

自己遮蔽型高温超伝導スケルトンサイクロトロン の概念設計

CONCEPTUAL DESIGN OF THE HIGH TEMPERATURE SUPERCONDUCTING SELF-SHIELDING TYPE SKELETON CYCLOTRON

松井昇大朗^{#, A)}, 福田光宏^{A)}, 依田哲彦^{A)}, 神田浩樹^{A)}, 畑中吉治^{A)}, 齋藤高嶺^{A)}, 田村仁志^{A)}, 安田裕介^{A)},
長屋重夫^{A)}, 森田泰之^{A)}, 武田佳次朗^{A)}, 原隆文^{A)}, 荘浚謙^{A)}, ZHAO HANG^{A)}, 橘高正樹^{A)}, 石山敦士^{B)},
野口聡^{C)}, 植田浩史^{D)}, 福井聡^{E)}, 松原雄二^{F)}, 三上行雄^{F)}, 吉田潤^{F)}, 平山貴士^{F)}, 渡部智則^{G)}

Shotaro Matsui^{#, A)}, Mitsuhiro Fukuda^{A)}, Tetsuhiko Yorita^{A)}, Hiroki Kanda^{A)}, Kichiji Hatanaka^{A)}, Takane Saito^{A)},
Hitoshi Tamura^{A)}, Yusuke Yasuda^{A)}, Shigeo Nagaya^{A)}, Yasuyuki Morita^{A)}, Keijiro Takeda^{A)}, Takafumi Hara^{A)},
Tsun Him Chong^{A)}, Hang Zhao^{A)}, Masaki Kittaka^{A)}, Atsushi Ishiyama^{B)}, So Noguchi^{C)}, Hiroshi Ueda^{D)},
Satoshi Fukui^{E)}, Yuji Matsuibara^{F)}, Yukio Mikami^{F)}, Jun Yoshida^{F)}, Takshi Hirayama^{F)}, Tomonori Watanabe^{G)}

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

^{B)} Waseda University

^{C)} Hokkaido University

^{D)} Okayama University

^{E)} Niigata University

^{F)} Sumitomo Heavy Industries, Ltd

^{G)} Chubu Electric Power Co., Inc

Abstract

In recent years, there has been a growing demand for energy-efficient, high-intensity compact accelerators using superconducting magnet acceleration technology. In particular a self-shielded compact accelerator that can be installed in a hospital is desirable for the mass production of short-lived RIs such as ^{211}At required for targeted alpha-ray therapy and ^{18}F for Positron Emission Tomography (PET) scan, and for accelerator-based neutron sources for BNCT. Therefore, we have started to design a self-shielded skeleton cyclotron using high-temperature superconducting coils (HTS-SC), which is characterized by air-core magnet configuration for the main and sector coils to reduce weight and to form high-precision, highly stable, and highly stable magnetic fields with good reproducibility in a short period of time. The maximum acceleration energy is 80 MeV for $^4\text{He}^{2+}$, 40 MeV for deuteron and 70 MeV for proton, aiming at a high intensity beam of several hundred μA or more with a 50 cm extraction radius. Conceptual design of a new skeleton cyclotron with a return yoke for radiation shielding and magnetic shielding has been carried out for medical and industrial use. The design of the cyclotron was started from the outside to determine the thickness of an iron return yoke since the existence of the return yoke strongly affects the magnetic field distribution in the acceleration and extraction region, since the HTS coils do not use an iron core and the magnetic hysteresis due to the return yoke is considered to affect the acceleration field. It was found that the thickness of the magnetic shield that satisfies both radiation and magnetic shielding was found to be 50 cm.

