

## NCT用加速器中性子場形成装置のコンパクト化に関する研究

丸橋 晃<sup>\*1</sup>、福田茂一<sup>\*2</sup>、石神龍哉<sup>\*3</sup>、田中浩基<sup>\*1</sup>、高田卓志<sup>\*1</sup>、

Akira MARUHASHI<sup>\*1</sup>, Shigekazu FUKUDA<sup>\*2</sup>, Tatsuya ISHIGAMI<sup>\*3</sup>, Hiroki TANAKA<sup>\*1</sup> and Takushi TAKATA<sup>\*1</sup>

### Abstract

This research is developed to construct a compact system of neutron generating target system and fast neutron energy moderating system for the neutron capture therapy (NCT). We use 10 MeV proton beam, bombarding Be-target for generating efficiently neutrons. We plan that the proton beam is scanned circularly on a target by the moving magnet system to avoid target melting due to heat up by energy transfer of kinetic energies of protons to the target. As experimental results, moving images of proton beam on the ZnS film were recorded by a video-camera screen monitor system, and distributions of thermal neutron fluxes in a water phantom were obtained by Au foils with and without Cd cover. Maximum of thermal neutron flux was at 2cm-3cm depth in the phantom on the beam axis and its value was  $1.7 \times 10^8$  n/cm<sup>2</sup>/sec under the condition of 1  $\mu$ A protons as a pencil beams incident to the Be target.

### 要約

本研究はがん治療術式としてここ2、3年社会的興味の対象となりつつある中性子捕捉療法の普及を実現するため、加速器中性子源・中性子場を開発することを目的として行われている。具体的課題は安全、効率、恒常、簡便などの要請に答えられ、かつ安価でコンパクトな中性子発生機構/中性子場変調機構を実現するために基盤となる知識の獲得である。中性子発生機構/中性子場変調機構が抱える根本的命題は高強度の陽子線の局所熱付加対策と最適な中性子エネルギー分布形成である。現状において十分なデータが蓄積されているとは言い難いベリリウムの中性子発生角度分布を実用上重要な熱中性子分布として評価すること及び簡便な熱付加対策システムの構築を目的として本研究を実施する。

これまでの結果、簡便な磁石系によって陽子線ビームをスキャンすることの見通しが得られた。また、水ファントム内の中性子分布を金薄膜により測定し、ビーム軸上の最大フラックスとして  $1.7 \times 10^8$  n/cm<sup>2</sup>/sec/ $\mu$ A が得られた。

### I. 緒言

2001年12月に世界初として実施された耳下腺がんのホウ素中性子捕捉療法(BNCT)は本治療法の画期となった。手術、化学療法やX線照射などの治療後に再発した同症例は径約4cmの腫瘍が耳下から頬にかけて露出し表層の変色膨張部は9cm×8cmに達していた。この患者は最初の症例であることから、照射は安全が考慮された線量から始められ1年の間に計3回の照射が施された。この照射には熱外中性子が用いられた。この結果、その後約4年間完全退縮(CR)状態が実現された。この治療においてNCTの特徴が如実に示された。1門照射にもかかわらず、皮膚は増殖し露出していた病巣部を含めまったく正常(と判断できる)状態に再生した。従来の放射線治療(粒子線治療を含む)の常識をまったく覆すものであった。これを契機に神経膠芽腫に対しても非開頭条件下での熱外中性子照射がスタートした。照

---

<sup>\*1</sup> 京都大学原子炉実験所(KURRI)、<sup>\*2</sup> 粒子線医療研究室 <sup>\*3</sup> エネルギー材料グループ

射現場での開頭という極めてストレスのかかる過程をクリアすることにより神経膠芽腫の治療も簡便に実施される条件が整理された。京大原子炉(KUR)において年間数～10 症例であった治療症例数はこれ以後急激に増加し、2005 年には 50 症例を超え、かつ 1 症例に対して 2 回以上の照射を行い 1 回目の効果を検討しながら次の照射を行うという新たな展開が実現された。

