

遅い取り出しビームの光学パラメータの最適化とその検証

VERIFICATION AND OPTIMIZATION OF THE OPTICAL PARAMETERS FOR SLOW EXTRACTED BEAM

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 Institutes for Quantum and Radiological Science and Technology

^{B)} Kanagawa Cancer Center Hospital

Abstract

Control of the beam size and position for three-dimensional pencil-beam scanning is important. We have developed a simple procedure for the optimization of the optical parameters and the beam alignment. Verification of the beam optics is performed by the measured beam size and variation of the beam position along the beam transfer line. Optimization of the beam optics is performed with the measured optical parameters at the extraction point. After the optimization, beamline tuning is performed with steering magnet and fluorescent screen. The misalignment between the beam position and reference axis in the treatment room 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 experiment 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おり、三次元スキ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。

このような三次元スキニング照射法では、ビームサイズやビームの位置を高精度に制御することが重要であり、輸送ラインの光学系の最適化やビームの位置を治療の基準位置に合わせる必要がある。光学系の最適化は、出射点での光学パラメータの設計値に基づき行われるが、これには計算とのずれがある。そのため我々は、輸送ライン上に設置された蛍光膜と CCD カメラで測定したビームサイズとビーム位置の変動量から、出射点の光学パラメータの検証と最適化を行う方法を開発し、神奈川県立がんセンターの炭素線治療装置において実験を行った。

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. 最適化手法

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。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。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(RSF)を組み合わせで行う。可変エネルギー運転では 11 種類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。輸送ライン上には、ビームプロファイル測定のため、蛍光膜と CCD カメラで構成されるスクリーンモニター(SCN)が 26 台設置されている[3, 4]。

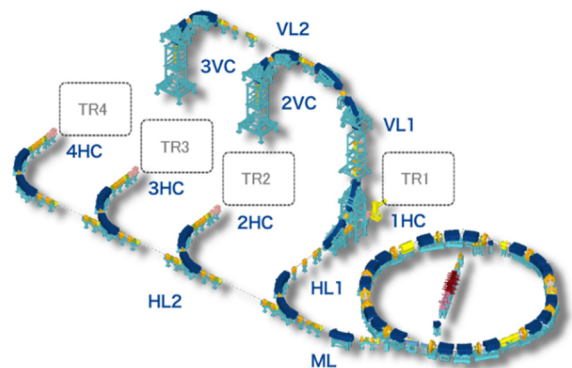


Figure 1: Layout of the accelerator system at the Kanagawa Cancer Center.

Figure 2 に開発した最適化手法のフローチャートを示す。これまでの、シンクロトロンから出射されるビームのエネルギーを変更し、輸送ラインのビーム位置のずれから

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

分散関数の検証を行っていたが、精度が悪かった。分散関数の検証精度の低さにより、ツイスパラメータを高精度に検証することができなかった。本手法では、出射点での分散関数のずれをあらかじめ仮定したオプティクスを複数用意し、出射中のビーム位置の変動が最も小さくなる条件を探索することで、分散関数の検証を行う。出射中のビーム位置は、(1)式のようにビームの運動量の変動と出射点でのビームの角度の変動($\Delta\theta$)に依存する。そのため本手法では、まず出射角の変動に依存しないような位相の条件の探索を行い、その後分散関数の検証を行う。

$$\Delta x = D(s) \frac{\Delta p}{p} + \Delta\theta \sqrt{\beta_0 \beta_s} \sin(\Delta\mu) \quad (1)$$

