

## Present Status of HIMAC injectors at NIRS

Yuhsei Kageyama<sup>A)</sup>, Izumi Kobayashi<sup>A)</sup>, Mitugu Yamamoto<sup>A)</sup>, Hiroshi Izumiya<sup>A)</sup>, Wataru Takasugi<sup>A)</sup>, Takeshi Takeuchi<sup>A)</sup>, Tetuya Sakuma<sup>A)</sup>, Toshinobu Sasano<sup>A)</sup>, Noriyuki Sasaki<sup>A)</sup>, Tomohiro Nagahori<sup>A)</sup>, Teturo Kawaguchi<sup>A)</sup>, Hisao Oosone<sup>A)</sup>, Eiichi Takada<sup>B)</sup>, Yoshiyuki Iwata<sup>B)</sup>, Shinji Sato<sup>B)</sup>, Masayuki Muramatsu<sup>B)</sup>

<sup>A)</sup> Accelerator Engineering Corporation

KA building 3-8-5 Konakadai, Inage-ku, Chiba-shi, 263-0043

<sup>B)</sup> National Institute of Radiological Sciences

4-9-1 Anagawa, Inage-ku, Chiba-shi, 263-8555

### Abstract

A HIMAC injector is equipped with three ion sources, and provides heavy ions from H to Xe with three ion sources. A heavy-ion beam, as accelerated with the injectors, can be transported to the HIMAC synchrotrons as well as the medium beam-energy line with time sharing operation. Furthermore, a compact injector is recently installed as a second injector of HIMAC, and will be used for treatment operation. In this paper, we report an overview of the HIMAC injectors.

## HIMAC入射器の現状

### 1. はじめに

放医研の重イオン加速器HIMACは順調な治療及び生物・物理実験ビームの供給を続けている。特に重粒子線がん治療は良好な治療成績を収め、現在までの登録患者数は5200名を超えている。患者数は年々増加しており、現在、年間700名を超える治療を行っている。

ここではHIMAC入射器の概要と運用状況、及びこれまで整備を続けてきた高効率小型入射器組込みの現状と今後のスケジュールについて報告する。

### 2. HIMAC入射器概要と運用状況

#### 2.1 HIMAC入射器機器構成と時分割加速

HIMAC入射器には図1のように3台のイオン源を有し、昼間の治療には10 GHzのマイクロ波を用いたECRイオン源(NIRS-ECR)よりCビームを供給し、夜間の実験ではNIRS-ECRに加え、18 GHzのECRイオン源(NIRS-HEC)及びPIGイオン源(NIRS-PIG)から様々なイオン種の供給を行っている。

イオン源で生成された8keV/uの重イオンをRFQ、アルバレ型DTLの線形加速器により6MeV/uまで加速し、上シンクロトロン(USYN)と下シンクロトロン(LSYN)及び、中エネルギービームライン(MEXP)への供給を行っている。

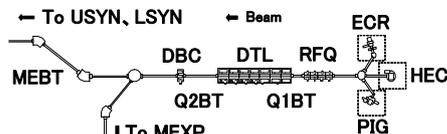


図1 HIMAC入射器のレイアウト。

HIMAC入射器では3台のイオン源から3つのイオン種をUSYN、LSYN及びMEXPに独立した3つのモードにて最大3Hzの繰り返し周期で供給するタイムシェアリング運転を実施している。この運転を可能とさせる為、HIMAC入射器の電磁石と電源やRF、モニタ(検出)等の機器はパルス機器で構成されている。

これらパルス機器を1つのタイミングパルスで動作させる為のタイミング送信系統図を図2に示す。シンクロトロンから発令される入射要請(イベント信号)は基準信号発生装置(図2の①)が受取り、基準信号選択装置(図2の②)に入力される。更に基準信号選択装置は選択されたイオン源とコースに対し、トリガ信号を各同期信号発生装置(図2の③)で分配後、各制御装置(図2の④)に入力することで機器を一斉に動作させている。

