

DEVELOPMENT OF A COMPACT HIGH-EFFICIENCY INJECTOR FOR MEDICAL ACCELERATORS (I)

Y. Iwata^{1A)}, S. Yamada^{A)}, T. Murakami^{A)}, T. Fujimoto^{B)}, T. Fujisawa^{A)}, H. Ogawa^{A)}, N. Miyahara^{A)},
K. Yamamoto^{A)}, S. Hojo^{A)}, Y. Sakamoto^{A)}, M. Muramatsu^{A)}, T. Takeuchi^{B)}, T. Mitsumoto^{C)},
H. Tsutsui^{C)}, T. Watanabe^{C)}, and T. Ueda^{C)}

^{A)} Department of Accelerator and Medical Physics, National Institute of Radiological Sciences (NIRS),
4-9-1 Anagawa, Inage, Chiba 263-8555, Japan.

^{B)} Accelerator Engineering Corporation (AEC), 2-13-1 Konakadai, Inage, Chiba 263-0043, Japan.

^{C)} Sumitomo Heavy Industries Ltd. (SHI), 9-11 Kita-Shinagawa 5, Shinagawa, Tokyo 141-8686, Japan.

Abstract

A compact injector was designed for an injector of heavy-ion medical accelerators. It consists of an Electron-Cyclotron-Resonance Ion-Source (ECRIS) and two compact linacs, which are a Radio-Frequency-Quadrupole (RFQ) linac and an Interdigital H-mode Drift-Tube-Linac (IH-DTL) having the same operating frequency of 200 MHz. The injector can accelerate heavy ions having a charge-to-mass ratio of $q/m=1/3$ up to 4.0 MeV/u. For beam focusing of the IH-DTL, the method of Alternating-Phase-Focusing (APF) was applied. Since overall stability of motion would be obtained just with the rf acceleration field, no focusing element or cooling equipments had to be installed in the cavity. This allowed us to employ a rather high operating-frequency, and hence to design a compact cavity. The compact injector was constructed, and beam acceleration tests were performed. In this paper, an overview of the compact injector as well as results of the acceleration tests was described.

高効率小型入射器の開発 (I)

1. はじめに

放射線医学総合研究所(放医研)では、重粒子線がん治療装置(HIMAC)から得られる高エネルギー炭素イオンビームを利用したがん治療が1994年から行われてきた。十年近くにも及ぶ臨床試験は良好な成績を収め、2003年には高度先進医療の認可を得るに至った。現在まで2,600症例以上の治療が行われ、その臨床実績から重粒子線がん治療の有効性が認められており、更には重粒子線がん治療の全国的な普及が待ち望まれている。しかしながら、既存のがん治療装置は大型であるため、普及を推進する上では装置の小型化とともに、施設の建設費や運転維持費の低コスト化が重要な課題となっている。

がん治療用加速器に求められる性能は、25cm以上の体内飛程を確保するため、炭素イオンを核子あたり400 MeVまで加速する必要がある。HIMACを初めとした重イオン加速器は入射器と主加速器に大別されるが、特に既存の入射器は大型である。入射器の全長は加速器自身の製作コストのみならず、施設全体のサイズを左右することから、装置の建設コストに大きな影響を与える。よって、小型かつ高効率な線形加速器の開発は重粒子線がん治療装置の小型化および低コスト化を進める上で最も重要な位置を占めると考えられる。そのため、我々は2004年度から高効率小型入射器の設計・開発に取り組んできた。

高効率小型入射器は2005年度末に全て完成し、放

医研にて炭素イオン加速試験が行われた。以下では高効率小型入射器の概要及びビーム試験により得られた結果を述べる。

2. 高効率小型入射器

高効率小型入射器は小型永久磁石ECRイオン源(ECRIS)と、200 MHzの共振周波数を持つRFQ線形加速器(RFQ)及びAPF方式IH型DTLにより構成される。小型入射器の概略図を図1に示す。2台の線形加速器の全長は6mと大幅な小型化が実現されている。ECRISにより生成された4価の炭素イオンは線形加速器により、核子当たり4.0 MeV/uまで加速される。以下に各機器の概要を述べる。

