

放医研回転ガントリーのスキヤニング照射装置コミッショニング

COMMISSIONING OF SCANNING SYSTEM ON ROTATING GANTRY AT NIRS-HIMAC

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)}, 皿谷有一^{A)}, 岩田佳之^{A)}, 白井敏之^{A)}, 野田耕司^{A)}
Takuji Furukawa^{#,A)}, Yousuke Hara^{A)}, Kota Mizushima^{A)}, Naoya Saotome^{A)},
Ryohei Tansho^{A)}, Yuichi Saraya^{A)}, Yoshiyuki Iwata^{A)}, Toshiyuki Shirai^{A)}, Koji Noda^{A)}
^{A)}National Institute of Radiological Sciences, QST

Abstract

At Heavy Ion Medical Accelerator in Chiba (HIMAC), more than 9000 patients have been successfully treated by carbon ion beams since 1994. The successful results of treatments have led us to construct a new treatment facility equipped with a three-dimensional pencil beam scanning (PBS) irradiation system. After the construction of fixed beam lines, we start design and construction of a superconducting rotating gantry. The construction of rotating gantry is completed in September 2015. This gantry can provide the beam energy ranging from 50 to 430 MeV/u. Since the rotating gantry system requires that the beam profiles at the iso-center have no correlation between the rotation angles, we employ thin scatter method. After the commissioning of beam transport line, we have started the commissioning of PBS system. Our PBS system is designed to treat moving target with fast rescanning as same as that of fixed beam line. In this presentation, we will report the present status of commissioning of our gantry and related beam tests.

1. 背景

放医研では、重粒子線治療の更なる高度化のため、新治療研究棟を建設[1]し、2011年よりスキヤニング照射装置[2,3]を用いた炭素線治療を行っている。2015年に始まった呼吸同期スキヤニング照射による治療を含め、これまでに1000名以上の治療が行われた。2室4ポートの固定照射室の整備後、回転ガントリー室の整備を2015年までに実施し、現在は治療に向けたビームコミッショニングを行っている。放医研の回転ガントリーでは、スキヤニング電磁石の下流に大口径の偏向電磁石を用いているため、通常の固定照射室とは異なった補正が必要となる。測定結果に基づいたフィードフォワード制御により、スキヤニングされるビームの位置精度を0.5 mm程度に抑制できている。また、新たに開発したデジタルスターショット装置を用い、ガントリー照射装置特有の照射角度の検証試験を行っている。本発表ではこれらの現状を報告する。

2. 放医研のスキヤニング照射システム開発

2.1 放医研スキヤニング照射装置の概要

スキヤニング照射では、細いペンシルビームを三次元的に走査することで照射野形成を行う。横方向には電磁石を用いた走査、縦方向にはレンジシフターもしくはシンクロトロンでのエネルギー変更を用いた走査が行われる。治療計画装置により最適化された数万スポットにおよぶ照射パラメーター(照射位置と照射量)に従って、制御装置が線量モニターからの出力に応じて順次スポット位置を変更していき、照射野形成を行う。典型的には、照射

量の少ないスポットと多いスポットでは、照射量に約100倍程度の差がある。このようにペンシルビームの配置、並びに照射量の強弱を治療計画で算出するため、その自由度を生かした様々な応用が期待できる。

Table 1: Specification of Scanning System

| Specification | Value |
|---------------------------------|--|
| Dose rate | > 2 Gy/min/Liter (> 5 GyE/min/Liter) |
| Moving target | Possible with high-speed rescanning |
| Energy | 430 – 62 MeV/u (fixed port) 430 – 48 MeV/u (gantry) |
| Energy steps | > 200 steps |
| Beam intensity | $3 \times 10^7 \sim 1 \times 10^9$ particles/s |
| Field size | Fixed port : > 220 × 220 mm ² scanning region > 240 × 240 mm ² Gantry : > 170 × 170 mm ² scanning region > 180 × 180 mm ² |
| Maximum range | > 300 mm |
| Scan speed | V _x > 100 mm/ms, V _y > 50 mm/ms |
| Energy (depth) change time | < 300 ms |
| Mini ridge filter | 2 types, 1 and 3 mm at 1-sigma peak width |
| Minimum spot staying time | 25 μs |
| Spot spacing | Typically 2 or 3 mm in both longitudinal and transverse directions |
| Beam size at isocenter (in air) | Typically 2 ~ 4 mm at 1-sigma (depends on energy) |

