「加速器」Vol. 12, No. 2, 2015（72－77）

話　題

神奈川県重粒子線プロジェクトの建設状況
－ ion-beam Radiation Oncology Center in Kanagawa，i-ROCK －

竹下　英里＊[1]・蓑原　伸一＊[1]・草野　陽介＊[1]・山田　聰＊[1]・中山　優子＊[1]・古川　卓司＊[2]
水島　康太＊[2]・原　洋介＊[2]・早乙女　直也＊[2]・丹正　亮平＊[2]・皿谷　有一＊[2]・野田　耕司＊[2]

Recent Progress of Heavy-Ion Treatment Facility i-ROCK in Kanagawa

Eri TAKESHITA＊[1], Shinichi MINOHARA＊[1], Yohsuke KUSANO＊[1], Satoru YAMADA＊[1], Yuko NAKAYAMA＊[1]
Takuji FURUKAWA＊[2], Kota MIZUSHIMA＊[2], Yousuke HARA＊[2], Naoya SAOTOME＊[2], Ryohei TANSHO＊[2]
Yuichi SARAYA＊[2] and Koji NODA＊[2]

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.

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（**図 1** 参照）．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を同

＊[1] 神奈川県立がんセンター　KCC, Kanagawa Cancer Center
（E-mail: takeshita.e@kcch.jp）
＊[2] 放射線医学総合研究所　NIRS, National Institute of Radiological Sciences

図 1　KCC における建設の経緯

表 1　i-ROCK 主要仕様

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

図 2　i-ROCK の外観写真

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．**表 1** に主要な仕様を示す．

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 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．**図 2** に i-ROCK の外観，**図 3** に配置図を示す．

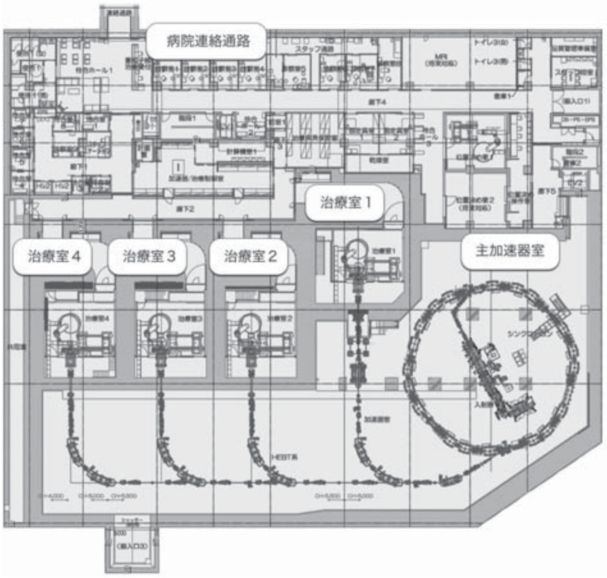

図 3　KCC の建屋配置図：北側には，がんセンター病院棟にある放射線治療部門と直接繋がる連絡通路が設けられている．

3. 加速器システム

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．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，スキャニング照射

[†] 加速器としては最大 430 MeV/u 加速可能な構成となっているが，治療装置としての仕様は 400 MeV/u

においては殊更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．各要素の概要を以下に述べる．

3.1 イオン源・入射器

イオン源としては，電子を閉じ込めるためのミラー磁場と6極磁場を永久磁石により生成するECRイオン源[1]を採用し，調整要素の軽減によりビーム強度安定化を図った．同タイプのイオン源では，引き出し電極が炭素により汚れを生じ，しばしば電極付近で放電が発生するため定期的な電極交換が必要となる．汚れ抑制にはメタンガスの流量を減らす事も策の1つであるが，ガス流量を減らせばプラズマ安定性が損なわれビーム強度が下がってしまう．そこで，サポートガス（He）を積極的に使用する事でプラズマを安定させ，ビーム強度を保ちつつ電極交換時期を1年以上延ばす，といった試みを行っている．

入射器は，RFQ線形加速器及びAPF型の集束構造を持ったIH線形加速器[2]で構成されている．2つの線形加速器間にはマッチング用の三連四極電磁石が置かれており，アライメント誤差を吸収するためそれぞれ独立に駆動機構を備えている．**図4**にイオン源及び入射器の外観図を示す．装置の基本性能は先行施設と全く同等であるが，加速器室の省スペース化を目的としてシンクロトロン内側に入射器全般を配置した．この結果，限られた建屋面積を有効に活用し，多くの診察室や患者待合室，スタッフ動線に用いる通路等々を追加する事が可能となった．

3.2 シンクロトロン

周長約63 mのシンクロトロン[3]は，6価の炭素イオンを4 MeV/uから最大430 MeV/uまで加速するよう設計されている．**図5**にシンクロトロンの全景写真を示す．出射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[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1秒以下の速さでエネルギー変更が可能である．

