

HIMAC 加速器の現状報告 PRESENT STATUS OF HIMAC

片桐 健,^{A)} 岩田 佳之,^{A)} 佐藤 眞二,^{A)} 白井 敏之,^{A)} 高田 栄一,^{A)} 原 洋介,^{A)} 古川 卓司,^{A)}
松葉 俊哉,^{A)} 村松 正幸,^{A)} 水島 康太,^{A)} 野田 耕司,^{A)}

川島 祐洋,^{B)} 小林 千広,^{B)} 本多 保男,^{B)}

^{A)} 国立研究開発法人 放射線医学総合研究所, ^{B)} 加速器エンジニアリング株式会社

Ken KATAGIRI,^{*A)} Yoshiyuki IWATA,^{A)} Shinji SATO,^{A)} Toshiyuki SHIRAI,^{A)}

Eiichi TAKADA,^{A)} Yousuke HARA,^{A)} Takuji FURUKAWA,^{A)} Shunya MATSUBA,^{A)} Masayuki MURAMATSU,^{A)}

Kota MIZUSHIMA,^{A)} Koji NODA,^{A)}

Masahiro KAWASHIMA,^{B)} Yasuo HONDA,^{B)} Chihiro KOBAYASHI^{B)}

^{A)}National Institute of Radiological Sciences, ^{B)}Accelerator Engineering Corporation, Ltd.

Abstract

Heavy-ion cancer therapy using the Heavy-Ion Medical Accelerator synchrotron in Chiba (HIMAC) has been administered to more than 9000 patients since 1994. We started the heavy ion cancer therapy using a 3-D scanning irradiation system in May 2011, at New Particle Therapy Research Facility in NIRS. In order to enhance the treatment quality by achieving a precise dose control, we have continued some R&Ds on HIMAC synchrotron and its irradiation system, such as a multiple-energy synchrotron operation with stepwise flattops and development of an isocentric superconducting rotating-gantry. This paper outlines those R&Ds as well as the present status of HIMAC accelerator facility.

1. はじめに

放射線医学総合研究所での HIMAC 加速器による重粒子線がん治療は、1994 年の開始から今年で 19 年目を迎え、2014 年 5 月までに 9000 人以上もの患者に治療が適用されてきた。^[1, 2] これまでの拡大ビーム法による治療に加えて、複雑な腫瘍形状や治療期間中における腫瘍患部の形状・大きさの変化にアダプティブな対応が可能となる、3次元スキヤニング照射法による臨床治療が 2011 年 5 月に開始された。^[3] 2011 年度中には、新治療研究棟 (Fig. 1) に新設された E 室において、この 3次元スキヤニング法による治療が十数名の患者に適用された。2012 年には、さらに新設された F 室のコミッションが行われ、9 月より治療供給が開始された。現在、3次元スキヤニング照射法のさらなる高度化のために、超伝導回転ガントリーの開発、^[4, 5, 6] 高速エネルギー

スキヤニングのための開発が行われている。^[7, 8] 本発表では、これらの R&D を紹介すると共に、HIMAC 加速器施設の運用の現状を報告する。

2. 高速エネルギースキヤニングのための開発

2.1 202 段階の可変エネルギー運転とビーム取出し制御システムの改造^[7, 8, 9, 11]

照射野形成のために厚いデグレーダ (飛程調整用 PMMA 板) を用いた場合には、デグレーダ内での多重散乱によりビーム径は増大し、また、標的との核反応の結果生じるフラグメント粒子も増加する。これらの結果として、理想的な分布と比べて広がった線量分布が形成される。この問題を改善するために、放医研における 3次元スキヤニング照射^[3] では、ハイブリッドスキヤニング法^[10] による照射を行っている。この方法では 20 mm までの薄いデグレーダを使うと共に、シンクロトロンから 11 段階の異なるエネルギーのビームを供給することで照射野の形成を行う。より高精度の線量分布の形成を目指して、シンクロトロンでビームのエネルギーを変更し、デグレーダを用いずに照射する方

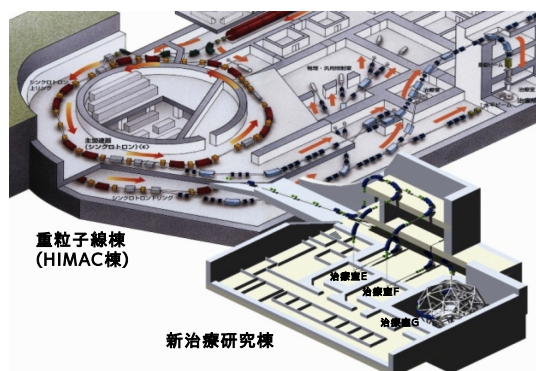


Figure 1: HIMAC accelerator and the new particle therapy research facility. A superconducting gantry is being constructed in the room “G”.

