

## NEXT GENERATION PET BEAM ACCELERATOR SYSTEM FOR CANCER THERAPY

Toshiyuki Hattori<sup>1</sup>, Noriyosu Hayashizaki, Jun Tamura, Shintaro Ueda, Taku Ito,  
 Junpei Takano, Takuya Ishibashi, Naoko Matsunaga, Masahiko Ito, Akira Kiyomiya,  
 Lu Liang, Masahiro Okamura<sup>A)</sup>, Eungen Osvath<sup>B)</sup> and Domokos Biro<sup>C)</sup>

Research Laboratory for Nuclear Reactors, Tokyo Institute of Technology  
 2-12-1 Ookayama, Meguro-ku, Tokyo, 152-8550 Japan

<sup>A)</sup> RIKEN, 2-1 Hirosawa, Wako-shi, Saitama, 351-0198 Japan

<sup>B)</sup> International Physics House, Sapientia University of Transylvania  
 Piata Trandafirilor 61, Targu-Mures, 4300, Romania

<sup>C)</sup> Petru Maior University of Targu-Mures

No. 1, N. Iorga St., Targu-Mures, 4300, Romania

### Abstract

The next generation PET beam accelerator system for cancer therapy is designed.  $C^{6+}$  ( $O^{8+}$ ) ions are produced by YAG laser ion source and accelerated to 2MeV/u by Direct Plasma Injection Scheme (DPIS) on APF-IH or RFQ type linac.  $C^{6+}$  ( $O^{8+}$ ) ions are accelerated to 30-50 MeV/u by FFAG accelerator. The PET beams ( $^{10}C$ ,  $^{11}C$ ,  $^{14}O$ ,  $^{15}O$ ) are produced by projectile fragment method of accelerated  $^{12}C$  ( $^{16}O$ ). The PET beams are storage to 100 times by electron cooling stacking method and accelerated to 400 MeV/u by heavy ion synchrotron. The accelerated PET beams irradiated cancer. The irradiated regions are analyzed by PET system and tuned PET beam irradiate the cancer. The future system for cancer therapy will be constructed by new accelerator technology.

## PET 用ビーム加速次世代がん治療加速器

### 1. はじめに

放射線医学総合研究所（放医研）の重イオンがん治療装置が世界に先駆けて運転を開始して 12 年が経過した。このような重イオンがん治療装置と組み合わせ、PET 用陽電子放出 RI ビームを加速して患部に照射すれば、その照射位置を PET 装置によって同定可能な、完全ながん治療装置が完成する。これを次世代の重イオンがん治療装置と位置づけて研究を開始する必要がある。そこで、速い繰り返し加速が可能な FFAG (Fixed Field Alternating Gradient) 加速器から得られる炭素ビームのプロジェクタイトル・フラグメンテーションとして PET 用 RI ビームを生成し、これを電子冷却により約 100 倍まで蓄積後、シンクロトロンで加速して患部に照射する方法を考案した。プロジェクタイトル・フラグメンテーションで生成する RI が %オーダーであることから、その可能性は高いと思われる。

### 2. PET 用 RI ビームの生成と加速

PET 用ポジトロン放出 RI ビームの加速には 2 種類の方法がある。代表的なものは、PET 用 RI 核種 (半減期 20 分の  $^{11}C$  等) を通常の RI と同じくサイクロトロン等で製造し、これをイオン源でイオン化して加速する方法である[1]。製造される RI は核反応から得られるため非常に微量であり、この方法では RI ガスの利用効率を非常に向上しなければならない。

ここで提案したいもう 1 つの方法は、30～50MeV/u に加速されたイオンのプロジェクタイトル・フラグメンテーションを用いて、 $^{11}C$ ,  $^{10}C$  (半減期 20 秒),  $^{15}O$  (半減期 2 分),  $^{14}O$  (半減期 70 秒) 等の PET 用 RI 核種を高効率で製造し (生成効率数%), 電子冷却法によりシンクロトロンで約 100 倍まで蓄積後、加速してがん照射するものである。この方法では陽電子放出 RI を短時間で直接加速可能なことから、 $^{10}C$ ,  $^{15}O$  や  $^{17}O$  の様な短半減期核種も利用でき、また照射後すぐに PET 画像も撮影できる。すなわち、陽電子放出 RI が血液等により照射位置から動き出す前に、正確な照射位置を PET 画像として検出できることになる。さらに  $^{10}C$  (半減期 20 秒) のような超短寿命 RI ビームであれば、シンクロトロンでの蓄積・加速の間に PET 画像を撮影し、その結果をフィードバックすることで、将来的には 1 回の照射で理想的な治療が完了できるものと思われる。

