

《技術報告》

3D PET 装置のための頭部専用前面シールドの開発

山本 誠一* 三浦 修一** 庄司 安明** 飯田 秀博**
菅野 巖**

要旨 PET の 3 次元収集はスライスシールドを用いないため、体軸方向の視野外からの散乱線を含めたガンマ線の入射により偶発同時計数および散乱同時計数が高くなり、計数損失がより大きくなる。体軸方向の視野外からのガンマ線の一部でも遮蔽により減少できれば、3D の臨床データの画像の S/N を改善できる可能性がある。そこで島津製 PET 装置 SET-2000W シリーズ (Headtome V) 用に、体軸方向の視野外からのガンマ線を遮蔽する 3D 頭部用前面シールドを開発し、効果を実験で確認した。その結果、体軸方向視野外から検出器に入射するガンマ線を減少することができ、偶発同時計数を大幅に減少できた。また計数損失も小さくできた。これらの効果により 3D の臨床測定において画質の向上が達成できた。

(核医学 33: 641-646, 1996)

I. はじめに

PET の 3 次元 (以下 3D という) 収集は、装置の感度を大幅に向上できる^{1,2)}。しかしスライスシールドを用いないため、ガンマ線が直接検出器に入射する割合が増え偶発同時計数や散乱同時計数が高くなる。また 2 次元 (以下 2D という) 収集に比べ、同様な理由により低い放射能濃度で計数損失 (数え落とし) が大きくなる。これらはファントムによる測定で報告されている^{1,2)}。臨床測定においては、体軸方向の視野外からの散乱線を含めたガンマ線の入射があるので、偶発同時計数および散乱同時計数がさらに高くなり、計数損失がより大きくなることが考えられる。体軸方向の視野外からのガンマ線の一部でも遮蔽により減少でき

ば、3D の臨床データの画質を改善できる可能性がある。そこで島津製 PET 装置 SET-2000W シリーズ (Headtome V) 用に、体軸方向の視野外からのガンマ線を遮蔽する 3D 頭部用前面シールドを開発した。本シールドを用いると、PET 装置の患者開口直径が小さくなり、測定部位は頭部に限定されるが、体軸方向の視野外からのガンマ線の一部を遮蔽することができる。開発した前面シールドの効果を 3D 収集によるファントム実験で確認した。また 3D による臨床測定でも効果を評価した。

II. 方 法

1. 3D 頭部用前面シールド

開発した頭部用前面シールドを含めた SET-2300W の 3D 収集時の断面図を Fig. 1 に示す。SET-2300W³⁾ は検出器ユニットを 3 リング配置した構造で、体軸方向視野幅は 150 mm である。スライスシールドは 3D 収集時には電動で後部に待避する。ガントリの前面には患者トンネル径まで鉛のシールドがあり、通常の測定時の患者からのガンマ線を遮蔽する。今回の前面シールドは患者

* 島津製作所医用技術部

(現; 神戸高専電気工学科)

** 秋田県立脳血管研究センター放射線部

受付: 8 年 1 月 24 日

最終稿受付: 8 年 4 月 1 日

別刷請求先: 神戸市西区学園東町 8-3 (☎ 651-21)

神戸高専電気工学科

山 本 誠 一

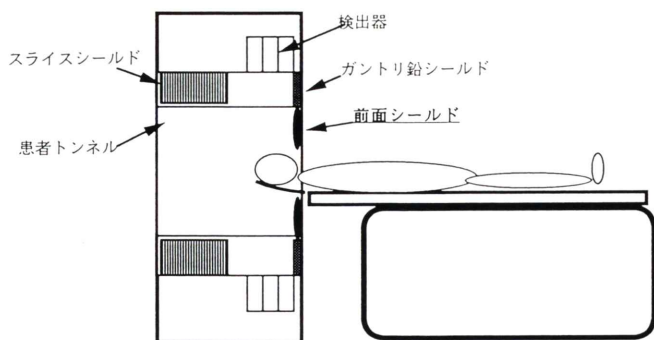


Fig. 1 Schematic cross sectional view of the 3D acquisition of the SET-2300W.

