

## 陽子線がん治療向け超電導 AVF サイクロトロンのコミッショニング

### COMMISSIONING OF A SUPERCONDUCTING AVF CYCLOTRON FOR PROTON THERAPY

江原 悠太<sup>#</sup>、筒井 裕士、中島 秀、原 周平、野村 真史、菅 啓大、吉田 潤、滝 和也、村田 裕彦、高橋 伸明、橋本 篤、酒見 俊之、上口 長昭、荒川 慶彦、森江 孝明、平山 貴士、小田 裕陽、藤田 慎一、金倉 純、三上 行雄、鶴留 武尚、宮下 拓也、熊田 幸生

Y. Ebara<sup>#</sup>, H. Tsutsui, S. Nakajima, S. Hara, S. Nomura, K. Suga, J. Yoshida, K. Taki, H. Murata, N. Takahashi, A. Hashimoto, T. Sakemi, N. Kamiguchi, Y. Arakawa, T. Morie, T. Hirayama, H. Oda, S. Fujita, J. Kanakura, Y. Mikami, T. Tsurudome, T. Miyashita and Y. Kumata

Sumitomo Heavy Industries, Ltd.

#### Abstract

A 230 MeV superconducting azimuthally varying field (AVF) cyclotron SC230 was developed by Sumitomo Heavy Industries, Ltd. Its weight is 65 t, which is 0.3 times that of our previous cyclotron model. The size was reduced by high magnetic field using cryogen-free superconducting coils. In addition, the maximum beam current is over 1  $\mu$ A. The total power consumption of its system is less than 200 kW. In this cyclotron, some challenging designs, such as sectors with a narrow gap and large spiral angle, two dees with low power consumption and beam extraction using the precessional extraction method, were adopted. The fabrication of each component, including the magnet, has been reported in the development of the cyclotron. The cyclotron was moved to a new test site and pre-commissioning tests were conducted in 2020. The beam-commissioning test started at the end of 2020, and the first extracted beam was successfully observed in July 2021. In this paper, the processes and results of the beam commissioning that took place between 2020 and 2021 and the basic performance of the first beam are reported.

#### 1. はじめに

陽子線治療は 1946 年に提案され、1954 年に患者の治療に初めて使用された[1,2]。切開が不要なうえ、ブラッグピークをもつ特徴的な深度線量分布により正常細胞へのダメージを低く抑えられる。患者は日常生活を送りながら通院治療を受けることが可能になるなど、治療成果とともに患者の Quality Of Life (QOL) 維持に貢献している。このように、患者に優しいがん治療として注目されて、陽子線治療数・施設数は年々増加している。世界で稼働中の施設は既に 100 施設を超え、今後も更なる増加が見込まれている[3]。日本においても、2022 年 4 月から新たな 4 疾患に対して保険適用範囲が拡大されるなど、陽子線治療に対する期待は大きい[4]。

しかし、陽子線治療装置の導入は大型病院に限られ、中小規模の病院への導入は進んでいない。これは、この治療装置が大型であり、建屋のための用地確保や建屋建設コストが障壁の一つとなっているためである。

このような背景で、陽子線治療においては、装置の小型化が一つの課題となっている。メーカー各社では装置の小型化開発が進められており、特に近年は主要機構の一つである加速器について超電導コイルを用いた小型化がおこなわれてきた。すでに、Varian、Mevion、IBA などが、商用の陽子線治療向けの超電導加速器の開発に成功している[5-7]。超電導コイルによる加速器の小型化は、たとえば以下のようなメリットがある。

- 建屋コストの低減
- 納期の短縮
- 運転コストの低減
- ダウンタイムの削減

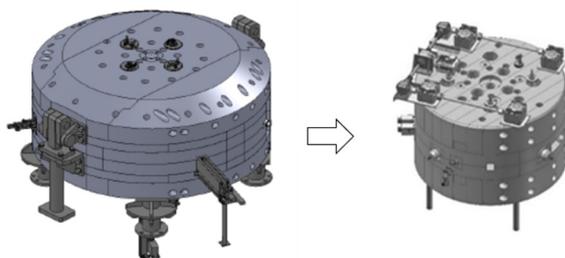


Figure 1: Schematic view of P235 and SC230.

