

重粒子線治療におけるビームアライメント手法とその検証

BEAM POSITION ALIGNMENT ITS VERIFICATION FOR THERAPEUTIC ION BEAMS FROM SYNCHROTRON

皿谷有一^{#,A)}, 竹下英里^{B)}, 古川卓司^{A)}, 原洋介^{A)}, 水島康太^{A)}, 早乙女直也^{A)}, 丹正亮平^{A)},
白井敏之^{A)}, 野田耕司^{A)}

Yuichi Saraya^{#,A)}, Eri Takeshita^{B)}, Takuji Furukawa^{A)}, Yousuke Hara^{A)}, Kota Mizushima^{A)}, Naoya Saotome^{A)}, Ryohei
Tansho^{A)}, Toshiyuki Shirai^{A)}, Koji Noda^{A)}

^{A)} National Institute of Radiological Sciences

^{B)} Kanagawa Cancer Center Hospital

Abstract

Control of the beam position for three-dimensional pencil-beam scanning is important because errors of the beam position disturb the uniformity of the irradiated dose distribution. To suppress that, we have developed a simple procedure for beamline tuning. Beamline tuning is performed with steering magnets and fluorescent screen monitors to converge the beam's trajectory to a central orbit. The misalignment between the beam position and reference axis is checked by the verification system, which consists of the screen monitor and an acrylic phantom. If the beam position is deviated from the reference axis, two pairs of steering magnets that are placed downstream of the beam transport line will correct the beam. These adjustments are iterated until the deviations for 11 energies of the beam are within 0.5 mm of the reference axis. To indicate the success of our procedure, we performed beam commissioning at the Kanagawa Cancer Center using our procedure.

1. 背景

重粒子線治療は、線量集中性と生物学的効果に優れている。三次元スキヤニング照射法はこのような物理的優位性を活かした理想的な照射技術である[1]。三次元スキヤニング照射法では、ビームが通過する物質が少なく、散乱によるビームサイズの広がりが少ない。そのため複雑な線量分布を高精度に腫瘍に与えることができる。線量を集中させることができる一方、患者位置でのビームの位置がずれると、計画された線量分布との乖離が大きくなる。そのため、ビーム位置のアライメントが重要であり、定期的な検証が必要である。我々は、ビーム位置調整のための簡便な方法を開発し、神奈川県立がんセンターの炭素線治療装置の高エネルギービーム輸送ラインを使用し実験を行った。

神奈川県立がんセンターには、放射線医学総合研究所での研究開発を基に設計開発された普及型小型炭素線治療装置が 2015 年に建設され、同年 12 月より治療が開始されている。

2. ビーム輸送ラインのコミッションング

加速器システムは入射器、シンクロトロン、高エネルギービーム輸送系で構成される。Figure 1 に神奈川県立がんセンターの加速器システムのレイアウトを示す。治療中のビーム飛程の調整は、可変エネルギー運転とレンジシフター(RSF)を組み合わせて行う。可変エネルギー運転では 11step のビームエネルギー(430, 400, 380, 350, 320, 290, 260, 230, 200, 170, and 140 MeV/u)をシンクロトロンから治療室に供給できる[2]。輸送ラインの最下流に

はレンジシフターと呼ばれるアクリルプレートが設置されており、厚みを変えることでビーム飛程を細かく調整できる。また照射時間の短縮のため、フラットトップ延長運転が行われる。ビーム強度を高精度に制御し、高速にビームの ON/OFF を行う必要があるため、加速されたビームは、RF-KO 法による遅い取り出しによって取り出される[3]。水平/垂直ポートが備えられた治療室が 2 室、水平ポートのみの治療室が 2 室設けられている。

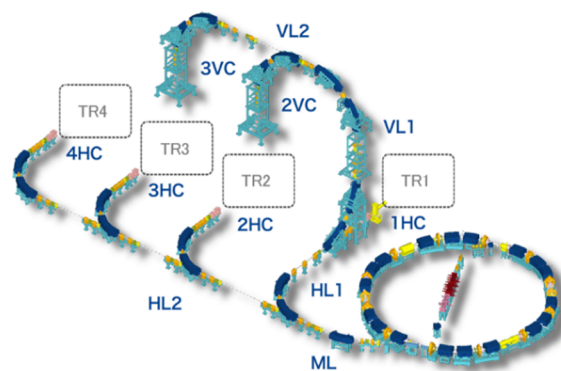


Figure 1: Layout of the accelerator system at the Kanagawa Cancer Center. The system is composed of horizontal and vertical beamlines.

