

iBNCT 用線形加速器のビームコミッショニング BEAM COMMISSIONING OF THE LINAC FOR IBNCT

内藤 富士雄^{*A)}、穴見 昌三^{A)}、池上 清^{A)}、魚田 雅彦^{A)}、大内 利勝^{F)}、大西 貴博^{C)}
大場 俊幸^{E)}、帯名 崇^{A)}、川村 真人^{A)}、熊田 博明^{C)}、栗原 俊一^{A)}、小林 仁^{A)}
佐藤 吉博^{A)}、柴田 崇統^{A)}、嶋本 眞幸^{A)}、高木 昭^{A)}、高崎 栄一^{A)}、田中 進^{C)}
名倉 信明^{E)}、チウ フェン^{A)}、方 志高^{A)}、藤倉 昇平^{D)}、二ツ川 健太^{A)}、堀 洋一郎^{A)}
本田 洋介^{A)}、丸田 朋史^{A)}、三浦 昭彦^{B)}、三浦 太一^{A)}
三浦 孝子^{A)}、宮島 司^{A)}、劉 勇^{A)}

Fujio Naito^{*A)}, Shozo Anami^{A)}, Kiyoshi Ikegami^{A)}, Masahiko Uota^{A)}, Toshikatsu Ouchi^{F)}, Takahiro Onishi^{C)}
Toshiyuki Oba^{E)}, Takashi Obina^{A)}, Masato Kawamura^{A)}, Hiroaki Kumada^{C)}
Toshikazu Kurihara^{A)}, Hitoshi Kobayashi^{A)}

Yoshihiro Sato^{A)}, Takanori Shibata^{A)}, Masayuki Shimamoto^{A)}, Akira Takagi^{A)}, Eiichi Takasaki^{A)}, Susumu Tanaka^{C)}
Nobuaki Nagura^{E)}, Feng Qui^{A)}, Zhigao Fang^{A)}, Shohei Fujikura^{D)}, Kenta Futatsukawa^{A)}, Yoichiro Hori^{A)}
Yosuke Honda^{A)}, Tomofumi Maruta^{A)}, Akihiko Miura^{B)}, Taichi Miura^{A)}
Takako Miura^{A)}, Tsukasa Miyajima^{A)}, Yong Liu^{A)}

^{A)}KEK, ^{B)}JAEA, ^{C)}University of Tsukuba, ^{D)}University of Tokyo, ^{E)}NAT, ^{F)}ATOX

Abstract

The proton linac installed in the Ibaraki Neutron Medical Research Center is used for production of the intense neutron flux for the Boron Neutron Capture Therapy (BNCT). The linac consists of the 3-MeV RFQ and the 8-MeV DTL. Design average beam current is 10mA. Target is made of Beryllium. First neutron production from the Beryllium target was observed at the end of 2015 with the low intensity beam as a demonstration. After the observation of neutron production, a lot of improvements were carried out in order to increase the proton beam intensity for the real beam commissioning. The beam commissioning has been started on May 2016. The status of the commissioning is summarized in this report.

1. 序

茨城県東海村のいばらき中性子医療研究センター内にある筑波大学中性子医学研究開発室で、8MeVの陽子線形加速器を用いたホウ素中性子捕獲療法 (iBNCT) システムの開発が、筑波大、KEK、茨城県そして民間の会社との共同で進められている。[1] [2] [3] この線形加速器システムはイオン源、RFQ、DTL、ビーム輸送系とベリリウム標的で構成されている。8MeVの陽子ビームは2014年末に確認 [4] され、標的からの中性子発生は2015年末に観測されている。その後は、システムの安定性とビーム強度を共に高めるため改修を優先して実施した。そして本格的なビームコミッショニングを2016年5月中旬から開始している。その作業の進展状況を報告する。

2. 加速器を用いた BNCT

ホウ素中性子捕獲療法 (BNCT) の原理は、以下の通り：

- 癌の患部にホウ素 (^{10}B) を薬剤に含ませて搬送。
- 外部からその患部に中性子線を照射。
- 中性子 ($<0.1\text{eV}$) が ^{10}B と反応。即ち $^{10}\text{B}(\text{n},\alpha)^7\text{Li}$ で α を生成。

- 細胞中での ^7Li と α のレンジは共に数 μm 。故に細胞内で全運動エネルギーを放出し静止。
- 放出エネルギーで細胞を破壊。

がん細胞に集中的に ^{10}B を集めることができれば、非常に効率的に異常細胞を破壊することができる。もちろん中性子は正常細胞にも影響を与えるが、 ^{10}B との反応断面積が桁違いに大きいので、その悪影響は他の放射線療法と比べると格段に小さい。また ^{10}B があるところが反応するので、薬剤が患部にあれば照射する中性子はその範囲をカバーすれば良く、絞り込むことは要求されない。

