

T.C.
BALIKESİR ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI



**SEÇİCİ MANYETİK HİPERTERMİ İÇİN DAİRESEL HALBACH
DİZİLERİNİN TASARIMI VE KONTROLÜ**

DEVİRİM YÜZER

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Jüri Üyeleri : Doç. Dr. Serhat KÜÇÜKDERMENCİ (Tez Danışmanı)
Prof. Dr. Metin DEMİRTAŞ
Doç. Dr. Serhat Berat EFE

BALIKESİR, ŞUBAT - 2024

ETİK BEYAN

Balıkesir Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak tarafımda hazırlanan “**Seçici Manyetik Hipertermi için Dairesel Halbach Dizilerinin Tasarımı ve Kontrolü**” başlıklı tezde;

- Tüm bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Kullanılan veriler ve sonuçlarda herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Tüm bilgi ve sonuçları bilimsel araştırma ve etik ilkelere uygun şekilde sunduğumu,
- Yararlandığım eserlere atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,

beyan eder, aksinin ortaya çıkması durumunda her türlü yasal sonucu kabul ederim.

Devrim YÜZER

ÖZET

**SEÇİCİ MANYETİK HİPERTERMİ İÇİN DAİRESEL HALBACH DİZİLERİNİN
TASARIMI VE KONTROLÜ
YÜKSEK LİSANS TEZİ
DEVİRİM YÜZER
BALIKESİR ÜNİVERSİTESİ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI
(TEZ DANIŞMANI: DOÇ. DR. SERHAT KÜÇÜKDERMENCİ)
BALIKESİR, ŞUBAT - 2024**

Yeni nesil yardımcı kanser tedavi yöntemlerinden manyetik hipertermide (MH) hedef bölge ısıyı yerel olarak yükseltilecek kanser hücrelerini termal ablasyona uğratmak amaçlanır. Bu uygulamada seçici olarak kanserli bölgeye ısı uygulanırken tümör çevresindeki sağlıklı dokulara zarar vermemek önemlidir.

MH'de manyetik nanoparçacık (MNP) salınımlarının bölgeselleştirilmesi gibi yeni yaklaşımlar araştırılmaktadır. Önerilen bu tez çalışmasında dairesel Halbach dizileri kullanılarak statik manyetik alan (SMF) desenleri oluşturulmuştur. Mıknatıs açısı ile oluşan değişimler sonlu elemanlar yöntemi simülasyonu ile incelenmiştir. Simülasyon sonuçlarına göre uygun manyetik alan desenlerini oluşturacak düzenek kurulup ölçümlerle statik manyetik alan desenleri haritalanmıştır. Haritalama sonuçlarına göre; FFR'nin küçülüp büyümesi ve merkez noktasının bir eksen boyunca hareketi gözlemlenmiştir. Dairesel Halbach dizileri ile oluşturulan manyetik alan desenlerinin hedeflemeli MH'de kullanımını bu çalışmada incelenmiştir.

ANAHTAR KELİMELELER: Dairesel halbach dizisi, manyetik hipertermi, manyetik nanoparçacık, statik manyetik alan, manyetik alansız bölge

ABSTRACT

**DESIGN AND CONTROL OF CIRCULAR HALBACH ARRAYS FOR
SELECTIVE MAGNETIC HYPERTHERMIA
MSC THESIS
DEVİRİM YÜZER
BALIKESİR UNIVERSITY INSTITUTE OF SCIENCE
ELECTRICAL AND ELECTRONICS ENGINEERING
(SUPERVISOR: ASSOC. DR. SERHAT KÜÇÜKDERMENÇİ)
BALIKESİR, FEBRUARY - 2024**

In magnetic hyperthermia (MH), which is one of the new generation supportive cancer treatment methods, it is aimed to thermal ablate cancer cells by increasing the temperature of the target region locally. In this application, it is important not to damage the healthy tissues around the tumor while applying heat selectively to the cancerous area.

New approaches such as localization of magnetic nanoparticle (MNP) oscillations in MH are being investigated. In this proposed thesis study, static magnetic field (SMF) patterns were created using circular Halbach arrays. The changes occurring with the magnet angle were examined by finite element method simulation. According to the simulation results, a mechanism was established to create appropriate magnetic field patterns and static magnetic field patterns were mapped with measurements. According to the mapping results; It has been observed that the FFR shrinks and grows and the movement of its center point along an axis. The use of magnetic field patterns created by circular Halbach arrays in targeted MH was examined in this study.

KEYWORDS: Circular halbach array, magnetic hyperthermia, magnetic nanoparticle, static magnetic field, field free region

Science Code / Codes: 90507 / 90516

Page Number: 133

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET	i
ABSTRACT	ii
İÇİNDEKİLER	iii
ŞEKİL LİSTESİ	v
TABLO LİSTESİ	x
SEMBOL LİSTESİ	xi
KISALTMALAR LİSTESİ	xii
ÖNSÖZ	xiii
1. GİRİŞ	1
1.1 Tez Çalışmasının Amacı	2
1.2 Manyetik Nanoparçacıklar	3
1.3 Manyetizmanın Biyomedikaldeki Uygulama Alanları	4
1.4 Manyetik Hipertermi	7
1.5 Mıknatıs Sistemleri	10
1.6 Halbach Dizileri	16
1.6.1 Halbach Dizi Konseptleri	18
1.6.2 Doğrusal Halbach Dizileri	21
1.6.3 Dairesel Halbach Dizileri	22
1.7 Manyetik Alansız Bölgeler (FFR)	23
1.7.1 Manyetik Alansız Nokta (FFP)	24
1.7.2 Manyetik Alansız Çizgi (FFL)	24
2. LİTERATÜR ÇALIŞMALARININ ARAŞTIRILMASI	26
3. YÖNTEM	38
3.1 Tasarlanan Modellerin COMSOL Simülasyon Programında Oluşturulma Adımları... ..	38
3.1.1 Çalışılacak Modülün Seçilmesi	38
3.1.2 Kullanılacak Malzemelerin Geometrilerinin Oluşturulması	39
3.1.3 Kullanılacak Malzemelerin Özelliklerinin Seçilmesi	41
3.1.4 Simülasyonda Kullanılacak Malzemelere Fiziğin Tanımlanması	43
3.1.5 Ağın Uygulanması	47
3.1.6 Çalışmanın Başlatılması	47
3.1.7 Sonuçlar ve Değerlendirme	47
3.2 Tasarlanan Modellerin COMSOL Simülasyon Programında Oluşturulması	48
3.2.1 Mıknatısların 0° Eğimli Olduğu Modelin Tasarımı	48
3.2.2 Mıknatısların 15° Eğimli Olduğu Modelin Tasarımı	49
3.2.3 Mıknatısların 30° Eğimli Olduğu Modelin Tasarımı	50
3.2.4 Mıknatısların 45° Eğimli Olduğu Modelin Tasarımı	51
3.2.5 Mıknatısların 60° Eğimli Olduğu Modelin Tasarımı	52
3.2.6 Mıknatısların 75° Eğimli Olduğu Modelin Tasarımı	53
3.2.7 Mıknatısların 90° Eğimli Olduğu Modelin Tasarımı	54
3.3 Deney Düzeninin Kurulması	55
4. SİMULASYON VE DENEY SONUÇLARININ ANALİZİ	68
4.1 Tasarlanan Modellerin COMSOL Simülasyon Programında Elde Edilen Sonuçları... ..	68
4.1.1 Mıknatısların 0° Eğimli Olduğu Modelin COMSOL Simülasyon Sonuçları	68

4.1.2	Mıknatısların 15° Eğimli Olduğu Modelin COMSOL Simülasyon Sonuçları	75
4.1.3	Mıknatısların 30° Eğimli Olduğu Modelin COMSOL Simülasyon Sonuçları	82
4.1.4	Mıknatısların 45° Eğimli Olduğu Modelin COMSOL Simülasyon Sonuçları	89
4.1.5	Mıknatısların 60° Eğimli Olduğu Modelin COMSOL Simülasyon Sonuçları	96
4.1.6	Mıknatısların 75° Eğimli Olduğu Modelin COMSOL Simülasyon Sonuçları	103
4.1.7	Mıknatısların 90° Eğimli Olduğu Modelin COMSOL Simülasyon Sonuçları	110
4.2	Tasarlanan Modellerin Elde Edilen Gerçek Ölçüm Sonuçları.....	117
4.2.1	Mıknatısların 0° Eğimli Olduğu Modele Ait Gerçek Ölçüm Sonuçları.....	117
4.2.2	Mıknatısların 15° Eğimli Olduğu Modele Ait Gerçek Ölçüm Sonuçları.....	117
4.2.3	Mıknatısların 30° Eğimli Olduğu Modele Ait Gerçek Ölçüm Sonuçları.....	118
4.2.4	Mıknatısların 45° Eğimli Olduğu Modele Ait Gerçek Ölçüm Sonuçları.....	118
4.2.5	Mıknatısların 60° Eğimli Olduğu Modele Ait Gerçek Ölçüm Sonuçları.....	119
4.2.6	Mıknatısların 75° Eğimli Olduğu Modele Ait Gerçek Ölçüm Sonuçları.....	119
4.2.7	Mıknatısların 90° Eğimli Olduğu Modele Ait Gerçek Ölçüm Sonuçları.....	120
5.	SONUÇLAR VE TARTIŞMA	121
6.	KAYNAKLAR	125
	ÖZGEÇMİŞ	133

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 1.1: Manyetik ilaç dağıtım (MDD) sistemine ait şematik gösterim (Erdoğan, 2018).	5
Şekil 1.2: Manyetik hiperterminin şematik gösterimi (Erdoğan, 2018).....	8
Şekil 1.3: Tay ve arkadaşlarının tümör hedefli manyetik hipertermi deneyi (Tay vd., 2018).....	10
Şekil 1.4: Tek bir kalıcı mıknatıs ile manyetik ilaç taşımının şematik gösterimi.	11
Şekil 1.5: Tek katmanlı mıknatıs dizilerine ait örnekler.	12
Şekil 1.6: Manyetik ilaç dağıtım (MDD) sisteminde kullanılan bazı dairesel Halbach dizilerine ait örnekler (Munoz vd., 2016) (Riegler vd., 2011).	13
Şekil 1.7: Çok katmanlı doğrusal ve 3D uzaysal Halbach dizileri (Hayden & Häfeli, 2006) (Barnsley vd., 2016).	14
Şekil 1.8: Skiedraite ve arkadaşlarının parçacıkları hedeflenen bölgeye yönlendiren mıknatıs sistemi tasarımı (Skiedraite vd., 2018).	15
Şekil 1.9: Krzyminiewski ve arkadaşlarının tasarladığı sistem (Krzyminiewski vd., 2017).....	16
Şekil 1.10: Halbach dizine ait dizilim geometrisi.	17
Şekil 1.11: Mıknatıs dizileri.	17
Şekil 1.12: Örnek Halbach dizi konsept örnekleri.	18
Şekil 1.13: Dairesel Halbach dizisiyle oluşturulan dipol manyetik alan (Blümler, 2016).	19
Şekil 1.14: Halbach dizisinin mıknatıslanma yönleri arasındaki açılar düzeni.	19
Şekil 1.15: Mıknatısın mıknatıslanma yönü ile konum açısı arasındaki (Blümler, 2021)..	20
Şekil 1.16: Halbach dizilerinin farklı tasarımlarıyla oluşan manyetik alan desenleri.....	21
Şekil 1.17: Doğrusal Halbach dizisi.....	21
Şekil 1.18: Doğrusal Halbach dizine ait dizilim geometrisi ve manyetik alan spektrumu.	22
Şekil 1.19: Kademeli dönen manyetizasyona sahip dairesel Halbach dizisi.	22
Şekil 1.20: Kalıcı mıknatıslarla oluşturulan manyetik alansız bölge.....	23
Şekil 1.21: FFP'ye dayalı bir MPI tarayıcı için seçim gradyan alanının şematik diyagramı.	24
Şekil 1.22: FFL'ye dayalı bir MPI tarayıcı için seçim gradyan alanının şematik diyagramı.	24
Şekil 2.1: M. İrfan ve arkadaşlarının kalıcı mıknatıs ile tasarladıkları manyetik parçacık görüntüleme donanımı (İrfan vd., 2022).....	26
Şekil 2.2: M. İrfan ve arkadaşlarının bobin ile tasarladıkları manyetik parçacık donanımı (İrfan vd., 2022).....	27
Şekil 2.3: S. Herz ve arkadaşlarının kalıcı mıknatıs ile tasarladıkları temel MPI konsepti (Herz vd., 2018).....	29
Şekil 2.4: T. Knopp ve arkadaşlarının bobin ile tasarladıkları FFP donanımı (Knopp vd., 2012).....	30
Şekil 2.5: T. Knopp ve arkadaşlarının bobin ile tasarladıkları FFP alternatif donanımı (Knopp vd., 2012).....	31
Şekil 2.6: B. Gleich ve J. Weizenecker'in yaptığı deneyin ana bileşenleri ve MPI konsepti (Gleich & Weizenecker, 2005).	32
Şekil 2.7: Halbach halkası kullanılarak statik FFL'nin oluşturulması (Vogel vd., 2019). ..	33
Şekil 2.8: Z eksenini boyunca uygulanan manyetik alan (Vogel vd., 2019).	33
Şekil 2.9: Bobinler tarafından oluşturulan bobin yüzeyinin üzerindeki FFL ile beş elemanlı bobin yapısının bir modeli (Tonyushkin, 2017).	35

Şekil 2.10: İki kalıcı mıknatıs kullanılarak alansız bir bölge oluşturma yöntemi (Sebastian vd., 2019).	36
Şekil 2.11: Karşılıklı solenoidler ile alansız bölgenin (FFR) oluşturulması (Taşçı, 2006).	37
Şekil 3.1: “Magnetic Fields No Currents” modülünün seçilmesi.	38
Şekil 3.2: “Stationary” durumunun seçilmesi.	39
Şekil 3.3: Simülasyondaki geometrinin 3 boyutlu (3D) tamamlanmış modeli.	40
Şekil 3.4: Simülasyondaki mıknatısların oluşturulması.	40
Şekil 3.5: Simülasyondaki hava ortamının oluşturulması.	41
Şekil 3.6: Simülasyondaki hava özelliklerinin atanması.	42
Şekil 3.7: Simülasyondaki kalıcı mıknatısların özelliklerinin atanması.	43
Şekil 3.8: Simülasyondaki kalıcı mıknatıslara “Ampere Law 1” atanması.	44
Şekil 3.9: Simülasyondaki kalıcı mıknatıslara “Ampere Law 2” atanması.	45
Şekil 3.10: Simülasyondaki malzemelerin yüzeylerine manyetik izolasyon atanması.	46
Şekil 3.11: Mıknatısların 0° eğim için tasarlanan COMSOL modeli.	48
Şekil 3.12: Mıknatısların 15° eğim için tasarlanan COMSOL modeli.	49
Şekil 3.13: Mıknatısların 30° eğim için tasarlanan COMSOL modeli.	50
Şekil 3.14: Mıknatısların 45° eğim için tasarlanan COMSOL modeli.	51
Şekil 3.15: Mıknatısların 60° eğim için tasarlanan COMSOL modeli.	52
Şekil 3.16: Mıknatısların 75° eğim için tasarlanan COMSOL modeli.	53
Şekil 3.17: Mıknatısların 90° eğim için tasarlanan COMSOL modeli.	54
Şekil 3.18: Prizma mıknatıslar.	55
Şekil 3.19: 3D yazıcıda üretilmiş mıknatıs tutucu.	55
Şekil 3.20: 0° eğim için üretilmiş 12’li mıknatıs yuvası önden görünümü.	56
Şekil 3.21: 0° eğim için üretilmiş 12’li mıknatıs yuvası yandan görünümü.	56
Şekil 3.22: 15° eğim için üretilmiş 12’li mıknatıs yuvası önden görünümü.	57
Şekil 3.23: 15° eğim için üretilmiş 12’li mıknatıs yuvası yandan görünümü.	57
Şekil 3.24: 30° eğim için üretilmiş 12’li mıknatıs yuvası önden görünümü.	58
Şekil 3.25: 30° eğim için üretilmiş 12’li mıknatıs yuvası yandan görünümü.	58
Şekil 3.26: 45° eğim için üretilmiş 12’li mıknatıs yuvası önden görünümü.	59
Şekil 3.27: 45° eğim için üretilmiş 12’li mıknatıs yuvası yandan görünümü.	59
Şekil 3.28: 60° eğim için üretilmiş 12’li mıknatıs yuvası önden görünümü.	60
Şekil 3.29: 60° eğim için üretilmiş 12’li mıknatıs yuvası yandan görünümü.	60
Şekil 3.30: 75° eğim için üretilmiş 12’li mıknatıs yuvası önden görünümü.	61
Şekil 3.31: 75° eğim için üretilmiş 12’li mıknatıs yuvası yandan görünümü.	61
Şekil 3.32: 90° eğim için üretilmiş 12’li mıknatıs yuvası önden görünümü.	62
Şekil 3.33: 90° eğim için üretilmiş 12’li mıknatıs yuvası yandan görünümü.	62
Şekil 3.34: Gaussmetre ve probları.	63
Şekil 3.35: Gaussmetre ve probu.	64
Şekil 3.36: Deney ölçüm kâğıdının yatay lazer ışını ile hizalanması.	65
Şekil 3.37: Deney ölçüm kâğıdının dikey lazer ışını ile hizalanması.	65
Şekil 3.38: Deney düzeneğinden x eksenini için ölçüm alma işlemi.	66
Şekil 3.39: Deney düzeneğinden y eksenini için ölçüm alma işlemi.	66
Şekil 3.40: Deney düzeneğinden z eksenini için ölçüm alma işlemi.	67
Şekil 4.1: Mıknatısların 0° eğimli olduğu tasarımdaki problemlerin z eksenine göre konumu.	68
Şekil 4.2: Mıknatısların 0° eğimli olduğu tasarımdaki problemlerin x-y düzlemine göre konumu.	69
Şekil 4.3: Mıknatısların 0° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-y düzlemindeki 2D görüntüsü.	70

Şekil 4.4: Mıknatısların 0° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-z düzlemindeki 2D görüntüsü.....	71
Şekil 4.5: Mıknatısların 0° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun y eksenine göre çizgi grafiği.....	72
Şekil 4.6: Mıknatısların 0° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun y eksenini kestiği noktanın çizgi grafiği.....	72
Şekil 4.7: Mıknatısların 0° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun z eksenine göre 3D görüntüsü.....	73
Şekil 4.8: Mıknatısların 0° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-y düzlemindeki 3D görüntüsü.....	73
Şekil 4.9: Mıknatısların 0° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun y-z düzlemindeki 3D görüntüsü.....	74
Şekil 4.10: Mıknatısların 0° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-z düzlemindeki 3D görüntüsü.....	74
Şekil 4.11: Mıknatısların 15° eğimli olduğu tasarımdaki problemlerin z eksenine göre konumu.....	75
Şekil 4.12: Mıknatısların 15° eğimli olduğu tasarımdaki problemlerin x-y düzlemine göre konumu.....	76
Şekil 4.13: Mıknatısların 15° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-y düzlemindeki 2D görüntüsü.....	77
Şekil 4.14: Mıknatısların 15° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-z düzlemindeki 2D görüntüsü.....	78
Şekil 4.15: Mıknatısların 15° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun y eksenine göre çizgi grafiği.....	79
Şekil 4.16: Mıknatısların 15° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun y eksenini kestiği noktanın çizgi grafiği.....	79
Şekil 4.17: Mıknatısların 15° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun z eksenine göre 3D görüntüsü.....	80
Şekil 4.18: Mıknatısların 15° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-y düzlemindeki 3D görüntüsü.....	80
Şekil 4.19: Mıknatısların 15° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun y-z düzlemindeki 3D görüntüsü.....	81
Şekil 4.20: Mıknatısların 15° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-z düzlemindeki 3D görüntüsü.....	81
Şekil 4.21: Mıknatısların 30° eğimli olduğu tasarımdaki problemlerin z eksenine göre konumu.....	82
Şekil 4.22: Mıknatısların 30° eğimli olduğu tasarımdaki problemlerin x-y düzlemine göre konumu.....	83
Şekil 4.23: Mıknatısların 30° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-y düzlemindeki 2D görüntüsü.....	84
Şekil 4.24: Mıknatısların 30° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-z düzlemindeki 2D görüntüsü.....	85
Şekil 4.25: Mıknatısların 30° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun y eksenine göre çizgi grafiği.....	86
Şekil 4.26: Mıknatısların 30° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun y eksenini kestiği noktanın çizgi grafiği.....	86
Şekil 4.27: Mıknatısların 30° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun z eksenine göre 3D görüntüsü.....	87
Şekil 4.28: Mıknatısların 30° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-y düzlemindeki 3D görüntüsü.....	87

Şekil 4.29: Mıknatısların 30° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun y-z düzlemindeki 3D görüntüsü.....	88
Şekil 4.30: Mıknatısların 30° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-z düzlemindeki 3D görüntüsü.....	88
Şekil 4.31: Mıknatısların 45° eğimli olduğu tasarımdaki problemlerin z eksenine göre konumu.	89
Şekil 4.32: Mıknatısların 45° eğimli olduğu tasarımdaki problemlerin x-y düzlemine göre konumu.	90
Şekil 4.33: Mıknatısların 45° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-y düzlemindeki 2D görüntüsü.....	91
Şekil 4.34: Mıknatısların 45° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-z düzlemindeki 2D görüntüsü.....	92
Şekil 4.35: Mıknatısların 45° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun y eksenine göre çizgi grafiği.....	93
Şekil 4.36: Mıknatısların 45° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun y eksenini kestiği noktanın çizgi grafiği.....	93
Şekil 4.37: Mıknatısların 45° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun z eksenine göre 3D görüntüsü.	94
Şekil 4.38: Mıknatısların 45° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-y düzlemindeki 3D görüntüsü.....	94
Şekil 4.39: Mıknatısların 45° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun y-z düzlemindeki 3D görüntüsü.....	95
Şekil 4.40: Mıknatısların 45° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-z düzlemindeki 3D görüntüsü.....	95
Şekil 4.41: Mıknatısların 60° eğimli olduğu tasarımdaki problemlerin z eksenine göre konumu.	96
Şekil 4.42: Mıknatısların 60° eğimli olduğu tasarımdaki problemlerin x-y düzlemine göre konumu.	97
Şekil 4.43: Mıknatısların 60° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-y düzlemindeki 2D görüntüsü.....	98
Şekil 4.44: Mıknatısların 60° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-z düzlemindeki 2D görüntüsü.....	99
Şekil 4.45: Mıknatısların 60° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun y eksenine göre çizgi grafiği.....	100
Şekil 4.46: Mıknatısların 60° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun y eksenini kestiği noktanın çizgi grafiği.....	100
Şekil 4.47: Mıknatısların 60° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun z eksenine göre 3D görüntüsü.	101
Şekil 4.48: Mıknatısların 60° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-y düzlemindeki 3D görüntüsü.....	101
Şekil 4.49: Mıknatısların 60° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun y-z düzlemindeki 3D görüntüsü.....	102
Şekil 4.50: Mıknatısların 60° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-z düzlemindeki 3D görüntüsü.....	102
Şekil 4.51: Mıknatısların 75° eğimli olduğu tasarımdaki problemlerin z eksenine göre konumu.	103
Şekil 4.52: Mıknatısların 75° eğimli olduğu tasarımdaki problemlerin x-y düzlemine göre konumu.	104
Şekil 4.53: Mıknatısların 75° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-y düzlemindeki 2D görüntüsü.....	105

Şekil 4.54: Mıknatısların 75° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-z düzlemindeki 2D görüntüsü.....	106
Şekil 4.55: Mıknatısların 75° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun y eksenine göre çizgi grafiği.....	107
Şekil 4.56: Mıknatısların 75° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun y eksenini kestiği noktanın çizgi grafiği.....	107
Şekil 4.57: Mıknatısların 75° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun z eksenine göre 3D görüntüsü.	108
Şekil 4.58: Mıknatısların 75° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-y düzlemindeki 3D görüntüsü.....	108
Şekil 4.59: Mıknatısların 75° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun y-z düzlemindeki 3D görüntüsü.....	109
Şekil 4.60: Mıknatısların 75° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-z düzlemindeki 3D görüntüsü.....	109
Şekil 4.61: Mıknatısların 90° eğimli olduğu tasarımdaki problemlerin z eksenine göre konumu.	110
Şekil 4.62: Mıknatısların 90° eğimli olduğu tasarımdaki problemlerin x-y düzlemine göre konumu.	111
Şekil 4.63: Mıknatısların 90° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-y düzlemindeki 2D görüntüsü.....	112
Şekil 4.64: Mıknatısların 90° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-z düzlemindeki 2D görüntüsü.....	113
Şekil 4.65: Mıknatısların 90° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun y eksenine göre çizgi grafiği.....	114
Şekil 4.66: Mıknatısların 90° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun y eksenini kestiği noktanın çizgi grafiği.....	114
Şekil 4.67: Mıknatısların 90° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun z eksenine göre 3D görüntüsü.	115
Şekil 4.68: Mıknatısların 90° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-y düzlemindeki 3D görüntüsü.....	115
Şekil 4.69: Mıknatısların 90° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun y-z düzlemindeki 3D görüntüsü.....	116
Şekil 4.70: Mıknatısların 90° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-z düzlemindeki 3D görüntüsü.....	116
Şekil 5.1: Elipsin büyük (a) ve küçük (b) yarıçaplarının gösterimi.	123

