

201438115A

厚生労働科学研究委託費

革新的がん医療実用化研究事業

(委託業務題目) **乳がん早期診断**のための超高分解能胸部用PET装置の開発

平成26年度 委託業務成果報告書

業務主任者 山本 誠一

平成27(2015)年 3月

本報告書は、厚生労働省の革新的がん医療実用化研究事業による委託業務として、名古屋大学が実施した平成26年度「乳がん超早期診断のための超高分解能胸部用PET装置の開発」の成果を取りまとめたものです。

目 次

I. 委託業務成果報告（総括）

乳がん超早期診断のための超高分解能胸部用PET装置の開発

山本誠一

----- 1

II. 委託業務成果報告（業務項目）

1. 胸部用PET装置の開発

----- 4

山本誠一

2. 胸部用PET装置の臨床評価

----- 10

加藤克彦

III. 学会等発表実績

----- 12

IV. 研究成果の刊行物・別刷

----- 13

I 厚生労働科学研究委託費（革新的がん医療実用化研究事業）委託業務成果報告（総括）

乳がん早期診断のための超高分解能胸部用PET装置の開発

業務主任者又は担当責任者 山本 誠一 名古屋大学大学院医学系研究科教授

研究要旨

山本 誠一 名古屋大学大学院
医学系研究科 教授

PET 装置に応用し、1mm 程度の超高分解能胸部用 PET 装置を実現し、早期診断、腫瘍範囲判定の精度向上、術後残存腫瘍の高精度検出を可能にすることで最小侵襲治療を可能にすることを目的とする。

A. 研究目的

日本女性の乳がんの罹患率は女性の発症するがんの中で最も高く、さらに増加傾向にある。乳がんの診断には、X線マンモグラフィが用いられるが、測定時の胸部の圧迫が必要で、多くの被検者は痛みを訴え、受診の妨げになっている。F-18で標識したデオキシグルコース（F-18-FDG）を用いたPET撮像は悪性腫瘍を高いコントラストで描出できるため、腫瘍診断に利用されている。しかし撮像に用いられる全身用PET装置の空間分解能は、最高でも5mm程度であり、乳がんの診断には十分ではない。早期確定診断を目的に、最近胸部専用PET装置が保険適用になり臨床に使われつつある。この装置は乳房の圧迫を必要としない。しかし現状の胸部専用PET装置の空間分解能は、全身用PET装置よりは高いものの技術的な問題点から2mm程度に制限され、小さな腫瘍を検出できない問題点があった。そのため1mm程度の高分解能で撮像可能な胸部専用PET装置が切望されている。本研究では実施者が有する0.7mmの空間分解能を達成したPET用検出器と分子イメージング機器開発の基盤技術を胸部専用

B. 研究方法

Si-PM PET 検出器並びに分子イメージング機器開発技術を用いて、1mm程度の空間分解能を有する超高分解能胸部用PET装置を開発する。胸部用PET装置は、シンチレータに発光量が多い国産のルテシウム・ガドリニウム酸シリコン（LGSO）を用い高分解能検出器を開発する。本手法は分子イメージング機器として世界で初めて実用化した技術である（S. Yamamoto, *Phy Med Biol.* 2010）。この検出器を用いることで超高分解能と高感度を併せ持つ胸部用PET装置が実現できる。この検出器を16個円周上に配置しPET装置を構成する。

検出器リングの内径は26cm、外形30cm、体軸方向視野は5cmとする。検出器リングは、フレキシブルアームの先端に固定する形で位置合わせを自在に行える構成とし臨床的に使いやすい機構に仕上げる。空間分解能は視野中心において1mm程度とし、1mmの大きさの乳がんを測定時間5分で検出可能にする。

今回開発する胸部用PET装置の設計、製作は山本が担当し臨床評価は加藤が担当する。安西メディカル(株)は製品化の検討とそ

のために必要なアドバイスをを行う。開発は名古屋大学と安西メディカル(株)が共同で行い、評価は名古屋大学病院放射線部で行う。放射線部はサイクロトロンを有し、ポジトロン核種を用いた種々の測定が可能である。また乳がんの PET 測定は日常的に行っており臨床測定も容易に行うことが可能である。胸部用 PET 装置の検出器やデータ収集回路、ソフトウェアは分子イメージング研究で開発した装置と類似であり、蓄積した多くの設計ノウハウが活用可能である。

開発する胸部用 PET 装置を用いることで、乳がんを高いコントラストで検出可能となり、1mm 以下の超高分解能を実現することで乳がんの早期診断が可能になる。またこの装置は胸部の圧迫を必要としないので痛みのない測定が可能となる。

(倫理面への配慮)

今回の装置開発では倫理面に配慮すべき項目は含まれていない。

C. 研究結果

研究代表者の有する基盤技術であるシリコンフォトマル (Si-PM) PET 検出器並びに分子イメージング機器開発技術を用いて、1mm の空間分解能を有する超高分解能胸部用 PET 装置を開発した。胸部用 PET 装置は、シンチレータに発光量が多い純国産の LGSO を用い、新型光センサーである Si-PM を組み合わせることで高分解能ブロック検出器を開発することができた。検出器ブロックは、角度付きライドガイドを用いる新しい方式を用い、角度付きライドガイドの下側に 4 個のシンチレータブロックを、上側に 4 列の Si-PM アレーを配置する

全く新しい構造とした。この開発したブロック検出器を 16 個、円周上に配置することで 64 角形の検出器配置 (ほぼ円形配置) を実現したことで精度の高い再構成アルゴリズムが利用可能になり、超高分解能と高感度を併せ持つ胸部用 PET 装置の実現に目途を付けることが出来た。

Si-PM アレーを用い、電子回路を検出器リングの外に配置したことで、内径は 26cm、外形が 30cm と極めてコンパクトな検出器リングを実現できた。体軸方向視野は当初計画では 10cm であったがシンチレータ材料の価格高騰と、Si-PM アレーの納期の関係上、今回は 5cm とした。検出器リングは、水平垂直に移動可能なアームの先端に固定する方式とし、位置合わせを自在に行える構成を実現し、臨床的に使いやすい機構に仕上げることができた。開発した胸部用 PET 装置を用いることで 1 mm の大きさの乳がんを測定時間 5 分で検出可能になることが期待される。

D. 考察

今回開発した乳がんの診断用の超高分解能胸部用 PET 装置は、画質に優れるリング型である上、厚みの薄い Si-PM を光検出器として採用したことにより、極めてコンパクト装置の構成を実現できた。この本装置は日本発の革新的な医療機器となると期待される。また乳がんの早期診断、腫瘍範囲の精度向上、術後残存腫瘍の高精度検出が可能となるものと考えられる。

今回の開発に成果は、今後、安西メディカル株式会社が製品化していく予定である。超高分解能でコンパクト、かつローコストの乳がん診断用の超高分解能胸部用 PET

装置の製品化により、医用画像機器分野における国産製品の競争力回復への貢献が期待できる。同時に当該学術分野における日本発の先進技術を世界アピールできる。

E. 結論

開発した装置が製品化されることにより、超高分解能胸部用 PET 装置がより多くの病院に普及することになり、乳がんの早期診断、最小侵襲治療が可能となる。また治療成績の向上、患者の苦痛の低減、並びに医療費の削減が実現するものと期待される。

