

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

BEAM POSITION ALIGNMENT AND ITS VERIFICATION FOR ROTATING-GANTRY

皿谷有一^{#, A)}, 古川卓司^{A)}, 原洋介^{A)}, 水島康太^{A)}, 早乙女直也^{A)}, 丹正亮平^{A)},
岩田佳之^{A)}, 白井敏之^{A)}, 野田耕司^{A)}

Yuichi Saraya^{#, A)}, Takuji Furukawa^{A)}, Yousuke Hara^{A)}, Kota Mizushima^{A)}, Naoya Saotome^{A)}, Ryohei Tansho^{A)},
Yoshiyuki Iwata^{A)}, Toshiyuki Shirai^{A)}, Koji Noda^{A)}

^{A)}National Institutes for Quantum and Radiological Science and Technology

Abstract

Control of the beam position is important for three-dimensional pencil-beam scanning. In the rotating-gantry, the beam alignment with each gantry angle is required for delivering high-stabilized beam. We have developed a simple procedure for the beam alignment to shorten the adjustment time. Firstly, beamline tuning is performed with steering magnets and beam profile monitors in the beam transport line. After the beamline tuning, the misalignment between the beam position and reference point in the treatment room is checked by the beam alignment verification system, which consists of the beam profile monitor and an acrylic phantom. If the beam position deviates from the reference point, the correction kick angle of steering magnet is calculated from the deviation of beam position at reference point. This adjustment is performed for the beam with different 201 energies at some gantry angles, the setting of the steering magnet current is interpolated at the different gantry angles. Finally, the beam alignment with the interpolated magnet's current is confirmed. In this report, we will report the result of our beam alignment method in the gantry at NIRS.

1. 背景

放医研では重粒子線治療の高度化を目指した研究開発が行われており、2015年までに三次元スキャニング照射装置を備えた超伝導回転ガントリーの整備が実施され、その後ビームコミッショニングが行われた[1, 2]。

三次元スキャニング照射法では、ビームが通過する物質が少なく、散乱によるビームサイズの広がりが少ない。そのため複雑な形状の腫瘍に対して線量分布を高精度に与えることができる[3]。このような三次元スキャニング照射法では、ビームサイズやビームの位置を高精度に制御することが重要であり、輸送ラインの光学系の最適化やビームの位置を治療室の基準位置(アイソセンター)に合わせる必要がある。回転ガントリーでは、アイソセンターにおけるビーム性状をガントリー回転角に依らず一定とするための光学系の最適化や、回転角毎のビームの位置合わせが行われる。ビームの位置合わせでは、20角度以上の調整が必要であるため、調整時間の短縮化を目指した調整手法の開発を行い、ビームコミッショニングにおいてビームの位置合わせを行った。ビームのサイズや位置の検証に加え、回転角毎の照射線量や線量分布の検証を実施した後に、2017年5月より回転ガントリーによる治療を開始している。

2. 超伝導回転ガントリーの概要

放医研の超伝導回転ガントリーのレイアウトをFig. 1の上図に示す。ビーム輸送ラインは10台の超伝導電磁石と1対のスキャニング電磁石、3対のス

テアリング電磁石及び、ビームプロファイルモニタ(SCN: 蛍光膜 + CCDカメラ)で構成されている。これらの構成機器を、円筒形状の回転構造体に搭載し、構造体全体を回転することで $\pm 180^\circ$ の任意の方向からの照射が可能である。Figure 1の下図に回転ガントリーの写真を示す。超伝導電磁石による高磁場化に加え、二極・四極磁場を同時発生かつ、独立励磁可能な機能結合型電磁石を採用することで、全長14m(両端のエンドリング間隔)、ビーム軌道半径5.45m、重量約300tと大幅な小型・軽量化を実現している[4]。

