放医研 HIMAC の現状報告

PRESENT STATUS OF HIMAC

松葉俊哉[#, A)], 楊叶[A)], 水島康太[A)], 稲庭拓[A)], 岩田佳之[A)], 片桐健[A)],
北川敦志[A)], 佐藤眞二[A)], 高田栄一[A)],野田悦夫[A)], 村松正幸[A)], 白井敏之[A)],
佐野悦信[B)], 篠崎直樹[B)], 川島祐洋[B)], 甲斐聡[B)], 中島猛雄[B)],若勇充司[B)], 藤本哲也[B)]
Shunya Matsuba[#, A)], Ye Yang[A)], Kota Mizushima[A)], Taku Inaniwa[A)], Yoshiyuki Iwata[A)], Masami Urata[A)],
Ken Katagiri[A)], Atsushi Kitagawa[A)], Shinji Sato[A)], Eiichi Takada[A)], Etsuo Noda[A)], Masayuki Muramatsu[A)],
Toshiyuki Shirai[A)], Yoshinobu Sano[B)], Naoki Shinozaki[B)], Masahiro Kawashima[B)], Satoshi Kai[B)],
Takeo Nakajima[B)], Mitsuji Wakaisami[B)], Tetsuya Fujimoto[B)]
[A)] National Institute for Quantum and Radiological Science and Technology
[B)] Accelerator Engineering Corporation

Abstract

Heavy ion radiotherapy with the Heavy-Ion Medical Accelerator in Chiba (HIMAC) has been carried out more than 13000 patients since 1994. In 2010, a new particle therapy research facility connected to HIMAC was built, and we started heavy-ion radiotherapy using a 3D scanning irradiation system in 2011 and using a superconducting rotating gantry in 2017 at the new facility. In 2016, we began a project of "quantum scalpel", a next-generation heavy-ion radiotherapy machine that applies a compact superconducting synchrotron and rotating gantry currently under development. This paper outlines R&Ds for a new project and current facility as well as the present status of HIMAC.

1. はじめに

放射線医学総合研究所(放医研)は 1993 年に重粒子線がん治療用加速器 HIMAC(Fig. 1)を建設し、1994 年より炭素イオンを用いた重粒子線がん治療を行っており、現在までに 13000 人を超える患者に治療が実施されている[1, 2]。2010 年に、HIMAC 既存建屋に隣接して新治療研究棟が建設され、そこで複雑な腫瘍形状や、治療期間中の腫瘍形状変化に対応できる、3 次元スキャニング照射法[3]を用いた治療が 2011 年より開始された。新治療研究棟では、2015 年に高速エネルギースキャニング照射法[4]、呼吸同期スキャニング照射法が開発され、2017 年からは、超伝導回転ガントリー照射装置(Fig. 2)[5]が治療運用に供され、患者を傾けることなく、0-360 度方向から任意の角度で照射が可能となった。

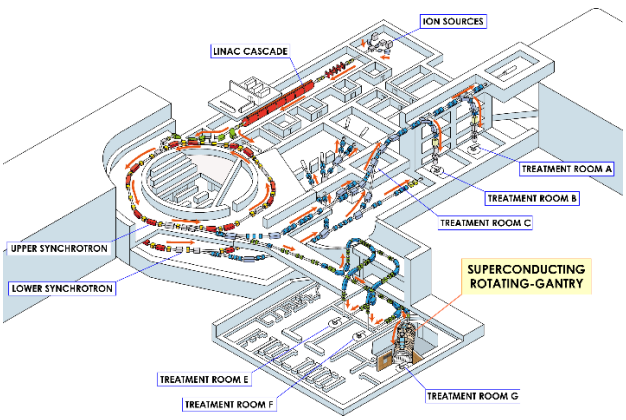

Figure 1: Bird's eye view of HIMAC and new particle therapy research facility.

