

2 検出器型コインシデンスガンマカメラ (ガンマカメラ PET 装置) の基本的性能について

松平 正道 松成 一朗 宮崎 吉春

(財)先端医学薬学研究センター

Evaluation of Basic Performance of Dual-Head Coincidence Gamma Camera (Gamma Camera PET Device)

Masamichi MATSUDAIRA, Ichirou MATSUNARI and Yoshiharu MIYAZAKI

Medical and Pharmacological Research center Foundation

(article received : Oct 19, 2006 ; revision accepted : Feb 13, 2007)

Summary

Sensitivity of coincidence acquisition using a dual-head gamma camera was more than 30 times compare to that of SPECT. Spatial resolution was 4.4–5.1 mm FWHM. Basic performances of coincidence acquisition were superior to that of SPECT. Gamma camera PET is useful for ^{18}F -labeled products.

Key words : Dual-head gamma camera, Coincidence acquisition, ^{18}F , Sensitivity, Spatial resolution

1. はじめに

アンガー型ガンマカメラを利用したポジトロン核種、特に ^{18}F による断層イメージングには、511 keV γ 線高エネルギー用コリメータを用いた SPECT 法 (コリメータ法 ; 以下、511 keV γ 線高エネルギー用コリメータ以外のコリメータを用いた SPECT 法を単に SPECT 法と記述して区別する。詳細は下記のとおり) および消滅 γ 線同時計数収集法 (Coincidence method ; 以下同時計数収集法) が行われている^{1,2)}。SPECT 法 (コリメータ法) には 511 keV γ 線に対応した高エネルギー用コリメータ (Ultra High Energy Collimator) が設計されており、同時計数収集法には同時計数機能を有したアンガー型ガンマカメラが開発され、その能力や有用性が研究されている³⁻⁵⁾。しかしこれらの方法は設計開発の歴史が比較的浅いため基本的な性能などが明らかでないところがある。現在、我々は ^{18}F -FDG を用いた SPECT 法 (コリメータ法) や ^{18}F -FDG と

$^{99\text{m}}\text{Tc}$ 製剤を用いた SPECT 法 (コリメータ法) による 2 核種同時心電図同期イメージングの有用性を検討している。また ^{18}F -FDG を用いた同時計数収集法による腫瘍イメージングを行っており、装置の基本的な性能を明確に把握しておく必要性から主に空間分解能およびシステム感度について性能試験を行った⁶⁾ので報告する。なお本文において収集法の記述は下記に従った。

コリメータ	使用核種	収集法の記述
LEGP	Tc-99m : 140 keV	SPECT 法
LEHR	〃	〃
UHEHR	〃	〃
UHEHR	F-18 : 511 keV*	SPECT 法 (コリメータ法) またはコリメータ法
Septa	F-18 : 511 keV	同時計数収集法

* Tc-99m, F-18 による 2 核種同時収集法も SPECT 法 (コリメータ法) と記述する。

2. 方 法

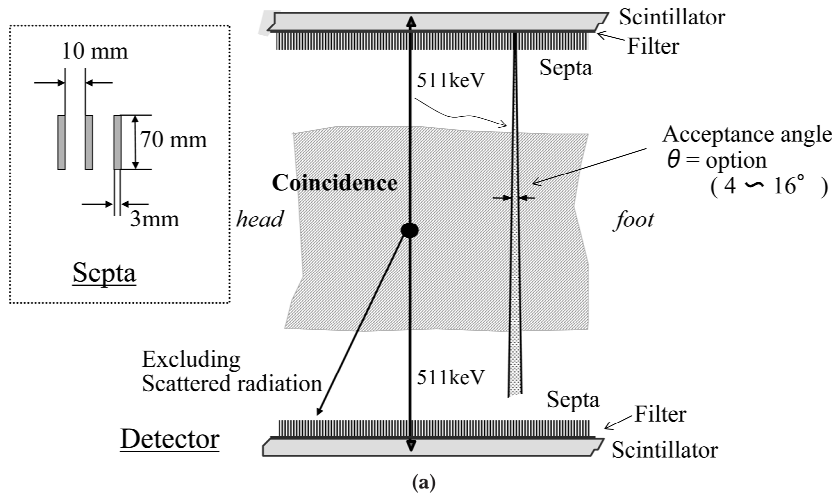
2-1 装置およびデータ収集法

対向検出器型ガンマカメラ（GE: millennium VG）について性能試験を行った．同時計数収集法においては体軸方向からの γ 線斜入射を遮蔽する目的で，検出器（5/8 インチ厚 NaI シンチレータ）に鉛製のセプタが使用される．さらにセプタの検出器側に鉛，錫および銅で構成された散乱線除去のためのフィルタが装着される（Fig.

1a, b）．本システム（同時計数による収集機能を備えたガンマカメラを一般に hybrid camera あるいは SPECT/PET 装置と呼んでいるが，ここではガンマカメラ PET 装置と記述する）の同時計数収集法の要点について簡単に説明を加える．

本装置による同時計数収集法は 2D (two dimension) 収集方式および 3D (three dimension) 収集方式が考えられている（Fig. 2）．現在は前者の 2D 収集方式が採用されている．本装置の同時計数収集法には高分解能モード（HR mode），ス

2Dimensional(2D)Coincidence and Acceptance angle(θ):Long axis



2Dimensional(2D)Coincidence and Acceptance angle(θ):Short axis

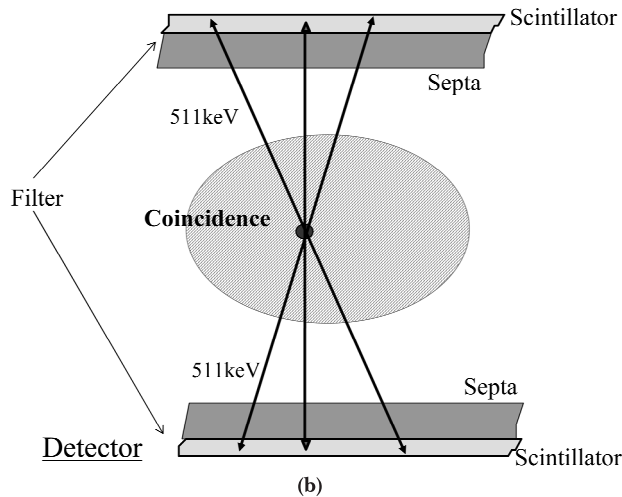


Fig. 1 Illustration of two-dimensional (2D) acquisition using a dual-head coincidence gamma camera. (a) long axis direction. (b) short axis direction.

Coincidence Acq using Gamma-camera PET

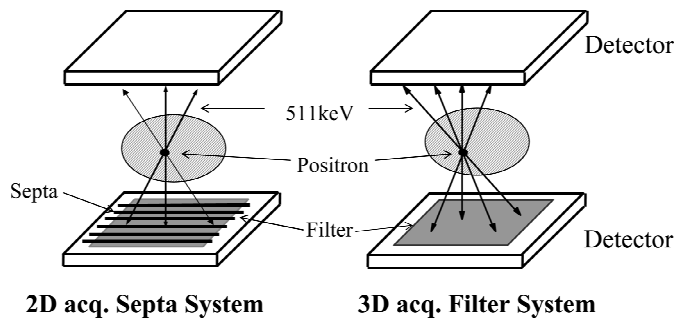


Fig. 2 Acquisition system using a coincidence gamma camera.