2006年よりスタートした新治療研究棟の整備プロジェクトにおいて最も重要な開発目標であったのは“呼吸同期照射が可能なスキヤニング照射装置”の実現であった。従来、スキヤニング照射においては、スキヤニング照射の時間的構造と標的腫瘍の動きの相関から来る相互影響

[#]furukawa.takuji@qst.go.jp

効果 (Interplay effect) の存在により、その実現が困難とされていた。これを克服するために、我々は高速ナリスキャンニング+呼吸同期照射に関する検討を行い、位相制御リスキャンニング法という新しいリスキャンのスキームを考案した[2,4]。Table 1 にシステムの主要諸元をまとめる。放医研従来の拡大ビーム照射法による照射装置で行っている治療照射をカバーするように諸元を決めた。また、呼吸性移動を伴う臓器の治療時に、動きの大きい体軸方向のスキャン速度を 100 mm/ms とし、その実現を図った。その他の各種機器もこれに見合うような仕様となっている。これにより、 $102 \times 102 \text{ mm}^2$ の平面、1 スライスを 3 mm ピッチで均一に照射するのに要する時間を 40ms にまで低減出来る。

2.2 放医研スキャンニングに関連する技術

放医研のスキャンニング照射では、Figure 1 に示すように様々な技術の組み合わせにより高度な治療照射を実現している。ここでは代表的なものを紹介する。

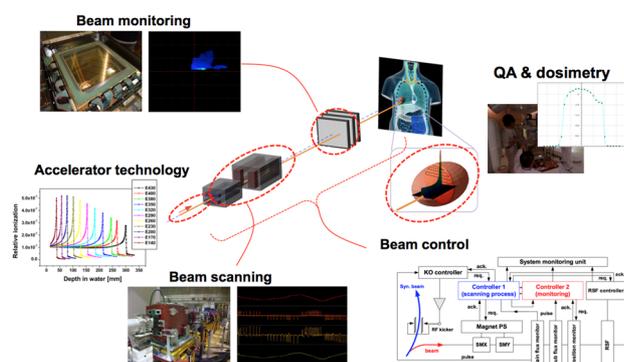


Figure 1: Technologies in NIRS scanning system.

・加速器技術

放医研の開発したスキャンニング照射において重要な役割を果たしているシンクロトロンでの技術開発、1) 可変エネルギー運転とフラットトップ延長運転[2,5]、2) 出射ビーム強度変調[6]について説明する。まず、可変エネルギー運転では、複数のエネルギー種を一回のシンクロトロン周期で出射することを可能とする。これは、照射時のビーム利用効率の高いスキャンニング照射との整合が非常に良く、治療時間の短縮化に大きく貢献している。従来のサイクル毎にエネルギーを変更する方法だと 1 周期分の時間 (通常は 3~5 秒) をエネルギー変更に要していたが当該運転方式を採用した HIMAC の場合、300ms 程度でのエネルギー変更が可能となった。また、フラットトップ延長運転では、呼吸同期照射時のビーム利用効率をほぼ 100% と出来るため、この技術も治療照射時間の短縮に貢献している。Figure 2 に 1) の運転の一例を示す。430 MeV/u から 140 MeV/u の 11 種のエネルギーを一回のシンクロトロン周期の内に実現していることがわかる。また、出射ビーム強度変調では、RF-knockout 取り出しのフィードフォワード・フィードバック制御によりダイナミックレンジ 30 程度の強度変調を実現している。このことは前述の位相制御リスキャンニング照射において活用され、

必要な線量の異なる各スライスの照射時間を等しくすることを可能としている。

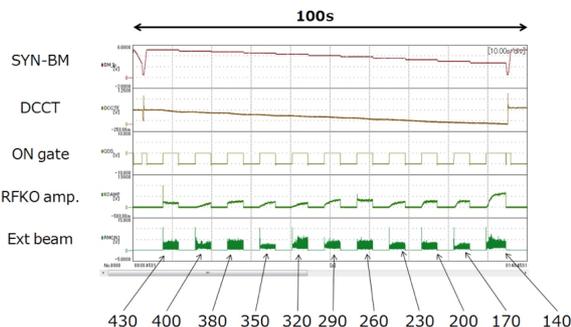


Figure 2: Example of multiple flattop operation with extended flattops.

