

令和 2 年 6 月 11 日現在

機関番号：14401

研究種目：基盤研究(B) (一般)

研究期間：2015～2018

課題番号：15H04242

研究課題名(和文) BNCTのためのホウ素濃度比(T/N：腫瘍・正常細胞比)リアルタイム測定手法開発

研究課題名(英文) Development of real-time T/N ratio measuring technique for BNCT

研究代表者

村田 勲 (Murata, Isao)

大阪大学・工学研究科・教授

研究者番号：30273600

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 11,700,000円

研究成果の概要(和文)：新しいがん治療法である、ホウ素中性子捕捉療法、のためのリアルタイムT/N比(腫瘍細胞と正常細胞の蓄積ホウ素濃度比)計測システム(T/N-SPECT)の開発を目指し、その基礎研究を行った。計測素子について検討を進め、GAGGシンチレータが十分な性能を有することを明らかにした。その後、実証実験を実施するため、プロトタイプ計測システムの製作、更に実験のために必要な中性子源の設計及び製作を進めた。DT中性子源を用いる予定であったが、大阪府北部地震の影響で不可能となったため、AmBeで代用し実験を実施した。DT中性子源は復興予算により令和2年1月に復帰したため、今後、改めて最終的な実証実験を実施する。

研究成果の学術的意義や社会的意義

ホウ素中性子捕捉療法は、腫瘍細胞選択性がある新しい放射線がん治療法である。現在その普及が急がれているが、その要素技術の一つに治療効果のリアルタイム計測がある。本研究では、治療効果の指標の一つであるT/N比(腫瘍細胞の正常細胞に対する蓄積ホウ素濃度比)をリアルタイムで計測するシステム(T/N-SPECT)の開発を目指した要素技術開発及び設計研究を進めた。線計測デバイスをGAGGに決定し、コリメータを含めた装置の設計を行った。更にプロトタイプ装置を製作し、T/N-SPECTの原理実証実験を行った。今後、実機の製作を進めるが、BNCTが普及したあかつきには治療効果推定に使用されることが見込まれる。

研究成果の概要(英文)：Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) is known as a promising radiation cancer therapy. For the realization, a special SPECT system is indispensable to know the BNCT effect by monitoring T/N Ratio (concentration ratio of ^{10}B in tumor to normal cell) in realtime. In this study, basic researches for the T/N-SPECT were carried out. First, we investigated an elemental device to detect 478 keV γ -rays emitted from BNC reaction, and decided to use GAGG scintillator as the key detection element for T/N-SPECT. Then, we aimed to carry out the performance test by using an epi-thermal neutron source produced with a DT neutron source. However, due to the Northern Osaka Earthquake the accelerator was seriously broken so that it became not possible to carry out experiments. Instead we utilized an AmBe source to prepare an epi-thermal neutron source, though it was a little weak. We confirmed only the basic validity. We think, we should do more precise experiments using the DT neutron source in future.

研究分野：中性子工学

キーワード：BNCT T/N比 SPECT GAGG リアルタイム 治療効果

様式 C-19、F-19-1、Z-19 (共通)

1. 研究開始当初の背景

ホウ素中性子捕捉療法 (Boron Neutron Capture Therapy(BNCT)) は、次世代を担う新しいがんの放射線治療法として注目されている。BNCT は、ホウ素を腫瘍細胞に蓄積させ、中性子を照射することにより、 $^{10}\text{B}(n, \alpha)^7\text{Li}$ 反応を誘起し、放出された荷電粒子で腫瘍細胞を破壊する。ホウ素を腫瘍細胞にのみ蓄積させることができれば、腫瘍細胞のみを死滅させることができるため、正常細胞への影響を低く抑えることができる。日本ではこれまで、原子炉で試験的に治療が行われてきたが、使用できる原子炉が 2 か所しかなく、加速器を用いた BNCT の実現が望まれていた。近年、加速器の性能が向上したため、加速器中性子源ベースの BNCT の実現が近づいている。現在日本では 5 つのプロジェクトが同時進行し、しのぎを削っている状態である。世界に先駆けて、BNCT の普及が現実味を帯びてきた。