2001 年 12 月以降 2006 年 3 月までの KUR における治療部位は、悪性黒色腫(2)、脳腫瘍(82)、頭頸部がん(90)、甲状腺がん(3)、肝がん(7)、乳がん(3)、肺がん(1)、眼窩腫瘍(2)、中皮腫(2)である(括弧内の数値は照射回数)。照射回数の総計は 192 である(2001 年 12 月以前の照射回数は 82 であり、KUR における総計は 274)。

NCT は基本的に  $^{10}\text{B}$  薬剤の体内動態に依存した治療法である。高濃度の  $^{10}\text{B}$  薬剤が関与(取り込まれるか取り囲まれるか)した細胞のみが選択的に殺傷される。 $^{10}\text{B}$  薬剤の毒性が無視できるとすれば飽和状態における腫瘍対正常組織(皮下基底層、粘膜、生理的集積臓器など含む)の薬剤濃度が決定的な因子となる。「NCT は治癒することを予測できる唯一の治療法である。その指標は腫瘍内薬剤濃度である。」とすることができる。しかしながら、現状の熱外中性子を用いる限り腫瘍制御上いくつかの問題点が存在する。その 1 つは熱外中性子入射-体内熱中性子分布に腫瘍制御深度が制限されること(その基本的深度は約 6.5cm)ともう 1 つは薬剤取り込みが弱い細胞の存在である。我々は BNCT の普及を目指すとともにこれらの問題点の解決をも含めて加速器中性子源・中性子場の開発を追及するものである。

## II. 方法

放射線として若狭湾エネルギー研究センター前段加速器(タンデム型静電加速)からの 10MeV 陽子及び主加速器シンクロトロンからの最小エネルギー陽子(約 70MeV)をエネルギー吸収体により減速した 30MeV 陽子を用いる。

前者については回転型磁石による陽子ビームの円形操作の可能性を確認すること、及びベリリウムターゲットを用い 10MeV 陽子による水槽内熱中性子分布を測定することがその使用目的である。熱中性子分布の測定には金箔(厚さ 50mm)を用い、その算定はカドミカバー(熱中性子の成分をカットするためのカドミ箔で金箔を覆うようにできている。)の有無の差異により行う。

図 - 1 に水槽内熱中性子分布測定のための幾何学的配置模式図を示す。10MeV 陽子のビーム強度は約  $1.5\mu\text{A}$  が予定された。ベリリウムターゲットの厚さは 1mm であり、真空ダクト先端部に密着された。真空ダクトの先端部は上流ダクトと絶縁され電流量モニターとしてのファラデーカップとして使用された。カドミカバーの有無の 2 種の金箔はビーム軸上とこの軸とクロスする直角線上に配置された。

後者については、現在京都大学原子炉実験所に建設が計画されている NCT 用加速器中性子源用陽子エネルギー(30MeV)に対応するデータの採取に対応した計画である。この計画については、70MeV 陽子を 30MeV までエネルギー減衰した後磁石により偏向し使用する計画であった。これは 70MeV から 30MeV まで減衰する間に発生する中性子の影響を遮蔽体と距離の要素により除去することを目的とした対策である。結果としては、現実的制約からこの課題は次回のマシンタイムでの課題とすることで延期された。

