研究論文

1040. 武蔵工大炉医療用照射場の中性子ビーム設計

松本哲男*

*Design of Neutron Beams for Medical Irradiation Fields
at the Musashi Reactor*

By Tetsuo MATSUMOTO

Design studies were carried out for the Musashi reactor (TRIGA-II, 100kW) with a view to generating epithermal and thermal neutron beams applicable to boron neutron capture therapy (BNCT). By Monte Carlo calculations, the thermal neutron beam intensity $1.1 \times 10^9 \text{ n/cm}^2 \cdot \text{s}$ and the epithermal neutron beam intensity $4.1 \times 10^8 \text{ n/cm}^2 \cdot \text{s}$ at the operation power of 100kW have been obtained at the irradiation ports in the thermal and thermalizing columns, respectively. These beams are little adulterated with fast neutrons and gamma-rays, and are relatively forward-directed. Depth-dose calculations in a tissue phantom showed that above thermal and epithermal neutron beams would be useful to treat superficial ($\sim 4 \text{ cm}$) and deeper ($\sim 6.5 \text{ cm}$) tumors, respectively. The full-dose treatment time is estimated about 2.5h. These neutron beam designs suggest how TRIGA reactors could be modified for BNCT, and the produced neutron beams, if built into the Musashi reactor, will significantly increase the chance of success of BNCT in Japan.

KEYWORDS : boron neutron capture therapy, TRIGA-2-Musashi reactor, design, neutron beams, thermal neutrons, epithermal neutrons, Monte Carlo method, thermal columns, thermalizing column, phantoms, depth-dose distributions, radiotherapy

I. 序 論

1. 中性子捕捉療法の歴史

研究用原子炉を使用する特殊な放射線治療に中性子捕捉療法(Neutron Capture Therapy : NCT)がある。なかでも、ホウ素中性子捕捉療法(BNCT)は、腫瘍細胞のみに特異的に集積するホウ素化合物を投与したのち、その腫瘍へ熱中性子を照射して、 $^{10}\text{B}(n, \alpha)^7\text{Li}$ 反応で生成される荷電粒子によって腫瘍細胞のみを破壊しようとするものである。これらの粒子は組織細胞内で細胞径と同じくらい(約 $10 \mu\text{m}$)の飛程を持ち、かつ、高LET値($200 \text{ keV}/\mu\text{m}$)を持っていることから、腫瘍細胞のみを選択的に破壊し、周辺の細胞には損傷を与えない⁽¹⁾。この療法は、1936年に、Rocherにより提案され⁽²⁾、1950年代に研究用原子炉の出現と相まって、米国のブルックヘブン国立研究所(BNL)やマサチューセッツ工科大学(MIT)のグループにより悪性脳腫瘍の治療が計30数例行われた⁽³⁾。これらの臨床治療は、特段の効果が認められないまま打ち切れ、その後は、基礎研究が続けられるのみとなった。

日本では、畠中らが、1968年から1974年までの間に、主として、東京原子力産業研究所の原子炉(HTR)で計13例

の治療を行ったのが始まりである⁽⁴⁾⁽⁵⁾。1975年にHTRが閉鎖されることになり、1976年に武蔵工業大学の原子炉(武蔵工大炉)を医療用に改造して⁽⁶⁾、1977年3月から1989年12月までに脳腫瘍治療を99例行った。この治療成績は5年生存率で19%と報告されてる⁽⁷⁾。また、三島らは、細胞や動物実験を重ねた後⁽⁸⁾、1987年から1989年までに8例の悪性黒色腫(メラノーマ)の治療を行って良好な成績を残している⁽⁹⁾。これら日本の治療成績が発端になって、1980年の中盤以降、世界的にこの研究の見直しが広がり、これまでに6回の国際シンポジウムが開催され活発な討論の場が持たれた^{(10)~(13)}。

武蔵工大炉は1989年の12月末に起こった原子炉タンクからの水漏れのため運転停止となり、これらの治療に利用されない状態が続いている。その後、これらの治療は、京都大学原子炉実験所のKURと日本原子力研究所のJRR-2に引き継がれて、現在も続けられている。これらの研究用原子炉から取り出される中性子は、0.4 eV以下のエネルギーの熱中性子が支配的であるため、治療も熱中性子ビーム利用が主流となっている。一方、FairchildやZamenhofらが、深部の脳腫瘍の治療には、生体内の減衰距離の短い熱中性子よりも熱外中性子(中性子エネルギーが0.4 eV~10 keVの範囲の中性子)の減速、熱化を利用した方が有効であると報告して以来⁽¹⁴⁾⁽¹⁵⁾、世界的に熱外中性子ビームを取り出すための研究が開始された。細胞や動物実験の後⁽¹⁶⁾、1994年9月、米国のBNLとMITの原子炉で、

* 武蔵工業大学原子力研究所 (At. Energy Res. Lab., Musashi Inst. of Technol.)

