

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

片桐 健,^{A)} 岩田 佳之,^{A)} 早乙女 直也,^{A)} 佐藤 眞二,^{A)} 皿谷 有一,^{A)} 白井 敏之,^{A)} 高田 栄一,^{A)} 丹正 亮平,^{A)}
原 洋介,^{A)} 古川 卓司,^{A)} 村松 正幸,^{A)} 水島 康太,^{A)} 野田 耕司,^{A)}
松葉 俊哉,^{B)} 川島 祐洋,^{C)} 小林 千広,^{C)} 高橋 勝之,^{C)} 橋崎 慎平,^{C)} 藤本 哲也,^{C)} 本多 保男,^{C)}
^{A)} 量子科学技術研究開発機構 放射線医学総合研究所, ^{B)} 広島大学, ^{C)} 加速器エンジニアリング株式会社
Ken KATAGIRI, ^{A)} Yoshiyuki IWATA, ^{A)} Naoya SAOTOME, ^{A)} Shinji SATO, ^{A)}
Yuichi Saraya, ^{A)} Toshiyuki SHIRAI, ^{A)} Eiichi TAKADA, ^{A)} Rhohei TANSHO, ^{A)} Yousuke HARA, ^{A)}
Takuji FURUKAWA, ^{A)} Masayuki MURAMATSU, ^{A)} Kota MIZUSHIMA, ^{A)} Koji NODA, ^{A)}
Shunya MATSUBA, ^{B)} Masahiro KAWASHIMA, ^{C)} Chihiro KOBAYASHI, ^{C)} Katsuyuki TAKAHASHI, ^{C)}
Shinpei HASHIZAKI, ^{C)} Tetsuya FUJIMOTO, ^{C)} Yasuo HONDA, ^{C)}
^{A)}QST/NIRS, ^{B)}Hiroshima University, ^{C)}Accelerator Engineering Corporation, Ltd.

Abstract

Heavy ion cancer therapy with the Heavy ion Medical Accelerator synchrotron in Chiba (HIMAC) has been administered to more than 10,000 patients since 1994. We started the heavy ion cancer therapy using a 3D 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 dose monitors, a quality assurance system, a multiple energy synchrotron operation with stepwise flattops, a scanning system, and 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 (放医研) 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 22 年目を迎え、10000 人以上もの患者に治療が適用されてきた [1, 2]。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・大きさの変化に合わせた照射が可能となる、3次元スキャンニング照射法 [3] による治療が新治療研究棟 (Fig. 1) にて 2011 年 5 月より開始された。さらなる照射精度の向上を目指して、2015 年度までに、

- 高速エネルギー・スキャンニング照射法の開発 [4, 5]

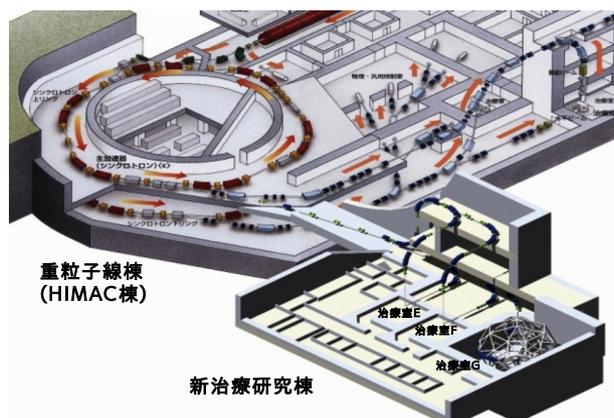


Figure 1: HIMAC accelerator and the new particle therapy research facility.

