

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

BEAM COMMISSIONING FOR CARBON-ION RADIOTHERAPY BY A ROTATING GANTRY

藤本哲也^{#, A)}, 岩田佳之^{B)}, 藤田敬^{B)}, 佐藤真二^{B)}, 白井敏之^{B)}

Tetsuya Fujimoto^{#, A)}, Yoshiyuki Iwata^{B)}, Takashi Fujita^{B)}, Shinji Sato^{B)}, Toshiyuki Shirai^{B)}

^{A)} Accelerator Engineering Corporation

^{B)} National Institute of Radiological Sciences

Abstract

Advanced particle radiotherapy can be realized by introducing a rotating gantry. However, a rotating gantry for carbon-ion radiotherapy (CIRT) is not general tool due to its high magnetic rigidity. Therefore, NIRS has been developed and constructed the rotating gantry for CIRT employing the superconducting magnets, and a beam commissioning was started on October 2015. A fast 3D scanning-irradiation method will be applied to this gantry course; therefore, a precise beam adjustment is required for beam commissioning. Based on the transport-line optics, which includes the emittance matching by the scatterer method, beam commissioning was carried out so as to achieve the various conditions for realizing the scanning irradiation. As a result, we successfully obtained the high quality beams which fulfill the specifications requested from a scanning irradiation, and first treatment using the rotating gantry was successfully carried out since May 2017. This report describes the commissioning results, as well as the problems and its solutions that occurred during the beam commissioning.

1. はじめに

放射線医学総合研究所（放医研）HIMAC における炭素線がん治療件数は 1994 年の治療開始以降すでに 10000 件を超え[1]、その良好な治療実績から炭素線治療施設の普及が進んでいる[2]。また放医研では更なる治療成績の向上を目指し、様々な研究開発を進めている。治療法に関しては近年、呼吸同期照射も可能な高速スキャンニング照射法[3]が開発され、より複雑な形状の腫瘍に対する高精度照射や正常組織への付与線量を大幅に減らす照射が可能になった。そして現在、更なる治療照射の高度化を目的に、患者に対して 360°あらゆる方向からの照射を可能にする回転ガントリーの導入を進めている。粒子線治療において、回転ガントリーは患者に無理な体位を強いることなく重要臓器を避けた照射を可能にする重要な装置である。陽子線治療施設における回転ガントリーの導入は近年一般的となっているが、炭素線に関しては同じ体内飛程を得るための磁気剛性が陽子線の約 3 倍であることから装置が大型化し、これが導入の妨げとなっていた。そこで放医研では普及を考慮に入れて超伝導電磁石を用いたコンパクトな炭素線回転ガントリーの開発を進めてきた[4]。TOSCA-3D による超伝導電磁石の設計・製作、精密磁場測定、およびガントリー回転による超伝導コイルの温度上昇評価など、様々な測定および試験を行ったのち、2015 年 9 月までに制御系を含めた装置全体の設置作業が完了した。その後ビームコミッショニングが開始され、2017 年 5 月に最初の治療照射が行われた。本報告では回転ガントリーコースの光

学設計、そして光学設計結果に基づいて実行したビームコミッショニングの結果について述べる。また、ビームコミッショニング中に生じた問題点およびその解決策についても同じく述べる。

2. オプティクス設計

放医研回転ガントリーの構成を Figure 1 に示す。主に 10 台の超伝導偏向電磁石 (BM01~10) で構成され、そのうち 8 台については偏向電磁石コイルと同軸に四極コイルが巻かれた機能結合型の電磁石となっている。ガントリーコースにおいても 3D スキャンニング照射法が適用されるため、スキャンニング電磁石が BM07 の上流に配置されている。よってスキャンニング電磁石により横方向にスキャンされたビームは 4 台の BM を通してアイソセンターに供給されることから、四極電磁石 (QM) は通常のオプティクス設計 (QM01 - 06) だけでなく BM による収束力をキャンセルし、最大照射野を形成 (QM09, 10) するためにも使用される。

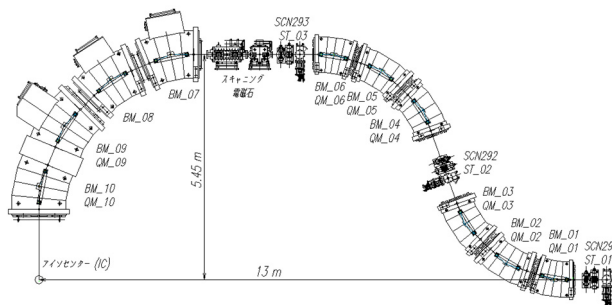


Figure 1: Layout of the superconducting rotating-gantry.

