

神奈川県立がんセンターにおけるコミッショニング進捗報告

COMMISSIONING REPORT OF KANAGAWA CANCER CENTER

竹下 英里^{#,A)}, 古川 卓司^{B)}, 水島 康太^{B)}, 蓑原 伸一^{A)}, 草野 陽介^{A)}, 山田 聡^{A)}, 野田 耕司^{B)}

Eri Takeshita^{#,A)}, Takuji Furukawa^{B)}, Kota Mizushima^{B)},

Shinichi Minohara^{A)}, Yohsuke Kusano^{A)}, Satoru Yamada^{A)}, Koji Noda^{B)}

^{A)} Kanagawa Cancer Center

^{B)} National Institute of Radiological Sciences

Abstract

As part of the Kanagawa “Challenge-10-year strategy to cancer” it was decided in March 2005 to establish a carbon-ion therapy system at the Kanagawa Cancer Center (KCC). From around 2009, the basic design and the foundational planning of the facility were considered and in January 2012 a contract was made with the Toshiba Corp. In December of the same year, construction of the main building for the acceleration and treatment devices has been started and completed in October 2014. Currently, the KCC is in a commissioning phase with the aim to start treatment in December this year. Various treatments for cancer, which include the present photon LINAC for the radiation therapy, will be provided to patients in cooperation with our cancer center hospital. In addition, we will combine a compact dissemination treatment system of carbon-ion therapy to the pencil beam 3D scanning technique designed by the National Institute of Radiological Sciences (NIRS). The treatment experience with the carbon-ion scanning technique is expected to be the second in the country following NIRS. In this paper, we report the progress on the beam commissioning at KCC.

1. これまでの経緯

神奈川県立がんセンターでは、2005年3月に神奈川県「がんへの挑戦・10ヶ年戦略」の一環として重粒子線治療装置の導入方針が決定し、以下に示す治療コンセプトを主軸として予算案等の検討が開始された。1つ目は、がんセンター病院棟と一体である利点を活かし、患者毎に最適ながん治療を提供するといった点である。2つ目として、既存の光子線治療装置4台を含め充実した総合的放射線治療を提供する事が挙げられる。これらの点を踏まえ、身体に優しい治療・生活の質（Quality of Life = QOL）を重視した治療を行うために重粒子線治療施設の建設に至った次第である。

2009年頃からは治療施設の基本設計や整備計画の検討が始まり仕様策定が行われた。2012年1月には、(株)東芝と重粒子線治療装置導入の契約を行った。装置を設置する建屋はその約1年後の同年12月から鹿島建設他によって建設が開始され、2014年10月に竣工を迎えた。治療装置の搬入は2014年5月から始まり、現在は本年2015年12月の治療開始を目指し各種コミッショニングを進めている。

2. i-ROCK の主な仕様

治療に用いられる炭素線の仕様は、基本的には放射線医学総合研究所（以下、放医研）が設計開発した普及型小型重粒子線治療装置^[1]に準じている。同普及型治療装置は、既に群馬大学や佐賀 HIMAT にて治療運用されており、装置の製作メーカーが異なる

るとはいえ実績としては十分と言える。また、同じく放医研にて開発された炭素線ペンシルビーム3次元スキャニング照射技術^[2]を同普及器と合わせて導入する事が i-ROCK の特徴の1つである。Table 1 に主要な仕様を示す。

Table1: Specifications of i-ROCK

項目	基本仕様
イオン種	C ⁶⁺
加速エネルギー	140~400 MeV/u (可変)
最大照射野	20×20 cm ²
最大線量率	2 Gy/min
ビーム強度	約1.2×10 ⁹ pps (可変)
照射方法	スキャニング照射 拡大スキャニング照射
治療室	水平2室、水平/垂直2室

加速器から供給されるビームを効率的に利用するため、治療室は4室（水平/垂直ポート×2室、水平ポート×2室、合計4室6ポート）設けた。実際の治療時間は患者の固定=位置決めにより8割強が費やされるため、加速器1台に対して複数の治療室を配

