

## 加速器ベース・ホウ素中性子捕捉療法

### ACCELERATOR-BASED BORON NEUTRON CAPTURE THERAPY

吉岡正和 <sup>A, #</sup>, 熊田博明 <sup>B</sup>

Masakazu Yoshioka <sup>A</sup>, Hiroaki Kumada <sup>B</sup>

<sup>A</sup>) KEK, High Energy Accelerator Research Center

<sup>B</sup>) Proton Beam Therapy Centre, University of Tsukuba

#### Abstract

An accelerator-based BNCT (Boron Neutron Capture Therapy) facility is being constructed at the Ibaraki Neutrons Medical Research Center since March, 2011. It consists of a proton linac of 80 kW beam power with 8 MeV energy, a beryllium target, and a moderator system to provide neutron flux of 0.5 eV ~ 10 keV energy range for patient treatment. The technology choices for this present system were driven by the need to house the facility in a hospital where low residual activity is essential. The hardware construction has been completed and full beam commissioning will start soon. This paper describes the estimated performance, current status of the facility construction and near term schedule.

#### 1. はじめに

いばらき中性子医療研究センター(茨城県東海村)において2011年より4年かけて8 MeV小型陽子リニアックをベースとしたBoron Neutron Capture Therapy施設(i-BNCTと称する)を建設した。昨年、一昨年 of 日本加速器学会および加速器学会誌において建設経過や技術選択について報告している<sup>[1,2,3]</sup>ので、詳細は文献を参照されたい。施設鳥瞰図をFigure 1に示す。

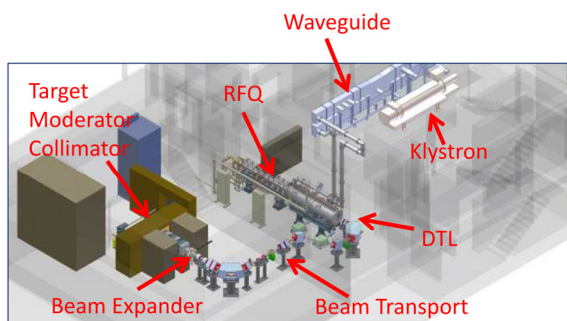


Figure 1: Bird's eye view of the Ibaraki-BNCT facility.

現在、国内では① i-BNCTの他に、② ビームエネルギー・パワーが30MeV, 33kWサイクロトロンとベリリウム標的をベース技術とした京都大学・住友重機械グループ及び③ 2.5MeVのCW運転RFQ(50kW)とリチウム標的をベース技術とした国立がんセンター・CICSグループがBNCT施設を開発している。特に②の京大グループは最も先行しており薬事申請を目指した治験を行っている。我々の技術選択は以下に示すように陽子ビームエネルギーを8MeVとしたが、病院施設は機器の放射化を低く抑えることが優先要件と考えたためである。標的は融点が1287℃と高く安定なベリリウムとした。

# masakazu.yoshioka@kek.jpp

#### 陽子リニアック

陽子リニアックは ECR イオン源(50 kV)、RFQ (3 MeV)および DTL (+5 MeV)加速管で構成、エネルギーは8 MeV、目標ビーム電力は80 kWである(Figure 2 参照)。このビームパワーを達成するためのビームパルスはピーク電流50 mA、パルス幅1 ms、繰り返し200 HzでDutyが20%と国内には先例がない高デューティー・大電流が特徴である。RF周波数はJ-PARCと同じ324MHzとし、最大出力1.2 MWのクライストロン1式により2本の加速管をドライブしている。2本の加速管のRF設計はJ-PARCをベースとした。ここで特筆すべき開発要素は-90kV、33A、パルス幅1m、繰り返し200Hzのモジュレータ電源および20%という高デューティー加速管の水冷システムである。



Figure 2: RF source and accelerating structures.

