

T.C.
YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME SİSTEMLERİ
İÇİN ULTRA KISA MAGNET TASARIMI

Ayşe AKKAYA

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Fizik Anabilim Dalı

Fizik Programı

Danışman

Prof. Dr. Fedai İNANIR

Eş Danışman

Dr. Hüsnü KARA

Mart, 2024

T.C.
YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME SİSTEMLERİ
İÇİN ULTRA KISA MAGNET TASARIMI**

Ayşe AKKAYA tarafından hazırlanan tez çalışması 18.03.2024 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Anabilim Dalı, Fizik Programı **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Fedai İNANIR
Yıldız Teknik Üniversitesi
Danışman

Dr. Hüsnü KARA
Necmettin Erbakan Üniversitesi
Eş-Danışman

Jüri Üyeleri

Prof. Dr. Fedai İNANIR, Danışman
Yıldız Teknik Üniversitesi

Doç. Dr. Mehmet KILIÇ, Üye
Yıldız Teknik Üniversitesi

Dr. Öğr. Üyesi Mustafa AYDIN, Üye
İstanbul Üniversitesi

Danışmanım Prof. Dr. Fedai İNANIR sorumluluğunda tarafımca hazırlanan “Manyetik Rezonans Görüntüleme Sistemleri için Ultra Kısa Magnet Tasarımı” başlıklı çalışmada veri toplama ve veri kullanımında gerekli yasal izinleri aldığımı, diğer kaynaklardan aldığım bilgileri ana metin ve referanslarda eksiksiz gösterdiğimi, araştırma verilerine ve sonuçlarına ilişkin çarpıtma ve/veya sahtecilik yapmadığımı, çalışmam süresince bilimsel araştırma ve etik ilkelerine uygun davrandığımı beyan ederim. Beyanımın aksinin ispatı halinde her türlü yasal sonucu kabul ederim.

Ayşe AKKAYA

İmza



*Aileme,
ve
eşime*

TEŞEKKÜR

Başta tez danışmanım Prof. Dr. Fedai İNANIR ve eş danışmanım Dr. Hüsnü KARA olmak üzere bu süreçte emeğini ve yardımını esirgemeyen herkese teşekkürlerimi sunarım.

Ayşe AKKAYA



İÇİNDEKİLER

SİMGE LİSTESİ	vi
KISALTMA LİSTESİ	vii
ŞEKİL LİSTESİ	viii
TABLO LİSTESİ	ix
ÖZET	x
ABSTRACT	xii
1 GİRİŞ	1
1.1 Manyetik Rezonans Görüntüleme.....	1
1.1.1 Manyetik Alan Şiddeti.....	3
1.1.2 Manyetik Alan Homojenliği.....	4
1.2 MRG Bileşenleri.....	5
1.3 Özel MRG Tasarımları.....	6
2 SÜPERİLETKENLİK	8
2.1 Genel Bilgi	8
2.1.1 Kritik Sıcaklık.....	9
2.1.2 Kritik Manyetik Alan.....	10
2.1.3 Kritik Akım Yoğunluğu.....	11
2.1.4 Koherans Uzunluğu.....	11
2.1.5 Ginzburg-Landau Parametresi.....	12
2.1.6 London Penetrasyon Derinliği.....	13
2.2 Düşük Sıcaklık Süperiletkenleri.....	13
2.3 Sıvı Helyum Sorunu.....	14
2.4 Yüksek Sıcaklık Süperiletkenleri	15
3 ULTRA KISA MAGNET TASARIMI	17
3.1 Optimizasyon Metodu.....	17
3.2 Magnet Tasarımı.....	18
3.2.1 Parametreler	20
3.2.2 Optimizasyon Sonuçları	21
3.2.3 Duyarlılık Analizi.....	23
4 SONUÇ	31
KAYNAKÇA	32
TEZDEN ÜRETİLMİŞ YAYINLAR	35

SİMGE LİSTESİ

H_{c1}	Alt Kritik Manyetik Alan
G	Gauss
κ	Ginzburg-Landau Parametresi
$\vec{B}_0$	Harici Statik Manyetik Alan
γ	Jiromanyetik Oran Sabiti
J_c	Kritik Akım Yoğunluğu
B_c	Kritik Manyetik Alan
T_c	Kritik Sıcaklık
ξ	Koherans Uzunluğu
ω_0	Larmor Frekansı
$\vec{\mu}$	Manyetik Dipol Moment Vektörü
λ	Penetrasyon Derinliği
H_{c2}	Yüksek Manyetik Kritik Alan

KISALTMA LİSTESİ

BCS	Bardeen, Cooper ve Schrieffer
DPC	Double Pancake Coils
DSİ	Düşük Sıcaklık Süperiletkeni
DSV	Diameter of Spherical Volume
DTI	Difüzyon Tensör Görüntüleme
fMRG	Fonksiyonel Manyetik Rezonans Görüntüleme
GL	Ginzburg-Landau
HTS	High Temperature Superconductor
MRG	Manyetik Rezonans Görüntüleme
MRI	Magnetic Resonance Imaging
NMR	Nuclear Magnetic Resonance
PPM	Milyonda Birim (Parts Per Million)
REBCO	Rare Earth Barium-Copper Oxide
RF	Radyo Frekansı
YSİ	Yüksek Sıcaklık Süperiletkeni

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 1.1 Presesyon hareketi.....	1
Şekil 1.2 Akım geçen döngünün manyetik dipol momenti.....	2
Şekil 3.1 Mıknatıs tasarımı için 2-boyutta eksenel simetrik gösterimi.....	19
Şekil 3.2 Mıknatıs tasarımı için tasarım parametreleri.....	20
Şekil 3.3 Mıknatısın manyetik alan gösterimi.....	22
Şekil 3.4 (a), (c), (e) Bobinlerin eksenel konumları ile 10 cm'lik DSV içindeki manyetik alan homojensizliğinin duyarlılığı; (b), (d), (f) bobinlerin eksenel konumları ile 5 m x 5 m bölgesindeki kaçak manyetik alanın duyarlılığı.....	23
Şekil 3.5 (a), (c), (e) Bobinlerin eksenel konumları ile bobinlerden geçen akımların duyarlılığı; (b), (d), (f) bobinlerin eksenel konumları ile tepe alanın duyarlılığı.....	25
Şekil 3.6 Bobinlerin radyal konumlarının eş zamanlı değişimi ile (a) 10 cm'lik DSV içindeki manyetik alan homojensizliğinin, (b) kaçak manyetik alanın, (c) tepe manyetik alanın, (d) I_1 akımının, (e) I_2 akımının, ve (f) I_3 akımının duyarlılığı.....	26
Şekil. 3.7 Manyetik alan şiddeti değişimi ile (a) 10 cm'lik DSV içindeki manyetik alan homojensizliğinin, (b) kaçak manyetik alanın, (c) tepe manyetik alanın, (d) I_1 akımının, I_2 akımının, ve (f) I_3 akımının duyarlılığı.....	28
Şekil. 3.8 (a), (c), (e) 3. bobin setinin z_3 eksenel konumu ile 10 cm'lik DSV içindeki manyetik alan homojensizliğinin duyarlılığı; (b), (d), (f) bobinlerin eksenel konumları ile tepe manyetik alanın duyarlılığı.....	29

TABLO LİSTESİ

Tablo 3.1 Mıknatıs tasarımı için başlangıç parametreleri.....	21
Tablo 3.2 Yüksek iç çapa sahip mıknatıs tasarımı için başlangıç parametreleri..	28
Tablo 3.3 $r=0.34$ m iç çapı için minimum homojensizlik değerini veren tasarım parametreleri.....	30
Tablo 3.4 $r=0.34$ m iç çapı için minimum sarım sayısı parametreleri.....	30



Manyetik Rezonans Görüntüleme Sistemleri için Ultra Kısa Magnet Tasarımı

Ayşe AKKAYA

Fizik Anabilim Dalı

Fizik Programı

Yüksek Lisans Tezi

Danışman: Prof. Dr. Fedai İNANIR

Eş-Danışman: Dr. Hüsnü KARA

1970 yılında manyetik rezonans görüntüleme (MRG) cihazlarının kullanılmaya başlanmasından bu yana, MRG teknolojisini geliştirmek için bu teknolojinin farklı bileşenleri üzerinde örneğin gradyent bobin tasarımı ve RF bobin teknolojisindeki yenilikler başta olmak üzere önemli ilerlemeler olmuştur. Bu ilerlemeler sonucunda MRG sistemlerinin gelişimi hız kazanmıştır. MRG sistemleri için istenilen homojenite, kaçak manyetik alan ve mıknatıslar üzerindeki tepe manyetik alan değerlerinin elde edildiği ultra kısa uzunlukta ve dar çaplı bir mıknatıs sistemi tasarlandı. Bu tasarım, mıknatıs sistemi haricindeki kaçak manyetik alanın etkisini minimize etmek için aktif veya pasif perdelemeye ihtiyaç duymamaktadır. Ana magnet dizaynı sonlu elemanlar metodunu kullananan COMSOL Multiphysics kullanılarak yapıldı. COMSOL Multiphysics'teki gradyan bazlı optimizasyon çözücüsü, MRG sistemi içindeki simetrik elektromıknatısların optimal geometrik konfigürasyonunu elde etmek için kullanıldı. Güçlü ve kararlı bir manyetik alan elde etmek için, ikinci nesil rare earth barium-copper oxide (REBCO) yüksek-sıcaklık süperiletkeni (YSİ), beş double pancake coils (DPC) etrafında sarılmıştır.

DPC setlerinin boyutları, REBCO YSİ şeritlerin boyutu göz önüne alınarak seçilmiştir. Optimize edilmiş tasarım, manyetik alanı ve her bir DPC setindeki YSİ şeritlerden geçen akımı verir. Bu çalışma, korumasız mıknatısın tasarım özelliklerini ana hatlarıyla belirtmenin yanı sıra, farklı bobin konumlarına dayalı olarak homojensizliği, kaçak manyetik alanı ve akımları inceleyen bir hassasiyet analizini içermektedir. Çeşitli tasarımlar için en uygun parametreler sağlanmıştır. 100 mm çaplı bir küresel hacimde (DSV), 10 ppm'nin altında homojensizlik elde edildi ve buna 5 m'lik bir mesafenin ötesinde 5 Gauss ($=5 \times 10^{-4}$ Tesla)'dan daha az bir minimum kaçak manyetik alan eşlik etti. Ana mıknatıs sisteminin elde edilen uzunluğu 56 cm'den azdır.

Anahtar Kelimeler: Comsol Multifizik, manyetik rezonans görüntüleme, yüksek sıcaklık süperiletkeni, ultra kısa mıknatıs.

Ultra Short Magnet Design for Magnetic Resonance Imaging System

Ayşe AKKAYA

Department of Physics

Master of Science

Supervisor: Prof. Dr. Fedai İNANIR

Co-supervisor: Dr. Hüsnü KARA

Since the introduction of magnetic resonance imaging (MRI) devices in 1970, there have been significant advances in different components of MRI technology to improve it, such as innovations in gradient coil design and RF coil technology. As a result of these advances, the development of MRI systems has accelerated. An ultra-short length and narrow diameter magnet system was designed to obtain the desired homogeneity, stray magnetic field and peak magnetic field values on the magnet for MRI systems. This design does not require active or passive shielding to minimize the effect of stray magnetic field outside the magnet system. The main magnet design was made using COMSOL Multiphysics, which uses the finite element method. The gradient-based optimization solver in COMSOL Multiphysics was used to obtain the optimal geometric configuration of symmetric electromagnets within the MRI system. To obtain a strong and stable magnetic field, a second-generation rare earth barium-copper oxide (REBCO) high-temperature superconductor (HTS) is wound around five double pancake coils (DPC). The dimensions of the DPC sets were chosen considering the size of the REBCO HTS tapes. The optimized design yields the magnetic field, and the current passing through the HTS tapes in each DPC set. In addition to outlining the design

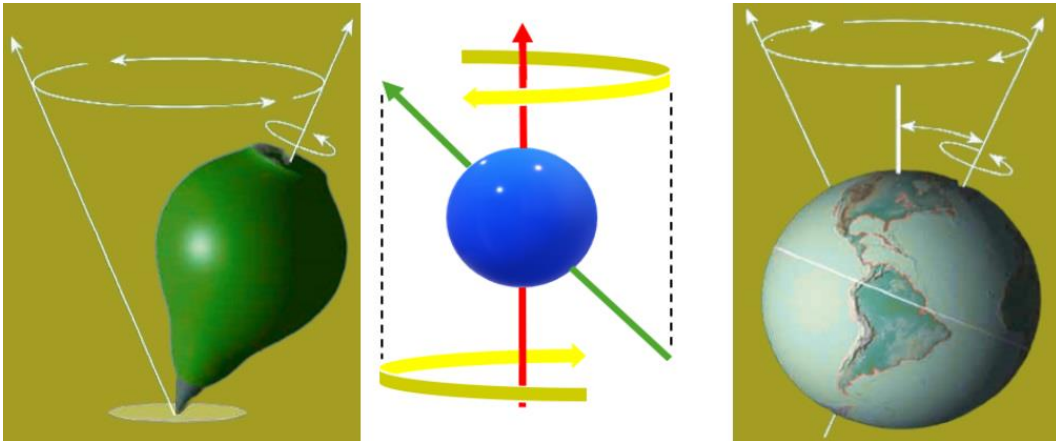
features of the unshielded magnet, this study includes a sensitivity analysis examining inhomogeneity, stray magnetic field, and currents based on different coil positions. Optimal parameters are provided for various designs. In a 100 mm diameter spherical volume (DSV), inhomogeneity below 10 ppm was achieved, accompanied by a minimum stray magnetic field of less than 5 Gauss ($=5 \times 10^{-4}$ Tesla) beyond a distance of 5 m. The resulting length of the main magnet system is less than 56 cm.

Keywords: Comsol Multiphysics, magnetic resonance imaging, high temperature superconductor, ultra short magnet.