Acquisition by Coincidence (2D)

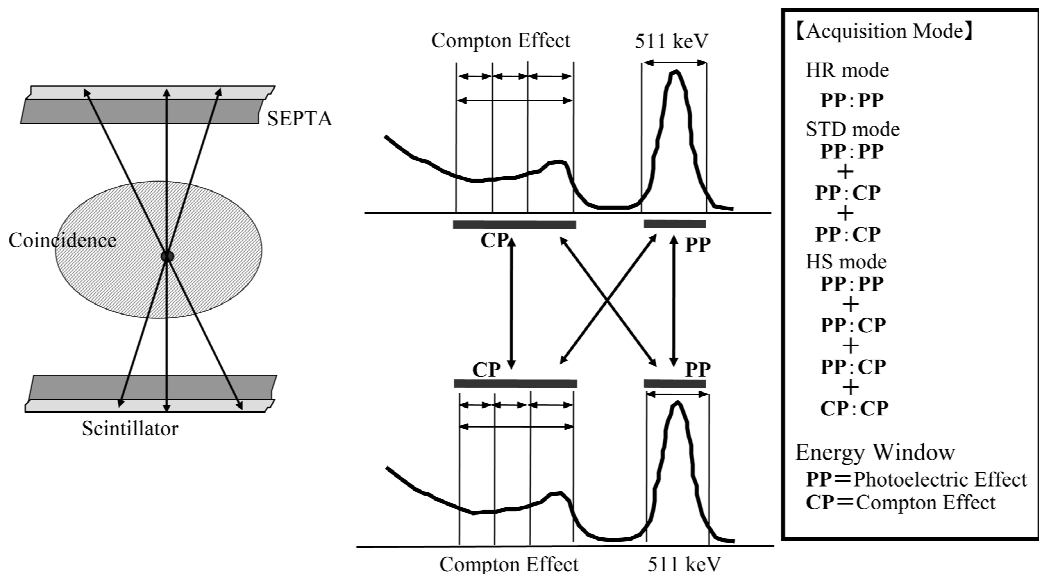


Fig. 3 Schematic figure of coincidence acquisition system. The system has HR mode, STD mode and HS mode.

タンダートモード (STD mode*) および高感度モード (HS mode) があり、その概念を Fig. 3 に示す。1 対の消滅 γ 線に対する対向検出器出力の同時計数には、①対向する両検出器の光電効果による出力の同時計数、②対向する一方の検出器の光電効果による出力と、対向する検出器のコンプトン効果による出力の同時計数、③対向する両検出器のコンプトン効果による出力の同時計数の 3 つの事象が考えられる。HR mode は前述①の事象による同時計数収集、STD mode は①および②の事象による同時計数収集の合計、HS mode

は STD mode に③の事象による同時計数収集が加算された合計である。

光電ピークのエネルギーウインドウについては 511 keV を中心に $\pm 10\%$ とした。コンプトン効果領域については Fig. 3 に示すように 3 個のエネルギーウインドウを設定できるが、今回は上側、中央、下側の 3 個の各エネルギーウインドウを連結することにより 1 個のウインドウとして用いることとした。このうち上側ウインドウの上限レベルは 511 keV 光子のコンプトンエッジ (340 keV) 近傍の 320 keV とし、下側ウインドウの下限レ

ベルを 130 keV に設定した。

収集は Acceptance angle が $4\sim 16^\circ$ の範囲で設定される。Acceptance angle は、シンチレータへ入射する消滅 γ 線同時計数を同じ位置信号とする「束ね」の範囲を決めるものであり、すなわち検出器から見たその仰角で、この範囲の同時計数を同じ位置信号として出力する。2D 収集方式では体軸方向の Acceptance angle を 4° 、 8° および 16° に任意に選択できる。

* 対向検出器型ガンマカメラ millennium VG の検出特性に関するメーカー仕様として、検出器自体としての normal mode および coincidence 検出としての normal mode があり、この両者は同じ語句が使われている。本報告では混同を避けるため、前者を標準モード (normal mode)、後者をスタンダードモード (STD mode) と記述することにした。

2-2 試験方法

ガンマカメラ検出器、SPECT 法（コリメータ法を含む）および同時計数収集法の計数率特性、感度（相対感度）および空間分解能に関する性能試験を行った。また ^{18}F および $^{99\text{m}}\text{Tc}$ による 2 核種同時心電図同期 SPECT の可能性や γ 線減弱による視野内感度不均一性についても検討し、さらに ^{18}F -FDG による主に肺腫瘍に対する同時計数収集法の撮像能力についても検討した。

2-2-1 試験条件

1) SPECT 法および SPECT 法〈コリメータ法〉の性能試験のために使用したコリメータは以下のとおり。

- (1) 低エネルギー汎用コリメータ (low energy general purpose collimator: LEGP)
- (2) 低エネルギー高分解能コリメータ (low energy high resolution collimator: LEHR)
- (3) 511 keV γ 線高エネルギー用高分解能コリメータ (ultra high energy high resolution collimator: UHEHR; SPECT 法〈コリメータ法〉に使用される)

2) 同時計数収集法の収集

2 次元収集 (2D) による同時計数収集法を用いた。

3) SPECT 法（コリメータ法を含む）および同時計数収集法に使用したファントム

$^{99\text{m}}\text{Tc}$ または ^{18}F を含む水溶液を封入したアクリル製円筒ファントム（内径 20 cm $\phi \times$ 25 cm、以下単に円筒ファントムと記す）。ファントム画像はその全体が視野内に十分含まれることとした。

4) 感度試験のデータ収集

SPECT 法（コリメータ法を含む）は対向 2 検出器による 180° 回転収集（投影データは 360° ）により行い、同時計数収集法についても同じ収集時間とした。

5) 再構成条件

性能試験に係わる SPECT 法（コリメータ法を含む）および同時計数収集法の再構成は 9 点単純移動平均によるフィルタ補正逆投影によった。なおすべての再構成において減弱補正は行わなかった。

2-2-2 計数率特性の試験

ガンマカメラシステムの計数率特性（放射能・計数率の特性）は millennium VG の標準モード (normal mode) で行った。この試験は、0～3 MBq の放射能を有する複数個の $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 小線源の 1 個を、検出器表面から 20 cm の位置に固定しそれぞれを計測した。収集はコリメータを取り外しエネルギーウインドウ 140 keV $\pm 10\%$ で行った。

同時計数収集法の計数率特性の試験には ^{18}F 封入円筒ファントムを用い STD モード (STD mode)、Acceptance angle 8° で収集を行った。ファントムに封入した ^{18}F は 0～300 MBq の範囲で変化させた。

