

小型陽子線治療システム用高エネルギービーム輸送系の光学系設計

OPTICAL DESIGN OF A HIGH ENERGY BEAM TRANSPORT FOR COMPACT PROTON BEAM THERAPY SYSTEMS

えび名風太郎[#], 青木孝道, 篠澤柚衣

Futaro Ebina[#], Takamichi Aoki, Yui Shinozawa

Hitachi, Ltd.

Abstract

The purpose of this research is to develop a compact single room proton therapy system based on a synchrotron. In order to reduce the footprint of the accelerator system, the bending magnet installed between the synchrotron exit and the rotating gantry entrance is removed, and the number of the quadrupole magnets in the straight section is reduced to two. The dispersion function and the beam size at the isocenter can be adjusted to the desired value in any rotating angle of the gantry. The influences of the non-zero dispersion gradient and the non-zero beam size gradient are negligible.

1. 背景

加速器により生成した高エネルギーの陽子ビームをがん等の病変に照射して治療する陽子線治療は、正常組織へ照射される線量を低減できることから近年普及が拡大している[1]。特に、回転ガントリーを一台だけ備えた省スペース型の陽子線治療システム(一室型システム)の需要は急速な高まりを見せている。

一室型システムでは、加速器、回転ガントリーの小型化と共に、加速器出口から回転ガントリー入口までのビーム輸送系(高エネルギービーム輸送系、HEBT系)を短縮することが設置面積を低減する上での重要な課題となる。主加速器にサイクロトロンを用いた陽子線治療システムでは、エネルギー選択用のスリットを回転ガントリー上に搭載することでHEBT系を短縮した小型の一室型システムが実用化されている[2]。これに対し、主加速器にシンクロトロンを用いた陽子線治療システムでは、HEBT系中にディスパージョン補正用の偏向電磁石を設置する必要から、HEBT系の設置面積がサイクロトロン使用時に比べて増大する傾向がある。

一般的な粒子線治療システムでは、照射するビームの種類に依らず、ビーム進行方向の患部位置(アイソセンタ)におけるディスパージョンが0に補正される[3]。これにより粒子線治療システムでは、加速器から取り出されるビームの運動量の微小な変化に伴う照射ビーム位置及び照射ビームサイズの変動を抑制している。なお、回転ガントリーを備えた粒子線治療システムでは、ガントリーの回転に伴うディスパージョンの変動を防ぐ為、回転ガントリー入口におけるディスパージョンとその勾配を0に補正し、回転ガントリー自体にはアイソセンタにおいてディスパージョンを発生させない所謂ダブルアクロマーナ光学系を採用することが行われる[4][5]。

粒子線治療システム用のシンクロトロンは、シンクロトロン出口(例えば取り出し用セプトラム電磁石の出口)において0でない水平ディスパージョンを持つ。このため、回転ガントリー入口における水平ディスパージョンとその勾配を同時に0に補正するためには、HEBT系中に少なく

とも一台の偏向電磁石が必要である。また、回転ガントリー入口における光学パラメータ(Twissパラメータ及びディスパージョンとその勾配)を所望の値に一致させる為、陽子線治療システムのHEBT系中には通常6台以上の四極電磁石が設置されている。シンクロトロンを用いた一室型陽子線治療システムでは、これら電磁石を設置するためのスペースがHEBT系を小型化する上での障害となっていた。

本研究では、シンクロトロンを用いた陽子線治療システムにおいて、HEBT系への偏向電磁石の設置が不要となり、更にHEBT系中の四極電磁石員数を低減できるビーム輸送系の設計手法を提案する。また、本手法を用いた一室型の陽子線治療システムの光学系設計について考察する。