中性子源としては今までは原子炉が利用されてきた。そのため運用が制限されていた。そこで小型加速器を用いて中性子を発生し BNCT を行う試みが各所で進められている。

3. IBNCT の加速器の構成

先に述べたように iBNCT の加速器システムの構成はイオン源 (50kV)、RFQ (3MeV)、DTL (8MeV)、ビーム輸送系とベリリウム標的である。空洞の周波数は 324MHz、ビーム電流 50mA、パルス幅 1ms、繰り返し 200Hz (従って平均電流 10mA) が設計値である。大強度陽子加速器である J-PARC のリニアックの設計値がビーム電流 50mA、パルス幅 0.5ms、繰り返し 50Hz (平均電流 1.25mA) であるから、8 倍の強度を目標と

*fujio.naito@kek.jp

している。RF 源は 1 本のクライストロンであり、出力を分割して RFQ と DTL という性格の異なる 2 つの空洞に RF 電力を供給している。

空洞の RF 的な寸法は J-PARC の設計を踏襲している。すなわち RFQ は J-PARC で 30mA 対応として開発された RFQ-2 を基礎に、DTL も J-PARC の DTL の最初の 3m 部分を基礎に設計されている。機械的な部分は平均電流が 8 倍になることから、水冷を強化している。

4. イオン源

陽子イオン源は ECR イオン源である。ソレノイドコイルを用いた軸上磁場型と永久磁石を周囲に配置したマルチカスプ型の 2 種類を開発した。

昨年末のビーム加速試験はプラズマ点弧がし易い軸上磁場型イオン源を用いて行った。しかし設計上の不備で内部（真空容器内）の放電が多発し設計電圧が印加できなかつたため、電磁場解析をやり直し、改修を実施した。その結果、内部での放電は抑制されたが、今後は外部構造物間で放電が多発し、周辺機器への影響も無視できなくなった。そこでマルチカスプ磁場型イオン源に切り替えを行った。ただマルチカスプ磁場型イオン源自体のプラズマ点弧については改良すべき点があり、その開発がまだ終わっていない。今後、使いながら改良を継続する予定である。

5. 中間エネルギービーム輸送系 (MEBT)

RFQ と DTL をつなぐ中間エネルギービーム輸送系 (Medium Energy Beam Transport (MEBT) system) は最初は Fig. 1 に示すような永久磁石で構成した 4 極磁石 (Permanent Quadrupole Magnet (PQM)) 2 台で構成されていた。(この 2 台の PQM は DTL の DT に仕込まれているのと同じ物) しかし TRACE3D で確認されていたビーム特性をさらに PIC コードで追試した結果、DTL 後の 8MeV ビームの持つ低エネルギーの裾が無視出来ない程多いことが判明したので、この改善のために MEBT の構成を変更した。すなわち、既存の PQM2 台を RFQ 側に寄せ、もう一台の PQM を DTL 側に追加した。この配置はシミュレーション結果から得られた。更に最初の PQM の後ろにビーム位置モニターを追加した。設置した新 MEBT を Fig. 2 に示す。

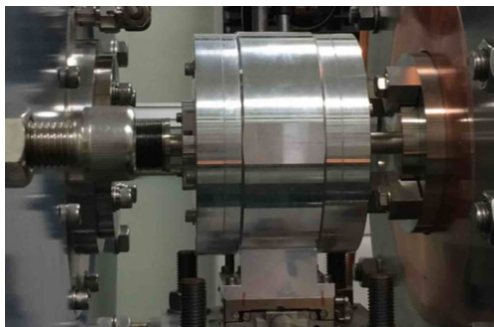


Figure 1: Original MEBT. It has two PQMs.

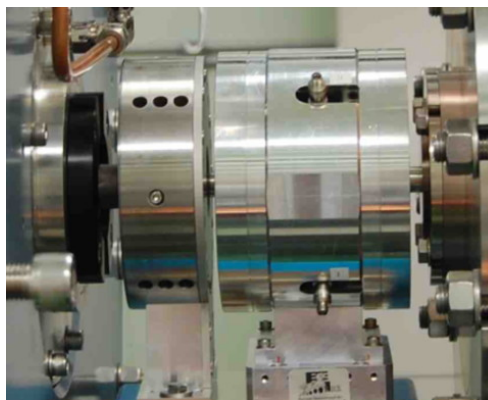


Figure 2: Modified MEBT. It has three PQMs and BPM.

