心演算をイベントごとに行いデジタル値で出力するとともに一定以下の波高値の信号に対しては出力を出さないようにスレショルドレベルを設定可能とした。

位置演算回路の出力は東洋テクニカ製ルータ 2587 で時間情報とフレーム情報が与えられ、CES 製メモリ 2161AA に加算される。一定時間積算された画像データは SPARROW 製クレートコントローラ SCM-301 を介してパーソナルコンピュータ、Power Macintosh 7500 に転送される。データ収集と表示ソフトは SPARROW 製、KMAX を用いた。KMAX は CAMAC システムの収集から表示まで簡易言語でプログラミング可能なソフトである。これらのデータ収集システムは CAMAC モジュールで構成し全体は CAMAC クレートに収めた。データ収集部のブロック図を Fig. 5 に示す。

### 3. 性能

#### (1) 空間分解能

固有分解能は X 線装置の空間分解能評価用の 0.3 mm 厚のタンゲステンチャートを検出器表面に置き、Ga-68 からのポジトロン (最大エネルギー 1.9 MeV) を約 10 cm の距離から照射した。得られたタンゲステンチャートの画像を Fig. 6 に示す。Fig. 6 の (a) は 20 mm 視野のカメラで得られた画像で、(b) は 10 mm 視野のカメラで得られた画像である。Fig. 6 の (a) の画像上でもっとも小さいスリットは 1.25 Lp (Line Pair) /mm である。このスリットが分解されていることから 20 mm 視野のカメラの固有分解能は 0.8 mm FWHM 程度であると評価された。また Fig. 6 の (b) の画像上でもっとも小さいスリットは 2.0 Lp/mm である。このスリットがおおよそ分解されていることから 10 mm 視野のカメラの固有分解能は 0.5 mm FWHM 程度であるといえる。

現実の測定ではポジトロンの飛程を含んだ空間分解能が問題になる。そこでポジトロン核種を 0.2 mm の内径のプラスチックチューブに封入し、検出器の表面に密着して測定し、ポジトロンの飛程を含んだ空間分解能を評価した。カメラは 10 mm 視野のものを用いた。得られた Ga-68 を封入したチューブの画像を Fig. 7 の (a) に示す。固有空間分解能に比べてポジトロンの飛程のため空間分解能は大幅に劣化する。Ga-68 の画像に対する半値幅はおおよそ 1.5 mm FWHM であった。また F-18 (最大エ

エネルギー0.63MeV)を封入したチューブの画像を Fig.7 の(b)に示す。F-18 のポジトロンの飛程は Ga-68 に比べて短いため空間分解能の劣化は少ない。F-18 の画像に対する半値幅はおおよそ 1.0 mm FWHM であった。

## (2) 深さ方向の空間分解能

脳表の画像化においては深さ方向の応答も重要である。そこで Ga-68 に対してベータカメラの深さ応答を測定した。Ga-68 線源とベータカメラの間にプラスチックシートを挟み、その厚さを変えて計数率の変化を測定した。得られた結果を Fig.8 に示す。縦軸はプラスチックシートなしの場合のカウントを 1 にノーマライズしてある。Ga-68 のポジトロンに対しては、1 mmの深さで計数率は半分以下になることが明らかになった。

## (3) 感度

ベータカメラの絶対的な感度は、ベータカメラにたいする感度の定義が明確でないため評価は難しい。そこでベータカメラのエネルギースレシヨールドを変えて計数率の変化を測定することで感度を評価した。エネルギースレシヨールドを設けない場合、線源の表面からの 50%のポジトロンを検出していると考えることができる。したがってエネルギースレシヨールドを設けない場合に比べてどの程度感度が低下したかが分かれば感度を評価することが可能となる。Fig.9 の(a)に Ga-68 に対するエネルギースレシヨールドと計数率の関係を示す。エネルギースレシヨールドを上げるとともに計数率はなだらかに低下した。Fig.9 の(b)に F-18 に対する関係を示す。Ga-68 に比べてエネルギースレシヨールドを上げることで計数率は急激に低下した。それぞれのグラフの縦軸は、スレシヨールドを設けない場合を外挿により決定し、そのときの感度を 50%にして表示してある。

