

CARBON-ION BEAM PORT DESIGN FOR HEAVY-ION MICROBEAM SURGERY

Kota Torikai^{1,A)}, Tatsuya Ohno^{A)}, Ken Yusa^{A)}, Yukari Yoshida^{A)}, Hiroyuki Kato^{A)}, Tatsuaki Kanai^{A)}, Hirofumi Shimada^{A)}, Takeo Takahashi^{A)}, Mutsumi Tashiro^{A)}, Nobuaki Tamaki^{A)}, Takashi Nakano^{A)}, and Satoru Yamada^{A)}
^{A)} Gunma University Heavy-ion Medical Center

3-39-22 Showa-Machi, Maebashi, Gunma Pref., 371-0851

Abstract

Carbon ion therapy for cancer treatment is scheduled to be started at Gunma University Heavy Ion Medical Center (GHMC) on March 2, 2010. 400MeV/u, 6+ carbon ion beam is generated by the GHMC-synchrotron. This GHMC accelerator facility equips extra vertical beam irradiation room for further high quality beam treatment, called "heavy-ion microbeam surgery". This report shows the current construction and machine assemble status of the GHMC, requirement spec of the "microbeam surgery", and basic optics design of the microbeam irradiation port.

群馬大学における開発実験用ビームポートの設計

1. 施設概要

群馬大学では、「重粒子線がん治療の普及」に基づき、政府、群馬県、地域および大学の共同出資を受けた総額125億円重粒子線治療施設の建設が2006年度より開始された。2008年11月には建屋が完成し、2009年7月の段階では加速器装置の単体試験が行われている。施設概要については本学会で遊佐ら[1]により紹介されている。

本学の重粒子線医学研究センター (GHMC) では6価の炭素イオンを最大400MeV/uまでシンクロトロンで加速し治療に用いる。400MeV/u炭素ビームの最大飛程は骨盤臓器の水平照射が可能である25cm以上という要請より決定された。

図1にGHMCの外観図を示す。10GHz ECRイオン源、800keV/u RFQ-Linac、4MeV/u IH-APF-Linacによる前段加速を受けた4価の炭素イオンがビーム輸送ラインで荷電変換され、6価のイオンとして周長63mのシンクロトロンに入射される。シンクロトロンの繰り返し周期は平均3秒で、加速および減速にそれぞれ0.7secを要する。ビーム取り出し方式は3次共鳴方式である。

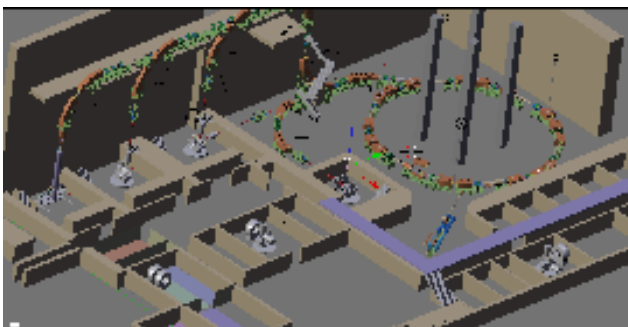


図1 群馬大学重粒子線治療施設のレイアウト

2. 高精度ビームの要求スペック

治療は2010年3月に開始予定であり、急ピッチで調整、検証が進められている。治療用ビームポート数・組み合わせは放医研の現行照射室と同等であり、水平照射 (A室)、水平/垂直照射 (B室)、垂直照射 (C室) で構成される。本学ではこの他に、高精度ビーム照射の物理実験および生物実験を当初の目的とする治療室 (D室) が装備されている。治療開始時点では最終偏向電磁石のみが設置されており、C室-D室間のレイアウトについてはこれまでに決定されていない。

3. 照射野サイズとレンジ調節

D室ではマイクロビームを用いた高精度重粒子線治療 (マイクロビームサージェリー) をテーマとする。対象となる疾患は1. 脳下垂体腫瘍、2. 血管内腫瘍、3. 加齢黄斑変性症を想定している。

必要となるビームサイズとして

(Req. 1) 直径2mm-3mm (6 σ)

(Req. 2) レンジ調節能0.05mm

を目安とする。本要求に対し、通常治療室におけるビームポートでは大気、モニタ、散乱体等によるビーム散乱が大きいため、平成17年度に図2に示す「マイクロビームサージェリー用ビームポートの設計」が検討された。本設計ではビーム輸送ラインの偏向電磁石間に四極電磁石を設置する"Linear Achromat"型のLattice構成を仮定しており、ストレートラインでDispersion Freeの設計がなされている。その後、平成18年にGHMCの全体構成が決定された際、建屋縮小と加速器要素節約のため、偏向電