BNCT、中でも特に加速器を利用した BNCT は、その普及までにいくつかの解決しなければならぬ問題がある。(1) 加速器中性子源開発、その他、(2) 中性子源特性の明確化、(3) 治療効果(状態)のリアルタイム計測、等、工学の観点からの問題が指摘されている。(1) については、現在、京大グループが世界をリードしている。応募者のグループでも、加速器 BNCT プロジェクトをスタートさせており(村田他、「大阪大学における BNCT 用加速器中性子源開発プロジェクトの概要」、第 10 回日本中性子捕捉療法学会学術大会、2013 年 9 月 7~8 日、岡山大学、一般演題 5-28)、日本国内で活気のあるものとなっている。また、(2) については、応募者のグループにより、中性子検出デバイスの開発を科研費により(基盤研究 B(19360429))進めてきた。新たな手法を提案し、ほぼ解決の目処を得ている。本研究では、(3) に取り組む。

現在 BNCT では、PET による照射前のホウ素濃度測定や、照射中の金箔照射・測定等により、医師が(照射中に)最終的に治療時間を決定している。しかし、これは煩雑な方法であり、多少正確さを欠く面があった。実際、KUR と JRR-4 におけるこれまでの治療では、同じプロトコルで治療を行っても、治療効果が異なり予後が変わる、ということが臨床医の間では知られており、治療効果指標(ホウ素濃度、中性子束強度、 $^{10}\text{B}(n, \alpha)^7\text{Li}$ 反応率、T/N 比(腫瘍細胞と正常細胞の蓄積ホウ素濃度の比)等)のリアルタイム計測が、治療効果の正確な評価には必要不可欠と指摘されてきた。日本国内でもいくつかのグループが精力的にこの問題に取り組んでいる状況である。例えば、少し離れた場所に半導体検出器を遮蔽して設置し、腫瘍全体から $^{10}\text{B}(n, \alpha)^7\text{Li}$ 反応により放出される 478keV の γ 線を測定する、という方法(Sakurai et al., Rad. Prot. Dos., 40, 84(2006))や、SPECT の可能性を慎重に議論した研究(Kobayashi et al., Med. Phys., 27, 2124(2000))もある。申請者のグループでは、科研費により、BNCT-SPECT 装置の開発基礎研究を続けてきた(基盤研究 B(22360405))。これらはいずれも 478keV の γ 線を計測する、というものであるが、未だ基礎研究段階であり、実用化はされていない。しかし、実は、それらの指標の中でも、特に T/N 比のリアルタイム計測が、治療効果を評価する上で更に重要であることが知られている。この情報により、どのような照射条件の場合、取り残しなく腫瘍を死滅させられるかが極めて詳細に分かるからである。また同時に、どうすれば、正常細胞の被曝を抑えられるかも知ることができる。これらの情報は、放射線治療を視覚化する意味を持ち、放射線治療を、適切及び安全に実施するためには必要不可欠と言える。しかしながら、現状、治療開始後(治療中)は、T/N 比の変化をリアルタイムで見ることができない。

2. 研究の目的

上記の通り、申請者は、これまで CdTe 検出器を用いた、BNCT-SPECT の開発を進めてきた(例えば、I. Murata et al., Appl. Radiat. Isotopes, 69, pp. 1706-1709 (2011).や I. Murata et al., Progress in Nucl. Sci. Technol., 1, pp. 267-270 (2011).)。その過程で、CdTe で計測される γ 線スペクトルを輸送コード(MCNP)により詳細に評価している。バックグラウンド放射線をできるだけ下げたためである。この結果から、人体そのものからの 2.22MeV の γ 線(水素の捕獲 γ 線)の寄与がかなり大きいことが明らかになった。BNCT-SPECT 開発では、この 2.22MeV のバックグラウンド γ 線に悩まされたが、逆に、この γ 線から得られる情報から、「T/N 比(及びホウ素濃度や中性子束)をリアルタイムで知ることができるのではないか？」が本研究の目的となる。中性子束強度、ホウ素濃度、そして、T/N 比を照射中に知ることができれば、BNCT の治療成績を、“治療(照射)時の T/N 比の悪化から上手く行かないケースを減らす”ことにより、飛躍的に向上させることが期待できる。

