

## HIMAC 加速器の現状報告 (2017) PRESENT STATUS OF HIMAC (2017)

片桐 健,<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>  
井 博志,<sup>B)</sup> 川島 祐洋,<sup>B)</sup> 小林 千広,<sup>B)</sup> 藤本 哲也,<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> 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>

Hiroshi Ii,<sup>B)</sup> Masahiro KAWASHIMA,<sup>B)</sup> Chihiro KOBAYASHI<sup>B)</sup> Tetsuya FUJIMOTO,<sup>B)</sup>

<sup>A)</sup>QST/NIRS, <sup>B)</sup>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. 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 superconducting-rotating gantry. We also started developments of a compact superconducting rotating gantry and a compact superconducting synchrotron to be applied for a newly started project of a "quantum knife", which is a next generation of the heavy-ion cancer therapy machine. 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 年度にコミッションが行われ、本年度には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から構成される。本年度より、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。

本発表では、これまで量研機構/放医研で行われてきた、超伝導ガントリーについての研究開発、コミッショ

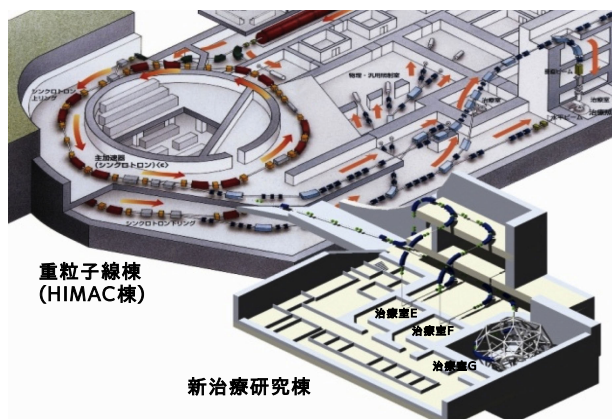


Figure 1: HIMAC accelerator and the new particle therapy research facility.

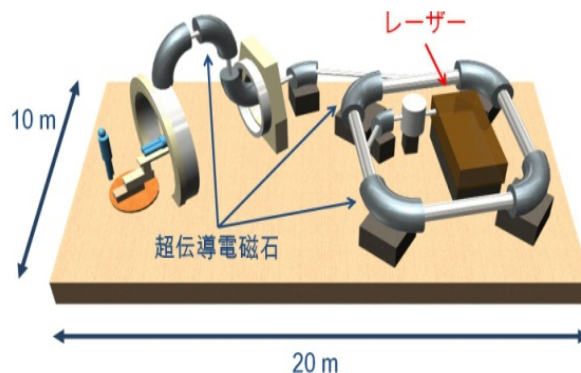


Figure 2: Quantum knife including a compact superconducting synchrotron and a compact superconducting gantry.

\* katagiri.ken@qst.go.jp

ニング、そして本年度開始された超伝導小型ガントリー、超伝導小型シンクロトロンの開発を中心に紹介する。

## 2. R&Ds

### 2.1 重粒子線治療用超小型超伝導回転ガントリーの開発 [8, 9]

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、重粒子線治療用回転ガントリーにおいては、治療に必要な重イオンビームの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。この問題を克服するため、我々は超伝導回転ガントリーの開発を行ってきた。超伝導回転ガントリーは平成27年9月に完成し、その後、コミッションングを続け、平成29年5月に治療利用が開始された。超伝導化により、全長13m、ビーム軌道半径5.5m、重量約300tと従来の常電導回転ガントリーに比べ大幅な小型・軽量化を実現しているが、依然、大型の装置である。我々は重粒子線治療用回転ガントリーの更なる普及のため、超小型超伝導回転ガントリーの開発に着手した(図3)。この超小型超伝導回転ガントリーは、90度の偏向角を持つ超伝導電磁石3台から構成される。超伝導電磁石は二極・四極磁場が同時発生且つ、独立励磁可能な機能結合型とし、最大二極磁場は $B=5\text{ T}$ 、四極磁場勾配は $G=14\text{ T/m}$ である。これにより、回転ガントリーのサイズは全長約5m、ビーム軌道半径4mと更なる小型化が可能となる。本発表では、超小型超伝導回転ガントリーのビーム光学設計、超伝導電磁石設計の現状に関して紹介する。