(1995年 11月6日 受理)

この熱外中性子を用いた治療を開始した⁽¹⁷⁾⁽¹⁸⁾。現在、日本でも、KUR⁽¹⁹⁾、JRR-4⁽²⁰⁾、そして武蔵工大炉⁽²¹⁾⁽²²⁾で、この熱外中性子ビームの設計を行って、深在性腫瘍の治療や適用腫瘍腫の拡大に対応しようとしている。

2. 研究の目的および設計目標

本研究の目的は、武蔵工大炉(TRIGA-II型炉)の照射設備において、BNCTに適用できる熱および熱外中性子ビームを設計することである。TRIGA-II型炉は、現在、世界で約60基運転されており、熱出力が100 kWから1 MWで運転されているものが多く、構造上、利用できる中性子ビームは熱中性子に限定されている。この原子炉は、燃料の特性上、固有の安全性が高く、また、低出力のため、起動・停止が容易であるなどの特色を持つほかに、炉心を覗く向かい合う位置に2つの照射場を設けることが構造的に容易である。本研究では、これらの2つの照射場に、熱および熱外中性子ビーム設備を設計する。熱中性子ビームは、表層部にある腫瘍(特にメラノーマや小児性脳腫瘍)の治療ならびに小動物の実験や細胞実験によるホウ素化合物の適用性の検証には有効である。

一方、熱外中性子は、皮膚との相互作用が低いため、皮膚にダメージを与える確率が低く、かつ、生体内2~3 cmで熱中性子に減速するため、深部にある腫瘍に対し有効に作用することが一般的に認められている。熱および熱外中性子のうち、特に、熱外中性子ビームを設計する際には、反射体や減速材に使用する材料の検討が必要となる。著者は、これらについて検討を行い⁽²³⁾⁽²⁴⁾、250 kWの熱出力でもBNCTの治療に適用できる熱外中性子ビームの設計が可能であることを示した。本研究では、用いる反射体や減速材に更なる検討を行って、100 kWの熱出力でも治療に適用できる熱および熱外中性子ビームを設計することを目的とする。

この場合の設計目標値は、100 kW出力時における中性子ビーム強度として、

(1) 熱中性子束 $1 \times 10^9 \text{ n/cm}^2 \cdot \text{s}$ 以上

(2) 熱外中性子束 $5 \times 10^8 \text{ n/cm}^2 \cdot \text{s}$ 以上

また、余分な線量を正常組織に与えないために、ビームの線質の目安である速中性子や γ 線の混入成分として、

(3) 速中性子線量 $5 \times 10^{-13} \text{ Gy} \cdot \text{cm}^2/\text{n}$ 以下

(4) γ 線量 $3 \times 10^{-13} \text{ Gy} \cdot \text{cm}^2/\text{n}$ 以下

とした。(1),(2)のビーム強度は、治療に必要な腫瘍患部での熱中性子フルエンス $3 \times 10^{12} \text{ n/cm}^2$ を得る⁽²⁵⁾のに必要な照射時間として2時間30分を想定している。また、(3),(4)の値としては、武蔵工大炉における治療経験および現在利用できる熱外中性子ビームの中性子特性⁽²⁶⁾を参考にして決定した。

生体組織は水素や窒素等で構成されているので、高速中性子による反跳陽子および熱中性子による $^{14}\text{N}(n, p)^{14}\text{C}$ および $^1\text{H}(n, \gamma)^2\text{H}$ 反応により、正常組織は腫瘍組織と同じく

線量付与を受ける。これらの線量は、いわゆるバックグラウンド線量となる。そこで、計算機シミュレーションにより、設計した中性子ビームを人体等価のファントムに入射させ、種々の放射線から受ける深部線量分布を求め、設計されたビームがBNCTの治療に十分適用できることを確認することとした。なお、このビームの設計およびファントム内の線量計算には、モンテカルロコードMCNP(Monte Carlo Neutron Photon)⁽²⁷⁾を使用した。

II. 設 計

1. 武蔵工大炉の概要と設計の基本方針

Fig. 1に、武蔵工大炉と現在のBNCT照射場の縦断面図を示す。直径2m、高さ6mのAlタンクの底部に炉心とグラファイト反射体を取り付けられており、周囲はコンクリートで遮蔽されている。水深約5.5mの軽水が垂直方向の遮蔽材である。炉心の大きさは、直径約40cm×高さ約40cmの円柱型であり、この周りを厚さ30cm、高さ56cmのグラファイトが取り囲み反射体となっている。炉心を覗く向かい合う位置に2つの照射場があり、それぞれサーマルコラム、サーマライジングコラムと呼んでいる。これらは、反射体の外側からコンクリートの遮蔽体内に延びている。サーマルコラムは縦1.2m×横1.2m×長さ1.7mのAlの容器に、グラファイト、BiおよびPbが詰められている。その外側に厚さ1mのコンクリートで遮蔽された照射室がある。患者はサーマルコラム照射場出口で炉心中央から175cmの位置にセットされる。

サーマライジングコラムは、縦0.6m×横0.6m×長さ1.7mのAlの容器に、グラファイト、Pbが詰められている構造である。その外側は、縦2.4m×横2.7m×高さ3.7mの燃料貯蔵プールになっている。

今回のビーム設計では、サーマルコラムに熱中性子照射場、サーマライジングコラムに熱外中性子照射場の設計を行うことにした。この理由は、従来より、サーマルコラムは熱中性子を用いたBNCTの治療に用いられて実績があり、その特性をあまり変更したくないからである。そこで、従来の材料構成を参考にして線質と強度に優れた熱中性子ビームを設計する。