小型化により、建屋の敷地面積を小さくできるほか、耐荷重に対する要求も下がり、建屋建設費用の削減が期待される。さらに、輸送時に大きなアセンブリのまま輸送ができるため、分割や再組立の工数が減り、納期が短縮される。さらに、超電導コイルを用いることでコイル消費電力が低減され、ランニングコストが低減できる。また、コイル消費電力が下げられることから夜間の連続通電も可能になるため、病院における日常的なコイルの励消磁時間を解消し、ダウンタイムの削減に貢献できる。以上のように、顧客である病院が受ける恩恵は多く、超電導技術を

<sup>#</sup> yuta.ebara@shi-g.com

用いた加速器の小型化によって、中小規模の病院への導入が拡大されることが期待される。このような価値を提供すべく、現在も、多くの陽子線治療向けの超電導加速器の設計や開発が進められている。

当社・住友重機械でも超電導によって小型化した超電導サイクロトロン SC230 の開発がおこなわれた。開発されたサイクロトロンを従来機である P235 と比較した概念図を Fig. 1 に示す[8]。ヨーク重量は 65 t であり、従来機の 3/10 倍に相当する。また、このサイクロトロンは小型であるだけでなく、省エネルギー、大電流ビームを特徴にしている。省エネルギーであることは、近年のエネルギー供給の不安定さや地球温暖化といった問題に対する対策となるだけでなく、運転コストが下がることでより多くの病院への導入が期待される。消費電力は 200 kW 以下であり、従来の 3/5 倍に相当する。また、もう一つの特徴である大電流のビームは、治療時間の短縮に貢献する。このサイクロトロンの最大ビーム電流は、従来機の 3.3 倍に相当する 1  $\mu$  A 以上であり、陽子線治療用加速器として最大である。患者の負担が下がるほか、患者スループットを増大させ、より多くの患者への治療を提供することが可能になる。今後は、FLASH 治療や息止め照射など、大電流ビームを必要とする治療法への適用も期待されている。

この加速器の基本設計は、2013 年に報告されている[4]。これまでに超電導マグネットを含む各コンポーネントの設計や製作が完了し、磁場分布の測定や形成も完了した[9-14]。2020 年にはテストサイトが新設され、サイクロトロンの移設とコンディショニングがおこなわれた。同年末にはコミッショニング試験が開始され、2021 年 7 月にビームの引出しに成功した。さらに、引き出されたビームが要求を満たす性能を満たしていることが確認され、SC230 の開発が完了した。

ここでは、陽子線治療向け超電導サイクロトロンの概要と試験の様子、および最終的なビーム性能について報告する。

## 2. 陽子線治療向け超電導サイクロトロン

開発された陽子線向け超電導サイクロトロン SC230 は 4 セクターのスパイラルセクター型 AVF サイクロトロンである。このサイクロトロンの主な仕様値を Table 1 に示す。また、外観写真を Fig. 2 に示す。本サイクロトロンの設計や各コンポーネントについては、[9-14]を参照のこと。ここでは、基本的なコンセプトについて記載する。

このサイクロトロンでは、陽子線治療に必要な 237 MeV の陽子ビーム生成を実現する。超電導電磁石を用いて、3 – 5 T の高磁場を発生させることで、小型化を実現している。外周部では平均磁場が約 3.9 T で、引出半径は 0.6 m である。

起磁力源として上下 2 つの NbTi 超電導コイルが用いられた。超電導コイルは真空断熱のためクライオスタットの中に設置され、4 台の極低温冷凍機による伝導冷却方式によって、4 K に冷却されている。冷凍機による伝導冷却方式を採用することによって、これらのコイルは保守性の向上を実現している。冷凍機は運転中もアクセス可能であり、コイルを低温に保ったままメンテナンス可能で

Table 1: Main Specifications of the Superconducting Cyclotron SC230

種類	AVF cyclotron
ビームエネルギー	233-238 MeV (固定)
最大ビーム電流	$\geq 1000$ nA
ヨーク直径	2.8 m
ヨーク重量	65 t
コイル	NbTi 超電導コイル(上下 2 つ)
運転/ 最大コイル電流	442/ 488 A
起磁力	$1 \times 10^6$ AT/coil
最大蓄積エネルギー	5.3 MJ
冷却冷媒	無冷媒
コイル冷却方式	極低温冷凍機による伝導冷却
引出半径	0.6 m
RF 周波数	95.3 MHz ( $h = 2$ )
Dec 電圧	50 kV (内側) 75 kV (外側)
Dec 数	2
RF 全消費電力	< 70 kW
システム全消費電力	< 200 kW

