

《原 著》

静止測定型全身用高分解能 PET 装置 HEADTOME IV の基本設計と初期性能

菅野 巍* 飯田 秀博* 三浦 修一* 山本 誠一**
 天野 昌治** 広瀬 佳治** 村上松太郎* 高橋 和弘*
 佐々木 広* 宮戸 文男* 犬上 篤* 上村 和夫*

要旨 静止測定型全身用高分解能ポジトロンエミッショントモグラフィ (PET) 装置 HEADTOME IV の設計と初期性能の概要を報告する。装置は 3 mm 幅の 768 個の BGO 結晶と 96 本の光電子増倍管からなる検出器リングを 4 層有する。横断面内のスキャンは行わない。動態測定における体軸方向の補間を可能にするため体軸スキャン (Z 運動) を行う。主な性能は、横断面分解能が半値幅 4.5 mm, 体軸分解能が 9.5 mm, 感度は直径 20 cm 一様円筒ファントムに対して直接断面, 交差断面がそれぞれ 14, 24 kcps/($\mu\text{Ci}/\text{ml}$) であった。臨床 PET 装置として、体軸分解能の向上より断面あたりの感度の維持を優先した。装置は大容量キャッシュメモリーを備え、デッドタイムや時間減衰の実時間補正、および、コンパートメントモデル解析の速度定数などの荷重積分法計算のための実時間演算を可能にした。

I. はじめに

われわれは当時画期的な試みであった単光子型 (SPECT) と陽電子型 (PET) を兼ねるハイブリッドエミッショントモグラフの HEADTOME I^{1,2)} の共同開発を 1980 年に始めて以来、これを多層化した HEADTOME II³⁾、さらに、ポジトロンエミッショントモグラフィ (PET) 専用装置として HEADTOME III^{4,5)} の開発を進めてきた。HEADTOME IV は、高分解能 PET への要望と臨床装置として使い易さを考慮して設計した。

本文では、HEADTOME IV の設計の概要、また、その初期の臨床利用の評価について述べる。なお、本装置の物理的性能評価の詳細は別に報告する⁶⁾。

II. HEADTOME IV の開発の方針

PET は放射性トレーサ濃度の体内挙動を測定することにより生体機能を推定する方法である⁷⁾。この時、解剖学的な形態情報も忠実に測定できること、さらに生体機能の定量性を追及するにつれて有限な分解能による部分容積効果の影響⁸⁾ を低減する必要があること、などの要望に応えるため新しい高分解能 PET 装置の開発を試みた。

設計目標とした測定対象は、脳の病態生理の解明、高次脳機能の解明、心筋の循環代謝の病態生理の解明、などである。したがって、これに必要な画像分解能は大脳基底核、大脳皮質の脳回の認識や心筋内膜の識別が可能な半値幅 5 mm 程度である。また、横断面あたりの感度は、脳や心筋機能の測定に重要な繰り返し負荷測定時に放射能投与総量が増えないように従来 (HEADTOME III) の感度低下は避けられないにしても半分は維持したい。このために体軸分解能は犠牲にしてもやむを得ないと判断した。ガントリー駆動については、脳機能の精密な測定のためには静肅であること、心筋の正確な測定のためには心筋運動との自由な

* 秋田県立脳血管研究センター放射線医学研究部

** 島津製作所医用技術部

受付：63年7月7日

最終稿受付：64年1月6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

放射線医学研究部

菅野 巍

Table 1 Design goal for the new PET

Specifications	Goals
Resolution (in plane) (axial)	<0.5 cm FWHM <1.0 cm FWHM
Sensitivity* (direct) (cross)	>20 kcps/(μ Ci/ml) >30 kcps/(μ Ci/ml)
Count rates**	<10% LBDC at 50 kcps
FOV (in plane) (axial)	>50 cm >10 cm
Scan speed per frame	<1 sec

* To be evaluated using 20 cm diam, cylindrical flood phantom.