開発したビーム位置調整法では輸送ラインの光学計算結果を用いる。輸送ラインの光学計算は以下の条件で最適化されている。

- ML の偏向電磁石の出口でディスパージョンを 0 にする。
- アイソセンターにおけるビームサイズは、治療計画

[#] saraya.yuichi@qst.go.jp

- が要求するビームサイズに合わせて調整される
- アイソセンターでのアルファ関数は 0 とする
 - ESD からアイソセンターまでの位相の進みは $N\pi$ [rad] とする

Figure 2 に、このような条件で光学計算を行った場合の、輸送ラインの β 関数とディスページョン関数を示す。横軸は、静電デフレクター(Electrostatic deflector:ESD)から、4HC の水平ラインのアイソセンターまでのビーム軸方向の座標を示している。

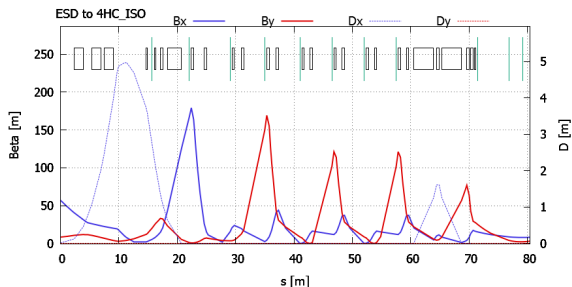


Figure 2: Beta function and dispersion function along the HEBT. Solid lines show the horizontal (blue) and vertical (red) beta functions. Dotted lines show the horizontal (blue) and vertical (red) dispersion functions.

2.1 ビームアライメント法

光学計算が前述の条件を満たすよう最適化された後に、輸送ラインのビーム位置の調整を行う。輸送ライン上にはビームプロファイル測定のため、26 台のスクリーンモニター(SCN)が設置されている[4, 5]。ビームの重心位置がモニターの中心と一致するよう、ステアリング電磁石を使用しビーム位置の調整を行う[6]。もし、偏向角が大きい場合には、偏向電磁石を使用しビーム位置の調整を行う。

輸送ラインのビーム位置の調整後に、治療室内の基準点にビーム位置を合わせるための調整を行う。照射する線量分布と計画された線量分布のずれをなくすためには、CT(Computed Tomography)画像や、X 線画像の基準とビーム位置を合わせることが必要である。そのために基準となる点を仮想的に設け、それをアイソセンターと呼ぶ。アイソセンターは、アクリルファントムに埋め込まれた鉄球によって定義される。この鉄球と一致するよう、CT装置や X 線管球、治療台、FPD(Flat Panel Detector)等の座標系は調整されており、ビームの位置もこの鉄球に合わせて調整する。Figure 3 にこのための調整のフローと、輸送ライン下流の機器構成図を示す。本フローでは、輸送ライン下流の 2 組のステアリング電磁石(ST01, ST02)と、2 台の SCN(SCN01, SCN02)、MWPC(Multiple wire proportional chamber)を使用する。MWPCは治療中のビーム位置を監視のために設置されており、ビームの重心位置を高速に測定し、予定されたスポット位置との偏差が許容値内であることを確認している。2 台の SCN は、本調整時にのみビームラインに挿入される。

ビーム位置調整は輸送行列を基に計算し、ST01 から SCN01 までの輸送行列は(1)式のように表せる。

$$\begin{bmatrix} \Delta x_{SCN01} \\ \Delta x'_{SCN01} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m_{11} & m_{12} \\ m_{21} & m_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_{ST01} \\ \Delta x'_{ST01} \end{bmatrix} \quad (1)$$