ある。また、簡単なボタン操作で運転をおこなうことができる操作性の良さも利点の一つである。さらに、無冷媒であり液体ヘリウムを使用しないため、長期停電時などに発生し得るクエンチにおいてもヘリウム放出がなく、比較的安全性に優れている。さらに近年問題視されるヘリウム供給の不安定さに対する効果的な対策にもなっている。

陽子線治療向けの商用加速器のうち、超電導技術による小型化が実現されているものとして、シンクロサイクロトロンと AVF サイクロトロンがある。このうち、シンクロサイクロトロンが小型化しやすい特徴をもつ一方で、AVF サイクロトロンは大電流ビームを特徴にしている。前者は、粒子エネルギー上昇にともなう相対論的效果に対して、周波数変調をおこなうことで、粒子の加速を実現している。古典サイクロトロンと同じ弱集束によって軸方向のベータトロン振動は抑制されるため、磁場分布は比較的単純であり、高磁場化によって比較的容易に小型化ができる。一方で、周波数を変調させているため、ビームはパルス化されてしまい、ビーム電流は小さい。後者は、相対論的效果を磁場の分布によって補正することで等時性を満たしており、ビームは連続的とみなせるため、大電流ビームが生成できる。ただし、この等時性磁場によってサイクロトロン軸方向(z 方向)のベータトロン振動が不安定になるため、このサイクロトロンでは周方向に変動する磁場 (azimuthally varying field; AVF) を用いた強集束の効果を利用される。それでもより大きな集束効果を得るため、しばしば磁極を螺旋状にしてエッジ集束の効果

利用したスパイラルセクターが採用される。今回開発された SC230 はこのスパイラルセクター型 AVF サイクロトロンである。スパイラルセクター型 AVF サイクロトロンにおいて、 $z$  方向のベータトロン振動のチューン  $\nu_z$  は以下の近似式で表される。

$$\nu_z^2 \cong -\frac{r}{B_z} \left( \frac{\partial r}{\partial B_z} \right) + F^2(1 + 2 \tan^2 \varepsilon) \quad (1)$$

ここで、 $r$ 、 $B_z$ 、 $\gamma$ 、 $\varepsilon$  はそれぞれ半径、軸方向の磁束密度、ローレンツ因子、スパイラル角である。 $F$  はフラッターであり、以下の式で定義される。

$$F^2 = \frac{(B_h - \bar{B})(\bar{B} - B_v)}{\bar{B}^2} \quad (2)$$

ここで、 $B_h$  はヒルの磁束密度、 $B_v$  はバレーの磁束密度である。 $\nu_z$  が虚数になり発散することを防ぐために  $\nu_z^2$  は正である必要があるが、Eq. (1) 右辺の第 1 項は等時性磁場によって負の値をとるため、安定なビーム加速を実現するため第 2 項が大きい値をとる必要がある。高磁場によって小型化を目指すとき、Eq. (2) のとおり、フラッターは平均磁場の 2 乗に反比例するために小さくなる。そのため、ビームの発散を防ぐには、磁極間距離を近づけることで、ヒルとバレーの磁場に大きな差をつけて  $(B_h - \bar{B})(\bar{B} - B_v)$  を大きくすることによるフラッター減少の抑制や、スパイラル角を大きく取るなどの対策をとる必要がある、磁場分布の複雑さは増す。SC230 では小型な AVF サイクロトロン実現させるため、磁極間距離は広い範囲で  $\pm 10$  mm、最近接部では  $\pm 6$  mm、さらに最大約 70 度となる大きなスパイラル角をもつ磁極形状をつくり、方向のベータトロン振動を抑制している。このような背景から、磁極形状は複雑かつ高い寸法精度が要求となり、0.01 mm オーダーの精密加工によって磁極製作がおこなわれた。さらに、平均磁場を 50 ppm 以下で測定する高精度な磁場測定・調整をおこない、最終的に要求を満たす等時性磁場が形成されていることが確認された。

消費電力は 200 kW 以下にまで抑えられている。これは前述のとおり超電導コイルを用いることでコイル消費電力が小さいことに加え、支配的な RF 消費電力を低減しているためである。消費電力低減のため、商用では最小の 2 つの Dee 電極数、さらに印加される Dee 電圧も内側



Figure 2: Photograph of SC230.

