

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

BEAM COMMISSIONING OF SUPERCONDUCTING ROTATING-GANTRY FOR CARBON RADIOTHERAPY

松葉俊哉^{#A)}, 岩田佳之^{A)}, 野田耕司^{A)}, 白井敏之^{A)}, 藤田敬^{A)}, 佐藤眞二^{A)}, 古川卓司^{A)}, 原洋介^{A)},
水島康太^{A)}, 皿谷有一^{A)}, 丹正亮平^{A)}, 森慎一郎^{A)}, 藤本哲也^{B)}, 荻津透^{C)}, 雨宮 尚之^{D)}, 鈴木伸司^{E)},
折笠朝文^{F)}, 高山茂貴^{F)}, 長本義史^{F)}, 松田晋弥^{F)}

Shunya Matsuba^{#A)}, Yoshiyuki Iwata^{A)}, Koji Noda^{A)}, Toshiyuki Shirai^{A)}, Takashi Fujita^{A)}, Shinji Sato^{A)},
Takuji Furukawa^{A)}, Yosuke Hara^{A)}, Kota Mizushima^{A)}, Yuichi Saraya^{A)}, Ryohei Tansho^{A)}, Shinichiro Mori^{A)},
Tetsuya Fujimoto^{B)}, Toru Ogitsu^{C)}, Naoyuki Amemiya^{D)}, Shinji Suzuki^{E)},
Tomofumi Orikasa^{F)}, Shigeki Takayama^{F)}, Yoshifumi Nagamoto^{F)}, Shinya Matsuda^{F)}

^{A)}National Institute of Radiological Sciences

^{B)}Accelerator Engineering Corporation

^{C)}High Energy Accelerator Research Organization

^{D)}Department of Electrical Engineering, Kyoto University

^{E)}Tsukuba University

^{F)}TOSHIBA Corporation

Abstract

In National Institute of Radiological Science, a superconducting rotating-gantry for heavy-ion radiotherapy was constructed at September 2015. By using the gantry, the tumor can be irradiated from arbitrary direction of over ± 180 degree, and more sophisticated treatment will be realized. After construction, beam commissioning was started to achieve the beam parameter required for radiotherapy. As a result, beam was transported with acceptable beam size and shape, in energy range of between 430-56 MeV and gantry rotation of 0-360 degree with adequate steps. In this paper, we report the details of beam commissioning.

1. はじめに

2015年9月に放射線医学総合研究所では重粒子線超伝導回転ガントリーが建設された^[1]。ガントリーを使用することで ± 180 度の任意の方向から重粒子線が照射できるようになるため、これまでの固定ポートによる照射に比べて高精度な治療が可能となる。ビームコミッショニングの目標は治療に使用される運転パラメータを作成することであり、形状やビームサイズ等の目標値があらかじめ決められている。ガントリーはビームエネルギーによって人体侵入深さを変化させるため、核子あたり430-56 MeVのエネルギー範囲で必要な条件を満たす必要があり、さらにはガントリーを0-360度回転させても変化が許容範囲内に収まっている必要がある。本発表では超伝導回転ガントリービームコミッショニングの詳細について報告する。

2. ビームラインの概要

Fig. 1 に超伝導ガントリービームラインの概略図、Fig. 2 にビームラインのレイアウトを示す。10 台の超伝導電磁石、スキャンング電磁石、スクリーンモニタ、ステアリングが円筒構造体に固定されている。超伝導磁石は2極と4極を独立に励磁可能な機能結合型とすることで小型化

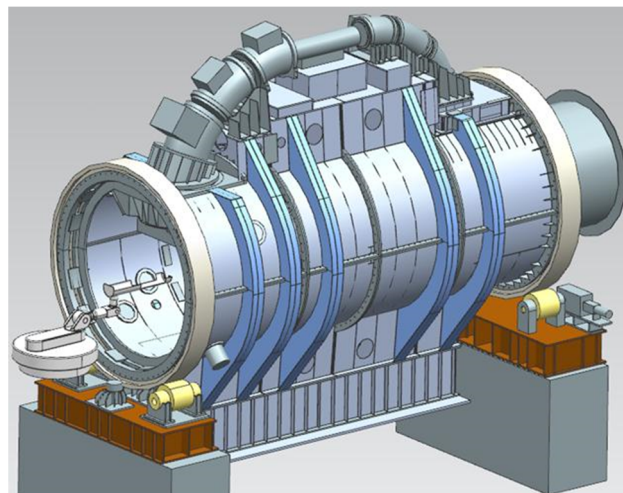


Figure 1: Schematic drawing of the superconducting rotating gantry.

