

# 高温超伝導空芯サイクロトロン設計および実現性の研究 DESIGN AND FEASIBILITY STUDY OF A HTS AIR-CORE CYCLOTRON

莊浚謙<sup>\*A)</sup>, 松田洋平<sup>A)</sup>, 福田光宏<sup>A)</sup>, 依田哲彦<sup>A)</sup>, 神田浩樹<sup>A)</sup>,  
Zhao Hang<sup>A)</sup>, Ahsani Hafizhu Shali<sup>A)</sup>, 松井昇大朗<sup>A)</sup>, 板倉菜美<sup>A)</sup>, 石畑翔<sup>A)</sup>, 辻坂匡<sup>A)</sup>,  
石山敦士<sup>B)</sup>, 野口聡<sup>C)</sup>, 植田浩史<sup>D)</sup>, 吉田潤<sup>E)</sup>  
Tsun Him Chong<sup>\*A)</sup>, Yohei Matsuda<sup>A)</sup>, Mitsuhiro Fukuda<sup>A)</sup>, Tetsuhiko Yorita<sup>A)</sup>, Hiroki Kanda<sup>A)</sup>, Hang Zhao<sup>A)</sup>,  
Hafizhu Shali Ahsani<sup>A)</sup>, Shotaro Matsui<sup>A)</sup>, Nami Itakura<sup>A)</sup>, Sho Ishihata<sup>A)</sup>, Tasuku Tsujisaka<sup>A)</sup>,  
Atsushi Ishiyama<sup>B)</sup>, So Noguchi<sup>C)</sup>, Hiroshi Ueda<sup>D)</sup>, Jun Yoshida<sup>E)</sup>

<sup>A)</sup> Research Center for Nuclear Physics, The University of Osaka

<sup>B)</sup> Waseda University

<sup>C)</sup> Hokkaido University

<sup>D)</sup> Okayama University

<sup>E)</sup> Sumitomo Heavy Industries, Ltd.

## Abstract

An air-core cyclotron uses HTS coils as magnets. Previous studies have verified the feasibility of beam injection, acceleration, and extraction using this air-core cyclotron. However, some problems remain unsolved. Previous study investigated the beam properties of the cyclotron without considering the HTS coil properties. Also, the fabrication cost and cyclotron volume also need to be reduced for the cyclotron to be put into practical use. In this presentation, a modified air-core cyclotron model is presented, which is designed to satisfy the engineering requirement from HTS coils. The cyclotron volume, the magnetic field property, and its feasibility as a medical cyclotron are discussed.

## 1. はじめに

サイクロトロンは粒子加速器の中でも高い電流密度、コンパクトな体積を持つ。この性質から、サイクロトロンは医療用加速器としてよく用いられ、病院内で医療用短寿命放射性同位体を生成する役割を担っている。従来のサイクロトロンは鉄芯を用いて磁場を生成する。しかし、鉄芯は熱によって膨張するため、鉄芯付近のコイルの通電によるジュール熱で鉄芯は伸び縮みし、運転中にサイクロトロンの磁場が安定しないという欠点がある。これによってサイクロトロンは運転が難しいのはもちろん、多様なビーム種に向けての磁場調整も困難である。また、鉄芯の重さによって、従来のサイクロトロンの重量は数十トンがあり、病院内設置の難易度を高めている。これらの鉄芯による性質はサイクロトロンの医療用加速器としての応用の幅を制限している。

これらの欠点を乗り越えるべく、鉄芯を使わない空芯サイクロトロンが提案された [1]。この空芯サイクロトロンは鉄芯を使わず、高温超伝導 (HTS) 磁石だけで磁場を構築する。これが可能なのは、HTS 磁石が強い磁場環境の下でも高い臨界電流密度を持つからである [2]。この性質から、空芯サイクロトロンは鉄芯を使わなくても十分に強い磁場を構築でき、従来の鉄芯サイクロトロンの欠点を克服できる。

空芯サイクロトロンのビーム入射、加速、引き出しは先行研究によって検証されている [3]。しかし、空芯サイクロトロンを実現するためには、まだ課題が残っている。一つは製作コストである。先行研究の設計で

