

いばらき中性子医療研究センターにおける加速器 BNCT 施設の建設 CONSTRUCTION OF ACCELERATOR-BASED BNCT FACILITY AT IBARAKI NEUTRON MEDICAL RESEARCH CENTER

小林 仁^{#A,B,F}, 栗原 俊一^A, 吉岡 正和^A, 松本 浩^A, 松本 教之^A, 熊田 博明^B, 櫻井 英幸^B,
田中 進^B, 松村 明^B, 菅野 東明^C, 柱野 竜臣^C, 中島 宏^D, 中村 剛実^D, 平賀 富士夫^E,
大場 俊幸^F, 小林 創^F, 名倉 信明^F, 黒川真一^{A,G}, 中本崇志^G, Tilen Zagar^G
Hitoshi Kobayashi^{#A,B,F}, Toshikazu Kurihara^A, Masakazu Yoshioka^A, Hiroshi Matsumoto^A, Noriyuki Matsumoto^A,
Hiroaki Kumada^B, Hideyuki Sakurai^B, Susumu Tanaka^B, Akira Matsumura^B, Toumei Sugano^C,
Tatsuomi Hashirano^C, Hiroshi Nakashima^D, Takemi Nakamura^D, Fujio Hiraga^E, Toshiyuki Ohba^F,
Hajime Kobayashi^F, Nobuaki Nagura^F, Shin-ichi Kurokawa^G, Takashi Nakamoto^G, Tilen Zagar^G

^{A)} KEK, Accelerator Research Organization

^{B)} Tsukuba University

^{C)} Mitsubishi Heavy Industries, LTD.

^{D)} JAEA, Japan Atomic Energy Agency

^{E)} Hokkaido University

^{F)} Nippon Advanced Technology CO., LTD.

^{G)} Cosylab

Abstract

An accelerator-based BNCT (Boron Neutron Capture Therapy) facility is being constructed at the Ibaraki Neutron Medical Research Center. It consists of a proton linac of 80kW-beam-output with 8 MeV energy and 10mA average current, a beryllium target, and a moderator system to provide an epi-thermal neutron flux enough for patient treatment. We are aiming at a “Hospital and Patient friendly BNCT”. Very low residual radio-activity is our guiding principle. Development of a klystron modulator, which has 1ms pulse width, 90kV-30A output pulse and 200Hz repetition rate, is a big challenge. Commissioning of the klystron modulator has just started. Blistering is the most crucial issue for low beam energy BNCT. In order to make a detailed study of blistering phenomenon, an experimental setup for observation of the metal surface that have high sensitivity and high spatial resolution has been developed. Surface roughness due to the formation of blisters is detected by the change of reflectivity using a glancing incidence He-Ne laser beam. A polarized long distance microscope is used to be able to obtain images with high-sensitivity and high-spatial-resolution in real time while under the irradiation of a proton or H- beam on the sample of test materials. The system has successfully detected blistering surface dynamics.

1. はじめに

ホウ素中性子捕獲療法 (Boron Neutron Capture Therapy: BNCT)用の加速器の建設を進めている。装置は「いばらき中性子医療研究センター」に設置されている。本年は、BNCT 加速器がいよいよ放射線発生装置として位置づけられることより、「筑波大学中性子医学研究開発室」が新たに発足した。この加速器の主要パラメータは、陽子ビームエネルギー8MeV、ビーム電流 10mA(50mA, 1ms, 200Hz)でビームパワー 80kW である。この加速器 BNCT で掲げる目標は

「Hospital and Patient Friendly」であり、放射化物を少なく、患者および医療従事者の被曝量を極力小さくすることを最優先にしている。そこで陽子ビームエネルギーを8MeVと低く設定し、標的にはベリリウムを選択した^{[1], [2]}。勿論平均電流 10mA の加速器の実現そのものが非常に高度な技術を要する。わけても低エネルギー大電流陽子ビームの引き起こす標的のブリスタリングはもっとも重要視される課題である^[3]。