一方、熱外中性子照射場は、これまでの研究成果⁽²⁴⁾を参考にして、Alやアルミナを用いた熱外中性子フィルタ方式とし、これらの大きさや厚みを検討して最適設計を行うこととした。この場合、患者のセットされる照射場を、生体遮蔽であるコンクリートを切り取るなどの変更がないようにするとともに、従来の貯蔵プールを改造して、第2の照射室として使用できるよう留意した。

武蔵工大炉に用いられる燃料棒は、いわゆるTRIGA型燃料である。燃料棒は、3つの部分、すなわち、燃料ミート部、グラファイト反射体、そして、ステンレス鋼製の端栓から構成されている⁽²³⁾。燃料ミート部は固体で、濃縮

Fig. 1 Vertical cross-section of the Musashi reactor

度20%のUと水素化ジルコニウムの均質混合体である。HのZrに対する原子数の比は1.6である。燃料ミート部の密度は 5.95 g/cm^3 であり、約39 gの ^{235}U が含まれている。燃料ミート部の長さは38.1 cm, その上下に長さ6.6 cmと9.4 cmのグラファイト反射体、そして、ステンレス鋼製の端栓がついて、全長は76 cmで、厚さ0.05 cmのステンレス鋼で被覆されている。燃料棒の径は3.73 cmである。1989年12月に停止するまでは、総数73本の燃料棒(^{235}U 約2.85 kg)が炉心内に装荷されて、運転されていた。この時の炉心配置図をFig. 2に示す。今回のビーム設計にあたり、炉心の燃料棒数が限定(最大80本)されていることから、従来の炉心配置をできる限り変更しない状態で設計を行うことにした。そのため、停止前まで使用されていた炉心を基準炉心として実効増倍係数を計算し、この値を目安とした炉心を設計炉心とした。

2. モンテカルロ計算

モンテカルロ計算に用いたMCNPコードは、3次元空間での中性子、光子、中性子と光子の結合、および光子と電子の結合輸送計算が可能である⁽²⁷⁾。MCNPコードは、エネルギー連続の断面積としてのENDF⁽²⁸⁾やENDL⁽²⁹⁾の核データを使用して、反応の確率を計算し、目的の場所における粒子束や線量等を算出することができる。

MCNPコードによる計算は、炉心で核分裂中性子および γ 線を発生させて、照射場まで粒子を輸送することで行った。炉心で発生する核分裂中性子の個数は、100 kW時において、 $7.6 \times 10^{15} \text{ n/s}$ に規格した。核データには、MCNPに備えられているENDF/B-IVとENDL852の連続エネルギー中性子断面積を使用した。これらには、熱中性

Fuel arrangement in the used core

Fig. 2 Fuel arrangement in the core used until end of 1989

子の散乱カーネル $S(\alpha, \beta)$ が、水、グラファイト、水素化ジルコニウム、ポリエチレンなどについて用意されているので、水素化ジルコニウム中のZrとHには400 Kの $S(\alpha, \beta)$ を用い、残りの元素については、300 Kの $S(\alpha, \beta)$ を用いた。計算において、中性子と γ 線のインポートランスは、炉心からの距離とともに増加させた。また、高速中性子束および高速中性子線量を精度よく計算するために、エネルギーカットオフ10 keVでの計算も行った。計算における統計誤差は、MCNPで保証されている8%以下を目安に

した。

炉心における実効増倍係数(k_{eff})を計算するのに、MCNPに備えられているKCODEを使用した。この臨界計算は、従来より運転に用いていた基準炉心について行い、その後、いろいろな反射体を持つ炉心について k_{eff} を算出し比較した。この時、0.2%以下の統計変動で結果を得るために、1サイクルあたりの発生粒子数を3,000個とし、150サイクルの計算を行った。臨界計算は、基準炉心との k_{eff} の相違を調べることが目的なので、便宜上、均質化した炉心について計算を行い、燃焼度や制御棒の効果については考慮しなかった。

3. ファントム内線量計算

Fig. 3に、ファントム計算モデルを示す。照射場の詳細構造は第Ⅲ-1節 中性子照射場の設計で述べる。ファントムには、半径が8 cmの球状の生体等価物質(脳)⁽³⁰⁾(H: 10.7%, N: 1.3%, O: 71.4%, C: 12.1%, その他: 4.5%)を用い、頭皮および頭蓋骨⁽³⁰⁾(H: 7.2%, N: 3.0%, O: 47.0%, C: 25.0%, Ca: 10.0%, P: 7.0%, その他: 0.8%)は、おのおの厚さ4 mmおよび5 mmと仮定した。熱中性子ビームを用いるBNCTの治療では、表層部の線量が最大になることから、余分な線量を患部以外に与えないために、頭部に熱中性子遮蔽用のコリメータを使用する。その大きさは、腫瘍の大きさや深さによって異なるが、直径約10 cmほどである。そこで、図に示すように、Liのコリメータを用いてファントムに入射する熱中性子ビームの直径を10 cmに絞った。また、熱中性子ビーム照射の場合、放射線損傷から保護するため頭皮と頭蓋骨は開頭手術により外されるので、これらは脳成分に置き換えた。