¹ E-mail: torikai@showa.gunma-u.ac.jp

磁石間の四極電磁石が省略され、ストレートラインにDispersionを残すLatticeとなった。

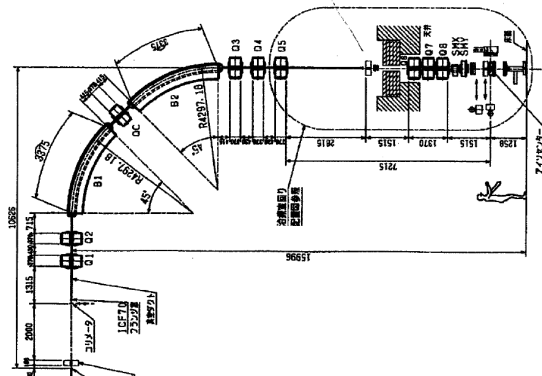


図2 H17マイクロビームサージェリーポート設計

4. D室のビーム条件

前述の条件のほか、D室における高精度ビームを実臨床で応用可能とするための追加条件として、

- ・ (Req. 3) 照射野100mm×100mm□の形成
- ・ (Req. 4) 400MeV/u通常治療（レンジシフタ、Longitudinal線量分布フィルタ [ridge-filter] 装荷）可能

の追加条件が出された。これらの要請を満足するLatticeについて検討した。

5. ストレート部デザイン

最終偏向電磁石通過後のストレート部について、3. および4. の要求を満たす機器配置を検討した。A-C室のターゲット中心（アイソセンタ）でのβ関数がxおよびzともに5mであるのに対し、D室での目標β関数を0.25m程度、α=0と仮定した。これから収束電磁石端でのβ関数を70m以上となり、条件を上流に遡及させてLatticeを計算した。計算にはWinAgileを用いた。計算によって得られたストレート部のβ関数を図3に示す。

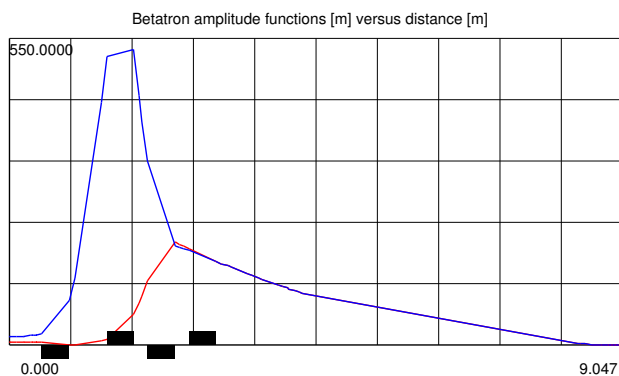


図3 D室ストレート部のLattice(長さ9m)

ビームの急拡大を要すること、xおよびz方向のビーム調整能をもたせるため、Quadrupletを採用した。この計算により、各方向でβ=0.24m、α=0の解

が存在することを示した。またアイソセンタ直近のTripletが不要となることで、照射ポートが軽量化し、さらに通常治療に供するレンジシフタ等の機器配置を容易にした。9mの直線部に収まる機器配置について検討したデザイン案を図4に示す。

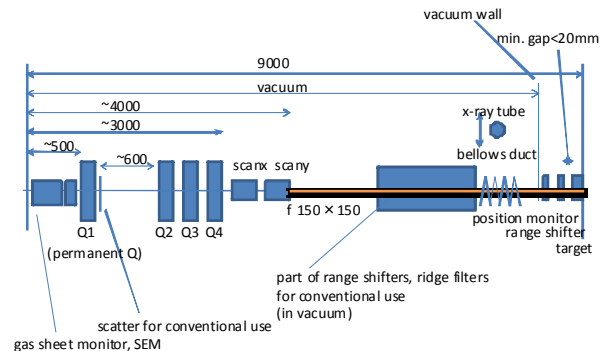


図4 D室ストレート部機器配置案

6. 上流ビーム輸送部デザイン (B-C)

