

中性子捕捉療法における信頼性の高い

小型リアルタイム中性子モニタの開発

名古屋大学大学院工学研究科

マテリアル理工学専攻

量子エネルギー工学分野

渡辺 賢一

1. 研究目的

ホウ素中性子捕捉療法(boron neutron capture therapy : BNCT)は、原子炉などからの中性子とがん組織取り込まれた中性子との反応断面積が大きい ^{10}B との核反応によって発生する高 LET で飛程の短い荷電粒子によって、選択的にがん細胞を殺傷するという原理に基づいており、新しいがん治療法として研究されている[1]。さらなる中性子捕捉療法の適応範囲拡大のために、理工学分野に求められているキーテクノロジーとしては、小型加速器ベースの中性子源の開発、治療計画技術の高度化に加え、信頼性の高い線量評価法の一つとしてのリアルタイム中性子モニタの開発が挙げられる。中性子捕捉療法の治療計画および線量の空間分布評価は JCDS(JAEA Computational Dosimetry System)[2] に代表されるシミュレーション計算に基づく手法で実施されているが、線量の絶対値を算出する際には、計算コードへの入力値として、少なくともどこか1点の中性子束の絶対値が必要であり、これを実測する必要がある。また、中性子捕捉療法は放射線治療の中でも比較的治療時間の長い治療法で、患者への照射位置を保障する意味でも患者体表でのリアルタイム中性子束モニタリングが重要な意味を持つ。これまでも、シンチレータと光ファイバを組み合わせた小型中性子モニタの開発が進められてきたが、耐放射線性、出力安定性、信頼性という観点から実用化に至っていないのが現状である。シンチレータと光ファイバを組み合わせた中性子モニタにおいて、これらの問題が生じていた最大の原因は、微弱なシンチレーション光を光ファイバという効率の制限された集光光学系を用いて伝送していることに起因し、得られる信号出力が検出器媒体による中性子吸収反応数を直接示しておらず、温度等の測定条件や放射線損傷による光ファイバの劣化により、検出器感度に変化してしまう点にあった[3-5]。そこで今回、大きな発光量を示す新しい中性子シンチレータである Eu:LiCaAlF_6 シンチレータを採用し、光学的マッチングの取れる幾何構造を採用することで、中性子吸収反応数そのものを出力として得ることが可能な中性子検出器を実現した。本研究では、この検出器を用い臨床現場でも利用可能な小型リアルタイム中性子モニタの開発することを目的としている。本報告書では光ファイバ型検出器の基本特性を示すとともに、京都大学原子炉実験所・重水照射設備において行った本検出器の特性評価試験の結果について報告する。

2. 検出器の概要

図 1 に製作した光ファイバ型検出器の外観写真を示す。本検出器は極小サイズの Eu:LiCaAlF₆ シンチレータ、プラスチック光ファイバ、光電子増倍管および信号処理回路系（前置増幅器、波形整形増幅器）、データ処理系（マルチチャンネルアナライザ：MCA、制御用 PC）で構成される。Eu:LiCaAlF₆ シンチレータに含まれる Li には、⁶Li を 95% 濃縮した高感度タイプのもも利用できるが、今回は実際の治療場の中性子量を考慮し適切な中性子感度とするため同位体組成が天然組成(⁶Li : ⁷Li = 92.5 : 7.5)のものを用いた。Eu:LiCaAlF₆ シンチレータの発光量は 40,000 ph/n で、発光のピーク波長は 370 nm 付近である。また、シンチレータサイズは最も長い辺が 0.1 mm 程度の非常に小さな小片である。



