

《原 著》

高性能ポジトロンエミッショントモグラフ：HEADTOME III

菅野 巍* 三浦 修一* 村上松太郎* 上村 和夫*
広瀬 佳治** 高橋 重和**

要旨 高分解能高定量性ポジトロンエミッショントモグラフ HEADTOME III の設計とその基本的特性を報告する。直径 750 mm のリング上に 160 個の BGO 結晶 ($13.5 \times 25.0 \times 40.0$) を配列し、3 リング並置した。シャドウマスクとセプタは独立に選択使用ができるようにした。低分解能モードでは視野中心部半値幅 8.2 mm, 中心から 9 cm 位置 8.8 mm, 高分解能モードではそれぞれ、6.6 mm, 7.1 mm であった。定量性に大きく関わるスライス厚は低定量性モードで視野中心部 12.8 mm, 中心から 9 cm 位置 13.9 mm, 高定量性モードでそれぞれ、9.1 mm, 9.6 mm であった。感度は真の計数値で低分解能低定量性モード直接面スライス、 $32 \text{ kcps} \cdot (\mu\text{Ci}/\text{ml})^{-1}$, 交叉面スライス $68 \text{ kcps} \cdot (\mu\text{Ci}/\text{ml})^{-1}$ であり、高分解能、あるいは、高定量性モードはそれぞれこれらの約半分であった。本装置の長期的な定量性を Well 型検出器との相互較正で調べた結果、5 スライス平均で 1.9% であった。

I. はじめに

われわれはこれまで HEADTOME I と HEADTOME II の頭部専用ハイブリッド型エミッショントモグラフを開発してきた^{1~3)}。シングルホトンエミッショントモグラフ (SPECT) とポジトロンエミッショントモグラフ (PET) を兼ねたこれらの装置は臨床現場においてハイブリッド装置としての有用性を示してきた^{4~7)}。

しかし、これらの装置を PET 装置として見た場合は、シンチレータに Na I 結晶を用いていること、SPECT に不可欠な感度向上のために 42 cm の小さいリング径としたこと、などの点で PET としての十分な定量性は得られていなかった⁸⁾。

したがって、当施設にサイクロトロンが導入されるのを機会に、今回、高性能の PET、HEADTOME III の開発に着手した⁹⁾。HEADTOME III

の設計では高分解能を目指すと同時に、従来の経験を基に PET 測定で最も重要な定量性に重点を置いて行った。その結果、検出器径が散乱線減少のため頭部用としては非常に大きくなり、体幹部の測定も可能な全身用装置も兼ねる構造になった。なお、本文では頭部用装置としての性能を中心に述べ、全身用装置としての性能は改めて報告する。

II. HEADTOME III の設計および構成

装置は検出器部、セプタおよびシャドウマスク部、スキャン機構部、電子回路部、および、コンピュータ部より成る。以下、これらの概略を述べる。

a) 検出器

シンチレータは 511 KeV の比較的高いエネルギー光子に対して阻止能の高い、BGO 結晶 (日立化成) を用いた。寸法は円周方向 13.4 mm, スライス厚方向 25.0 mm, リング径方向奥行 40.0 mm である。BGO 結晶は 1/2 インチ 径光電子増倍管 (PMT), R647 (浜松ホトニクス) と 1 対 1 に光結合し遮光ケースに封入した。

検出器は直径 750 mm の円周上に配置した。1 リング上に 160 個配置し、リング円周方向の中心

* 秋田県立脳血管研究センター放射線科

** 島津製作所医用機器事業部

受付：59年 3月 21日

最終稿受付：59年 5月 14日

別刷請求先：秋田市千秋久保田町 6-10 (〒010)

秋田県立脳血管研究センター放射線科

菅野 巍

Table 1 HEADTOME III design parameters

Number of rings	3 rings
Number of planes	5 planes
Number of detectors	480 (160 per ring)
Ring diameter	750 mm
Detector	
Crystal material	BGO (Hitachi chemical)
Crystal size	13.4 × 25.0 × 40.0 mm
Tangential spacing	14.7 mm
Axial spacing	30.0 mm
Photomultiplier tube	R647 (Hamamatsu photonix)
Packing ratio	91.0% 59.2% (Shadow mask in use)
Sawdow mask and septum size	
Shadow mask	6.0 × 15.0 mm Lead wedge
Outer septum (750 mm diam)	5 × 50 mm Lead annulus
Inner septum (500 mm diam)	16 × 100 mm Lead annulus
Field of view (FOV)	
Planar FOV	250 mm diam
Axial FOV	85 mm length
Plane-to-plane spacing	15 mm by center-to-center
Scan functions	
Rotation	1.125°
Wobble	5.5 mm diam

間隔は 14.7 mm とした。円周に対する BGO 結晶の占める比率(開口率)は 91% である。検出器リングはさらにスライス厚方向に中心間隔 30 mm で 3 層重ねである。検出器間の散乱光子の相互干渉防止のため、スライス厚方向間隙に 2 mm の鉛板を用いた。検出器リングの前面および後面はそれぞれ 5 cm および 3 cm の鉛製リングで遮蔽し、ガントリ外からのガンマ線光子の入射を減衰させた(Table 1)。

b) シャドウマスクおよびセプタ

BGO 検出器リングの内側にはシャドウマスクおよびセプタが独立に着脱できるようにした。シャドウマスクは BGO 結晶の開口幅を狭め分解能を向上する機能を持つ¹⁰⁾。寸法は幅 6 mm, 高さ 15 mm のクサビ形断面の鉛製の棒で、3 リングに渡して置かれる。シャドウマスク使用時の BGO

Table 2 HEADTOME III measurement mode

Mode	Shadow masks	Inner septa	Outer septa	Planes
LRLQ	—	—	use	5
HRLQ	use	—	use	5
LRHQ	—	use	use	3
HRHQ	use	use	use	3

