

STUDY OF SUPER-CONDUCTING MEDICAL FFAG ACCELERATOR

T. Misu, Y. Iwata, N. Miyahara, S. Hojo, A. Sugiura, M. Kanazawa, T. Murakami, S. Yamada

National Institute of Radiological Sciences
4-9-1 Anagawa, Inage, Chiba 263-8555

Abstract

Our conceptual design of a medical FFAG accelerator based on normal conducting magnets lead to a triple-cascade acceleration scheme with a ring circumference of about 70m. To carry out further compact-design studies with a smaller number of cascades, super-conducting magnets have been considered as an alternative to the normal conducting magnets. Assuming the maximum magnetic field of 6T, our lattice calculation results in compact double-cascade rings with a ring circumference of about 30m. However, such tight lattice configuration with a strong magnetic field has made some of the magnetic elements, such as RF cores, susceptible to the fringing field.

FFAG加速器の超伝導化による問題点

1. はじめに

(独)放射線医学総合研究所では、炭素線がん治療の普及に向けてFFAG(Fixed-Field Alternating-Gradient)原理を用いた治療装置の小型化研究を行っている。

FFAG加速器はサイクロトロンのような等時性の制約がないことから、主電磁石を含む各機器の小型化が見込まれている。又、固定磁場型加速器であることから、シンクロトロンのような磁場変化に伴うフィードバックが不要であり、高磁場を作り出すことで加速器全体の小型化が可能であると考えられる。常伝導マグネットだけでなく超伝導化により更なる小型化も期待される。

本研究では医療用FFAG加速器のビーム基本仕様を固定磁場型加速器の特徴を生かし、ラピッド・シンクロトロンよりも一桁程度繰り返しを高く設定することにした(表1参照)。

加速粒子	$C^{4+} \rightarrow C^{6+}$
水中飛程	25cm以上
入射エネルギー	40keV/u (Br=0.086 Tm)
出射エネルギー	400MeV/u (Br=6.34 Tm)
加速粒子数	$\sim 2 \times 10^9$ pps
繰り返し	200Hz以上

表1: FFAGの主なパラメータ

表1のパラメータを前提に常伝導を仮定したラジアル・セクター型FFAGの検討を行った結果、周長70m弱の三段カスケード構成となることをすでに示した[1]。本報告では周長を更に短くしカスケード段数を二段に縮小する目的で主電磁石の超伝導化の可能性と問題点について検討を行った。

2. 超伝導FFAGラティス

2.1 カスケード構成

超伝導FFAGを使った二段カスケード構成では、前段のブースター・リングを常伝導、後段のメイン・リングを超伝導として、以下の条件下でラティス検索を行っている。

- 機器の小型化と製作性を考慮して、各カスケードにおける軌道の変位幅を1m以下とする。
- RF空胴や入出射機器の配置、超伝導コイルの冷却構造などを考慮して、1セルあたりのドリフト空間を1m以上とする。

2.2 光学計算[2]

図1は最大磁場6Tを仮定した場合のF-Dダブルレットラジアル・セクター型FFAGにおける安定領域をリング半径-field index k平面で示す。この時、軌道変位幅が1m以上となる領域が斜線で示されており、軌道変位幅が1m以下となるパラメータが存在することがわかる。

最大磁場が6T以下では安定領域全体がリング半径の増加する方向にシフトする為、軌道変位幅が1m以下となる解が限られてくる。

図1bでは、図1aにおいて軌道変位幅が1m以下となるパラメータについてのみ1セルあたりのドリフト空間長をプロットした。この図から、1セルあたりのドリフト空間長を1m以上確保する為には、最低12セル以上のラティスが必要であることがわかる。

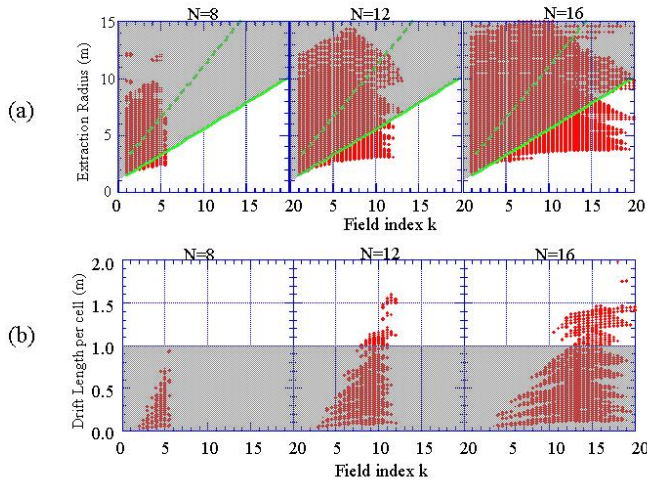


図1：ラジアル・セクター型FFAG（F-Dダブルレット）安定領域（最大磁場6 T）
(a)リング半径とセル数の関係。実線及び点線は軌道変位幅が1 m及び2 mを示す。
(b)軌道変位幅1 m以下のラティスにおける1セルあたりのドリフト長。

