

## PRESENT STATUS AND FUTURE OF COMPACT INJECTOR AT NIRS

Toshinobu Sasano<sup>A)</sup>, Izumi Kobayashi<sup>A)</sup>, Hiroshi Izumiya<sup>A)</sup>, Yuhsei Kageyama<sup>A)</sup>,  
Wataru Takasugi<sup>A)</sup>, Kaoru Jincho<sup>A)</sup>, Takeshi Takeuchi<sup>A)</sup>, Tetuya Sakuma<sup>A)</sup>

Tomohiro Nagahori<sup>A)</sup>, Noriyuki Sasaki<sup>A)</sup>, Yoshiyuki Iwata<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 (NIRS), 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 the sources. The compact injector, which developed at the NIRS, was recently installed in the HIMAC as the second injector, and the beam tests were successfully performed in April, 2011. In this report, we report a summary and the future of the compact injector.

## 高効率小型入射器の現状と今後

### 1. はじめに

放医研では、重粒子線がん治療装置の全国的な普及が期待される中、装置の小型化に関する研究開発の結果、永久磁石型 Electron Cyclotron Resonance イオン源（以下、KIS と略す）、小型 Radio-Frequency Quadrupole Linear-Accelerator( 小型 RFQ )、Alternating-Phase-Focusing 方式 Interdigital H-mode Drift Tube Linac(IH-DTL)から構成される高効率小型入射器を開発した。開発された小型入射器 R&D 機は有効活用が検討され、HIMAC への組込みが行われた。本年度より開始されたビームコミッショニングにより、シンクロトロンへの入射及びビーム取出しは成功し、治療照射に必要なビーム強度を得た。

小型入射器を HIMAC に組込むことで得られるメリットは、

- ① 「治療供給入射器の 2 重化」
  - ・ 入射器トラブルによる治療中断及び遅延・予防
- ② 「運営コストと電力の削減」
  - ・ 既存入射ラインに比べ大幅に部品点数が削減され、消費電力量も省電力となる。
  - ・ 定期交換部品(四極真空管等)の交換周期延長。
- ③ 「炭素線専用入射器にできる」
  - ・ 治療供給専用入射器として運用
  - ・ 供給イオン種が多様化している実験供給に対するイオン源負荷低減と生成核種拡大

以上の観点から、HIMAC 全体から見ても得られる効果は大きい。

ここでは、小型入射器の概要と HIMAC 移設にあたって新設計・製作した入出射ビーム輸送ライン、並びにビーム試験結果について報告する。また、治療供給器に求められる「ビームの高品質化」と「安定供給」のために現在検討している当社が設計したディバンチャに関して紹介する。

### 2. 高効率小型入射器

小型入射器は、重粒子線がん治療装置を普及させ

る為に必要な「小型化」「製作コスト削減」「省電力化」「部品点数削減」「運営コスト削減」「運転パラメータの簡素化」を目標として開発が行われた。その結果、全長で既存線形加速器全長と比較し約 1/7 と大幅な小型化に成功し、消費電力量は従来の約 1/10 程度を実現した。開発された機器の特徴を以下に示す。

KIS は必要磁場を全て永久磁石化したことに加え、加速ギャップを無くした事で大幅な設置面積の縮小と電磁石に必要な冷却機構・大型トランス・電磁石電源を削減できた。

小型 RFQ は製作コストの削減を目標に、共振器を継ぎ目の無い一体構造で製作できる設計を行った。二次元加工によるペインの製作を行ったことで、製作期間短縮と製作費削減を達成した。共振器を一体構造化したことで製作精度が高くなり、共振周波数を 200MHz にしたことで小型化を実現した。

IH-DTL は RFQ 同様、共振周波数を 200MHz にする事で小型化を行い、実用化が難しいとされた APF 方式での設計によりビームの「収束」と「加速」を高周波加速電場のみで実現した。収束機器が不要となり製作費削減だけでなく、ビーム調整も非常に簡素化された。開発環境化での小型入射器全体を図 1 に示す。