### 2.2 炭素線用ガントリーによる治療照射に向けたビームコミッションング [10]

粒子線治療において回転ガントリーは治療計画の柔軟性の向上、患者負担の軽減が期待できる重要なツールである。放射線医学総合研究所では超伝導電磁石を

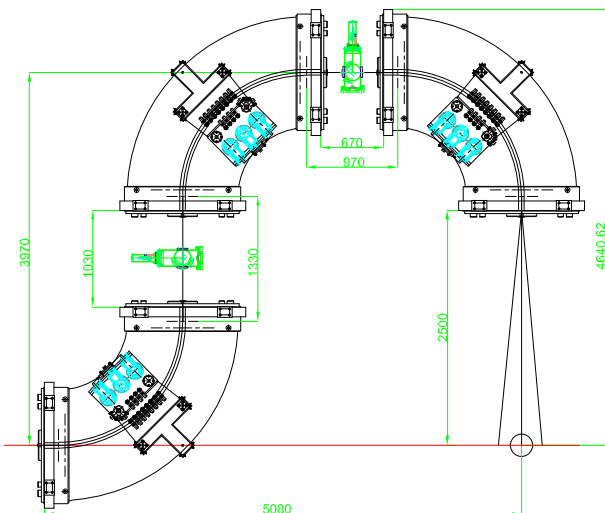


Figure 3: Layout of a compact rotating-gantry.

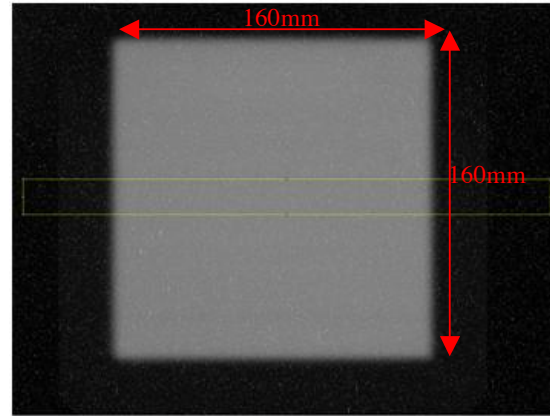
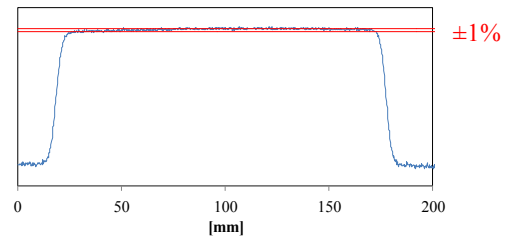


Figure 4: A maximum-width 2D-irradiation field (lower) and a projection profile (upper) for a 45-degree inclined gantry. Excellent field uniformity was achieved: the deviation of the field was less than  $\pm 1\%$ .

用いた炭素線回転ガントリーを開発し、治療照射への利用に向けて2015年10月以降ビームコミッションングを進めてきた。放医研回転ガントリーコースでは精密なビームコントロールが要求される3次元高速スキャンニング法による治療照射が行われる。そのためアイソセンターにおいてガントリー角度に依らず一定のスポット形状を得ることが重要である。その実現のため散乱体法によるエミッタンス整合を考慮したビーム輸送ラインの光学設計が行なわれ、それを元にエネルギー範囲430~48 MeV/u (202エネルギー段)、360角度に対してビームコミッションングを進めてきた。ビームコミッションングではアイソセンターにおけるスポットサイズや形状をエネルギー毎に目標値に調整するだけでなく、スポット位置の再現性および時間変動の抑制、最大照射野の確保などスキャンニング照射に要求される様々な条件を満たすように進められた。その結果、スキャンニング照射の要求仕様を満たすビーム品質を得ることに成功し(図4)、2017年5月に回転ガントリーによる初めての治療照射が行われた。本発表では炭素線回転ガントリービームコミッションングの結果、コミッションング中に生じた問題点および解決策について報告する。

### 2.3 重粒子線治療用超伝導シンクロトロンの設計 [11]

粒子線治療には加速器が必要不可欠であり、特に重粒子線治療においては加速器を含めた装置が大型化しやすいため、治療施設の普及促進のためには省スペースで施設の導入コストが小さくできる小型装置の開発が強く求められている。そのため量研機構では、重粒

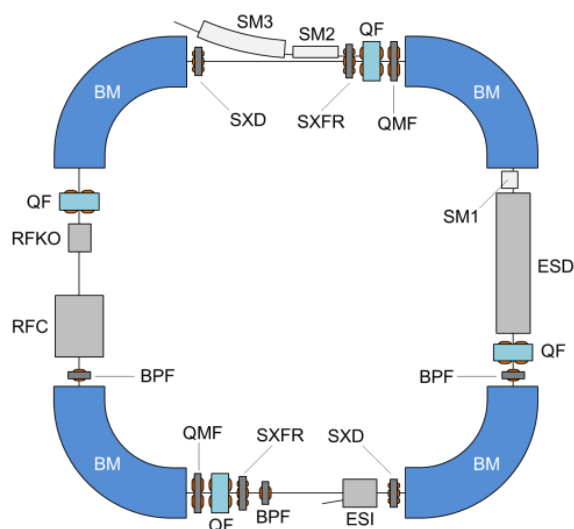


Figure 5: Layout of the compact-super-conducting synchrotron.