2-2-3 各収集法の感度（相対値）

SPECT 法（コリメータ法を含む）と同時計数収集法の感度比較の試験は計数率の数え落としが無視できる放射能、すなわち放射能・計数率特性がほぼ直線関係にある範囲（Fig. 5、後述）の線源により行った。SPECT 法の試験には $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 70 MBq を封入した円筒ファントムを用い、UHEHR コリメータによる SPECT 法〈コリメータ法〉の試験には ^{18}F 70 MBq を封入した円筒ファントムを用いた。両者の放射能はキュリメータにより正確に定量する。SPECT 法〈コリメータ法〉および同時計数収集法の感度比較の試験には ^{18}F 30 MBq を封入した円筒ファントムを用いた。

SPECT 法と同時計数収集法の比較、特に ^{99m}Tc および低エネルギーコリメータを使用する SPECT 法と同時計数収集法の直接的な感度比較は原理的に不可能であるため、その撮像に使用される核種 (^{99m}Tc , ^{18}F) の単位放射能あたりの計数値で評価するという視点から、相対感度を再構成画像の計数密度の比率と定義づけ、以下のような cross calibration による方法を採用した。

それぞれ下記のようなファントムおよび収集法により 5 種類の再構成データを取得し、これらの計数値を求めることにより行った。ファントム封入核種 (^{99m}Tc , ^{18}F) の各収集間の時間差については減衰補正を行った。

- (1) ^{99m}Tc 70 MBq 円筒ファントムによる収集
使用コリメータ：LEHR コリメータ（および LEGP コリメータ）
収集法：SPECT 法
再構成像：[A]
- (2) ^{99m}Tc 70 MBq 円筒ファントムによる収集
使用コリメータ：UHEHR コリメータ
収集法：SPECT 法
再構成像：[B]
- (3) ^{18}F 70 MBq 円筒ファントムによる収集
使用コリメータ：UHEHR コリメータ
収集法：SPECT 法〈コリメータ法〉
再構成像：[C]
- (4) ^{18}F 30 MBq 円筒ファントムによる収集
使用コリメータ：UHEHR コリメータ
収集法：SPECT 法〈コリメータ法〉
再構成像：[D]
- (5) ^{18}F 30 MBq 円筒ファントムによる収集
収集法：同時計数収集法（各収集モード）
再構成像：[E]

これらの再構成像 [A], [B], [C], [D], [E] それぞれのデータの相互比較により、各収集法の相対的な感度比（再構成データ計数値の比率）を求めた。また [A] および [B] のデータにより、 ^{99m}Tc に対する LEHR コリメータを用いた SPECT 法と UHEHR コリメータを用いた SPECT 法の計数値の比率を求め、[B] および [C] のデータにより、 ^{99m}Tc に対する UHEHR コリメータを用いた SPECT 法および ^{18}F に対する UHEHR コリメータを用いた SPECT 法〈コ

リメータ法〉の計数値の比率を求めた。またさらに [D] および [E] のデータにより ^{18}F に対する UHEHR コリメータによる SPECT 法〈コリメータ法〉と同時計数収集法の計数値の比率を求めた。このように cross calibration による ^{99m}Tc に対する LEHR コリメータを用いた SPECT 法と ^{18}F を使用した同時計数収集法の計数値の比率（感度比、相対感度）を求めた。

次に相対感度の評価は、前述のように ^{99m}Tc による LEHR コリメータを用いた SPECT 法の再構成像の計数値を基準とし、これに対する各収集法によるファントム画像の計数値の比率で求めた。

感度比較のための再構成像の計数値は、ファントム中央部の横断像 3 層を合計した画像の全体に ROI を設定して求めた。

2-2-4 空間分解能の試験

SPECT 法、SPECT 法〈コリメータ法〉および同時計数収集法の空間分解能 (FWHM) の測定は線状線源を回転中心および中心から 3 cm の位置に長軸方向に対して平行に設定して行った。測定には感度試験と同様の放射性核種を用いた。同時計数収集法は躯体用 (Body) の回転半径 28.0 cm および頭部用 (Head) の回転半径 26.5 cm について行った。収集はマトリクスサイズ 128×128 による 5 倍拡大とした。したがって FWHM を求めるための線応答関数 (LSP) 測定⁷⁾に 0.88 mm のサンプリング間隔を得ることができた。

2-2-5 同時計数収集法と SPECT 収集法〈コリメータ法〉の視野感度特性

^{18}F -FDG の撮像では、同時計数収集法と 511 keV γ 線用の UHEHR コリメータを用いた SPECT 法〈コリメータ法〉の視野感度特性を試験した。この試験には ^{18}F 30 MBq を封入した円筒ファントムを用いた。

2-2-6 2 核種同時心電図同期 SPECT および ^{18}F -FDG を使用した肺腫瘍の撮像

UHEHR コリメータを用いた ^{18}F -FDG および ^{99m}Tc -MIBI による 2 核種同時心電図同期 SPECT 〈コリメータ法〉を試みた。2 検出器を 90° L 形に配置して LPO 45° から RAO 45° の 180° 範囲に設定し、 3° ごとの step 回転で収集し

た．収集時間は 8 分割/心拍による 15 分とした．

肺腫瘍の撮像については， ^{18}F -FDG 370 MBq を投与し，その 1 時間後に PET 装置（GE: advance）により全身 PET を実施した．次いで PET 終了後にガンマカメラ PET 装置による同時計数収集法（STD mode, Acceptance angle 8° ）で撮像した．このため同時計数収集法は ^{18}F -FDG 投与後約 1 時間 40 分後に開始することになり，減衰のためその時点で体内放射能は投与量の最大で約 53%，200 MBq 程度が存在すると推定できる．

PET は 7 bed 収集とし 1 bed あたり Transmission 1 分，Emission 3 分で行った．同時計数収集法はマトリックスサイズ 128×128 とし収集時間を 30 分とした．PET の再構成マトリックスサイズは 128×128 とし，両者とも OSEM 法で再構成を行った．同時計数収集法では減弱補正は行わなかった．

3. 結 果

3-1 計数率の特性

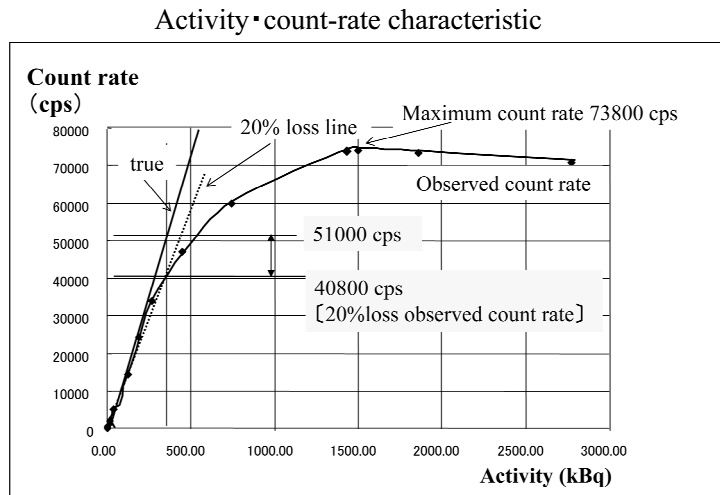


Fig. 4 Count rate performance of millennium VG (Activity・Count rate characteristic).

