

量子メスに向けた高エネルギービーム輸送系及び回転ガントリーの光学設計 OPTICS DESIGN OF HIGH ENERGY BEAM TRANSPORT AND ROTATING-GANTRY FOR QUANTUM SCALPEL

阿部康志^{*A)}、岩田佳之^{A)}、水島康太^{A)}、浦田昌身^{A)}、野田悦夫^{A)}、白井敏之^{A)}、藤本哲也^{B)}
Yasushi Abe^{*A)}, Yoshiyuki Iwata^{A)}, Kota Mizushima^{A)}, Masami Urata^{A)}, Etsuo Noda^{A)}, Toshiyuki Shirai^{A)},
Tetsuya Fujimoto^{B)}

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

^{B)}Accelerator Engineering Corporation (AEC)

Abstract

A facility for heavy-ion radiotherapy is very large and the introduction cost is also high. National Institutes for Quantum and radiological Science and Technology (QST) has developing a next generation facility for heavy-ion radiotherapy, it is called quantum scalpel. The cost and size of devices are reduced by downsizing a synchrotron using superconducting technology and an injector using laser-accelerated technology. To realize the quantum scalpel, however, a short high-energy beam transport system (HEBT) and a compact superconducting rotating-gantry are needed as well. In this study, we designed the optics of HEBT and the rotating-gantry for quantum scalpel. Optical conditions at an isocenter must be matched for all beam energy used in heavy-ion therapy. We designed the optics of HEBT and the rotating-gantry in case of two energy conditions (430 MeV/u and 56 MeV/u), and device layout to reduce a footprint. We report results of the optics design of HEBT and the rotating-gantry for the quantum scalpel.

1. はじめに

放射線医学総合研究所 (NIRS) の HIMAC における炭素線がん治療は 1994 年に開始され、延べ 12000 人を超える患者の治療を行ってきた。これまでの治療実績により骨軟部や前立腺がんなどが保険適用となり、また治療期間の短縮化による生活の質 (QOL) の向上に貢献してきている。現在、重粒子線がん治療施設は国内外に拡がりつつあるが、普及型と呼ばれる加速器群の装置は専用の建屋を要してしまうため、設置可能な広大な敷地が必要となるとともに、コストも巨大なものとなり、さらなる普及の妨げとなってしまっている。量子科学技術研究開発機構 (QST) では、装置全体の小型化を目指すとともに、さらに高度な治療が可能な重粒子線治療装置「量子メス」(Fig. 1) の研究開発をスタートさせた。量子メスでは主にシンクロトロンを超伝導技術により小型化し [1]、レーザー駆動イオン加速技術 [2] を用いることで入射器を小型化することで、小型陽子線治療装置並みのサイズである 20 m × 10 m に収めることを目標としている。

現在、炭素線の治療に使用されているシンクロトロンのサイズは直径が約 20 m、周長で約 63 m あるが、超伝導を用いた小型シンクロトンでは直径は約 8 m、周長は約 28 m となり、面積比では 1/4 以下の大きさとなる計画である。このシンクロトロンの小型化に伴い、治療施設の敷地面積の縮小化を目指し、本研究では付随するビーム輸送系の縮小化について光学設計を行ったのでその成果について報告する。

2. ビーム輸送系の設計について

回転ガントリーを用いた粒子線治療においては、アイソセンターにおけるビームプロファイルがガントリー角度に依らず常に同じになることが求められる。そのため

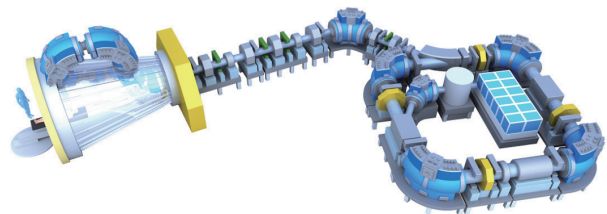


Figure 1: Schematic view of the quantum scalpel (5th generation). It consists of a laser-driven injector, a compact synchrotron and a rotating-gantry with superconducting magnets.