図 1 光ファイバ型検出器の外観写真

BNCT の治療場における中性子モニタに求められる仕様としては、非常に高い中性子束の場においても出力線形性が保たれていること、ガンマ線に不感であること、出力安定性が高いこと、耐放射線性の高いこと等が挙げられる。これまで、光ファイバ型の検出器としては、光ファイバの先端に、¹⁰B を含有させたプラスチックシンチレータ[3]、⁶Li を含む LiF を ZnS シンチレータシートに蒸着したもの[4]、Li ガラスシンチレータ[5]等を配したものが提案されている。¹⁰B を含有させたプラスチックシンチレータでは、電流モードを採用しており、個々の中性子検出事象を検出しているわけではないため、放射線損傷による光ファイバの光透過特性の劣化や、光検出器である光電子増倍管の温度変化に伴う利得の変動等により、検出器感度の変動してしまうという問題があった。また、LiF を ZnS シンチレータシート状に蒸着したものを配したものは、パルスモード計測で個々の中性子検出事象を捉えているものの、⁶Li が中性子を吸収した後に発生する高エネルギー荷電粒子が ZnS シンチレータ層に到達するまでに LiF 内で移動する距離が、中性子の反応位置に依存し、結果として ZnS による発光量が変化してしまうため、最終的に得られる信号波高分布が、ピーク

等の特徴的な形状を持たない連続分布を取るため、前述の光ファイバの透過率や光電子増倍管の利得変動により、波高弁別レベルを越える事象数が変動してしまうという欠点を有する。Li ガラスを配したものについては、透明なシンチレータで、光ファイバ端面に到達するシンチレーション光子数の期待値は一定であるものの、Li ガラスシンチレータの発光量が比較的小さいため、最終的に光ファイバで伝送可能な臨界角以内の入射角で光ファイバ端面に入射し光電子増倍管まで達する光子の数が非常に小さくなってしまい、統計的変動が大きく、結果として連続的な信号波高分布を示すこととなる。このことは、光ファイバの透過率等により、波高弁別レベルを越える事象数が変動してしまう問題が生じることに加え、ガンマ線起因の事象との弁別が困難になるという問題が生じることにも繋がる。

ここで、パルスモード計測を行うことを前提に、出力安定性の高い中性子モニタに関する条件に付いて説明する。理想的には、中性子を検出した際にある特定の信号波高値を示し、ノイズ事象と明確に区別できることが望ましい。しかしながら、現実のモニタで得られる信号波高値には上述した種々の理由によりばらつきが生じる。中性子信号をノイズと識別するためには、弁別レベルを設け、これを越える波高値を生じた事象のみを計数することが必要となるが、中性子を検出した際の信号波高値のばらつきが大きいと、この弁別レベルを下回る波高値の事象が生じる可能性が出てくる。このような状態で、さらに検出器の信号利得が変動すると、この弁別レベルを下回る事象の起こる割合も変動することとなり、結果として検出器感度が変化してしまうことを意味し、出力安定性が損なわれることとなる。現実の検出器では、中性子を検出しているにも関わらず弁別レベルを下回ってしまう事象がゼロではなく、如何にしてこのような事象の起こる割合を減らすかが出力安定性を高める上で重要なポイントとなる。加えて、信号波高分布の中でピークのような特徴的な形状を有する応答を示すことも重要となる。これは、何らかの要因で検出器の信号利得に変動が生じた場合に、その変動度合いをモニタリングできることを意味し、場合によっては弁別レベルを能動的に変化させることで検出器感度を一定に保つことも可能となるためである。

Li を含む中性子シンチレータで熱中性子を検出する際には、 ${}^6\text{Li}(n,t)\alpha$ 反応で生じるトリトン粒子とアルファ粒子を検出することとなる。この両者の運動エネルギーの合計は 4.8 MeV というこの反応の Q 値として与えられる一定の値を取る。このエネルギーによりシンチレータ中の電子が励起され、シンチレーション光が発生される。このため、発生されるシンチレーション光子の数は、これら粒子がシンチレータ中ですべてのエネルギーを失いさえすれば、原理的には一定の値を取る。このため、すべてのシンチレーション光子を集めることが出来れば、信号波高分布中では、一定の波高値の事象が加算されていくため、ピーク形状を形成する。しかしながら、一般に光ファイバを介したシンチレーション光の集光光学系は集光効率が低く、最終的に光電子増倍管に到達する光子数が少なくなり統計的変動が大きくなってしまうため、信号波高分布において ${}^6\text{Li}(n,t)\alpha$ 反応に起因するピークを形成するためには、シンチレータ自体の発光量がある程度高いことが必要となる。今回採用し

た Eu:LiCaAlF₆ シンチレータは、従来のスタンダードな Li 含有シンチレータである Li ガラスシンチレータの 6 倍程度の発光量を有しているため、信号波高分布においてピーク形状を形成することが期待できる。