** LBDC: loss before deadtime correction.

同期が可能であることなどからスキャン運動のない静止データ収集が望ましいこと、さらに、体軸方向の断面補間は、動態測定の可能な検出器リングの体軸方向運動機能(Z運動)が望ましいことを考慮した。その他の性能は HEADTOME III の経験に基づいて設計した。これらの性能や機能を Table 1 にまとめた。

III. HEADTOME IV の設計

a) BGO多結晶検出器

本装置に用いた検出器は 8 個の $3 \times 18 \times 24$ mm 幅 BGO 結晶を 2 個のねじ型光ガイドを通して、2 モジュール封入角型光電子増倍管 (PMT) に光結合したものである。PMT 出力のアナログ演算結果を符号化して、ガンマ線入射の BGO 結晶を識別する。詳細はすでに報告してあるので⁹ここでは割愛する。

b) ガントリー

ガントリーの断面を Fig. 1 に示す。主な設計数値を Table 2 に示す。検出器は 96 個の BGO 多結晶検出器を直徑 825 mm のリング円周上に配置した。パッキング率は 0.89 である。サンプリング間隔が実質的に 1.5 mm と検出器の固有分解能の約 1/2 から 1/3 であるため⁹、横断面内のスキャンは不要と判断した。検出器リングは体軸方向に中心間隔 26 mm で 4 リング並べ、したがって、7 横断面測定可能である。各リング間には外径 810 mm、内径 566 mm、厚さが 7 mm から

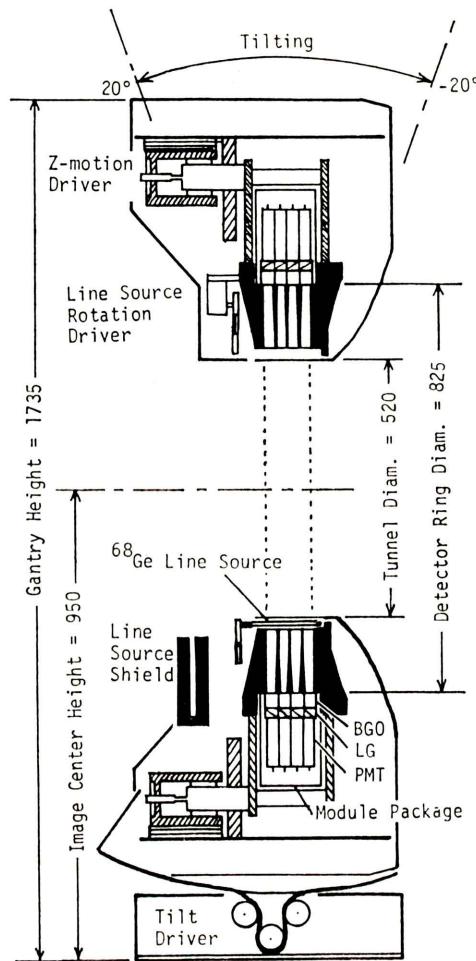


Fig. 1 Cross section of the gantry of HEADTOME IV. Four detector rings, consisting of 768 BGO crystals, 96 pairs of twist light guides (LG), and 96 photomultiplier tubes (PMT) arrayed on 825 mm diameter circle, were installed on the base for axial Z-motion to axially interlace the gap between planes. The gantry can tilt 20 degree back and 10 degree forth. A patient aperture was 520 mm in diameter. A ^{68}Ge line source was set to rotate outside the patient aperture for attenuation correction, and was stored in the lead shielded during off use.

4 mm にティバーした鉛製セプタを固定した。ガントリー前面と背面は厚さがそれぞれ、55 と 45 mm の鉛で遮蔽した。

検出器の計数効率較正や吸収減衰補正のための

Table 2 Design parameters of HEADTOME IV

BGO Detector	
method	twist light guide encoding
size	3 × 18 × 24 mm
number of BGOs	8 per dual PMT
	768 per ring
number of PMTs	96 per ring
number of rings	4 per system
Gantry	
detector diameter	825 mm
ring axial interval	26 mm
patient aperture	520 mm
septa (annular width) (taper thickness)	122 mm 4 ≈ 7 mm
tilt angle	-10 ≈ 20 degree
Z-motion span	16 mm
Transmission	
method	⁶⁸ Ge line source rotation
rotation speed	3 sec per circle
rotation diameter	560 mm
Dimensions of Working Field	
number of planes	7
plane interval	13 mm
field of view (in plane) (axial)	512 mm diam. circle 96 mm

外部線源として外径 10 mm のステンレス管に封入した棒状のライン線源を回転する機構を設けた¹⁰⁾。回転直径は 546 mm で回転速度は 1 周 3 秒である。

