

医療サイクロトロン用大電流負イオン源の開発

DEVELOPMENT OF A HIGH CURRENT NEGATIVE ION SOURCE FOR MEDICAL CYCLOTRONS

衛藤晴彦^{#, A)}, 荒川慶彦^{A)}, 青木康^{A)}, 三堀仁志^{A)}, 櫻庭順二^{A)}, 加藤隆典^{A)}, 密本俊典^{A)},
矢島暁^{A)}, 尾内杜彰^{B)}, 畑山明聖^{B)}, 奥村義和^{C)}

Haruhiko Etoh^{#, A)}, Yoshihiko Arakawa^{A)}, Yasushi Aoki^{A)}, Hitoshi Mitsubori^{A)}, Junji Sakuraba^{A)}, Takanori Kato^{A)},
Toshinori Mitsumoto^{A)}, Satoru Yajima^{A)}, Moriaki Onai^{B)}, Akiyoshi Hatayama^{B)}, Yoshikazu Okumura^{C)}

^{A)} Sumitomo Heavy Industries, Ltd.

^{B)} Graduate School of Science and Technology, Keio University

^{C)} National Institute for Quantum and Radiological Science and Technology

Abstract

A filament driven multi-cusp negative hydrogen ion source has been developed for proton cyclotrons in medical application. In Cs-free operation, there is an optimum magnetic filter field which makes the H⁻ current maximum. Continuous H⁻ beam of 15 mA is obtained at an arc power of 6.5 kW. In Cs-seeded operation, continuous H⁻ beam of 21 mA was stably extracted at a constant arc power of 2.5 kW over 2 hours with the plasma electrode made of molybdenum.

1. はじめに

ホウ素中性子捕捉療法 (BNCT) や核医学診断用放射性同位体 (RI) 製造に用いられる医療用陽子サイクロトロン of のビーム大電流化を目的として、住友重機械工業 (株) では大電流水素負イオン源の開発を進めている。

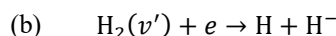
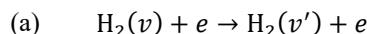
BNCT は、がん細胞内に取り込まれたホウ素と体外から照射された中性子との反応を利用し、細胞レベルでの選択的ながん治療を可能とすることから、難治性がんに対する画期的な治療法として期待されている。BNCT に必要な中性子の照射時間は現状のシステムでは最長 1 時間程度と長く、中性子の発生量を増加させることによって治療時間の短縮が望まれる。BNCT 用の加速器中性子源として供されるサイクロトロンは負イオン加速型であり、イオン源は大電流の DC ビーム出力が要求されるため、負イオン源をサイクロトロン本体の外に設置した外部負イオン源を使用している。イオン源から引き出される負イオンビーム電流は、サイクロトロンからの陽子ビーム電流と最終的に生成される中性子量を決定する重要な因子であり、イオン源の大電流化が BNCT 治療時間の短縮実現に繋がる。医療用 RI 製造においても BNCT 同様に負イオン加速型サイクロトロンが用いられており、RI の大量製造には大電流負イオン源が不可欠である。

これまでの開発により、負イオン源から定常で 10 mA, 30 keV の水素負イオン (H⁻) DC ビームと、3.3 mA, 16 keV の重水素負イオン (D⁻) DC ビームの引き出しを達成した。さらにプラズマ中へのセシウム (Cs) 導入によって、22 mA まで H⁻ ビーム電流を増大可能であることを確認した [1]。本稿では、Cs を導入しない場合の H⁻ ビーム電流のフィルター磁場依存性と、Cs を導入した場合の H⁻ ビーム電流の連続引出し試験結果について報告する。