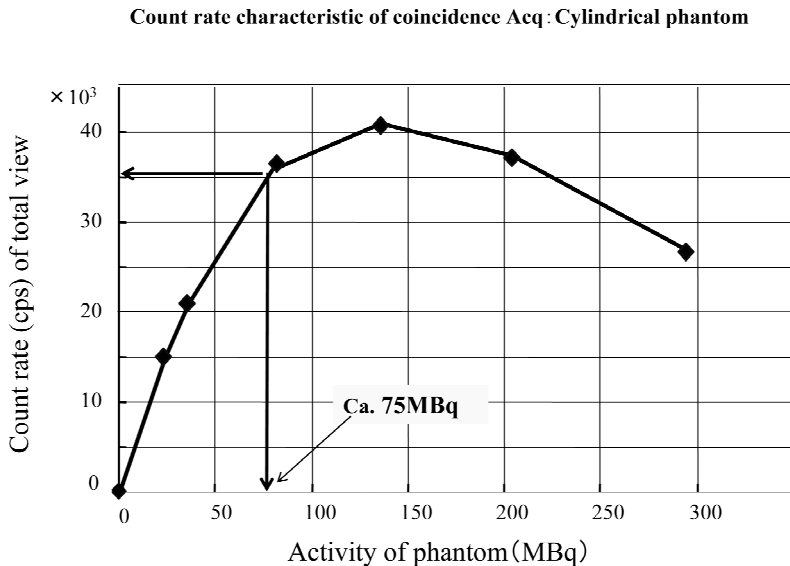


Fig. 5 Count rate performance of coincidence acquisition tomography using a cylindrical phantom.

ガンマカメラ millennium VG の標準モードによる計数率特性の測定結果を **Fig. 4** に示す. 約 38,000 cps まで直線関係を示し, 最高計数率は約 73,000 cpsn であった.

ガンマカメラ PET 装置を同時計数収集法として使用する場合の計数率特性の試験結果を **Fig. 5** に示す. 約 75 MBq 以下ではほぼ直線関係を示し, 約 140 MBq で最高計数率となりその値は 41,000 cps であった. 計数率特性においてほぼ直線関係を示す放射能の最大値 75 MBq に対する計数率

は約 35,000 cps であった. この値は単位放射能 (37 MBq) あたり約 17,000 cps である.

3-2 各収集法の相対感度

^{99m}Tc を用いた LEHR コリメータ使用による SPECT 法 (LEHR-SPECT: 以下, 同様に略記する) の感度を 1.00 として以下のような結果が得られた.

^{99m}Tc を用いた LEHR-SPECT, LEGP-SPECT, UHEHR-SPECT および ^{18}F を用いた UHEHR-SPECT 〈コリメータ法〉の感度比 (相

Sensitivity of SPECT and Coincidence acquisition

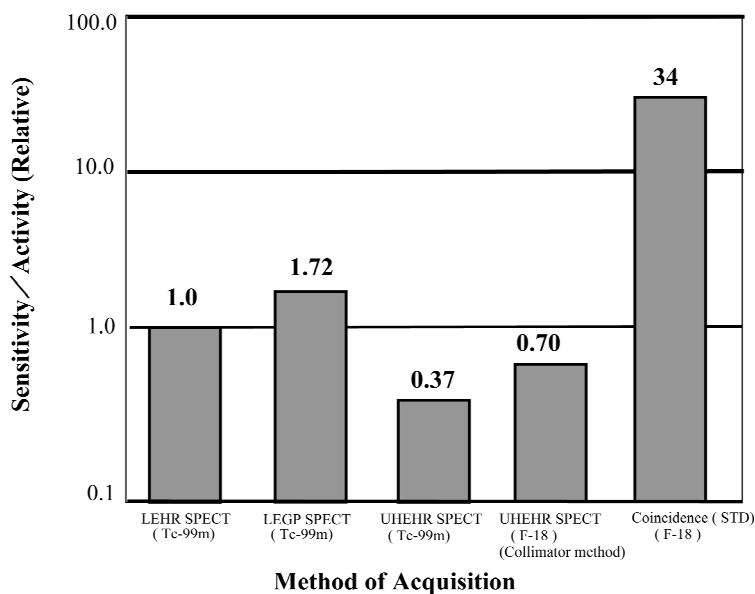


Fig. 6 Sensitivity of SPECT and coincidence acquisition.

Sensitivity of different coincidence acquisition mode

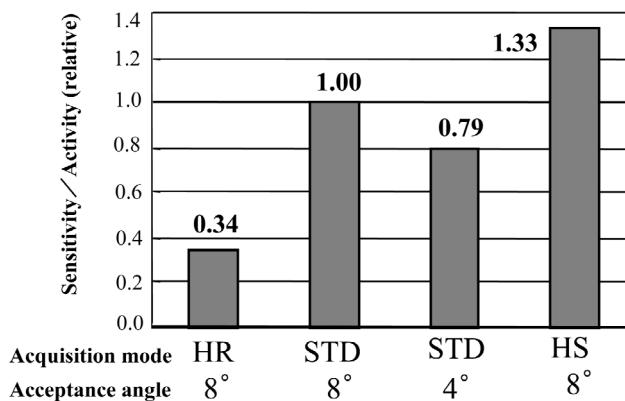


Fig. 7 Sensitivity of different coincidence acquisition modes.

対値：計数値の比率）は，それぞれ1.00，1.72，0.37および0.70であり， ^{18}F を用いた同時計数収集法（STD mode，Acceptance angle 8° ）は34.0であった．**Fig. 6**はこれらをグラフ表示したものである．なお同時計数収集法による値はランダムコインシデンス計数を補正した．

同時計数収集法の感度は収集モードに依存し，Acceptance angle を 8° に設定したとき STD mode での感度を1.00とすると HR mode で0.34，HS mode で1.33であった．Acceptance angle の相違については STD mode の場合，Acceptance angle 8° での感度を1.00とすると Acceptance angle 4° では0.79であった（**Fig. 7**）．

3-3 空間分解能の評価

各コリメータを使用した SPECT 法，SPECT 法〈コリメータ法〉および同時計数収集法の空間分解能（FWHM）の測定結果を **Table 1** および **Table 2** に示す．

Table 1 に記した同時計数収集法については STD mode による Acceptance angle 8° のみについて記載したが，詳細は **Table 2** のとおりである．

Fig. 8 はこれらの表データのうち，回転中心における空間分解能をグラフ表示した（同時計数収集法以外は回転半径 20 cm）．なお PET の表示値は GE: Advance の公表値^{8,9)}であり，中心部における FWHM（=3.8 mm or 4.0 mm）を示す．使用核種 ^{18}F による同時計数収集法では，躯体用（半径 28 cm 一定）で Acceptance angle 8° の場合，FWHM は HR mode で 4.4 mm，STD mode で同様に 4.4 mm，HS mode で 4.9 mm を示し， $^{99\text{m}}\text{Tc}$ による SPECT 法では回転半径 20 cm において，FWHM は LEHR コリメータで 11.6 mm，UHEHR コリメータで 11.8 mm，LEGP コリメータで 13.9 mm を示した．