建設作業の観点からは昨年度から今年にかけて、加速器の全機器の設置、配線、配管が完了し、安全系、制御系が機能しだし、2014年7月7日に管理区域の設定を行い、いよいよビーム加速に向けた作業に入った。

[#] hitoshi.kobayashi@kek.jp

2. 加速器建設状況

2.1 イオン源

50kV イオン源の調整ではビーム引き出し、プロファイルモニタ上でのスポット像を確認した。まずはこのイオン源を使用してビーム調整を進める。

現状ではイオン源は多くの医療用陽子加速器で見られるように、イオン源を直接 RFQ に取り付けてある。しかし、後述するようにブリストリングの研究がある程度進む中で低エネルギーのビームによる銅表面への影響を懸念するようになった。つまり、ブリストリングにより RFQ のベイン表面が荒れ、それがマイクロ波の放電を引き起こす可能性を否定出来ない。イオン源は安定に放電事象を維持するために継続的に運転しておき、ビーム加速時以外も加速用のマイクロ波は止めるが、イオン源を動作させたまま待機させることが多い。待機中はイオン源から出射された陽子ビームは RFQ のベインに当たると考えられる。陽子ビーム治療装置に置けるビーム電流と BNCT におけるビーム電流では低く見積もっても BNCT のそれが3桁大きい。もしイオン源からのビームでブリストリングが起きるとすると、BNCT 用の大電流加速器では極端に短い期間でこのような事象が発生することになる。さらに、待機中のビームを加速管に入れないことは勿論、イオン源で発生する他のイオン種、つまり H_2^+ 、 H_3^+ についても対策が必要と考えられる。陽子に対する H_2^+ の混入率を 10%以下と見積もっても、 H_2^+ ビーム電流は陽子ビーム治療用の加速器における陽子の電流値よりはるかに大きい。J-PARC や IFMIF のような研究用大電流陽子加速器では LEBT(Low Energy Beam Transport)を設置している。そこにはビームストップ、モニタ等の安全用機器や診断機器を設置し、さらにイオンの種類によって収束条件が異なることを利用して H_2^+ 、 H_3^+ をほぼ全量取り除いている例もある。BNCT 用加速器は非常に大電流であり、大型の加速器でよく用いられている LEBT と同等の機能を持つ入射部の設置の検討を開始した。

2.2 加速管

加速管は 3MeV の RFQ と 5MeV の DTL の 2 本で構成されるが、これらは以前に設置済みであり本年の主要作業は冷却系、真空排気系の接続、並びに加速管の温度制御系の準備である。この加速管の RF 設計およびビームダイナミクスは以前に報告したように J-PARC のフロントエンドと同じになっている^[4]。J-PARC ではこのシステムの最適電流は 30mA としている。BNCT では加速ビームの最大値は 50mA を想定しており、この加速管で 50mA を加速するケースまでシミュレーションを行って採用した。

J-PARC と大きく異なっている点は、そのデューティファクタが、J-PARC の約 3%に対し、20%と非常に大きいことである。冷却方法に工夫を凝らし、冷却

水量は J-PARC よりも少なくても済む方式を採用している。温度をダイナミックに制御する方式で、いよいよマイクロ波の加速管への投入が始まりこの新しい冷却方法の試験が開始された。