1.1 Manyetik Rezonans Görüntüleme

MRG teknolojisi, tıbbi görüntüleme alanında önemli bir yer tutmaktadır. İlk olarak 1970’lerde geliştirilen bu teknoloji, vücut içerisindeki özellikle yumuşak organ ve dokuların ayrıntılı bir şekilde görüntülenmesini sağlayan ve non-invaziv olmasının yanı sıra iyonize edici radyasyon içermemesiyle de öne çıkan bir tanı yöntemidir. Non-invaziv olmasıyla deride ve dokularda herhangi tahribata gerek kalmadan görüntüleme yapılması, iyonize edici radyasyon içermemesi ile de canlı dokulara zarar vermeyen radyo dalgalarının kullanımına dikkat çekilmektedir. MRG esasen Nükleer Manyetik Rezonans (NMR) ilkelerinin radyolojik görüntülemeye uygulanmasından başka bir şey değildir. Bu görüntüleme yöntemine isim verilirken nükleer kelimesinin kullanımından kaçınılmıştır çünkü bu kelimeyi içeren ifadeler insanların çoğunluğu tarafından tehlike unsuru olarak algılanmaktadır. Manyetik alan kullanımı nedeniyle “manyetik” sözcüğü, salınan manyetik alanın radyo frekansı ile bir doku moleküllerindeki hidrojen atomlarının çekirdeklerinde yer alan protonların kendi eksenleri etrafında dönüşlerinin presesyonel frekansının eşleşmesi sebebiyle de “rezonans” kelimesi kullanılmıştır [1].

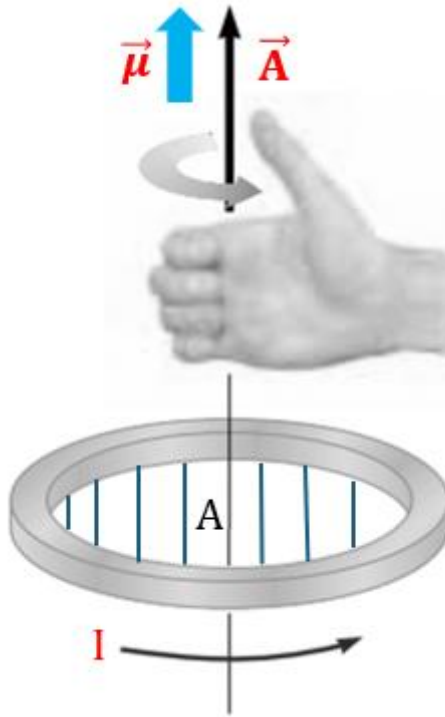


Şekil 1.1 Presesyon hareketi

Presesyon dönen cismin dönme eksenin dairesel hareketidir (Şekil 1.1). Protonun dönme hareketi, dönüş eksenini herhangi bir yönde rastgele olabilen elektrik yüklü dönen bir çark olarak hayal edilebilir. Böylece, etrafında döndüğü aynı eksen etrafında bir elektrik akımı döngüsüne sahiptir. Bu akım döngüsü, kendi manyetik alanını üretmenin yanı sıra harici manyetik alanlarla da etkileşime girer. Döngünün bir dış alanla etkileşime girmesi ve ayrıca döngünün kendi manyetik alanını üretmesi aynı manyetik dipol moment vektörü $\vec{\mu}$ cinsinden tanımlanır.

$$\vec{\mu} = I\vec{A} \quad (1.1)$$

Burada I döngüden geçen akım, $\vec{A}$ vektörü ise büyüklüğü döngünün çevrelediği alana eşit ve yönü ise sağ el kuralıyla belirlenir. Dört parmak akım yönünde çevrildiğinde baş parmağın gösterdiği döngünün düzlemine dik olan yöndür (Şekil 1.2).



Şekil 1.2 Akım geçen döngünün manyetik dipol momentini

Bu vektörün yönü, dönme ekseninin kendisinden başka bir şey değildir ve bir pusula iğnesi gibi, manyetik moment vektörü de kendisini herhangi bir harici statik manyetik alan, $\vec{B}_0$ boyunca hizalama eğiliminde olacaktır. Bir başka deyişle MRG

iş e yapıyor çünkü insan vücudundaki protonların dış manyetik alanlara nasıl tepki verdiği gözlemlenebiliyor. MRG, gerçekten, ilk aşamada, protonun dönme yöneliminin bir dizi uygulanan manyetik alan tarafından manipüle edildiği bir adım ile protonun manyetik alanının bir bobin detektörü ile etkileşimi yoluyla yönelimdeki değişikliklerin ölçülebildiği ikinci adımdan oluşur. Her bir proton kendi başına küçük bir manyetik alana sahip olmasına rağmen, vücudun etkilenen tüm protonlarının tüm manyetik alanlarının toplamından kaynaklanan önemli bir sinyal ölçülebilmektedir. Proton manyetik moment vektörü için presesyon açısal frekansı olan Larmor frekansı aşağıdaki Larmor denklemi ile verilir:

$$\omega_0 = \gamma B_0 \quad (1.2)$$

burada γ , jiromanyetik oran sabitidir. Suda, hidrojen protonunun γ değeri açısal hız cinsinden kabaca 2.68×10^8 rad/s/tesla'dır. Rad/s yerine Hertz birimi cinsinden ifade edersek, $\gamma / (2\pi) = 42.6$ MHz/tesla olur. Örneğin 0.6 T manyetik alan şiddeti uygulandığında, proton dönüşleri 3-30 MHz yüksek radyo frekansı aralığında yer alan 25.5 MHz'lik bir frekansa karşılık gelir. MRG, manyetik alan ve radyo dalgalarının etkileşimiyle çalışarak, yüksek çözünürlüklü görüntüler sağlamaktadır ve bir dizi tıbbi durumun teşhisi ve takibi için önemli bir araç haline gelmiştir [2, 3]. MRG teknolojisinin kullanım alanları geniş bir yelpazede yer almakta olup, özellikle nörolojik bozuklukların teşhisi ve takibi açısından kritik bir rol oynamaktadır. Beyin MRG, sinir sistemi hastalıklarının, tümörlerin, damar problemlerinin ve diğer nörolojik durumların incelenmesinde güvenilir bir tanı aracı olarak kabul edilmektedir [4]. Bu önemli tıbbi görüntüleme sisteminin kalitesini ve etkinliğini şekillendiren temel bileşenlerden biri MRG ana mıknatısıdır.

1.1.1 Manyetik Alan Şiddeti

MRG'nin etkinliği, büyük ölçüde kullanılan manyetik alanın şiddetine ve homojenliğine bağlıdır. MRG uygulamalarında manyetik alanın şiddeti, görüntüleme kalitesi ve tanı hassasiyeti açısından kritik bir rol oynayan temel bir faktördür. MRG'nin işleyişi güçlü ve homojen bir manyetik alanın varlığına bağlıdır. Bu alan, nükleer manyetik rezonans ve daha sonra tespit edilebilir sinyallerin üretilmesi için gerekli koşulların sağlanması için gereklidir. Manyetik

alandaki homojenliğin sağlanması ve sürdürülmesi MRG görüntülerinin doğruluğu ve güvenilirliği açısından çok önemlidir [5]. MRG, güçlü bir manyetik alanın varlığına dayanır ve bu alan, nükleer manyetik rezonans prensipleri ile etkileşim içinde olan çekirdeklerden gelen sinyallerin alınmasını sağlar [6]. Manyetik alanın şiddeti, genellikle Tesla (T) birimiyle ifade edilir, ancak düşük manyetik alan şiddetleri için Gauss (1 Gauss = 10^{-4} Tesla) birimi de kullanılır. Sinyal-gürültü oranını ve dolayısıyla görüntü çözünürlüğünü doğrudan etkilemesiyle bir MRG sisteminin başarısını belirleyen önemli bir parametredir [7]. Yüksek manyetik alanlar, yüksek çözünürlük, daha iyi kontrast ve daha hızlı görüntüleme sağlama potansiyeli taşır [8]. Ancak günümüzde gelişen teknoloji ile orta manyetik alan şiddeti (0.2-1 T) ile elde edilen görüntüler de yüksek manyetik alan şiddeti (1.5-3 T) ile elde edilen görüntülere yakın kaliteye sahip olabilmektedir [9]. Bu durum, özellikle detaylı anatomik görüntülerin elde edilmesi gereken kritik uygulamalarda, örneğin nörolojik ve kardiyovasküler görüntülemede önemlidir. Gelişen teknoloji ile birlikte, yüksek manyetik alanlı MRG sistemleri giderek daha yaygın hale gelmiştir. Bu sistemler, çeşitli klinik durumları daha ayrıntılı bir şekilde değerlendirmek ve hastalıkları erken aşamada tanımlamak için güçlü bir araç sağlar. Ancak, yüksek manyetik alanlarla çalışmanın zorlukları ve sistem maliyeti gibi pratik zorluklar da göz önüne alınmalıdır [10].

1.1.2 Manyetik Alan Homojenliği

MRG uygulamalarındaki manyetik alan homojenliği, görüntüleme kalitesini etkileyebilen ve tanısal doğruluk üzerine de önemli etkisi olan kritik bir konudur ve klinik ortamlarda doğru tanımlar için son derece önemlidir [11]. Bu bağlamda, manyetik alan homojenliğinin sağlanması, MRG'nin güvenilirliği ve etkinliği açısından önemli bir parametre olarak karşımıza çıkar. MRG, nükleer manyetik rezonans ilkelerine dayanmaktadır, bu da belirli atom çekirdeklerinin güçlü bir manyetik alana maruz bırakılarak ve ardından uygulanan radyofrekans darbelerine yanıt olarak rezonansa geçmelerini içerir [12]. Ancak, manyetik alanın homojen olmaması durumunda, bu rezonans sinyallerinde değişimler ve bozulmalar ortaya çıkabilir, bu da görüntülerde yapaylıklara ve tanısal doğruluğun azalmasına neden olabilir. Literatürde, manyetik alan homojenliği ile ilgili birçok çalışma ve strateji bulunmaktadır. Özellikle, yüksek manyetik alanlarda çalışma eğilimi arttıkça, bu

konudaki araştırmalar daha da önem kazanmıştır. Manyetik alanın homojenliğini artırmaya yönelik teknik gelişmeler, özellikle gelişmiş manyetik alan düzeltme algoritmaları ve radyofrekans bobin tasarımları, MRG uygulamalarındaki homojensizliği azaltma çalışmalarına yön vermektedir [13]. MRG sırasında manyetik alandaki homojensizlik geometrik bozulmalar, kimyasal kayma yapaylıkları ve sinyal kaybı dahil olmak üzere çeşitli istenmeyen etkilere yol açabilir. Geometrik bozulmalar anatomik yapıların yanlış hizalanmasına neden olurken, kimyasal kayma yapaylıkları görüntülerde yanıltıcı renk değişikliklerine neden olur. Öte yandan sinyal kaybı, dokular arasındaki kontrastı tehlikeye atarak görüntülerin genel tanısal kalitesini azaltır [14, 15].

1.2 MRG Bileşenleri

Manyetik Alan Oluşturan Ana Mıknatıs: MRG cihazlarının temel yapı taşı, süperiletken bir mıknatıdır. Bu mıknatıs, vücuttaki su moleküllerini belirli bir düzen içinde hizalamak amacıyla güçlü bir manyetik alan oluşturur.

Radyo Frekans (RF) Bobinleri: RF bobinleri, vücuttaki hücrelerden gelen radyo frekansı sinyallerini toplayarak işler. Bu bobinler, görüntüleme sinyallerini alır ve işlerken yüksek kaliteli görüntülerin elde edilmesine katkıda bulunur.

Gradyent Bobinleri: Gradyent bobinleri, manyetik alanın belirli bölgelerini değiştirerek vücut içindeki farklı dokuların konumlarını belirlemek için kullanılır. Bu, uzaysal çözünürlüğü artırarak detaylı görüntülerin elde edilmesini sağlar.

Kontrol ve Veri İşleme Sistemi: MRG cihazları, manyetik alanın oluşturulması, radyo frekans sinyallerinin alınması ve gradyent bobinlerinin kontrol edilmesi gibi işlemleri yöneten bir kontrol ve veri işleme sistemine sahiptir. Bu sistem, alınan verileri işleyerek görüntü oluşturur.

Bilgisayar ve Yazılım: Görüntüleme verilerini işlemek ve sonuçları görsel hale getirmek için bilgisayarlar ve özel yazılımlar kullanılır. Bu, elde edilen MRG görüntülerini anlamak ve tıbbi profesyonellerin teşhis koymasına yardımcı olmak için kullanılır.

Soğutma Sistemi: Süperiletken mıknatıslar genellikle düşük sıcaklıklarda çalıştıkları için bir soğutma sistemi gereklidir. Bu sistem, mıknatısın süperiletken özelliklerini sürdürmesine yardımcı olur.

1.3 Özel MRG Tasarımları

MRG, tıbbi tanıda vazgeçilmez bir araç olarak ortaya çıkmasından sonra tüm vücut görüntülemenin yanı sıra vücudun farklı bölgelerine özgü tasarımlara yönelik ihtiyaç da ortaya çıkmıştır. Bu tasarımlar arasında beyin görüntüleme de yer almaktadır. Beyin görüntüleme açısından hassas ve yüksek çözünürlüklü tekniklere ihtiyaç duyan nöro görüntüleme alanında, özel MRG tasarımları hayati bir öneme sahiptir. Bu özel tasarımlar, uzaysal çözünürlüğü artırmaya, tarama sürelerini minimize etmeye ve özellikle beyne özgü yapısal ve fonksiyonel detayları yakalamaya yönelik bir dizi teknik ve teknolojiyi içermektedir. Beynin karmaşık yapısı ve dinamik doğası, genel amaçlı MRG tarayıcılarının zaman zaman beyin anatomisi ve fonksiyonlarının ayrıntılarını yakalamak için yetersiz kalabileceği görüntüleme tekniklerini gerektirir. Bu nedenle, özel olarak beyin görüntülemesi için tasarlanmış MRG'nin geliştirilmesi, beyin yapısının ve fonksiyonlarının karmaşıklığı sonucu ortaya çıkan özel zorluklara yanıt vermek amacıyla önem kazanmıştır [16, 17]. Beyin için özel MRG tasarımları genellikle ince anatomik detayları görselleştirmek amacıyla yüksek uzaysal çözünürlüğü elde etmeye odaklanmaktadır. Orta ve üzeri manyetik alan güçlerinde çalışan MRG, beyin görüntülemesi için giderek popüler hale gelmiştir. Bu sistemler, geliştirilmiş sinyal-gürültü oranları ve artırılmış uzaysal çözünürlük sunarak, beyin içindeki küçük çekirdekler ve kortikal katmanlar gibi ince yapıları görüntüleme imkanı sağlar [18]. Fonksiyonel MRG (fMRG), nöral aktivite ile ilişkilendirilen kan akışı ve oksijenlenme seviyelerindeki değişiklikleri tespit ederek beyin fonksiyonlarını anlamada kritik bir rol oynar. fMRG için geliştirilen ileri tasarımlar, özel impuls dizileri ve hızlı beyin aktivitesi değişikliklerini yakalamak üzere optimize edilmiş görüntüleme yöntemleri gibi özellikleri içerir [19]. Gerçek zamanlı fMRG, fonksiyonel beyin ağlarını haritalamada etkili olup bilişsel ve nörolojik araştırmalarda önemli bir araçtır [20, 21]. Özel MRG tasarımları, beyindeki beyaz madde demetlerinin yollarını haritalamak amacıyla difüzyon tensör görüntüleme (DTI) gibi tekniklere dayanır. DTI, suyun dokulardaki yayılma yönelimini ölçerek beyin sinir ağının yapısal bağlantısını anlamak için önemli bilgiler sağlar. Bu bilgiler, nörodejeneratif hastalıklar ve travmatik beyin yaralanmaları gibi durumları anlamada kritiktir [22]. Dinamik kontrastlı MRG teknikleri, kan-beyin bariyeri

geçirgenliğini ve serebral perfüzyonu değerlendirmek için özel olarak tasarlanmıştır. Bu tasarımlar, kontrast maddelerinin uygulanması ve beyin içindeki kontrast maddesinin dağılımını izlemek üzere hızlı ardışık görüntülerin elde edilmesini içerir. Bu, kan akışındaki değişikliklerin ve bariyer bütünlüğündeki değişikliklerin patolojinin göstergeleri olduğu nörolojik bozukluklarda özellikle önemlidir [23]. Bu hassas tıp çağında, beyin görüntülemesi için özel MRG tasarımlarının gelişimi, beyin yapısı ve fonksiyonu hakkındaki anlayışımıza önemli ölçüde katkıda bulunmaktadır. Devam eden araştırmalar yeni yolları keşfettikçe, bu özel MRG tasarımlarının tanısal potansiyelini daha da artırmak üzere yapay zeka ve gelişmiş görüntü işleme tekniklerini entegre etmek, nöroloji ve nörobilim alanlarında kişiselleştirilmiş ve hedefe yönelik müdahalelere olanak tanımaktadır.