結晶開口幅は 8.7 mm であり、開口率は 59% に小さくなる。

セプタはリング間をスライス面に沿って仕切ることにより目的スライス面以外から入射する余分のガンマ線光子の入射を減少させ、散乱線および偶発同時計数を減らす作用を持つ。散乱線および偶発同時計数の減少は定量性の向上に不可欠の要因である^{11,12)}。本装置ではセプタを 2 種類設け、BGO 検出器リングに直接内接する厚さ 5 mm, リング幅 50 mm, 外径 750 mm の外周セプタと、その内側に使用する厚さ 16 mm, リング幅 100 mm, 外径 500 mm の内周セプタがある。外周セプタは常に使用するが、内周セプタは着脱可能である。

シャドウマスクおよびセプタは具体的には 4 個のコリメータユニットにまとめられており原則として任意の組み合わせが可能である。それぞれの使用により、低分解能(LR)と高分解能(HR) モード、あるいは、低定量性(LQ)と高定量性(HQ) モードの選択が行われる(Table 2)。

4 個のコリメータユニットはいずれも鉛製の重量物であるためその着脱を容易にする目的でそれぞれを保持し、かつ、ガントリとレールにより連結可能な専用カートを備えてある。カートはコリメータユニット交換時以外、床面の走行レールを移動してガントリから離脱する。

c) スキャン機構およびガントリ構造

ガントリは BGO 検出器リング、コリメータユニットを保持する基盤および、ウォブルと回転のスキャン駆動機構から成っている(Fig. 1)。その構成は、床面に固定した脚の基盤の上で全体がティルトできるようになっており、ティルト機構の上にスキャン機構が乗っており、さらにその上に BGO 検出器基盤が乗っている。

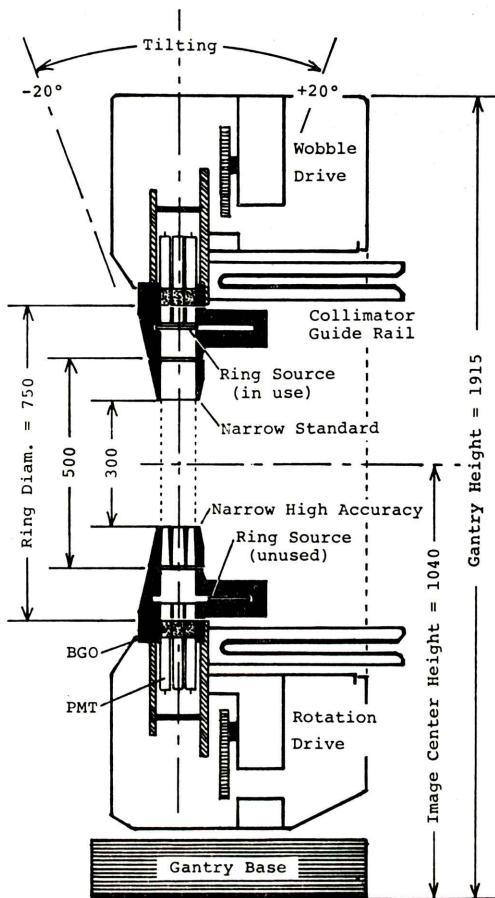


Fig. 1 Cross section of HEADTOME III gantry. The gantry comprises three 160 BGO detector rings, removable shadow mask and septum collimator units and scan drive machineries. The gantry was suspended on the tilting mechanism.

ウォブルは 3/8 検出器間隔, 5.5 mm, を直径とする小円運動とした^{13,14)}。また、回転は 1/2 検出器間隔 (1.125°) の微小角度回転とした¹⁵⁾。両駆動ともパルスモータで駆動のため、ソフト的に任意量の駆動が可能である。スキャン法には静態スキャンと動態スキャンがあり、前者は、1/5 周の間歇的ウォブルと断続な回転との組み合わせで行い、後者は両駆動ともに連続運動の組み合わせを行う。患者用ベッドは体軸水平方向にパルスモータで駆動するようにしてあり、プロファイルスキャンも

Table 3 HEADTOME III electrics parameters

Number of detectors	(per ring)	160
Number of groups	(per ring)	10
Number of detectors	(per group)	16
Number of coincidence	(per plane)	35
Coincidence fan groups		7
Time pick-off method		Leading edge
BGO-BGO time resolution		Less than 7.0 ns
Time window (2 τ)		12 ns
Delay time for OFF coincidence		50 ns
Deadtime (non coincidence event)		140 ns
(ON coincidence event)		160 ns
(OFF coincidence event)		210 ns
TSCA energy threshold (upper)		700 KeV
(lower)		350 KeV

可能である。

d) 電子回路

PMT 用高電圧ブリーダ回路は BGO 検出器アッセンブリに収納してある。PMT 出力はガントリ内に設置してあるエミッタフォロア回路でインピーダンス変換して隣室の専用筐体に同軸ケーブルで送られる。出力波高の利得調整は検出器ごとに持つ高圧電源用トリマーの調整で行う。

専用筐体では、始めに、時間エネルギー弁別回路 (TSCA) で時間信号に変換した後、16 信号ごとにグループ化されて、1 リング当たり 10 個の時間信号にまとめられ同時計数回路へ送る。

同時計数は対向する 7 グループで行い、同一リング内同時計数回路 (直接面スライス) と、隣接リング間同時計数回路 (交叉面スライス) とを独立に有する。それぞれの同時計数回路数は直接面スライスと交叉面スライスとともに、35 個である。また、各同時計数回路は本来の同時計数 (ON 計数) のほか、片方の信号を遅延する遅延同時計数 (OFF 計数) も行い偶発同時計数の補正に用いる¹⁶⁾。なお、同時計数の時間幅 (2 τ) は 12 ns とした。遅延同時計数のための遅延時間は 50 ns とした。BGO 検出器単体の代表的な時間分解能は 7 ns である (Table 3)。