2. 3 超伝導FFAGパラメータ

一般にセル数の増加とともにリング半径が大きくなる傾向があることから、ここでは周長が短いセル数12を仮定して超伝導ラティスのパラメータを表2のように決定した。

セル数	12
Field index k	10
ラティス	ダブルレット
F磁石見込み角	10°
○短直線部見込み角	2.6°
D磁石見込み角	3.7°
○長直線部見込み角	13.7°
F磁極偏向角	46.3°
D磁極偏向角	16.3°
チューン（水平/垂直）	4.87/1.80
最大磁場 F/D	6T/5.94T
エネルギー範囲	6MeV/u-400MeV/u

表2：ラティスの光学パラメータ

入射・取り出し機器の配置も考え、RF空胴は最大6台を長直線部に配置する。この場合、RF電力は185 kW程度と見積もることが出来、RF空胴1台につき4枚（厚さ25 mm）のファインメットコアを装荷する事にした。

3. 超伝導マグネット

ここではコイル製作の容易さ、プレストレスの容易さ、ならびにコイル跳ね上げ部での磁場の乱れの問題等を考慮して、コイル配置が磁場分布の傾きとともにコイル断面積の増加する図2に示す形式を考

えた。

最大磁場6 T及びfield index $k = 10$ の磁場分布を形成するように収束（F）及び発散（D）極のコイル電流値を調整し必要磁場を生成することが出来た。しかし、図3に示すようにF極のコイルは約10 T、D極のコイルは18 T程度の高磁場に曝されている事がわかる。このようなマグネット構成では、F極に関してはNb3Snで解決できる可能性もあるが、D極に関してはNbTiSn等の高磁場対応の超伝導線材が必要となる。

現状唯一実用超伝導線材と呼ぶことのできるNbTiで所期のBL積を実現するならば、最大磁場を低減し周長を2倍程度に広げなければならない。周長が60m程度となると常伝導のFFAGと殆ど同程度となる為、超伝導化のメリットは無いと考えられる。

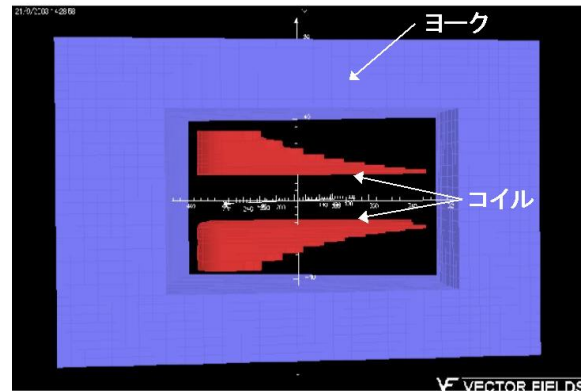


図2：最大磁場6 T及び $k = 10$ の磁場分布形成の為の coils 配置。

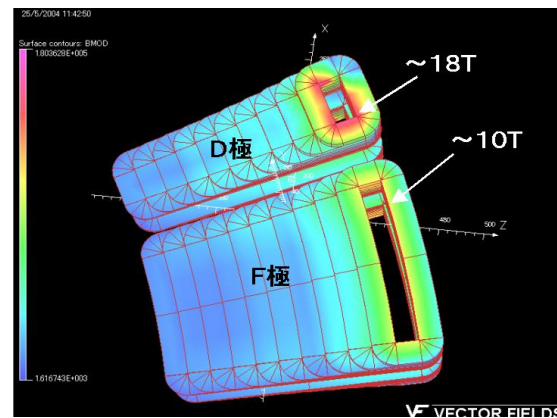


図3：コイルにおける磁場分布

上下のコイルはそれぞれ発散及び収束極に対応。

4. 超伝導化の検討結果

図2のような超伝導電磁石ではD磁極において高磁場対応の超伝導線材が必要となる。このような新たな線材開発を前提として更に検討を行った結果、各要素間の磁気的な干渉によるRF空胴のシャント抵抗の低下など超伝導化による小型化の問題点が明らかとなった。

まず、前述した超伝導電磁石モデルを2台用意し、主電磁石間にRF空胴用のファインメットコア（厚さ

25mm) を4枚配置した場合のTOSCAによる磁場計算を行った。図4に示すように、ほぼ全てのコアで飽和磁束密度(1.2T程度)に達してしまう為、RF用のコアとしては使用できないことがわかった。この時主電磁石端部と隣接するコアとの距離は約20cmであり、主電磁石とコア間にシールド材を配置した場合でも磁場飽和を解消する事ができない。