matsuba.shunya@qst.go.jp

2016 年度から放医研は日本原子力研究開発機構の一部と統合し、量子科学技術研究開発機構(量研機構)となった。量研機構では現在普及している重粒子線治療装置をさらに小型化した次世代の治療装置「量子メス」(Fig. 3)の開発が開始された。この「量子メス」プロジェクトではレーザー駆動イオン加速技術により入射器を、超伝導技術によりシンクロトロンとガントリーを小型化し、装置全体を20 m×10 mのサイズに収めることが目標となる。また、装置の小型化以外にもこれまで炭素線だけで行っていた治療を、複数の核種も含めて最適化するマルチイオン照射法[6]の開発も量子メスプロジェクトの一環として進んでいる。

本発表では、HIMAC で行われた最近の研究開発の概要を紹介する。

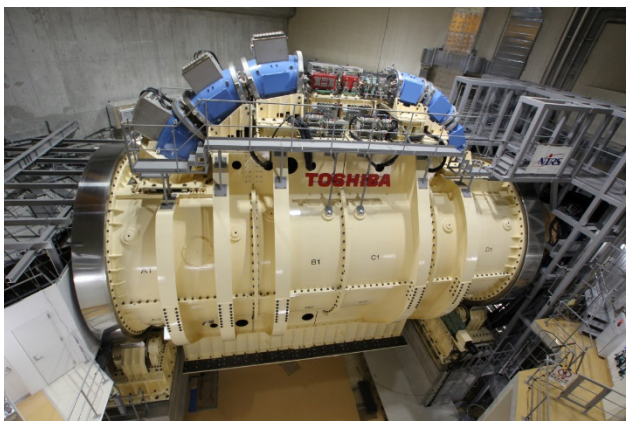

Figure 2: Photo of the superconducting rotating gantry in new particle therapy facility.

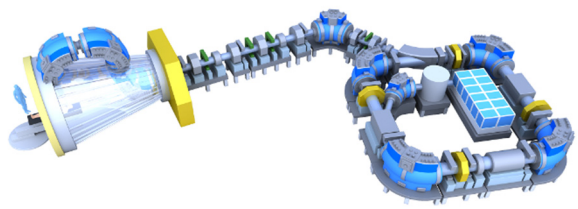

Figure 3: Schematic view of the next generation heavy ion therapy machine nicknamed quantum scalpel.

2. 研究開発

2.1 マルチイオン照射に向けたシンクロトロンのユニバーサル運転パターン調整

マルチイオン照射で使うイオンは A/Z が等しい $^{4}He^{2+}$, $^{12}C^{6+}$, $^{16}O^{8+}$, $^{20}Ne^{10+}$が使用される。そのため、シンクロトロン以降の電磁石励磁パターンは全イオン種に対して同一励磁パターン(ユニバーサルパターン)とすることができる。

新たに作成された運転パターンは、これまで同様にパルス内エネルギー可変型運転方式を用いており、これまでの炭素線治療用パターンとの違いは、飛程が長い He ビームが水中換算で深さ 3 mm のステップでエネルギー変更が可能なように 250 MeV/u 以下の領域が細かくなっていることである。各イオンの静止質量の差は RF 周波数のパターンによって補正されている。

昨年以降は出射にかかわるビーム調整が行われており各イオンで現状の炭素線治療の条件と互換性を保てるように、ビームサイズ、軌道を各エネルギーで調整した。回転ガントリー照射室までビームを輸送しアイソセンターでのビームスポット形状が所定の形になるように、シンクロトロン出射後の高エネルギービーム輸送ライン上にあるエミッタンス調整用散乱体の厚さ調整が行われた。各イオンビームのスポットサイズの測定結果を Fig. 4 に示す。全イオン種に対して、全エネルギー領域 X-Y 方向のビームサイズを目標範囲(平均値±10%以内)に収めることができた。現在は治療計画コミッショニングに向けた線源データ測定等を行っている。