同時計数された事象は各スライス独立にアドレス変換回路を経由して 14 ビット符号に変換され先入先出 (FIFO) メモリに送られる。FIFO 出力は

スライスごとに2組のメモリに交互に単位時間ごとに計数される。ON 計数と OFF 計数はソフト的に独立に処理される。

e) ソフトウェア

データ収集法にはそれぞれの同時計数の検出効率を基準化するためのノーマライズスキャン、吸収減衰補正用の基準データを求めるためのプランクスキャン、被検体に放射性同位元素(RI)トレーサを投与前の 511 KeV 光子の減衰量を測定するトランスマッショングスキャン、および、被検体に RI 投与後のその分布を測定するエミッションスキャンの4種がある。前2者は被検体測定前に予め測定しておくものであり、それぞれの内部テーブルに登録される。実際の被検体の測定は後2者が対となって行われる。

ノーマライズスキャンは均等に分布する ^{68}Ge 平板線源を視野中心部に置いて測定し、平板線源の面と直角方向の同時計数線の計数効率を求める。平板線源はソフト的に回転できる機構を備えてあり、全方向の同時計数の計数効率が求められる。内部テーブルは全ての測定モード(LRLQ, HRLQ, LRHQ, HRHQ)について独立に登録される。

プランクスキャンは均等に分布する ^{68}Ge の円環線源を検出器リングと同心に置き、視野内を空白にして測定し、次に述べるトランスマッショングスキャンのための基準データを求める。プランクスキャンの内部テーブルも同様にそれぞれの測定モードごとに登録される。

トランスマッショングスキャンは前述の ^{68}Ge 円環線源とともに RI 投与前の被検体を測定し、プランクスキャンとの比を求ることにより、511keV 光子に対する被検体の吸収減衰量を与え、画像再構成時に補正する。測定はウォブルと回転のスキャン運動を伴って行う。臨床測定においては次に述べるエミッションスキャンと完全に同一断面全てを予め測定する。

エミッションスキャンは最終的に RI を投与後の被検体の測定である。計数効率の比はそのまま較正される。当然、ウォブルと回転のスキャン運動とともにを行い、RI の挙動にしたがって動態ス

キャンあるいは静態スキャンのいずれかを選択する。測定時間は投与した RI 量と測定に必要とする画像の統計誤差を考慮して、適切な時間を任意に設定可能である。

RI トレーサの物理崩壊の減衰はスキャン開始点を基準に使用トレーサの物理半減期に従い自動的に補正するようにした。

また、デッドタイムによる数え落としは実験的に導かれた次式により補正する。すなわち、

$$N_{ON} - N_{OFF} = \frac{N_{ON}^* - N_{OFF}^*}{1 - \tau (N_{OFF}^*)^\alpha} \quad (1)$$

ここに、 N_{ON} は ON 計数值、 N_{OFF} は OFF 計数值、それぞれの * 印付はデッドタイムで計数損失の起こっている実測値、* 印なしは補正された真の値とする。 α と τ は高濃度の ^{15}O 水溶液を封入したプールの時間減衰実測データより定めた定数であり、各スライスにより異なっている。

画像再構成はアレイプロセッサ (アナロジック社、AP400)、および、ハードウェア逆投影 (島津製) を用いている。1スキャン 5スライスの再構成に1分間程度要する。使用する重畠積分フィルタは Ramp フィルタに Butter worth フィルタ¹⁷⁾ を乗じたものを用いた。Butter worth フィルタの遮断周波数および次数を変えることでフィルタ形状を自由に設定できる。

使用コンピュータはエクリップス S/140 (日本データジェネラル) で、512 K バイトメモリ、および、220 M バイト磁気ディスク、MTなどを有する。測定画像はオンラインで VAX 11/750 (日本 DEC) へ転送され、デアンザ画像解析装置 (デアンザ社、IP8500) で PET 臨床像の研究処理が行われる。

III. HEADTOME III の基本特性

PET の基本的性能として不可欠の項目を実験で求めた。前述したように今回は頭部用 PET としての性能評価に限定した。全身用 PET としての性能評価は改めて報告する。

a) 横断面内空間分解能

横断面内の空間分解能は PET 性能のうちで最

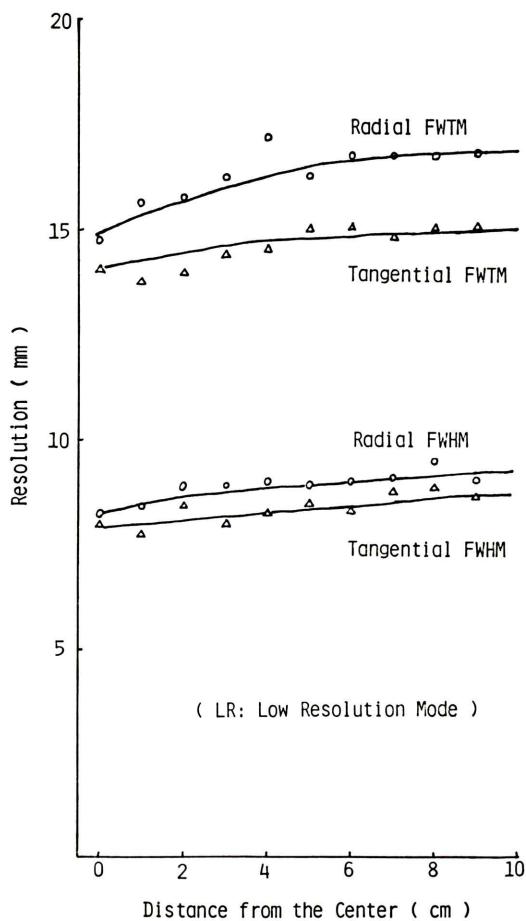


Fig. 2 Planar spatial resolution with low resolution low quantity (LRLQ) mode. The full width at half maximum (FWHM) and the full width at tenth maximum (FWTM) were measured as a function of radial distance from the center of field of view. Data were obtained from the point spread function of transaxial images of ^{18}F needle line sources in the 20 diameter acrylic cylinder taken without the shadow mask. The images were reconstructed with the Butterworth filter with cutoff 2 mm^{-1} and order 2.

