

高温超伝導コイルを用いたスケルトン・サイクロトロン電磁石の設計研究

DESIGN STUDY OF THE SKELETON CYCLOTRON MAGNET USING A HIGH-TEMPERATURE SUPERCONDUCTING COILS

福田光宏^{#, A)}, 植田浩史^{A)}, 畑中吉治^{A)}, 依田哲彦^{A)}, 石山敦士^{B)}, 王旭東^{B)},
長屋重夫^{C)}, 渡辺智則^{C)}, 野口聡^{D)}, 横田渉^{E)}, 倉島俊^{E)}, 宮脇信正^{E)}
Mitsuhiro Fukuda^{#, A)}, Hiroshi Ueda^{A)}, Kichiji Hatanaka^{A)}, Tetsuhiko Yorita^{A)}, Atsushi Ishiyama^{B)}, Xudong Wang^{B)},
Shigeo Nagaya^{C)}, Tomonori Watanabe^{C)}, Satoshi Noguchi^{D)}, Watalu Yokota^{E)},
Satoshi Kurashima^{E)}, Nobumasa Miyawaki^{E)},

^{A)} Research Center for Nuclear Physics, Osaka University

^{B)} Faculty of Science and Engineering, Waseda University

^{C)} Chubu Electric Power Company, Inc.

^{D)} Graduate School of Information Science and Technology, Hokkaido University

^{E)} Takasaki Advanced Radiation Research Institute, Japan Atomic Energy Agency

Abstract

The design of a new AVF cyclotron with high-temperature superconducting(HTS) coils, named Skeleton Cyclotron, has been started for mass production of radio-isotopes used for cancer diagnostics and therapy. The HTS air core coils forms a spatially complex magnet, consisting of main, trim, sector, center and other coils. The maximum averaged magnetic field at the extraction radius of 50 cm is 3.2 T, which gives the K-number of 120 MeV. The skeleton cyclotron excludes most of iron pole tips and return yokes to avoid magnetic field instability caused by temperature variation of iron cores due to thermal conduction from normal-conducting main coils. The iron-core free structure gives us freedom to install the equipment for beam injection, acceleration, extraction and diagnostics. In addition, the iron-core free magnet improves rapidness and reproducibility of magnetic field re-excitation for quick change of ion species and energy. In this paper, outline of the skeleton cyclotron design and characteristics of the HTS cyclotron magnet will be discussed.

1. はじめに

鉄心と常伝導コイルを組み合わせた電磁石を用いる従来型のAVFサイクロトロンは、メインコイルとトリムコイルの組合せ、或いは鉄磁極の間隙面形状や鉄シムの配置などの最適化により、加速に必要な等時性磁場を形成している。銅製のホロウ・コンダクターを用いた常伝導サイクロトロン電磁石の場合、コイルで発生するジュール熱とその冷却、磁極中の磁束の飽和などにより、セクター磁極間隙に発生できる磁束密度は方位角方向の平均磁束密度で2T程度が限界である。従って、常伝導コイルを用いて高エネルギー化を図るためにはリングサイクロトロンのように磁極サイズを大きくする必要があり、元々、サイクロトロンが有しているコンパクト性を活かすにくくなってしまふ。常伝導コイルで発生した熱はコイル支持体を介した熱伝導やコイル表面からの輻射熱、周辺空気の対流などによって磁極やヨークの温度を上昇させ、磁極間隙での磁束密度を変化させる要因になっている^[1]。これにより、加速粒子の周回周期が変化し、高周波加速電圧に対する粒子の加速位相が変動することから、ビーム強度と質の低下を招いてしまふ。また、鉄材のヒステリシスによってコイル電流値の単純な設定だけでは磁場の再現性に難があり、消磁やサイクリング励磁法などを用い

て磁場の再現性を高める必要があるが、磁場の変更には数十分以上かかることから加速イオン種やエネルギーの切替えの迅速性に劣るといった弱点も抱えている^[2,3]。さらに、常伝導サイクロトロン電磁石は、励磁電流が大きくなると消費電力が増えるため運転コストが大きくなるだけでなく、鉄心の存在により機器配置の空間的な自由度が大幅に制約されるといった難点もある。

そこで、これらの課題を解決し、安定性・信頼性に優れた小型サイクロトロンを実現するため、高温超伝導コイルを用いた空芯型のスケルトン・サイクロトロン設計と要素開発に着手した^[4,5,6,7]。スケルトン・サイクロトロンとは、鉄材を極力用いずに空芯コイルの複合体によって磁場分布を形成する新しいタイプのサイクロトロンであり、従来のサイクロトロン電磁石に必須であった鉄心を取り去ってコイルの配置のみ(骨組み)から構成される特徴に因んで“スケルトン”と名付けた。スケルトン・サイクロトロンには、臨界温度が100 Kを超え、クエンチに対するマージンが高く、信頼性に極めて優れるイットリウム系高温超伝導線材を用いたコイルを採用する予定である。この高温超伝導コイルは、NbTi等の低温超伝導線材を用いたコイルと同様に、省電力で3Tを超える高磁場を発生でき、コイルが収納されるクライオスタットが断熱されているため、磁場強度が変動する心配は無い。

