

炭素イオン生成用永久磁石型小型 ECR イオン源

Masayuki Muramatsu

National Institute of Radiological Sciences, 4-9-1 Anagawa, Inage, Chiba 263-8555
Graduate school of Mechanical Engineering, Toyo University, 2100 Kujirai, Kawagoe, Saitama 350-0815
m_mura@nirs.go.jp

概要

Carbon-ion cancer treatment is successfully being made at the Heavy Ion Medical Accelerator in Chiba (HIMAC). Design philosophy for the ion sources for medical facilities are as follows: (1) sufficient beam intensity, a few hundred μA ; (2) long lifetime with good stability; (3) easy operation and easy maintenance; and (4) compactness. In order to develop such source for future heavy-ion facilities, a compact ECR source has been designed and constructed. Features of the source are utilizing permanent magnets for both axial and radial field and tuning the microwave frequency from 8 to 11 GHz. The beam intensity and stability for C^{4+} were 280 μA and better than 6% during 20 hours with no adjustment of any source parameters. These results were acceptable for the medical requirements.

1 開発の目的

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]。現在までに約 1600 人の臨床試験を行い、満足な結果が得られている。過去 9 年の経験から判断して、線量分布が優れている事と、生物効果が高い事から、炭素イオンの有効性は確かであるように見えるが、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用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、多価イオンを高強度で、かつ、高電圧デッキなどを用いてより高い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、運転のために費用が安いこと、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 200 μA 以上、エミッタンスが $0.3 \pi \text{ mm mrad}$ (normalized)、安定度が 10%以下、1 年間メンテナンス無しでトラブルが起きないこと、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。

2 設計の方針

上記の目標より、重粒子線治療装置のイオン源部には、ECR イオン源が最適であると考えられる。ECR イオン源は、電子衝撃型のイオン源の一種で、電子サイクロトロン共鳴周波数と一致するマイクロ波を外部から導入し、電子を高エネルギーに加速する。そして、minimumB 構造の磁場で高エネルギーの電子とイオンを強く閉じ込めることで、多価イオンの生成を可能とする。ECR イオン源のその他の特徴として、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できる。現在 HIMAC では 10 GHz のマイクロ波を用いた ECR イオン源 (NIRS-ECR) が治療用の炭素ビームを安定に供給している。しかし NIRS-ECR では、閉じ込め磁場を最大 600 A の 2 台の電磁石で形成しているため、電源を含めた全体のサイズは $5.3 \text{ m} \times 6.9 \text{ m}$ と大きく、また、維持費も高くなってしまふ欠点がある。さらに、約 10 年間の運転経験より、大出力のクライストロン管を用いたマイクロ波アンプに故障が多く、また、部品点数が多いことから、経年劣化による回路などの故障も増えつつある。

これらの問題点を解決するために、永久磁石のみで閉じ込め磁場を形成する小型の ECR イオン源 (Kei-source) を開発した [2] [3]。永久磁石型としての特徴は、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のビームに最適化することは非常に困難である。そこで、ビームの目標値を達成するた

めに以下のような方針でイオン源の設計を行った。1) 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が同じ値になるように磁石の配置と形状を決定した。2) マイクロ波源として進行波管アンプ(Traveling-Wave-Tube Amplifier)を採用した。進行波管アンプは出力が大きい、周波数を大きく変えることができる(このイオン源で使ったアンプは270 W, 9-18 GHz)。これにより、永久磁石を用いたECRイオン源では、磁場の調整によるビームの最適化がはかれないという欠点を補うことができる。3) 炭素イオンを生成しつづけても、絶縁破壊が起こる事がない様な構造を工夫した。炭素イオンを生成して一番問題になるのが、絶縁物への炭素の付着による絶縁破壊である。このイオン源では、永久磁石を用いることにより、ほぼ全ての部品を同一電位に保つことができ、使用する絶縁物の量を最小におさえることができた。絶縁物を使用している部分は、ビームの引き出し部分とマイクロ波の真空窓、および、装置を支える架台である。炭素の付着による絶縁破壊が起きないように、引出電極には円盤を取り付け、ビームが直接絶縁物を見ることのない様にした。また、rf窓はプラズマチェンバーから直接見えないように90度曲げたところに