ここで $\Delta x'_{ST01}$ は ST01 の偏向角であり、 Δx_{SCN01} は SCN01 でのビーム位置、 m_{ij} は輸送行列の行列要素である。(1)式から SCN01 でのビーム位置を補正するための ST01 の偏向角は式(2)のように表せる。

$$\Delta x'_{ST01} = -\Delta x_{SCN01} / m_{12} \quad (2)$$

ST02 の偏向角は、まず SCN02 でのビーム位置を調整するよう ST02 から SCN02 までの輸送行列を使用し計算する。

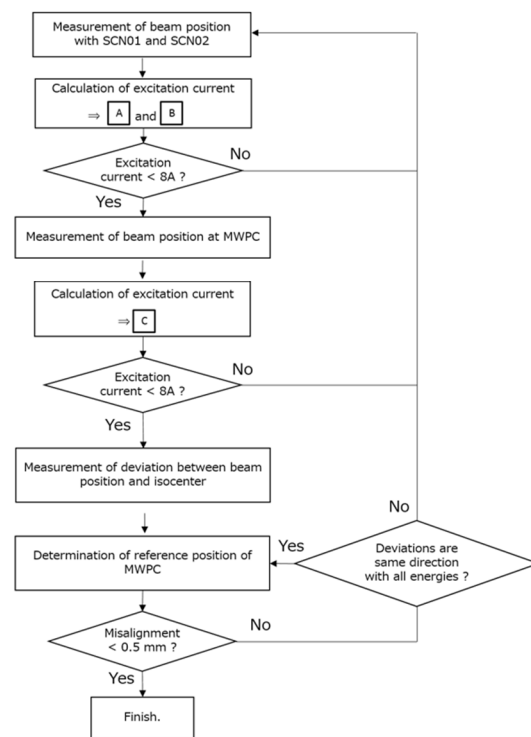
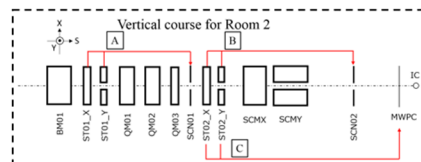


Figure 3: Flow chart of adjustment procedure and configuration of magnets and SCNs on the vertical beamline for Room 2. The configuration of the magnets and SCNs is same in other courses.

Figure 4 に鉄球とビーム位置のずれを測定するためのセットアップを示す。この測定システムは鉄球 ($\Phi=2.0$ mm) が埋め込まれたアクリルファントムと、その下流に設置されたスクリーンモニターで構成される[7]。スクリーンモニターは、ビーム軸上に設置する蛍光膜と、CCD(charge-coupled device)カメラで構成される。CCD カメラは、放射線による損傷を防ぐため、ビーム軸から外して設置されている。スクリーンモニターの分解能は 0.2 mm/ピクセルである。鉄球をビームが通過すると、散乱角の違いから、鉄球周辺のフルエンスが小さくなるため、下流のスクリーンモニターで測定したビームプロファイルに

鉄球の影ができる[8, 9]。その影の重心位置を鉄球の位置として、ビーム位置との差を求める。

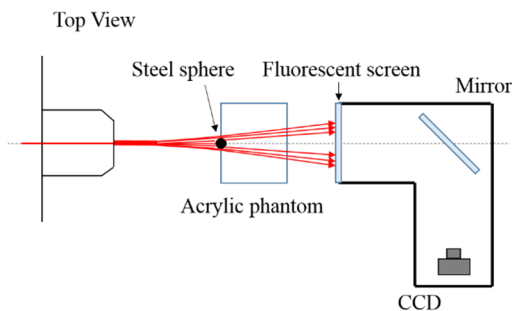


Figure 4: Configuration of the verification system. Light emissions are detected by a charge-coupled device (CCD) camera via a 45° rotated mirror.

3. 結果

Figure 5 に本測定システムで測定したビームプロファイルを示す。Figure 5(a)は二次元プロファイル分布であり、Figure 5(b),(c)は、水平・垂直方向の射影分布と、ラインプロファイルである。黒線はビームプロファイルを二次元ガウス分布でフィッティングした場合の曲線である。ガウス分布との違いから、ビームが鉄球を通過したことによりフルエンスが小さくなっていることがわかる。

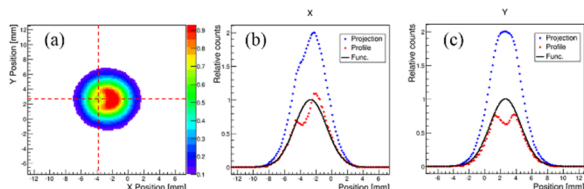


Figure 5: Beam spot image after beamline tuning (a). Horizontal (b) and vertical (c) beam profiles after beamline tuning.