TABLO LİSTESİ

Sayfa

Tablo 3.1: COMSOL simülasyonundaki hava malzemesinin özellikleri.	42
Tablo 3.2: COMSOL simülasyonundaki mıknatıs malzemesinin özellikleri.	43
Tablo 4.1: 0° eğimli tasarımın COMSOL simülasyon problemlerinden elde edilen ölçüm sonuçları.	70
Tablo 4.2: 15° eğimli tasarımın COMSOL simülasyon problemlerinden elde edilen ölçüm sonuçları.	77
Tablo 4.3: 30° eğimli tasarımın COMSOL simülasyon problemlerinden elde edilen ölçüm sonuçları.	84
Tablo 4.4: 45° eğimli tasarımın COMSOL simülasyon problemlerinden elde edilen ölçüm sonuçları.	91
Tablo 4.5: 60° eğimli tasarımın COMSOL simülasyon problemlerinden elde edilen ölçüm sonuçları.	98
Tablo 4.6: 75° eğimli tasarımın COMSOL simülasyon problemlerinden elde edilen ölçüm sonuçları.	105
Tablo 4.7: 90° eğimli tasarımın COMSOL simülasyon problemlerinden elde edilen ölçüm sonuçları.	112
Tablo 4.8: 0° eğimli tasarımın gaussmetre ile elde edilen gerçek ölçüm sonuçları.	117
Tablo 4.9: 15° eğimli tasarımın gaussmetre ile elde edilen gerçek ölçüm sonuçları.	117
Tablo 4.10: 30° eğimli tasarımın gaussmetre ile elde edilen gerçek ölçüm sonuçları.	118
Tablo 4.11: 45° eğimli tasarımın gaussmetre ile elde edilen gerçek ölçüm sonuçları.	118
Tablo 4.12: 60° eğimli tasarımın gaussmetre ile elde edilen gerçek ölçüm sonuçları.	119
Tablo 4.13: 75° eğimli tasarımın gaussmetre ile elde edilen gerçek ölçüm sonuçları.	119
Tablo 4.14: 90° eğimli tasarımın gaussmetre ile elde edilen gerçek ölçüm sonuçları.	120
Tablo 5.1: Farklı açılardaki gerçek deney düzeneklerinden elde edilen FFR yüzey alanının x-y düzlemindeki değişimi ile COMSOL simülasyonundan elde edilen FFR merkez noktasının y eksenindeki kayma miktarı.	123
Tablo 5.2: Simülasyonda elde edilen FFR'nin x-y düzlemine göre yüzey alanı.	124
Tablo 5.3: Simülasyonda elde edilen FFR'nin x-z düzlemine göre yüzey alanı.	124

SEMBOL LİSTESİ

A	: Amper
B	: Manyetik akı yoğunluğu
B_r	: Artık mıknatıslanma
°C	: Santigrat derece
cm	: Santimetre
f	: Frekans
G	: Gauss
H	: Manyetik alanın şiddeti
K	: Kelvin
m	: Metre
mm	: Milimetre
mT	: Mili Tesla
R_{in}	: Elektromıknatısın iç yarıçapı
R_{out}	: Elektromıknatısın dış yarıçap
s	: Saniye
T	: Tesla
μ_0	: Boşluğun manyetik geçirgenliği
μ_r	: Bağlı manyetik geçirgenlik
μ_{rec}	: Geri tepme geçirgenliği

KISALTMALAR LİSTESİ

AMF	: Alternatif manyetik alan (Alternative magnetic field)
CT	: Bilgisayarlı tomografi (Computed tomography)
DC	: Doğru akım (Direct current)
FDA	: Amerikan Gıda ve İlaç Kurumu (U.S. Food and Drug Administration)
FFL	: Manyetik alansız çizgi (Field free line)
FFP	: Manyetik alansız nokta (Field free point)
FFR	: Manyetik alansız bölge (Field free region)
FFS	: Manyetik alansız yüzey (Field free surface)
FOV	: Görüş alanı (Field of view)
HFAMF	: Yüksek frekanslı alternatif manyetik alan
MDD	: Manyetik ilaç dağıtımı (Magnetic drug delivery)
MDR	: Manyetik ilaç salınımı (Magnetic drug release)
MDT	: Manyetik ilaç hedefleme (Magnetic drug targeting)
MFH	: Manyetik akışkan hipertermisi (Magnetic fluid hyperthermia)
MH	: Manyetik hipertermi (Magnetic hyperthermia)
MNP	: Manyetik nanoparçacık (Magnetic nanoparticles)
MPI	: Manyetik parçacık görüntüleme (Magnetic particle imaging)
MRI	: Manyetik rezonans görüntüleme (Magnetic resonance imaging)
NP	: Nanoparçacık (Nanoparticles)
RF	: Radyo frekansı
SMF	: Statik Manyetik Alan (Static Magnetic Field)
SPION	: Süperparamanyetik nanoparçacık (Superparamagnetic nanoparticle)
1D	: 1 Boyutlu (1 Dimension)
2D	: 2 Boyutlu (2 Dimension)
3D	: 3 Boyutlu (3 Dimension)

ÖNSÖZ

Tez çalışmalarım süresince değerli katkılarıyla yönlendiren ve her konuda destek olan tez danışmanım Sayın Doç. Dr. Serhat KÜÇÜKDERMENCİ'ye teşekkürlerimi sunarım.

Desteklerini hayatım boyunca hissettiren babam Muhlis YÜZER'e ve annem Fatma Sevim YÜZER'e en içten teşekkürlerimi bir borç bilirim.

Balıkesir, 2024

Devrim YÜZER



1. GİRİŞ

Kanser, vücuttaki bazı hücrelerin kontrolsüz bir şekilde büyümesi, normal sınırlarının ötesine geçerek vücudun bazı kısımlarını istila etmesi ve/veya diğer organlara yayılmasıyla vücudun hemen hemen her organında veya dokusunda başlayabilen bir hastalık türüdür. Kanser, dünyada ve ülkemizde sebebi bilinen ölüm nedenleri sıralamasında kalp ve damar hastalıklarından sonra ikinci sırada yer alan önemli bir insan sağlığı sorunudur. Dünya Sağlık Örgütü'nün 2020 yılı verilerine göre; küresel bazda 19,2 milyon yeni kanser vakası tespit edilmişken, kansere bağlı 9,9 milyon ölüm gerçekleşmiştir. Dünya genelinde 75 yaşına kadar her 5 kişiden birinin kansere yakalanacağı ve her 10 kişiden birinin ise kanser nedeniyle hayatını kaybedeceği tahmin edilmektedir. Bu nedenle kanser tedavisi ile ilgili yapılan bilimsel çalışmalar önem arz etmektedir. Sıklıkla kullanılan cerrahi ve kemoterapi yöntemlerinin dışında, çeşitli ısı tedavi yöntemleri bulunmaktadır. Bu yöntemler arasında mikrodalga, ultrason, radyo frekansı (RF), kapasitans hipertermi, manyetik akışkan hipertermi, RF prob hipertermi gösterilebilir. Manyetik hipertermi (MH), kanser tedavisi için umut verici bir yöntemdir. Bu teknikle, yüzlerce kilohertzlik frekansa sahip alternatif bir manyetik alana (AMF) maruz kalan manyetik nanoparçacıkların (MNP'ler) ürettiği ısı kullanılarak kanserli hücreler yok edilmeye çalışılır. Bu yöntem, prostat ve beyin kanseri olan bazı hastaların manyetik hipertermiye tabi tutulmasıyla klinik olarak kanıtlanmıştır. Umut verici sonuçlara rağmen, izin verilen maksimum manyetik alan koşullarının optimizasyonu ve ısıtmayı yalnızca nanoparçacıkların bulunduğu yere odaklama yönteminin geliştirilmeye çalışılması nedeniyle hâlâ belirsizliğini korumaktadır. Uygulanan AMF vücutta girdap akımları oluşturur ve bu akımlar yeterince yüksekse istenmeyen ısınmaya neden olabilir. Ve bu nedenle sağlıklı hücre ve/veya dokulara zarar verebilir. Bunu önlemek için Uygulanan AMF'nin frekans (f) ve genlik (H) çarpımının denklem (1.1)'de gösterilen değerin altında olması gerektiğini öne sürmüşlerdir.

$$H \times f \leq 4.85 \times 10^8 \text{ Am}^{-1}\text{s}^{-1} \quad (1.1)$$

Manyetik hipertermi tedavisinin uygulandığı kanserli bölgenin etrafında sağlıklı dokular bulunmaktadır. Tedavi sırasında manyetik nanoparçacıklar doku sıvılarıyla kanserli bölgelerin etrafındaki sağlıklı dokulara taşınmaktadır. Bu nedenle sağlıklı dokularda hipertermi tedavisinden olumsuz etkilenmektedir. Kanserli bölgeye hipertermi etkisini uygulamak ve etrafındaki sağlıklı dokuları korumak amacıyla statik manyetik alan deseni

Çalışma bölgesine uygulanmalıdır. Kanseri Bölgeye denk gelen FFR (Manyetik Alanlı Bölge) frekanslı manyetik alanın nanoparçacıkları titreştirip bölgenin ısısını artırır ve ablasyona neden olur. FFR etrafındaki yüksek genlikli statik manyetik alan deseni sağlıklı dokuların üstüne denk getirilir. Böylece nanoparçacıkların istenmeyen şekilde sağlıklı bölgeye geçmesi durumunda statik manyetik alan frekanslı manyetik alanın etkisini bloklayarak o bölgede ısınmanın önüne geçer. Böylece hipertermi tedavisinin dezavantajlarından biri olan odaklama sorunu ortadan kaldırılmış olur.

Yapılan çalışmalarda karşılıklı sabit iki mıknatıs, dörtlü elektromıknatıslar vb. gibi sistemler FFR ve statik manyetik alan deseni oluşturulmak için kullanılmıştır. Özel mıknatıs dizilimlerinden dairesel Halbach dizileri ara bölgede FFR oluşturmasına rağmen manyetik hipertermi tedavisinde kullanılabilirliği daha önce araştırılmamıştır. Bu tez çalışmasında 35 mm yarıçapında bir kürenin ekvatoru boyunca 10mm, 10mm, 40mm'lik 12 adet neodmiyum mıknatıs zemine göre 0 dereceden 90 dereceye kadar 15 derecelik atlamalarla konumlandırılmıştır. Comsol Multiphysics simülasyon programı kullanılarak çalışma alanındaki manyetik alan deseni bir boyutlu, iki boyutlu ve üç boyutlu grafikler ve prob matris ölümleriyle analiz edilmiştir. Daha sonra kurulan deney düzenekleriyle gaussmetre ölümleri alınarak ara bölgedeki manyetik alan deseni ortaya çıkarılmıştır. Elde edilen sonuçlarda açı değeri değiştirilerek ara bölgede oluşturulan FFR merkez noktasının bir eksen boyunca ilerlediği ve küre şeklindeki hacmin değiştiği gözlemlenmiştir. Elde edilen sonuçlarda dairesel Halbach dizileri kullanılarak ortaya çıkarılan manyetik alan desenlerinin manyetik hipertermi tedavisi için uygulanabilir olduğu ortaya çıkarılmıştır.

1.1 Tez alışmasının Amacı

Bu tez çalışmasındaki amaç, biyomedikal uygulamalarda kullanılan manyetik alan retelerinin ürettiği manyetik alan değerlerinin azaltılması veya sınırlandırılması için dairesel Halbach dizileri ile oluşturulan manyetik alan desenlerinin oluşturulması ve analiz edilmesidir. Simülasyon ortamında oluşturulan dairesel Halbach dizisinin aı değişimlerinin manyetik alan desenleri üzerindeki etkileri llmş ve laboratuvar ortamındaki tasarımlarla elde edilen ölüm sonuçları ile karşılaştırılmıştır.

1.2 Manyetik Nanoparçacıklar

Son zamanlarda geleneksel kanser tedavisi ve tanısının yan etkilerini azaltmak için etkili yaklaşımların bulunmasına yönelik önemli araştırma çabaları gösterilmektedir. Bu bağlamda manyetik nanoparçacıklar konusu, benzersiz fiziksel özellikleri, manyetik duyarlılığı, biyouyumluluğu, kararlılığı ve daha birçok özelliği nedeniyle büyük ilgi görmektedir. Bu malzemeleri sentezleme, işlevselleştirme, kaplama ve kapsülleme gibi tekniklerle işlevselliklerini artırmak için birçok yol geliştirilmiştir. Manyetik nanoparçacıklar (MNP'ler), benzersiz fiziksel özellikleri ve biyolojik etkileşimlerin hücrel ve moleküler seviyesinde işlev görme yetenekleri nedeniyle (Y. Sun vd., 2012); manyetik ilaç salınımı (MDR) (Pankhurst vd., 2003) (Dobson, 2006), manyetik hipertermi (MH) kanser tedavisi (Kallumadil vd., 2009), kanser hücrelerinin manyetik rezonans görüntülemesi (MRI) (N. Lee & Hyeon, 2012) ve biyoalgılama (H. Lee vd., 2009) (Li vd., 2006) gibi biyomedikal alanlarda uygulanma potansiyeli olan önemli bir nano ölçekli malzeme sınıfıdır. Ayrıca manyetik nanoparçacıkların belirli bir oranda ve belirli bir bölgede salınmasını sağlayan harici bir manyetik alan uygulamasıyla kolaylıkla kontrol edilebilmekte, tanı ve tedavide geleneksel tekniklerin dezavantajlarını minimize etmektedir. MNP'lerin sentez sırasında veya sonrasında biyouyumlu bir polimer kullanılarak kaplanmasıyla kararlılığının artırılması, agregat oluşumunun önlenmesi, biyolojik sisteme maruz kaldığında orijinal yapısında değişiklik ve biyolojik bozunmanın engellenmesi için kapsülleme işleminin yapılması gerekmektedir. Manyetik nanoparçacıklar (MNP'ler), saf metaller (Fe, Co, Ni ve bazı toprak metalleri) ile polimerlerin karışımından üretilen önemli bir NP sınıfıdır (Alagiri vd., 2011). Manyetik malzemelerin eklenmesi için FDA tarafından onaylanmış polimerler; poli(etilen glikol) (PEG), poli(kaprolakton) (PCL), poli(laktik asit) (PLA), poli(laktik- ko-glikolik asit) (PLGA), dekstran, kitosan vb. olarak gösterilebilir.

Al-Jamal ve arkadaşları, manyetik ilaç hedeflemesi (MDT) için manyetik nanotaşıyıcı formülasyonlarını optimize etmek amacıyla artan konsantrasyonlarda SPION'ları PLGA-PEG içinde kapsüllemişlerdir (Al-Jamal vd., 2016).

Shakeri-Zadeh ve arkadaşları yaptıkları çalışmanın amacını, 5-fluoroucasil (5-Fu) yüklü manyetik poli-laktik-ko-glikolik asit (PLGA) nanokapsüllerinin kolon tümörü bulunan fare modeline manyetik olarak hedeflenmesi olarak belirtmişlerdir. Nanokapsül, manyetik alan ve ultrason kullanılarak tümöre çeşitli tedaviler uygulamışlar ve elde edilen verileri değerlendirmişlerdir. Bu değerlendirme sonucunda nanokapsül-manyetik ilaç hedefleme

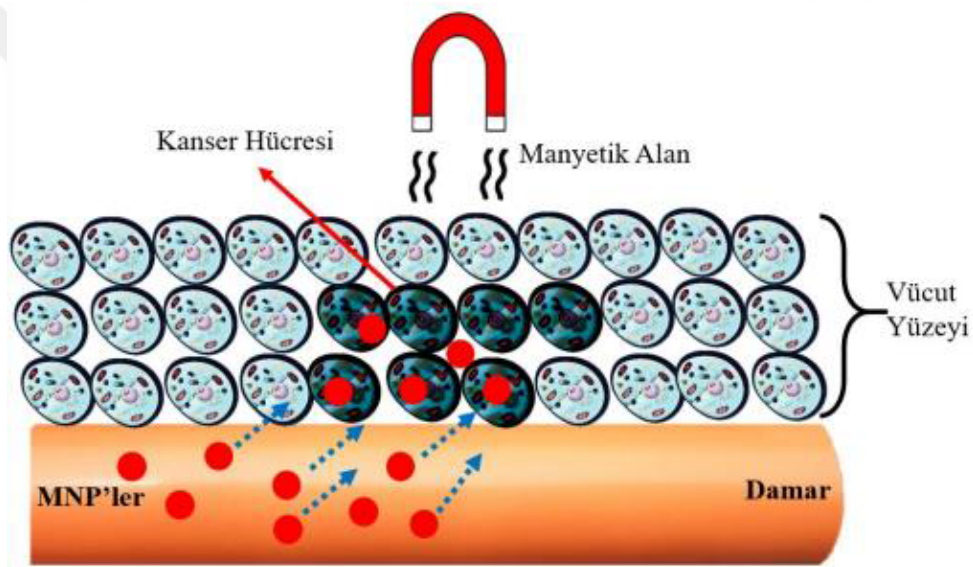
(MDT)-ultrason kombinasyonunun tümörlerin büyümesini etkili bir şekilde engellediğini göstermişlerdir (Shakeri-Zadeh vd., 2015).

1.3 Manyetizmanın Biyomedikaldeki Uygulama Alanları

Nanoparçacıkların kalıcı mıknatıslarla manyetizasyonu sonucu bazı tıbbi uygulama alanları ortaya çıkmıştır. İlaç dağıtımı (You vd., 2019), hipertermi ve alternatif lokal manyetik terapötik etkiler (Küçükdermenci, 2021), nano mekanik (Cao vd., 2020) ve minyatür robotlarda (Yang & Zhang, 2020) nanoparçacıklar vb. gibi uygulamalar örnek olarak verilebilir. Ayrıca kalıcı mıknatıslar manyetik parçacık görüntüleme (MPI) gibi yöntemlerde ve manyetik ilaç dağıtım (MDD) sistemlerinde manyetik taşıyıcıların manipüle edilmesinde bir yöntem olarak uygulama alanı bulmuştur. Manyetik ilaç dağıtım (MDD) stratejileri, tümör gibi hedef bölgelerdeki ilacın konsantrasyonunu artırarak hedef dışı dokulara dağıtımını en aza indirerek ilacın terapötik etkisini en üst düzeye çıkarmayı amaçlamaktadır (Bae & Park, 2011) (Singh & Lillard, 2009). Biyolojik dokular manyetik alanlara minimum düzeyde duyarlı olduğundan, çevredeki doku üzerindeki etkiyi en aza indirirken hedef dokularda ilacın birikmesini ve salınmasını seçici olarak kontrol etmek için manyetik nanoparçacıkların uygulanan manyetik alanlarla kombinasyon halinde kullanılması prensibine dayanır. Özellikle, ilaç yüklü manyetik nanoparçacıkların hedef bölgelerde birikmesini sağlamak için uzaysal olarak değişen manyetik alanlar kullanılırken, termal olarak hassas nanotaşıyıcılardan ilaç salınımını sağlamak için ise zamanla değişen manyetik alanlar kullanılır. Liu ve arkadaşları yaptıkları çalışmada manyetik ilaç dağıtım (MDD) sistemini, manyetik ilaç salınımı (MDR) ve manyetik ilaç hedefleme (MDT) olarak ikiye ayırmışlardır (J. F. Liu vd., 2019). Manyetoforez olarak da adlandırılan manyetik ilaç hedefleme (MDT), manyetik ilaç taşıyıcılarının tümörlerde birikmesini ve penetrasyonunu geliştirmeye yönelik potansiyel bir mekanizma olarak önerilmiştir (C. Sun vd., 2008). Manyetik ilaç hedefleme (MDT) için, ilaç ve manyetik nanoparçacıklar bir nanotaşıyıcı içine kapsüllenir ve ilaç nanotaşıyıcıyı statik mıknatısın yakınındaki bir hedefte biriktirmek için güçlü bir harici statik mıknatıs kullanılır. Örneğin Marie ve arkadaşları farelerde glioblastoma tümörlerinde manyetolipozom birikimini artırmak için statik bir dış mıknatıs kullanmışlardır. Yapılan in vivo deneyde 0,4 T'lik harici bir mıknatısa maruz bırakıldığında, demir oksit nanoparçacık yüklü lipozomların, glioblastoma tümörü olan fare modelinde tümöre lokalize olduğunu ve buna karşılık harici manyetik alanın yokluğunda tümörde daha az nanotaşıyıcı biriktiğini gözlemlemişlerdir (Marie vd., 2015).

Son zamanlarda, daha yüksek ilaç hedefleme alanları elde etmek ve parçacıkları kan damarları yoluyla hedef bölgelerine "yönlendirmek" için benzersiz çoklu mıknatis konfigürasyonları da kullanılmaya başlandı. Örneğin, yapılan bazı çalışmalarda güçlü lokal ilaç hedefleme alanlarına ulaşabilmek için birden fazla grup Halbach dizileri kullanılmıştır (Barnsley vd., 2015) (Shen vd., 2017).

Erdoğan yaptığı çalışmada manyetik ilaç dağıtım (MDD) sistemine ait şematik gösterimi Şekil 1.1'deki gibi göstermiştir. Kemoterapi ile sağlıklı hücelere verilen zararları ortadan kaldırmak için manyetik nanoparçacıkların (MNP'lerin) hedeflenen bölgeye iletilmesinde ve hedef bölgede tutulmasında kullanılacak bir yöntem olduğunu ifade etmiştir (Erdoğan, 2018).



Şekil 1.1: Manyetik ilaç dağıtım (MDD) sistemine ait şematik gösterim (Erdoğan, 2018).

Manyetik ilaç dağıtım (MDD) stratejileri, dışarıdan uygulanan manyetik enerjinin vücuda enjekte edilmiş olan manyetik nanoparçacıklara aktarılmasına dayanır (Sensenig vd., 2012). Manyetik ilaç dağıtımını (MDD) için en yaygın olarak kullanılan manyetik nanoparçacıklardan biri süperparamanyetik demir oksit nanoparçacıklardır (SPION'lar). Malzemelerin kalıcı olarak mıknatıslanmadığı ferromanyetik malzemelerin aksine, paramanyetik malzemeler yalnızca uygulanan bir alana yerleştirildiğinde mıknatıslanırlar. Manyetik alan kaldırıldığında momentler rastgele bir yönetime geri döner (Tipler & Mosca, 2007).

Manyetik ilaç dağıtımı (MDD), manyetik ilaç taşıyıcılarının vücutta belirlenen hedef bölgeye ulaşması için harici olarak uygulanan manyetik alan tarafından manipüle edildiği bir metottur. Manyetik ilaç dağıtım sisteminin başarılı olabilmesi için manyetik ilaç taşıyıcılarını hedef bölgeye yönlendirilmesi gerekir. Bunun içinde iyi bir mıknatıs sistemine ihtiyaç duyulur (Sliker vd., 2015).

Kumar ve arkadaşları in vitro ve in vivo deneylerle, manyetik doyumluk çalışmaları yoluyla tümörün nanoparçacık alımını ve tutma kabiliyetini değerlendirmişlerdir. Yaptıkları çalışmayla manyetik ilaç dağıtım (MDD) sisteminde, ilaçların sıralı olarak dağıtımını başarılı bir şekilde uygulamışlar ve ilerlemiş kanserlerde birden fazla hedefi sıralı olarak etkilemek için terapötik bir strateji sağlayabileceğini ifade etmişlerdir (Kumar vd., 2015).