本研究では、中性子束強度、ホウ素濃度、そして最も重要な T/N 比(腫瘍細胞と正常細胞の蓄積ホウ素濃度の比)をリアルタイムで計測できる測定システムの開発を目指す。特に本科研では、「T/N 比計測 SPECT 装置」の開発を目指し、その測定原理を実験的に実証する。

3. 研究の方法

BNCT の治療効果は、 $^{10}\text{B}(n, \alpha)^7\text{Li}$ 反応の反応率($N_B \sigma_B \Phi$)で決まる。ここで、 N_B はホウ素濃度、 Φ は中性子束であり、実際は $\sigma_B \Phi$ はエネルギー積分となる。 σ_B は $^{10}\text{B}(n, \alpha)^7\text{Li}$ 反応断面積であり正確な数値が知られている。治療前には、 N_B はある程度分かっているが、時間と共に変化するため治療中の変化は不明である。また、 Φ も金箔等で局所的に決定可能であるが、現状は計算で推定している。つまり、 $N_B \sigma_B \Phi$ はわかるが、 N_B も Φ も治療中は別々にはわからない。そこで、2.22MeV の γ 線($^1\text{H}(n, \gamma)^2\text{H}$)を利用する。この γ 線を計測することで、 Φ が分かる可能性がある。まず、生体内の水素量(NH)が MRI により正確に推定できることを利用する。 $^1\text{H}(n, \gamma)^2\text{H}$ 反応断面

積(σ_H)は正確に分かるので、2.22MeVの計測値($N_H\sigma_H\Phi$)から Φ を推定できる。ホウ素と水素は同じ場所に存在するため Φ は同じである。さらに、 ^{10}B と ^1H の断面積は、低エネルギーで共に $1/v$ (v は中性子の速度)に比例するため、その反応率の比は $E_n=0.025\text{eV}$ の断面積値の比になる、という事実が利用できる。以上より、検出器が見ている領域の平均的なホウ素濃度 N_B も分かる。対象物(人体)をSPECT的に走査することで、T/Nを評価できる。

しかし、この測定はそれほど簡単ではない。極めて高いバックグラウンド環境で、478keVと2.22MeVのガンマ線を、十分な空間分解能で、同時に精度良く測定することは困難だからである。応募者のCdTeを用いたBNCT-SPECT開発研究結果からは、478keVのガンマ線の計測を511keVの消滅ガンマ線と分離測定することがほぼ限界であり、2.22MeVは効率が落ちてしまうため計測が困難であることが分かっている。2.22MeVの測定のためには、高効率検出器が必要であるし、画像を得るためには高空間分解能が求められる上、478keVと511keVの分離測定のためには、同時に十分なエネルギー分解能が要求される。本研究では、理論的及び実験的な検討を実施し、上記の条件を満たす検出素子を、いくつかの候補検出器を試作及び試験計測して決定する。T/N-SPECTのプロトタイプを完成させ、T/Nのリアルタイム評価の可能性を実験的に実証する。

4. 研究成果

4.1 BNCT-SPECTの理論

T/N比は、2.22MeVの γ 線から得られる情報から決定される。T/N比が決定される手順を以下に説明する。 $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$ の反応率と $^1\text{H}(n,\gamma)^2\text{H}$ の反応率を、以下の(1)式、(2)式に示す。Nは生体内の濃度、 σ は反応断面積を表し、下付きのBはホウ素(^{10}B)、Hは水素(^1H)を表す。また、 Φ は中性子束である。

$$^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li} \text{ の反応率} = N_B \int \sigma_B(E)\phi(E)dE \quad (1)$$

$$^1\text{H}(n,\gamma)^2\text{H} \text{ の反応率} = N_H \int \sigma_H(E)\phi(E)dE \quad (2)$$