同時計数収集法および 511 keV γ 線高エネルギー用コリメータ UHEHR を使用した SPECT 法〈コリメータ法〉を対比すると，同時計数収集法は 4.4～5.1 mm の範囲であるのに対し，コリメータ法は 18.1 mm（回転半径 20 cm，回転中心）であった．

3-4 同時計数収集法と SPECT 収集法〈コリメータ法〉の視野感度特性

Table 1 Spatial resolution (FWHM) of different acquisition methods

Collimator	Nuclide	Rotation radius (R)/Source position from the rotation center (0, 3 cm)									
		SPECT						Coincidence Acq.			
		R=15 cm		R=20 cm		R=25 cm		R=28 cm (body)		R=26.5 cm (head)	
		0 cm	3 cm	0 cm	3 cm	0 cm	3 cm	0 cm	3 cm	0 cm	3 cm
LEGP	Tc-99m 140 keV	11.6	10.7	14.0	13.1	14.3	15.9				
LEHR	〃	9.7	8.9	11.6	10.9	13.7	12.9				
UHEHR	〃	10.2	9.7	11.8	11.3	13.4	12.6				
UHEHR*	Positron 511 keV	12.4	11.6	18.1	17.2	20.3	20.6				
Coincidence-Septa	〃							4.4	4.4	5.1	4.7

* Collimator method

(Coincidence Acq. : STD mode, Acceptance angle 8°)

Table 2 Difference of the spatial resolution (FWHM) by acceptance angle

Acquisition mode		Acceptance angle/Source position from the rotation center					
		4°		8°		16°	
		0 cm	3 cm	0 cm	3 cm	0 cm	3 cm
Body R=28 cm	HR mode			4.4	4.5		
	STD mode	4.7	4.6	4.4	4.4	4.5	5.1
	HS mode			4.9	4.8		
Head R=26.5 cm	HR mode						
	STD mode			5.1	4.7		
	HS mode						

Spatial Resolution of SPECT, Coincidence, PET (at the center position)

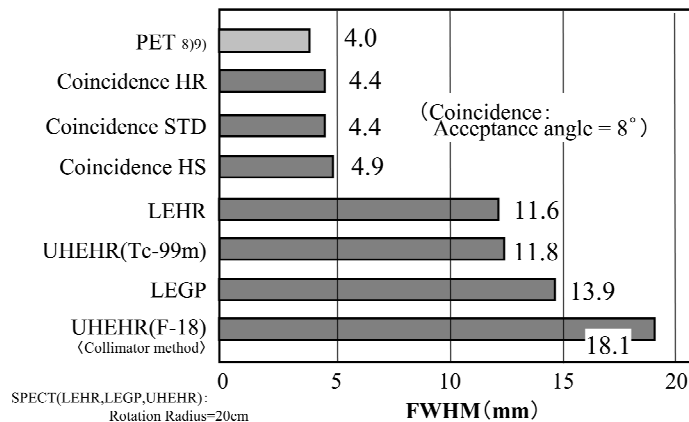
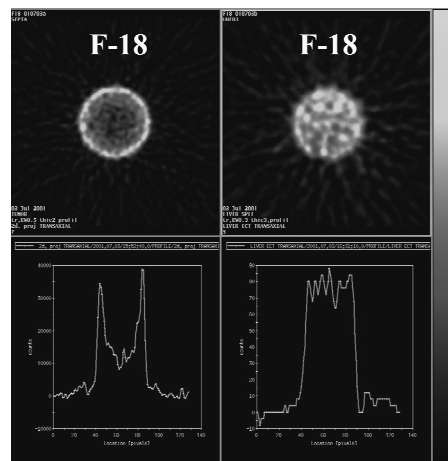


Fig. 8 Spatial resolution of SPECT, coincidence acquisition tomography and PET.

Coincidence HR : coincidence acquisition.
 Coincidence STD : coincidence acquisition.
 Coincidence HS : coincidence acquisition.
 LEHR, LEGP, UHE-HR : SPECT.



Attenuation Correction(—)

SPECT

$$\text{Projection Data} = I_0 e^{-\mu x_1} + I_0 e^{-\mu x_2}$$

PET (Coincidence)

$$\begin{aligned} \text{Projection Data} &= I_0 e^{-\mu x_1} \times I_0 e^{-\mu x_2} \\ &= I_0 e^{-\mu (x_1 + x_2)} \end{aligned}$$

Coincidence UHEHR collimator

Fig. 9 Images and profile curves obtain by coincidence acquisition and SPECT with UHEHR collimator. We used a ^{18}F cylindrical phantom, and images are uncorrected.

Fig. 9 は ^{18}F 封入円筒ファントムの UHEHR コリメータを使用した SPECT 法〈コリメータ法〉および同時計数収集法による減弱補正無しの横断像とそのプロファイル曲線を示したものである。同時計数収集法では周辺部は中心部に比較して相対的に非常に高い感度を示した。

3-5 2 核種同時心電図同期 SPECT および ^{18}F -FDG を使用した肺腫瘍の撮像

Fig. 10 は UHEHR コリメータを用いた ^{18}F -

FDG および $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MIBI による 2 核種同時心電図同期 SPECT 〈コリメータ法〉とその解析データである。これらについては松成等により臨床的に有用なデータを得られることが示された^{10, 11)}。

Fig. 11a, b, c にガンマカメラ PET 装置による同時計数収集法および PET (専用機: Advance) による ^{18}F -FDG 画像を並列して示す。ただし同時計数収集法の画像は減弱補正は施されていない。 ^{18}F -FDG 集積部の現出能について同時