Manyetik parçacık görüntüleme (MPI) ise, süperparamanyetik demir oksit nanoparçacıkların (SPION'lar) 3D olarak görselleştirilerek görüntünün elde edilmesi yöntemidir (Talebloo vd., 2020). Bu yöntem, nanoparçacıkların maruz kaldıkları manyetik alana karşı manyetizasyon tepkisi vermesi yöntemine dayanır. Nanoparçacıkların dağılımını görüntülemek için alansız bir bölge yani FFR oluşturulur. Oluşturulan bu FFR görüş alanı (FOV) içinde bir düzlem içinde hareket ettirilir. Manyetik parçacık görüntüleme (MPI) tarayıcısında güçlü manyetik alan gradyanlarının oluşturulabilmesi için sistemdeki bobinleri çalıştıran yükselticiler yüksek güce ihtiyaç duyarlar. Bununla birlikte oluşan bazı harmonikleri bastırmak için kullanılan sinyalin pasif filtreler tarafından filtrelenmesi gerekir. Filtrelemenin etkisiz kalması, alıcı tarafındaki sinyal-gürültü oranını (SNR) azaltır. İhtiyaç duyulan manyetik alan gradyanının oluşturulması için bobinlerin kullanımı, esnek ve hızlı görüntüleme sağlayabilir. Ancak bununla birlikte yüksek enerji tüketimi ortaya çıkar. Ayrıca bobinle oluşturulan sistem kendine has soğutma sistemleri de gerektirir. Bu sorun donanımsal olarak başka yapıların kullanılmasıyla ortadan kaldırılabilir. Örneğin ihtiyaç duyulan manyetik alan gradyanlarının oluşturulabilmesi için elektrik bobinleri yerine kalıcı mıknatıslarla oluşturulan Halbach dizi konfigürasyonları tercih edilebilir. Halbach dizilerinin kullanılması elektriksel güce ve soğutma sistemine ihtiyaç duyulmadan yüksek manyetik alan gradyanları oluşturmak için avantajlıdır. Halbach dizi sistemlerinde kullanılan kalıcı mıknatısların gücü ve yönü zaman kavramından bağımsızdır. Bununla birlikte sistemlerin kendilerine özgü şartlarına uygun düzenleme ve konfigürasyonlar kolayca yapılabilir. En önemli avantajlarından birisi de oluşturulan manyetik alanın gücü ve yönü çok basit mekanik rotasyonlarla değiştirilebilir (Leupold vd., 1993).

Manyetik ilaç taşıyıcıları bir tümör içinde biriktiğinde, SPION'ların titreşerek ısı açığa çıkarmaları için dışarıdan uygulanan bir alternatif manyetik alan (AMF) uygulanır. Uygulanan hızla değişen bu manyetik alana (AMF) maruz kaldıklarında, SPION'lar manyetik momentlerini sürekli olarak alanın yönüne göre yeniden hizalarlar ve bu süreçte sahip oldukları enerjiyi ısı olarak açığa çıkarırlar (Laurent vd., 2011) (Corot vd., 2006).

Isı; hipertermiyi (Hedayatnasab vd., 2017) (Périgo vd., 2015), ablasyonu (Altaneroova vd., 2017) ve sıcaklığa duyarlı nanotaşıyıcılardan tümör hedefleyici manyetik ilaçların salınımını (MDR) tetikler (Guisasola vd., 2018) (Moros vd., 2019).

1.4 Manyetik Hipertermi

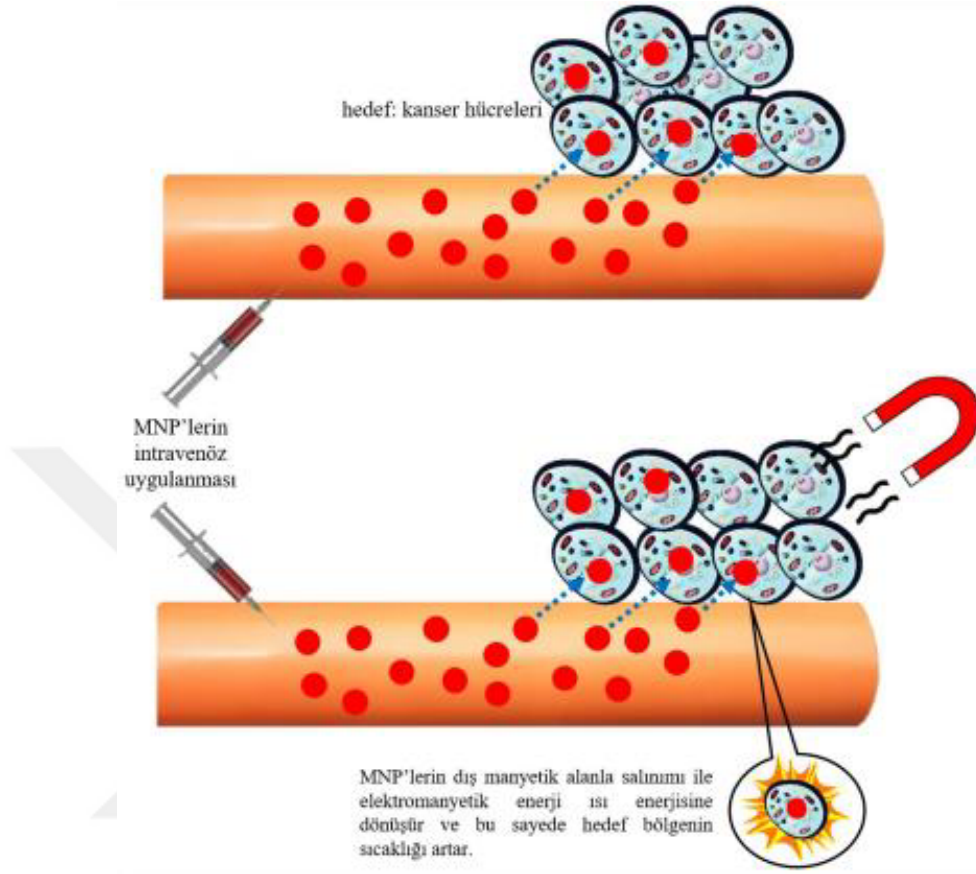
Manyetik hiperterminin (MH) tarihi 1957 yılına kadar uzanır. Yüksek frekanslı alternatif manyetik alana (HFAMF) maruz bırakılmış manyetik parçacıklardan yararlanarak kanserli hücrelerin ısıtılıp öldürülmesi mantığına dayanır. Nanoteknolojideki ilerlemelerle birlikte, manyetik nanoparçacıkların (MNP) kullanılmaya başlanmasıyla birlikte manyetik hipertermi yaklaşımı daha da gelişerek bu konuyla ilgili bilimsel araştırmalar artmıştır. MNP ile yapılan manyetik hipertermi (MH) tedavi yönteminin en önemli avantajı dokuya nüfuz etmesi ve sağlıklı hücrelere zarar vermeden kanserli hücrelerin öldürülmesidir. Genel olarak, MNP ile manyetik hipertermi tedavisi öncelikle kanserli hücre sıcaklığının 43-46 °C aralığına yükseltilmesini gerektirir. Bu da kanserli hücrelerin fizyolojisinin değişmesine ve sonrasında da ölmesine neden olur. Bu yöntemi klinik olarak kullanılabilir hale getirmek ve kanserin yok edilmesini mümkün kılmak için, çevredeki normal dokuları etkilemeden tüm tümör kütlelerine yeterli ısının iletilmesi önemlidir.

Gilchrist ve arkadaşları 1957 yılında 1,2 MHz manyetik alan uygulayarak dokuları ısıtmak için ilk olarak manyetik parçacık kullanmışlardır (Gilchrist vd., 1957).

Kobayashi manyetik nanoparçacıkların tümör dokusuna hedeflenmesini takiben, manyetik nanoparçacıkların uygulanan alternatif manyetik alan etkisiyle ısı açığa çıkarmasını Néel gevşeme kaybı yoluyla olduğunu açıklamıştır (Kobayashi, 2011).

Erdoğan yaptığı çalışmada manyetik hipertermiye ait şematik gösterimi Şekil 1.2'deki gibi göstermiştir. Manyetik hiperterminin, manyetik alana maruz bırakılan manyetik nanoparçacıkların (MNP'lerin) titreşmesi sonucunda elektromanyetik enerjinin ısı enerjisine

dönüşmesi ile hedeflenen bölgede sıcaklığın artırılarak kanser tedavisinde toksik olmayan bir yöntem olabileceğini belirtmiştir. (Erdoğan, 2018).



Şekil 1.2: Manyetik hiperterminin şematik gösterimi (Erdoğan, 2018).

Mondal ve arkadaşları, kanser tedavisinde sağlıklı hücelere zarar vermeden kanserli hücreleri hedeflemenin temel amaç olduğunu belirtmişlerdir. Yaptıkları çalışmada demir oksit (IO), hidroksiapatit (HAp) ve hidroksiapatit kaplı demir oksit (IO-HAp) nanoparçacıkları sentezleyerek manyetik hipertermi ile kanser tedavisi çalışmalarında kullanmışlardır. Oda sıcaklığında (300 K) 1,5 T manyetik alana maruz kaldıklarında demir oksit nanoparçacıkların (IO) 83,2 emu/g, hidroksit kaplı demir oksit nanoparçacıkların (IO-HAp) ise 40,6 emu/g gibi dikkate değer bir manyetik doygunluğa sahip olduklarını ortaya koymuşlardır. Ayrıca IO-HAp nanoparçacıkları ile gerçekleştirdikleri manyetik hipertermi çalışmasında kemik kanseri hücrelerinde olağanüstü manyetik hipertermi sonucu elde etmişlerdir. Yaptıkları in vitro deneyde 45 °C sıcaklığa 3 dakika içerisinde ulaşmışlardır. Kemik kanseri hücrelerinin bu sıcaklığa 30 dakika maruz bırakılması sonucu öleceğini ifade etmişlerdir (Mondal vd., 2017).

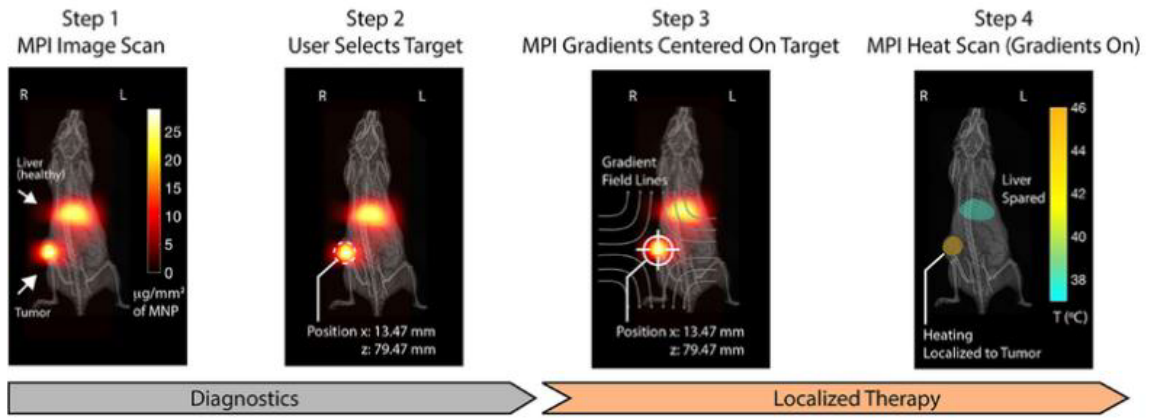
Huang ve Hainfeld skuamöz hücreli karsinom fare modeli ile yaptıkları in vivo çalışmalarında kullandıkları manyetik nanoparçacıkları açıklamışlardır. Belli bir doz manyetik nanoparçacık içeren tümörlere, 980 kHz frekanslı, 38 kA/m genlikli manyetik alan uygulayarak 2 dakika içinde 60 °C'ye kadar ısıtılmışlardır. Böylelikle çevre dokuya zarar vermeden kanserli hücreleri milimetrik hassasiyetle kalıcı olarak ablasyona uğratmışlardır (Hainfeld & Huang, 2013).

Basel ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, lokalize manyetik hipertermi yönteminde uygulanan alternatif manyetik alan enerjisini absorbe etmesi için manyetik nanoparçacıkların kullanılmasının potansiyel bir kanser tedavisi olduğunu belirtmişlerdir. Yaptıkları bu çalışmada, pankreas kanseri fare modeline demir/demir oksit nanoparçacıklar enjekte etmişlerdir. Enjeksiyon işleminden üç gün sonra fare modeli 20 dakika boyunca alternatif bir manyetik alana maruz bırakılarak nanoparçacıkların ısıtılması sağlanmıştır. Elde edilen veriler neticesinde bu sistemin pankreas kanseri modelinde yaşama şansını önemli ölçüde artırdığını göstermişlerdir (Basel vd., 2012).

Rühle ve arkadaşları tarafından yapılan bir çalışmada, numunenin dışarıdan herhangi bir etkiyle sıcaklığının değişmediği koşullar altında SPION yüzeyinden 20 nm uzaklıktaki sıcaklığın 65°C'ye kadar çıkabileceği rapor edilmiştir (Rühle vd., 2016). Guisasola ve arkadaşları ise sıcaklığın >43°C'ye ulaştığını ve SPION yüzeyinden yaklaşık 20 nm mesafede ilaç salınımını tetiklediği benzer bulgular bildirmişlerdir (Guisasola vd., 2015). Bununla birlikte Riedinger ve arkadaşları, SPION yüzeyinin 0,5 nm'si içinde yalnızca 45°C'ye ulaşan ve mesafeyle birlikte katlanarak düşen sıcaklıklarla daha mütevazı bulgular rapor etmişlerdir (Riedinger vd., 2013).

AMF'nin üzerine alansız bir bölge (FFR) içeren güçlü bir statik alan yerleştirmektir. Alansız bölge içindeki SPION'lar AMF'ye yanıt verirken, alansız bölge dışındaki parçacıkların manyetik momentleri sabitlenecek ve AMF'ye yanıt vermeleri önlenecektir. Bu konsept manyetik parçacık görüntülemenin (MRI) yanı sıra manyetik hipertermi (MH) için de uygulanmaktadır. Örneğin, Gleich ve Weizenecker, manyetik parçacık görüntülemenin çözünürlüğünü geliştirmek için iki zıt polarize statik mıknatıs kullanılarak oluşturulan alansız bir noktayı içeren statik bir alan kullanmışlardır. Görüntülenecek numune üzerindeki alansız bölgeyi tarayarak 1 mm'lik görüntüleme çözünürlüğü elde edebildiler (Gleich & Weizenecker, 2005). Manyetik alansız bölge içeren güçlü statik alanlar, manyetik ısıtma ve

manyetik ilaç salınımı gibi yöntemlerde alternatif manyetik alanı hedeflemek amacıyla kullanılabilir. Örneğin bazı çalışmalarda, manyetik alansız bölge (FFR) kavramı hipertermiye uygulanmıştır. Ma ve arkadaşları, manyetik alansız bölge içeren statik bir alan kullanarak hedeflenen manyetik hipertermiyi göstermişlerdir (Ma vd., 2015). Tay ve arkadaşları ise manyetik alansız bölge içeren statik alan kullanarak yüksek çözünürlüklü manyetik parçacık görüntüleme ve manyetik hipertermi yoluyla hedeflenen doku ablasyonunu Şekil 1.3'te gösterildiği gibi gerçekleştirmişlerdir (Tay vd., 2018).

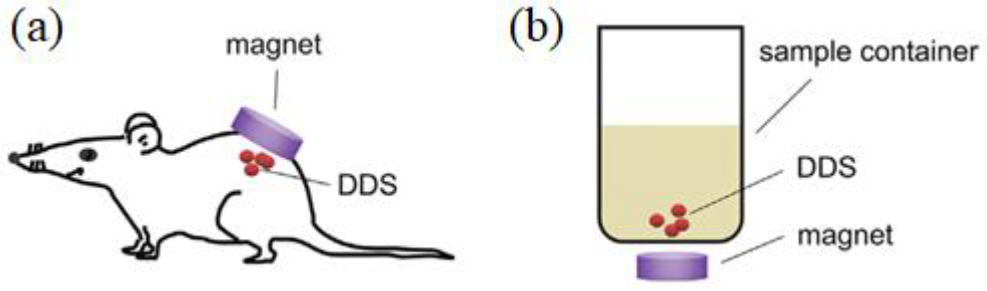


Şekil 1.3: Tay ve arkadaşlarının tümör hedefli manyetik hipertermi deneyi (Tay vd., 2018).

1.5 Mıknatıs Sistemleri

İstenilen manyetik alanı üretebilmek için çeşitli mıknatıs sistemleri dizayn edilebilir. Bu sistemler statik alanlı veya değişken alanlı mıknatıs sistemleri olabilir. Burada statik alanlı mıknatıs sistemleri ifadesi, elde edilen manyetik alanın zamanla değişmediği sistemleri, değişken alanlı mıknatıs sistemleri ise elde edilen manyetik alanın zamanla değiştiği sistemleri belirtir. Statik manyetik alanın elde edildiği sistemler, kalıcı mıknatıslar veya elektromıknatıslar kullanılarak oluşturulabilir. Değişken manyetik alanın elde edildiği sistemler ise hedef bölge ile mıknatıs arasındaki mesafenin oransal hareketlerle değiştirilebildiği sistemleri ifade eder. Bu sistemler ise kalıcı mıknatısların hareketli olması veya alanı değişebilir elektromıknatısların kullanılmasıyla elde edilebilir. Bu tez çalışmasında daha çok kalıcı mıknatıslara değinilecektir.

Biyomedikal uygulamalarda tek bir kalıcı mıknatısın kullanılması en basit mıknatıs sistemidir. Biyomedikal uygulamalarından biri olan ilaç dağıtım sisteminde (MDD) tek bir kalıcı mıknatısın kullanımı Şekil 1.4'te gösterilmektedir.

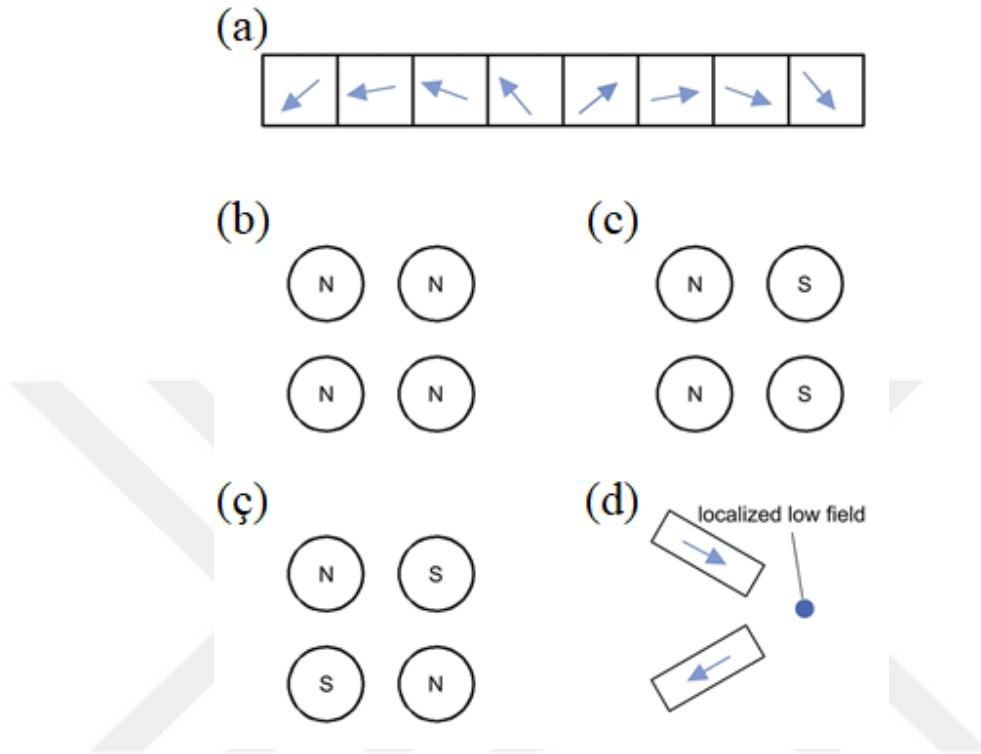


Şekil 1.4: Tek bir kalıcı mıknatıs ile manyetik ilaç taşımının şematik gösterimi.

Şekil 1.4 (a)'da in vivo (canlı) deneylerde kullanılan kalıcı mıknatısın manyetik çekme kuvvetinden dolayı DDS olarak bilinen ilaç taşıyan manyetik taşıyıcılar (Anselmo & Mitragotri, 2014) kalıcı mıknatısa yakın bölgede toplanabilecektir. Şekil 1.4 (b)'de gösterilen in vitro (cansız) deneyde ise manyetik nanoparçacık ihtiva eden bir deney kabı (Herea vd., 2019) vb. olabilir. Deneylerde kullanılan kalıcı mıknatıs, farklı şekil ve boyutlardalar seçilebilir. İlaç taşıma performansı, kalıcı mıknatısın şekli ve boyutu ile doğrudan ilişkilidir. Kalıcı mıknatıslar elektromıknatıslarla karşılaştırıldığında bazı avantajlara sahiptirler. Kalıcı mıknatısların şekilleri daha çeşitlidir. Ve uygulamaların pratikliği için kalıcı mıknatısların şekli dikkate alınmalıdır. Depalo ve arkadaşları (Depalo vd., 2017) deney kabının altına yerleştirdikleri kare ve halka şeklindeki iki farklı kalıcı mıknatısın etkisini incelemişlerdir. Her iki mıknatısın da manyetik akı yoğunluğu (B) 1,17 T değerine sahiptir. Yapılan bu deneyde halka mıknatısın kare mıknatısa göre daha etkili olduğu gözlemlenmiştir. Kayal ve arkadaşlarının (Kayal vd., 2011) yaptıkları simülasyon deneyinde polivinil alkol kaplı manyetik nanoparçacıkların biriktirilmesine ilişkin silindirik kalıcı mıknatısların dikdörtgen kalıcı mıknatıslara göre daha uygun olduğu sonucuna varmışlardır.

Tek bir kalıcı mıknatıstan elde edilebilecek manyetik alan yoğunluğundan daha yüksek bir manyetik alan yoğunluğu elde edilmesi isteniyorsa birden fazla kalıcı mıknatısın kullanılması gerekir. İstenilen manyetik alan yoğunluğunu oluşturabilmek için özel olarak dizayn edilmiş kalıcı mıknatıs düzeneği, iki veya daha fazla kalıcı mıknatıstan oluşan bir sistem olarak tanımlanabilir. Halbach dizileri, kalıcı mıknatıs düzeneği arasında manyetik alan yoğunluğunu arttırmanın en iyi yolu olarak gösterilebilir.

Mıknatıs sistemleri katmanlı yapılarla tasarlanabilir. Tasarımdaki katmanların sayısına göre, tek katmanlı kalıcı mıknatıs dizisi ve çok katmanlı kalıcı mıknatıs dizisi olmak üzere iki gruba ayrılabilir. Şekil 1.5'te tek katmanlı mıknatıs dizilerine ait bazı örnekler gösterilmiştir.



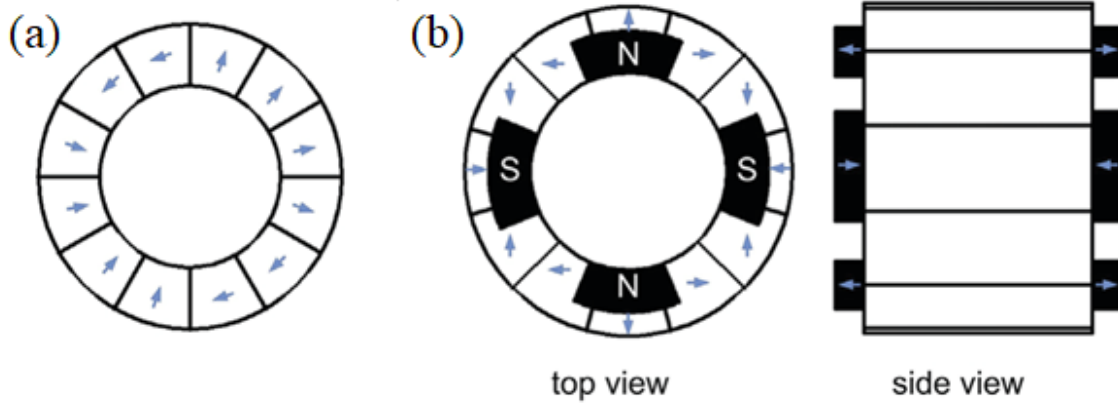
Şekil 1.5: Tek katmanlı mıknatıs dizilerine ait örnekler.