2. DC 負イオン源の構造および動作原理

開発した負イオン源の断面構造を Figure 1 に示す。プラズマチャンバーは内径 98 mm, 長さ 160 mm の銅製円筒であり、内部に 2 本のアーチ型タングステンフィラメントを設置している。フィラメントとチャンバー内壁との間で DC アーク放電を起こすことで、水素プラズマを生成する。プラズマはチャンバー外壁に取り付けられた永久磁石によるマルチカusp 磁場で閉じ込められる。電極は上流側からプラズマ電極、引出電極、接地電極の三段構成であり、いずれも銅製である。プラズマ電極の引出孔径は φ 13mm である。負イオンとともに引き出される電子は引出電極内部に埋め込まれた永久磁石の磁場によって負イオンビーム軌道から除去している。

負イオンの生成過程には体積生成過程と表面生成過程があり、体積生成過程は以下に示す二段階の反応で構成される [2]。



反応 (a) は水素分子と高エネルギー電子 (数十 eV) との衝突による振動励起水素分子の生成過程であり、反応 (b) は振動励起水素分子と低エネルギー電子 (~1 eV) の解離性付着反応による負イオンの生成過程である。反応 (a) (b) は異なる電子エネルギー依存性を持つため、体積生成型の負イオン源ではフィルター磁場によってプラズマチャンバー内部を高エネルギー電子領域と低エネルギー電子領域の 2 つの領域に分割する方法が一般的である [3]。したがって、本負イオン源においてもマルチカusp 永久磁石の一部の極性を変えることで、プラズマ電極近傍にプラズマチャンバー中心軸を横切るようにフィルター磁場を形成している。

一方、表面生成過程では Cs が付着することによって

[#] haruhiko.eto@shi-g.com

低仕事関数となったプラズマ電極表面が水素原子を負イオン化する現象を利用し、体積生成型負イオン源のチャンパー内部へ Cs を導入することで負イオン生成量が数倍に増加することが知られている[4,5,6]. そこで本負イオン源では、イオン源外部に設置された Cs 導入器を通じてフィラメント取り付けフランジ中央部から Cs を導入可能な構造としている. また, Cs を導入する場合は、プラズマ電極温度を高温にするために、銅製電極からモリブデン製電極に変更している.

プラズマ電極引出孔から 370mm 下流にファラデーカップを設置しており、ここで負イオン源から引き出されたビーム電流を計測している.

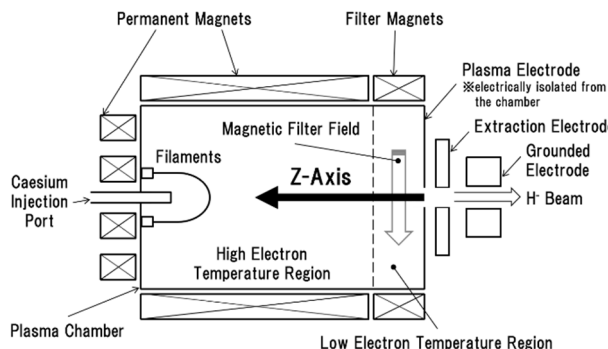


Figure 1: Schematic diagram of the source.

3. 負イオンビーム電流のフィルター磁場依存性

イオン源プラズマに Cs を導入した状態では、H⁻ビーム電流を 2 倍以上に増大できるという利点があるが[1], Cs 導入器を含む制御対象の追加、および Cs の補充・交換や機器の洗浄といった作業が必要となるといった理由から、制御と保守が複雑化する. Cs を導入しない状態では、イオン源の取扱いは簡単となるものの、高アークパワーでビーム電流が飽和する[7].

ビーム電流のアークパワー依存性はフィルター磁場強度に影響を受けることから、Cs を導入しない状態で生成可能な負イオン量の限界を調べるため、磁場強度の異なる 6 種類のフィルター磁石 A~F を用意し、それぞれの磁場条件において得られる最大ビーム電流を比較した. Figure 2 に、6 種類のフィルター磁場のイオン源中心軸上における磁場分布を示す. 横軸 Z は Figure 1 に示すようにプラズマ電極表面からの距離である.

各フィルター磁場条件における最大ビーム電流と、最大ビーム電流が得られたときのアークパワーを、横軸をフィルター磁場強度のピーク値としてプロットした結果を Figure 3 に示す.

