

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)}, 門脇徹人^{B)}, 川島祐洋^{B)}, 田久保篤^{B)}, 本多保男^{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 Shirai^{B)}, Tetsuhito Kadowaki^{B)}, Masahiro Kawashima^{B)},
Atsushi Takubo^{B)}, Yasuo Honda^{B)}, Mitsuji Wakaisami^{B)}, Tetsuya Fujimoto^{B)}

^{A)} National Institutes for Quantum Science and Technology

^{B)} Accelerator Engineering Corporation

Abstract

Heavy ion radiotherapy with the Heavy-Ion Medical Accelerator in Chiba (HIMAC) has been performed on 16,813 patients from FY1994 to 2024. In 2010, a new particle therapy research facility, which was connected to HIMAC, was constructed. The facility started heavy-ion radiotherapy using a 3D scanning irradiation system in 2011, and a superconducting rotating gantry was operated in 2017. From 2016, we began a project for a next-generation heavy-ion radiotherapy called “quantum scalpel” that applies a compact superconducting synchrotron 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、1994 年より炭素イオンを用いた重粒子線がん治療を開始し 2024 年度末の間に 16813 例の治療を行ってきた[1-2]。2010 年に HIMAC に隣接して新治療研究棟が建設されてからはより高度な照射法が実装されており、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 次元スキャンニング照射法が 2011 年に[3]、続けて高速エネルギースキャンニング照射法[4]と呼吸同期スキャンニング照射法が、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。

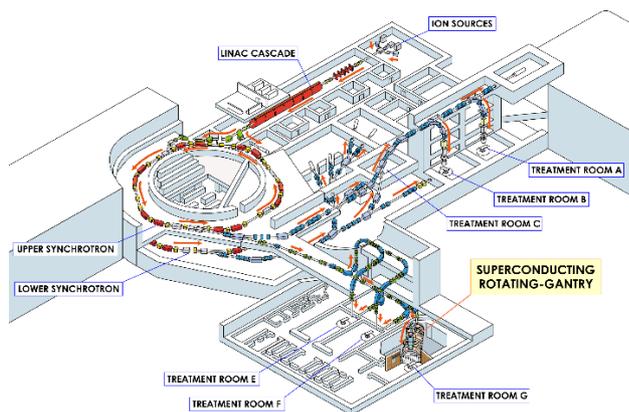


Figure 1: Birds eye view of HIMAC and new particle therapy research facility.

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

一方、2004 年からは重粒子線の普及を目的として加速器の小型化のための研究開発を進め、現在国内外に建設されている施設は HIMAC に比べて 1/3 程度の大きさに縮小されている。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、装置の小型化と治療の高度化を可能とする次世代の治療装置「量子メス」(Fig. 3)の開発が開始された。「量子メス」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[6]。2023 年度からは超伝導シンクロトロン実証機の建設や複数の核種で治療を最適化するマルチイオン治療の臨床試験がされている[7-8]。



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

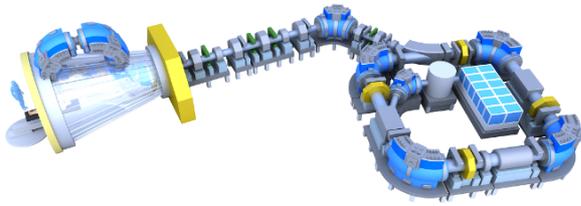


Figure 3: Schematic view of the next generation heavy ion therapy machine nicknamed “quantum scalpel”.

2. 2024 年度の運転状況

Figure 4 に 2024 年度の加速器運転時間を示す。現在ビーム供給が行われているのは新治療研究棟と生物実験室、中エネルギービームラインであり、中エネルギービームラインには入射器から、新治療研究棟と生物実験室にはシンクロトロン(主加速器上リング)からビーム供給される。入射器、シンクロトロンの運転時間はそれぞれ 4500 時間程度であり、治療に供された時間は 2408 時間であった。入射器、シンクロトロンの故障停止はそれぞれ合計で 31 時間、5 時間ほどであった。故障停止で最も復旧に時間がかかったのは入射器のファラデーカップのベローズ部のリークであり、16 時間ほど運転が中断した。シンクロトロンではステアリング電磁石電源の故障等による 40-50 分程度の中断が最長だった。