Häfelı ve arkadaşları, Şekil 1.5 (a)'da gösterildiği gibi tek katmanlı Halbach dizisinin yapısını yandan göstermişlerdir. Şekil 1.5 (b), Şekil 1.5 (c) ve Şekil 1.5 (ç)'de ise üstten görünümlelerini göstermişlerdir (Häfelı vd., 2007). Şekil 1.5 (d)'de prensipte kalıcı mıknatısların manyetik nanoparçacıkları çekmesi istenirken Shapiro ve arkadaşları (Shapiro vd., 2010) iki mıknatısı belli bir açıyla konumlandırarak mıknatısların önünde zayıf bir alan oluşturmuşlardır. Oluşturdukları bu zayıf manyetik alan bölgesine yerleştirilen manyetik nanoparçacıkların çekilmesi yerine itileceği prensibine dayanan bu sistem, göz ve kulak hastalıklarının tedavisinde kullanılabileceğini belirtmişlerdir.

Yukarıdaki mıknatıs dizilimlerine başka tasarım türleri de eklenebilir. Al Faraj ve arkadaşları (Al Faraj vd., 2014) çok kutuplu ve iki kutuplu kalıcı mıknatısların manyetik ilaç dağıtımını (MDD) sisteminde nasıl bir etkiye neden olduğunu incelemişlerdir. Çok kutuplu

kalıcı mıknatıs sisteminin çift kutuplu mıknatıs sistemine göre daha etkili olduğunu ortaya koymuşlardır.

Çok katmanlı kalıcı mıknatıs sistemi, birden fazla kalıcı mıknatıs dizisi katmanı kullanılarak oluşturulur. Daha güçlü ve daha iyi bir manyetik alan dağılımı oluşturabilmek için bu yapılan kullanılabilir. Şekil 1.6 (a)'da Munoz ve arkadaşları (Munoz vd., 2016) tarafından tasarlanmış bir dairesel Halbach mıknatıs dizisi gösterilmektedir. Bu tasarımdaki dairesel Halbach mıknatıs dizisini (kalınlık 60 mm, dış çap 100 mm, iç çap 60 mm) oluşturmak için iki tanesi özdeş 12 adet kalıcı mıknatıs kullanılmıştır. Bu dairesel Halbach dizisi tasarımının amacı kapsül robot yardımıyla ilaç dağıtımını yapılmasıdır.

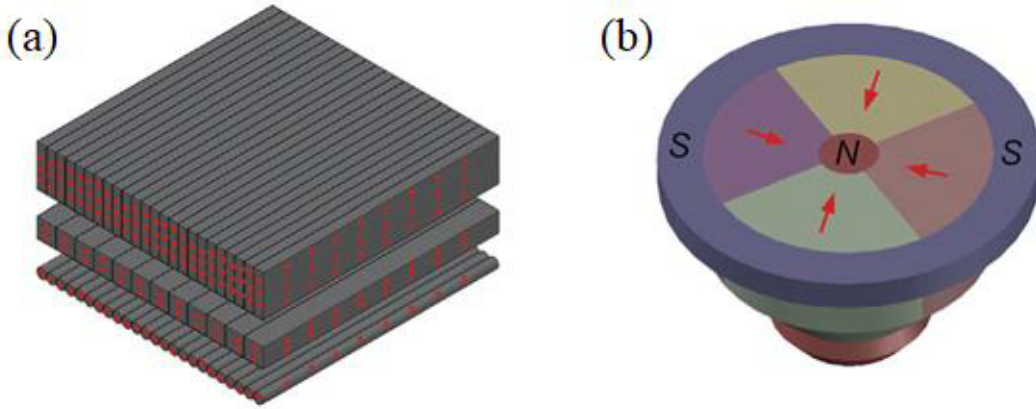


Şekil 1.6: Manyetik ilaç dağıtım (MDD) sisteminde kullanılan bazı dairesel Halbach dizilerine ait örnekler (Munoz vd., 2016) (Riegler vd., 2011).

Riegler ve arkadaşları (Riegler vd., 2011), manyetik ilaç dağıtım (MDD) sisteminde kullanılabilmesi için mıknatıs tasarımları konusunda kapsamlı bir çalışma yürütmüşlerdir. Bu çalışmada doğrusal Halbach dizisi, dairesel Halbach dizisi, manyetik bar ve üçgen çubuk mıknatıs çeşitlerinin ortaya çıkardığı manyetik alan kuvvetleri karşılaştırılmıştır. Mıknatıs yarıçapları, mıknatıs kalınlığı ve farklı manyetizasyon dizileri gibi parametreler değiştirilerek ortaya çıkan sonuçların karşılaştırıldığı bu çalışmada 12 kalıcı mıknatıstan oluşan dairesel Halbach dizisinin en iyi sonucu verdiği görülmüştür. Şekil 1.6 (b)'de gösterildiği gibi dizide yan yana bulunan iki mıknatısın mıknatıslanma yönleri 90 derece olacak şekilde sıralanmıştır. Ayrıca manyetize edilen dört kalıcı mıknatıs dizinin eksen boyunca konumlandırılmıştır. Şekilde gösterilen okların yönleri mıknatıslanmanın yönünü ifade etmektedir. Shen ve arkadaşları (Shen vd., 2017), boyutları farklı iki silindir şeklindeki

kalıcı mıknatısın beyin bölgesindeki süperparamanyetik demir oksit nanoparçacıkları (SPION'ları) yakalama etkisini karşılaştırmışlardır. Bu çalışma sonucunda Halbach mıknatıs dizilerinin diğer mıknatıs sistemlerine göre daha verimli olduğu görülmüştür.

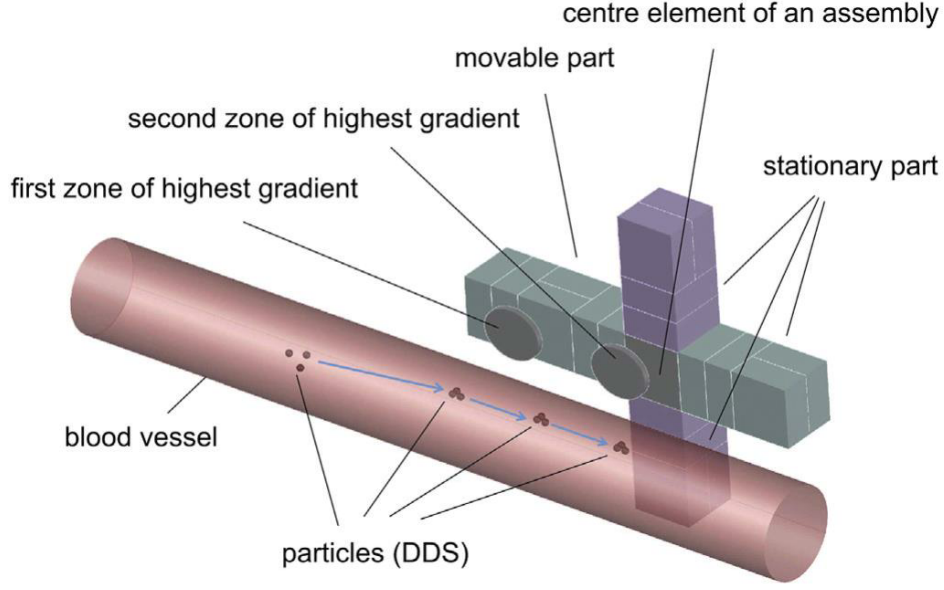
Hayden ve arkadaşları (Hayden & Häfeli, 2006), Şekil 1.7 (a)'da gösterildiği gibi manyetizasyon yönleri farklı olan birçok küçük mıknatıs birleştirerek çok katmanlı doğrusal bir Halbach mıknatıs dizisi ortaya çıkarmışlardır. Şekil 1.7 (b)'de ise Barnsley ve arkadaşları (Barnsley vd., 2016) tarafından, farklı renklerin farklı manyetizasyon yönlerini ifade ettiği mıknatısları birleştirerek 3 boyutlu (3D) uzaysal bir Halbach mıknatıs dizisi gösterilmiştir. Bu dizi yapısı altı farklı mıknatıslanma yönünden oluşur.



Şekil 1.7: Çok katmanlı doğrusal ve 3D uzaysal Halbach dizileri (Hayden & Häfeli, 2006) (Barnsley vd., 2016).

Değişken bir manyetik alan elde edilmek isteniyorsa kalıcı mıknatısların hareket ettirilmesi gerekir. Kalıcı mıknatısların hareket ettirilebilmesi için mekanik bir sistem gerekir (Mahoney & Abbott, 2014) (Y.-L. Liu vd., 2018). Bu mekanik sistemin hareket, öteleme, dönme ve birleşik hareketleri uygulayabilecek şekilde tasarlanması gerekmektedir.

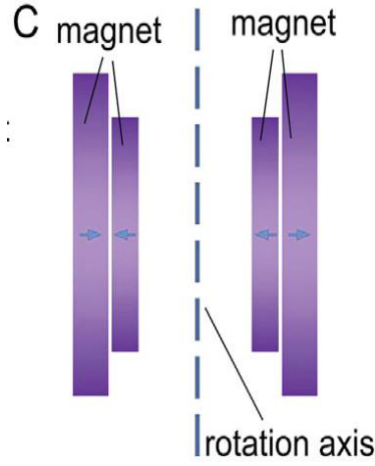
Skiedraite ve arkadaşları (Skiedraite vd., 2018), Şekil 1.8'de gösterildiği gibi iki doğrusal Halbach dizisini (yeşil ve mor renk ile gösterilen diziler) artı şeklinde birleştirerek bir mıknatıs modeli tasarlamışlardır. Bu mıknatıs modelinde iki yüksek manyetik alan gradyan bölgesi bulunmaktadır. Buradaki birinci yüksek gradyan bölgesi parçacıkların merkezden kenara doğru, ikinci yüksek gradyan bölgesi ise parçacıkların hedeflenen bölgeye yönlendirilmesi için tasarlanmıştır.



Şekil 1.8: Skiedraite ve arkadaşlarının parçacıkları hedeflenen bölgeye yönlendiren mıknatıs sistemi tasarımı (Skiedraite vd., 2018).

Baun ve Blümler (Baun & Blümler, 2017), manyetik nanoparçacıkların 2D (iki boyutlu) manipülasyonunu sağlamak için üç dairesel Halbach mıknatıs dizisini kullanmışlardır. Bu çalışmadaki Halbach dizilerinden biri nanoparçacıkların manyetizasyonunu sağlamak ve bu nanoparçacıkları yönlendirmek için homojen olan bir manyetik alan üretir. İkinci Halbach dizisi ise, nanoparçacıklara kuvvet uygulanabilmesi için belli bir gradyana sahip manyetik alan üretir. Burada üretilen kuvvetin büyüklüğünün ayarlanabilmesi için ise üçüncü Halbach dizisi tarafından yine belli bir gradyana sahip başka bir manyetik alan daha üretilir. Bu çalışmanın sonucunda homojen manyetik alan ve gradyan manyetik alan üreten diziler arasındaki açı ayarlanarak 30 μm 'lik manyetik nanoparçacıkların yönünü kontrol etmeyi başarmışlardır.

Krzyminiewski ve arkadaşları (Krzyminiewski vd., 2017), dört kalıcı mıknatısın döndürülmesiyle manyetik nanoparçacıkların kontrol edildiği bir sistem tasarlamışlardır. Bu sistem Şekil 1.9'da gösterildiği gibi biri büyük biri küçük olan iki silindirik mıknatısın birleştirmesiyle iki tane mıknatıs çifti oluşturulmuştur. Ve bu mıknatıs çiftleri belli bir mesafe ile karşılıklı monte edilmişlerdir. Mıknatıs çiftlerinin arasına manyetik nanoparçacık çözeltisi bulunan bir deney kabı yerleştirilmiştir. İki çift mıknatıs dönme eksenini etrafında döndürüldüğünde manyetik nanoparçacıklarının deney kabının ortasında zamanla yoğunlaştığı gözlemlenmiştir.



Şekil 1.9: Krzyminiewski ve arkadaşlarının tasarladığı sistem (Krzyminiewski vd., 2017).

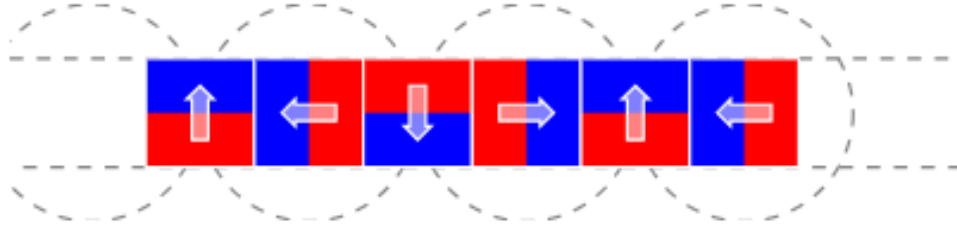
1.6 Halbach Dizileri

Halbach özel dizilimin etkisi ilk olarak 1973'te John C. Mallinson tarafından keşfedildi. 1980'lerde fizikçi Klaus Halbach bağımsız olarak Halbach dizisini; parçacık ışınlarını, elektronları ve lazerleri odaklamak için icat etti. 1980'de K. Halbach, dönen manyetizasyona sahip birkaç ferromıknatıs yerleştirmenin bir tarafta güçlü bir manyetik alan oluştururken, diğer tarafta (neredeyse) hiç bir alan olmadığını göstermiştir. Manyetik alanı artırmak için oluşturulan Halbach mıknatıs dizilerinin temel prensibi, dizideki her bir mıknatıstan çıkan manyetik akı vektörlerini birbirlerini kuvvetlendirecek şekilde kutup yönlerini tasarlamaktır. Bu şekilde tasarlanan Halbach mıknatıs dizisinin bir tarafındaki manyetik alan kuvvetlenir ve diğer taraftaki manyetik alan ise zayıflar. Kalıcı mıknatıslarla oluşturulan Halbach dizisinde indüklenen manyetik alan 4-5 T'ye kadar yükseltilebilir (Kumada vd., 2001). Bu avantajından dolayı Halbach dizileri hedefleme performansının daha iyi olması gerektiği uygulamalarda manyetik alan kaynağı olarak tercih edilmektedir.

Halbach dizisi, dizinin bir tarafındaki manyetik alanı artıran ve diğer taraftaki manyetik alanı sıfıra yakın bir düzeye kadar zayıflatan, kalıcı mıknatıslardan oluşan özel bir düzenlemedir. Bu özel dizi, tek bir mıknatısın etrafındaki manyetik alandan çok farklıdır. Halbach dizileri, uzaysal olarak dönen bir mıknatıslanma modeline sahip olunmasıyla elde edilir. Kalıcı mıknatısın dönme düzeni (ön, sol, yukarı, sağ, aşağı) aynı şekilde devam ettirilir.

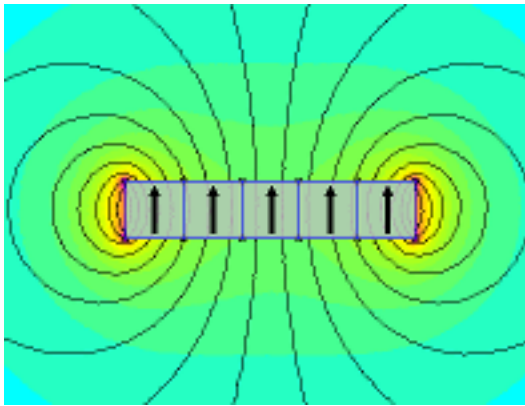
Tek taraflı güçlü manyetik alan etkisi nedeniyle Halbach dizilerinin kullanım alanı oldukça geniştir. Bu dizilerin en basit uygulamalarından biri basit buzdolabı mıknatıslarıdır.

Mıknatısın tutma gücünü arttırmak için tek taraflı akı özelliğinden yararlanır. Ayrıca fırçasız DC motorlar, manyetik kaldırmanın kullanıldığı Maglev treni gibi yaygın kullanım alanları dışında parçacık hızlandırıcılar, manyetik mercekle, serbest elektron lazerleri, sabitleme ve tutma amaçlı kullanılan mıknatıslar, tıbbi uygulamalar, güç üreten rotorlar, manyetik kaldırma işlemleri vb. gibi kullanım alanları oldukça yaygındır. Basitleştirilmiş bir Halbach dizilimine ait geometri Şekil 1.10’da gösterilmiştir.

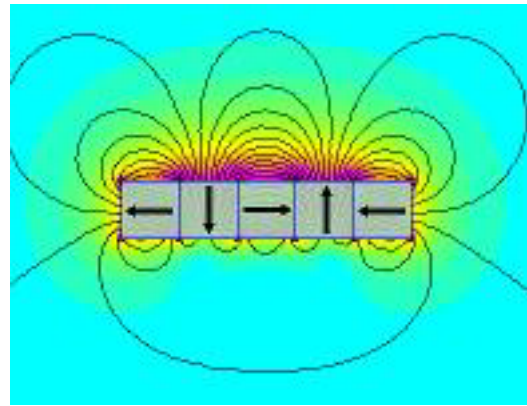


Şekil 1.10: Halbach dizine ait dizilim geometrisi.

Şekil 1.11 (a)’da gösterildiği gibi, kuzey kutbu yukarı bakacak şekilde tek bir mıknatıs gösterilmektedir. Renk skalasıyla gösterilen manyetik alan gücünün, mıknatısın alt ve üst kısmında eşit derecede güçlü olduğu görülmektedir. Manyetik olarak bu durum tek bir uzun mıknatısla aynı etkiyi gösterecektir.



(a) Tek Mıknatıs Dizisi.



(b) Halbach Dizisi.

Şekil 1.11: Mıknatıs dizileri.

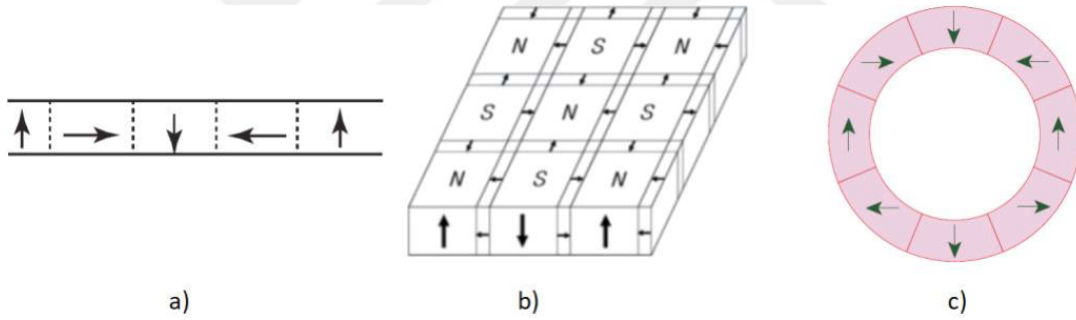
Buna karşılık, Şekil 1.11 (b)’de gösterilen Halbach dizinin üst kısmında çok güçlü bir manyetik alan, alt kısmında ise oldukça zayıf bir manyetik alan vardır.

Halbach dizisinin en önemli avantajı diğer mıknatıs dizilimleriyle karşılaştırıldığında oluşturulan manyetik alanın çok güçlü olmasıdır. Halbach dizisindeki mıknatıs düzeni esas olarak manyetik alan verimliliğini artırır.

Halbach dizi geometrisinin birincil dezavantajı, bir araya getirilmesinin zor olmasıdır. Bunun nedeni, Halbach dizisindeki mıknatısların birbirini itmeye çalışmasıdır. Diğer bir dezavantaj ise Halbach dizilerinin yüksek ısı uygulamalarında sorun yaşayabilmesidir. Bunun nedeni ise, dizideki mıknatısların birbirine manyetikliği zayıflatıcı bir alan uygulamalarıdır.

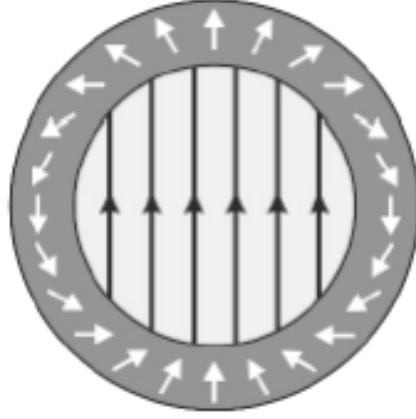
1.6.1 Halbach Dizi Konseptleri

Şekil 1.12’de gösterildiği gibi Halbach dizilerinde mıknatıslanma yönleri birbirine paralel olmayan dairesel (Baun & Blümler, 2017), doğrusal (Küçükdermenci, 2022) ve düzlemsel (Rui Huang vd., 2008) olarak tasarlanmış özel bir kalıcı mıknatıs düzenlemesidir.



Şekil 1.12: Örnek Halbach dizi konsept örnekleri.

Şekil 1.13’te gösterildiği gibi dairesel Halbach dizisi ile herhangi bir harici güç kaynağına ihtiyaç duyulmadan dipol manyetik alan yani tek yönlü bir manyetik alan oluşturulabilir. Halbach mıknatıs dizileri özel bir mıknatıs düzenlemesi olup dizinin bir tarafında güçlü bir manyetik alan oluşturabilme prensibine dayanır. Buradaki esas amaç dizilimin bir tarafında en güçlü manyetik alanı elde edebilmek için minimum sayıda kalıcı mıknatıs kullanmaktır (Halbach, 1980).



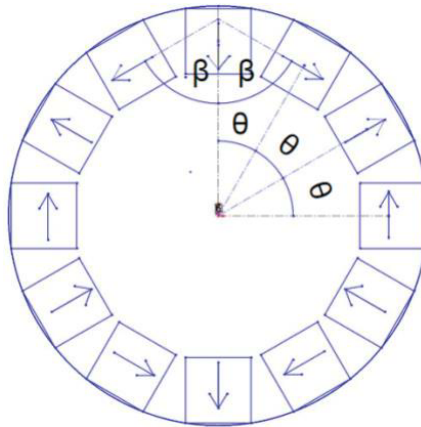
Şekil 1.13: Dairesel Halbach dizisiyle oluşturulan dipol manyetik alan (BlüMler, 2016).

Şekil 1.14'deki dairesele Halbach dizisindeki mıknatısların mıknatıslanma yönleri (ok yönleri) arasındaki açıların düzeni denklem (1.2) ve denklem (1.3) ile açıklanabilir.

$$\beta = \frac{(p-1)\pi}{mp} \quad (1.2)$$

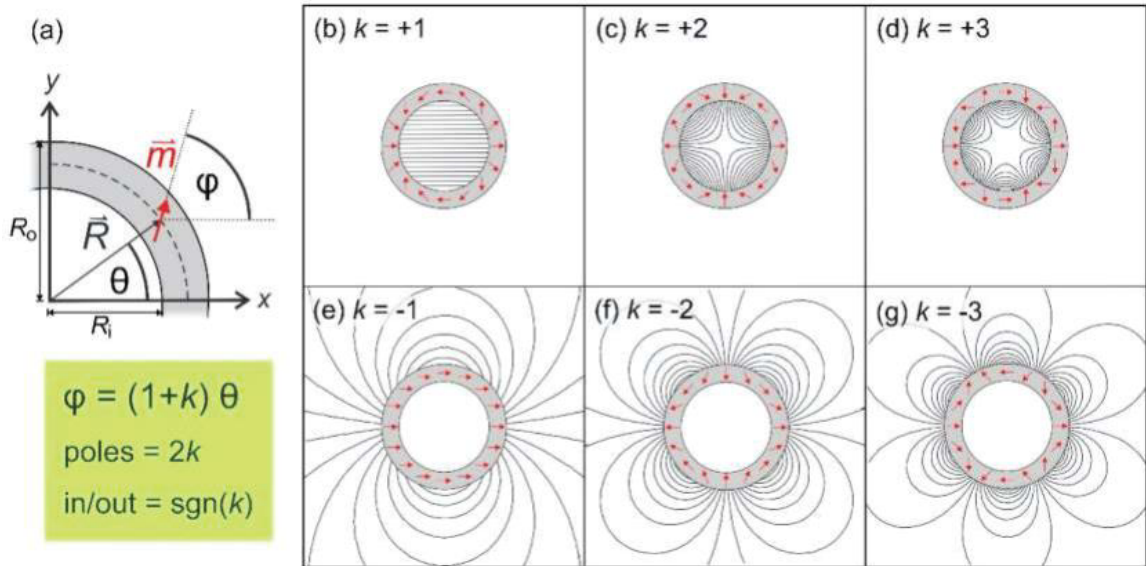
$$\theta = \frac{\pi}{mp} \quad (1.3)$$

Burada β bitişik iki mıknatısın mıknatıslanma yönleri arasındaki açıyı, p kutup çiftlerinin sayısını, m her bir kutbun altındaki kalıcı mıknatısın parça sayısını, θ bitişik iki mıknatısın merkez noktaları arasındaki açıyı ifade eder.