F. 健康危険情報

該当せず

G. 研究発表

1. 論文発表

1) S. Okumura, S. Yamamoto, H. Watabe, N. Kato, H. Hamamura, Development of dual-layer GSO depth-of-interaction block detector using angled optical fiber, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A, Vol. 781, pp. 65–70, 2015

2. 学会発表

1) S. Yamamoto, H. Watabe, H. Sato, T. Endo, Y. Usuki, Development of Ultrahigh Resolution Monolithic Si-PM-Based Block Detectors Using 0.31mm Pixel Scintillators, IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, Seattle, 2014

2) T. Kobayashi, S. Yamamoto, N. Kato, J. Y. Yeom, N. Shimura, H. Ishibashi. Precise Timing Performance Measurements of Si-PM Based Phoswich Detectors for TOF-DOI-PET Systems, IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, Seattle, 2014

3) S. Yamamoto, N. Kato, J. Y. Yeom, T. Kobayashi, S. Okumura, N. Shimura, H. Ishibashi, Precise Timing Resolution Measurements of GSO Scintillators with Different Ce Concentration Combined with Silicon Photomultipliers, IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, Seattle, 2014

H. 知的財産権の出願・登録状況

1. 特許取得

超高分解能 PET 用検出器（出願準備中）

II 厚生労働科学研究委託費（革新的がん医療実用化研究事業研究事業）

委託業務成果報告（業務項目）

胸部用PET装置の開発

研究要旨：胸部用 PET 装置の設計，製作

業務項目の担当責任者氏名・山本 誠一 名古屋大学大学院医学系研究科教授

A. 研究目的

本業務項目においては、1mm 程度の空間分解能を有する超高分解能胸部用 PET 装置の開発を実現するために、実際の設計，製作を行うことを目的とする。

B. 研究方法

1) 検出器ブロックの設計，製作

PET 装置のブロック検出器は本装置では 16 個用いる。検出器ブロック数が多いため、確実に動作する検出器ブロックを設計製作する必要がある。また検出器の円周上の配置は再構成アルゴリズムに関係するため重要である。配置はできるだけ等間隔で円形に近い配置が望まれる。

この要求を満たすために新しい概念の検出器ブロックの考案を行った。図 1 に PET に用いた検出器ブロックの概念図を示す。検出器ブロックは平面方向から見ると角度を持ったライトガイドの下側にシンチレータブロックを、角度を持って配置し、ライトガイドに上側には Si-PM アレーを、4 セット角度を持って配置する（図 1，正面図参照）。この構成により、16 個の検出器ブロックを円周上に配置した場合、64 角形のシンチレータブロック構成にすることが出来るようになり、円形配置の再構成アルゴリズムを用いることが可能となる。体軸方向には連続してシンチレータを配置する

（図 1，側面図参照）。また 4 個のシンチレータブロックを 1 個の重み付け加算回路で処理することが可能となり、電子回路の規模を小さく抑えることが可能となる。この考案は特許出願準備中である。

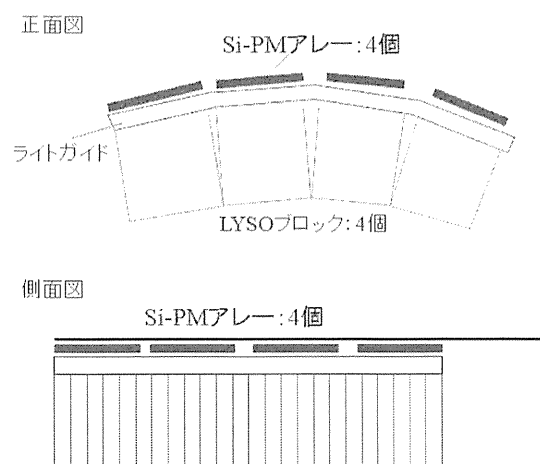


図 1 PET に用いた検出器ブロックの概念図

シンチレータは平面方向に 8 個，体軸方向に 24 個を配置する構成とした。この構成により体軸方向の視野を 48mm にすることができる。

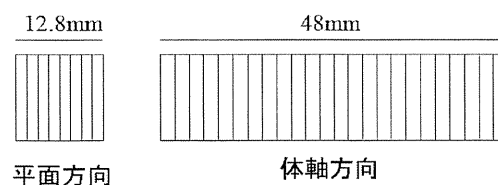


図 2 PET に用いた検出器ブロックの概念図

シンチレータには信頼性の高いLGSOを用いることとした。ピクセルサイズはコストとの兼ね合いで1.5 x 1.9 x 15mmとした。ライトガイドはアクリル製で4つの角度を有する構成とした。

開発したPET装置の検出器リングの概念図を図3に示す。検出器ブロックを16個円周上に配置することにより、シンチレータブロック64個を64角形に配置することが可能となる。検出器リングの直径は、内径で261mmとなる。体軸方向の視野は今回コストの関係で48mmであるが最大72mmまで拡張可能とした。

検出器リング:16検出器ユニット(64ブロックリング)

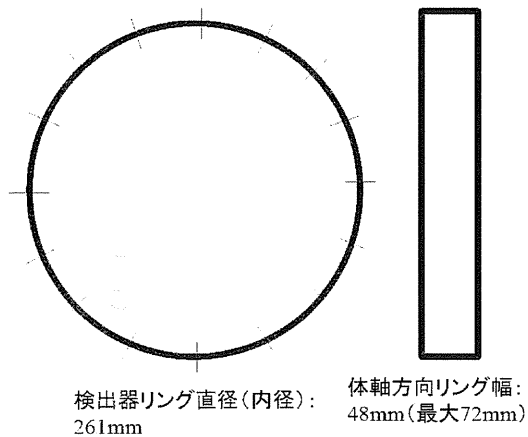


図3 PETに用いた検出器リングの概念図

2) 電子回路の設計, 製作

PETに用いた電子回路の概念図を図4に示す。16個の検出器ブロックからのアナログ信号(1検出器ブロック当たり256)は極細同軸ケーブルで重み付け積分回路に導かれる。重み付け積分回路は256のアナログ信号からX+, X-, Y+, Y-の4種の重み付け加算された信号に変換する。変換されたアナログ信号はアナログ-デジタル(A-D)変換器でデジタル信号に変換され、

Field-programmable gate array (FPGA)で構成されるデータ収集回路に導かれる。FPGAではA-D変換された信号からエネルギー信号, 位置信号, 並びに時間信号をリアルタイムで計算し同時計数を行った後, リストモードでコンピュータにデータを転送する。

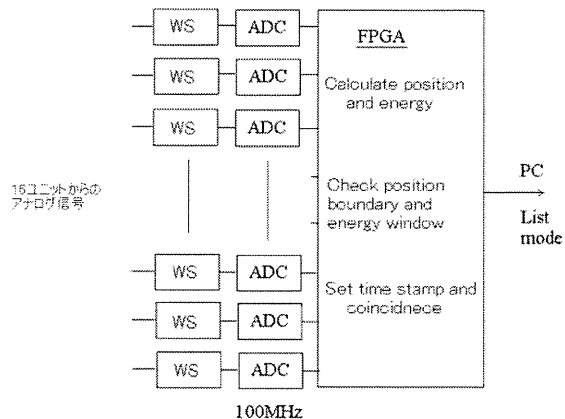


図4 PETに用いた電子回路の概念図

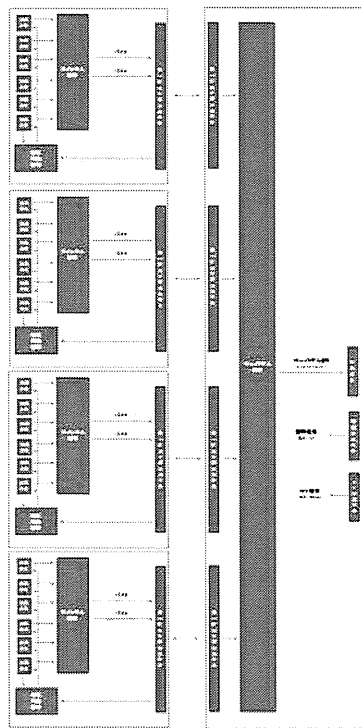


図5 PETに用いた重み付け積分回路のブロック図

図5に PET に重み付け積分回路のブロック図を示す。16 個の Si-PM アレーの信号 256 個から、4 種のアナログ信号を、オペアンプを用いたアナログ演算回路で、リアルタイムに計算する。

