

## UPGRADING OF P235 CYCLOTRON FOR PROTON THERAPY

Takuya Miyashita #, Toshiki Tachikawa, Masami Sano, Hiroshi Tsutsui, Yutaka Touchi  
Sumitomo Heavy Industries, Ltd  
5-2, Soubiraki-Cho, Niihama, Ehime 792-8588

### Abstract

Demand for new methods such as higher-intensity irradiation, which is possible to shorten irradiation time, and scanning irradiation has been increasing for proton therapy system. Under this background, higher intensity and stability beam supply from accelerator is required.

High magnetic field and normal conducting AVF cyclotron (P235), which can accelerate protons up to 235MeV, is used as an accelerator for Sumitomo Heavy Industries (SHI) proton therapy system. SHI has upgraded the P235 cyclotron in order to increase the beam intensity, improve the stability and make fast beam ON/OFF.

Maximum beam current of the P235 is specified as 300nA, however more than 1000nA beam current is required for high-intensity irradiation. To increase the beam current, magnetic field at central region was optimized and the median plane symmetry of magnetic field was improved. As a result, the extraction efficiency of cyclotron was improved and over 1000nA extracted beam current was achieved. In addition, line scanning method, which utilizes continuous beam of the cyclotron, required higher stability and fast beam on /off. For these requirements, arc current feedback control and pulsed beam chopper at the center of the cyclotron are installed.

By the above upgrade for the P235 cyclotron, higher-intensity irradiation and scanning irradiation has been realized.

## 陽子線治療用 P235 サイクロトロン の性能向上

### 1. はじめに

住友重機械工業(株)の陽子線がん治療装置<sup>[1]</sup>(図 1)には、大電流の連続ビームが安定に供給可能な陽子線サイクロトロン(図 2)を用いている。

陽子線治療では、スキャニング照射や高線量率照射などの新しい照射法に対する要求が高まってきており、それに伴い陽子線加速器にも、より大強度かつ高精度のビーム供給が求められている。

これらの要求に答えるため、当社では陽子線治療用 P235 サイクロトロン(表 1)のアップグレードを行ったので報告する。



図 2 : P235 サイクロトロン の外観(左)、内部(右)

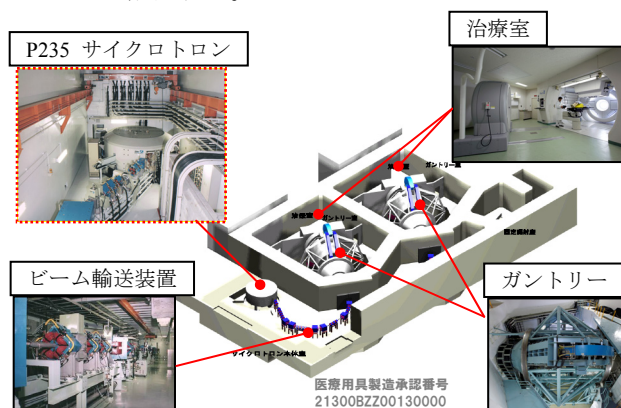


図 1 : 当社の陽子線がん治療装置

表 1 : P235 サイクロトロン仕様

加速器タイプ	スパイラルセクター型 サイクロトロン
加速種	H <sup>+</sup>
エネルギー	230MeV
最大電流	300nA
サイズ	直径 4.4m, 高さ 2.1m
重量	220ton
最大磁場	2.9Tesla

# Tky\_Miyashita@shi.co.jp

## 2. 方法

当社では、スキャニング照射法としてサイクロトロン連続ビームを活用したラインスキャニング法を採用している<sup>[2]</sup>。本照射方法ではビーム電流値の高安定化と高速ビーム遮断/再開機能が必要となる。

呼吸同期照射においては、照射のタイミングが制限されるために治療時間が長くなり、患者にとって負担となるが、高線率照射を行うことで、照射時間を大幅に短縮することが可能となる。一呼吸の周期中に一回分の照射線量を付与することを目標とする高線量率照射では、5Gy/sec (300Gy/min)の高線量率ビームが求められる。標準的な10cm径のがんを対象とした時、加速器に求められるビーム電流値は1000nAとなる。

当社のP235の最大電流値の仕様値は300nAであるが、イオン源、デフレクター等の機器の信頼性損なわずに1000nA出射するためには引出効率を上げて機器への負荷を減らす必要がある。ここで引出効率とは、サイクロトロン中心部(半径300mm)のビーム電流値に対する引出機器であるデフレクター後方まで引き出されたビーム電流値の比で定義された値である。

表2：P235サイクロトロンの要求事項

項目	要求値	設定根拠
ビーム電流の高安定度	±1%以下	線量平坦度±2.5%以内よりビーム電流の安定度は±1%以下と設定
高速ビーム遮断/再開時間	50μsec以下	走査ビームを1mm以内に停止する時間
加速器引出効率	65%以上	3倍の引出電流値が必要機器の消耗を抑制