1. はじめに

現在、国内には200台を超えるRI製造用サイクロトロンがあり、世界的に見てもアメリカ合衆国に次いで2番目の保有台数となっている。そこで我々は、 α 線核医学治療に必要な α 線放射核種である ^{211}At の生成を始め、ホウ素中性子捕捉療法(BNCT)やPET、SPECT検査など、様々な放射線診断、治療を、1台でまかなえる高強度多機能型加速器の実現し、これらの加速器の置き換えを目指している。医療用加速器として運用するためには、病院内に設置可能な自己遮蔽型小型加速器が望ましい。そこで本研究では、高温超伝導コイルを用いた自己遮蔽型のスケルトンサイクロトロン の設計に着手した。本発表では、設計開発の初期段階として自己遮蔽型スケルトンサイクロトロン の放射線と磁気遮蔽に関しての検討状況の報告を行う。

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

2. 自己遮蔽型スケルトンサイクロトロン

スケルトンサイクロトロン(HTS-SC)の最大の特徴は、従来型のサイクロトロンでは常識になっている鉄心を使用せずに、複数の高温超伝導空芯コイルのみで高精度で安定に等時性磁場を形成することができる。このコイルにより、小型で高強度かつ省電力で、鉄心の磁気ヒステリシスの影響を受けることなく、磁場を変更することができるため、Table 1 に示されるような様々な核種の大強度ビームを、可変エネルギーで加速することができる[1]。

Table 1: HTS-SC's Parameter and Application

| Nuclide | Energy[MeV] | Application |
|--------------------|-------------|------------------------------|
| $^4\text{He}^{2+}$ | 28 | ^{211}At production |
| $^4\text{He}^{2+}$ | 80 | K-Number |
| H^+ | 18 | PET |
| H^+ | 30 | BNCT(p,n) |
| D | 40 | BNCT(d,n) |

自己遮蔽型スケルトンサイクロトロンは HTS-SC に磁気遮蔽と放射線遮蔽を兼ねたリターンヨークを備えた加速器である(Fig. 1)。空芯型 HTS-SC はアクティブコイルを用いて、サイクロトロン中心から 10 m の位置での漏洩磁束密度を 10 Gauss 程度まで抑制することができる[2]が、放射線に対しては何も遮蔽されておらず、別途遮蔽物、壁などで放射線を遮蔽する必要がある。

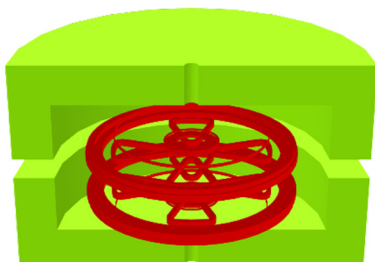


Figure 1: Self-Shielding type Skeleton Cyclotron.

3. 遮蔽設計の目標

HTS-SC に磁気シールドを覆うことで放射線遮蔽と漏洩磁場の計算を行った。鉄の厚さを一定とし、側面には円筒状、上下には円盤状の遮蔽体を配置する。院内設備としての重量を 100 トン以内という条件を付けた場合、最も厚い鉄の厚さは 50 cm で、この時の鉄の重量は 86 トンである。

3.1 放射線遮蔽の設計

自己遮蔽型スケルトンサイクロトロンを病院内に設置するためには、管理区域内での法令による線量限度 (Table 2) に従う必要がある。本研究での放射線遮蔽目標値では、放射線診療従事者が放射線発生装置設置室での被ばくの線量限度 1 mSv/週を、24 時間換算した 5.9 μSv/h とした。

Table 2: Legal Dose Limit

| Measurement Location | Dose limit |
|-----------------------|----------------|
| Radiology Room | 1 mSv/week |
| Boundary of Radiology | 1.3 mSv/3month |
| Boundary of Hospital | 250 μSv/3month |
| General Public | 1 mSv/1year |

放射線漏洩計算は PHITS コード[3]を用いて行った。本研究での計算モデルの概念図を Fig. 2 に示す。ビームロスとしてセプタム電極(銅)に 40 MeV の重陽子 0.1 mA が衝突したと仮定し漏洩放射線の計算を行った。また、放射線遮蔽では、さらにコンクリートや鉛など追加の遮蔽材を置いて中性子とγ線遮蔽の計算を行った。実効線量率は PHITS コードによって計算した中性子およびγ線のフラックスをエネルギー分布に対し、エネルギー依存性を持つ換算係数を乗じて導出した。使用した換算係数は、中性子に対しては ICRP60、γ線に対しては ICRP103 とした。これは、中性子の場合 ICRP60 の方

