

《技術報告》

同時計数回路を用いた対向型ガンマカメラの ポジトロンイメージングに関する性能評価

金田 朋洋*¹ 山口慶一郎*² 栗原 英之*⁶ 阿部 養悦*⁵
 山崎 哲郎*¹ 袴塚 崇*¹ 坂谷内 徹*¹ 高井 良尋*¹
 丸岡 伸*⁴ 木之村重男*³ 福田 寛*³ 伊藤 正敏*²
 高橋 昭喜*¹ 山田 章吾*¹

要旨 同時計数回路付対向型ガンマカメラシステム (Millennium VG, GE) を用いて、ポジトロンイメージングに関する性能評価を行った。PET 装置の性能評価のための測定指針をもとに分解能、高計数率特性、リカバリー計数、コントラストについて検討した。画像再構成は GE で開発された逐次近似法 COSEM を用いた。空間分解能は、半径方向 4.98 mm、エネルギー分解能は二つの detector でそれぞれ 8.62%、8.54% であった。高計数率特性曲線では真の同時計数は 0~0.2 $\mu\text{Ci/ml}$ の範囲で比較的直線性が保たれていた。相対リカバリー計数は径 10 mm の球で 0.1、径 20 mm では 0.39 であった。PET カメラの測定指針に沿った方法である程度の性能評価は可能であったが、若干変更すべき点もみられた。

(核医学 39: 47-53, 2002)

I. はじめに

近年、positron emission tomography (PET) はその優れた空間分解能や定量性により様々な分野において需要は高まる一方である。しかしサイクロトロン¹の設置や PET カメラの導入には莫大な経済的負担が必要であり、広く一般病院に普及するのは時間を要すると考える。近年、広く普及している 2 検出器型汎用型ガンマカメラを用いてのポジ

トロンイメージングに関する報告が散見されるようになった。これには現在 2 通りの方法が施行されており、一つは 511 keV 用コリメータを用いたイメージング¹⁻⁴⁾、もう一つはコリメータなしで同時計数回路を用いた従来の PET 専用装置とほぼ同じ原理によるイメージング⁵⁻⁸⁾である。後者のほうが腫瘍検出能において優れていると言われている⁹⁾。こういった方法が確立すれば PET 専用カメラを購入するほどの需要がない病院でも、ポジトロンイメージングが可能となる。従来の報告によると、画像の分解能や定量性など PET 専用カメラによる画像には到底及ばないものの、肺腫瘍などにおける診断的有用性は高いとする見方が一般的である¹⁰⁻¹²⁾。しかしこのポジトロンイメージングに関する系統だったガンマカメラの性能評価についての報告は少ない¹³⁾。今回われわれは、PET 装置の性能評価のための測定指針¹⁴⁾をもとにして GE 社製同時計数回路付対向型ガンマカメラシステム Millennium VG の性能評価および

*1 東北大学大学院量子治療学・量子診断学分野

*2 東北大学サイクロトロン RI センター

*3 東北大学加齢医学研究所機能画像医学研究分野

*4 東北大学医療技術短期大学部

*5 東北大学医学部附属病院放射線部

*6 GE 横河メディカルシステム (株)

受付：13 年 6 月 6 日

最終稿受付：13 年 10 月 3 日

別刷請求先：仙台市青葉区星陵町1-1 (☎ 980-8574)

東北大学医学部附属病院放射線科

金田 朋 洋

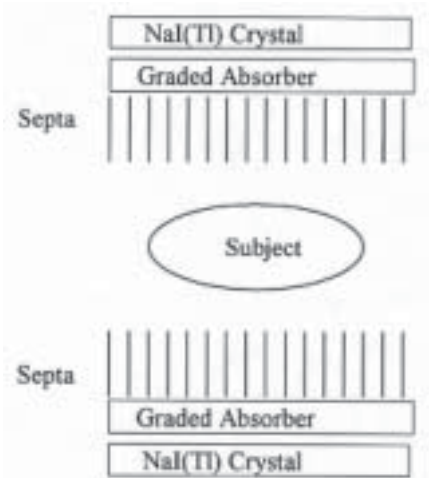


Fig. 1 In coincidence imaging a graded absorber is used to absorb low-energy photons before they reach the NaI(Tl) crystal to reduce the singles count rate. Parallel leads septa are also used for 2-D imaging.