σ_B と σ_H は、それぞれ $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$ ・ $^1\text{H}(n,\gamma)^2\text{H}$ の反応断面積値である。これらについては、図1、図2に示されているように、正確な数値が求められる。生体内の水素濃度 N_H は、核磁気共鳴画像法(Magnetic Resonance Imaging : MRI)により推定できることを利用する。 $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$ と $^1\text{H}(n,\gamma)^2\text{H}$ の反応率は、それぞれ478keVと2.22MeVの γ 線の計測で求められる。また、図1、図2からわかるように、低エネルギー側でどちらも反応断面積が $1/v$ (v :中性子の速度)に比例している。BNCTで用いる中性子のエネルギーは、熱中性子で0.025eV前後、熱外中性子で0.5eV~10keVのため、この $1/v$ 特性が適用できる。そのため、(3)式に示されているように、 $\phi(E)$ が分かっていなくても、 $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$ と $^1\text{H}(n,\gamma)^2\text{H}$ の反応率の比は ^{10}B と ^1H の反応断面積の比となる。これにより、 $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$ と $^1\text{H}(n,\gamma)^2\text{H}$ の反応率の比を求めることができる。よって、 $^1\text{H}(n,\gamma)^2\text{H}$ の反応率が分かっているため、 $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$ の反応率を求めることができる。以上のことを(1)式に代入することにより、体内のホウ素濃度 N_B を求める。この手順で、腫瘍細胞のホウ素濃度 N_T 、正常細胞のホウ素濃度 N_N を求め、T/N比を測定する。

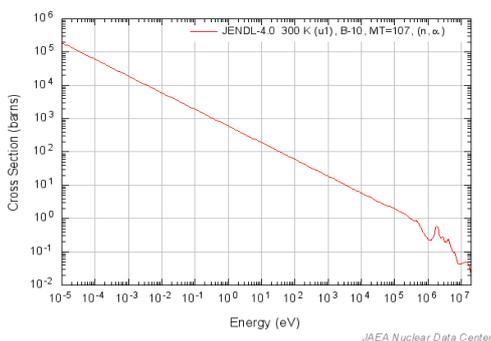


図1 $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$ の反応断面積 σ_B

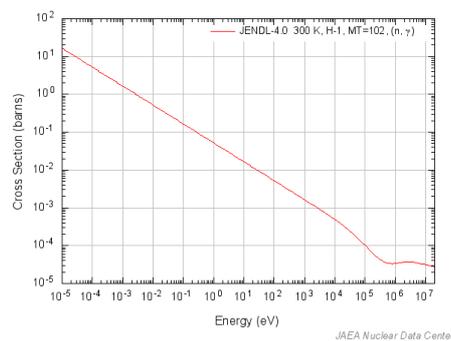


図2 $^1\text{H}(n,\gamma)^2\text{H}$ の反応断面積 σ_H

$$\frac{^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li} \text{ の反応率}}{^1\text{H}(n,\gamma)^2\text{H} \text{ の反応率}} = \frac{N_B}{N_H} \frac{^{10}\text{B} \text{ の反応断面積}}{^1\text{H} \text{ の反応断面積}} \quad (3)$$

4.2 素子の選択

4.1節で説明したように、T/N-SPECTの開発のためには、 $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$ 反応で発生する478keVの γ 線と $^1\text{H}(n,\gamma)^2\text{H}$ 反応で発生する2.22MeVの γ 線を測定しなければならない。しかし、この測定はそれほど簡単ではない。極めて高いバックグラウンド環境で、478keVと2.22MeVの γ 線

を十分な空間分解能で精度良く測定することは困難であるからである。また、先行研究より CdTe 半導体検出器を用いた BNCT-SPECT では、478keV の γ 線の計測を 511keV の消滅 γ 線と分離測定することがほぼ限界であり、2.22MeV の γ 線の計数効率が落ちてしまうため計測が困難であることが分かっている。

以上を鑑み、T/N-SPECT の検出素子について以下の 3 つの条件を設定した。

- (1) $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$ 反応で発生する 478keV の γ 線と 511keV の消滅 γ 線を分離測定できるエネルギー分解能を有すること。
- (2) 測定精度が数%以内となる検出効率を有すること。
- (3) 得られる SPECT 画像の空間分解能は数 mm 程度以内であること。