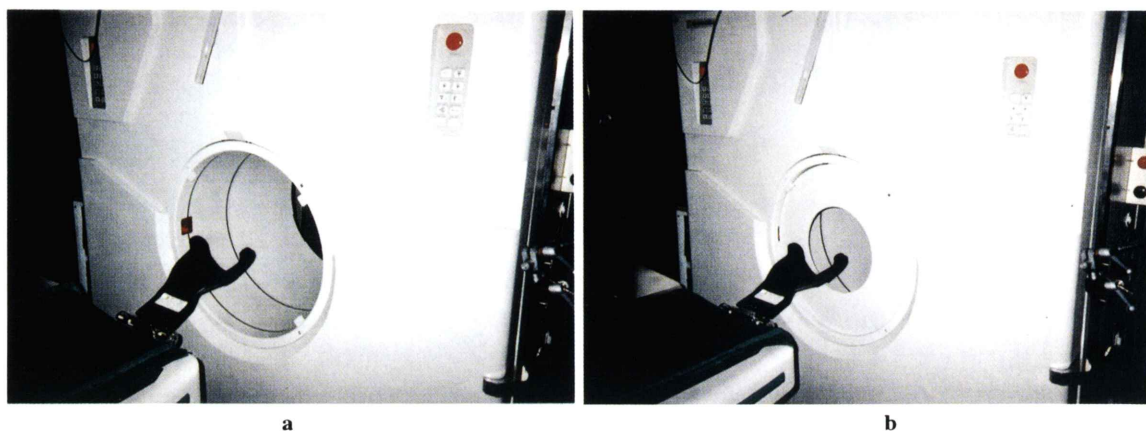


Fig. 2 Photograph of the patient port in 3D acquisition, (a) without front shield and (b) with front shield.

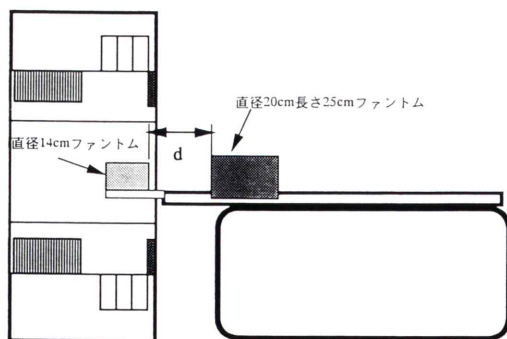


Fig. 3 Schematic diagram of the phantom experiments.

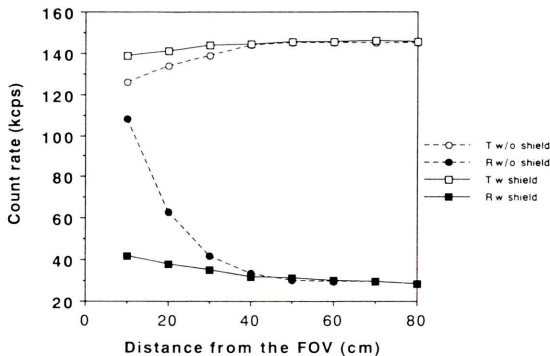


Fig. 4 True coincidence rate and accidental coincidence rate when setting a 14 cm diameter cylindrical phantom in the field of view and moving a 20 cm diameter cylindrical phantom outside of the axial field of view.

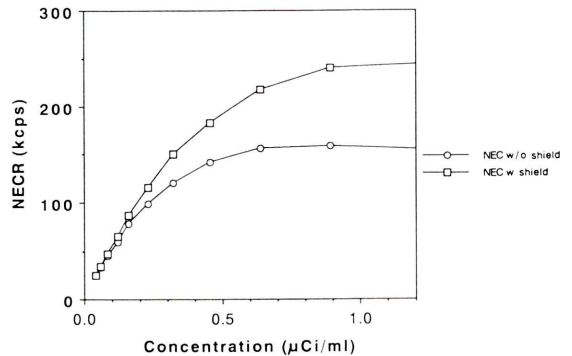


Fig. 6 NECR curve when setting a 14 cm diameter cylindrical phantom in the field of view and a 20 cm diameter cylindrical phantom 10 cm outside from the axial field of view.