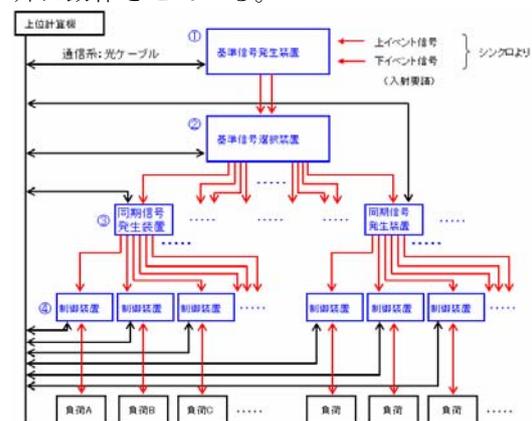


図2 タイミング送信系統図。

図中赤色部分：上または下イベント信号、黒色部分：通信系イーサネットである。

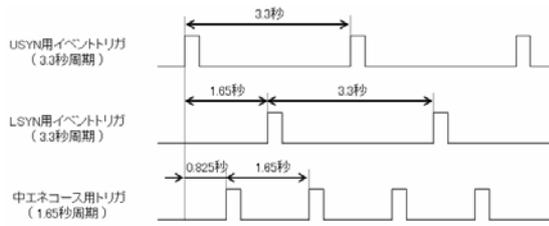


図3 タイムシェアリングチャート図

図3は上下イベント周期が3.3秒時のタイムシェアリング運転の例である。HIMAC入射器からは図3の繰り返し周期にて、USYN及びLSYNへビームを輸送する。また、MEXP用のトリガは上下のイベントトリガ間から基準信号選択装置(図2の②)で設定された挿入回数のトリガが生成され、各機器に送信される。一方、HIMAC入射器には数百の機器が配置されており、各機器の立ち上がり時間の差異により、動作タイミングにそれぞれ違いが有る。これらの機器を図3の繰り返し周期毎に一斉に動作させる為に、図4のように各機器のフラットトップ時間をビームポイントである165msのタイミングに合わせる必要がある。各同期信号発生装置では装置毎にこの時間設定を行い、全ての機器動作がビームポイント時間に揃うようにしている。

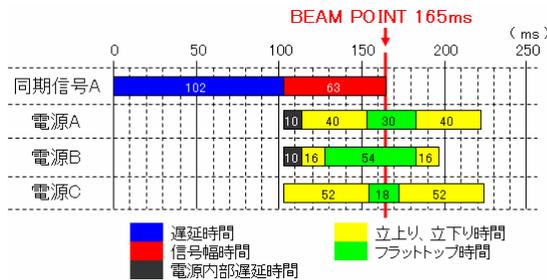


図4 同期信号系による負荷動作タイミング例

タイムシェアリング運転におけるもう一つの特徴として、1つのイオン源から複数のイオン価数をコース毎に供給することである。図5のように例えばNIRS-HECからArを供給する場合、イオン源での生成価数は同じであるが、アルバレ型DTL出口に設置してあるカーボンフォイルストリッパ(CFS)により荷電変換されたそれぞれのイオン価数をUSYN、LSYN、MEXPに供給することができる。このような運用を行うことで、イオン源準備も1台で済むのと供給調整時間の短縮にも繋がっている。

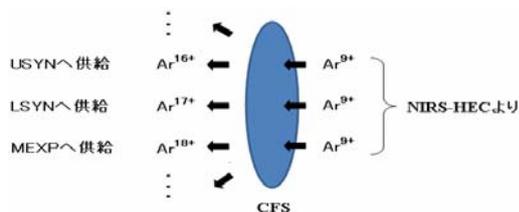


図5 CFSによる荷電変換例

## 2.2イオン種生成及び運転状況

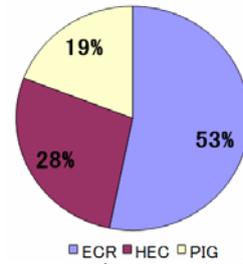


図6 2009年度イオン源別運転実績

HIMAC入射器では一年を通してスケジュールされるマシンタイム表に従い、3台のイオン源よりHからXeまでの幅広いイオン種を生成、供給を行っている。

各イオン源からの運転比率を図6に示す。HIMACでは毎週月曜日から土曜日まで(例外を除く)昼夜運転を実施している。NIRS-ECRでは日中の火曜日から金曜日までの治療と夜間の実験で利用され、全体の53%の割合を占めている。一方、NIRS-ECRに加え、夜間と週末の実験としてNIRS-HECでは28%、NIRS-PIGでは19%の利用割合を占めている。