には回転ガントリーの入口部分において水平方向と垂直方向の光学的なパラメータを一致させる必要があり、水平方向と垂直方向の対称性を高エネルギービーム輸送系の光学系にて実現する必要がある。さらに回転ガントリーの光学設計と併せて、治療に要求されるビーム条件 (大きさ・形状・収束・発散など) が得られるように、各光学要素を設計しなければならない。本研究では光学的な条件だけでなく、装置面積の縮小化が重要であるため、実際の機器レイアウト検討についても並行して行い、より小面積の占有となるビーム輸送系の設計を行った。光学計算は治療で用いられる最大及び最小エネルギーに相当する 430 MeV/u と 56 MeV/u の 2 種類のエネルギーについて行った。磁石の磁場仕様は最大エネルギーにて決定することし、両エネルギーにおいて要求するパラメータが得られるように機器設計を行った。光学計算には MAD8 [3] 及び WinAgile [4] を用いて行った。

3. 高エネルギービーム輸送系の光学設計

高エネルギービーム輸送系 (HEBT) はシンクロトロンの取出し (セプタム電磁石) から回転ガントリーの入口

* abe.yasushi@qst.go.jp

までの輸送系を示す。粒子線治療施設において、HEBTは敷地面積を大きくする要因の一つとなってしまう。それは治療位置であるアイソセンターで要求されるビーム形状等を正確に調整しなければならず、調整用の機器数の増加や治療室の数に対応してビームライン数も増えることにより面積が肥大化する。さらに加速器の設置位置と治療室の位置、病院施設との位置関係にも左右されてしまうため、それぞれの関係性も踏まえて設計を進めなければ短縮化が難しいと考えられる。そのような中でHEBTの敷地面積を小さくするためには、光学条件に対して必要最低限の機器を設置することが望ましい。最近では回転ガントリーと併せて光学設計を行い、いくつかの光学パラメータについては治療に影響が出ない範囲で小さくするといったことによりビームラインの短縮化を図る例もある [5]。

本研究では治療高度化の観点からアイソセンターにおける光学条件については、回転ガントリーを用いることを前提とし、理想的な条件を満たすように設計することとした。まずHEBTにおいては、 $\beta_x = \beta_y = 18$, $\alpha_x = \alpha_y = 0$, $D_x = D_y = 0$, $D'_x = D'_y = 0$ の条件を満たすように機器を設置することとした。 β の大きさについてはこの限りではなく、回転ガントリーにおける調整の自由度に依存して調整することも可能であるが、今回はパラメータサーチの結果18mとすることとした。さらにシンクロトロンからの取出し時の角度がずれてしまいアイソセンターで位置のずれが生じることがあるが、これはシンクロトロンの取出し位置からアイソセンターへのフェイズアドバンス(μ_x)が $n \times \pi$ (n は整数)とすることで影響を無くすることが可能である。そのため、フェイズアドバンスについても光学条件に含めて検討することとした。また通常シンクロトロンにおいては、垂直方向のディスページョンとその勾配はともに0であるため、パラメータ数から求められる四重極電磁石(QM)については最低6台となる。さらに水平方向のディスページョンを0にするためには偏向電磁石(BM)が少なくとも1台が必要となる。HEBTの設計においては上記のパラメータを拘束条件として、各QMのパラメータを決定した。BMの仕様としては常伝導電磁石を用いることとし、曲率半径は既存の電磁石と同一の4.3mとし、最大中心磁場は1.54Tである。またQMについても常伝導電磁石とし、ボア半径は既存の電磁石と同一の31mm、最大磁場勾配は24.5T/mとした。こちらについては既存の電磁石より大きな値となっており、磁石構造の再設計が必要となるが、2Dモデル計算では実現可能な値である。