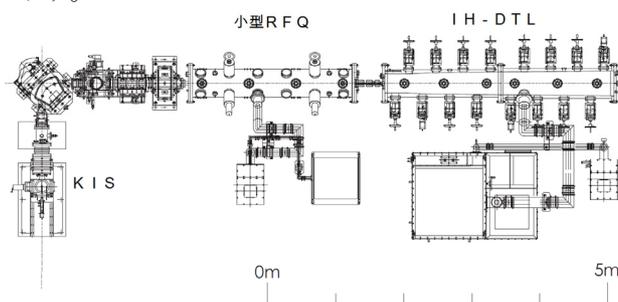


図 1： 小型入射器全体（開発環境時の配置）

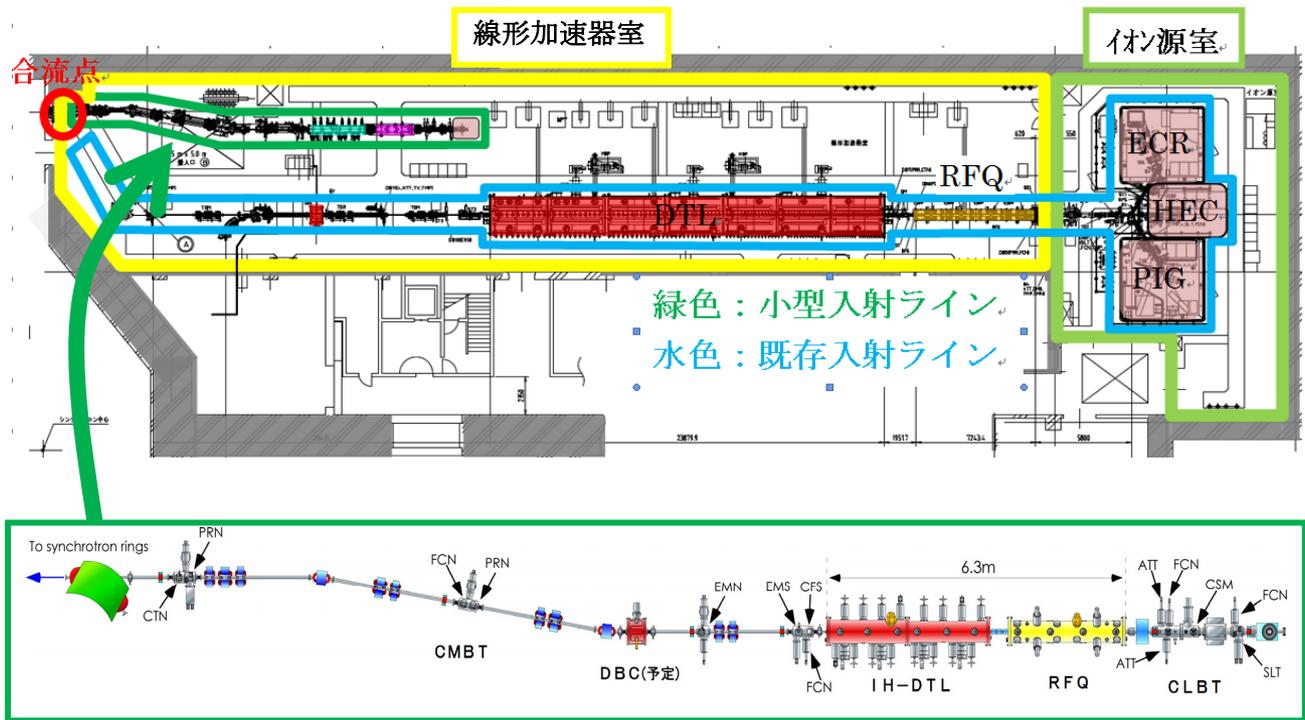


図 2 : HIMAC 入射器配置と小型入射器据付

### 3. 高効率小型入射器 HIMAC 移設

研究開発で目的を達成した小型入射器は、当初 HIMAC への組み込みは検討されておらず、開発環境下で保管されている状態であった。一方、HIMAC は装置設計から約 25 年が経過しており、その入射器にある線形加速器は HIMAC で唯一 2 重化されていない部分でトラブルの内容によっては長期間の治療供給停止を招く可能性があった。また、供給イオンが多様化している生物・物理実験に対し、イオン源負荷軽減の意見もあった。そこで、炭素線専用入射器として、小型入射器を HIMAC へ組み込む計画が開始された。

#### 3.1 設置場所と方法の検討

移設場所の決定においては、下記事項に留意し、検討が進められた。

- ① 入射器が完全 2 重化できる配置である事
- ② 既存ラインの改造を最小限とする

以上より移設場所を線形加速器室内に決定した。しかしながら、室内に十分な空きスペースがないため、以下の設置方法を取った。

- ① イオン源を縦置き配置
- ② 線形加速器上部にプラットフォームを製作
- ③ 高周波増幅器と高周波制御回路は、プラットフォームに設置

既存入射器配置と小型移設の様子を図 2 に示す。また、イオン源縦置きと低エネルギービーム輸送ライン・プラットフォームの側面図を図 3 に示す。通常、空きスペースである機器の上部空間を有効