- 呼吸位相に合わせて腫瘍に重ね塗りを行う呼吸同期スキャンニング照射法の開発
- 超伝導ガントリーの開発/建設 [6]

が進められてきた。

今年度以降は、超伝導ガントリーの治療運用を目指したコミショニング/臨床研究が進められるとともに、重粒子線がん治療装置のさらなる小型化、省エネルギー化、低コスト化を目指した

- 超伝導シンクロトロンの開発 (Fig. 2)
- 小型ガントリーの開発 [7]
- 小型入射器/イオン源の開発

が新たに開始される予定である。

本発表では、これまでに放医研で行われてきた、高速エネルギー・スキャンニング照射法や超伝導ガントリーについての研究開発、コミショニングを中心に紹介する。

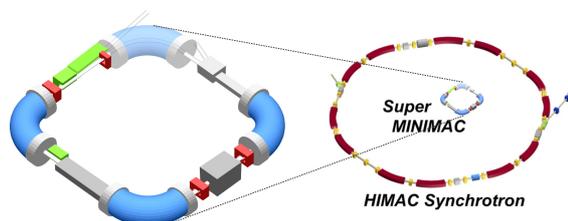


Figure 2: Compact superconducting synchrotron, Super MINIMAC.

* katagiri.ken@qst.go.jp

2. R&Ds

2.1 炭素線治療用超伝導回転ガントリーのR&D, 及びそのコミッショニング

粒子線がん治療において、粒子ビームを患者に対して任意の角度から照射可能とさせる回転ガントリーは重要な装置であり、陽子線がん治療装置では標準採用されるに至っている。一方、炭素線用回転ガントリーは、搭載される電磁石に必要な磁気剛性が陽子線用のそれに比べ約3倍高いことから、電磁石群やそれらを支える構造体のサイズ・重量が非常に大型となる。現在、炭素線用回転ガントリーは世界で唯一、ハイデルベルグに建設され稼働中であるが、その回転部重量は600tを超えると報告されている。我々は回転ガントリーの小型・軽量化のため、超伝導回転ガントリーの開発を進めてきた。この回転ガントリーは主に10台の超伝導電磁石と、1対のスキヤニング電磁石により構成されており、最大430 MeV/uの炭素イオンを患者に対し0-360度の如何なる方向からも高速3次元スキヤニング法にて照射を行うことができる。また、二極・四極磁場が同時発生且つ、独立励磁可能な機能結合型超伝導電磁石を採用することで、全長14m、ビーム軌道半径5.5m、重量約300tと大幅な小型・軽量化を実現している。Figure 3に超伝導回転ガントリーの鳥瞰図を示す。超伝導回転ガントリーは製造後、平成27年初頭より放医研への輸送並びに組立工事が行われ、同年9月に完成した[8]。

回転ガントリーでスキヤニング照射を実現するためには回転角度に依らずアイソセンタースポット形状を円形に保つ必要があり、そのためにはガントリー回転部入口で水平、垂直のビーム条件を合わせる事が重要である。しかしシンクロトロンからの遅い取り出しビームは、水平方向のエミッタンスが垂直方向のそれよりも小さく、また水平方向のビームプロファイルはガウス分布でない。そこで、(1)高エネルギービーム輸送ライン中でエミッタンス整合を行うこと、(2)位相空間上で対称的な粒子分布にすることが回転ガントリーには必要となる。これらの問題を同時に解消する方法として、散乱体を利用したエミッタンス整合法を採用した。

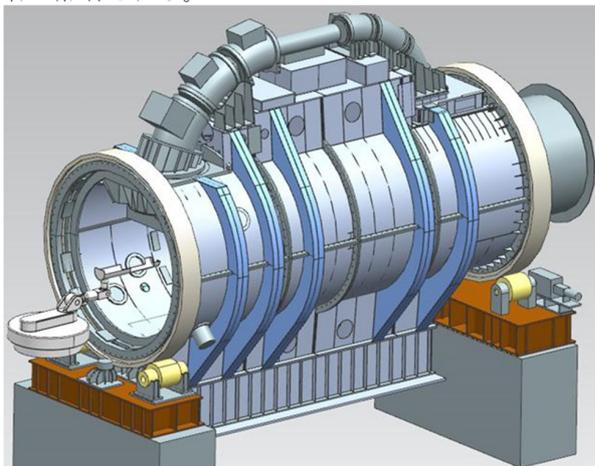


Figure 3: Superconducting gantry [8].