2. ビーム輸送系の設計手法

2.1 HEBT系偏向電磁石の省略

シンクロトロンにより加速した陽子ビームをHEBT系、GABT系(回転ガントリービーム輸送系)を経由してアイソセンタへ輸送する一室型の陽子線治療システムを考える。シンクロトロン偏向電磁石の動径方向を加速器及びHEBT系の水平方向とし、偏向電磁石のギャップ方向を加速器及びHEBT系の垂直方向とする。ガントリー回転角は、HEBT系から見てHEBT系の垂直上方と回転ガントリーの第一偏向電磁石がビームを偏向する方向のなす角と定義する。GABT系の座標系は回転ガントリーの回転に伴い回転し、回転ガントリーの入口においてガントリー回転角90度のGABT系動径方向及びガントリー回転角0度のGABT系ギャップ方向がHEBT系水平方向に、ガントリー回転角0度のGABT系動径方向及びガントリー回転角90度のGABT系ギャップ方向がHEBT系垂直方向に一致する。

回転ガントリー入口におけるGABT系動径方向のディスパージョンとその勾配を η_{R1} 、 η'_{R1} 、GABT系ギャップ方向のディスパージョンとその勾配を η_{G1} 、 η'_{G1} とおく。また、GABT系は動径方向、ギャップ方向共にダブルアクロマーナ光学系であるとし、GABT系動径方向の 2×2 の輸送行列を G_R 、GABT系ギャップ方向の 2×2 の輸送行

[#] futaro.ebina.jy@hitachi.com

列を \mathbf{G}_G とする。アイソセンタにおける GABT 系動径方向のディスパージョン η_{R2} と GABT 系ギャップ方向のディスパージョン η_{G2} はそれぞれ次式により表される。

$$\begin{aligned} \eta_{R2} &= \left(\mathbf{G}_R \begin{pmatrix} \eta_{R1} \\ \eta'_{R1} \end{pmatrix} \right)_1 \\ \eta_{G2} &= \left(\mathbf{G}_G \begin{pmatrix} \eta_{G1} \\ \eta'_{G1} \end{pmatrix} \right)_1 \end{aligned} \quad (1)$$

数式(1)括弧外の添え字 1 は、ベクトルの 1 行目を表している。ここで、回転ガントリー入口における GABT 系のディスパージョンとその勾配は、同位置における HEBT 系水平方向のディスパージョンとその勾配 η_{H1} 、 η'_{H1} 、HEBT 系垂直方向のディスパージョンとその勾配 η_{V1} 、 η'_{V1} 、ガントリー回転角 θ を用いて

$$\begin{aligned} \begin{pmatrix} \eta_{R1} \\ \eta'_{R1} \end{pmatrix} &= \begin{pmatrix} \eta_{H1} \\ \eta'_{H1} \end{pmatrix} \sin \theta + \begin{pmatrix} \eta_{V1} \\ \eta'_{V1} \end{pmatrix} \cos \theta \\ \begin{pmatrix} \eta_{G1} \\ \eta'_{G1} \end{pmatrix} &= -\begin{pmatrix} \eta_{H1} \\ \eta'_{H1} \end{pmatrix} \cos \theta + \begin{pmatrix} \eta_{V1} \\ \eta'_{V1} \end{pmatrix} \sin \theta \end{aligned} \quad (2)$$

と表される。アイソセンタにおけるディスパージョンがガントリー回転角に依らず 0 となる為の条件は、数式(1)(2)より

$$\begin{aligned} \left(\mathbf{G}_R \begin{pmatrix} \eta_{H1} \\ \eta'_{H1} \end{pmatrix} \right)_1 &= \left(\mathbf{G}_R \begin{pmatrix} \eta_{V1} \\ \eta'_{V1} \end{pmatrix} \right)_1 = 0 \\ \left(\mathbf{G}_G \begin{pmatrix} \eta_{H1} \\ \eta'_{H1} \end{pmatrix} \right)_1 &= \left(\mathbf{G}_G \begin{pmatrix} \eta_{V1} \\ \eta'_{V1} \end{pmatrix} \right)_1 = 0 \end{aligned} \quad (3)$$