取り付け、電子やイオンによる汚れを防ぐようにした。

3 装置の詳細

小型 ECR イオン源の概略図を図1に、仕様を表1に示す。イオン源の本体は直径 31 cm、長さ 29.5 cm の円筒形である。プラズマチェンバーは、内径 5 cm、長さ 27 cm、肉厚 5 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、マイクロ波チューナーを設けてある。アノード電極はプラズマが直接あたるので、発熱を考えてモリブデン製とした。アノードホルの大きさは $\phi 6$ である。プラズマチェンバーの真空度を上げ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おり、上流側に 21 mm、下流側に 28 mm の移動ができる。引出電極はモリブデン製で、引出穴は $\phi 10$ 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 30 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

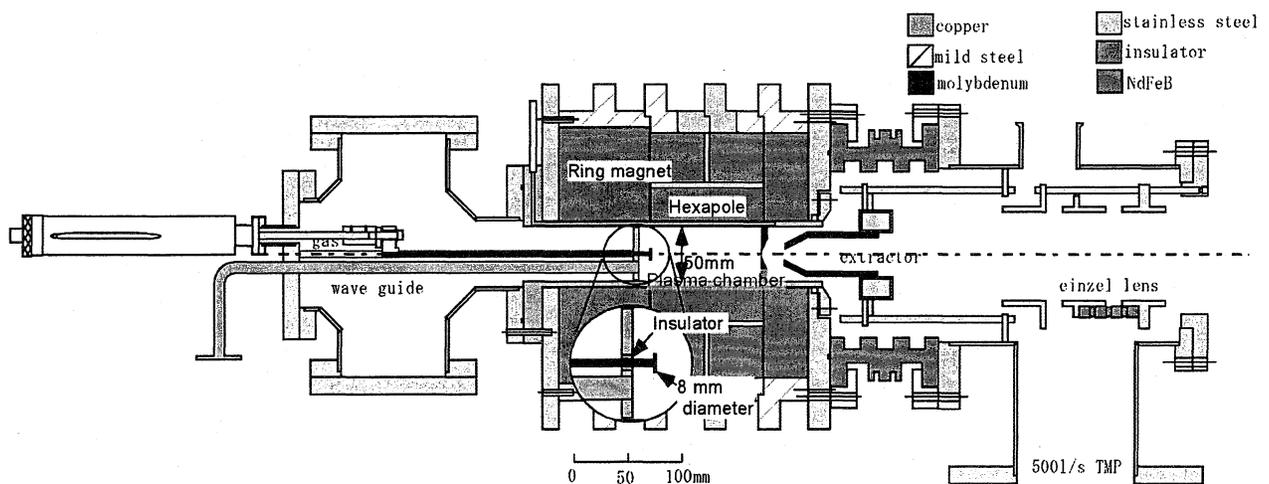


図1. Kei-source の概略図

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 270 W である。進行波管アンプは周波数を大き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 窓はプラズマチェンバー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 30 kV である。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 2.0E-7 torr で、分析磁石の下流側で 7.0E-6 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 2.4E-6 torr である。

アインツェル箱内の真空度が 7.0E-7 torr、引出電圧が 25 kV である。結果を図 2 に示す。ビーム強度と安定度はそれぞれ、260 eμA、6% (20 時間無調整) であった。このような基本性能の確認後、運転パラメータの詳細な調査や、再現試験など 1 年間以上繰り返したが、特に問題となる故障や性能の劣化は認められなかった。この性能を得るために最も効果があったものは、進行波管アンプを用いてマイクロ波の周波数を最適化することと、そのチューニングであった。マイクロ波のチューニングをするために、イオン源内にマイクロ波チューナーを取り付けた。チューナーは、イオン源の上流側に取り付け、軸上に置かれている (図 1)。材質はステンレスで、ディスク径は 8 mm である。チューナーの位置は、ミラーピーク (上流側) から上流に 7 mm、下流側に 25 mm 動かすことが可能である。

これらの結果は、治療用としての要求値を十分に満たしている [4]。表 2 に Kei-source で得られたビーム強度をまとめる。

Mirror magnets	
Material	NdFeB
Maximum field strength	
Extraction side	0.51 T
Gas injection side	0.75 T
Minimum B strength	0.25 T
Sextupole magnet	
Material	NdFeB
Maximum field strength	
On the surface	1.1 T
Length	105 mm
Inner diameter	60 mm
Microwave	
Frequency	8-11 GHz
Maximum power	270 W