2

SÜPERİLETKENLİK

2.1 Genel Bilgi

MRG ana magnetleri süperiletken elektromıknatıslardan yapılır. Minimum kayıpla yüksek akım taşıyabilen süperiletken mıknatıslar MRG teknolojisinin önünü açmıştır. Bu nedenle süperiletkenlik MRG teknolojisinin ortaya çıkmasında hayati öneme sahip olmuştur. Süperiletkenlik, maddenin belirli sıcaklık koşullarında elektrik direncinin sıfıra yaklaştığı ve manyetik alanları kusursuz bir şekilde sıfırlayabildiği olağanüstü bir fiziksel olaydır. Bu özellik, birçok pratik uygulama alanında devrim niteliğinde potansiyellere işaret etmektedir. Süperiletkenlik üzerine yapılan araştırmalar, modern fizik ve malzeme biliminin temel taşlarından birini oluşturur. Süperiletkenlik, ilk defa 1911 yılında Hollandalı fizikçi Heike Kamerlingh Onnes tarafından keşfedilmiştir. Onnes, cıva metalini aşırı düşük sıcaklıklara soğuttuğunda, beklenmedik bir şekilde elektrik direncinin tamamen kaybolduğunu gözlemlemiştir [24]. Bu çarpıcı keşif, süperiletkenliğin bilimsel anlamda ilk adımlarının atılmasına neden olmuştur. Süperiletken malzemeler, belirli bir sıcaklık altında manyetik alanları mükemmel bir şekilde sıfırlayabilen Meissner etkisi ile de tanınır. Meissner etkisi, süperiletken bir malzemenin manyetik alanı dışarı ittiği ve içeri almadığı bir durumu ifade eder. Bu özellik, süperiletken malzemelerin manyetik alanlarda mükemmel bir şekilde davranış sergilemesini sağlar [25]. Süperiletkenlik olayının temelini anlamak için geliştirilen teorilerden biri, Bardeen, Cooper ve Schrieffer (BCS) tarafından ortaya konulan BCS teorisidir [26]. Bu teori, elektronların birbirleri arasındaki çekim etkileşimleri aracılığıyla süperiletkenlik davranışını açıklar. BCS teorisi, birçok süperiletken malzemenin davranışını anlamamıza ve kontrol etmemize olanak tanır. Süperiletkenlik, bir dizi önemli uygulama alanına ilham vermiştir. MRG cihazları, yüksek manyetik alanlarda süperiletken malzemeler kullanılarak geliştirilmektedir. Ayrıca, süperiletkenlerin kullanılmasıyla yapılan kuantum bilgisayar araştırmaları da gelecekte büyük bir potansiyele işaret etmektedir. Ancak, süperiletkenlik alanındaki araştırmaların önünde bazı zorluklar da vardır. Çoğu süperiletken

malzeme düşük sıcaklıklarda çalıştığından, uygulamalar için karmaşık soğutma sistemleri gerektirir. Süperiletkenlikte önemli bir ilerleme, yüksek sıcaklık süperiletkenleri (YSİ) keşfedildiğinde yaşandı; bu keşif öncesinde süperiletkenler genellikle mutlak sıfıra yakın sıcaklıklarda (-273.15°C veya 0 K) çalışırdı ve pahalı ve karmaşık soğutma sistemlerini gerektirirdi. Yüksek sıcaklık süperiletkenleri ise nitrojenin kaynama noktasının üzerinde (77 K veya -196.15°C) kritik sıcaklıklara sahiptir, bu da çeşitli uygulamalar için daha pratik hale gelmelerini sağlar. Ayrıca, YSİ konusundaki araştırmalar, bu malzemelerin pratik uygulamalarda daha geniş bir kullanım alanına sahip olmasını sağlamak amacıyla yoğunlaşmıştır. Yapılan araştırmalar, süperiletken malzemelerin özelliklerini anlamak ve uygulamalarda kullanmak adına önemli adımlar atmamıza olanak tanımaktadır. Gelecekte, süperiletkenlik, enerji iletiminden bilgi işlem sistemlerine kadar birçok alanda devrim niteliğinde uygulamalara liderlik etme potansiyeli taşımaktadır.

2.1.1 Kritik Sıcaklık

Süperiletken bir malzemenin kritik sıcaklığı, malzemenin süperiletken bir hale geçtiği sıcaklığı tanımlayan önemli bir parametredir. Süperiletkenlik, belirli bir kritik sıcaklık altında gerçekleşir. Bu sıcaklık, her bir süperiletken malzeme için özeldir ve “kritik sıcaklık” olarak adlandırılır. Bu malzemeler genellikle belirli metal alaşımları, seramikler veya bileşiklerdir. Kritik sıcaklık altındaki süperiletken malzemelerin elektrik direnci sıfıra yaklaşır veya tamamen kaybolur, bu da enerjinin etkili bir şekilde iletilmesini sağlar [27]. Kritik sıcaklık, sembolü T_c ile gösterilir. Civa için süperiletkenlik $T_c = 4.2\text{ K}$ altındaki sıcaklıklarda gözlemlendi. Yıllar içinde, araştırmacılar süperiletkenlik gösteren çeşitli malzemeleri tanımlayıp geliştirdiler. Bir süperiletkenin kritik sıcaklığı, malzemenin kompozisyonu, kristal yapısı ve dış basınç gibi çeşitli faktörlerden etkilenir. Araştırmacılar, kritik sıcaklıkların sınırlarını zorlamak ve daha yüksek değerlere ulaşmak için yeni malzemeleri keşfetmeye ve tasarlamaya devam ediyor. Süperiletkenler, tıbbi görüntüleme (MRG cihazları), taşımacılık (manyetik levitasyonlu trenler) ve enerji iletimi (süperiletken enerji kabloları) gibi çeşitli alanlarda uygulama bulur. Yüksek kritik sıcaklıklarda çalışabilme yeteneği, bu malzemelerin pratik kullanımını artırır, çünkü süperiletken durumları sürdürmek için gereken soğutma sistemlerinin maliyetini ve karmaşıklığını azaltır. Özetle, bir süperiletkenin kritik sıcaklığı,

malzemenin süperiletken bir hale geçtiği sıcaklığı belirler; bu durum sıfır elektrik direnci ve manyetik alanların dışarı atılmasıyla karakterizedir. YSI'lerdeki ilerlemeler, süperiletkenliğin çeşitli uygulamalar için daha etkili ve yaygın bir şekilde kullanılabilmesine olanak tanımıştır, bu da bu dikkate değer malzemelerin modern teknolojide daha verimli ve yaygın bir şekilde kullanılmasının önünü açmıştır.

2.1.2 Kritik Manyetik Alan

Kritik manyetik alan, genellikle B_c olarak gösterilen, süperiletkenlerle ilişkilendirilen önemli bir parametredir. Bu, süperiletkenin süperiletken durumunu korurken karşı koyabileceği maksimum manyetik alanı temsil eder. Bu kritik manyetik alanın üstünde, süperiletken normal, süperiletken olmayan bir duruma geçer ve sıfır elektrik direnci ve mükemmel diyamanyetizma gibi özgün özelliklerini kaybeder. Kritik manyetik alan, süperiletkenin türü, sıcaklığı ve malzemede bulunan kirlilik veya kusurlar gibi çeşitli faktörlerden etkilenir. Genellikle kritik manyetik alan, sıcaklık arttıkça azalır. Bu nedenle, süperiletkenlerin benzersiz özelliklerini sergilemeleri için düşük sıcaklıkların korunması önemlidir. Süperiletkenler, manyetik alanlara verdikleri tepkiye göre iki türe ayrılabilir:

Tip I Süperiletkenler: Tip I süperiletkenler, süperiletken duruma geçtiklerinde içlerinden tüm manyetik akıyı dışarı atarlar. Belirli bir kritik manyetik alanları (B_c) vardır ve bu değerin üzerinde süperiletkenliklerini aniden kaybederler.

Tip II Süperiletkenler: Tip II süperiletkenler daha karmaşık bir davranış sergiler. Daha yüksek manyetik alanlara dayanabilir ve kuantize vorteksler formunda malzemeye bazı manyetik akıyı nüfuz ettirebilirler. Bu vorteksler, Tip II süperiletkenlere, alt kritik alanı (H_{c1}) aşan ve daha yüksek kritik alana (H_{c2}) kadar olan manyetik alanları tolere etme yetisi kazandırır; burada normal duruma geçerler. Süperiletkenlerin kritik manyetik alanını anlamak ve manipüle etmek, çeşitli uygulamalar için hayati öneme sahiptir. Pratikte, bu parametre, manyetik alanların bulunduğu ortamlarda çalışan süperiletken cihazlar ve sistemlerin tasarımı için esastır; bunlar arasında manyetik rezonans görüntüleme makinelerinde kullanılan süperiletken mıknatıslar, manyetik levitasyon (Maglev) trenleri ve diğer manyetik alan duyarlı uygulamalar bulunmaktadır. Araştırmacılar,

süperiletkenlerin kritik manyetik alanını artırmak için yeni malzemeleri ve mühendislik tekniklerini keşfetmeye devam ediyorlar, bu da bu dikkate değer malzemelerin çeşitli teknolojik alanlarda kullanımını genişletmeyi ve verimliliklerini artırmayı amaçlamaktadır. Süperiletkenlerde kritik manyetik alanların incelenmesi, teknoloji ve bilimsel anlayışta ilerlemeler için umut vadeden bir araştırma alanı olarak devam etmektedir.

2.1.3 Kritik Akım Yoğunluğu

Süperiletken kritik akım yoğunluğu, bir süperiletkenin belirli bir sıcaklık ve manyetik alan şartlarında süperiletkenlik özelliklerini kaybetmeye başladığı akım yoğunluğunu ifade eder. Uygulanan akım miktarındaki artışla birlikte süperiletkenlik kaybedilebilir. Bu kritik değer, genellikle J_c sembolü ile gösterilir ve birim alana düşen akım miktarını belirtir. Bu değer, süperiletkenin mikroskobik özellikleri, kristal yapısı, ve sıcaklığı gibi faktörlere bağlı olarak değişebilir. Bu özellik, süperiletken malzemelerin pratik uygulamalarda kullanılmasında kritik bir öneme sahiptir. Süperiletken kritik akım yoğunluğu, süperiletken kablolar, manyetik rezonans görüntüleme sistemleri, ve diğer süperiletken cihazlar gibi alanlarda tasarım ve performans optimizasyonu için dikkate alınması gereken bir parametredir. Araştırmacılar, daha yüksek kritik akım yoğunluğuna sahip süperiletken malzemeler geliştirmek ve bu özelliklerini optimize etmek için çeşitli yöntemler üzerinde çalışmaktadırlar.

2.1.4 Koherans Uzunluğu

Süperiletken koherans uzunluğu, süperiletken bir malzemenin mikroskobik özelliklerini ve süperiletkenliğin devreye girişini belirleyen önemli bir parametredir. Koherans uzunluğu, genellikle ξ (ksi) sembolü ile gösterilir ve nanometre cinsinden ölçülen bir uzunluk birimidir. Koherans uzunluğu, süperiletken bir malzemenin içindeki süperiletkenlikten sorumlu çift elektronların hareketini tanımlar. Bu uzunluk, süperiletken bir malzemenin normal bir metalden farklı davranmasına neden olan kuantum mekanik etkileşimleri ve dalga fonksiyonlarının süperpozisyonu ile ilgili bir ölçüdür. Süperiletken bir malzeme, düşük sıcaklıklarda ve belirli koşullarda, elektron çiftlerinin koherans uzunluğu boyunca hareket ederek süperiletkenlik özelliklerini sergiler. Eğer bir malzemenin boyutları, koherans uzunluğundan daha küçükse, süperiletkenlik mikroskopik

ölçeklerde belirgin hale gelir. Koherans uzunluğu, malzemenin kristal yapısı, sıcaklık ve süperiletkenlik geçişinin gerçekleştiği ortam gibi faktörlere bağlı olarak değişebilir. Genellikle malzemenin süperiletken özelliklerini anlamak ve karakterize etmek için deneysel olarak belirlenir. Süperiletken koherans uzunluğu, özellikle nano ölçekli süperiletken cihazların tasarımında ve süperiletkenlikle ilgili temel araştırmalarda önemlidir. Bu parametre, süperiletken malzemelerin kullanım alanlarını genişletmek ve süperiletken teknolojilerin gelişimini hızlandırmak için sürekli olarak üzerinde çalışılan bir konudur.