臨床イメージングを行ったので報告する。

II. 方法

分解能とリカバリー係数の測定は、日本アイソトープ協会が定めた PET 装置の性能評価のための測定指針¹⁴⁾に沿うように行った。

1. 装置

対向型ガンマカメラは GE 社製 Millenium VG を用いた。2つの detector の field of view は 400 mm (移動方向) × 512 mm (断面方向) で、NaI クリスタルの厚みは 5/8 インチであり、従来の 3/8 インチに比して 511 keV ガンマ線の計数効率が高い¹⁵⁾。今回すべてのポジトロン収集は、鉛・錫・銅からなる graded absorber⁶⁾ およびセプタシールドを装着した (Fig. 1) 連続回転 2D リストモード収集である。また、再構成画像のマトリックスは 128 × 128 である。

2. 空間分解能およびエネルギー分解能

¹⁸F 溶液を入れた点線源を視野中心に置き、511 keV ± 10% のエネルギーウィンドウにて空気中の空間分解能を測定した。収集データには偶発同時計数補正、dead time 補正は行っていない。再構成

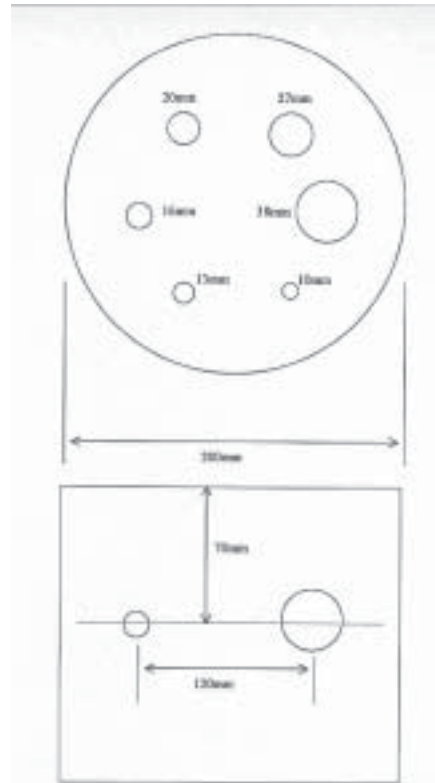


Fig. 2 Profile and top view of the spherical hot area phantom.

画像のプロファイルより半値幅 (FWHM) を求め空間分解能とした。また、エネルギー分解能は各検出器のエネルギースペクトルを収集し、スペクトルの半値幅 (FWHM) を求めエネルギー分解能とした。

3. 高計数率特性

直径 20 cm, 高さ 20 cm の円柱形ファントム内を ¹⁸F 溶液で満たし、視野中心に置いて測定した。始めの放射能濃度は 0.86 μCi/ml であり、半減期を利用して時間を変えて同様の測定をすることにより 0.02 μCi/ml まで測定した。収集データには偶発同時計数補正、dead time 補正は行っていない。

4. リカバリー係数

測定には日本アイソトープ協会 PET 用ファン

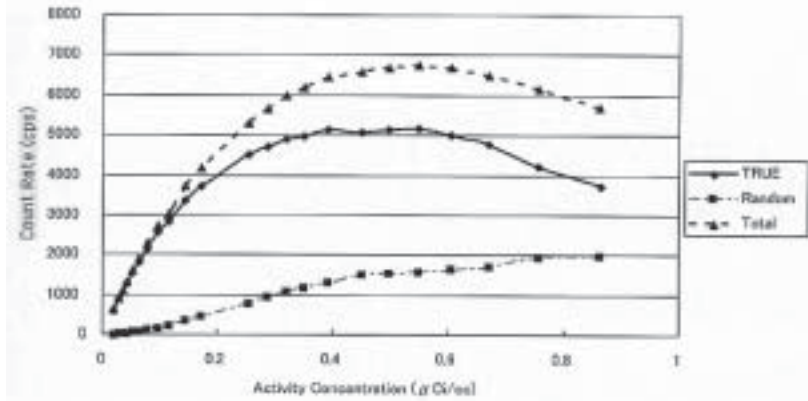


Fig. 3 High count rate characteristics using a pool phantom filled with ^{18}F in water. The true, random and total count rates are plotted as a function of activity concentration.

