Optics Design of Rotating Gantry for Particle Therapy

Takahiro Yamada #, Fumiaki Noda, Shinichiro Fujitaka Hitachi Ltd. 2-1, Omika-cho 7-chome, Hitachi-shi, Ibaraki-ken, 319-1221

Abstract

A beam scanning method using two scanning magnets for one scan direction has been proposed. In this method, a phase difference of the betatron motion between the scanning magnets is adjusted to π radians to set the downstream scanning magnet to the node of the beam orbit. In an optics design of rotating gantry adopting this method for carbon ion radiotherapy, the beam passing area of bending magnet decrees by 70% compared to that of one scanning magnet system.

二重走査法を採用した粒子線治療用回転ガントリーの光学設計

1. はじめに

一般的に粒子線治療施設では、治療精度の向上や 治療時間の短縮のために、回転ガントリーの設置が 望まれている。スキャニング照射に用いる粒子線治 療用回転ガントリーでは、ビーム走査電磁石を偏向 電磁石の上流に配置することにより回転半径を低減 することができる^{II}。しかし、走査後のビームが偏 向電磁石を通過することにより、偏向電磁石内の ビーム通過領域が大きく、偏向電磁石の小型化が難 しいという課題があった。

2. 二重走査法によるビーム走査

照射野に対する偏向電磁石内のビーム通過領域を 低減可能な二重走査法を考案した。図1を用いて二 重走査法の効果を説明する。図1の横軸はビーム進 行方向の位置、縦軸は走査方向にビームが通過する 領域を表わす。従来走査とは、最終 90° 偏向電磁 石の上流で1つの走査方向に1台の走査電磁石を用 いてビームを走査する手法を意味する。図中の実線 ならびに破線はそれぞれ従来走査法と二重走査法で ビーム走査した場合のビーム軌道変位を表わす。従 来走査法では、偏向電磁石の上流に設置された走査 電磁石1台でビームを走査するが、偏向電磁石が持 つビーム収束効果により超伝導電磁石内ビーム通過 領域と照射幅がほぼ同程度となる。偏向電磁石内の ビーム通過領域が大きくなると、偏向電磁石の大型 化や励磁電流の増大が問題となる。二重走査法では 走査電磁石を2台設置し、ベータトロン振動の位相 を走査電磁石間でπ[rad]進むように調整することに より、上流の SCM1 でキックされたビームの軌道が 下流の SCM2 の位置で節となるような光学系とする。 下流の SCM2 では SCM1 とは逆方向にキックを与え る。このように、2台の走査電磁石で逆方向に走査 することにより、照射野に対する偏向電磁石内の ビーム通過領域を低減することが可能となる。



図1:二重走査法の概念図

二重走査法を採用した光学系

二重走査法を採用した炭素線治療用回転ガント リーの光学系を図2に示す。本光学系では X 方向 のみ二重走査法を採用している。Y 方向も二重走査 する為に図2中の SCY の位置に Y 方向のビーム軌 道変位が節を作るような光学系とした場合、上流の 走査電磁石を図2中のB直線部に配置する必要があ り、走査されたビームが通過する超伝導電磁石が増 えるため、Y 方向は最下流の走査電磁石 SCY の1 台で走査する。本光学系では最終 90°の偏向電磁 石を2台に分割し、その偏向電磁石間に走査電磁石 を配置している。図1のように、最終90°を1台 の偏向電磁石で偏向しその前後で二重走査する場合、 最終直線部 2.0 m では SCX2 とアイソセンタ間の距 離が近く、超伝導電磁石内ビーム通過領域の低減効 果が小さくなる。そこで、本光学系では最終 90° の偏向電磁石を 60°と 30°に分割することで、 SCX2-アイソセンタ間の距離を拡大するとともに、 BM3 と BM4 の X 方向のビーム通過領域を同程度と し、超伝導電磁石内のビーム通過領域の面積を低減 した。