### 中性子生成標的

8 MeV というエネルギー選択は低放射化の観点で有利だが、トレードオフとして標的に開発要素を伴う。ベリリウムを標的材料とし  ${}^9\text{Be}(p,n){}^9\text{B}$  核反応により中性子を生成する。8 MeV ビームのベリリウム中におけるブラッグピーク深さは 0.54 mm と浅いため標的厚さはベリリウム中で陽子が停止しないよう 0.5 mm とした。大電流熱負荷除去および Blistering 対策のために、筑波大・KEK・日本ガイシ・金属技研のチームで開発したベリリウム(中性子生成)・パラジウム(耐 Blistering)・銅(水冷層)の 3 層構造とした<sup>[4]</sup>。即ちベリリウムの Blistering 回避のため、陽子ビームは中間層のパラジウム内で止める。パラジウムは水素ガス吸蔵金属であり、i-BNCT では標的寿命は 1 年程度を想定している。陽子ビームはビーム輸送路最終部分にそれぞれ 2 台の 4 極及び 8 極電磁石で構成する光学系により標的上でビームサイズを拡大して熱負荷密度を水冷が可能な程度(5.6 MW/m<sup>2</sup>)とする。熱負荷は銅層の水冷チャンネルにより冷却する。

### 中性子減速システム(モデレーター)

標的で核反応により生成される中性子エネルギーは最大 6MeV である。一方患者にはエネルギー領域が 0.5 eV~10 keV の中性子を照射するために減速することが必要である。また患者にとって有害な 0.5 eV 以下、10 keV 以上の中性子および  $\gamma$  線量はできるだけ低減しなければならない。そのためのモデレーターは中性子減速材、吸収材、反射材から構成する。材質はタングステン、鉄、MgF<sub>2</sub>、ポリエチレン、ビスマス、カドミウム、鉛などを用いる。

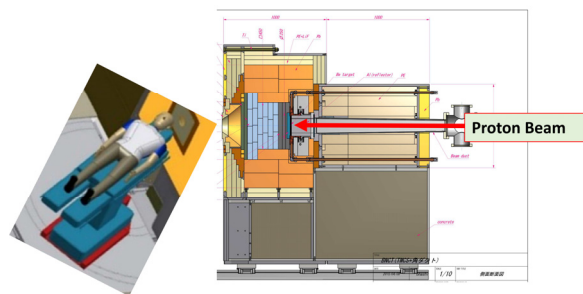


Figure 3: Moderator and collimator system.

## 2. 第 1 期ビームコミッショニング

施設のコミッショニングは第 1 期、第 2 期の 2 段階に分けて行っている。第 1 期コミッショニングはリアックおよびビーム輸送路の性能を評価するため、 $\sim 1 \mu\text{A}$  程度の微小電流で昨年の 8~12 月にかけて成功裏に実施した。

### 加速管のハイパワー運転

Figure 4 に示すように、先ず加速管の大電力高周波エージングを行った後にビーム運転を行った。Figure 1 に示すように 1 式の RF 源をハイパワーで 2 分割し、2 本の性質の異なる加速管に供給すること

にしたため、ビーム運転が可能な状態にするまでに 500 時間以上を要した。DTL の加速管内表面電界強度 13.5 MV/m は RFQ の 31.6 MV/m の 43% と低いが、一方で低電力領域において RF 結合器部付近にマルチパクタリング領域があり、それを乗り越えるのに時間を要した。RFQ は高い表面電界強度のためハイパワー領域の運転は表面を痛めないよう慎重に行う必要がある。このような構成にした理由は施設を既存の建屋を改修して設置したためスペースの制約による。量産型の最適設計は加速管に個別の RF 源を対応させるべきである。

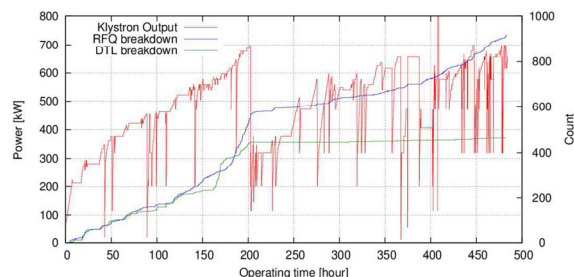


Figure 4: RF processing of RFQ and DTL.