も注目される項目である。測定は ^{18}F を封入したステンレス針 (19 G, 内径 0.8 mm) 線線源を, 1 cm 間隔に孔のあいたアクリル製円筒 (直径 20 cm ϕ , 高さ 12 cm) に入れ, その静態スキャンを行い, その再構成画像より, 半値幅 (FWHM),

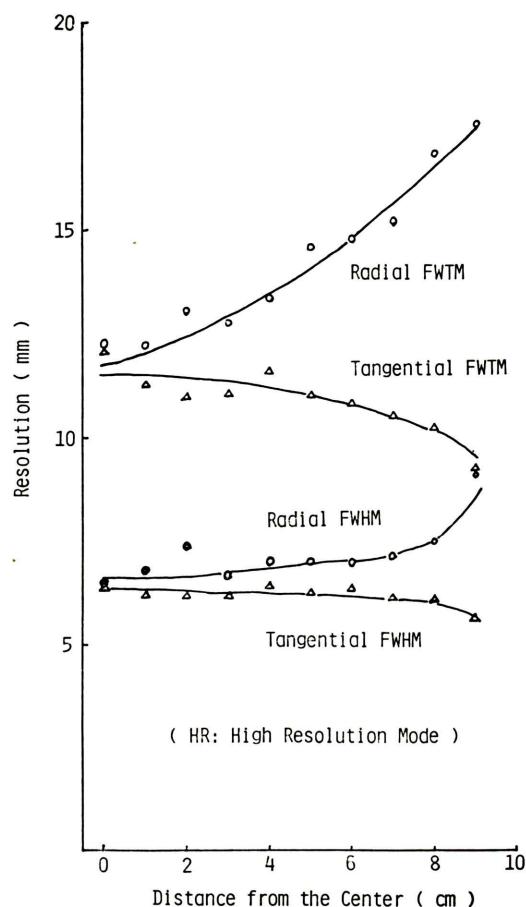


Fig. 3 Planar spatial resolution with high resolution low quantity (HRLQ) mode. The full width at half maximum (FWHM) and the full width at tenth maximum (FWTM) were measured as a function of radial distance from the center of field of view. Data were obtained from the point spread function of transaxial images of ^{18}F needle line sources in the 20 cm diameter acrylic cylinder taken with shadow masks. The images were reconstructed with the Butterworth filter with cutoff 2 mm^{-1} and order 2.

および, 10分の1値幅 (FWTM) を求めた。1回のスキャンでは最大3個の線線源を互いに 4 cm 隔てて配置し相互干渉がないようにし, FWTM まで正しく測定できるようにした。線線源の位置は視野中心および 9 cm 位置の間を 1 cm 間隔で

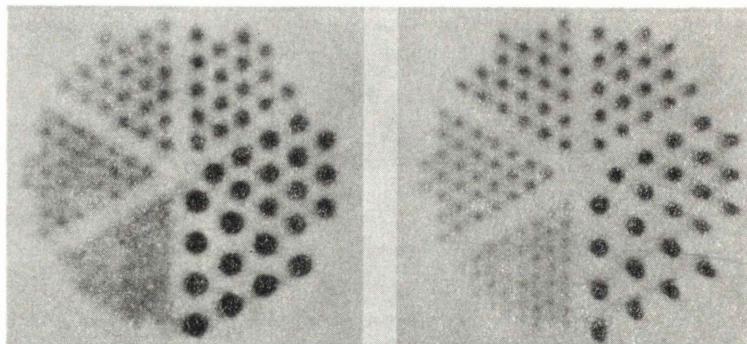


Fig. 4 Comparison of two images of Derenzo phantom filled by ^{18}F radioactivity measured with low resolution (LRLQ) and high resolution (HRLQ) mode. Spacing of center to center of points of the Derenzo phantom are 25, 20, 16, 14, 12 and 10 mm at each division. The LRLQ image (left) was measured without shadow mask and assessed 35×10^6 true events and the HRLQ image (right) was with shadow masks and 160×10^6 . Both images were reconstructed using the Butterworth filter with cutoff 2 mm^{-1} and order 2.

測定した。画像再構成に使用した Buffer worth フィルタの遮断周波数は 2 mm^{-1} 、次数は 2 とした。コリメータ系の測定モードは内周セプタは使用しない低定量性モード (LQ) で行い、シャドウマスクはなしの低分解能 (LR)、および、ありの高分解能モード (HR) の両者を行った。

シャドウマスクなしの LRLQ モードでは視野中心部が FWHM 8.2 mm, FWTM 14.6 mm であった。9 cm 位置では中心位置よりそれぞれ 0.4 mm, 1.2 mm 劣化した。また、半径方向分解能と接線方向分解能にはわずかの差があり、視野周辺に向うにつれ差が増大し、9 cm 位置で、前者 FWHM が 0.4 mm 程増大した (Fig. 2)。シャドウマスクを使用した HRLQ モードでは視野中心位置で FWHM, 6.5 mm を示した。しかし、半径方向分解能が周辺に向うにつれ劣化し、特に 8 cm 位置以降で FWHM, FWTM ともに増大し LRLQ モードと大差なくなる (Fig. 3)。これはシャドウマスクの効果が中央部に限られていることを示している (Fig. 4)。

b) スライス厚 (体軸方向空間分解能)

スライス厚は PET の定量性を論ずる場合に不可欠な特性である。測定は ^{22}Na 点線源を 20 cm 円筒水槽に入れ、これをスライス面直角方向 (体

軸方向) に 4 mm ずつ移動し、100 mm の距離に渡って測定した。得られた 25 枚の連続画像より FWHM と FWTM を計算した。 ^{22}Na 点線源の視野中心からの位置は 0, 4, 8 cm とした。コリメータ系の測定モードはシャドウマスクは使用せず低分解能モード (LR) で、内周セプタなしの低定量性モード (LQ) と、ありの高定量性モード (HQ) の両者について行った。