はビーム加速の検証が目標であるため、製作コストを抑えた設計になっていない。空芯サイクロトロンを医療用加速器として社会実装させるためには、製作コストを一般の医療機器と同程度に抑える必要がある。もう一つの課題は、先行研究は HTS コイルの性能の制限を考慮していないことである。空芯サイクロトロンのモデルにおいて、全ての HTS コイルの通電電流、経験磁場を検証し、現実的な値だと確かめる必要がある。

空芯サイクロトロンに残されている課題を解決すべく、空芯サイクロトロンのモデルは再設計された。本論文はまずその再設計手法について説明する。次に、その設計結果がどのようにサイクロトロンのコストを抑えたかについて述べる。最後にこの新しいモデルが HTS コイルの性能制限を満たしていることを示し、空芯サイクロトロンの実現性について述べる。

## 2. 空芯サイクロトロンの再設計

空芯サイクロトロンの一つの課題は、高い製作コストである。先行研究のモデルを Fig. 1 に示す。このモデルはビーム入射、加速と引き出しが可能だと検証されているが、使用する HTS コイルの全体積は  $165\,000\text{ cm}^3$  であり、HTS 線材のコストだけでも約 10 億円と予想されている。社会実装を実現するためには、再設計して線材用量を抑える必要がある。

### 2.1 設計手法

空芯サイクロトロンを再設計し HTS 線材使用量を抑えるために、文献 [4] の手法が用いられている。再設計では、新しいモデルの高い磁場精度および低い HTS 線材使用量の二つの目標がある。また、各 HTS コイルの印加電流や形が現実的な値になるよう、制約条件も必

\* oscar@rcnp.osaka-u.ac.jp

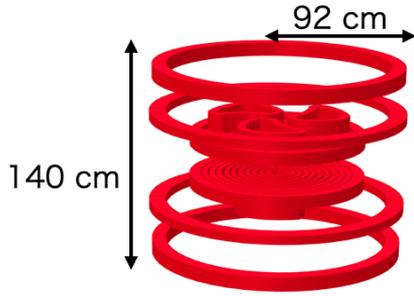


Figure 1: Previous model of the air-core cyclotron, designed by previous study. The overall volume of HTS coil is 165 000 cm<sup>3</sup>.

要になる。それを実現するモデルを求めるために最小化にすべき最適化関数は、Eq. (1) のようになる。

$$\min f = \sum_{l=1}^L [B_{\text{goal},l}(r) - \sum_{n=1}^N B_n(r_{0,n}, dr_n, z_{0,n}, dz_n, j_{n,l}, r)]^2 + \alpha \sum_{n=1}^N V_n(r_{0,n}, dr_n, z_{0,n}, dz_n) \quad (1)$$

$$\text{subject to } |J_n| < J_{\text{max}} \\ r_{0,n} > r_{\text{min}} \\ \vdots$$

Equation (1) では、空芯サイクロトロン各コイルの半径  $r$ 、半径幅  $dr$ 、高さ位置  $z$ 、厚さ  $dz$ 、印加電流密度  $J$  がパラメータとして使われている。 $B_{\text{goal}}$  はサイクロトロンの目標の生成磁場である。ここでは引き出し半径 50 cm に対し、陽子 50 MeV、18 MeV、重陽子 40 MeV および He<sup>2+</sup> 28.5 MeV ビームの磁場を設定している。次の  $B_n$  は  $n$  番目のコイルが生成する磁場であり、 $n$  個のコイルの磁場の重ね合わせが目標磁場  $B_{\text{goal}}$  になるよう、最小二乗法が使われている。さらに HTS 線材の使用量を抑えるために、各コイルの体積  $V$  も最適化関数に入れて、最小化している。磁場の最適化とコイル体積の抑制のバランスを取るために、係数  $\alpha$  が使われている。制約条件として、各コイルの通電電流の上限  $J_{\text{max}}$  や、許容される最小の半径  $r_{\text{min}}$  などが加えられている。