この Eu:LiCaAlF₆ シンチレータをプラスチック光ファイバ(Mitsubishi Rayon Eska, SH-4001、コア径 1 mm)の端面に接着した。プラスチック光ファイバは石英光ファイバと比べて透過率及び耐放射線損傷の点で劣るが、本研究では、柔軟性と安価である点を重視し、プラスチック光ファイバを採用している。シンチレータからの光信号はプラスチック光ファイバによって伝送され、光電子増倍管(Hamamatsu, H6520)において電気信号に変換される。さらに、後段の前置増幅器と主増幅器によって波形整形・信号増幅され、MCA を介して信号波高ヒストグラムとしてデータ保存される。

MCA で得られる信号波高分布から平滑化およびピーク位置推定プログラムにより、波高分布中のピーク位置を抽出し、ピーク位置の 60%の波高値を弁別レベルとし、このレベル以上の波高値を持つ事象数を計数するシステムとなっている。以上の中性子計数値算出過程を 10 秒ごとに行い、データとして取り込んだ。この算出方法の概念図を図 2 に示す。

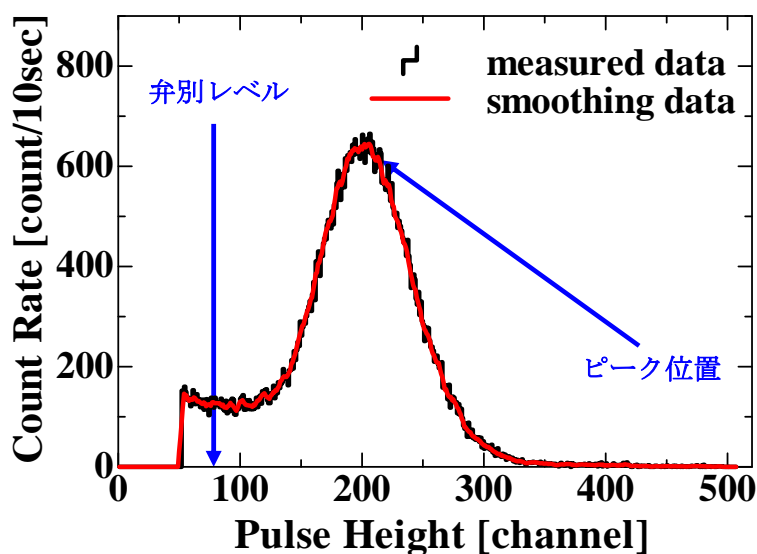


図 2 中性子計数値の算出過程の概念図

3. ガンマ線事象の抑制

出力安定性と共に中性子モニタとして求められる特性として、ガンマ線起因の事象を如何に抑制できるかが重要となる。一般的に、中性子の存在する場には、線源そのものから発生するガンマ線はもちろんのこと、中性子が周囲の物質に吸収された際に発生する即発ガンマ線も存在する。BNCT の治療場も例外ではなく、比較的高いガンマ線レベルとなっている。多くの中性子用シンチレータでは、このガンマ線の影響が非常に大きな問題となる。特にガンマ線起因の信号波高値が大きくなると、上で述べた信号波高の弁別レベルを

高くする必要が生じ、結果として多くの中性子起因の事象を除去してしまうこととなる。

今回我々の製作した中性子モニタでは、非常に小さな $\text{Eu}:\text{LiCaAlF}_6$ 結晶を用いている。これは中性子感度を適度に調整する意味合いもあるが、ガンマ線起因の事象を抑制するという狙いもある。中性子起因の信号は、上述したとおり、 ${}^6\text{Li}(n,t)\alpha$ 反応で生じるトリトンおよびアルファ粒子により引き起こされる。これらのシンチレータ中での飛程は数 $10\ \mu\text{m}$ であり、非常に小さな小片であっても、ほぼシンチレータ内ですべてのエネルギーを付与することができる。一方、ガンマ線では主としてコンプトン散乱で生じた電子により信号が形成される。この電子の飛程は、電子のエネルギーによっては $1\ \text{mm}$ 程度となるため、小片シンチレータ中ですべてのエネルギーの付与することは困難となる。結果として、中性子ではバルク結晶シンチレータと同程度の波高値の信号が得られる一方、ガンマ線では大きな波高値の信号が生じないこととなる。製作した中性子モニタを用い、 ${}^{252}\text{Cf}$ 中性子源および ${}^{60}\text{Co}$ ガンマ線源で得られた信号波高分布を図 3 に示す。中性子照射により得られるピーク波高値に対して、ガンマ線起因の信号波高値は非常に小さな値に抑えられており、適切な位置に波高値弁別レベルを設定することで、中性子のみの信号を得ることが可能となる。

