

BNCT のための $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ シンチレーターを用いた 即発 γ 線イメージング検出器の開発

Development of a prompt gamma ray imaging detector using $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ scintillator for BNCT

*岡崎 啓太¹, 赤堀 清崇², 高田 卓志³, 櫻井 良憲³, 田中 浩基³

¹京都大学院, ²住友重機械工業株式会社, ³京都大学原子炉実験所

BNCT の治療及び基礎研究に適応可能な、エネルギー分解能に優れた $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ シンチレーターと 8x8 アレイの MPPC を組み合わせた即発 γ 線イメージング検出器の開発を行っている。熱中性子ビームを用いて特性試験を行い、ホウ素と熱中性子との反応で発生する即発 γ 線分布を取得可能であることを確認した。

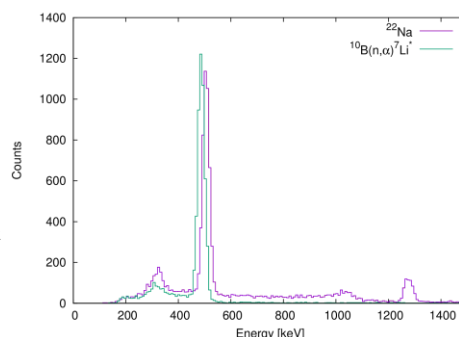
キーワード : 即発 γ 線イメージング, ホウ素中性子捕捉療法, $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$, MPPC

1. 緒言

BNCT の治療及び基礎研究において投与線量を決定するためには、腫瘍及び正常組織内のホウ素濃度分布を測定することが重要である。照射中に $^{10}\text{B}(\text{n},\alpha)^7\text{Li}^*$ 反応によって生じる 478 keV の即発 γ 線を測定することで、リアルタイムかつ二次元や三次元的にホウ素濃度分布を評価することができる[1]。しかしながら、BNCT の照射場には、バックグラウンドとして 511 keV の消滅 γ 線が存在するため 478 keV と 511 keV を弁別する必要がある。そこで、我々は、エネルギー分解能に優れた $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ シンチレーターと 8 x 8 アレイの MPPC を組み合わせた即発 γ 線イメージング検出器の開発を行っている。本発表においては、システムの概要と特性試験の結果について報告する。

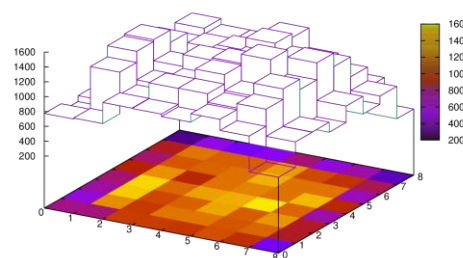
2. 方法

50 mm x 50 mm x 10 mm 角の $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ シンチレーターを 8 x 8 アレイの MPPC に密着させた。64 チャンネルの信号はアンプによって個々に増幅され、ADC によってデジタル化され、PC でデータ処理される。京大原子炉の中性子導管を用いて熱中性子ビームをホウ素濃度 0~5000 ppm の試料に照射し、 $^{10}\text{B}(\text{n},\alpha)^7\text{Li}^*$ 反応からの即発 γ 線のエネルギースペクトルを取得した。さらに、511keV との弁別能を評価するため Na-22 を用いた照射を行った。



3. 結果と結論

上図に、あるチャンネルにおいて測定した γ 線のエネルギースペクトルを示す。ピークの重なりがあるものの、478 keV と 511 keV の γ 線を弁別することが可能であることを確認した。下図に 478keV のピークに ROI を設定した場合における各チャンネルにおけるカウント数の分布を示す。カウント数を校正することで、二次元のホウ素濃度分布をリアルタイムで測定可能であることを確認した。



参考文献

[1] T. Kobayashi, Y. Sakurai, M. Ishikawa: Real-time absorbed dose estimation system for BNCT by PG-SPECT, Frontiers in Neutron Capture Therapy, pp 641-645.

*Keita Okazaki¹, Kiyotaka Akabori², Takushi Takata³, Yoshinori Sakurai³ and Hiroki Tanaka³

¹Kyoto Univ., ²Sumitomo Heavy Industries, Ltd, ³Kyoto University Research Reactor Institute