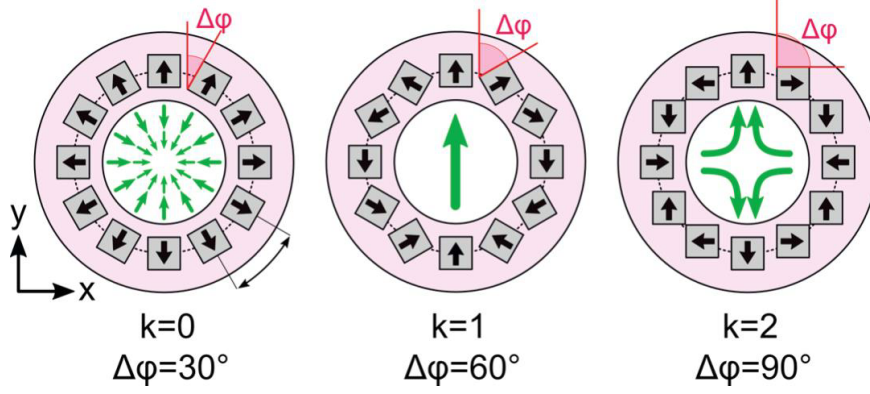
Şekil 1.14: Halbach dizisinin mıknatıslanma yönleri arasındaki açıların düzeni.

Şekil 1.15 (a)'da Halbach dizilerindeki mıknatısların mıknatıslanma yönleri ile konum açıları arasındaki matematiksel ilişki gösterilmiştir. Burada φ mıknatısların mıknatıslanma yönünün açısını, θ ise konum açısını ifade eder. Buradaki matematiksel ilişki denklem (1.2) ve denklem (1.3)'ün başka bir ifadesi olarak verilebilir. Halbach dizi elamanlarına ait açıların yönleri değiştirilerek farklı manyetik alan yapıları tasarlanabilir. Burada k 'nin pozitif değerleri ($k=1, k=2$ ve $k=3$) için Şekil 1.15 (b), Şekil 1.15 (c) ve Şekil 1.15 (d)'de gösterildiği gibi silindir içinde oluşan dipolar, quadropolar ve hexapolar alanların tasarımları gösterilmiştir. k 'nin negatif değerleri ($k=-1, k=-2$ ve $k=-3$) için Şekil 1.15 (e), Şekil 1.15 (f) ve Şekil 1.15 (g)'de gösterildiği gibi silindir dışında oluşan dipolar, quadropolar ve hexapolar alanların tasarımları gösterilmiştir (Blümler, 2021).



Şekil 1.15: Mıknatısın mıknatıslanma yönü ile konum açısı arasındaki (Blümler, 2021).

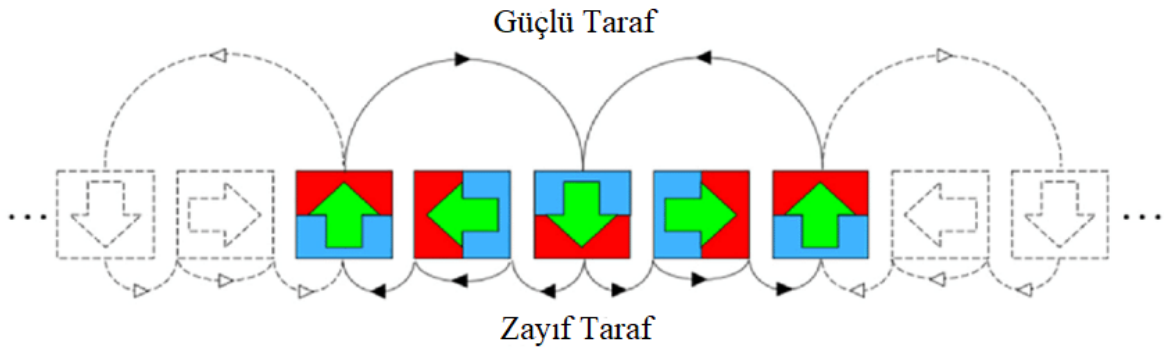
Şekil 1.16'da gösterildiği gibi $k=0$ için mıknatısın mıknatıslanma yönü açısı 30° , $k=1$ için mıknatısın mıknatıslanma yönü açısı 60° ve $k=2$ için mıknatısın mıknatıslanma yönü açısı ise 90° olarak bulunur.



Şekil 1.16: Halbach dizilerinin farklı tasarımlarıyla oluşan manyetik alan desenleri.

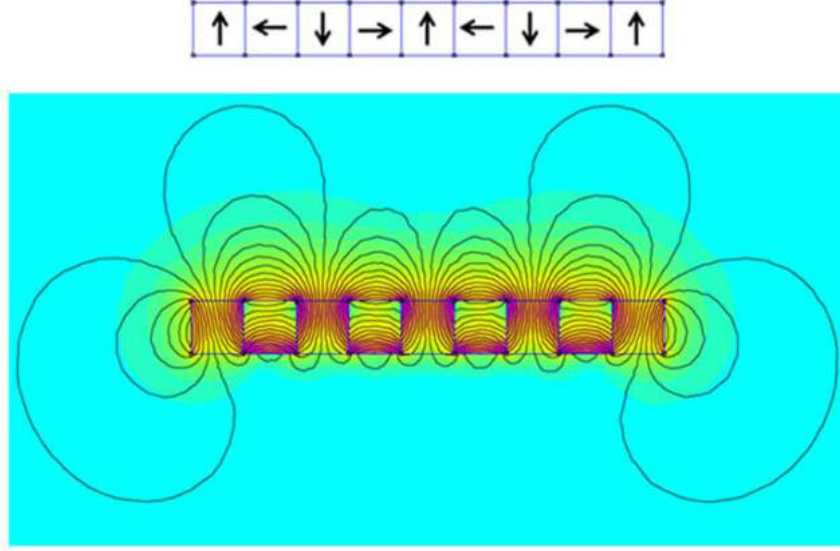
1.6.2 Doğrusal Halbach Dizileri

Doğrusal Halbach dizisi, ideal durumda tek taraflı bir manyetik alan oluşturabilen, kalıcı dikdörtgen mıknatıslardan oluşan düzlemsel özel bir manyetik yapıdır. Bu yapı, Şekil 1.17’de gösterildiği gibi manyetik alanı dizinin bir tarafına odaklayarak güçlü ve düzgün bir yarı sinüzoidal manyetik alan üretir.



Şekil 1.17: Doğrusal Halbach dizisi.

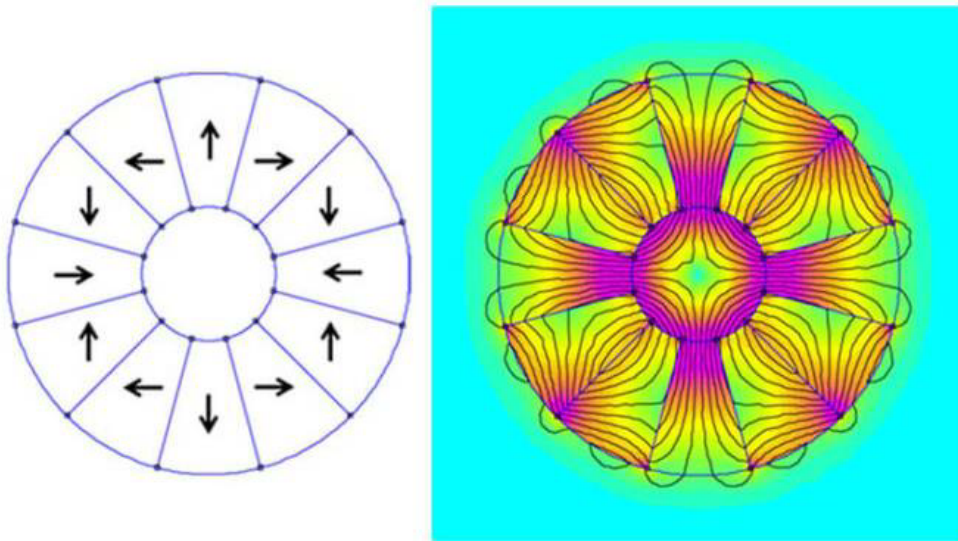
Böyle bir manyetik alanın elde edilebilmesi için mıknatısların birbirine 90 derece açıyla dönüşümlü olarak konumlandırılması gerekir. Ve ortaya çıkan bu manyetik alanın düzlem boyunca aktarıldığı Şekil 1.18’de gösterilmiştir.



Şekil 1.18: Doğrusal Halbach dizine ait dizilim geometrisi ve manyetik alan spektrumu.

1.6.3 Dairesel Halbach Dizileri

Dairesel Halbach dizileri, özel bir mıknatıs dizilimi ile sistemin sadece bir tarafında manyetik alanı artırma prensibine dayanmaktadır. Bu diziler, mıknatısların düzenlenme şekillerine bağlı olarak farklı sonuçlar üretebilir. Bu dizi tasarımları, güçlü ve homojen bir manyetik alan ve çok düşük bir istenmeyen manyetik alan üretme eğiliminde oldukları için umut vericidir.



Şekil 1.19: Kademeli dönen manyetizasyona sahip dairesel Halbach dizisi.

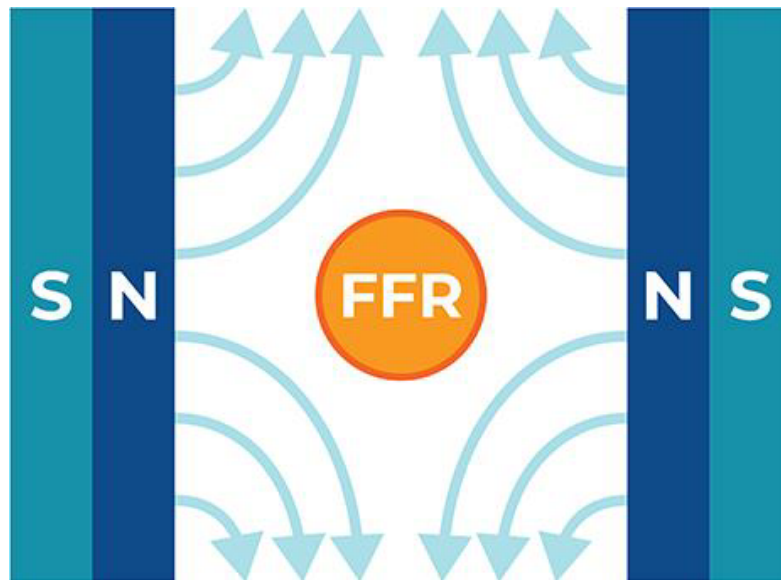
Şekil 1.19’da gösterilen siyah oklar halkadaki manyetizasyonun yönünü göstermektedir. Dairesel Halbach dizileri ile herhangi bir güç kaynağı olmadan tek yönlü bir manyetik alan elde edilebilir. Halbach dizilerinin genel amacı en güçlü manyetik alan oluşturmak ve bunu yaparken de az sayıda kalıcı mıknatıs kullanmaktır.

1.7 Manyetik Alansız Bölgeler (FFR)

Manyetik nanoparçacıkların (MNP’ler) kullanıldığı manyetik hipertermi, kanser tedavisinde uygulamaya yönelik çok yenilikçi bir yöntemdir. Bununla birlikte, MNP’ler tarafından üretilen ısı normal hücreleri yok edebilir. Bu da manyetik hiperterminin neden olduğu hasarı en aza indirmek için lokalize ısı işlem yöntemlerini gerektirir. Böyle bir sorunu bertaraf etmek için, alansız bölgenin yani FFR’nin kullanımına ihtiyaç duyarız.

Şekil 1.20’de gösterildiği gibi iki kalıcı mıknatıs kenarlarda güçlü manyetik alan gradyanı ve ortada manyetik alansız bölge (FFR) üretmektedir.

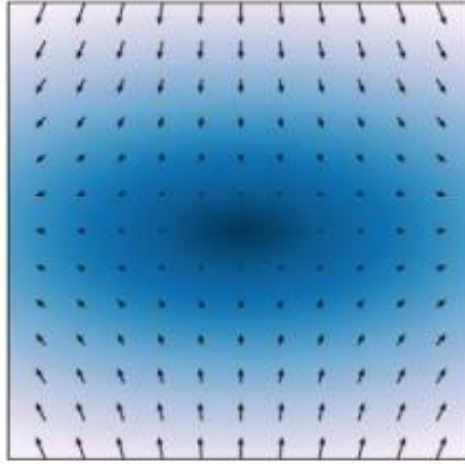
Manyetik alan kaynaklarının ürettiği manyetik alan gradyanının içinde, alansız bölge veya FFR olarak bilinen, düşük manyetik alan gücüne sahip küçük bir bölge mevcuttur. FFR dışında manyetik alan güçlüdür. Şekil 1.20’de gösterildiği gibi turuncu renkli alan FFR’yi ifade etmektedir.



Şekil 1.20: Kalıcı mıknatıslarla oluşturulan manyetik alansız bölge.

1.7.1 Manyetik Alansız Nokta (FFP)

Manyetik Parçacık Görüntüleme (MPI), görüntü sinyali elde etmek için alansız bir nokta (FFP) oluşturulur ve bu daha sonra hedeflenen bölgeyi taramak için uzayda hareket ettirilir.

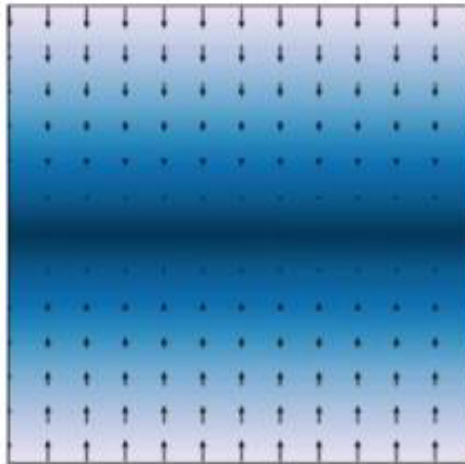


Şekil 1.21: FFP'ye dayalı bir MPI tarayıcı için seçim gradyan alanının şematik diyagramı.

Şekil 1.21'de gösterildiği gibi manyetik uzayda oluşturulmuş bir alansız nokta ve etrafında manyetik alan gradyanları görülmektedir. Burada koyu mavi manyetik alansız bölgeyi, beyaz renkler ise maksimum güçlü manyetik alanı temsil etmektedir.

1.7.2 Manyetik Alansız Çizgi (FFL)

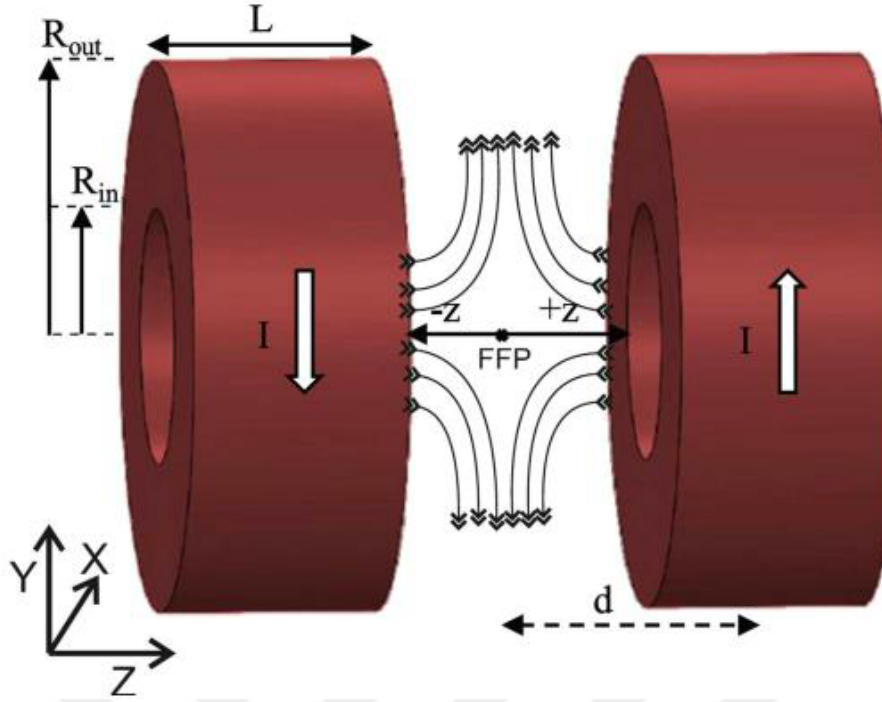
Manyetik Parçacık Görüntüleme (MPI), görüntü sinyali elde etmek için alansız bir çizgi (FFP) oluşturulur.



Şekil 1.22: FFL'ye dayalı bir MPI tarayıcı için seçim gradyan alanının şematik diyagramı.

Şekil 1.22’de gösterildiği gibi manyetik uzayda oluşturulmuş bir alansız çizgi ve etrafında manyetik alan gradyanları görülmektedir. Burada koyu mavi manyetik alansız bölgeyi, beyaz renkler ise maksimum güçlü manyetik alanı temsil etmektedir.





Şekil 2.2: M. İrfan ve arkadaşlarının bobin ile tasarladıkları manyetik parçacık donanımı (İrfan vd., 2022).

Şekil 2.2’de FFP seçim alanı için elektromanyetik bobinlerin üç boyutlu görünümü gösterilmiştir. Burada L elektromanyetik bobinin kalınlığı, R_{in} elektromıknatısların iç yarıçapını ve R_{out} ise dış yarıçapı ifade etmektedir. (İrfan vd., 2022)

Stefan Herz ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, felcin küresel çapta ölüm ve sürekli sakatlığın önde gelen nedenlerinden biri olduğunu, bununla birlikte felç hastalarını teşhis etmek ve başarılı bir şekilde tedavi etmek için beyinsel perfüzyonun hızlı ve doğru değerlendirilmesinin önemli olduğunu ifade etmişlerdir.

Manyetik parçacık görüntüleme (MPI), yerleşik görüntüleme yöntemlerinin bazı sınırlamalarının üstesinden gelme potansiyeline sahip yeni bir teknolojidir. Yüksek duyarlılık, özgün ve üstün zamansal çözünürlüğe sahip, yenilikçi ve radyasyon içermeyen bir görüntüleme tekniğidir. MPI, felç ve örneğin kanama, tümörler ve inflamatuvar süreçler gibi diğer nörolojik patolojilerin görüntülenmesine ve teşhis edilmesine olanak sağlar. MPI, aynı zamanda bu hastalıkların hedefe yönelik tedavileri için de potansiyel sunmaktadır. Daha düşük alan gereksinimleri nedeniyle, MPI’lar dirençli mıknatıslar olarak tasarlanabilir ve

hasta başı görüntüleme için mobil cihazlar olarak kullanılabilir. Bu avantajlarıyla MPI nörolojik bozuklukların tanı ve tedavisini hızlandırabilir ve geliştirebilir.

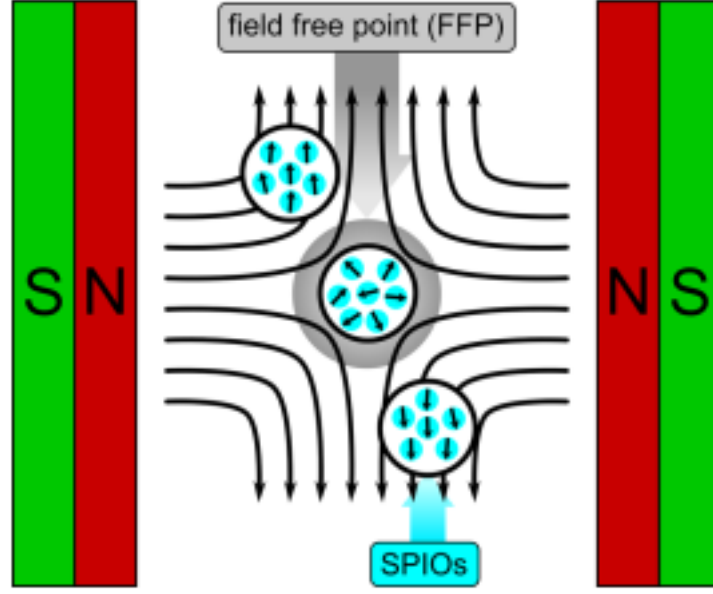
Yaptıkları çalışmada, MPI'ya temel bir giriş sağladıklarını ve felç görüntüleme için mevcut kullanımının tartışıldığını ifade ederek, klinik uygulama potansiyeli de dâhil olmak üzere gelecekteki uygulamaları ele almışlardır.

Sonuç olarak Stefan Herz ve arkadaşları, MPI'nın henüz başlangıç aşamasında olan bir teknoloji olduğunu, son birkaç yılda klinik öncesi MPI uygulamalarında önemli teknik gelişmelerin kaydedildiğini ve bununla birlikte ilk MPI araştırmalarının kanser hastalığı ile ilgili yoğunlaştığını, ancak nörolojik ve nörovasküler uygulamalarının da, özellikle felç görüntüleme konusunda çalışılmaya başlandığını belirtmişlerdir.

MPI'nın serebrovasküler hastalıkların tanısına yönelik görüntüleme gereksinimlerinin tüm ihtiyaçlarını kapsadığını ve aynı zamanda ilaçların veya kateterlerin hedefe yönelik dağıtım yoluyla yeni tedavi seçenekleri sunduğunu vurgulamışlardır. Bu uygulamalar halen çeşitli düzeylerde deneyseldir. Ancak nörolojik hastalıkların tedavisinde çok çeşitli yeni fırsatlar ortaya koyacağını belirtmişlerdir. Uygulamalarında mükemmel oldukları için MPI'nın standart MRI veya CT görüntülemenin yerini alması pek olası değildir. Ancak klinik çalışmalarda MPI için bir kullanılabilir alan olduğunu gördüklerini ve bu bağlamda önemli bir avantajının, hasta başı kullanımını için küçük mobil üniteler olarak oluşturulup kullanılabileceğini düşünmüşlerdir.

Bugüne kadar tüm beyin perfüzyonunun yatak başında sürekli olarak izlenmesine olanak tanıyan hızlı ve güvenilir bir yöntemin mevcut olmadığını belirtmişlerdir. Hasta gözetiminin klinik muayene yoluyla gerçekleştirildiğini ve MPI'nın sağlık hizmetlerindeki bu açığı kapatabileceğini, hastaların izlenmesini ve kötüleşme durumunda daha hızlı müdahale edilmesini sağlayabileceğini ifade etmişlerdir.

Minyatürleştirme potansiyeli göz önüne alındığında MPI, acil serviste, yoğun bakım ünitelerinde görüntüleme için ucuz bir alternatif haline gelebilir. Bu gelişmeler MPI'nın nörogörüntüleme için yaygın olarak benimsenen bir klinik araç haline gelebileceğini vurgulamışlardır.

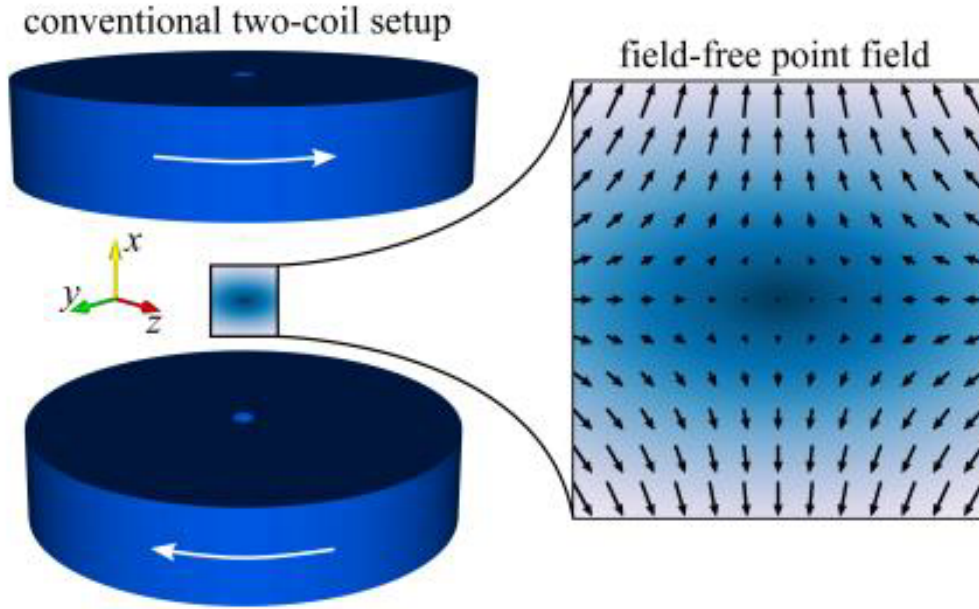


Şekil 2.3: S. Herz ve arkadaşlarının kalıcı mıknatıs ile tasarladıkları temel MPI konsepti (Herz vd., 2018).