## (4) エネルギースペクトル

ベータカメラによるポジトロンの測定時に 511keV の線がバックグラウンドとして検出される可能性が考えられる。この線によるバックグラウンドがあまり大きいと定量的なデータが得られない。エネルギースペクトルはこの線によるバックグラウンドの割合を評価するために行った。ポジトロンを核種の溶液 2 ccを薄いプラスチックの容器に封入し、ベータカメラ検出部を容器にあててエネルギー信号を MCA に入力してエネルギースペクトルを測定した。2 ccの容量はラットの脳の容積を考慮して決定した。511keV 線のバックグラウンドのみのエネルギースペクトルは溶液の容器と検出器の間に 1 mm厚のアルミニウム板を挿入することによりポジトロンを遮蔽することで求めた。

Ga-68 に対する、バックグラウンド線を含むポジトロンのエネルギースペクトルを Fig.10-(a)-(1)に示す。Ga-68 に対するバックグラウンド線のエネルギースペクトルを Fig.10-(a)-(2)に示す。両法の測定時間および縦軸(エネルギー)、横軸(カウント)のスケールは同じにしてある。バックグラウンド線の影響はごくわずかであることが分かった。また適切なエネルギーウスレシヨールドを設けることでバックグラウンド線をカットできることが分かった。F-18 に対する、バックグラウンド線を含むポジトロンのエネルギースペクトルを Fig.10-(b)-(1)に示す。F-18 に対するバックグラウンド線のエネルギースペクトル Fig.10-(b)-(2)に示す。F-18 のポジトロンはエネルギーが低いためエネルギーウスレシヨールドを設けること

でバックグラウンド線をカットすることは Ga-68 に比べて難しい。しかしバックグラウンド線の影響はそれほど大きくないといえる。

#### (5) 計数率特性

定量的評価のためには計数率直線性が要求される。そこでベータカメラの計数率特性を評価した。C-11 (最大エネルギー0.93MeV) の溶液を用いて、その減衰を追いかけながら装置の総計数を測定した。得られた計数率特性のグラフを Fig.11 に示す。グラフより計数損失の補正なしでも 10kcps まで直線性が優れていることが明らかになった。

#### (6) 初期画像

オートラジオグラフとしての応用例として Sr-90 を投与したラットの切片の画像を測定した。乾燥切片にベータカメラを接触して画像化した。Fig.12-(a) に頭部の画像を、Fig.12-(b) に腹部の画像を示す。骨と内臓に集積している Sr-90 を画像化することができた。

脳表画像の応用例として、ラットの脳表で F-18-FDG の分布の画像化を試みた。400  $\mu$ Ci の F-18-FDG を投与後、30 分間左半身の刺激を行い、その後、脳を取りだし、ベータカメラを接触させて画像化した。脳表の画像と得られた F-18-FDG の画像をスーパーインポーズした画像を Fig.13 に示す。右の脳の F-18-FDG 濃度が左より高い画像を得ることができた。

## 4. まとめ

小動物の脳表等のポジトロン核種の分布を測定するために高分解能なベータカメラを開発し性能を評価した。その結果、開発したベータカメラは高い空間分解能と感度を有することが明らかになった。計数率特性は 10kcps 程度までは計数損失の補正なしで直線性があることが分かった。511keV の線によるバックグラウンドもわずかであった。ベータ核種のオートラジオグラフとラットの脳表の F-18-FDG の分布を画像化できた。

今後、生きた動物における脳表のベータ核種の分布の変化を画像化していく予定である。また開発したベータカメラはダイナミック測定が可能であるので培養切片のオートラジオグラフィ<sup>8)</sup>に有用であると考えられる。さらに PET 測定においてベータカメラを皮膚の上から動脈に押当て、ポジトロンの分布の時間変化を測定することにより、採血なしの定量測定に寄与できるかもしれない。このように開発したベータカメラは PET 装置の空間分解能の限界を超える装置としてその応用が期待される。