### ビーム運転

第 1 期コミッショニング段階では中性子遮蔽が未完であったためピーク電流  $\sim 1 \mu\text{A}$  級の小電流でかつアルミ標的を用いて実施した。ビーム診断装置として蛍光板とファラデーカップを用いて標的までビームがガイドできることを確認し、システム全体の性能を確認した。

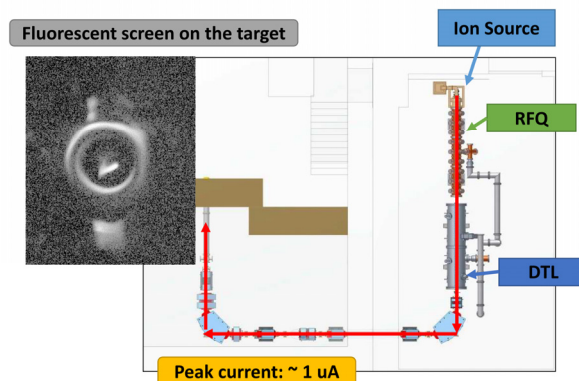


Figure 4: Beam profile on the target.

## 3. 第 2 期ビームコミッショニング

第 2 期コミッショニングは本格的な中性子ビームコミッショニングであり、そのために標的、モデレーター、コリメーターおよび放射線遮蔽の設置工事を本年前半に実施した。また第 1 期コミッショニングで用いたイオン源を大電流仕様のものに置き換えた。

## ECR イオン源と LEBT

Figure 5 に示すように、大電流運転のために新イオン源と RFQ の間に LEBT (Low Energy Beam Transport) を付加した。

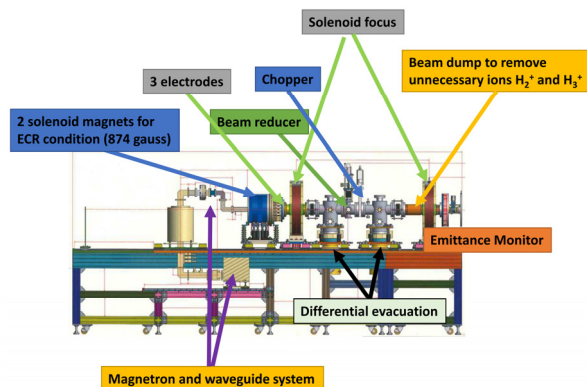


Figure 5: ECR ion source and LEBT.

プラズマチェンバーにおいては ECR 条件を満たすために 2 台のソレノイド電磁石を設置し、また RF 源としては周波数 2.45GHz、出力 3kW のマグネトロンを用いた。マグネトロンは接地ポテンシャルにあり、かつ導波管は大気仕様のため、50 kV を印加するプラズマチェンバーとの間には DC ブレークと真空窓を設けた。

現在、プラズマは安定に生成されることを確認し、50 kV 高電圧のプロセッシングを行っている。間もなくビーム運転に移行する予定である。

LEBT は次のような機能を持たせた。① 2 台のソレノイド電磁石を用いて RFQ との位相空間のマッチングを行うとともに  $H_2^+$  や  $H_3^+$  のような不要イオンを除去する。② 2 台の真空排気ポンプとその中間にあるオリフィスから構成される差動排気システムとした。③ イオン源から出たパルスの不要部分を排除するためチョッパー電極とビームダンプを備えた。パルス運転はマグネトロンのパルス動作によるが、立ち上がり、立ち下がり部分の成形はこの電極に依ることもできる。