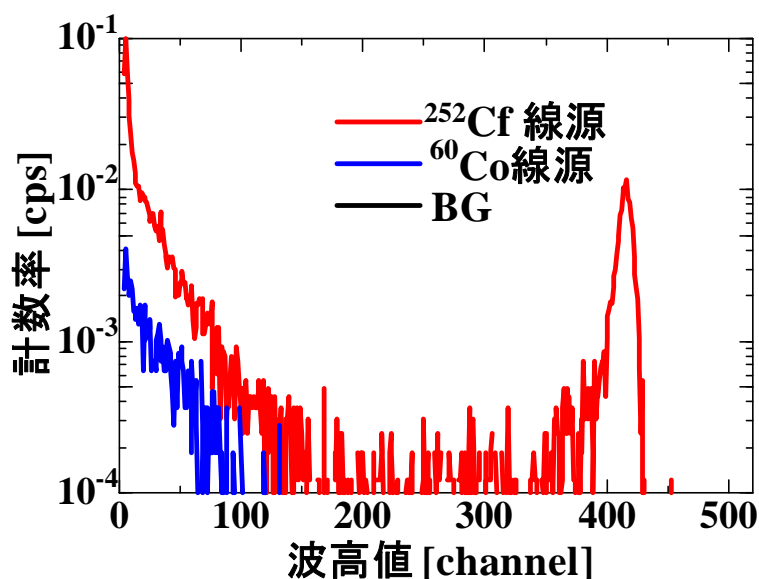


図 3 製作した中性子モニタの中性子およびガンマ線に対する応答

4. 京都大学原子炉実験所 重水照射設備での実験

実際に BNCT の治療が行われている京都大学原子炉実験所(KUR)の重水照射設備(HWNIF)において、製作した中性子モニタの応答特性評価実験を行った。実験条件は原子炉熱出力が $1\ \text{MW}$ 以下であり、照射モードは熱中性子、熱外中性子、高速中性子を含んだ

ミックスモードである[6]。出力線形性の評価実験では、中性子モニタの検出器ヘッド部の設置位置を、照射ポート表面からの距離が 0, 5, 30, 70, 120 cm となるように変化させることで、中性子束を変化させた。それぞれの設置位置における熱中性子束は金線放射化法により評価した。Cd カバー有無の金線放射化量を測定し、Cd 差分法を用いることで熱中性子成分のみを抽出した。図 4 に、金線放射化法で評価した熱中性子束と製作した中性子モニタで得られた計数率との関係を示す。実際の治療場で用いられる中性子束とほぼ同程度である $9 \times 10^8 \text{ n/cm}^2/\text{s}$ に至るまで非常によい出力線形性を示していることが確認できる。