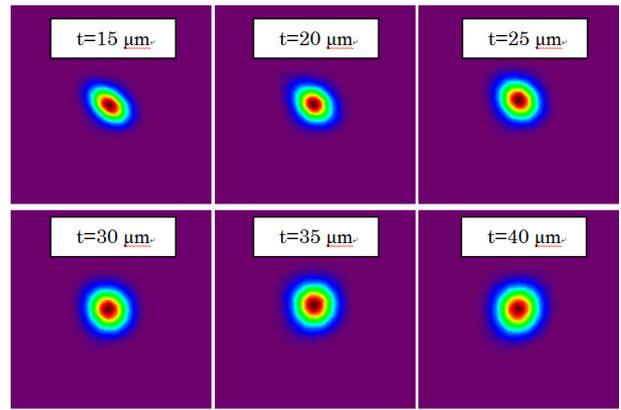


Figure 4: Variation of spot shapes at iso-center by changing the scatterer thickness [9].

これはイオンが散乱体を通じた時に生じる多重散乱を利用して水平、垂直のエミッタンスを合わせるものである。同時にシンクロトロン出射点からのフェーズアドバンスを調整することで水平方向プロファイルがガウス分布にすることが可能である (Fig. 4)[9]。

これらのガントリーのR&Dと共に、ビームトランスポートのコミッショニングが進められている。コミッショニングに先立って超伝導電磁石の磁場測定が行われおおむね設計通りであることが確認されたが、2極励磁中に予期しない4極成分が見られた。ビーム光学設計においてこれらの効果をあらかじめ取り込んだ上で電磁石電流を決定し、またフリンジ場の影響を考慮に入れることで、トラッキング計算と近い結果が得られるようになった[10]。

Figure 5にガントリー照射装置からのビームが供給される治療室を示す。ガントリー上のスキヤニング照射装置に関しても、そのコミッショニングがこれまでに進められてきた。ガントリーでは、スキヤニング電磁石の下流に大口径の偏向電磁石を用いているため、通常の固定照射室とは異なった補正が必要となる。測定結果に基づいたフィードフォワード制御により、スキヤンされるビームの位置精度を0.5mm程度に抑制できて

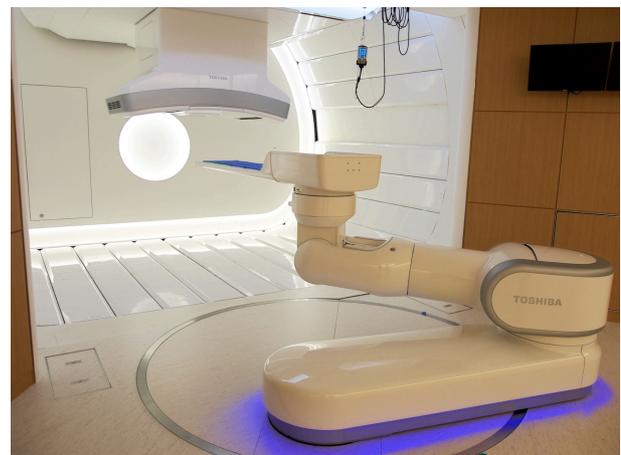


Figure 5: Treatment room with gantry irradiation system.

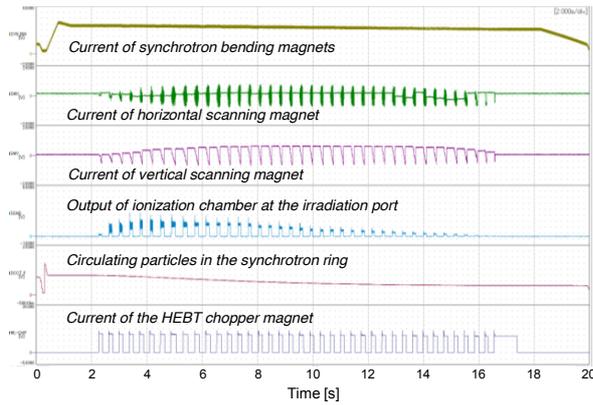


Figure 6: Test result of 3D scanning irradiation using multiple-energy synchrotron operation. The irradiation pattern planned for prostate cancer treatment was used in this test [12].