LRLQ モードでは視野中心部で FWHM 12.8 mm, FWTM 22.4 mm であり、8 cm 位置では中心部に比べそれぞれ 1.1 mm、および、1.9 mm 劣化した。直接面スライスと交叉面スライスでは視野周辺部でわずかに後者が増加した。LRHQ モードでは直接面スライスのみ測定可能であり、視野中心部で FWHM 9.1 mm, FWTM 15.1 mm であり、8 cm 位置でおのの 0.8 mm, 0.7 mm の劣化を示した。これはスライス厚が視野全体に渡って非常に均等であることを意味する (Fig. 5)。

c) 感度

感度の測定は直径 20 cm、高さ 15 cm の円筒水槽に一様に分布する ^{68}Ge 溶液を満たしたファントムに対する真の同時計数率で求めた。放射能濃度はキューリメータ (CRC-30、キャビンテック社) で測定した。ファントム全体の RI 濃度は

Table 4 HEADTOME III sensitivity

Mode	Direct plane	Cross plane
LRLQ	32	68
HRLQ	17	33
LRHQ	18	—
HRHQ	9	—

$10^3 \text{ cps} \cdot (\mu\text{Ci}/\text{ml})^{-1}$ true events for 20 cm diam cylinder pool.

Table 5 HEADTOME III nonlinearity of count rates due to deadtime

Mode	Plane	10% down	50% down	Saturate
LRLQ	direct	16×10^3	82×10^3	108×10^3
	cross	22×10^3	86×10^3	101×10^3
LRHQ	direct	28×10^3	130×10^3	170×10^3

(ON-OFF) coincidence count rates in cps measured using high dose ^{15}O radioactivity filled in 18 cm diameter pool.

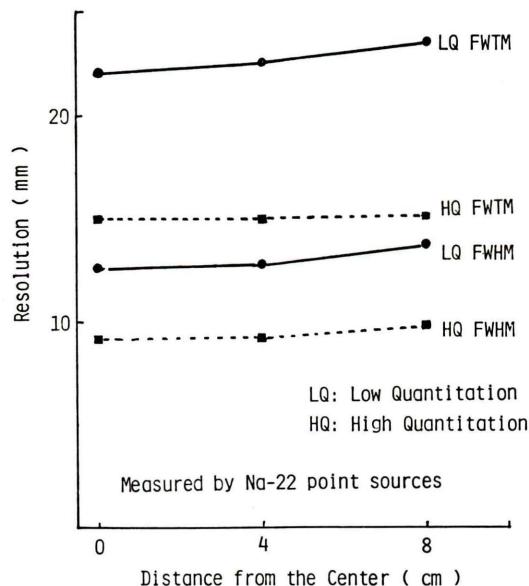


Fig. 5 Slice thickness of transaxial images of low quantitation (LRLQ) and high quantitation (LRHQ) mode. Full width at half maximum (FWHM) and full width at tenth maximum (FWTM) were obtained from 25 sequential images measured with 4 mm axial displacement of 20 cm diameter water pool containing three point sources.

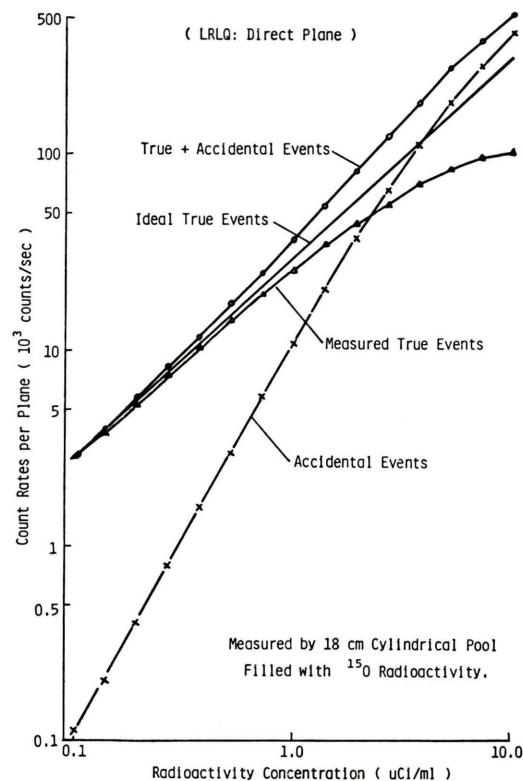


Fig. 6 Linearity of count rates. The data were measured from time decay of ^{15}O radioactivity filled in 18 cm cylindrical pool. The OFF coincidence events according to the accidental (cross), the ON coincidence events according to the true plus accidental (circle) and the true (triangle), the difference of the two, were simultaneously measured. The line of the ideal true events was calculated retrospectively from the physical decay of the ^{15}O using count rates at deadtime free level.

PET のデッドタイムの影響が無視できる十分に低い範囲で行った。コリメータ系の測定モードはシャドウマスクと内周セプタのすべての組み合わせについて行った。なお、感度の表示は真の同時計数は困難であるため、(ON 計数-OFF 計数) で行った。

LRLQ モードは直接面スライス $32 \text{ kcps} \cdot (\mu\text{Ci}/\text{ml})^{-1}$ 、交叉面スライスは約 2 倍の $68 \text{ kcps} \cdot (\mu\text{Ci}/\text{ml})^{-1}$ であり、HRLQ モードはそれぞれ、17、およ