放医研回転ガントリーコースではペンシルビームを使った 3 次元スキャンニング照射法が適用されることからビームコミッショニングにはより高い精度での調整が要求され

[#] t.fujimoto@aec-beam.co.jp

る。以下に主なビーム調整条件を示す。

- i. ビーム調整範囲
 - エネルギー範囲: 430~56 MeV/u (201 エネルギー段)
 - ガントリー角度: 360° (1°ステップ)
- ii. ビーム調整要求仕様
 - アイソセンターにおけるビーム位置振動および位置ドリフト < 0.5 mm
 - ガントリー回転によるスポットサイズの変化 $\Delta\sigma < 10\%$
 - 水平・垂直のスポットサイズの差 $\Delta\sigma < 10\%$
 - 最大照射野: 160×160 mm 以上を確保する
 - スキャニング軌道は常に発散軌道とする

以上の条件を満たすためのオプティクス設計を行った。

回転ガントリーではその回転により QM が固定ビームラインから見てスキューQM になるため、回転角度に依らず丸いスポットを得るためにはガントリー入口で水平・垂直のビームパラメータ (Twiss パラメータおよびエミッタンス) を全て一致させる必要がある。そのためビームラインにはエミッタンス整合装置 [5] を設置している。また、シンクロトロンからの遅い取り出しビームは水平方向に射出角度変動およびドリフトがあり、これによるアイソセンターでのスポット位置変動を抑制するためにはアイソセンターまでのベータatronフェーズアドバンスを $\mu_x = n \times \pi$ [rad] (n : integer) にする必要がある。これらの条件を考慮してオプティクス設計を行った。Table 1 はガントリー取り合いおよびアイソセンターでの整合条件を示している。フェーズアドバンスに関してガントリー部で水平・垂直ともに $\mu = n \times \pi$ [rad] にする解が見つからず、ガントリー入口までのフェーズアドバンスとガントリー部それぞれ $\mu = (n+1/2) \times \pi$ [rad] とすることによってトータルで $\mu_x = n \times \pi$ [rad] となるオプティクスで考えることとした。

Table 1: Matching Parameters of the Optics Design

	Entrance of gantry	Isocenter
(β_x, β_y)	(7 m, 7 m)	(10 m, 10 m)
(α_x, α_y)	(0, 0)	-
(μ_x, μ_y)	(3.5π rad, 5.5π rad)	(1.5π rad, 2.5π rad)
(D_y, D_y')	(0, 0)	(0, 0)

ガントリー回転部のオプティクス計算結果 (β 関数と分散関数) を Figure 2 に示す。ガントリー部のオプティクス設計は全エネルギーで共通としている。よってアイソセンタースポットサイズを調整する際はガントリー入口のベータ関数を変更することで対応する。本オプティクスではガントリー入口で $\alpha = 0$ 、 $\mu = (n+1/2) \times \pi$ としていることから、 $\beta_{i0} \times \beta_{e0} = \beta_i \times \beta_e$ の関係が常に成り立つ。ここで添え字 i, e はアイソセンターおよびガントリー入口の β 関数、0 は Figure 2 に示した基準となるオプティクスの β 関数であることを示している。即ちこのオプティクスではフェーズアドバンスを変えることなくアイソセンターのベータ関数のみ調整することが可能である。なおガントリー入口で $\alpha \neq 0$ の場合、ガントリー部のフェーズアドバンスが変化するためガントリー入口までのビームコントロールも精度が要求される。

