

話 題

炭素線治療用超伝導回転ガントリーの研究開発

岩田 佳之^{*1}・野田 耕司^{*1}・白井 敏之^{*1}・村上 健^{*1}・藤田 敬^{*1}・佐藤 眞二^{*1}
 森 慎一郎^{*1}・古川 卓司^{*1}・原 洋介^{*1}・水島 康太^{*1}・早乙女 直也^{*1}・丹正 亮平^{*1}
 皿谷 有一^{*1}・松葉 俊哉^{*2}・藤本 哲也^{*3}・新井 弘樹^{*3}・荻津 透^{*4}・尾花 哲浩^{*5}
 雨宮 尚之^{*6}・折笠 朝文^{*7}・高山 茂貴^{*7}・松田 晋弥^{*7}

Development of a Superconducting Rotating-gantry for Carbon-ion Radiotherapy

Yoshiyuki IWATA^{*1}, Koji NODA^{*1}, Toshiyuki SHIRAI^{*1}, Takeshi MURAKAMI^{*1}, Takashi FUJITA^{*1}, Shinji SATO^{*1},
 Shinichiro MORI^{*1}, Takuji FURUKAWA^{*1}, Yosuke HARA^{*1}, Kota MIZUSHIMA^{*1}, Naoya SAOTOME^{*1},
 Ryohei TANSO^{*1}, Yuichi SARAYA^{*1}, Shunya MATSUBA^{*2}, Tetsuya FUJIMOTO^{*3}, Hiroki ARAI^{*3}, Toru OGITSU^{*4},
 Tetsuhiro OBANA^{*5}, Naoyuki AMEMIYA^{*6}, Tomofumi ORIKASA^{*7}, Shigeki TAKAYAMA^{*7} and Shinya MATSUDA^{*7}

Abstract

A superconducting rotating-gantry for carbon-ion radiotherapy was developed. This isocentric gantry can transport carbon ions having kinetic energies of between $E=430\text{--}56\text{ MeV}/u$ to an isocenter over an irradiation angle of ± 180 degrees, and is further capable of performing three-dimensional raster-scanning irradiation. The rotating gantry equips combined-function superconducting magnets. Since these magnets can provide both dipole and quadrupole fields, no quadrupole magnet is required for beam focusing. Having used the combined-function superconducting magnets and optimized the layout of the gantry as well as the beam optics, the length and radius of the gantry became approximately 13 m and 5.5 m, respectively, which are comparable to those for proton gantries. Construction of the entire rotating-gantry system was completed by the end of September, 2015. Having performed beam commissioning over various combinations of gantry angles and beam energies, we could successfully obtain the designed beam quality, which satisfies the requirements of scanning irradiation. Cancer treatments using the superconducting rotating-gantry were started since May, 2017.

1. はじめに

光速近くまで加速した高エネルギー炭素イオンを腫瘍に対して照射する重粒子線がん治療は、炭素線のもつ高い生物学的効果と線量集中性から、副作用が小さく、且つ放射線抵抗性のがんに対しても有効な放射線治療法である。量子科学技術研究開発機構・放射線医学総合研究所（以下、放医研）では、平成6年に重粒子線がん治療を開始し、現在まで10,000名以上の患者を治療してきた。

これまでの良好な臨床実績はもとより、同治療は治療期間が短いことや、治療後の社会復帰が早いなど、QOL（＝生活の質）が高い治療法であるとして高い評価を得ている。

一方、X線や陽子線を用いた放射線治療では、患者に対し任意の角度から照射できる回転ガントリーが標準装備されているのに対し、重粒子線治療ではビーム輸送に大型電磁石が必要となることから、回転ガントリーが全く普及していない状況にある。現在、重粒子線治療用回転ガントリーは

^{*1} 量子科学技術研究開発機構・放射線医学総合研究所 National Institutes for Quantum and Radiological Science and Technology (QST), National Institute of Radiological Sciences (NIRS)
 (E-mail: iwata.yoshiyuki@qst.go.jp)

^{*2} 広島大学放射光科学研究センター Hiroshima Synchrotron Radiation Center, Hiroshima University

^{*3} 加速器エンジニアリング株式会社 Accelerator Engineering Corporation (AEC)

^{*4} 高エネルギー加速器研究機構 High Energy Accelerator Research Organization (KEK)

^{*5} 核融合科学研究所 National Institute for Fusion Science (NIFS)

^{*6} 京都大学工学部 Faculty of Engineering, Kyoto University

^{*7} 株式会社東芝 Toshiba Corporation

世界で唯一ハイデルベルクに建設され、稼働中であるが、その回転部重量は600トンを超えると報告されている¹⁾。このような背景から、これまでの重粒子線がん治療では、主に水平・垂直方向の固定照射ポートが利用されてきた。このため、脊髄や神経などの重要器官を避ける必要がある場合には、患者を傾けた状態で照射が実施されており、不自然な体位で治療を行うなど医療上、大きな制約があった。

