

OIST ホウ素中性子捕獲療法 (BNCT) 用陽子リニアックの開発 DEVELOPMENT OF A PROTON ACCELERATOR FOR OIST BNCT

近藤恭弘^{*A)}、長谷川和男^{A)}、東保男^{B)}、熊田博明^{C)}、黒川真一^{D)}、松本浩^{E)}、内藤富士雄^{E)}、吉岡正和^{B)}
Yasuhiro Kondo^{*A)}, Kazuo Hasegawa^{A)}, Yasuo Higashi^{B)}, Hiroaki Kumada^{C)}, Shin-ichi Kurokawa^{D)},

Hiroshi Matsumoto^{E)}, Fujio Naito^{E)}, Masakazu Yoshioka^{B)}

^{A)}Japan Atomic Energy Agency (JAEA)

^{B)}Okinawa Institute of Science and Technology (OIST)

^{C)}University of Tsukuba

^{D)}COSY Lab

^{E)}High Energy Accelerator Research Organization (KEK)

Abstract

An accelerator based boron neutron capture therapy (BNCT) facility is being planned at Okinawa institute of science and technology (OIST). The proton accelerator consists of a radio frequency quadrupole (RFQ) linac and a drift tube linac (DTL). The required beam power is 60 kW. The present beam energy and current are 10 MeV and 30 mA, respectively. The pulse length is 3.3 ms and the repetition rate is 60 Hz, therefore, the duty factor is 20%. In this paper, present design of this compact, medium current, high duty proton linac is presented.

1. はじめに

近年、がん細胞のみを選択的に破壊できるがん治療法として、ホウ素中性子捕獲療法 (Boron Neutron Capture Therapy, BNCT) が注目されている。BNCT は従来原子炉からの中性子を用いてきたが、この治療法を広く普及させるために、加速器からの中性子を用いた BNCT の研究が進行中である。いばらき中性子医療研究センターにおいては、陽子リニアックを用いた BNCT 装置 (iBNCT^[1]) の検証研究が進められている。この研究をさらに発展させ、沖縄科学技術大学院大学 (OIST) において、病院設置用 BNCT 装置の雛形という位置付で、加速器 BNCT の研究施設が計画されている (仮に OBNCT と呼ぶ)。iBNCT と OBNCT 加速器のパラメータを Table. 1 に示す

Table 1: Basic Parameters of iBNCT and OBNCT Accelerators

	iBNCT	OBNCT
Energy (MeV)	8	10
Peak current (mA)	50	30
Repetition rate (Hz)	200	60
Pulse width (ms)	1	3.3
Duty (%)	20	20
RF frequency (MHz)	324	352
RFQ energy (MeV)	3.0	2.5
DTL energy (MeV)	8.0	10.0

iBNCT 加速器は、開発項目を減らすために、基本的に J-PARC リニアックの設計のままであるが、OBNCT においてはより BNCT 用としてビーム性能、信頼性ともに最適化された加速器を目指す。iBNCT 加速器のビーム電力は、80 kW であり、中性子生成ターゲットの詳細なシミュ

レーションにより、熱外中性子 ($0.5 \text{ eV} < E_n < 10 \text{ keV}$) のフラックスは、 $4 \times 10^9 \text{ n/cm}^2/\text{s}$ 以上を見込んでいる。これまでの原子炉 BNCT での治験などにより、熱外中性子のフラックスは、 $2 \times 10^9 \text{ n/cm}^2/\text{s}$ 程度で十分であると考えられており、OBNCT 加速器のビーム電力は、40 kW 程度で良い事になる。本論分では、余裕を持たせて、60 kW の加速器を検討する。