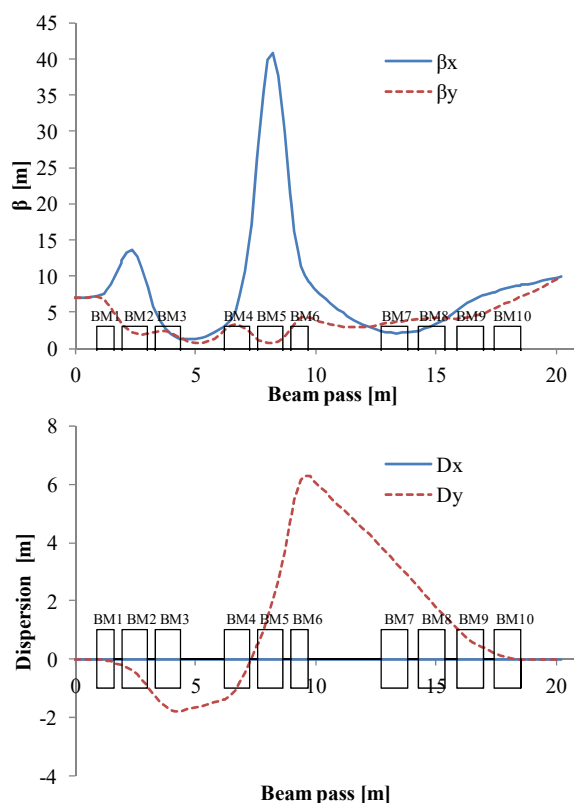


Figure 2: Optical design of the rotating gantry.

3. ビームコミッショニング

3.1 スポット調整

ガントリー入口において全てのビームパラメータ (Twiss パラメータ、エミッタンス) を水平・垂直で一一致させることでガントリー回転角度に依存せず、同じ光学デザインで (ただしステアリングは除く) 一定のスポットサイズ・形状が得られる。そこでスポットサイズ調整はガントリー角度 0、90° に対してガントリー入口の β 関数を調整することで行うこととした。ガントリーでは回転角度毎に電磁石位置変位が生じエラー軌道を作るが、四極電磁石も曲率を持っているため通過する軌道によって有効長が変わりスポットサイズ・形状を変化させる。この際のサイズ変化は σ_x に

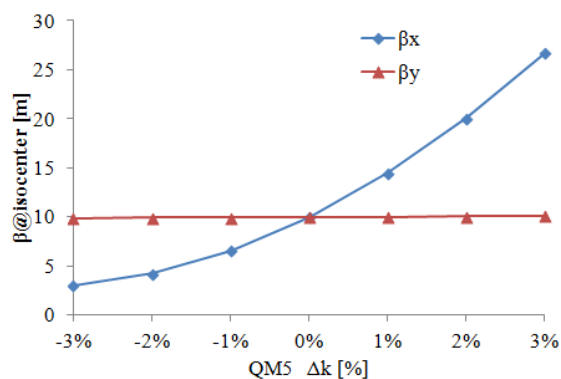


Figure 3: Transition of β -function at isocenter by changing QM05.

大きく表れることが事前の計算で分かっている。そこで、このガントリー部特有のスポットサイズ変化はガントリー角度毎に QM05 を使って調整することとした。Figure 3 に QM05 変化量とアイソセンター β 関数の関係を示す。QM05 では $\beta_x \gg \beta_y$ となっており、QM05 の調整により β_x (σ_x) のみ変更することが可能である。

3.2 スポットサイズ調整結果

ガントリーでは調整範囲が 201 エネルギー段、360 角度と非常に多いため、エネルギー方向に関しては水中飛程 1.2cm ごとの 26 エネルギー段について調整を行い、その間は Bp スケールによる内挿により磁石の励磁パラメータを求めた。同様に角度方向についても 8 角度について調整を行い、その他の角度は多項式フィッティングによる内挿により励磁パラメータを決定した。

ガントリー角度 0、90°でガントリー入口の β 関数を最適化した後、各ガントリー角度で QM05 によるスポット調整を行った。例として 45°での結果を Figure 4 に示す。 σ_x と σ_y の差が 10%以下に十分収まり、また丸い対称的スポット形状が得られていることが分かる。

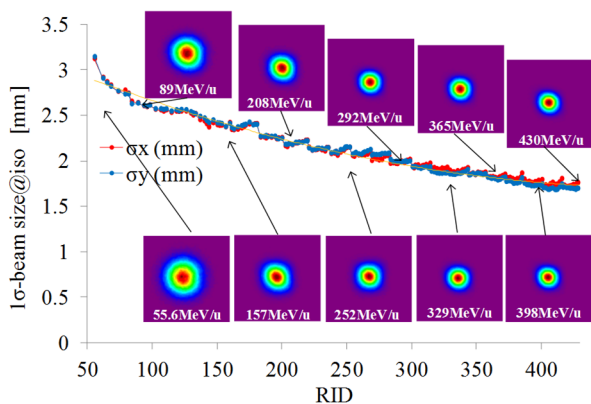


Figure 4: Spot sizes and shapes at isocenter as a function of beam energy at gantry angle of 45°.