一方、熱外中性子ビームの照射では、表層部の熱中性子束は問題とならないので、Liのコリメータは用いず、直径20 cmの熱外中性子ビームをそのまま用いた。また、開頭手術の必要性もないので、第3図に示すように、頭皮と

頭蓋骨を設けた。計算は、ファントム内に図に示すようなセル(1 cm³)を設け、これについて、中性子束、中性子線量および γ 線量を求めた。また、腫瘍に取り込まれるホウ素(¹⁰B)濃度を30 $\mu\text{g/g}$ と仮定して、¹⁰B(n, α)⁷Li反応から付与される線量を計算し、また、中性子線量および γ 線量を加味した総線量も算出し、熱中性子と熱外中性子ビームについて比較検討を行った。

Ⅲ. 結果および考察

1. 中性子照射場の設計

Fig. 4(a), (b)に、炉心から2つの照射場(XおよびY)までの、設計したサーマルコラムおよびサーマライジングコラムの縦および横断面図を示す。

(1) 反射体および減速材の選択

これまでに、反射体や減速材に使用する材料を検討した結果、熱中性子ビームの設計にはグラファイトが、また、熱外中性子ビームの設計にはAlとアルミナの組合せが適当な構造材であることがわかっている⁽²⁴⁾。そこで、これらの中性子ビームを設計するにあたり、最初は、反射体部の半分を熱外中性子用のAl、残りの半分を熱中性子用のグラファイトとして、臨界計算を行ったところ、 k_{eff} の値で1.020が得られた。基準炉心の k_{eff} は1.033と計算されているので、この値に近づけるために、反射体として、厚さ5 cmの高密度(2.2 g/cm³)のグラファイトで炉心を囲むことにした。この結果、 k_{eff} は1.028と計算され、2本の燃料棒の追加で基準炉心の値になることが確認された。なお、サーマルコラム側のグラファイトの反射体部には、放射性同位元素生産用の照射溝を幅8 cm、深さ20 cmで設けた。

次に、反射体の外側に設ける減速材について検討を行った。熱外中性子ビームの設計にはAlとアルミナの組合せが優れているので、これを配置することにし、熱中性子の減速材にはグラファイトを配置することにして、その大きさについて検討した。その結果をTable 1に示す。減速材

Fig. 3 Calculation model for dose estimation inside the tissue phantom

Table 1 Neutron fluxes and gamma dose rates calculated as a function of the moderator size at the thermal and thermalizing columns

Moderator size	Neutron flux gamma dose	Thermal column	Thermalizing column
60 cmH	Thermal	$7.0 \times 10^8 \text{ n/cm}^2 \cdot \text{s}$	$< 10^6 \text{ n/cm}^2 \cdot \text{s}$
× 60 cmW	Epithermal	$2.1 \times 10^7 \text{ n/cm}^2 \cdot \text{s}$	$2.5 \times 10^8 \text{ n/cm}^2 \cdot \text{s}$
× 40 cmL	Fast	$7.0 \times 10^6 \text{ n/cm}^2 \cdot \text{s}$	$1.9 \times 10^7 \text{ n/cm}^2 \cdot \text{s}$
	γ dose	0.54 Gy/h	0.074 Gy/h
80 cmH	Thermal	$8.5 \times 10^8 \text{ n/cm}^2 \cdot \text{s}$	$< 10^6 \text{ n/cm}^2 \cdot \text{s}$
× 80 cmW	Epithermal	$2.5 \times 10^7 \text{ n/cm}^2 \cdot \text{s}$	$4.1 \times 10^8 \text{ n/cm}^2 \cdot \text{s}$
× 40 cmL	Fast	$8.3 \times 10^6 \text{ n/cm}^2 \cdot \text{s}$	$3.0 \times 10^7 \text{ n/cm}^2 \cdot \text{s}$
	γ dose	0.52 Gy/h	0.16 Gy/h
120 cmH	Thermal	$1.1 \times 10^9 \text{ n/cm}^2 \cdot \text{s}$	
× 120 cmW	Epithermal	$2.5 \times 10^7 \text{ n/cm}^2 \cdot \text{s}$	
× 40 cmL	Fast	$6.0 \times 10^6 \text{ n/cm}^2 \cdot \text{s}$	
	γ dose	0.54 Gy/h	

の大きさに比例して、取り出される中性子ビーム強度も増加していることがわかる。前述のように、サーマルコラムとサーマライジングコラムでは、その大きさが異なっているので、増加の割合が同じではない。そこで、Fig. 4 に示すように、サーマルコラム側では、縦120 cm×横120 cmのグラファイトについて厚みを関数としてビーム強度を計算し、厚さ40 cmのグラファイトをタンク内に固定する構造とした。サーマライジングコラム側は、熱外中性子用の減速材として、厚さ10 cmのAlと30 cmのアルミナをそれぞれ縦80 cm×横80 cmで配置し、これらを、いずれもタ

ンク内に固定する構造とした。

(2) サーマルコラム側熱中性子照射場の設計

サーマルコラムの構造は、タンク外側に縦60 cm×横60 cm×長さ55 cmのボイドスペースをおいて、中性子束の減衰を避けることにした。また、その周りを厚さ30 cmのグラファイトで囲い、さらにその外側のコンクリートとの境界部には、厚さ1 mmのボーラル板をおいて、熱中性子を遮蔽した。 γ 線の遮蔽には、熱中性子捕獲断面積がPbよりも小さいBiを厚さ10 cmで用いた。その外側に、患者をセットする熱中性子照射場を設計した。この照射場に