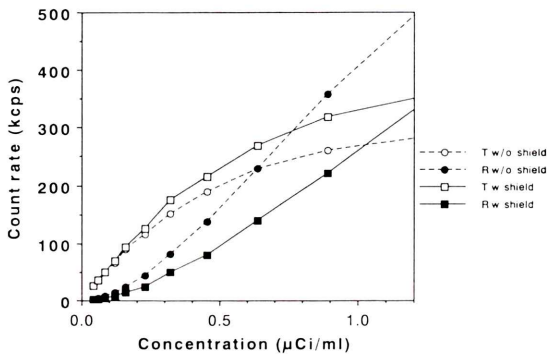


Fig. 5 Count rate curve when setting a 14 cm diameter cylindrical phantom in the field of view and a 20 cm diameter cylindrical phantom 10 cm outside from the axial field of view.

トンネルの内側にガントリ鉛シールドを延長する形で取り付けた。開発した前面シールドがない場合は胸腹部からのガンマ線が検出器に直接入射するが、前面シールドを取り付けると、入射を減少させることができる。

3D 頭部用前面シールドを SET-2000W に取り付けた状態を Fig. 2 に示す。Fig. 2 の (a) はシールド取り付け前の患者開口部である。トンネル内に 4 か所、取り付け用の金具が配置してある。Fig. 2 の (b) に前面シールドを取り付けた状態の患者開口部を示す。取り付け金具に後方からネジで止め

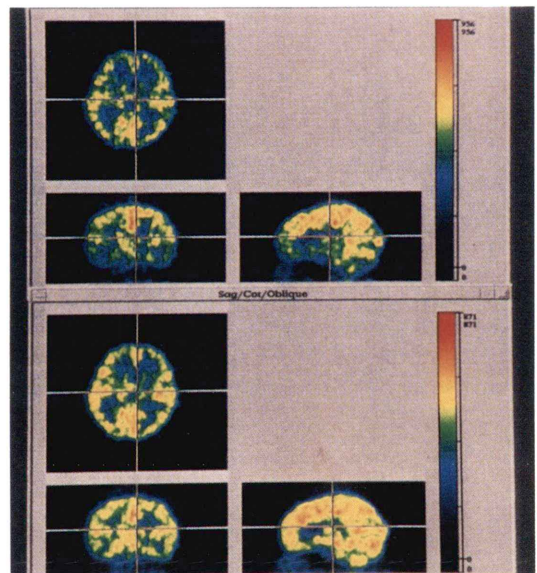


Fig. 7 Clinical images obtained by the ^{15}O water injection method. Upper: without front shield, Lower: with front shield. In both measurements, activity of injected ^{15}O water is 10 mCi (370 MBq) and scan time is 90 sec.

る構造とした。前面シールドの材質は鉛で、補強のために鉄板を張り付けてある。鉛板の厚みは重量の関係で 7 mm とした。厚いほどガンマ線の遮蔽能は高まるが、重くなり、装着および脱着が困難となる。重量は約 18 kg で、かろうじて一人で

装着および脱着が可能である。患者開口直径は 30 cm で測定部位は頭部に限定される

2. 前面シールドの効果の評価方法

1) ファントムによる評価方法

試作した前面シールドの効果を調べるため、ファントム実験を行った。実験の配置図を Fig. 3 に示す。まず、体軸方向視野内に頭部を模擬した 14 cm 直径、長さ 15 cm の円筒ファントムを配置し、そのファントムの端から d (cm) の距離に胸腹部を模擬した直径 20 cm、長さ 25 cm の円筒ファントムを配置した。核種は ^{68}Ga を用いた。直径 14 cm ファントムには 500 μCi (18.5 MBq) を、直径 20 cm ファントムには 1.5 mCi (55.5 MBq) を封入した状態で d を 10 cm ステップで動かしながら 3D 収集で真の同時計数率と偶発同時計数率を計測した。それぞれのファントムの放射能の比は、人体における血流測定時を想定して決定した⁴⁾。測定は前面シールドがない状態と装着した状態でを行った。