3) 機械部分の設計, 製作

機械部分の設計コンセプトは装置の使い勝手に大きく影響する。開発したPET装置では自由に運動可能な機構の先端に検出器リングを配置し、種々の角度で被検者を測定可能にする構成を採用した。

(倫理面への配慮)

今回の装置開発では倫理面に配慮すべき項目は含まれていない。

C. 研究結果

1) 検出器ブロックの設計, 製作

Si-PM アレーには浜松ホトニクス社製のものを採用した (MPPC : S12642-050)。これは信頼性が高いことが主な理由である。採用した Si-PM アレーの写真を図6に示す。

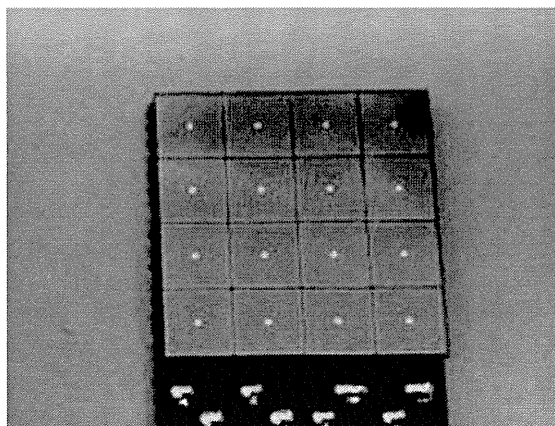


図6 PET に採用した Si-PM アレー

この Si-PM のアレーサイズは 13.1x13.1mm でチャンネルサイズは 3mmx3mm で 16 個のチャンネルが 4x4 に配置されている。

PET に採用した角度付ライトガイドの写真を図7に示す。ライトガイドは4つの部分に 5.525 度の角度を有した構造とした。これを 16 個, 円周上に並べると円形に配列可能となる。厚みは 1mm で材料はアクリル製とした。

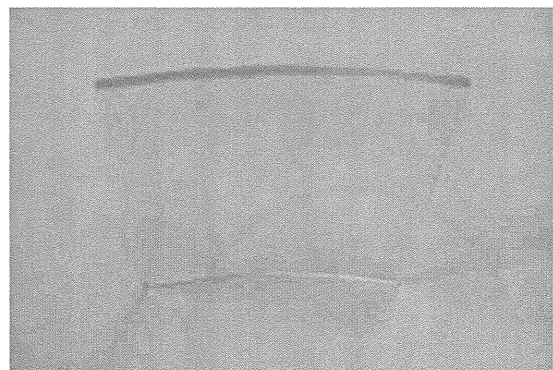


図7 PET に採用した角度付ライトガイド

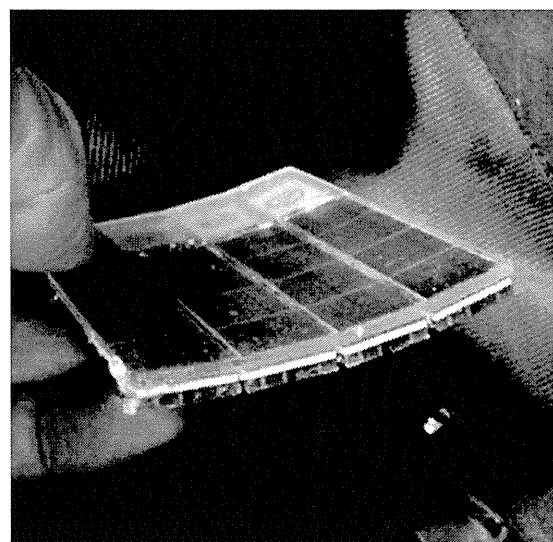


図8 PET に採用した Si-PM アレーと角度付ライトガイドを光学結合した写真

図8に PET に採用した Si-PM アレーと角度付ライトガイドを光学結合した写真を示す。ライトガイドの凸側に Si-PM アレーを配置した。Si-PM アレーは体軸方向に 4 アレーをプリント基板上に連続して配置したものを 4 個ライトガイドに光学結合することで構成した。

図9に開発した LGSO シンチレータブロックの写真を示す。シンチレータピクセルの間は 0.1mm の厚みで硫酸バリウムを反射材として配置した。外形寸法は 12.8mm x 48mm とした。

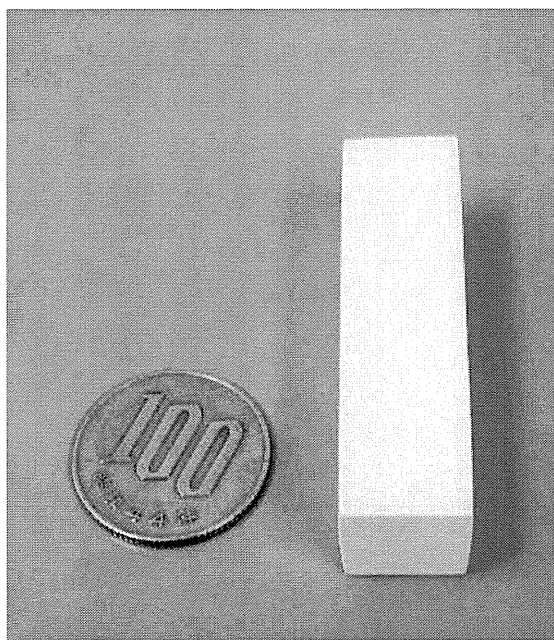


図9 LGSO シンチレータブロックの写真

図10に LGSO シンチレータブロックを Si-PM アレーとライトガイドに光学結合した写真を示す。4 個の LGSO シンチレータブロックをライトガイドを介して 4 列の MPPC アレーにそれぞれ光学結合することで構成した。

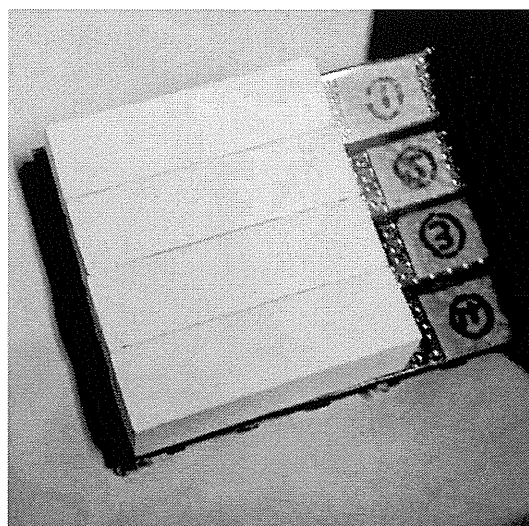


図10 LGSO シンチレータブロックを Si-PM アレーとライトガイドに光学結合した写真

図11に開発した PET 用ブロック検出器の 662keV ガンマ線に対する 2 次元位置ヒストグラムを示す。ほぼすべての LGSO ピクセルを分解することができた。