で 50 kV、外側で 75 kV と比較的小さい値で設計された。Dee 電極数が少ないことや Dee 電圧が低いことは、1 ターンあたりのエネルギーゲインが低下し、ターン数増大に伴う誤差磁場による積分位相差が増大することや、ターンセパレーションが小さくなってしまいビーム引出しの難易度が増すなど、技術的な難しさを生む。このように挑戦的な設計ではあったが、磁場分布調整によって等時性磁場に対する誤差磁場を十分低減させ、さらに歳差引出法を採用しターンセパレーションを大きくすることで、これらの困難さを解消した。

また、最大ビーム電流は陽子線向けの商用加速器で最大の  $1 \mu\text{A}$  である。AVF サイクロトロンであるため、連続的とみなせる大ビーム電流を実現させている。また、従来機におけるビーム電流上限値は、引出コンポーネントの一つである静電デフレクタがビーム損失によって損傷しないよう設定されている。これに対し、このサイクロトロンでは、前述の歳差引出法の採用によってターンセパレーションを大きくし、静電デフレクタの通過効率を挙げている。つまり、静電デフレクタにおけるビーム損失は小さくして、大電流ビームを実現している。歳差引出には  $\nu_r = 1$  の共鳴が用いられるが、軸方向磁場の 1 次のハーモニック成分  $B_{z1}$  を精密に調整する必要がある。事前におこなわれた磁場測定によってシム調整・コイル位置調整によって  $B_{z1}$  を十分低減させたうえ、対向する 2 組の引出ハーモニックコイルを用いて任意の大きさ・位相をもった  $B_{z1}$  を生成できるようにしている。また、前述の狭い磁極間距離という特徴により、引出半径よりも外側の領域で高い勾配で磁場を減衰させていることも、効率的なビーム引出しに貢献している。

### 3. 試験

#### 3.1 事前試験

コミッションング試験に先行して、加速空間の真空引き試験、RF 共振器および静電デフレクタの慣らし運転(エイジング)が実施された。

加速空間の真空引きには、粗挽き用のドライポンプ 1 台とクライオポンプ 2 台が用いられる。また、空間内の圧力は、ピラニゲージと磁気遮蔽を施したペニングゲージによって常に測定されている。真空引き試験によって、ビーム運転に必要な  $10^{-2}$  Pa に対し、十分高い  $10^{-4}$  Pa 台の到達真空度であることを確認した。また、真空引き開始から約 3 時間で運転可能な真空度に到達することが確認された。

RF 共振器や静電デフレクタのエイジングは、段階的に印加電圧を上げていく作業である。放電によって表面のわずかな突起や不純物が焼かれ、徐々に高い電圧の印加が可能になる。十分な枯らしによって、安定した Dee 電圧、デフレクタ電圧の印加が可能になった。

#### 3.2 ビーム試験

イオン源のある中心から引出軌道へとビームの流れに沿ってパラメータ調整が実施された。ここでは便宜的に、中心領域、等時性領域、引出領域と呼び分ける。

中心領域では主にイオン源のパラメータの調整がおこなわれた。イオン源は熱陰極を用いた PIG 方式のイオン源であり、電気的なパラメータも調整された。また、その位

置や角度をサイクロトン外部から調整することが可能であり、ビーム電流が最大となるような位置・角度に設置された。

等時性領域では、事前におこなった磁場測定・調整によって既に等時性磁場が形成されており、能動的なコイルなどの調整機構は存在しない。それでも、今回はターン数が大きいことから、僅かな誤差磁場が大きな積分位相差を生じることが予想されており、調整の準備をおこなっていた。具体的には、陽子周回周波数と RF 周波数の位相差を小さくするため、RF 周波数とメインコイル電流によって位相差の調整するスミス・ギャレン法[15]によるビーム調整が計画されていた。しかし、幸運なことに、今回のコミッショニングでは、等時性領域は一切のパラメータ調整をすることなく、ビームの等時性領域通過が確認された。これは、位相差を小さく保てるような比較的精度のよい等時性磁場が形成されていたことを意味する。