となる。この数式は、回転ガントリーの光学系がアクロマートである場合、0 度、90 度の二種類のガントリー回転角についてアイソセンタにおけるディスパージョンが 0 であれば、全てのガントリー回転角についてアイソセンタにおけるディスパージョンが 0 となることを表している。このとき回転ガントリー入口におけるディスパージョンとその勾配が共に 0 であることは必須ではない為、HEBT 系中に偏向電磁石を設置せずともアイソセンタにおけるディスパージョンを 0 に補正することが可能である。言い換えれば、アクロマートな回転ガントリーを備えたビーム輸送系に対して数式(3)を制約条件として加えることにより、HEBT 系に偏向電磁石を設置しない場合であってもアイソセンタにおけるディスパージョンを 0 に補正することが可能となる。

2.2 HEBT 系四極電磁石員数の低減

粒子線治療において患者へ照射されるビームの性能に影響を与えるのはアイソセンタにおけるビームの光学パラメータのみであり、回転ガントリー入口における光学パラメータは照射ビームの性能に影響しない。そこで本研究では、アイソセンタにおける光学パラメータのみをビーム輸送系設計時の制約条件とし、回転ガントリー入口における光学パラメータを制約条件から除外することで HEBT 系中の四極電磁石員数の低減を図る。

回転ガントリー入口における GABT 系の Twiss パラメータ(β , α)は同地点における HEBT 系の Twiss パラメータの線形結合により与えられる。このことから、ディスパージョンの場合と同様の考察により、0 度、90 度の二種類のガントリー回転角についてアイソセンタにおけるビームサイズ(β)が目標値と一致していれば、全てのガントリー回転角についてアイソセンタにおけるビームサイズが目標値と一致することが示される。

全てのガントリー回転角についてアイソセンタにおけるディスパージョンを 0 に補正し、アイソセンタにおけるビームサイズを目標値と一致させる為の制約条件を以下に示す。

- 回転ガントリー自体がダブルアクロマート条件を満たす(2種)。
- HEBT 系水平方向のディスパージョン及びその勾配が数式(3)を満たす(2種)。
- 二種類(0 度、90 度)のガントリー回転角についてアイソセンタにおける GABT 系動径方向及び GABT 系ギャップ方向の β が目標値と一致する(4種)。

ここで、シンクロトロン出口における垂直ディスパージョン及びその勾配が 0 であることから、数式(3)の HEBT 系垂直方向に関する制約は自動的に満たされるものとして制約条件から除外した。光学系に対する制約条件の数が合計で 8 種類であることから、ビーム性能を満たす上で HEBT 系、GABT 系中に最低限必要となる四極電磁石の員数は合計で 8 台となる。従って、仮に回転ガントリーが 6 台の四極電磁石を備えている場合、HEBT 系に設置される四極電磁石の員数は 2 台にまで低減できる可能性がある。

3. 高エネルギービーム輸送系の光学設計

3.1 ビーム輸送系の構成

主加速器にシンクロトロンを用いた一室型の陽子線治療システムの模式図を Figure 1 に示す。本システムを構成するシンクロトロンは周長約 18m の小型の陽子シンクロトロンであり、高周波を用いた遅い取り出し法により周回ビームを HEBT 系へと取り出す。なお、本システムを構成するシンクロトロンの構成については文献[6]に詳しい。シンクロトロンから取り出された陽子ビームは HEBT 系、GABT 系を経由してアイソセンタへと輸送される。HEBT 系は単一の直線部により構成されており、シンクロトロンから取り出された陽子ビームは偏向電磁石による偏向を受けずに回転ガントリーへ入射する。また、HEBT 系には 2 台、GABT 系には 6 台の四極電磁石がそれぞれ設置されており、本システムは合計 8 台の四極電磁石を用いてアイソセンタにおける光学パラメータを調節する。なお、HEBT 系及び GABT 系中の四極電磁石の励磁量はガントリー回転角に依らず一定であるものとする。

