

## HIMAC 加速器の現状報告 PRESENT STATUS OF HIMAC

片桐 健,<sup>\*A)</sup> 水島 康太,<sup>A)</sup> 鈴木伸司,<sup>A)</sup> 古川 卓司,<sup>A)</sup> 岩田 佳之,<sup>A)</sup>  
村松 正幸,<sup>A)</sup> 佐藤 眞二,<sup>A)</sup> 高田 栄一,<sup>A)</sup> 白井 敏之,<sup>A)</sup> 野田 耕司,<sup>A)</sup>  
川島 祐洋,<sup>B)</sup> 本多 保男,<sup>B)</sup> 小林 千広<sup>B)</sup>

Ken KATAGIRI,<sup>\*A)</sup> Kota MIZUSHIMA,<sup>A)</sup> Shinji SUZUKI,<sup>A)</sup> Takuji FURUKAWA,<sup>A)</sup> Yoshiyuki IWATA,<sup>A)</sup>  
Masayuki MURAMATSU,<sup>A)</sup> Shinji SATO,<sup>A)</sup> Eiichi TAKADA,<sup>A)</sup> Toshiyuki SHIRAI,<sup>A)</sup> Koji NODA,<sup>A)</sup>  
Masahiro KAWASHIMA,<sup>B)</sup> Yasuo HONDA,<sup>B)</sup> Chihiro KOBAYASHI<sup>B)</sup>

<sup>A)</sup>National Institute of Radiological Sciences, <sup>B)</sup>Accelerator Engineering Corporation, Ltd.

### Abstract

Heavy-ion cancer therapy using the Heavy-Ion Medical Accelerator synchrotron in Chiba (HIMAC) has been administered to more than 9000 patients since 1994. We started the heavy ion cancer therapy using a 3-D scanning irradiation system in May 2011, at New Particle Therapy Research Facility in NIRS. In order to enhance the treatment quality by achieving a precise dose control, we have continued some R&Ds on HIMAC synchrotron and its irradiation system, such as a multiple-energy synchrotron operation with stepwise flattops and development of an isocentric superconducting rotating-gantry. This paper outlines those R&Ds as well as the present status of HIMAC accelerator facility.

### 1. はじめに

放射線医学総合研究所での HIMAC 加速器による重粒子線がん治療は、1994 年の開始から今年で 19 年目を迎え、2014 年 5 月までに 9000 人以上もの患者に治療が適用されてきた。<sup>[1, 2]</sup> これまでの拡大ビーム法による治療に加えて、複雑な腫瘍形状や治療期間中における腫瘍患部の形状・大きさの変化にアダプティブな対応が可能となる、3次元スキャニング照射法による臨床治療が 2011 年 5 月に開始された。2011 年度中には、新治療研究棟 (Fig. 1) に新設された E 室において、この 3次元スキャニング法による治療が十数名の患者に適用された。2012 年には、さらに新設された F 室のコミッションが行われ、9 月より治療供給が開始された。現在、3次元スキャニング照射法のさらなる高度化のために、超伝導回転ガントリーの開発<sup>[3, 4, 5]</sup> 可変エネルギー運転の高度化のための開発が行われている。<sup>[6, 7]</sup> 本発表では、これらの R&D を紹介すると共に、HIMAC 加速器施設の運用の現状を報告する。

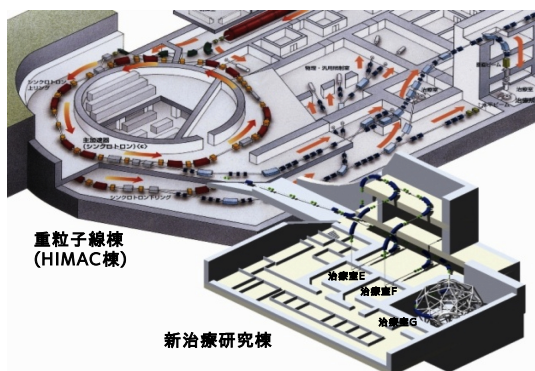


Figure 1: HIMAC accelerator and new particle therapy research facility. We are constructing a superconducting gantry in the room "G".