が ICRP103 よりも高い加重計数となっていることから、安全性を確保するためのものである。

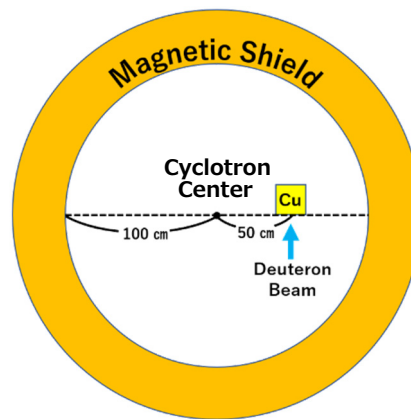


Figure 2: Schematic geometries of a deuteron beam, a deflector, and a magnetic shield.

3.2 磁気遮蔽の設計

磁気遮蔽の目標値は、病院内にいる人が装着しているペースメーカーが誤動作をしない最大磁束密度をもとに設定した。国際規格 ISO 14708 - 1&2 をもとに、日本では厚生労働省がペースメーカーの承認基準として 1 mT の磁束密度を設定[4]していることから、今回の設計においては漏洩磁場が 0.5 mT を下回るよう設計した。

漏洩磁場計算は有限要素解析ソフトウェアの OPERA-3D(TOSCA)を用いて行った。磁気シールドは完全にサイクロトロンを完全に覆わず Dee 電極の挿入口やビーム取り出し口のための開口が必要であるため、加速平面部の磁気シールドをどの程度確保できるか、磁気シールドの厚さとともに開口の広さも変えつつ計算を行った。

4. 結果

4.1 放射線遮蔽

実効線量率の評価は Fig. 3 に示すように、サイクロトロンを中心から半径方向 500cm の円筒部と鉛直方向 500cm の位置を基準位置として計算を行った。

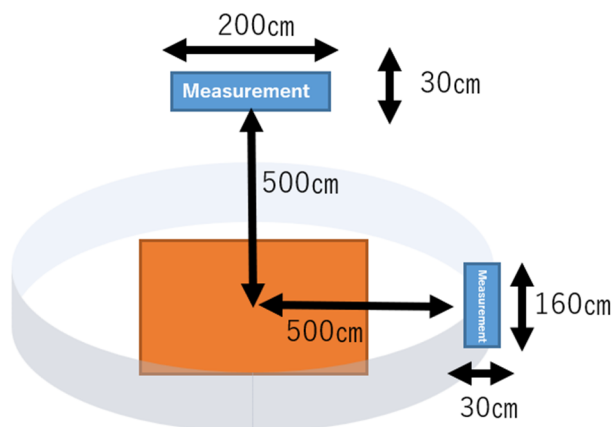


Figure 3: Radiation shielding measurement location.

磁気シールド以外に外部遮蔽材としてコンクリートを 70 cm から 100 cm、鉛 10 cm と設定した。また、病院の部屋のコンクリートの厚さを 50 cm とし、直径 7 m、高さ 7 m の円柱モデルとして Fig. 4 のように簡易化した。

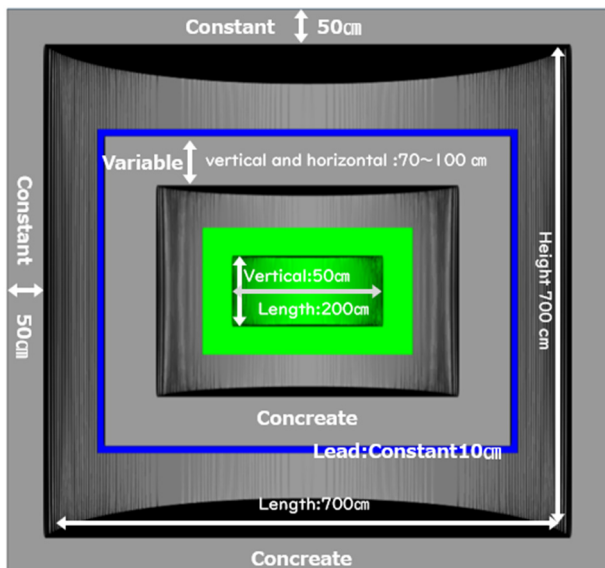


Figure 4: Radiation shielding model by PHITS.