・ビーム走査とモニタリング [7]

スキャンニング電磁石・電源については、スキャン速度を従来の約 10 倍程度となる $(V_x, V_y) = (100, 50) \text{ mm/ms}$ を達成できるように電磁石・電源を製作した。高速な磁場変化を繰り返すため、製作前には鉄損による電磁石の温度上昇が懸念されたが、製作後の試験により問題ないことが確認された。また、スキャンニング電磁石部の真空ダクトは FRP 製のダクトを採用することでダクト中の渦電流による影響がないようにしている。電磁石電源は、上記スキャン速度を実現するためのフォーシング電圧用 IGBT 電源部、および電流制御用の FET 電源部で構成されている。本電源では、高速な IGBT 制御が非常に重要な役割を果たす。オーバー/アンダーシュートを抑制するために、スイッチングの時間精度として約 300ns 程度が要求される。試験の結果、オーバーシュートが 0.5A 以下に抑えられており、磁場追従性についても問題のないことがわかった。この程度のずれは FET 電源部によって数 10 μs 程度で補正することが可能である。

この高速なスキャンニング電磁石を用いて患部でのビーム位置を制御するのであるが、これにはビーム位置モニターを用いたフィードバック制御とスキャンニング電磁石のヒステリシスを考慮したフィードフォワード制御を組み合わせることで必要なビーム位置精度を実現している。Figure 3 に示すように、スポット位置精度を 0.5 mm 程度にする事が出来ていることがわかる。

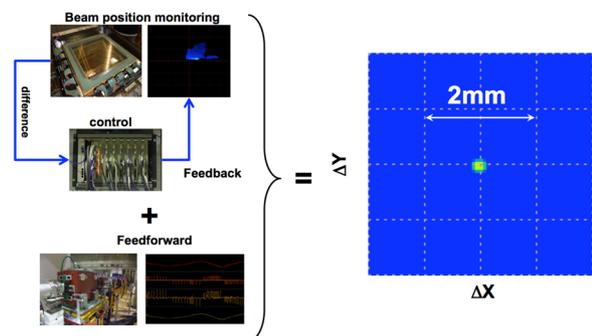


Figure 3: Feed-forward and feed-back control for precise control of scanned ion beam.

2.3 深さ方向スキャンに関する進展 [8,9]

上述のような技術開発の元、2011年に新治療研究棟でのスキャンング照射による治療が始まった。開始当初はレンジシフターを用い深さ方向をスキャンし、一照射中には加速器エネルギーは固定する、という運用であった。しかしながら、レンジシフターを用いた場合、ビームサイズが大きくなり、結果としてペナンプラが悪化するという欠点を抱えていた。そのため、2012年には430 MeV/uから140 MeV/uまでの11種のエネルギーを照射中に変更可能なようにし、レンジシフターを組み合わせることで深さ方向をスキャンするハイブリッドエネルギー・スキャン方式に移行した。その後、更なる高度化のためにエネルギー種を200程度まで増やし、レンジシフターを使用しないエネルギー・スキャン方式の開発[5,9]を2012年から2014年にかけて実施し、2015年からは治療用として供給できるようにした。

2.4 呼吸同期スキャンング照射

呼吸同期スキャンング照射に関しては、2室の固定ポート照射室を整備し、治療運用を開始した後に当該コミッショニングを実施した。高速なリスキャンを可能とする照射装置と呼吸同期装置を組み合わせることによって、静的な標的と同等の線量分布を動的な標的にも実現する。Figure 4に試験の一例、および治療照射の様子を示すが、通常のスキャンング照射では不可能であったスキャンング照射での動態標的への均一照射を可能とした。2015年、様々な試験により安全性を確認した後、実際の患者への治療照射に供されることとなった。リスキャン回数としては標準的に6回を採用し、今日に至るまで順調に治療を行っている。