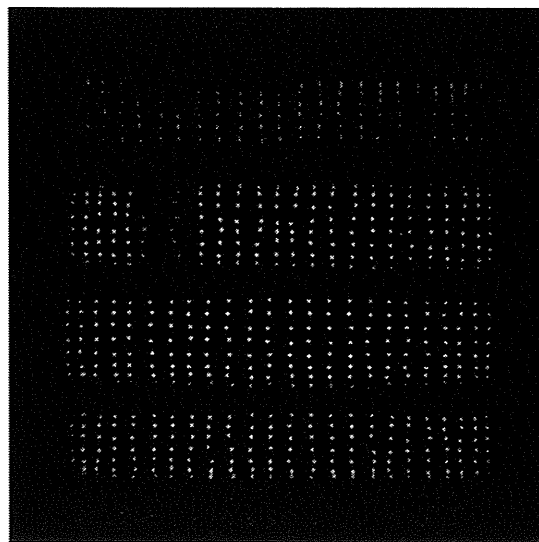


図11 PET 用ブロック検出器の 2 次元位置ヒストグラム

図12に開発した PET 用ブロック検出

器の 662keV ガンマ線に対するエネルギー
スペクトルを示す。エネルギー分解能は
12%FWHM と優れた値が得られた。

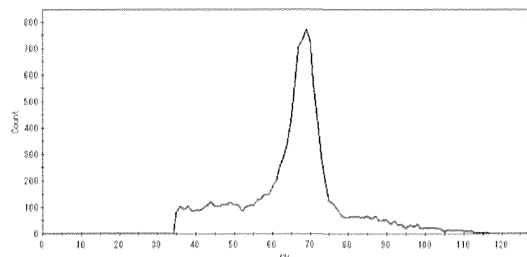


図 1 2 PET用ブロック検出器のエネルギー
スペクトル

2) 電子回路の設計, 製作

図 1 3 に 1 ブロック分の PET 用ブロック
検出器用重み付け加算回路の写真を示す。
256 本の極細同軸ケーブル (写真の左側)
から X+, X-, Y+, Y- の 4 種の重み付け加
算された信号を作ることができた。重み付
け加算された信号は右側のケーブルで A-D
変換回路に伝送される。

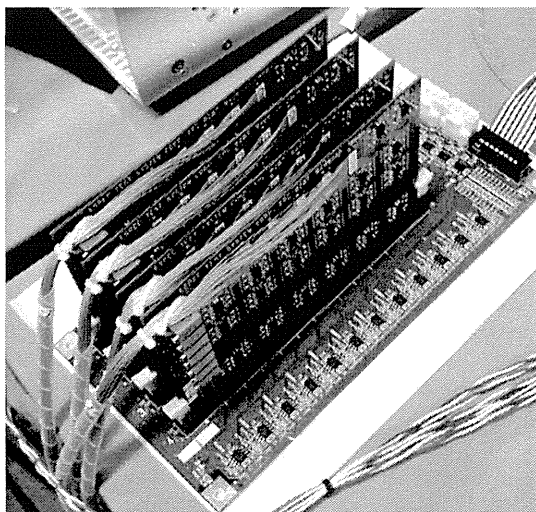


図 1 3 PET用ブロック検出器用重み付け
加算回路 (1 ブロック用)

図 1 4 に 1 台の PET 装置に必要な 16 ブ
ロック用の重み付け加算回路の写真を示す。
これらのプリント基板により, PET の検出

器ブロックに必要なすべての重み付け加算
が可能となった。

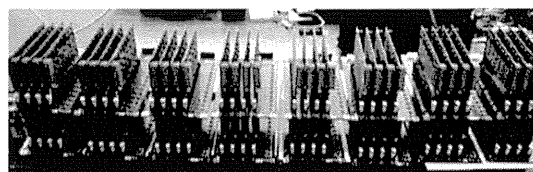


図 1 4 PET用ブロック検出器用重み付け
加算回路 (16 ブロック用)

3) 機械部分の設計, 製作

図 1 5 に開発した検出器駆動部と検出器
リング保持部の写真を示す。検出器駆動部
(写真下の部分) は角度方向と水平方向に
粗動と微動をそれぞれ可能な構成とした。
検出器リング保持部は, 検出器ブロックを
はめ込んだアクリル検出器ホルダーをその
まま配置可能な構成とした。

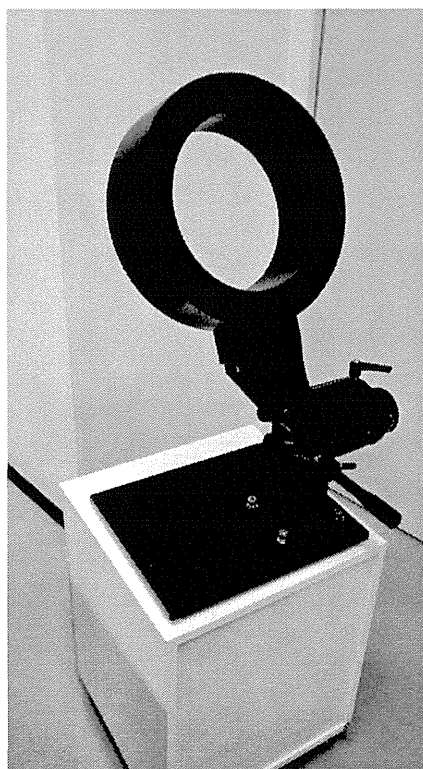


図 1 5 開発した検出器駆動部と検出器リ
ング保持部

D. 考察

実用的な構成の PET 装置の構成部分の設計製作に成功し、その動作を確認した。最も重要な部分である検出器ブロックの安定した動作を確認できた。PET 装置は検出器の数が多く、検出器関係の安定性が非常に重要であり、本開発ではこの点は十分に達成できた。

E. 結論

胸部用 PET 装置の設計、製作を行った。PET 装置の要素技術を確立し、製品化への目途を立てることができたといえる。

F. 健康危険情報

該当せず

G. 研究発表

1. 論文発表

1) S. Okumura, S. Yamamoto, H. Watabe, N. Kato, H. Hamamura, Development of dual-layer GSO depth-of-interaction block detector using angled optical fiber, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A, Vol. 781, pp. 65–70, 2015

2. 学会発表

1) S. Yamamoto, H. Watabe, H. Sato, T. Endo, Y. Usuki, Development of

Ultra-high Resolution Monolithic Si-PM-Based Block Detectors Using 0.31mm Pixel Scintillators, IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, Seattle, 2014

2) T. Kobayashi, S. Yamamoto, N. Kato, J. Y. Yeom, N. Shimura, H. Ishibashi. Precise Timing Performance Measurements of Si-PM Based Phoswich Detectors for TOF-DOI-PET Systems, IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, Seattle, 2014

3) S. Yamamoto, N. Kato, J. Y. Yeom, T. Kobayashi, S. Okumura, N. Shimura, H. Ishibashi, Precise Timing Resolution Measurements of GSO Scintillators with Different Ce Concentration Combined with Silicon Photomultipliers, IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, Seattle, 2014