## ビーム診断装置

BNCT は大電流リニアックであり、その条件下で使えるビーム診断装置の開発が重要となる。Figure 6 に各種装置を示す。このうち大電流条件で使用可能な WSM(ワイヤースキャナーモニター)はビーム位置、プロファイルを診断するために重要で、そのベース技術は J-PARC リニアックに使用されているものを用いた。ワイヤー材質は当面は直径 30  $\mu\text{m}$  のタングステンを用いるが、将来的には高い熱負荷密度を考慮してカーボンワイヤーに交換する必要がある可能性がある。

標的の状態は赤外線カメラにより観察することにして

## モデレーターおよびコリメーター

ターゲット(T)、モデレーター(M)、コリメーター

(C)およびその周辺の放射線遮蔽(S)は構造上一体的な設計を行うことは重要である。我々はそれを TMSC と称して一体設計・製作した。設計上のポイントは① 患者に必要な中性子エネルギー領域にスペクトラムを調整すること、② 患者にとって有害な中性子および  $\gamma$  線線量を低減すること、および③ TMCS の残留放射能を低く保ち標的交換作業などの保守作業性をよくすること、④ 照射室の遮蔽を十分に行うこと、の 4 要件で、これらを同時に満たす必要がある。

## 14 Beam Diagnostics (for high current)

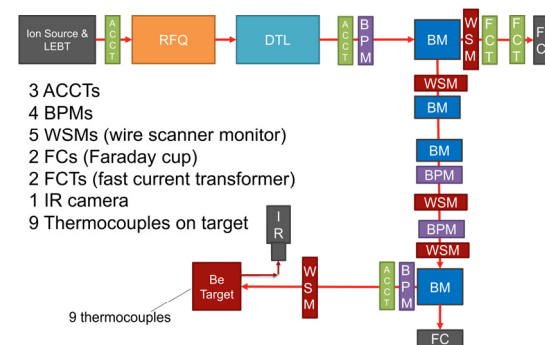


Figure 6: Beam diagnostic system for high current operation

Figure 7 は患者側から見た TMSC の写真を示す。モデレーター設計には MCNPX を、放射線遮蔽設計は PHITS を、残留放射能の評価には PHITS と DCHAIN-SP の接続計算など各種シミュレーションコードを用いた。その結果を Figure 8,9 に示す。

Figure 8 は患者に照射する中性子分布を、Figure 9 は患者に有害な中性子および  $\gamma$  線分布を示す。これらの図から患者用中性子フラックスは  $4 \times 10^9 / \text{cm}^2 / \text{s}$  で、この強度であれば照射時間は 8 分で済む。一方、有害成分は十分に低い値に保たれていることがわかる。



Figure 7: Picture of TMCS from patient side, C and S can be seen.

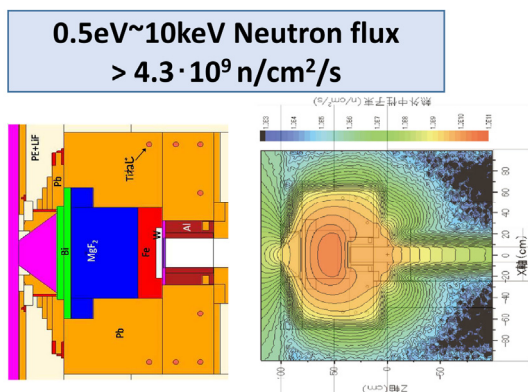


Figure 8: Distribution of neutron for patient (0.5 eV ~ 10 keV).

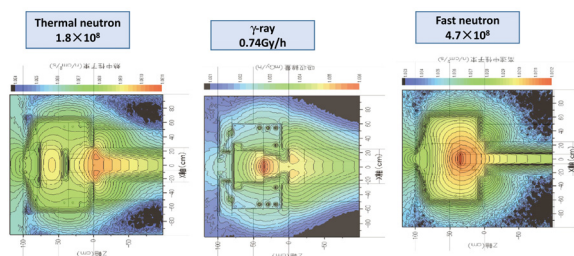


Figure 9: Distribution of neutrons below 0.5 eV (left),  $\gamma$ -ray (middle) and higher energy neutron >10keV (right). Unit of the neutron flux is same as Figure 8.