加速器の構成は、iBNCT と同じく、高周波四重極リニアック (RFQ) とドリフトチューブリニアック (DTL) の組み合わせとする。iBNCT ではピークビーム電流を 50 mA としているが、J-PARC リニアックの経験などから、やはり 50 mA という大電流を安定的に取り扱うことは、加速器の専門家以外が運転することを想定した場合、かなりの困難を伴うことが予想される。このため、OBNCT では、ピークビーム電流を 30 mA に減らし (これでもまだ大電流ではあるが)、エネルギーを上げることにした。エネルギーを上げると中性子の収量としては有利になるが、治療に必要な熱外中性子と、それ以外の熱および速中性子との比率や、放射化の影響など、メリット、デメリットを見極めて最終的なエネルギーを決定することになる。しかしながら、DTL の技術的にはエネルギー 8 MeV でも 10 MeV でも大差ないので、まずは 10 MeV で検討を進めることにした。ビームのデューティファクタは 20% と変更ないが、iBNCT の技術開発により、1 ms 以上の長いパルス幅実現の目処が立ったので、パルス幅 3.3 ms に広げ、繰り返しを 60 Hz に落とした。各加速空洞の共振周波数は、小型化を目指して iBNCT より高くする。小型化という観点のみであれば、400 MHz 以上とする方が有利であるが、まず 352 MHz で検討を進め、比較対象として今後より高い周波数も検討する。RFQ は、放電に対する安定性を高めるため、最大表面電場を通常採用される Kilpatrick 限界の 1.8 倍よりいくぶん減らした設計とする。最大表面電場を下げたことによる RFQ の長大化を避けるため、出射エネルギーを iBNCT の 3 MeV から 2.5 MeV に下げる。従って、DTL は、2.5 MeV から 10 MeV まで加速すること

* yasuihiro.kondo@j-parc.jp

になる。

本論文では、上記のコンセプトに基づいた、OBNCT 加速器の検討状況について述べる。

2. イオン源と LEBT

イオン源は iBNCT 用の陽子イオン源をベースに開発する。Fig. 1 に、iBNCT イオン源の概念図を示す。

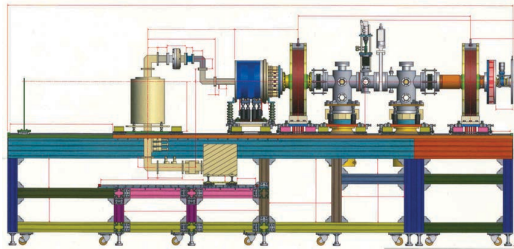


Figure 1: Schematic view of iBNCT ECR ion source.

iBNCT イオン源は、ECR イオン源であり、周波数は、2.45 GHz である。RF 源にはマグネトロンを用い、定格電力は、1.5 kW である。加速電圧は 50 kV であり、設計エミッタンスは、 0.25π mm mrad (normalized rms) である。

イオン源から引き出されたビームは、2つのソレノイド電磁石からなる低エネルギービーム輸送系 (LEBT) によって輸送、RFQ へのマッチングを行う。iBNCT の LEBT は、プロトタイプの要素が強く、ビーム診断機器などを設置するためのスペースを十分に確保してあるが、運転経験を踏まえた上で、OBNCT 実機では、空間電荷中和領域を出来るだけ短くする予定である。

なお、iBNCT イオン源は、現在プラズマ点火まで確認し、高電圧エージング中である。

3. RFQ

RFQ は、LEBT からの 50 keV 陽子を、2.5 MeV まで加速する。RFQ の試験的な設計を RFQGEN^[2] を用いて行った。空洞の共振周波数は 352 MHz である。耐放電性向上を目的として、設計最大表面電場を、29 MV/m (1.57 Kilpatrick) に設定し、現状では、コンベンショナルなヴェーン間電圧一定の設計とした。Fig. 2 に、RFQGEN によるシミュレーション結果を示す。

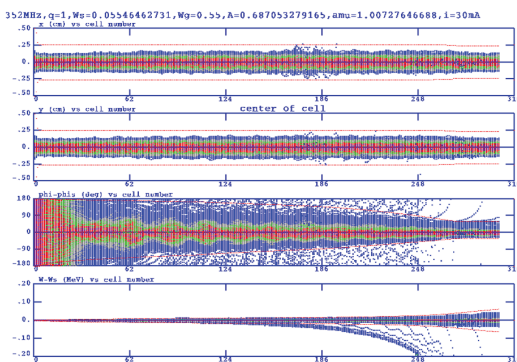


Figure 2: RFQ simulation using RFQGEN.