H. 知的財産権の出願・登録状況

1. 特許取得

高分解能 PET 用検出器（出願準備中）

II 厚生労働科学研究委託費（革新的がん医療実用化研究事業研究事業）

委託業務成果報告（業務項目）

胸部用 PET 装置の臨床評価

研究要旨：胸部用 PET 装置の応用の検討と，装置の臨床使用利便性の改善

業務項目の担当責任者氏名・加藤克彦 名古屋大学大学院医学系研究科教授

A. 研究目的

胸部用 PET 装置を用いた応用の検討と，将来の製品化を確実なものにするために，装置の臨床使用利便性の改善の検討を行うことを目的とする。

B. 研究方法

現状の乳房用 PET 装置，Navi Scan 社製の PEM-Flex について主に調査を行い，今回の開発に必要な機能や性能および実用性などをまとめた。

図 1 6 に Navi Scan 社製の PEM-Flex の外観写真を示す。装置は対向型で乳房を軽く挟んで測定する。

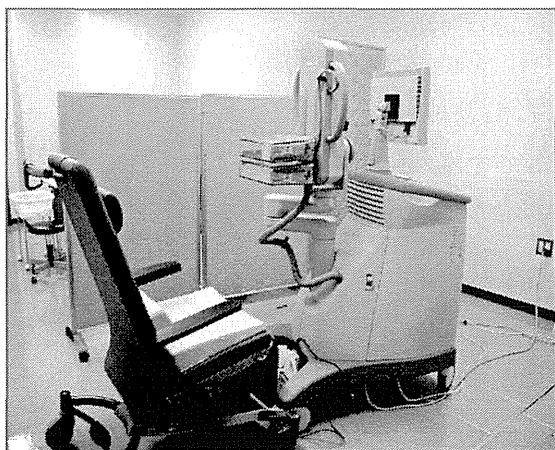


図 1 6 Navi Scan 社製の PEM-Flex の外観写真（写真ご提供：ゆうあいクリニック）

図 1 7 に島津製作所製の乳房専用の PET 装置の外観写真を示す。こちらはリング型でうつ伏せに寝て測定するタイプである。

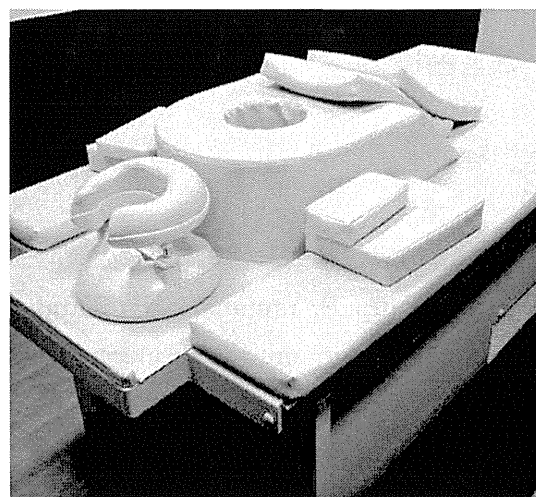


図 1 7 島津製作所製の PEM 装置の外観写真

（倫理面への配慮）

今回の装置開発のための調査研究では倫理面に配慮すべき項目は含まれていない。

C. 研究結果

Navi Scan 社製の PEM-Flex は 2 枚の平板状の検出器（シンチレータは LYSO）で、乳房をはさむことにより測定する（図 1 8）。

検出器は最大で約 1 cm まで近接可能であり、感度を向上できる。

検出器に垂直な方向の画像は、検出器間を 1 2 分割し、画像を作成する。空間分解能は 1.5 ～ 2 mm 程度である。

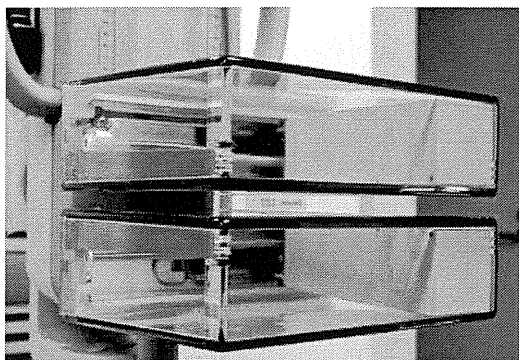


図 1 8 PEM-Flex の検出器(写真ご提供：ゆうあいクリニック)

乳房への圧排はマンモグラフィよりも 50% 軽減するので痛みは少ない(図 1 9)。



図 1 9 PEM-Flex による乳房の撮像(写真ご提供：ゆうあいクリニック)

撮像時間 1 方向 約 8 分、位置決めを含め、両側の MLO・CC の撮像には約 40 分を要する。40 分間の患者の拘束はかなりの撮像者、被検者にとって負担であると思われる。

D. 考察

PEM-Flex は現状最も台数を販売している胸部用 PET 装置であるが、40 分の測定時間が大きな問題点であることが明らかになった。今回開発する PET 装置はリング型であるので、多方向の測定の必要が無く、10 程度で測定が完了するものと考えられ、利点が多いことが明らかになった。

E. 結論

開発する胸部用 PET 装置の臨床的有用性を、他社の胸部用 PET 装置を調査することで明らかにした。撮像時間の短縮に加えて空間分解能の向上も利点であると考えられる。

H. 知的財産権の出願・登録状況

1. 特許取得

高分解能 PET 用検出器 (出願準備中)

III. 学会等発表実績

1. 論文発表

1) S. Okumura, S. Yamamoto, H. Watabe, N. Kato, H. Hamamura, Development of dual-layer GSO depth-of-interaction block detector using angled optical fiber, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A, Vol. 781, pp. 65–70, 2015

2. 学会発表

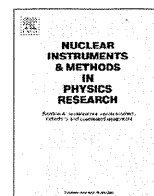
1) S. Yamamoto, H. Watabe, H. Sato, T. Endo, Y. Usuki, Development of Ultrahigh Resolution Monolithic Si-PM-Based Block Detectors Using 0.31mm Pixel Scintillators, IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, Seattle, 2014

2) T. Kobayashi, S. Yamamoto, N. Kato, J. Y. Yeom, N. Shimura, H. Ishibashi. Precise Timing Performance Measurements of Si-PM Based Phoswich Detectors for TOF-DOI-PET Systems, IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, Seattle, 2014

3) S. Yamamoto, N. Kato, J. Y. Yeom, T. Kobayashi, S. Okumura, N. Shimura, H. Ishibashi, Precise Timing Resolution Measurements of GSO Scintillators with Different Ce Concentration Combined

with Silicon Photomultipliers, IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, Seattle, 2014

IV. 研究成果の刊行物・別刷



Development of dual-layer GSO depth-of-interaction block detector using angled optical fiber



Satoshi Okumura^{a,*}, Seiichi Yamamoto^a, Hiroshi Watabe^b,
Natsuki Kato^a, Huka Hamamura^a

^a Nagoya University Graduate School of Medicine, Japan

^b Cyclotron and Radioisotope Center (CYRIC), Tohoku University, Japan

ARTICLE INFO

Article history:

Received 27 October 2014

Received in revised form

25 December 2014

Accepted 28 January 2015

Available online 7 February 2015

Keywords:

Small animal PET

PSPMT

GSO

DOI detector

ABSTRACT

A PET system for small animals requires a small detector ring to obtain high-spatial resolution images. However, when we use a relatively large size of photodetector such as a position-sensitive photomultiplier tube (PSPMT), the detector ring is arranged in a hexagonal- or octagonal-shape, and the PET system has large gaps between the block detectors. The large gaps produce image distortion, and the reconstruction algorithm is difficult. To solve these problems, we proposed to arrange two scintillator blocks on one PSPMT using two angled optical fiber-based image guides. We could set two scintillator blocks angled at 22.5° on a PSPMT so that these scintillator blocks are arranged in a nearly circular (hexadecagonal) shape with eight developed block detectors. We used Gd₂SiO₅ (GSO) scintillators with Ce concentrations of 1.5 mol% (decay time: 39 ns) and 0.4 mol% (decay time: 63 ns). Sizes of these GSO cells were 1.6 × 2.4 × 7.0 mm³ and 1.6 × 2.4 × 8.0 mm³ for 1.5 mol% Ce and 0.4 mol% Ce, respectively. These two types of GSO were arranged in an 11 × 15 matrix and optically coupled in the depth direction to form a depth-of-interaction (DOI) detector. Two GSO blocks and two optical fiber-based image guides were optically coupled to a 2-in. PSPMT (Hamamatsu Photonics H8500: 8 × 8 anodes). We measured the performances of the block detector with Cs-137 gamma photons (662-keV). We could resolve almost all pixels clearly in a two-dimensional position histogram. The average peak-to-valley ratios (P/Vs) of the two-dimensional position histogram along profiles were 2.6 and 4.8 in horizontal and vertical directions, respectively. The energy resolution was 28.4% full-width at half-maximum (FWHM). The pulse shape spectra showed good separation with a P/V of 5.2. The developed block detector performed well and shows promise for the development of high-sensitivity and high-spatial resolution PET systems.

© 2015 Elsevier B.V. All rights reserved.

1. Introduction

Sensitivity and spatial resolution are important performance aspects of a PET system. Sensitivity declines proportionately to the diameter of the detector ring. Spatial resolution is deteriorated with the ring diameter due to the angular deviation. When we use “*D*” for a detector-ring diameter of a PET system, the angular deviation around the center of the field-of-view (FOV) is represented by $0.0022 \times D$ (mm) [1]. Therefore, the sensitivity and spatial resolution are improved by using a small ring diameter. A PET system for small animals especially requires a small detector ring, and various PET systems have been developed thus far [2–18]. However, when we use a relatively large size of photodetector

such as a position sensitive photomultiplier tube (PSPMT), the detector ring is arranged in a hexagonal or octagonal shape, and the PET system has large gaps between block detectors. The large gaps produce image distortion in the reconstruction images, and the reconstruction algorithm is difficult [19,20]. We may be able to develop a polygonal-shaped detector ring by increasing the number of block detectors using specially ordered small-size PSPMTs, but their cost is high, as well as the PET system's.

We proposed a block detector that arranges two scintillator blocks for one PSPMT using two angled optical fiber-based image guides. This concept was adopted by the authors for a PET system using a silicon photomultiplier (Si-PM) to achieve an ultrahigh-resolution PET system [21]. This time, we employed the concept for a block detector using a large PSPMT. Using these block detectors, we can arrange the scintillator blocks in a nearly circular (hexadecagonal) shape with eight PSPMTs.

* Corresponding author.

E-mail address: okumura.satoshi@c.mbox.nagoya-u.ac.jp (S. Okumura).

2. Materials and methods

2.1. Configuration of block detector

2.1.1. Block detector

Fig. 1(A) shows a schematic diagram of the developed block detector. Two scintillator blocks were arranged on one PSPMT using two angled optical fiber-based image guides. The latter were used to arrange the two scintillator blocks at 22.5° so that they could be arranged in a hexadecagonal shape with eight block detectors. In addition, two scintillator blocks used two types of scintillators with different decay times for phoswich configuration. The scintillator converts incident radiation into scintillation light; then the light is transferred to the PSPMT through the angled optical fiber-based image guides while preserving the distribution of the scintillation light.

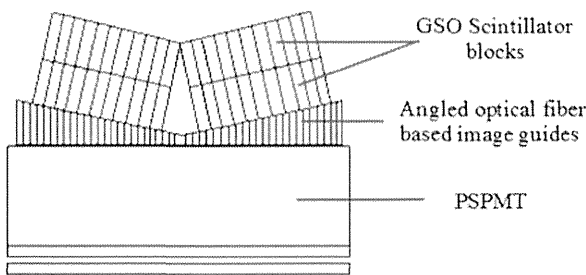


Fig. 1. Schematic diagram of developed block detector.

Table 1

Major properties and dimensions of two types of GSOs used for block detector.

	Upper layer GSO	Lower layer GSO
Ce concentration (mol%)	1.5	0.4
Decay time (ns)	39	63
Size of pixel (mm)	$1.6 \times 2.4 \times 7.0$	$1.6 \times 2.4 \times 8.0$

Table 1 summarized the major properties and dimensions of the scintillators we used for our developed detector. The scintillators used were Gd_2SiO_5 (GSO) with Ce concentrations of 1.5 mol% (decay time: 39 ns) and 0.4 mol% (decay time: 63 ns). The decay time was measured by optically coupling each GSO scintillator ($2.9 \times 2.9 \times 2.9 \text{ mm}^3$) to a 2-in. round PMT (Hamamatsu photonics, H7195). Gamma photons from Cs-137 (662 keV) were irradiated from the top of the each 2.9 mm height GSO, and the output signals were fed to a digital oscilloscope (Yokogawa DLM2052: maximum sampling rate 500 MHz, 2.5 GS/s) with a 50-ohm resistor for termination. We plotted the data on a graph and using fitting software to evaluate the decay times. The GSO pixel size was $1.6 \times 2.4 \times 7.0 \text{ mm}^3$ and $1.6 \times 2.4 \times 8.0 \text{ mm}^3$ for the upper layer (1.5 mol% Ce) and lower layer (0.4 mol% Ce), respectively. The length of scintillator of the lower layer was slightly longer than that of the upper layer because the lower layer detects smaller number of gamma photons than upper layer due to the absorption of the gamma photons in the upper layer. All surfaces of GSO scintillator were chemically etched. These two types of GSO were arranged in an 11×15 matrix with a 0.1 mm BaSO_4 reflector between the pixels and optically coupled in the depth direction with a silicon rubber (Sin-etsu Silicone, KE-420) to form a depth-of-interaction (DOI) detector (Fig. 2(A)). The thickness of the silicon rubber was less than 0.1 mm so that the light loss from the gap between two layers was negligible. The scintillator blocks were covered with Teflon tape as a reflector. Two angled optical fiber-based image guides were arranged between two GSO scintillators and the PSPMT (Fig. 2(B)). The angled image guides were made of 1-mm-square optical fibers (Kuraray, Japan) and optically coupled to a 2-sq in. 8×8 anode PSPMT (H8500, Hamamatsu Photonics, Japan). The image guide is made of optical fibers so that the scintillation light does not spread in the image guides. We show the assembled block detector in Fig. 2(C).