[#] takeshita.e@kcch.jp

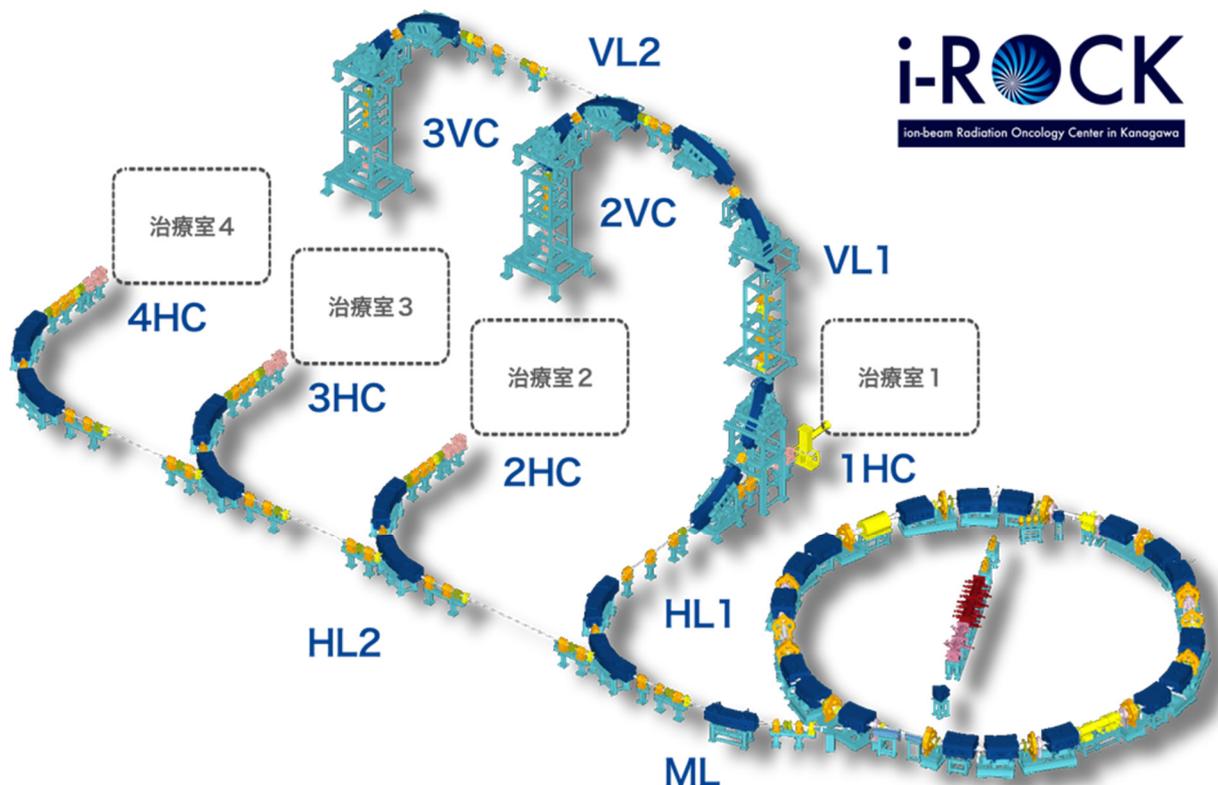


Figure 1: Equipment configuration of the accelerator system.

置するのは昨今の粒子線施設においては一般的であるが、全ての治療室に水平ポートが配備されている施設は少々珍しい。これは、治療する部位や重粒子線治療プロトコルを鑑みると水平ポートの利用率が多くなる、といった統計的推測に基づいている。当センターの治療装置がフル稼働した暁には、年間880人の患者を受け入れる事が可能となる。

3. 加速器システム概要

建物の半分弱を占める加速器システムは、大まかに、入射器、シンクロトロン、高エネルギービーム輸送系、に分類される。図1に、システム全体の機器構成図を示す。治療供給における加速器システムの最も重要な役割は、安定かつ確実にビームを供給する事であるが、スキャンニング照射においては高いビーム性能が必要とされるため、従来の普及型治療装置に幾つか機能を追加した。その1つに、呼吸同期照射をより効率良く実施するために、シンクロトロンの運転方式に改良を加えた点が挙げられる。呼吸同期照射とは、患者の呼吸波形を常時監視し、臓器の動きがある閾値以内に入った時のみビームを射出する、といった技術であるが、多くの肺がん患者の呼吸波形は必ずしも安定している訳ではなく、照射可能な時間はごく短い。つまり、パルス運転を基本とするシンクロトロンをビーム供給源としている治療装置にとって、呼吸同期照射における射出デューティを向上させる事は大きな課題の1つである。