2) 計数率特性の評価方法

前面シールドがある場合と装着しない場合の計数率特性を評価した。測定は Fig. 3 の配置において d を 10 cm に固定した状態でを行った。この状態において前面シールドがない場合と装着した場合それぞれについて計数率特性を測定した。核種は ^{15}O -水を用いた。また得られた計数率特性のデータから画像の S/N の指標である Noise Equivalent Count Rate (NECR)^{1,2)} を評価した。

NECR は以下の式で評価した。

$$\text{NECR} = \frac{T^2}{T + 2fR} \quad (1)$$

ここで T: 真の同時計数率 (散乱同時計数を含む)

R: 偶発同時計数率

f: ファントムが有効視野に占める割合

本来、(1) 式には散乱同時計数が及ぼす影響が含まれるべきだが今回は単純化のために省略した。

3) 臨床測定における評価方法

試作した前面シールドの効果の有効性を明らか

にするために臨床測定を行った。3D 収集で ^{15}O -水による血流測定を行った。前面シールドがある状態と装着しない状態で、健常者に ^{15}O -水をそれぞれ 10 mCi (370 MBq) 静注し 90 秒間測定の画像の画質を比較した。両画像とも再構成フィルターは Colsher のフィルター⁵⁾ を用い、Reprojection 法⁶⁾ により画像再構成を行った。フィルターの遮断周波数は両測定とも同じにした。

III. 結 果

1. ファントムによる評価結果

ファントム実験の結果を Fig. 4 に示す。前面シールドがない場合、d が小さい位置では偶発同時計数率がきわめて高くなる。これは視野外に存在する直径 20 cm のファントムからのガンマ線が偶発同時計数率を増加させているためと考えられる。また前面シールドがない場合には、真の同時計数率が低下する。これは直径 20 cm のファントムからのガンマ線が計数損失を大きくしているためと考えられる。前面シールドを装着した場合、d が小さい位置での偶発同時計数率の増加はきわめて少なくなり、また計数損失による真の同時計数率の低下の割合も少なくなる。これは前面シールドが 20 cm 直径のファントムからのガンマ線を遮蔽しているためと考えられる。

2. 計数率特性の評価結果

得られた計数率特性を Fig. 5 に示す。前面シールドを装着すると偶発同時計数率が大幅に減少する。一方、真の同時計数率は高い放射能濃度において向上する。これらはともに体軸方向視野外からのガンマ線の一部が前面シールドにより遮蔽された結果であると考えられる。Fig. 6 に得られたデータから計算した NECR を示す。Fig. 6 より、前面シールドは特に高い濃度において画像の S/N を大幅に向上させると結論される。

3. 臨床測定における評価結果

得られた臨床画像を Fig. 7 に示す。上段が前面シールドがない状態で測定された画像で、下段が前面シールドを装着した状態で測定された画像である。前面シールドを装着した状態では、装着し

ない場合に比べ画像のノイズが減少している。また体軸方向に観察された画像の不均一性も改善された。

IV. 考察とまとめ

開発した3D頭部用前面シールドを用いると、体軸方向視野外から検出器に入射するガンマ線を大幅に減少することができるため、偶発同時計数を大幅に減少できることが明らかになった。また計数損失も小さくでき高計数時の感度低下を少なくできることが明らかになった。これらの効果により3Dの臨床測定において画像のS/Nの向上が達成できた。

3D収集は装置の感度を大幅に向上できる一方、低い放射能濃度での測定に限定される欠点があった⁷⁾。その理由はスライスシールドを用いないため、検出器の単一ガンマ線入射による計数率が高くなり、偶発同時計数が高くなる上に計数損失が大きくなり、NECRのピークが低くなるためであった。今回開発した前面シールドを用いることにより3D収集において使用できる放射能濃度を高くすることも可能となった。前面シールドは投与量を比較的多くして、 ^{15}O の3D収集で優れた画質の画像を得るためには特に有効であると結論される。