現在の設計でのヴェーン長は、3.6 m (4.2 λ) であり、単一空洞の RFQ としては、若干長いと思われる。SUPERFISH^[3] で見積もった Q 値は、10626、空洞損失 (経験的な低減値 0.8 を含む) は、150 kW である。Fig. 3 に、RFQ の SUPERFISH モデルを示す。

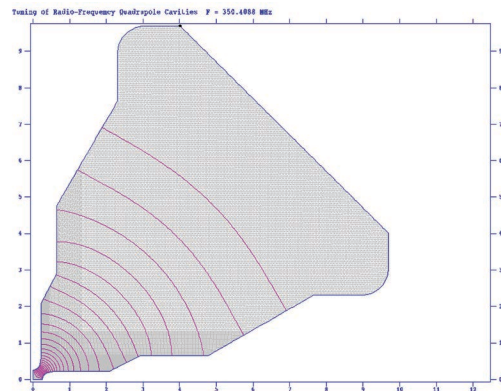


Figure 3: SUPERFISH model of the RFQ cavity.

4. DTL

RFQ からの 2.5 MeV 陽子ビームは、DTL によって 10 MeV まで加速される。現状の 352 MHz DTL は、Fig. 4 に示すように、324 MHz の J-PARC DTL^[4] を単純にスケールしたものである。iBNCT の DTL は、J-PARC DTL がベースであるが、ドリフトチューブ内の取束磁石については永久磁石を採用している。OBNCT DTL についても永久磁石を使用する予定であり、これにより、J-PARC DTL の 324 MHz より高い周波数を採用できるようになる。現状では、 E_0 は、J-PARC DTL と同じく 2.5 MV/m のままとしている。

SUPERFISH による無負荷 Q 値は 45000 程度である。SUPERFISH によって求めた E_0 、transit time factor をもとに、PARMILA によって、DTL の設計を行った。Fig. 5 に、セルごとのエネルギーの変化を、リファレンスである J-PARC DTL のものとともに示す。J-PARC DTL は、

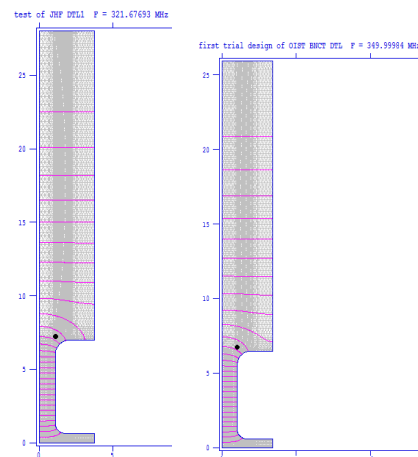


Figure 4: SUPERFISH models of $\beta=0.8$ cells of 324 MHz (J-PARC DTL:left) and 352 MHz (right) DTLs.

第一タンク (DTL1) の途中までである。

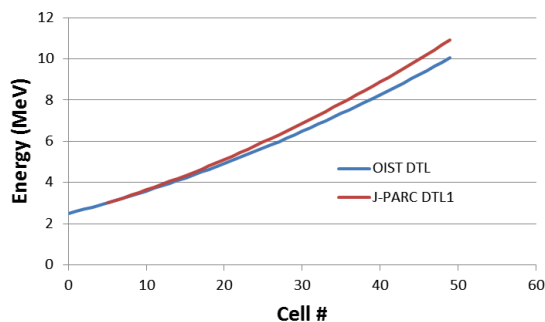


Figure 5: DTL energy as a function of cell number. Injection energy of the J-PARC DTL is 3 MeV.