このモデルで得られた結果をコンクリートの厚さを横軸、中性子と γ 線の実効線量率の和を縦軸として磁気シールドの厚さ毎に(a)が半径方向、(b)が鉛直方向で Fig. 5 に示した。また、破線は法令による放射線従事者の線量限度を表しており、実線は放射線遮蔽目標として定めた 24 時間換算による放射線従事者の線量限度である。

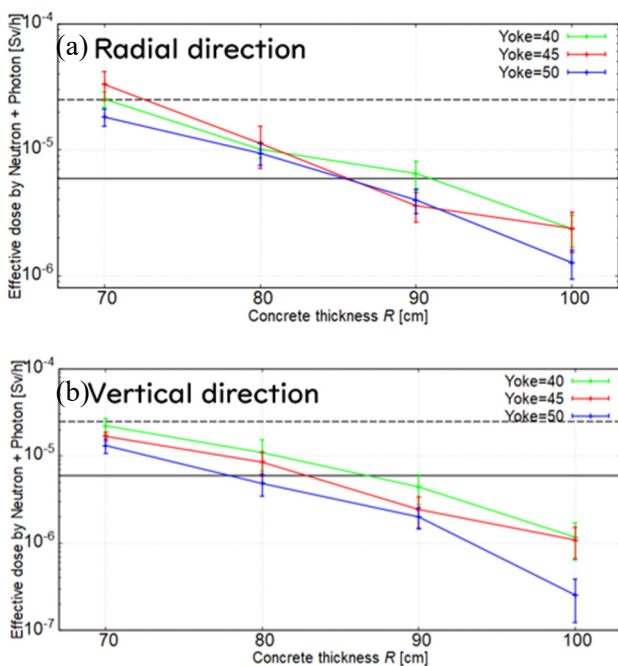


Figure 5: Effective dose rate as a function of the concrete shield at a radial position (a) and a vertical position (b).

Figure 5 の半径方向 500 cm で測定された円筒計測部の実効線量率は平均された値である。実効線量率の誤差は標準誤差として誤差棒に示した。Figure 5 によると、半径、鉛直方向において、誤差棒を含んで遮蔽目標に到達する最もバルクが少ない構成は、磁気シールド 45 cm、コンクリート 90 cm、鉛 10 cm である。この値は全円周に沿って平均した値であるので、角度分布については無視している。例として磁気シールド 45 cm、コンクリート 90 cm、鉛 10 cm の場合に、重陽子ビームの進行方向から時計回りとした実効線量率の角度分布を Fig. 6 に示す。

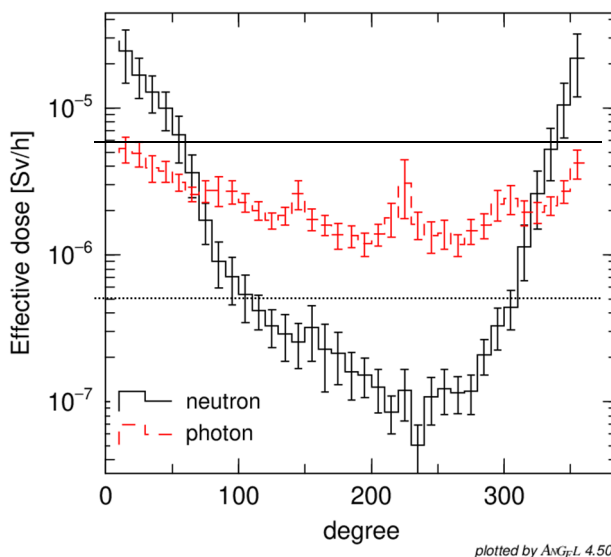


Figure 6: Angular distribution of the effective dose rates for neutron (black markers) and photon (red markers).