体軸方向のサンプリングの粗さを補うために検出器リング基盤全体を測定横断面に垂直に運動する機構(前述の Z 運動)を備えた。Z 運動の最大振幅は 16 mm である。動態測定のための連続駆動と、静態測定のための断続駆動がソフトウェアで制御可能である。

患者の設定にかかわる部分として、ガントリーのティルト角は前後にそれぞれ 10, 20 度まで可能とし、患者用トンネル径は 52 cm とした。測定中、第一横断面を光学的に照準できるようにした。ガントリー前面には種々のスキャン位置情報やデータ収集情報を表示し臨床 PET 装置としての使い易さを考慮した(Table 3)。

c) データ収集

PMT の出力はプリアンプを経由した後、ひとつはアナログ演算回路により、ガンマ線の入射し

Table 3 Monitor display of front panel of gantry

System Monitor	
scan ready	blink
scan start	on/off (with switch)
line source	in/out
timer/clock	
Patient Orientation	
bed height	
bed horizontal position	
gantry tilt angle	
Scan Monitor	
Z-motion position	
current frame number in scan	
count rates of the selected plane	
scan time left	

た BGO 結晶を符号化する。ひとつはそれぞれのタイミング信号を OR(加算)し、リング全周を 6 個のグループに分割して横断面あたり 15 組の同時計数回路へ送る。それぞれ、実時間と遅延時間の 2 種の同時計数データを独立に計数した。同時計数回路の時間窓(2τ)は 16 ns で、エネルギーしきい値は 250 keV にした。PMT の利得、および、2 モジュールのバランスは CPU により自動調節されるようにした。

同時計数データは全て各横断面ごとに独立に処理される。はじめに同時計数された計数は収集メモリーに転送される。このデータは一定時間(数秒)ごとに必要な実時間補正を行って、大容量キャッシュメモリー上の生データのフレームに積算される。HEADTOME IV のひとつの特徴はこの大容量(3 M ワード)キャッシュメモリーを各横断面ごとに備えていることである。このためディスク入出力を介さずに高速なデータ収集・集積が可能である。また、メモリー間の演算や乗数演算も自由であり、コンパートメント解析の速度定数を求めるための荷重積分も実時間で可能である。全身測定モードで最大 19 フレーム、頭部測定モードで 41 フレーム収集できる。

d) スキャン

基本的に、較正データ測定(NORM), トランスマッショント測定(TRAN), エミッション測定(EMIS)がある。EMIS には特殊な測定として、前

Table 4 Scan mode and data correction

Scan	Deadtime	Decay
NORM	y	n
TRAN	y	n
EMIS	y	y

述のゲート測定(EMISG), Z運動測定(EMISZ), また, 放射性トレーサの分布の二次元分布を測定するリニア測定(EMISL)がある。

NORMはガントリートンネル内を空にし, 線線源を回転しながら測定する。線線源には約2 mCiの⁶⁸Geを封入しており, 約5-6時間の収集が必要である。NORM測定より, ガンマ線無吸収データと計数効率較正データを作る。前者はそのままTRANの補正テーブルとして, また, 後者は線線源の円軌道の幾何学的線源分布が平坦になるように規準化されEMISの較正テーブルとして使用される。TRANは放射性トレーサの投与前に被写体を測定し吸収減衰補正用サイノグラムを作る。EMISは放射性トレーサの投与後の被写体を測定し, 放射性トレーサ分布サイノグラムにする。EMISの収集時間や動態測定の順序, Z運動との関係はソフト的に自由に設定可能である。全ての測定はデッドタイムの補正を行い¹¹⁾, EMISは使用核種に応じた放射能減衰補正を行う(Table 4)。

e) コンピュータとソフトウェア

使用コンピュータは16ビットCPU(Eclipse S120)でディスク容量は210Mバイトである。大容量キャッシュメモリーからのサイノグラム作成と画像再構成は一部を除いてデータ収集と平行して専用ハードウェアによって行う。通常スキャン終了から画像再構成が終了するまで2分以下である。TRANおよびEMISの画像再構成フィルタの遮断周波数は任意に設定可能である。

IV. 初期性能データ

本装置の物理的性能の詳細は改めて報告する⁶⁾。ここでは初期の基本的な性能をTable 5にまとめた。なお, 半値幅4.5mmの横断面分解能は統計ノイズを無視できるほどデータを集めた理想的な

Table 5 Preliminary results of HEADTOME IV performances

Performances	Preliminary data	
Resolution (In-plane) (Axial)	at center	4.5 mm FWHM
	10 cm off	4.9
	direct	9.5
Sensitivity*	cross	9.1
	direct	14 kcps/(μCi/ml)
Count rates**	cross	24
	direct	60 kcps
	cross	50

* Measured using 20 cm diam. cylindrical flood phantom.