\* tag410@nirs.go.jp

### 2. 可変エネルギー運転の高度化開発

#### 2.1 可変エネルギー運転の多段化・高速化のための開発<sup>[6, 7, 10]</sup>

照射野形成のために厚いデグレーダ (飛程調整用 PMMA 板) を用いた場合には、デグレーダ内での多重散乱によりビーム径は増大し、また、標的との核反応の結果生じるフラグメント粒子も増加する。これらの結果として、理想的な分布と比べると横方向に広がった線量分布が形成される。この問題を改善するために、放医研における 3次元スキャニング照射<sup>[8]</sup> では、ハイブリッドスキャニング法<sup>[9]</sup> による照射を行っている。この方法では 20 mm までの薄いデグレーダを使うと共に、シンクロトロンから 11 段階の異なるエネルギーのビームを供給することで照射野の形成を行う。より高精度の線量分布の形成を目指して、シンクロトロンでビームのエネルギーを変更し、デグレーダを用いずに照射する方法が現在検討されている。この方法では、これまで 11 段階であった取り出しエネルギーを 201 段階にまで多段化<sup>[7, 10]</sup> する予定である。この 201 段階可変エネルギー運転において、電磁石電源制御に用いられる偏向電磁石電源の電流パターンを Fig. 2 に示す。この 201 段階の

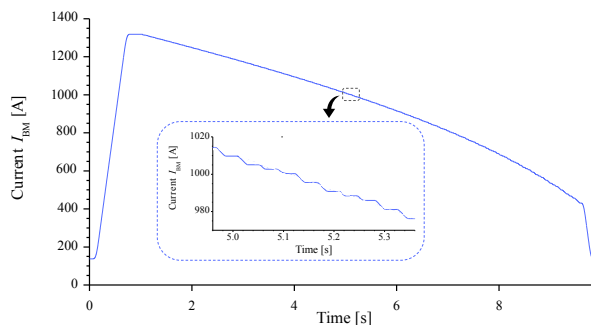


Figure 2: Current pattern of 201-step multiple energy operation for a bending-magnet power supply.

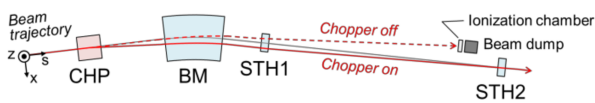


Figure 3: Schematic drawing of the HEBT chopper.

電流パターンにおける最上段は 430 MeV/u, 最低段は 56 MeV/u のビームエネルギーに相当する。11 段階の電流パターンと比べると電流の変化幅が非常に細かく、隣接する 2 段から出射されたビームのエネルギー差は水中飛程で 1 mm あるいは 2 mm に相当するように設計されている。従来の HIMAC シンクロトロンでは 1 サイクル 3.3 秒の固定周期で運転が行われていたが、この可変エネルギー運転ではフラットトップ区間の時間幅が自由に拡張でき、治療終了まで或はリング内のビームが無くなるまで、エネルギーを保持したままビームの取り出しを行うことができる。

## 2.2 HEBT チョッパーシステムの設計<sup>[6]</sup>

この可変エネルギー運転のエネルギー変更時 (減速) において、エミッタンス増加により生じるシンクロトロンからのビームの漏れを防ぐために、現在ビームの遮断機構として電磁駆動型のビームシャッターが HEBT には備えられている。この電磁駆動型ビームシャッターでビーム通過/遮断の切り替えに要する時間は ~100 ms である。エネルギー変更時間の短縮化のためには、このビーム通過/遮断の切り替え時間を短縮することが必要とされる。この理由から、切り替え時間を ~1 ms にまで短縮可能な新たな高速チョッパーシステムの開発が行われている。このチョッパーシステムの構成機器を Fig. 3 に示す。通過/遮断の切り替えは最上流のチョッパー電磁石により行われる。磁場の応答を向上するために、電磁石は硅素鋼板を用いた積層型とし、またその内部のビームダクトは FRP 製としている。現在このシステムの設計・製作が行われている。これまでに製作されたチョッパー電磁石の写真を Fig. 4 に示す。HEBT チョッパーシステムは 2015 年 2 月に完成し、ビーム試験を行ったのちの 2015 年 4 月から治療運用を開始する予定である。