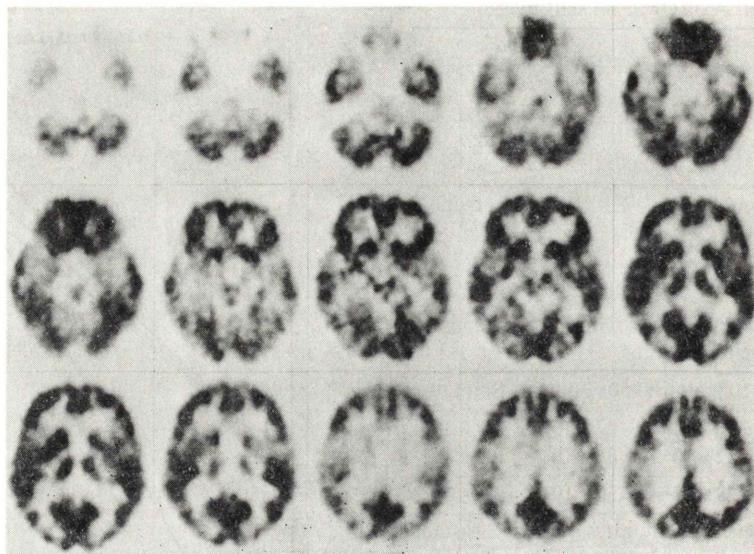


Fig. 7 Sequential cross section images of human brain of normal volunteer following intravenous injection of ^{18}F -FDG. Three scans were carried out with 5 mm center to center separation from 15 mm above the orbital-meatal line. Scan mode was high resolution low quantitation (HRLQ). The measurement was started at 40 min after intravenous injection of 8 mCi FDG and taken for 20 min for each scan. For each image approx. 2.5×10^6 and 5×10^6 counts were assessed for the direct and cross plane, respectively.

より、 $33 \text{kcps} \cdot (\mu\text{Ci}/\text{ml})^{-1}$ であった。また、内周セプタを用いれば、直接面スライスのみ測定可能で、LRHQ および、HRHQ モード、それぞれ、18、および、 $9 \text{kcps} \cdot (\mu\text{Ci}/\text{ml})^{-1}$ であった (Table 4)。

d) 計数率特性およびデッドタイム補正

計数率特性は約 150 mCi の高濃度の ^{15}O 溶液を直径 18 cm 円筒水槽に満たしたファントムを視野内に置き、その時間減衰に伴う、ON 計数、OFF 計数、および、(ON 計数-OFF 計数) の経時変化を測定して求めた。コリメータ系測定モードは内周セプタありとなしの、LRLQ および、LRHQ モードについて行った。

画像再構成に用いる (ON 計数-OFF 計数) のデッドタイムによる数え落としは、OFF 計数に依存していることが実験的に証明され、(1)式の補正式が導かれた。したがって、計数率特性は、LRLQ と LRHQ モードでは OFF 計数の含む比率が異なるため大きく異なっている (Fig. 6, Table

5)。内周セプタの使用により計数率特性の改善が明らかに示され、計数損失 50% 点は LRLQ および LRHQ モードそれぞれ、約 90 および 130 kcps であった (Table. 5)。

(1) 式によるデッドタイムの補正是、LRLQ で実測 (ON 計数-OFF 計数) 計数率 50 kcps で 0.5% の計数損失を、LRHQ モードは 100 kcps まで 1% 以下の計数損失であった。

e) PET 較正の安定性

PET 測定では再構成画像と被写体の RI 濃度の量的関係が 1 対 1 に対応することがモデル解析に不可欠な条件になる。われわれの臨床測定では次に述べる相互較正という手段で PET 測定の定量性を確保している。相互較正は良く安定している Well 型検出器を基準にして PET の測定感度を較正する方法である。均等濃度 RI 溶液を作り、これをひとつは Well 型検出器で計数して単位重量当たりの計数率を求めておき、ひとつは 14 cm 直

Table 6 HEADTOME III cross calibration factor

Plane	1	2	3	4	5
mean	1.170	1.220	1.235	1.229	1.617
S.D.	0.026	0.020	0.026	0.021	0.025
COV	2.2	1.6	2.1	1.7	2.1

Cross calibration factor = Well counter value/PET pixel value

径の円筒水槽に満たし PET 測定を行い再構成画像の絵素値を求め、この両者の比を較正係数として測定する。較正係数により PET の測定感度が較正されるだけでなく、それ自身、PET の安定性の評価になる重要な指標である。HEADTOME III では較正係数を毎週定期的に更新している。HEADTOME III が安定に動作してから 6か月間の各スライスごとの較正係数の標準偏差は平均 1.9% であった (Table 6)。

f) 臨床測定

HEADTOME III が稼動してから、¹⁵O 標識ガス持続吸入法による脳血流量、脳酸素消費量、脳酸素摂取率、脳血液量の測定や¹⁸F-FDG による脳ブドウ糖消費量測定¹⁹⁾を中心に、1984年2月現在、約 150 例の臨床測定を行っている。この間に、特に初期の時期にシステムの更新が重なり、初期のいくつかの症例の定量性が保証されないばかりか、それぞれのモデルにしたがって、正しい測定が得られている (Fig. 7)。

IV. 考 察

PET はポジトロン核医学の要となるものである。さらに、PET は体内に分布するトレーサの放射能濃度分布を *in vivo* で正しく定量できる唯一の核医学的方法である。したがって、PET の設計においても定量性の達成を十分に考慮する必要がある。HEADTOME III の設計においてもこのような観点から定量性を最重点とし、さらに、高分解能も目指すことになった。以下、HEADTOME III の設計で考慮した項目について順を追って考案する。

最も大きな特徴は散乱線同時計数を減少させるため、検出器リング径を大きくしたことである。

散乱同時計数は定量性を障害する最大の要因であり、リング径を大きくすることにより散乱されたガンマ線光子が検出器に到達する確率が減少する。さらに、リング径が大きいと、スライス厚に与える影響が小さいまま、セプタの延長が可能になる。このほか、リング径が大きいことによる効果は被写体と検出器間の距離が離れる結果、視野内の中心と周辺間の検出器に対する立体角の差が小さくなり、横断面内分解能やスライス厚が均等化するという大きな利点をもつ。さらに、二次的にはこのように HEADTOME III ではリング直径を大きくした結果、胸部や腹部の測定も、周辺部での精度の低下はあるものの、測定可能な全身用装置となったことも臨床的に大きい。

