

HIMAC 及びその入射器を用いた放射性 ^{11}C ビーム加速の可能性

POSSIBLE ACCELERATION OF RADIOACTIVE ^{11}C BEAM WITH HIMAC AND ITS INJECTOR LINAC

野田 章[#], 片桐 健, 中尾 政夫, 北條 悟, 杉浦 彰則, 鈴木 和年, 野田 悦夫, 野田 耕司
Akira Noda[#], Ken Katagiri, Masao Nakao, Satoru Hojo, Akinori Sugiura, Kazutoshi Suzuki, Etsuo Noda, Koji Noda
National Institute of Radiological Sciences, Chiba, Japan

Abstract

At National Institute of Radiological Sciences (NIRS), cancer therapy with the use of carbon ion beam has been performed since 1994 and recently the number of treated patients becomes close to 1000 per year and similar facilities have been constructed under the support of NIRS. Capability to apply medical irradiation with the use of radioactive ^{11}C beam has been also pursuit in order to monitor the irradiation distribution real time online. "Projectile Fragment Scheme" to provide ^{11}C ion beam was applied by irradiation of ^{12}C beam on the Be target, which, however, was rather limited by its low beam intensity and larger emittance due to spread of production angle. In parallel to this, requirement for high intensity irradiation by the cyclotrons has been increased so as to respond to the needs of Targeted Radionuclide Therapy. Based on the activity for radio-active nuclide production using the accelerated ion beam by cyclotrons, the capability of such a scheme as utilizes the ionized ^{11}C ion created by irradiation of the target with a high intensity ($\sim 20 \mu\text{A}$) proton beam accelerated by the cyclotron ("Target Frangment Scheme") has been investigated to be further accelerated by HIMAC and its injector.

1. はじめに

放射線医学総合研究所 (National Institute of Radiological Sciences: NIRS) では 1994 年の重粒子線 (炭素線 ^{12}C) による臨床研究の開始以来、着々と治療患者数が増大し、近年は年間 1000 人に迫りつつある。また、照射の手法も当初のワブラーと散乱体の組み合わせによりサイズを拡大したビームをボーラス、コリメータを用いて腫瘍部のみに限局して照射するワブリングの手法から、ペンシルビームを用いて腫瘍部の形状に従って照射を行うスキニングの手法へと重心が移行しつつあり、ビームのエネルギーもリッジフィルターを用いて Bragg Peak を拡大する手法から取り出しビームエネルギーそのものを変更して照射点の奥行きを変更する 3 次元スポットスキニングの手法へと進みつつあり^[1]、実際の患者さんの体内での照射位置のリアルタイムでの確認をオープンペットで行うことの重要性が指摘されている^[2]。

こうした要請に応えるべく、Be ターゲットに ^{12}C ビームを照射して Projectile Fragment の手法で放射性の ^{11}C ビームを生成する試みを実施されてきた^[3]が、生成角の拡がり起因して、ビームのエミッタンスや運動量の拡がり大きく、また強度も $\sim 10^5 \text{pps}$ と限られるという制約が大きく、実際の患者さんの治療に供するには至っていない^[2]。

この状況の改善のため、サイクロトロンからの大強度陽子ビームの照射により Target Fragment で生成した ^{11}C のイオンをイオン源から取り出して、HIMAC とその入射器で加速を行い、実際の炭素線治療を ^{11}C の放射性ビームを用いて実施、リアルタ

イムで PET により照射位置の確認を行う可能性が提案されている^[4]。本稿では以下にこの Target Fragment を用いた ISOL Scheme により生成した ^{11}C イオン源からの RI ビームを HIMAC およびその入射器ライナックで加速を行う可能性について考察する。

2. 放医研サイクロトロンによる放射性薬剤生成

放医研は設立以来、放射線がん治療や診断に関する知見を蓄積してきたが、特に近年は分子イメージング研究の推進の中で、様々な RI を製造し、200 以上の放射性薬剤の開発を行い、画像診断を総合的に行ってきた^[5]。また、RI 薬剤を利用した診断及び治療^[6]の世界的な進展に鑑み、いち早く標的アイソトープ治療 (Targeted Radionuclide Therapy :TRT) の実現に向けた研究開発にも取り組み、LET の高い α 線やオージェ電子放出 RI による基礎実験および動物実験を行ってきた^[7]。Table 1 及び table 2 に夫々、これら薬剤の生成の基礎となる、放医研の大型サイクロトロン NIRS930 及び小型 HM-18 サイクロトロンからのビームによって生成される放射性核種の一覧を示した^[5]。