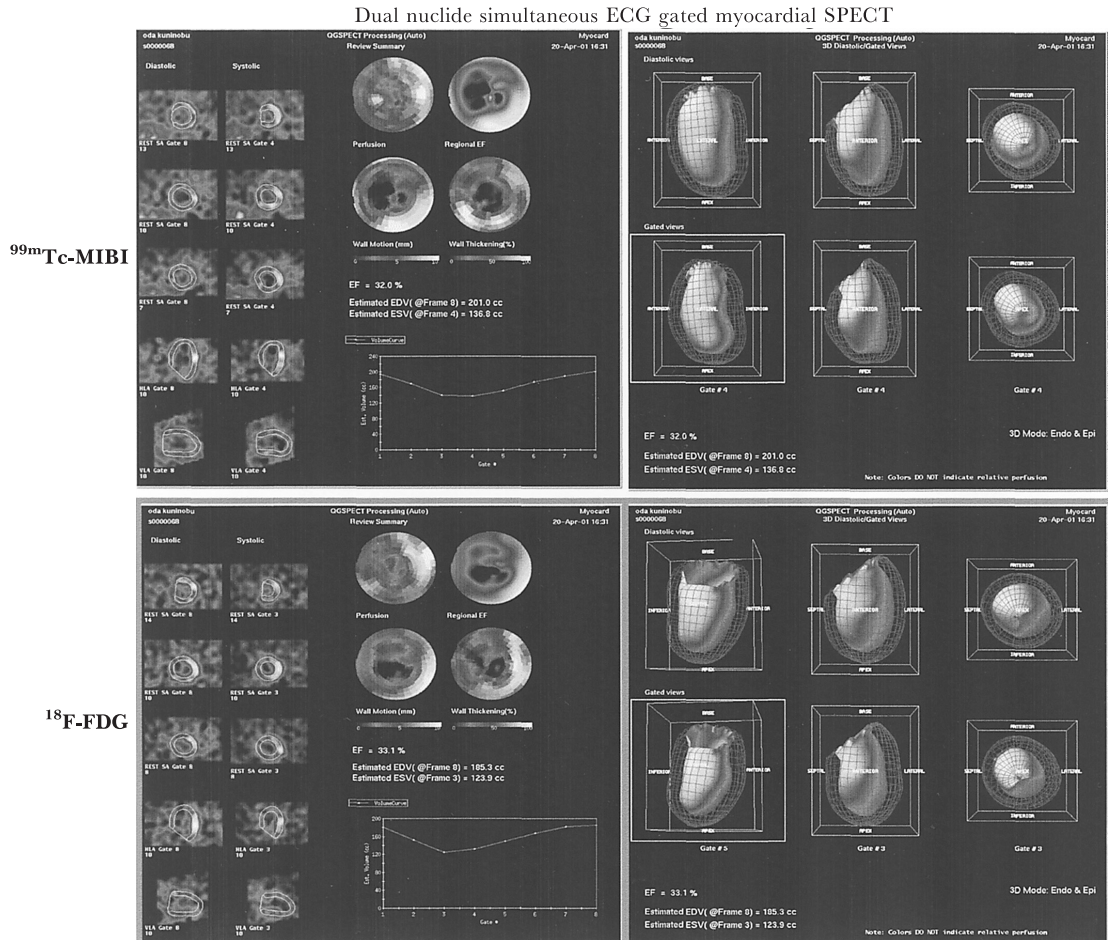


Fig. 10 $^{18}\text{F-FDG}$ and $^{99m}\text{Tc-sestamibi}$ dual-isotope gated SPECT with UHEHR collimator.

計数収集法による画像は PET 画像とほぼ同程度であったが，PET 画像に比べ解像度は若干劣り雑音成分の多い画像であった。

4. 考 察

ある検出器や収集システム等の感度の比較には同一核種により評価する必要がある。しかし，ここでは画像データの評価の一つとして単位放射能当たり得られる画像の計数密度（情報密度；count density, information density）の視点から感度を評価することとした。このように定義づけることにより，計数密度から求めた相対感度は画像データを等価的に評価する因子の一つになり得ると考えた。この目的の試験には基本的に円筒ファントムに封入する放射能を正確に定量する必要がある。今回は2-2-3項で述べたような cross

calibration により ^{99m}Tc による LEHR-SPECT の感度を1.0とした相対値で示すこととした。UHEHR コリメータ使用の SPECT 法に対する試験にのみファントム内の ^{99m}Tc および ^{18}F の正確な定量を必要とするが，本法は放射能定量や測定手順等に関する誤差要因を可能な限り除くことができると思う。

上述のような視点から評価した ^{99m}Tc による LEHR コリメータ SPECT 法と STD mode 同時計数収集法（Acceptance angle 8° ）の相対的な感度は1：34という結果が得られた。また ^{18}F によるコリメータ法と同時計数収集法の相対感度は0.7：34であった。1次元収集（SPECT 法）と2次元収集（同時計数収集法）による相対感度の大差が示されたものと考えられる。

同時計数収集法による各収集モードの感度を

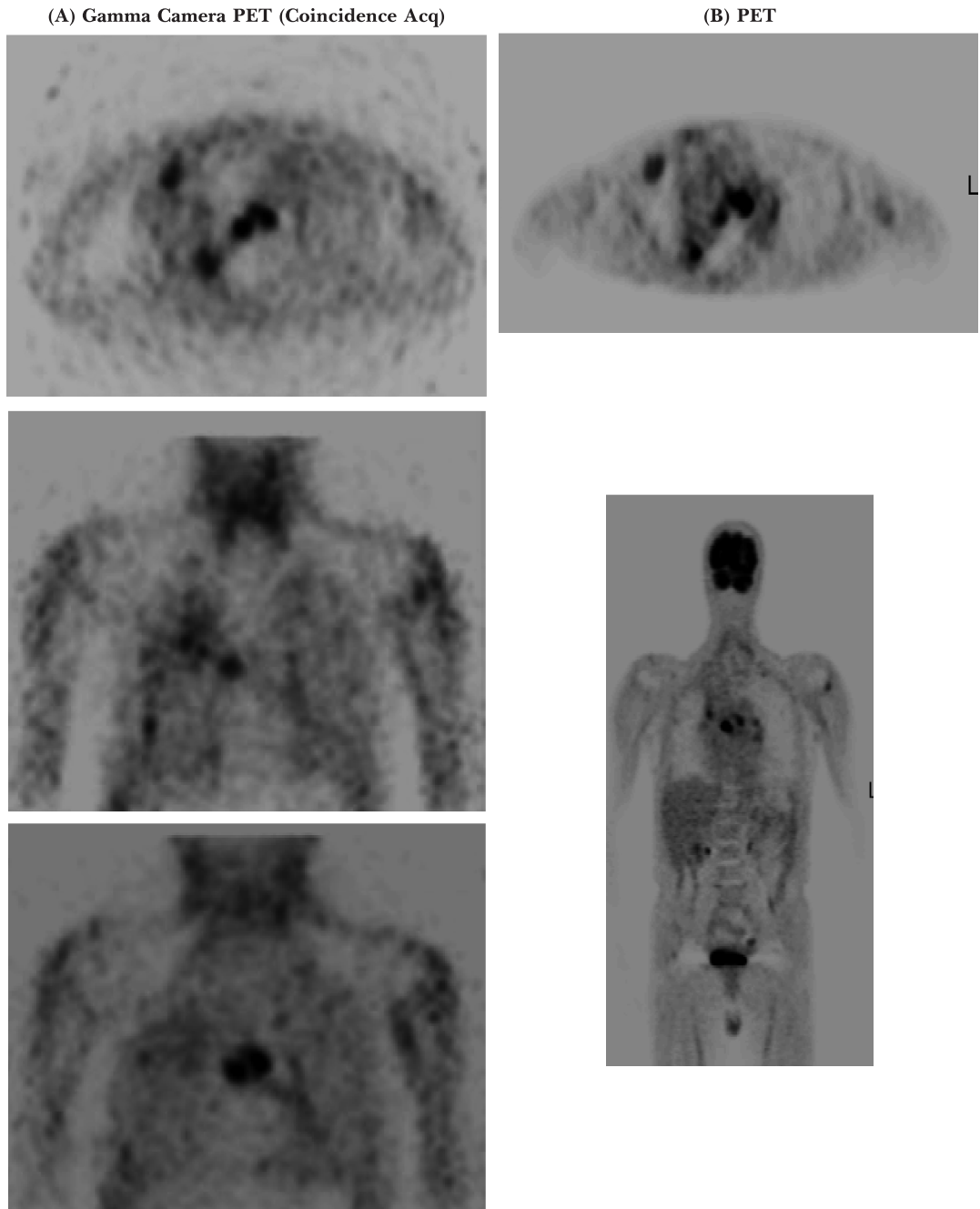


Fig. 11 (a) ^{18}F -FDG tomography obtain by coincidence acquisition and PET. Images shown in (A) and (B) are the same case. But the images of coincidence acquisition tomography are uncorrected.