Figure 6 によれば中性子による実効線量率の角度分布がビーム進行方向に強く表れた。ガンマ線による実効線量率は中性子に比べ角度依存性が小さい。また、実効線量率 $0.5 \mu\text{Sv/h}$ の黒い点線は、病院/診療所に居住する放射線従事者ではない人が被ばくする線量限度である。これらから、ビーム進行方向に局部的にコンクリートなど追加の遮蔽材を置き、ビームの反対方向には γ 線を吸収する鉛板を設置することで、サイクロトロンを設置方向次第で、放射線従事者と、患者が同じフロアに居住することが可能である。

この遮蔽モデルの重量は磁気シールド 45 cm、コンクリート 90 cm、鉛 10 cm の場合、Table 3 の内訳となる。

Table 3: Weight Content by Material

| material | Iron | Concrete | Lead | Sum |
|------------|------|----------|------|-----|
| weight [t] | 73 | 204 | 165 | 442 |

磁気シールドを含め、全遮蔽物の重量の合計は 400 トンを超えた。特に鉛の厚さは 10 cm ほどだが、全体の重量の 37 % を占める。また、簡易モデルによる全体を取り巻いた全遮蔽物の重量を示したが、局部的に遮蔽物を置くとする、少しでも遮蔽の最適化を行いたい。そこで、新たな遮蔽物として、中性子のエネルギーを下げることを目的としたポリエチレンテレフタレート(PET)やポリエチレン(PE)などを用いて、鉛の位置を内側に移動させた二

つ目の PHITS のモデルを Fig. 7 に示す。

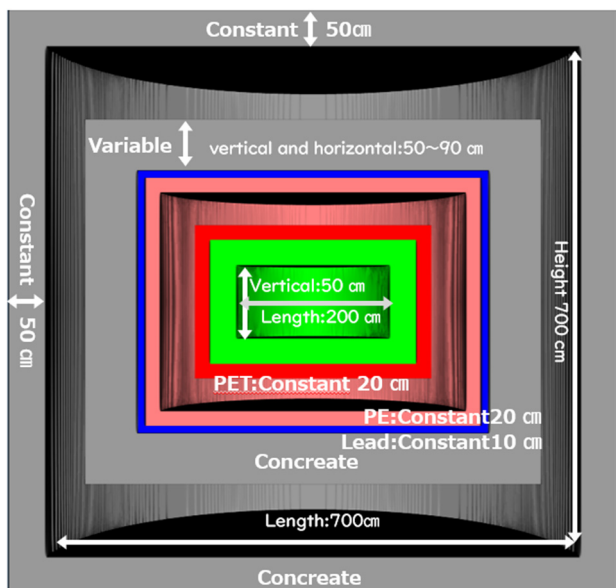


Figure. 7: Radiation shielding 2nd model by PHITS.

遮蔽物として、磁気シールドの次に PET、そして、PE、鉛、コンクリートとした。この時、PET、PE、鉛の厚さはそれぞれ 20 cm、20 cm、10 cm と固定し、磁気シールドとコンクリートの厚さを変え遮蔽計算をおこなった。PET と PE は中性子のエネルギーの減衰と、熱中性子の吸収のために採用した。同様に、半径、鉛直方向の基準位置での実効線量率(a),(b)と磁気シールド 40 cm、PET 20 cm、PE 20 cm、鉛 10 cm、コンクリート 60 cm での角度分布(c)を Fig. 8 に示した。また、各遮蔽物の重量の内訳を Table 4 に示す。

PET と PE を用いた遮蔽では、26 %軽量化し、角度分布による実効線量率を前モデルと比較するとより遮蔽できていることが確認できた。

Table 4: Weight Content by Material for New Model

| Material | Iron | PET | PE | Lead | Concrete | Sum |
|------------|------|-----|----|------|----------|-----|
| weight [t] | 62 | 9.1 | 13 | 92 | 154 | 330 |

4.2 磁気遮蔽

漏洩磁場計算においては x, y, z 軸上の中心からの距離 500 cm の位置における磁束密度を目標値と比較する基準とした。磁気シールドは半径、 z 軸方向ともに厚さを 35 cm、50 cm と変更し、側面は y 軸方向で 30° 、 90° と Fig. 9 に示すように角度毎に塞いだ。

コイルに発生させる磁場は重陽子 40 MeV の単粒子が半径 50 cm 程度で平衡軌道を持つときの電流値での磁場を採用した。各軸上での磁束密度の大きさとその距離を Fig. 10 に示した。