2.3 ビームトランスポート

BNCT 加速器のビームパワーは大きく、加速されたビームサイズのまま標的を打つと標的にダメージを与える。そこで拡大系を用いてビームサイズを大きくし、標的上でのビームの熱密度を減じている。ここでは 4 極電磁石と 8 極電磁石の組み合わせによるビーム拡大系を構築した。この方式では磁石は直流励磁でよく、直流励磁の電磁石は万が一電源が落ちるようなことがあっても、時定数の関係で一定時間磁場を維持することが出来、その間にビームを止めて標的の健全性を確保できる。基本的なパラメータが決まれば電磁石を永久磁石で置き換えることも可能で、電源停止の危険を回避できるであろう。この方式ではビームの拡大系の中心軸とビーム中心位置にミスアライメントがあるとビームの平坦度が損なわれる。4 極電磁石と 8 極電磁石にさらに 6 極電磁石を併用することでこのようなミスアライメントに起因する平坦度の著しい変化を抑えることが出来るが^[4]、今回はビームトランスポートに許される空間サイズの制約から 4 極電磁石と 8 極電磁石のみの組み合わせで拡大系を構築した。ビームトランスポートは拡大系の設置範囲で分散関数をゼロにしており、エネルギー変動によるビーム位置の変動が起きないように設計した。

2.4 マイクロ波源

昨年から今年にかけてのハイライトは、パルス幅 1ms の広いクライストロン用モジュレータを調整してきたことである。パルス幅が 1ms を超えるモジュレータはリニアコライダなどで研究・開発がすすめられている。リニアコライダと比較した場合 BNCT のモジュレータはその繰り返しさが 200Hz と高い。クライストロンは、万が一その内部で放電が起きた場合などでも 20 ジュール以上のエネルギーが注入されないことが保護上重要である。模擬放電を発生させ規定以内の 20 ジュール以下でエネルギーの注入を止める保護回路の調整などが慎重に進められた。1ms の長いパルス幅における平坦度の確保に droop の補償が重要となり、droop 補償回路(DRC)の動作によって平坦度 0.1%を保つことが出来る。

以下にこのモジュレータのパラメータを整理する。

電圧: 90kV

電流: 30A

パルス幅: 1ms

繰り返し: 200Hz

一方、東芝製クライストロン:E37619は、このBNCT用に開発されたハイデューティ・クライストロンである。その主要パラメータを以下にまとめる。

PASJ2014-SAOLP4

周波数: 324MHz
出力電力: 1.2MW
パルス幅: 1ms
パルス繰り返し: 200Hz
利得: 45dB

Figure 1 にモジュレータの出力波形を示す。

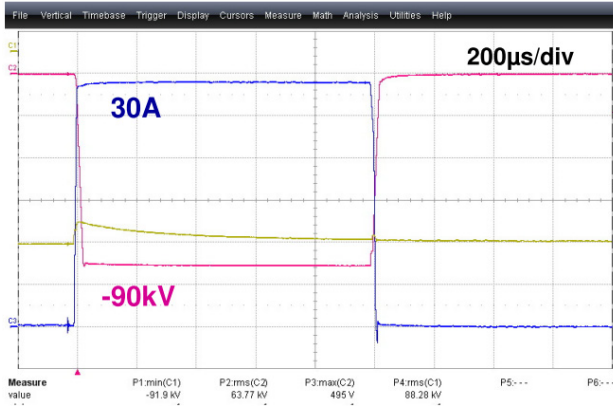


Figure 1: Pulse output of klystron modulator

2.5 標的開発

低放射化を図るために 8MeV という低いエネルギーを選択したことで生じる大きな技術課題は標的の開発である。この技術開発が本システムの成否を決めると言って過言ではない。つまり、全プロトンを標的構成部材の中で止めることによる①プリスタリング対策、②エネルギーが低いために非常に薄い層に集中する大きな熱負荷対応、は重要課題である。加えて前述のように熱密度を調整するための③多極磁石を用いたビーム平坦化がこれに加わる。これらを全てクリアすることが必須である。本年はベリリウムのサイズが 180Φの実機用標的の製作へと進んだ。

この加速器は大パワーであり、標的は熱の除去は勿論のこと、プロトンが標的内で電子と再び結合することで引き起こすプリスタリング対策が大きな課題となる。標的技術は今後も継続して進める方針であるが、従来からの知識を総合して製作する標的を第1世代標的と位置づけて、プリスタリング耐性を持つ標的を開発した。