現状の DTL 全長の設計値は、4.5 m であり、PARMILA^[5] により見積もられたシステム、ポストカップラを含んだ空洞損失は、460 kW である。現状の設計のシャントインピーダンスは、 E_0 を変更していないので、J-PARC DTL より若干低めである。

5. RF 源

RFQ と DTL の RF 源には、マルチビームクライストロン (MBK) を用いる計画である。MBK1 本あたりの定格出力は、600 kW を想定している。したがって、RFQ に 1 本、DTL に 2 本の計 3 本を用いる予定である。MBK の通常のクライストロンと比べたメリットは、60%程度と効率が高いこと、また駆動電圧は 34 kV と低く電子銃を気中絶縁で動作させられることがある。対して、ゲインが 34 dB とシングルビームに比べて低いので、比較的高い入力電力が必要となることがデメリットである。

モジュラ電源は、MARX 型回路によって 3.3 ms のパルス幅間の電圧の安定化を実現することを検討している (Fig. 6)。安定度の目標は、 1×10^{-4} である。

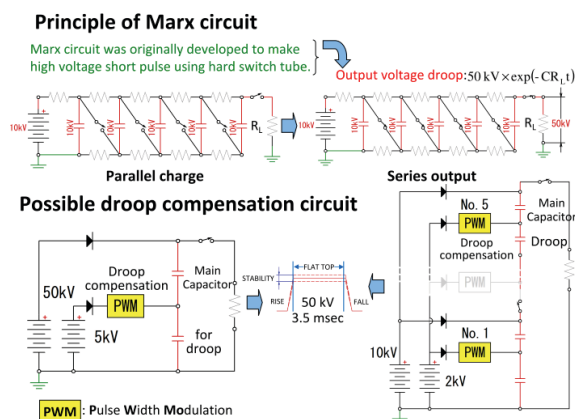


Figure 6: Conceptual design of a droop-compensated modulator power supply.

6. スケジュール

本年度は主に加速器やターゲットシステムの機器設計を行う。イオン源は今年度から製作を開始する。加速

器機器は、2016 年度から製作を開始し、TMC は 2017 年度から製作を開始する予定である。2019 年度からのコミッショニング開始を目指している。

7. まとめ

沖縄科学技術大学院大学において計画中のホウ素中性子捕獲療法のための小型中性子源用リニアックの開発状況を述べた。本リニアックは、病院設置用として十分な信頼性をもち、簡便な運転を目指し開発され、高周波四重極リニアック (RFQ) とドリフトチューブリニアック (DTL) というコンベンショナルな構成をとる。現状の設計での各空洞の仕様、損失、ビームローディングを Table 2 にまとめる。それぞれ使用するクライストロンの定格電力内に十分に収まっており、無理のない電力配分になっていることが分かる。

Table 2: Summary Table of Required Power of Each Accelerating Structure

	RFQ	DTL
Energy (MeV)	0.05 - 2.5	2.5 - 10
Current (mA)	30	30
Power dissipation (kW)	150	460
Beam loading (kW)	74	230
Total power (kW)	220	690
Number of klystrons	1	2

2.5 MeV の RFQ、10 MeV の DTL とともに、本論文に示した現状の設計は、極初期の段階であり、今後要求性能に対する最適化を進める。周波数 352 MHz、ビームエネルギー 10 MeV、電流 30 mA といった主要パラメータも今後の検討によって変更される可能性があるが、加速器単体の性能ではなく、治療装置としての信頼性、装置の放射化や患者に与える不要な被曝線量の低減などを総合的に勘案してパラメータを決定する。

8. 謝辞

本設計は OBNCT のプロジェクトリーダーである菅原寛孝 OIST 学長特別補佐により編成されたチームで進めている。いばらき中性子医療研究センターの皆様には、iBNCT 加速器、特にイオン源についての情報をいただき感謝いたします。

参考文献

- [1] H. Kumada, M. Yoshioka, "Accelerator-based Boron Neutron Capture Therapy", in these proceedings.
- [2] L. Linear Accelerators, RFQGEN.
- [3] J. H. Billen, L. M. Young, Poisson Superfish, Tech. rep., LA-UR-96-1834 (1996).
- [4] T. Itou, T. Morishita, H. Ao, H. Tanaka, F. Naito, E. Takasaki, High power conditioning of the DTL for J-PARC, in: Proceedings of PAC07, Albuquerque, New Mexico, USA, 2007, pp. 1517-1519.
- [5] H. Takeda, Parmila, Tech. rep., LA-UR-98-4478 (1998).