

重粒子線治療用小型回転ガントリーの多角度ビーム調整

MULTIPLE GANTRY ANGLE BEAM PARAMETER OPTIMIZATION OF A COMPACT ROTATING GANTRY FOR CARBON ION RADIOTHERAPY

想田光^{#,A)}, 金井貴幸^{B)}, イ ソンヒ ヨン^{A)}, 宮坂友侑也^{A)}, 柴宏博^{A)}, 石澤美優^{A)}, 小野拓也^{A)}, 岩井岳夫^{A)}, 李潤起^{C)}, 澤村駿^{C)}, 永井恭平^{C)}, 菅藤洋平^{C)}, 盛道太郎^{C)}, 佐藤亜都紗^{C)}, 田口貴之^{C)}, 大内章央^{C)}, 勝間田匡^{C)}, 佐藤啓^{A)}, 土谷順彦^{A)}, 上野義之^{A)}, 根本建二^{A)}

Hikaru Souda^{#,A)}, Takayuki Kanai^{B)}, Sung Hyun Lee^{B)}, Yuya Miyasaka^{A)}, Hongbo Chai^{A)}, Miyu Ishizawa^{A)}, Takuya Ono^{A)}, Takeo Iwai^{A)}, Junki Lee^{C)}, Shun Sawamura^{C)}, Kyohei Nagai^{C)}, Yohei Kanto^{C)}, Michitaro Sei^{C)}, Azusa Sato^{C)}, Takayuki Taguchi^{C)}, Fumihisa Ouchi^{C)}, Masashi Katsumata^{C)}, Hiraku Sato^{A)}, Norihiko Tsuchiya^{A)}, Yoshiyuki Ueno^{A)}, Kenji Nemoto^{A)}

^{A)} Yamagata University

^{B)} Tokyo Women's Medical University

^{C)} Accelerator Engineering Corporation

Abstract

Multiple angle beam parameter optimization was carried out in a rotating gantry irradiation system of East Japan Heavy Ion Center, Faculty of Medicine, Yamagata University. Beam position was corrected within a tolerance of 1 mm sequentially for 2 angles, 7 angles, 12 angles, and 24 angles. An automation tool with a function to interpolate measured position deviation from 143 energies to 600 energies. With this tool the time for correction sequence is reduced drastically from 40 minutes to 10 minutes, which realized a effective parameter optimization for many numbers of gantry angles.

1. はじめに

山形大学医学部東日本重粒子センター(EJHC)は、山形大学医学部附属病院に設置された国内7施設目の重粒子線治療施設である[1]。施設の特徴は、世界最小となる45×45 mの建屋に、小型化された超伝導回転ガントリーを備えていることであり、治療室は水平ポートのみで主に前立腺の照射を行う固定照射室と、複数角度から様々な部位の照射を行うガントリー照射室の2室である。加速器は10GHz ECR イオン源、4MeV RFQ+IH-DTL 線形加速器、最大430 MeV/uのシンクロトロンである。

ガントリーは制御としては1度刻みでの運用が可能となっているが、治療に使用するためには、治療で用いる55.6 ~ 430 MeV/uの600種類のエネルギーについて照射中心でのビーム位置が±1 mm以内であり、かつビームサイズが線量計算に用いる基準値から±30%以内でなければならない。しかし、200 tを超える自重による変形があり、また測定・補正要素に限りがあることから、現段階では角度毎にビーム位置・ビームサイズの個別調整を行わねばならない。さらにエネルギーも600段階あるため、1度ずつ全ての角度を調整することは現実的に不可能である。

EJHCでは固定照射室での治療台回転や垂直ポート照射ができないため、頭頸部や体幹部の複雑な標的を照射するにはガントリーが必要であり、可能な限り早期に治療供給を行うことが求められた。そのため、安全性を確保しつつ早期に治療を開始するため、臨床に使用する