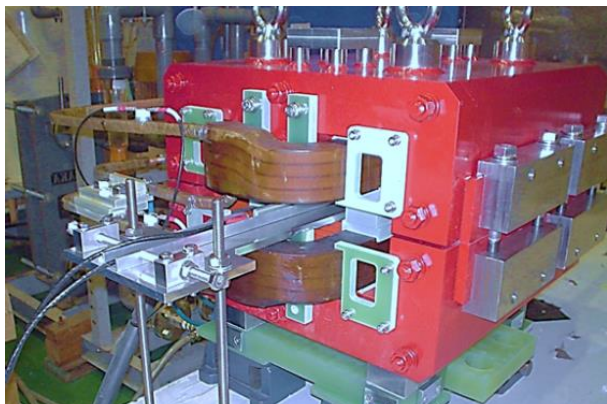


Figure 4: Chopping magnet.

## 2.3 電磁石電源電流異常検出システムの検討

シンクロトロン電磁石の電源の出力電流に予期しない変動が生じた場合、リングから取り出されたビームのスポット位置や強度の変動が生じる可能性がある。この電磁石電源の変動を早く検知する事が出来れば、ビームの安定性の悪化が予想される間だけ照射を一時中断し、安定した高品質なビームのみを照射に用いることが可能となる。この理由から、電磁石電源安定性監視・ビーム遮断システムの開発が行われている。このシステムでは、電源に生じた異常を可能な限り早く検出するために、磁極間に設置したサーチコイルを異常検出器として用いることを検討している。このサーチコイルにより磁石電源電流の時間変化率 ( $dI/dt$ ) に比例した信号の測定が可能となる。サーチコイルのこのシステムへの適用可能性を調べる為に、シンクロトロンの四重極電磁石電源を意図的に誤動作させ、その際に生じたりングからのビームの漏れ、電磁石電源の電流偏差、及び電磁石内に設置されたサーチコイルの出力信号を測定した。この結果を Fig. 5 に示す。(b) の電流偏差の値は、電源内蔵の DCCT 及びブスバーに巻き付けた Rogowski コイルによって測定した。(b) 及び (c) において、電磁石電源に誤作動をさせるまでの信号出力値がほぼゼロであるのはフラットトップ運転 (電源は DC 運転) しているた