引出領域では、中心ハーモニックコイル、引出しハーモニックコイルや静電デフレクタなどのパラメータ、メインコイルの位置が調整された。中心ハーモニックコイルの電流値は軌道中心を調整するために調整された。また、歳差引出しのための適当な  $B_{z1}$  を得るため、メインコイルによる  $B_{z1}$  粗調整、引出しハーモニックコイルによる  $B_{z1}$  微調整がおこなわれた。さらに、静電デフレクタによって、最終的な引出し軌道が調整された。静電デフレクタを通過した後、2 つの受動的な磁気チャネルをビームは通過し、クライオスタットとヨークを貫通するように設置されたビームポートから、サイクロトン外部へと引き出される。ビームによるフィルム感光を観測することによって、ビーム引出しが確認された。

### 3.3 ビーム性能試験

サイクロトンから引き出されたビームは、2 つの偏向電磁石と 2 つの集束電磁石を通過したのち、ダンパーによって停止された。ダンパー前には、イオンチャンバーが設置され、ビーム電流測定がおこなわれた。さらに、イオンチャンバーとダンパーの間には測定エリアがもうけられ、ビームプロファイラや飛程測定モジュールを用いて、ビームプロファイルやエネルギーなどの主要なビーム性能が測定された。

この陽子線治療向けのサイクロトンは、0.1 秒のエネルギー切り替え、最大 100 m/s のスキャン速度の高速な

スキャンングに対応する。そのため、最大ビーム電流に加えて、その電流や位置について高い安定性も要求される。要求される主なビーム仕様を Table 2 に示す。最大ビーム電流は  $1 \mu\text{A}$  を超えることが確認され、ビーム引出効率も仕様を達成する 67 %であることが確認された。このほか、電流安定性や位置安定性についても性能が測定され、すべての仕様を達成するビームが得られていることが確認された。

## 4. まとめ

世界最小サイズの陽子線治療向け超電導サイクロトンが開発された。複雑でありながら精密さを要求される磁極形状や、少ない 2 つの Dee 電極をはじめ、各機構では挑戦的な設計が採用された。このような設計が採用された各コンポーネントは精密な加工・組み立て・調整により実現された。

新設のテストサイトへの移設、コンポーネントの組付けが完了し、コミッショニング試験が開始された。コミッショニング試験ではパラメータ調整がおこなわれ、中心領域、等時性領域および引出領域を通過し、加速されたビームがサイクロトンから引き出されることを確認した。引き出されたビーム電流の最大値は  $1 \mu\text{A}$  以上であり、引出効率は 67 %であることが確認された。このほか、陽子線治療に対して必要なすべての仕様を満たしていることが確認された。これらの試験をもって、性能要求到達が確認され、開発が完了した。

前述のとおり、この超電導 AVF サイクロトンは小型・省エネルギーであり多くの病院に導入可能であるほか、大きなビーム電流によって患者のスルーputを向上させ、より多くの患者の治療が可能になる。また、大電流ビームは、FLASH 治療や息止め照射など、治療法の拡大にも貢献することが期待される。この超電導サイクロトンは陽子線治療向けの加速器として技術的な新規性を提供し、さらには多くの治療に貢献することが期待される。

## 参考文献

- [1] R. R. Wilson, "Radiological use of fast protons", Radiology 47.5 (1946).
- [2] C. A. Tobias, J. H. Lawrence, J. L. Born, R. K. McCombs, J. E. Roberts, H. O. Anger, B. V. A. Low-Beer, and C. B. Huggins, "Pituitary irradiation with high-energy proton beams a preliminary report", Cancer research 18.2 (1958).
- [3] Particle Therapy Co-operative Group (PTCOG), "Particle therapy facilities in clinical operation"; <https://www.ptcog.ch/index.php/facilities-in-operation>
- [4] 厚生労働省「令和4年度診療報酬改定の概要」(2022)
- [5] H. U. Klein, A. Geisler, A. Hobl, D. Krischel, H. Röcken and J.H. Timme, "Design, manufacturing and commissioning of compact superconducting 250 MeV cyclotrons for proton therapy: A short report from the field", IEEE/CSC & ESAS European Superconductivity News Forum. Vol. 2 (2007).
- [6] Mevion Medical Systems | Proton Therapies; <https://www.mevion.com>
- [7] S. Henrotin, M. Abs, E. Forton, Y. Jongen, W. Kleeven, J. Van de Walle and P. Verbruggen, "Commissioning and testing of the first IBA S2C2", Proceedings of 21st