子線治療のさらなる促進を目指した“量子メス”開発プロジェクトの中で、超伝導技術を用いた重粒子線治療用小型シンクロトロン設計検討を行っている。現在設計されているシンクロトロンは、最大二極磁場が4 Tで四極磁場も独立励磁可能な機能結合型90度偏向電磁石4台を用い、常伝導型である従来装置の半分以下である周長28 mの四回対称リングとなっている(図5)。また、シンクロトロン設計条件としては、放医研でこれまでに開発されてきた高速スキャンニング照射システムに適合できることも前提としている。本発表では、ここまでの設計で得られた計算結果等とともに、今後検討すべき課題について報告する。

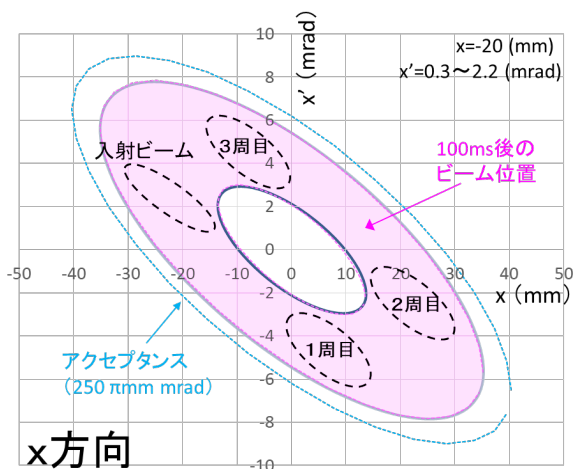


Figure 6: Time history of beam position for each turn in the phase space. Pink area is the beam distribution after beam length have fully expanded.

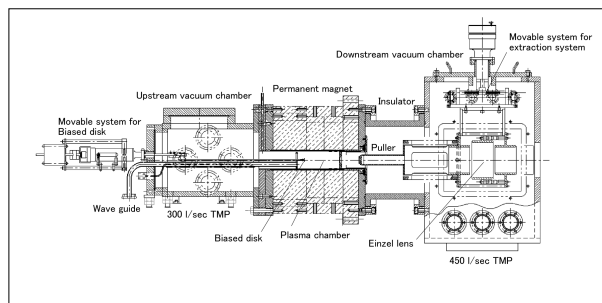


Figure 7: Kei 3 source.

## 2.4 レーザー加速イオンのシンクロトロンへの直接入射の検討 [12]

“量子メス”で検討されているレーザー加速の入射器への応用を背景として、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た。主な検討項目は、1ターンあたりに入射可能な粒子数の限界と多重入射方式の2点である。今回の検討は、現状の普及型シンクロトロンで行い、蓄積粒子数( $C^{6+}$ )の目標を $1 \times 10^9$ 個以上、レーザー照射間隔を100 msとした。加速イオンを約1.4 m飛行させた後、位相回転により1/10にエネルギー圧縮を行い、 $4 \text{ MeV/u} \pm 1\%$ の幅の粒子を切り出してシンクロトロンに入射する。この時の入射ビームのパルス幅は5 ns、パルス長は14 cmとなる。入射後のビームは、自らの速度広がりにより伸長し、次の入射時(100 ms後)にはあるエミッタンスの領域をほぼ一杯に満たす(図6)。検討の結果以下のことが分かった。(1)空間電荷効果を考慮すると、1ターンあたりシンクロトロンに入射可能な粒子数の上限は約 $2 \times 10^8$ 個であった。(2)入射ビームのパルス幅(5 ns)が周回時間(1~2 μs)に比べて十分短いため高速キッカー電磁石による多重入射方式を提案した。この入射方式により、1入射あたりの粒子数を平均 $1 \times 10^8$ 個とし、20回の多重入射(2秒)を行うと、キッカーでの損失を考慮すると、蓄積粒子数は $1.7 \times 10^9$ 個であった。これより、キッカー以外の損失を30%以下に抑えれば、目標とした $1 \times 10^9$ 個以上の粒子を蓄積することが可能と考えられる。

## 2.5 小型 ECR イオン源でのプレートチューナーによる多価イオンの強度増強実験 [13]

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。例えば、 $H_3^+$ 、 $^3\text{He}^+$ 、 $^{11}\text{B}^{4+}$ の等のイオンを利用する要求がある。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(図7)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、 $C^{4+}$ 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。これまでに得られた最大のビーム強度は、 $\text{He}^{2+}$ : 1.950 mA、 $C^{4+}$ : 0.565 mA、 $N^{5+}$ : 0.185 mA、 $O^{6+}$ : 0.099 mA、 $\text{Ne}^{7+}$ : 0.050 mAである。窒素、酸素、ネオンの調整に