2.1.5 Ginzburg-Landau Parametresi

Ginzburg-Landau (GL) parametresi, süperiletkenlik alanındaki Ginzburg-Landau teorisinde önemli bir niceliktir. Bu teori, Vitaly Ginzburg ve Lev Landau tarafından 1950’de geliştirilmiş olup normal ve süperiletken haller arasındaki geçişi karakterize eder. Ginzburg-Landau parametresi, genellikle κ (kappa) sembolü ile gösterilen boyutsuz bir parametredir. Bu, malzemedeki koherans uzunluğunun (ξ) penetrasyon derinliğine (λ) oranı olarak tanımlanır. Matematiksel olarak, $\kappa = \lambda/\xi$. Burada, ξ süperiletken koherans uzunluğunun değiştiği uzaysal uzunluğu tanımlar ve λ , manyetik alanın süperiletkenin içine ne kadar derinlemesine nüfuz edebildiğini gösterir. Ginzburg-Landau parametresi κ , süperiletkenin türü hakkında kritik bir gösterge olarak hizmet eder:

Tip I Süperiletkenler ($\kappa < 1/\sqrt{2}$): Tip I süperiletkenlerde, Ginzburg-Landau parametresi küçüktür ve uygulanan manyetik alan kritik manyetik alandan büyük olduğunda süperiletkenlikten normal duruma ani bir geçiş yapar.

Tip II Süperiletkenler ($\kappa > 1/\sqrt{2}$): Tip II süperiletkenlerde, Ginzburg-Landau parametresi daha büyüktür, bu da onlara yüksek manyetik alanlara karşı ani bir normal durum geçişine maruz kalmadan dayanma yeteneği sağlar. Tip II süperiletkenler daha düşük bir kritik manyetik alan değerinin altında bir manyetik alanı tamamen dışlayarak ve bir üst kritik alanda tekrar normal hale gelerek benzer davranış sergilerler. Ginzburg-Landau teorisi, süperiletkenlerin makroskobik davranışını anlamak ve kritik özelliklerini öngörmek konusunda etkili olmuştur. κ ’nın değeri, kritik manyetik alan, faz geçişinin doğası ve manyetik alanın varlığında süperiletkenlerin davranışı dahil olmak üzere çeşitli olayları etkiler.

Araştırmacılar, süperiletkenleri belirli uygulamalara uyacak şekilde şekillendirmek ve bunların pratik cihazlardaki performansını artırmak için farklı κ değerlerine sahip malzemeleri keşfetmeye devam etmektedirler.

2.1.6 London Penetrasyon Derinliği

London penetrasyon derinliği, genellikle sembolü λ (lambda) ile gösterilen, süperiletkenliğin incelenmesinde önemli bir parametredir. Bu, bir süperiletkenin içine nüfuz eden harici manyetik alanın karakteristik uzunluğunu temsil eder. Bu parametre, süperiletkenlerin uygulanan manyetik alanlara nasıl tepki verdiğini anlamak için önemlidir. Süperiletkenliğin London teorisinde, Fritz ve Heinz London kardeşler tarafından 1930'ların sonlarında geliştirilen, London penetrasyon derinliği temel bir kavram olarak ortaya çıkar. Bu teoriye göre, bir süperiletkenin harici bir manyetik alana tepkisi, London denklemleri tarafından açıklanır ve bu denklemler penetrasyon derinliğini içerir. London penetrasyon derinliği, bir süperiletkenin içinde elektromanyetik alanın genliğinin yüzeydeki değerinin $1/e$ (yaklaşık olarak %37) kadar düştüğü karakteristik bir uzaklık olarak tanımlanır. Malzemenin süperiletken özellikleri ile ilişkilidir. London penetrasyon derinliği, süperiletkenin sıcaklığı ve türü de dahil olmak üzere çeşitli faktörlere bağlıdır. Genellikle süperiletken malzeme, süperiletken bir duruma geçtikçe ve sıcaklık düştükçe, penetrasyon derinliği azalır ve bu da manyetik alanların daha güçlü bir şekilde dışarı atılmasını sağlar. London nüfuz derinliğinin önemi, süperiletkenlerin manyetik alanlara tepkisini karakterize etme ve kritik manyetik alanlarını, kritik akım yoğunluğunu ve diğer temel özellikleri anlama konusundaki rolünde yatar. Tünel ve mikrodalga ölçümleri gibi deneysel teknikler, süperiletken malzemelerde London penetrasyon derinliğini belirlemede yaygın olarak kullanılır. Özetle, London penetrasyon derinliği, harici bir manyetik alanın süperiletkenin içine ne kadar derinlemesine nüfuz edebileceğini, süperiletkenin süperiletkenlik durumunu bozmadan önce, tanımlayan kritik bir parametredir. Bu parametrenin anlaşılması, süperiletken malzemelerin tasarımı ve uygulaması açısından esastır.

2.2 Düşük Sıcaklık Süperiletkenleri

DSİ'ler genellikle mutlak sıfırın yakınındaki sıcaklıklarda (0 K veya -273.15°C) çalışır ve bunun için sıvı helyum gibi aşırı soğutma yöntemlerine ihtiyaç duyar.

DSİ'ler ilk keşfedilen süperiletken sınıfıdır ve süperiletken bir malzemenin ilk tanımlanması olarak kabul edilir ve bu olağanüstü olgunun daha fazla keşfi ve anlaşılmasının kapılarını aralamıştır. DSİ'ler, MRG teknolojisi alanında kritik bir rol oynamış, onların gelişimine ve iyileştirilmesine katkıda bulunmuştur. Düşük sıcaklık süperiletkenlerinin benzersiz özellikleri, onları MRG sistemlerinde belirli bileşenler için ideal hale getirmiştir. Niobyum-titanyum (NbTi) ve niobyum-tin (Nb_3Sn) gibi DSİ'leri, MRG makinelerinde ana magnetlerin inşası için yaygın olarak kullanılır. DSİ'ler, kapsamlı bir şekilde çalışılan süperiletkenler olmalarına rağmen pratik zorluklara sahiptirler. Genellikle sıvı helyum kullanılarak ulaşılabilen aşırı düşük sıcaklıkların gerekliliği, bu malzemeleri yaygın ticari uygulamalarda daha az pratik hale getirir.

2.3 Sıvı Helyum Sorunu

Modern tıbbi tanı teknolojilerinin vazgeçilmez bir parçasını oluşturan mevcut MRG cihazlarında genellikle düşük sıcaklıklarda çalışan süperiletken mıknatıslar kullanılmaktadır. Bunun nedeni düşük sıcaklık süperiletkenlerinin yüksek sıcaklık süperiletkenlerine göre daha önce keşfedilmesi, istenilen koşullarda üretilebilmeleri ve düşük maliyetli olmaları gibi nedenlerle YSI'lerden daha önce ticarileşmesidir. Süperiletken mıknatıslar, MRG cihazlarının temelini oluşturarak görüntüleme süreci için gerekli olan güçlü ve homojen manyetik alanları sağlamaktadır. Bu mıknatıslar, süperiletken bir durumda çalışarak elektrik direncini sıfıra indirir ve devamlı akımları sürdürme özelliği gösterir, bu da yüksek manyetik alanların sürekli olarak üretilmesine olanak tanır [28-30]. Bu mıknatısların süperiletken durumlarını sürdürebilmeleri ve yüksek kaliteli görüntüleme yapabilmeleri için sürekli düşük sıcaklıkta tutulmaları gerekmektedir. Sıvı helyum, $-269\text{ }^{\circ}\text{C}$ gibi son derece düşük bir kaynama noktasına sahip olması nedeniyle mıknatısların süperiletken durumlarını korumak için tercih edilen kriyojenik soğutucudur. Bu benzersiz özellik, mıknatısları mutlak sıfıra yakın sıcaklıklarda tutma ve süperiletkenliği optimize etme olanağı sağlar [31]. Ancak, sıvı helyum tüketimi konusu, MRG teknolojisi içinde önemli bir endişe kaynağı olup, bu konunun etkilerinin dikkatli bir şekilde incelenmesini gerektirmektedir. Orta ve yüksek alanlı MRG sistemlerinde sıvı helyuma olan bağımlılık, bu sistemlerin belirleyici bir

özelliği haline gelmiştir. Sıvı helyum etrafında dönen konu genellikle kaynak sınırlılığı, maliyet ve potansiyel çevresel etkileri içerir. Helyum, bir sınırlı kaynaktır ve çıkartılması ve üretilmesi çeşitli zorlukları beraberinde getirir, bu da tıbbi uygulamalar dahil olmak üzere çeşitli endüstriler için mevcudiyetini etkileyebilir [32-34]. Ayrıca, sıvı helyumun maliyeti ve tıbbi tesislere taşınma maliyeti, MRG makinelerinin bakım maliyetine katkıda bulunabilir. Sıvı helyumun zorluklarına karşı, araştırmacılar ve mühendisler alternatif soğutma yöntemleri ve mıknatıs teknolojileri üzerine çalışmaktadır. Kriyo-soğutucu teknolojisindeki ilerlemeler ve yüksek sıcaklık süperiletkenlerin geliştirilmesi, sıvı helyuma olan bağımlılığı azaltmayı veya ortadan kaldırmayı amaçlayan yenilikçi çözümler arasında yer almaktadır [35, 36]. Bu alternatifler, sıvı helyuma bağımlılığı azaltmanın yanı sıra daha çevre dostu MRG sistemleri için potansiyel sunmaktadır. Bu çalışma, MRG cihazları için yüksek sıcaklık süperiletkenlerinin kullanımına odaklanmaktadır. Orta ve yüksek alanlı MRG sistemlerine olan talebin klinik ve araştırma ortamlarında artmaya devam etmesiyle, sıvı helyum alternatiflerinin bulunması, bu kritik tıbbi görüntüleme tekniklerinin uzun vadeli sürdürülebilirliği ve erişilebilirliği için hayati bir öneme sahiptir.

2.4 Yüksek Sıcaklık Süperiletkenleri

NbTi gibi geleneksel DSİ malzemeleri yaygın bir şekilde kullanılırken, devam eden araştırmalar MRG uygulamaları için yüksek sıcaklık süperiletkenlerin geliştirilmesine odaklanarak, verimliliği daha da artırmayı ve soğutma gereksinimlerini azaltmayı amaçlamaktadır. YSI'ler, genellikle sıvı azotun kaynama noktasının üzerinde, yani 77 K veya -196.15°C'den yüksek sıcaklıklarda süperiletken durumlarını sürdürebilirler. YSI'lerin keşfi süperiletken davranışın gözlemlenebileceği sıcaklık aralığını genişletmiş ve süperiletkenliği çeşitli uygulamalar için daha erişilebilir hale getirmiştir. Bu çalışma sıcaklığı farkı, YSI'yi MRG makineleri, manyetik levitasyonlu (Maglev) trenler ve güç iletim kabloları gibi çeşitli uygulamalar için daha pratik ve erişilebilir kılmıştır. Özellikle sıvı azotun kaynama noktasının üzerinde çalışabilme yeteneği, soğutma gereksinimlerini basitleştirir ve kriyojenik sistemlerin karmaşıklığını azaltır. YSI genellikle seramik malzemelerdir, genellikle cupratlar olarak bilinen bakır bazlı

bileşikler veya demir bazlı bileşiklerdir. Bu malzemelerin kristal yapıları, yüksek sıcaklıklarda benzersiz süperiletken özelliklere katkıda bulunur. YSI malzemeler süperiletken mıknatıs yapımı için uygun özellikler taşımaktadır. YSI mıknatıslar, MRG teknolojisinde kullanılabilir. Daha yüksek işletme sıcaklıkları, soğutma sürecini basitleştirir ve bu mıknatısları tıbbi tesisler için daha erişilebilir hale getirir. YSI'lerin MRG uygulamalarındaki avantajları, süperiletken teknolojinin tıbbi görüntüleme alanındaki etkinliğini artırmış ve MRG makinelerinin performansını geliştirmiştir. Ancak, devam eden araştırmalar ve geliştirmeler, süperiletken malzemelerin daha yüksek sıcaklıklarda süperiletkenlik göstermesi ve daha etkili MRG sistemleri için yeni olanaklar sunma potansiyelini taşımaktadır.



3.1 Optimizasyon Metodu

Homojen, kuvvetli ve stabil manyetik alanlar MRG mıknatısları için arzu edilir. MRG mıknatıslarında, yaygın olarak 0.3-1.5 Tesla aralığında bir manyetik alan kullanılır. Günümüzde gelişen MRG teknolojileri ile birlikte 0.6 T'lık MRG cihazları aracılığıyla da 1.5 T manyetik alan şiddetine sahip MRG uygulamalarına yakın görüntü kalitesi elde edilebilmektedir. Bu çalışmada mıknatıs, en etkin ana magnet tasarımı 0.6 T manyetik alanda çalışacak şekilde elde edilmiştir. MRG sistemlerinde, manyetik alan homojensizliği DSV bölgesindeki en yüksek ve en düşük manyetik alan şiddetleri arasındaki değişim üzerinden hesaplanır. DSV değeri 0.10 m olarak seçilmiştir ve istenen homojensizlik 10 ppm'nin altındadır. Seçilen geometri, kafa bölgesinin kolaylıkla içinde hareket edebileceği 0.58 m iç çapa sahip bir selenoid tasarımıdır. 0.10 m'lik bir DSV bölgesinde 10 ppm maksimum homojensizlik ile hedeflenen manyetik alan şiddetinin bobin bloklarının merkezi kısmında elde edilebilmesi için geometri ve akımların optimize edilmesi amaçlanmıştır. B manyetik alanının zamanla sabit olduğunu ve E elektrik alanının sıfır olduğunu kabul ettiğimizde, ana magnet sistemi üzerindeki ve civarındaki herhangi bir noktada z doğrultusundaki (B_z) manyetik alanın tespiti amacıyla aşağıdaki Maxwell denklemleri COMSOL Multiphysics tarafından nümerik olarak çözülmüştür:

$$\nabla \cdot \vec{B} = 0 \quad (3.1)$$

$$\nabla \times \vec{H} = \vec{J} \quad (3.2)$$

$$\vec{H} = \vec{B}/\mu \quad (3.3)$$

Burada H , manyetik alan kuvvetidir ve $\mu = \mu_r \mu_0$ manyetik geçirgenliktir, burada μ_r relativ manyetik geçirgenlik ve μ_0 vakumun manyetik geçirgenliğidir. (3.1) ve (3.2) denklemleri Sonlu Elemanlar Yöntemi (FEM) kullanılarak çözülmüştür. Bu çözüm sırasında iki sınır koşulu uygulanır: manyetik izolasyon sınırı ve mükemmel manyetik iletken sınırı. Manyetik alanın sadece teğetsel bir bileşene sahip olduğu