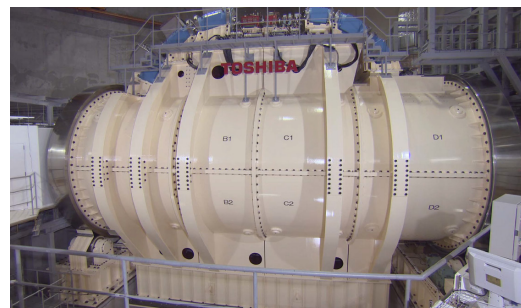
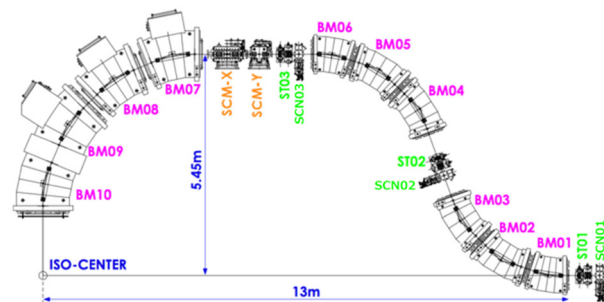
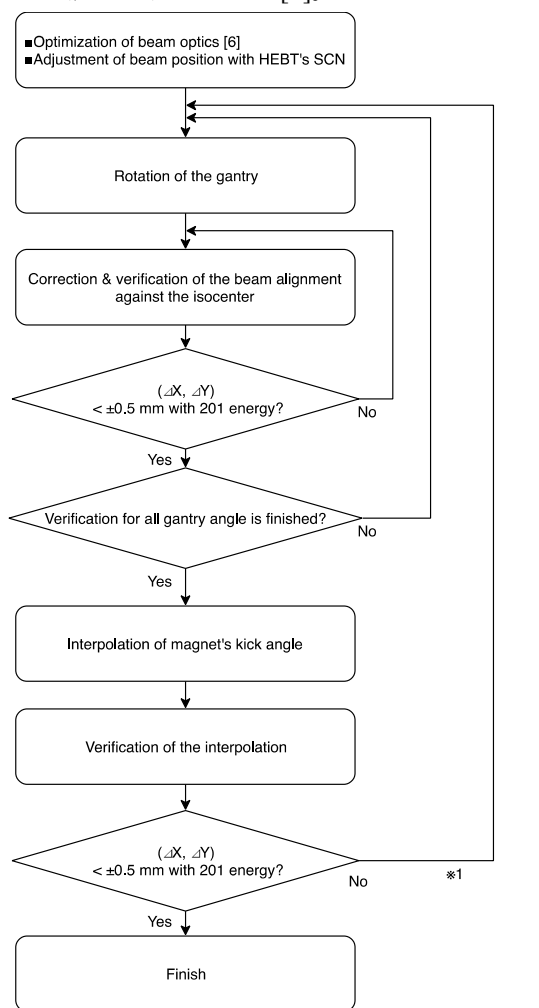


Figure 1: Layout and picture of SC gantry at NIRS[4].

[#]saraya.yuichi@qst.go.jp

回転ガントリーの光学設計ではあらゆる方向からの照射において、アイソセンターにおけるビーム性状（光学パラメータ）を一定にする必要がある。そのため放医研では、輸送ライン中のエミッタンス整合装置にて水平・垂直エミッタンスを等しくする。加えて、エミッタンス整合装置より下流の四極電磁石により、ガントリー輸送ライン入口におけるツイスパラメータが XY 対称となるよう、光学系の最適化を行う。これによりガントリーの回転に依存せず、XY 対称なビームをアイソセンターに輸送することができる[5]。また、ガントリー輸送ラインは、独立励磁可能な 8 台の超伝導四極電磁石により、アイソセンターにおけるビームサイズ要求を満たしつつ、運動量に依存しない光学系(Doubly achromatic)になるよう最適化が行われている。超伝導四極電磁石の K 値は、ガントリーの回転角やエネルギーに依存せずほぼ一定であり、ガントリー入口の光学パラメータの最適化によって、アイソセンターにおけるビームサイズの調整を行っている[6]。



*1: Correction of the beam alignment to achieve the deviation within ± 0.2 mm at some gantry angles. This correction wasn't performed in our commissioning.

Figure 2: Flow chart of beam alignment method for rotating gantry.