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研究開発を進めてきた²⁾。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 $E=430\text{ MeV}/u$ の炭素イオンを患者に対し ± 180 度の如何なる方向からでも高速3次元スキヤニング法³⁾にて照射を行うことができる。また、これら超伝導電磁石は、二極と四極コイルを同軸上に配置することで二極・四極磁場を同時生成する機能結合型とすることで、回転ガントリーの大幅な小型・軽量化を実現している。

超伝導回転ガントリーは平成27年9月に完成し、その後、ビームコミッショニングが続けられ、平成29年5月より治療利用が開始された。本稿では超伝導回転ガントリーの研究開発に関して紹介する。

2. 超伝導回転ガントリーの設計

2.1 超伝導ガントリーの概要

超伝導回転ガントリーの概略図を図1に示す。重粒子線がん治療装置(HIMAC)により得られる核子あたり430~56 MeVの炭素イオンビームは、固定ビーム輸送ライン並びに、回転ガントリーより輸送され、最終的にはロボットアーム治療台上に固定されている患者に照射される。回転ガントリー上のビームラインを構成する超伝導電磁石等のビーム輸送・診断機器は、円筒形状の回転構造体に設置・固定されている。円筒構造体の両端には、それぞれ外直径6.5mのエンドリングが取り付けられており、構造体の全荷重はエンドリングを介して4つのローラーで受けられている。回転構造体を回転させることで、患者に対して重粒子線ビームを ± 180 度の如何なる方向からも照射することが可能となる。両端のエンドリング間の距離は14 mであり、回転部重量は凡そ

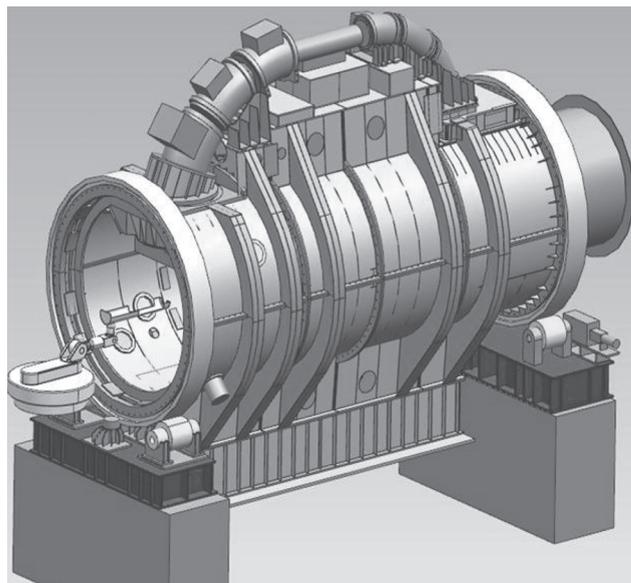


図1 超伝導回転ガントリーの概略図。

300トンである。

超伝導回転ガントリーを構成するビーム輸送機器のレイアウトを図2に示す。ビーム輸送機器は主に10台の超伝導電磁石(BM01~10)、1対のスキヤニング電磁石(SCM-X, SCM-Y)、3対のステアリング電磁石及びプロファイルモニタ(ST01~03, PRN01~03)により構成されている。10台の超伝導電磁石のうち、BM07とBM08を除く8台は機能結合型超伝導電磁石であり、二極と四極磁場が同時生成可能である。また、各電磁石の二極・四極コイルはそれぞれ個別の電源に接続されており、独立励磁・調整が可能となっている。これら超伝導電磁石を採用することで、回転ガントリーの大幅な小型・軽量化を実現している。

2.2 ビーム光学設計

HIMACの上シンクロトロンから得られる高エネルギー炭素イオンは、前述の通りビーム輸送ライン及び回転ガントリーにて患者が位置するアイソセンタまで輸送される。高速3次元スキヤニング照射法による精密な治療照射を実現するためには、全てのガントリー角度及びビームエネルギーの組み合わせに対して、アイソセンタにて円形且つ、ガウス形状のビームスポットが得られることが要求される。一方、シンクロトロンから遅い取り出しによって得られるビームの位相空間分布は