が図られている。垂直上方からビーム照射する状態がガントリーの基本姿勢であり、この時を角度0度と定義している。

Fig. 3 にガントリーのベータ関数及び、ディスパージョン関数を示す。これはアイソセンターでビームサイズを最も絞ったときのものである。ビームサイズを大きくすることもオプティクスを変更することで対応できる。光学関数のマッチングにはBM01-06までの6台の4極が使われ、ベータ関数、ディスパージョン関数、フェーズ

[#] Present address: Hiroshima university

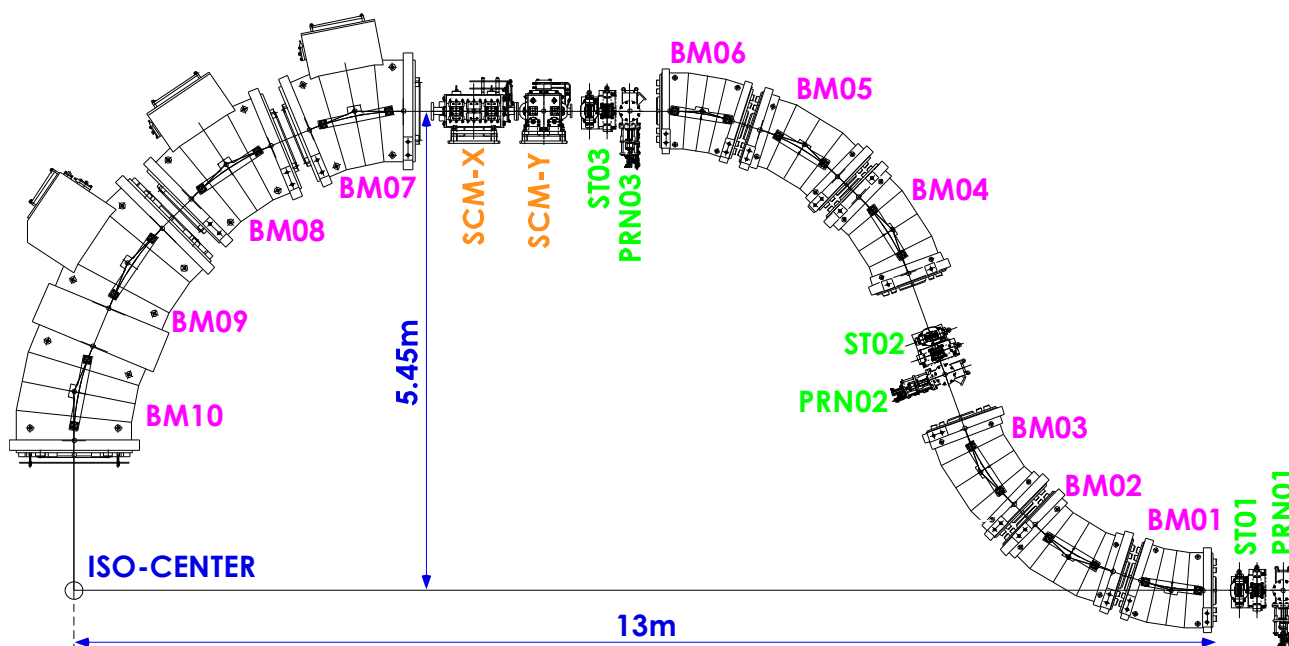


Figure 2: Layout of the superconducting rotating-gantry beamline. The PRN 01-03 are screen monitors, ST01-03 are pairs of steering magnets, BM01-10 are superconducting magnets and SCM-X, Y are a pair of scanning magnets.

アドバンスの X, Y をそれぞれ合わせている。入口のベータ関数は 30 m になっておりアイソセンターでは 1 m に絞られる。BM07-08 には 4 極コイルが無く、BM09-10 の 4 極は照射野の成形に使われる。シンクロトロンから取り出されたビームはエミッタンスが X と Y で異なっているのでこのままでは回転とともにビームサイズが変化してしまうが、トランスポートの途中に散乱体を入れて、エミッタンス整合を行っている^{[3][4]}。その他の取り出しビームの初期条件の変化は、ガントリー入口の光学関数がすべてのエネルギーにおいて同一になるように途中のビームトランスポートで吸収されている。

