

BEAM TEST OF COMPACT ECR ION SOURCE FOR CARBON THERAPY

M.Muramatsu^{1,A)B)}, A.Kitagawa^{B)}, Y.Sakamoto^{B)}, S.Sato^{B)}, Y.Sato^{B)}, H.Ogawa^{B)}, S.Yamada^{B)}, H.Ogawa^{B)}
H.Ogawa^{C)}, A.G.Drentje^{D)}, S.Biri^{E)}, Y.Yoshida^{F)}

- A) Graduate school of Mechanical Engineering, Toyo University, 2100 Kujirai, Kawagoe, Saitama 350-0815, Japan
B) National Institute of Radiological Sciences, 4-9-1 Anagawa, Inage, Chiba 263-8555, Japan
C) Accelerator Engineering Corporation, Ltd., 2-13-1 Konakadai, Inage, Chiba 263-0043, Japan
D) K.V.I, University of Groningen, 9747 AA Groningen, The Netherlands
E) Institute of Nuclear Research (ATOMKI), H-4026 Debrecen, Ben ter 18/c, Hungary
F) Department of Mechanical Engineering, Toyo University, 2100 Kujirai, Kawagoe, Saitama 350-0815, Japan

Abstract

Ion source for medical facilities should have characteristics of easy maintenance, low electric power, good stability and long operation time without maintenance (one year or more). Based on the proto type compact source, a 10 GHz compact ECR ion source with all permanent magnets has been developed. Peaks of the mirror magnetic field along the beam axis are 0.59 T at the extraction side and 0.87 T at the gas injection side, respectively, while the minimum B strength is 0.25 T. The source has a diameter of 320 mm and a length of 295 mm. The result of beam tests shows that a C^{4+} intensity of 530 μA was obtained under an extraction voltage of 45 kV. This paper describes the design detail and the experimental results for the new source.

小型ECRイオン源のビームテスト

1. はじめに

放射線医学総合研究所の重粒子線がん治療装置(HIMAC)では、140から400 MeV/nの炭素イオンを使用したがん治療が行われている[1]。今後、世界的に炭素イオン治療施設を拡張するにあたって、加速器の建設・維持コストに問題が集約すると考えられる。このため放医研では、将来の炭素イオン治療施設に小型かつ低コストの治療装置の開発を目指して研究を行っている。

治療装置において、イオン源の性能は他の加速器構成に大きく影響する。例えば、多価イオンを大強度で、かつ、高電圧デッキなどを用いて高エネルギーで供給できれば、入射器に用いる線形加速器のコストが低減されることとなる。したがってイオン源の開発目標としては、建設、運転のための費用が安いこと、全体のサイズが小さく必要な電力、冷却が少ないことが重要である。また、ビームとしては、 C^{4+} を生成し、ビーム強度が500 μA 以上、エミッタンスが0.3 π mm mrad (normalized)、安定度が10%以下、1年間メンテナンス無しでトラブルの可能性がないこと、最後に、短時間で再現性が良くビームが供給できて、運転に特別な調整を必要としないことが要求されている。

上記の目標および要求から、永久磁石のみで閉じ込め磁場を形成するECRイオン源の開発を行ってきた[2][3][4]。ECRイオン源の特徴として、原理的に消耗部品を使わないことから、再現性が良く、比較的大強度のビームを長時間安定に供給することが出来る。また、永久磁石型の特徴として、プラズマの閉じ込めを永久磁石で行っているため、電力とスペースが小さくてすむことと、部品数が少ないためにメンテナンスが容易であることがあげられる。逆に、磁場が固定であるために、必要なイオンの必要な価数に最適化するには非常に困難である。したがって、事前の最適化を施しておく必要がある。

小型ECRイオン源(Kei2-source)は2003年春より設計を開始し、12月に完成した。Kei2-sourceの磁場はNIRS-ECRのビームテストの結果をもとに設計された。2004年1月からはイオン源の基本的な性能を知るためのビームテストを行ってきた。

2. 磁場の設計

最適な閉じ込め磁場の磁場分布を見つけ出すために、あらかじめ既存のNIRS-ECRを用いて C^{4+} を生成するのに最適な磁場を決定し、それを再現させることとした。NIRS-ECRよりも小さくつくるため、上流側と下流側のミラーピークと、minimumBが同じ値にな

¹ E-mail: m_mura@nirs.go.jp

るように磁石の配置と形状を決定した。図1に決定した軸方向の閉じ込め磁場を示す。点線が C^{4+} を生成するのに最適な磁場（計算値）。実線が磁石の製作をした信越化学で行った磁場測定の結果。■点が放医研で行った磁場測定の結果である。磁場測定の結果計算値とほぼ一致し、磁場の低下は最大3%程度であった。

