

HIMAC の現状報告 PRESENT STATUS OF HIMAC

松葉俊哉^{#, A)}, 宮武立彦^{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)}, 浦田昌身^{A)}, 野田悦夫^{A)}, 村松正幸^{A)}, 白井敏之^{A)},
勝間田匡^{B)}, 白石直浩^{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)}, Tatsuhiko Miyatake^{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)}, Masashi Katsumata^{B)}, Tadahiro Shiraishi^{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 performed on 15,911 patients from FY1994 to 2023. In 2010, a new particle therapy research facility was built. The facility started heavy-ion radiotherapy using a 3D scanning irradiation system in 2011, and a superconducting rotating gantry was operated in 2017. In 2016, we began a project for a next-generation heavy-ion radiotherapy called “quantum scalpel” that applies a compact superconducting synchrotron and rotating gantry currently under development. This paper outlines R&D for a new project and 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)を建設した。そして、1994 年より炭素イオンを用いた重粒子線がん治療を始め、2023 年度末までに 15911 例の治療が行われてきた[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 次元スキニング照射法[3]を用いた治療が 2011 年より開始され、2015 年に高速エネルギースキニング照射法[4]、呼吸同期スキ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。

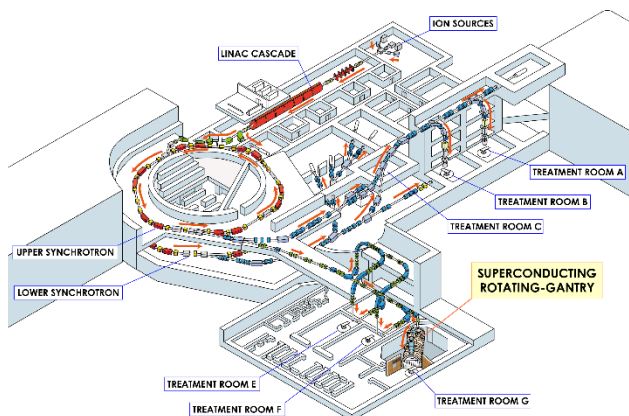


Figure 1: Birds eye view of HIMAC and new particle therapy research facility.

加速器については 2004 年に小型化のための開発を始め、施設のサイズを HIMAC の 1/3 程度に縮小することが可能となった。現在はこのような小型加速器が国内に 5 施設建設されており、海外にも普及が進んでいる。

2016 年度から放医研は量子科学技術研究開発機構(QST)となり、重粒子線治療の更なる普及を目指して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」プロジェクトでは入射器とシンクロトロンをそれぞれ、レーザー駆動イオン加速技術と超伝導技術により小型化することで装置全体を 20 m × 10 m のサイズに収めることが目標としている。この内、超伝導シンクロトロンは 2023 年度から実証機建設をスタートしており 2024 年度には建屋の建設が始まっている。治療の高度化も目標としており、複数の核種も含めて治療を最適化するマルチイオン照射法[6]の開発を行い、2023 年度に第一例目のマルチイオン治療を実施した[7]。

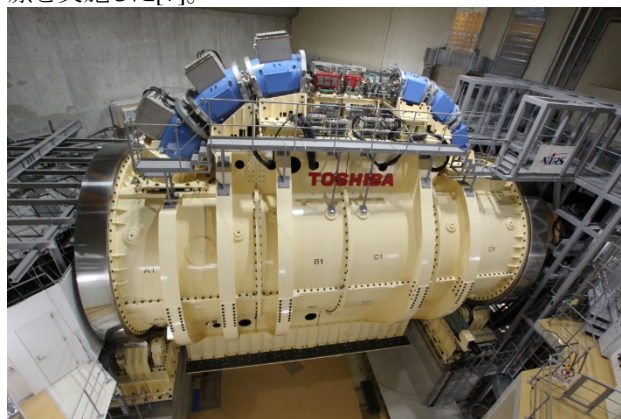


Figure 2: Photo of the superconducting rotating gantry in new particle therapy facility.

[#] matsuba.shunya@qst.go.jp

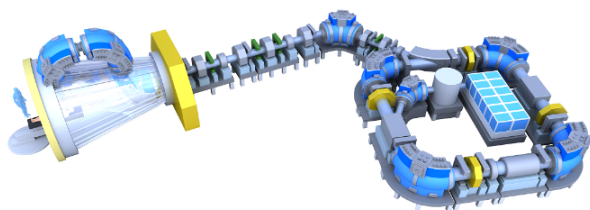


Figure 3: Schematic view of the next generation heavy ion therapy machine nicknamed “quantum scalpel”.