2.1 C3 垂直ビームラインでの ^{11}C 放射性イオンビーム生成

大型サイクロトロン NIRS930 では 40 年前の建設当初に速中性子治療に使用されていた垂直 C3 ビームコースにワブラを用いたビームサイズ拡大システムを導入し、放射性イオン生成のために使用する改造

[#] a_noda@nirs.go.jp

Table 1: Ion Beams from the NIRS930 Cyclotron and Their Created Radionuclides

Beam Particle	Radionuclide
Proton	^{89}Zr
	^{11}C
	$^{62}\text{Zn}/^{62}\text{Cu}$
	^{68}Ge
	^{67}Cu
	^{74}As
	^{186}Re
H_2^+	^{64}Cu
Deuteron	^{124}I
	^{177}Lu
α -particle	^{67}Cu
	^{43}Sc
	^{155}Tb
	^{211}At
	^{28}Mg

Table 2: Ion Beams from HM-18 Cyclotron and Their Created Radionuclides

Beam Particle	Radionuclide
Proton	^{11}C
	^{13}N
	^{18}F
Deuteron	^{15}O

2.2 HIMAC での加速に向けた ISOL(Isotope Separator Online)システムによる ^{11}C イオンビームの供給

上記のイオン源で生成される 1 価の ^{11}C ビームを HIMAC のインジェクターで加速を行うためには既存の入射器の受け入れ可能な 2 価以上に charge breeding を行う必要がある。

放医研では小型サイクロトロン (18MeV(on target) で 14.2MeV) の proton ビームをガスタargetに照射して $^{14}\text{N}(p,\alpha)^{11}\text{C}$ 反応により、20 μA の proton ビームの 20 分の照射で 37GBq (1Ci) (6.5×10^{13} atom の ^{11}C) を生成している実績をベースに、ESIS イオン源からパルス当り $\sim 1 \times 10^9$ の ^{11}C イオンの供給が可能として、HIMAC のビーム透過効率 10% を仮定して 1 ビームパルス当り 10^8 の ^{11}C イオンビームの供給が可能との提案がなされている^[9]。このガスタargetを用いるシステムは不純物の混入により非放射性的 ^{12}C に

が進められている^[8]。その一環として垂直照射ラインに固体 NaBH_4 ターゲットを設置し照射により精製した ^{11}C ガスをイオン化して 1 価で効率良く収集するイオン源システムの開発を進めている^[4]。