活用した事で、イオン源及び線形加速器の設置面積を約半分にできた。

#### 3.2 ビーム輸送ラインの設計

KIS と小型 RFQ、IH-DTL に加え、新規に低エネルギービーム輸送ライン (CLBT) ラインと中エネルギービーム輸送ライン (CMBT) を設計した。新設した CLBT と CMBT の構成や特徴を次に示す。

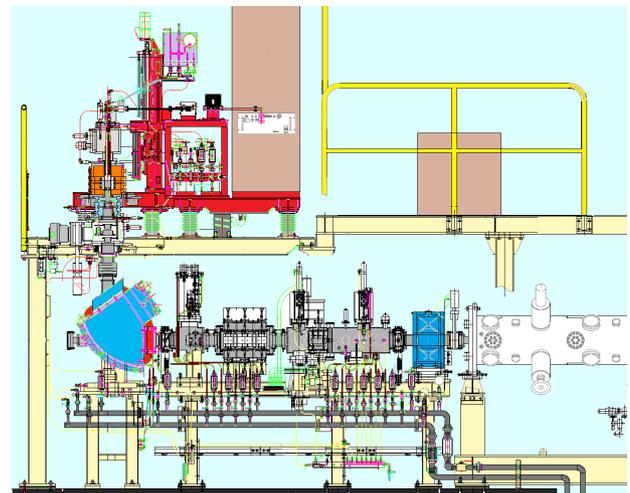


図 3 : イオン源縦置きとプラットフォーム側面図

#### 3.3 低エネルギービーム輸送ライン (CLBT)

KIS と RFQ 間のビーム輸送ラインであり、イオン源からのビームを分析し、所望のエネルギー・イオン種を分離、分析、且つ RFQ とのマッチングが取れるように設計を行った。また、KIS から取

り出されたイオンのエネルギーは 10keV/u と低く、スペースチャージの影響を低減するため、必要構成機器を含み最短になるよう設計した。CLBT の構成機器は下記の通り。

ビーム診断機器、ステアリング電磁石(2 台)、  
静電四極電極(3 台)、ソレノイドコイル

### 3.4 中エネルギービーム輸送(CMBT)

IH-DTL から既存ライン合流点までのビーム輸送ラインである。設計に際しては、合流点で既設ラインと同じツイスパラメータとなるよう配慮した。既存ラインとの合流位置に関しては、HIMAC 入射器と完全 2 重化を実現させるためビーム合流を既設の偏向電磁石位置とし偏向電磁石を新規製作する事にした。後述のディバンチャ設置スペースも IH-DTL 出口より下流 約 4m 位置に確保している。CMBT のビームエンベロープを図 4 に示す。