3. ビームアライメント手法

Figure 2 に本手法のフローを示す。まず先述の輸送ラインの光学系の最適化が行われ、エミッタンス整合装置やガントリー入口、アイソセンターにおける光学パラメータの検証が行われる。このような最適化は 8 種類の角度で行われる。次に、輸送ライン上に複数台 (~10 台) 設置された SCN において、ビームの位置合わせが行われる。このような位置合わせについても、8 種類の角度で行われ、電磁石電流値の内挿が行われる[7]。次に、201 エネルギーにおいてアイソセンターとビーム位置のずれの検証が行われる。ガントリー輸送ライン上のステアリング電磁石を使用し、全てのエネルギーにおいてビーム位置のずれが ± 0.5 mm 以内になるよう位置合わせが行われる。

これまで、アイソセンターにおける位置のずれが ± 0.5 mm を超えていた場合、輸送ライン上の SCN の中心に合うよう位置合わせを行ってきたが、補正の精度や SCN のアライメント精度などの影響により、複数回位置合わせを行う場合があり、位置合わせに長い時間を要した。そのため本手法では、アイソセンターとビーム位置のずれから、ステアリング電磁石の補正電流値の計算を行う。これまで補正と確認を複数回行ってきたが、本手法により、ほぼ一度の補正で許容値内にビーム位置を合わせることができるようになり、大幅な調整時間の短縮化を実現できた。このような位置合わせを、複数のガントリー角度 (15° 間隔) で行い、ステアリング電磁石の電流値の内挿を行うことで、1° 間隔の設定電流値の導出を行う。このような手法はこれまで固定ビームラインにおいて開発してきた手法を応用したものである[8]。

アイソセンターとビームの位置のずれの検証は、アイソセンターに設置された円筒形の亚克力ファントムと、照射ポートに取り付けられたビームプロファイルモニター(蛍光膜+CCD カメラ)によって行

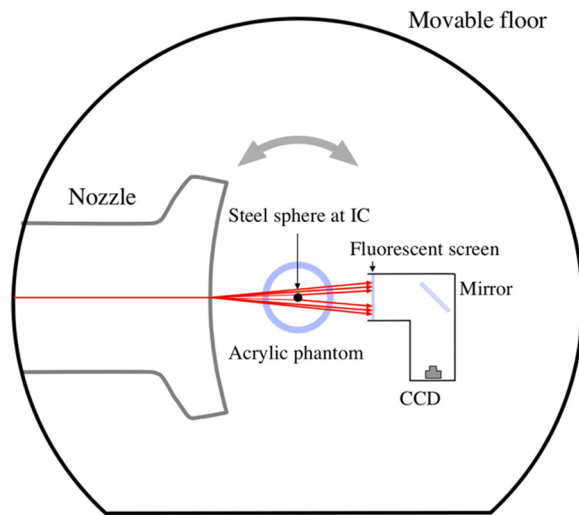


Figure 3: Configuration of the beam alignment verification system for rotating gantry.

われる。アクリルファントム内に配置された金属球を通過することにより生じるビームの影とビームプロファイルの重心位置の差を、下流のスクリーンモニタシステムにて測定する。Figure 3 に本測定システムのセットアップを示す。この測定システムは $\pm 180^\circ$ の任意の方向で測定可能である。アクリルファントムは治療室の床から支持されており、ガントリーを回転させた際の位置誤差や、構造体の経年変化に伴う誤差などの検証が可能である。

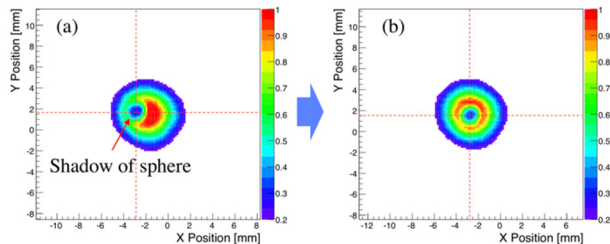


Figure 4: Beam spot image before (a) and after (b) beamline tuning.

4. 測定結果

Figure 4 に本手法適用前後の 200 MeV/u のビームプロファイルを示す。回転角度： 90° において、先述の測定システムにより得られたビームプロファイ