ガントリー8 角度についてスポットおよび軸調整後、その調整パラメータを角度方向に展開し、スポット確認した。ガントリー角度 113 度の例を Figure 5 に示す。ほぼ $\sigma_x = \sigma_y$ が実現できており、内挿による方法が上手く機能していることが分かる。

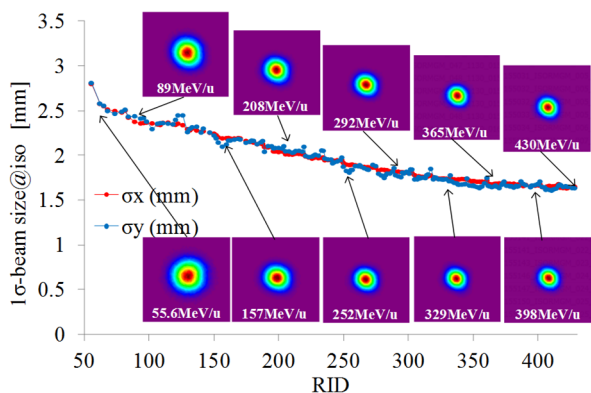


Figure 5: Spot sizes and shapes at isocenter as a function of beam energy at gantry angle of 113°.

スポットサイズおよび形状のガントリー角度依存性 (430MeV/u) を Figure 6 に示す。スポットサイズおよび形状に多少のガントリー角度依存が見られるが、要求仕様の $\Delta\sigma < \pm 5\%$ に収まる調整が出来ている。

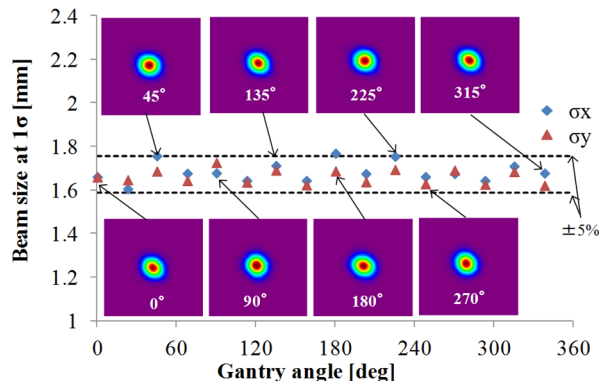


Figure 6: Gantry angle dependence of spot size at isocenter with beam energy of 430 MeV/u.

Figure 7 はガントリー16 角度、201 エネルギー段についてのスポットサイズデータをまとめた結果である。内挿により求めた 8 角度についても概ね $\Delta\sigma < \pm 5\%$ に収まる結果が得られている。

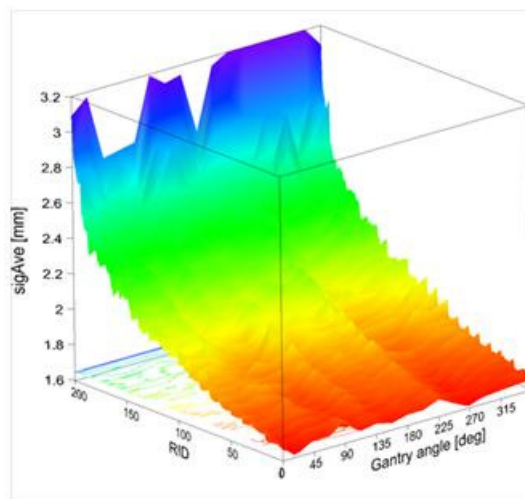


Figure 7: Spot sizes as functions of beam energy and gantry angle.