標的の熱伝導度が重要な要素になる。そこで標的の冷却性能を確認するために作ったサンプルの熱伝導度をレーザーフラッシュ法で計測した。方式としては Figure 2 に示すように、片側から非常に速いレーザーパルスを照射し、裏面の温度の上昇の速度を測ることで熱伝導度を求めた。その測定結果を Figure 3 に示す。レーザーの入射から最終温度の 1/2 に達する時間 $t_{1/2}$ は約 15ms で、熱伝導度は 200W/m/K であった。この結果は各々の金属が理想的に接合された場合に実現できる値である。この熱伝導度で、最大パワーにおける表面温度はシミュレーションによって 300 度を少し超える程度と推定している。

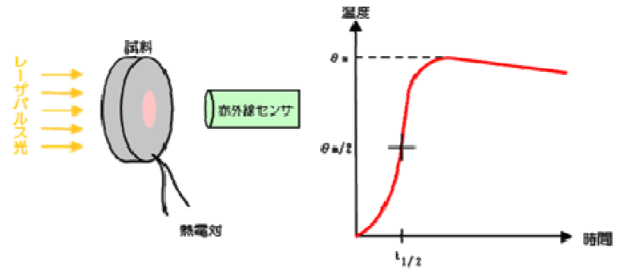


Figure 2: Heat conductivity measurement using laser flashing.

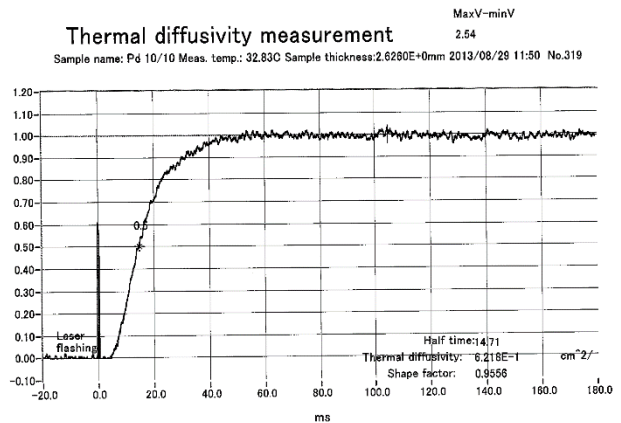


Figure 3: Result of $t_{1/2}$ measurement.

2.6 中性子用モデレータ・コリメータ

このモデレータ・コリメータ部分は加速器と治療部の接点であり、広い範囲の専門性が要求される。このモデレータ・コリメータ部はいばらき BNCT に参加している全機関が協力して進めている。中性子発生用ターゲットで発生した比較的高エネルギーの中性子を減速して、治療用として定義される 0.5eV-10keV のエネルギーのエピサーマル中性子強度を上げて、この範囲以外の、つまり 0.5eV 未満および 10keV 超えのエネルギーの中性子を IAEA の推奨する強度にまで減衰させる。この治療に有効なエネルギー(0.5eV-10keV)エピサーマル中性子を治療部位に効率よく導くことは非常に重要である。中性子強度を上げるのに加速器のパワーを上げて対応するのは製作コスト並びに運転コストがアップするが、モデレータの形状、材質、それらの組み合わせ等で発生エピサーマル中性子の発生効率が上がれば、パッシブな機材での効率向上であり、その意義は非常に大きい。我々は各種の材料、並びにその材料の形状をいろいろと組み合わせで計算を進め、中性子発生効率の向上を図り、シミュレーション上 $4.66 \times 10^9 / (s \cdot cm^2)$ の中性子束出力を得ることの出来る体系を求め、これを基本体系とした。この強度は IAEA の要求する強度を 4.66 倍上回る。この体系をベースとし実際の治療にあたっては患部の状況に応じて、これに付随する種々