これらの条件を踏まえた光学計算により得られたベータファンクション及びディスページョンのエンベロップをFig. 2に示した。また56 MeV/u時にエミッタンスが最大となり、シミュレーションからおおよそ 1π mm mradと想定されるので、その時のビームサイズエンベロップをFig. 3に示した。このビームサイズからビームパイプや磁石の口径は30mm程度でも十分であることがわかった。BMについては、光学条件だけでなく、シンクロトロンの配置や想定される回転ガントリーの配置の都合上、2台用いることとした。これによりビームラインの長さは約14.8m程度(セプタム出口からは約13.5m)となり、従来のHEBTと比べ、占有面積を小さくすること

ができた。しかしながら、フェイズアドバンスについては水平・垂直において完全対称とはならず、回転ガントリー部分を含めて調整することとした。

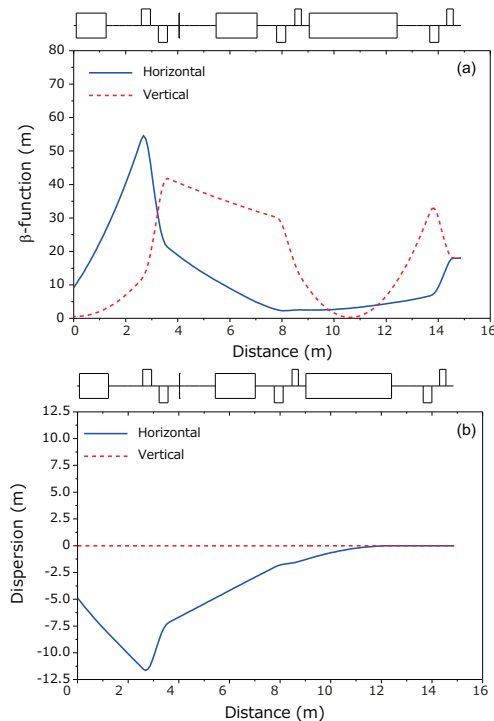


Figure 2: (a) Horizontal and vertical β -functions in case of 430 MeV/u. (b) Horizontal and vertical dispersion function in case of 430 MeV/u.

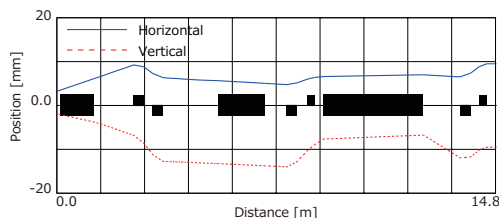


Figure 3: Horizontal and vertical beam envelopes. Vertical axis shows 2σ beam size. In the calculations, typical emittances (1σ) of 1π mm·mrad are assumed.

4. 回転ガントリーの光学設計

回転ガントリーは患者への負担が小さく、360度のあらゆる角度から照射が可能となる画期的なシステムである。重粒子線治療においては陽子線と比べると磁気剛性が大きいために、非常に巨大な装置となっていた [6]。2012年には放医研において機能結合型の超伝導電磁石を用いた回転ガントリーの開発に成功しており [7]、すでに回転ガントリーを用いた炭素線による治療運用も開始されている。さらに超伝導電磁石を用いた回転ガントリーの普及も進められており、国内では山形大学、国外では韓国の延世大学でも運用が予定されており、重粒子線治療における回転ガントリーを用いた治療はさらなる