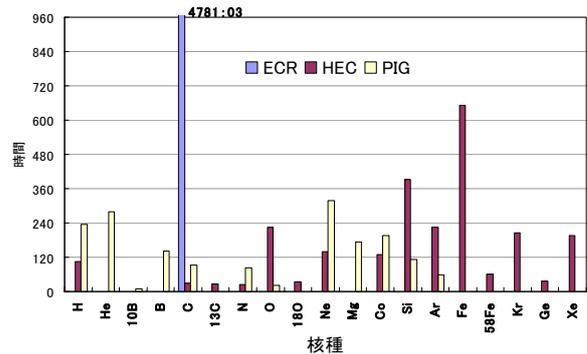


図7 2009年度イオン源/種別運転実績

図7に各イオン源とイオン種別の運転実績を示す。NIRS-ECRからは先に述べたように昼夜Cビームを供給している。また夜間の実験では、より重いイオン種の生成が可能なNIRS-HECから主にFe、Kr、Xe等の多価イオンを供給し、NIRS-PIGでは比較的軽いイオンであるH、He、Ne等を供給している。

ガス材料以外からのイオン生成として、NIRS-PIGからは固体試料をスパッターする方法で、Ca、Co、Mg、Si、B等を生成している。更にNIRS-HECでは目的とする元素を含む固体又は液体化合物の蒸気を利用したMIVOC法<sup>[1]</sup>によるTi、Fe、Ge、Co、B、Si等の生成試験に成功し、実際のビーム供給に用いている。これにより供給可能なイオン種が増え、これまで以上にユーザーからの多様なニーズに応えられるようになった。

今後もNIRS-PIGとNIRS-HECから様々なイオン種を生成、加速する予定である。

### 3. 高効率小型入射器の組み込みと今後

#### 3.1 高効率小型入射器の導入

重粒子線がん治療の良好な臨床実績から、重粒子線がん治療装置の普及が世界的に望まれている。このような背景から、放医研では平成16~17年度において、がん治療装置の普及に向けた重粒子線がん治療装置の小型化に関する研究を行ってきた。その一環で開発された高効率小型入射器をHIMACへ移設し、第2入射器として利用すべくこれまで整備を進めている。高効率小型入射器をHIMACへ組み込む事で装置の二重化が更に進み、より安定した治療ビームの供給が見込まれる。

#### 3.2 高効率小型入射器の特徴

高効率小型入射器とHIMAC入射器の大きさの比較を図8及び写真1に示す。図からわかるように、全長で約1/7と大幅な小型化に成功している。また、省電力設計により消費電力量は約1/10程度となり装置維持費の面でも大きな利点が見込まれる。ここでは高効率小型入射器のイオン源と小型RFQ線形加速器及び、IH型DTLの特徴について述べる。

最初にイオン源(NIRS-KIS)を写真2に示す。NIRS-KISの特徴としては表1の通り必要な磁場を全ての永久磁石で得ている点にある。その永久磁石の磁場分布は、NIRS-ECRで得られた $C^{4+}$ 生成に最適な磁場分布を再現するような設計がされている。必要な磁場を全てに永久磁石で得ていることから、従来必要であった電磁石電源や冷却機構が全く不要となるため、大幅な製作コスト及び維持費削減に繋がっている。また運転においては調整パラメータが少なく、且つ安定であるため、医療用加速器のイオン源として多くの魅力的特徴を有する<sup>[2]</sup>。