このような確認を行った後に、複数の SCN で測定したビームサイズから、出射点におけるツイスパラメータとエミッタンスの検証を行う。

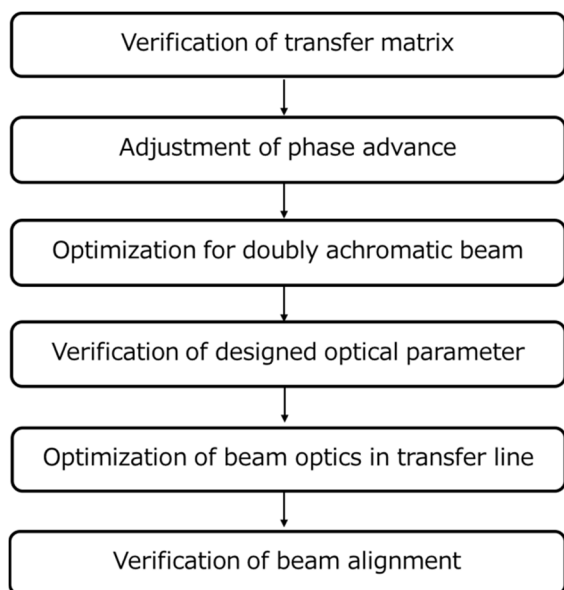


Figure 2: Flow chart of verification and optimization of beam optics.

光学パラメータの最適化が行われた後に、治療室の基準点とビームの位置のずれの検証を行う。ビーム位置のずれは、治療室内に設置された測定システムにより行われる。この測定システムは SUS 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 SCN で構成される[5]。SUS 球をビームが通過すると、散乱角の違いから、SUS 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 SUS 球の影ができる[6, 7]。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。

このようなビーム位置の補正に関しても、補正方法の定式化と自動化を行うことで調整時間の短縮化を行った。これまでは、運転員が SCN でのビームの位置を確認しながら、治療室の基準点と輸送ライン上の SCN のずれを手動で調整していた。治療に使用するビームのエネルギー毎に、このような調整を行う必要があり、長い調整時間を要する場合があった。本手法では治療室でのビ-

ム位置のずれから、輸送ライン上の SCN でのビーム位置のずれを求め、補正のためのステアリング電磁石の電流値を計算し、補正後の電流パターンをセットすることでビーム位置のアライメントを行う手法を開発した。

3. 結果

3.1 光学パラメータの最適化

Figure 3 に輸送行列と分散関数の検証を行った結果を示す。Figure 3(a)は輸送行列の検証を行った結果であり、静電デフレクター(ESD)の偏向角を 0.1 mrad ずらした場合のビーム位置のずれの測定値と計算結果である。これにより、四極電磁石の磁場勾配を電流に変換する際の変換係数や、各機器の距離などが計算と合っていることが確認された。また、x-y 結合がないことも確認された。Figure 3(b)は、分散関数の検証前後の出射中のビーム位置の変動を示している。1台のモニターで測定したビーム位置の変動から条件の探索を行っている。このような探索を複数のエネルギーで行い、分散関数の設計値からのずれを検証した。低いエネルギーでは設計値からのずれは小さかったが、高いエネルギーでは 1 m 程度のずれが見られた。

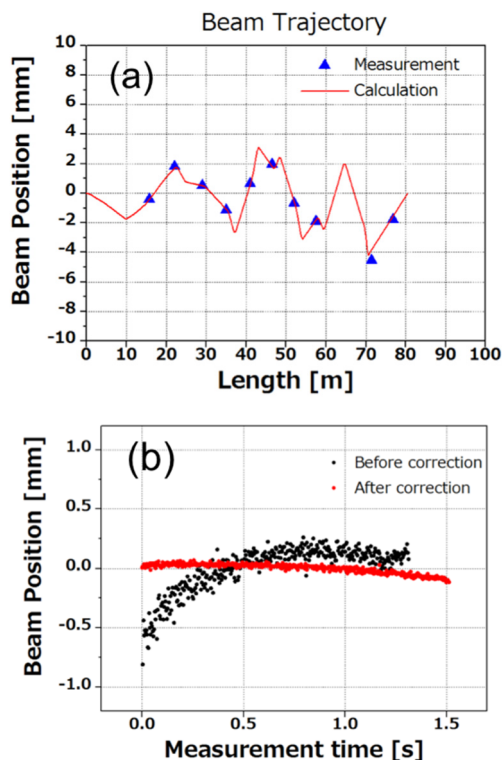


Figure 3: Verification of the transport matrix(a) and dispersion function(b).