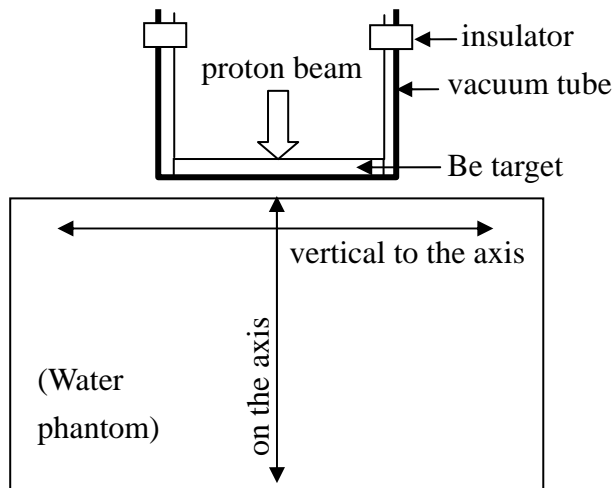


図 - 1 10MeV 陽子-Be ターゲットで発生する中性子強度分布  
測定用幾何学的模式図

### III. 結果

#### 1. 10MeV 陽子の磁石による円形走査について

陽子ビームを円形走査する目的はターゲットの局所的熱負荷の分散である。京大原子炉で計画されている NCT 用陽子ビームについての要請は 30MeV、700 $\mu$ A、その熱負荷は 21kW であり、熱負荷の分散は不可避である。内径 25mm のアルミ製ダクトの周囲に配した磁石により陽子線の偏向を行い、ZnS 蛍光モニターシステムにより陽子ビームの回転動作を確認した。この場合の磁場強度はビーム軸上約 10 cm 長において 0.4T ~ 0.5T であった。簡便でコンパクトな装置でターゲット上のビーム分散が実現できることが実証された。

#### 2. 10MeV 陽子-Be ターゲットで発生する中性子強度分布

Be ターゲットに入射する陽子ビーム径は約 4mm であり、ビーム強度は予定の 1.5 $\mu$ A であり照射時間は 30 分間であった。このシステムで得られた水槽内ビーム軸上の中性子分布を図 - 2 に示す。

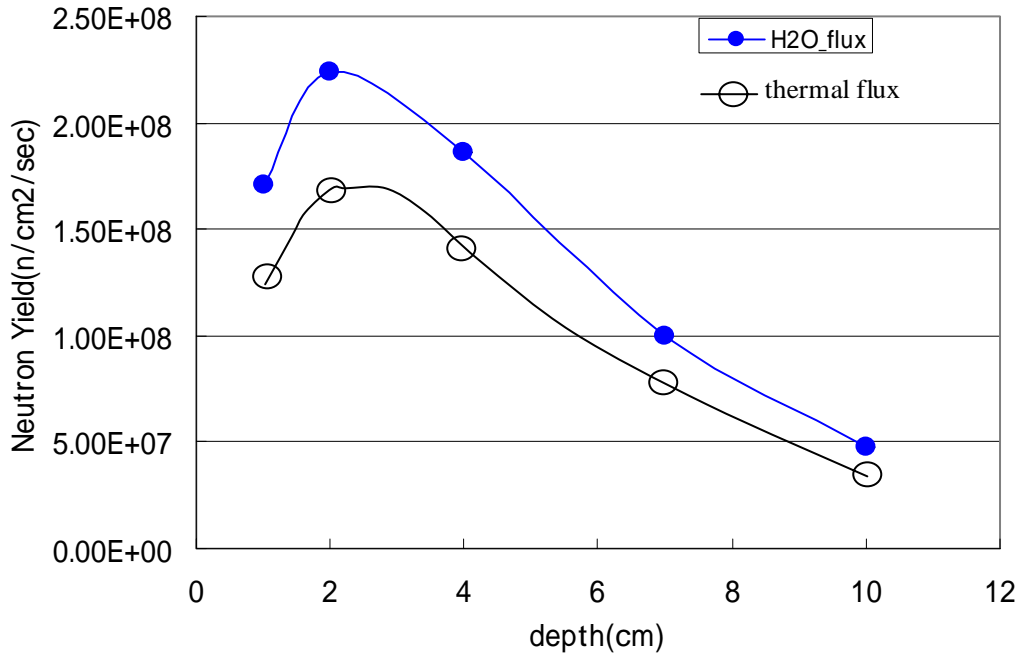


図 - 2 深部中性子分布

H<sub>2</sub>O flux: カドミカバー無の金箔の計数結果

Thermal flux: H<sub>2</sub>O flux からカドミカバー有の値 (Cd 比を 4.0 とした概算値) を差し引いた結果

図 - 3 にビーム軸に垂直方向の中性子分布の結果を示す。図 - 2 の thermal flux は図 - 3 から得られた Cd 比の値 (3.9~4.1) を参照し、4.0 として得られたものである。