なお、(3) については、素子ではなく SPECT 装置に求められる性能となる。

候補の結晶は、NaI、GAGG、BGO、LuAG、LaBr₃、CeBr₃、CsI、そして半導体検出器として、CdTe を考察した。NaI、GAGG、CeBr₃、CsI 及び CdTe については実測も行った。エネルギー分解能は、BGO、NaI 及び CsI 以外は、概ね使用可能であることが分かった。効率については、CdTe はかなり大きなものを製作する必要があるが、概ね使用可能であることが分かった。潮解性があるものを排除し、CdTe は、これまでの研究により、分極等の欠点があり除害した。残りについて総合的に判断した結果、GAGG が最も性能的に優れていたため GAGG を選択した。

4.3 MRI による水素原子数の推定

3 章で述べた通り、MRI から体内の水素濃度が測定できることを前提としている。本研究では、この確認も行った。MRI は確かに水素を計測しているが、そもそも MRI 画像は、その濃淡を撮影者が自由に変えることができるため、MRI 画像のみから正確な水素濃度を求めることは難しい。そこで、本研究ではあらかじめ水素濃度が判明している試料を MRI で撮影し、そのコントラストから水素濃度との相関性があるかどうか、絶対値化できるかを調べた。

軽水と重水を混ぜ、軽水の濃度がそれぞれ(a)100% (b)70% (c)30% (d)10% (e)1% (f)0.1%となる資料を 1 mL ずつ用意し、5 mm チューブ管に入れた。そして、大阪大学情報通信融合研究センターにおいて 11.5T MRI 装置を用いて計測した。なお、スライス厚は 0.5 mm とした。

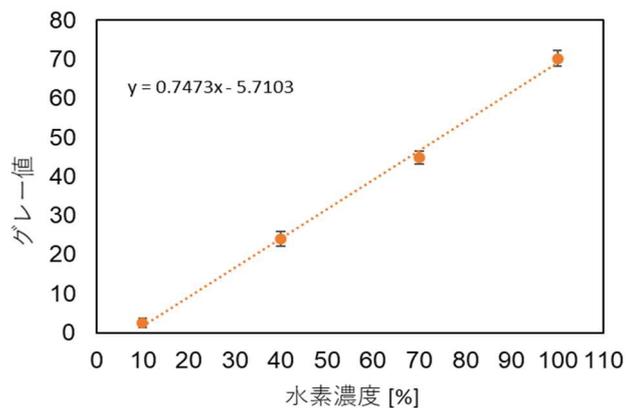


図 3 水素濃度とグレイ値の相関グラフ

得られた結果を Image J でグレイ値解析すると、図 3 のグラフが得られた。この結果から、水素濃度とグレイ値に相関性あることが分かった。しかし、実際の治療現場において、この関係式を直接使うことはできない。これは MRI の性能やどの分子に焦点を合わせて撮影するかによって検出に差があるためである。以上より、実際に治療現場で測定する際には、患者を撮影する際に 10% ~ 100% のいくつかの水素濃度の試料をおき、同じように水素濃度とグレイ値の相関式を得ることで MRI 画像から腫瘍付近の水素濃度を求めることが可能であると思われる。

4.4 T/N-SPECT の実験的検証

T/N 比が原理的に推定可能かどうかの実験的検証について説明する。なお、実際には、AmBe を用いて行ったが、結果が不十分であり、今後オクタビアンを使った実験を実施する予定である。ここでは、オクタビアンと Ge 検出器を使った最初の原理実証実験について概説する。

T/N 比の測定原理の検証実験では、腫瘍組織のホウ素濃度と正常組織のホウ素濃度の比(T/N 比)を 2.7 になるように人体頭部を模擬した。そこに、大阪大学強力 14MeV 中性子工学実験装置 OKTAVIAN から発生した中性子を、このために製作した熱外中性子カラムにより減速し照射した。得られた実験結果と MCNP-5 によるシミュレーション結果を用いて腫瘍部と正常組織でのホウ素濃度を推定し、T/N 比を評価した。実験体系図を図 4 に示す。腫瘍模擬ファントムは、腫瘍組織(ホウ酸)と正常組織(ホウ酸と炭素粉末)で構成されている。腫瘍組織は 0.895g/cm³ のホウ酸にし、正常組織はホウ酸 0.331g/cm³ と炭素粉末 0.311g/cm³ になるように混合し、腫瘍組織と正常組織とのホウ素濃度比を 2.7 にした。(図 5 参照) 次に、正常組織ファントムでは、腫瘍ファントムと同様にホウ酸 0.331g/cm³ と炭素粉末 0.311g/cm³ を混合して作成した。そこで、腫瘍ファ