CMBT の機器構成は下記の通り。

ビーム診断機器、荷電変換装置、  
偏向電磁石(2 台)、四極電磁石(9 台)、  
ステアリング電磁石(4 台)

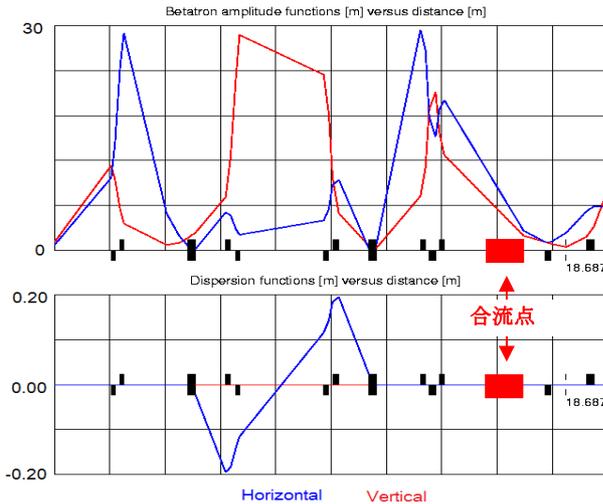


図 4 : CMBT の Twiss Parameters

### 3.5 ビーム試験

2011 年 3 月既存ライン合流場所の BM 入れ替え作業が完了し、4 月よりビームコミッショニングを開始した。KIS のスペクトル測定データを図 5 に CMBT に設置した Emittance 測定器を用いて IH-DTL 出口のビーム位相空間分布を測定した結果を図 6 に示す。ビーム調整は順調に進み、同月にはシンクロトロンへの入射とビーム取出しに成功した。シンクロトロンから取り出されたビーム強度は  $2.0 \times 10^9$  pps と、治療に必要な強度を得ることができた。イオン源からシンクロトロン手前までのビーム強度と透過効率を表 1 にシンクロトロンリング内のビーム加速の様子を図 7 に示す。

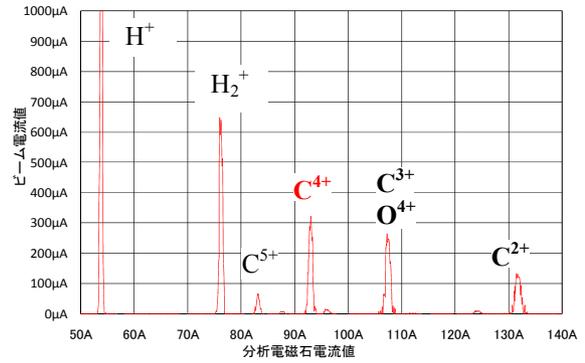
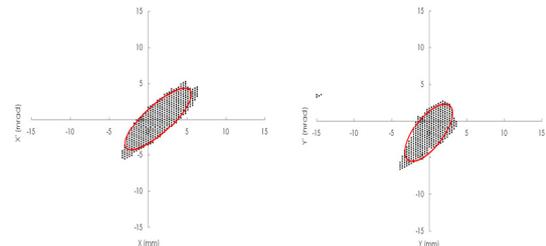