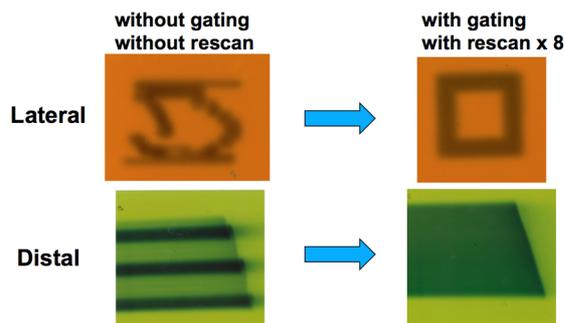


Figure 4: Upper, typical test result of suppression of interplay effect by gating with fast rescanning, lower, screenshot of treatment console in lung cancer treatment.

3. 回転ガントリーにおけるスキャンング照射装置

放医研の回転ガントリーにおけるスキャンング照射装置のレイアウトをFigure 5に示す。これからわかるように、最終の90度偏向より上流にスキャンング電磁石を配置していることを特徴とする。このようなレイアウト設計は小型化(ガントリー小径化)のために採用されたが、スキャンビームをスキャン角に依らず平行に近い状態でアイソセンターに供することが出来るという特徴も併せ持つ。一方でスキャンング電源は共通化されているので照射野仕様は固定ポートに比べ小さいものとなってしまったが、放医研の回転ガントリーは上述のように、固定ポート治療室の整備後に実施したため、その後の研究開発を反映し、いくつかの改良を施すことが出来た。本節ではこれについて紹介する。

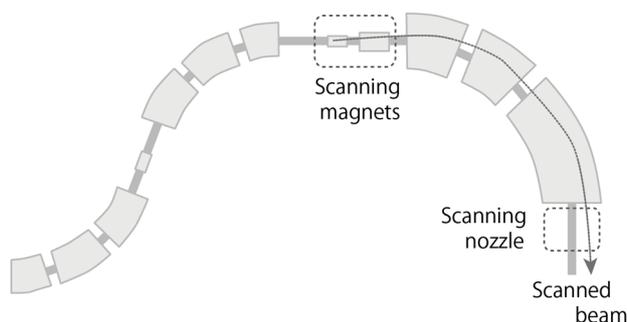


Figure 5: Layout of scanning system on rotating gantry.

まず、ノズル設計について述べる。前述のように、固定ポートではレンジシフターによる深さ方向スキャンを採用していたが、その後の開発の進展により、レンジシフターを使用しない加速によるエネルギー変更による深さ方向スキャン、所謂エネルギー・スキャンに移行した。これを受け、ガントリーノズルからは完全にレンジシフターレスの設計とし、またノズル先端をアイソセンター寄りにし、モニター等の各種散乱源を下流に寄せるような配置とした。

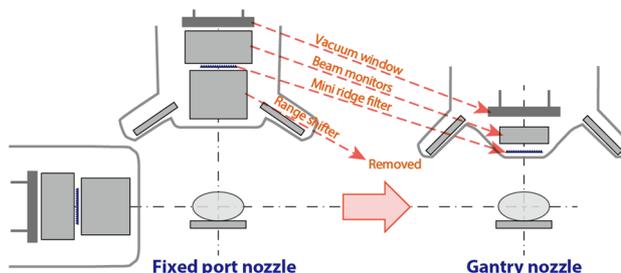


Figure 6: Comparison of nozzle design between fixed port and gantry port.

固定ポートとガントリーのノズル比較図をFigure 6に示す。ノズル先端とアイソセンター間の距離は、650 mmから350 mmに低減された。これにより、エネルギー・スキャン時に使用される極低エネルギービームにおいても散乱によるビームサイズ増大を最低限に抑えることを可能とし

ている。真空窓自体も下流側になっている。また、同様の目的で、正副線量モニター、位置モニター、リッジフィルターにも改良が施され、散乱およびレンジ損を低減することが計られた。また、これらによりビームサイズが小さくなることも見越してこれらの機器設計は実施した。完成し、外装を伴ったガントリー照射ポートおよび治療室の写真を Figure 7 に示す。羽のように飛び出している部分には X 線撮影用のフラットパネルが配置されており、位置決めや前述の呼吸同期照射時のモニタリングに使用される。



Figure 7: Photograph of covered nozzle and treatment room for rotating gantry.