3.3 スポット位置変動とドリフトの補正

シンクロトロンからの遅い取り出しビームは電磁石の電源リップルに起因する 50Hz 振動や遅い取り出し中のシンクロトロン電磁石の磁気余効により水平方向に出射角変動が生じている。これらの影響がアイソセンターで生じないように、計算上アイソセンターまでのベータatron フェーズアドバンス $\mu_x = n \times \pi$ [rad]としているが、位相にずれが生じているとアイソセンターにおいてビーム位置変動が生じる。アイソセンターにおけるスポット位置のトレンドデータを取得したところ、Figure 8 のように要求仕様を超える位置ドリフトが観測され、補正するためには $\Delta\mu_x = -18^\circ$ を与える必要があった。大きく位相がずれた原因を調査したところ、オブティクス設計に使用した FINT

(Fringe field integral)が適切でなかったことが分かった。本ガントリーは10台の偏向電磁石で構成されていることからFINTのオプティクスへの影響が大きく、精度良く見積もる必要があった。FINTを最適化してオプティクス計算をやり直したところ要求仕様に収まる位置ドリフト量に抑えることができた。

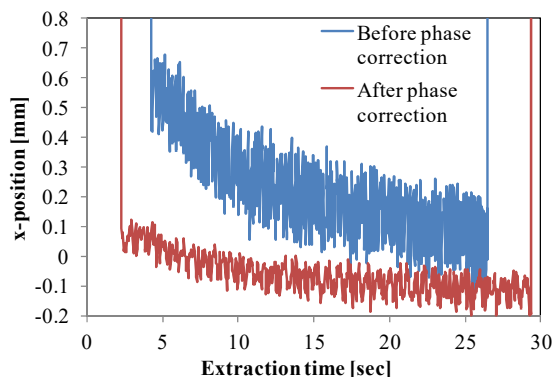


Figure 8: Drift and ripple of the beam position at isocenter before and after betatron phase correction.

3.4 スキャンニング軌道

スキャンニング軌道は160×160 mmを確保するとともに発散軌道もしくは平行軌道であることが要求されている。スキャンニング電磁石の仕様は水平±21 [mrad]、垂直 ±18 [mrad]であり、この励磁量で作成可能な最大照射野を求めた。Figure 9は計算によるスキャンニング軌道を示している。水平側を平行軌道にすることで照射野を最大にすることができ、164×164 mmが得られる。なおFigure 9の照射野は水平±16 [mrad]、垂直 ±18 [mrad]により形成しているが、垂直方向には更に照射野を拡大することが可能である。

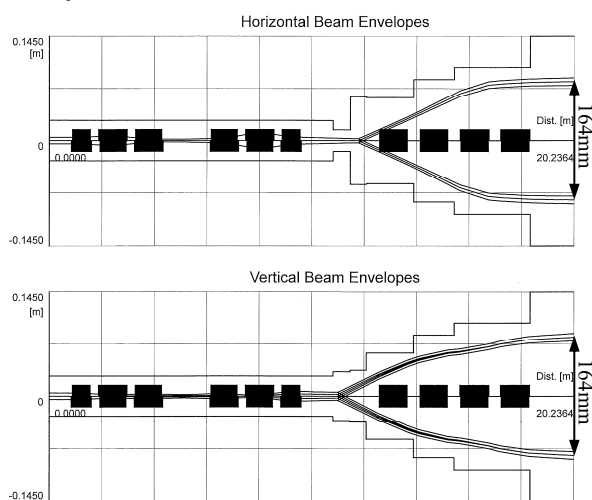


Figure 9: Beam envelopes of the rotating gantry on scanning trajectory.

Figure 10はアイソセンターにおいて120×120 mmの範囲でスポット照射を行った際のスキャンニング軌道の傾き(収束・発散)を測定した結果であり、プラス側が発散、

マイナス側が収束軌道であることを示している。この結果から計算通り水平方向に平行軌道、垂直方向に発散軌道が実現できていることを確認することができる。

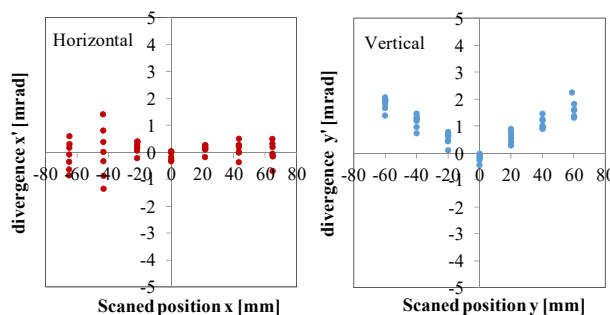


Figure 10: Measured result of the inclination of the scanned beam at isocenter.