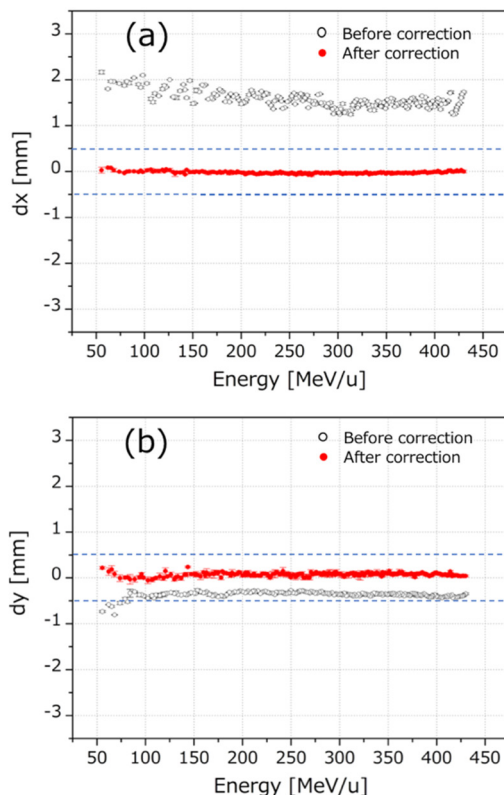


Figure 5: Measurement results of the beam misalignment. Horizontal (a) and vertical (b) misalignment with 201 energies before and after correction.

ルを示している。Figure 4(a)は補正前のビームプロファイルであり、Fig. 4(b) が補正後のビームプロファイルである。Figure 4(a)では球の影とビームの位置がずれているが、補正によりビームの中心と、球の影が合っていることがわかる。

このような位置合わせを 201 エネルギーにおいて行った結果を Fig. 5 に示す。測定は回転角度： 90° で行った。横軸はビームのエネルギーを表しており、縦軸はアイソセンターとビーム重心位置との差を表している。Figure 5 (a) が水平方向の補正前後のビーム位置のずれを表しており、Figure 5 (b) が垂直方向のビーム位置のずれを表している。本手法を適用することで、全てのエネルギーにおいて、XY 共に ± 0.5 mm の許容値内に、ビーム位置を合わせることができた。このような位置合わせを 15° 毎に 25 種類の角度で行い、測定角度間のステアリング電磁石補正量の内挿を行った。内挿によってステアリング電磁石の設定電流値を求めたガントリー角度においても、XY 共に ± 0.5 mm の許容値を満たすことを確認した。

アイソセンターに対するビームの位置合わせが行われた後に、照射角度の回転精度の検証が行われる。回転精度の検証はスターショットと呼ばれる手法によって行われる。このスターショットを簡便に実施できる測定装置として、放医研において、デジタルスターショット測定装置が開発された[9]。本測定においても、このデジタルスターショット測定装置を用いて回転精度の検証を行った。Figure 6 に測定結果の一例を示す。このような検証を行うことで、ビーム軸の交点が直径 1 mm の円に収まることを確認した。

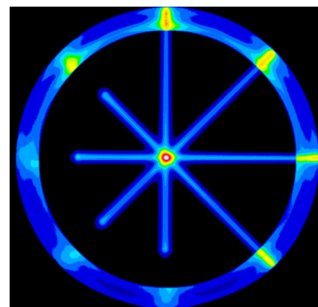


Figure 6: Verification of the radiation isocenter using digital star shot device.

5. まとめ

回転ガントリーにおけるビーム位置合わせのための調整手法を開発した。25 種類の角度で、201 エネルギーのビーム位置の測定と補正を行い、ステアリング電磁石の補正量の内挿を行うことで $\pm 180^\circ$ の照射角度において、ビーム位置のずれが ± 0.5 mm の許容値に収まることを確認した。またデジタルスターショット装置を使用し、回転精度の検証を行った。

参考文献

- [1] T. Furukawa *et al.*, Nucl. Instr. And Meth. B406(2017) 361-367.
- [2] Y. Iwata *et al.*, Nucl. Instr. And Meth. A834(2016) 71-80.
- [3] T. Furukawa *et al.*, Phys. Med. Biol. 34, 1185 (2007).
- [4] Y. Iwata *et al.*, Phys. Rev. ST Accel. Beams, 15, 044701, 2012.
- [5] T. Furukawa *et al.*, Nucl. Instr. And Meth. A565(2006) 430-438.
- [6] T. Fujimoto *et al.*, in Proc. Of the 14th Particle Accelerator Meeting in Japan, Sapporo, Aug. 1-3, 2017, WEP032.
- [7] M. Galonska *et al.*, in Proceedings of IPAC2011, 2017.
- [8] Y. Saraya *et al.*, J. Korean Phys. Soc. 69 (2016) 948-952.
- [9] N. Saotome *et al.*, Nucl. Inst. And Meth. B406(2017) 356-360.