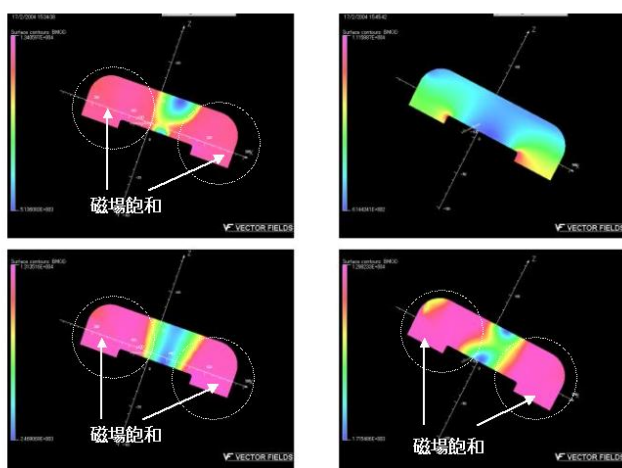


図4：主電磁石間に配置されたコア4枚の磁場分布。左2枚がF磁極、右2枚がD磁極に近接したコア。矢印で示された部分は飽和状態を示す。

次に、主電磁石の漏洩磁場の影響を軽減する為に必要なドリフト長を見積もった。主電磁石に最も近接したコア1枚と主電磁石1台の配置距離の違いによる漏洩磁場の影響をTOSCA磁場計算を使って解析した結果(図5参照)、コアが主電磁石端部から80cm程度の範囲ではコア内部の磁束密度は飽和し、それ以上では距離に反比例する形で磁束密度が減少することがわかった。コアの位置が主電磁石端部から140cm程度離れる場合に飽和磁束密度の半分程度(6000 Gauss)、更に200cmで約1/4(3000 Gauss)に減少する。仮にコア全面においてコア中磁場が6000 Gaussであるとすると、ファインメットのB-Hカーブ及びコアの静磁場特性の測定結果から約20%程度のシャント抵抗の低下に繋がると予想される。この程度のシャント抵抗の低下を抑える為には少なくともドリフト空間を300cm以上確保する必要があるが、図1bから軌道安定性を満足し1.5m以上のドリフト空間を有するパラメータは存在しない事がわかっている。コアへの漏洩磁場の影響を軽減する為には周長を2倍程度長くしカスケード段数を増やす事によりドリフト空間を拡張する必要があると考えられる。

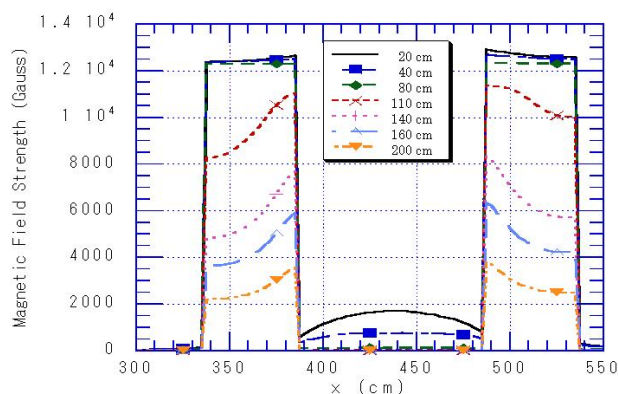


図5：メディアン上のコア中磁場分布。主電磁石とコアの配置距離が20cmから200cmと変化するに従い磁束密度が低下することがわかる。

5. まとめ

常伝導FFAGの検討結果を踏まえ、周長を更に短くしカスケード段数を二段に縮小する為に主電磁石の超伝導化による検討を行った。超伝導マグネットに関してはサイズの違うトロイダルコイルを動径方向に段々状に配置することで必要磁場分布を形成することにした。しかし、D磁極のコイルにおいて磁場が最大で1.8T程度となる事から実用超伝導線材NbTiでは実現不可能であり、高磁場対応の超伝導線材の開発が必要となることがわかった。

次に、主電磁石とRF空洞の磁気的な干渉に関してTOSCAを使って解析した結果、表2のラティスではドリフト空間内に配置したファインメットコア4枚の全てで飽和磁束密度に達してしまい使用できなくなることがわかった。更に、コア内での磁場飽和を軽減する為にはドリフト空間を3m程度以上確保する必要がある、軌道安定性の観点からも困難である。

医療用の超伝導FFAG加速器に関しては高磁場対応の新たな超伝導線材の開発が必要となるだけでなく、要素間(主電磁石とRF空洞など)の磁気干渉による影響も大きいなど、現状では実現性が低いと考えられる。

参考文献

- [1] 三須敏幸、岩田佳之、北條悟、杉浦彰則、金澤光隆、宮原信幸、村上健、山田聰、「がん治療用小型FFAG加速器の開発研究I」、第28回リニアック技術研究会(2003)
- [2] T. Misu, et. al., "Development of Compact FFAG Accelerator for Heavy Ion Radiotherapy", Proc. EPAC2002, Paris, France, p.599 (2002)