重粒子線治療用シンクロトロン多段エネルギースキャンの運用実績

PERFORMANCE OF MULTIPLE-ENERGY SYNCHROTRON OPERATION FOR CARBON ION THERAPY

想田光#, A)、金井貴幸 A)、イ ソンヒョン(A、宮坂友侑也 A)、岩井岳夫 A)、盛道太郎(B、佐藤亜都紗(B、
田口貴之(B、菅藤洋平(B、勝間田匡(B、佐藤啓(A、佐藤慎哉(A、上野義之(A、根本建二(A
Hikaru Souda A), Takayuki Kanai A), Sun Hyun Lee(A ,Yuya Miyasaka A), Takeo Iwai A),
Michitaro Sei B), Azusa Sato B), Takayuki Taguchi B), Yohei Kanto B), Masashi Katsumata B),
Hiraku Sato A), Shinya Sato A), Yoshiyuki Ueno A), Kenji Nemoto A)
A) Yamagata University, B)Accelerator Engineering Corporation

Abstract

Yamagata University East Japan Heavy Ion Center started a clinical heavy ion irradiation on 25 February 2021. The treatment machine changes beam range with a 0.5-mm steps without a physical range shifter. In order to realize this operation, the accelerator synchrotron can provide 600 energies using extended flattop system. There are 600 parameter sets for the synchrotron and the high energy beam transport in this operation. In clinical operation, quality assurance (QA) measurement is carried out for checking the beam position and beam size. Since it is not realistic to measure all parameters for 600 energies, simplified measurements are carried out for daily QA. Beam size and positions are measured for 600 energies using a multi-wire proportional counter fixed in the irradiation port. The beam size and the beam position were kept in ±20% and ±1mm, respectively. A correction of beam position is carried out based on the monthly precise beam position measurement to set the isocenter beam position within 0.5 mm.

1. はじめに

炭素線を用いた重粒子線治療は、放射線医学総合研究所(放医研)の HIMAC にて本格的に開始された[1]。2021 年現在、骨軟部腫瘍、頭頸部腫瘍、前立腺癌が保険診療の対象となっている。国内では既に 6 施設が稼働しており、重粒子線治療は現代の医療において重要な位置を占めるに至っている。

山形大学医学部では、2015 年から重粒子線治療施設の建設を行い、2019 年に東日本重粒子センターの建屋が完成した。その後、2019 年 11 月より装置メーカーによるビーム調整が行われ[2]、クリニカルコミッショニングを経て 2021 年 2 月 25 日より、水平固定ポートを用いた前立腺がんの治療照射を開始した。

2021 年 8 月現在、61 名の患者に対して治療を完了しており、また 350 名以上が治療を予約済みである。東北地方初の重粒子線治療施設として当施設に対する期待は非常に高く、それだけに、治療を安定に維持することは極めて重要な責務である。

2. 加速器の 600 段エネルギー制御

装置の全体図を Fig. 1 に、仕様を Table 1 に示す。加速器としては群馬大学以降の普及小型重粒子線照射装置の設計を踏襲しており、全永久磁石型 ECR イオン源[3]と 4 MeV/u RFQ+IH-DTL 線形加速器[4]、430 MeV/u シンクロトロン[5]で構成される。

加速器レベルでの当施設の大きな特徴は、飛程の調整に物理的なレンジシフターを用いず、加速器側で 0.5 mm 刻みのエネルギー調整を行うことである。加速器側でのエネルギー変更による飛程制御については

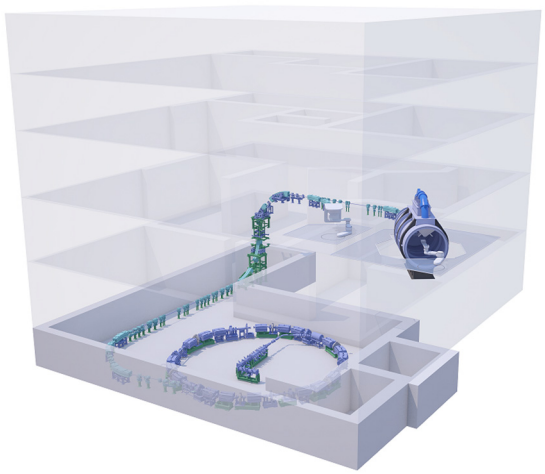

Figure 1: Three-dimensional layout of the accelerator and irradiation room.