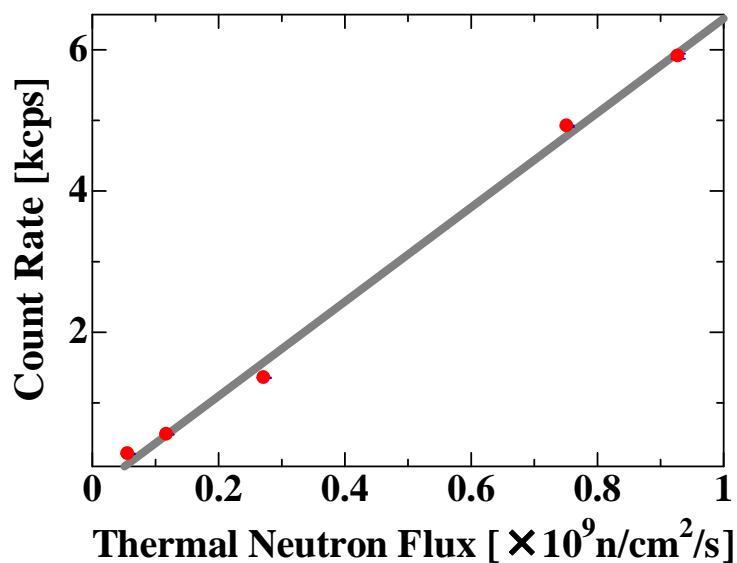


図 4 計数率の中性子束依存性

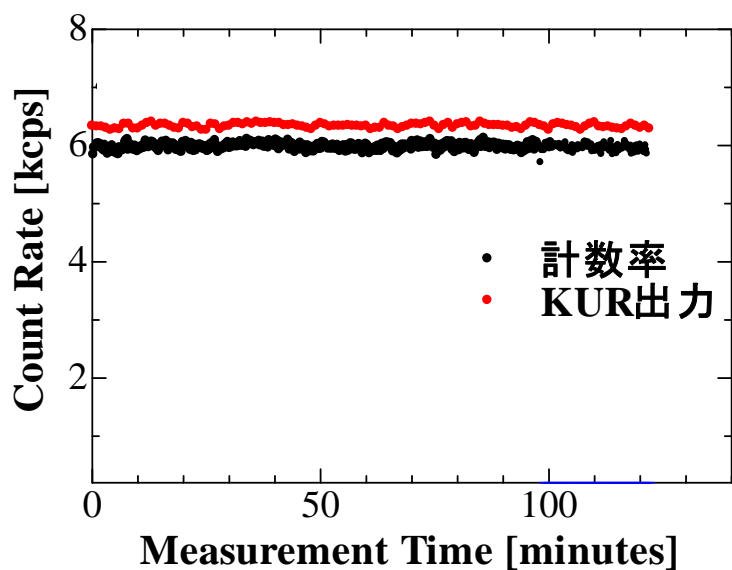


図 5 計数率の経時変化(0~120 分)

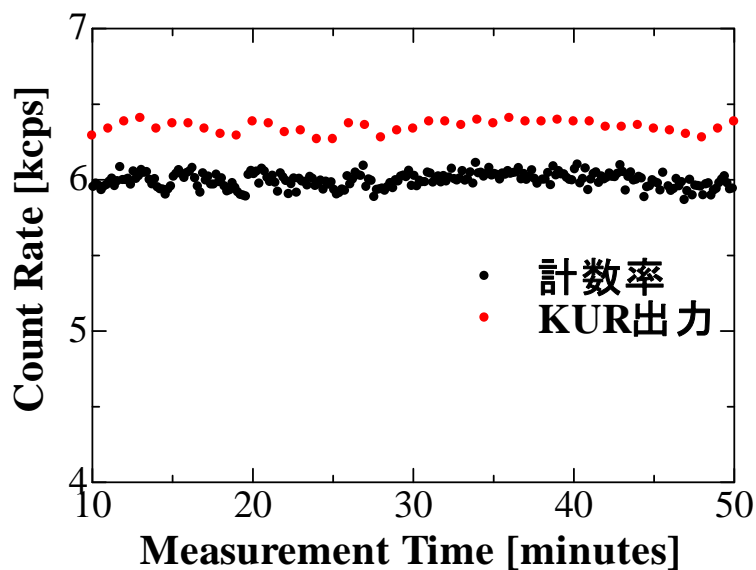


図 6 計数率の経時変化(10~50 分)

また、照射ポート表面に中性子モニタを設置し、長時間照射した際の出力安定性を確認した。図 5 に中性子モニタで得られた計数率の経時変化を示す。KUR の出力モニタである補償式電離箱の出力結果を合わせて示す。2 時間にわたり一定の出力を示しており、検出感度の経時変化なく安定した出力が得られていることがわかる。また、図 5 を拡大したものを図 6 に示すが、今回製作した中性子モニタは細かな炉出力の変動についてもモニタリングできていることが確認できる。