[#] mhfukuda@rcnp.osaka-u.ac.jp

スケルトン・サイクロトロン概念図を Figure 1 に示す。スケルトン・サイクロトロン電磁石は、複数対のメインコイル、AVF (Azimuthally Varying Field) を形成するためのセクターコイル、等時性磁場を形成するためのトリムコイル、ビーム入射と中心領域での初期加速軌道を最適化するためのセンターコイル、ビーム引出しのための磁気チャンネルコイルなどから構成される。これらのコイルは立体的に軸対称な位置に配置し、加速平面を対称面として上下に分離したクライオスタットの内部に固定される。鉄心を極力用いずに空芯化することによって同じコイル電流値での磁場強度と磁場分布の再現性が向上し、電磁石の運転が極めて容易になるだけでなく、再励磁の迅速化により加速イオン種・エネルギー切替の高速化が可能になる。また、空間の大部分を占めていた鉄心や鉄磁極を排除することによって加速電極や共振空洞、入射・引出用静電チャンネル、ビーム診断プローブなどの機器配置の自由度が高まり、サイクロトロンのコンパクト化やビーム強度増強に必要とされる空間電荷効果への対策が容易になるなどの利点が生まれる。

これらの特徴を活かしたスケルトン・サイクロトロンの応用の一つとして、PET 用サイクロトロンと同様に病院内で核医学診断用 RI の製造が可能な小型軽量のサイクロトロン⁸⁾が提案されているが、我々は、汎用性の高いスケルトン・サイクロトロンの強みを最大限発揮させるべく、高エネルギー化とコンパクト化を両立させる革新的な次世代サイクロトロンの開発を目指している。

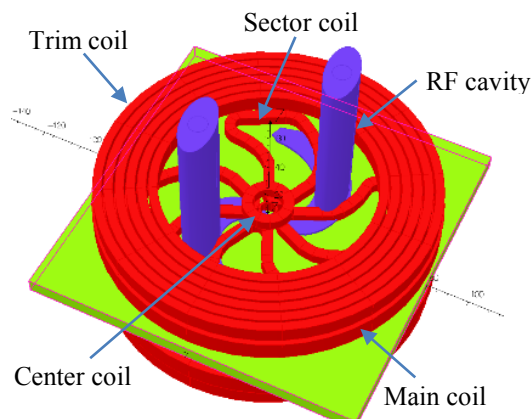


Figure 1: Schematic view of the skeleton cyclotron.

2. スケルトン・サイクロトロンの諸元

PET 用サイクロトロンに代表されるように、核医学診断用 RI を病院内で生成するためには、小型で高強度の軽イオンビームが得られる加速器が必要とされる。近年、10 MeV 以下の α 線を放出する核種で標識・合成した物質を患者に投与し、腫瘍患部へデリバリーしてがん細胞のみを α 線でピンポイント治療を行う α 線内用療法の基礎研究が進んでいる。これは BNCT と同様に周辺臓器への侵襲を避けられるこ

とから、初診時に進行している難治性のがん（特に多発転移がんや浸潤がんなど）に適応可能な治療法として大きな期待が寄せられている。Table 1 に代表的な α 線放出核種を示す。中でも At-211 は、飛程が短く、細胞内に大きな LET を付与する α 線を放出するだけでなく、半減期が 7.2 時間と比較的長く、病院内利用は元より広範な地域へのデリバリーも可能である。しかも、その同位体である At-210 は崩壊に伴う α 線の放出量が少なく、主に γ 線を放出することから SPECT 診断により At の患部集中度が事前にリアルタイムで確認できるという利点もある。しかしながら、まだ実用に至っていない大きな要因として、治療に必要な量の At-211 を生成できる数百 μ A 以上の高強度 α ビームが得られていないことが挙げられる。At-211 及び At-210 は、 $^{209}\text{Bi}(\alpha, 2n)^{211}\text{At}$ 及び $^{209}\text{Bi}(\alpha, 3n)^{210}\text{At}$ で生成され、生成断面積は α 粒子のエネルギーがそれぞれ 30 MeV 前後及び 40 MeV 前後で最大になる。At-211 と At-210 の混在量をお互いにできるだけ小さく抑えるためには、At-211 の生成の際には 30 MeV 以下、At-210 の場合には 40 MeV 以上にする必要がある。但し、SPECT 診断用の At-210 の生成量は少なく構わない。従って、スケルトン・サイクロトロンに要求される性能は、 α 粒子の最大加速エネルギーが 50 MeV、最大ビーム強度は 28 MeV 前後で数百 μ A 以上である。

α 線内用療法以外にも、従来と同様の PET 用核種の生成を行うために 18 MeV 水素イオンの加速、全量、輸入に頼っている ^{99}Mo - $^{99\text{m}}\text{Tc}$ の加速器による国内生産、さらに BNCT 用熱外中性子照射場開発なども視野に入れている。現在、設計を進めているスケルトン・サイクロトロンのパラメータを Table 2 に示す。従来の小型サイクロトロンと同等以下のサイズに抑え、高強度の α 粒子源が期待できる $^4\text{He}^+$ イオンを最大平均磁場 3 T 程度で 28 MeV まで加速できる条件を考慮し、ビーム引出半径は 50 cm に設定した。