いる。また、新たに開発したデジタルスターショット装置を用い、ガントリー照射装置特有の照射角度の検証試験を行っている [11]。

2.2 エネルギースキニング照射のための加速器のR&D、照射システムのコミッショニング、及びQA法の検討

放医研の現在の治療では、シンクロトロンによるエネルギー変更のみで飛程を制御し、より高精度な三次元の線量分布を形成するエネルギースキニング方式を使用している。エネルギースキニング方式で治療を行う場合、1回の照射あたり平均的に40~50回ほどのビーム飛程変更を必要とするため、加速器でのエネルギー変更にかかる時間が治療照射時間に大きく影響する。そのため、シンクロトロンの新たな可変エネルギー運転方式を採用し、高速な三次元スキニング照射の実現を目指してきた。この運転方式によるテスト結果をFig. 6に示す。この運転方式では、1回あたりのエネルギー

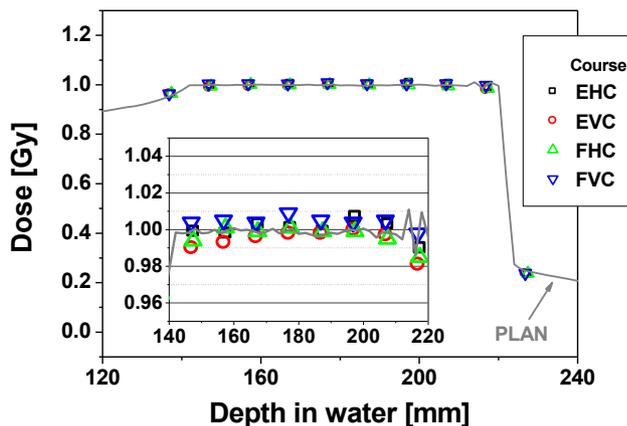


Figure 7: Comparison among the dose distributions measured at the different 4 courses (symbols) and the calculated dose distribution (solid line) [13].

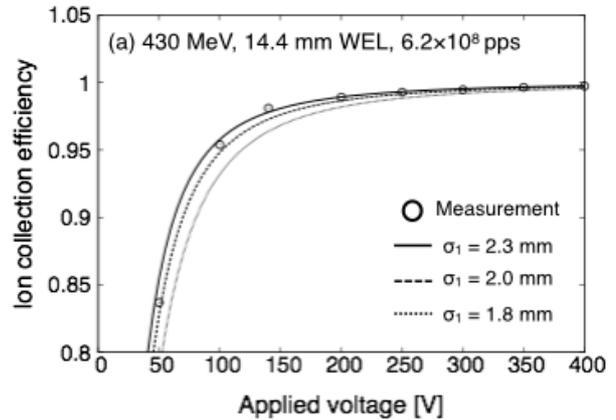


Figure 8: Comparison of saturation curves between measurements using a large plane-parallel IC and calculation results by the division method with variation of σ_1 [15].

変更を300 ms程度で実行でき、最大430 MeV/uから最小50 MeV/uまでの200種類以上のエネルギーを供給可能であるため、従来よりも短時間で三次元線量分布を形成することができた [12]。

エネルギースキニング照射のためには、膨大な量のビームデータや測定、検証が必要となる。そこで、測定、及び治療に必要なビームデータ作成の簡便な方法を提案し、実際にデータ取得を行った。作成したビームデータを用いて、三次元線量分布検証を実施し、高精度で計算、測定が合うことを実証した (Fig. 7)。これらの実証の元で、2015年秋よりエネルギースキニング照射による治療が開始された [13]。