そこで、射出されたビームのエネルギー変更は放医研にて開発された可変エネルギー運転方式^[3,4]を採用した。可変エネルギー運転とは、1サイクルの中で段々とエネルギーを変更していく運転方式であり、照射システムからの要求に応じて治療照射中に数秒の早さでエネルギー変更を行うため、効率の良いビーム供給が可能となる。さらに、フラットトップを延長する事で長時間ビームを周回状態で保ち、任意のタイミング(=呼吸波形 OK)で射出可能とするフラットトップ延長運転方式^[3,4]を採用し、射出デューティの向上を図った(Figure 2 参照)。

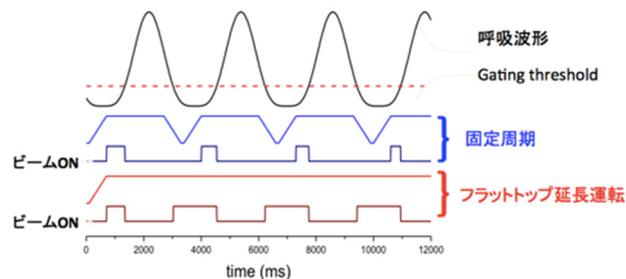


Figure 2: Schematic picture of a flat-top extension operation.

加速器システムの起動停止が自動であるのはもちろんのこと、治療照射時には全て照射システムの管理下におかれる。よって、前述のフラットトップ延長運転の開始停止、ビーム射出オン/オフ、周回

ビームがなくなった場合の自動再入射要請等々、人の手が介入して制御する機能は一切ないと言っている。

4. ビームコミッションング

4.1 ペンシルビームの性能評価

スキヤニング照射においては、シンクロトロンから出射されたビームの影響が直接線量分布に寄与するため、安定度を含め、ペンシルビーム自身の位置・サイズ・時間構造（スパル）の性能をまず評価しておく必要がある。

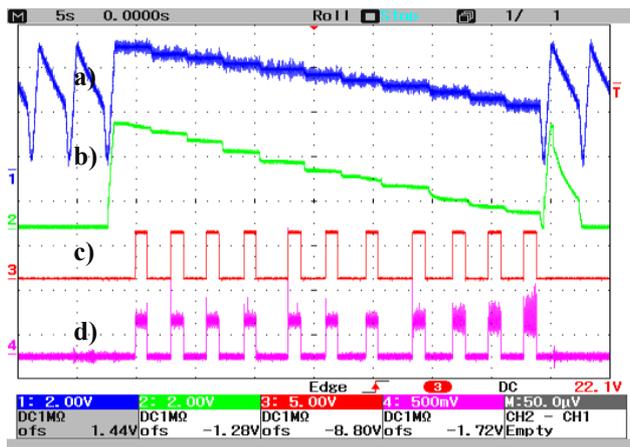


Figure 3: Spill in one cycle with the flat-top extension operation (all 11 energy). a) BM current, b) DCCT, c) Enable signal of extraction and d) Dose monitor.

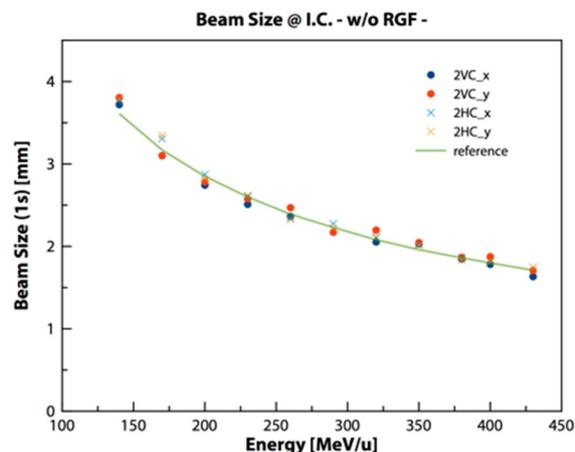


Figure 5: Beam size for each energy of 2HC and 2VC in the isocenter. Each point shows the measured data and the lines indicate the reference value for the adjustment.