4. 回転ガントリーにおけるスキヤニング照射装置コミッショニング

正副線量モニター、位置モニター、リッジフィルターについては、機器単体でのビーム試験を回転ガントリーの設置工事中に固定ポート照射室を用いて実施した。これにより、ガントリーに設置後の試験を簡便化することが可能となる。代表的な試験結果を Figure 8 に示す。線量モニターについては、使用するビーム強度範囲において再結合が十分少ない事、また、出力に関して横方向の位置依存性がなく ($\pm 3\%$ 以内)、補正演算が不要な事を確認した。また、多線式比例計数管 (MWPC) を採用する位置モニターについては、十分な S/N 比で計測が行え、ビーム位置、並びにサイズをリアルタイム出力するにあたり十分なガス増幅率を持つ事を確認した。

2015 年中にガントリーの工事がほぼ終了した時点で、ビームを使用したコミッショニングを開始した。まず、治療照射に求められる所定のビーム要件を満たすよう、光学系等の輸送系としてのビーム調整が行われた[10]。ガントリー特有のトピックとして、薄い散乱体を用いたエミッタ整合[11]があるが、これら光学系の内容については[10]に詳しい。結果として、ビームサイズとしては、 1σ で 1.7~2.9 mm に調整されている。これら調整が終了した後、治療照射に向けた本格的なコミッショニングを開始した。前述のように、本ガントリー固有の問題点として、スキヤニング電磁石が最終の偏向電磁石の上流にあることによるスキヤニング位置が歪むというものがある。偏向電磁石はボア径も大きく、良磁場領域も十分に広く設計されているが、スキヤニング照射に求められる位置精度を達成

するには不十分であった。そのため、我々は位置に依存した偏向電磁石の磁場誤差をスキヤニングしたビーム位置の偏差から逆算し、これを補正する手法を考案した。これによる補正の結果を Figure 9 に示す。補正が上手く機能し、平坦な照射野を形成出来ていることがわかる。

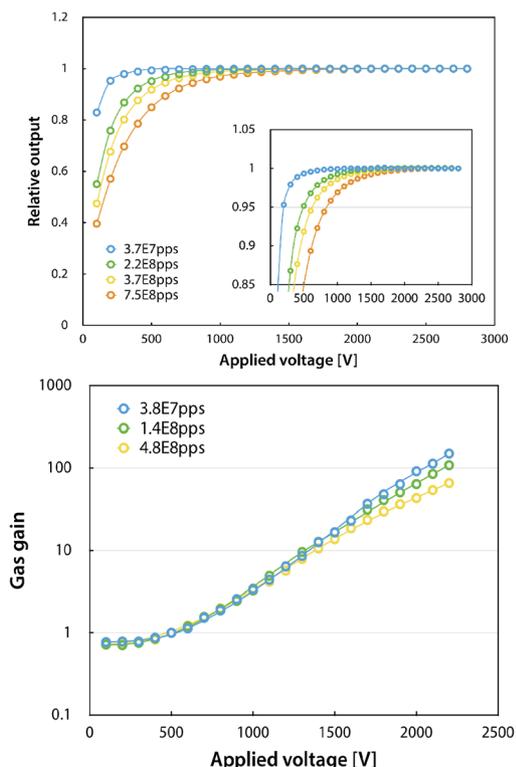


Figure 8: Example of beam monitors test result. Upper is recombination measurement of dose monitor, lower is gain measurement of beam position monitor.