以下に、各項目に対し実施した方策を述べる。

### 2.1 ビーム電流値の高安定化

ビーム電流値の高安定化に関しては、透過型電離箱を用いてビーム電流値をモニタしながら、イオン源のアーカ電流をリアルタイムにフィードバック制御する方法を採用した。透過型電離箱は照射室の患者直前に設けられており、応答性を向上した電流アンプを介して、イオン源のアーカ電流にフィードバックされる(図3)。また、イオン源のパラメータは治療に必要なダイナミックレンジに対応、またフィラメントの消耗による変化に対応するため最適パラメータを瞬時に設定できるようデータをテーブル化した。

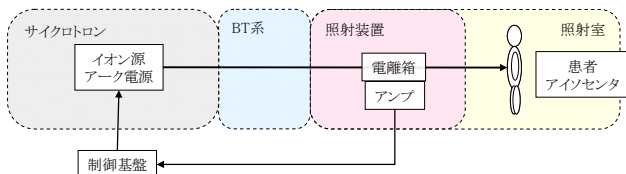


図3：フィードバック制御概念図

### 2.2 高速ビーム遮断/再開機能

高速ビーム遮断/再開はサイクロトロン中心部に設けたパルス型ビームチョッパーを使用する。チョッパー電極はZ方向、メディアンプレーン対称に設置されており、それぞれ最大-5kV印加される。

下電極と電源の間にはスイッチが設けられており、下電極電圧を-5kVと0kVに切替えてビームを遮断/再開する機構である(図4)。遮断時の電圧はビームトラッキング計算にて、-5kVと求めた(図5)。図5では、チョッパー電場により5ターン目までに全ての粒子がZ方向に失われていることを示す。

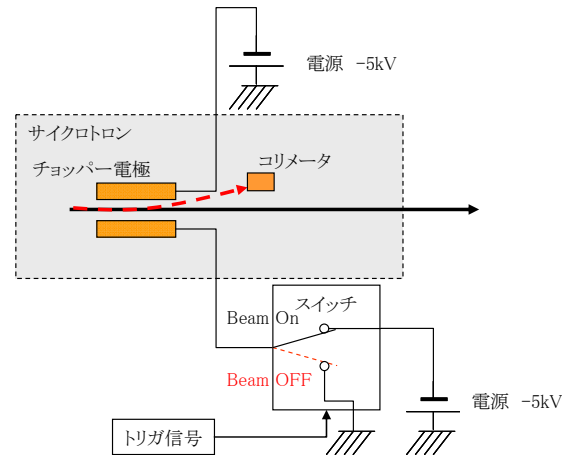


図4：チョッパー電極印加方法

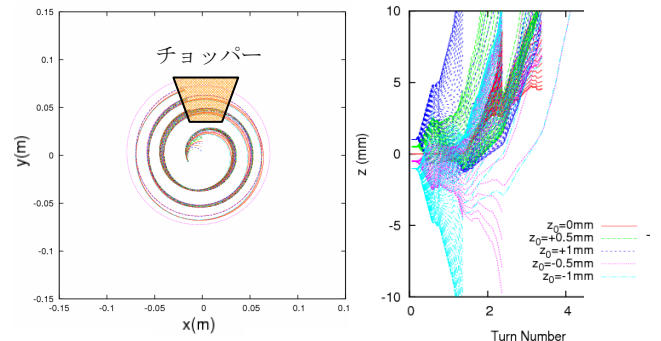


図5：チョッパーのビームトラッキング計算 (左図：XY平面、右図：Z方向)

### 2.3 加速器引出効率の向上

引出効率向上には、メディアンプレーン(MP)コレクションコイル補正と中心バンパ磁場、位相スリット調整を実施した。

MPコレクションコイル補正とは、上下のどちらか一方のメインコイルの一部へ余分に電流を流し、補正する方法であり、コイル磁場より半径方向の磁場(Br)をMP上に発生させることで、ビーム加速平面をZ方向へシフトさせる調整である(式1)。P235サイクロトロンの外周部はポールギャップが狭いため、ビーム軌道平面のZ方向のシフトは引出効率に対し、重要となる。

$$Z_{COD} = \frac{R}{v_z^2} \times \frac{Br}{B} \quad \dots(式1)$$

中心バンブ磁場、位相スリット調整では、中心バンブ磁場を調整し、イオン源から引き出されたビームをより多く加速位相へ乗せると同時に1ターン目に設けられた位相スリットで位相を制限し、引出に至らない位相のビームを中心部で予めカットすることで、効率の向上を図った。