HIMAC で約 200 段の制御として実現されているが[6]、既存の普及小型重粒子線治療施設では、加速器のエネルギーはブロードビームの場合で 3 種類、スキャニングの場合で 11 種類程度であり、その間の数 cm の飛程はポリエチレンブロック等の物理的なレンジシフターを挿入することによって調節していた。一方、当施設では、改良型超伝導回転ガントリーを初めて導入するにあたり、照射ポートの小型化を追求し、物理的なレンジシフターを排することとした。一方、飛程終端を標的最遠端に合わせるためには、0.5 mm 刻みの飛程調節能力を維持する必要があるため、加速器側に 600 段階のエネルギー制

Table 1: Specification of treatment facility in Yamagata University

Ion Source	10 keV/u C^{4+}
	10 GHz ECR w/ permanent magnet
Linac	4 MeV RFQ + IH-DTL
Synchrotron	Energy 50 – 430 MeV/u
	Diameter ~20 m
	Beam Intensity:3×10^{7} - 1×10^{9} pps Extended flattop operation
Irradiation System	# of rooms: 2
	(Fixed Horizontal / Rotating Gantry)
	Raster Scanning w/o range shifter Field Size: 200×200 mm
	Dose rate: >2 Gy/min for 1 L
	Positioning: Crossed X-ray (Gating available)
Building	Size: W 45 m×D 45 m×H 27 m
	Shielding: Concrete 0.5 - 3 m (+Iron local shielding)
	Natural Air Conditioning

御機能を持たせることとなった。

これを実現するための制御方法は次の通りである。エネルギーは、最大エネルギー430 MeV/u を 1、最小エネルギー55.6 MeV/u を 600 とする Energy ID(EID)で指定する。1EID ごとの飛程差は 0.5 mm であり、低エネルギー側(EID が大きい側)の方が 1EID あたりのエネルギー差は大きくなる。

シンクロトロンのパターンは 1 種類とし、HIMAC で開発された延長フラットトップ(クロック停止)[7]を用いて、EID ごとに予め指定された RF 周波数と磁石電流値でクロック停止することで指定のエネルギーで出射できるようにする。ビーム出射に関する励振周波数および振幅のパラメータは 600 個の EID について個別に指定する。

HEBT については、偏向磁石、四重極磁石、ステアリングの合計で、固定照射室水平コースでは 73 個のデバイスに対して、600EID それぞれにパラメータセットが存在する。回転ガントリー照射室の場合は、104 デバイスに対して、600EID それぞれにつきさらに 1 度ずつ 360 度それぞれのパラメータセットが存在する。管理すべきパラメータの数は、固定照射室で 43,800 個、ガントリーで 22,464,000 個である。これらを手作業で調整することや、目視で値を確認していくことは現実的に不可能であり、EID や角度の補間を行う調整ツールや、パラメータを可視化するグラフ化ツールが必須であり、これらの整備を進めている。

3. 治療用加速器における品質保証

治療用加速器においては、Quality Assurance(QA)として患者に照射する前にビームの健全性を確認することが重要である。一方、毎日詳細な測定を行うことは現実には不可能であるため、安全性と簡便さのバランスの取れた確認測定が必要である。一般には、毎日の測定は簡易的・総合的なものとし、詳細な測定は月例および年次 QA で行う。具体的な項目や頻度については、照射の精度を担保できるよう関連学会で検討され定められたガイドラインに基づいて、各施設で詳細な QA プログラムを設定する。

スキャニング照射法による粒子線治療については国内でのガイドラインが長らく定められていなかったが、当施設の治療開始直前の 2021 年 1 月に「粒子線治療装置の物理・技術的 QA システムガイドライン(粒子線 QA2016)「第 8 章:装置 QA 項目と許容値」(追補版)」としてスキャニングに関するガイドラインが定められた[8]。当施設では、当ガイドラインに準拠した QA プログラムを策定し、治療開始時から運用を行っている。当施設の QA プログラムの一部を Table 2 に示す。

Table 2: Dosimetry part of the QA program of East Japan Heavy Ion Center, Faculty of Medicine, Yamagata University