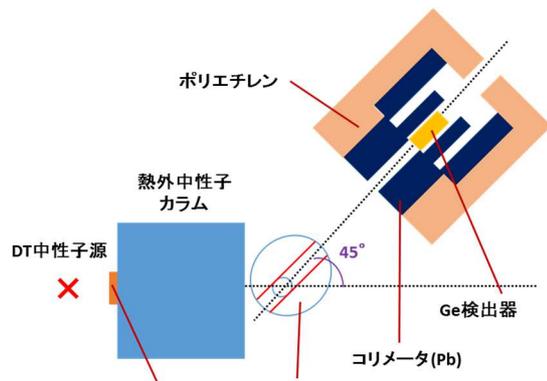


図 4 T/N 比の測定原理検証実験の体系図

ントムを配置し、熱外中性子カラムで減速された中性子を照射した。この間に放出される γ 線の波高スペクトルを Ge 検出器で測定し、 $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$ 反応で生じる 478keV の γ 線が 1000 カウント以上になるよう、中性子を 1 時間 20 分照射した。次に、腫瘍ファントムを取り去り、正常組織ファントムを配置し、同様の条件で照射し、測定を行った。最後に、正常組織ファントムを取り去り、ファントム無しで照射し、実験場でのバックグラウンドを測定した。

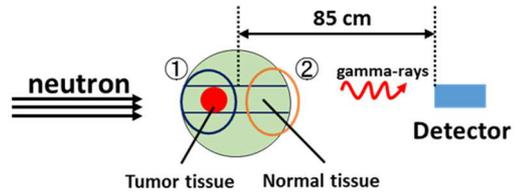


図 5 腫瘍ファントムの配置

表 1 ホウ素濃度と T/N 比の推定値

(単位: n/cc)	推定値 ($\times 10^{21}$)	真値 ($\times 10^{21}$)
正常組織	3.39 ± 0.60	3.26
腫瘍組織	12.5 ± 0.63	8.72
T/N比	3.4 ± 0.7	2.7

表 1 に各ファントムでのホウ素濃度の推定値と真値を示す。表に示されるように、正常組織と腫瘍組織のホウ素濃度は両方とも誤差範囲内で一致した。以上より、腫瘍組織と正常組織のホウ素濃度の推定値を利用して T/N 比を求めた。その結果、T/N 比は 3.4 ± 0.7 となった。これは、誤差範囲内に真値の 2.7 が含まれており、T/N 比を実験的に評価することができた。

4.5 T/N-SPECT の設計

最後に T/N-SPECT の設計について述べる。設計は以下の設計条件で実施した。

- (1)空間分解能が 5 mm 程度
- (2)イメージのアップデート時間が 5 分程度
- (3)統計精度が 5% 程度

(1)の条件は、素子の選定時に考慮したものであるが、実際には、SPECT に使用するコリメータの設計条件となる。これらの要求は、BNCT 学会等で提唱されているものである。図 6 に MCNP による計算モデルを示す。モデルの大部分は、これまで CdTe を用いた BNCT-SPECT の開発で用いられてきたものであり、コリメータ周辺について改良を加えることに