普及が期待される。量子メスに向けた超伝導ガントリーシステムはさらなる小型化を目指し、さらなる普及への貢献が期待されている。

本研究において回転ガントリーに採用する電磁石は機能結合型の超伝導電磁石であり、90度の偏向電磁石(45度×2台)を3台組み合わせる形とし、コスト削減を目指している。電磁石及び回転ガントリーのサイズに関しては最大磁場に依存して小さくすることが可能であるが、現状ではシンクロトロン仕様に合わせて中心磁場は3.5 Tとした。Figure 4に示すように、四重極成分については35度分と45度分の組み合わせとなっており、それぞれの極性は異なる仕様とした。光学条件としてはアイソセーターにおいて、 $\beta_x = \beta_y = 1.0$, $\alpha_x = \alpha_y = 0$, $D_x = D_y = 0$, $D'_x = D'_y = 0$ となるように設計を行った。1台の超伝導偏向電磁石の中には2種類の四重極効果があることになるので、偏向電磁石部分で6パラメータとなるが、フェイズアドバンスも含めたパラメータ調整のために常伝導のQMも3台追加することとした。このQMの最大磁場仕様はHEBTと同一としており、磁極長のみ変更している。

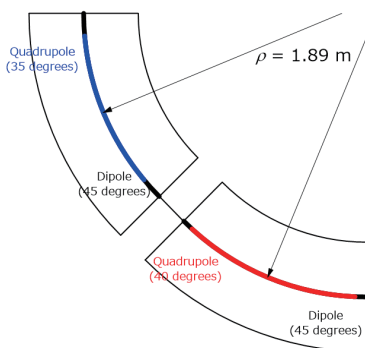


Figure 4: Schematic design of a superconducting magnet for the rotating-gantry.

回転ガントリー部分についての光学計算から得られたベータファンクション及びディスページョンのエンベロープを Fig. 5 に示し、ビームエンベロープを Fig. 6 に示した。この計算結果は回転角が90度の場合について示している。回転ガントリー内でのビームサイズも十分小さく、比較的小口径の超伝導電磁石の仕様で製作が可能であると考えられる。さらにアイソセーターにおけるビーム分布やサイズを確認するために、シンクロトロンのシミュレーションから得られた粒子分布を用いて輸送計算を行った。430 MeV/u における計算結果を Fig. 7 に示した。計算にはビームモニターやポートカバーなどでの散乱も考慮しており、水平・垂直でほぼ対称の分布をしていることが確認できた。

これらの計算結果からシンクロトンと HEBT 及び回転ガントリーの配置を考慮した結果、Fig. 8 に示すような配置が最適となった。その結果、装置面積は 25 m × 15 m 程度に抑えることができた。このモデルは量子メスの第5世代の前段階に位置づけられる第4世代の重粒子線治療施設の運用が期待される。

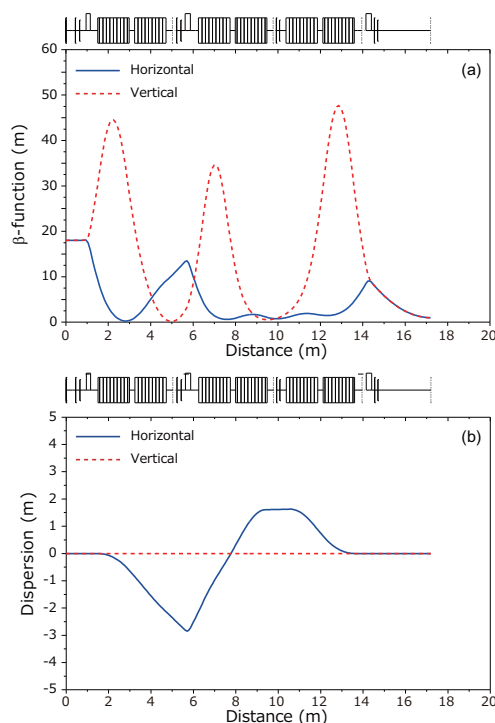


Figure 5: (a) Horizontal and vertical β -functions in case of 430 MeV/u. (b) Horizontal and vertical dispersion function in case of 430 MeV/u.