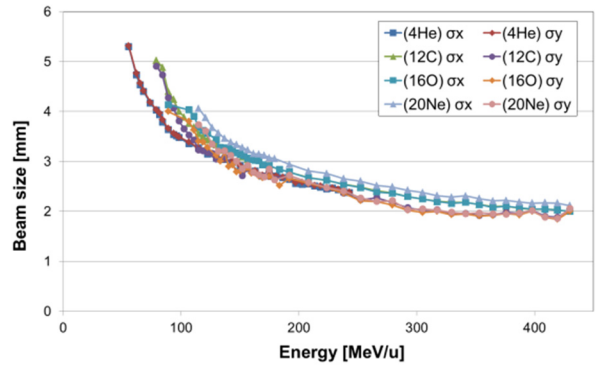

Figure 4: Horizontal and vertical 1σ beam size of ^{4}He, ^{12}C, ^{16}O and ^{20}Ne at isocenter of superconducting rotating gantry.

2.2 マルチイオン照射のための小型 ECR イオン源開発

現在 HIMAC では複数のイオン源を用いてマルチイオン照射に必要な 4 つのイオン種を生成しているが、実験との並行運転や今後の治療実施を考えれば、一台のイオン源でマルチイオン照射に対応できることが望ましい。現在普及している永久磁石型 ECR イオン源は、十分なネオンの多価イオンを生成する閉じ込め磁場が得られていなかったため、我々は既存のイオン源を用いて多価イオン生成のための閉じ込め磁場の試験や、その磁場を再現するような永久磁石配置、プラズマチェンバー等の設計を進めてきた。現在では設計がおおむね完了し、実機の製作が進んでいる。製作中のイオン源は HIMAC のイオン源室に設置され(Fig. 5)、マルチイオン照射用のイオン源として利用される。HIMAC イオン源室には既に 3 台のイオン源が設置されており潤沢な空間があるわけではないので、既存設備との干渉や新規に必要な電力、既存イオン源利用スケジュール等を考慮しながら設置行

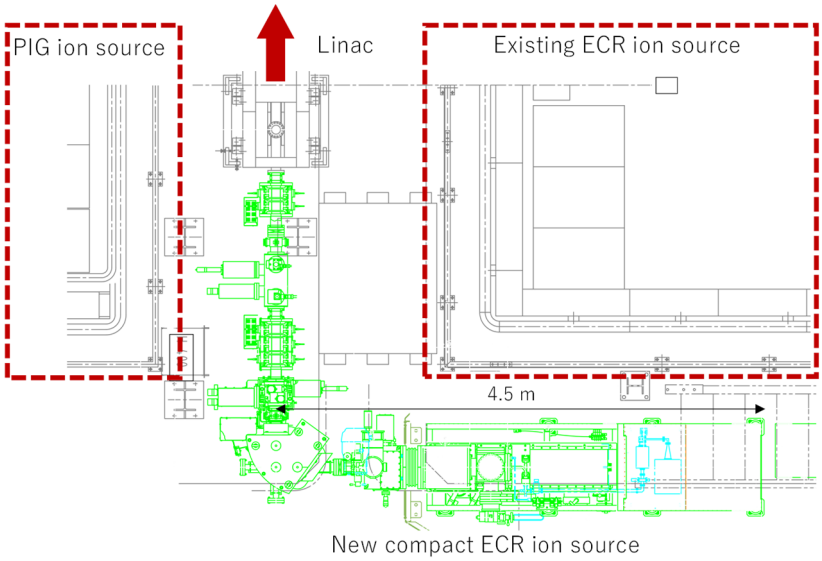

Figure.5 Layout of ion source room in HIMAC. The new ECR ion source and beamline is displayed by green line.