## 参考文献

- 1) Iida I, Miura S, Narita Y, et al.. Performance evaluation of our latest generation PET camera HEADTOME-V-DUAL. Abstract of 42nd Annual Meeting of SNM, 70-, 1995
- 2) Cherry S R, Tornai M P, Levin C S, Siegel S, Hoffman E J. A Comparison of PET Detector Modules Employing Rectangular and Round Photomultiplier Tubes. IEEE Trans. Nucl. Sci., Vol.42, No.4, 1064-, 1995.
- 3) Cherry S R, Shao Y, Siegel S, Silverman R W, et al. Optical fiber readout of scintillator array using multi-channel PMT: a high resolution PET detector for animal imaging. IEEE

Tran. Nucl. Sci., Vol.43, No.3, 1932-, 1996

- 4) Lecomte R, Cadorette J, Richard P, et al. Design and engineering aspect of avalanche photodiode PET Tomograph. Conference records of IEEE NSS and MIC, 1063-, 1994
- 5) Watanabe M, Okuda H, Shimizu K, Omura T, Yoshikawa E, et al. A high resolution animal PET scanner using compact PS-PMT detectors. Conference records of IEEE NSS and MIC, 1996 (in press)
- 6) Yonekura Y, Brill A B, Som P, Bennet G W, Fand I. Quantitative autoradiography with radiopharmaceuticals, part 1: digital film-analysis system by video densitometry: concise communication. J. Nucl. Med., 24, 231-, 1983
- 7) Matumura K, Murata T, Onoe H, et al. Receptor imaging of brain slices: its application to time-resolved imaging and saturation analysis of benzodiazepine receptor using C-11-Ro15-1788. Abstract of 6th International Conference: Peace Through Mind/ Brain Science, Hamamatsu, 1996

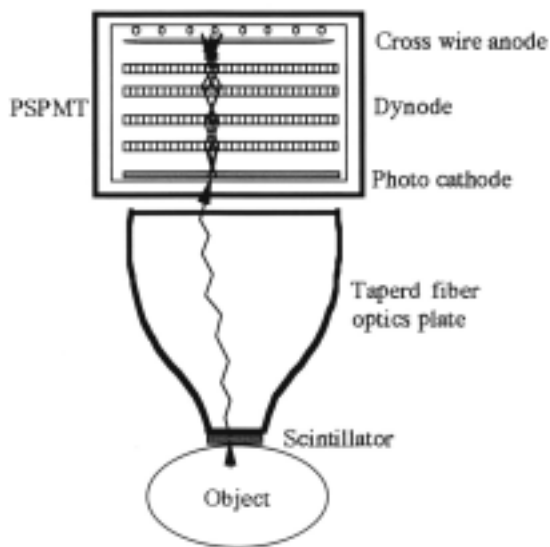


Fig.1 Schematic diagram of the developed beta camera The beta camera consists of a thin scintillator, a taper fiber and PSPMT

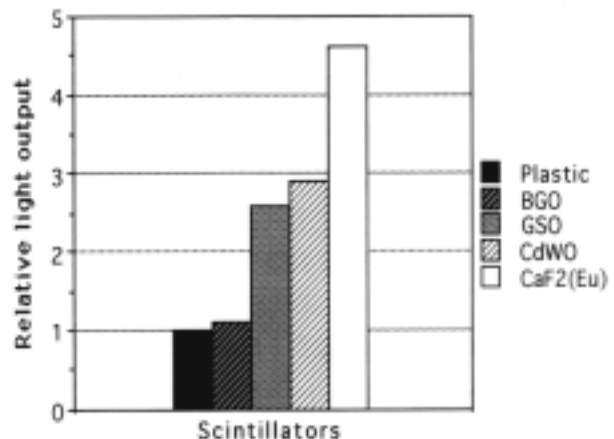


Fig.2 Relative light outputs for Several scintillators for Ga-68 beta.