頻度	項目	調査レベル	即時対応レベル
日毎	ビーム位置調整	1 mm	2 mm
	ビームサイズ確認	20%	30%
	モニター線量計の校正・副モニター線量計の定常性	3%	5%
	飛程の確認	0.5 mm	1 mm
	直方体照射野線量確認	3%	5%
	線量率の確認	10%	20%
	ガントリー回転中心・飛程の確認(回転ガントリー室のみ)	0.5 mm (半径)	1 mm
月毎	位置モニタ平坦度測定	—	—
	ビーム軸調整	0.5 mm	1 mm
	ビームサイズ測定	20%	30%
	スピル内のスポット位置変動	0.5 mm	1 mm
	スピル解析・効率確認	基準値の 80%	—

4. 運用実績

4.1 Daily ビーム位置モニタ測定

加速器レベルで最も重要な Daily 測定は、ビーム位置とサイズの確認である。最終的に治療に寄与するのはアイソセンター位置での位置とサイズであるが、Daily 測定としては照射ポートに備え付けられたビームプロファイルモニタを用いて行う。ビームプロファイルモニタは Multi Wire Proportional Chamber (MWPC)であり、このモニタの信号は、位置ずれやサイズ誤差が発生した時に照射を止めるインターロックおよび、照射中の位置を保つようスキャニング電磁石の電流を変化させる位置フィードバックに用いられている。

実際の測定では、600 個の EID について、中心位置に連続して 200 spot ずつ照射し、その際の位置とサイズを位置モニタの信号を記録した照射ログから取得する。Figures 2, 3 がそれぞれ X 方向(ガントリ座標系で体軸と垂直な方向。加速器ではシンクロトロン水平方向に相当)と Y 方向(ガントリ座標系で体軸方向。シンクロトロン Y 方向に相当)のビーム位置測定のデータで、位置フィードバック後の平均位置としては 0.1 mm 以内になっている。ただし、季節変動により初期位置のずれが大きくなるとこ

の平均位置も 0.3 mm 程度と大きくなってくる。このような兆候が見えたら次節のビーム軸調整を実施し、ズレが一定以上に拡大するのを防いでいる。

現在の運用では、朝 7 時に装置を立ち上げて、このビーム位置・ビームサイズ確認と、平面照射・立体照射による線量の確認を合わせて、トラブルがなければ 8:30 までに立ち上げが完了し、9 時から治療開始としている。しかし、今後回転ガントリーの治療が始まると、ガントリーについては複数角度でこのビーム位置・ビームサイズ確認を行う必要があるため、このままでは測定時間が足りなくなる。そのため、EID を 4 個おきに測定するなどの簡略化を検討しており、現在精度の評価を進めている。

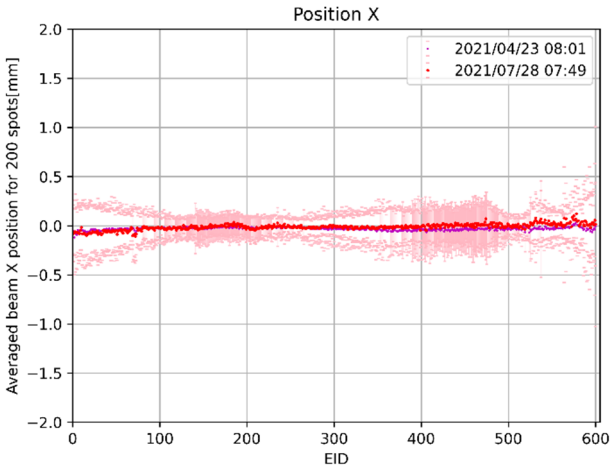

Figure 2: X Beam position measured by beam profile monitor in Daily QA.

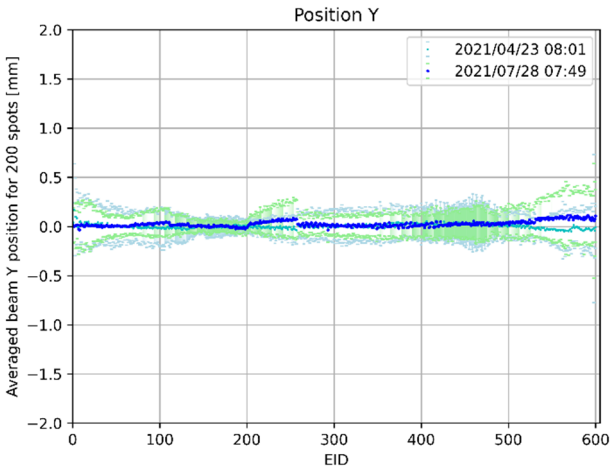

Figure 3: Y Beam position measured by beam profile monitor in Daily QA.