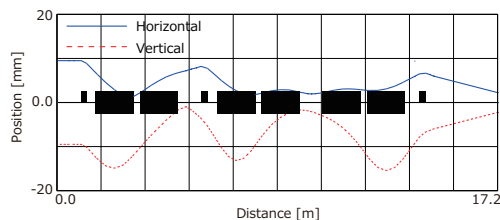


Figure 6: Horizontal and vertical beam envelopes. The conditions are same as HEBT.

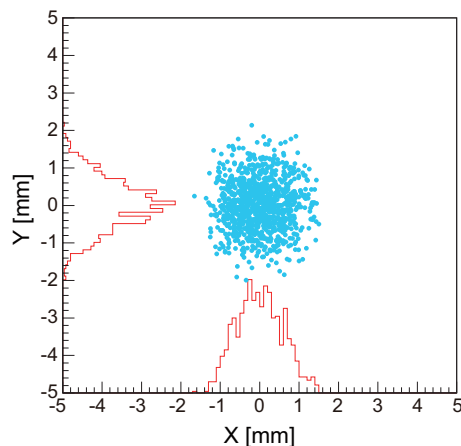


Figure 7: Spot shape and particle distribution at the isocenter. A scattering effect in the irradiation system is considered in this simulation.

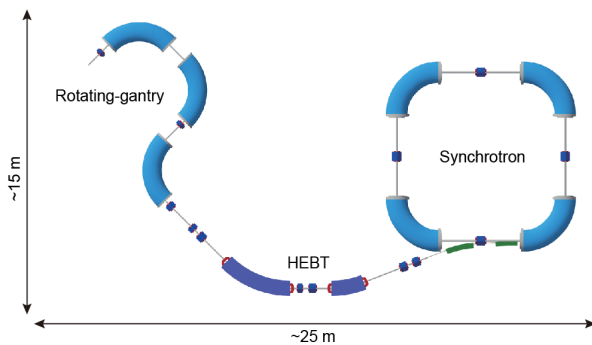


Figure 8: Schematic layout of the quantum scalpel (4th generation). An ion-source and an injector are omitted in this figure.

5. まとめ

量子科学技術研究開発機構ではさらなる粒子線がん治療施設を普及させるために、量子メスプロジェクトを進めており、超伝導技術やレーザー駆動イオン加速技術により施設面積の縮小化を目指している。本研究ではシンクロトロンを常伝導電磁石から超伝導電磁石に置き換えた第4世代の治療装置における高エネルギービーム輸送系と回転ガントリーの光学設計を行った。高エネルギービームラインは常伝導の偏向電磁石2台と四重極電磁石6台で構成し、ビームラインの短縮化を図ることができた。また回転ガントリーについては、同一の90度偏向の超伝導電磁石3台による構成とすることでコストの削減及びコンパクトな形状になった。光学計算からは重粒子線治療において実用可能な設計が得られ、粒子輸送計算からも想定するようなビーム形状が得られることがわかった。

今後はビームモニター等のビームラインに必要なその他の機器の配置や仕様の検討を進める予定である。さらにHEBTに用いる電磁石設計や回転ガントリーの超伝導電磁石の磁場設計、冷凍機を減らすための超伝導線材の改良等についても開発を進める予定である。

参考文献

- [1] K. Mizushima *et al.*, proceedings of PASJ2017, WEP131.
- [2] E. Noda *et al.*, proceedings of PASJ2018, THP126.
- [3] H. Grote, MAD Program, CERN/SL/90-13.
- [4] P. J. Bryant., “AGILE, A TOOL FOR INTERACTIVE LATTICE DESIGN”, in Proceedings of EPAC, 2000.
- [5] F. Ebina *et al.*, proceedings of PASJ2017, WEP137.
- [6] H. Eickhoff *et al.*, in Proceedings of the 8th European Particle Accelerator Conference, Paris, 2002 (EPS-IGA and CERN, Geneva, 2002), pp. 2730.
- [7] Y. Iwata *et al.*, “Design of a superconducting rotating gantry for heavy-ion therapy”, Phys. Rev. ST AB 15 (2012) 044701.