3.5 最大照射野と平坦度

ガントリーによるビームを治療照射に利用するためには、全てのガントリー角度で±1%程度の平坦な照射野を実現できることが重要である。Figure 11はガントリー角度45°において最大照射野(2D)を形成し、平坦度を測定した結果である。まず照射野サイズについて、目標としていた最大照射野160×160 mmが実現できることを確認することができた。また、平坦度についても目標の±1%が実現できていることを確認することができた。

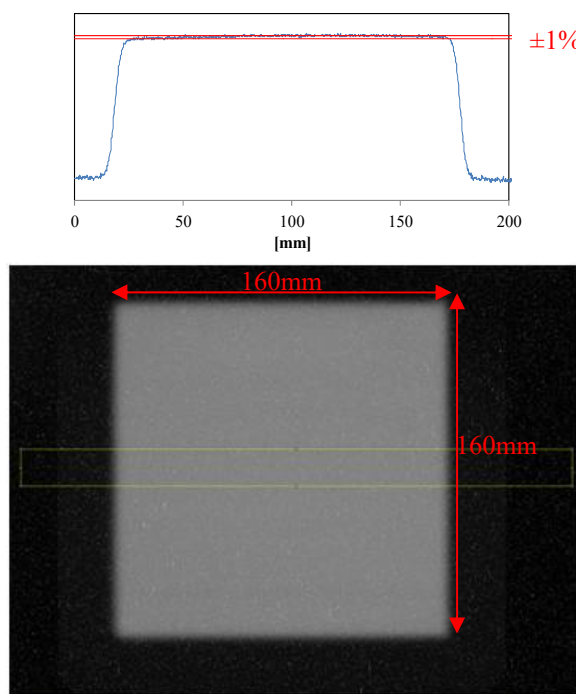


Figure 11: Maximum 2D-irradiation field (lower) and projection profile (upper) at gantry angle of 45°. Uniformity of the irradiation field with less than ±1% is achieved.

4. まとめ

放医研では炭素線回転ガントリーの普及小型化を目指し、超伝導電磁石を利用した回転ガントリーの開発を進めてきた。様々な試験、磁場測定等を経たあと、HIMAC に隣接する新治療研究棟にガントリーは設置され、その後ビームコミッショニングが開始された。ビーム調整には、201 エネルギー、360 角度と非常に多くの組み合わせに対してスキヤニング照射で利用可能な高品質ビームが得られることが要求される。そこでビームコミッショニングは 26 エネルギー、16 角度に対する調整のみを行い、その間は B_p スケールまたは多項式による内挿を行う方法を採用した。内挿部分についても治療照射に要求される仕様を満たしていることを確認することができ、比較的短時間でビームコミッショニングを終えることができた。

回転ガントリーを導入することで照射角度の制約がなくなることから治療計画の柔軟性が向上し、治療適用範囲が拡大するとともに治療精度の向上も期待できるようになる。そのため粒子線治療施設に強く望まれる装置であるが、これまで炭素線用回転ガントリーはその磁気剛性の高さから装置が大型化し、これが普及を難しくしていた。今回の超伝導回転ガントリーの開発により装置の小型化を実現できたことから、今後は炭素線施設においても回転ガントリーの普及が期待される。

参考文献

- [1] <http://www.nirs.qst.go.jp/rd/cpt/index.html>
- [2] K. Noda *et al.*, “New Accelerator Facility for Carbon-Ion Cancer-Therapy”, *J. Radi. Res.*, 48 (2007) A43-54.
- [3] T. Furukawa *et al.*, “Performance of the NIRS fast scanning system for heavy-ion therapy”, *Med. Phys.* 37 (11), 5672.
- [4] Y. Iwata *et al.*, “Development of Curved Combined-Function Superconducting Magnets for a Heavy-Ion Rotating Gantry”, *IEEE Trans. Appl. Supercond.*, 24, 2004, 4400505.
- [5] T. Fujimoto *et al.*, “Emittance matching of a slow extracted beam for a rotating gantry”, *Nucl. Instrum. and Meth. in Phys. Res. B*, 2017, in press.