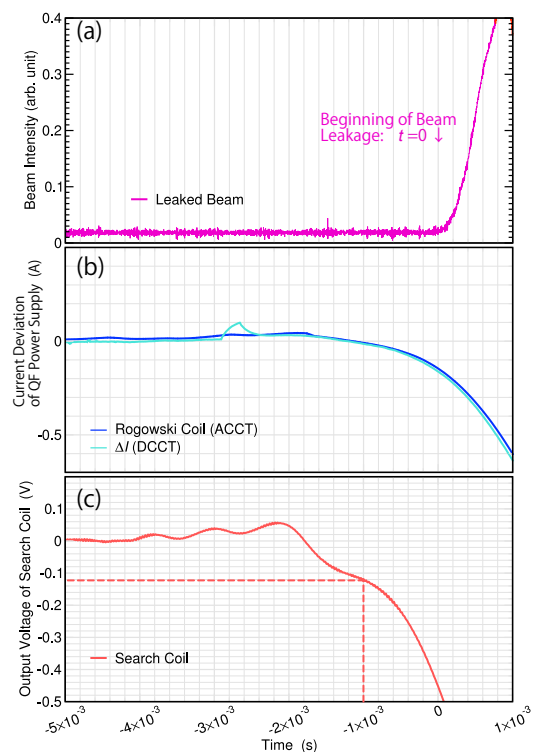


Figure 5: Time relations among (a) leaked beam from the ring to the HEBT, (b) current deviation of QF (quadrupole focusing magnet) power supply, and (c) output signal of search coil in the QF. The leaked beam signal was measured with an ionization chamber installed on HEBT. To eliminate noise caused by measurement system, a digital 2-kHz low-pass filter was applied to the result (b) and (c).

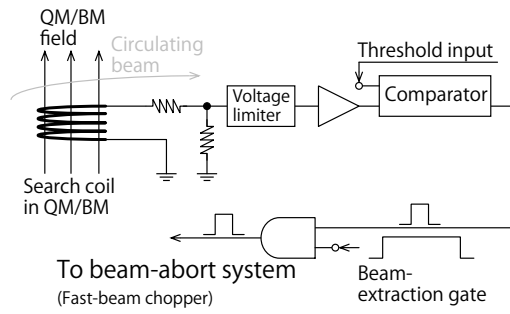


Figure 6: Block diagram of QM/BM instability detection and beam abort system.

めである。ビーム漏れの開始するタイミングを  $t=0$  としており、誤動作は  $t \approx -3$  ms に加えている。ビーム漏れの始まる 1 ms 前における値を比較すると、(b) の電流偏差値では変動が小さく検出が困難であるのに対し、(c) のサーチコイル出力では変動の大きさが十分に大きく、異常の検出が十分に可能であることが分かる。サーチコイルを異常検出器に用いた場合の電磁石電源安定性監視・ビーム遮断システムのブロック図を Fig. 6 に示す。ビーム遮断システムには、前節の HEBT チョッパーシステムが用いられる予定である。コンパレーターに入力する閾値としては、Fig. 5(c) に破線で示す  $-0.1$  V 程度を設定する予定であるが、実用上問題にならないことを確認する為に、長時間に渡るデータの収集を現在進めている。

### 3. 超伝導回転ガントリーの開発

#### 3.1 回転ガントリー用超伝導電磁石の磁場測定及びガントリーオプティクス最適化<sup>[3,4]</sup>

正常組織の被曝のさらなる低減を目指し、より好ましい線量分布を形成する為に、3次元スキャンニング照射が可能なアイソセントリック型回転ガントリーの開発が進められている (Fig. 7)。この回転ガントリーは 430 MeV/u までの炭素線に対応しており、患者の位置するアイソセンターへ向けて  $0-360$  度のいずれの方向からも照射することが出来る。この回転ガントリーは、小型化・軽量

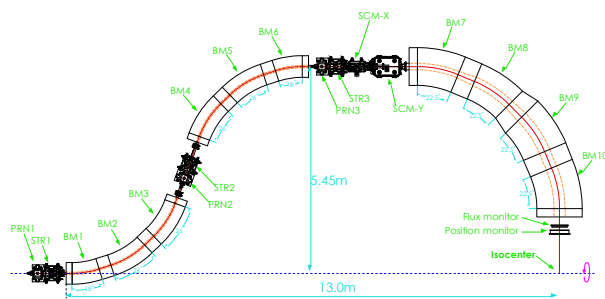


Figure 7: A schematic drawing of the beam-line configuration for the rotating gantry. The superconducting-bending magnets are shown as BM01-BM10. The scanning magnets are shown as SCM-X and SCM-Y.