ilk sınır şartında, manyetik alanın normal bileşeni sıfırdır. $\vec{J}$ 'ye dik olan ve $\vec{B}$ 'yi paralel kesecek olan akım normal yönde akar. İlk sınır koşulunun aksine ise ikinci sınır koşulu ile teğetsel bileşen sıfır olarak kabul edildiğinde manyetik alan normal bir bileşene sahiptir ki akım için bir ayna simetri düzlemi varolduğu anlamına gelir. Aşağıdaki amaç fonksiyonları minimize edilerek optimizasyon işlemi gerçekleştirilir:

$$\int_0^{L_0} (B_z - B_0)^2 dz \quad (3.4)$$

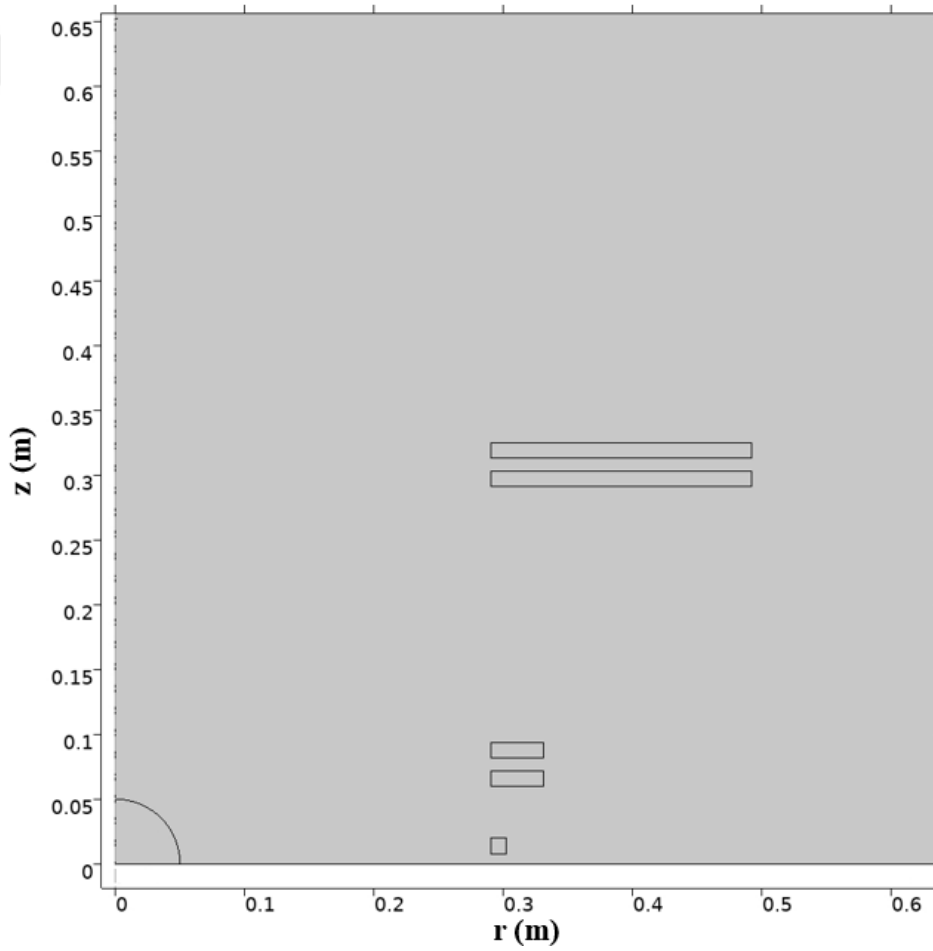
$$\int_0^{L_0} \left(\frac{dB_z}{dz} \right)^2 dz \quad (3.5)$$

burada $L_0 = 5$ cm ve $B_0 = 0.6$ T . Optimizasyon, COMSOL platformunda seyrek doğrusal olmayan optimize edici (SNOPT) algoritması ile sağlanmıştır. En yüksek öge büyüklüğü, en küçük öge büyüklüğü, maksimum öge büyüme oranı ve eğrilik çarpanı parametreleri sırasıyla 5×10^{-3} m, 2×10^{-5} m, 1.1 ve 0.2 olarak optimizasyonda kullanılmıştır.

3.2 Magnet Tasarımı

Bu tez çalışması, MRG teknolojisindeki en önemli bileşen olan ana mıknatısın tasarımına odaklanmaktadır. Özellikle, süperiletken şeritler kullanılarak tasarlanan ana mıknatısın beyin MRG için optimize edilmiş bir versiyonunu tasarlamayı amaçlamaktadır. İlgili görüntüleme bölgesinde manyetik alanın homojenliğini arttırmak, mıknatıs sistemi merkezinden belirli bir mesafe uzaklıkta kaçak manyetik alan ve bobinler üzerindeki tepe manyetik alan değerlerini belirli üst limitin altında tutmak hem de enerji verimliliğini optimize etmek suretiyle, ultra kısa ana magnet tasarımı hedeflemektedir. Tasarım Şekil 3.1’de gösterildiği gibi sadece birincil bobinlerden meydana gelmektedir. Birincil bobinler altı bobin setinde yer alan 5 çift pankek bobinden oluşur. Bu çalışmada Comsol Multifizik yazılımının 2-boyutta eksenel simetrik modülü kullanılmıştır. Simetrinin sağladığı kolaylık nedeniyle Şekil 3.1’de gösterildiği gibi 2-boyutta eksenel simetrik gösterim kullanılmaktadır. Radyal konumlar $r(m)$ ile gösterilirken, eksenel konumlar ise $z(m)$ ile temsil edilmiştir. Bu gösterim, radyal ve eksenel yönlerde

uzanan üç bobin setinde yer alan iki çift pankeke ilave olarak bir çift pankekin de yarısını içermektedir. Radyal r_1 ve eksenel z_1 parametreleri ile verilen birinci bobin setinde yer alan tekli bobin eksenin diğer tarafındaki tekli bobin ile beraber düşünüldüğünde bir çift pankek seti oluşturur. Bu bobinler tekli bobinler halinde de ele alınabilir ancak bu tez çalışması için yaptığımız araştırmalar onların bir çift pankek bobin olarak el alınmalarının ana magnet tasarımı için daha olumlu sonuçlar verdiği yönündedir. Çift pankek bobinler arasında yer alan eksenel mesafe 10 mm olarak ele alınmıştır. Çift pankek bobinler arasındaki mesafe 10 mm altına düşürüldüğünde magnet üzerindeki tepe alan artmaktadır ve bu ana magnet dizaynında istenmeyen bir durumdur [37-39].



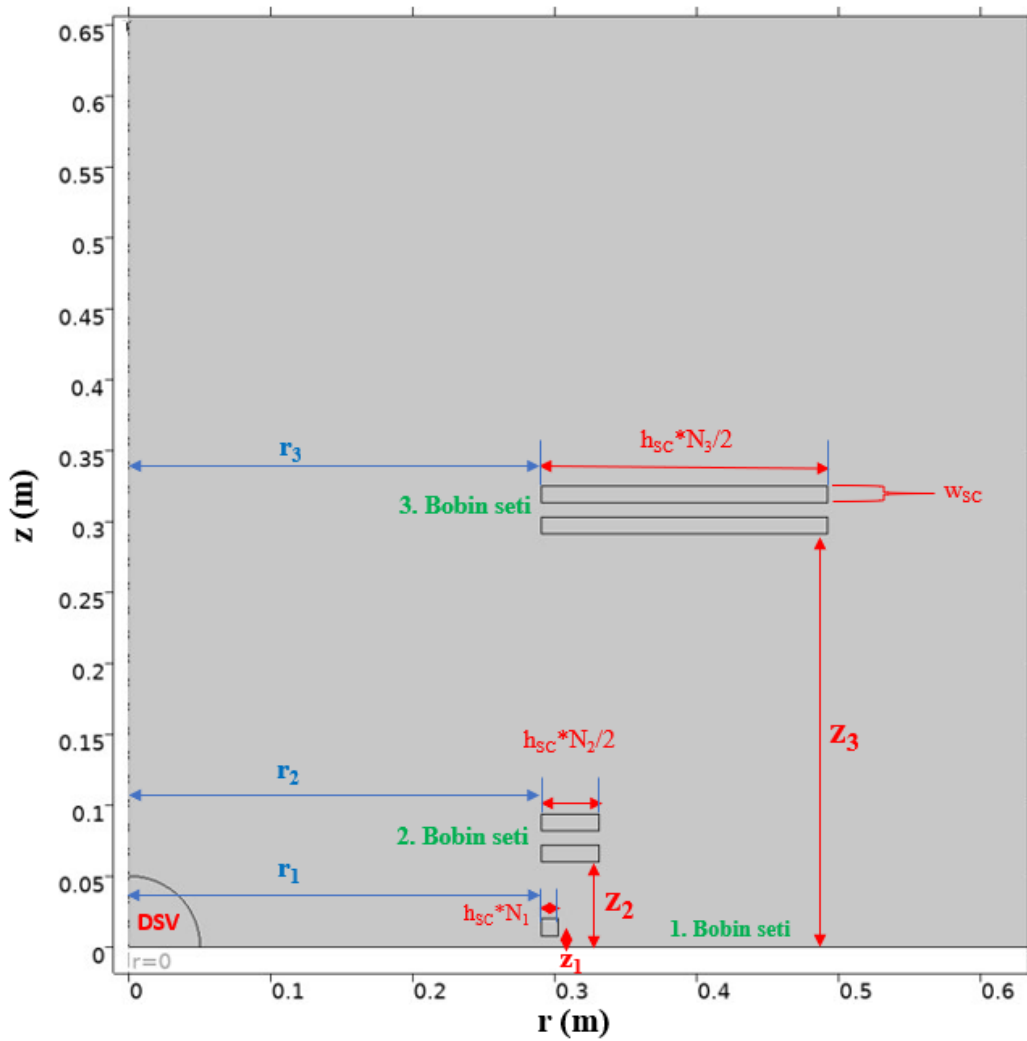
Şekil 3.1 Mıknatıs tasarımı için 2-boyutta eksenel simetrik gösterimi

Bu tasarımda amacımız 2G REBCO süperiletken şerit geometrileri kullanarak hedef bölgede 0.6 T manyetik alan şiddetine ve 10 ppm büyüklüğünden daha az homojensizliğe ve daha düşük tepe alanına sahip, dar delikli MRG sisteminin

tasarımını yapmaktır. Ayrıca 1.5 T'ya kadar daha yüksek manyetik alan şiddeti durumları için de tasarım parametreleri elde edilmiş ve birbirleriyle kıyaslanmıştır. Süperiletken şerit genişliği 12 mm, kalınlığı ise 400 μm olarak seçilmiştir. Bu seçimdeki amacımız ise maksimum akım taşıma kapasitesinin bu geometri ile mümkün olmasıdır. Daha düşük akım taşıma kapasitesi daha az genişlik ve daha düşük kalınlık geometrisi ile de mümkündür.

3.2.1 Parametreler

Bu tasarımda simetrinin sağladığı kolaylık sayesinde, ilgilendiğimiz bölgede iki tane çift ve bir tane tekli bobin seti yer almaktadır.



Şekil 3.2 Mıknatıs tasarımı için tasarım parametreleri

Magnet sisteminin geometrisini belirlemede rol oynayan r_1, r_2, r_3 radyal ve z_1, z_2, z_3 eksenel parametreleri, w_{sc} süperiletken şerit genişliği, h_{sc} süperiletken

şerit kalınlığı, 0.6 T veya 1.5 T şiddetinde homojen manyetik alan elde etmeyi hedeflediğimiz magnet sisteminin merkezinde yer alan 10 cm çapa sahip bölge (DSV) ve sırasıyla birinci, ikinci ve üçüncü bobin setlerinde yer alan her bir bobin başına sarım sayıları N_1 , $N_2/2$ ve $N_3/2$ Şekil 3.2’de gösterilmiştir. Her bir bobin setinde N_1 , N_2 ve N_3 toplam sarım sayıları bulunurken, bu sarım sayıları birinci bobin setinde tek bir bobine aitken, ikinci ve üçüncü bobin setlerinde ikiye bobin yer aldığından bobinler arasında eşit olarak paylaştırılmıştır. Radyal parametreler magnet sisteminin iç ve dış çapının büyüklüğünü etkilerken, süperiletken şerit kalınlığı ve sarım sayısı ise magnet sisteminin sadece dış çapının büyüklüğünü etkilemektedir. Eksenel parametreler ve süperiletken şerit genişliği ise magnet sisteminin uzunluğunu etkilemektedir. Öte yandan bu parametrelerin tamamı ise 10 ppm altında homojensizliğe sahip 0.6 T veya 1.5 T’ya kadar daha yüksek manyetik alan şiddeti hedeflenen DSV bölgesindeki homojeniteyi etkilemektedir. Şekil 3.2’de, DSV dairesinin sadece dörtte biri gösterilmektedir. Tüm daire ve çeyrek dairenin homojenlik mertebesi aynıdır.

3.2.2 Optimizasyon Sonuçları

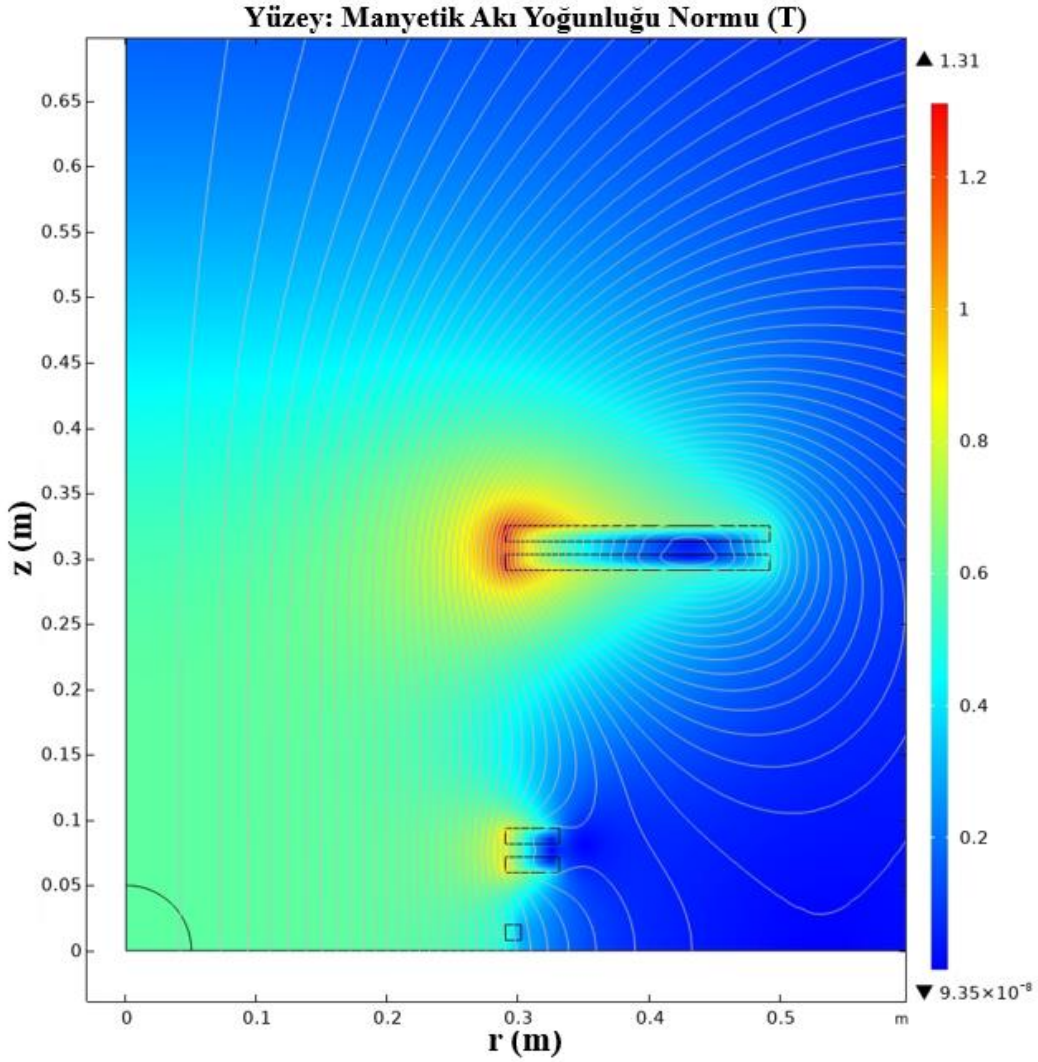
Tablo 3.1’de mıknatıs tasarımı için başlangıç parametreleri verilmiştir.

