

Status and Future Plan of HIMAC

K. Noda¹, Y. Iwata, T. Uesugi, H. Ogawa, M. Kanazawa, A. Kitagawa, Y. Sakamoto, S. Sato, Y. Sato, S. Shibuya,
A. Sugiura, E. Takada, M. Torikoshi, T. Honma, T. Furukawa, T. Fujisawa, S. Hojyo, T. Murakami, M. Muramatsu,
S. Yamada

National Institute of Radiological Sciences
4-9-1 Anagawa, Inage-ku, Chiba, 263-8555

Abstract

The HIMAC accelerator complex has delivered heavy-ion beams for a cancer therapy and related researches, since 1994. During this 10-years, the accelerator technology in HIMAC has been significantly improved in order to increase accuracy and efficiency in an ion therapy, and to widen a scope of biological and physical experiments. The paper reports the development of HIMAC accelerator complex during 10 years and the future plan.

HIMACの現状と将来

1. はじめに

HIMACによる炭素線がん治療を開始して10年が経過し、これまで1800名を超える治療を行った。その治療成績はほぼ外科手術に匹敵している[1]。このような好成績を支えてきたものとしてHIMAC加速器の技術開発と維持管理[2]が挙げられる。HIMAC加速器の技術開発は、粒子線がん治療における治療照射精度と効率の向上を図り、また、その基礎となる生物、物理等の実験の幅を広げるために、同時に粒子線がん治療専用加速器全般の要素技術を開発するために、以下のようなテーマについて行われてきた。

- (1) 治療照射の高精度化のために、(a) 呼吸同期照射法の開発、(b) 取出しビームのリップル改善、(c) ビーム強度制御。
- (2) 治療照射の効率化のために、(a) ビーム輸送系の自動ビーム軸出しシステムの開発、(b) ガントリ内の小型のための多極磁場を用いた均一照射野の生成法の開発。
- (3) 基礎科学実験のために、(a) 入射器からのビームのエネルギーの多段階化、(b) 加速イオン種の増大とイオン源改良によるビーム強度増強、(c) 電子ビーム冷却法によるビームの高品質化。
- (4) 要素技術開発として、(a) ビームリップル及び強度を連続監視するための2次電子モニター、(b) リング内のビームプロファイルを観測するための非破壊型モニター、(c) 非破壊型チェーンモニター、(d) PI機能付プロファイルモニター、(e) 広帯域RFキャパティエー、(f) 確率冷却用ピックアップモニターの開発研究。

本報告では、10年間のHIMAC加速器の研究開発および将来計画について述べる。

2. HIMAC加速器の技術開発

2.1 呼吸同期照射[3]

呼吸と共に移動する肺がんや肝臓がん等の治療照射では、標的が治療計画での照射位置からずれた時に照射すると正常細胞に損傷を与える事になる。そこでビーム供給および停止に対して高速応答性を有するRF-KO取出し法を開発し[4]、照射可能条件を満たした場合だけにビームを照射する事を可能にした。また、呼吸同期照射では照射エネルギーまで加速したビームを捨てなければならない場合もあり、そのために引き起こされる機器の放射線損傷を最小限に留めるために取り残されたビームを入射エネルギーまで減速し捨てる方式を開発した。呼吸同期照射法は1996年6月より臨床試行で用いられている。

2.2 スポットスキニング法の開発[5]

HIMACでは横方向線量分布を均一にするためにワブラー法を用いているが、重要臓器近傍の腫瘍でも精密に照射するために、3次元原体照射法の一つであるスポットスキニング法の開発を行った。HIMACのスポットスキニングは¹¹Cなどのポジトロン放出核を用いて、治療後の照射野確認を目指したシステムである。その実験結果の一例を図1に示す。この照射法を応用して一次ビームにより短時間の3次元原体照射を実現するためには、シンクロトロンからの取出しビームのリップルを10%程度に抑える必要がある。またビーム位置やエネルギーを変更する際にビーム供給を即座に停止するためにはRF-KO法を用いる必要がある。そこでRF-KO法による取出しビームのリップルを抑制する研究を続けてきた[6-10]。これまでの研究開発により、セパトリックス内でのビームの拡散に用いる帯域を

¹ E-mail: noda_k@nirs.go.jp

持ったRFとセパトロックスからの取出しのための単一周波数RFの2種類を印加する方法によって、リップルを±10%程度に抑える事に成功した。さらに、クロマティシティーを大きくすることでさらにリップルを低減できることを示し、残存するリップルの主成分がシンクロトロン振動によるものであることも判った。また、これまで500 μ s程度であったビーム停止時間を、加速用RFを同時にOFFすることでビーム停止時間を60 μ sまで短縮する事に成功した。最後に、スピルの低周波数成分をRF-KOの振幅変調関数を最適化した状態でフィードバックする事により、図2に示すような擬似DCビームを実現した。これによりスポットスキャン法での照射精度が大きく向上できることが期待される。