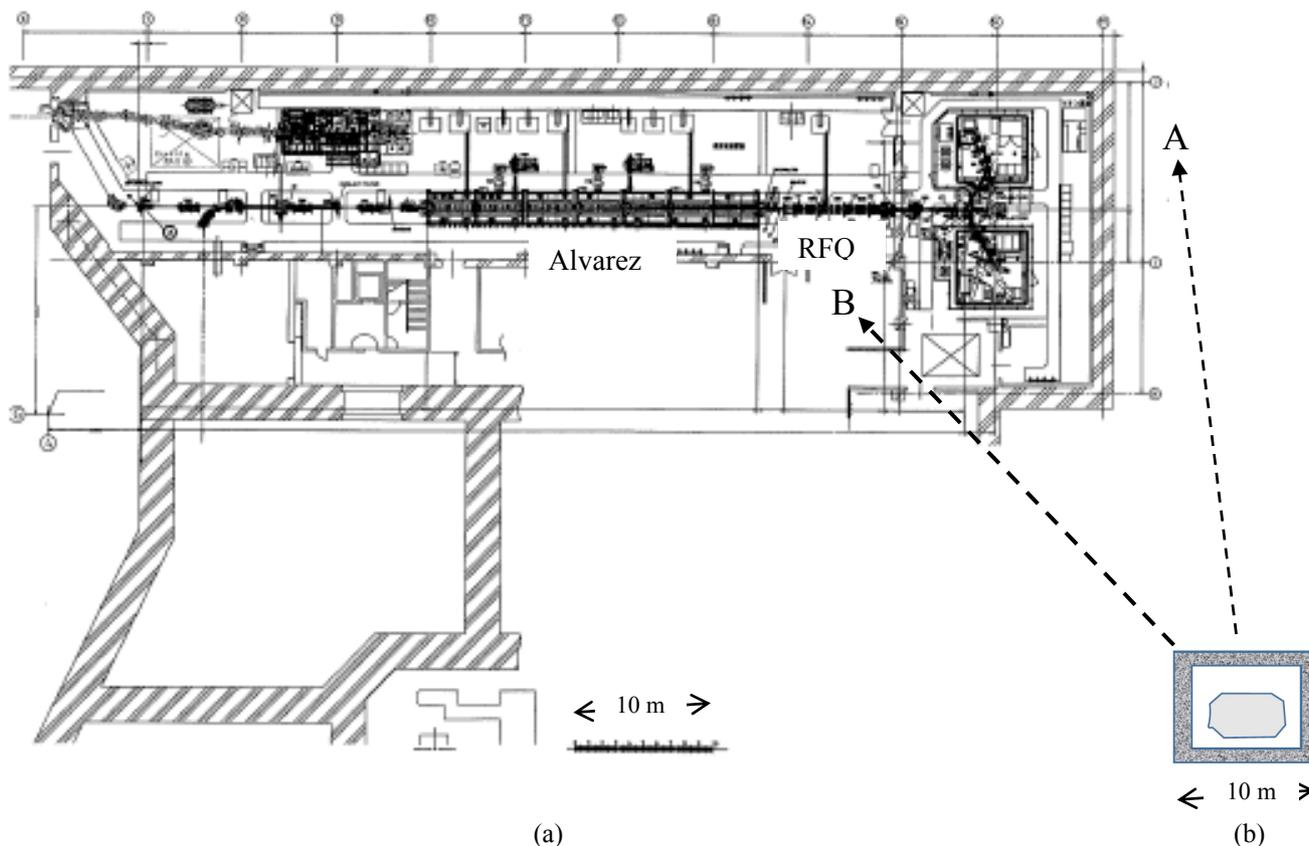


Figure 1: (a) Layout of the injector linac system of HIMAC, (b) rough scale of HM20 (with shielding).

比して ^{11}C の存在比が劣化する危険性が指摘されており^[10]、最近では固体ターゲットに真空中で照射を行い比放射能の向上を図る手法が追及されている^[4]。

3. 治療用炭素線ビームの加速スキーム

3.1 Injector Linac System of HIMAC

HIMAC の入射器は Figure 1(a) に示したようにイオン源及び共振周波数 100MHz の RFQ 及び Alvarez 型のライナックから構成されている。このライナックを用いて炭素イオンが建設当初に加速された際のパラメータを table 3 に示した^[11]。

3.2 Linac 出力ビームの HIMAC への入射

HIMAC への治療炭素イオンビームの入射は 6MeV/u フルストリップの 6 価イオンでの入射を想定している。ライナックの C^{6+} 出力ビーム電流をタンダステンワイヤメッシュで 50 μA に減衰した後 HIMAC に入射を行い、照射エネルギー 290 MeV/u の取り出しポートで 1.8x10⁹ pps を実現している^[11]。

(水平方向位相空間への多重入射に依る 1 桁程度の強度増大がなされていると推定している。)

3.3 ESIS イオン源からの ^{11}C イオンの加速

Figure 1(a) の A または B の位置に、Figure 1(b) に示したような HM20^[12] 程度の小型サイクロトロンを HIMAC の入射器に隣接して設置し、ターゲットの照射で生成された ^{11}C ガスをホットラボで分離生成した後イオン源に導けば、サイクロトロンを用いた薬剤生成の実績から NaBH_4 固体ターゲットの 18 μA 、18MeV の陽子ビームによる 20 分の照射により、ESIS^[13] を用いた charge breeding によりこのイオン源から 100 μs のシングルパルス当り 10¹⁰ の ^{11}C イオンが供給可能と考えられる。ライナックシステムによる加速と荷電変換による効率は table 3 によると ~50% と考えられるので 6MeV/u の $^{11}\text{C}^{6+}$ イオンビームの HIMAC への入射時の強度は約 50 μA と推定でき、サイクロトロンの照射時間 20 分毎に HIMAC のシングル加速サイクルでトータル ~10⁹ の $^{11}\text{C}^{6+}$ の取り出しビームが供給可能と推定できる。