トムの球形ホットファントム (Fig. 2) を用いた。各ホットエリアは断面中心から 6 cm の位置にあり、球の直径はそれぞれ 10, 13, 16, 20, 27, 38 mm である。各球の中を $0.39 \mu\text{Ci/ml}$ の ^{18}F 溶液で満たし、その周囲を水で満たした。各ホットエリアに直径 5 mm の関心領域 (ROI) を置き、その平均値を求め、リカバリー係数を求めた。収集データには偶発同時計数補正, dead time 補正は行っていない。

5. コントラスト

球形ホットファントムを用い、球内部と周囲の放射能濃度が 8 対 1 になるよう調整した。これを収集時のエネルギーウィンドウを $511 \text{ keV} \pm 10\%$, 15% , 20% に変えて撮影し、再構成像に円形 ROI を設定し、コントラスト (C) を算出した。コントラストは以下の式により算出した。

$$C = (L - B)/B$$

(L: Lesion ROI 内のカウント, B: バックグラウンド ROI 内のカウント)

また、円形 ROI の直径は球形の直径 (38 mm ~ 10 mm) に合わせて設定した。

6. 画像再構成

画像再構成は逐次近似法として GE で開発された coincidence list ordered sets expectation maximization (COSEM) を用いた。従来の ordered sets expectation maximization (OSEM) との相違点とし

て、リストモードデータをプロジェクションデータに変換せずに直接リストモードデータを用いて OSEM による画像再構成を行うため、プロジェクションデータに変換する際の補間がなされず分解能の劣化が少ないという¹⁶⁾。1 回転のリストデータを 1 subset に設定し、subset 数は 10, iteration 数は 2 に設定した。したがって、連続 10 回転収集の場合は subset 数は 10 となる。また、吸収補正は行っていない。

7. 臨床イメージング

対象は癌患者とし、fluorodeoxyglucose (FDG) 370 MBq (10 mCi) 静注後、45 分より島津製 PET 装置 SET-2400W で 2D 収集 (3 分 emission, 4 分 transmission, 6 断面) を行った。その後、静注後 2 時間から Millennium VG にて撮影開始した。FOV は径 512 mm × 長さ 400 mm で、3 分 / 回転の 10 回転、総時間 30 分収集を行った。また、引き続いて 5 回転、総時間 15 分収集も行った。なお、PET 装置 SET-2400W は大きさ $3.8 \times 6.25 \times 30 \text{ mm}$ の BGO 結晶をリング当たり 672 個、全 32 リング (63 画像スライス) で断面方向 59 cm, 軸方向 20 cm の有効視野を有している¹⁷⁾。

III. 結 果

1. 空間分解能およびエネルギー分解能

回転中心における空間分解能は、半径方向 4.98

| | | | | | | | |
|--------------------------|-----|----|----|----|----|----|----|
| Diameter (mm) | 200 | 38 | 27 | 20 | 16 | 13 | 10 |
| Recovery coefficient (%) | 100 | 85 | 64 | 39 | 23 | 14 | 10 |