表 1. Kei-source の仕様

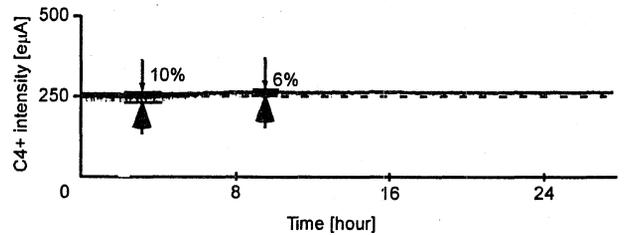


図 2. C⁴⁺ビームの安定度試験の結果

	1+	2+	3+	4+	5+	6+	7+	8+	9+	10+	11+
He	1055	310									
C	155	290		340	46						
O	82	125	217		242	122	6.5				
Ar	375	345	227	145		112	117	146	65		8

表 2. Kei-source で得られたビーム [eμA]
太字は最適化した値

4 KEI-SOURCE を用いた炭素イオンの生成

製作したイオン源について、基本性能を確認するための試験を行った。ビームの安定度は、治療用の装置として最も重要な性能のひとつである。イオン源としては、1年間トラブルなしで運転しつづけることが望まれる。そこで安定度のテストを次のように行った。運転パラメータは、C⁴⁺が最大になるように最適化した。運転パラメータは、マイクロ波の出力が 270 W、パルス運転で繰り返しが 5 Hz、パルス幅が 2.5 msec、

また、C⁴⁺だけでなく、さらに多価イオンの強度を上げるために、2つの手法を試した。一つ目は、チューナーに電圧を印加した、バイアスディスク法である。バイアスディスク法は多くのグループが多価イオンのビーム強度を上げるのに有効な手法だと報告している [5][6][7]。結果を図 3 に示す。バイアスディスクが多価イオン生成に効果があることがわかる。しかし、チューナーの位置を最適化したときとはほとんど

変わらない。二つ目は、プラズマチェンバーの側壁に電圧を印加したバイアスシリンダー法である。この手法はもともと、ECRプラズマから径方向に逃げ出してくる粒子を調べるための手法であったが、この実験で正に電圧を印加したときに多価イオンの強度が増えることを発見した。この実験の詳細は、Reference 8で紹介している。ビーム強度は、 C^{4+} では340 μA 、 O^{6+} では120 μA 、 Ar^{8+} では140 μA が得られた。これらの手法により、多価イオンの強度を増やすことができた。しかし、これらの手法は複雑な構造を必要とするため、トラブルの原因になる可能性があり、治療用の装置で使用するには、慎重に検討する必要がある。したがって、シンプルな周波数調整と、チューナーを用いる手法が治療用のイオン源としては最適と考えられる。

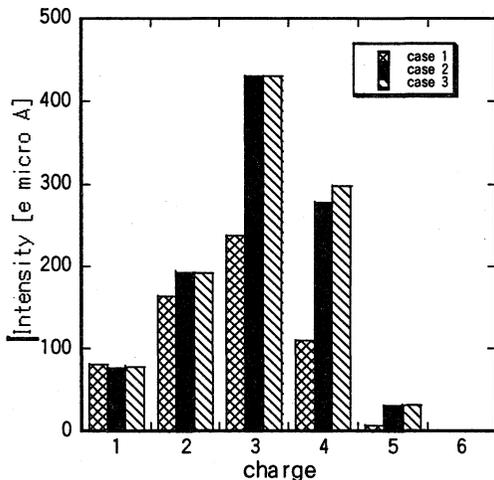


図3. 炭素の価数分布。

- Case1:チューナー無し
- Case2:チューナーあり
- Case3:バイアスディスク法

5 新イオン源(Kei2-source)の設計

Kei-sourceで得た経験をもとに、新たに実機(Kei2-source)の製作を開始した。新イオン源では試作機よりさらに性能を上げるため2つの改良を行った。一つ目は、線形加速器への入射エネルギーを上げること。二つ目は、閉じ込め磁場をさらに強くした。

線形加速器への入射エネルギーを上げるのは、イオン源から線形加速器までの低エネルギービームラインでの、空間電荷効果による輸送効率の低下を減らすことができるからである。既存

の18 GHz NIRS-HEC イオン源の経験に基づいて、Kei2-sourceでは引出電圧を最大60 kVとした。Kei2-sourceの概略図を図4に示す。この高電圧引出を実現するために、2つの改良を行った。一つ目は、引出電極を直接水で冷却する構造とした。これは、引出付近のアウトガスを減らし、高真空を保つのに効果的である。二つ目は、電源や真空ポンプなどをすべて高圧側に置き、絶縁部分の構造を簡略化した。これは高い絶縁を得るためには必要である。これらの改良により、高電圧下においてもイオン源の信頼性は十分に得られると予想される。