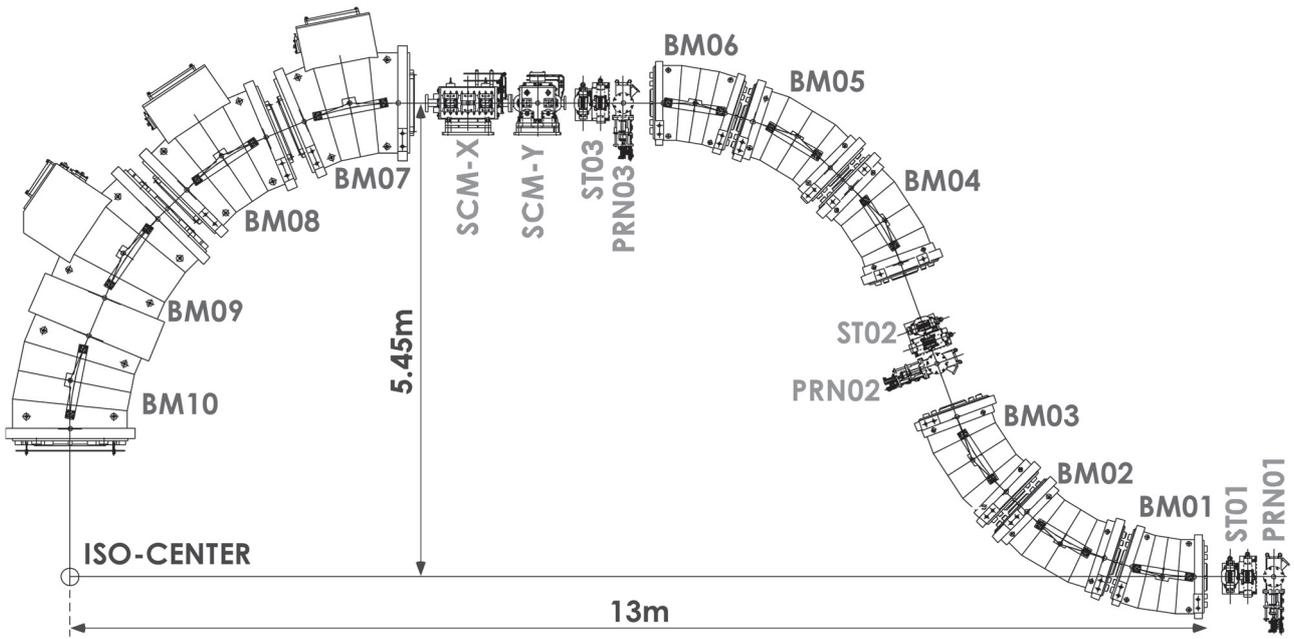


図2 超伝導回転ガントリーのビーム輸送機器レイアウト.

水平・垂直で非対称であり、且つエミッタンスも一般に異なる値を有する。そのため、回転角度に依らずアイソセンタにおいて円形且つ、ガウス形状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させる必要がある。これを実現するため、我々は薄い散乱体を用いたエミッタンス整合を行っている⁴⁾。

ガントリービームラインのベータ及び、ディスページョン関数を図3に示す。ガントリー上流部において、水平・垂直のエミッタンスが整合されていることから、回転ガントリー入り口取り合い点でのツイス条件は、

$$\beta_x = \beta_y = 7 \text{ m}, \quad \alpha_x = \alpha_y = 0, \\ D_x = D_y = 0 \text{ m}, \quad D'_x = D'_y = 0$$

と水平・垂直が対称となるよう設定している。一方、アイソセンタにおいては、高速3次元スキヤニング照射の要請から、

$$\beta_x = \beta_y = 10 \text{ m}, \quad D_x = D_y = 0 \text{ m}, \quad D'_x = D'_y = 0$$

としている。更に、シンクロトロン出射角の変動によって、アイソセンタにおけるビームの位置変動を最小限に抑えるため、シンクロトロン出射点からアイソセンタまでの水平成分に対するベータ

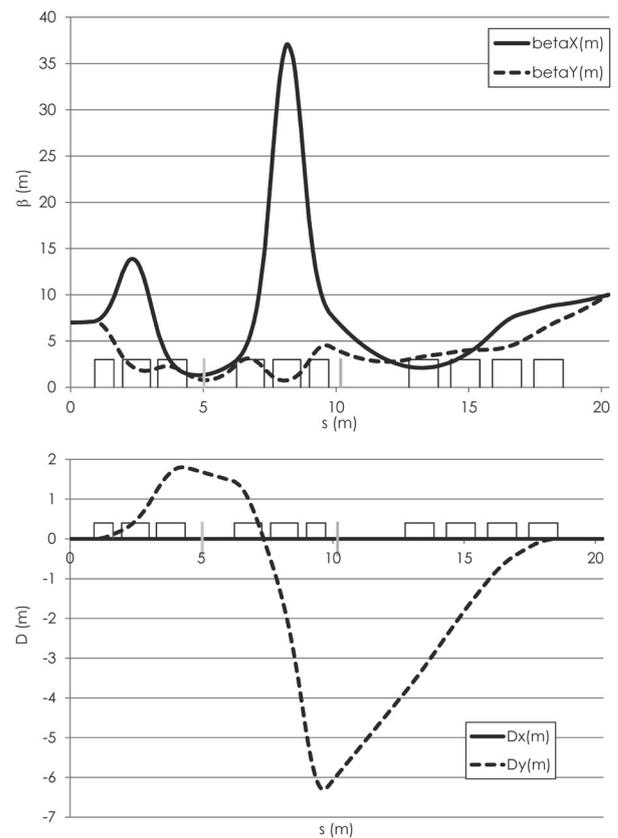


図3 超伝導回転ガントリービーム輸送ラインのベータ(上段)及びディスページョン(下段)関数.