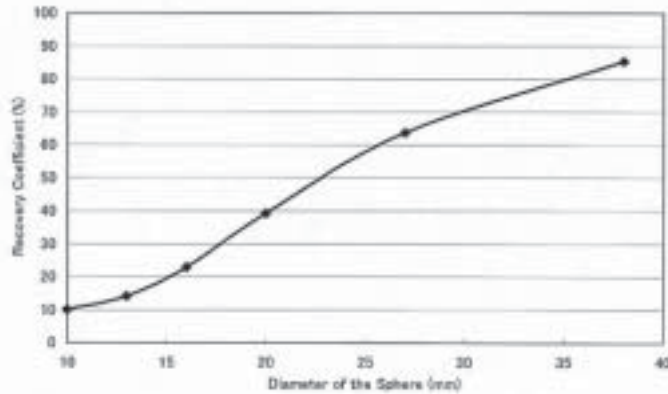


Fig. 4 Relative recovery coefficients as a function of sphere hot area diameter. The counts/pixels in the pool phantom (diameter 200 mm) was assumed to be 100%.

mmであった。エネルギー分解能に関しては detector 1 で 8.62%, detector 2 で 8.54% であった。

2. 高計数率特性

縦軸に計数率, 横軸に放射能濃度を示したグラフを Fig. 3 に示す。偶発同時計数は別の delayed coincidence window を設けて測定した。真の同時計数は総同時計数から偶発同時計数を引いて算出した。真の同時計数曲線のうち, 0-0.2 $\mu\text{Ci/ml}$ までは比較的直線性が保たれていた。0.4 $\mu\text{Ci/ml}$ 付近からは頭打ちとなり, さらに高い濃度では逆に同時計数が減少していった。千田ら¹⁸⁾の方法により計数損失を計算してみると, 1000, 2000, 3000 cps でそれぞれ 9.3%, 18.6%, 27.9% となった。

3. リカバリー係数

従来, 最大径 38 mm の球における counts/pixels を 100 とした相対リカバリー係数を求めるのであるが, 今回の測定では直径 27 mm と 38 mm での counts/pixels の差が大きく収束しているとは言い難かった。そのため先に高計数率特性測定で求めた直径 200 mm 円柱における値を 100 とした相対リカバリー係数を求めた。縦軸を相対リカバリー係数(%), 横軸を径(mm) で示したグラフおよびテーブルを Fig. 4 に示す。

Table 1 Contrast ratios as a function of sphere hot area diameter and energy window. The radioactive ratio inside and outside the sphere is 8 : 1

| Diameter | Energy window | | |
|----------|---------------|------------|------------|
| | $\pm 10\%$ | $\pm 15\%$ | $\pm 20\%$ |
| 38 mm | 4.84 | 4.55 | 4.43 |
| 27 mm | 3.94 | 4.14 | 3.62 |
| 20 mm | 3.01 | 3.04 | 2.67 |
| 13 mm | 1.57 | 1.40 | 1.06 |
| 10 mm | N.A. | N.A. | N.A. |

N.A.: not available

4. コントラスト

各ウィンドウにおける各球でのコントラスト比を Table 1 に示す。ウィンドウ幅 $\pm 10\%$ と $\pm 15\%$ では, ほぼ同一のコントラスト比であり, ウィンドウ幅が $\pm 20\%$ においてコントラスト比が低下する傾向が見られた。

5. 臨床イメージング

食道癌患者 66 歳男性に対して前述のプロトコルに従って検査を施行した。Fig. 5 に Millennium VG での画像と SET-2400W での画像を提示する。後者の再構成には OSEM (subset 数 8, iteration 数 2) を用いた。個の患者にはすでに食道から鎖