図 7 には、信号波高分布のピーク位置が計測時間中にどのように変化していたかを示す。

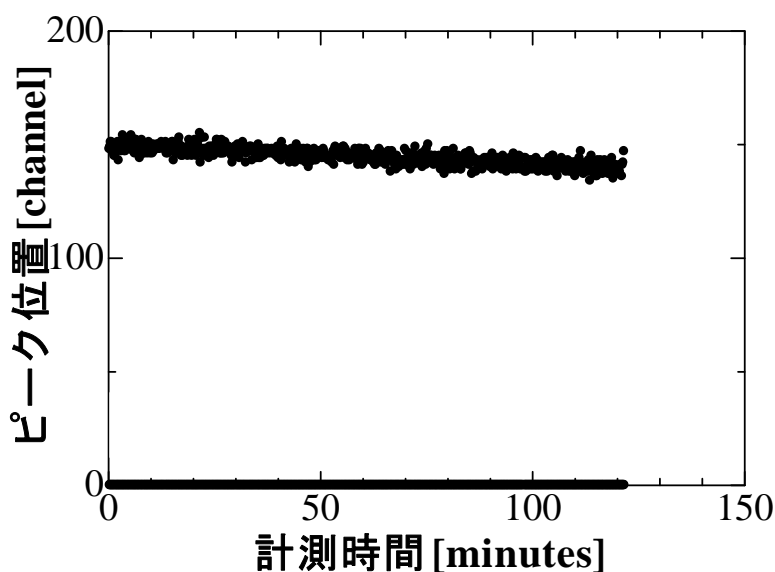


図 7 ピーク波高値の経時変化

今回、計測中に徐々に信号波高値が減少していることが確認された。この原因としては、光ファイバの放射線損傷による透過率の減少、光電子増倍管の温度上昇による利得の低下などが考えられるが、現時点では原因は特定できていない。しかしながら、今回採用した、10秒ごとに信号波高分布のピーク位置を抽出し、その都度弁別レベルを決定するというデータ処理法を用いることで、最終的に得られる中性子計数としては、感度変化なく安定性の高い出力が得られていることが確認できる。信号波高値の減少の原因説明は求められるが、光ファイバをより放射性耐性の高い石英光ファイバに変更するなどすることで、実用上問題のない程度の検出器寿命を持つ中性子モニタが実現できると考えられる。

以上のように、信号波高分布にピークを形成することが可能な中性子モニタを製作し、ピーク位置を逐次抽出し、信号弁別レベルを能動的に変化させることで非常に高い出力安定性を得られることが確認できた。

3. まとめ

本研究では、光ファイバと小片 Eu:LiCaAlF_6 シンチレータを組み合わせた熱中性子モニタを製作した。さらに、本モニタの応答評価を行うために京都大学原子炉実験所・重水照射設備において実験を行った結果、ガンマ線感度が低く、出力安定性の高い中性子モニタであることが確認でき、実際の BNCT 治療場においても、十分利用に耐えうるものであることが確認できた。今後、本モニタを活用することで、BNCT の線量評価精度向上に役立つと考えられる。

謝辞

本研究を進行するにあたり、助成いただきました財団法人医用原子力技術研究振興財団に厚く御礼申し上げます。

参考文献

- [1] Sakurai Y. and Kobayashi T., “The medical-irradiation characteristics for neutron capture therapy at the Heavy Water Neutron Irradiation Facility of Kyoto University Research Reactor”, *Med. Phys.* 29(10), 2328-2337(2002)
- [2] Kumada, H, et al., 2007, Development of JCDS, a computational dosimetry system at JAEA for boron neutron capture therapy, *J. Phys. Conf. Ser.*, 74, 012010
- [3] Ishikawa, M, et al., 2004, Development of real-time thermal neutron monitor using boron loaded plastic scintillator with optical fiber for BNCT, *Appl. Rad. Isotopes*, 61, 775-779
- [4] Ito, Y, et. al., 2004, Development of a tiny neutron probe with an optical fibre for BNCT, *Radiation Protection Dosimetry*, 110, 619-622

- [5] Matsumoto, T, et. al., **2000**, New idea of a small-sized neutron detector with a plastic fibre, *Radiation Protection Dosimetry*, *146*, 92-95
- [6] Sakurai, Y, et. al., **2000**, Characteristics of the KUR Heavy Water Neutron Irradiation Facility as a neutron irradiation field with variable energy spectra, *Nucl. Instrum. Methods, A* *453*, 569-596