トロン位相の進みを π の整数倍となるよう設計している⁵⁾。

スキャンニング電磁石に最大キック角（水平： ± 18 mrad, 垂直： ± 21 mrad）を与えた際のビームエンベロープ関数を図4に示す。ここで、エミッタンスは $\varepsilon_x = \varepsilon_y = 1 \text{ } \pi \text{ mm} \cdot \text{mrad}$, 運動量分散は $\Delta p/p = \pm 5 \times 10^{-4}$ を仮定している。アイソセンタにおける最大スキャンサイズは181 mm（水平） \times 167 mm（垂直）となっている。初期デザイン

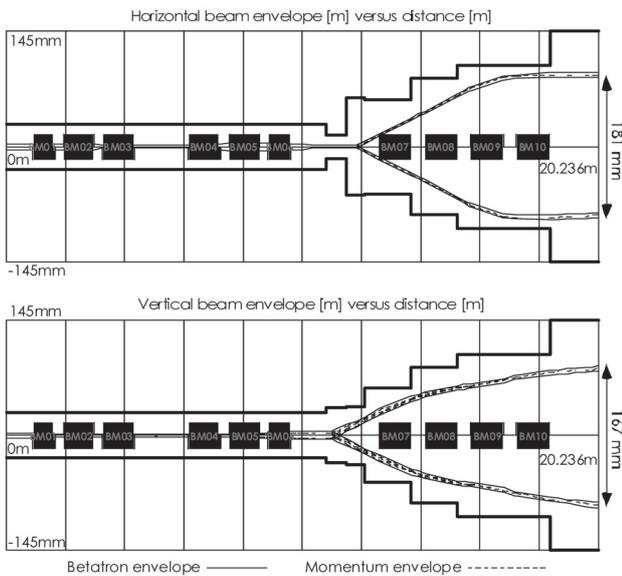


図4 スキャンニング電磁石にてビームを最大振幅までキックした際の水平（上段）及び、垂直（下段）のビームエンベロープ関数。アイソセンタにおける最大ビームスキャンサイズは181 mm(水平) \times 167 mm（垂直）である。

のサイズより若干、狭くなっている理由は、設計過程においてスキャン速度の速い上流のSCM-Xを体軸方向のスキャンニングに利用すべく、垂直・水平スキャンニング電磁石のキック方向を入れ替える変更を行ったためである。

2.3 超伝導電磁石の設計

ビーム光学設計に基づき超伝導電磁石の要求仕様を決定し、更に要求仕様に基づき電磁場解析を含めた超伝導電磁石の設計を実施した。超伝導電磁石は表1に示した通り、偏向角やボアサイズに応じて5種類に分類される。最大磁場 $B = 2.88$ Tの小口径タイプ（BM01～06）と、最大磁場 $B = 2.37$ Tの大口径タイプ（BM07～10）には、それぞれ直径0.9 mm及び1.2 mmのNbTiモノリス線が用いられ、サーフェスワインディング法によって湾曲形状の巻き枠上に3次元巻線されている。超伝導電磁石は回転構造体に搭載されることから、コイル冷却には極低温小型4K-GM冷凍機（住友重機械工業社製RDK-415D）を用いた伝導冷却方式が採用された。この小型冷凍機は4 Kにて1.5 Wの冷凍能力を有し、また、姿勢変化による冷凍能力の低下は最大で約10%である。この小型冷凍機を各電磁石に対して3台（小口径タイプ）、若しくは4台（大口径タイプ）搭載することで、電磁石内部に液体ヘリウムを一切使用することなく十分な冷却能力を得ている。

超伝導電磁石はコサイン θ 型のコイル構造を有することから、生成される電磁場分布はコイル設

表1 超伝導電磁石の設計仕様。

パラメータ	記号	単位	BM01	BM02	BM03	BM04	BM05	BM06	BM07	BM08	BM09	BM10
型式	—	—	機能結合型超伝導電磁石 (BM07/BM08を除く)									
コイル型式	—	—	二極+四極						二極		二極+四極	
曲げ角	θ	度	18	26			18	22.5				
曲率半径	ρ	m	2.3			2.8						
最大二極磁場	B_{dipole}	T	2.88			2.37						
最大四極磁場勾配	G_{max}	T/m	10			—		1.3				
ボアサイズ	D_{bore}	mm	$\phi 60$						$\square 122$	$\square 170$	$\square 206$	
有効磁場領域	D_f or A_f	mm	$\phi 40$						$\square 120$	$\square 160$	$\square 200$	
二極磁場均一度	$\Delta BL/BL$	—	$\pm 1 \times 10^{-4}$									
四極磁場均一度	$\Delta GL/GL$	—	$\pm 1 \times 10^{-3}$									
インダクタンス（二極）	L_{dipole}	H	6.2	9.1			6.2	5.2	8.9	12		
インダクタンス（四極）	L_{guard}	H	0.14	0.19			0.14	—	—	0.079		
蓄積エネルギー（二極）	P_{dipole}	kJ	57	84			57	133	225	319		
蓄積エネルギー（四極）	P_{guard}	kJ	1.2	1.6			1.2	—	—	1.6		