(a) Vertical cross section

(b) Horizontal cross section

Fig. 4 Vertical and horizontal cross sections of the proposed design of neutron beams at the Musashi reactor

は、長さ20cmのボイド層を設けてビームの減衰を避けるとともに、ビームの方向性を改善することにした。ビーム出口部は直径20cmのPbコリメータを配置し、凸型照射場とした。この鉛は、 γ 線の遮蔽体の役割を果たし、患者の全身被曝が避けられる。患者の照射位置(X)は炉心中央より175cm離れるが、この距離は従来、BNCTの治療に用いていた照射位置と同じであり、患者を容易に照射場へセットすることができる。

(3) サーマライジングコラム側熱外中性子

照射場の設計

サーマルコラムと同様に、原子炉タンク外側のサーマライジングコラムには中性子束の減衰を避けるために縦40cm×横40cm×長さ55cmのボイドスペースを設けた。その周りを厚さ10cmのグラファイトで囲み、コンクリートの境界に厚さ1mmのボーラル板を配置して熱中性子の遮蔽を行った。

熱外中性子ビームの設計には、熱中性子成分は必要ないため、厚さ0.5mmのCdで熱中性子を遮蔽し、その外側に γ 線遮蔽用のPbを配置した。Biの代わりにPbを使用したのは、熱中性子がCdで遮蔽されるためPb遮蔽体で生成する捕獲 γ 線を軽減できるためである。患者のセッティングされる照射場の構造は、熱中性子照射場と同じく、長さ20cmのボイドを設けてビーム減衰と方向性を改善するとともに、出口が直径20cmの凸型の照射場とした。患者の照射位置(Y)は、サーマルコラム側の熱中性子照射位置と同じく炉心中央から175cm離れている。

2. 中性子束分布と中性子スペクトル

(1) サーマルコラム側中性子束分布

Fig. 5に炉心中央から患者照射位置までの中性子束分布を高速、熱外および熱中性子束について示す。それぞれの中性子エネルギー範囲は、高速中性子(Fast)として10 keV以上、熱外中性子(Epithermal)は0.4 eV~10 keV、熱中性子(Thermal)は0.4 eV以下とした。試料照射用の水チャンネルとなっている炉心中央部を除いて炉心内の高速中性子束は、熱中性子束に比べて、わずかに大きい。これは、燃料によって熱中性子が吸収されるためである。高速中性子はグラファイト反射体により減速されて、急激に減衰する。

一方、熱中性子は、グラファイト反射体部の水チャンネルの照射溝でピーキングを示した後、なだらかに減衰している。厚さ65cmのグラファイト(一部厚さ8cmの水チャンネル)による減衰割合は、高速、熱外および熱中性子の順に大きい。ボイド部は、中性子束のわずかな減衰は見られるものの、中性子束の強度を保つのに有効であることがわかる。また、 γ 線の遮蔽に用いた厚さ10cmのBiにより、それぞれの中性子束は約1/3に減衰する。 γ 線の減衰は1/50であった。照射場の出口における熱、熱外および高速中性子束は、それぞれ 1.1×10^9 、 2.5×10^7 および 6.0×10^6 n/cm²sと計算された。また、 γ 線量率は0.54 Gy/hと計算された。

Fig. 5 Neutron flux distributions along the beam central line from the center of core to the patient port at the thermal column

cm²・sと計算された。また、 γ 線量率は0.54 Gy/hと計算された。

(2) サーマライジング側中性子束分布

Fig. 6に炉心中央から熱外中性子照射場出口までの中性子束分布を、高速、熱外および熱中性子束について示す。炉心内の中性子束分布は、サーマルコラム側と同じであるが、グラファイトの代わりにAlを減速材として用いているため、また水チャンネルもないため、反射体部の熱中性子束のピーキングは見られない。高速中性子束は、Alとアルミナによる減速で、急激に減衰していることがわかる。その減衰割合は、Alよりもアルミナの方が大きい。これは、アルミナ中の酸素の弾性散乱によるものである。熱外中性子束に注目すると、Alとアルミナによる減衰割合は、高速中性子束の減衰割合に比べて小さい。すなわち、Alとアルミナの組合せは、熱外中性子ビームの設計に非常に有効であることがわかる。熱中性子束がPbの入口で急激に減少しているのは、熱中性子吸収体のCdを使用しているためである。厚さ10cmのPbによる中性子の減衰割合は、Biとほぼ等しく、約1/3であるが、 γ 線量の減衰割合は約1/100であった。Biよりも減衰効果が良くなったのは、密度がわずかに大きいことと、熱中性子成分が除去されているため、Pbで発生する捕獲 γ 線が軽減されたためである。熱外中性子場における、熱、熱外および高速中性子束は、それぞれ、 1×10^6 以下、 4.1×10^6 および 3.0×10^7 n/cm²・sと計算された。また、 γ 線量率は0.16 Gy/hと計算された。