** True events with error less than 1% after deadtime correction.

実験で得られたものであり, 臨床測定における実効分解能は, 画像再構成時に使用するフィルタの遮断周波数を下げるため半値幅で5-6mm程度であると予想される。散乱線の分布, 計数率特性は目下, 詳細に検討中である。

V. 臨床測定

¹⁸F標識フルオロデオキシグルコース(FDG)による脳糖代謝測定法は脳内放射能分布のコントラストが高く, PET装置の横断面分解能の評価には好都合な測定法である。Fig. 2に正常者の脳糖代謝量の体軸横断像と, 4.3mm間隔の多数の体軸横断像から再構成した冠状断面像と矢状断面像を示す。HEADTOME IIIでは不完全であった大脳皮質の脳回の走行がはっきり把握できる。Fig. 3はH₂¹⁵O静注法による脳血流量¹²⁾を示す。HEADTOME IIIに比べて分解能の向上が見られ, 種々の刺激負荷測定でより詳細な大脳機能の研究に利用できる。Fig. 4はゲート測定による正常者の糖負荷時FDG心筋測定を示す。心筋内膜も判別可能である。しかし, 現在, 唯一の定量的心筋血流量測定法であるH₂¹⁵O静注法¹³⁾の動態ゲート測定は今後の課題である。Fig. 5に示すリニア測定は放射性トレーサの全身分布を観察するのには非常に役立つが, PET測定の現場では患者の拘束時間の短縮が要求されており, 日常診療での利用は今後の課題である。