このような制約付き最適化は Sequential Least Quadratic Programming という手法 [5] で実施することができる。空芯サイクロトロンは鉄芯がないため、各コイルの生成磁場は Biot-Savart の法則で素早く計算できる。それによって Eq. (1) の実行も約 2 時間で終わり、比較的速い。係数  $\alpha$  の選定など、設計の詳しい手順については文献 [4] 参照をお勧めする。

## 2.2 再設計の結果

上述の手法で再設計したサイクロトロンモデルを Fig. 2 に示す。コイルの配置の断面図を Fig. 3 に示す。

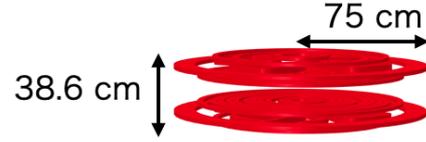


Figure 2: The new model for the air-core cyclotron, obtained from the re-design process. The overall volume of HTS coil is 44 145 cm<sup>3</sup>.

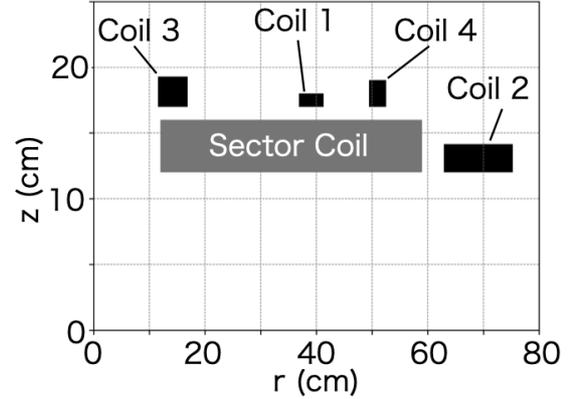


Figure 3: Cross section of the coil placement of the new model.

Figure 1 と 2 との比較でわかるように、サイクロトロンの新設計はコイルの体積を抑え、サイクロトロン自体が占める空間も大幅に抑えられている。旧モデルではコイルの全体積は 165 000 cm<sup>3</sup> であるに対し、新モデルは 44 145 cm<sup>3</sup> である。HTS 線材用量はコイル体積に比例するので、この結果は新設計の線材用量が 4 分の 1 になっていることを意味する。

Figure 3 のコイル配置でわかるように、各コイルはセクターコイルに重ならない前提で加速平面に近いところに配置されている。これは加速平面に近いほど、低い通電電流で必須の磁場を構築でき、コイル体積の抑制につながるからである。また、コイルが低い位置にあることによって、サイクロトロン全体の高さが旧モデルの 140 cm から新モデルの 38.6 cm になり、全体積が 5 分の 1 になった。サイクロトロン体積の抑制はより簡単な病院内設置につながる。

再設計によって得られた、新しいモデルのサイクロトロン製作コストは数億円程度と予想される。これは MRI 装置と同程度であり、社会実装が現実的な数値である。

## 3. コイルの経験磁場

空芯サイクロトロンは上述のような設計手法で再設計され、製作コストが抑制されている。この新しいモデルが現実的であるためには、新モデルの HTS コイルの印加電流と経験磁場が HTS コイルの性能制限を満たしている必要がある。

再設計時に制約条件としてコイルの通電電流の上限  $J_{\text{max}}$  が用いられている。それを評価するために、HTS 線

材として REBCO を用いることを仮定している。20 K、線材に垂直する磁場  $B_{\perp}$  が 10 T の場合、4 mm テープだと臨界電流が 500 A である [6]。これをコイルの共巻きや層間構造を考慮すると、コイルの運転電流の上限は  $40000 \text{ A/cm}^2$  である [7]。

言い換えると、上述のサイクロトロンモデルは、コイルの経験磁場が  $B_{\perp} < 10 \text{ T}$  でないといけないことを意味する。それを確かめるために、サイクロトロンモデルのコイルの経験磁場を調査した。それを Fig. 4 に示す。