パルス運転を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出射デューティを向上させる事は大きな課題の1つである．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出射する，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．そこで，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）で出射可能とするフラットトップ延長運転方式[4]を採用した（**図6**参照）．

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

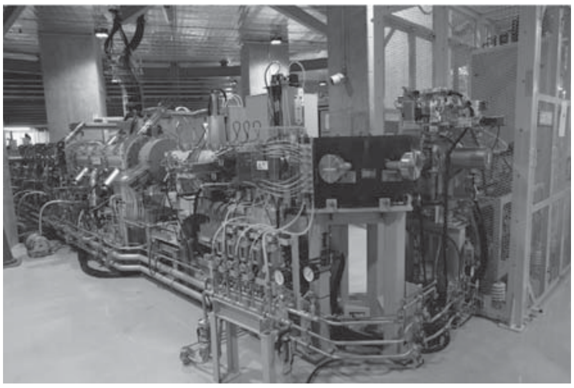

図4 イオン源・入射器の外観写真：ビームは写真右手から取り出されて入射器に輸送される．

図5 シンクロトロンを下流から見た図

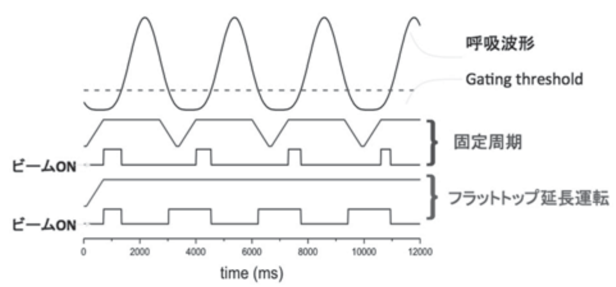

図6 フラットトップ延長運転の概念図：固定周期運転と比較しても，呼吸同期ゲートの利用率がほぼ100%になっていることが分かる．

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，ビーム出射オン／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い．

3.3 HEBT

図7に高エネルギービーム輸送系（HEBT）の構成図を示す．垂直コースに供給するための立ち上げラインは，建屋スペース上の制約によりビーム座標系が90度回転している．ビーム位置やサイズを測定するため要所要所にはスクリーンモニタを配備し，ビームの出射タイミングに同期ないしは非同期で位置やサイズを測定可能となっている．スキャニング照射ではビーム位置やサイズの安定性が問われるため，運動量分散をシンクロトロン出射直後に消す，といった設計を行った．また，治療室アイソセンタでの位相調整にも気を配り，各々πセクションになるような光学計算を取り入れている．

4. 照射システム

照射野形成技術には幾つかの種類があるが，当センターでは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[5]を採用した．放医研では2011年5月にスキャニング照射での治療が開始され，2015年3月には炭素線スキャニング初の呼吸同期照射が開始した．

多くの粒子線治療施設で用いられている照射方法は「拡大ビーム照射法」と呼ばれており，まず，腫瘍を覆うように粒子線の線量集中領域（ブラッグピーク）を深さ方向に拡大する（拡大ブラッグピーク）．横方向は，加速器から供給される細いビーム（数mm程度）を散乱体とワブラー電磁石によって10～20 cm程度に拡げる．次に，腫瘍形状に合わせて照射野の横方向分布をコリメーターで整形し，拡大ブラッグピークの形状をボーラスによって調整することで照射野を形成する．一方，3次元スキャニング照射では，ブラッグピークを拡大することなく細いままのビームを用い，高速な制御によって縦・横・深さの3次元方向にスキャンし，複雑な形状の腫瘍領域を塗りつぶすように照射する．**図8**にスキャニング照射の概念図を示す．