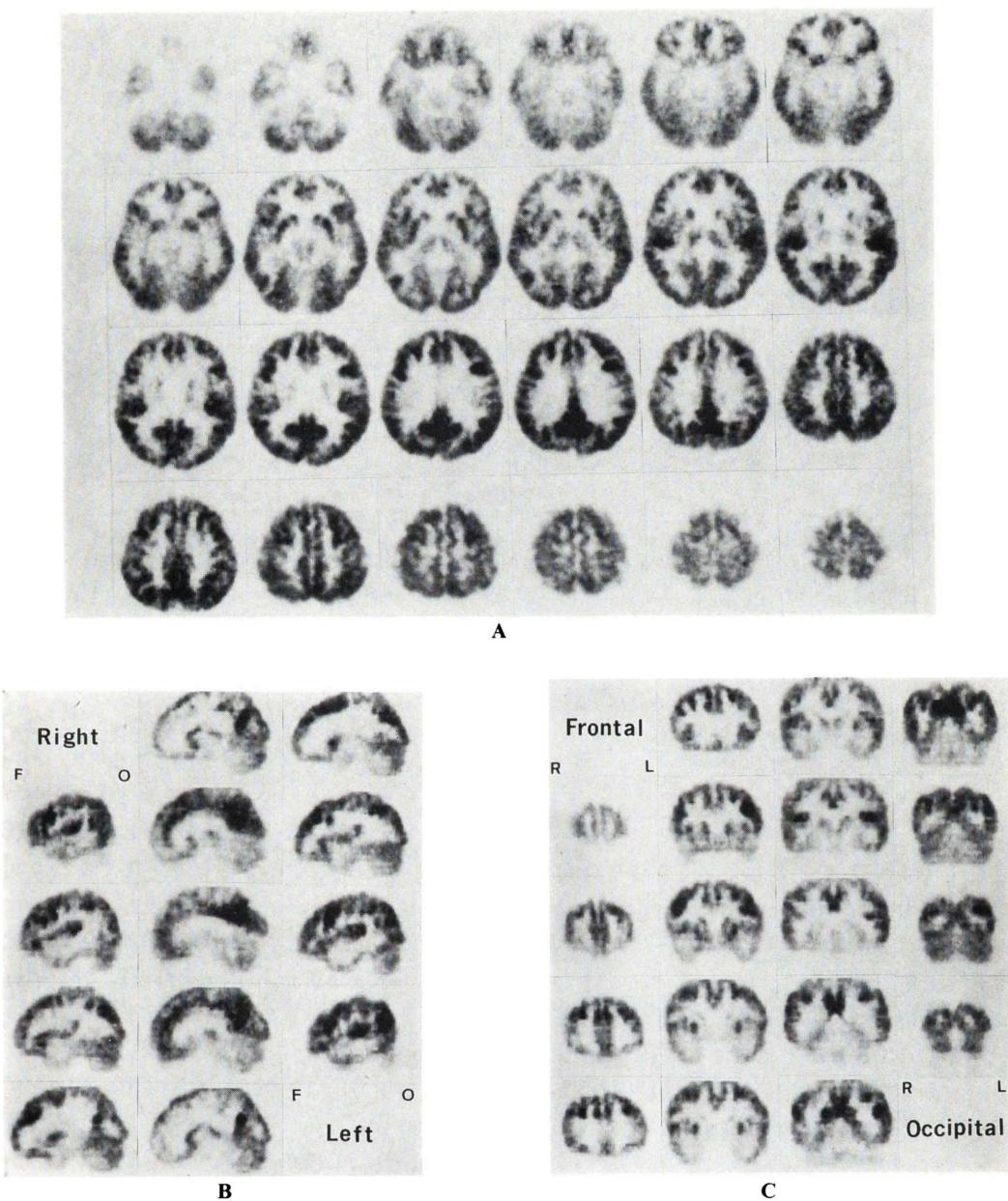


Fig. 2 Cerebral metabolic rate of glucose of a normal volunteer measured by HEAD-TOME IV. Data were assessed at three interlacing position with 4.3 mm interval. The scan started at 60 min after 10 mCi injection of ^{18}F -fluorodeoxyglucose (FDG). Each single position took 20 min, and each image assessed $20\text{--}38 \times 10^6$ counts. A is original transaxial planes. B and C are sagittal and coronal images, respectively, reconstructed from the transaxial planes. These images will provide a new horizon of physiological morphology in brain research.

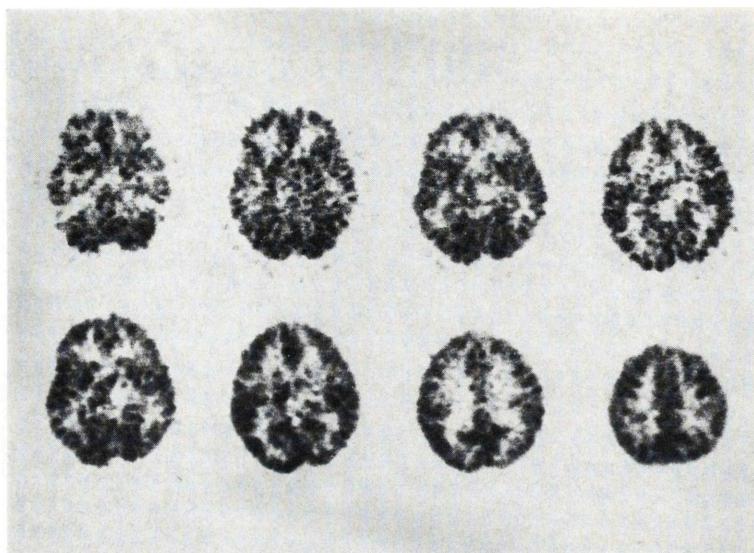


Fig. 3 Cerebral blood flow measured by $H_2^{15}O$ autoradiographic method and HEADTOME IV. Images were assessed for 90 sec started at 35 mCi $H_2^{15}O$ intravenous injection. Each image assessed $0.9\text{--}2.1 \times 10^6$ counts. In spite of relatively low signal-to-noise ratio functional structure, e.g., the cortical ribbons, can be seen better than the previous low resolution PET scanner. Thus, investigations for brain function with repeated physiological activations can be applied using this tracer and the HEADTOME IV.