シンクロトロン出口における陽子ビームの光学パラメータ

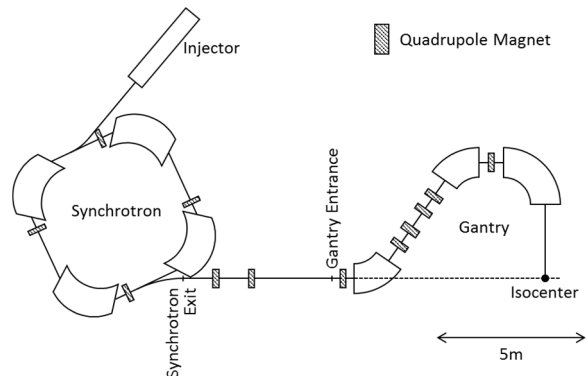


Figure 1: Schematic layout of the accelerator system.

タ及びアイソセンタにおける光学パラメータの目標値を Table 1 に示す。シンクロトロン出口における光学パラメータは、シンクロトロンのビーム取り出しに関する粒子トラッキング解析の結果及び同種のシンクロトロンを用いた陽子線治療システムにおける実測値から典型的な値として導出した。高周波を用いた遅い取り出しにより取り出される陽子ビームの水平エミッタンスは垂直エミッタンスよりも小さい為、アイソセンタにおける水平方向 β の目標値は垂直方向 β の目標値よりも大きな値としている。本システムではアイソセンタにおける光学パラメータのみをビーム輸送系の制約条件とし、回転ガントリー入口における光学パラメータについては制約条件に加えていない。また、アイソセンタにおいて制約条件となるのはディスパージョンとビームサイズ(β)の値のみであり、ディスパージョンの勾配やビームサイズの変化率(α)については特に制約を設けていない。

Table 1: Optical Parameters of the Extracted Beam and Target Values at the Isocenter

	Unit	Extracted Beam	Target Value at the Isocenter
β_x	m	5.1	5.0
α_x	-	0.6	-
η_x	m	4.7	0.0
η_x'	-	0.5	-
β_y	m	2.3	2.5
α_y	-	-0.1	-
η_y	m	0	0.0
η_y'	-	0	-

3.2 光学パラメータの計算結果

シンクロトロン出口からアイソセンタまでの Twiss パラメータ β の計算結果を Figure 2 (加速器水平方向)、Figure 3 (加速器垂直方向) に示す。GABT 系中の Twiss パラメータは二種類のガントリー回転角 (0 度、90 度) についてそれぞれ計算し、両方の計算結果を图中に示してある。アイソセンタにおける β が 0 度、90 度の二種類のガントリー回転角について目標値と一致することから、本システムでは全てのガントリー回転角についてアイソセンタにおける β が目標値と一致する。従って、本システムではビーム輸送系中の 8 台の四極電磁石を用いて全てのガントリー回転角における照射ビームサイズを目標値と一致する値に調節することが可能である。なお、本システムではアイソセンタにおけるビームサイズの変化率 (α) が 0 であることをビーム輸送系設計の制約条件としていない。

次に、シンクロトロン出口からアイソセンタまでのディスパージョンの計算結果を Figure 4 に示す。加速器水平方向については二種類のガントリー回転角 (0 度、90 度) それぞれについて GABT 系中のディスパージョンを計算し、加速器垂直方向については、シンクロトロン出口における垂直ディスパージョンとその勾配が共に 0 であることから、ガントリー回転角 0 度の動径方向についてのみ

GABT 系中のディスパージョンを計算した。アイソセンタにおける水平方向のディスパージョンは 0 度、90 度の二種類のガントリー回転角について 0 となっており、垂直方向についてはディスパージョンとその勾配がアイソセンタで共に 0 となっている。従って、本システムは HEBT 系に偏向電磁石を設置せずとも照射ビームのディスパージョンを全てのガントリー回転角において 0 に補正することが可能である。なお、本システムではアイソセンタにおける加速器水平方向のディスパージョンの勾配が 0 であることをビーム輸送系設計の制約条件としていない。