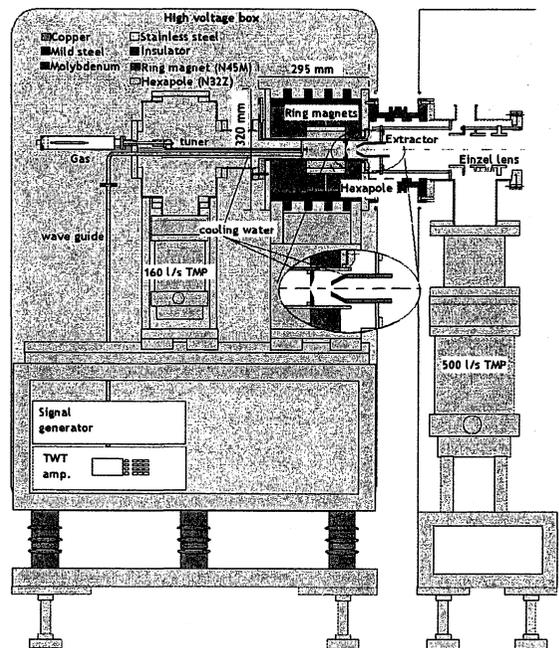


図4. Kei2-sourceの概略図

Kei-sourceの磁場はNIRS-ECRのビームテストの結果をもとに決定したが、ビームの性能はNIRS-ECRにはとどかなかった(NIRS-ECRでは C^{4+} で430 μA)。軸方向の閉じ込め磁場の分布を図5に示す。これは、ミラー磁場が設計時より10%程度下がったことが原因だと考えられる(点線)。磁場が下がった理由として、磁石の構造が計算時と実際に出来上がったものでは厳密には誤差を生じることと、減磁からきていると考えられる。したがって、NIRS-ECRと同等の性能を得るために、作成したい磁場(細い実線)より10%高い磁場を計算値として設定し、磁石の形と配置を変え、磁場分布を決定した(太い実線)。経験通り10%の磁場の低下が起これば、 C^{4+} のビーム強度

は30%向上すると予想される[3]。磁場計算にはPOSSON/SUPERFISHコードを使用した。その他のKei2-sourceの基本的な構造はKei-sourceとほぼ同じである。イオン源本体の大きさは、径が32 cmで長さが29.5 cmである。マイクロ波源には進行波管アンプを使用し、周波数は9-10 GHzで、出力は最大700 Wである。ミラー磁場の最大値は0.58 T (ビーム引出側)、0.87 T (ガス入射側)とした。MinimumBは0.25 Tとした。

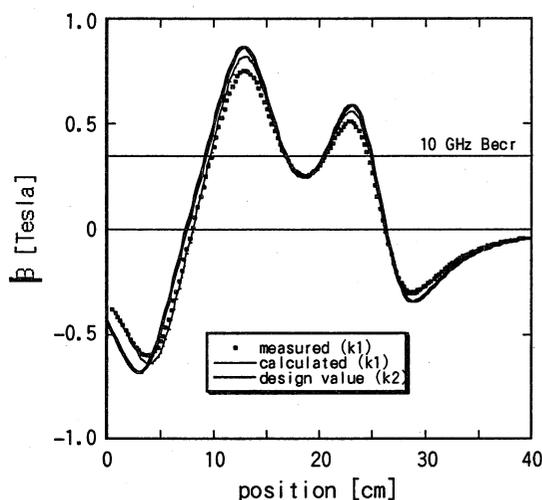


図5. ミラー磁場の比較

5 まとめ

上記のとおりKei-sourceでは、 C^{4+} ビーム強度が260 μA 、安定度が6%という結果が得られた。また、1年間以上トラブルが発生しなかったことも確認できた。これらの結果から、治療用装置として十分な性能を得たといえる。

現在、Kei-sourceは放医研内のサイクロトロンの垂直入射用として取り付けられ、長期間の運転テストを行う予定である。

また、Kei-sourceより、磁場、高電圧、マイクロ波の出力を強化した新イオン源のKei2-sourceのビームテストは2003年の12月から開始する予定である。

References

- [1] Y. Hirao, Proc. of the Int. Conf. on Cyclo. and their Appl., East Lansing, 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. Gammio 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.
- [8] A. G. Drentje et al., Review of Scientific Instruments, (to be published)