鉄球とビーム位置の差を求めるために、測定した二次元プロファイル分布とフィッティングで求めた二次元ガウス分布の差の二次元マップを計算し、その重心から鉄球の位置を求める。求めた鉄球の位置とガウス分布の中央値との差からビーム位置のずれを求める。Figure 6 にビーム位置を補正した後のビームプロファイルを示す。

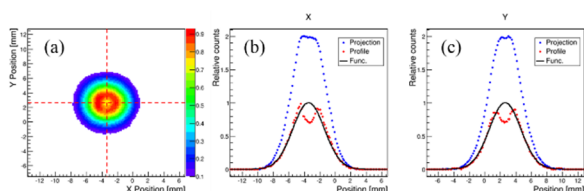


Figure 6: Beam spot image before beamline tuning (a). Horizontal (b) and vertical (c) beam profiles are shown before beamline tuning. The red points show the normalized line profile, while the blue points show the normalized projected image. The black line shows the 2D Gaussian distribution.

Figure 5 と比較し、ガウス分布の中心と、鉄球の影の中心が合っていることがわかる。

Figure 7 に 3 室、4 室の水平コースのエネルギー毎の測定結果を示す。黒丸は補正前のビーム位置のずれを表しており、赤丸は補正後のビーム位置のずれを表している。本調整によりビーム位置のずれが小さくなっていることがわかり、補正後の差は全エネルギーで ± 0.5 mm 以内になっている。

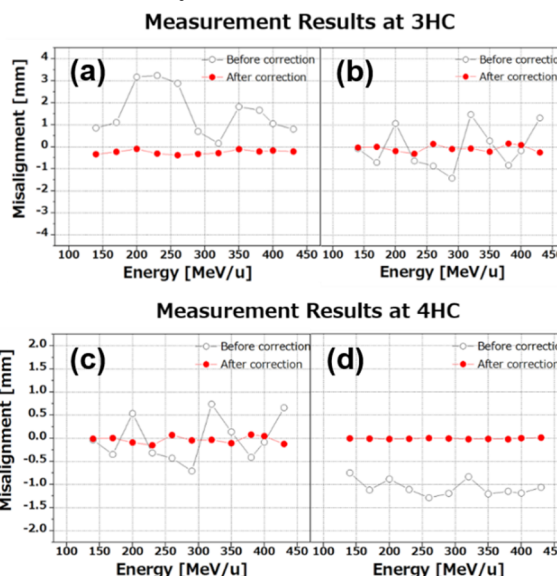


Figure 7: Measurement results of the beam misalignment. Horizontal (a) and vertical (b) misalignments at 3HC before correction (open circles) and after correction (filled circles). Horizontal (c) and vertical (d) misalignments at 4HC before correction (open circles) and after correction (filled circles).

4. まとめ

本研究で開発した調整方法を、神奈川県立がんセンターの高エネルギービーム輸送ラインに適用し、ビーム位置の調整を行った。調整の結果、全てのエネルギーでアイソセンターでのビーム位置を ± 0.5 mm 以内に収めることができた。

[1] T. Furukawa *et al.*, Phys. Med. Biol. 34, 1185 (2007).
 [2] Y. Iwata *et al.*, Nucl. Instr. Meth. A624, 33 (2010).
 [3] M. Tomizawa *et al.*, Nucl. Instr. Meth. A326, 399 (1993).
 [4] N. Saotome *et al.*, in Proceedings of PAC09, Vancouver, BC, Canada, 2009.
 [5] E. Takeshita *et al.*, in Proceedings of IPAC'10, Kyoto, Japan, 2010.
 [6] M. Torikoshi *et al.*, in Proceedings of Particle Accelerator Conference, New York, 1999.
 [7] K. Mizushima *et al.*, J. Korean Phys. Soc. 63 1437 (2013)
 [8] J. Barkhof *et al.*, Med. Phys. 26, 2429-2437 (1999).
 [9] G. Ciangaru *et al.*, JACMP. 8(4), 65-75 (2007).