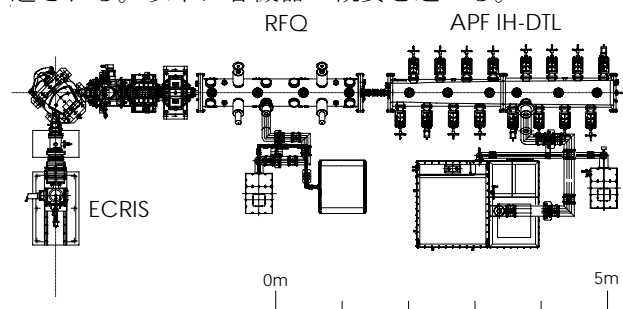


図1 高効率小型入射器の概略図。

¹ E-mail: y_iwata@nirs.go.jp

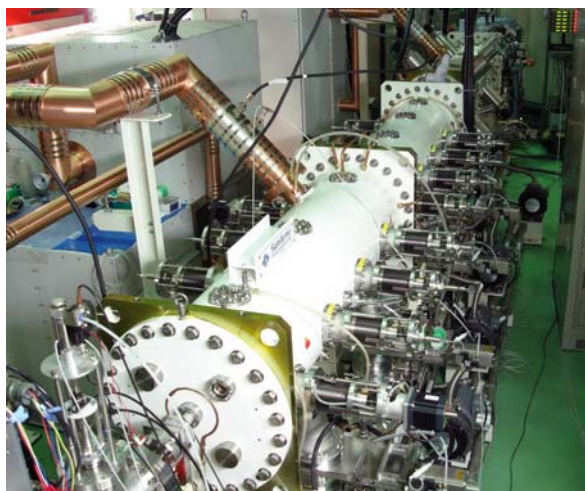


図 2 APF方式IH型DTL。共振器の全長は約3.5mと小型である。奥に見えるのがRFQ線形加速器。

2.1 小型永久磁石ECRイオン源 (ECRIS)

小型永久磁石10GHz ECRイオン源^[1]は必要な磁場を全て永久磁石で得ている点に大きな特徴がある。このことから従来必要であった電磁石電源や冷却機構が全く不要となるため、大幅な製作コスト及び維持費削減に繋がっている。また運転においては調整パラメータが少なく、且つ安定であるため、医療用加速器のイオン源として多くの魅力的特徴を有する。ビーム試験の結果、30kVの引き出し電圧において400 μ A以上の4価炭素イオンビームが得られている。

2.2 RFQ線形加速器

初段の線形加速器は4ベイン構造を持つRFQである。小型化のため、比較的高い200 MHzの共振周波数が選ばれた。RFQの入射エネルギーは、ECRISからRFQまで加速ギャップを設けないことから、ECRISの引き出し電圧に直接関係する。ECRISから高いビーム電流量の炭素ビームを得るためには高い引き出し電圧が望ましいが、安定したビーム供給のため余り電圧を上げることはできない。また、RFQの入射エネルギーを高くすると、RFQのバンチャーセクションが長くなるため、小型化には不利である。以上を総合的にみて、30kVの引き出し電圧を採用した。これに相当するRFQの入射エネルギーは10 keV/uである。一方、出射エネルギーは共振器全長が約2.5m以内となるよう、約600 keV/uに決定した。これにより共振器は一体のタンクにより製造された。

表 1 高効率小型線形加速器の主要パラメータ。

パラメータ	RFQ	APF方式IH型DTL	単位
入射エネルギー	0.0100	0.608	MeV/u
出射エネルギー	0.608	4.00	MeV/u
共振周波数	200	200	MHz
質量電荷比	1/3	1/3	-
共振器全長	2.5	3.4	m
共振器外直径	0.42	0.44	m

