

放医研 HIMAC の現状報告 PRESENT STATUS OF HIMAC

水島康太^{#, A)}, 阿部康志^{A)}, 稲庭拓^{A)}, 岩田佳之^{A)}, 浦田昌身^{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)}, 原洋介^{A)}, 古川卓司^{A)}, 村松正幸^{A)}, Lee Sung Hyun^{A)}, 白井敏之^{A)}, 川島祐洋^{B)}, 小林千広^{B)}, 鈴木太久^{B)}, 田久保篤^{B)}, 中島猛雄^{B)}, 藤本哲也^{B)}, 若勇充司^{B)} Kota Mizushima^{A)}, Yasushi Abe^{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)}, Yousuke Hara^{A)}, Takuji Furukawa^{A)}, Masayuki Muramatsu^{A)}, Sung Hyun Lee^{A)}, Toshiyuki Shirai^{A)}, Masahiro Kawashima^{B)}, Chihiro Kobayashi^{B)}, Taku Suzuki^{B)}, Atsushi Takubo^{B)}, Takeo Nakajima^{B)}, Tetsuya Fujimoto^{B)}, Mitsuji Wakaisami^{B)}

^{A)} National Institute of Radiological Sciences, National Institute for Quantum and Radiological Science and Technology

^{B)} Accelerator Engineering Corporation

Abstract

Carbon-ion radiotherapy using the Heavy-Ion Medical Accelerator in Chiba (HIMAC) at the National Institute of Radiological Sciences (NIRS) has been conducted on more than 12,000 patients since 1994. We started the heavy-ion radiotherapy with a 3D scanning irradiation system in 2011 and using a superconducting rotating gantry in 2017, at a new treatment research facility in NIRS. We have continued some R&Ds on HIMAC to enhance the treatment quality and to improve the treatment results. From 2016, we have started developments of a compact superconducting rotating gantry and synchrotron to be applied for a newly started project of a “quantum scalpel” that is a next generation of the heavy-ion radiotherapy machine. This paper outlines those R&Ds as well as the present status of HIMAC facility.

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、最大 430 MeV/u まで加速された炭素イオンを用いて重粒子線がん治療を行ってきた[1, 2]。1994 年の治療開始から今年で 27 年目を迎え、現在までの重粒子がん治療の登録患者数は延べ 12000 人以上となっている。2010 年には既存建屋に併設して新治療研究棟を建設し、翌 2011 年からは複雑な腫瘍形状や治療期間中における腫瘍形状の変化にも対応可能な三次元スキャンニング照射法[3]を適用した治療を新たに開始している。

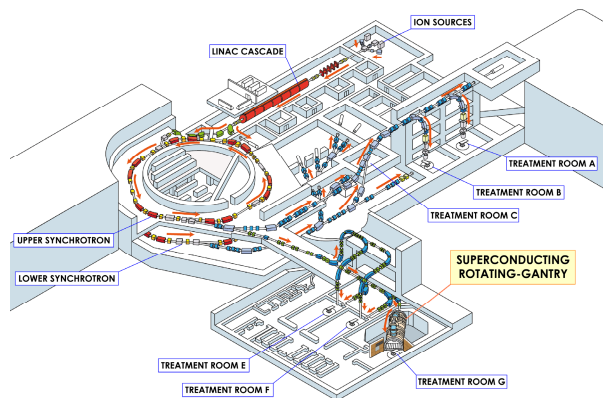


Figure 1: The HIMAC and new treatment research facilities.

また、2017 年からは超伝導電磁石を適用した回転ガントリー照射装置[4] (Fig. 2) の治療運用を開始し、患者を傾けることなく、0-360 度の角度範囲から任意の方向を選択して照射できるようになった。

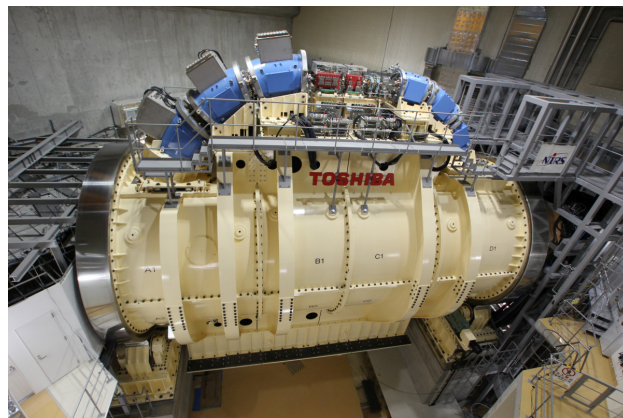


Figure 2: Photograph of the superconducting rotating gantry installed in NIRS.