Acceptance angle 8° について比較すると、HR mode と STD mode では、STD mode が約 3 倍であるのに対し HS mode による感度上昇は少なかった。一方、収集モードが空間分解能に及ぼす影響は大きくはなかったが、HS mode および

Acceptance angle 16° で劣化が認められた。これらを考え合わせると同時計数収集法では Acceptance angle 8° による STD mode が最も実用的であろうと考えた。

SPECT 空間分解能がコリメータや回転半径に

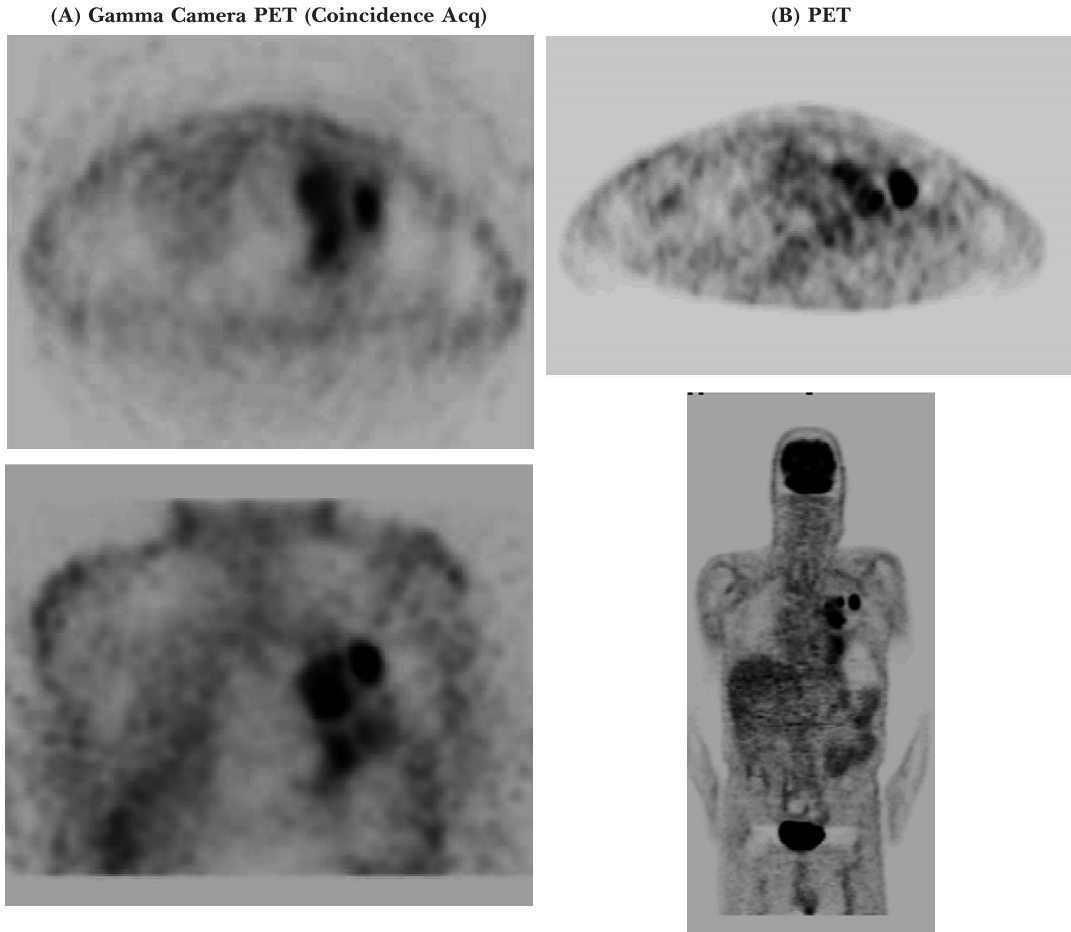


Fig. 11 (b)

大きく依存するのに比べ，同時計数収集法の空間分解能は検出器の固有分解能に近い性能が得られるものと考えられる。

SPECT 法〈コリメータ法〉と同時計数収集法について考察する。 ^{99m}Tc γ 線に対して UHEHR コリメータを用いた SPECT 法は，LEHR コリメータを用いた SPECT 法と同程度の空間分解能 10～13 mm (FWHM) を示したが，消滅 γ 線 511 keV に対しては SPECT 法〈コリメータ法〉は回転半径 25 cm においては約 20 mm (FWHM) であった。 ^{18}F -FDG による腫瘍などの撮像に対しては空間分解能 4.4～5.1 mm (FWHM) を有する同時計数収集法を使用すべきであろう。一方，我々の施設において松成等は ^{13}N アンモニアによる心筋血流および ^{18}F -FDG による心筋 viability の評価のため PET 装置 (advance) を使用し

て PET 検査を行い，次いで直ちに ^{99m}Tc -MIBI を投与しガンマカメラ PET を使用して SPECT 法〈コリメータ法〉による 2 核種同時心電図同期撮像を実施している。 ^{99m}Tc および ^{18}F による同時計数収集法は原理的に不可能であるため 2 核種同時収集を必要とする場合は UHEHR コリメータによる SPECT 法〈コリメータ法〉は使用価値がある^{10,11)}。

同時計数収集法 (2D) においては検出器視野内に含まれる放射能が大凡 75 MBq まで直線関係を示し，そのときの計数率は約 35 kcps である (Fig. 5)。同時計数収集法による ^{18}F -FDG を用いた腫瘍などの臨床画像の撮像については検出器視野内に含まれる体内放射能を考慮して数落しを無視できる投与量を決める必要がある。この撮像について検出器視野内放射能の適正量 (数え落と