Table 1: Parameters for multiple energy operation.^[9]

Injection Energy	6 MeV/u
Output Energy	48–430 MeV/u
Num. of energy steps	202
Energy interval	1–7 MeV/u
Range interval	1–2 mmWEL
Transition time	10–50 ms/step

* tag410@nirs.go.jp

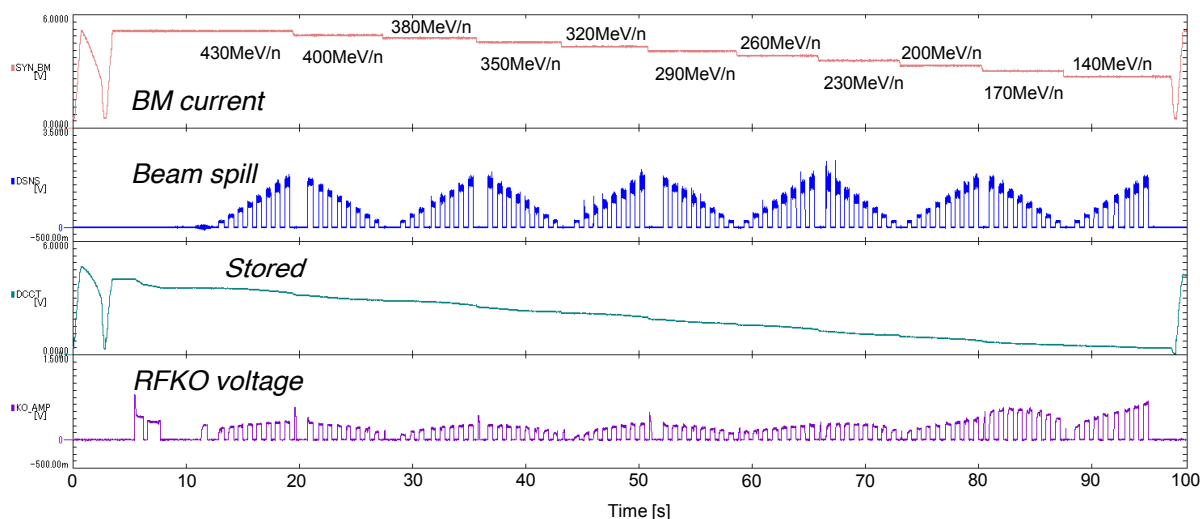


Figure 3: Experimental result of the multiple energy operation and the beam extraction with the beam intensity modulation.^[9]

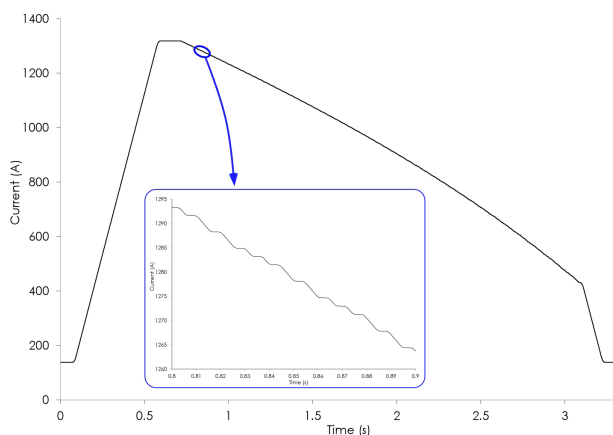


Figure 2: Current pattern of 202-step multiple energy operation for a bending-magnet power supply.