Fig.3 Photograph of the detector part of the beta camera

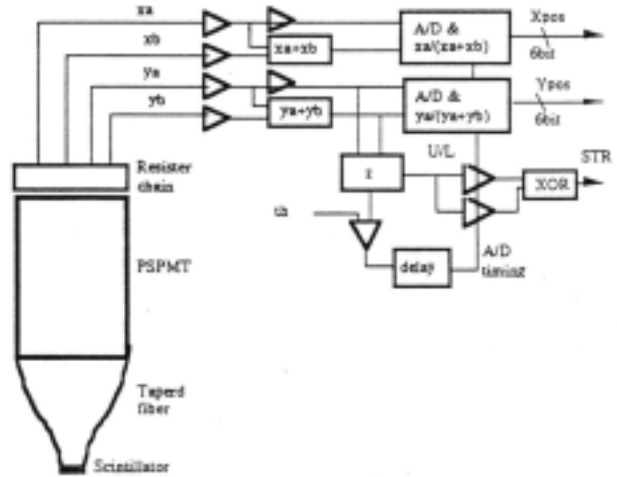


Fig.4 Position calculation circuit of the developed beta camera

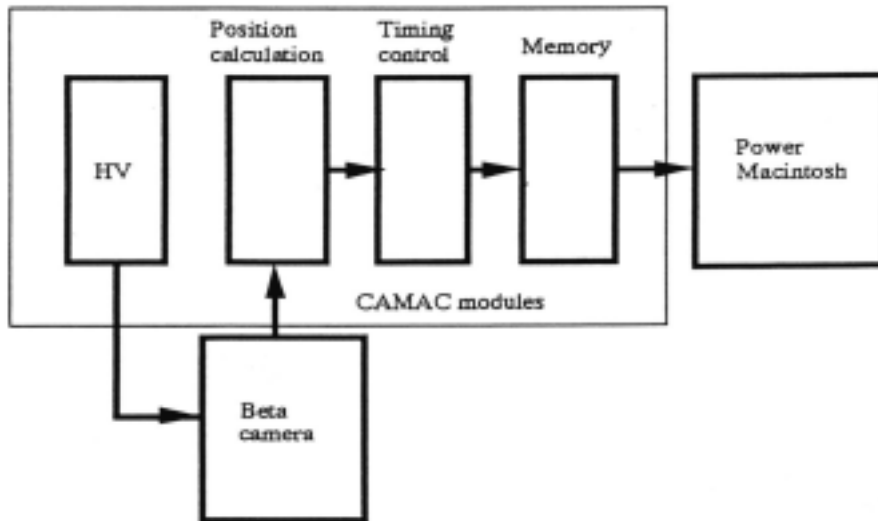
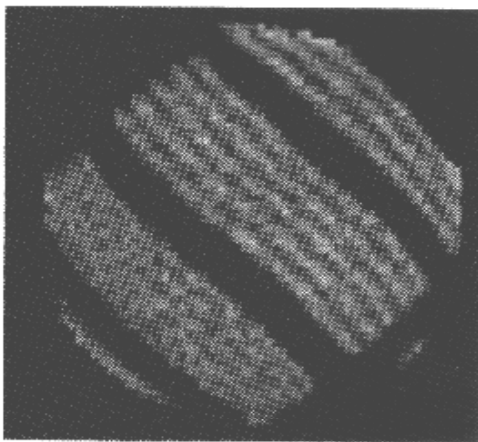
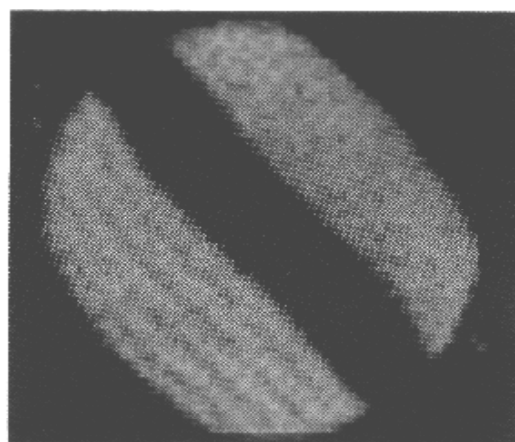