Figure 5 にシンクロトロンで加速したイオン種のエネルギーと内訳を示す。炭素は治療で使うため大半を占めており、実験でも利用される。その次に多いのは Xe であり、その中では宇宙放射線の影響を調査するような実験が比較的多かった。

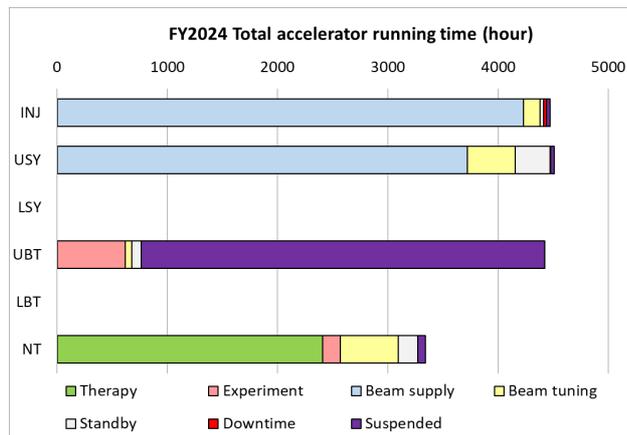


Figure 4: Accelerator running time in FY2024. The accelerator is divided into six major sections; INJ is the injector, USY is the synchrotron in upper floor, LSY is the synchrotron in lower floor, UBT is the beam transport for middle energy experimental room, LBT is the low energy beam transport for compact ion source and linac, NT is the New Particle Therapy Research Facility.

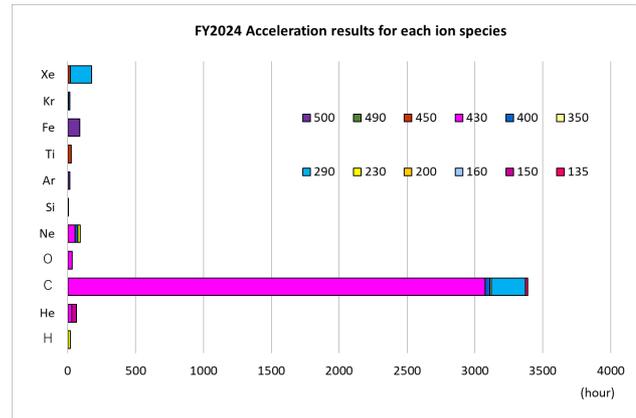


Figure 5: Acceleration results for each ion species. Colors in bars represents beam energy in MeV/u.

3. 超伝導シンクロトロンの建設状況

2023 年度より開始された超伝導シンクロトロンの建設については 2027 年度の治療運用を目指して進んでいる。10 月末に竣工予定の建屋は躯体工事が完了し、現在は外構工事や建屋設備工事が行われており、概ねスケジュール通りで進んでいる。また、建屋の名称も「量子メス棟」と正式に決定した。Figure 6 に現状の量子メス棟の写真を示す。

加速器に係る状況としてはシンクロトロンの機器は、超伝導磁石やその他のコンポーネントの製作中である。入射器は HIMAC に設置されているイオン源とライナックをまでを移設して利用する予定で制御改造に係る検討が進んでいる。そのほか、ビームトランスポート機器は電磁石を製作中で 2026 年 6 月に最初の電磁石が入ってくる予定である。真空チャンバー類の発注や加速器の設置等の工事等については発注作業が進行中である。

関連する研究開発としては次章に記述された、マルチイオン源の改良や超伝導電磁石のヨーク形状の最適化の他に、シンクロトロン超伝導電磁石用の磁場測定用回転コイルの開発も進行中であり、現在は磁場中で用いるピエゾモーターの試験等を計画している。



Figure 6: Building under construction.