エネルギースキニング照射方式による治療を開始するにあたり、従来実施していた Quality Assurance (QA) の内容では網羅できない検査項目が生じた。また、治療で使用するエネルギーステップが約20倍に増えQAに費やす時間が大幅に増加するために、治療運用への支障が懸念された。そのため、従来のQAと同程度の作業時間と品質を確保しつつ、エネルギースキニング照射方式に対応した新たなQA法を検討した [14]。

2.3 スキニング照射のための線量モニタ、ビーム飛程測定システムのR&D

重粒子線治療において、患者への投与線量の精度を担保するためには、電離箱線量計内での一般イオン再結合による利得損失を正確に補正する必要がある。この利得損失の大きさは、Boagの理論から計算できるが、Boagの理論は電離箱中で生成される電荷の空間分布を均一と仮定している。これに対して、スキニング照射法を使った重粒子線治療においては、走査される1本のペンシルビームの強度分布が不均一であるために、この仮定の違いが補正の精度を悪化させる。本研究では、電離箱中の電荷分布を考慮した一般イオン再結合の補正計算法を提案し、治療ビームを使って実験的に検証した (Fig. 8)[15]。

ブラッグピーク位置を患部に合わせて照射を行う重粒子線治療では、ビーム飛程の精度が重要となる。遅

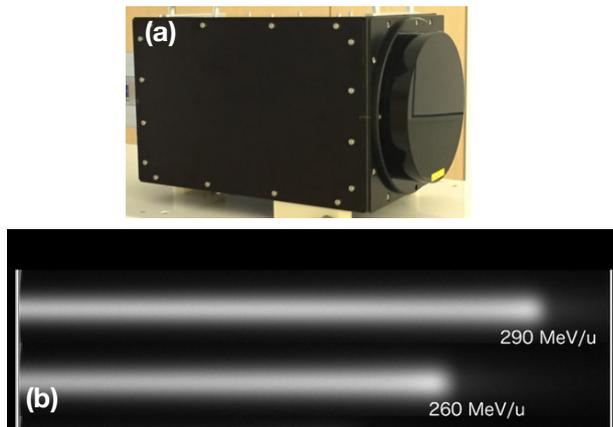


Figure 9: (a) Time resolved range measurement system and (b) results of the measurements [16].

い取出し法では、スパイル中のベータトロンチューンシフトにより、時間的に飛程が変化する可能性がある。そこで、シンチレータと CCD カメラを用いたシステムを開発し、それにより飛程の時間変化を測定した (Fig. 9)。本システムではおよそ 170 ms 毎に測定が可能で、飛程測定精度は 0.2 mm 程度である。複数ビーム強度でのスパイル中の飛程測定結果より、飛程変化は時間の関数ではなく、リング中の残留粒子数の関数であるということがわかった。これらの結果から飛程変化の対策について検討した [16]。

2.4 普及型がん治療装置のためのイオン源開発

重粒子線がん治療装置の小型化・低コスト化の研究開発が 2004 年より行なわれ、開発された普及型がん治療装置は、群馬・佐賀・神奈川の 3 か所で現在治療に使われている。これらの治療施設で使用されているイオン源は、 C^{4+} の生成に最適化され、かつ装置の小型化・低コスト化を狙って開発された永久磁石型 ECR イオン源 (普及型 Kei イオン源) である。

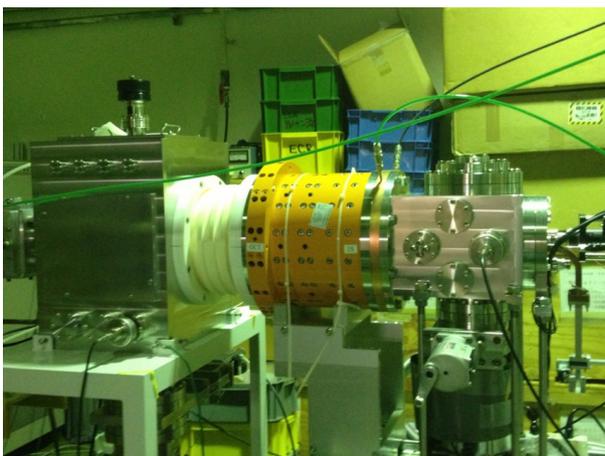


Figure 10: Compact ECR ion source with permanent magnets (kei 3).