Tasarlanan Şekil 2.3'teki MPI konseptinde iki karşıt kalıcı mıknatıs ile küçük bir alansız nokta (FFP) oluşturulur. Yalnızca FFP'nin yakınındaki SPIO'lar ek bir salınımlı manyetik alana doğrusal olmayan bir şekilde yanıt verir ve bir sinyal üretir. (Herz vd., 2018)

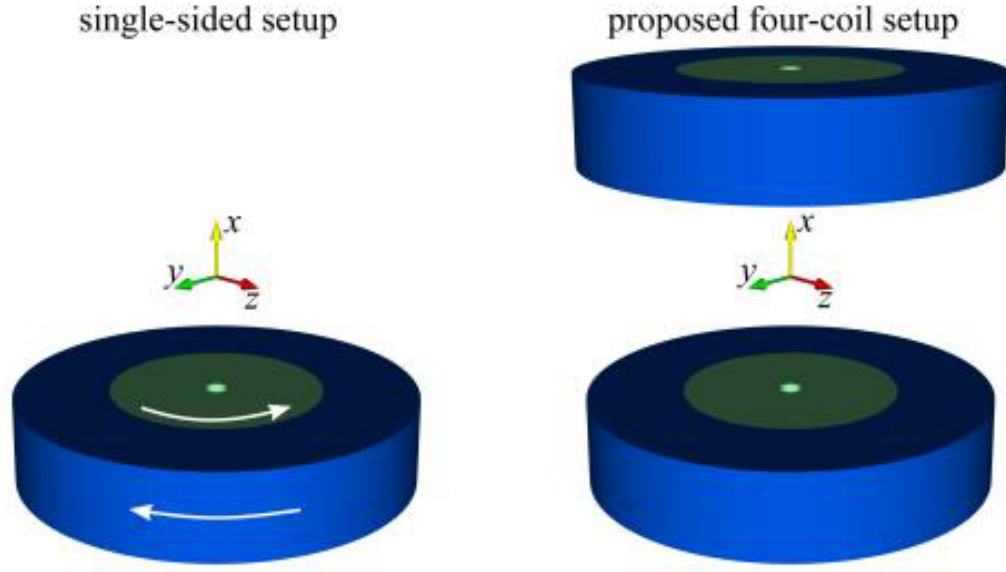
Tobias Knopp ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, manyetik parçacık görüntüleme (MPI) yöntemi, süperparamanyetik nanopartiküllerin (SPIO) uzaysal dağılımını belirlemek için alansız bir noktaya (FFP) sahip bir manyetik gradyan alanı uygulanması gerektiğini ve böyle bir alan elde etmek için ise akımları zıt yönlere taşıyan iki karşılıklı elektromanyetik bobin tarafından oluşturulacağını belirtmişlerdir. Ancak daha geniş bir alan elde etmek için FFP'nin uzayda kaydırılması gerektiğini, bunun her iki bobinde aynı yönde akan akımların üst üste bindirilmesiyle gerçekleştirilebileceği ancak bu durumda güç kaybının ciddi oranda artacağı vurgulanmıştır. Bu çalışmada T. Knopp ve arkadaşları, merkez dışı konumlarda bir FFP üretmek için çok daha verimli olan yeni bir bobin geometrisi önermişlerdir. Minimum güç kaybıyla gerekli alanı oluşturmak için akımların optimize edildiği dört bobinden oluşturulduğu ifade edilmiştir.

Bu çalışmada ele alınan bobin topolojilerinin, FFP'yi yalnızca bir boyutta hareket ettirebildiği ve FFP'yi iki ve üç boyutta verimli bir şekilde hareket ettirecek şekilde genişletilebileceği ifade edilmiştir.



Şekil 2.4: T. Knopp ve arkadaşlarının bobin ile tasarladıkları FFP donanımı (Knopp vd., 2012).

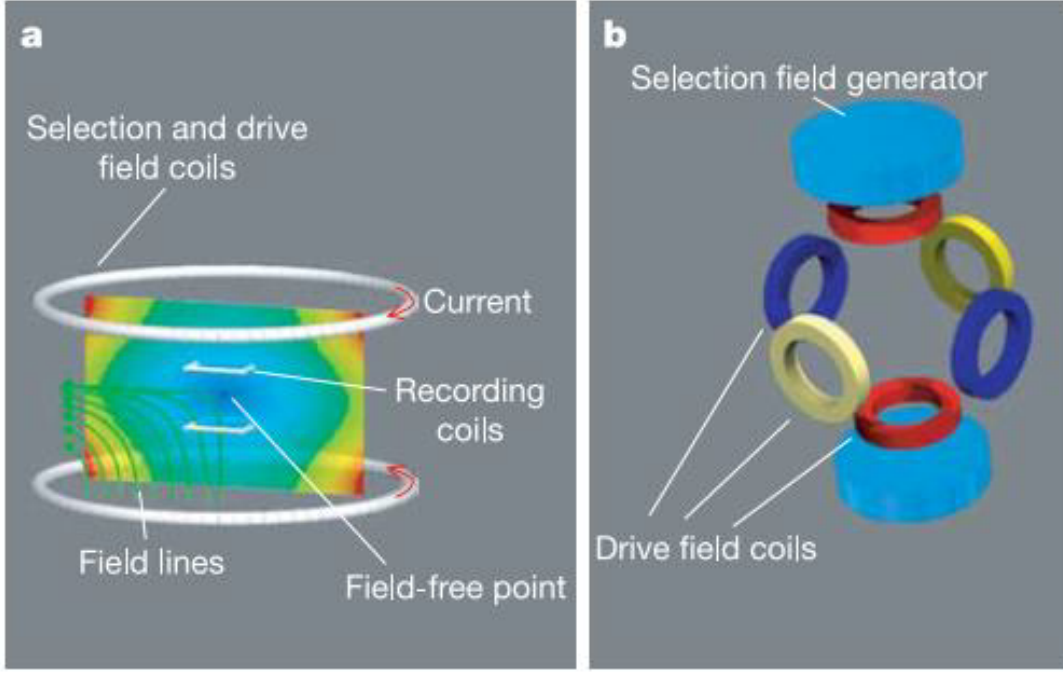
Maxwell bobin çifti ile oluşturulan manyetik gradyan alanının oluşturulduğu donanım Şekil 2.4'te gösterilmiştir. Her bobinin dış çapı 70 cm, uzunluğu 15 cm ve radyal genişliği 33 cm'dir. Bobinler arasındaki boş alan 40 cm'dir.



Şekil 2.5: T. Knopp ve arkadaşlarının bobin ile tasarladıkları FFP alternatif donanımı (Knopp vd., 2012).

Tek taraflı bobin geometrisi ile iki tek taraflı bobin ünitesinden oluşan önerilen dört bobin düzeni Şekil 2.5'te gösterilmiştir. Her bir bobin ünitesinin dış çapı 70 cm, uzunluğu 15 cm, radyal genişliği 33 cm'dir ve iç bobin ve dış bobinin her ikisinin de radyal bir açığa sahip olması için geleneksel bobin geometrisindeki bir bobinin bölünmesiyle elde edilir. Genişliği 16,5 cm'dir. (Knopp vd., 2012)

Bernhard Gleich ve Jürgen Weizenecker'e göre MPI, ferromanyetik malzemenin mıknatıslanma eğrilerinin doğrusal olmamasına ve parçacık mıknatıslanmasının bir miktar manyetik alan kuvvetinde doyuma ulaşması gerektiği gerçeğine dayanır. Şekil 2.6 (a)'da gösterildiği gibi FFP elde edebilmek için iki büyük halka içerisinden zıt yönde DC akım ve yine bu halkalara uygulanan DC akımın üzerine ise bir AC akımın uygulanması gerektiğini belirtmişlerdir. Şekil 2.6 (b)'de, alan oluşturan bileşenler bir MPI için şematik olarak çizilmiştir (Gleich & Weizenecker, 2005).



Şekil 2.6: B. Gleich ve J. Weizenecker'in yaptığı deneyin ana bileşenleri ve MPI konsepti (Gleich & Weizenecker, 2005).

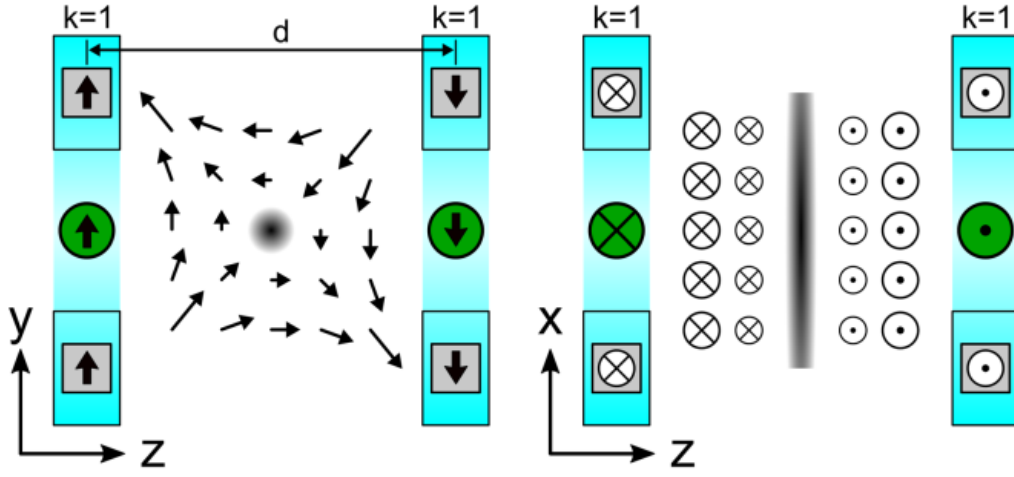
Patrick Vogel ve arkadaşlarına göre Manyetik Parçacık Görüntüleme (MPI), süperparamanyetik demir oksit nanoparçacıkların (SPION'lar) üç boyutlu dağılımını tespit eden tomografik bir yöntemdir. Bundan dolayı, MPI sinyali yalnızca nanoparçacıklardan elde edilir. Dokudan elde edilmez. Böylece, MPI'nın ek bir tomografi yöntemiyle birleştirilmesi gerektiği düşünülür.

MPI, SPION'ların zamanla değişen manyetik alanlara ilişkin doğrusal olmayan tepkisine dayandığından, manyetik rezonans görüntüleme (MRI) gibi manyetik alanları kullanan başka bir görüntüleme yöntemiyle birleştirilerek hibrit bir yapı elde edilebilir.

Yaptıkları çalışmalarda, başlangıçta 30 mT / 1,1 mT gibi düşük alanlı bir MRI ile MPI, daha sonra 500 mT gibi normal alanlı bir MRI ile MPI birleştirilmiştir. Her iki durumda da MRI'nın çok daha yüksek donanım talepleri ve zamanlama sorunları neticesinde her iki yöntemin dezavantajlı sonuçlandığını belirtmişlerdir.

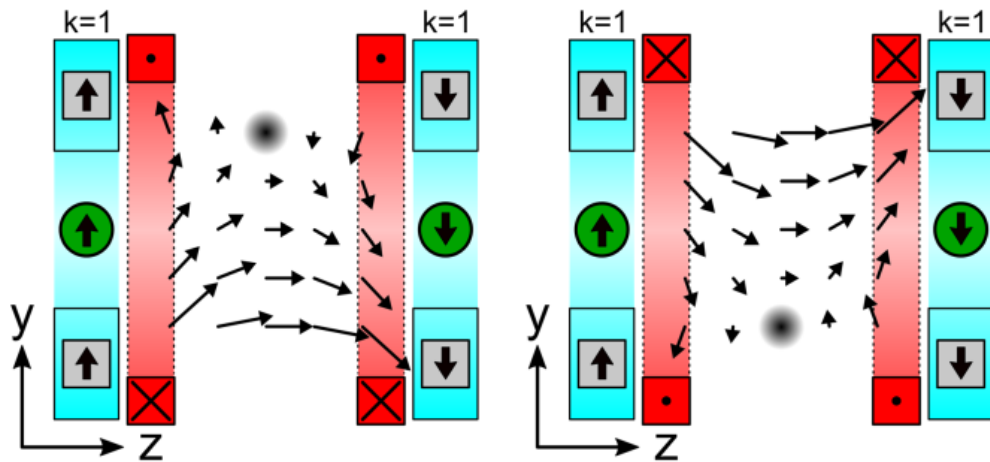
Daha sonra MPI ile bilgisayarlı tomografi (CT) hibrit yapısı oluşturulmuştur. Bu hibrit yapıda zamanlama sorununu ortadan kaldırmış ve ilk kez füzyon MPI-CT görüntüleme elde

edilmiştir. Bu sayede her iki görüntü de ardı ardına elde edilmiştir. MPI-CT hibrit sisteminin eş zamanlı görüntüleme için uygun olmadığı görülmüştür. Ayrıca geleneksel MPI'lar, verimli bir manyetik alan gradyanları üretimini sağlayan kapalı delikli bir tasarıma dayanmaktadır. MPI-CT hibrit sistemi için açık bir MPI konsepti gerektirir. Bu çalışmada CT ve FFL MPI arasında ortak özelliğin olduğu da vurgulanmıştır. Böylelikle Halbach halkalarını kullanarak statik bir FFL oluşturmaya yönelik bir konsept benimsenmiştir.



Şekil 2.7: Halbach halkası kullanılarak statik FFL'nin oluşturulması (Vogel vd., 2019).

Şekil 2.7'deki ortadaki koyu bölgeler (solda nokta ve sağda çizgi) alansız bölgeyi, kalın siyah oklar kalıcı mıknatısların mıknatıslanmasını, yeşil dolu daireler ise merkezlerindeki her Halbach halkası için manyetik alanın yönünü gösterir.

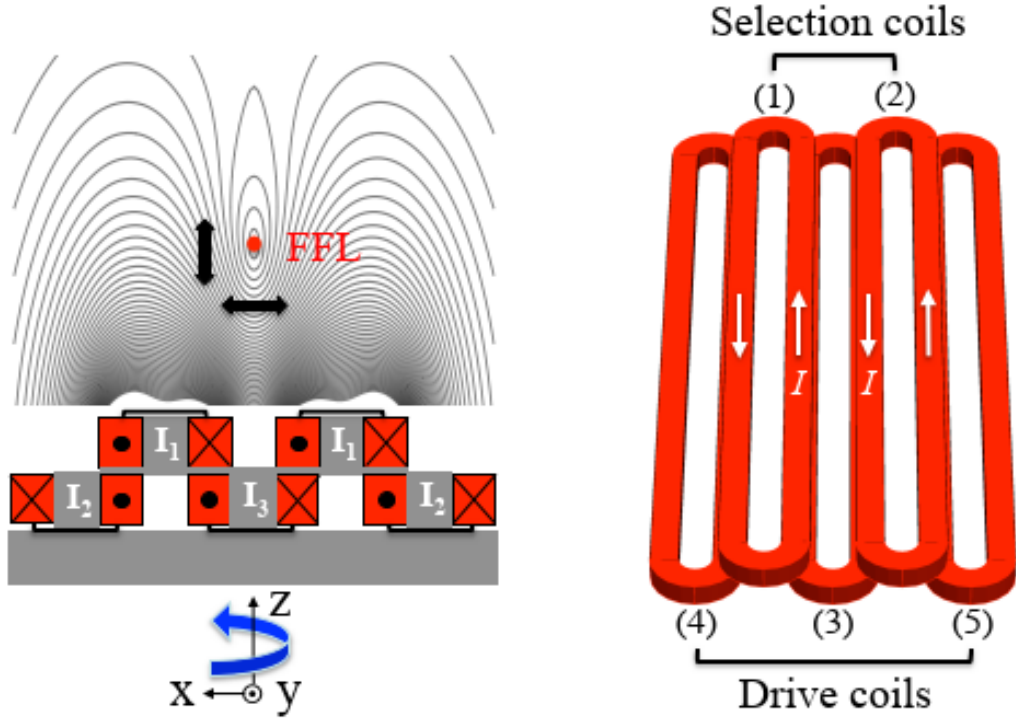


Şekil 2.8: Z eksenini boyunca uygulanan manyetik alan (Vogel vd., 2019).

Şekil 2.8’de görüldüğü üzere, z eksenini boyunca uygulanan değişken bir manyetik alan, FFL’yi (x yönü) y yönü boyunca yukarı ve aşağı kaydırır. Ve bu manyetik alan iki ayrı solenoid bobin (kırmızı) tarafından üretilir. Oklar manyetik alan yönlerini göstermektedir. (Vogel vd., 2019)

Alexey Tonyushkin’e göre MPI, henüz klinik uygulamalarda benimsenmemiş, ortaya yeni çıkan bir tıbbi görüntüleme yöntemidir. MPI prototiplerinin çoğu, tarayıcıya ve görüntüleme hacmine erişimi sınırlayan silindirik delikler kullanır. Alexey Tonyushkin, son zamanlarda alansız nokta (FFP) eş düzlemlili bobin topolojisine dayanan tek taraflı veya asimetrik bir cihaz, erişim kısıtlaması sorunlarının hafifletilmesinde umut vadeden bir şekilde tanıtıldığını ifade etmiştir. A. Tonyushkin’in yaptığı bu çalışmada ise, daha hassas alansız çizgi (FFL) topolojisi avantajına sahip tek taraflı bir MPI cihazının yeni tasarımı için seçim bobinlerinin simülasyon çalışmasını ve çok boyutlu görüntüleme yapabilen tek taraflı FFL tabanlı cihaz operasyonu için yeni bir tasarım, yöntem ve alan düzeltme algoritmaları sunmuştur. A. Tonyushkin’e göre, böyle bir cihaz inşa edildiğinde, nesnenin boyutunda herhangi bir kısıtlama olmaksızın nispeten büyük bir görüş alanı (FOV) ve düz FFL’li bir manyetik alan gradyanı sağlanabilir.

Sunulan model bobinler, küçük bir hayvanın tüm hacmini görüntüleyebilir. Damar veya lenfatik sistemler gibi insan organlarına yeterince derinlemesine nüfuz edebilir. Önerilen seçim alanı düzeneğine dayalı bir MPI cihazı, son teknoloji ürünü FFP tabanlı MPI ile karşılaştırıldığında daha kompakt ve sağlam olabileceğini belirtmiştir.

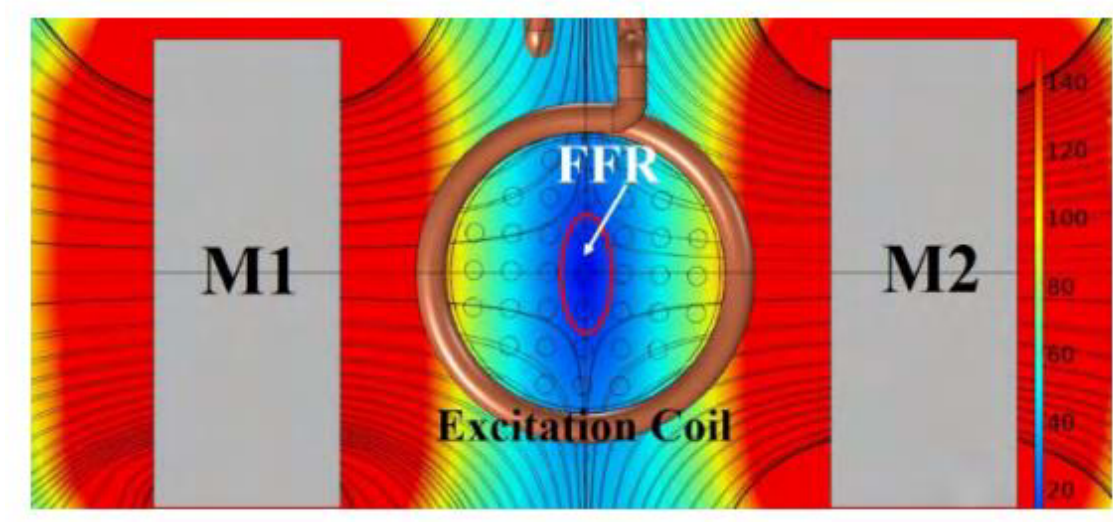


Şekil 2.9: Bobinler tarafından oluşturulan bobin yüzeyinin üzerindeki FFL ile beş elemanlı bobin yapısının bir modeli (Tonyushkin, 2017).

Şekil 2.9’da gösterilen FFL’yi z veya x eksenleri (siyah oklar) boyunca salındırmak için sırasıyla bobine veya bobin çiftine AC akımı uygulanır. Yapılan prototip, düzlem içi görüntülemeyi mümkün kılan z eksenini etrafında mekanik olarak döndürülen bir kızak üzerine monte edilmiştir. (Tonyushkin, 2017)

Armando Ramos Sebastian ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmaya göre, MNP’lerin manyetik özelliklerine dayalı olarak FFR’yi kontrol etme koşulları teorik olarak hesaplanmış ve deneylerle doğrulanmışlardır. FFR’yi kontrol etmek için gradyan manyetik alanın gücü, nanoparçacık boyutu, mıknatıslanma koşulu ve AMF’nin gücüne bağlı sıcaklık değişimi arasındaki ilişkiyi belirlemişlerdir. Buna dayanarak, seçici ısı işlemi için FFR’nin oluşturulması ve kontrolü için yeni bir yöntem önermişlerdir. FFR’yi kontrol ederek seçici ısıtma ve sıcaklık kontrolünü test etmişlerdir. Gradyan alanındaki değişikliklere göre FFR’nin değişen boyutunu ve MNP’lerin ısı dağılımını gözlemlemişlerdir. 9,56 nm boyutunda MNP’ler kullandığımızda ve iki mıknatıs arasındaki mesafeyi kontrol ettiğimizde FFR alanı minimum 7,41 cm²’den maksimum 26,24 cm²’ye kadar değiştiğini gözlemlemişlerdir. Ek olarak, FFR, 12 kA/m ve 207 kHz’de çalışan bir AMF kullanılarak

kontrol edildiğinde sıcaklık artışı yaklaşık 5 ila 45 K arasında değişmiştir. Bulgularının sistem tasarımında ve potansiyel olarak etkili kanser tedavisinde önemli bir değerlendirme olacağını düşünmüşlerdir.

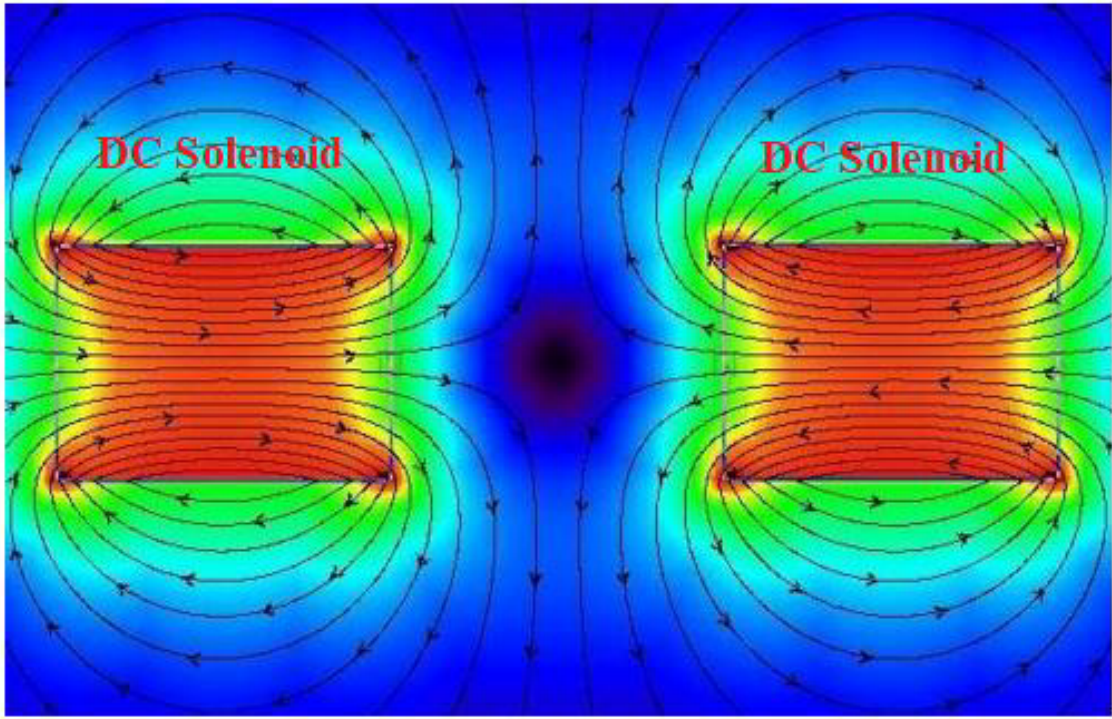


Şekil 2.10: İki kalıcı mıknatıs kullanılarak alansız bir bölge oluşturma yöntemi (Sebastian vd., 2019).

