

O-003. Readout of high resolution DOI for whole-body 3D-PET detector using wavelength shifting fibers

Hiroshi ITO¹⁾, S. Han²⁾, Naomi Kaneko¹⁾, Hideyuki Kawai¹⁾, Satoshi Kodama¹⁾, Atsushi Kobayashi¹⁾
 1) Physics Department, Graduate School of Science, Chiba Univ., Chiba, Japan
 2) Dept. of Medical Physics, National Institute of Radiological Science

1. 背景・目的

全身用PET(Positron Emission Tomography)検査装置を高性能かつ安価にすることはPET検査の普及にとって挑戦的である。我々は薄い結晶板と波長変換ファイバー(WLSF)、そして半導体光検出器であるMPPCを用いた全身用DOI-PET検出器を開発研究している^{1,2)}。結晶加工費を抑え、WLSFにより光デバイスの使用数を削減する。最細0.2 mmのファイバーを使用するのでsub mmの位置分解能が期待される。

2. 検出器の構造

サイズ256 x 256 x 4 mm³の薄い結晶の両平面にWLSFを2軸交わるように貼り付けたものを6層重ねてひとつのブロックとする(Fig. 1)。これを6個リング状に配置してPET検出器とする。

シンチレーション光は結晶内で全反射してMPPCまで到達する。結晶の4側面に貼られたMPPCによってγ線が相互作用した層を決定し、エネルギーを測定する。全反射条件を満たさない光はWLSFに入射しx-y座標情報を得る。さらに、上下の光ったファイバーの比で結晶内のz座標を1/4程度まで決定する。x-y平面n²ピクセルのためには、普通WLSFシートは一軸方向にn分割するので、MPPCは4n個必要である。シート片側はn^{1/2}束まとめてMPPCで読み出し、反対側はその束をn^{1/2}分割して、それぞれまとめて読み出す(Fig. 2)。したがって、4n^{1/2}個のMPPCでn²の位置を一意に決定することが出来る。

得られる位置分解能は結晶の厚さdに依存する。GSOと空気の屈折率の比から漏れ出る光の広がりLは

$$L = 2d \tan \theta$$

と計算できる。ここでθは臨界角である。

3. 実験

日立化成社のGSO結晶とクラレ社のWLSF: Y-11を用いて位置再構成に十分な光子数があるか実験した。セットアップはFig. 2に示す。(1) 2つのPMTが511 keVのγ線を同時に検出した事象において、GSOから漏れる光をWLSFを介して観測する。(2) 上記の方法で束ねたWLSFシートについてLEDで位置再構成可能かテストした。LED光を直径0.5 mmにコリメートし、1 mmずつ移動させた。光量はPMTで約5 p. e. 相当に設定した。

4. 結果・考察

(1) シート層を重ねていくと2層で光電子数は約1.2に飽和した(Fig. 3 左)。シンチレーション光はWLSF 2層で十分光を吸収して下の層まで浸透しないことがわかった。(2) LED光源の入射位置-再構成位置の分解能はFWHM 1.2 mmを達成し、ファイバー束の幅に一致した(Fig. 3 右)。GSOの発光量は約8000 ph/MeV³⁾、屈折率は1.87で空気との境界面で漏れる光は全体の7.8%、PMT

のQ. E. は最大で40%⁴⁾、WLSFの平均収集効率は約1%なので、実験値1.2 p. e. と一致する。結晶とファイバーを接続する光学グリスは屈折率1.54あるので境界面で漏れる光が約3倍増えるが、一方で位置分解能が悪くなる。

5. 結論

実験結果より、GSO結晶はこの方式のためには光量が十分ではなかった。発光量が多い結晶を使用すべきである。WLSFシートは約5 p. e. のLED光源で入射位置 - 再構成位置の分解能がFWHM 1.2 mmを達成した。

薄いシンチレータとWLSFを用いた方式のDOI-PET検出器は安価で高性能を実現する可能性をもっている。この方式では結晶の発光波長とWLSFの吸収波長が一致すればどの結晶でも可能である。実用に向けて発光波長が520 nmで発光量が56,000 ph/MeVのGAGG結晶⁵⁾とクラレ社WLSF: R-3とMPPCを用いる。

参考文献

- 1) S. Han et al., IEEE NSS/MIC 2013, DOI: 10.1109/NSSMIC.2013.6829075.
- 2) H.ITO, et al., IEEE NSS/MIC 2014, 13 Nov., M11-16.
- 3) M. Kobayashi et al., Nucl. Instr. and Meth. A 693 (2012) 226 - 235.
- 4) HAMAMATSU PHOTONICS K.K., datasheet PMT R9880 SERIES.
- 5) P. Siczynski et al., Nucl. Instr. and Meth. A 772 (2015) 112 - 117.

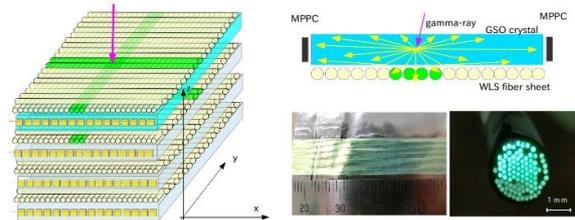


Fig. 1: A design of DOI-PET using WLSF (left) and reading x-y plate by detecting leak light from the crystal (right top). A sheet made from WLSF: Y-11 made by Kuraray, which size is 0.5 mm diameter (right bottom left), cross section of WLSF: Y-11 for connecting to photo-device (right bottom right).

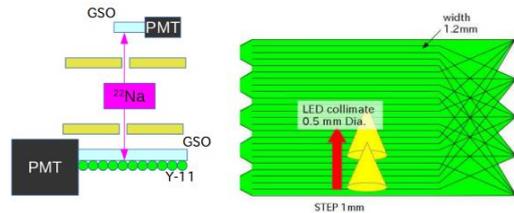


Fig. 2: When an event of 2γ from ²²Na is detected simultaneously by 2 PMTs connected to GSO crystal, the light leaked out from GSO is detected by PMT via WLSF (left). LED light is calibrated to 5 p.e., collimated to 0.5 mm diameter and moved the incident position every mm (right).

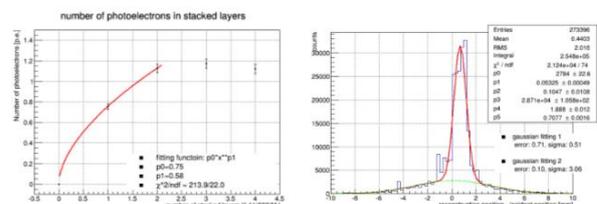


Fig. 3: Mean number of photoelectrons begins saturation state from two layers WLSF and was obtained 1.2 (left). A distribution shows difference between the incident position and reconstruction position achieved FWHM 1.2 mm (right).

演題名：波長変換ファイバーを用いた全身用 3D-PET 検出器の DOI 高精度位置分解能読み出し
 所属：1) 千葉大学大学院理学研究科基盤理学専攻, 2) 放射線医学総合研究所
 代表著者・連絡先：伊藤博士・e-mail: hiroshi@hepburn.s.chiba-u.ac.jp,
 河合秀幸・e-mail: kawai@hepburn.s.chiba-u.ac.jp [〒268-8522 千葉市稲毛区弥生町1-33]