4. 結論

以上のべたサイクロトロンからの大強度ビームの照射で生成された放射性イオンビームをセレクトし (ISOL)、HIMAC とその入射器で加速を行う Target Fragment Scheme を用いれば HIMAC の 1 周期の加速当り、~10⁹ の ^{11}C イオンビームの供給が可能となり、HIMAC からのビームの取り出し、供給を 10 秒のオーダーで行うとすれば ~10⁸ pps の照射が実現し、

Table 3: Main Parameters of the Injector Linacs

Injection Energy	8 keV/u
Output Energy	800 keV/u(RFQ), 6MeV/u(DTL)
Input Current	140 μA (C^{4+}), 300 μA (C^{2+})
Transport Efficiency	
LEBT	93%(C^{4+}), 80%(C^{2+})
RFQ	92%(C^{4+}), 92%(C^{2+})
Alvarez	96%(C^{4+}), 86%(C^{2+})
Stripping Efficiency	93%
MEBT Transmission	95%(C^{4+}), 84%(C^{4+})
Emittance (90%)	0.7 $\pi\text{mm} \cdot \text{mrad}$
Momentum Spread	0.1%

Projectile Fragment Scheme による ~10⁵pps のビーム強度^[2] に比して 3 桁近く強度の大きい放射性 ^{11}C イオンビームによる治療が可能となり、online PET の S/N 比の格段の向上が期待される。

参考文献

- [1] K. Noda et al., "Status of the HIMAC injector", Proc. of IPAC2014, Dresden, Germany, pp. 2812-2814 (2014).
- [2] 山谷泰賀、展望「開放型 PET 装置による粒子線治療の照射野イメージング」、Isotope News 2012 年 7 月号 No699, 2-6.
- [3] E. Urakabe et al., "Spot scanning using radioactive ^{11}C beams for heavy-ion radiotherapy", Jap. J Appl. Phys., 40, (2001), pp2540-2548.
- [4] K. Katagiri et al., " $^{11}\text{CH}_4$ molecule production using a NaBH_4 target for ^{11}C ion acceleration", Rev. Sci. Instrum. 85, 02C305 (2014) and K. Katagiri et al., contribution to this meeting.
- [5] 杉浦彰則他、平成 26 年度サイクロトロン利用報告書.
- [6] G. Stöcklin, S.M. Qaim and F. Rösch, "The Impact of Radioactivity on Medicine", Radiochimica Acta 70/71, 249-272 (1995).
- [7] 放射線医学総合研究所平成 28 年度概算要求資料.
- [8] K. Katagiri et al., "Design of Beam Transport Lines for Radioisotope Production Systems in NIRS Cyclotron Facility", Proc. of IPAC14, Dresden, Germany, pp2162-2164 (2014).
- [9] S. Hojo et al., "Production of ^{11}C -beam for particle therapy", Nucl. Instr. And Meth. in Phys. Res. B240 (2005) pp75-78.
- [10] K. Suzuki et al., "Specific activity of [^{11}C]CO₂ generated in a N₂ gas target: effect of irradiation dose, irradiation history, oxygen content and beam energy", Radiochem. Acta 88, pp211-215 (2000).
- [11] S. Yamada et al., "Present status of the HIMAC injector", Proc. of 1994 International Linac Conference, Tsukuba, Japan, pp. 768-770, (1994).
- [12] <http://www.shi.co.jp/quantum/jp/product/pet/hm20.html>
- [13] D/E. Donets et al., "Design and construction of tubular electron string ion source", Proc. of IPAC'10, Kyoto, Japan, pp.4208-4210, (2010).