A~F のうちビーム電流が最大となるのは D, E で、15 mA のビーム電流が得られた. しかしながら、6.5 kW 程度のアークパワーが必要であり、アーク効率(ビーム電流とアークパワーの比)は悪い. これに対して C では 14 mA のビームがアークパワー 4.4 kW で得られており、アーク効率は最大となることから、フィラメントの延命といった実用的観点から望ましい条件であるといえる.

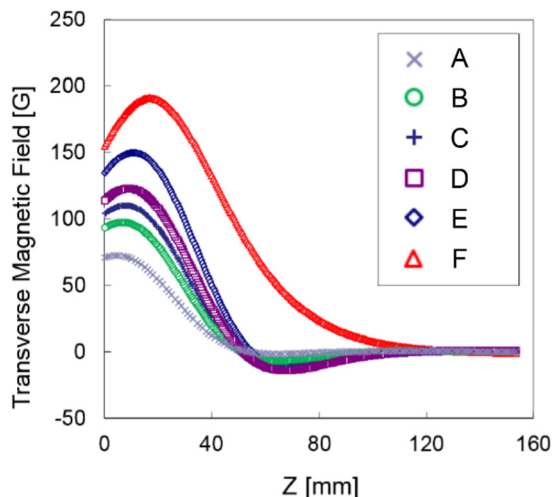


Figure 2: Magnetic filter field on the centerline of the chamber.

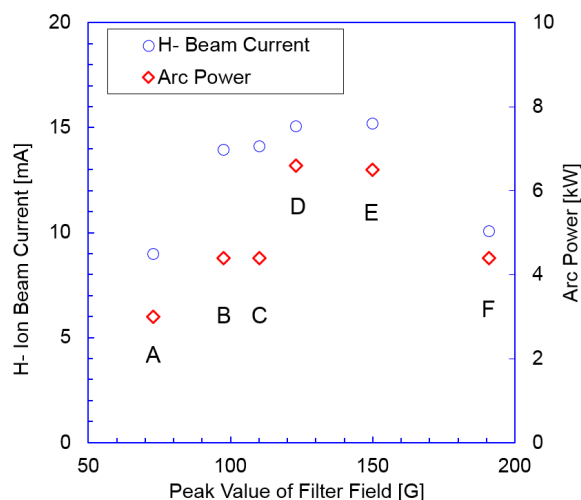


Figure 3: H⁻ beam current and arc-discharge power at each magnetic filter field strength.

4. Cs 導入による 20 mA ビーム引き出し試験

アークパワーを 1.5 kW に固定した状態で、イオン源に Cs を導入した結果を Figure 4 に示す. Cs 導入器のバルブを開放する前のビーム電流は 4~5 mA であるが、バルブを開放し Cs 導入器のヒーター温度を上昇させるとビーム電流は増加し、16 mA に到達した (Figure 4, Day 1). 16 mA 到達後、ビーム電流は時間とともに減少するが、繰り返し Cs を導入することでビーム電流は 18 mA まで増加し、その後の減少の時定数は大きくなっていく様子が観察された (Figure 4, Day 2).