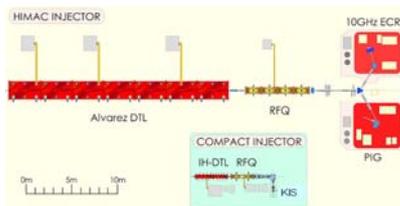


図8 高効率小型入射器とHIMAC入射器の全長比較



写真1 高効率小型入射器とHIMAC入射器の一部

表1 NIRS-KISとNIRS-ECRの比較

| 比較項目         | NIRS-KIS          | NIRS-ECR           |
|--------------|-------------------|--------------------|
| 設置面積         | 2.0m <sup>2</sup> | 36.6m <sup>2</sup> |
| 加速ギャップ       | 無し                | 有り(24kV)           |
| 引き出し電源(供給時)  | 30kV              | 24kV               |
| ミラー電磁石 材料    | 永久磁石              | 電磁石                |
| 絶縁トランス容量     | 3kVA              | 125kVA             |
| 末端ビーム強度(安定時) | 390μA             | 600μA              |



写真2 NIRS-KISイオン源

次に4ベイン構造を持つ小型RFQ線形加速器を写真3に示す。表2に示すとおり、小型化のため比較的高い200 MHzの共振周波数が選ばれた。RFQの入射エネルギーは共振器の小型化と、イオン源強度のバランスから8keV/uが選ばれた。NIRS-KISからRFQまで加速ギャップを設けないことから、NIRS-KISの引き出し電圧は30kVである。一方、出射エネルギーは共振器を一体のタンク構造となるように全長を約2.5m以内とし、その結果、608 keV/uに決定された。<sup>[3]</sup>

表2 小型RFQ線形加速器とIH型DTLの仕様

| 仕様項目    | 小型RFQ線形加速器 | IH型DTL   |
|---------|------------|----------|
| 入射エネルギー | 10keV/u    | 608keV/u |
| 出射エネルギー | 608keV/u   | 4.0MeV/u |
| 共振周波数   | 200MHz     | 200MHz   |
| 質量電荷比   | 1/1~1/3    | 1/1~1/3  |
| 共振器全長   | 2.5m       | 3.4m     |
| 共振器直径   | 0.42m      | 0.44m    |
| 所要電力    | 120kW      | 360kW    |

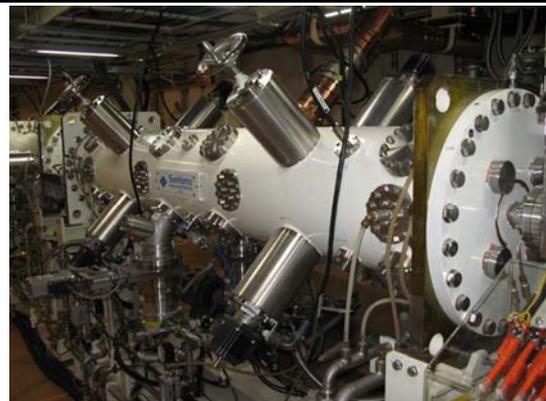


写真3 小型RFQ線形加速器

最後にAPF方式IH型DTLを写真4に示す。入射エネルギーは表2で示す通り、RFQの取り出しエネルギーと等しく608 keV/uである。一方、取り出しエネルギーは、共振器の小型化と4価炭素ビームが炭素フォイルを通過する際に6価に荷電変換される荷電変換効率が9割以上となる要素の兼ね合いから4.0 MeV/uに決定された。その結果、共振器の全長は3.4mとなった<sup>[3]</sup>。



