1C_PL01

2017年春の年会

加速器・ビーム科学部会セッション

南関東における加速器に関する最近の話題

Recent topics on particle accelerators in South Kanto

(1) 神奈川県重粒子線治療プロジェクトの現状

(1) Progress report of carbon therapy in Kanagawa i-ROCK

*竹下 英里¹, 蓑原 伸一¹, 草野 陽介¹, 松崎 有華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 ¹神奈川県立がんセンター,²放射線医学総合研究所

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。

2015 年 12 月には臨床試験としての治療を開始し、翌 2016 年 2 月からは先進医療による治療照射を始めた。現在は、治療室 2 (水平・垂直コース)および治療室 1 (水平コース)において治療を行っているが、残る治療室 3 と治療室 4 についても来年度初頭の稼働を目指し装置コミッショニングを実施中である。また、肺や肝臓などの呼吸性移動をともなう部位については、患者の呼吸波形に同期して照射する、いわゆる呼吸同期照射を採用している。呼吸波形のモニタリング手法によって呼吸同期照射のタイプが分かれており、体表センサーを用いた外部同期、X 線透視システムを用いた内部同期の2 種類を備えている。

2. ion-beam Radiation Oncology Center in Kanagawa (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した事が i-ROCK の特徴の1 つである。Table1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。

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	$20 \times 20 \text{ cm}^2$		
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		
治療室	水平2室、水平/垂直2室		

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



Figure 1: Equipment configuration of the accelerator system.

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ており、当センターの治療装置がフル稼働した暁には年間88 0人の患者を受け入れる事が可能となる。Figure 1 に加速器システムを含めた治療装置全体の配置図を示す。

2.1 スキャニング照射法

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[2] 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て いる。

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10~20cm 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。Figure 2 にスキ ャニング照射の概念図を示す。

2.2 高度化された加速器システム

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。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。

そこで、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[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。さらには、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[3,4]を採用し、出射デューテ ィの向上を図った(Figure 3 参照)。

3. ビームコミッショニング

3.1 ペンシルビームの性能評価

スキャ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(スピル)の性能をまず評価してお く必要がある。現段階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 ISO-SCN[5](蛍光膜+CCD カメラ)を用いてビーム位 置とサイズの時間的変化を測定した。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、ビームサイズはポートによらず一定となるよう調整を行った。

3.2 スキャニング照射の性能評価

スキャニ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。

- 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]にそってコミッショニングを実施した。 まず項目 1)では、スキャニ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確認した。次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]を使用して均一照射野の平坦度測定を行い、 判定基準以内であることを確認した。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。

3.3 治療計画との組合せ試験

治療照射において、照射システムが担 う責務は「医師の立案した治療計画にそ った照射を確実に実施すること」であり、 治療で用いられる三次元照射野の線量 分布確認は治療計画システムと照射シ ステムを組合せた試験が必要となる。 Figure 4 に、代表的な三次元照射野 (90x90x90mm³)について計画と実測を 比較した結果を示す。実線が治療計画を 用いた計算結果、丸点が測定した線量を 表している。図の通り、どの深さにおい ても計画と実測の差異が±3%の許容範 囲内に入っていることが分かる。



Figure 4: Comparison with calculation and measurement results of the depth dose distribution in 3D irradiation field

4. 治療実績および稼働状況

Table 2 に、2015 年度および 2016 年度上半期における各治療室の稼働時間を示す。治療室への供給時間 に比べ、加速器の運転時間が大幅に長くなっているのは、治療後の患者 QA や、他治療室におけるコミッ ショニング時間の割合が多いためである。また、治療システム全体の稼働率は 99%近くを保っており、施 設立ち上げ初年度にしては良好な滑り出しと言える。本年度からは治療室1の運用が開始され、これまで の総治療患者数は約 140 名に及ぶ (Table 3)。

Table 2: Operating time in i-ROCK		Table 3: Patient number from 2016/04 to 2017/03.		
	2015FY	2016FY	Tumor type	Patient number
Treatment Room No.	2015/12~		Prostate	109
TR1	-	320 hr	Bone and Soft Tissue	17
TR2	69 hr	343 h r	Head and Neck	4
Acc.	430 hr	1751 hr	Lung	4
			Liver	8
			Total	142

5. 今後

当センターでは 2015 年 12 月の治療開始以来、大きなトラブルにも見舞われず順調なスタートを切って いる。今後、前立腺がんのみならず、保険適応のある骨軟部腫瘍や、難治性の高い頭頸部がん、さらには 呼吸性移動のある臓器(肺、肝臓、膵臓)も含めて適応部位の拡大を図っていく。症例拡大につれ治療件 数も増加する見通しであり、治療システム全体のさらなる安定性や高効率化が望まれる。よって、残る2 つの治療室も今年度中には整備を完了し、来年度以降の患者受け入れ体制の強化を図る。

6. 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㈱東芝、住友 重機械工業㈱、芝浦メカトロニクス㈱、芝浦エレテック㈱、加速器エンジニアリング㈱の技術者の皆様に 心より感謝致します。

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 624 (2010) 33.
- [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.

*Eri TAKESHITA¹, Shinichi MINOHARA¹, Yohsuke KUSANO¹, Yuka MATSUZAKI¹, Satoru YAMADA¹, Yuko NAKAYAMA¹, Takuji FURUKAWA², Kota MIZUSHIMA², Yousuke HARA², Naoya SAOTOME², Ryohei TANSHO², Yuichi SARAYA² and Koji NODA²

¹Kanagawa Cancer Center, ²National Institute of Radiological Sciences