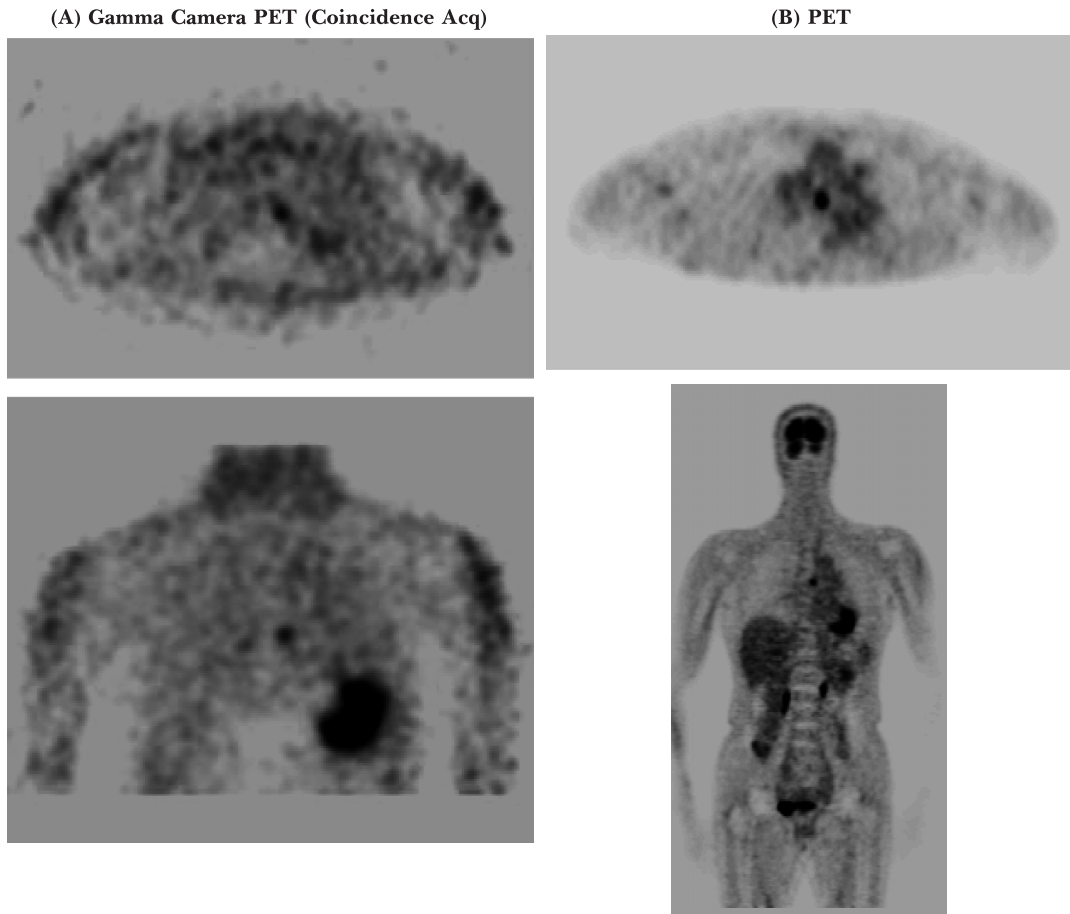


Fig. 11 (c)

しを無視できる放射能)が75 MBq であるとし、被験者全身に分布する40%程度がその視野内に存在すると仮定して投与量の算出を逆算により試みた。撮像時において視野内の適正量が75 MBq であるから、その時点の全身存在量は約190 MBq (75/0.4 MBq) と算出される。投与1時間後に収集開始するとしたとき、時間減衰(0.68)のみを考慮し逆算すると投与量は280 MBq (190/0.68 MBq) 程度が可能と推定できる。一方Fig. 11 に示した画像は体内放射能が約200 MBq (2-2-6項)の再構成画像であり、これを肯定的に評価するなら適正投与量の算定結果および臨床画像(Fig. 11)から数え落としを無視できる投与量は約280 MBq 以下であると推定できる。

同時計数収集法とSPECT法〈コリメータ法〉では視野感度不均一性は明らかに異なり(Fig. 9)、同時計数収集法の画像については周辺部は

中心部に比較して相対的に感度が高い。画像の定量的な評価には、特に同時計数収集法による再構成画像に対して減弱補正が重要である。

5. 結 語

同時計数収集法および511 MeV 高エネルギー用コリメータによるSPECT法(コリメータ法を含む)について基本的な性能試験を行い検討を加えた。

Millennium VG の計数率特性および感度は20%損失計数10,200 cps, 最高計数率73,000 cpsを示し、同時計数収集法の計数率特性は視野内放射能が約75 MBq まで直線関係を示しこれに対する計数率は35,000 cpsであった。

再構成画像の画質に影響する計数密度の視点から感度を定義すると、 ^{18}F による同時計数収集法のSTD mode 収集では、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ による低エネルギー

ギー高分解能コリメータによる SPECT 法に対して約30倍以上の感度を示した。

同時計数収集法の空間分解能は収集モードに殆ど依存せず，FWHM 4.4～5.1 mm の範囲内の値が示され，SPECT 法（コリメータ法を含む）に比較し明らかに優れていた。

しかし ^{18}F および $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 製剤による 2 核種同時収集のように同時計数集法が原理的に利用できない場合は，511 keV γ 線高エネルギー用コリメータによる SPECT 法（コリメータ法）は臨床イメージングに有用である。

参考文献

- 1) Muehllehner G, Geagan M, Countryman P, et al: SPECT scanner with PET coincidence capability [abstract]. J Nucl Med, **36**: 70, 1995
- 2) Ak I, Blokland JA, Pauwels EK, et al: The clinical value of ^{18}F -FDG detection with dual-head coincidence camera. A review: Eur J nucl Med, **28**: 763-778, 2001
- 3) Dan J Kadam, Paul E Christin: Comparative Evaluation of Lesion Detectability for 6 PET Imaging Platforms Using Highly Reproducible Whole-Body Phantom with ^{22}Na Lesion and Localization ROC Analysis. J Nucl Med, **43**(11): 1545-1443, 2002
- 4) Inoue T, Oriuchi N, Koyama K, et al: Usefulness of dual-head coincidence gamma camera with thick NaI crystals for nuclear oncology: comparison with dedicated PET camera and conventional gamma camera with thin NaI crystals. Annals of Nucl Med, **15**(2): 141-147, 2001
- 5) Koga H, Sasaki M, Kuwabara Y, et al: Lesion detectability of a gamma camera based coincidence system with FDG in patients with alignant tumors: A comparison with dedicated positron emission tomography. Annals of Nucl Med, **18**(2): 131-136, 2004
- 6) 松平正道, 松成一郎: ^{18}F -FDG イメージングに対するガンマカメラコインシデンス PET の基礎的検討（抄録）. 核医学技術, **21**(2): 111, 2001
- 7) National Electrical Manufacturers Association: NEMA Standard Publ NU 2-2001 Performance Measurements of Positron Emission Tomographs. Rosslyn, VA, 2001
- 8) Timothy R DeGrado, Timothy G Turkington, J Jay Williams, et al: Performance characteristics of a whole-body PET scanner. J Nucl Med, **35**(8): 1398-1406, 1994
- 9) Gabriele Tarantola RB, Felicia Zito MCs and Paolo Gerundini MD: PET Instrumentation and Reconstruction Algorithms in Whole-Body Applications. J Nucl Med, **44**(5): 756-769, 2003
- 10) Matsunari I, Kanayama S, Yoneyama T, et al: Myocardial distribution of ^{18}F -FDG and $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -sestamibi on dual-isotope simultaneous acquisition SPET compared with PET. Eur J Nucl Med Mol Imaging, **29**: 2357-1364, 2002
- 11) Matsunari I, Kanayama S, Yoneyama T, et al: Electrocardiographic-gated dual-isotope simultaneous acquisition SPECT using ^{18}F -FDG and $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -sestamibi to assess myocardial viability in a single study. Eur J Nucl Med Mol Imaging, **32**: 195-202, 2005