Figure 3 に示したのは、アイソセンタ上流、照射ポート内に設置された電離箱式線量モニターで測定した出射ビームのスパル波形である。シンクロトロン偏向電磁石電源の電流値がステップ状に変化するタイミング、つまり、ビームのエネルギーが変更されたタイミングに合わせてビームが出射されている事が分かる。现阶段での加速エネルギーは全 11 種類（430, 400, 380, 350, 320, 290, 260, 230, 200, 170, 140MeV/u）となっており、これら全てのエネルギーにおいて、線量率およびリップル共に判定基準以内に収まっている事を確認した。

次に、アイソセンタに設置したスクリーンモニター ISO-SCN^[5]（蛍光膜+CCD カメラ）を用いてビー

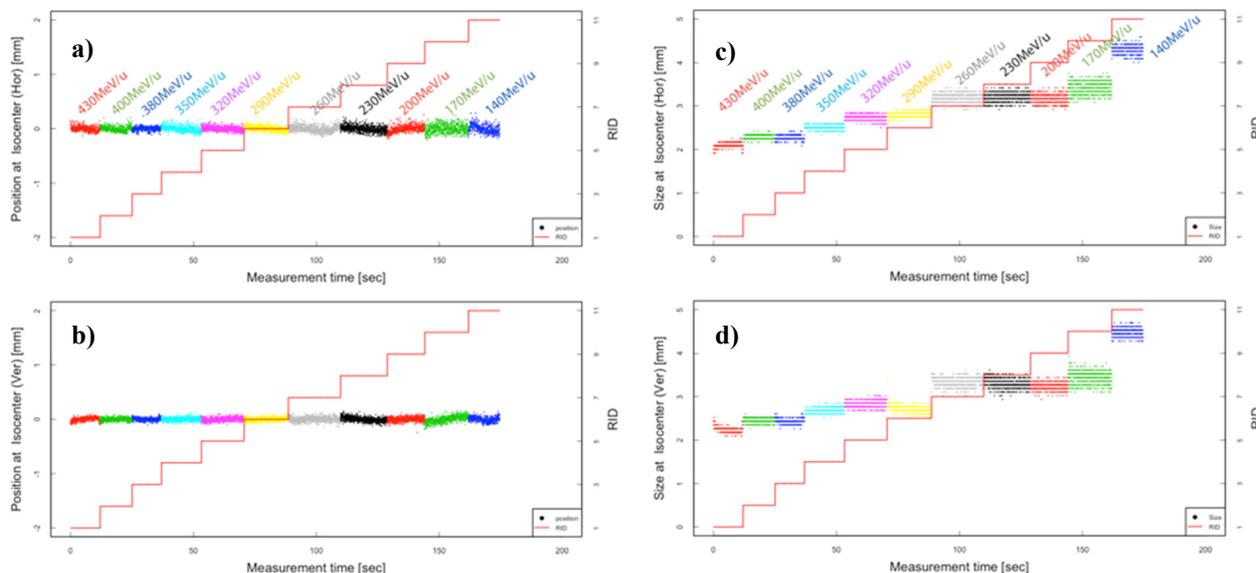


Figure 4: Beam position and size stability at 2VC. a) Beam position X, b) Beam position Y, c) Beam size X, d) Beam size Y and color differences represent the data for each energy.

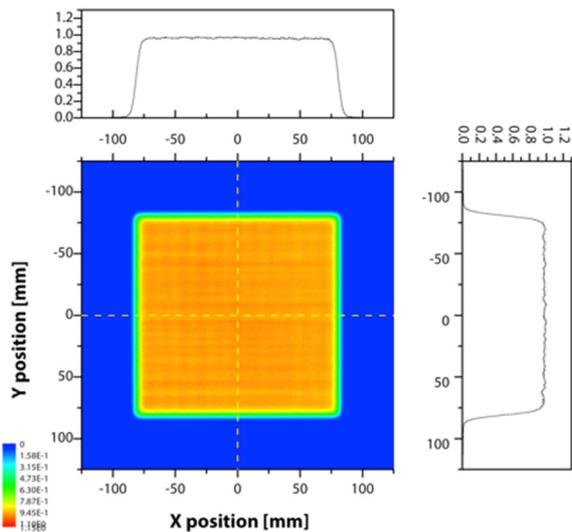


Figure 6: Measured distribution of the uniform field (150x150mm², 2mm pitch, 290MeV/u).