最終偏向電磁石でのβ関数範囲仮定を受け、上流のビーム輸送Latticeを検討した。条件は

- ・ (Req. 5) 全域で四極電磁石最大19.1T/m以下
- ・ (Req. 6) B-C室輸送系と同じ輸送Lattice
- ・ (Req. 6) Dispersion=0のコリメータまたは散乱点の決定

である。これらを満足する解を探索した。B-C輸送部のLattice検討結果を図5に示す。図中左端はB室垂直振り上げ用偏向電磁石通過後のTwiss Parameter、右端はC-D間ストレート部である。本検討において、C-D間ストレート部直後に散乱体またはコリメータを装荷するためにDispersion=0、xおよびz方向のβ関数がほぼ同一で10m程度の調節可能な図4に示す輸送解が存在することを確認した。この結果、B室振り上げ部より上流でのD室輸送のためのパラメータ調節が不要となり、ビーム調整時間が効率化できる。

7. 上流ビーム輸送部デザイン (C-D)

C-D間ストレート部に散乱体を装荷した場合のLatticeデザインについて検討した結果を図6に示す。電磁石の配置はB-C間と同様にTripletを2セット配した構造で、D室への通常輸送の場合はB-C室と同様の励磁として調整効率を高め、マイクロビーム生成の際はTriplet1セットをOFFにし、ストレート部として利用することでβ関数の拡大に供する構成を考案した。

参考文献

- [1] 遊佐ら、本学会プロシーディングス

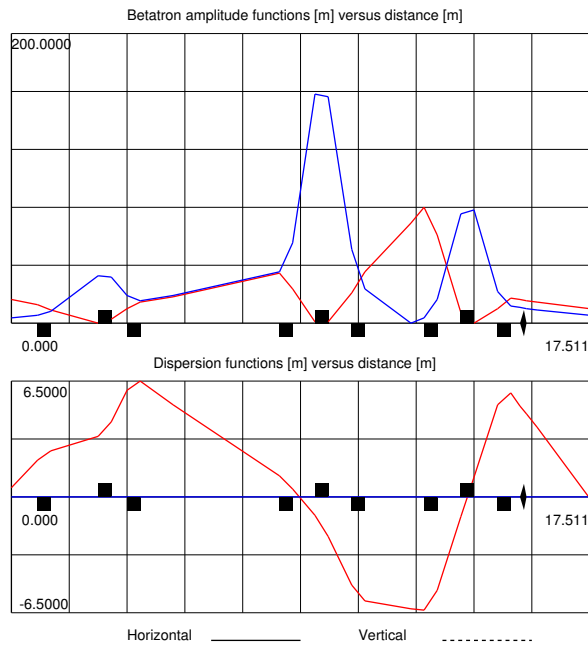


図5 B-C室間輸送Lattice

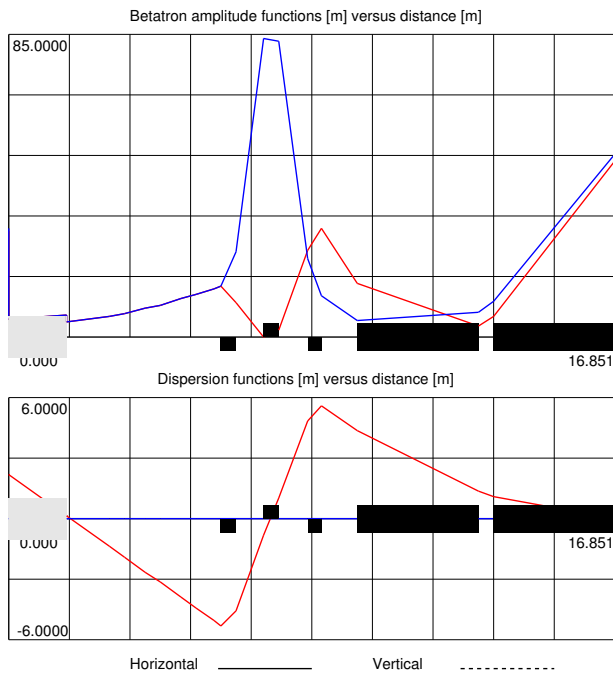


図6 C-D室間輸送Lattice

7. まとめ

本検討により、現行のビームライン・デザインに影響を与えず、要求 (Req. 1-Req. 6) を満足しつつ、H17年度の性能を超える新しいLattice設計が可能であることを示した。今後、モニタ配置や調整効率を高めるステアリング電磁石の構成などを検討し、平成22年度末のマイクロビーム実験開始を目指す。