程を検討し順次対応を進めている。

2.3 重粒子線小型シンクロトロン用超伝導電磁石の磁場設計とショートコイルモデルによる励磁試験[7]

量子メスプロジェクトでは超伝導電磁石を使ってシンクロトロンを小型化する。そのため磁石の開発が進められている。これまでにコイルやヨークの設計を行ってきており3次元磁場計算によって2極、4極磁場分布の安定度が目標の範囲内に収まっていることが確認されていた。コイルは GFRP 製の巻き枠上に 3 次元的に巻かれるためコイルエンドでは多極成分が生じ、2 極コイルエンドの6極成分が非常に大きくなることが分かった。そこで、コイルエンドでは元の 6 極成分を打ち消すような 6 極成分を作るため cos3θ 成分を入れたコイルを設計し、(Fig. 6) 6 極成分を目標の範囲に抑えることができた(Fig. 7)。

現在は曲げ角 15 度分程度の試験用の超伝導磁石を製作してその磁場測定や各種試験を行っている。測定された中心磁場は 3.5 T であり、設計と同等の磁場が出ていることが確認されている。

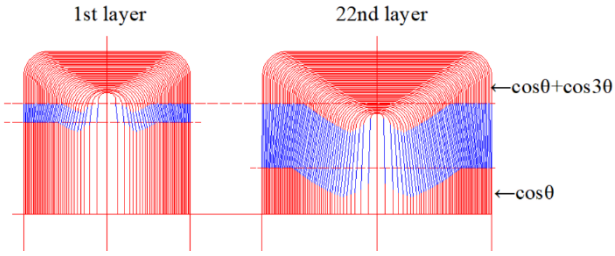

Figure 6: Coil end designs of superconducting magnets.

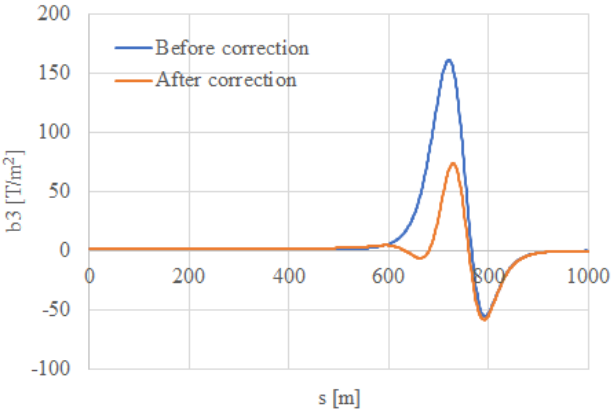

Figure 7: Sextupole component along the beam axis of superconducting magnets before and after modification.

2.4 重粒子線小型シンクロトロン用超電導電磁石の熱設計及び、パターン励磁試験 [8]

量研機構と東芝エネルギーシステムズは、量子メスプロジェクトのための小型シンクロントロ用超伝導電磁石の開発を共同で行っている。シンクロトロン用超伝導磁石は 5 秒で 0.5 T から 3.5 T まで励磁するため、交流損失が大きく熱設計が非常に重要となる。そのため低 AC ロスの超伝導線を用いることとし、電熱パスの最適化をして熱計算を行い、必要な冷凍機台数を見積もった。そして、熱設計や磁場設計を検証するために、実機と同一の断面を持ち、軸方向長さが 15 度曲げ分程度のショートモデルコイルを製作した。このショートモデルコイルを 0A-265A まで 15 秒で繰り返し励磁、消磁した結果、熱設計に大きな問題はないことが確認された。

2.5 レーザー加速イオンの超伝導シンクロトロンへの直接入射の検討[9]

量子メスプロジェクトではレーザー駆動イオン加速技術を用いて入射器を小型化することを目標としている。その開発の一環としてレーザー駆動加速イオンの直接入射に関したフィージビリティスタディが進められてきた。超電導シンクロトロンを対象としたイオン発生点から入射点までの Beam Transport の設計を行って、シンクロトロンへの補足粒子数が目標とする、ショット当たり 1×10^8 個を実現できることが分かった。今回はシンクロトロンを最新の設計に更新した(Fig. 8)。2 極磁場を 4 T から 3.5 T に変更し Beam Transport も可能な限り最適化を行った。また、空間電荷効果の影響を過大評価しないような計算方法の変更を行った。そしてこれまで同様にシンクロトロンへの補足粒子数を調査した。その結果 JST 未来社会創造事業における目標のショット当たりの最終補足粒子数 1×10^8 個を実現できることが確認された(Fig. 9)。