図 5 : KIS スペクトル測定データ

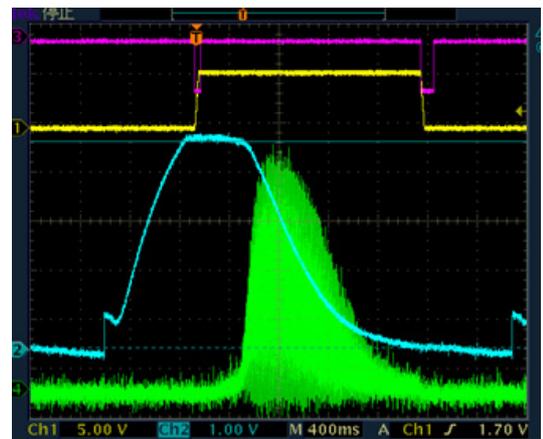


$$\epsilon_x = 11.7 \pi \cdot \text{mm} \cdot \text{mrad} \quad \epsilon_y = 12.0 \pi \cdot \text{mm} \cdot \text{mrad}$$

図 6 : IH-DTL より 65cm 下流の位相空間分布

表 1 ビーム強度と透過効率

| 測定場所  | ビーム強度                 | 透過効率    |
|---|-----------------------|---------|
| イオン源  | 290 $\mu\text{A}$     | —       |
| 小型 R F Q 手前   | 290 $\mu\text{A}$     | 100 %   |
| IH-DTL 出口   | 240 $\mu\text{A}$     | 83 %    |
| 荷電変換後 ( $\text{C}^{4+} \rightarrow \text{C}^{6+}$ ) | 300 $\mu\text{A}$     | 125 %   |
| シンクロトロン入射   | $5.77\text{E}+10$ pps | —       |
| シンクロトロン加速   | $2.02\text{E}+9$ pps  | 3.5 %   |
| シンクロトロン取出し  | $2.00\text{E}+9$ pps  | 99.13 % |



ピンク : QDS (チェーン補正用四極電磁石)  
黄 : SxFr (セパトリックス生成用六極電磁石)  
水 : DCCT (リング内ビームの様子)  
緑 : RMON2 (取出したビーム)

図 7 : シンクロトロンの加速と取出しの様子

3.6 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2に示す。

表2：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<br>(RF系真空引き開始)                |
| 2008年8月  | 2階プラットフォーム据付                               |
|          | RF系アンプの設置                                  |
|          | 受電・冷却水・制御の接続<br>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<br>制御組込み                |
|          | ビーム出し試験開始<br>(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                             |
|          | インターロック総合試験                                |
| 2010年10月 | 施設検査                                       |
| 2011年3月  | HIMAC MEBTラインへの接続                          |
|          | 既存上位計算機システムへの組込み<br>動作試験                   |
| 2011年4月  | 総合ビーム試験開始<br>シンクロトロンビーム取り出し<br>(治療ビーム強度確保) |
| 2012年3月  | ディバンチャ設置と制御組込み予定                           |

4. 高効率小型入射器用ディバンチャ

小型入射器を治療供給器で利用するためには、「ビームの高品質化」と「安定性供給」が非常に重要視される。治療ビームの高品質化のため、ディバンチャ(DBC)設計した。DBC設置により得られるメリット以下の通り。

- ①IH-DTLから出てきたビームのエネルギー幅( $\Delta E$ )を小さくする
  - ・入射器からの $\Delta E$ が大きい程シンクロトロン側でビームを捕獲する際のRFパワーを大きくする必要がある。

②ビームエネルギーの補正

・HIMACの経験より、CFSは長時間炭素ビームを当て続けるうちに厚みが増す傾向が見られる。この変化量は非常に小さく急激変化はしない。しかし、長期的にはCFSによるエネルギーロスが変わる原因となりその変化を補正する手段を設ける必要がある。

以上の観点からDBC設置を検討した。また、このディバンチャは治療供給器であり装置の安定性が強く要求される。その様な点も考慮し安定性を重視した設計を行う必要があった。

4.1 共振器の仕様

CMBT設計の段階でDBC設置を想定しIHL出口からの距離と位相の広がりよりギャップ電圧と配置を評価しIH-DTL出口から約4m下流の位置にDBC設置する事にした。IH-DTL出口とDBCギャップ中心位置、DBCにより60kV印加した際の $\Delta\phi$ - $\Delta E$ 分布を図8に示す。IH-DTL出口の初期パラメータを表3に示す。DBCを用いた事でエネルギーの広がりが減少している様子がわかる。