VI. 考 案

これまで、PET装置の開発はほとんど分解能の向上に努力が払われてきた¹⁴⁾。すなわち、NaI結晶による第一世代、PMTと1対1結合のBGO結晶による第二世代から、現在は一個ないし数個のPMTに複数の小BGO結晶の結合による第三世代へと進んできた。それぞれの臨床測定画像における実効分解能は、半値幅で第一世代の15–30 mm、第二世代の8–12 mmから、第三世代の4–6 mmへと向上してきた。しかし、分解能の向上につれ臨床測定や生体機能測定の立場から、放射能投与量の低減、測定時間の短縮、 ^{15}O 標識トレーサの動態測定などの要望に答えるために、高感度や高計数率特性などの重要性が強調されるようになってきた^{12,13)}。さらに、PET本来の目的である生体の機能活動の測定装置としての使い易さ、例えば膨大なデータ量に対処できる処理能力¹⁴⁾な

ども要求される。いわゆる広義のソフトウェアがますます重要になってきている。HEADTOME IVは物理的性能の側面だけでなくこのような臨床測定装置としての側面も重視して開発した。

PET装置の設計では横断面分解能、横断面あたりの感度、断面厚(体軸分解能)、計数率特性などの互いに拮抗する物理的特性をどのように妥協するかが重要になる¹⁴⁾。中でも、分解能については横断面方向と体軸方向が同じであることが理想的であると言われる。しかし、このような設計仕様にすれば、横断面あたりの感度は体軸分解能半値幅のほぼ2乗に比例するため、横断面分解能の向上に従い感度の低下が著しくなり、臨床使用上困難をきたすことになる。したがって、HEADTOME IVの設計では横断面あたりの感度を維持することを優先し、体軸分解能を決めるBGO結晶のZ軸幅を18 mmと従来(HEADTOME III; 25 mm)の0.72倍にし、感度の低下としては約半

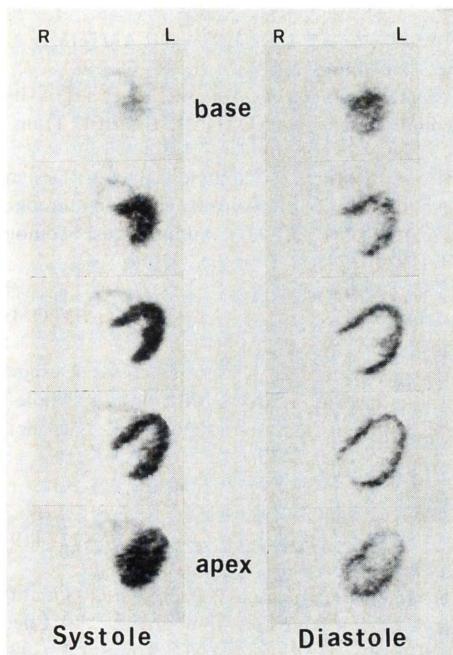


Fig. 4 Images of the myocardium of ^{18}F -fluorodeoxyglucose (FDG) uptake taken by the gate scan of HEADTOME IV started at 45 min after 10 mCi FDG injection. Data acquisition was divided into 90 msec interval triggered at R-wave of FDG. From images of 9 consecutive phases, images of two phases at systole and diastole were shown. Each image assessed $1.2\text{--}2.2 \times 10^6$ counts. Note the different intensity between two phases due to different partial volume effect caused by different wall thickness.

分に押さえるようにした。なお、この時の横断面あたりの感度は検出器径の拡大、BGO 結晶のパッキング率の減少、BGO 結晶の深さの減少によるガンマ線阻止能の低下も考慮して計算すると43%になり、実測値(直接断面で HEADTOME III の 35 kcps/($\mu\text{Ci}/\text{ml}$)の約 41%)と良く一致した。また、体軸分解能の半値幅は 9.1, 9.5 mm と従来 (HEADTOME III の 11, 13 mm) よりわずか向上しただけであり、体軸方向の部分容積効果は横断面方向のそれに比べ大きいことになる。この選択が正しかったか否かの判断は今後の課題である。

PET 装置は横断面分解能の向上に伴い、単位分解能(例えば、半値幅サイズの画素)あたりの計数

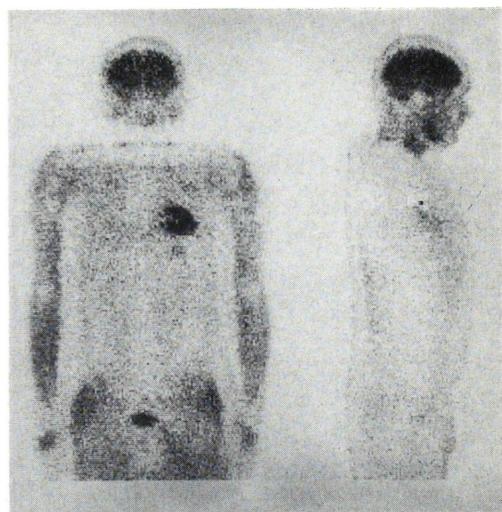


Fig. 5 Linear scan of whole body taken by HEADTOME IV before the cardiac study with 10 mCi ^{18}F -fluorodeoxyglucose (FDG) injection. The scan took only 10 min. Higher uptake of FDG was seen in the brain, heart, and bladder.