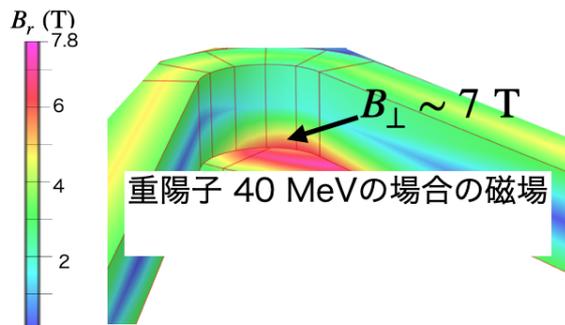


Figure 4: Magnetic field experienced by the new air-core cyclotron model, in the case of deuteron 40 MeV acceleration.

Figure 4 では、磁場が一番強い重陽子 40 MeV 加速の場合のコイル表面上の磁場分布である。解析の結果、経験磁場が一番強いのはサイクロトロン中央に配置されているセクターコイルであり、その表面に垂直する磁場の最大値は約 7 T である。これは制限値の 10 T 以下であり、新モデルはコイル性能の制限の下で必要な磁場を構築できることを意味する。

#### 4. まとめと展望

空芯サイクロトロンは HTS コイルの高い電流密度の特性を利用した、鉄芯を持たないサイクロトロンである。鉄芯がないことから、磁場調整が簡単で、病院内設置が可能で多様なビーム種を供給できると期待されている。先行研究では空芯サイクロトロンのビーム入射、加速、引き出しを検証したが、製作コストなどの課題が残っていた。

その課題の解決に向けて、空芯サイクロトロンは高い磁場精度および低いコイル体積の二つの目標で再設

計された。再設計された結果、HTS 線材の用量が従来モデルの 4 分の 1 になり、空芯サイクロトロンの製作コストが数億円となり、MRI 装置と同程度となった。また、再設計されたモデルに対し、各コイルの経験磁場が許容値より低いことを確かめることができた。これによって、空芯サイクロトロンはビーム加速だけでなく、経済面、コイル性能面においても実現可能なものとなった。

空芯サイクロトロンの社会実装に向けて、次に解決すべき課題は共振機やコイルクライオスタットの設計が考えられる。さらに、HTS コイルの磁場の安定性や励磁手法、それがビーム加速にもたらす影響も今後調べていく予定である。

#### 謝辞

本研究は JSPS 科研費 JP24H00227, 24KJ1595 の助成を受けたものです。

#### 参考文献

- [1] H. Ueda *et al.*, “Conceptual Design of Compact HTS Cyclotron for RI Production”, *IEEE Transactions on Applied Superconductivity*, vol. 29.5 pp. 1–5, 2019. doi:10.1109/TASC.2019.2903538
- [2] Drew W. Hazelton *et al.*, “Recent Developments in 2G HTS Coil Technology”, *IEEE Transactions on Applied Superconductivity*, vol. 19.3 pp. 2218–2222, 2009. doi:10.1109/TASC.2009.201879
- [3] H. W. Koay *et al.*, “Beam dynamics and characterization of a new high-intensity compact air-core high temperature superconducting skeleton cyclotron (HTS- SC)”, *Results in Physics*, vol. 33 pp. 105090, 2022. doi:10.1016/j.rinp.2021.105090
- [4] T. H. Chong *et al.*, “A simple combined-objective optimization method for coil configuration of air-core multi-coil magnet systems”, *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A*, vol. 1081 pp. 170826, 2026. doi:10.1016/j.nima.2025.170826
- [5] D. Kraft, “A software package for sequential quadratic programming”, *Tech. Rep. DFVLR- FB 88-28*, 1988.
- [6] Faraday Factory Product Data (2019), <https://www.faradaygroup.com/en/product/>
- [7] T. H. Chong *et al.*, “Development of Non-Insulation High Temperature Superconducting ECR Ion Source”, Proc. 21st Annual Meeting of Particle Accelerator Society of Japan (PASJ2024), Yamagata, Japan, Jul.-Aug. 2024, pp. 801-804.