(3) 中性子スペクトルの比較

Fig. 7 に熱中性子照射場と熱外中性子照射場で得られた中性子ビームのエネルギースペクトルを比較して示す。熱外中性子照射場では、1eVから10keVの中性子束が強く、良質な熱外中性子ビームになっている。また、熱中性子照射場では、0.4eV以下の中性子が主で良質な熱中性子ビームとなっている。

Fig. 6 Neutron flux distributions along the beam central line from the center of core to the patient port at the thermalizing column

3. 中性子ビーム特性の比較

Table 2(a), (b)に、現在、国内外でBNCTの治療に用いられている熱および熱外中性子照射場の中性子ビーム特性と、今回設計された武蔵工大炉の中性子ビーム特性を比較して示す。表中 D_{fast}/n および D_r/n は、単位中性子フルエンスあたりの高速中性子線量と γ 線量をおのおのの表し、こ

Table 2 Characteristics of the proposed thermal and epithermal neutron beams at the patient port for the Musashi reactor and currently available thermal and epithermal neutron beams for BNCT

(a) Proposed thermal neutron beam

Reactor	Reactor power (MW)	Thermal neutron flux $\times 10^9$ ($n/cm^2 \cdot s$)	$D_{fast}/n_{th} \times 10^{-13}$ ($Gy \cdot cm^2/n$)	$D_r/n_{th} \times 10^{-13}$ ($Gy \cdot cm^2/n$)	I/ϕ
KUR ⁽³¹⁾	5	3.0	—	0.6	—
JRR-2 ⁽³²⁾	10	1.1	—	1.2	—
Musashi ⁽²⁴⁾	0.1	0.8	—	2.1	—
Proposed Musashi	0.1	1.1	0.9	1.4	0.67

(b) Proposed epithermal neutron beam

Reactor	Reactor power (MW)	Epithermal neutron flux $\times 10^9$ ($n/cm^2 \cdot s$)	$D_{fast}/n_{epi} \times 10^{-13}$ ($Gy \cdot cm^2/n$)	$D_r/n_{epi} \times 10^{-13}$ ($Gy \cdot cm^2/n$)	I/ϕ
BMRR ⁽²⁶⁾	3	1.8	4.3	1.3	0.67
MITR ⁽²⁶⁾	5	0.2	13	13	0.55
PETTEN ⁽²⁶⁾	45	0.33	10.4	8.4	0.80
Proposed Musashi	0.1	0.41	3.3	1.1	0.67

Values given, except reactor power, are those in air at column exits.

Fig. 7 Energy spectra of the epithermal and thermal neutron beams at the two irradiation ports

の値が小さいほど、バックグラウンド線量の少ない優れた中性子ビームであることを示す。また、 J/ϕ は、中性子ビームの中性子束に対する中性子流割合で、この値が大きいほど、ビームは前方方向の成分が多いことを表す。今回設計した熱中性子ビームは、ビーム強度と線質の両方で設計目標値を上回っており、武蔵工大炉の従来の熱中性子ビームより優れた特性を持ち、かつ、JRR-2とほぼ同等な結果が得られた。熱外中性子ビームについては、線質では設計目標値を十分満たしたが、ビーム強度では、わずかに設計目標値を下回った。しかしながら、MITRやPETTENのビーム強度より大きく、かつ高速中性子や γ 線量のコンタミネーションも少ない優れたビーム特性が得られた。ビーム方向性を表す J/ϕ 値は、熱および熱外中性子ビームともに、0.67と計算された。本設計において等方ビーム($J/\phi=0.5$)よりも前方成分の多いビーム特性が得られたのは、照射場の近くに長さ20cmのボイドを設けたことによる。

4. ファントム内線量分布

今回の設計で得られた熱中性子と熱外中性子ビームをファントムに入射した時に、ファントム中心軸で得られた中性子束と γ 線量分布をFig. 8 (a), (b)に示す。これらの図には、熱中性子束(Thermal)、熱外中性子束(Epithermal)、

高速中性子束(Fast)、捕獲 γ 線量(Capture γ)および炉心からの γ 線量(Core γ)が示されている。

Fig. 8(a)に見られる熱中性子束分布は、ファントム表層部においてピークを生じた後、半価層約2cmで急激に減少している。このピークは、前方成分の多いビームが数mm透過したのち、等方成分になることによって生じる。これに伴い、 $^1\text{H}(n, \gamma)^2\text{H}$ 反応で生成する捕獲 γ 線量も表層部にピークが見られる。熱中性子ビーム照射の際には、この表層部のピークが頭皮や頭蓋骨に生じるので、これからの放射線損傷を避けるため、一般的に開頭手術が行われる。もともと成分の少ない熱外中性子や高速中性子は、ファントム内でさらに減少するため、問題とならない。

一方、Fig. 8(b)では、熱外中性子ビームの入射により、ファントム内2～3cmの場所で熱中性子束のピーキングが見られる。これは、熱外中性子の減速、熱化により生成したもので、そのため熱外中性子束は急激に減衰している。また、捕獲 γ 線量は、熱中性子束分布と同じように、2～3cmの場所にピーキングを生じていることがわかる。