法が開発されている。この方法では、これまで11段階であった取り出しエネルギーを202段階にまで多段化し^[8, 11]ビームを取り出す際には高速にシンクロトロンからエネルギーを変更することで異なるエネルギーのビームを供給する。この202段階可変エネルギー運転における運転パラメータをTable 1に、電磁石電源制御に用いられる偏向電磁石電源の電流パターンをFig. 2に示す。この202段階の電流パターンにおける最上段は430 MeV/u、最低段は48 MeV/uのビームエネルギーに相当する。11段階の電流パターンと比べると電流の変化幅が非常に細かく、隣接する2段から出射されたビームのエネルギー差は水中飛程で1 mmあるいは2 mmに相当するように設計されている。従来のHIMACシンクロトロンでは1サイクル3.3秒の固定周期で運転が行われていたが、この可変エネルギー運転ではフラットトップ区間の時間幅が自由に拡張でき、治療終了まで或はリング内のビームが無くなるまで、エネルギーを保持したままビームの取り出しを行うことができる。

これまでに、この202段階可変エネルギー運転に対

応した、ビーム取出し制御システムの改造も行われた。Fig. 3に、可変エネルギー運転時の偏向電磁石の電流の時間変化、取り出したビームのスパル、リング内ビーム量を示すDCCTの時間変化を示す。スパルの時間変化からは、各段において強度変調されたビームの取り出しに成功していることが分かる。現在、この高速エネルギースキニングのコミショニングが進められている。

2.2 HEBT チョッパーシステムの設計^[7, 9]

高速可変エネルギー運転のエネルギー変更時(減速)において、エミッタンス増加により生じるシンクロトロンからのビームの漏れを防ぐために、現在ビームの遮断機構として電磁駆動型のビームシャッターがHEBTには備えられている。この電磁駆動型ビームシャッターでビーム通過/遮断の切り替えに要する時間は ~ 100 msである。エネルギー変更時間の短縮化のためには、このビーム通過/遮断の切り替え時間を短縮することが必要とされる。この理由から、切り替え時間を ~ 1 msにまで短縮可能な新たな高速チョッパーシステムの開発が行われた(Fig. 4)。通過/遮断の切り替えは最上流のチョッパー電磁石により行われる。磁場の応答を向上するために電磁石は硅素鋼板を用いた積層型とし、またその内部

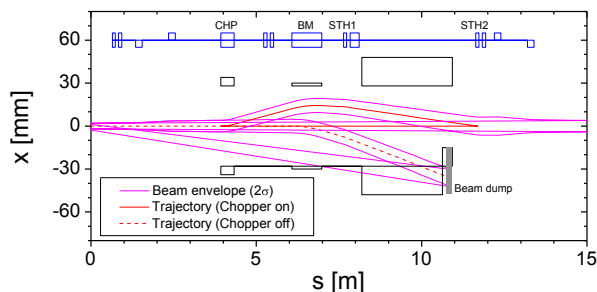


Figure 4: Beam envelopes of HEBT-beam-chopper system.^[9]

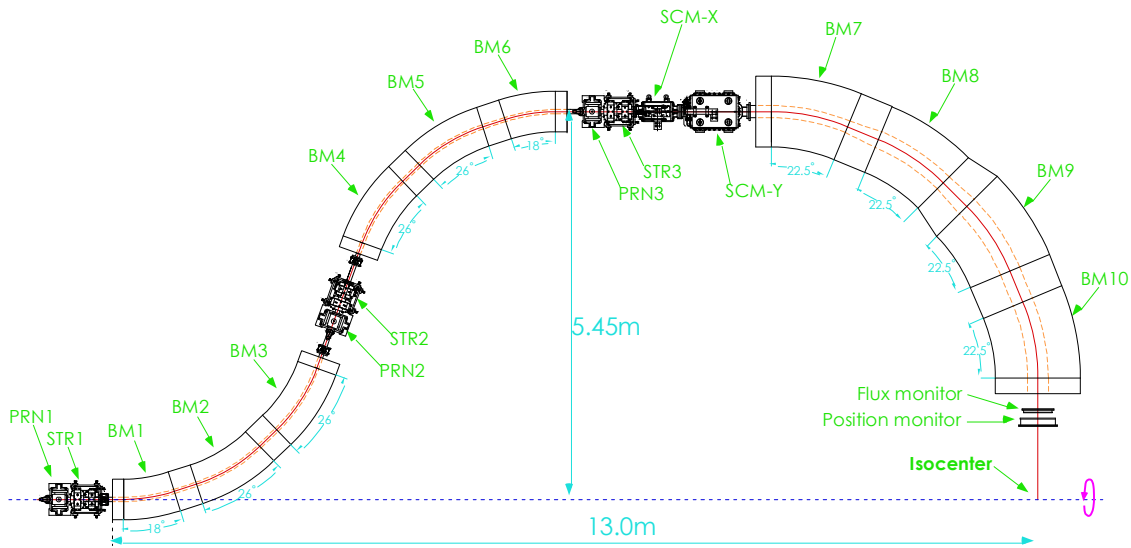


Figure 5: A schematic drawing of the beam-line configuration for the rotating gantry. The superconducting-bending magnets are shown as BM01–BM10. The scanning magnets are shown as SCM-X and SCM-Y.^[6]