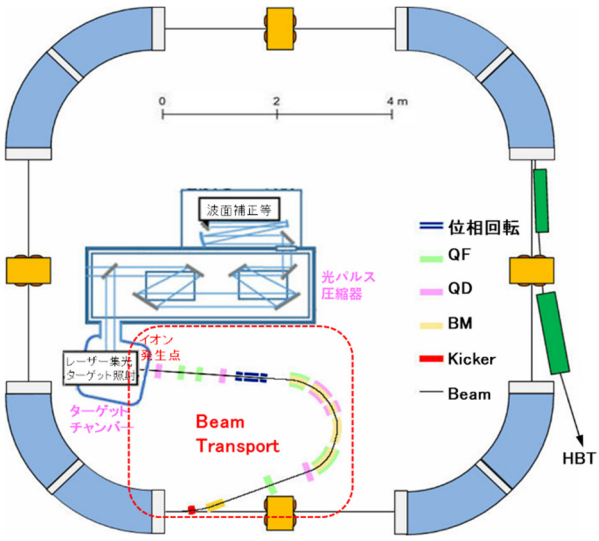

Figure 8: Schematic layout of an injector and a superconducting synchrotron.

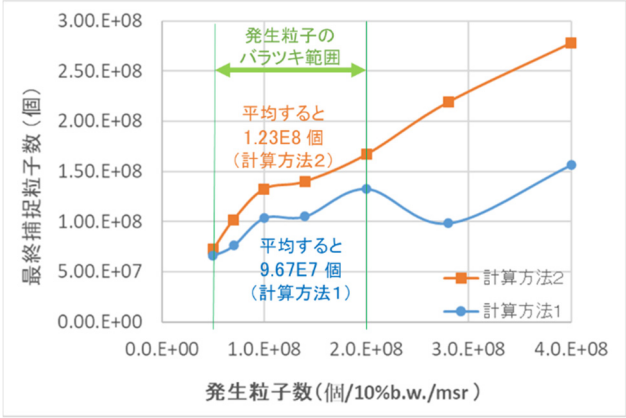

Figure 9: Dependence of the captured ion numbers of produced ion numbers.

3. まとめ

量研機構では重粒子線治療施設のさらなる普及のために、次世代の小型重粒子線治療装置「量子メス」の開発を進めている。HIMAC ではマルチイオン照射法のための加速器調整が行われ、マルチイオン源がイオン源室に新設される。超伝導磁石開発は磁場設計や熱設計が一段落し、それらをもとに制作された実機と同一断面を持つショートコイルモデルによる試験が進んでいる。また、レーザー加速イオンのシンクロトロンへの入射方法についても検討が行われている。

参考文献

[1] Y. Hirao *et al*., Nucl. Phys. A 538 (1992) 541–550.
[2] K. Noda *et al*., Nucl. Instrum. Methods Res. B 406 (2017) 374–378.
[3] T. Furukawa *et al*., Med. Phys. 37 (2010) 5672–5682.
[4] K. Mizushima *et al*., Nucl. Instr. And Meth. B 331 (2014) 243.
[5] Y. Iwata *et al*., Nucl. Instrum. Methods Res. Sect. B 406 (2017) 338–342.
[6] T. Inaniwa, N. Kanematsu, K. Noda, T. Kamada, Phys. Med. Biol. 62, (2017) 5180–5197.
[7] T. Fujimoto *et al*., in these proceendings (MOP002).
[8] S. Amano *et al*., in these proceedings (MOP001).
[9] E. Noda *et al*., in these proceedings (MOOA03).