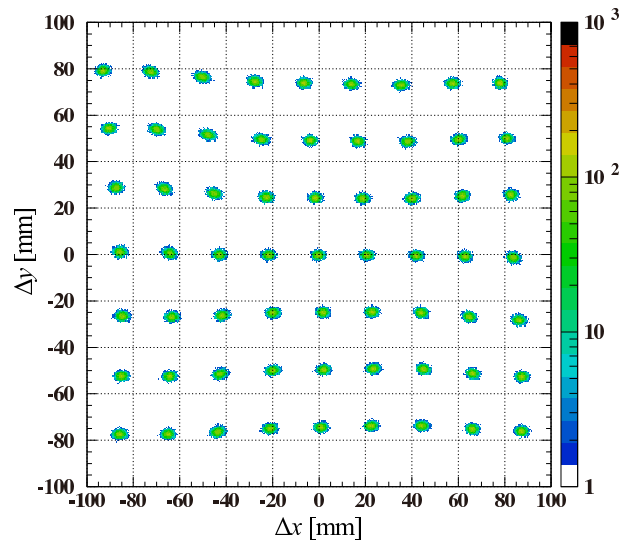


Figure 8: Beam profile at the isocenter calculated by tracking simulations. Each of beam spots was made up of 5000 particles, and the difference of the spots positions was given by respective kick angles of SCM-X ( $\pm 18$  mrad) and SCM-Y ( $\pm 21$  mrad).

化のために、2極成分及び4極成分の独立した励磁が可能な機能結合型超伝導偏向電磁石を採用している。その結果として、全長約 13 m、半径約 5.5 m、重さは 200 トン程度に抑えることができると見込まれている。この大きさは陽子線用のガントリーと同程度である。

これまでに、これらの超伝導電磁石の磁場分布測定を行った。測定には  $x-z$  平面上に配置された複数のホール素子を用い、それらを中心軌道に沿わせたレール上を  $s$  軸に沿って動かすことで、3次元磁場分布を精度よく測定した。その結果、2極コイルのみを励磁した際に4極成分も生じる事が判明した。この4極成分を除去する為に4極コイルの励磁量の最適化を行った。また、これらの3次元磁場分布を用いてビーム軌道を数値計算により求め、アイソセンターでのビームスポット位置、形状を評価した (Fig. 8)。

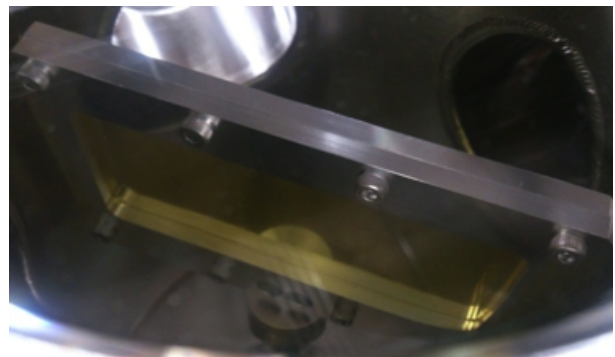


Figure 9: Scatterer system;  $15\text{-}\mu\text{m}$  Kapton foil was used as a thin scatterer.



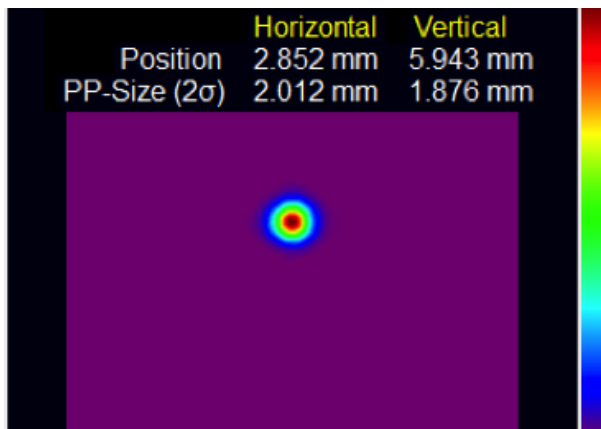


Figure 10: Result of emittance matching using the thin scatterer.