MNP'lerin hareketini sınırlamak için statik bir manyetik alan (SMF) kullanılabilir. Seçici hipertermi için SMF ortamında alansız bir bölge (FFR) oluşturulur. SMF, MNP'lerin ısı üretimini kısıtlarken SMF içindeki FFR, bunların ısı üretmesine izin verir. Bu çalışmada FFR'yi oluşturmak için iki kalıcı mıknatıs kullanılmışlardır. İki mıknatıs aynı kutba baktığında, Şekil 2.10'da gösterildiği gibi gradyan alanı ve FFR oluşturulur. İki mıknatıs arasındaki mesafe, gradyan alanının gücünü ve FFR'nin boyutunu belirler. (Sebastian vd., 2019)

T. Onur Taşçı'ın yaptığı çalışmada, daha önce belirtildiği gibi, geleneksel manyetik akışkan hipertermi (MFH) sistemlerinde, dokuya dağılan manyetik nanoparçacıklar, AC manyetik alanların uygulanmasıyla ısıtılır. Bu işlemde, alternatif alana maruz kalan tüm manyetik nanoparçacıkların eşit olarak ısıtıldığı yerde manyetik nanoparçacıkların seçici olmayan ısınması meydana gelir. Burada, AC manyetik alanlara uygun DC manyetik alan gradyanlarının biriktirilmesiyle, AC alan baskın bölgelerin oluşturulabileceğini ve bu bölgelerde manyetik nanoparçacıkların odaklanmış ısıtmasının elde edilebileceğini gösteriyoruz. Şekil 2.11, bu görevi yerine getiren bir sistemi göstermektedir. Burada şeklin

sağındaki ve solundaki iki solenoid, eşit ancak zıt DC akımlarla beslenir. Solenoidler tarafından üretilen statik alan vektörleri, sistemin merkezinde birbirini yok eder ve merkez çevresinde alan içermeyen bölge (FFR) olarak adlandırılabilir çok küçük bir DC manyetik alana sahip bir bölge oluşur. Solenoidler arasındaki boşluğa alternatif bir manyetik alan uygulanırsa, FFR'de alternatif alan baskın olacak ve sadece FFR'nin içindeki manyetik nanoparçacıklar ısıtılacak ve bu bölgenin dışındaki manyetik nanoparçacıklar değişen alandaki statik alanın hâkimiyeti sonucu ısıtılamayacaktır. Yukarıda açıklanan alan içermeyen bölge, DC solenoidlerden akan akım büyüklüklerinin artırılmasıyla daha da azaltılabilir (yani daha yoğun odak elde edilebilir). Buna ek olarak, odağın konumu, DC solenoidlere farklı akım genlikleri verilerek de değiştirilebilir. (Taşçı, 2006)



Şekil 2.11: Karşılıklı solenoidler ile alansız bölgenin (FFR) oluşturulması (Taşçı, 2006).

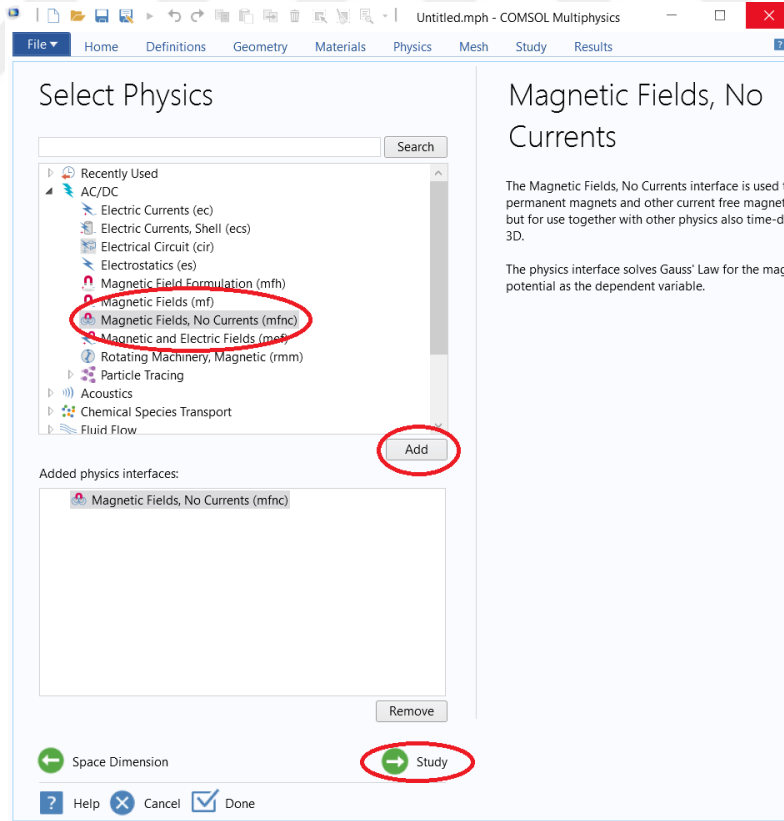
3. YÖNTEM

3.1 Tasarlanan Modellerin COMSOL Simülasyon Programında Oluşturulma Adımları

Simülasyon çalışmalarında COMSOL Multiphysics 6.1 programı kullanılmıştır. COMSOL Multiphysics ile yapılan simülasyon 7 Adımdan oluşmaktadır. Bu adımlar;

- Çalışılacak modülün seçilmesi,
- Kullanılacak malzemelerin geometrilerinin oluşturulması,
- Kullanılacak malzemelerin özelliklerinin seçilmesi,
- Simülasyonda kullanılan malzemelere fiziğin tanımlanması,
- Ağın uygulanması,
- Çalışmanın başlatılması,
- Sonuçlar ve değerlendirme.

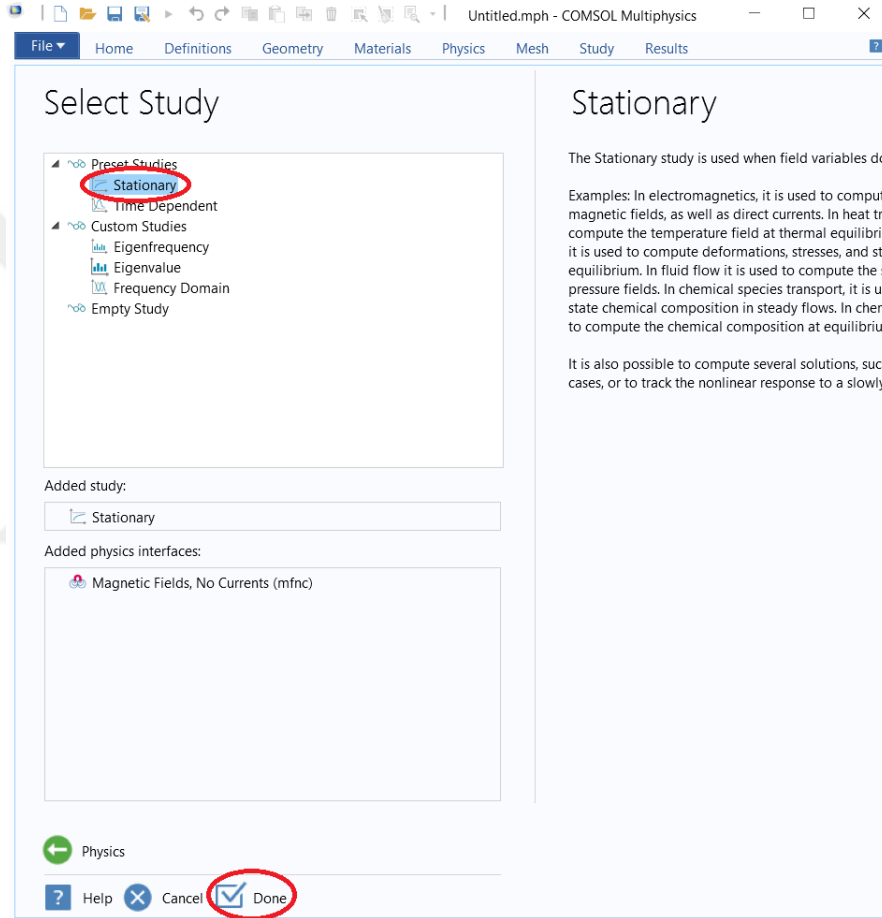
3.1.1 Çalışılacak Modülün Seçilmesi



Şekil 3.1: “Magnetic Fields No Currents” modülünün seçilmesi.

Öncelikle hangi tür modülün kullanılmak istendiğinin seçilmesi gerekmektedir. Bu tez çalışmasında, kalıcı mıknatısların manyetik alanlarının modellenmesi istendiği için Şekil 3.1’de gösterildiği gibi fizik türleri içindeki AC / DC modülündeki “Magnetic Fields No Currents” seçimi yapılmıştır.

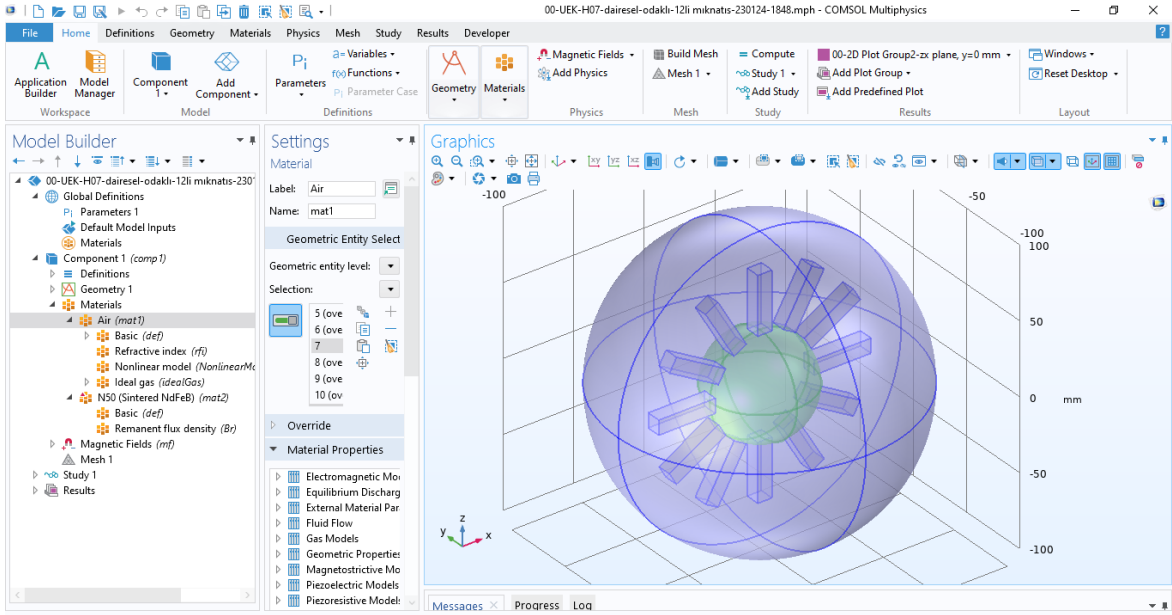
Üretilen manyetik alanın, zamana veya frekansa bağımlılığıyla ilgilenilmediği için çalışma türlerindeki “Stationary” durumunun seçimi Şekil 3.2’de gösterilmiştir.



Şekil 3.2: “Stationary” durumunun seçilmesi.

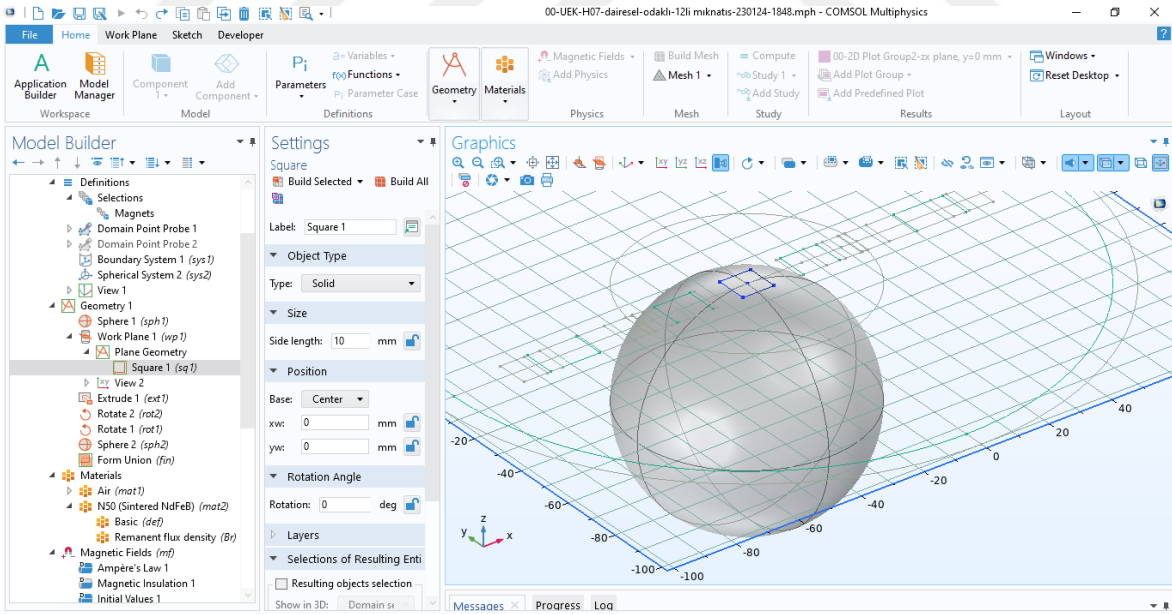
3.1.2 Kullanılacak Malzemelerin Geometrilerinin Oluşturulması

Geometri sekmesinde, oluşturulacak modeldeki nesnelerin şekli, boyutu ve konumu belirlenmiştir. Öncelikle hava boşluğunu tanımlamak için 35 mm yarıçapında iç taraftaki küçük küre Şekil 3.3’te gösterildiği gibi oluşturulmuştur.



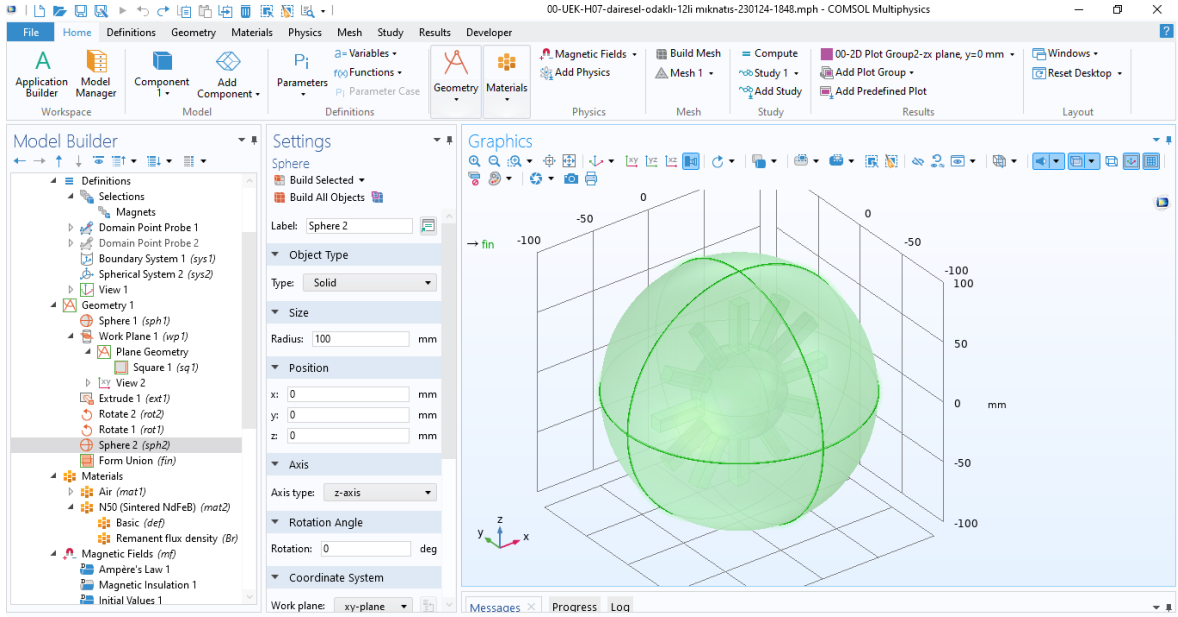
Şekil 3.3: Simülasyondaki geometrinin 3 boyutlu (3D) tamamlanmış modeli.

Kullanılacak kalıcı mıknatıslar Şekil 3.4'te gösterildiği gibi 10mm, 10mm, 40mm ebatlarında oluşturularak extrude işlemiyle çoğaltılmıştır.



Şekil 3.4: Simülasyondaki mıknatısların oluşturulması.

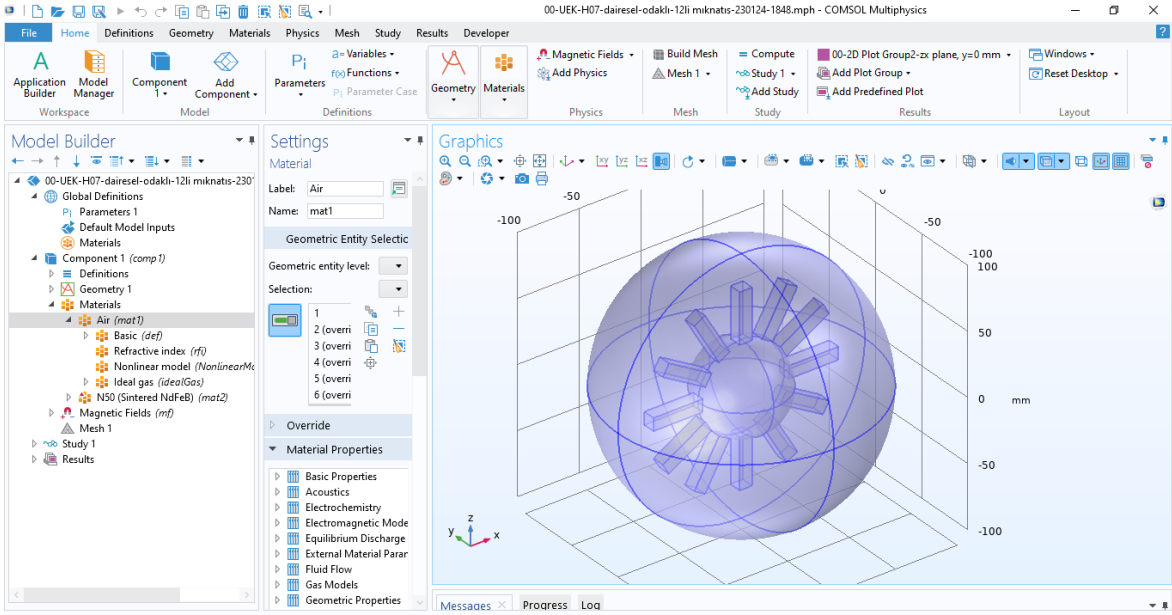
Hava boşluğunu tanımlamak için 100 mm yarıçapında dış taraftaki küre Şekil 3.5'te gösterildiği gibi oluşturulmuştur.



Şekil 3.5: Simülasyondaki hava ortamının oluşturulması.

3.1.3 Kullanılacak Malzemelerin Özelliklerinin Seçilmesi

Malzemelerin geometrisi oluşturulduktan sonra her bir elemanın malzeme özelliklerinin tanımlanması gerekmektedir. Bu tanımlama işlemi, “Materials” sekmesi üzerinde sağ tıklanıp “Add Material” ögesi seçilerek yapılmaktadır. Bu ögenin seçilmesi, sağda yeni bir “Add Material” menüsü verecektir. Burada “built-in” sekmesi altındaki “Air” ögesi seçimi yapılarak havaya ait özelliklerin atanması yapılmış olur. Havaya ait özellikler Şekil 3.6’da gösterildiği gibi oluşturulan kürelere atanmıştır.



Şekil 3.6: Simülasyondaki hava özelliklerinin atanması.

Yeni eklenen malzeme kendini otomatik olarak tüm geometriye uygulamaktadır. Yalnızca küreye “Air” ögesinin uygulaması istendiği için “Geometry Entity Selection” kutusundaki mknatısları ifade etmek için oluşturulan prizmaların tamamının kaldırması gerekmektedir. Entity 1'e tıkladığı durumda, grafik penceresindeki kürenin tamamının vurgulandığı görülmüş olur. Ancak yapılan seçimde sadece Entity 1'in seçilmesi istenmektedir. Diğer malzemeleri seçimden çıkarmak için 2 – 14 (1 ve 7 hariç) tıklanarak “Delete” ögesine tıklanarak istenmeyen malzemeler seçimden çıkartılmış olur. Tablo 3.1’de havanın malzeme özellikleri verilmiştir.

Tablo 3.1: COMSOL simülasyonundaki hava malzemesinin özellikleri.

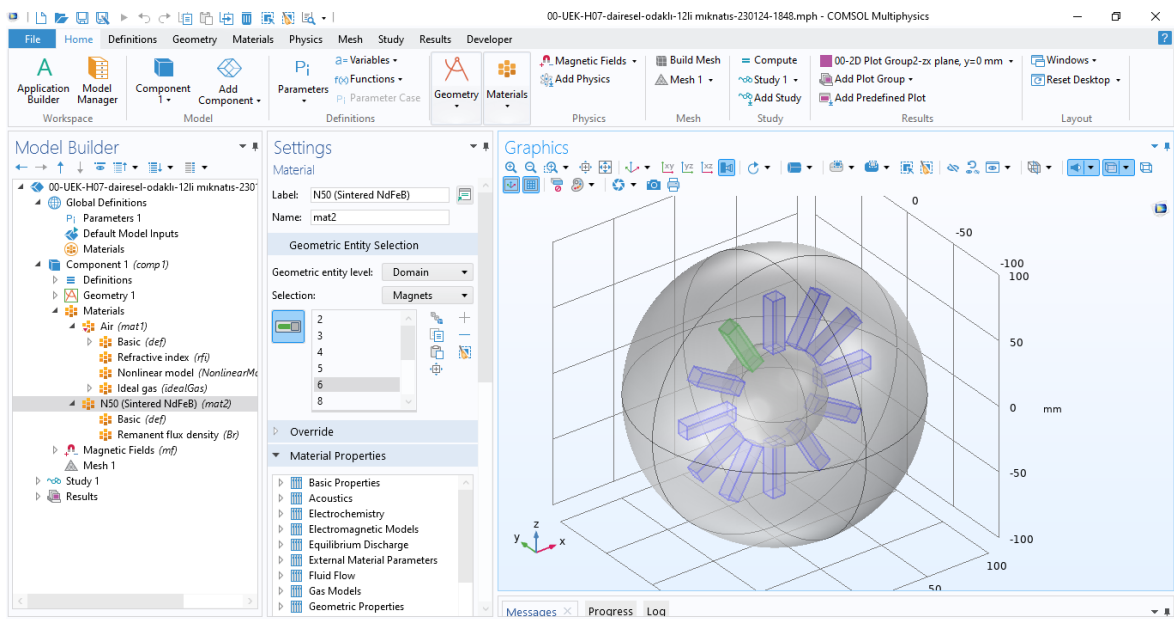
	Değer	Birimi
Bağıl manyetik geçirgenlik	1	1
Elektriksel iletkenlik	0[S/m]	S/m
Bağıl yalıtkan geçirgenliği	1	1
Termal iletkenlik	k(T)	W/(m·K)
Yoğunluk	rho(pA,T)	Kg/m ³
Sabit basınçta ısı kapasitesi	Cp(T)	J/(kg·K)

Tablo 3.2’de NdFeB kalıcı mknatısın özellikleri verilmiştir. Hava boşluğuna ait özellikler atandıktan sonra simülasyonumuzda kullandığımız NdFeB kalıcı mknatısların özelliklerini

tanımlamak için Şekil 3.7’de gösterildiği gibi 12 adet mıknatısa tek tek N50 mıknatıs özelliği ataması yapılmıştır.

Tablo 3.2: COMSOL simülasyonundaki mıknatıs malzemesinin özellikleri.

	Değer	Birimi
Bağlı manyetik geçirgenlik	1	1
Elektriksel İletkenlik	1/1.4[$\mu\text{ohm}\cdot\text{m}$]	S/m
Geri Tepme Geçirgenliği	1.05	1
Kalıcı akı yoğunluğu	1.41[T]	T



Şekil 3.7: Simülasyondaki kalıcı mıknatısların özelliklerinin atanması.