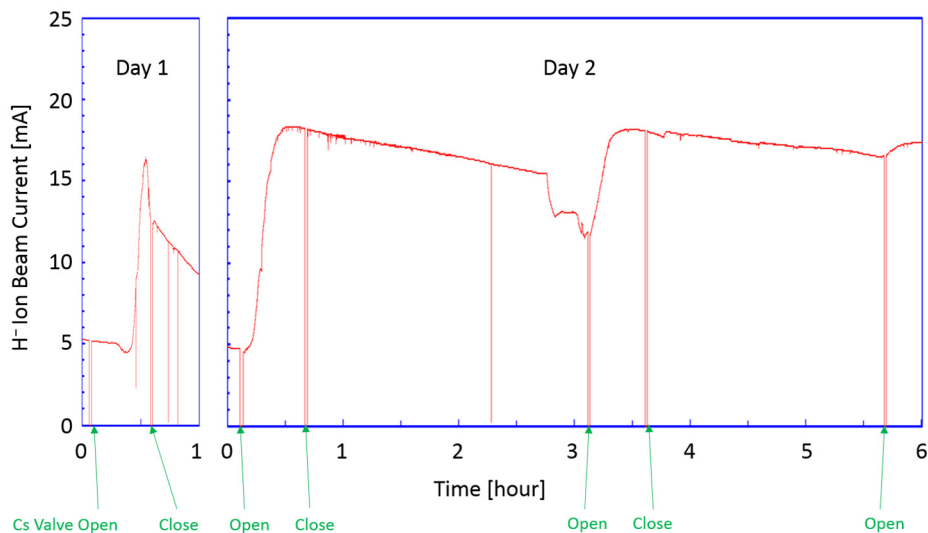


Figure 4: H⁻ beam current with Cs injection (Arc power is 1.5 kW).

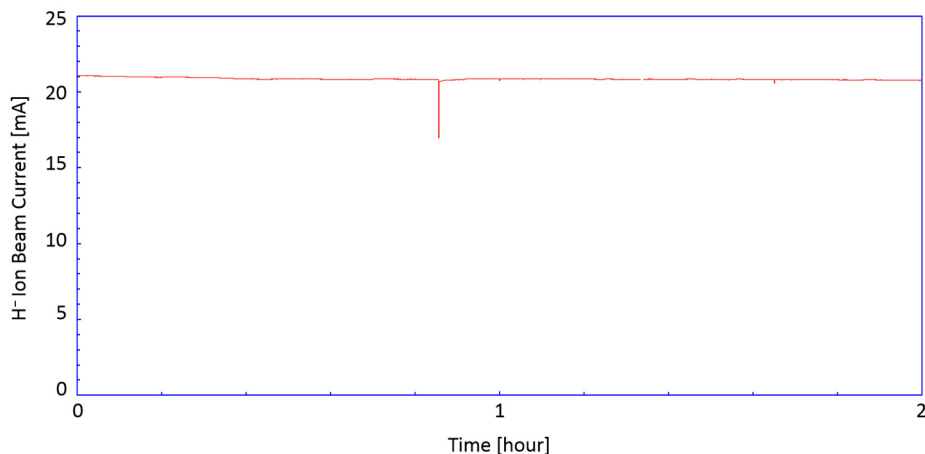


Figure 5: H⁻ beam current with Cs injection (Arc power is 2.5 kW).

アークパワーを 2.5 kW に維持した状態でのビームトレンドを Figure 5 に示す。ビーム電流初期値は 21 mA であり、2 時間以上の連続引き出しが可能であることを確認した。ビームの減少率は 2 時間で 1.4% であり、アークパワーを微調整することでビーム電流は一定に維持可能である。

5. まとめ

医療用陽子サイクロトロン of 外部イオン源として開発した水素負イオン源は、Cs を導入しない状態で最大 15 mA, Cs を導入することにより 2.5 kW の低アークパワーで 20 mA 以上の DC ビームを連続的に引き出すことができた。今後の課題として、長時間運転に必要な Cs 消費量の把握、プラズマ電極温度の

最適化、Cs 導入器を含む自動制御系の構築に取り組み、より長時間の安定なビーム引き出しの実現を目指す。

参考文献

- [1] H. Etoh *et al.*, Rev. Sci. Instrum. **87**, 02B135 (2016).
- [2] M. Bacal *et al.*, J. Appl. Phys. **52**, 1247 (1981).
- [3] K. N. Leung, K. W. Ehlers and M. Bacal, Rev. Sci. Instrum. **54**, 56 (1983).
- [4] Y. Okumura *et al.*, Rev. Sci. Instrum **63** (1992) 2708.
- [5] Y. Mori *et al.*, Nucl. Instrum. Methods A **301** (1991) 1.
- [6] T. Morishita *et al.*, Jpn. J. Appl. Phys. **40** (2001) 4709.
- [7] H. Etoh *et al.*, Plasma and Fusion Res. **11**, 2406063 (2016).