は、ガスミキシング法を使用している。今回は、プラズマチャンバー上流に設置してある rf シールドを駆動させ、マイクロ波のチューナーとして使用した。上流側ミラー磁場のピークから 20 mm の位置に rf シールドを設置し、そこから上流側に 30 mm 動かせるようにした。Ne、Ar の価数分布において多価に移行する結果が得られた。

## 2.6 NIRS-PIG におけるガスのパルス化試験 [14]

重粒子線がん治療装置 (HIMAC) で稼働している 3 台のイオン源は、1 台の線形加速器に対して加速タイミングをずらして別々の核種のビームを導入している。したがって、イオン源はパルスのように運転することになるがイオン化ガスは連続的に導入されている。PIG イオン源 (図 8) において  $H_2^+$  及び  $He^+$  の生成には多量のガスを必要とするが、イオン化されなかったガスは線形加速器手前にある共通のビーム輸送ラインに流れ出している。それに伴い真空度が悪化し、他イオン源のビーム輸送効率に影響を与えている。そこで、ビーム生成に必要なガスをパルスのように導入することでビーム輸送ラインに流れ出すガス量を削減し、ビーム輸送効率の向上を図った。本試験では、漏れ磁場や放電ノイズの影響を受けにくく、イオン源での使用実績のあるピエゾバルブを既設のガス供給ラインに設置し、外部トリガによる開閉制御を行うことでイオン化ガスをパルスのように導入する手法を試みた。試験の結果、漏れ磁場及び放電ノイズの影響は見られずガスのパルス化が可能になり、チャンバー内に導入されるガス量が削減され

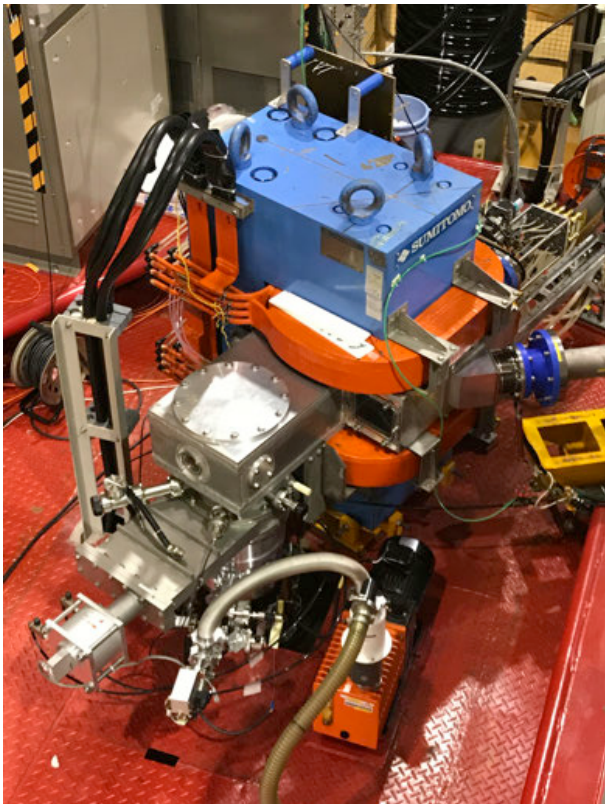


Figure 8: NIRS-PIG source.

たことでビーム輸送ラインの真空度悪化が改善し、他イオン源のビーム輸送効率を向上させることが出来た。また PIG イオン源のビーム強度においては、連続的にガスを導入していた時と同等の強度を確保することが出来た。

## 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が開発が開始されている。

## 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.*, “量子メス開発に向けた取り組み”, in these proceedings (THOL03).
- [8] Y. Iwata *et al.*, “重粒子線治療用超小型超伝導回転ガントリーの開発”, in these proceedings (WEP130).
- [9] Y. Iwata *et al.*, IEEE trans. appl. supercond. 26 (2016) 4400104.
- [10] T. Fujimoto *et al.*, “炭素線用ガントリーによる治療照射に向けたビームコミッショニング”, in these proceedings (WEP32).
- [11] K. Mizushima *et al.*, “重粒子線治療用超伝導シンクロトロンの設計”, in these proceedings (WEP131).
- [12] E. Noda *et al.*, “レーザー加速イオンのシンクロトロンへの直接入射の検討”, in these proceedings (WEP132).
- [13] M. Muramatsu *et al.*, “小型 ECR イオン源でのプレートチューナーによる多価イオンの強度増強実験”, in these proceedings (WEP114).
- [14] H. Ii *et al.*, “NIRS-PIG におけるガスのパルス化試験”, in these proceedings (WEP113).