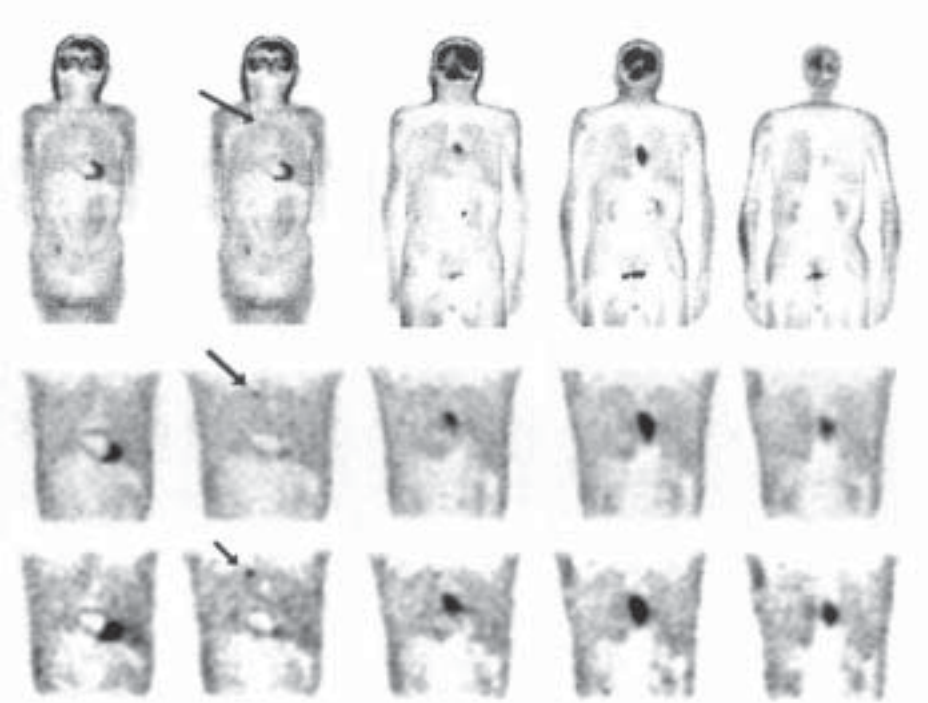


Fig. 5 FDG images of a 66-year-old male patient with esophageal cancer. Upper-row images were obtained by SET-2400W. Middle- and lower-row images were obtained by Millennium VG, each scan time was 30 min and 15 min, respectively. All-row images demonstrate well the primary lesion and a small abnormal hot spot (arrow), suspected of a lymph node metastasis.

骨上窩リンパ節にかけて T 字照射 (2 Gy/day) が開始されており、検査当日までで 14 Gy 照射されていた。SET-2400W の画像と同様に、Millennium VG の画像でも原発巣のほか、右上縦隔付近の小さな高集積域も描出されている。リンパ節転移が疑われたが、照射野に含まれていることもあり更なる精査は行われなかった。照射前の CT ではこの病変に相当する明らかな腫瘍性病変は認められなかった。15 分収集で撮影した Millennium VG の画像でも、やや画像の分解能は落ちるものの病変は十分認識できる。

IV. 考 察

当初から予想されていた通り、分解能、高計数率特性、リカバリー係数とも PET 専用装置に比

して明らかに劣っていた。SET-2400W (以下、SET)¹⁹⁾ と比較して見ると高計数率特性では SET が 2D mode で約 $1 \mu\text{Ci/ml}$ まで真同時計数と放射性濃度の直線性が保たれるのに対して Millennium VG (以下、VG) では $0.4 \mu\text{Ci/ml}$ 付近で飽和した。この時の最大真同時計数率は 5000 強であった。この値は Kunze らの報告¹³⁾ による他機種での値より 2 倍以上高い。リカバリー係数に関しては SET で径 10 mm の球で 0.52 であるのに対し VG では 0.1、径 20 mm では 0.39 であった。これでは小さな腫瘍に関して検出能がかなり劣ることが予想され、腫瘍径は 2 cm 以上ないと描出不可能と思われたが、症例で提示したように小さな病変でも集積が高ければ十分描出できる。コントラストに関しては収集ウィンドウ幅を $\pm 20\%$ まで広げ

ていくと、コントラスト値が低下していった。VG では $\pm 10\%$ をデフォルトとしているが、 $\pm 15\%$ まで問題ないことが確認された。今回われわれは臨床イメージングにおいてメーカー推奨の 30 分収集のほかに 15 分収集も試みた。やや画質は劣るものの、得られる所見は 30 分収集画像と同様であった。今回用いた VG には同時計数用の吸収補正機能がないため撮影時には両腕を視野外に外すことが望まれるが、その際長時間の両腕挙上は、患者によってはかなりの苦痛を強いることになる。15 分での撮影でも十分ということになれば、連続 2 回 (胸部および腹部、等) の撮影でも 30 分で完了し、患者への負担を大きく低減できる。前述したように、VG ではクリスタルでの Compton 散乱をカウントするモードも備えている。ピークのみでの収集に比して計数率が倍以上に増加するが、空間分解能は低下する⁵⁾。そのためピークのみでイメージングが可能ならばその方がよい。今回提示した画像はピークのみでの収集によるものであるが、十分良好な画像と思われる。