Fig.5 Block diagram of beta camera data acquisition system

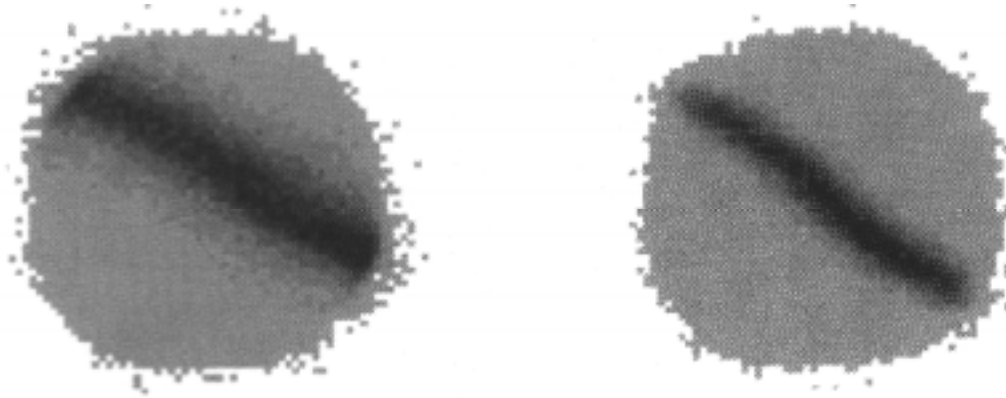


(a)



(b)

Fig.6 Images of the tungsten resolution chart obtained with the beta camera of 20mm Diameter (a) and 10mm diameter (b)



(a)

(b)

Fig.7 Images of the line sources for Ga-68 (a) and F-18 (b)

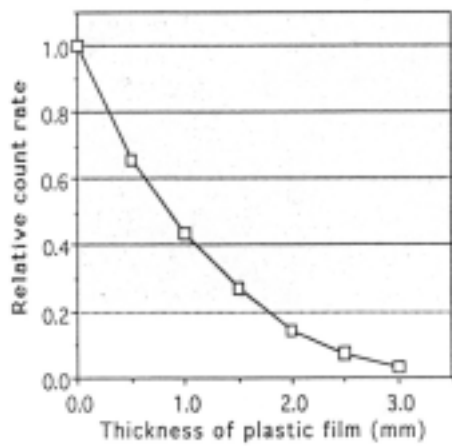


Fig.8 Depth response of the beta camera for Ga-68

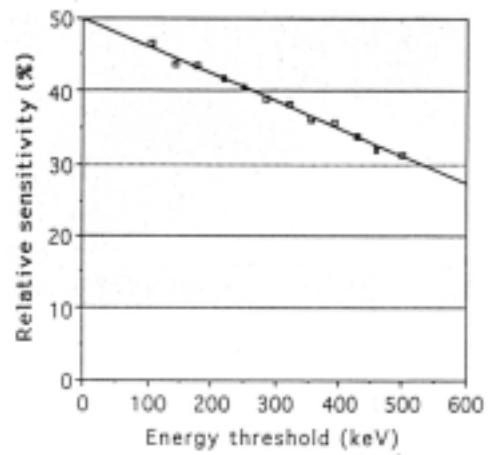


Fig.9-(a) Relative sensitivity of the beta camera for Ga-68

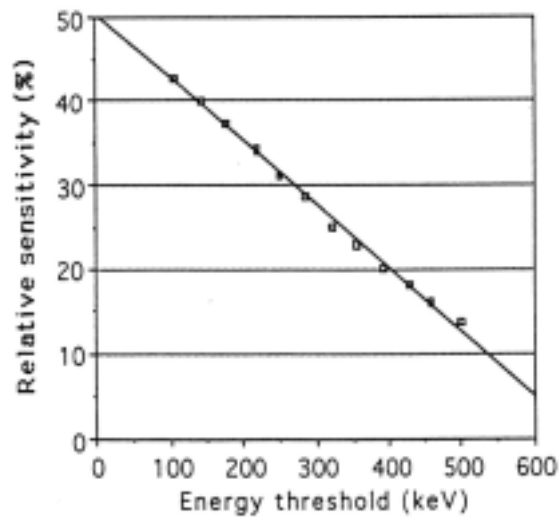
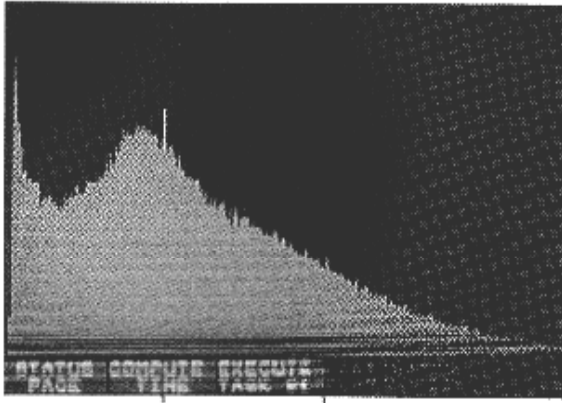