### 3. 陽電子放出 RI 製造用 FFAG 加速器

FFAG 加速器は小型がん治療用加速器のための入射器として過去に研究された実績があり、そのなかでは初段、中段、後段の 3 台が必要とされた。しかし、ある程度まで小型化しないと、主リングの内側が全て FFAG 加速器で埋め尽くされてしまい、シンクロトロンの電源類を収納することができなくなり、逆に外側に設置すれば、シンクロトロンよりも大き

<sup>1</sup> E-mail: thattori@nr.titech.ac.jp

なスペースをとることになるため、放医研の普及型重イオンがん治療装置には採用されなかった。

しかし、30～50MeV/uの重イオンを数100Hzで供給可能な中型のFFAG加速器は、次世代のがん治療装置のPET用陽電子放出RI製造用加速器として最適かつ有用である。さらに浅部のがん治療に対しては、30～50MeV/uのビームによりFFAG加速器のセール・スポイントであるスポット・スキヤニング治療が可能であり、一石二鳥であろう。

#### 4. 次世代がん治療加速器の構成

次世代重イオンがん治療装置は、直接プラズマ入射型レーザーイオン源、入射線形加速器、中型FFAG加速器および電子冷却装置を装備した終段シンクロトロンから構成される。以下に各々の特徴を簡単に述べる。

##### 4.1 直接プラズマ入射型レーザーイオン源

東工大、理研、放医研の共同研究により、レーザーイオン源を用いた直接プラズマ入射法(DPIS)で、 $C^{6+}$ を18mAまで加速することに成功している[2-5]。この方法を入射線形加速器に取り入れれば、FFAG加速器と重イオンシンクロトロンを簡略化できる。

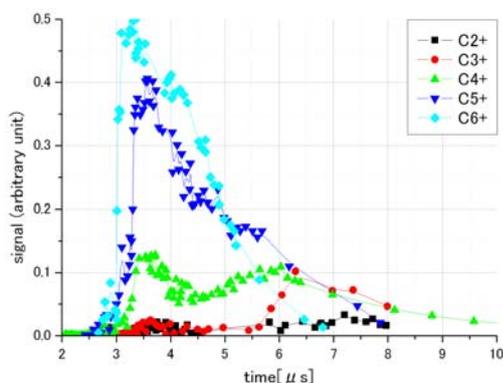


図1：炭素イオンの価数分布

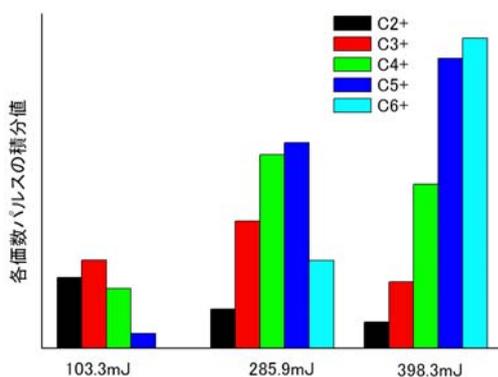


図2：炭素イオンの価数分布とレーザーパワー

このレーザーイオン源はパルス幅15ns、レーザーパワー400mJのNd-YAGレーザーにより駆動される。400mJのレーザーパワーを投入した時の炭素イオンの価数スペクトルを図1に示す。また、レーザーパワーを変えた時の各価数の比率分布を図2に示す。これらのデータから約40%が炭素6価イオンで、その線形加速器の入射位置での電流量は、パルス幅1～2μsで200mA以上あり十分な値である。

##### 4.2 入射線形加速器

入射線形加速器の加速エネルギーは2MeV/uで十分であるため、これには次のように複数の加速構造の可能性がある。

- ①RFQ線形加速器1台
- ②RFQ線形加速器1台とAPF-IH線形加速器1台
- ③APF-IH線形加速器1台
- ④RFQとAPF-IHの加速構造を単空洞に組み込んだ複合型線形加速器1台

ここで③については、プロトタイプシステムの試験を東工大の2MeV/u炭素加速APF-IH線形加速器を利用して実施することを計画している。その主要パラメータを表1に示す。 $C^{6+}$ を加速するには約100kWの高周波電力が必要である。しかし手持ちの高周波源は最大30kWであるため、炭素ビームの加速はあきらめ、陽子ビームは30kWで十分に加速出来るため、専用のレーザー陽子イオン源を現在開発中である。図3に2MeV/u炭素加速APF-IH線形加速器を示す。④については、同様のアイデアでBNCT用陽子加速器の例が、ARTA2006において伊藤から報告された[6]。

表1：Main parameters of APF-IH linac

Charge to Mass Ratio $q/A$	1/3 ( $C^{4+}$ )
Input Energy	39keV/u
Output Energy	1.94MeV/u
Operation Frequency	98MHz
Number of Cell	22
Total Length of Cavity	128 cm
Cavity inner diameter	56 cm
Shunt Impedance	180 $M\Omega/m$