値は半値幅の 2 乗に比例して低下し、S/N 比としては標準偏差で分解能の 3/2 乗に比例した低下が予想される。この対策として通常、関心領域 (ROI) を拡大した解析が行われる。この ROI サイズ拡大による S/N 比回復のとき、リング状検出器配置による平面内同時計数法に基づく現在の PET 装置では、横断面方向と体軸方向とでは異なった特性を示すことになる。すなわち、横断面方向については ROI サイズを拡大すればその 2 乗に比例して計数値が改善されるが、体軸方向についてはたとえば横断面の加算により ROI サイズを拡大しても単純に比例した計数値の改善だけである。したがって、前者に比べ後者は S/N 比の回復が不十分であると言える。

一方、臨床 PET 測定において、体内に分布する放射能トレーサ濃度のダイナミック幅は動態測定や使用トレーサによっては 2 枠から 3 枠に及ぶことになり、特にほとんどの動態測定では PET 装置設計上の物理的な横断面の単位分解能ごとに十分な統計精度を得ることは困難である。このため前述のように PET 画像から数量的な解析を行

う時はほとんどの場合、ROI を大きくした S/N 比の回復を行っている。横断面方向については、ROI サイズ拡大により実質的に分解能を低下したことと等価な解析が行われているのが現状である。したがって、HEADTOME IV の体軸分解能の設計では、物理的性能としての横断面分解能に近づけることよりは感度の維持が重要であると判断した。ただし将来の PET 装置で円筒状あるいは球状検出器配置による三次元的な同時計数法が技術的に可能になれば分解能の設計は等方向性にするのが最適な設計になるであろう¹⁴⁾。

臨床現場における HEADTOME IV の課題としては、同時に 7 横断面の測定が可能であることや動態測定を容易にするために測定データ量が大きくなり、余裕のある測定のためには光ディスクなどの大容量記憶装置の増設が不可欠であること、さらに、PET の分解能が向上することは臨床現場において、従来の PET 装置の場合^{15,16)}より、被検者の測定断面の正確な同定法が要求され、新たな工夫が必要であることなどがあげられる。

PET の分解能が向上することは形態学的な情報の質が向上すると同時に、生理学的な情報の定量性も向上することになる^{17,18)}のは当然である。しかし、最終的には、第二世代の HEADTOME III から第三世代の HEADTOME IV のような高分解能 PET 装置になったことにより、いかに新しい臨床的・生理学的知見を得るか、PET 装置を利用する立場が最も重要な課題を抱えていると言える。

謝辞：本装置の性能テストにご協力してくださった秋田県立脳血管研究センター放射線科の諸兄、特に、庄司安明、相沢康夫、蜂谷武憲、羽上栄一の各氏、さらに、ソフトウェアの開発に従事した島津ソフトの諸兄に感謝する。本研究の一部はガン研究助成金(62-10-01)および循環器助成金(62-02-01)による。