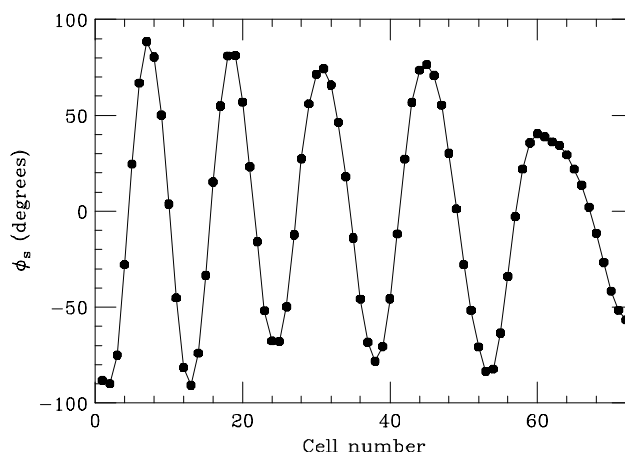


図 3 最適化された同期位相の並び。同期位相を $\phi_s = \pm 90$ 度付近まで変化させている。

2.3 APF方式IH型DTL

後段のAPF方式IH型DTLはIH型共振器を用いたドリフトチューブ線形加速器である。入射エネルギーはRFQの取り出しエネルギーと等しく608 keV/uである。一方、取り出しエネルギーは、4価炭素ビームが炭素フォイルを通過する際に6価に変換されるストリッピング効率が9割以上となる4.0 MeV/uに決定された。入出射エネルギー等の主要パラメータを表1に、またAPF方式IH型DTLの写真を図2に示す。

高い共振周波数を選ぶことで、共振器を小型化することができる。その場合、ドリフトチューブを初めとする共振器の構成要素全てが小型となるので、従来のアルバレ型DTLのように収束要素をドリフトチューブ内部に組み込むことが困難となってくる。この問題を解決するため、我々はAPF方式を採用した。この方式ではギャップの同期位相を正負交互に選ぶことで、ビーム進行方向と垂直方向の収束を高周波加速電場のみで得ることができる。これにより、共振器内部に収束要素を組み込む必要が全くなくなるため、共振器構造の大幅な簡素化が可能となる。また、ドリフトチューブを小さくすることができるので、従来のDTLに比べ高い周波数及び低い入射エネルギーを選ぶことが可能となる。

APF方式の原理^[2]は50年代に提唱されていたが、これまで全く実用化されていない。これは高周波加速電場のみで加速と共に収束も行うため、一般的に収束力が弱く、また同期位相の設計が困難であることが原因である。我々は同期位相の配列をパラメータ化し、詳細な軌道計算を行うことで、同期位相の最適化に成功した^[3,4]。最適化で得られた各ギャップにおける同期位相を図3に示す。十分なアクセプタンスを確保するため、同期位相を ± 90 度付近まで変化させている。軌道計算の結果、RFQから取り出されたビーム全てを透過でき、かつ十分小さなエミッタンスの取り出しビームが得られることがわかった。APF方式の採用により、比較的高い200MHzの周波数を選ぶことができ、その結果、共振器全長を3.4mまで短縮することができた。

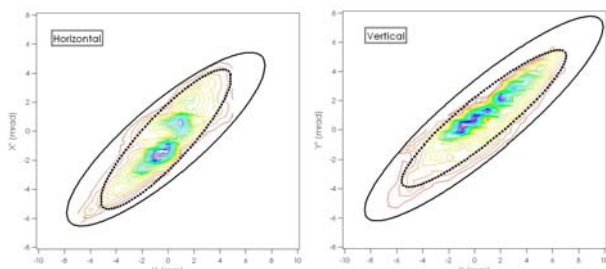


図 4 測定された炭素ビームの位相空間分布。実線及び点線はそれぞれ100%、90%エミッタンスフィットの結果を示す。

APF方式と組み合わされるIH型共振器は小型かつ高効率という優れた特徴を持つため、近年注目を集めている。その原理は50年代に開発されていた^[1]、これまで実用化された例は数少ない。その大きな理由の一つは、共振器内部に発生する電磁場の分布が共振器の総合的な構造で決定されるため、既存の2次元電磁場計算コードでは計算できないことにある。そのため従来では、共振器の最終構造を決定するためモデル共振器の製作や測定を繰り返す必要があった。しかしながら、近年の計算機技術の発展や3次元電磁場計算コードの開発によりIH型共振器の電磁場が直接計算できるようになってきた。我々は3次元電磁場計算コードの精度評価、電場調整手法の確立、並びに共振器製作性を確認するため、IH型モデル共振器の製作を行った。計算分布と測定分布の比較を通じて、コードによる計算は十分満足のゆく精度が得られ、且つチューナーによる共振器全体に渡る電場分布の微調整が可能であることがわかった^[6]。