計に強く依存する. 所望の磁場均一度を得るため, 電磁場計算から得られる磁場誤差に基づき超伝導体位置の最適化を行うイタレーション計算を行い, 最終的なコイル形状を決定した. 超伝導コイルはビーム軌道に沿った湾曲形状を有することから, 3次元電磁場計算コード (Opera-3d) を利用して, 電磁場設計を実施した. 全5種類の超伝導電磁石に対する最終的な電磁場計算の結果を図5に示す. 計算においては, 数千ターンに及ぶ超伝導コイルを忠実にモデル化し, 電磁場計算を行っている. 最適化の結果, 有効磁場領域内, 且つ全励磁電流範囲に対して, 設計上の目標磁場均一度である,

$$|\Delta BL/BL| \leq 1.0 \times 10^{-4} \quad (\text{二極})$$

$$|\Delta GL/GL| \leq 1.0 \times 10^{-3} \quad (\text{四極})$$

を得ることができた²⁾.

超伝導電磁石の製造後, NMR による磁場測定及び, ホール素子による磁場マッピングを全電磁石に対して実施した⁶⁾. 測定の結果, 二極コイルの発生磁場に僅かな四極成分が認められるなど, Opera-3d による設計磁場と若干の相違が見られた. しかしながら, この磁場誤差は超伝導四極コイルへの供給電流を微調整することで問題なく補

正可能である.

また, 高速3次元スキャニング照射では, シンクロトロンから取り出されるビームのエネルギーを $E=430 \sim 56 \text{ MeV}/u$ の間で201ステップに次々と変える可変エネルギー運転⁷⁾ が用いられ, これにより深部線量分布が形成される. 治療照射中にビームエネルギーが次々と変化することから, これと同期して超伝導電磁石の磁場も変化させる必要がある. この運転に対応するため, 超伝導電磁石では最大で $dB/dt \sim 0.23 \text{ T/s}$ の励磁速度をもたせた設計とし, 0.2 ~ 0.3 秒にて各ステップ間のエネルギー変更を可能とさせている. また, 高速励磁性能及び, 磁場静定時間の検証を実施し, 所期の性能が得られていることを確認した⁶⁾.

3. 超伝導回転ガントリーの製造

超伝導電磁石等のビーム輸送機器, 並びに回転構造体は東芝京浜事業所にて製造された. 回転構造体は, 主に輸送の都合から8分割構造とし, 1対のエンドリングを含めると合計で10個の大型部品により構成される. 各大型部品製造後, 東芝京浜事業所内で一度組み立てられ, 回転試験等の各種工場試験が実施された (図6参照). 回転試験においては, 回転構造体の各測定点に対しレー