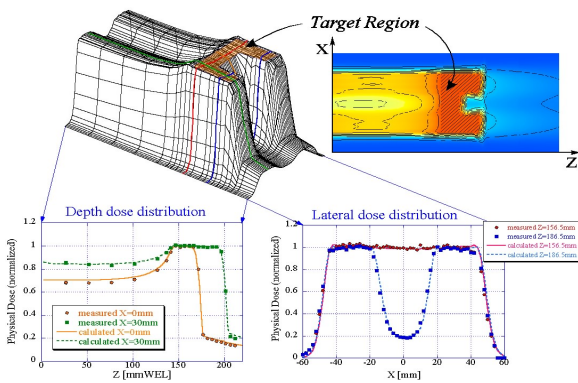


図1：スポットスキャンによる照射野形成。

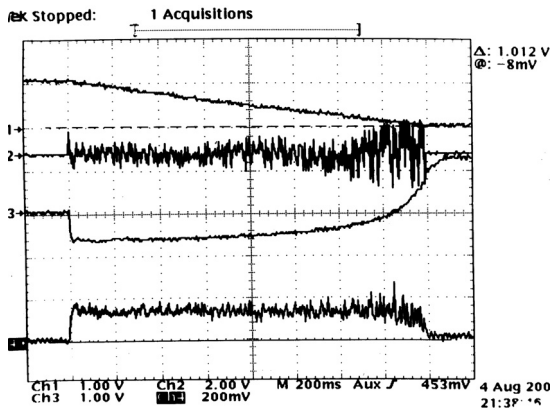


図2：改善されたRF-KO法によるビームスパイル。

2.3 電子ビーム冷却[11,12]

ビーム品質を大幅に向上させるために電子ビーム冷却装置を導入し、6MeV/nのC、Arビームを使って以下のようなビーム試験を行った。

運動量幅 2×10^3 程度(FWHM)の入射ビームを電子ビーム冷却により 4×10^5 まで運動量幅を圧縮する事に成功した。この値は電子ビーム加速電圧の安定度を考慮すれば妥当な値である。また、電子電流が120mAの場合、 10^4 までの冷却時間は1秒以下で、それ以後では9秒であった。

多重入射したビームを冷却することにより生じた位相空間の空きスペースに再び多重入射することに

よりビーム強度を増大させる冷却蓄積を行っている。強度利得はビーム寿命と冷却時間によるが20倍以上のビームを蓄積する事に成功した。また、ビーム密度が増大するとビーム不安定性により大きくビーム損失を起こす現象も観測された。これらの様子を図3に示す。図3の左は、多重入射4秒後の実空間のビームを示しており、右は入射20秒後のビームである。図中の線はビーム軸の傾きを知るために参考として引いてある。図3から、ビーム密度の上昇と共にビームの傾きが変わる様子が判る。これは Q_x - $Q_y = 1$ の結合共鳴の影響と考えられる。

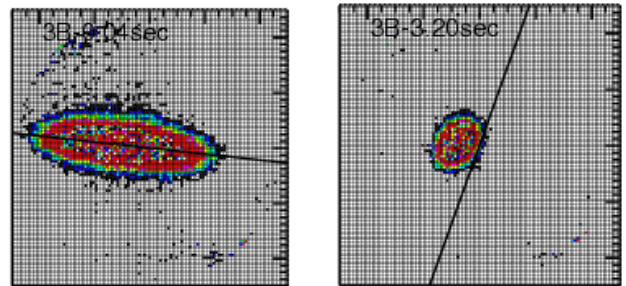


図3：電子ビーム冷却と結合共鳴。
(左)：多重入射4秒後、(右)：入射20秒後のビームプロファイル。

図3に示す2次元プロファイルは、HIMACで開発された非破壊型プロファイルモニターSBPM (Oxygen Gas-Sheet Beam Profile Monitor) [13,14]によって測定された。その原理は、周回ビームが約1mm厚さ(約 10^{-6} Torr)の酸素ガスシートを通過した際に生じた2次イオンを平行電場で収集し、MCPで電子に変換・増幅後、スクリーンを発光させて撮るものである。この場合、シャッタースピードはビーム周回時間に等しい4 μ sである。

2.4 入射器系の開発

(1) 入射器系のタイムシェアリング運転

入射器系ではイオン源以降の電磁石をパルス対応に変更しタイムシェアリング運転を可能とした。それにより上下リングおよび中エネルギー照射室の3コースに異なるイオンを同時に供給できるようになった。

(2) 入射ビームのエネルギーの多段階化

3台のDTLタンクを順じoffにすることで0.8、2.6、4.2、6.0MeV/nのエネルギーのビームを供給可能とした。特に、4.2MeV/nのビームは通常の6MeV/nのビームと同程度の性能でリングでも加速・取出しができることが確認された。

(3) イオン源の開発

これまでのPIGイオン源や10GHz・ECRに加え、18GHz・ECRイオン源[15]を開発し、Xeまでの新たなイオン種の開発を行うと共に、宇宙空間での放射線被曝のリスク評価のためのFe、Ni等の金属イオンの供給が可能となった。さらに、普及型炭素線がん治療装置の開発のために、図4に示すような永久磁