モデル共振器の測定を通じて得られた知見に基づき、APF方式IH型共振器実機の設計及び製作を行った^[3]。実機の主要RFパラメータを表2にまとめる。測定無負荷Qは12,000と計算Qの80%に相当する値を得た。これにより、所要電力は360 kWと見積もられ、従来のDTLと比べ大幅な省電力化が実現された。

3. ビーム加速試験

高効率小型入射器は2005年度末に全て完成し、放医研にて炭素ビームの加速試験が行われた。APF方式IH型DTL直下流に置かれたファラデーカップで390e μ Aの4価炭素ビームが検出され、加速試験に成功した。この電流量は治療で要求される強度の倍以上である。この際、小型入射器システム全体の透過率は約79%である。事前に測定を行ったECRIS-RFQ

表 2 小型線形加速器の主要RFパラメータ。

パラメータ	RFQ	APF方式IH型DTL	単位
最大表面電界	23.6	23.6	MV/m
キルパトリック値	1.6	1.6	-
計算Q	12,000	15,000	-
測定無負荷Q	7,800	12,000	-
所要電力	120	360	kW
デューティ	0.4	0.4	%

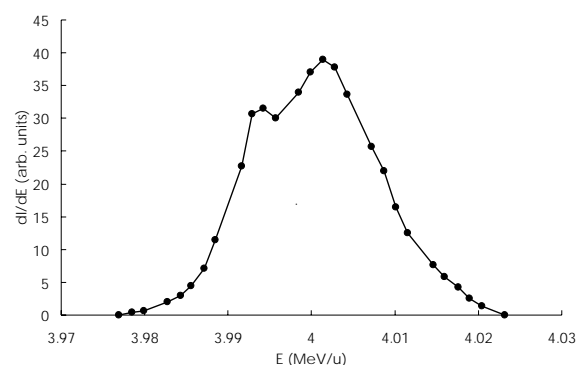


図 5 測定された4価炭素ビームのエネルギー分布。

間の入射ライン及びRFQ自身の透過率を考慮すると、APF方式IH型DTLの透過率は設計通り、ほぼ100%と見積もられる。

その他のビーム特性は下流に設置されたビーム分析ラインにて測定された。はじめに、ビーム位相空間分布を分析ラインに設置されているスリットとプロファイルモニターにより測定した(図4)。測定分布を楕円フィットした結果、規格化90%エミッタンスは、水平、垂直共に約 $1\pi\cdot\text{mm}\cdot\text{mrad}$ であった。

また、加速されたビームを90度偏向電磁石で分析することにより、エネルギー分布の精密測定を行った。エネルギーの絶対値はNMRで測定した偏向電磁石の磁場を用いて求めている。測定された4価炭素のエネルギー分布を図5に示す。中心エネルギー及びエネルギー分散は、それぞれ $E_{ave}=4.0\text{ MeV/u}$ 、 $\Delta E/E\sim\pm 0.4\%$ とほぼ設計通りの値が得られている。

4. まとめ

重粒子線がん治療普及に向けた装置小型化の一環として、高効率小型入射器の開発を行った。この小型入射器はECRIS、RFQ、APF方式IH型DTLにより構成される。RFQは比較的高い共振周波数を選んだことと、炭素加速に最適化したことで、全長2.5mと小型化に成功している。また、後段のAPF方式IH型DTLはAPF方式とIH共振器を組み合わせることで大幅な小型化及び省電力化を実現している。炭素ビーム加速試験を行った結果、APF線形加速器の加速に成功することができた。この成功を受け、普及型がん治療装置の建設プロジェクトが本年度より開始され、第一号機が群馬大学に建設される予定である。

参考文献

- [1] M. Muramatsu, *et al.*, Rev. of Sci. Instrum., 76, 113304 (2005).
- [2] M. L. Good, Phys. Rev. 92, 538 (1953).
- [3] Y. Iwata, *et al.*, Nucl. Instrum. and Meth. in Phys. Res. A (submitted).
- [4] H. Tsutsui, *et al.*, Nucl. Instrum. and Meth. in Phys. Res. A (to be submitted).
- [5] P. Blewett, CERN Symposium, 159 (1956).
- [6] Y. Iwata, *et al.*, Nucl. Instrum. and Meth. in Phys. Res. A (in press).