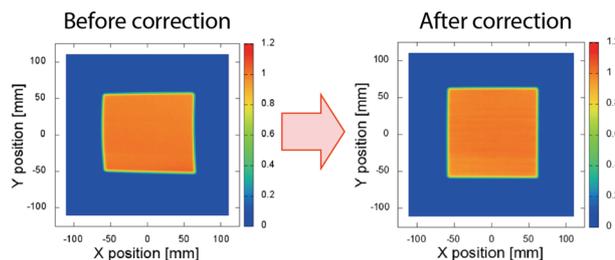
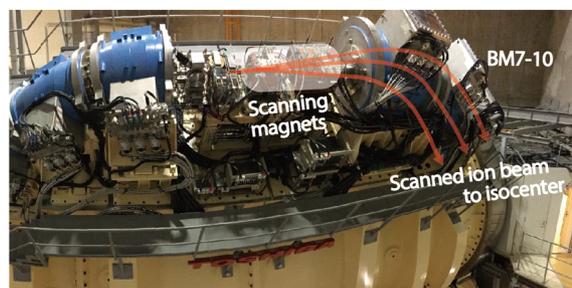


Figure 9: Correction of scanned beam distortion.

また、ガントリーの回転精度をビーム自身で検証、並びに担保する必要からスターショットという手法が X 線治療や陽子線治療で行われている。我々は、このスターショットを簡便に実施出来るデジタルスターショットを開発した。従来はフィルムを用いて行っていたものをプラスチックシンチレーターと CCD カメラに置換したもの[12]で、従来に比べ短時間での測定を可能としている。結果の一例を Figure 10 に示すが、回転角(ビーム角度)の検証と同時にビーム飛程の確認も可能なことがわかる。本装置を用いて、ビーム角の精度をアイソセンターで $\pm 0.5\text{mm}$ に収めるようビーム軸の調整を実施している。

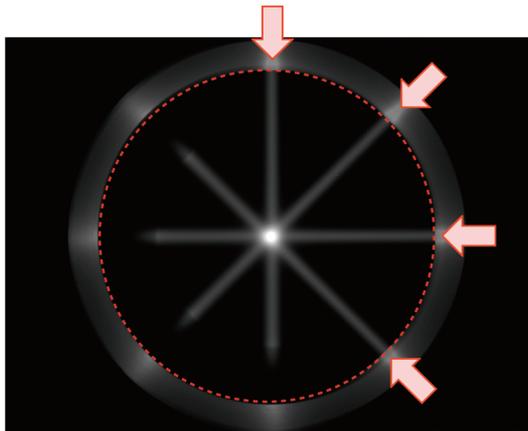


Figure 10: Typical result of digital starshot.

5. まとめ

放医研では、2006年より、スキヤニング照射、およびそれに関連する各種技術の開発を行ってきた。2011年からは固定ポート治療室での治療が開始され、2015年にはレンジシフターを使用しないエネルギースキヤンの治療運用、並びに呼吸同期スキヤニング治療が開始された。これらと平行して、回転ガントリー治療室の整備も実施され、昨年よりビームを使用したコミッショニングが開始された。上記のように、基本的な照射性能の確認は順調に推移しており、今後は治療計画装置を組み合わせた三次元照射や実患者の治療計画を使用した試験等に移行し、8角度程度の準備が完了した後に治療運用を開始する見通しである。

参考文献

- [1] K. Noda *et al.*, Nucl. Instr. and Meth. B 269 (2011) 2924-2927.
- [2] T. Furukawa *et al.*, Med. Phys. 34 (3), (2007), 1085-1097.
- [3] T. Furukawa *et al.*, Med. Phys. 37 (11), (2010), 5672-5682.
- [4] T. Furukawa *et al.*, Med. Phys. 37 (9), (2010), 4874-4879.
- [5] K. Mizushima *et al.*, in these proceedings.
- [6] K. Mizushima *et al.*, Nucl. Instr. and Meth. B 269 (2011) 2915-2918.
- [7] T. Furukawa *et al.*, IEEE Trans. Appl. Supercond. 24(3), (2013), 4401504
- [8] T. Inaniwa *et al.*, Med. Phys. 39 (5), (2012), 2820-2825.
- [9] Y. Hara *et al.*, in these proceedings.
- [10] Y. Iwata *et al.*, in these proceedings.
- [11] T. Furukawa and K. Noda, Nucl. Instr. and Meth. A 565 (2006) 430-438.
- [12] N. Saotome *et al.*, Proc. of IBIC2015, 66-69.