放医研は 2016 年 4 月に日本原子力研究開発機構の一部と統合し、量子科学研究開発機構(量研機構)となった。現在、量研機構では、レーザー駆動イオン加速技術を用いた入射器やシンクロトロンへの超伝導電磁石の適用などによって実現される次世代の小型重粒子線がん治療装置「量子メス」(Fig. 3)の研究開発を進めている。この「量子メス」プロジェクトでは、複数のイオン種を組み合わせて照射するマルチイオン照射法[5]の適用に

[#] mizushima.kota@qst.go.jp

よる難治性がんの治療成績向上や治療期間の短縮などの治療高度化も目指しており、そのための研究開発も進められている。本稿では HIMAC で行われた最近の研究開発の概要について紹介する。

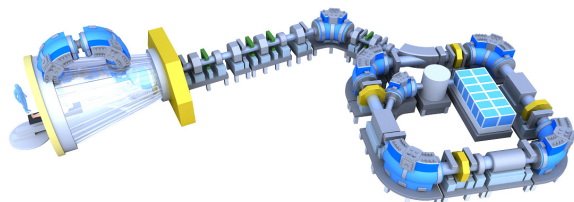


Figure 3: Schematic view of the quantum scalpel consisting of a laser-driven injector, a compact synchrotron and a rotating gantry with superconducting magnets.

2. 研究開発

2.1 マルチイオン照射のための小型 ECR イオン源の設計[6]

放医研で研究開発を進めているマルチイオン照射法では、4つのイオン種 ($^4\text{He}^{2+}$, $^{12}\text{C}^{6+}$, $^{16}\text{O}^{8+}$, $^{20}\text{Ne}^{10+}$) を切り替えて使用する予定である。複数のイオン源を用いれば比較的容易に照射イオンの切り替えが可能であるが、治療以外の実験利用との並行運転や今後の新規治療施設のことを考えると、イオン源1台でマルチイオン照射に対応できることが望ましい。普及型の重粒子線治療施設でも使用されている永久磁石型 ECR イオン源では、多価のネオンイオン生成には十分な閉じ込め磁場が得られていない。そこで、マルチイオン照射に対応可能な永久磁石型イオン源の開発を目指し、既存の 18 GHz ECR イオン源 (NIRS-HEC) を用いた予備試験を行っている。これまでの試験において、同一磁場分布でマルチイオン照射に必要な 4 イオン種の出力要求値を満たせることを確認した。今回は、NIRS-HEC の磁場分布を永久磁石で再現するために POISSON/SUPERFISH を用いて磁場計算を行い、磁石の形状と配置を決定した (Fig. 4(a))。また、プラズマチェンバーや真空箱など、イオン源全体の構造 (Fig. 4(b)) についての検討を行った。

2.2 マルチイオン供給用新規 ECR イオン源の開発に向けた炭素イオン生成試験[7]

普及型の重粒子線治療施設において、治療以外に、高エネルギーイオンビームを利用した生物・物理実験等を行いたいといった要望がでてきている。その要望に応えるには、炭素以外の様々なイオン種をイオン源から供給するとともに、治療時よりも大強度のビームを出力することが必要となる。マルチイオン照射のために新規設計されている永久磁石型 ECR イオン源が治療以外の用途にも応用できるかを検証するため、NIRS-HEC で新規イオン源のミラー磁場を再現した条件での炭素イオン生成試験を行った。複数のガス種を用いて調整を行った結果、アフターグロー効果を利用して、 C^{4+} ビームでは 800 μA 、 C^{5+} ビームでは 500 μA の出力が得られ、治療以外の実

験利用にも応用可能なビーム電流出力が期待できることを確認した (Fig. 5)。

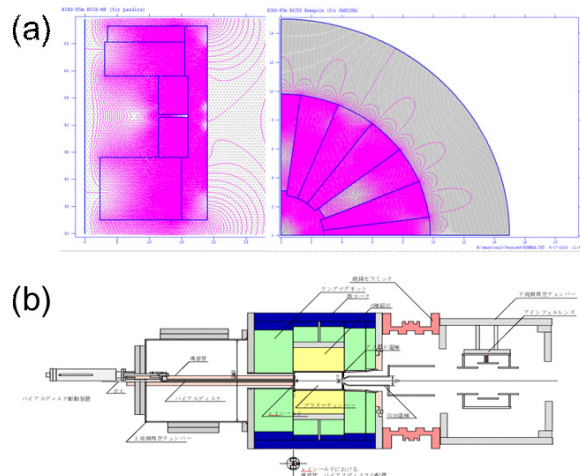


Figure 4: (a) Permanent magnet and (b) plasma chamber designs of a new compact ECR ion source for multiple-ion therapy.