図3：2MeV/u炭素加速APF-IH線形加速器

#### 4.3 中段 FFAG 加速器

2MeV/u 入射で 30~50MeV/u 出射の外半径 4~5m の中型の FFAG 加速器であり、それほど開発には困難がないと思われる。前述のように、終段のシンクロトロンが加速照射中には、FFAG 加速器単独でもスポット・スキャンニング治療が十分可能である。

#### 4.4 終段シンクロトロン加速器

現在運転中あるいは建設・計画中のがん治療用重イオンシンクロトロンでは、ECR イオン源で  $C^{4+}$  イオンを発生させ、線形加速器で 5~7MeV/u に加速後、炭素ストリッパーにより荷電変換して  $C^{6+}$  とし、マルチターン入射法で強度を上げてシンクロトロンに入射し、必要な高エネルギーまで加速している。これに対して、FFAG 加速器から得られたビームのプロジェクトイル・フラグメンテーションを利用した場合、PET ビームは全電離をしていることから  $C^{6+}$  入射が可能であり、入射エネルギーも 30~50MeV/u と高エネルギーであることから各種装置の簡素化が可能である。

< $C^{6+}$  イオン入射による効果>

- ①  $C^{6+}$  入射のため炭素ストリッパーによる荷電変換の必要が無く、同装置が不要となる。
- ② 荷電変換時のビームロスがなくなる。
- ③ 炭素ストリッパーによるエネルギーロス、ストラグリングによるエネルギーの拡がりなくなる。
- ④ 照射効果による炭素ストリッパーの膜厚変動がないため、加速器の運転条件の調整を必要としない。
- ⑤ マルチターン入射の必要がなくなるため、マルチターン入射用システム類が不要となる

#### 4.5 全体構成

PET 用粒子加速次世代がん治療装置の加速器全体図を図 4 に示す。これは放医研の普及型重粒子線がん治療装置の計画図に、1.5m の APF-IH 型線形加速器と 30~50MeV/u 加速の FFAG 加速器[7]を加えたものである。それぞれ入射線形加速器、FFAG 加速器が重イオンシンクロトロンの中に納まるシステムとなっている。そして、放医研における電子冷却の研究成果を、そのまま有効活用することができる。

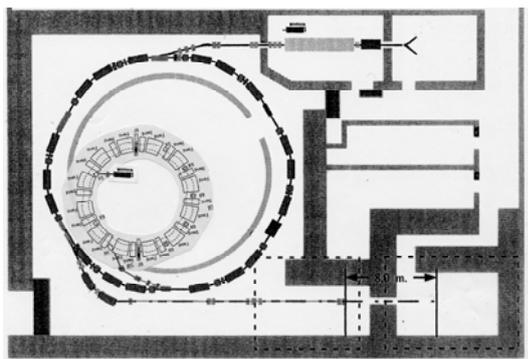


図 4 : PET 用粒子加速次世代がん治療装置の構成図

## 5. まとめ

PET 用陽電子放出 RI ビーム加速次世代重イオンがん治療装置の概念的検討をおこなった。レーザーイオン源を用いた  $C^{6+}$  の生成、DPIS 法による  $C^{6+}$  の大強度加速、APF-IH 線形加速器への DPIS 法の適応、RFQ と APF-IH の複合型線形加速器、中型 FFAG 加速器等、最近の加速器技術を組み合わせることで、次世代重イオンがん治療装置が十分製作可能なことが分かった。

## 参考文献

- [1] S.Hojo, T.Honma, Y.Sakamoto and S.Yamada: Proceeding of the 7th Symposium on Accelerator and Related Technology for Application, 7 (2005) 85-86.
- [2] M.Okamura, T.Katayama, R.A.Jameson, T.Takeuchi and T.Hattori, Review of Scientific Instruments, 73 (2002) 761-763.
- [3] T.Takeuchi, T.Katayama, M.Okamura, K.Yano, A.Sakumi, T.Hattori and R.A.Jameson, Review of Scientific Instruments, 73 (2002) 764-766.
- [4] H.Kashiwagi, T.Hattori, N.Hayashizaki, K.Yamamoto, et.al., Review of Scientific Instruments, 75 (2004) 1569-1571.
- [5] K.Kashiwagi, M.Okamura, T.Hattori, T.Katayama, R.A.Jameson, R.Becker, A.Schempp, T.Takeuchi, A.Sakumi, N.Hayashizaki, Y.Hakahashi, T.Hata, K.Yamamoto, IEEE Conferences Record Abstracts The 30th International Conference on Plasma Science, (2003) 335.
- [6] T.Ito, N.Hayashizaki, N.Matunaga, T.Ishibashi, J.Tamura, L.Lu and T.Hattori, Proc. 8<sup>th</sup> Symposium on Accelerator and related Technology for Application ARTA2006, 8(2006)15-16
- [7] 三須敏幸, 平成 16 年度応用加速器及び関連技術定例研究会資料集, 6 (2005) 29-32.