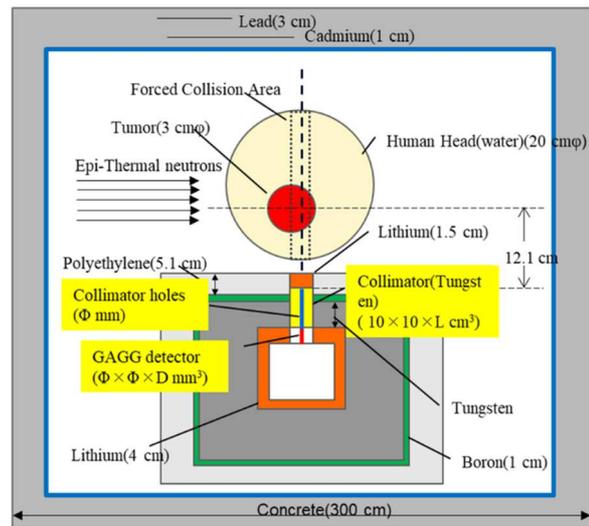


図 6 MCNP 計算モデル

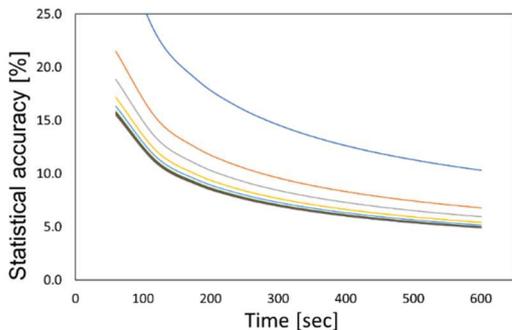


図 7 素子厚さ計算結果

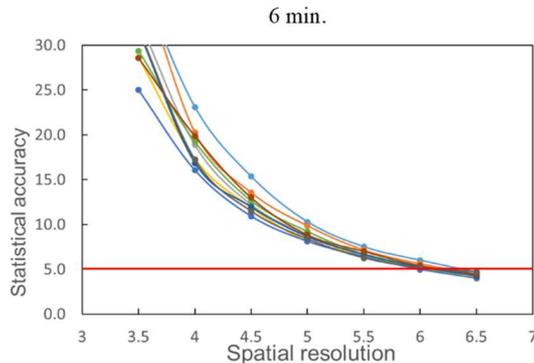


図 8 アップデート時間 6 分の場合の結果

より T/N-SPECT の設計を行った。

まず、検出器の厚さを決定した。典型的な条件における計算例を図 7 に示す。これは、検出器厚さをパラメータとした場合のアップデート時間に対する統計精度を示している。この図から、6 cm 程度以上は結果が変化しないことが分かった。以上から、検出器の厚さは 6 cm とした。

次に、設計条件を満たすようなシステム設計が可能であるか調べた。様々な計算を実施したが、上記の設計条件 3 つをすべて同時に満たす解は存在しなかった。しかし、アップデート時間を 10 分にした場合、空間分解能 5 mm 及び統計精度 5% をほぼ満たすことが分かった。アップデート時間を 4 分にすると 5% の精度を出すためには、空間分解能は 6.5 mm になることが分かった。図 8 は、アップデート時間が 6 分の場合の例であるが、図の通り、もう一つのパラメータであるコリメータ長が 45 cm を超えた場合、ほぼ結果が収束することが分かり、6 mm の空間分解能で、5% の精度を達成できることが分かる。以上の結果から、現在医師が求める 3 つの条件全てを満たすことはできないが、受け入れられる設計ができたと言える。

5. 主な発表論文等

〔雑誌論文〕 計3件（うち査読付論文 3件/うち国際共著 0件/うちオープンアクセス 3件）

1. 著者名 Masanobu Manabe, Soichiro Nakamura, Isao Murata	4. 巻 21
2. 論文標題 Study on measuring device arrangement of array-type CdTe detector for BNCT-SPECT	5. 発行年 2016年
3. 雑誌名 Reports of Practical Oncology and Radiotherapy	6. 最初と最後の頁 102-107
掲載論文のDOI（デジタルオブジェクト識別子） なし	査読の有無 有
オープンアクセス オープンアクセスとしている（また、その予定である）	国際共著 -