4. 研究開発

4.1 マルチイオン治療用 14-GHz ECRIS のイオン強度安定化のための改良

量子メス実証機で用いられるマルチイオン源は永久磁石を用いた ECR イオン源であるが、マイクロ波電力 400 W 程度でイオン強度が不安定になる事象が観測されており、 $^{16}\text{O}^{6+}$ や $^{20}\text{Ne}^{7+}$ の生成量向上に困難を抱えていた。そこで、この現象は軸方向磁場の極小値と共鳴磁場の比率が適切に選択されていないことであると推察しその改善を検討した。その結果、永久磁石の周りにコイルを巻き逆方向の磁場を発生させ軸方向磁場を下げることで上記磁場比率を適当な値まで変化させることが可能と判断できたため、磁石部分について改造を行い(Fig. 7)、イオン生成の試験を行っている。試験中の予備的な結果であるが、改造前に比べてイオン生成量が向上し目標量を上回る結果が得られている。

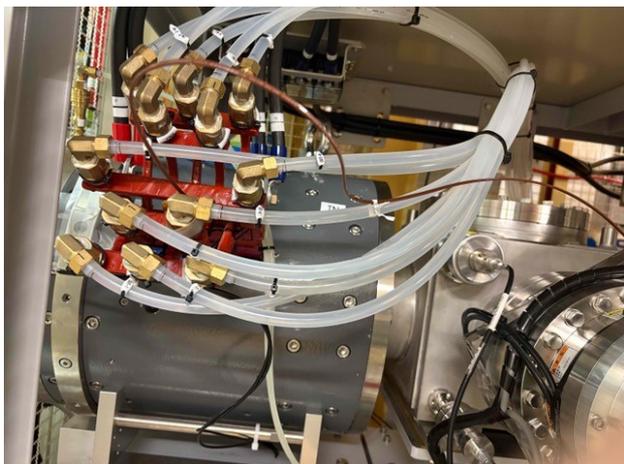


Figure 7: The coolant connection of coil around permanent magnet.

4.2 重粒子線治療用シンクロトロン超伝導偏向磁石ヨークに生じる渦電流損失評価

量子メス用の超伝導電磁石は小型冷凍機による電動冷量子メス用の超伝導電磁石は、小型冷凍機による液体ヘリウムフリーの伝導冷却システムを採用しながら、3.5 T の最大 2 極磁場を 0.7 T/s の早い励磁速度で実現するため、交流運転に伴う発熱を抑える必要がある。ヨークに磁場調整用ホールを設けることで最大励磁電流を 5% 程度低減し、超伝導線の負荷率を下げられる見込みを得られたが、ヨーク鋼板を垂直に貫く磁場成分が増加し、交流運転時の渦電流損失が増大することが判明した。そこで、ヨークに新たにスリットを追加し、渦電流の低減を図った。静磁場分布に影響を与えないように注意しながらヨークの上下面にスリットを設け、Opera-3d による動磁場解析で渦電流損失を評価した。解析の結果を Fig. 8 に示した。ヨークスリットの追加により磁場立上げ時(ビーム加速時)の渦電流は大きく低減され、サイクルあたりの渦電流損失をおよそ 40% 抑えられることが確認された。

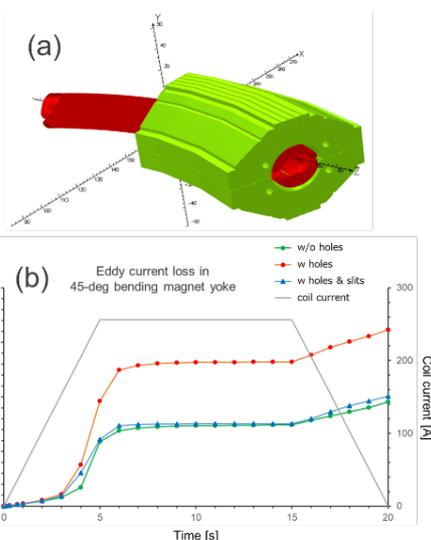


Figure 8: (a) Iron yoke model used in the eddy current analysis and (b) eddy current loss evaluated by the analysis.