ガンマカメラによるポジトロンイメージングは一つの付加価値として認識されるべきものであり、SPECT での画質との兼ね合いが重要である。今回用いたガンマカメラの NaI クリスタル厚は 5/8 インチであり、従来の 3/8 インチに比して厚くなっている。これにより ¹⁸F の計数効率は約 2.6 倍になるが、SPECT 画像の固有分解能は ^{99m}Tc で 0.5 mm、²⁰¹Tl で 0.8 mm 低下するという⁶⁾。各メーカーは技術開発を重ね、クリスタル厚に関しても 0.75~1 インチと様々な機種が市場に出つつある。こういった状況下では、ある程度統一された測定指針のもとにガンマカメラの性能評価がなされることが必要となろう。今回のわれわれの検討では、ある程度 PET カメラの測定指針に沿った方法で可能であったが、若干変更すべき点もみられた。さらなる検討が必要である。

文 献

- van Lingen A, Huijgens PC, Visser FC, Ossenkoppele GJ, Hoekstra OS, Martens HJ, et al: Performance characteristics of a 511-keV collimator for imaging positron emitters with a standard gamma-camera. *Eur J Nucl Med* 1992; 19: 315-321.
- Drane WE, Abbott FD, Nicole MW, Mastin ST, Kuperus JH: Technology for FDG SPECT with a relatively inexpensive gamma camera. Work in progress. *Radiology* 1994; 191: 461-465.
- Holle LH, Trampert L, Lung-Kurt S, Villena-Heinsen CE, Puschel W, Schmidt S, et al: Investigations of breast tumors with fluorine-18-fluorodeoxyglucose and SPECT. *J Nucl Med* 1996; 37: 615-622.
- Martin WH, Delbeke D, Patton JA, Hendrix B, Weinfeld Z, Ohana I, et al: FDG-SPECT: correlation with FDG-PET. *J Nucl Med* 1995; 36 (6): 988-995.
- Patton JA: Instrumentation for coincidence imaging with multihead scintillation cameras. *Semin Nucl Med* 2000; 30 (4): 239-254.
- Patton JA, Turkington TG: Coincidence imaging with a dual-head scintillation camera. *J Nucl Med* 1999; 40 (3): 432-441.
- Bousson V, Moretti JL, Weinmann P, Safi N, Tamgac F, Groisselle C, et al: Assessment of malignancy in pulmonary lesions: FDG dual-head coincidence gamma camera imaging in association with serum tumor marker measurement. *J Nucl Med* 2000; 41 (11): 1801-1807.
- Perie S, Talbot JN, Monceaux G, Grahek D, Kerrou K, Montravers F, et al: Use of a coincidence gamma camera to detect primary tumor with ¹⁸fluoro-2-deoxy-glucose in cervical lymph node metastases from an unknown origin. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 2000; 109 (8 Pt 1): 755-760.
- Martin WH, Delbeke D, Patton JA, Sandler MP: Detection of malignancies with SPECT versus PET, with 2-[fluorine-18]fluoro-2-deoxy-D-glucose. *Radiology* 1996; 198: 225-231.
- Tatsumi M, Yutani K, Watanabe Y, Miyoshi S, Tomiyama N, Johkoh T, et al: Feasibility of fluorodeoxyglucose dual-head gamma camera coincidence imaging in the evaluation of lung cancer: comparison with FDG PET. *J Nucl Med* 1999; 40: 566-573.
- Boren EL Jr, Delbeke D, Patton JA, Sandler MP: Comparison of FDG PET and positron coincidence detection imaging using a dual-head gamma camera with 5/8-inch NaI(Tl) crystals in patients with suspected body malignancies. *Eur J Nucl Med* 1999; 26 (4): 379-387.
- Delbeke D, Patton JA, Martin WH, Sandler MP: FDG PET and dual-head gamma camera positron coincidence detection imaging of suspected malignancies and brain disorders. *J Nucl Med* 1999; 40 (1): 110-117.
- Kunze WD, Baehre M, Richter E: PET with a dual-