Figure 10 の(a),(b)によると、 x, y 軸上の磁束密度では、側面の塞ぎによる磁束密度で大きな差は見られなかった。また、側面を塞ぐことで漏洩磁場の抑制効果が高いことが分かった。漏洩磁場は磁気シールド 50 cm かつ側面を 90° 程度塞ぐことにより基準位置 500 cm で遮蔽目標値 0.5 mT を下回ることがわかった。

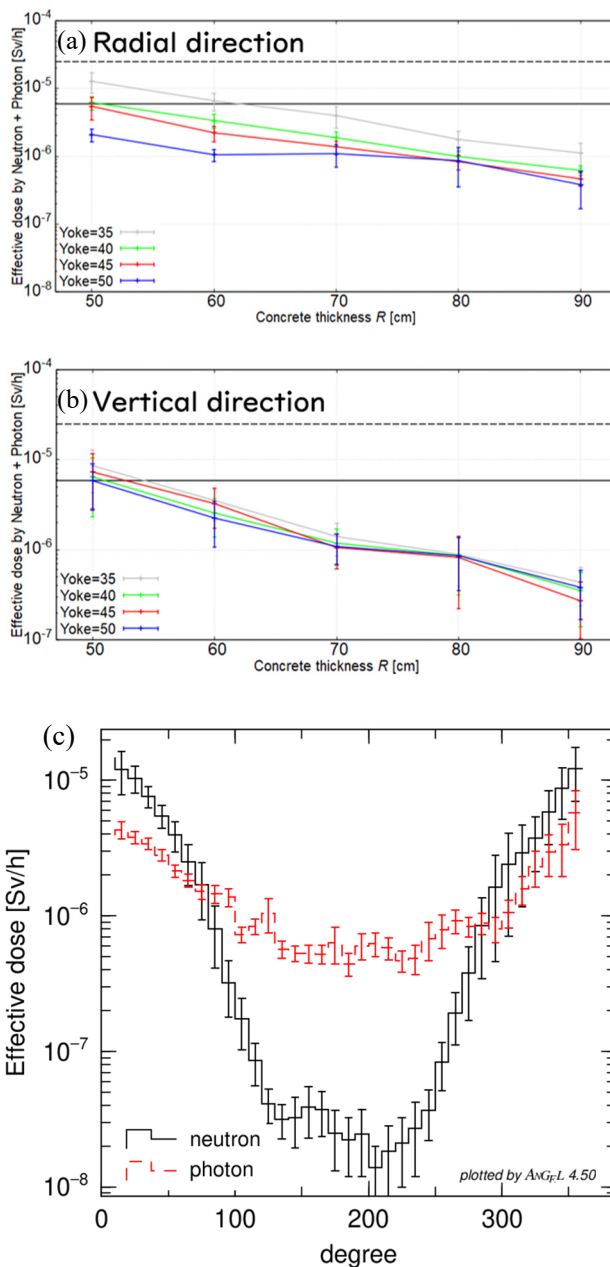


Figure 8: Effective dose rate as a function of the thickness of the concrete shield at a radial position (a) and a vertical position (b), (c) is angular distribution of the effective dose rates for neutron (black markers) and photon (red markers).

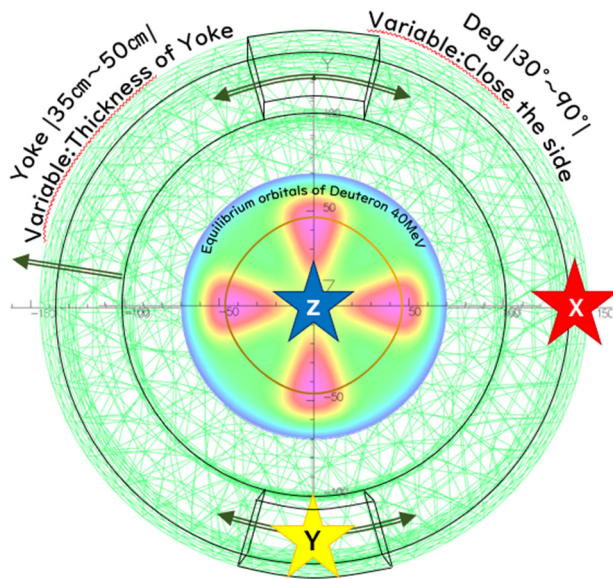


Figure 9: Conceptual diagram of magnetic shielding.