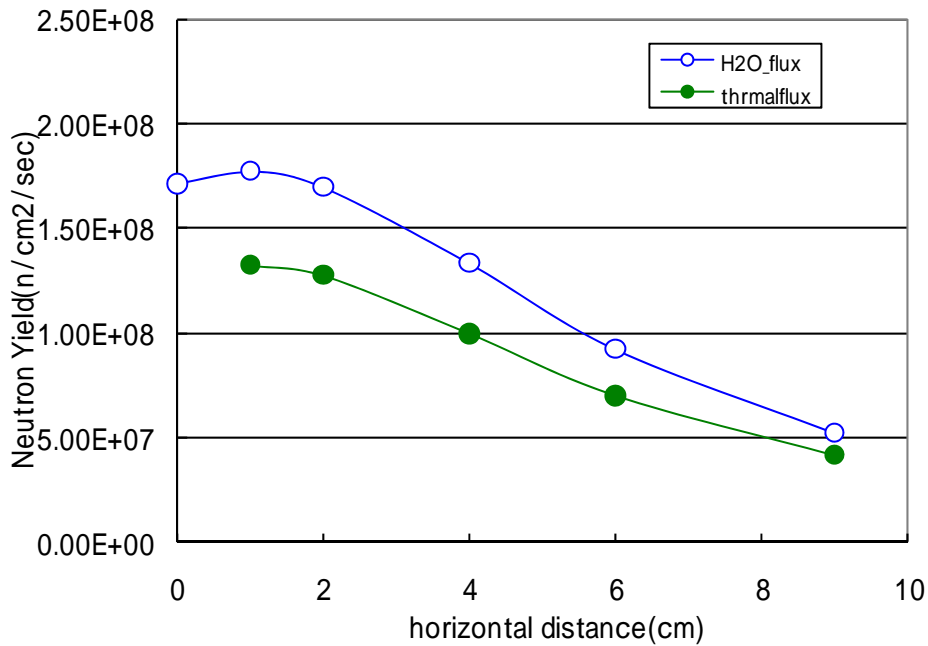


図 - 3 深部中性子分布

H<sub>2</sub>O flux: カドミカバー無の金箔の計数結果、Thermal flux: H<sub>2</sub>O flux からカドミカバー有の値を差し引いた結果

図 - 2より 10MeV 陽子ベリリウムターゲットで発生する中性子が水ファントム内で変換される熱中性子フラックスの最大は陽子 1 $\mu$ A 当り約  $1.7 \times 10^8$  /cm<sup>2</sup>/sec である。深度とともに熱中性子フラックスは減少し約 6.5 cmで 1/2となる。図 - 3より深度 2cmにおけるビーム軸に垂直方向の分布はビーム軸から 1cm程度離れた位置で最大となり以遠で減少する。

ターゲットの熱負荷による損傷及び陽子 水素滞留による気泡的損傷についての情報として、今回の実験終了後ベリリウムシート後表面(ビーム入射面を反対側)に泡状のふくらみ(blistering と思われる)が形成されていた。前回同一のターゲットを使用したがこのとき形成は無かった。この相違を考えると泡状のふくらみ形成にはターゲットの冷却性が1つの因子として考えられる。

#### IV. 考察

現在 BNCT で使用されている体内熱中性子分布の最大値はおよそ  $5 \times 10^8$  n/cm<sup>2</sup>/sec であり、入射中性子エネルギースペクトルは 0.5eV ~ 数 10 keV の間にそのほとんどがある epi-thermal neutron である。現状では本実験の中性子発生システムからの中性子エネルギースペクトルを示すことはできないが、 $1.7 \times 10^8$  n/cm<sup>2</sup>/sec/ $\mu$ A のピークフラックスと熱中性子分布が現状の BNCT 用の分布と極めて類似していることから、必要なホウ素 <sup>10</sup>B)線量を得る(このことだけを考慮)には 10 $\mu$ A 程度で十分という結論を与える。これは極めて重大なデータであり今後の検討(実際体系に基づく)を必要とするが、これを基盤にした中性子捕捉療法用加速器中性子源・中性子場の今後の展開が必要である。ただし、このビームには皮膚あるいは正常組織損傷に大きく寄与する悪の根源(と一般に見られている)速中性子が少なくないことは注意が必要である。ではあるが、緒言にも記したように現状で抱える BNCT の問題点の解決の視点からこの速中性子は再評価が必要であり、中性子エネルギー分布全体の総合的効果評価が重要である。

#### V. 結語

10MeV 陽子-ベリリウムターゲットシステムは中性子線治療(中性子捕獲療法と速中性子線治療を総合化した治療)を展開する上にたいへん興味深い存在である。