のコリメータや必要機材をつけることから中性子束強度はその体系に応じて変化する。

2.7 制御及び PPS

加速器制御システムには EPICS を、運転画面には CSS(Control System Studio)を採用した。コントローラには一部を除き横河電機社製 FA-M3 PLC を採用し、CPU についてはシーケンス CPU と F3RP61(Linux CPU)の併用とした。シーケンス CPU には、機器との入出力、ローカル制御並びにインターロック動作を行わせている。F3RP61 上では EPICS IOC を走らせ、主にシリアル通信機器の監視制御とシーケンス CPU とのデータのやり取りを行わせている。これにより、CSS で全サブシステムの監視制御を統一に行えるようにするとともに、複数のサブシステム間の連携動作を柔軟に行うことができるようにした。また、迅速なコミッション・メンテナンスが行えるよう、試験的にタブレットを導入した。CSS をタブレットで実行することで、制御室で行うのと同じように、各機器の操作、監視、履歴の閲覧などを現場で行うことができる(Figure 4)。例えば、別の部屋に設置された真空系や冷却系の各機器の現在値とその推移を確認しながら、加速管の調整作業を行うなどといった用いられかたをしている。



Figure 4: Monitoring using TABLET.

加速器の人的安全設備(PPS)はハードワイヤと PLC の組み合わせをベースとしている。PPS の設計・設置も並行して進められた。

3. ブリスタリング研究

3.1 低エネルギー陽子ビームとブリスタリング

いばらき BNCT では放射化をできるだけ避ける意味で 8MeV の低エネルギー陽子ビームを選択したことは最初に述べた。陽子ビームのエネルギーが 13.4MeV 以下では ${}^9\text{Be}(p,t){}^7\text{Be}$ 反応、つまり半減期が 12.3 年のトリチウム並びに半減期 53.3 日の ${}^7\text{Be}$ を生成する核反応のチャンネルが開かない^[5]。

ここで陽子ビームのエネルギー領域によって標的の構造に大きな違いがあることを言わなければならない。エネルギーが高い場合、例えば 30MeV ほどであればベリリウム標的は 5mm を超える厚さに出来、機械強度が高くなり真空隔壁兼ビーム窓として使用でき、プロトンは中性子発生後にベリリウム窓を透過し、裏面の冷却水で止めることができる。この状況ではブリスタリングは起きにくいであろう。一方、低エネルギー陽子ビームとベリリウム標的の組み合わせはベリリウムがほとんど放射化しないが、インディアナ大学で経験しているベリリウムの剥離問題の対策が必要となる。つまり、インディアナ大学では、当初ビームの飛程より厚い 4mm 厚のベリリウム標的を使用した。ベリリウム内のブラックピーク近傍で止まった陽子が電子と結合して水素となり、その圧力でベリリウムが剥離する現象が起きた^[6]。そこで陽子ビームが透過する厚さ(1.2mm)にまで厚さを減じ、裏面の冷却水中で陽子を止めることで長寿命化を図った^[7]。しかし、この厚さでは水圧に対応する機械強度の観点から標的の面積を大きく出来ず、熱密度の上限でビームパワーが制限される。

我々が推進する 8MeV ビームによる中性子発生では、8MeV の陽子のベリリウム中の飛程が約 0.6mm と非常に薄く、機械強度の点からベリリウムの裏面に水を流す直接冷却方式は採用出来ない。このような状況でブリスタリングに強い標的を開発するには必然的にブリスタリングに対する理解が必要である。過去の研究がブリスタリング耐性の高い材料についてある程度の指針を与えてくれるが^[8]、必ずしも各材料が定量的に研究されているわけではない。そこでブリスタリングをその場観察出来る装置の開発へと進んだ。

3.2 実験装置の開発

高エネルギー加速器研究機構の 750kV のコッククロフトウォルトン加速器を用いた基礎研究を開始した。銅などの基本的な材料についてブリスタリングをその場観察する装置の開発を行った。照射光として偏光を用い、試料面からの反射光を偏光子を通して望遠顕微鏡で観察した。これでコントラスト並びに空間分解能よく表面の細かい膨らみなどを観察出来た。またレーザー光を照射光として用いブリスタリングにともなう試料の表面の反射率の変化を利用して、高い感度で表面粗度の変化を検出した^[3]。この