2.1.2. Detector ring

Fig. 3(A) shows a schematic diagram of the detector ring using the developed block detectors. We could arrange the GSO blocks in a nearly circular (hexadecagonal) shape with eight PSPMTs using

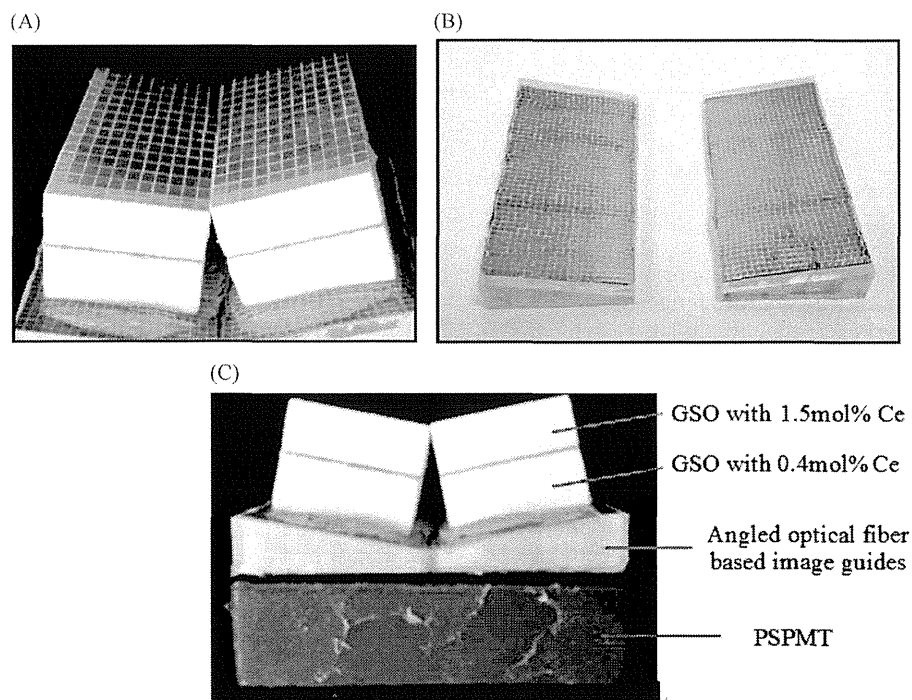


Fig. 2. Developed block detector: dual-layer GSO blocks (A), angled image guides (B), and assembled block detector (C).

the developed detector. Eight block detectors were arranged in a 95-mm-inner-diameter ring and the axial field-of-view (FOV) was 37.5 mm (Fig. 3(B)). This detector ring is much closer to a circular shape with smaller gaps between GSO blocks, and this simplifies the reconstruction algorithm.

2.2. Performance measurements

We measured the performance of the block detector with Cs-137 gamma photons (662-keV, 330-kBq) approximately 5 cm from the block detector surface. The block detector used for the performance measurements was the one of the block detectors used for the PET system.

2.2.1. Two-dimensional position histogram

Two-dimensional position histogram was obtained by uniformly irradiating 662-keV gamma photons from the Cs-137 source (330-kBq) to the GSO scintillator blocks. The signals from the PSPMT were summed for rows and columns by the weighted summing amplifiers. The weighted signals were fed to 100-MHz analog-to-digital (A–D) converters in the data acquisition system. We integrated with two different integration times (partial integration time: 160 ns and full integration time: 320 ns) and calculated the ratio of these two integration to distinguish the dual-layer. The digitally calculated position was accumulated in the memory and transferred to a personal computer [22,23]. The two-dimensional

histograms were calculated for upper and lower layers by the use of the pulse shape discrimination. We also calculated the two-dimensional histograms without pulse shape discrimination. We evaluated the peak-to-valley ratios (P/Vs) from the profiles of the two-dimensional position histogram in the horizontal (15 rows) and vertical (11 columns \times 2 blocks) directions of the GSO with upper, lower layers and without pulse shape discrimination.

2.2.2. Energy resolution

The energy resolution was measured by all the pixels of the block detector for with (330 energy spectra for upper layer and 330 energy spectra for lower layer) and without (330 energy spectra) pulse shape discrimination respectively. We evaluated the averages and standard deviation.

2.2.3. Pulse shape spectra

The DOI is discriminated using pulse shape analysis of the two different decay times of GSOs. We used the dual integration method for pulse shape analysis, in which the analog pulse shape was digitally integrated with partial and full width of the decay of the scintillation, and calculated the ratio to obtain the pulse shape spectra [24]. Peak-to-valley ratios (P/Vs) of the pulse shape spectra were evaluated for all the pixels (330 pulse shape spectra).

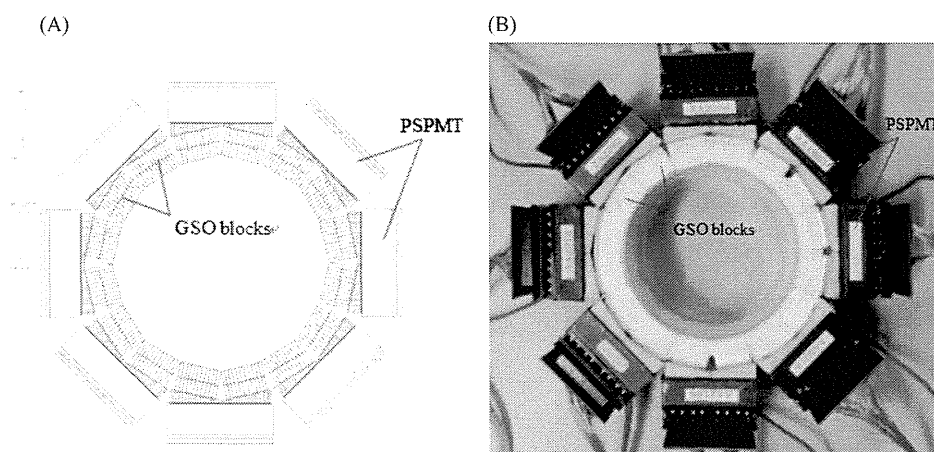


Fig. 3. Schematic diagram of detector ring (A) and photo of developed hexadecagonal-shaped detector ring (B).

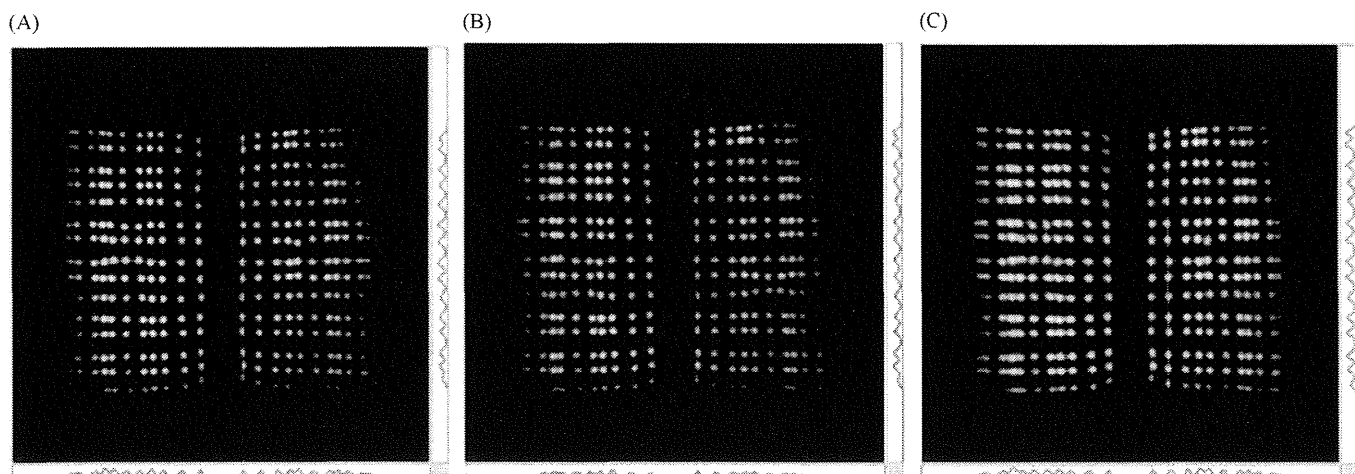


Fig. 4. Two-dimensional position histogram of upper layer (A), lower layer (B) and without pulse shape discrimination (C).