ム位置とサイズの時間的変化を測定した。Figure 4 に、それぞれのエネルギーにおけるビーム位置及びサイズを測定した結果を示す。計測時間はエネルギー毎に 10 秒程度とし、ビームの出射時間によらずビーム位置およびサイズ共に±0.5mm 以内で供給出来ている事を確認した。また、治療計画の線源データとして用いるペンシルビーム形状が円形（楕円ではなく上下左右対称）であるため、それぞれエネルギー毎に円形状になるようビームサイズの調整を行った。加えて、全ての照射ポート（1HC, 2HC, 2VC, 3HC, 3VC, 4HC）において互換性を保つために、ビームサイズは一定となるように調整を行った。調整結果を Figure 5 に示す。

4.2 スキャンング照射の性能評価

スキャンング照射システムに関する性能評価項目としては、おおまかに以下の 4 種類が挙げられる。

- 1) スキャン位置の精度検証
- 2) 線量モニタの健全性確認
- 3) 位置モニタの健全性確認
- 4) 総合確認

これらの項目について、放医研で開発された確認プロトコル^[6]にそって実施した。

まず項目 1)では、スキャンング電磁石による走査位置の検証を行い、設定されたスポット位置に正しく照射出来ている事を確認した。項目 2)では、線量モニタの直線性や位置依存性等、確りと線量制御が出来るかどうかを検証した。続いて項目 3)では、照射中のスキャン位置を常時監視するために使用している位置モニタの性能を評価し、線量分布の安定性等を担保する。Figure 6 に、線量モニタの位置依存性を評価するため、アイソセンタに設置した QA 用スクリーンモニタ QA-SCN^[7]を使用して計測した均一照射野の結果を示す。測定結果より得られた平坦

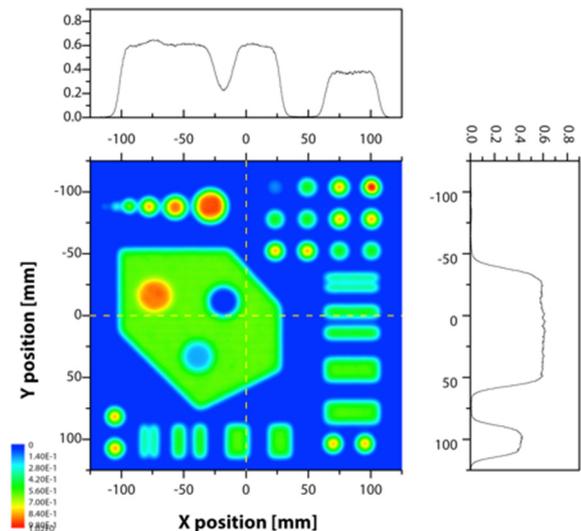


Figure 7: Measurement result with the comprehensive pattern (2mm pitch, 290MeV/u).

度は、判定基準である±3%以内を達成している。最後に項目 4)について、総合試験用パターン^[8]を用いて、照射システムとしての総合的確認を行った (Figure 7 参照)。

5. 今後の予定

治療開始は 2015 年 12 月を予定しているため、先ずは 6 月に薬事関連の申請を行う。続いて夏頃を目安に各システム間の連携確認を目的とした組合せ試験を終了し、なるべく多くのパターンを想定した治療総合フロー試験を実施する。9 月頃には治療に携わるセンター内関係者（医師、技師、看護師、物理士）を交えた治療準備を始め、治療計画装置・照射装置・位置決めシステム等々、多岐に渡る重粒子線治療装置全体のトレーニングを行いながら年末の初治療に向け粛々と整備を進めていく予定である。

参考文献

- [1] K. Noda, et al., Proc. of PAC04 (2004) 552.
- [2] T. Furukawa, et al., Med. Phys. 37 (2010) 5672.
- [3] T. Furukawa, et al., Med. Phys. 34 (2007) 1085.
- [4] Y. Iwata, et al., Nucl. Instr. and Meth. A 572 (2007) 1007.
- [5] K. Mizushima, et al., Proc. of IBIC2012 (2012) 256.
- [6] 放射線医学総合研究所、2011 年 QA 分科会向け内部資料。
- [7] E. Takeshita, et al., Nucl. Instr. Meth. B 269 (2011) 2936.
- [8] J. Flanz, “Quality assurance, accelerator and beam delivery”, PTCOG49, 2010.