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 巍, 上村和夫, 三浦修一, 他:ハイブリッド型エミッション CT 装置—HEADTOME とその臨床的応用—. 核医学 18: 49-61, 1981
- 3) Hirose Y, Ikeda Y, Higashi Y, et al: A hybrid emission CT—HEADTOME II. IEEE Trans NS-29: 520-523, 1982
- 4) Kanno I, Miura S, Yamamoto S, et al: Design and evaluation of a positron emission tomograph: HEADTOME III. J Comput Assist Tomogr 9: 931-939, 1985
- 5) 菅野 巍, 三浦修一, 村上松太郎, 他:高性能ポジトロンエミSSIONトモグラフ:HEADTOME III. 核医学 21: 921-932, 1984
- 6) Iida H, Miura S, Kanno I, et al: Design and evaluation of HEADTOME IV, A whole-body positron emission tomograph. IEEE Nucl Sci NS-36: 1006-1010, 1989
- 7) 菅野 巍, 村上松太郎, 三浦修一, 他:ポジトロン核医学システムの設計と運営—秋田脳研ポジトロン核医学施設の基本構想—. 核医学 22: 119-127, 1985
- 8) Hoffman EJ, Huang SC, Phelps ME: Quantitation in positron emission tomography: 1. Effect of object size. J Comput Assist Tomogr 3: 299-308, 1979
- 9) Yamamoto S, Miura S, Iida H, et al: A BGO detector unit for a stationary high resolution positron emission tomograph. J Comput Assist Tomogr 10: 851-855, 1986
- 10) Nohara N, Tanaka E, Tomitani T, et al: POSITOLOGICA: A positron ECT device with a continuously rotating detector ring. IEEE Trans Nucl Sci NS-27: 1128-1136, 1980
- 11) Yamamoto S, Amano M, Miura S, et al: Deadtime correction method using random coincidence for PET. J Nucl Med 27: 1925-1928, 1986
- 12) Kanno I, Iida H, Miura S, et al: A system for cerebral blood flow measurement using an H₂¹⁵O autoradiographic method and positron emission tomography. J Cereb Blood Flow Metab 7: 143-153, 1987
- 13) Iida H, Kanno I, Takahashi A, et al: Measurement of absolute myocardial blood flow with H₂¹⁵O and dynamic positron-emission tomography: Strategy for quantification in relation to the partial volume effect. Circulation 78: 104-115, 1988
- 14) Tanaka E: Recent progress on single photon and positron emission tomography—from detectors to algorithms—. IEEE Trans Nucl Sci NS-34: 313-320, 1987
- 15) 小川敏夫, 犬上 篤, 山口龍生, 他:ポジトロン CT と X 線 CT 断層面の正確な対応を行うための試み. 核医学 22: 907-911, 1985
- 16) Miura S, Kanno I, Iida H, et al: Anatomical

- adjustments in brain positron emission tomography using CT images. *J Comput Assist Tomogr* **12**: 363-367, 1988
- 17) Herscovitch P, Raichle ME: Effect of tissue heterogeneity on the measurement of cerebral blood flow with the equilibrium C^{15}O_2 inhalation technique. *J Cereb Blood Flow Metab* **3**: 407-415, 1983
- 18) Huang SC, Mahoney DK, Phelps ME: Quantitation in positron emission tomography: 8. Effects of nonlinear parameter estimation on functional images. *J Comput Assist Tomogr* **11**: 314-325, 1987

Summary

Design Concepts and Preliminary Performances of Stationary-Sampling Whole-Body High-Resolution Positron Emission Tomograph: HEADTOME IV

Iwao KANNO*, Hidehiro IIDA*, Shuichi MIURA*, Seiichi YAMAMOTO**,
Masaharu AMANO**, Yoshiharu HIROSE**, Matsutaro MURAKAMI*,
Kazuhiro TAKAHASHI*, Hiroshi SASAKI*, Fumio SHISHIDO*,
Atsushi INUGAMI* and Kazuo UEMURA*

*Department of Radiology and Nuclear Medicine, Research Institute for Brain and Blood Vessels-Akita

**Shimadzu Corporation

Design concepts and preliminary performances of a stationary sampling high-resolution whole-body positron emission tomograph, HEADTOME IV, were reported. The system comprises four layers of detector ring which consists of 768 BGO crystals with 3 mm width, 96 photomultiplier tubes arrayed on 825 mm circle. A sufficiently fine sampling-interval allows data sampling without scan motion along the transaxial plane. But an axial motion (Z-motion) is installed to interlace between adjacent planes. Preliminary performance characteristics were an in-plane resolution of

4.5 mm in full width at half maximum (FWHM), an axial resolution of 9.5 mm in FWHM, sensitivities of 14 and 24 kcps/($\mu\text{Ci}/\text{ml}$) for direct and cross planes, respectively, with 20 cm diam. cylindrical flood phantom. A large scale cache memory prepared for each plane allows a realtime correction for the deadtime and the radionuclide decay, and a realtime calculation of the rate constants using the weighted integral method.

Key words: Positron emission tomography, Physiological image, Effective resolution, Stationary sampling, Partial volume effect.