る角度に優先順位をつけて段階的に角度を開放していく方針をとった。

2. 回転ガントリーの特性と調整方針

超伝導回転ガントリーの模式図をFig. 1に示す。QST病院に設置された世界初の超伝導回転ガントリー[2]から更に小型化を進め、スキャニング電磁石を最終偏向より下流に配置することですべての偏向磁石の口径を小さくし高い磁場で偏向できるようになった。ガントリーは6台の機能結合型偏向電磁石で構成され、偏向磁場は約3.5 Tである[3]。また四重極成分は1台あたり2分割されており計12台での調整が可能である。この超伝導電磁石の間にスクリーンモニターおよびXYステアリングを配置している。

当初計画では、回転式散乱体を用いたエミッタンス補償装置[4]により取り合い点でのXYエミッタンスを対称化し回転時のサイズ変動を抑えて角度依存性を小さくし、600エネルギーへの展開はいくつかの代表エネルギーでの調整結果をもとに補間でいう方針であった。

しかし、実際に調整を進めると以下のような制約が顕在化し、結果として角度ごとにある程度の手動調整が必要となった。

- 共通ラインおよびガントリー内での軌道・サイズ調整が厳しく、角度ごとやエネルギーごとにQM電流が異なる
- 機能結合型超伝導磁石であるため、ガントリー偏向方向の軌道変位によって集束力が変化する
- 最終偏向後にスクリーンモニターがなく軸出しが困難
これらは小型化を追求した上で避けられない問題でもあった。最終的に、装置メーカーでサイズ調整と軸調整

[#] souda@med.id.yamagata-u.ac.jp

を行い、ユーザー側で治療開始前に使用する角度のサイズ確認と最終軸調整を行う方針とした。

ビーム軸調整は、X 方向(ガントリー偏向方向)には超伝導偏向磁石 SBM05,06 を、Y 方向(ガントリー偏向と直交する方向)にはステアリング電磁石 STV02,03 を用いて、スキャニング磁石入口でのビーム位置を保つよう一定の比率で変化させ、照射中心でのビーム位置を調整した。照射系では数スポット以内で位置モニタの目標位置にビームを動かすスポット内ビーム位置フィードバックを備えているため、フィードバック後のビーム位置が中心に来るようにした。

ビーム位置は X 線で撮影し 3 次元的な照射中心に対して誤差 0.5 mm 以内で設置した鉄球にビームを照射し、蛍光膜と CCD カメラでビーム中心と鉄球中心とのずれを測定した。

ビームサイズ調整は、照射中心でのサイズはユーザー側での調整はほぼ要しなかったものの、位置モニタでのビームサイズが過大または過小になることによるインターロックが起きないようにするために調整を行った。

サイズ調整はガントリー下流部の SQM を調整することにより行った。

SQM 調整によるベータatron位相差の変化によって、照射中心でのスピル内ドリフト量や 2 次元均一照射平坦度が悪化しないことを確認してから治療に適用した。

3. 調整結果

3.1 第 1 段階(2 角度、前立腺照射用)

まずはガントリーを安全に使用開始するため、すでに固定照射室で治療計画、照射技術が確立している前立腺照射をガントリーで再現することを第一の目標とし、これに使用する 90, 270 の 2 角度の調整を行った。ビーム軸調整は Excel シートを用いた手作業ではあるが安定に実施できた。ただし、Fig. 2 に示す通り、270 度のビームサイズが調整完了時から4ヶ月の間に変動し基準値を超過してしまった。HEBT 途中の軌道を変えるとサイズが変化することがわかったため、メーカー側で再調整を行い 90 度に近い軌道を通すことで変動を抑えることができた。以上の調整及びビームサイズインターロックの整備を行い、2022 年 3 月 8 日よりガントリーでの治療照射を開始した。