4.2 Monthly ビーム軸測定・軸調整

詳細なアイソセンターでのビーム位置測定は、アイソセンターにスクリーンモニタと CCD カメラによるビームプロファイル測定装置と、アクリルブロック内に鉄球を配置した鉄球ファントムにより行う。

位置フィードバックをかけて中心単一スポットで照射し、その際のビームの中心と、鉄球によってできる影の中心の位置の差を算出する。7/20 の測定結果を Fig. 4 に示す。この時の測定では、Y 方向の一部のエネルギーで即時対応が必要となる位置ずれが見られたため、ビーム軸調整を行った。

軸調整は、アイソセンターでの位置と、この時の照射ログから得られるビームプロファイルモニタでの位置を、フィードバック前の状態で中心に合わせるように行った。照射ログから、スキャニング電磁石の電流指示値と、フィードバック後の実測値の差分をフィードバック電流として読み取り、これをフィードバック前のビーム位置に換算し、その位置を補正するように XY それぞれ 2 台のステアリング電磁石の電流値を変更する。Figure 5 が補正後の値であり、アイソセンターでのビーム位置 0.5 mm 以内に補正できている。現在、この軸調整は 1-2 ヶ月に 1 回実施している。

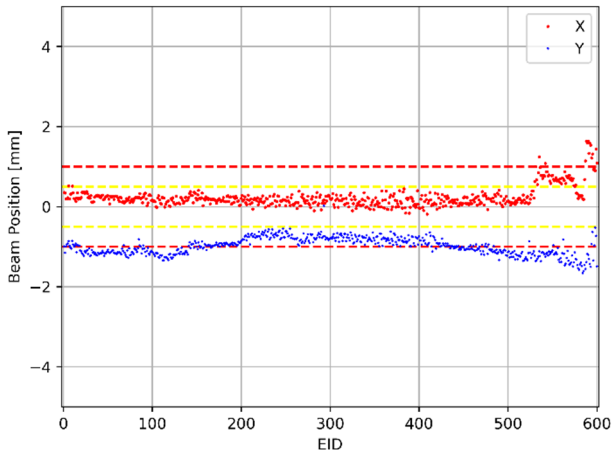

Figure 4: Beam position at isocenter measured by iron sphere and screen monitor (before correction).

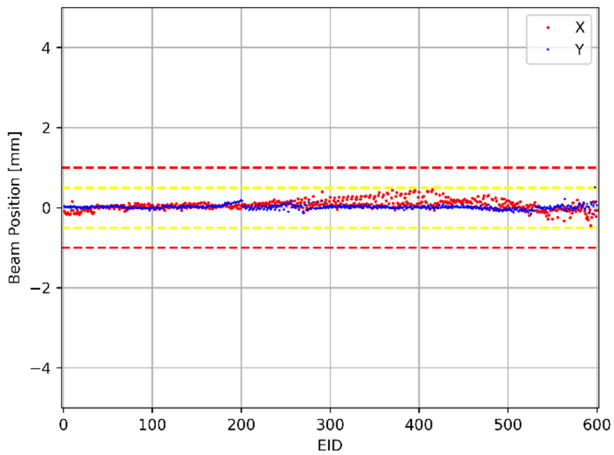

Figure 5: Beam position at isocenter measured by iron sphere and screen monitor (after correction).

4.3 Monthly ビーム輸送効率測定

ビーム輸送効率は、粒子線スキャニング物理 QA ガイドラインには存在せず、当施設で追加した項目である。ビーム輸送効率測定は、治療室アイソセンターに向けて蓄積粒子がなくなるまで出射を行い、シンクロトロン DCCT の減少量と照射室の電離箱線量モニタの出力から換算した粒子数の比率として測定する。この測定は、

HEBT 内で季節変動などによりビーム起動が変化しビームロスが発生した際に検出することを主な目的として行っている。

Figure 6 が 7 月に行った効率測定の結果である。5 月に測定した結果を基準値とし、そこからの比率で評価しているが、EID570 (95.98 MeV/u)と EID576 (89.04 MeV/u)で許容値の 80%を下回っていた。これを受けて調査したところ、Fig. 7 のように輸送中でビーム位置が x 方向に大きくずれてロスが発生していたことがわかった。

これらの低エネルギーのビームでは、治療室アイソセンターでのビームサイズは大気散乱で決まってしまうため、途中でロスが発生していても治療室でのサイズ測定では気づくことが難しい。これらの EID は現在の前立腺の治療では使わないエネルギーであるが、今後ガントリーでの骨軟部や頭頸部の照射では皮膚に近い深さの照射でこれらの EID も使用するようになるため、効率測定によるビームロス発見の手法が事前に確立できたことは、治療の安定運用に大きく貢献すると思われる。