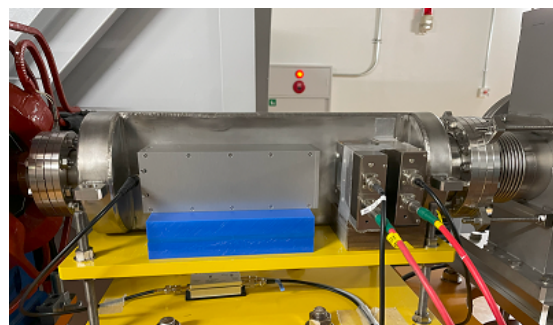


Figure 4: Photograph of the monitoring system of the ion beam species and purity.

2. 研究開発

2.1 マルチイオン照射に向けたビーム核種純度監視システムの開発とマルチイオン治療の開始

マルチイオン治療で使われるイオンは ${}^4\text{He}^{2+}$, ${}^{12}\text{C}^{6+}$, ${}^{16}\text{O}^{8+}$, ${}^{20}\text{Ne}^{10+}$ となっている。放射線抵抗性の高い腫瘍領域に酸素イオンやネオンイオンを、放射線感受性が高い領域にはヘリウムイオンを使用し、線量のみならず線質 (LET, 線エネルギー付与) も制御することで治療効果の向上が期待される。マルチイオン照射では異なる核種の誤照射や、不純物イオンによる線量誤差を防ぐ安全性保障のためのシステムが新たに必要となる。HIMAC から治療室に至る高エネルギービーム輸送路にはビームの偏向角を素早く切り替えて高速でビームを遮断するシステムが存在しており、そこに電離箱とファラデーカップを取り付け、治療照射直前のビームの核種と純度を監視する[8]。Figure 4 にシステムの写真を示す。

検出されたビーム核種・純度に問題があった場合は即座に加速器制御システムに異常を伝達し、治療室へのビーム供給を中止する。問題がなかった場合は高速ビーム遮断システムでのビーム遮断を中止して治療室へのビーム供給を開始する。このプロセスはシンクロトロンへのビーム再入射・加速のたびに実行され、運転中にイオン源に異常が生じるような場合にも誤照射を防ぐことが可能となっている。

試験では予定とは異なる核種が検出された場合に治療が中断されることを確認し、次に純度監視機能の性能を確認した。純度監視・判定は不純物が混ざる可能性のあるヘリウムイオンの供給時のみ行われ、ビーム純度が許容値である 99.9% を下回った場合に治療室への照射が開始されないようになっている。イオン源で純度を調整して照射し、純度監視システムを試験した結果が Fig. 5 であり、許容値を下回ったビームを識別できることが確認できた。

上記のような加速器側の対応の他、並行してこれまで治療計画装置の開発やマルチイオン治療 QA (Quality Assurance) のための LET 測定器の研究開発や治療ビームコミッショニング等を進めてきた。そして、2023 年 11 月に QST 病院で第一例目のマルチイオン治療を実施した。一例目は骨軟部肉腫に対して炭素と酸素のイオンを使用して治療が実施された[7]。

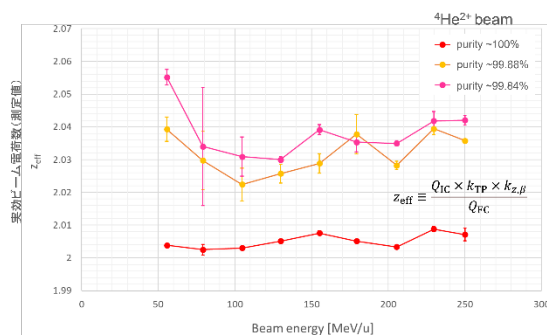


Figure 5: Measurement results of the contaminated ${}^4\text{He}^{2+}$ beam test.

2.2 マルチイオン治療に用いる小型 ECRIS に有用な多価イオン強度増強法

マルチイオン治療を実施するために、4 種類のイオンの生成とそれらの素早い切り替えが行えるイオン源 (マルチイオン源) の開発を進めてきた。このイオン源における ${}^{16}\text{O}^{6+}$ や ${}^{20}\text{Ne}^{7+}$ 等の多価イオンの生成量向上を狙って、多価イオン強度を増強する方法を開発した。この方法では、従来のバイアスディスク法で用いられるネガティブバイアス (-160 ~ -200 V) に、パルス状のネガティブバイアス (-1000 ~ -500 V) を重畳した電圧をバイアスディスクに印加する。この方法により、印加されたパルス状のネガティブバイアス波形に伴って大幅に増幅されたイオン強度が得られることが実験により確認されている。その増幅の程度は、例えば酸素イオンについては、 O^{2+} は 7% 増、 O^{3+} は 26% 増、 O^{4+} は 38% 増、 O^{5+} は 57% 増、 O^{6+} は 66% 増であり、多価イオンになる程に増幅量が増えることも確認されている。これまでの結果から、本方法は、パルス加速器で用いられる ECR イオン源にて多価イオン強度を増強する際に有用であることが分かる。また、本方法はシンプルな外付け装置により容易に既設の ECR イオン源に実装できるために、例えば、既設の重粒子線がん治療施設にて酸素やネオン等のマルチイオン治療用多価イオンを ECR イオン源から供給する際には特に有用になると期待される。