この普及型装置を新たに採用する施設の中には、がん治療以外の研究等を行うために、普及型がん治療装置から様々なイオンビームを供給できることを望む施設もある。この要望を満たすために、新たな普及型 kei イオン源 (kei 3, Fig. 10) により、ヘリウム・炭素・窒素・酸素・ネオンの多価イオンの生成、及びその生成量の向上を目指した研究開発を進めてきた。さらなる Ne^{7+} の生成量の向上を目指して、ガスミキシング法で用いるミキシングガスの最適化を行った [17]。

新たな普及型がん治療装置において入射器の運転コストを低減するために、 C^{5+} イオンの生成がイオン源に求められる。この理由から、 C^{5+} イオンが最も多く得られる磁場構造を探すために、既存の 18 GHz ECR イオン源で実験を行った。 CH_4 、及び CO_2 ガスを導入した際の、 C^{5+} イオン生成量の周波数依存性、ミラー磁場強度依存性、RF パワー依存性をそれぞれ調査した。それを元に新規イオン源の仕様を検討した [18]。

3. まとめ

放医研では、治療装置のさらなる高度化のために加速器、照射装置、ビーム診断/線量モニタ機器、イオン源等々、多岐に渡る分野で技術の開発が推進されている。ガントリーは、2016 年以内に臨床試験が開始される予定である。

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] T. Furukawa *et al.*, Med. Phys. 37 (2010) 5672.
- [4] K. Mizushima *et al.*, Nucl. Instr. And Meth. B 331 (2014) 243.
- [5] T. Furukawa *et al.*, Med. Phys. 34 (2007) 1085.
- [6] Y. Iwata *et al.*, IEEE trans. appl. supercond. 24 (2014) 4400505.
- [7] Y. Iwata *et al.*, IEEE trans. appl. supercond. 26 (2016) 4400104.
- [8] Y. Iwata *et al.*, “炭素線治療用超伝導回転ガントリーの開発”, in these proceedings (WEOL13).
- [9] T. Fujimoto *et al.*, “散乱体を利用した遅い取り出しビームのエミッタンス整合”, in these proceedings (MOP102).
- [10] S. Matsuba *et al.*, “炭素線治療用超伝導回転ガントリーのビームコミッショニング”, in these proceedings (MOP126).
- [11] T. Furukawa *et al.*, “放医研回転ガントリーのスキヤニング照射装置コミッショニング”, in these proceedings (MOP125).
- [12] K. Mizushima *et al.*, “炭素線高速三次元スキヤニング照射のための可変エネルギー運転の開発”, in these proceedings (MOP122).
- [13] Y. Hara *et al.*, “炭素線治療のためのエネルギースキヤニング照射のコミッショニング”, in these proceedings (MOP123).
- [14] S. Hashizaki *et al.*, “エネルギースキヤニング照射のためのビーム QA”, in these proceedings (MOP080).
- [15] R. Tansho *et al.*, “重粒子線スキヤニング照射におけるイオン再結合補正法の検証”, in these proceedings (MOP124).
- [16] N. Saotome *et al.*, “遅い取出し法のためのスパイル中ビーム飛程変化測定”, in these proceedings (MOP121).

PASJ2016 FSP001

- [17] M. Muramatsu *et al.*, “小型 ECR イオン源におけるガスマキシング法による多価イオンの強度増強実験”, in these proceedings (TUP044).
- [18] K. Takahashi *et al.*, “普及型がん治療装置用新小型 ECR イオン源開発のための基礎実験”, in these proceedings (TUP043).