Table 2: Main Beam Specifications of SC230

エネルギー再現性	$< 0.2 \text{ MeV}$
引出効率	$\geq 60 \%$
最小制御可能ビーム電流	$< 1 \text{ nA}$
リップル電流	$\leq 2 \%$ ( $1\sigma$ )
ビーム電流安定性	$\leq 1 \%$ ( $1\sigma$ ) for 2 min.
ビーム応答性	$\leq 50 \mu\text{s}$
ビーム位置安定性	$< 0.1 \text{ mm}$ for 2 min.
RMS エミッタンス	$< 2.2 \mu\text{m}$ (x) $< 1.4 \mu\text{m}$ (y)

- international conference on cyclotrons and their applications (2016).
- [8] A. Goto, T. Tachikawa, Y. Jongen and M. Schillo, "Cyclotrons", in *Comprehensive Biomedical Physics*, A. Brahme, Ed., Elsevier (2014).
- [9] 筒井裕士, 密本俊典, 戸内豊, 上田隆正, 宇野浩一, 渡澤恵一, 矢島暁, 橋本篤, 三上行雄, 三堀仁志, 吉田潤 and 湯本健太, "陽子線がん治療システム用超伝導 AVF サイクロトロンの基本設計", 第 10 回 日本加速器学会年会プロシーディングス (2013).
- [10] H. Tsutsui, Y. Aoki, Y. Arakawa, Y. Ebara, A. Hashimoto, A. Higuchi, N. Kamiguchi, T. Kato, H. Kitami, Y. Mikami, H. Mitsubori, T. Morie, H. Murata, H. Ookubo, T. Sakemi, N. Takahashi, K. Taki, T. Tsurudome, J. Yoshida, and Y. Kumata, Status of Sumitomo's superconducting isochronous cyclotron development for proton therapy, in: *Proc. AccApp* (2017).
- [11] H. Tsutsui, Y. Arakawa, Y. Ebara, A. Hashimoto, M. Hirabayashi, T. Hirayama, N. Kamiguchi, J. Kanakura, Y. Kumata, Y. Mikami, H. Mitsubori, T. Miyashita, T. Morie, H. Murata, H. Oda, H. Ookubo, T. Sakemi, M. Sano, T. Tachikawa, N. Takahashi, K. Taki, T. Tsurudome, T. Watanabe and J. Yoshida, "Current Status of Sumitomo's Superconducting Cyclotron Development for Proton Therapy", *Proc. Cyclotrons* (2019).
- [12] J. Yoshida, A. Hashimoto, T. Morie, Y. Arakawa, K. Taki, H. Mitsubori, H. Tsutsui, T. Tsurudome, Y. Mikami and M. Hirabayashi, "Excitation Test of Superconducting Magnet in 230-MeV Isochronous Cyclotron for Proton Therapy", *IEEE Transactions on Applied Superconductivity* 30.4 (2019).
- [13] Y. Ebara, H. Tsutsui, J. Yoshida, T. Morie, H. Ookubo, T. Tsurudome, Y. Mikami, M. Hirabayashi and Y. Kumata, "Field mapping system and field adjustment for a 230-MeV proton cyclotron" *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment* 953 (2020).
- [14] N. Kamiguchi, H. Oda, J. Kanakura, Y. Kumata, M. Hirabayashi, Y. Mikami, H. Murata, T. Tachikawa, N. Takahashi, T. Tsurudome, H. Tsutsui and J. Yoshida, "Development of a Center Region for New Sumitomo Cyclotron", *Cyclotrons* (2019).
- [15] A. A. Garren and L. Smith. "Diagnosis and correction of beam behaviour in an isochronous cyclotron" (1963).