中性子標的の節で述べたように i-BNCT の標的は概ね 1 年毎に交換する必要がある。そのために TMCS のうち MC は直線ガイドレールに搭載し、ビーム軸上で容易に TS と分離し患者側スペースに移動することができる(最大 4m)。Figure 10 に標的交換作業のために作業スペースを作った状態を示す。PHITS と DCHAIN-SP の接続計算による評価では 1 年間の患者照射運転時間を 130 時間とし 10 年間運転した後の残留放射能による空間線量率を評価した。標的から 1.5m 離れた位置での残留放射能による空間線量率はビーム停止 1 日後に毎時 120 $\mu$ シーベルト、4 日後は 17 $\mu$ シーベルトと作業員にとって十分に低い値である。

#### 4. おわりに

BNCT 施設は筑波大、KEK、JAEA、北大のアカデミー、茨城県および三菱重工はじめ多くの企業グループからなる産官学共同研究組織を編成し、2011 年 3 月の東日本大震災の時期に建設を開始した。建設は NEDO はじめ多くの補助金により可能となった。また茨城県には「いばらき中性子医療研究センター」を整備して提供頂いた。その結果、建屋準備も含めて実質 4 年間で施設建設を完了させることができ

た。建設開始時には開発要素と認識していた 1 ms というハイデューティー・長パルス幅のクライストロンモジュレータ電源および 3 層構造の中性子生成標的を完成させることが出来た。TMCS 設計・製造に当たっては、十分な強度の中性子フラックスと低い有害成分という難しい条件をクリアすることを目標としたが、シミュレーションによれば狙い通りの低い残留放射能レベルが実現できる見通しである。今後の予定としては来年からいよいよ臨床研究に入ることを目標にコミショニングを進めている。

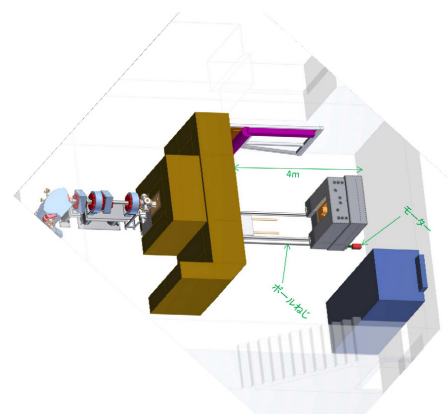


Figure 10: TMCS configuration for the target maintenance work.

#### 5. 謝辞

本報告は KEK、筑波大、北海道大学、JAEA、茨城県および協力企業の i-BNCT チームメンバーによりなされた仕事をまとめたものである。また J-PARC メンバーには多大なる協力を頂いた。筆者らは以上のことに深く感謝いたします。

#### 参考文献

- [1] M. Yoshioka et al., “Construction of Accelerator-based BNCT facility at Ibaraki Neutron Medical Research Centre (Interim Report)”, Proceedings of the 10<sup>th</sup> Annual Meeting of Particle Accelerator Society of Japan, Nagoya University, August 3~5, 2013.
- [2] H. Kobayashi et al., “Construction of Accelerator-based BNCT facility at Ibaraki Neutron Medical Research Centre”, Proceedings of the 11<sup>th</sup> Annual Meeting of Particle Accelerator Society of Japan, Aomori, August 9~11, 2014.
- [3] M. Yoshioka et al., “Development of an Accelerator based BNCT facility: Following the Ibaraki BNCT Project Development Process”, 日本加速器学会誌 9(4), 229-241, 2012.
- [4] H. Kumada et al., “Development of beryllium-based neutron target system with three-layer structure for accelerator-based neutron source for boron neutron capture therapy”, to be published to the 2015 Applied Radiation and Isotopes of Japanese Society of Neutron Capture Therapy.