以上より、シンクロトロンを用いた一室型の陽子線治療システムでは、アイソセンタにおける光学パラメータのみをビーム輸送系設計の制約条件とすることにより、HEBT

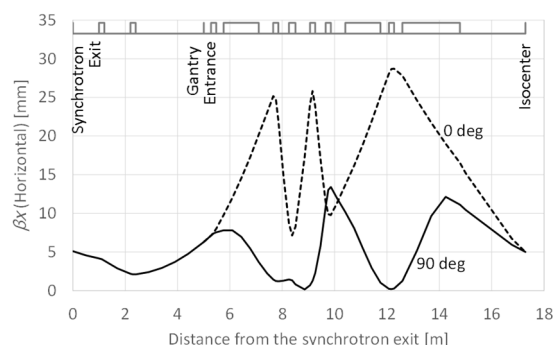


Figure 2: Calculated horizontal Twiss parameters.

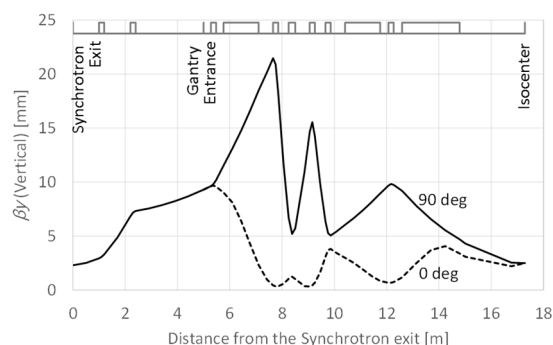


Figure 3: Calculated vertical Twiss parameters.

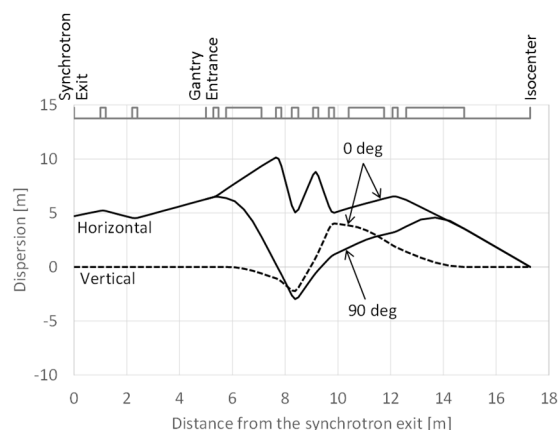


Figure 4: Calculated dispersions.

系中の偏向電磁石を省略し、HEBT 系、GABT 系中の四極電磁石員数を合計 8 台に低減した場合であっても、照射ビームの光学パラメータを全てのガントリー回転角において目標値と一致させることが可能である。アイソセンタにおけるディスパージョンの勾配及びビームサイズの変化率(α)が 0 でないことが照射ビームの性能へ与える影響については次節にて考察する。

4. 照射ビーム性能の考察

4.1 ディスパージョンの勾配による影響

アイソセンタにおけるディスパージョンの勾配が 0 でないことが照射ビーム位置の時間変動に与える影響について考える。ディスパージョンの計算結果によれば、アイソセンタにおけるディスパージョンの勾配の絶対値は最大で 1.4rad である。ビーム進行方向における照射野(患部)の存在範囲をアイソセンタから $\pm 15\text{cm}$ の領域とした場合、患部内でのディスパージョンの絶対値は最大で 0.21m となる。シンクロトロンから取り出されるビームの運動量の変動幅を 0.02%と仮定した場合、患部中における照射ビーム位置の変動は最大で 0.042mm となる。この値は、アイソセンタにおける 1σ ビームサイズやスキヤニング照射法における照射スポットの間隔に比べて約 2 桁小さい為、アイソセンタにおけるディスパージョンの勾配が 0 でないことによる照射ビーム位置の変動は照射野を形成する上で問題とはならない。