以上の結果をもとに治療可能深さについて考察する。熱中性子ビームを直径10cmで入射させた場合、設計目標の照射時間(2.5h)を考えると、患部に必要な熱中性子フルエンス($3 \times 10^{12} \text{ n/cm}^2$)を得るには、 $3.3 \times 10^8 \text{ n/cm}^2 \cdot \text{s}$ の熱中性子束が必要となる。この値に対応する熱中性子束の

Fig. 8 Neutron flux and gamma dose rate distributions along the central axis within the phantom

位置を Fig. 8(a)より求めると、深さ 4.5 cm の場所となる。この場合、表層部での熱中性子フルエンスは $1.2 \times 10^{13} \text{ n/cm}^2$ となり、ほぼ限界フルエンス ($1.5 \times 10^{13} \text{ n/cm}^2$)⁽²⁵⁾ に達していることから、熱中性子ビームを用いる治療は 4.5 cm 前後が治療可能深さの限界の目安となる。

一方、Fig. 8(b)の熱外中性子ビームでは、熱中性子束が $3.3 \times 10^8 \text{ n/cm}^2 \cdot \text{s}$ となる場所は深さ 6 cm であり、熱中性子ビーム入射の場合に比べて熱外中性子ビームの方がより深部の治療を行うことが可能となる。ピーキング地点の熱中性子フルエンスは、2.5 h の照射で $5 \times 10^{12} \text{ n/cm}^2$ ほどとなり、限界フルエンスに到達するのに 3 倍ほどの余裕がある。このとき、表層部の熱中性子フルエンスは、さらに小さくなるので頭皮や頭蓋骨を切り取らない治療の可能性が示唆できる。

Fig. 9 (a), (b)に、Fig. 8 (a), (b)の中性子束および γ 線量分布をもとにして、ファントム中心軸上で得られた線量分布を示す。これらの線量は相対生物学的効果比(RBE)を考慮していない物理的線量(physical dose)である。BNCTの治療でホウ素化合物を使用する場合、腫瘍部の ^{10}B 濃度は患者ごとに異なっているため、腫瘍部の ^{10}B 濃度を $30 \mu\text{g/g}$ 、正常組織の血管中は $10 \mu\text{g/g}$ 、正常組織部には $3 \mu\text{g/g}$ と仮定して、 $^{10}\text{B}(n, \alpha)^7\text{Li}$ 反応から得られる線量計算を行っている。図中、中性子線量(Neutron)は、主として、Hの反跳および $^{14}\text{N}(n, p)^{14}\text{C}$ 反応からの線量が寄与しており、 γ 線量は $^1\text{H}(n, \gamma)^2\text{H}$ 反応からの捕獲 γ 線量と炉心からの線量の和となっている。なお、腫瘍および正常組織に ^{10}B が取り込まれた場合、 $^{10}\text{B}(n, \alpha\gamma)^7\text{Li}$ 反応で生成する捕

獲 γ 線が考えられるが、この量は、上記濃度では $^1\text{H}(n, \gamma)^2\text{H}$ 反応からの捕獲 γ 線量に比べて、無視できるほど小さい⁽³³⁾ ので考慮していない。

これらの図を比較すると、熱中性子ビームの場合、表層部で線量が一番高くなるのに比べ、熱外中性子ビームでは深さ 2 ~ 3 cm の場所でピークが見られるのがわかる。また、中性子線量よりも γ 線量の方が高くなっているが、これはRBEを考慮していないことによる。一般的には γ 線のRBEは1、中性子のRBEは2 ~ 3であるが、 $^{10}\text{B}(n, \alpha)^7\text{Li}$ 反応で発生する荷電粒子については、使用するホウ素化合物によってもRBEの値が変わるため^{(16)(34)~(36)}、細胞実験を行って正確なRBEを求める必要がある。このため、本研究では、物理線量で評価している。熱中性子および熱外中性子ビームともに、腫瘍部の線量は正常組織部の血管および正常組織部の線量のおおの2倍および3倍程度となる。

IV. 結 論

ホウ素中性子捕捉療法(BNCT)のための熱および熱外中性子ビームの設計を、武蔵工大炉(TRIGA-II 型、熱出力 100 kW)の炉心を覗く反対側に位置するサーマルコラムおよびサーマライジングコラムの2つの照射場について行った。初めに、反射体および減速材の材料ならびに構造について検討を加えた。炉心周りを厚さ 5 cm の高密度グラファイトで囲み、その外側の半分をグラファイトとし、半分をAlとする反射体構造とすれば、炉心の臨界性が保証されることがわかった。

Fig. 9 Depth-dose distributions along the central axis within the phantom

次に、熱中性子用の減速材として縦120 cm×横120 cm×長さ40 cmのグラファイトを用い、また、熱外中性子用のフィルタとして縦80 cm×横80 cm×長さ30 cmのアルミナを用いると、強度と線質に優れた熱および熱外中性子ビームがおのおの得られることがわかった。モンテカルロ計算の結果、原子炉出力100 kWの時、サーマルコラム側の医療用照射場で、熱中性子束 $1.1 \times 10^9 \text{ n/cm}^2 \cdot \text{s}$ 、サーマライジングコラム側で、熱外中性子束 $4.1 \times 10^8 \text{ n/cm}^2 \cdot \text{s}$ のビーム強度が得られることがわかった。これらのビームは、前方成分の多い(中性子束に対する中性子流の比が0.67)、かつ、高速中性子と γ 線のコンタミネーション(おのおの $3 \times 10^{-13} \text{ Gy} \cdot \text{cm}^2/\text{n}$ 以下)の少ない、線質に優れたもので、設計目標値を十分満足するものであった。