4.3 重粒子線治療用傾斜余弦 θ スキャニング電磁石の設計

重粒子線治療では 3 次元スキャニング照射が一般的となっており、HIMAC の固定ポートや回転ガントリーでは水平、垂直にスキャンする H 型の磁石が別々に設置されていたが、最近ではガントリーサイズを縮小するために、水平と垂直磁場を同時に励磁できる X-Y 結合型電磁石をガントリー先端に設置することで、照射システム長を短尺化することに成功している[9-10]。スキャニング電磁石は高速に励消磁を繰り返すため、ビーム軌道が広がる出口側で開口が拡張される円錐型電磁石にすることでインダクタンスや抵抗を抑制し電磁石の効率化を図ることができる。しかし、既存のいずれの巻線方法であって

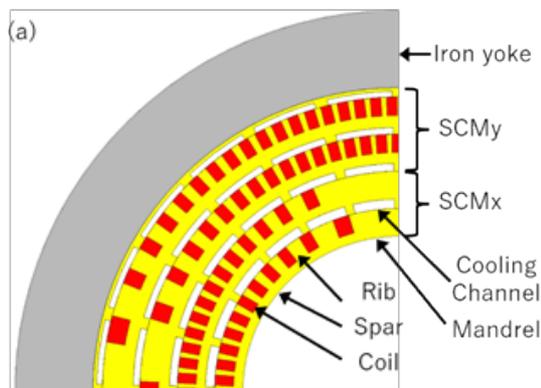


Figure 9: (a) Cross-section of the CCT-Scanning magnet. (b) Overview of the winding model for horizontal deflection.

Table 1: Comparison of Magnet and Power Supply Specification of CCT Scanning Magnet

Parameters	unit	Conical		Cylindrical	
		SCMx	SCMy	SCMx	SCMy
Integrated field	Tm			0.266	
Physical length	mm	1500			
Magnetic length	mm	1225.3	1170.2	1151.7	1073.2
Tilt angle	deg	22	26	23	24
Current density in conductor	A/mm ²	59.9	49.6	58.6	50.4
Coil resistance (at 100°C)	Ω	0.229	0.350	0.290	0.387
Current ramp rate	A/ms	517.1	214.4	506.3	217.8
Coil inductance	mH	0.930	2.668	1.862	3.779
Nominal current	A	646.4	535.9	632.9	544.6
Nominal voltage	V	629.1	759.7	1126.6	1034.0
Nominal power	kVA	406.6	407.1	713.0	563.1

も入口の電流密度分布を出口側で維持することができないため、効率的に積分磁場を得ることができず定格電源容量が大きくなるという課題があった。

そのため、傾斜余弦 θ 巻きと呼ばれる、逆向きに傾斜したソレノイドを重ねて偏向磁場を得る方式によるスキヤニング磁石 (Fig. 9) の検討を始めた。傾斜余弦 θ 巻きでは磁場強度が開口径に依存しないため、大口径化による磁場強度の低下が避けられ、電源容量の抑制や短尺化に寄与すると期待される。

設計の一例を Table 1 に示す[11]。システム長 3.5 m、照射野 $200 \times 200 \text{ mm}^2$ 、スキヤニング速度 (X/Y) 80/40 mm/ms の条件で設計を行った結果、円錐型傾斜余弦 θ スキヤニング電磁石の定格電源容量は約

400 kVA であることが示され、開口径が一定の円柱型のものと比較して 30~40%程度電源容量の削減に貢献している。

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] Y. Iwata, Journal of the Particle Accelerator Society of Japan 22,2, pp. 110-118 (2025).
- [7] T. Inaniwa, N. Kanematsu, K. Noda, T. Kamada, Phys. Med. Biol. 62, (2017) 5180–5197.
- [8] <https://www.qst.go.jp/site/press/20240315.html>
- [9] S. Takayama *et al.*, “Design and Magnetic Field Measurement of the Superconducting Magnets for the Next-Generation Rotating Gantry”, IEEE Trans. Appl. Supercond., vol. 32, no. 6, p. 4401204, March 2022.
- [10] Z. Yan, J. Yang, X. Liu, Y. Liao, and B. Qin, “Design of a combined X–Y scanning magnet with high field uniformity for pencil beam scanning proton therapy”, Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A, vol. 1067, no. 169640, July 2024.
- [11] T. Miyatake, K. Mizushima, S. Matsuba, K. Katagiri, T. Fujimoto, Y. Yang, and Y. Iwata, “Design Study of Conical-Canted-Cosine-Theta Scanning Magnet for Heavy Ion Therapy”, under review at IEEE Trans. Appl. Supercond., 2025.