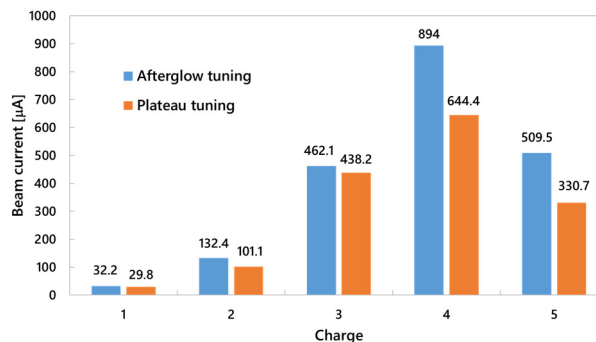


Figure 5: Measurement results of carbon-ion beam intensity with an 18 GHz ECR ion source (NIRS-HEC).

2.3 加速器制御システムのイオン種自動切り替え機能追加[8]

マルチイオン照射の実用化に向け、患者ごとの治療計画データに記述されたイオン種にもとづいて、イオン源・加速器・照射装置が自動的にイオンビームを切り替えて照射を実行するための機能追加を各制御システムに対して行った (Fig. 6)。イオン源は 1 台のみ (NIRS-HEC) での運用となるため、線形加速器とあわせて、照射イオンに合わせた運転パラメータの切り替えが自動的に行われる。マルチイオン運転でシンクロトロンに入射されるビームイオンの質量電荷比 A/Z はすべて 2 であるため、シンクロトロンの運転にパルス内エネルギー可変型運転方式を採用することでビーム輸送系を含む電磁石の励磁パターンを共通化し、イオン種切り替え制御を簡略化するとともに、日々のビーム調整時間についても短縮されることが期待できる。イオン種ごとの静止質量差によって生じるシンクロトロン内のビーム周回速度の違いは、高周波加速空洞の周波数パターンのみをイオン

種に合わせて切り替えることで対応し、静止質量差による影響が十分に補正されていることをこれまでの試験で確認した。

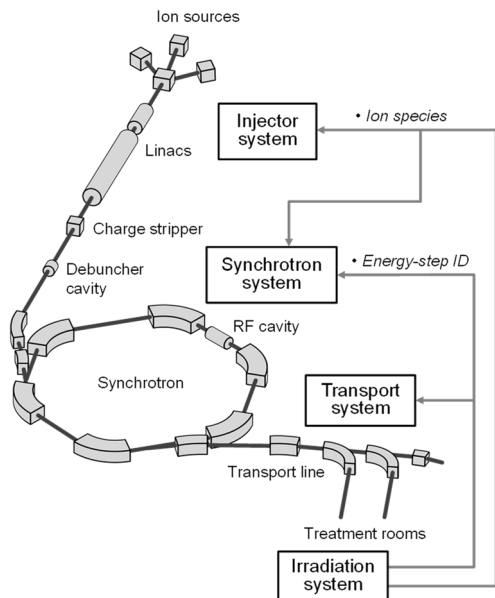


Figure 6: A block diagram of the HIMAC accelerator system for multiple-ion switching operation.

2.4 重粒子線小型シンクロトロン用超伝導電磁石の設計[9]

普及型と呼ばれる重粒子線がん治療装置が国内に増えつつあるが、専用の建屋を必要とする巨大で高コストな装置であり、これが本格的な治療施設普及の大きな妨げとなっている。そこで量研機構では、さらなる装置の小型化、低コスト化を実現する「量子メス」の開発を進めている。量子メスプロジェクトの一つは超伝導技術を用いたシンクロトロンの開発である。現在シンクロトロン用超伝導電磁石の磁場設計の最適化を進めている。本シンクロトロンでは 0.3 T から 3.5 T の磁場を連続的に 10 秒周期で上げ下げを実現する冷凍機伝導冷却方式を採用し、従来型シンクロトロンの半分以下の周長 28 m で炭素イオンを 4 MeV/u から最大 430 MeV/u まで加速することを目標としている。超伝導線には開発中の $\phi 1$ mm 低損