1) van Lingen A, Huijgens PC, Visser FC, Ossenkoppele GJ, Hoekstra OS, Martens HJ, et al: Performance

- head coincidence camera: spatial resolution, scatter fraction, and sensitivity. *J Nucl Med* 2000; 41 (6): 1067–1074.
- 14) (社) 日本アイソトープ協会医学・薬学部会 サイクロトロン核医学利用専門委員会 核医工学ワーキング・グループ: PET 装置の性能評価のための測定指針. *Radioisotopes* 1994; 43: 115–135.
- 15) Sandler MP, Bax JJ, Patton JA, Visser FC, Martin WH, Wijns W: Fluorine-18-fluorodeoxyglucose cardiac imaging using a modified scintillation camera. *J Nucl Med* 1998; 39: 2035–2043.
- 16) Delbeke D, Martin WH, Patton JA, Sandler MP: Value of iterative reconstruction, attenuation correction, and image fusion in the interpretation of FDG PET images with an integrated dual-head coincidence camera and X-ray-based attenuation maps. *Radiology* 2001; 218: 163–171.
- 17) 四月朔日聖一, 藤原竹彦, 石井慶造, 三宅正泰, 伊藤正敏, 北村圭司: 全身用ポジトロン断層撮影装置 (島津: SET-2400W) の 2 次元および 3 次元データ収集画像の分解能とカウント・リカバリ係数の測定. *核医学* 2000; 37: 35–41.
- 18) 千田道雄, 米倉義晴, 向井孝夫, 藤田 透, 鳥塚莞爾: ポジトロン CT における数え落としの補正 単一光子計数率を用いる方法. *核医学* 1987; 24: 837–841.
- 19) Fujiwara T, Watanuki S, Yamamoto S, Miyake M, Seo S, Itoh M, et al: Performance evaluation of a large axial field-of-view PET scanner: SET-2400W. *Ann Nucl Med* 1997; 11 (4): 307–313.

Summary

Performance Evaluation of Dual-Head Coincidence Gamma Camera for Positron Imaging

Tomohiro KANETA*¹, Keiichirou YAMAGUCHI*², Hideyuki KURIHARA*⁶, Yoetsu ABE*⁵, Tetsuro YAMAZAKI*¹, Takashi HAKAMADUKA*¹, Toru SAKAYAUCHI*¹, Yoshihiro TAKAI*¹, Shin MARUOKA*⁴, Shigeo KINOMURA*³, Hiroshi FUKUDA*³, Masatoshi ITOH*², Shoki TAKAHASHI*¹ and Shogo YAMADA*¹

*¹ Department of Radiology, Tohoku University

*² CYRIC, Tohoku University

*³ IDAC, Tohoku University

*⁴ College of Medical Sciences, Tohoku University

*⁵ Department of Radiological Technology, Tohoku University Hospital

*⁶ GEYMS

[Aim and Methods] We assessed the performance evaluation of a dual-head coincidence gamma camera (Millennium VG, General Electric, Milwaukee, USA) as a positron emission tomography (PET) scanner based on the measurement indicator for performance evaluation of PET device.

[Results] The axial spatial resolution was 4.98 mm FWHM at the center of the field of view. The true high count-rate characteristic curve was relatively straight

within the range 0–0.2 $\mu\text{Ci/ml}$. The relative recovery coefficient was 0.1 with a diameter of 10 mm and 0.39 with a diameter of 20 mm.

[Conclusion] In this study, we had to make a some change in the protocols described in the measurement indicator for performance evaluation of PET devices.

Key words: Positron, Dual-head, Coincidence, Gamma camera.