### 3. 結果

#### 3.1 ビーム電流値の高安定化

ビーム電流の安定度は2.1項の制御方法を用いた結果、 $\pm 0.7\%$  (2sigma)となり目標の $\pm 1\%$ 以下を達成した(図6)。

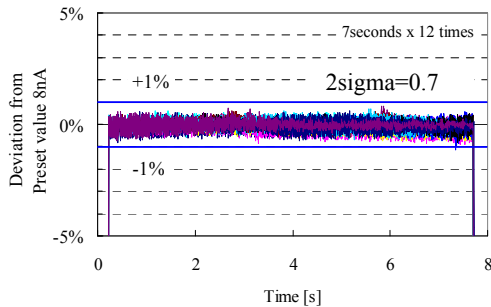


図6：ビーム安定度測定結果 (7秒間、12回の再現性測定)

#### 3.2 高速ビーム遮断/再開機能

チョッパーによるビーム遮断/再開時間はそれぞれ47 $\mu$ sec以下となり50 $\mu$ sec以下を達成した(図7)。

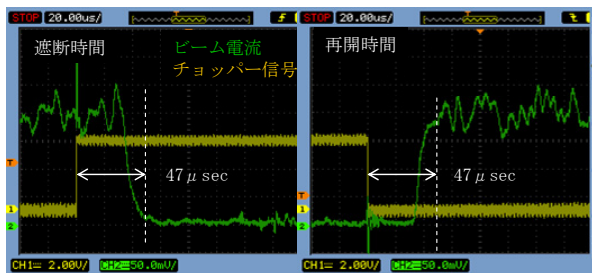


図7：ビーム遮断/再開時間の測定

#### 3.3 引出効率の向上

MP コレクションコイル未使用時の引出直前(半径1035mm)のビーム Z 方向位置をビューアで測定した結果は図8(左)となり、MP より加速平面が Z 方向に+5mm シフトが確認された。式1より、+5mm のシフトを補正する Br 磁場を求め、それと同磁場を発生させる MP コレクションコイル電流値を磁場解析によって求めた。MP コレクションコイル使用時の、ビューア測定結果を図8(右)に示す。図よりビーム Z 方向位置が補正されていることがわかる。この補正により、引出効率は21%向上した。

中心バンブ磁場は中心プラグによって形成される。イオン源からのビームを効率よく加速位相の乗せる中心バンブ磁場を解析で求め、中心プラグの加工を実施すると同時に位相スリットを調整した。

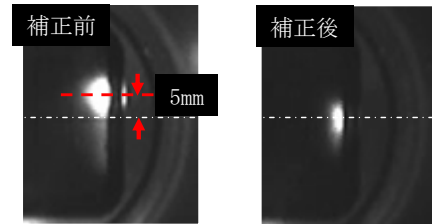


図8：MP コレクションコイルによる Z 方向のビーム位置補正効果

その結果、引出効率は5%向上した。

図9に加速器内外のビーム電流値の測定結果を示す。サイクロロン中心部(半径300mm)のビーム電流値に対する引出ビーム電流値の比である引出効率は68%となり目標の65%を達成した。

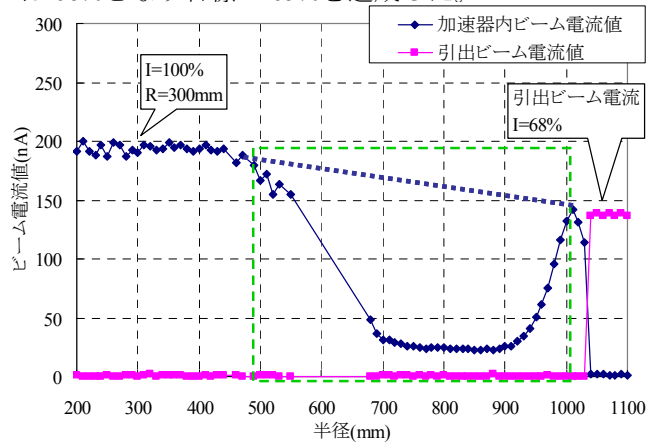


図9：加速器内外のビーム電流値測定結果  
プローブ形状を引出部で最適化しているため  
点線枠内の半径では検出効率が低下している

### 4. 結論

当社陽子線サイクロトロンアップグレードを行い、ビーム電流値の安定度の向上( $\pm 1\%$ 以内)、高速ビーム遮断/再開(遮断/再開時間50 $\mu$ sec以下)、高効率化(引出効率65%以上)による大電流化を実施した。これにより、陽子線治療に要求されるスキャンニング照射、高線量率照射に対応できることが実証された。

### 参考文献

- [1] 立川敏樹, 佐藤岳実, 荻野尚, 西尾禎治: 国立がんセンター東病院の陽子線施設, 放射線と産業 No. 84 (1999) p48
- [2] T.Tachikawa, H.Nonaka, Y.Kumata, T.Nishio and T.Ogino.: Pencil beam scanning system based on a cyclotron, AIP Conference Proceedings, Volume 1336 APPLICATION OF ACCELERATORS IN RESEARCH AND INDUSTRY: Twenty-First International Conference. Fort Worth, Texas, (USA), 8-13 August 2010, pp. 410-412