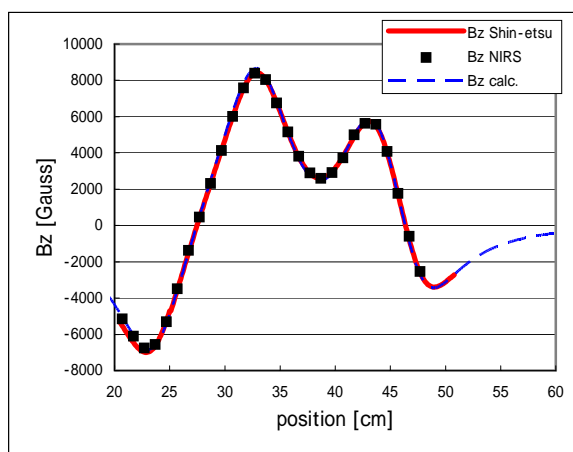


図1. 軸方向の閉じ込め磁場分布

3. 装置の構成

Kei2-sourceの概略図を図2に示す。イオン源の本体は直径320 mm、長さ295 mmの円筒形である。プラズマチェンバーは、内径50 mm、長さ270 mm、肉厚4.9 mmの銅製チェンバーで、高温での磁石の減磁を抑えるために純水によって冷却される。磁石および鉄ヨークの形状と配置は、HIMAC既存のNIRS-ECRの磁場分布に近づくように設計されている。永久磁石には信越化学製のN45MとN32Zを使用した。上流側にはマイクロ波とガスの導入ポートと、バイアスディスクを設けてある。アノード電極はプラズマが直接あたるので、発熱を考慮してモリブデン製とした。アノードホルの大きさはφ10である。プラズマチェンバーの真空度を改善するためにアノードホルのまわりには排気用の穴をあけた。アノード電極の取り付け位置は、下流側ミラー磁場のピークに位置している。引出電極はモリブデン製で、引出穴はφ10である。また、引出電流密度の変化による電極間隔の変更の可能性を考慮して、電極間隔を最大50 mmまで可動出来る様にした。引出電圧は最大60 kVであり、絶縁物として熱に強いアルミナを使用した。炭素イオンが絶縁物に付着しないように、引出部分に円盤を取り付けた。マイクロ波の導入は軸方向からのWRJ-10の導波管により行われる。マイクロ波源は進行波管アンプを使用し、出力が最大300 Wである。進行波管アンプは周波数を広く変えることができるので、固定磁場の下で細かい調整が可能となる。設計では、周波数が8から11 GHzで共鳴しかつECRゾーンが閉じるようになっている。チェンバー直前にはrf窓が取り付けられており、マイクロ波の透過を妨

げることなく、チェンバー内の真空を保っている。rf窓はプラズマから直接見えないように90度曲げたところに取り付けた。引出電極の下流側にアインツェルレンズがあり、最大電圧は60 kVである。イオン源の上流側に300 ℓ/s、アインツェルレンズの下方に500 ℓ/sのターボ分子ポンプが取り付けられており、イオン源内の真空排気は主にこの真空ポンプによって行われる。到達真空度は、アインツェル箱内で $6.0E-7$ Torrである。このときのプラズマチェンバー内の真空度は、簡単に見積もって $7.2E-6$ Torrである。

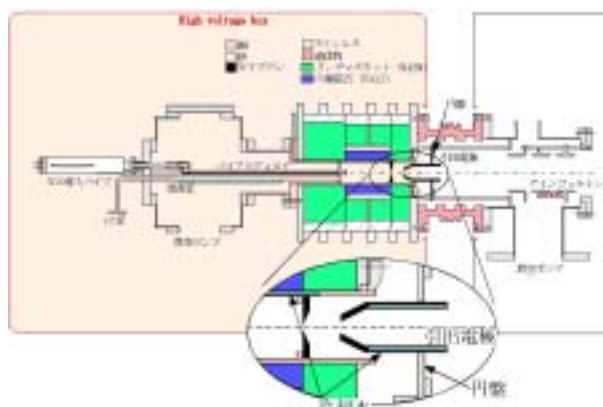


図2. 小型ECRイオン源 (Kei2-source) の概略図

4. ビームテスト

小型ECRイオン源のビームテストは、テストスタンドにおいて行われている。現在までに、He, CH_4 , O_2 , Arのガスを使用して、ビームテストを行った。まずはじめにイオン源の基本的な性能を確認するために、 CH_4 ガスを用いて、マイクロ波のパワー、周波数、引出電圧の依存性を測定した。

図3、4にマイクロ波のパワーを変えたときと、周波数を変えたときの C^{4+} のビーム強度の変化について示す。イオン源のパラメータは、 C^{4+} の強度が最大になるように最適化し、パワーと周波数をそれぞれ変化させた。このときの引出電圧は35 kVである。図3では、進行波管アンプの最大出力である300 Wでもまだビームが増える傾向にある。これはさらにパワーを増やすと C^{4+} のビーム強度が上がると予想できる。最大強度としては、300 μA 得られている。図4では、周波数を変えたときにビーム強度が大きく変化しているのがわかる。これにより、最適な周波数を探し出すことができ、 C^{4+} で320 μA 得られた。

図5に引出電圧を変えたときの、 C^{4+} のビーム強度の変化について示す。電圧を上げることによって、大強度のビームを得られるのがわかる（最大350 μA ）。しかし、目標の強度(500 μA)には達していない。