[#] takahiro.yamada.dp@hitachi.com



図2:二重走査法を採用したガントリーの構成





次に、図3に本光学系のビームパラメータを示す。 実線が X 方向のベータトロン関数 β x、破線が Y 方 向のベータトロン関数 β y、点線が X 方向の分散関 数 η x を意味する。アイソセンタにおける光学条件 は β x= β y=3.0m, η x=0m としている。

続いて、図4にガントリー回転時のビーム通過領 域を示す。実線が X 方向の、破線が Y 方向のビー ム通過領域 (2 σ)を表わす。ビーム通過領域は以 下の式(1)に従い計算した。なお、 ϵ x、 ϵ y、dp/p は それぞれ X 方向エミッタンス、Y 方向エミッタンス、 運動量分散を表わし、それぞれ 2 π ·mm·mrad、10 π ·mm·mrad、0.1%として評価した。





図4:ガントリー角度ごとのビーム通過領域

図4に示す通り本光学系は、走査したビームが通過 しない SCX1 より上流において、ビーム通過領域の 半幅が 20mm を超えないようにビーム輸送している。

図5ならびに図6に、X 方向に全幅 228mm、Y 方向に全幅 176mm 走査した時のビーム通過領域を 示す。このとき照射野の面積は 40000mm² となる。 なお、本光学系は BM4 内の X 方向と Y 方向のビー ム通過領域をそろえるために、照射野の縦横比は X:Y=4:3 になる。ビームの通過領域を計算するため に、ビームのエミッタンスは X 方向、Y 方向ともに $10\pi \cdot mm \cdot mrad (2\sigma)$ として計算した。二重走査を する事により、X 方向では走査幅 228 mm に対して BM4 内のビーム通過領域は 114 mm に低減できてい る。一方、Y 方向は従来走査ではあるが、走査後に 通過する偏向角度が 30° と小さいため、走査幅 176mm に対して BM4 内のビーム通過領域は 114 mm となる。



図5:走査時のX方向ビーム通過領域



図6:走査時のY方向ビーム通過領域

本光学系では、SCX1 と SCX2 に同じ設計の走査電 磁石を用いて製作コストを低減する為に、SCX1 と SCX2 の蹴り角は等しい値を持つように設計した。 また、SCY の位置で X 方向のビーム軌道変位が節 となるようにすることで、SCY のギャップが最小化 できる。なお、QM6 は SCX1 の下流に配置される ため走査されたビームが通過するが、SCX1 に近接 して配置することにより、X 方向に最大の幅 228mm で走査した場合のビーム通過領域(半幅)を15 mm に抑え、走査されたビームが通らない QM1-5 と同等の設計とする事を可能としている。

本光学系における、偏向電磁石内のビーム通過領 域の最大面積と照射野の関係を図7実線に示す。破 線は従来走査法を用いた場合である。図5、6に示 した照射野 40000mm²(228mm×176mm)時の値を(i) として示した。図中破線に見られる通り、偏向電磁 石内最大通過領域は従来走査法では照射野と同程度 となり、二重走査法を用いることによりその面積を 約 30%に低減することが可能となる。また、従来走 査法で照射野 40000mm² が達成可能な偏向電磁石を 用いて二重走査法を採用した場合、図 7 (ii)の領域 に示す照射野となり、照射野の拡大につなげること も可能となる。



図7:最大ビーム通過領域と照射野

4. 結論

ー走査方向に走査電磁石を2台用いて走査するこ とで、回転ガントリー中の偏向電磁石内のビーム通 過領域を低減するビーム走査方法を考案した。本 ビーム走査法を用いることで、ガントリー中の偏向 電磁石内における最大のビーム通過領域の面積を約 30%に低減することが可能となる。

参考文献

[1] C.Kleffner, et al., "COMMISSIONING OF THE CARBON BEAM GANTRY AT THE HEIDELBERG ION THERAPY (HIT) ACCELERATOR", Proceedings of EPAC08, Genoa, Italy