Tablo 3.1 Mıknatıs tasarımı için başlangıç parametreleri

Parametre (birim)	Büyüklik	Parametre (birim)	Büyüklik
r_1 (m)	0.29	h_{SC} (μm)	400
r_2 (m)	0.29	w_{SC} (mm)	12
r_3 (m)	0.29	DSV (m)	0.1
z_1 (m)	0.005	I_1 (A)	117.3
z_2 (m)	0.0598	I_2 (A)	139.6
z_3 (m)	0.291	I_3 (A)	120.7
N_1	30	H (ppm)	0.124
N_2	206	Kaçak manyetik alan (G)	4.28
N_3	1010	Tepe manyetik alan (T)	1.31

Dar delikli MRG sistemi için ana magnet tasarımıyla ilgilenildiğinden radyal parametreler için ilgilenilen minimum değer 0.29 m’dir. Eksenel parametreler ise keyfi olarak seçilmiştir. Mıknatısın iç çapı, dış çapı ve uzunluğu sırasıyla 0.58 m,

0.984 m ve 0.65 m 'dir. YSİ şeridinin kalınlığı (h_{SC} (μm)), nispeten kalın olan ve aşağıdaki avantajlara sahip olan 400 μm seçilmiştir: sağlam mekanik performans, yüksek akım taşıma kapasitesi, anizotropik alan bağımlılığına nispeten daha az duyarlılık.

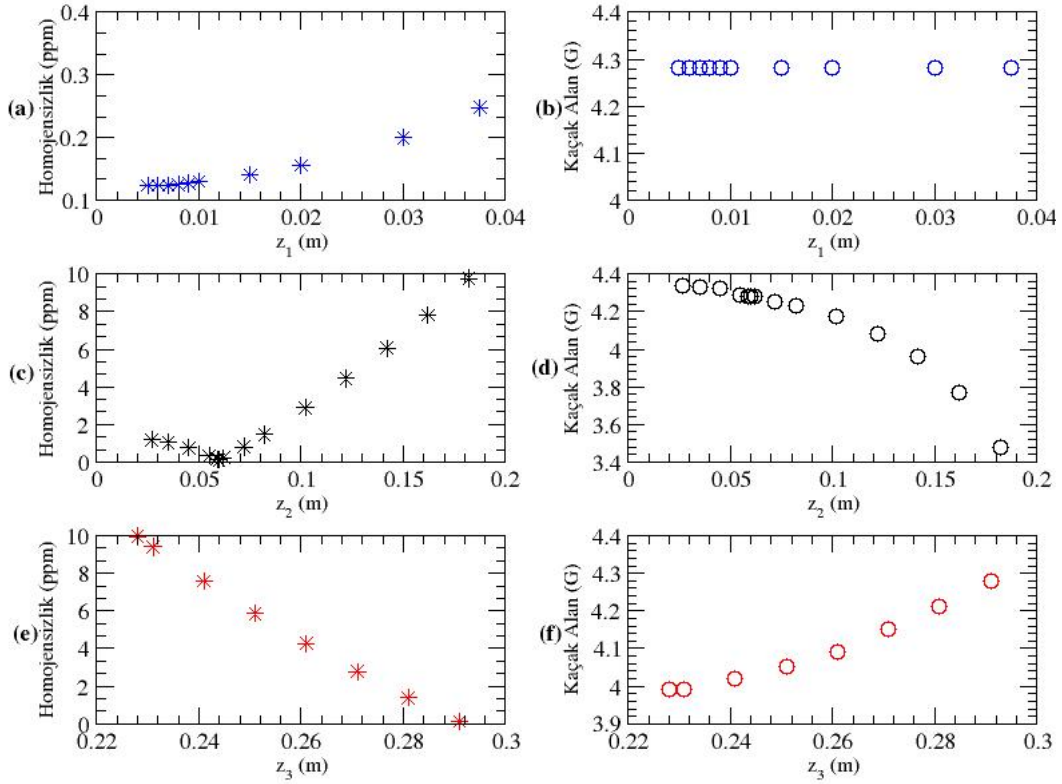


Şekil 3.3 Mıknatısın manyetik alan gösterimi

YSİ şeridinin genişliği (w_{SC}) daha yüksek akım taşıma kapasitesi sağlaması ve bu boyutta yaygın olarak imal edilmiş olması nedenleriyle 12 mm olarak tercih edilmektedir. Birinci bobin setinin sarım sayısı 30, ikinci ve üçüncü bobin setlerinin sarım sayıları ise sırasıyla 206 ve 1010'dur. Bu başlangıç parametreleri kullanılarak, her bir bobin seti için YSİ şeritlerinden geçen akımlar (I_1 , I_2 ve I_3), DSV bölgesindeki homojensizlik ve MRG sistemi merkezinin 5 m uzaklığında kaçak manyetik alan değerleri elde edildi. Tablo 3.1'de ilgili tüm parametreler

verilmiştir. İlk durum parametrelerinden magnet dizaynı için manyetik akı yoğunluğu dağılımı Şekil 3.3'te gösterilmiştir. Mıknatıs simetrik olduğundan ve manyetik alan dağılımının sadece çeyreği çizilmiştir. Açıkça görüldüğü gibi, DSV bölgesi içinde manyetik alan 0.6 T'dır. Bobin setlerinde maksimum tepe alan ise 1.31 T'dır. Bu tasarım ile verilen parametreler oldukça makul değerlere sahiptir. Homojensizlik 0.124 ppm gibi son derece mükemmel bir değere sahiptir. Kaçak manyetik alan değeri magnet merkezinden 5 m uzaklıkta 5 G'u aşmamıştır. Bu dizaynda z_3 eksenel parametresinin küçültülmesiyle homojensizlik değerinden 10 ppm civarına kadar taviz verilerek mıknatıs uzunluğunu 56 cm değerinin altına çekmekte mümkün olmuştur.

3.2.3 Duyarlılık Analizi

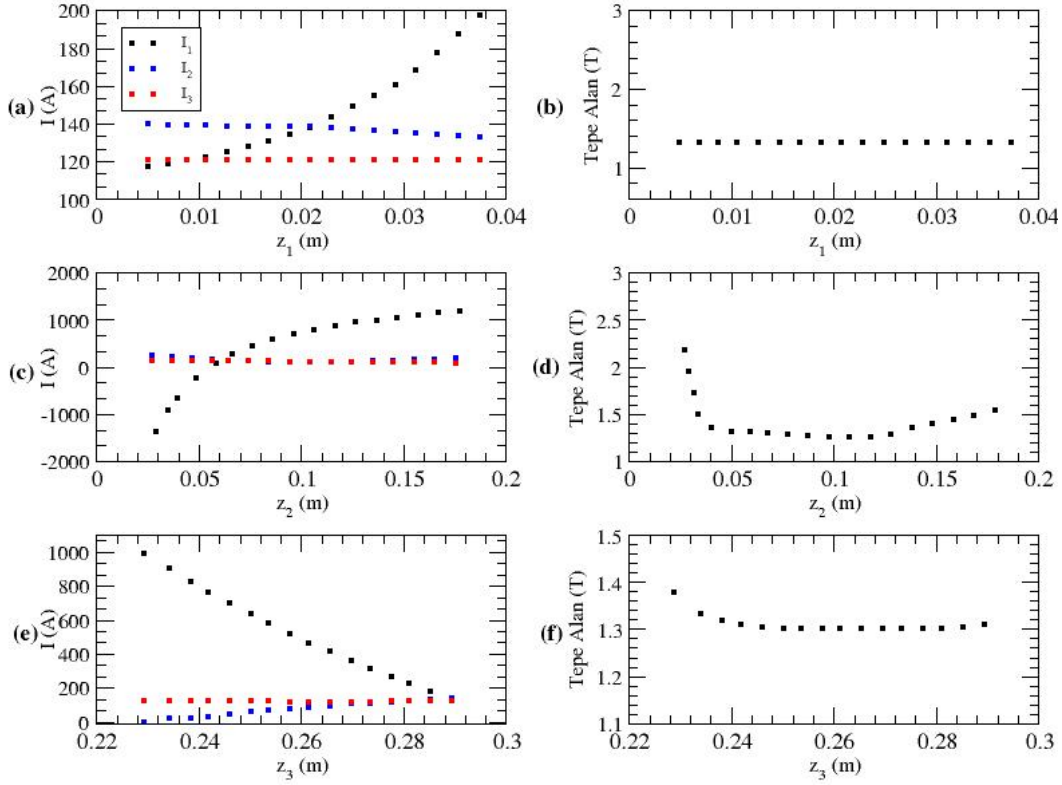


Şekil 3.4 (a), (c), (e) Bobinlerin eksenel konumları ile 10 cm'lik DSV içindeki manyetik alan homojensizliğinin duyarlılığı; (b), (d), (f) bobinlerin eksenel konumları ile 5 m × 5 m bölgesindeki kaçak manyetik alanın duyarlılığı

Şekil 3.4'te Tablo 3.1 ile verilmiş olan mıknatıs tasarımı için başlangıç parametreleri üzerinden yapılan mıknatısların eksenel yer değiştirmelerine göre

DSV bölgesi içindeki homojensizlik, mıknatıs merkezinden 5 m uzaklıktaki kaçak manyetik alan değerlerinin duyarlılıkları verilmiştir. Şekil 3.4 (a)'da birinci bobin setinde yer alan bobinin z_1 parametresi 0.005 m değerinden 0.0375 m değerine kadar artırılmıştır. Bu artışla birlikte DSV bölgesi içindeki homojenite kötüleşmiş yani homojensizlik artmıştır. $z_1 = 0.005$ m değeri için 0.124 ppm değerindeyken $z_1 = 0.0375$ m değeri için 0.248 ppm değerine gerilemiştir. Ancak bu gerileme homojensizlik mertebesinde yüksek bir bozulmaya neden olmamıştır, yani z_1 parametresi değişimine göre yüksek homojensizlik duyarlılığı gözlenmemiştir. Şekil 3.4 (b)'yi incelediğimizde ise z_1 parametresi değişiminin ana magnet sistemi merkezinden 5 m uzaklıktaki kaçak manyetik alan değerinde olumlu ya da olumsuz herhangi bir duyarlılığa neden olmadığı açıkça görülmektedir. Şekil 3.4 (c)'ye baktığımızda z_2 parametresinin 0.0270 – 0.1820 m aralığında değiştirildiğini, $z_2 = 0.0598$ m değerinden hem azaltılmış hem de arttırılmıştır. Her iki değişim yönünde de homojensizliğin daha da bozulduğunu görmekteyiz. Şekil 3.4 (d)'ye baktığımızda ise z_2 değerinin artmasıyla birlikte kaçak manyetik alan değeri azalarak olumlu bir duyarlılık sergilemiştir. Kaçak manyetik alan değeri 4.34 G'dan 3.44 G'a azalırken homojensizlik 0.124 ppm'den 9.76 ppm değerine kadar artmaktadır. Homojensizliğin çok artmasına karşılık daha düşük bir kaçak manyetik alan değeri tercih edilebilir bir durum değildir. Çünkü Tablo 3.1'deki başlangıç parametreleri durumunda da kaçak manyetik alan makul sınırlar içerisinde yer almaktadır. Şekil 3.4 (e)'de z_3 parametresinin değişimine göre homojensizliğin değişimine baktığımızda, değişim sadece z_3 parametresinin azaltıldığı yönde gerçekleştirilmiştir. Bunun sebebi ise Tablo 3.1'deki başlangıç parametrelerine baktığımızda homojensizlik oldukça makul değerlerdedir ve z_3 parametresinin artması mıknatıs boyunun artması anlamına gelmektedir ve bu bizim hedeflediğimiz bir durum değildir. Bu nedenle z_3 parametresi mıknatıs boyunun kısalacağı yönde değiştirilmiştir. Görüldüğü gibi z_3 parametresi azaltıldıkça homojensizlik artmaktadır. Mıknatıs boyunun kısalması istediğimiz bir durumken, homojensizliğin belirli bir sınırı aşip artması bizim istemediğimiz bir durumdur. Böyle bir durumda her ikisi arasında makul bir denge kurup homojensizlik hedeflerimiz ile mıknatıs boyu hedeflerimizi belirli ölçütlerde gerçekleştirebiliriz. Örneğin homojensizliği 0.124 ppm değerinden 2.77 ppm değerine gerilemesini