4.2 ビームサイズの変化率による影響

アイソセンタにおける Twiss パラメータ α が 0 でないことが照射ビームのサイズに与える影響について考える。粒子線治療において照射ビームのサイズが患者体内の深さに応じて変化することは不可避であり、粒子線治療の治療計画は患者体内におけるビームサイズの変化を考慮した上で作成される。従って、アイソセンタにおける α が 0 で無い場合であっても患者体内におけるビームサイズの変化自体は照射野を形成する上で問題とはならない。一方で、アイソセンタにおける α がガントリー回転角に依存することにより、アイソセンタよりも浅い位置、深い位置では回転ガントリーの回転に伴い照射ビームの β が変化し、ビームサイズが変動する可能性がある。粒子線治療において治療計画装置が用いるビーム形状のモデルをガントリー回転角ごとに作成することは通常行われない為、アイソセンタにおける α を 0 以外の値とする場合には、ガントリー回転に伴うビームサイズの変動が照射野を形成する上で問題の無い範囲であることを確認しておく必要がある。

Twiss パラメータの計算結果に依れば、アイソセンタの 15cm 上流における β の範囲は水平方向で 5.25m~5.46m、垂直方向で 2.39m~2.49m、アイソセンタの 15cm 下流における β の範囲は水平方向で 4.57m~4.76m、垂直方向で 2.53m~2.63m となる。従って、ガントリー回転に伴う β の変化によるビームサイズの変動は水平方向について全幅 2.05%、垂直方向についても全幅 2.05%であり、照射野を形成する上で特に問題とはならない。

5. 結論

本研究では、シンクロトロンを用いた一室型の陽子線治療システムについて、HEBT 系中の偏向電磁石を省略し、四極電磁石の員数を低減することのできるビーム輸送系の設計手法を考案した。

二種類(0 度、90 度)のガントリー回転角についてアイソセンタにおけるディスパージョンが 0 となる様ビーム輸送系中の四極電磁石の励磁量を設定することにより、HEBT 系から偏向電磁石を省略したビーム輸送系であっても全てのガントリー回転角についてアイソセンタにおけるディスパージョンを 0 に補正することが可能である。また、アイソセンタにおける光学パラメータのみをビーム輸送系設計の制約条件とし、回転ガントリー入口における光学パラメータを制約条件から除外することにより、HEBT 系、GABT 系に設置される四極電磁石の員数を合計で 8 台まで低減することが可能となる。

本手法ではアイソセンタにおけるディスパージョンの勾配が 0 となることをビーム輸送系設計の制約条件としていないが、これにより生ずる照射ビーム位置の変動は照射野を形成する上で問題とならない程度に小さい。同様に、アイソセンタにおける α が 0 でないことにより生じる照射ビームサイズの変動も照射野を形成する上で問題とはならない。

以上より、シンクロトロンを用いた一室型の陽子線治療システムでは、本研究で提案する光学設計手法の適用により HEBT 系を従来よりも短縮し、加速器システム全体の設置面積を低減することが可能である。

参考文献

- [1] Martin Jermann, "Particle Therapy Statistics in 2014", Statistics of patients treated in particle therapy facilities worldwide; https://www.ptcog.ch/archive/patient_statistics/ijpt-15-00013.pdf
- [2] Th. Colmant *et al.*, "The IBA S2C2: From First Unit to Industrial Product", Presented at the 21st International Conference on Cyclotrons and their applications, Zürich, Schweiz, Sept. 11-16, 2016.
- [3] "PROTON-ION MEDICAL MACHINE STUDY (PIMMS) PART I", p143 (1999).
- [4] Y. Iwata *et al.*, "PRESENT STATUS OF A SUPERCONDUCTING ROTATING-GANTRY FOR CARBON THERAPY", Proceedings of HIAT2015, Yokohama, Japan.
- [5] Marius Pavlovic, "A design of a rotating gantry for non-symmetric", Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 438 (1999) 548-559.
- [6] F. Ebina *et al.*, "陽子線治療用小型シンクロトロンの開発", IEEE Transactions on Industry Applications Vol.136 No.5 pp.312-318 (2016).