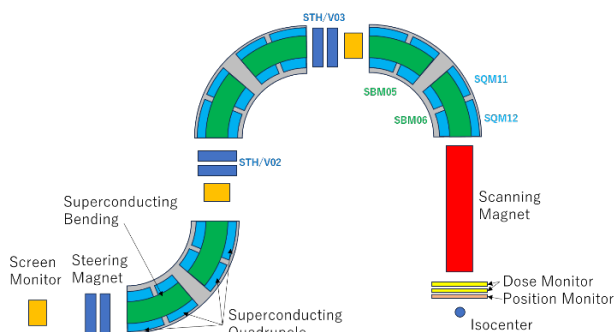


Figure 1: Schematic layout of rotating gantry.

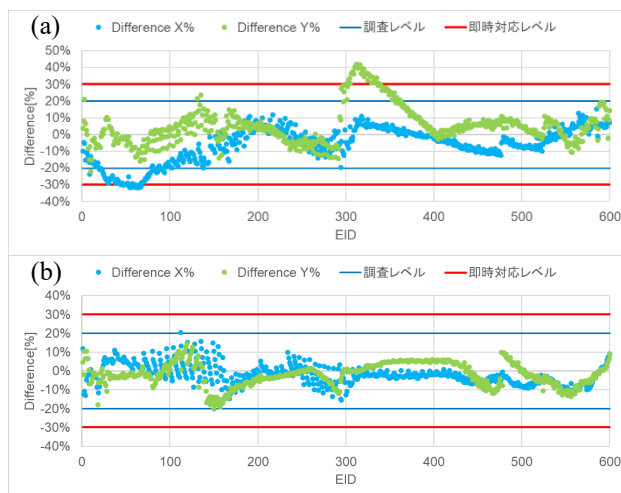


Figure 2: Beam size deviation observed on Jan. 2022 at the isocenter for gantry angle of 270 degree (a) before correction, (b) after correction.

3.2 第 2 段階(上部 7 角度、頭頸部照射)

次に、呼吸性移動がない頭頸部を対象として、上部 7 角度(270,300,330,0,30,60,90)の調整を行った(微調整は固定具で患者を傾けた)。多数角度の調整が必要となるため、調整作業を Python ツール化することで操作ミスなく調整できるようにした。Figure 3 にビーム軸調整後の照射中心でのビーム位置を示す。すべての条件で 1 mm 以内に調整できている。

頭頸部の照射では、これまでになかった小さい照射野や複数角度での治療計画となることがあり、粒子数の小さいスポットが連続するため高速に照射が進んでしまい位置補正が間に合わないことによる位置インターロックが発生したため、位置モニタでのフィードバック前ビーム位置調整を行って対応した。また、低エネルギー側で位置モニタでのビームサイズが異なるため適切なインターロックしきい値を探索し調整した。

以上の調整を行い、2022 年 5 月 17 日よりガントリーでの頭頸部の照射を開始した。

3.3 第 3 段階(12 角度、骨盤部照射)

骨盤部の治療においては仰向けに寝た状態での下方からの照射を行う必要があるため、治療台貫通による飛程補正が必要となる下方 5 角度の調整を行った。この段階から Fig.4 に示すようにビーム位置調整について測定を 5 段階飛ばしで行い、測定値を補間することで精度を保ちつつ調整に要する時間をおよそ 1/4 に短縮できるようになった。