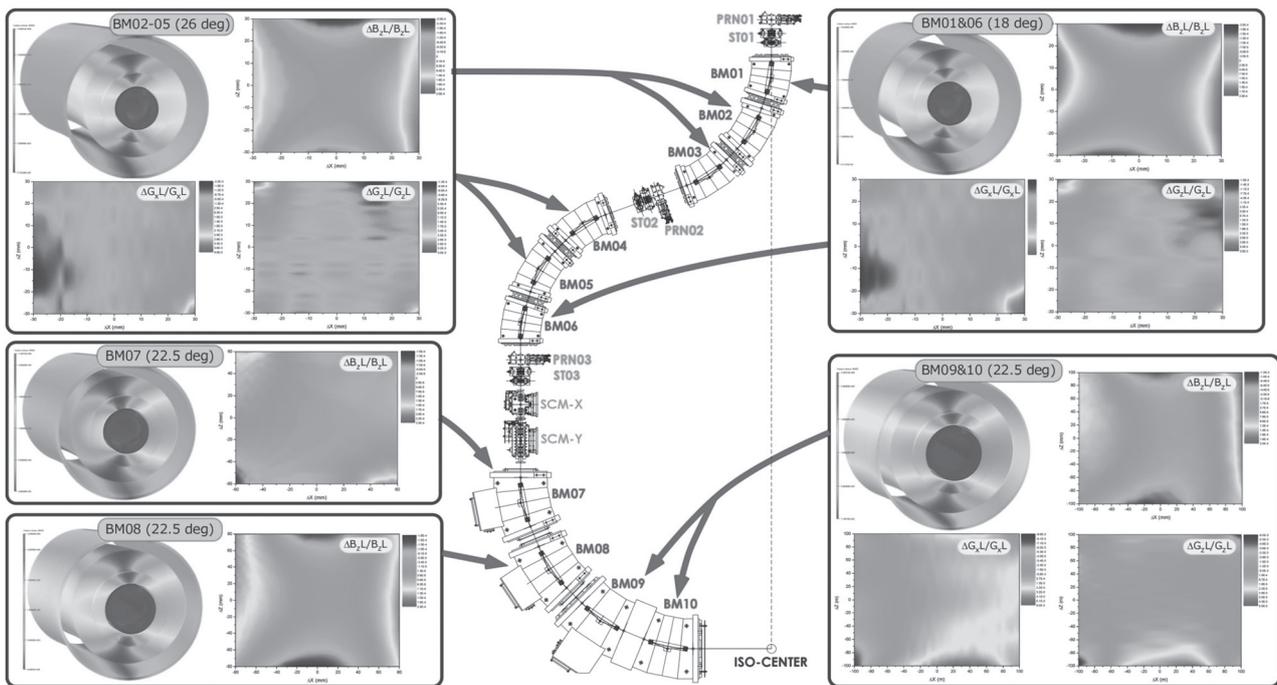


図5 全5種類の超伝導電磁石に対する, 3次元磁場計算の結果.

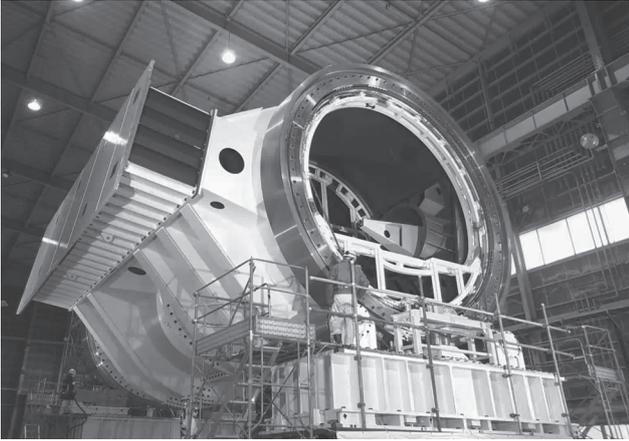


図6 工場における回転試験の様子。



図7 深夜におけるエンドリング輸送時の写真（放医研正門付近にて）。

ザートラッカーを用いた座標の精密測定を実施し、回転に伴う変位量が構造計算による予測値と概ね一致していることを確認した。

工場試験後、放医研へ向けた輸送のため、構造体は一旦、全て解体された。解体された各大型部品は東芝京浜事業所から千葉港へ船便で輸送され、千葉港の倉庫にて一時保管された。その後、深夜に千葉港から放医研へ35トントレーラーにて1晩に2便（2部品）のペースで輸送が行われた（図7参照）。輸送された回転構造体の大型部品は翌早朝に新治療研究棟ガントリー機械室へ搬入、据え付けられた。

回転構造体各部品の搬入及び、組立作業は平成27年前半に完了し、その後、順次、超伝導電磁石等のビーム輸送機器の搬入や、回転構造体への据付、アライメント、並びに配線・配管等が実施された。その後、現地にて再び回転試験等の現地試験を実施し、健全性を確認した。また、それと並行して超伝導電磁石冷却用の小型冷凍機を順次立ち上げ再冷却を開始した。全ての電磁石が超伝導状態に至り、通電可能となるまでに凡そ3週間を要したが、その間、大きな問題もなく再冷却を行うことができた。

平成27年9月に完成した超伝導回転ガントリー回転構造体並びに、治療室の写真を図8に示す。

4. ビームコミッショニング

超伝導回転ガントリー完成後、平成27年10月よりビームコミッショニングが開始された⁵⁾

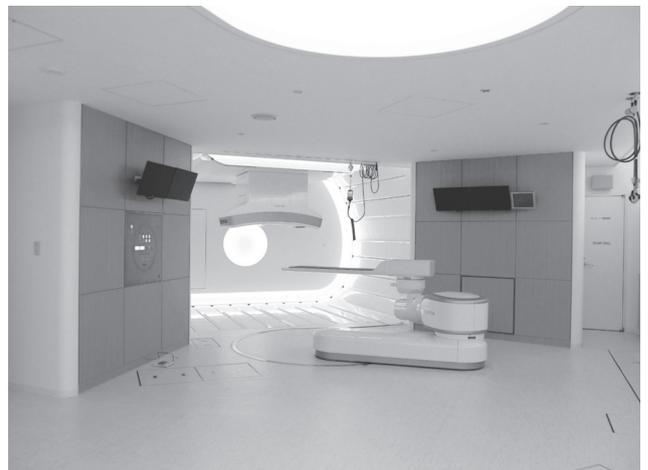
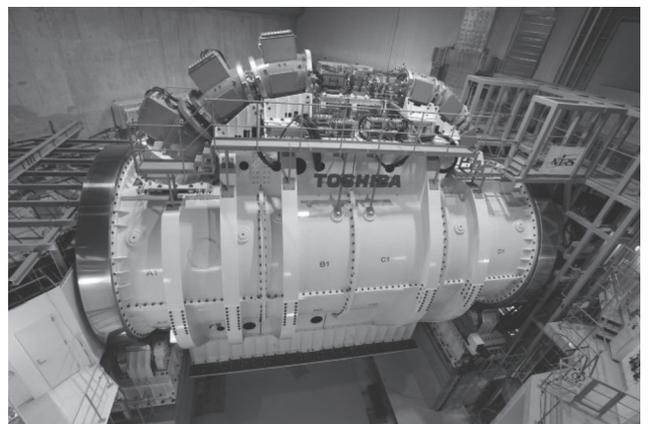