のビームダクトはFRP製である。

3. 炭素線治療用超伝導回転ガントリーの建設^[4,5,6]

正常組織の被曝のさらなる低減を目指し、より好ましい線量分布を形成する為に、3次元スキャンニング照射が可能なアイソセントリック型回転ガントリーの開発が進められている (Fig. 5)。この回転ガントリーは430 MeV/uまでの炭素線に対応しており、患者の位置するアイソセンターへ向けて0–360度のいずれの方向からも照射することが出来る。この回転ガントリーは、小型化・軽量化のために、2極成分及び4極成分の独立した励磁が可能な機能結合型超伝導偏向電磁石を採用している。その結果として、ハイデルベルクの炭素線治療用回転ガン



Figure 7: Installation of the gantry structure to the gantry room in NIRS.^[6]

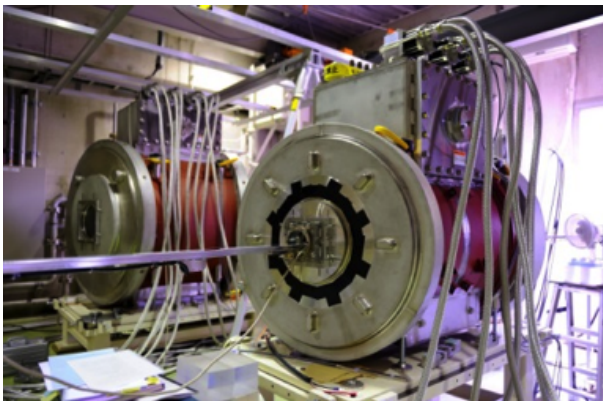


Figure 6: Superconducting magnets of BM04 and BM10 in field measurements at NIRS.^[6]

トリーが600トンを超える重量であるのに対し、この回転ガントリーは重さは300トン程度に収まる。

2014年度末に全電磁石の製造が完了した。超伝導電磁石の製造後、NMRによる磁場測定及び、ホール素子による磁場マッピングを全電磁石に対して実施し (Fig. 6)、所期の性能が得られていることを確認した。^[6]

回転構造体の搬入・組立は2015年前半に完了し、その後、順次、超伝導電磁石の搬入・据付が行われ (Fig. 7)、現在は回転構造体の組み立てを完了した段階にある。再度、回転試験等の検証作業を実施し、現在は各種配線・配管作業を行うと共に、治療室内装の整備等を行っている。

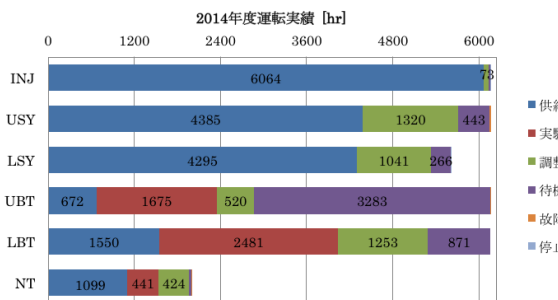


Figure 8: Operation-time distribution of HIMAC accelerator complex.

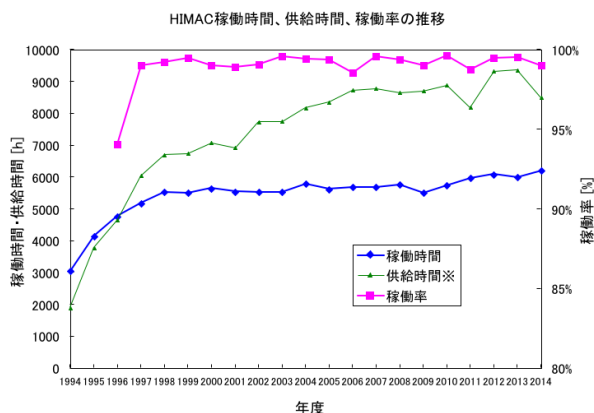


Figure 9: Temporal evolution of the operation time.