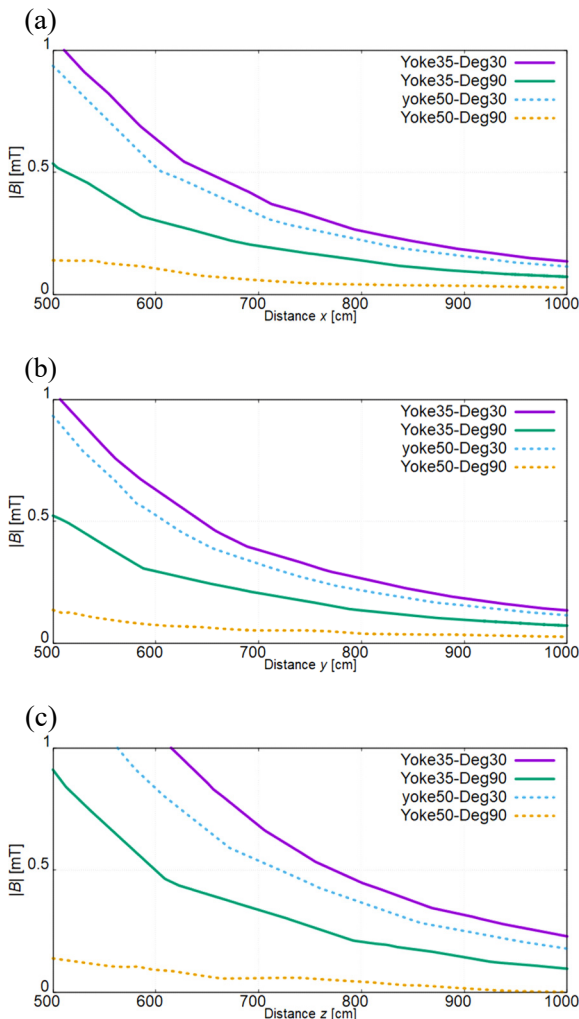


Figure 10: The magnetic flux density on the x-axis is (a), on the y-axis is (b), and on the z-axis is (c).

5. まとめ

自己遮蔽型スケルトンサイクロトロンを開発を目指し、磁気シールドの厚さを放射線遮蔽と磁気遮蔽計算の結果から検討した。磁気シールドの重量を最大 100 トンと制限し、40 MeV 重陽子を加速中の 500 cm 離れた隣室における実効線量率 (Dose < 5.9 μ Sv/h) および磁束密度 ($B < 0.5$ mT) を満たす放射線遮蔽と磁気遮蔽の実現を試みた。これより、放射線と磁気遮蔽計算から、基準位置 500 cm で各遮蔽目標に到達する磁気シールドの厚さは 50 cm 必要であることがわかった。

参考文献

- [1] 福田光宏、植田浩史、畑中吉治、依田哲彦、島田健司、安田裕介、石山敦士、野口聡、長屋重夫、渡辺智則、三上行雄、吉田潤、横田渉、倉島俊、宮脇信正、吉田健一、柏木啓次、「高温超伝導コイルを用いた高強度小型サイクロトロン概念設計」PASJ2015
- [2] H.W. Koay, M. Fukuda, H. Kanda, T. Yorita. (2021), Beam dynamics and characterization of a new high-intensity compact air-core high temperature superconducting skeleton cyclotron (HTS-SC). Results in Physics 33(2022)105090
- [3] T. Sato, Y. Iwamoto, S. Hashimoto, T. Ogawa, T. Furuta, S. Abe, T. Kai, P.-E. Tsai, N. Matsuda, H. Iwase, H. Shigyo, L. Sihver, and K. Niita, Features of Particle and Heavy Ion Transport code System (PHITS) version3.02, J. Nucl. Sci. Technol. 55, 684-690 (2018).
- [4] 厚生労働省-植え込み型心臓ペースメーカー承認基準に関する備考 27 項;
https://www.mhlw.go.jp/web/t_doc?datald=00tb3294&dataType=1&pageNo=4