写真4 APF方式IH型DTL

### 3.3 現在までの移設状況と今後のスケジュール

移設状況と今後のスケジュールを表4に示す。

表4 移設状況と今後のスケジュール

|          |                          |
|----------|--------------------------|
| 2007年春   | 高効率小型入射器移設検討開始           |
| 2008年3月  | RFQ・IH型DTL移設 (RF系真空引き開始) |
| 2008年8月  | 2階プラットホーム据付              |
|          | RF系アンプの設置                |
|          | 受電・冷却水・制御の接続とRF通電・調整開始   |
| 2009年3月  | イオン源・低エネライン据付と制御組込み      |
| 2009年8月  | イオン源・低エネライン電源・制御接続と制御組込み |
|          | ビーム出し試験開始 (IH型DTL出口まで)   |
| 2010年3月  | 出射ラインの据付、電源・制御組込み        |
| 2010年8月  | 制御計算機設置とローカル接続予定         |
|          | グローバルインターロック総合試験予定       |
| 2010年10月 | 施設検査予定                   |
| 2011年3月  | HIMAC MEBTラインへの接続予定      |
|          | 既存上位計算機システムへの組込みと動作試験予定  |
| 2011年4月  | 総合ビーム試験開始予定              |

2007年度より高効率小型入射器移設の検討を開始し、2008年3月には2台の線形加速器(RFQ、IH型DTL)の設置、2008年8月にはRFアンプ、受電ライン、冷却水の接続、2009年8月にはイオン源(NIRS-KIS)と低エネライン(CLBT)、2010年3月には出射ライン(CMBT)の設置と機器の接続を現在まで終了した。

今後の予定として、上位ソフトウェアに関しては2010年8月に図9のように高効率小型入射機器を遠隔より制御させる為、新規に制御用PCとしてGCU3を設置する予定である。また、2011年3月にはそのGCU3をHIMAC入射器上位計算機システムに組み込み、HIMAC機器制御用のGCU1、GCU2とリンクさせ、最終的にはオペレーション用PCから制御を可能とさせる予定である。

ハードウェアに関しては、2011年3月に図10のようにHIMACのMEBTラインと高効率小型入射器のCMBTラインとを接続する予定である。組込み終了後はいよいよ本格的なビーム調整に入り、治療コースへの供給を目指す事となる。

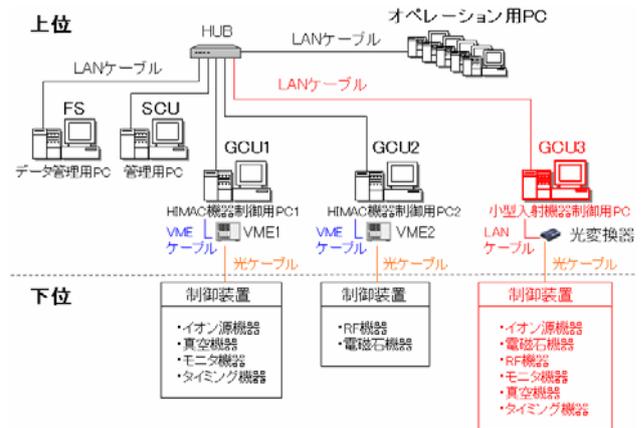


図9 HIMAC入射器上位計算機システム構成図

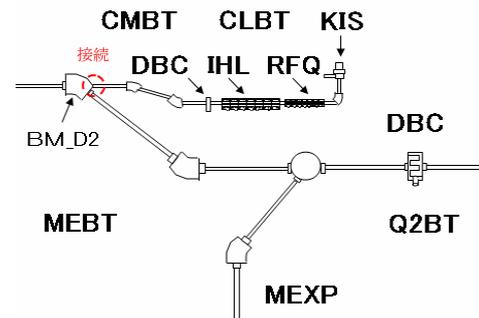


図10 MEBT\_B2とCMBTライン接続レイアウト

## 4. まとめ

HIMACでは、今後も安定したビーム供給を目指すべく、既存装置に対する維持の強化を行っていくのと同時に、新しいイオン種の加速と更なる安定且つ安全な装置を目指し、高効率小型入射器の整備を進めていく予定である。

## 参考文献

- [1]W.Takasugi “MIVOC method with temperature control” 2010 American Institute of Physics.
- [2]M.Muramatsu “Development of Compact Electron Cyclotron Resonance Ion Source with Permanent Magnets for High-energy Carbon-ion Therapy” 17th International Conference on Ion Implantation Technology (2008)
- [3]Y.Iwata “Performance of a compact injector for heavy-ion medical accelerators” Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 572 (2007) 1007-1021