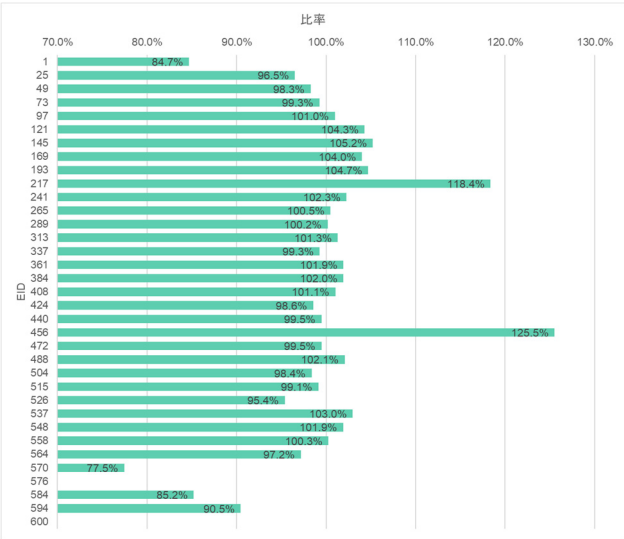

Figure 6: Result of beam transport efficiency at horizontal fixed room.

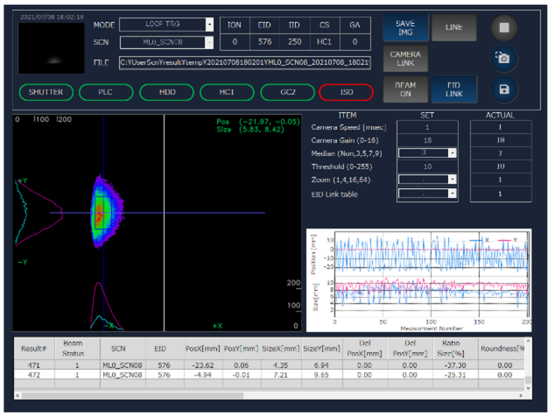

Figure 7: Beam shape of EID576 in the beam transport line.

5. まとめ

山形大学では、2021 年 2 月より水平固定ポートを用いて前立腺がんの治療照射を開始した。治療にあたっては、毎日 600 段のエネルギーについてビーム位置とビームサイズを確認しており、基準からの逸脱なく管理することができている。また、詳細なアイソセンターでのビーム位置とビームサイズ測定については月例 QA として実施し、その結果によってビーム軸の調整を行うことで、QA プログラムに定める許容値内の値を保つよう調整を行っている。

謝辞

本施設の整備にあたっては、文部科学省施設整備費補助金および平成 24 年度文部科学省補正予算「次世代型重粒子線装置の開発に向けた革新的技術開発」、山形県「次世代型重粒子線がん治療装置開発整備補助金」や多数の寄附によるご支援をいただきました。また、建屋および装置の建設に関して、株式会社日本設計、株式会社竹中工務店、東芝エネルギーシステムズ株式会社の皆様の尽力に感謝いたします。

参考文献

[1] Y. Hirao *et al.*, “Heavy Ion Medical Accelerator in Chiba – A Design Summary and Update”, NIRS-M-89 (1992).
[2] 想田 光 他、”山形大学医学部東日本重粒子センターの建設”, 加速器 Vol. 17, 2020, pp. 144-150
[3] M. Muramatsu *et al.*, Rev. Sci. Instrum.**79** (2008), 02A328.
[4] Y. Iwata *et al.*, Nucl. Instrum. Meth. **A572** (2007) pp. 1007-1021.
[5] T. Furukawa *et al.*, Nucl. Instrum. Meth. **A562** (2006) pp.1050-1053.
[6] K. Mizushima *et al.*, Nucl. Instrum. Meth. **B406** (2017) pp. 347-351
[7] Y. Iwata *et al.*, Nucl. Instrum. Meth. **A624** (2010) pp.33-38
[8] 日本放射線腫瘍学会、日本医学物理学会、日本放射線技術学会、粒子線治療装置の物理・技術的 QA システムガイドライン（粒子線 QA2016）追補版 https://www.jastro.or.jp/medicalpersonnel/guideline/jastro/