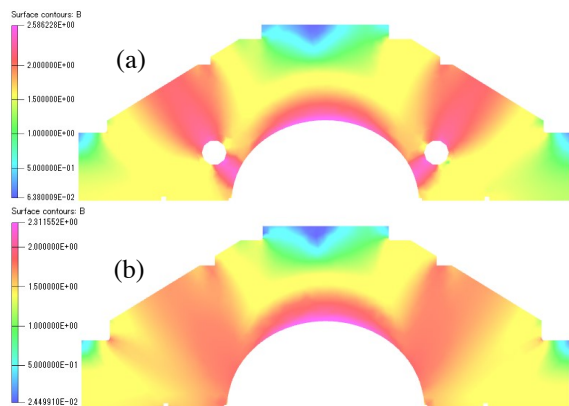


Figure 6: Color map of magnetic flux density in yoke cross section. (a) and (b) show the case with and without hole (old yoke shape), respectively.

2.3 重粒子線治療用小型シンクロトロンのための超伝導偏向電磁石におけるコイル製作精度の影響評価

量子メスシンクロトロンでは超伝導磁石を用いて装置を小型化する。超伝導磁石は最大二極磁場 3.5 T で四極を独立に励磁可能な機能結合型であり、液体ヘリウムを使用しない伝導冷却システムを採用し 0.7 T/s の高速の励磁速度を目標としている。シンクロトロンで十分なビーム強度を確保するためには 2.5×10^4 の高い磁場均一度が求められるが、磁場均一度はコイルを構成する超伝導線の配置精度に大きく影響される。そのためコイルの製作誤差によって生じる多極磁場成分の計算より見積もり、あり得そうな磁場誤差を仮定してシンクロトロンを周回するビームへの影響を調査した。試作磁石での実績から予想されたコイル製作精度と生成される多極磁場成分をもとにダイナミックアパーチャのチューンサーベイを行った。想定されるチューンダイアグラム上の動作領域にてダイナミックアパーチャの大幅な減少が確認されたが、この影響は独立励磁可能な四極コイルを調整することで十分な改善が可能であることが検証できた。

2.4 重粒子線小型シンクロトロン用超伝導電磁石のヨーク形状最適化

超伝導シンクロトロンは超伝導磁石は高磁場を高速で

掃引し、かつ伝導冷却であるため、発熱によるクエンチのリスクが高い。リスク低減のためにはコイルと外側の鉄ヨークの間隔をなるべく近づけ起磁力を下げるのが有効であるが、鉄ヨーク中の磁束密度が上がり飽和することで高磁場での磁場安定度が悪化する。そこで、ヨークの外周形状や適切な位置に穴を設けることでヨーク中磁束の経路を変え磁場分布を調整することで、ヨーク中磁束密度が飽和状態においても磁場安定度を崩さない最適なヨーク形状を探索した。

Figure 6 に初めに想定していたヨーク形状と探索後の最適なヨーク形状を示す。最適なヨーク形状においては初期のものより起磁力を 4.5% 低減させることができ、かつ磁場安定度は目標の範囲内に収まることが確認できた[9]。

3. まとめ

HIMAC では 1994 年から重粒子線治療を続けている。2004 年に始めた装置の小型化研究により施設サイズは 1/3 程度になり国内外へ普及が進んでいる。2016 年より更なる普及を目指して、次世代の小型重粒子線治療装置「量子メス」の開発を進めており、2023 年度にはマルチイオン治療が開始された。現在は超伝導シンクロトロンの実証機の建設が進んでおり、2027 年度の運転開始を目指している。

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, 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] <https://www.qst.go.jp/site/press/20240315.html>
- [8] K. Mizushima *et al.*, Rev. Sci. Instrum. 91, 023309 (2020).
- [9] T. Fujimoto *et al.*, “重粒子線小型シンクロトロン用超伝導電磁石のヨーク形状最適化”, Proc. PASJ2024, Yamagata, Japan, Jul.-Aug. 2024, THP055, this meeting.