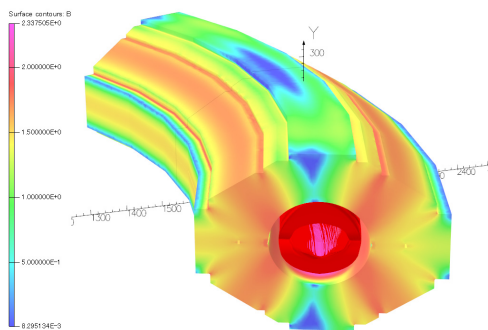


Figure 7: The 3D image of magnetic field for the dipole coil. A dipole magnetic field of 3.5 T is obtained.

失型 NbTi モリス線の使用を想定し、二極磁場の起磁力を下げるため、断面が楕円形状のコイル配置を考えた (Fig. 7)。また、湾曲形状により生じる多極成分を補正し、要求仕様を満たす磁場安定度を実現した。

2.5 量子メスに向けた高エネルギービーム輸送系及び回転ガントリーの光学設計[10]

量子メスの実現にあたり、入射器・シンクロトロン的小型化とともに、加速器出口から照射エリアまでのビーム輸送系を短縮することが敷地面積を小さくするための重要な課題となる。本研究では、回転ガントリーを採用した場合における回転ガントリー入口までの HEBT および回転ガントリーの輸送系について検討を行った。量子メスにおける治療では、200 段階以上のエネルギーのビームがシンクロトロンから供給され、最大エネルギーは 430 MeV/u、最低エネルギーは 56 MeV/u である。HEBT および回転ガントリーはすべてのビームエネルギーに対して最適な光学条件を満たす必要がある。本研究では、2つのエネルギー条件 (430 MeV/u、56 MeV/u) において HEBT 及び回転ガントリーの光学設計を行い、敷地面積の縮小化について検討を行った (Fig. 8)。

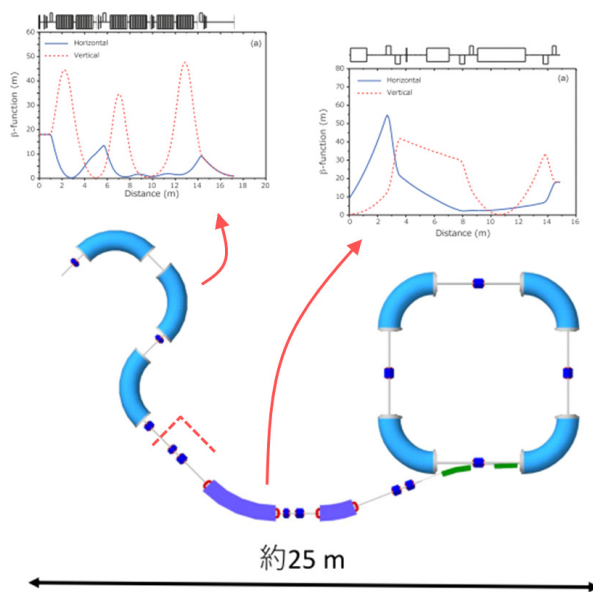


Figure 8: Beam transport and rotating gantry designs for the quantum scalpel.

2.6 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[11]

レーザー加速技術を用いた量子メス装置開発の一環として、レーザー加速イオンのシンクロトロンへの直接入射に関するフィジビリティスタディを行っている。これまでの研究で、パルス圧縮以降のレーザー装置とビーム発生チャンバーをシンクロトロンの内側に設置することを想定したビーム輸送系の設計と、シンクロトロンで最終的に補足される粒子数の見積りを行った。さらに、空間電荷、イオンエネルギー広がり、レーザーによる生成粒子のバラツキ等が補足粒子数に与える影響についても調べ、シンクロトロン周回中の空間電荷効果が最も影響とし

て大きいことを報告した。これまでの研究では、計算を簡単化するため、空間電荷の大きさが過大評価となる方向、すなわち、補足粒子数の評価が厳しくなる方向で計算をしていた。今回、シンクロトロン周回中のイオンビームの軌道計算方法を一部変更し、あわせて垂直方向のエミッタンス許容値を見直すことで空間電荷効果の影響を再評価した。その結果、最終補足粒子数が従来見積りより20~40%増加することが分かり、目標とする補足粒子数(1×10^8 個/shot)が得られることが確かめられた (Fig. 9)。