実験は我々にブリスタリングを実感させ、より慎重に取り組むことの必要性を知らしめた。ブリスタリングの研究は将来に亘ってより良い標的の開発に欠くことのできないことであり、ブリスタリング研究を継続して行う。

勿論ブリスタリングの問題は前述のように BNCT のような大電流加速器では標的材料に限定されず、加速管等でもビームが当たるところでは検討が必要である。

4. 放射化と保守

標的は前述のようにベリリウムを透過したプロトンをブリスタリングに強い金属中で停止させ、発生する水素を吸蔵させる。したがって一定量の水素を吸蔵すればそれ以上は吸蔵できなくなる。これをこの標的の寿命とする。寿命に至った標的は交換するが、その際の環境の放射線レベルが交換シナリオを決めることになる。通常の運転では標的はモデレータ・コリメータで囲われる。したがって残留放射能による患者部位での放射線レベルは極めて低い。毎日2時間、週5日、1年間使用したケースで、照射終了直後からの患者部位における放射線レベルのシミュレーション結果を Figure 5 に示す。非常に短時間で $100\mu\text{Sv/h}$ 以下になることが期待できる。一方、標的の交換時にはモデレータ・コリメータは移動させて標的は露出する。標的を露出させた状態での放射線レベルは、 $10\text{mSv/h}@30\text{cm}$ 程度を交換の環境放射線レベルとシミュレートして交換シナリオを検討している。

- [3] T. Kurihara, "Three tier blistering tolerant neutron target for iBNCT by using 80kW proton linac" HPT14, May 20th-23rd, 2014, Fermilab, Batavia, Illinois, USA
- [4] Y. Yuri, et al. "BEAM UNIFORMIZATION USING MULTIPOLE MAGNETS AT THE JAEA AVF CYCLOTRON" Proceedings of EPAC08, Genoa, Italy
- [5] M.B. Leuschner, et al. "LENS: A new university-based neutron source for science and education" Nucl. Instrum. Methods. B 261 (2007) 956-959
- [6] P. Sokol, "Design and operation experience with a beryllium target for neutron generation" ICAS 2010
- [7] T. Rinckel "Target Performance at the LENS Neutron Source" ICANS 2011
- [8] V.T. Astrelin, et al. "Blistering of the selected materials irradiated by intense 200 keV proton beam" Journal of Nuclear Materials 396 (2010) 43-48

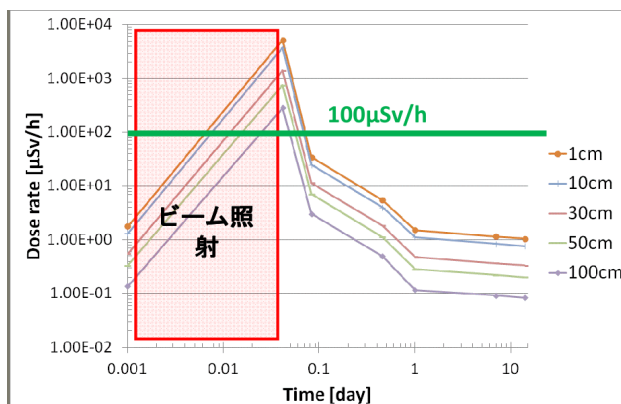


Figure 5: Simulated residual radioactivity at the patient position (one year use).

参考文献

- [1] M. Yoshiokai, et al., "いばらき中性子医療研究センターにおける加速器 BNCT 施設の建設", 「加速器」 Vol. 9, No. 4, 2012 (229-241).
- [2] H. Kobayashi, et al. "CONSTRUCTION OF A BNCT FACILITY USING AN 8-MeV HIGH POWER PROTON LINAC IN TOKAI" Proc. IPAC 2012, New Orleans, Louisiana, USA, 4083-4085.