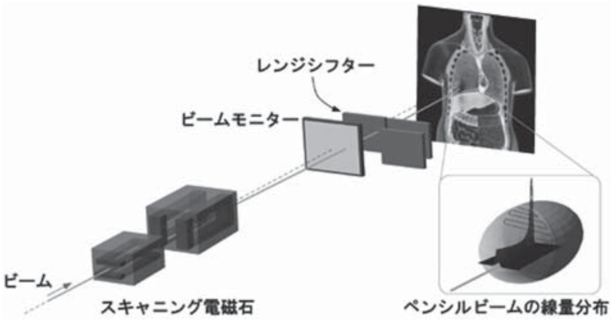

図8　スキャニング照射の概念図：放医研ホームページから転載

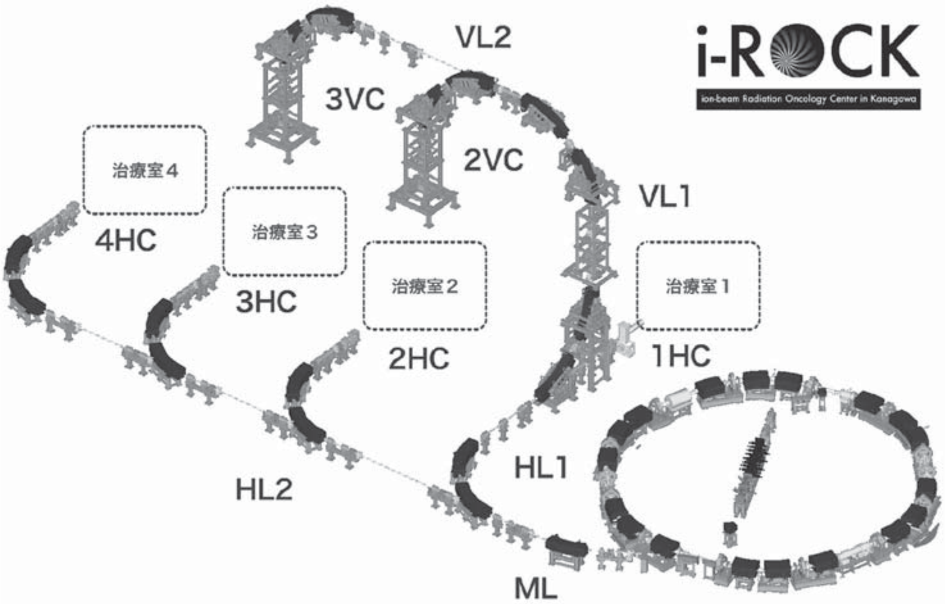

図7　HEBT系の機器構成図

続いて呼吸同期照射への対応について記す．前述の通りスキャニング照射は動的な照射野形成技術であるがゆえに，腫瘍の動きとスキャンする動きが干渉を生み，塗りムラが生じる事で線量分布が劣化する可能性が懸念されてきた．そこで，放医研では，スキャンスピードの高速化と，ビーム強度を照射中に変化させる位相制御リスキャニング法の開発によって呼吸同期照射の実現に至った[6)]．高速化のため，スキャニング方式はスポット毎にビームのオン／オフを伴わないラスタースキャニング方式を採用し，さらには，スポット移動中の線量寄与を考慮した治療計画によって飛躍的な高速化が可能となった．また，位相制御リスキャニング法によって，少ないリスキャニング回数でも線量分布劣化を防げることを事前にシミュレーションで証明しており，実際の治療照射に於いても十分効果を得られる事が分かっている．既に3.2節でも述べたシンクロトロンの運転方式と合わせ，従来の拡大ビーム照射法＋呼吸同期と比べても，当センターで採用する放医研の照射方式を用いれば十分早い照射時間で高精度な治療照射を達成できる見通しである．

5. 位置決めシステム

重粒子線治療の特長であるシャープな線量分布を活かすためには，的確な腫瘍位置の把握，精確な治療計画，及び治療計画で決定されたがん標的の３次元的な位置形状が実際の照射室で正確に毎回再現できる必要がある．このため，治療室では患者をシェル等の固定具を用いて治療台にしっかりと固定した後，Ｘ線画像を用いた患者位置合わせを行う．２方向のＸ線投影画像やＸ線CT画像を用いた画像照合による患者位置合わせは，高精度の光子線治療で用いられている技術と共通する部分も多いが，一方，ビーム経路上の体内の密度変化が飛程に大きく影響するといった粒子線治療特有の問題に注意する必要がある．剛体でない人間の体および体内深部のがん標的を数ミリ以下の精度で位置合わせし，且つその状態を照射中維持することは容易ではないが，現在，粒子線治療では1 mm前後での位置合わせ精度が議論されている．このため患者位置決めに使用する個々の機器は，0.5 mm以下の位置精度・再現性や位置分解能を要求される．i-ROCKには以下の３タイプのＸ線位置照合システムを整備した．

(a) ２方向Ｘ線FPD（Flat Panel Detector）投影画像による位置照合
(b) Ｘ線CT画像による位置決めの検証
(c) ２方向斜めＸ線透視画像による臓器運動の監視

現在，これらの機器の位置精度・再現性，およびソフトウェアの妥当性についてコミッショニングを行っている（**図9**参照）．

6. 治療装置コミッショニング

入射器のビーム調整は2014年12月初旬から開始され，間もなく4 MeV/uのC^{6+}が観測された．シンクロトロンにおける本格的なビーム調整は2015年初頭から開始され，１月早々には最大エネルギー430 MeV/uの加速に成功した（**図10**参照）．その後は，加速器室外への漏洩線量測定を実施し原子力安全センターの施設検査にも無事合格した．同年２月には，初めてのスキャニング照射試験を行い，**図11**に示すような二次元照射分布の測定結果を得る事に成功した．現在は，ビーム性能向上を目的とした加速器システムの調整を実施しつつ，照射システムのコミッショニングを行っている．また，室内系ハードウェアを含む位置決めシステムや病院の医療情報系システムとの連携試験等，各システムとの総合試験を適宜実施しており，当センター内関係者のみならず，放医研，それぞれの関連会社を含めた多くのメンバーからの支援を受けながら治療開始に向けた調整試験に取り組んでいる．