3. Results

3.1. Performance measurements

3.1.1. Two-dimensional position histogram

We show the two-dimensional position histogram of the upper layer (GSO with 1.5 mol% Ce), lower layer (GSO with 0.4 mol% Ce) and without pulse shape discrimination, in Fig. 4(A), (B) and (C),

respectively. We could clearly resolve almost all pixels in the block detector for both with and without pulse-shape discrimination.

The average P/Vs of the profiles for the upper layer were 3.3 ± 0.2 and 6.1 ± 0.7 in horizontal and vertical directions, respectively, while the average P/Vs of the profiles for the lower layer were 2.7 ± 0.1 and 4.1 ± 0.5 in horizontal and vertical directions, respectively. The average P/Vs of the profiles without pulse-shape discrimination were 2.6 ± 0.1 and 4.8 ± 0.4 in horizontal and vertical directions, respectively. The P/V

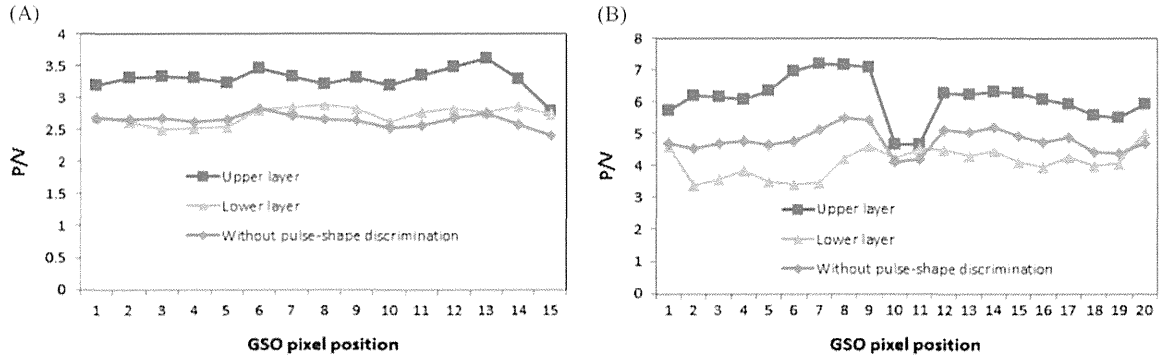


Fig. 5. P/V distributions of the position histograms as a function of GSO pixel positions for horizontal (A) and vertical directions (B).

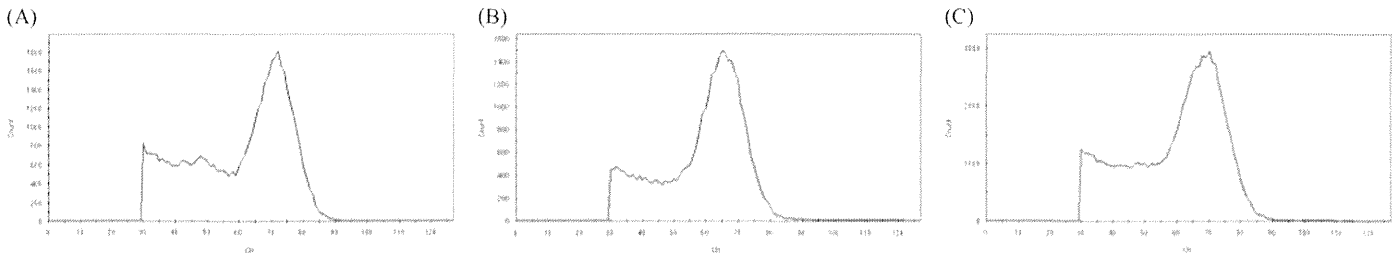


Fig. 6. Energy spectra of GSO with 1.5 mol% Ce (upper layer) (A), 0.4 mol% Ce (lower layer) (B) and GSO without pulse-shape discrimination (C).

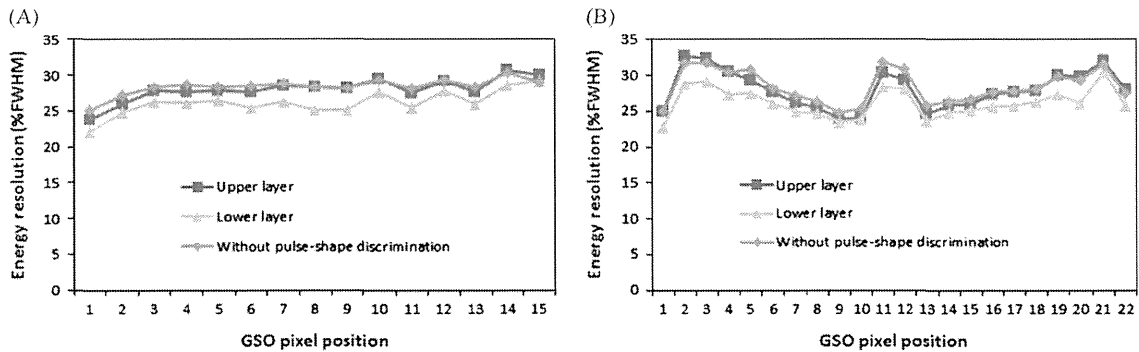


Fig. 7. Energy resolution as a function of horizontal (A) and vertical (B) GSO pixel position of upper layer, lower layer and without pulse-shape discrimination.

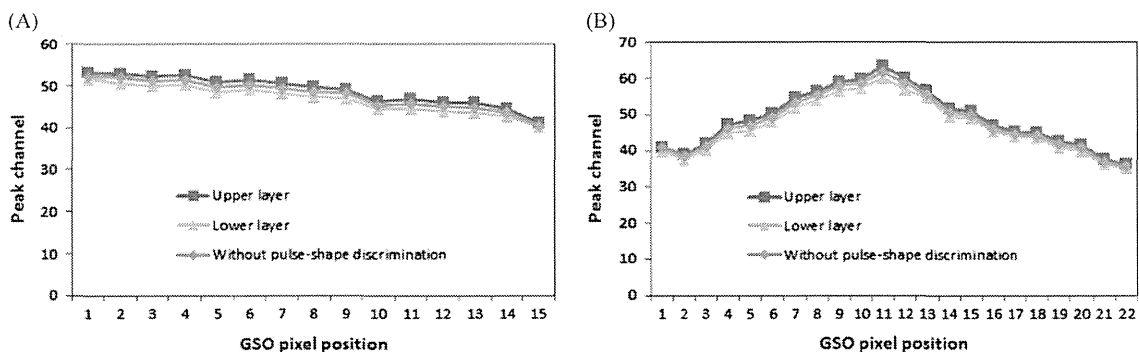


Fig. 8. Energy peak channel numbers as a function of horizontal (A) and vertical (B) GSO pixel position of upper layer, lower layer and without pulse-shape discrimination.