### 3.2 薄い散乱体を用いた水平・垂直エミッタンスの整合 [5, 11]

この回転ガントリーではビームラインが回転することから、回転角度に依らずアイソセンターにおいて円形のビームスポットを形成するため、シンクロトロンから得られるビームの水平・垂直ビームエミッタンスを整合する必要がある。このため、我々は薄い散乱体を用いたエミッタンス整合法を開発した。エミッタンス整合に先立ち、シンクロトロンから取り出される 200 種類のビームエネルギーに対してビームの位相空間分布を決定した。各エネルギーに対する取り出しビームの位相空間分布に基づき、エミッタンス増大を最小限に抑えつつエミッタンス整合を実現するため、ビーム光学設計及び散乱体厚の最適化を行った。

薄い散乱体を用いたエミッタンス整合を検証する為にビーム実験を行った。Figure 9 にビームライン上に設置された散乱体システムを示す。この装置は散乱体の厚さをエネルギー毎に設定するため、設置角度の変更のみで実行厚さを変更出来る機構を備える。Figure 10 に実験の結果を示す。ビームスポット形状は水平・垂直共にほぼガウス分布を有した円形であり、エミッタンスの整合が正しく行われていることが確認出来る。

## 4. HIMAC 加速器の運転の状況

今年度は、重粒子線がん治療に 3698 時間、共同利用研究に 5659 時間のビーム供給を行った。HIMAC 加速器の運転時間実績を Fig. 11 に示す。治療照射において炭素 (C)、共同利用研究において水素 (H) からキセノン (Xe) までの様々な核種を加速し供給した。今年度から新たに Al ビームの供給を行った。障害によって供給が止まった時間は、運転時間の 0.3 % 程度であった。治療照射に大きな支障の出たトラブルは無く概ね順調な運転であった。老朽化対策として、入射器 DTQ 電源、シンクロトロン BQ 電源、出射系/HEBT 系電磁石電源の更新に取り組んでいる。来年度以降に新しい電源への更新を行う予定である。

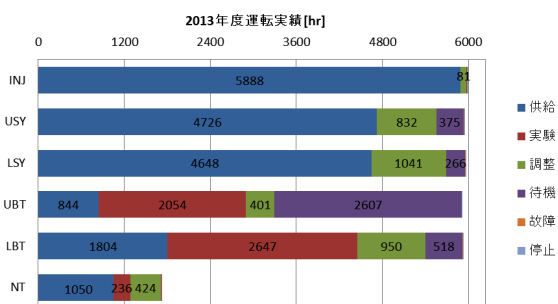


Figure 11: Operation-time distribution of HIMAC accelerator complex.

## 5. まとめ

放医研では、3次元スキャンニング照射法のさらなる高度化を目的として、超伝導回転ガントリーの開発と HIMAC シンクロトロンにおける可変エネルギー運転の高度化開発、及びこれらに関連した幾つもの研究開発が行われている。[3, 4, 5, 6, 7]

2013 年度は、HIMAC シンクロトロン障害によってビーム供給が止まった時間は全運転時間の 0.3% 程度であった。治療照射に大きな支障の出たトラブルは無く、概ね順調な運転であった。

## 参考文献

- [1] K. Noda, et al., Nucl. Instr. And Meth. B 331 (2014) 6.
- [2] E. Takada, Nucl. Phys. A 834 (2010) 730c.
- [3] S. Suzuki, et al., in these proceedings.
- [4] Y. Iwata, et al., Phys. Rev. ST Accel. Beams 15 (2012) 044701.
- [5] Y. Iwata, et al., in these proceedings.
- [6] K. Mizushima, et al., in these proceedings.
- [7] K. Mizushima, et al., Nucl. Instr. And Meth. B 331 (2014) 243.
- [8] T. Furukawa, et al., Med. Phys. 37 (2010) 5672.
- [9] T. Inaniwa et al., Am. Assoc. Phys. Med. 39 (2012) 2820.
- [10] T. Furukawa, et al., Med. Phys. 34 (2007) 1085.
- [11] T. Furukawa, et al., Nucl. Instr. And Meth. A 565 (2006) 430.