

超伝導磁石を使った炭素線ガントリーの設計

DESIGN OF SUPERCONDUCTING GANTRY FOR CARBON

横山久美子^{#)}, 畑中吉治, 福田光宏, 依田哲彦, 植田浩史,
森信俊平, 齋藤高嶺, 安田裕介, 鎌倉恵太, 竹村真哉

Kumiko Yokoyama^{#)}, Kichiji Hatanaka, Mitsuhiro Fukuda, Tetsuhiko Yorita,
Hiroshi Ueda, Shunpei Morinobu, Takane Saito, Yusuke Yasuda, Keita Kamakura, Shinya Takemura
Research Center for Nuclear Physics

Abstract

It is thought that the cancer therapy using heavy ions has little load to a patient by the ability to irradiate a cancer focus with the maximum dose at pinpoint, and is suitable for cancer medical treatment like a proton in radiotherapy from the feature of heavy ions for Bragg peak. However, a device for heavy ions is large-sized and costs in construction compared to a proton. So we research for the development of heavy ions therapy for miniaturization and cost of devices and superior method of irradiation. Then, the purpose of this research is to design the gantry which irradiates with the carbon of 430MeV for the radiotherapy towards utilization. In order to raise the quality of cancer therapy for carbon beam, gantry beam line is optimized so that the carbon beam may be achromatic and waist in isocenter. Beam line composes of seven quadrupole magnets and two 45° dipole magnets and 90° dipole magnet to isocenter. The optimization is done by TRANSPORT.

1. イントロダクション

放射線治療において、陽子線を用いた治療法と同様に重粒子イオン（ここでは炭素イオンとする）を用いた治療法が注目されている。Bragg Peak による特徴により両者とも標的となる腫瘍に最大線量を照射することができる。(Fig.1 参照)

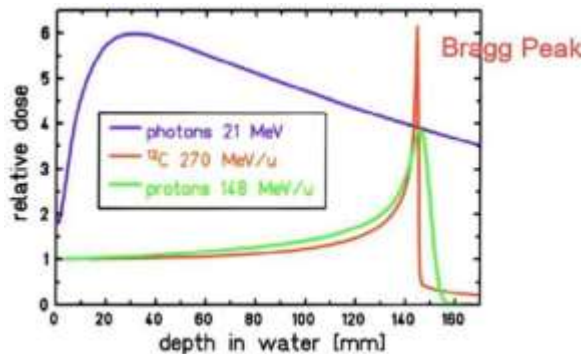


Figure1. Graphical comparison of energy deposition in water of photon, carbon ions and proton [1]

陽子線、炭素線を用いた治療法にはそれぞれ利点がある。炭素線については、陽子線に比べて高LET(Linear Energy Transfer)で最大 RBE(Relative Biological Effectiveness)に到達することができる。(Fig.2 参照)しかし炭素線を用いた治療装置は陽子線の治療装置と比べて大型であり、そのため建設費用のコストがかかる。そこで実用化に向けた装置の小型化や、照射方法のさらなる研究開発が必要である。

このような背景から、実用化に向けて 430MeV の炭素線のガントリーを設計することが本研究の目的である。

加速器からアイソセンターまでのビームラインは Q 磁石(quadrupole magnet)、双極磁石(dipole magnet)で構成されている。また装置の小型化のために、双極磁石には超伝導磁石を用い、Q 磁石は常伝導磁石を用いることにした。概念設計では7つの Q 磁石、2つの 45° 双極磁石と 90° 双極磁石をビームラインに配置した。

アイソセンターではビームの dispersion を 0 にするようにビームラインの最適化を行った。また水平方向・鉛直方向のビームが waist になることを条件とした。

スキヤニングマグネットを除いたビームラインの基本設計を行い、最適化した上でスキヤニングマグネットを追加することにした。

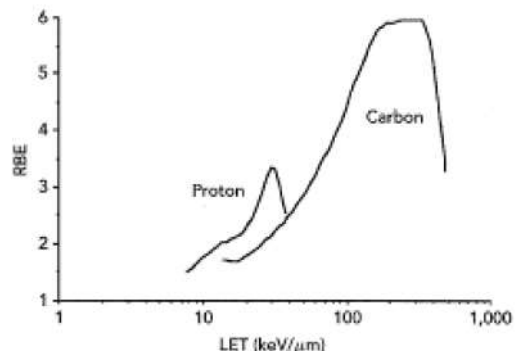


Figure2. Comparison of RBE (relative biological effectiveness) for proton and carbon versus LET (linear energy transfer) [1]