今回は評価しなかったが、前面シールドは体軸方向視野外からの散乱同時計数の減少にも寄与していると考えられる。体軸方向の視野外から入射するガンマ線の多くは胸腹部で散乱している可能性があるからである。3D測定時の体軸方向視野外からの散乱同時計数は補正が困難であるため、前面シールドによる散乱同時計数の減少は大きな利点となる。

今回開発した前面シールドは第1次の試作であ

るため、取り扱いに多少難点がある。前面シールドを持ち上げて取付けるのに比較的労力を要する。またガントリのトンネルへの取付けがねじ止め式であるため多少時間がかかる。しかしこれらの点は容易に改良が可能である。また前面シールドの開口部の直径が30 cmに限定されるため、 ^{15}O -水を用いた賦活測定において視覚刺激を与えにくい。この点も前面シールドの開口部の形状を工夫することで解決が可能と考えられる。これらの点を解決することにより、実用性の高い3D頭部用前面シールドに改良していくことができる。前面シールドは今後、3Dの頭部測定に不可欠なオプションになるものと期待される。

文 献

- 1) Townsend DW, Geissbuhler A, Defrise M, et al: Fully three-dimensional reconstruction for a PET camera with retractable septa. *Trans Med Imag, TMI-10*, 1991
- 2) Cherry S, Dahlbom M, Hoffman EJ: Three-dimensional PET using a conventional multi-slice tomograph without septa. *J Comp Assist Tomogr* 15: 655-668, 1991
- 3) Iida I, Miura S, Narita Y, et al: Performance evaluation of our latest generation PET camera HEADTOME-V-DUAL. *Proceeding of 42nd Annual Meeting of SNM*; 70, 1995
- 4) 蜂谷武憲, 庄司安明, 相沢康夫, 小野寺洋, 菅 幹雄, 他: PET測定における C^{15}O_2 , $^{15}\text{O}_2$ 定常吸入時の体内RI分布と臓器RI量の関係. *日本放射線技術学会雑誌* 51 (5): 583-588, 1995
- 5) Colsher JG: Fully three-dimensional positron emission tomography. *Phys Med Biol* 25: 103-115, 1980
- 6) Defrise M, Townsend DW, Geissbuhler A: Implementation of three-dimensional image reconstruction for multi-ring tomographs. *Phys Med Biol* 35: 1361-1372, 1990
- 7) 山本誠一, 三浦修一, 飯田秀博, 菅野 巖: PETの3次元収集における被検体の形状と計数率特性の関係. *核医学* 33 (4): 435-441, 1996

Summary

Development of a Front Shield for a 3D Positron Emission Tomograph

Seiichi YAMAMOTO*, Shuuichi MIURA**, Yasuaki SHOUJI**,
Hidehiro IIDA** and Iwao KANNO**

**Shimadzu Corporation (present position: Kobe City College of Technology)*

***Research Institute for Brain and Blood Vessels, Akita*

Accidental coincidence rate and scatter coincidence rate of 3-dimensional (3D) acquisition of positron emission tomograph (PET) are higher than 2-dimensional (2D) acquisition and count loss becomes higher because slice shield collimator is not used in 3D acquisition. If one could decrease the gamma ray from outside of the axial field of view (FOV), it may be possible to improve image quality of 3D acquisition. Thus, using a Shimadzu SET-2300W (Headtome V) PET camera, we developed and tested a front shield

for brain study to shut off gamma ray from the outside of the axial FOV. Using the front shield, gamma ray from outside of the FOV and the accidental coincidence rate could be decreased. The count loss in high count rate was also decreased. With these effect, the image quality of the clinical studies in 3D acquisition could be increased.

Key words: Positron emission tomograph, Three-dimensional acquisition, Accidental coincidence, Front shield.