4. HIMAC 加速器の運転の状況

2014年度は、重粒子線がん治療に3323時間、共同利用研究に5166時間のビーム供給を行った。HIMAC 加速器の運転時間実績を Fig. 8 に、装置の稼働状況の推移を Fig. 9 に示す。治療照射において炭素 (C)、共同利用研究において水素 (H) からキセノン (Xe) までの様々な核種を加速し供給した。障害によって供給が止まった時間は、運転時間の0.7%程度であった。2014年度に生じた主なトラブルを Table 10 に示す。治療照射に大きな支障の出たトラブルは無く概ね順調な運転であった。老朽化対策として、入射器 DTQ 電源、シンクロトロン BQ 電源、出射系/HEBT 系電磁石電源の更新に取り組んでいる。来年度以降に新しい電源への更新を行う予定である。

5. まとめ

放医研では、3次元スキャンニング照射法のさらなる高度化を目的として、超伝導回転ガントリーの開発と高速エネルギースキャンニングのための開発が行われている。

2014年度は、HIMAC シンクロトロン障害によってビーム供給が止まった時間は全運転時間の0.3%程度であった。治療照射に大きな支障の出たトラブルは無く、概ね順調な運転であった。

Figure 10: HIMAC troubles occurred in FY 2014.

	第 I 期			第 II 期		
	日付	時間数	障害内容	日付	時間数	障害内容
入射器	4月23日	2:03	DTQ-D08通信障害	9月3日	0:27	RFQ_HFILD 過電流
	4月25日	11:14	HEC水漏れ	9月13日	5:08	GCU2, シック PLC 不具合
	4月29日	1:40	小型系同期信号不具合	10月13日	2:24	ルノイド 電源過電流
	5月12日	1:36	IHL-HCGD電圧異常	12月29日	0:33	RFQ トランジスタノブ 故障
	6月13日	2:27	IHL-HPA不具合	1月21日	2:16	DTL3_HPA フィラガ 焼損
			2月14日	1:12	RFQ_HPLTD 断路器異常	
主加速器 (上)	5月15日	7:39	上BTシグナリ不具合	9月13日	6:04	出射 BM1 電源故障
	7月24日	1:06	上位計算機不具合	9月22日	1:15	新棟利用権不具合
			9月12日	5:30	出射 BM2 電源故障	
			9月13日	6:04	出射 BM2 電源故障	
			9月24日	1:16	シグナリ BM-D02 故障	
			10月23日	0:30	クワック停止不具合	
			3月9日	0:35	UEXL_STH_D02 故障	
主加速器 (下)	7月24日	0:45	ファイル出力出来ない	9月6日	2:14	出射 BM2 電源故障
	7月24日	0:49	上位計算機不具合	9月9日	1:14	出射 BM2 電源故障
			9月12日	5:30	出射 BM2 電源故障	
			9月22日	5:51	下 RF パターン異常	
			9月30日	0:45	LBT 系操作不具合	
			10月13日	1:02	シクロトロン運転不具合	
			1月27日	0:42	クワック停止不具合	
			2月19日	1:14	SM3 過熱	
HEBT (上)			9月14日	0:42	LCP4 シグナリ CPU 異常	
HEBT (下)			3月13日	0:46	RI012_P10 電源ユニット故障	
HEBT (新棟)			2月17日	2:22	スキャンニング 電磁石電源故障	

参考文献

- [1] K. Noda, et al., Nucl. Instr. And Meth. B 331 (2014) 6.
- [2] E. Takada, Nucl. Phys. A 834 (2010) 730c.
- [3] T. Furukawa, et al., Med. Phys. 37 (2010) 5672.
- [4] Y. Iwata, et al., Phys. Rev. ST Accel. Beams 15 (2012) 044701.
- [5] S. Matsuba, et al., in these proceedings.
- [6] Y. Iwata, et al., in these proceedings.
- [7] K. Mizushima, et al., Proceedings of the 11th Annual Meeting of Particle Accelerator Society of Japan, Aomori, Japan, 2014, pp. 882.
- [8] K. Mizushima, et al., Nucl. Instr. And Meth. B 331 (2014) 243.
- [9] K. Mizushima, et al., Poster of 54th Annual Conference of the Particle Therapy Co-Operative Group, "Upgrade of the beam extraction control system for scanned carbon-ion therapy at HIMAC", San Diego, USA, 2015.
- [10] T. Inaniwa et al., Am. Assoc. Phys. Med. 39 (2012) 2820.
- [11] T. Furukawa, et al., Med. Phys. 34 (2007) 1085.