6. ビームモニター

ビームの形状を測定するモニターとしては弱いビーム強度 (ピーク電流; 1mA) での調整にはデマルケストを用いている。ワイヤースキャナーだけでは手間がかかるため、一時期全て外されていたデマルケストを 3 箇所 (偏向磁石の後ろ) に追加設置した。実際のビーム調整時の効果は絶大であった。ただし、ビーム強度が定格に近づいた時には、デマルケスト表面が傷むため、ワイヤースキャナーを使う予定である。

7. LLRF

Klystron からの RF 出力の変更は、Klystron を飽和域で使用する予定であったため、カソード電圧を変化させて行っていた。しかし、ビーム補償や位相制御を正確に行い、空洞の RF レベルをビーム負荷がある場合でも一定に保つように制御するのに、この手法を用いるのは容易ではないという判断のもとに、J-PARC で開発された Low-Level RF (LLRF) 系を導入し、Feed-Back (FB) と Feed-Forward (FF) を用いて行う手法に変更した。既に最初の調整は終了している。結果を Fig. 3 と Fig. 4 に示す。Fig. 3 に FB なしでの RFQ と DTL のタンクレベルを示す。そして RFQ のタンクレベルで FB をかけた場合の RFQ と DTL のタンクレベルを次図に示す。RFQ のタンクレベルは FB で格段に良くなっているが、DTL もそれなりに改善していることがわかる。今後は FB の入力として RFQ、DTL または両者のベクトル和のどれを用いるのが最適か、等の検討を実際のビーム加速を行いながら検討する予定である。

8. 今後の課題

前述したようにイオン源の交換、MEBT の構成変更、モニターの追加、LLRF への FB と FF の追加を行い、ビーム調整は軌道にのると判断している。最終的な定常運転までに残っている課題は以下の通り：

- 高速ビームインターロックの構築
- LEBT の変更
- 標的表面観察系の立ち上げ
- RFQ - DTL 間位相の再調整

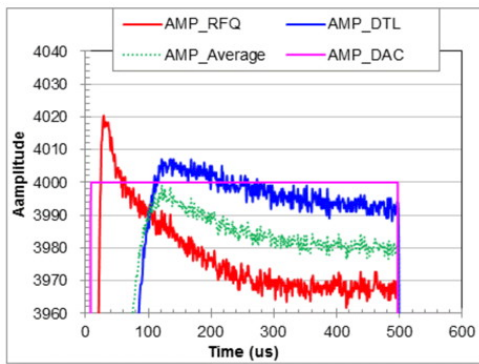


Figure 3: RF power level in RFQ and DTL without feed back.

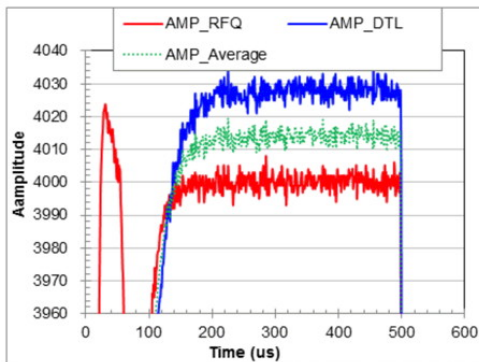


Figure 4: RF power level in RFQ and DTL with feed back.

- LLRF系と空洞冷却水制御系及び空洞周波数チューナ制御の統合
- FBの最適化のためにLLRF系調整

以上の項目を実施し、更にビームロスの最小化と局在化の調整を行った後に、長時間の連続運転を試験する。

9. まとめ

iBNCT用線形加速器のビーム調整を行っている。最初の中性子発生後、ビーム強度増強のためにイオン源とビーム輸送系に大幅な変更を加えている。まだ仕上がってはいないが、律速となるような問題は処理できたと考えている。今後は残りの課題に対応しながら全体調整を行い、治験に必要な中性子をできる限り早く確実に発生させたい。

謝辞

本計画の再構築への支持と、支援をいただいている筑波大学病院長の松村先生、そしてKEKの山内機構長、神谷理事に感謝いたします。また多数の優秀な人材を長期間の支援に割り当ててくれた小林加速器第7研究系主幹と山口加速器施設長に感謝します。更にJ-PARC リニアックメンバーの支援を認めていただいた小栗 J-PARC 加速器第1セクションリーダーと長谷川加速器ディビジョン長に感謝します。

参考文献

- [1] H. Kobayashi *et al.*, “茨城 BNCT 施設用 8MeV,80kW 陽子加速器の建設”, Proceedings of the 9th Annual Meeting of Particle Accelerator Society of Japan, Osaka, Aug. 2012, pp. 278-281.
- [2] M. Yoshioka *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, 中間報告”, Proceedings of the 10th Annual Meeting of Particle Accelerator Society of Japan, Nagoya, Aug. 2013, pp. 285-289.
- [3] H. Kobayashi *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”, Proceedings of the 11th Annual Meeting of Particle Accelerator Society of Japan, Aomori, Aug. 2014, pp. 14-18.
- [4] M. Yoshioka and H. Kumada, “加速器ベース・ホウ素中性子捕捉療法”, Proceedings of the 12th Annual Meeting of Particle Accelerator Society of Japan, Tsuruga, Aug. 2015, pp. 206-209.