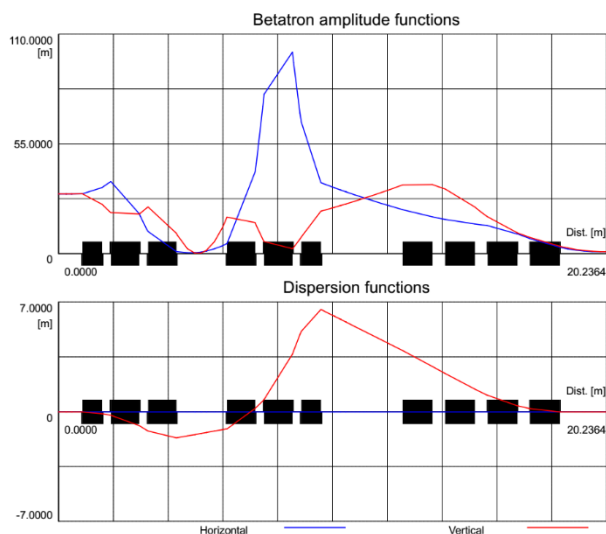


Figure 3: Beta functions and dispersion functions of the superconducting rotating-gantry.

3. ビームコミッショニング

治療に必要とされるビーム形状は円形であり、当初のビームサイズの目標は 430-56 MeV で直径が 0.7-2.9 mm 程度であり、許容範囲は $\pm 10\%$ 以下である。ガントリーを回転させた場合は自重で構造物が歪むことでビーム軌道に誤差が出てくるため、角度ごとに補正が必要である。手始めに 430 MeV でビーム軸やビーム形状のガントリー回転角度依存性の確認といった手順によって主要なパラメータを決定した。その後、ガントリー回転や全エネルギー範囲でのビーム形状を確認、調整を行った。各電磁石は組み込む前に磁場測定がなされており^[2]、その結果をもとに 4 極 K 値、2 極 BL 積を電磁石電流に換算している。

3.1 全体調整

まず 430 MeV でアイソセンターのスポット形状を見て計算と合うような条件を見つけることが課題であったが、試行錯誤の結果、漏れ磁場のパラメータ、FINT を変えることで上手く調整された。具体的にはマッチングにおいて FINT の異なる条件で 4 極 K 値を計算し水平方向、垂直方向のサイズが計算と合う条件を探した。Fig.4 にビームサイズの FINT 依存性を示す。超伝導磁石のギャップはコイル巻き半径として定義している。磁場計算、測定から求まる値とは異なってきているが、磁石製造誤差や磁場測定の誤差、軌道長の変化に伴う GL 積の変化等のパラメータが FINT に吸収されているようである。2 極電磁石中に発生してしまった 4 極成分^[2]は、あらかじめマッチング条件に取り込んでおくことでおおむね計算と一致した。

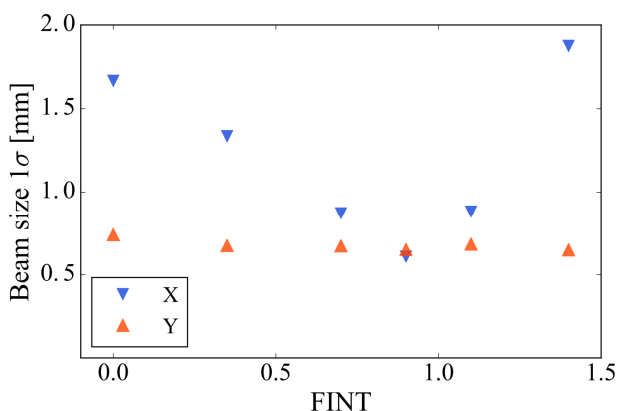


Figure 4: Horizontal and vertical beam sizes on Iso-center as a function of FINT value.

3.2 ガントリー回転に対するビームサイズ変動

まずはビーム軌道だけ中心を通るように補正してビームサイズのガントリー角度に対する依存性を測定した。Fig.5 にその結果を示すとおり、ビームサイズのガントリー角度依存性が見られる。エミッタンス整合や磁場均一度の評価を考慮するとガントリー回転に依存するビームサイズの変動は大きくない予定であったが、回転による軌道の変化によって磁石を通過する距離が変わりGL積に影響したものと考えている。この変動についてはBM05, BM04の4極電磁石を角度ごとに最大1%程度変えることでこの変動を抑制した。Fig.6 にビームサイズとその時のビームスポットを示す。この結果は目標の範囲内に収まっている。

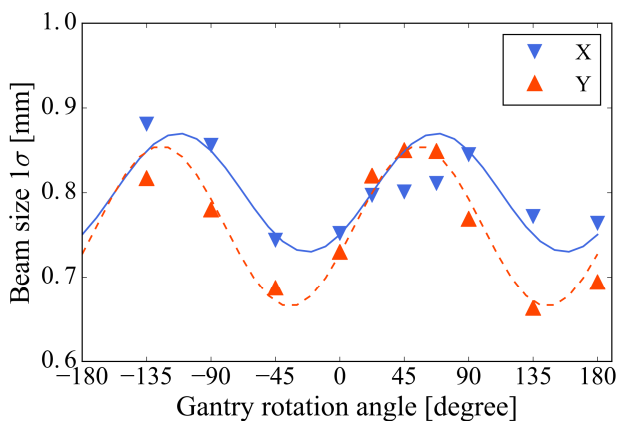


Figure 5: Beam sizes of Iso-center as a functions of the gantry rotation angle.