図8 超伝導回転ガントリーの完成写真（上段：回転構造体、下段：治療室）。

（図9参照）。高速3次元スキャニング治療では、アイソセンタにおけるビームプロファイルが円形且つ、ガウス分布形状を有し、更にビームスポットの位置やサイズが安定した再現性のあるビームが求められる。治療に向け、これら全ての条件を

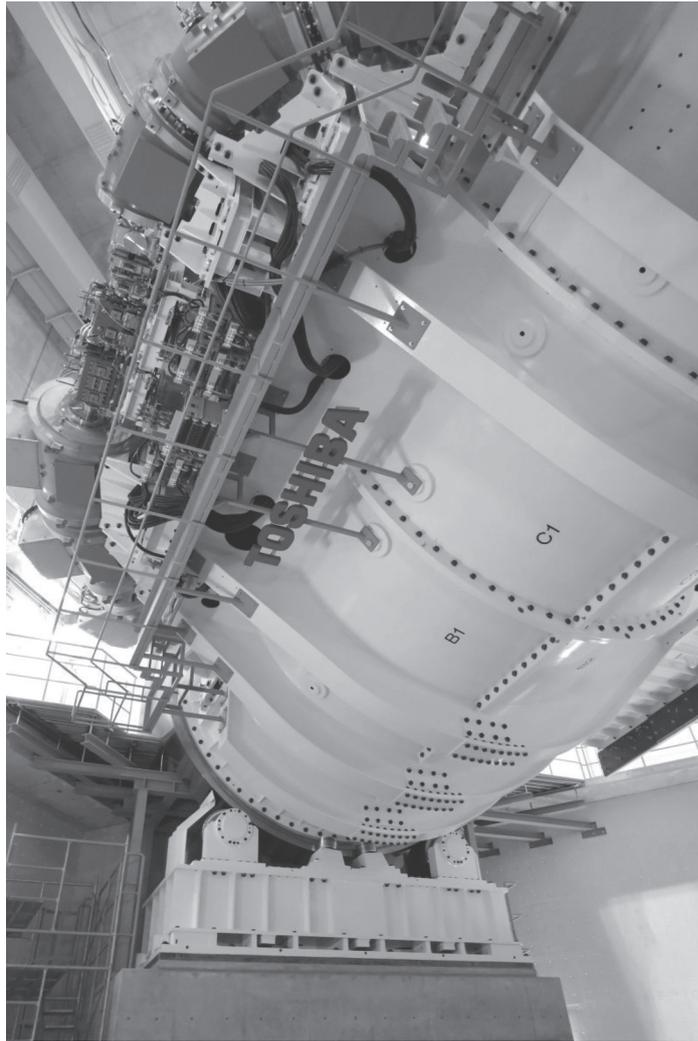


図9 ビームコミッショニングの様子. ガントリー回転角度は90度.

満足するビームを, 201種類のエネルギーと360種類のガントリー角度の全組み合わせに対して得られるようビーム調整を行う必要がある.

HIMACでは日中, 治療のためのビーム供給が続けられていることから, ビームコミッショニングは深夜, 若しくは週末のビームタイムを利用して行われた. 限られたビームタイムでコミッショニングを進めるため, ビーム調整は26エネルギー×16角度に対して行い, そこで得られた調整パラメータを補間することで, 全エネルギーとガントリー角度の組み合わせに対する調整パラメータを生成した.

調整結果の一例を図10に示す. 図の上段は, 201種類の全ビームエネルギーに対し, アイソセンタで観測されたビームの水平・垂直サイズ

(1σ 値)を示したものである. 全エネルギー領域に渡り, 水平・垂直サイズが揃っており, また, 低エネルギー側へ行くに従い, 断熱的なエミッタンス増大により, ビームサイズが増加している様子が見える. エネルギーに対しビームサイズがスムーズに変化していることから, 調整パラメータの補間が正しく機能していることがわかる.

次に下段は, 各ガントリー角度において, アイソセンタで観測されたビームの水平・垂直サイズ(1σ 値)をプロットした図である. 本図はビームエネルギー $E=430\text{ MeV}/u$ に対する結果であるが, 他のエネルギーにおいてもサイズの角度依存性は同等, 若しくはそれ以下に抑えられている.