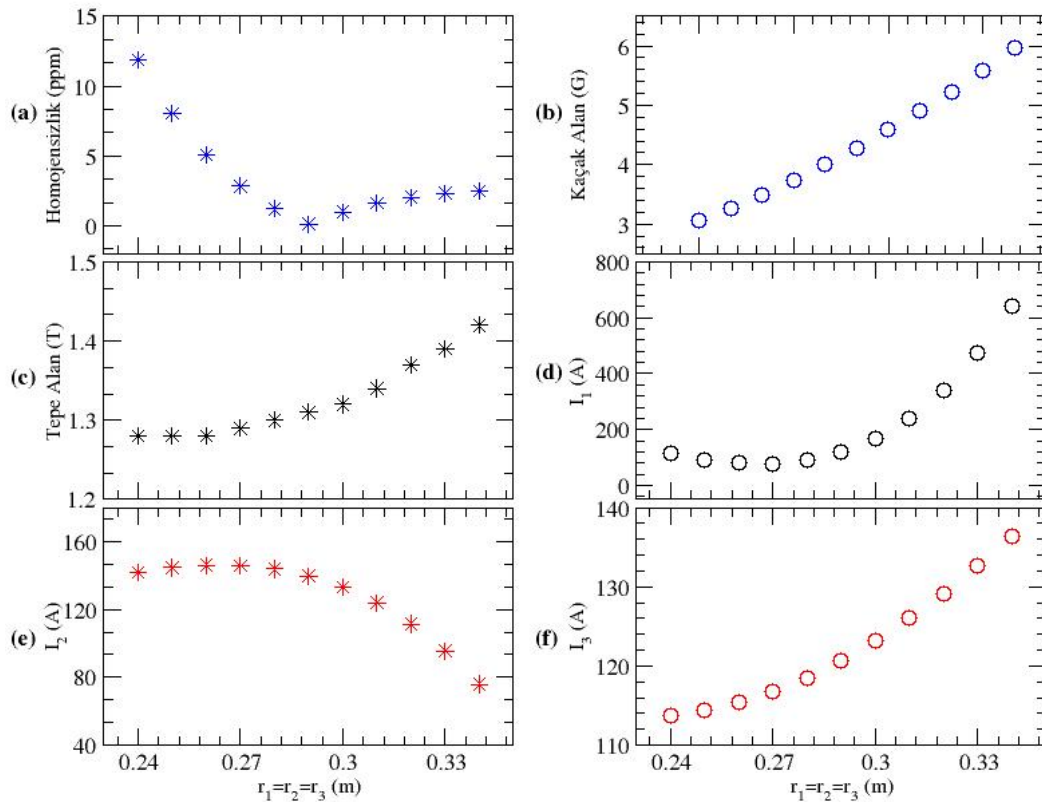
göze alırsak mıknatıs boyunu 4 cm daha kısaltabilirken, homojensizliğin 7.59 ppm'e kadar gerilemesini kabul edersek mıknatıs boyunu 10 cm daha, 9.40 ppm değerine gerilemesini kabul edersekte mıknatıs boyunu 12 cm daha kısaltmamız mümkün olmaktadır. Bu da sonuç olarak Tablo 3.1'deki tasarım parametreleri ile verilen mıknatıs boyunun 0.53 m'ye kadar kısalabilmesi anlamına gelir.



Şekil 3.5 (a), (c), (e) Bobinlerin aksel konumları ile bobinlerden geçen akımların duyarlılığı; (b), (d), (f) bobinlerin aksel konumları ile tepe alanın duyarlılığı

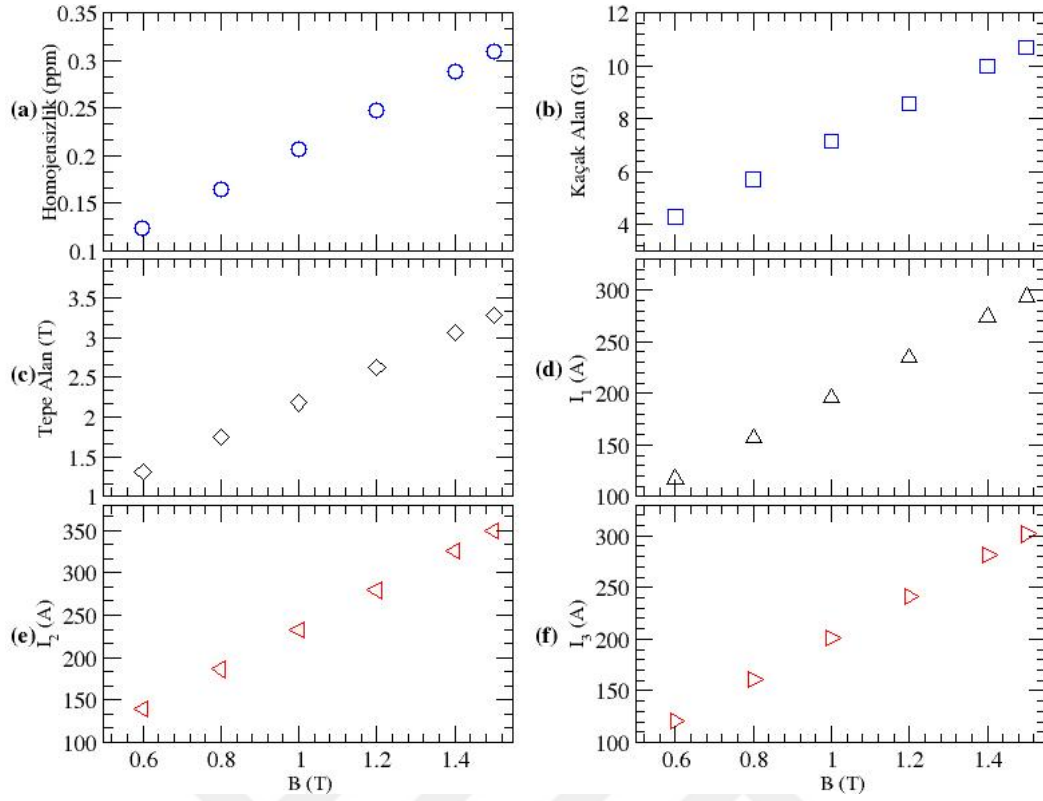
Şekil 3.5'te Tablo 3.1 ile verilmiş olan mıknatıs tasarımı için başlangıç parametreleri üzerinden yapılan mıknatısların aksel yer değiştirmelerine göre her bir bobin setinde yer alan süperiletken şeritlerden geçen akımların ve bobinler üzerindeki tepe manyetik alanların duyarlılıkları verilmiştir. Şekil 3.5 (a)'da z_1 parametresinin değişimine göre akımların değişimine baktığımızda ikinci ve üçüncü bobin setlerinde yer alan süperiletken şeritlerden geçen I_2 ve I_3 akımları hemen hemen aynı kalırken, birinci bobin setinde yer alan süperiletken şeritlerden geçen I_1 akımları ise daha yüksek duyarlılık göstererek 117 A civarından 200 A

civarına artış göstermiştir. Şekil 3.5 (b)'de verilen bobinler üzerindeki tepe manyetik alan değerleri ise z_1 parametresinin değişimine karşı herhangi bir duyarlılık sergilememekte ve 1.31 T değerinde sabit kalmaktadır. Şekil 3.5 (c)'de z_2 parametresinin değişimine göre en büyük duyarlılığı yine I_1 akımları sergilerken, I_2 ve I_3 akımları ona nisbeten daha stabil durum sergilemektedirler. I_2 ve I_3 akımlarının her ikisi de toplamda 45 A civarında azalma yönünde duyarlılık göstermektedirler. Şekil 3.5 (d) ile verilen tepe manyetik alanın z_2 parametresine duyarlılığının ise bu parametrenin azalma ve artma yönlerinin her ikisinde artma şeklinde değişime neden olduğu görülmektedir. $z_2 = 0.0270$ m değeri için 2.18 T, $z_2 = 0.1820$ m değeri için ise 1.55 T değerine sahip tepe manyetik alanları gözlenmektedir. Şekil 3.5 (e)'de ise z_3 parametresine en yüksek duyarlılığı yine I_1 akımları sergilerken, onu I_2 akımları izlemektedir, I_3 akımları ise hemen hemen sabittir.



Şekil 3.6 Bobinlerin radyal konumlarının eş zamanlı değişimi ile (a) 10 cm'lik DSV içindeki manyetik alan homojensizliğinin, (b) kaçak manyetik alanın, (c) tepe manyetik alanın, (d) I_1 akımının, (e) I_2 akımının, ve (f) I_3 akımının duyarlılığı

Şekil 3.6, bobinlerin radyal konumlarının eş zamanlı değişimi ile 10 cm'lik DSV içindeki manyetik alan homojensizliğinin, kaçak manyetik alanın, tepe manyetik alanın ve I_1 , I_2 ve I_3 akımlarının duyarlılığını göstermektedir. Şekil 3.6 (a)'da radyal konumların eş zamanlı olarak artmasının veya azalmasının her ikisi de homojensizlik üzerinde olumsuz duyarlılık etkisine sahiptir. Radyal parametrelerin azalma yönündeki eş zamanlı değişimleri homojensizlik üzerinde daha yüksek olumsuz duyarlılığa sahiptir. Çünkü homojensizlik daha hızlı bozulmaktadır. Şekil 3.6 (b)'de görüldüğü gibi radyal parametrelerin eş zamanlı azalışı kaçak manyetik alan üzerinde olumlu bir duyarlılığa sahipken, eş zamanlı artışı ise kaçak manyetik alan üzerinde olumsuz bir duyarlılığa sahiptir. $r_1 = r_2 = r_3 = 0.31$ m değerinden sonra kaçak manyetik alan değeri 5 G üzerine çıkmaktadır. Şekil 3.6 (c)'ye baktığımızda ise tepe manyetik alan değerleri radyal parametreler eş zamanlı arttıkça artmaktadır. $r_1 = r_2 = r_3 = 0.34$ m değeri için tepe manyetik alan 1.42 T'yı görmektedir. Bu değer tepe manyetik alanı için makul sınırlar içerisinde. Şekil 3.6 (d), (e) ve (f)'den de açıkça görülmektedir ki radyal parametreler arttıkça I_2 akımı azalırken, I_1 ve I_3 akımları artmaktadır. Yine en yüksek duyarlılığı I_1 akımı sergilerken, I_2 ve I_3 akımları ise zıt yönlerde benzer duyarlılıklar sergilemektedirler. Şekil 3.7'yi incelediğimizde manyetik alan şiddeti artışıyla birlikte homojensizlik, kaçak manyetik alan, tepe manyetik alanı ve akımların hepsi lineer olarak artmaktadır. Parametrelerin bu artışı tamamen olumsuz yönde duyarlılık anlamına gelmektedir. Artık günümüzde düşük manyetik alan şiddetiyle de yüksek manyetik alan şiddeti kullanan MRG cihazlarına yakın görüntü kalitesi elde edilebildiğinden yüksek manyetik alan şiddeti kullanan MRG cihazlarının, yüksek maliyeti de gözönüne alındığında yakın zamanda piyasadaki yerini orta şiddetteki MRG cihazlarına bırakması öngörülmektedir. Tablo 3.2'de 0.68 m iç çapa sahip bir MRG cihaz tasarımı için başlangıç parametreleri verilmiştir. Buradaki amacımız Tablo 3.1 ile tasarım parametreleri verilmiş olan 0.58 m iç çapa sahip ana magnet dizaynı ile kıyaslama yaparak neden daha kısa mıknatıs boyunun iç çapı daha küçük mıknatıslarla mümkün olduğunu da göstermektir. Şekil 3.8 (a)'da z_3 parametresi arttıkça homojensizliğin azaldığı görülmektedir. $z_3 = 0.3348$ m değeri için homojensizlik 0.046 ppm (Tablo 3.3) değerine kadar azalmaktadır.



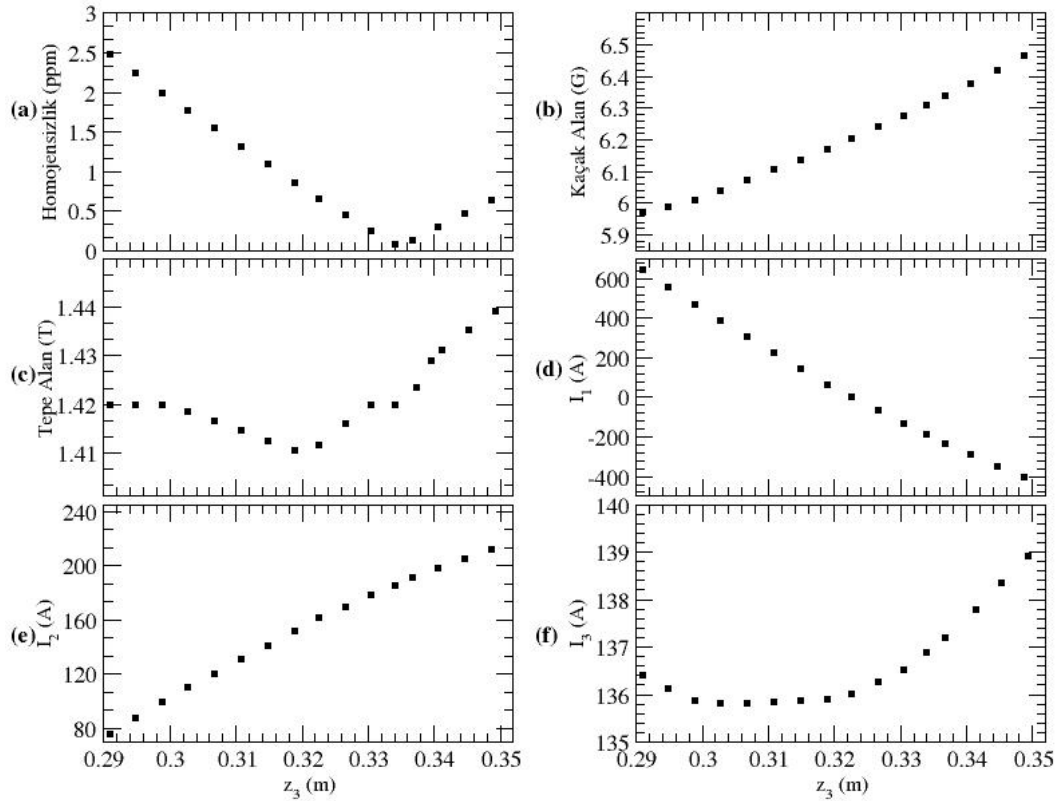
Şekil 3.7 Manyetik alan şiddeti değişimi ile (a) 10 cm'lik DSV içindeki manyetik alan homojensizliğinin, (b) kaçak manyetik alanın, (c) tepe manyetik alanın, (d) I_1 akımının, I_2 akımının, ve (f) I_3 akımının duyarlılığı

Tablo 3.2 Yüksek iç çapa sahip mıknatıs tasarımı için başlangıç parametreleri

Parametre (birim)	Büyüklik	Parametre (birim)	Büyüklik
r_1 (m)	0.34	h_{SC} (μm)	400
r_2 (m)	0.34	w_{SC} (mm)	12
r_3 (m)	0.34	DSV (m)	0.1
z_1 (m)	0.005	I_1 (A)	643.5
z_2 (m)	0.0598	I_2 (A)	75.9
z_3 (m)	0.291	I_3 (A)	136.4
N_1	30	H (ppm)	2.48
N_2	206	Kaçak manyetik alan (G)	5.97
N_3	1010	Tepe manyetik alan (T)	1.42

$r_1 = r_2 = r_3 = 0.29$ m olan mıknatıs tasarımı durumunda minimum homojensizliği $z_3 = 0.291$ m için elde ettik. Her iki durumu kıyasladığımızda radyal parametreleri sabit tuttuğumuzda daha kısa mıknatıs boyu için

homojensizlikten taviz vermemiz gerekmektedir. Dolayısıyla daha kısa magnet iç çapı durumunda daha kısa magnet boyu elde edilmesi makuldür. Şekil 3.8 (b)'de z_3 parametresinin artışıyla birlikte kaçak manyetik alan da lineer olarak artmaktadır. Bu bizim istemediğimiz bir durumdur. Şekil 3.8 (c)'ye baktığımızda ise tepe manyetik alan mühim bir değişim sergilememektedir, makul değerlere sahiptir. Şekil 3.8 (d), (e) ve (f)'yi incelediğimizde ise z_3 parametresinin artışına en duyarlı akım I_1 akımı olarak görülmektedir. I_1 akımı önce azalmakta, daha sonra ise yön değiştirerek negatif yönde artmaktadır. z_3 parametresinin artışıyla I_2 akımı artarken, I_3 akımı ise hemen hemen sabit kalarak 3 A civarında bir değişim sergilememektedir.