1. 著者名 Masanobu Manabe, Ryosuke Ohya, Nobuhide Saraue, Fuminobu Sato, Isao Murata	4. 巻 41(3)
2. 論文標題 Cross Talk Experiment with Two-element CdTe Detector and Collimator for BNCT-SPECT	5. 発行年 2016年
3. 雑誌名 Journal of Radiation Protection and Research	6. 最初と最後の頁 206-211
掲載論文のDOI（デジタルオブジェクト識別子） なし	査読の有無 有
オープンアクセス オープンアクセスとしている（また、その予定である）	国際共著 -

1. 著者名 Masanobu Manabe, Fuminobu Sato, Isao Murata	4. 巻 118
2. 論文標題 Basic detection property of an array-type CdTe detector for BNCT-SPECT -Measurement and analysis of anti-coincidence events	5. 発行年 2016年
3. 雑誌名 Applied Radiation and Isotopes	6. 最初と最後の頁 389-394
掲載論文のDOI（デジタルオブジェクト識別子） なし	査読の有無 有
オープンアクセス オープンアクセスとしている（また、その予定である）	国際共著 -

〔学会発表〕 計6件（うち招待講演 0件/うち国際学会 2件）

1. 発表者名 Saki Shibata, Ryosuke Ohya, Kentaro Minami, Shingo Tamaki, Sachie Kusaka, Fuminobu Sato, Isao Murata
2. 発表標題 Design of collimator for T/N-SPECT for BNCT
3. 学会等名 18th International Congress on Neutron Capture Therapy（国際学会）
4. 発表年 2018年

1. 発表者名 大屋瞭介、皿上順英、真鍋正伸、佐藤文信、村田 勲
2. 発表標題 BNCTのためのT/N比リアルタイム計測装置用検出素子の検討
3. 学会等名 第63回応用物理学会
4. 発表年 2016年

1. 発表者名 大屋瞭介、皿上順英、真鍋正伸、佐藤文信、村田 勲
2. 発表標題 T/N-SPECTに用いる検出素子の検討
3. 学会等名 第13回日本中性子捕捉療法学会
4. 発表年 2016年

1. 発表者名 Ryosuke Ohya, Nobuhide Saraue, Kentaro Minami, Fuminobu Sato, Isao Murata
2. 発表標題 Experimental demonstration of real time measurement of ¹⁰ B concentration for BNCT
3. 学会等名 9th Young Researchers ' BNCT Meeting (国際学会)
4. 発表年 2017年

1. 発表者名 柴田紗希, 大屋瞭介, 南健太郎, 佐藤文信, 村田 勲
2. 発表標題 BNCTにおけるT/N-SPECTのコリメータ設計
3. 学会等名 日本原子力学会2018年春の年会
4. 発表年 2018年

1. 発表者名 大屋遼介、皿上順英、真鍋正伸、佐藤文信、村田勲
2. 発表標題 BNCTのためのT/N比リアルタイム計測装置用検出素子の検討
3. 学会等名 応用物理学会
4. 発表年 2016年

〔図書〕 計0件

〔産業財産権〕

〔その他〕

-

6. 研究組織

	氏名 (ローマ字氏名) (研究者番号)	所属研究機関・部局・職 (機関番号)	備考
研究分担者	吉橋 幸子 (Yoshihashi Sachiko) (20403157)	名古屋大学・工学研究科・准教授 (13901)	
研究分担者	日下 祐江 (Kusaka Sachie) (30781314)	大阪大学・工学研究科 ・技術職員 (14401)	
研究分担者	佐藤 文信 (Sato Fuminobu) (40332746)	大阪大学・工学研究科 ・准教授 (14401)	
研究分担者	杉本 久司 (Sugimoto Hisashi) (40379144)	大阪大学・工学研究科 ・技術専門職員 (14401)	
研究分担者	伊達道 淳 (Datemichi Jun) (50379145)	大阪大学・工学研究科 ・技術専門員 (14401)	

6. 研究組織（つづき）

	氏名 (研究者番号)	所属研究機関・部局・職 (機関番号)	備考
研究分担者	加藤 逸郎 (Kato Itsuro) (60314390)	大阪大学・歯学研究科・助教 (14401)	
研究分担者	宮丸 広幸 (Miyamaru Hiroyuki) (80243187)	大阪府立大学・工学(系)研究科(研究院)・教授 (24403)	