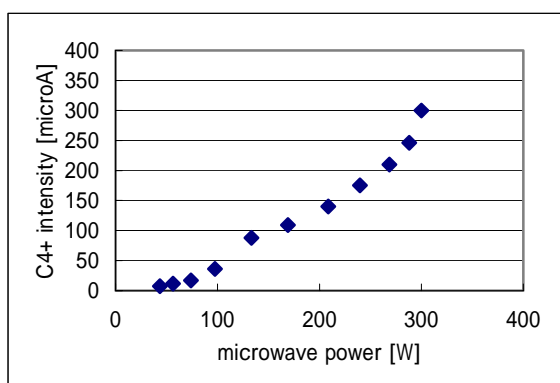


図 3. マイクロ波のパワー依存性

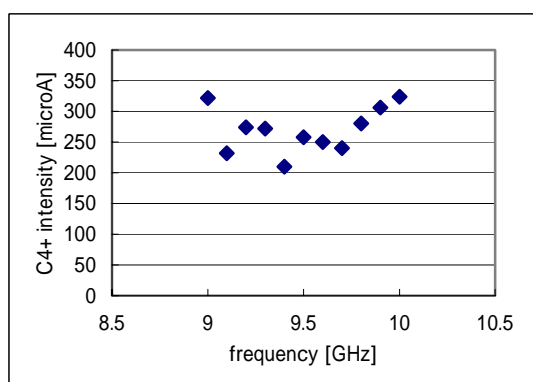


図 4. 周波数依存性

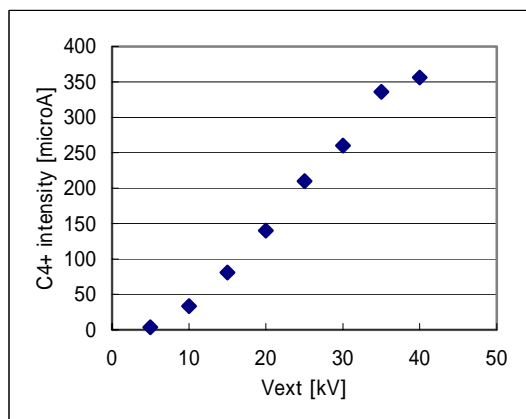


図 5. 引出電圧依存性

5. ビーム強度増強

C⁴⁺のビーム強度を目標値に達成させるには、以上の結果からマイクロ波のパワーと、引出電圧を上げることで解決できると考えられるが、今回はバイアスディスク法を用いて、ビーム強度の増強を図った。バイアスディスク法とは、イオン源内に電極を置き、プラズマから逃げ出してくる電子を追い返し電子の密度を上げ、多価イオンを増やす手法である[5][6][7]。図6にバイアスディスクを用いたときと、無いときの炭素の価数分布を示す。バイアスディスクを用いたことによって価数分布が多価に移

行した。また目標のC⁴⁺では、530 μAの強度が得られた。

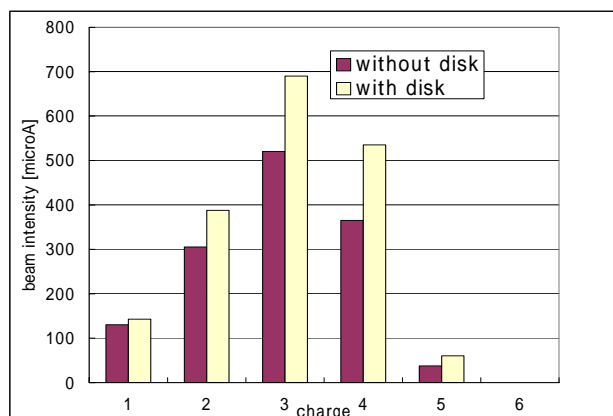


図 6. 炭素の加数分布

6. まとめと今後の予定

今回、普及型がん治療装置用の小型ECRイオン源の設計製作、ビームテストを行った。ビームテストの結果、C⁴⁺では530 μAの強度が得られた。ビーム強度においては目標値が達成された。

今後の予定として以下の試験を行う予定である。

- 1) 装置の信頼性を得るために、長時間運転試験(目標10%以内)と再現性試験を行う。
- 2) 下流の加速器への入射を考え、エミッタンスの測定を行う(目標0.3 mm mrad)。
- 3) 治療運用のときの装置のトラブルを考えて、イオン源の性能を上げておく(例えばビーム強度)。

参考文献

- [1] Y. Hirao, Proc. of the Int. Conf. on Cyclo. and their Appl., East Lancing, May 2001
- [2] M. Muramatsu et al., Review of Scientific Instruments, Vol. 71, No. 2, 984-986 (2000).
- [3] M. Muramatsu et al., Review of Scientific Instruments, Vol. 73, No. 2, 573-575 (2002).
- [4] M. Muramatsu et al., Proceedings of the 15th International Workshop on ECRIS, 2002, p. 59.
- [5] G. Melin et al., Proceedings of the 10th International Workshop on ECRIS, 1990, p. 1.
- [6] S. Gammino et al., Review of Scientific Instruments, Vol. 63, No. 4, 2872-2874 (1992).
- [7] S. Biri et al., Proceedings of the 14th International Workshop on ECRIS, 1999, p. 81.