Şekil 3.8 (a), (c), (e) 3. bobin setinin z_3 eksenel konumu ile 10 cm'lik DSV içindeki manyetik alan homojensizliğinin duyarlılığı; (b), (d), (f) bobinlerin eksenel konumları ile tepe manyetik alanın duyarlılığı

Tablo 3.3'te $r = 0.34$ m iç çapı için minimum homojensizlik değerini veren tasarım parametreleri verilmiştir. Bunu Tablo 3.1 ile kıyasladığımızda göze çarpan en önemli fark kaçak manyetik alan değerinin Tablo 3.3'te 6.32 G olmasıdır. Tablo

3.1’de 5 G kaçak manyetik alan şartı mıknatıs sistemi merkezinden 5 m uzaklıkta sağlanırken, Tablo 3.3’te ise bu şart mıknatıs sistemi merkezinden 5.4 m uzaklıkta sağlanabilmektedir. Öte yandan Tablo 3.3’te tepe manyetik alanı daha yüksek ve homojensizlik ise daha düşüktür, akım değerleri daha yüksektir.

Tablo 3.3 $r = 0.34$ m iç çapı için minimum homojensizlik değerini veren tasarım parametreleri

Parametre (birim)	Büyüklik	Parametre (birim)	Büyüklik
r_1 (m)	0.34	h_{SC} (μ m)	400
r_2 (m)	0.34	w_{SC} (mm)	12
r_3 (m)	0.34	DSV (m)	0.1
z_1 (m)	0.005	I_1 (A)	-201.8
z_2 (m)	0.0598	I_2 (A)	187.1
z_3 (m)	0.3348	I_3 (A)	137.0
N_1	30	H (ppm)	0.046
N_2	206	Kaçak manyetik alan (G)	6.32
N_3	1010	Tepe manyetik alan (T)	1.42

Tablo 3.4’te ise Tablo 3.3’teki sarım sayıları azaltılmış ve süperiletken şeritlerden geçen maksimum akım miktarları maksimize edilmiştir. Sarım sayıları azaltılarak mıknatıs çapı azaltıldığından kaçak manyetik alan değeri 6.32 G değerinden 3.97 G değerine kadar azaltılabilmektedir, ancak 1.42 T’lık makul karşılanabilecek tepe manyetik alan değeri 3.24 T’lık makul olmayan yüksek bir değere ulaşmıştır.

Tablo 3.4 $r = 0.34$ m iç çapı için minimum sarım sayısı parametreleri

Parametre (birim)	Büyüklik	Parametre (birim)	Büyüklik
r_1 (m)	0.34	h_{SC} (μ m)	400
r_2 (m)	0.34	w_{SC} (mm)	12
r_3 (m)	0.34	DSV (m)	0.1
z_1 (m)	0.005	I_1 (A)	-988.7
z_2 (m)	0.0598	I_2 (A)	971.6
z_3 (m)	0.3348	I_3 (A)	993.8
N_1	28	H (ppm)	1.95
N_2	64	Kaçak manyetik alan (G)	3.97
N_3	112	Tepe manyetik alan (T)	3.24

4 SONUÇ

En yüksek homojensizlik değeri 10 ppm altında ve mıknatıs merkezinden 5 m uzaklıkta kaçak manyetik alanın 5 G altında olmak koşuluyla mıknatıs boyunun 55 cm'den daha kısa olduğu ultra kısa mıknatıs tasarımı gerçekleştirilmiştir. Ayrıca bu tasarımda bobinler üzerindeki en yüksek tepe manyetik alan değeri 1.31 T olarak elde edilmiştir. Homojensizlik değerinin 10 ppm değerinin çok altına inmesi MRG ile elde edilen görüntülerde çeşitli yapaylıklara neden olarak uzaysal bozulmalara, görsel bulanıklığa ve sinyal yoğunluğunun azalmasına neden olabilecek etkileri minimize etmesi açısından önemlidir. Düşük kaçak manyetik alan değeri iş sağlığı güvenliği açısından önem arz ederken, bobinler üzerindeki düşük tepe manyetik alan değerleri ise mıknatıs sisteminin fazla ısınarak zarar görmemesi açısından bir avantajdır. Ultra kısa bir mıknatıs tasarımı ise taşınabilirlik, erişilebilirlik, maliyet etkinliği, soğutma gereksinimlerinin azaltılması, hızlı görüntüleme, hasta konforu vb. olanakları sağlama potansiyeli nedeniyle öne çıkmaktadır. Son olarak YSI şeritler MRG ana mıknatıslarında istenilen homojenite, mıknatıs sistemi dışındaki düşük kaçak manyetik alan şiddeti ve mıknatıslar üzerindeki düşük tepe manyetik alan şiddeti gibi temel gereksinimlerin karşılanması için yeterli olmaktadır.

- [1] R. Brown, et. al., “Magnetic Resonance Imaging: Physical Principles and Sequence Design,” Wiley, 2014.
- [2] L. Mittendorff, A. Young, J. Sim, “A narrative review of current and emerging MRI safety issues: What every MRI technologist (radiographer) needs to know,” J. Med. Radiat. Sci. 69, pages: 250–260, 2022.
- [3] K. Kose, “Physical and technical aspects of human magnetic resonance imaging: Present status and 50 years historical review,” Advances in Physics X, vol. 6, no. 1, article number: 1885310, 2021.
- [4] Z. Morris, W. N. Whiteley, et. al., “Incidental findings on brain magnetic resonance imaging: Systematic review and meta-analysis,” BMJ, vol. 339, article number: b3016, 2009.
- [5] E. N. Manson, S. Inkoom, A. N. Mumuni, “Impact of Magnetic Field Inhomogeneity on the Quality of Magnetic Resonance Images and Compensation Techniques: A Review,” Reports in Medical Imaging, vol. 15, pages: 43–56, 2022.
- [6] M. A. Brown, R. C. Semelka, “MRI Basic Principles and Applications,” John Wiley & Sons, New Jersey, 2003.
- [7] S. E. Forshult, “Magnetic Resonance Imaging MRI – An Overview,” Karlstad University Studies, vol.22, 2007.
- [8] D. Weishaupt, V. D. Köchli, B. Marincek, “How Does MRI Work? An Introduction to the Physics and Function of Magnetic Resonance Imaging,” Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2008.
- [9] “Dramatically Different From All Other Magnetic Resonance Images,” 16.01.2024, <https://www.standupmriofyonkers.com/yonkers1/upright-difference.php#:~:text=As>
- [10] S. Kathiravan and J. Kanakaraj, “A Review on Potential Issues and Challenges in MR Imaging,” Hindawi Publishing Corporation, The Scientific World Journal, vol. 2013, article number: 783715, 2013.
- [11] W. T. Sobol, “Recent advances in MRI technology: Implications for image quality and patient safety,” Saudi Journal of Ophthalmology, vol. 26(4), pages: 393-399, 2012.
- [12] G. Katti, S. A. Ara, A. Shireen, “Magnetic Resonance Imaging (MRI) – A Review,” International Journal of Dental Clinics, vol. 3(1), pages: 65-70, 2011.
- [13] B. P. Sutton, F. L. White, “Imaging in the Presence of Magnetic Field Inhomogeneities,” Advances in Magnetic Resonance Technology and Applications, vol. 7, pages: 327-354, 2022.
- [14] J. C. Gatenby, T. R McCauley, J. C. Gore, “Mechanisms of signal loss in

- magnetic resonance imaging of stenoses,” *Med. Phys.*, vol. 20(4), pages: 1049-57, 1993.
- [15] C. A. Olman, L. Davachi, and S. Inati, “Distortion and Signal Loss in Medial Temporal Lobe,” *PLoS One*, vol. 4(12), article number: e8160, 2009.
 - [16] D. S. Bassett, and M. S. Gazzaniga, “Understanding complexity in the human brain,” *Trends Cogn. Sci.*, vol. 15(5), pages: 200–209, 2011.
 - [17] K. Amunts, J. DeFelipe, et. al., “Linking Brain Structure, Activity, and Cognitive Function through Computation,” *eNeuro*, vol. 9(2): ENEURO.0316-21.2022, 2022.
 - [18] M. J. Rosenbloom and A. Pfefferbaum, “Magnetic Resonance Imaging of the Living Brain,” *Alcohol. Res. Health.*, vol. 31(4), pages: 362–376, 2008.
 - [19] S. H. Faro, F. B. Mohamed, “Functional MRI: Basic Principles and Clinical Applications,” Springer, 2006.
 - [20] Gary H. Glover, “Overview of Functional Magnetic Resonance Imaging,” *Neurosurg. Clin. N. Am.*, vol. 22(2), pages: 133–139, 2011.
 - [21] John C. Gore, “Principles and practice of functional MRI of the human brain,” *J. Clin. Invest.*, vol. 112, pages: 4–9, 2003.
 - [22] Adina Roceanu, Mihaela Onu, “Diffusion Tensor Imaging (DTI) - A New Imaging Technique Applied in Multiple Sclerosis,” *Maedica (Bucur)*, vol. 7(4), pages: 355–357, 2012.
 - [23] J. P. B. O'Connor, P. S. Tofts, et. al., “Dynamic contrast-enhanced imaging techniques: CT and MRI,” *Br. J. Radiol.*, vol. 84(Spec. Iss. 2), pages: S112–S120, 2011.
 - [24] Heike Kamerlingh Onnes, “Sur les re´sistances e´lectriques,” *Communications from the Physical Laboratory of the University of Leiden*, Supplement, vol. 29, pages: 1–11, 1911.
 - [25] Meissner, W.; Ochsenfeld, R., "Ein neuer Effekt bei Eintritt der Supraleitfähigkeit," *Naturwissenschaften*, vol. 21 (44), pages: 787–788, 1933.
 - [26] Bardeen, J.; Cooper, L. N.; Schrieffer, J. R., "Microscopic Theory of Superconductivity," *Physical Review*, vol. 106 (1), pages: 162–164, 1957.
 - [27] A. Roque, D. M. Sousa, et. al., “Superconductivity and their Applications,” *International Conference on Renewable Energies and Power Quality (ICREPQ’17)*, 2017.
 - [28] Seyeon Lee, Woo-Seok Kim, Yungil Kim et. al., “Persistent Current Mode Operation of A 2G HTS Coil With A Flux Pump, *IEEE Transactions on Applied Superconductivity*,” vol. 26(4), article number: 0606104, 2016.
 - [29] Derong Qiu, Wei Wu, Yunhao Pan Lounasmaa, et. al., “Experiment and Numerical Analysis on Magnetic Field Stability of Persistent Current Mode Coil Made of HTS-Coated Conductors,” *IEEE Transactions on Applied Superconductivity*, vol. 27(4), article number: 4601605, 2017.
 - [30] Seyeon Lee; Woo-Seok Kim; Yungil Kim, “Characteristics of an HTS Pancake Coil in Persistent Current Mode Using Wind-and-Flip Winding Method,”

- IEEE Transactions on Applied Superconductivity, vol. 23(1), article number: 4601305, 2013.
- [31] Smith, G. S., “The Super-Fluidity of Liquid Helium II,” *Nature*, vol. 155(3942), pages: 598–600, 1945.
 - [32] <https://www.forbes.com/sites/omerawan/2022/11/10/the-helium-crisis-how-it-will-affect-you-and-your-loved-ones/?sh=23b93a0a7ed1>
 - [33] <https://ww2.aip.org/fyi/2016/scientific-societies-issue-action-plan-response-liquid-helium-supply-crisis>
 - [34] <https://www.aps.org/policy/analysis/helium-crisis.cfm>
 - [35] Milind D. Atrey, *Cryocoolers Theory and Applications*, International Cryogenics Monograph Series, Springer, 2020.
 - [36] Michael Parizh, Yuri Lvovsky, and Michael Sumption, “Conductors for commercial MRI magnets beyond NbTi: requirements and challenges,” *Supercond Sci Technol.*, vol. 30(1), article number: 014007, 2017.
 - [37] Akash Oraon, Rajneesh Oraon, et. al., “Simulation-Based Design of Optimized Symmetric MRI Magnet Modified With Ferromagnetic Shell,” *IEEE Transactions on Magnetics*, vol. 56, no. 2, article number: 8000207, 2020.
 - [38] Tanvir Baig, Zhen Yao, et. al., “Conduction cooled magnet design for 1.5T, 3.0T and 7.0T MRI systems,” *Supercond. Sci. Technol.*, vol. 27, article number: 125012, 2014.
 - [39] Yuri Lvovsky, Ernst Wolfgang Stautner and Tao Zhang, “Novel technologies and configurations of superconducting magnets for MRI,” *Supercond. Sci. Technol.*, vol. 26, article number: 093001, 2013.

TEZDEN ÜRETİLMİŞ YAYINLAR

Konferans Bildirileri

1. A. Akkaya, H. Kara, F. İnanır, “Conceptual Design of an Ultra-Short MRI Magnet from HTS Tapes,” 3rd International Conference on Scientific and Academic Research, 25-26 Aralık, 2023, Konya, TÜRKİYE.

