PASJ2018 FSP026

# HIMAC 加速器の現状報告 (2018) PRESENT STATUS OF HIMAC (2018)

片桐 健,<sup>A)</sup> 稲庭 拓,<sup>A)</sup> 岩田 佳之,<sup>A)</sup> 早乙女 直也,<sup>A)</sup> 佐藤 眞二,<sup>A)</sup> 皿谷 有一,<sup>A)</sup> 高田 栄一,<sup>A)</sup> 丹正 亮平,<sup>A)</sup> 野田悦夫,<sup>A)</sup> 原 洋介,<sup>A)</sup> 古川 卓司,<sup>A)</sup> 村松 正幸,<sup>A)</sup> 水島 康太,<sup>A)</sup> 白井 敏之,<sup>A)</sup> 鈴木 太久,<sup>B)</sup> 高橋 勝之,<sup>B)</sup> 川島 祐洋,<sup>B)</sup> 勝間田 匡,<sup>B)</sup> 小林 千広,<sup>B)</sup> 若勇 充司 <sup>B)</sup> <sup>A)</sup> 量子科学技術研究開発機構 放射線医学総合研究所,<sup>B)</sup> 加速器エンジニアリング株式会社 Ken KATAGIRI,<sup>\*A)</sup> Taku INANIWA,<sup>A)</sup> Yoshiyuki IWATA,<sup>A)</sup> Naoya SAOTOME,<sup>A)</sup> Shinji SATO,<sup>A)</sup> Yuichi Saraya,<sup>A)</sup> Eiichi TAKADA,<sup>A)</sup> Rhohei TANSHO,<sup>A)</sup> Etsuo NODA,<sup>A)</sup> Yousuke HARA,<sup>A)</sup> Takuji FURUKAWA,<sup>A)</sup> Masayuki MURAMATSU,<sup>A)</sup> Kota MIZUSHIMA,<sup>A)</sup> Toshiyuki SHIRAI,<sup>A)</sup> Taku Suzuki,<sup>B)</sup> Katsuyuki Takahashi,<sup>B)</sup> Masahiro Kawashima,<sup>B)</sup> Masashi Katsumata,<sup>B)</sup> Chihiro Kobayashi,<sup>B)</sup> Mitsuji Wakaisami<sup>B)</sup> <sup>A)</sup>QST/NIRS, <sup>B)</sup>Accelerator Engineering Corporation, Ltd. (AEC)

### 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. To enhance the treatment quality by achieving a precise dose control, we have continued some R&Ds on HIMAC and its irradiation system including a superconductingrotating gantry. Since 2016, we have started developments of a compact superconducting rotating gantry and a compact superconducting synchrotron to be applied for a newly started project of a "quantum scalpel" that is a next generation of the heavy-ion cancer therapy machine. We also started R&Ds for the intensity modulated multi-ion therapy that is applied to improve outcomes of the refractory cancer treatment. 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、11000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 ギースキャニング照射法の開発 [4,5]、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。超伝導ガントリーは、2016 年度にコミッショニング が行われ、2017 年 5 月より治療利用が開始された。

2016 年度に量研機構にて新たに開始された"量子メス"プロジェクト [7] は、治療施設の普及のために、重粒子線治療装置のさらなる小型化を目指すものである。こ



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



Figure 2: Quantum scalpel including a laser injector a compact superconducting synchrotron and a compact superconducting gantry.

<sup>\*</sup> katagiri.ken@qst.go.jp

# PASJ2018 FSP026

の"量子メス"(Fig. 2)は、超小型超伝導ガントリー、超 小型超伝導シンクロトロン、レーザー加速を用いた入射 器もしくはコンパクト ECR イオン源と小型線形加速器 から構成される。昨年度より、これらの"量子メス"関連 研究の開発が本格的に開始された。また、炭素線だけで なくヘリウム線、酸素線、ネオン線を組み合わせて照射 を行うことで、正常組織への線量付与を低減し尚かつ腫 瘍への治療効果をこれまで以上に高める強度変調マルチ イオン照射法 [8]のために、様々なイオンを素早く切り 替え入射・加速・取り出しを行うシンクロトロン運転技 術、ECR イオン源のイオン種切り替え技術に関する研究 も開始されている。

本発表では、現在量研機構/放医研で行われている、超 伝導ガントリー、量子メス、強度変調マルチイオン照射 法に関連した研究開発について紹介する。

#### 2. 研究開発

2.1 回転ガントリーのためのビームアライメント手法 とその検証 [9]

三次元スキャニング照射法ではビーム位置のずれが照 射野のずれを引き起こすため、治療室内の基準点とビー ムの位置を合わせることが重要である。加えて、2015 年よりビームコミッショニングを開始した、回転ガント リー照射装置においては、複数のガントリー角度におい て治療室内の基準点とビームの位置を合わせることが 求められる。コミッショニング時のビームの位置合わせ と、治療運用開始後の定期的なビームの位置合わせを円 滑に行うため、我々は簡便なビームのアライメント手法 を開発した。加速器から取り出されたビームは、輸送ラ イン中に設置された蛍光膜モニターの中心を通るよう に、位置合わせが行われているが、電磁石の据え付け誤 差などにより、ビーム位置と磁石の中心にはずれが生じ る。加えて、ガントリーを回転させた際の構造体の歪み によって、回転角度毎にビーム位置と磁石の中心にずれ が生じる。治療室内の基準点は、予め金属球を内部に配 置したファントムによって定義されており、治療室に設 置された蛍光膜モニターにより、基準点とビーム位置の



Figure 3: Measurement results of the beam misalignment along the horizontal axis.