[#]kumiko@rcnp.osaka-u.ac.jp

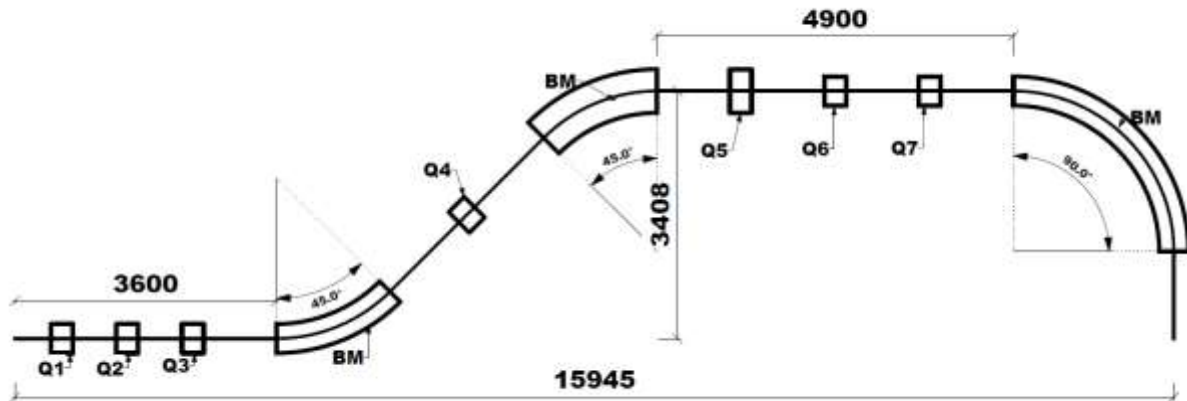


Figure3. superconducting gantry, Q=quadrupole, BM=bending magnet

2. 概念設計

設計の初期段階ではまずスキャンングマグネットを除くビームラインを設計し、次にスキャンングマグネットを追加してビームラインを設計することにした。これはスキャンングマグネットの両端でビームの収束の効果がキャンセルされ、ビームに対するマグネットの効果はほとんどないからである。

加速器からアイソセンターまでのビームラインは 7 つの Q 磁石、45° 双極磁石、90° 双極磁石から構成されている。(B=3T, $\rho=2.208$) この設計ではガントリーのサイズは、水平方向は 15.954m、垂直方向は 3.408m となる。ビームラインの配置は Fig.3 である。ここで Q 磁石の half aperture size は Q1~Q4, Q6, Q7 が 2cm, Q5 が 3cm である。Drift space は Q1-Q2, Q2-Q3; 0.6m、Q3-BM1; 1m、BM1-Q4, Q4-BM2; 1.346m、BM2-Q5, Q5-Q6, Q6-Q7, Q7-BM3; 1m である。

3. ビームラインの最適化

Q1~Q7 をパラメータとして、アイソセンターでの fitting 条件を与え、beam envelopes と dispersion function を出力した。

パラメータの初期値は Q1 ; 0.4, Q2 ; -2.68, Q3 ; 3.3, Q4 ; 3.68, Q5 ; -3.975, Q6 ; 3.74, Q7 ; -1.458 (kG) とした。この計算には TRANSPORT を使った。結果は Fig.4 である。

結果よりアイソセンターでは dispersion は 0 に近い値が得られ、水平方向、鉛直方向の beam waist が保たれた。出力では Q1~Q7 の磁場の強さはそれぞれ Q1 ; 0.45906, Q2 ; -3.11177, Q3 ; 3.15654, Q4 ; 3.68, Q5 ; -3.54437, Q6 ; 3.7792, Q7 ; -1.8641 (kG) となった。