石型ECRイオン源を開発した[16]。そのビーム強度は C^{4+} で $300\mu A$ を超え、十分、実用に耐えうる性能を有している。

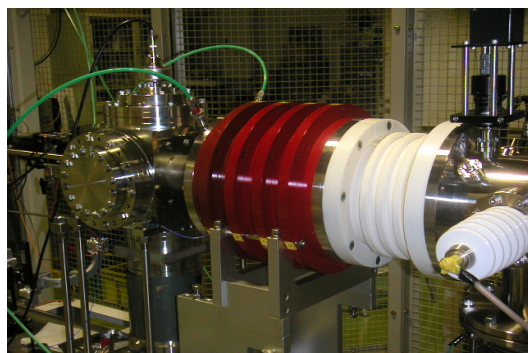


図4：永久磁石型10GHZ-ECRイオン源。

3. 将来計画

3.1 普及型炭素線がん治療装置の開発[17]

炭素線がん治療を全国展開するために、普及型炭素線がん治療装置の開発を行っている。この装置は、これまでの臨床統計から炭素線のエネルギーを140~400MeV/nに設定し、施設全体の大きさが大体60m×50mの敷地に入るように設計が進められている。この概念図を図6に示す。また、今後2年間のR&Dが次のように進められている。入射器系では、200MHz,RFQ+APF-IH型入射器の開発[18]、シンクロトロンでは無同調型RF加速システムおよび高追従性・低リップル電源の開発、照射系ではコンパクト照射ポート[19]の開発および多層原体照射法[20]の実現を考慮した新治療計画システム[21]の構築などである。

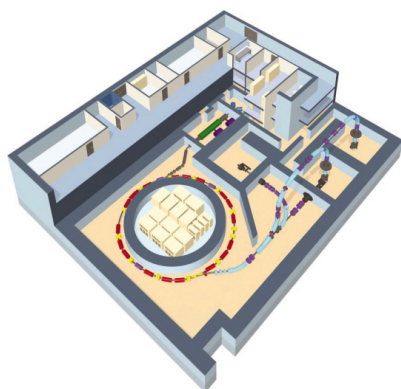


図6：普及型炭素線がん治療装置のイメージ図。

3.2 高精度治療照射室の建設

これまで、HIMACで開発されてきた加速器技術

および照射技術に基づき、高精度治療室の建設を計画している。この新治療室では、スポットスキミングや回転ガントリー照射を予定している。回転ガントリーは、現在、肺がんの一回照射（4門照射）をよりスムーズかつ高精度で行い、照射野を限定する事で可能な限りコンパクトになるように計画している。この高精度治療照射室の概念図を図7に示す。



図7：高精度治療室の概念図

参考文献

- [1] URL: <http://www.nirs.go.jp/report.htm>
- [2] K. Narita, *et al.*, in these proceedings
- [3] S. Minohara, *et al.*, Int. J. rad. Oncol. Bio. Phys. 2000; **47**: 1097-1103.
- [4] K. Noda, *et al.*, Nucl. Instrum. Meth **A374** (1996) 269-277.
- [5] E. Urakabe, *et al.*, Jpn. J. Appl. Phys. **40** (2001) 2540-2548.
- [6] K. Noda, *et al.*, Nucl. Instr. Meth **A492** (2002) 253-263.
- [7] T. Furukawa and K. Noda, Nucl. Instr. Meth **A489** (2002) 59-67.
- [8] T. Furukawa, *et al.*, Nucl. Instr. Meth **A503** (2003) 485-495.
- [9] T. Furukawa, *et al.*, Nucl. Instr. Meth **A515** (2003) 861-869.
- [10] T. Furukawa, *et al.*, Nucl. Instr. Meth **A522** (2004) 196-204.
- [11] K. Noda, *et al.*, Nucl. Instr. Meth **A441** (2000) 159-166.
- [12] K. Noda, *et al.*, Proc. 8th EPAC, Paris, 2002, pp.1380-1382.
- [13] T. Fujisawa, *et al.*, Nucl. Instr. Meth **A506** (2003) 50-59.
- [14] Y. Hashimoto, *et al.*, Nucl. Instr. Meth **A527** (2004) 289-300.
- [15] A. Kitagawa, *et al.*, Rev. Sci. Instr. **69**, 674 (1998).
- [16] M. Muramatsu, *et al.*, Rev. Sci. Instr. **73**, 573 (2002).
- [17] K. Noda, *et al.*, Proc. 3rd, APAC, Gyeongju, 2004, in press.
- [18] Y. Iwata, *et al.*, Proc. 3rd APAC, Gyeongju, 2004, in press.
- [19] M. Komori, *et al.*, Jpn. J. Appl. Phys., in press.
- [20] Y. Futami, *et al.*, Nucl. Instr. Meth. **A430** (1999) 143-153.
- [21] N. Kanematsu, *et al.*, Med. Phys. **29**, 2823-2829 (2002).