また、CMBT軌道計算よりDBC設置位置での最大ビームサイズがX軸： $\pm 13.8\text{mm}$  Y軸： $\pm 4.0\text{mm}$ となっている。

表3：初期ビーム条件

| パラメータ        | 値          | 単位                       |
|--------------|------------|--------------------------|
| ビームエネルギー     | 4.028      | MeV/u                    |
| $\gamma$     | 1.00432    | —                        |
| $\beta$      | 0.0927     | —                        |
| $\Delta P/P$ | $\pm 0.26$ | %                        |
| 質量電荷比        | 1/2        | ( $^{12}\text{C}^{6+}$ ) |
| 共振周波数        | 200        | MHz                      |

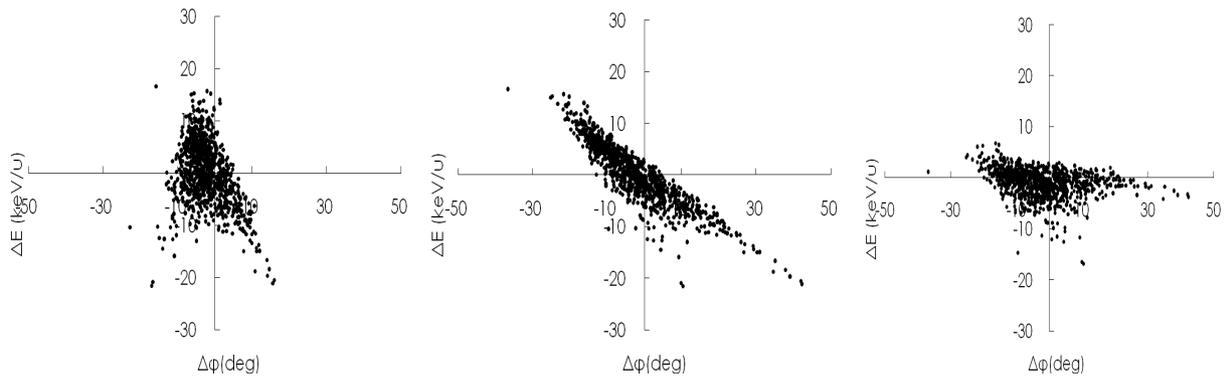


図8：IH-DTL出口(左)、DBC中心位置(中)、DBC-60kV印加後(右)の $\Delta\phi$ - $\Delta E$ 分布

## 4.2 共振器の設計

DBC の設計にあたり高効率小型入射器開発で要求されている「小型化」「製作コスト削減」「省電力化」「運営コスト削減」「安定稼動」を担保する必要があった。設計で特に留意した点を以下に挙げる。

- ①安定供給の為、最大表面電界を抑える。
- ②小型 RFQ や IHL との部品共通化を計る。
- ③特殊な構造にしない。(保守の軽減)

設計では、リアントラント型共振器とし基本的な解析を二次元解析ソフト:Superfish、詳細解析を三次元電磁場計算コード:MICROWAVE STUDIO (MWS) で行った。設計の結果、増幅器もトランジスタアンプのみで所要電力を確保した。運動量分散も  $\Delta P/P \sim \pm 0.055\%$  とシンクロトロンの入射条件を満たしている。二次元解析で得られた中心軸上電場分布を図 9 に MWS の解析結果より得られた電界分布と電流分布を図 10 に DBC 仕様を表 4 に示す。また、物理設計だけでなくチューナーやカップラーの機械設計も当社で行った。設計した DBC の機械図面 (正側面) を図 11 に示す。