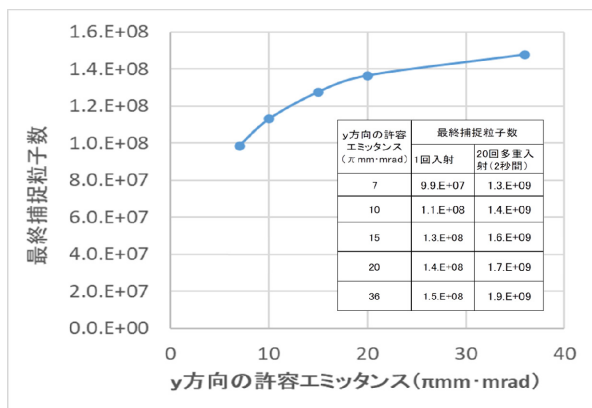


Figure 9: Dependence of the vertical beam-emittance on the captured particle number.

3. まとめ

量研機構では、次世代の小型重粒子線がん治療装置「量子メス」の実現に向けた要素技術開発を進めている。HIMAC では、「量子メス」で適用されるマルチイオン照射のための新しいイオン源や制御システムの研究開発が行われており、放医研での臨床試験に向けた準備も進められている。また、「量子メス」の装置設計に関連したレーザー加速器からのシンクロトロンへの入射方法やシンクロトロン用超伝導電磁石、ビームライン等の設計についても検討が順次進められている。

参考文献

- [1] Y. Hirao, H. Ogawa, S. Yamada, Y. Sato, T. Yamada, K. Sato, A. Itano, M. Kanazawa, K. Noda, K. Kawachi, M. Endo, T. Kanai, T. Kohno, M. Sudou, S. Minohara, A. Kitagawa, F. Soga, E. Takada, S. Watanabe, K. Endo, M. Kumada, S. Matsumoto, Nucl. Phys. A 538 (1992) 541–550.
- [2] K. Noda, T. Furukawa, T. Fujimoto, Y. Hara, T. Inaniwa, Y. Iwata, K. Katagiri, N. Kanematsu, K. Mizushima, S. Mori, N. Saotome, Y. Saraya, S. Sato, T. Shirai, M. Takada, Y. Takei, R. Tansyo, S. Yonai, Nucl. Instrum. Methods Res. B 406 (2017) 374–378.
- [3] T. Furukawa, T. Inaniwa, S. Sato, T. Shirai, Y. Takei, E. Takeshita, K. Mizushima, Y. Iwata, T. Himukai, S. Mori, S. Fukuda, S. Minohara, E. Takada, T. Murakami, K. Noda, Med. Phys. 37 (2010) 5672–5682.
- [4] Y. Iwata, T. Fujimoto, S. Matsuba, T. Fujita, S. Sato, T. Furukawa, Y. Hara, K. Mizushima, Y. Saraya, R. Tansho, N. Saotome, T. Shirai, K. Noda, Nucl. Instrum. Methods Res. Sect. B 406 (2017) 338–342.
- [5] T. Inaniwa, N. Kanematsu, K. Noda, T. Kamada, Phys. Med. Biol. 62, (2017) 5180–5197.

- [6] M. Muramatsu, F. Ouchi, T. Suzuki, K. Takahashi, T. Shiraishi, T. Sasano, K. Mizushima, T. Inaniwa, Y. Iwata, in these proceedings (FRPP53).
- [7] T. Suzuki, F. Ouchi, K. Takahashi, T. Sasano, T. Shiraishi, M. Muramatsu, Y. Iwata, in these proceedings (FRPP54).
- [8] K. Mizushima, T. Furukawa, Y. Iwata, M. Muramatsu, S. Sato, Y. Hara, R. Tansho, Y. Saraya, N. Saotome, T. Shirai, K. Noda, Nucl. Instrum. Methods Res. B 459 (2019) 115–119.
- [9] T. Fujimoto, Y. Iwata, K. Mizushima, Y. Abe, M. Urata, E. Noda, T. Shirai, in these proceedings (FRPP49).
- [10] Y. Abe, Y. Iwata, K. Mizushima, M. Urata, E. Noda, T. Shirai, T. Fujimoto, in these proceedings (FRPP10).
- [11] E. Noda, T. Shirai, Y. Iwata, K. Mizushima, A. Noda, K. Noda, T. Fujimoto, in these proceedings (FRPP09).