Figure 4: Operation test of multi-ion acceleration switching ion species of injection beams between  ${}^{12}C^{6+}$  and  ${}^{20}Ne^{10+}$ .

ずれが測定される。本手法では、基準点におけるビーム 位置のずれから上流のビーム位置のずれを算出しステア リング電磁石により補正を行う (Fig. 3)。本手法を適用 することで、ビームの位置精度を損なうことなく、全て の角度からの照射が可能になり、2017 年より治療を開始 している。本講演では、開発した手法とその結果につい て報告を行う。

2.2 次世代重粒子線治療に向けた量子メス治療装置の 設計 [7]

重粒子線治療は、高い QOL を維持でき、放射線抵抗 性のがんに対しても高い腫瘍制御を実現するなど、優れ た成果を出しており、量研機構だけでも 10,000 人以上の 治療実績がある。量研機構では、この重粒子線治療の治 療費を低減し、腫瘍制御をさらに向上させた次世代の重 粒子線治療装置の開発を開始しており、量子メス (Fig. 2) 量子メスは、1台のイオン源でフルス と呼んでいる。 トリップに近い複数のイオン(He, C, O, Ne)を生成す る、多価・多核種・コンパクト ECR イオン源と小型線形 加速器、またはレーザー駆動イオン加速器を入射器とし て用いる。シンクロトロンは、4T Combined Function 超 伝導電磁石を用い、10m角の部屋に設置可能であるとと もに、高速にイオン種・ビームエネルギーを変化させる ことができる。そして回転ガントリーは、超伝導電磁石 でビームを輸送し、複数のイオン種を組み合わせて治療 用照射野を形成する。本発表では、この量子メスの全体 設計の現状について報告する。

2.3 強度変調マルチイオン照射のためのシンクロトロ ン運転の検討 [10]

放医研ではこれまでに、シンクロトロンによる高速な 可変ビームエネルギー制御方法と照射ビームの高速ス キャン装置を開発し、現在はそれらを組み合わせた高速 三次元スキャニング照射システムを用いて治療を行って いる。2017 年度からは回転ガントリー照射装置を用い



Figure 5: Charge state distributions of argon. Comparison between single heating (10.31 GHz) and two heating (10.31 + 15.0 GHz).

た治療も開始され、360度の範囲から任意の照射角度を 選択できるようになり、より良い治療成果が期待される。 現在放医研では、さらなる治療効果の向上を目指し、複 数のイオン種を用いたマルチイオン照射法の研究が進め られている。この照射法では、強度変調した複数種のイ オンビームで三次元線量分布を形成することで、照射領 域の生物効果をこれまで以上に制御することが可能とな る。マルチイオン照射法の実現に向けて、加速器システ ムでは、治療照射の中で供給するイオン種とエネルギー の素早い切り替えを実現する運転制御 (Fig. 4) を目指し ている。本発表では、そのような目的のもと検討したシ ンクロトロンの運転制御方法と、HIMAC で行ったビー ム試験結果について報告する。

# 小型 ECR イオン源におけるマイクロ波2重加熱試験 [11]

現在、世界的に粒子線治療施設の建設が予定されてい る。それらの計画の中では炭素以外のイオンを加速し、 研究などに用いることが計画されている。これらの要求 を達成するために、様々なイオンの供給を行える ECR イオン源(Kei3)の開発を行なっている。Kei3は、既存 の炭素線がん治療装置用の小型 ECR イオン源と同様の 閉じ込め磁場を採用しているため、C<sup>4+</sup> に近いイオンを 生成することが可能となる。Kei3 ではこれまでに、バ イアスディスク法、ガスミキシング法などを用いて、多 種イオンの生成試験を行ってきた。 Kei3 のマイクロ波 源には、周波数帯域が 8-10 GHz、最大出力が 350 W の xicom 社製の進行波管アンプ(TWTA)が使用されてい る。マイクロ波は、WR-90の矩形導波管により、イオン 源内に軸方向から導入される。今回は TWTA をもう1 台追加し、マイクロ波2重加熱試験を行った。追加した TWTAの周波数帯域は 10-18 GHz で、最大出力は 250 W である。こちらは WR-75 の矩形導波管を用いてお り、WR-90と同様に軸方向から導入される。ビーム試験 の結果、TWTA が1台の時の Ar<sup>7+</sup> の電流値は16.5 µA



Figure 6: Gas-pulsing system for multi-ion production.