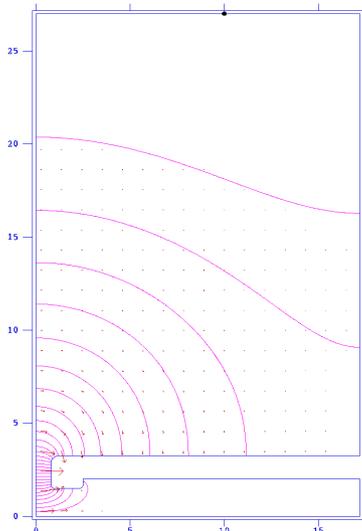


図 9 : superfish で得た中心軸上電場分布

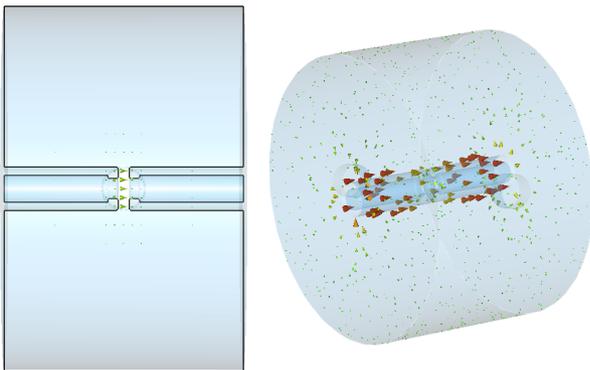


図 10 : MWS で解析した結果を示す。  
(左 : 電界分布 右 : 電流分布)

表 4 : デイバンチャ仕様一覧

| パラメータ                   | 値      | 単位   |
|-------------------------|--------|------|
| 共振周波数                   | 200    | MHz  |
| TTF                     | 0.856  | —    |
| 最大表面電界                  | 12.4   | MV/m |
| キルパトリック値                | 0.78   | —    |
| Q                       | 29504  | —    |
| シャントインピーダンス             | 30.945 | MΩ/m |
| 空洞内径                    | 270    | mm   |
| 内導体内径                   | 15     | mm   |
| 内導体外径                   | 32     | mm   |
| ギャップ                    | 16     | mm   |
| 空洞長                     | 170    | mm   |
| 所要電力<br>(Q=0.8 120kV 時) | 3      | kW   |

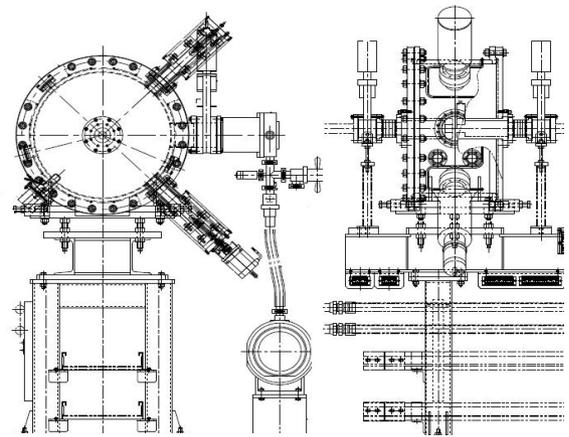


図 11 : 小型 DBC の正面 (左) ・側面 (右) 図

## 5. まとめ

2007 年より開始した移設計画は順調に計画が進み、2011 年 4 月には治療供給可能なビーム強度を治療室手前で確認できた。更なる安定供給に向け DBC 設置計画が進行中である。DBC 計画が残っているが治療供給できる体制は整っており HIMAC 入射器の 2 重化は完了している。今後は高効率小型入射器を含めた治療及び実験ビーム供給体制を順次、整備していく予定である。

## 参考文献

- [1] M.Muramatsu “Development of Compact Electron Cyclotron Resonance Ion Source with Permanent Magnets for High-energy Carbon-ion Therapy”17<sup>th</sup> International Conference on Ion Implantation Technology (2008)
- [2] Y.Iwata “Performance of a compact injector for heavy-ion medical accelerators”Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 572 (2007) 1007-1