Table 1: α Emitter Radioisotopes

RI	Half life	α particle energy (MeV)
Tb-149	4.2 hours	4.0
Bi-212	61 minutes	8.8
At-211	7.2 hours	6.8
Ra-224	3.7 days	5.8
Ac-225	10 days	5.9

Table 2: Design Parameters of the Skeleton Cyclotron

Parameters	Values
Extraction radius	50 cm
Maximum averaged field	3.2 T
K-number	120 MeV
Acceleration harmonics	2, 4
Acceleration frequency	30 to 60 MHz

高温超伝導線材の場合、200 A 以上の臨界電流値を確保するためには、線材の最小曲率半径が数 cm 程度に制限されることから、セクターコイルの巻数に比例したコイル幅も考慮すると、サイクロトロンを中心軸付近までセクターコイルを近づけることはできない。従って、複数のセクターコイルのリターン磁束が集中する中心軸付近ではメインコイル磁場が局所的に凹んだ形になり、半径 20 cm 以下の領域の磁場分布を補正するためのセンターコイルが必要となる。このセンターコイルによる磁場調整により、スパイラル・インフレクターを利用した従来の垂直入射方式も可能になり、中心領域での磁場が 2~3 T の時には、外部イオン源の加速電圧を 80 kV まで上げることで、インフレクター電極を通過するスパイラル状のビーム軌道の電場半径は 8 cm、磁場半径は 5~6 cm である。

3.3 合成磁場分布

28 MeV $^4\text{He}^+$ イオンの加速を想定したメインコイル、トリムコイル、セクターコイルの合成磁場分布を Figure 5 に示す。このときのメインコイルの電流密度は 1,000 A/cm²、6 個のトリムコイルの電流密度は、内側から 4,000、5,000、5,500、6,500、7,500、10,000 A/cm²、セクターコイルの電流密度は 10,000 A/cm² である。これにより得られるフラッター F^2 は 0.14 程度であり、セクター磁場のスパイラル角も考慮すると、鉛直方向の集束力は十分である。

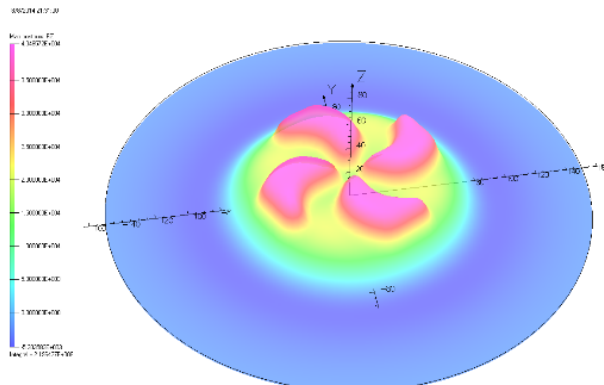


Figure 5: Two dimensional magnetic field distribution generated by simultaneous excitation of the main, six trim and four sector coils for 28 MeV $^4\text{He}^+$ acceleration.

参考文献

- [1] S. Okumura, K. Arakawa, M. Fukuda, et. al., “Magnetic field stabilization by temperature control of an azimuthally varying field cyclotron magnet”, Rev. Sci. Instrum., vol.76, 033301(2005).
- [2] S. Okumura, N. Miyawaki, T. Yuyama, et. al., “Correction system of the cyclotron magnetic field for quick change of acceleration beam”, Proceedings of the 8th Annual Meeting of Particle Accelerator Society of Japan, Tsukuba, Japan, Aug. 1-3, 2011, pp. 374-376.
- [3] M. Fukuda, S. Okumura, N. Miyawaki, et. al., “Excitation of the cyclotron magnet and transient variation of the magnetic field for a fast beam change”, Proceedings of the 9th Annual Meeting of Particle Accelerator Society of Japan, Toyonaka, Osaka, Japan, Aug. 8-11, 2012, pp. 534-537.
- [4] 石山敦士、植田浩史、野口聡、他 3 名、「磁場形成装置及びこれを用いた粒子加速器」、特願 2009-55556
- [5] 石山敦士、植田浩史、福田光宏、他 3 名、「空芯型サイクロトロン」、特願 2010-132256、特願 2010-252226
- [6] H. Ueda, M. Fukuda, K. Hatanaka, et. al., “Conceptual design of next generation HTS cyclotron”, IEEE Trans. Appl. Supercond., vol. 23, No. 3, 4100205(2013).
- [7] H. Ueda, M. Fukuda, K. Hatanaka, et. al., “Measurement and simulation of magnetic field generated by screening currents in HTS coil”, IEEE Trans. Appl. Supercond., vol. 24, No. 3, 4701505(2014).
- [8] M.K. Dey, A.D. Gupta, A. Chakrabarti, “Novel compact superconducting cyclotron for medical applications”, Phys. Rev. ST Accel. Beams, vol. 16, 040101(2013).