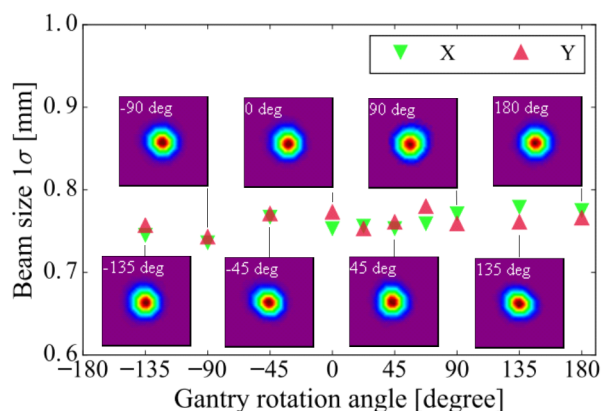


Figure 6: Beam sizes and shapes of Iso-center as a functions of the gantry rotation angle after adjusting.

3.3 低エネルギーにおけるビームサイズ

治療で供給される430-56 MeV/uのビームエネルギーは202段ステップに分かれており、このうち8段ごとにビームサイズの確認、調整を行った。超伝導磁石電流値は基本的に調整で得られた8段ごとのパラメータをBpでスケールしたものをを用いているが、これまで同様に4極電磁石を変える必要があった。Fig.7にビームサイズのエネルギー依存性を示す。ビームサイズはほぼ目標値に収めることが可能であった。次にエネルギーステップ48段おきとなる、364, 292, 208, 89 MeVの4エネルギーにおいてガントリー角度をおおよそ22.5度ステップで変えてビームサイズの確認と変動抑制を行った。ビームサイズの変化率は12%, 14%, 9%, 7%となり、20%には多少余裕があった。

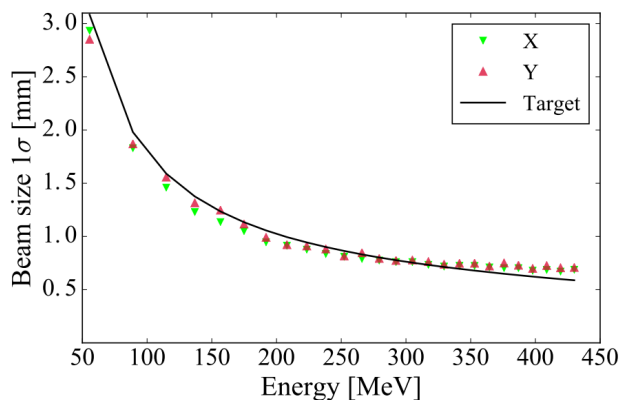


Figure 7: Beam sizes as a functions of the beam energy after adjusting.

4. まとめ

超伝導回転ガントリーの建設が完了し、ビームコミッションングを行っている。超伝導磁石のクエンチといったマシントラブルもそれほど多くなくおおむね順調に推移した。その結果ビームの調整法が確立され、アイソセンターでのビーム形状やサイズはエネルギーやガントリー角度の変化に際しても目標の範囲内に収めることができている。現在はアイソセンターにて異なるビームサイズを得るための調整

や、治療を目指してスキャニング照射装置のコミッ
ショニングが行われている^[5]。

参考文献

- [1] Y. Iwata *et al.*, “Development of a superconducting rotating-gantry for carbon radiotherapy”, proceedings of the 13th Annual Meeting of PASJ, Chiba, 2016, WEOL13.
- [2] S. Matsuba *et al.*, “Status of superconducting magnets for a heavy-ion rotating gantry”, Proceedings of the 12th Annual Meeting of PASJ, Fukui, 2015, pp. 1189-1192.
- [3] Y. Iwata *et al.*, “Matching of horizontal and vertical emittances using a thin scatterer”, Proceedings of the 11th Annual Meeting of PASJ, Aomori, 2014, pp. 1390-1393.
- [4] T. Fujimoto *et al.*, “Emittance matching of a slow extracted beam by the scatterer method”, proceedings of the 13th Annual Meeting of PASJ, Chiba, 2016, MOP102.
- [5] T. Furukawa *et al.*, “Commissioning of scanning system on rotating gantry at NIRS-HIMAC” proceedings of the 13th Annual Meeting of PASJ, Chiba, 2016, MOP125.