Fig.9-(b) Relative sensitivity of the beta camera for F-18

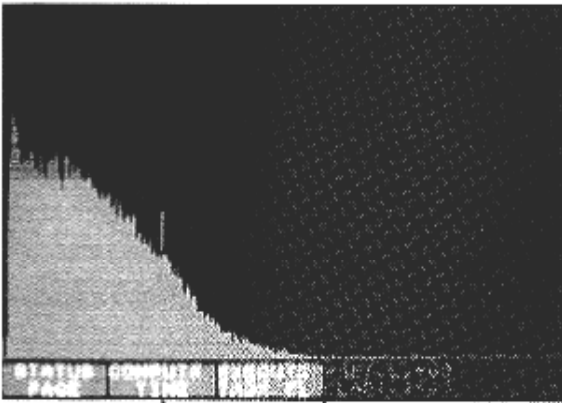


(a)-(1)

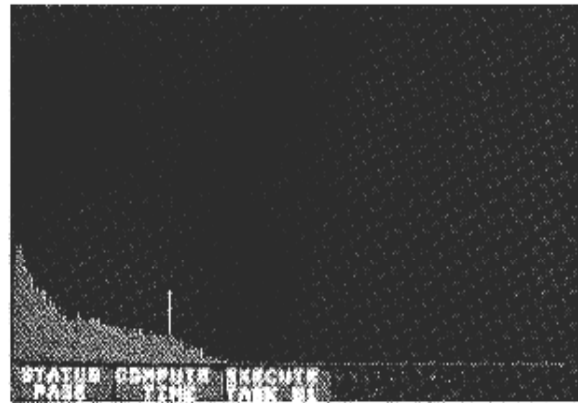


(a)-(2)

Fig.10-(a) Energy spectrum of beta particles plus background gamma photons for Ga-68 (a)-(1) and background gamma only (a)-(2)



(b)-(1)



(b)-(2)

Fig.10-(b) Energy spectrum of beta particles plus background gamma photons for F-18 (a)-(1) and background gamma only (a)-(2)