下方 5 角度の軸調整を行い、2022 年 7 月 26 日より大腸がんの局所再発などの骨盤部への照射を開始した。

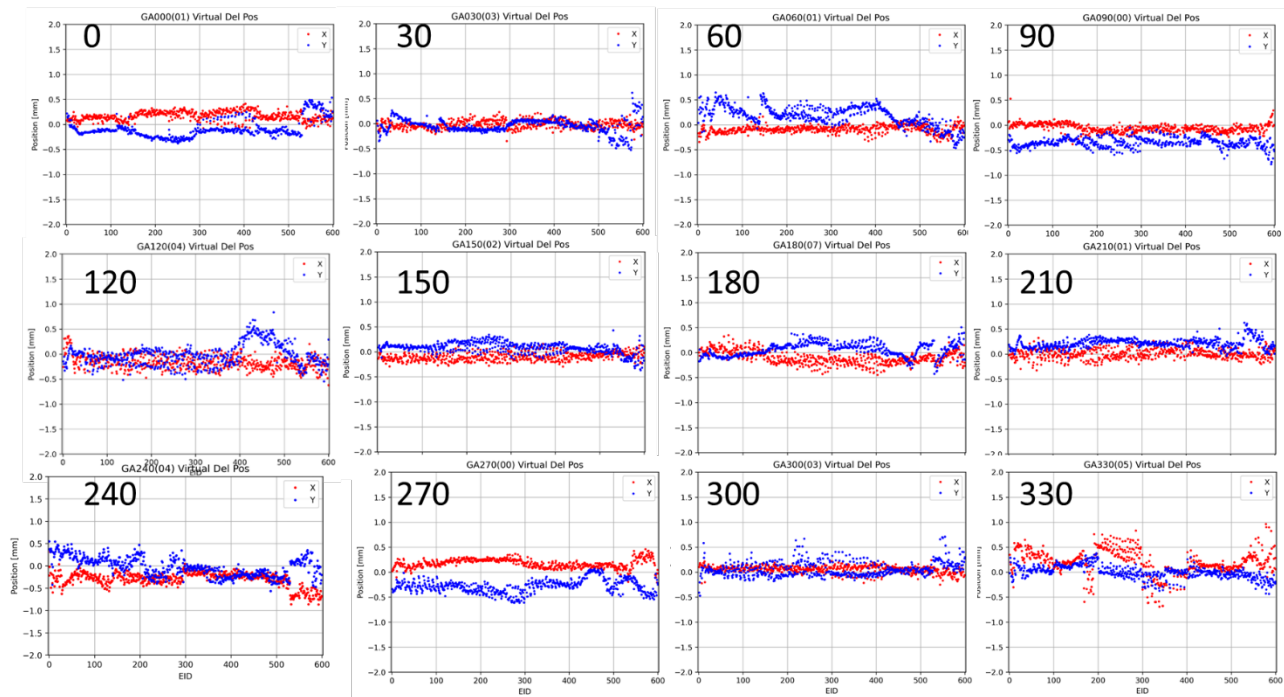


Figure 3: Beam position at the isocenter of rotating gantry after orbit correction for 12 gantry angles.

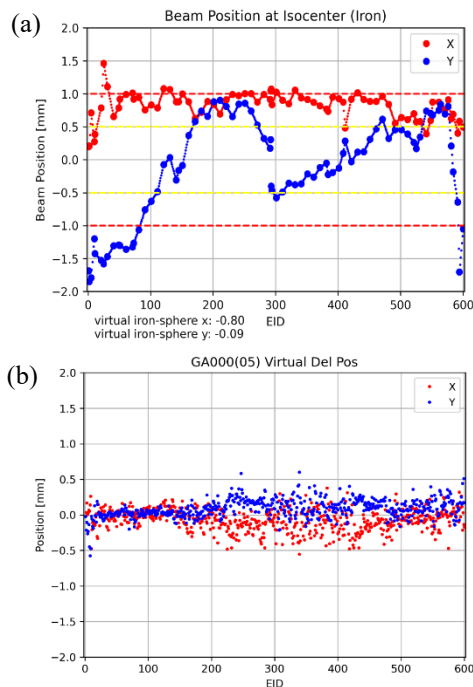


Figure 4: Result of beam position correction at the isocenter. (a) measurement before correction for 143 energies used for interpolation. (b) measurement after correction for 600 energies.