Figure 4 に出射点でのツイスパラメータとエミッタンスの検証を行った結果を示す。Figure 4(a) は、ESDから治療室 2 の垂直コースまでのビームサイズの計算値と測定値を示している。Figure 4(b) は、ESDから治療室 3 の垂直コースまでのビームサイズの計算値と測定値を示して

いる。青線が設計上のツイスパラメータで計算されたビームサイズである。赤線は、測定したビームサイズからフィッティングを行い、求めたツイスパラメータとエミッタンスで計算されたビームサイズを示している。設計値を使用した条件より、どちらのオプティクスにおいても測定値とのずれが小さくなっている。

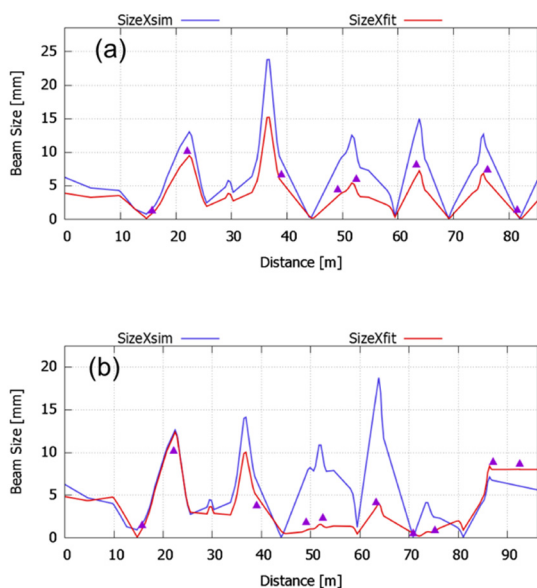


Figure 4: Verification of the twiss parameter and emittance.

3.2 ビーム位置のアライメント

Figure 5 に本手法適用前後のビームプロファイルを示す。Figure 5(a)は補正前のビームプロファイルであり、Figure 5(b)が補正後のビームプロファイルである。Figure 5(a)では球の影とビームの位置がずれているが、補正によりビームの中心と、球の影が合っていることがわかる。

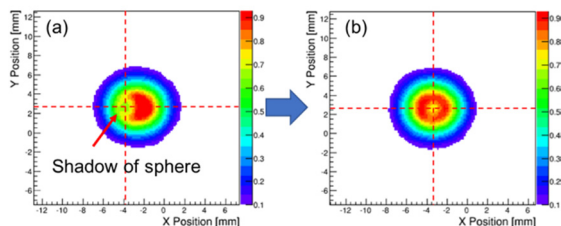


Figure 5: Beam spot image before (a) and after (b) beamline tuning.

Figure 6 に治療室 2 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る。また、補正後の差は全エネルギーで ± 0.5

mm 以内になっている。

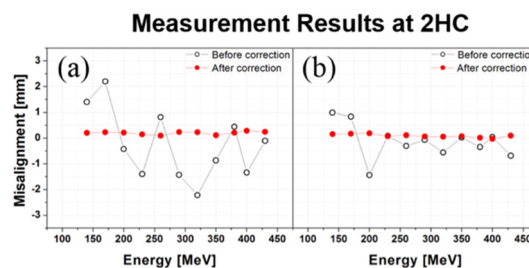


Figure 6: Measurement results of the beam misalignment. Horizontal (a) and vertical (b) misalignments at 2HC before correction (open circles) and after correction (filled circles).

4. まとめ

本研究で開発した手法を、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、輸送ラインのオプティクスの検証と最適化、ビーム位置のアライメントを行った。手法を適用した結果、計算されたビームサイズが測定と良く合っていることを確認した。また、アイソセンターでのビーム位置を全てのエネルギーで ± 0.5 mm 以内に収めることができた。

参考文献

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