となり、2 重加熱とすると 23.5 μA となった (Fig. 5)。こ の時のマイクロ波の周波数は、10.33 GHz(既存 TWTA) と 14.4 GHz(追加 TWTA) である。

### 2.5 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 [12]

量子メスプロジェクトの一環として、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ージビ リティスタディをすすめている。前回、その第一ステッ プとして、現状の普及型シンクロトロンを対象とした検 討を行い、目標とする 1×10<sup>9</sup> 個以上の粒子を蓄積できる 可能性があることを報告した。今回は、本プロジェクト で現在検討されている超伝導シンクロトロンを入射対象 とし、前回無視したベンディング効果を考慮に入れて、 1照射あたりに入射可能な粒子数を調べた。さらに、プ ラズマ生成点からシンクロトロンの入射点までの Beam Transport についても簡単な検討を行った。検討の結果 以下のことが分かった。加速イオンを約1.6m飛行さ せ、4 MeV/u±6% のエネルギーの粒子を切り出し、位 相回転により約1/10にエネルギー圧縮を行う。その後、 ビームを成形してシンクロトロンに入射する。1照射あ たりシンクロトロンに入射される粒子数は空間電荷効 果、イオンのエネルギー広がり、レーザーによる生成粒 子のバラツキを考慮した結果、平均 2×10<sup>8</sup> 個、このう ち、垂直方向のエミッタンスが治療に使える値となるの は、約 1×10<sup>8</sup> 個であった。これにより、10 Hz のレー ザーで 20 回の多重回入射を行うことで 1×10<sup>9</sup> 個以上の 粒子を蓄積できると考えられる。

2.6 マルチイオン照射のためのガスパルシング法を用 いたイオン種の切替 [13]

NIRS では数種類のイオンを標的に照射することで理 想的な LET および線量分布を形成するマルチイオン照 射を推進している。想定されるイオン種は He、C、O、 Ne の 4 種類で、複数のイオン源を専有すれば比較的容 易に切替可能となるが、今後の普及展開を見据えて ECR イオン源 1 台でのイオン種切替を検討した。4 種類のイ オンを生成するため、イオン源に導入するガスは He、 CO<sub>2</sub>、Ne の 3 種類とした。また、イオン源で生成するイ

### PASJ2018 FSP026

オンは質量電荷比が重ならず、かつビーム電流を確保で きる He<sup>2+</sup>、C<sup>2+</sup>、O<sup>3+</sup>、Ne<sup>4+</sup>とし、ビーム電流の目標 値はそれぞれ 500 e $\mu$ A、150 e $\mu$ A、230 e $\mu$ A、300 e $\mu$ A と した。試験は NIRS-HEC を用い、まず He ガスと CO<sub>2</sub> ガスをミキシングして He<sup>2+</sup>、C<sup>2+</sup>、O<sup>3+</sup>のビーム試験 を行った。次にガスパルシング法、ガス配管への電磁弁 追加など不要なガスの混在を防ぐ工夫を行った上でガス 切替試験を行い (Fig. 6)、目的のビーム電流が安定する までの時間を測定した。結果、ガスパルシング法により イオン種切替時間の短縮に成功した。ここではガス配管 構成の検討や試験結果について報告する。

## 3. まとめ

超伝導ガントリーは、2016 年度にコミッショニング が行われ、本年度には治療利用が開始された。治療施設 の普及のために、重粒子線治療装置のさらなる小型化を 目指して、"量子メス"プロジェクトが開始された。この プロジェクトの一環として、小型超伝導ガントリー、小 型超伝導シンクロトロン、コンパクトな多価イオン源の 開発が開始されている。さらに、強度変調マルチイオン 照射法のために、マルチイオン供給のためのシンクロト ロン運転技術、ECR イオン源のイオン種切り替え技術に 関する研究も開始されている。

### 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] T. Furukawa et al., Med. Phys. 34 (2007) 1085.
- [5] K. Mizushima *et al.*, Nucl. Instr. And Meth. B 331 (2014) 243.
- [6] Y. Iwata *et al.*, IEEE trans. appl. supercond. 24 (2014) 4400505.
- [7] T. Shirai *et al.*, "次世代重粒子線治療に向けた量子メス治 療装置の設計", in these proceedings (WEP131).
- [8] T. Inaniwa, N. Kanematsu, K. Noda, T. Kamada, Phys. Med. Biol. 62, (2017) 5180–5197.
- [9] Y. Saraya *et al.*, "回転ガントリーのためのビームアライメ ント手法とその検証", in these proceedings (WEP125).
- [10] K. Mizushima et al., "強度変調マルチイオン照射の ためのシンクロトロン運転の検討", in these proceedings (THP125).
- [11] M. Muramatsu *et al.*, "小型 ECR イオン源におけるマイク ロ波2重加熱試験", in these proceedings (THP037).
- [12] E. Noda et al., "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", in these proceedings (THP126).
- [13] K. Takahashi et al., "マルチイオン照射のためのガスパ ルシング法を用いたイオン種の切替", in these proceedings (WEP043).