ビームコミッショニングは順調に進み, 様々なガントリー角度及び, ビームエネルギーの組み合

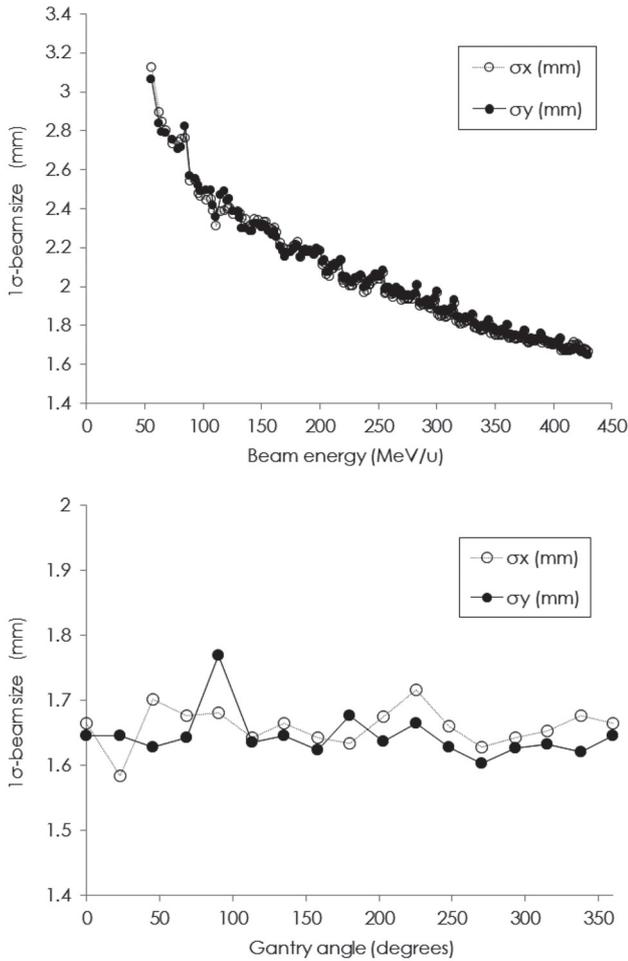


図 10 上段：各ビームエネルギーに対する，アイソセンタで観測した水平・垂直ビームサイズ．下段：ビームエネルギー $E=430$ MeV/u に対し，アイソセンタで観測したビームの水平・垂直サイズの角度依存性．

わせに対して，高速3次元スキニング治療に求められるビーム品質を得ることができた．この結果を受け，平成29年5月9日より超伝導回転ガントリーを用いた臨床試験が開始され，現在も順調に治療運用が続けられている．

5. おわりに

炭素線治療用回転ガントリーの小型化のため，世界で初めて超伝導回転ガントリーの研究開発を行った．回転ガントリーを用いることで，照射角

度に対する制約がなくなることから，従来と比較し線量集中性が高められるばかりか，安定した患者体位で治療が可能となる．これにより，患者負担の軽減と同時に，治療精度・効率の向上を図ることが可能となる．

また，小型な重粒子線回転ガントリーを実現できたことで，重粒子線治療の一層の普及が進むと共に，大幅な輸入超となっている医療機器分野において，日本が技術的優位性をもっている重粒子線治療装置の国際競争力向上と海外展開の促進が期待される．

謝 辞

本研究開発の遂行にあたり，株式会社東芝，並びに，加速器エンジニアリング株式会社に所属する多くの研究者・技術者より，多大なご協力を頂きました．この場を借りて深く感謝申し上げます．

参考文献

- 1) H. Eickhoff, *et al.*, “Test of a light-ion gantry section as an example of preparations of the therapy facility in Heidelberg”, in Proceedings of the 8th European Particle Accelerator Conference, Paris, 2002 (EPS-IGA and CERN, Geneva, 2002), p. 2730.
- 2) Y. Iwata, *et al.*, “Design of a superconducting rotating-gantry for heavy-ion therapy”, Phys. Rev. ST Accel. Beams 15, 044701, 2001.
- 3) T. Furukawa, *et al.*, “Performance of the NIRS fast scanning system for heavy-ion radiotherapy”, Med. Phys. 37 (11), 5672, 2010.
- 4) T. Fujimoto, *et al.*, “Emittance matching of a slow extracted beam for a rotating gantry”, Nucl. Instrum. and Meth. in Phys. Res. B, 2017, <http://dx.doi.org/10.1016/j.nimb.2017.03.038> (in press).
- 5) Y. Iwata, *et al.*, “Beam commissioning of a superconducting rotating-gantry for carbon-ion radiotherapy”, Nucl. Instrum. and Meth. in Phys. Res. A 834, 71, 2017.
- 6) 松葉俊哉 他，“重粒子線回転ガントリー用超伝導磁石の性能評価”，第12回日本加速器学会年会プロシーディング，THP077, 2015.
- 7) Y. Iwata, *et al.*, “Multiple-energy operation with extended flattops at HIMAC”, Nucl. Instrum. and Meth. in Phys. Res. A 624, 33, 2010.