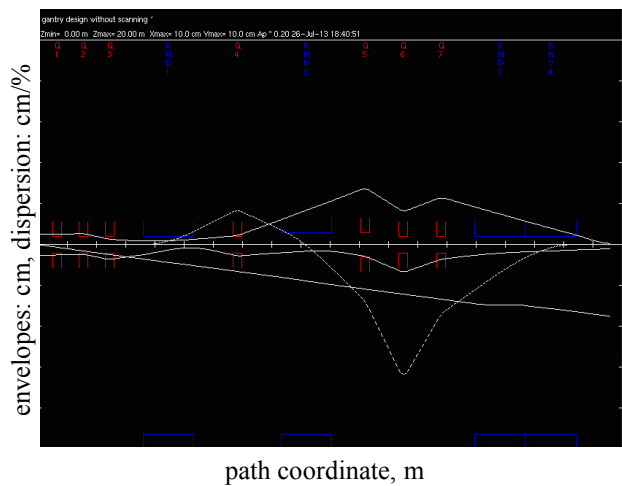


Figure4. Beam envelopes and dispersion function vertical ;upper, horizontal; under, dispersion ; dashed line

4. スキャンングマグネット

前節でスキャンングマグネットを除いたビームラインを設計し、最適化を行った。スキャンングマグネットは Q7 と 90° bending magnet の間の drift space に挿入することにした。これに伴い、drift space を 1m から 4m に延長した。

Q1~Q7 に初期値 Q1 ; 0.331, Q2 ; 1.1256, Q3 ; -1.172, Q4 ; 5.505, Q5 ; -2.431, Q6 ; 4.977, Q7 ; -3.293(kG)を与え、アイソセンターでのビームの fitting 条件の下、TRANSPORT で beam envelopes と dispersion function を出力した。ただし Q2, Q3, Q7 の値は固定した。(Fig.5 参照)

結果よりアイソセンターでの dispersion は 0 に、水平方向、鉛直方向の beam waist が保たれた。出力では磁場の強さはそれぞれ Q1 ; 0.38351, Q4 ; 4.53171, Q5 ; -2.32275, Q6 ; 4.92546 (kG) になった。

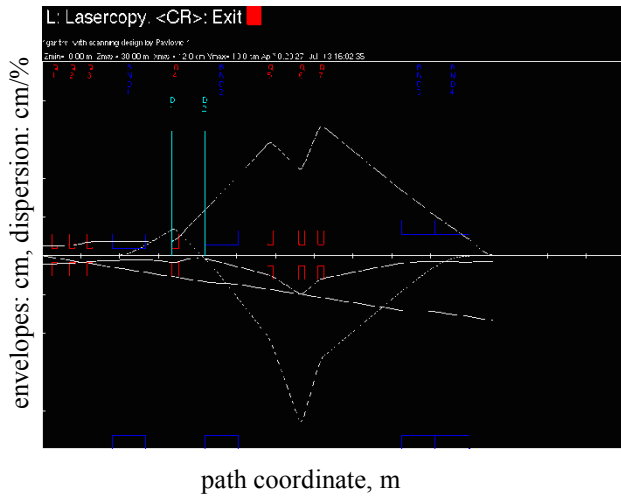


Figure5. Beam envelopes and dispersion function
vertical ;upper, horizontal; under, dispersion; dashed line

参考文献

- [1] Possible radiography upgrade at Christie Hospital Proton Therapy
- [2] Beam optics study of the gantry beam delivery system for light ion cancer therapy

4. 今後の課題

今回は基本設計を立て、スキャニングマグネットの未挿入時、挿入時で beam envelopes と dispersion function を出力した。スキャニングマグネットを除いたビームラインにおける出力結果ではアイソセンターでの waist は保つことができたが、dispersion が 0 に収束しておらず、ガントリーのビームラインとしては不十分である。またアイソセンターにおけるビームサイズがビームの進行方向に対して水平方向では 0.21cm、鉛直方向では 0.064cm という結果が得られ、鉛直方向のサイズが水平方向サイズの約 1/3 になった。アイソセンターでのビームサイズは水平・鉛直方向で同等な状態が望ましく、鉛直方向のサイズを上げ、水平方向と同値にする。スキャニングマグネット挿入時でもアイソセンターでのビームサイズはビームの水平方向では 0.353cm、鉛直方向では 0.036cm となり、同様に水平鉛直方向で同等なビームサイズを得る必要がある。

また、アイソセンターでのビームサイズは可変であることが望まれる。ビームサイズの変化を Q 磁石の磁場の調整により調べる。

基本設計ではガントリーのサイズは 15.945m × 3.408m、スキャンマグネットを挿入すると 18.945m × 3.408m となり、さらなる小型化が望まれる。アイソセンターでのビームの状態を満たすように Q 磁石の配置を再検討し装置の小型化を図る。