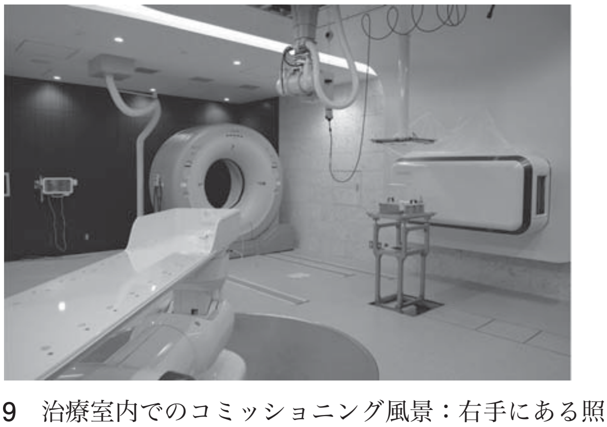

図9　治療室内でのコミッショニング風景：右手にある照射ポート前には，位置決めシステムや照射システムでのコミッショニングで使用するQAファントムが設置されている．

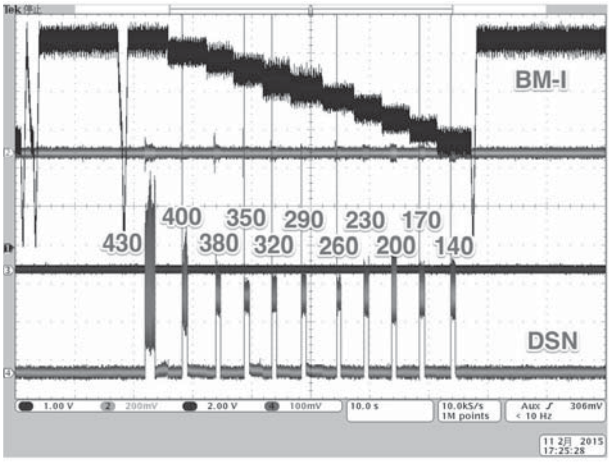

図 10　多段可変エネルギー運転：最上部がシンクロトロンの偏向電磁石電源の電流値であり，最下部は取り出されたビームのスピル波形（430 ～ 140 MeV/u）を示している．

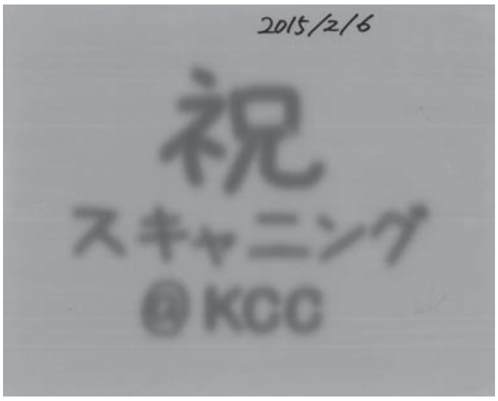

図 11　初スキャニングに成功した際に測定したフィルム画像：手書きした文字を元に照射パターンを作成し，スキャニング照射した．

図 12 は初スキャニング成功時に撮影した記念写真であるが，これ以外にも多数の関係者が当センターのプロジェクトに御協力頂いている事を書き添えておく．

7. 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．

図 12　コミッショニング参加メンバー（ごくごく一部）

8. 謝　　辞

神奈川県立がんセンターに重粒子線治療装置を導入するにあたり，施設全体のシステム設計のみならず，コミッショニング等々において全面的に御支援頂きました放射線医学総合研究所の関係者の方々に此の場をお借りして感謝を述べさせて頂きます．また，装置の製作・試験にあたり御協力頂きました（株）東芝，住友重機械工業（株），早川工業（株），東芝電機サービス（株），芝浦エレテック（株），加速器エンジニアリング（株）の技術者の皆様に心より感謝致します．

参 考 文 献

1） M. Muramatsu, et al., Rev. Sci. Instr., 76（2005）123304.
2） Y. Iwata, et al., Nucl. Instr. and Meth. A 572（2007）1007.
3） T. Furukawa, et al., Nucl. Instr. and Meth. A 542（2006）1050.
4） Y. Iwata, et al., Nucl. Instr. and Meth. A 624（2010）33.
5） T. Furukawa, et al., Med. Phys. 37（2010）5672.
6） T. Furukawa, et al., Med. Phys. 37（2010）4874.