3.4 第4段階(12角度、呼吸同期照射)

肺・肝臓・脾臓など胸腹部の部位では、呼吸によって臓器が移動するため、標的の位置を体表面レーザー

センサまたはX線連続透視によって検知し、一定範囲に標的があるときまで出射ゲートをONとする呼吸同期照射を行う。スキャンング照射法を用いた呼吸同期照射では、スキャン中に標的が移動すると同じ位置を2重に照射したり照射されない部分ができたりするため、1回あたりの照射粒子数を減らし、同一エネルギー面の照射を複数回に分けて繰り返すリスキャンが必要となる。このとき、同一エネルギー面を6回高速に塗り直すため、1スポットあたりの粒子数が1/6となり高速な照射が行われるため位置フィードバックが追いつかなくなる事例が多発した。

これは初期位置のずれが大きいことに起因しており、実測Responseに基づき、STV02,03を1:3の比率で動かすことで照射中心での位置を保ったまま位置モニタ位置を調整する手法をとった。

これにより呼吸同期での高速照射に必要なビーム調整技術を確立し、2022年9月27日に肝臓の呼吸同期照射を開始し、全ての部位の治療が可能となった[5]。

3.5 第5段階(24角度、15度刻み運用)

次の段階として、15度刻みの角度を臨床上必要になった角度から順に調整を行った。サイズの調整については、QMの電流値は10度刻みの初期状態から補間で算出し、一部位置モニタでのビームサイズ調整を行った。ビーム位置は同様に補間したステアリングの値から5段階飛ばしでの高速ビーム位置調整を行い、1角度2時間程度で調整ができるようになった。また、初期調整段階から位置モニタでの初期ビーム位置が外れすぎないように調整を行うようにした。

2023年3月28日に15度刻みの24角度での照射が可能となった。それまでは標的に隣接する重要臓器を避けるために、患者の体を傾けて固定することが必要で

あったが、15 度ごとの照射が可能となったことでほとんどの症例では仰向けまたはうつ伏せの自然な体勢での照射が可能となり、患者の負担を大幅に軽減できるようになった。

4. まとめ

山形大学医学部東日本重粒子センターで、回転ガントリー治療装置で治療に用いる多角度のビーム調整を行った。照射中心でのビーム位置調整を行い、2 角度、7 角度、12 角度、24 角度と順次使用可能な角度を拡張した。調整においては、600 段のエネルギーのうち 143 段の測定値を補間する自動化ツールで補正を行うことにより精度を保ちつつ 1 回の補正を 10 分以内で行うことが可能になり、多数角度を効率的に調整できるようになった。

謝辞

回転ガントリー調整において、量子科学技術研究開発機構の白井敏之さん、岩田佳之さん、水島康太さんに数多くの有益な助言をいただきました。また、コミッションにおける各種測定およびセットアップにおいては、東芝エネルギーシステムズ株式会社の皆様および加速器エンジニアリング株式会社の装置運転員の皆様に多大なご協力をいただきました。

本研究の一部は科学研究費 21K07588 の支援を受けて行われました。

参考文献

- [1] 想田光 他, “山形大学医学部東日本重粒子センターの建設”, 加速器 17, 2020, pp.144-150.
- [2] Y. Iwata *et al.*, “Design of a superconducting rotating gantry for heavy-ion therapy”, Phys. Rev. ST-Accel. Beams 15, 2012, 044701, doi: 10.1103/PhysRevSTAB.15.044701
- [3] S. Takayama *et al.*, IEEE Trans. Appl. Supercond. 32, 2022, 4401204, doi: 10.1109/TASC.2022.3160973
- [4] Y. Iwata *et al.*, “Beam commissioning of a superconducting rotating-gantry for carbon-ion radiotherapy”, Nucl. Instrum. Meth. A834, 2016, 71–80, doi: 10.1016/j.nima.2016.07.050
- [5] 想田光 他, “重粒子線治療用回転ガントリー照射装置のコミッション”, 日本放射線腫瘍学会第 35 回学術大会, 2022, P32-1.