本装置の次の特徴は自由自在に選択可能なコリメータ系のシステムである。PETにおいては一般に感度と分解能は相反する特性であり、両者の関係の最適化が設計上の大変な課題となる。しかし、一方では測定目的により感度や分解能のいずれかの性能だけ優先させたい場合があり、一概に最適条件を定めることは困難である。本装置のように特に被写体が頭部や体幹部と大きく異なる場合、コリメータ系の目的による変更は不可欠な機能である。

本装置のもうひとつの特徴として BGO 結晶の奥行寸法を大きくしたことでも重要である。このため、検出器リング径拡大による感度低下が最小限に止まった。Nahmias らによれば BGO 奥行寸法を 30 から 40 mm に増すことで同時計数率は 25% の増加が見込まれる²⁰⁾。しかも、BGO 結晶の奥行寸法を大きくしたことは、感度だけでなく空間分解能の向上にも寄与している。HEADTOME III と同じ幾何学的配置の検出器対による測定では、BGO 結晶奥行寸法を 30 から 40 mm にすることにより中心部における半値幅は 8.0 から 7.2 mm へ向上した (三浦他、未発表データ)。

しかし、HEADTOME III は一方、まだ改良すべきいくつかの問題点をかかえている。ひとつは感度が予想した値より低く、BGO 結晶寸法とリング径から計算した、LRLQ モードの予測値、約

50 $\text{kcps} \cdot (\mu\text{Ci}/\text{ml})^{-1}$ に対し、実測値は約 32 $\text{kcps} \cdot (\mu\text{Ci}/\text{ml})^{-1}$ であった。この大きな理由は着脱可能なセプタを保持するアルミニウム円筒が厚さ 3 mm あり頭部測定時は円筒が 2 重になるため合計 12 mm にも達しているためと考えられる。12 mm 厚のアルミニウムによる計数感度の低下は実験的に求めると約 22% であった。したがって、アルミニウムの厚さを薄くするか、より減衰の少ない材質で交換する改良が必要であろう。

次の問題点は吸収減衰補正用の円環線源の寸法である。Fig. 1 に示す当初の設計寸法では直径 64 cm であったが、この場合は線源が個々の検出器に近すぎるため単独計数率が異常に高くなり、この結果、真の同時計数が偶発同時計数の中に埋もれトランスマッショナリティキャンにおける S/N が非常に低下した。このため、現在日常臨床測定では頭部用の場合、直径 30 cm の円環線源を用いている。円環線源の寸法と S/N の関係は目下検討中であり、改めて報告したい。

さらに、未解決な問題としてはセプタ、特に常に使用する外周セプタの最適な寸法である。設計寸法の長さ 50 mm 内径 650 mm では交叉面スライスの感度が直接面スライスの約 2 倍と高いため計数の飽和が早く起こっていた。これは一時に大量の RI 量を使用する動態モデルでは大きな問題になる²¹⁾。このため、外周セプタを内側に延長し交叉面スライス感度を直接面スライス感度に近づける改良を目下検討中である。外周セプタの延長は偶発同時計数を減少させるため、交叉面スライスだけでなく直接面スライスの計数率向上にも寄与する。ただし、一方では交叉面スライスのスライス厚の不均等さを助長するマイナス面もあり、十分な検討が必要である。

HEADTOME III は以上述べたようないくつかの問題点をかかえているが、すでに開発されている最近の PET に比べ分解能および定量性のいずれの面でも最も優れている装置のひとつであると言える^{22,23)}。シャドウマスクを用いた HRLQ モードによる FDG 画像 (Fig. 7) では一次聴覚領 (ヘッセル回) が明瞭に観察できる。通常の低分

解能モードでも脳基底核領域等の解剖学的構造を十分に観察できる。視野中心部と周辺部の分解能の差は 10% 以下であり分解能の均等性にも優れている。また、定量性や安定性においても定期的な相互較正での標準偏差が 2% と良く安定しており、高分解能による小さい部分容積効果と合わせ、緻密なトレーサ解析にも十分に耐えうる PET であると言える。

謝辞：HEADTOME III の性能評価の実験に助力して頂いた秋田県立脳血管研究センター放射線医学研究部相沢康夫、蜂谷武憲、庄司安明および羽上栄一の各氏、および島津製作所秋田営業所平塚芳広氏に深謝する。

文 献

- 1) Kanno I, Uemura K, Miura S, et al: HEADTOME: A hybrid emission tomograph for single photon and positron emission imaging of the brain. *J comput Assist Tomogr* 5: 216-226, 1981
- 2) 菅野 嶽、上村和夫、三浦修一、他：ハイブリッド型エミッショントマトグラフ—HEADTOME とその臨床的応用—。核医学 18: 49-61, 1981
- 3) Hirose Y, Ikeda Y, Higashi K, Koga K, et al: A hybrid emission CT-HEADTOME II. *IEEE Trans Nucl Sci* 29: 520-523, 1982
- 4) Kanno I, Uemura K, Hirose Y, et al: HEADTOME: A hybrid emission tomograph for brain—Design concepts and preliminary results—. In: *Medical Radionuclide Imaging* (1980), Vol. 1: 153-164, IAEA, Vienna, 1981
- 5) Kanno I, Uemura Y, Miura S, et al: Evaluation of methods for calculating regional cerebral blood flow from tomographic data of Xe-133 concentration. *J CBF & Metab* 1 (Suppl 1): S21-22, 1981
- 6) Kanno I, Lassen Na: Two methods for calculating regional cerebral blood flow from emission computed tomography of inert gas concentrations. *J Comput Assist Tomogr* 3: 71-76, 1979
- 7) Uemura K, Kanno I, Miura Y, et al: A tomographic study of regional cerebral blood flow using ¹³³Xe clearance and the Headtome. Method and clinical application for the patient with ischemic cerebrovascular disease. In: *Functional Radionuclide Imaging of the Brain*, Magistretti PL ed. Raven Press, New York, p. 131, 1983
- 8) Kanno I, Uemura K, Miura Y, et al: Design concepts and performances of HEADTOME, a multi-ring hybrid emission tomograph for the brain. In:

- Positron Emission Tomography of the Brain, Heiss W-D, Phelps ME eds. Springer-Verlag, Berlin, p. 46, 1983
- 9) Uemura K, Kanno I, Miura S, et al: High resolution positron tomograph; HEADTOME III—System description and preliminary report on the performances—. In: The Metabolism of the Human Brain Studied with Positron Emission Tomography, Stockholm, in press.
 - 10) Phelps ME, Hoffman EJ, Huang S-C, et al: ECAT: A new computerized tomographic imaging system for positron-emitting radiopharmaceuticals. *J Nucl Med* **19**: 635-647, 1978
 - 11) Derenzo SE, Budinger TF, Cahoon JL, et al: The Donner 280-crystal, high resolution positron tomograph. *IEEE Trans Nucl Sci* **NS-26**: 2790-2793, 1979
 - 12) Hoffman EJ, Phelps ME, Huang S-C: Performance evaluation of a positron tomograph designed for brain imaging. *J Nucl Med* **24**: 245-257, 1983
 - 13) Bohm C, Eriksson L, Bergstrom M, et al: A computer assisted ringdetector positron camera system for reconstruction tomography of the brain. *IEEE Trans Nucl Sci* **NS-25**: 624-637, 1978
 - 14) Brooks RA, Sank VJ, Talbert AJ, et al: Sampling requirements and detector motion for positron emission tomography. *IEEE Trans Nucl Sci* **NS-26**: 2760-2763, 1979
 - 15) Cho ZA, Chan JK, Eriksson L: Circular ring transverse axial positron camera for 3-dimensional reconstruction of radionuclides distribution. *IEEE Trans Nucl Sci* **NS-23**: 613-622, 1976
 - 16) Derenzo SE: Method for optimizing side shielding in positron-emission tomographs and for comparing detector materials. *J Nucl Med* **21**: 971-977, 1980
 - 17) 和迩秀信, 高橋重和, 細羽実: 二次元フィルタを用いたSPECTの画質改善. *核医学* **20**: 1215-1217, 1983
 - 18) Frackowiak RSJ, Lenzi G-L, Jones T, et al: Quantitative measurement of regional cerebral blood flow and oxygen metabolism in man using ^{15}O and positron emission tomography: Theory, procedure, and normal values. *J Comput Assist Tomogr* **4**: 727-736, 1980
 - 19) Phelps, ME, Huang SC, Hoffman EJ, et al: Tomographic measurement of local cerebral glucose metabolic rate in humans with (F-18) 2-fluoro-2-deoxy-D-glucose: Validation of method. *Ann Neurol* **6**: 371-388, 1979
 - 20) Nahmias C, Kenyon DB, Garnett ES, et al: Optimization of crystal size in emission computerized tomography. *IEEE Trans Nucl Sci* **BS-27**: 529-532, 1980
 - 21) Kanno I, Lammertsma AA, Heather JD, et al: Measurement of cerebral blood flow using bolus inhalation of C^{15}O_2 continuous inhalation method. *J CBF & Metab* **4**: 224-234, 1984
 - 22) Sank VJ, Brooks RA, Friauf WS, et al: Performance evaluation and calibration of the neuro-PET scanner. *IEEE Trans Nucl Sci* **NS-30**: 636-639, 1983
 - 23) Litton J, Bergstrom M, Eriksson L, et al: Performance study of the PC-384 positron camera system for emission tomography of the brain. *J Comput Assist Tomogr* **8**: 74-87, 1984

Summary

High Performance Positron Emission Tomograph: HEADTOME III

Iwao KANNO*, Shuichi MIURA*, Kazuo UEMURA*, Matsutaro MURAKAMI*, Yoshiharu HIROSE** and Shigekazu TAKAHASHI**

*Division of Nuclear Medicine and Radiology, Research Institute for
Brain and Blood Vessels-Akita, Akita, Japan
**Shimadzu Corporation, Kyoto, Japan

A high quantitation and high resolution positron emission tomograph (PET) has been developed and evaluated. HEADTOME III was basically designed as a three ring five plane brain PET. However, the larger aperture of patient tunnel enabled a whole body measurement. Each ring (75 cm diam) consists of 160 BGOs ($13.7 \times 25.0 \times 40$ mm) detectors, total being 480 BGOs for three ring. Shadow masks and septa designed to be used independently. The use of shadow masks narrow the resolution from low (LR) to high resolution (HR) mode. The use of septa reduce scatter coincidences from low (LQ) to high quantitation (HQ) mode. Planar resolutions at the center of the field of view (FOV) were 8.2 mm and 6.5 mm full width at half maximum (FWHM) in LR and HR, respectively. Deterioration of the resolution at 8 cm radius were 0.6 and 0.8 mm in FWHM. Slice thicknesses were 12.8 and 9.1 mm FWHM at the center of FOV with LQ and HQ, respectively, and its deviation over FOV were 1.1 and 0.8 mm with each. Difference between direct and cross planes in LQ mode was 0.1 mm.

Sensitivities evaluated by true events for ^{68}Ga 20 cm cylinder were 32 (68), 17 (33), 18 and 9 kcps/($\mu\text{Ci}/\text{ml}$) with the direct (cross) planes of LRLQ, direct (cross) planes of HRLQ, direct planes of LRHQ and HRHQ, respectively. Count rates were lineared up to 10 kcps true events per plane and recovered up to 80 kcps within 3% error by software correction using accidental coincidence events. Long term stability checked weekly by the factor of the cross calibration with the well detector was 2.2% COV as average of 5 planes and 2.6% at worst plane. This stability permits an accurate and precise physiological analysis of positron emitting tracers. In the last half year the system has been used as clinical PET and measured about 150 ^{15}O steady state studies and 30 ^{18}F -2-fluorodeoxy-D-glucose studies and gave good reproducibility.

Key words: Positron Emission Tomograph, High Quantitation Imaging, High Resolution Imaging, BGO Detector, and Scattered Coincidence.