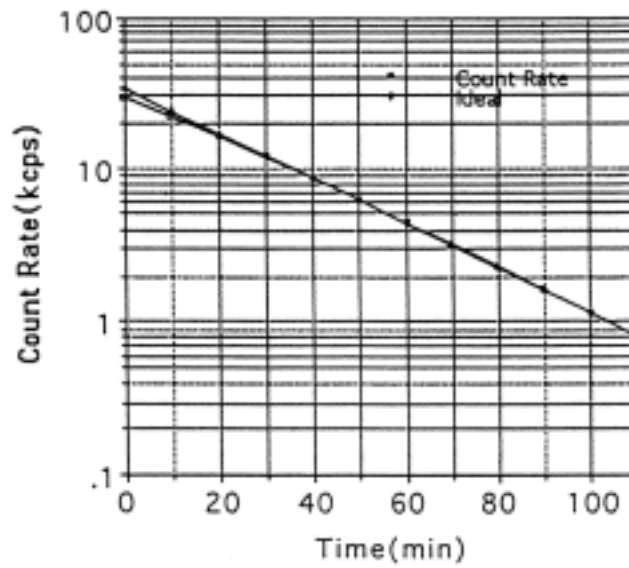
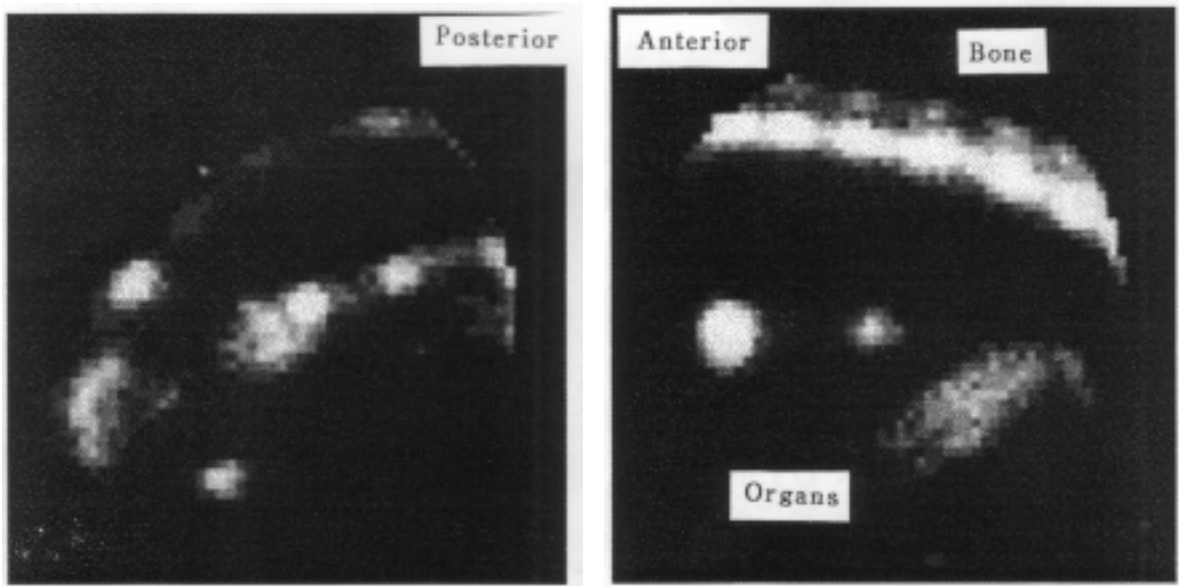


Fig.11 Count rate curve of the beta camera





(a)

(b)

Fig.12 Autoradiographic image of a sliced rat brain (a) and body (b) after administered Sr-90

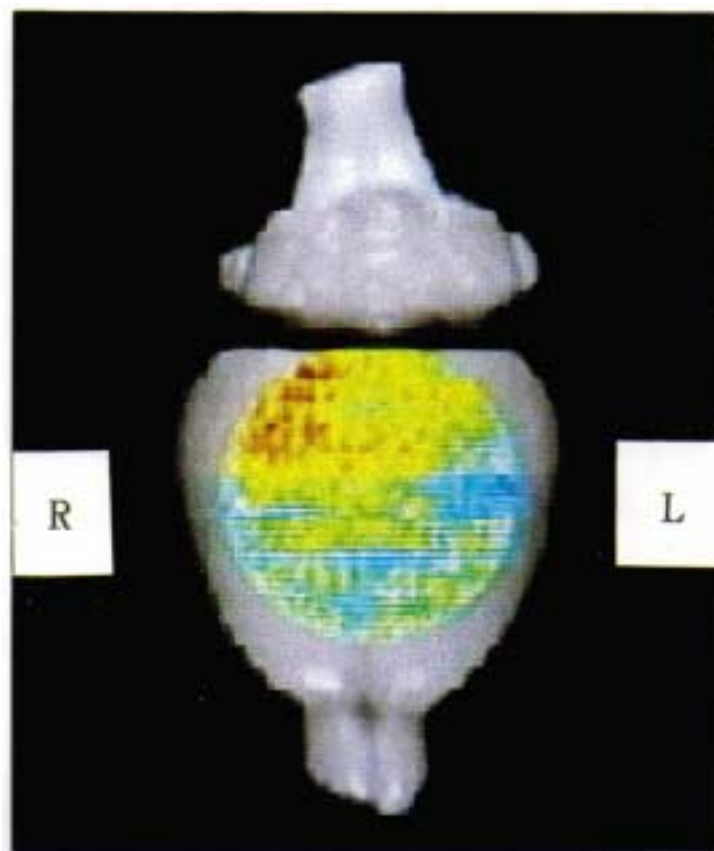


Fig.13 F-18-FDG distribution of rat brain surface superimposed on the rat brain photograph