生体等価のファントムに設計した中性子ビームを入射して、脳内の線量分布を算出した結果、熱中性子ビームでは4 cmまでの深さの表層部の治療に効果が期待でき、BNCTの治療に十分適用できることがわかった。また、熱外中性子ビームでは6 cm以内の深部治療に有効で、BNCTの治療が2.5 h程度の照射時間で適用できる結果が得られた。

これらの結果は、TRIGA型の原子炉を医療用に改造する際の参考となるとともに、これらの設計に基づいて武蔵工大炉に中性子ビーム設備を設置すれば、日本におけるBNCTの治療がより一層飛躍するものと思われる。

—参考文献—

- (1) 畠中 坦：“がんと放射線治療(梅垣洋一郎編)”，コロナ社，234 (1985)。
- (2) Locher, G.L. : *Am. J. Roentgenol.*, **36**, 1 (1936)。
- (3) Slatkin, D.N. : *Brain*, **114**, 1609 (1991)。
- (4) 神田啓治：原子力誌，**17**, 582 (1975)。
- (5) 畠中 坦，渡辺哲敏：外科診療，**12**, 1041 (1970)。
- (6) 安 成弘，他：原子力誌，**18**, 767 (1976)。
- (7) Hatanaka, H. : “*Advances in Neutron Capture Therapy*”, (Soloway, A.H., et al. eds), Plenum Press, New York, 665 (1993)。
- (8) Matsumoto, T., et al. : *Pigment Cell Res.*, **2**, 240 (1989)。
- (9) Mishima, Y., et al. : “*Advances in Neutron Capture Therapy*”, (Soloway, A. H., et al. eds), Plenum Press, New York, 705 (1993)。
- (10) Hatanaka, H. ed. : “*Neutron Capture Therapy for Tumors*”, Nishimura Press, Niigata, (1986), (Proc. 2nd Int. Symp. on Neutron Capture Therapy)。
- (11) Strahlenther : *Onkol.*, **165** (1988), (Proc. 3rd Int. Symp. on Neutron Capture Therapy)。
- (12) Allen, B.J., et al. eds. : “*Progress in Neutron Capture Therapy for Cancer*”, Plenum Press, New York (1992), (Proc. 4th Int. Symp. on Neutron Capture Therapy)。
- (13) Soloway, A.H., et al. eds. : “*Advances on Neutron Capture Therapy*”, Plenum Press, New York, (1993), (Proc. 5th Int. Symp. on Neutron Capture Therapy)。
- (14) Fairchild, R.G. : *Phys. Med. Biol.*, **10**, 491 (1965)。
- (15) Zamenhof, R. G., et al. : *Med. Phys.*, **2**, 47 (1975)。
- (16) Coderre, J.A., et al. : *Radiat. Res.*, **129**, 290 (1992)。
- (17) Coderre, J. A. : *Program and Abstract in 6th Int. Symp. on Neutron Capture Therapy for Cancer, Kobe, Japan*, p.36 (1994)。
- (18) Madoc-Jones, H., et al. : *ibid.*, p.126。
- (19) Kobayashi, T., et al. : *ibid.*, p.68。
- (20) 山田 毅，有金賢治：原子力学会「1995秋の大会」予稿集，C52。
- (21) 松本哲男：同「1995春の年会」要旨集，F36。
- (22) 松本哲男：同「1995秋の大会」予稿集，C57。
- (23) Matsumoto, T., et al. : *J. Nucl. Sci. Technol.*, **32**, 87 (1995)。
- (24) Matsumoto, T. : *ibid.*, **33**, 171 (1996)。
- (25) 畠中 坦：私信。
- (26) Brugger, R.M. : “*Advances in Neutron Capture Therapy for Cancer*”, (Soloway, A. H., et al. eds), Plenum Press, New York, 775 (1993)。
- (27) Briesmeister, J.F. ed. : *LA-7396-M*, Rev.2., (1989)。
- (28) Kinsey, R. : *BNL-NCS-50496*, (1979)。
- (29) Howerton, R.J., et al. : *UCRL-50400*, Vol.15. part A, (1975)。
- (30) ICRP 23 : Oxford, Pergamon Press, (1975)。
- (31) Kanda, K., et al. : 1st Int. Symp. on Neutron Capture Therapy, *BNL 51730*, 44 (1983)。
- (32) Shirai, E., et al. : *Progress in Neutron Capture Therapy for Cancer*, (Allen, B.J., et al. eds), Plenum Press, New York, 569 (1992)。
- (33) Matsumoto, T. : *Phys. Med. Biol.*, **35**, 971 (1990)。
- (34) Fukuda, H., et al. : *Int. J. Radiat. Biol.*, **51**, 167 (1987)。
- (35) Gabel, D., et al. : *Radiat. Res.*, **98**, 307 (1984)。
- (36) Davis, M.A., Pittle, J.B. : *ibid.*, **43**, 534 (1970)。