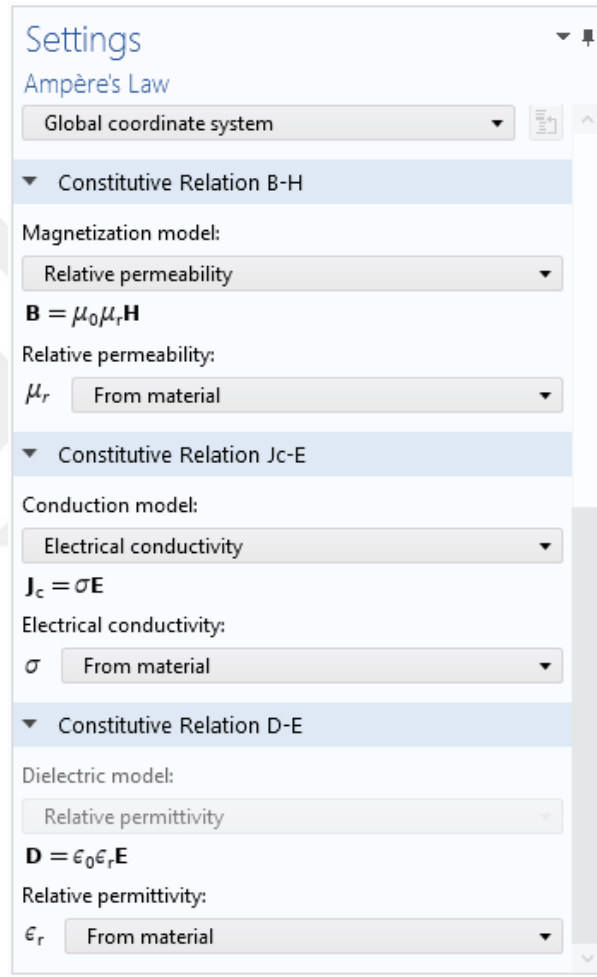
3.1.4 Simülasyonda Kullanılacak Malzemelere Fiziğin Tanımlanması

Bir sonraki adım da ise, simüle etmek istenilen fizik kanunlarının tanımlanması gerekmektedir. COMSOL Multiphysics simülasyon programında oluşturduğumuz NdFeB kalıcı mıknatıslarımızın tamamına Şekil 3.8 ve Şekil 3.9’da gösterildiği gibi “Ampere Law 1” ve “Ampere Law 2” denklemleri tanımlanmıştır.

Manyetik alan şiddeti (H) mıknatıslanma kuvvetinin miktarıdır. Manyetik akı yoğunluğu (B) ise, mıknatıslanma kuvveti H nedeniyle cisim üzerinde indüklenen manyetik kuvveti ifade eder. İndüklenen manyetik kuvvet miktarı, cisme ve H 'nin gücüne bağlıdır.

Hem \mathbf{B} hem de \mathbf{H} manyetik alanın gücünü temsil eder. Ancak burada \mathbf{H} manyetik alanın dış kaynağı olarak kabul edilir ve çevresindeki ortama yaydığı mıknatıslanma kuvvetini ifade eder. \mathbf{B} ise ortamın mıknatıslanma kuvvetini ne kadar etkili kullandığını veya ortamda indüklenen manyetik alan miktarını ifade eder. Şekil 3.8’de gösterildiği gibi COMSOL simülasyon programında kullanılan \mathbf{B} ve \mathbf{H} arasındaki ilişki denklem (3.1)’de verilmiştir.

$$\mathbf{B} = \mu_0 \mu_r \mathbf{H} \quad (3.1)$$



Şekil 3.8: Simülasyondaki kalıcı mıknatıslara “Ampere Law 1” atanması.

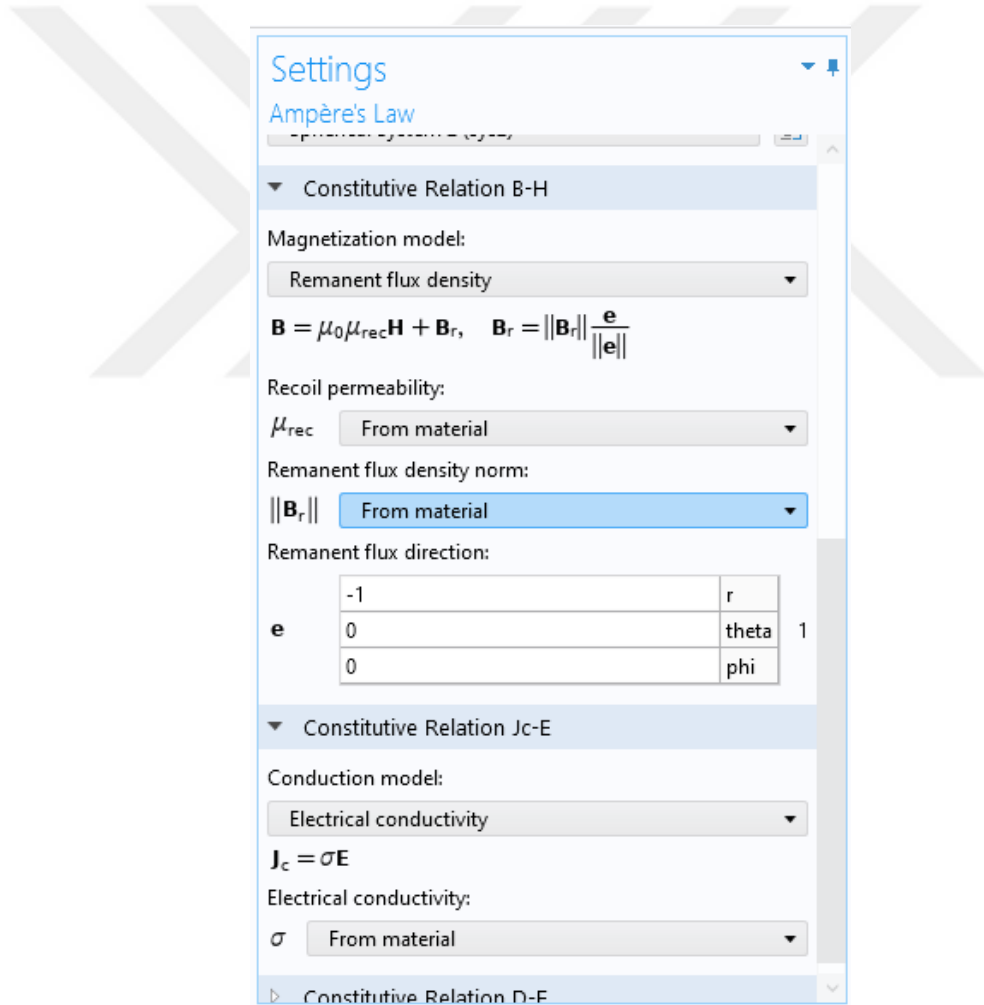
Tablo 3.2’de gösterildiği gibi malzeme atama işlemi sırasında COMSOL kütüphanesinden N50 malzemesi çağrılmasıyla $\mu_{rec} = 1,05$ ve kalıcı akı yoğunluğu $B_r = 1,41$ T değeri otomatik olarak çağrılmıştır. Bu değerler denklem (3.2)’de yerine konularak Şekil 3.9’da gösterildiği gibi \mathbf{B} değerinin hesaplanmasında kullanılmıştır.

$$\mathbf{B} = \mu_0 \mu_{rec} \mathbf{H} + \mathbf{B}_r \quad (3.2)$$

Yine Şekil 3.9’da gösterildiği gibi denklem (3.3)’teki \mathbf{e} değeri manyetizasyon yönünü ifade etmektedir. 12’li Halbach dizisi için manyetizasyon yönleri küresel koordinat sisteminde $-\mathbf{a}_r$ olarak belirlenmiştir. Böylece tüm mıknatısların N kutupları içeri doğru bakmaktadır.

$$\mathbf{B}_r = \|\mathbf{B}_r\| \frac{\mathbf{e}}{\|\mathbf{e}\|} \quad (3.3)$$

Geri tepme geçirgenliği (μ_{rec}), $B(H)$ tanımındaki demanyetizasyon eğrisinin dikliğini tanımlar. Bu parametre mıknatısı oluşturan malzemelerin iç özelliklerinden biridir.

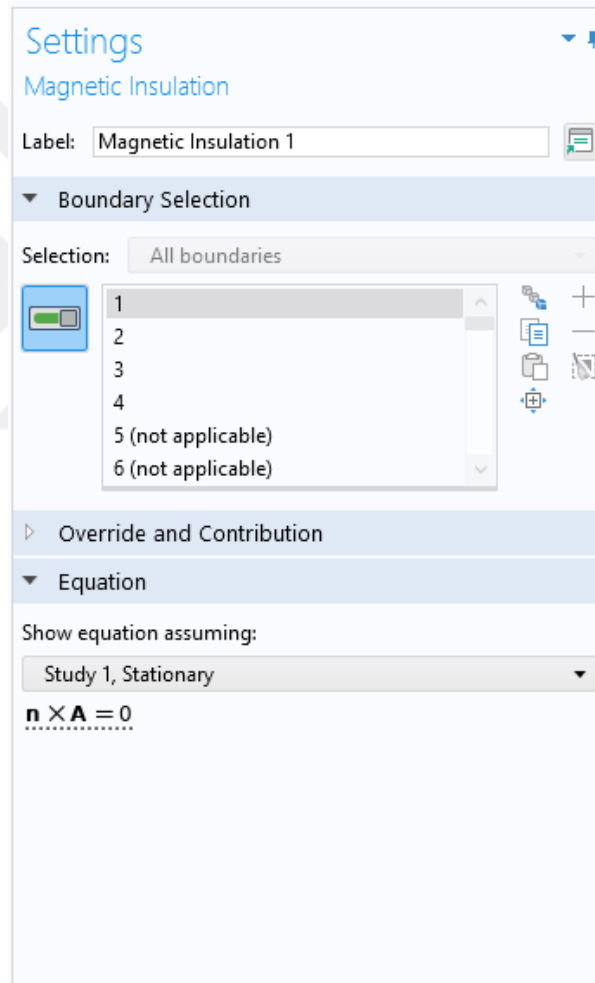


Şekil 3.9: Simülasyondaki kalıcı mıknatıslara “Ampere Law 2” atanması.

Ayrıca Şekil 3.10’da gösterildiği gibi mknatıslar ile hava boşluğu arasındaki temas bölgelerindeki manyetik izolasyonu sağlamak için denklem (3.4)’teki gibi bir tanımlamanın yapılması gerekmektedir.

$$\mathbf{n} \times \mathbf{A} = 0 \quad (3.4)$$

Burada \mathbf{n} birim normal vektörünü, \mathbf{A} ise manyetik vektör potansiyelini ifade eder. Malzemeler arası manyetik izolasyonunun sağlanabilmesi için bu iki ifadenin vektörel çarpımının sıfıra eşit olması gerekmektedir.



Şekil 3.10: Simülasyondaki malzemelerin yüzeylerine manyetik izolasyon atanması.

3.1.5 Ağın Uygulanması

COMSOL Multiphysics, modelde kurulan farklı fizik ilişkilerini simüle etmek ve hesaplamak için bir sonlu eleman ağı kullanmaktadır. Ağ boyutu varsayılan olarak “Normal” gelmektedir. Ancak en azından “Extra Fine” seçeneğinin seçilmesi daha doğru olacaktır. Çünkü bu daha iyi sonuçlar verecektir. Ancak bu işlem, ağı uygulamak için gereken süreyi de büyük ölçüde artıracaktır. Ağı uygulamayı bitirmek için “Built All” ögesi tıklanması gerekir. Ağ üzerinde daha fazla kontrol sağlamak için, ağın “Sequence Type” ögesinde “Physics-Controlled” yerine “User-Controlled” seçeneği seçilebilir. Başka bir ağ ekleyerek modelin farklı seçimlerinde birden çok ağ tanımlamak da mümkündür. Bu, modelin esas olarak bir alanıyla ilgileniliyorsa daha kullanışlı olacaktır.

3.1.6 Çalışmanın Başlatılması

Her şey tamamlandıktan sonra, başlıkta veya soldaki menüde “Study” bölümünde “Compute” ögesine tıklanarak simülasyon başlatılır. “Compute” süreci tamamlandıktan sonra, modeldeki manyetik akı yoğunluğunun varsayılan bir grafiğini alınmış olur. Modeli grafik penceresinde döndürülüp döndürmediği (farenin sağ tuşunu basılı tutularak), etrafında manyetik akı oluşturduğu için her bir prizmaya kalıcı mıknatıslığın atanıp atanmadığı görülebilir. Bu grafiğe “Result” ögesi bölümünden ulaşılabilir.

Çalışma bölümüne “Parametric Sweep” ögesi ekleyerek birkaç model simüle edilebilir. Parametrik Tarama, seçilen bir parametrenin farklı değerleri için bir çalışma başlatır. Artı işaretine tıklanarak parametre eklenebilir. Parametre değer listesine bazı değerler girilerek farklı büyüklükteki mıknatıslar için birkaç simülasyon yapılabilir. Bu şekilde aynı anda birkaç model kolayca simüle edilebilir. Parametrik taramayı gerçekleştirmek için tekrar "Compute" ögesine tıklanması gerekir.

3.1.7 Sonuçlar ve Değerlendirme

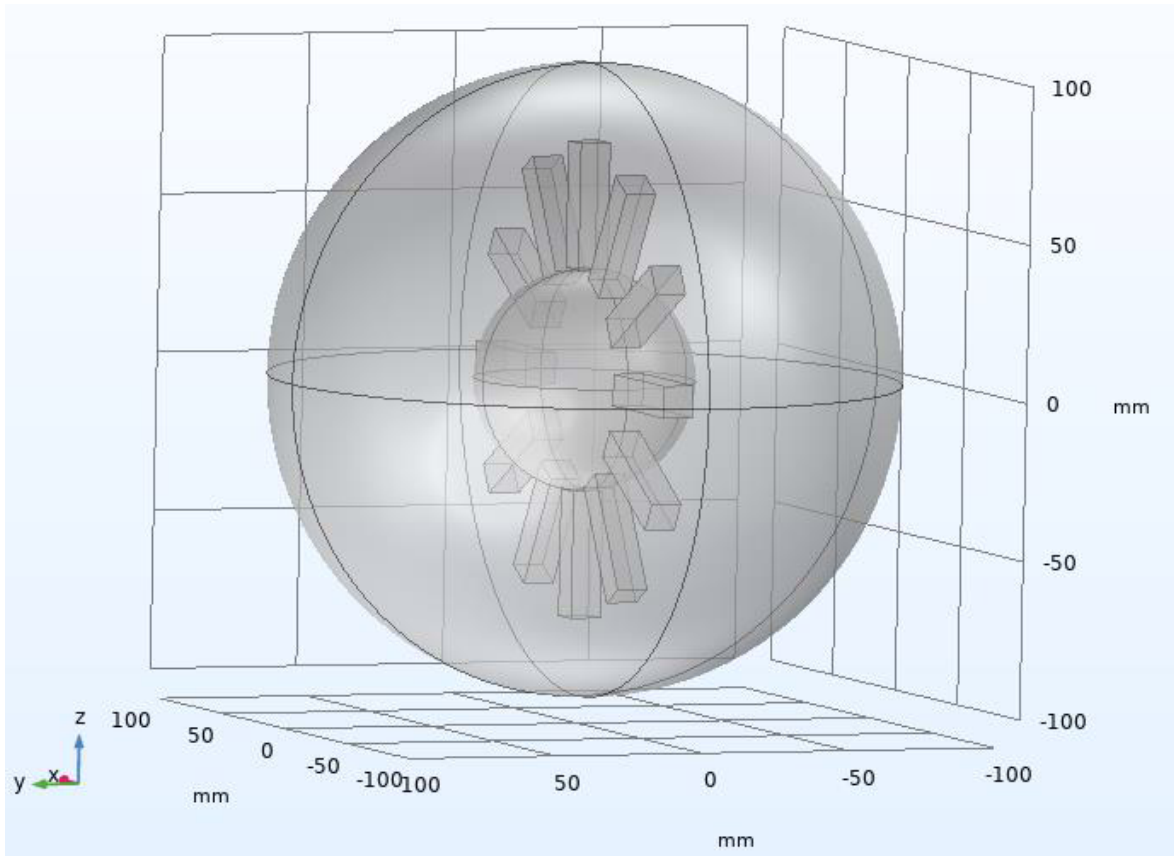
Çalışma bittiğinde, "Results" bölümünden gerekli veriler alınabilir. Veriler, varsayılan olarak “Study1/Solution1 (sol1)” adı altında ve başladığımız sabit çalışma olan Çalışma 1'in gerçekleştirilmesinden elde edildiğini söyleyen bir veri kümesi içerisinde verilir. Parametrik tarama için veri kümesi “Study1/Parametric Solutions (sol2)” olarak adlandırılır. Verilerin yalnızca mıknatısların etki alanında görülmesi isteniyorsa, veri kümesine sağ tıklanıp “Selection” seçeneği seçilerek bir seçim eklenebilir. Seçim menüsünde, “Geometry Entity Level” ögesi, alan olarak değiştirilebilir ve bir kalıcı mıknatıs seçilebilir (bu manuel olarak

tıklanarak veya “Paste Selection” ögesi tanımlanarak da yapılabilmektedir). Bu şekilde veri kümesi yalnızca seçilen mıknatısın etki alanındaki verilerle sınırlanmış olur. Bu sınırlandırma işlemi, verilerin özellikle seçilen bir alanda değerlendirilmesi isteniyorsa daha yararlı olacaktır.

3.2 Tasarlanan Modellerin COMSOL Simülasyon Programında Oluşturulması

3.2.1 Mıknatısların 0° Eğimli Olduğu Modelin Tasarımı

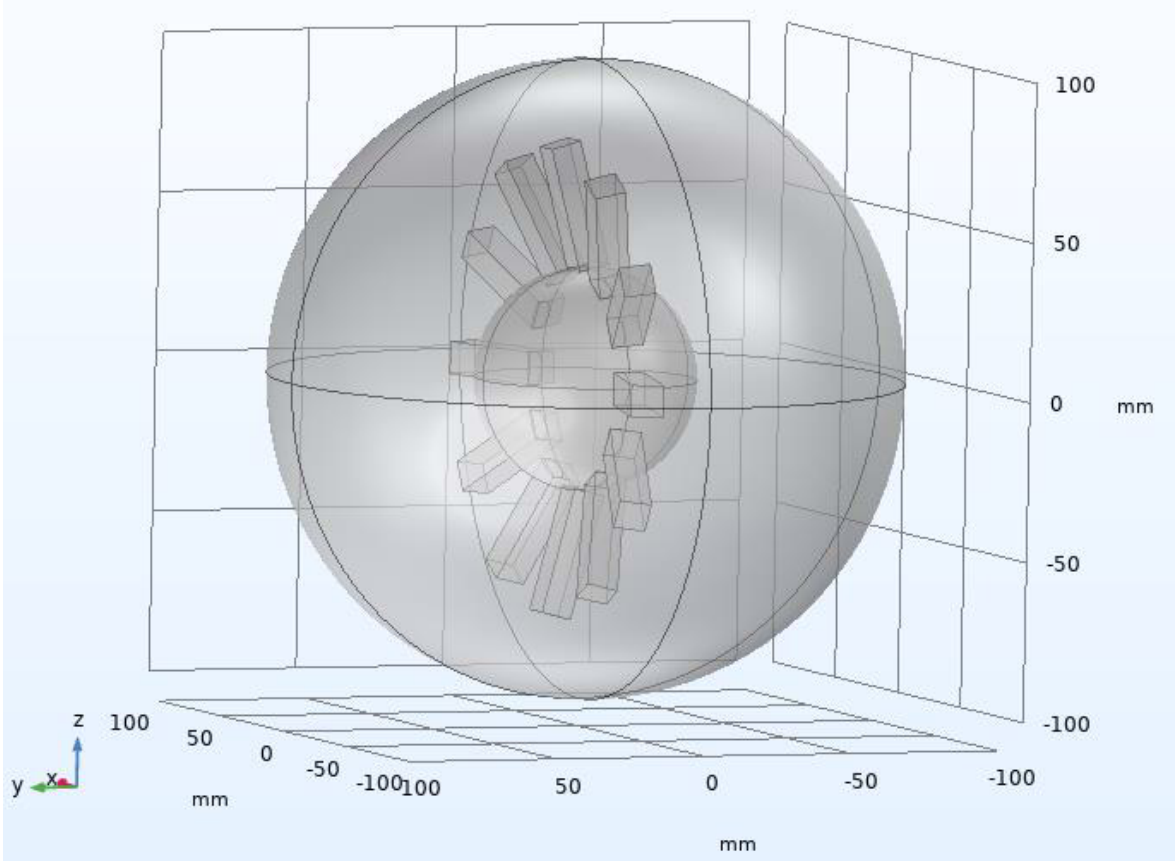
Kalıcı mıknatısların z eksenine 0° açı yapacak şekilde konumlandırıldığı COMSOL Multiphysics tasarımı Şekil 3.11’de gösterilmiştir.



Şekil 3.11: Mıknatısların 0° eğim için tasarlanan COMSOL modeli.

3.2.2 Mıknatısların 15° Eğimli Olduğu Modelin Tasarımı

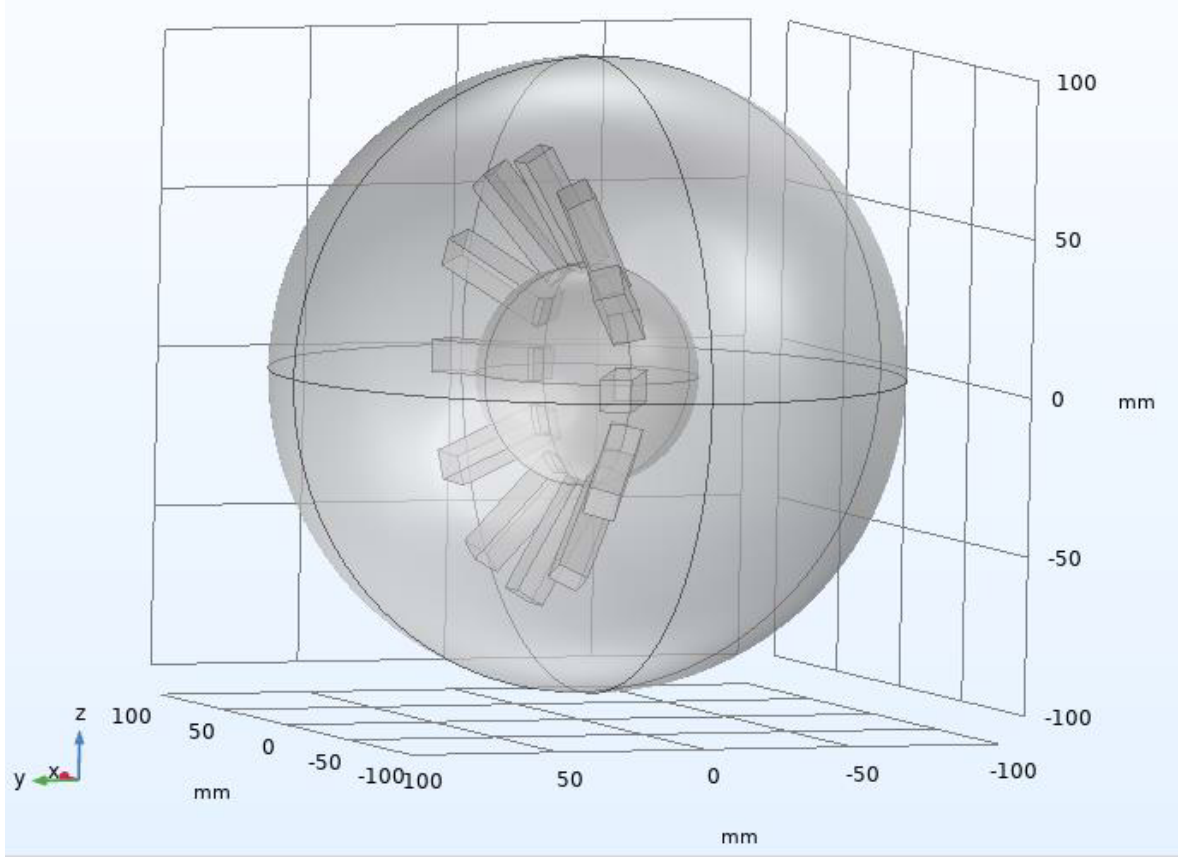
Kalıcı mıknatısların z eksenine 15° açı yapacak şekilde konumlandırıldığı COMSOL Multiphysics tasarımı Şekil 3.12’de gösterilmiştir.



Şekil 3.12: Mıknatısların 15° eğim için tasarlanan COMSOL modeli.

3.2.3 Mıknatısların 30° Eğimli Olduğu Modelin Tasarımı

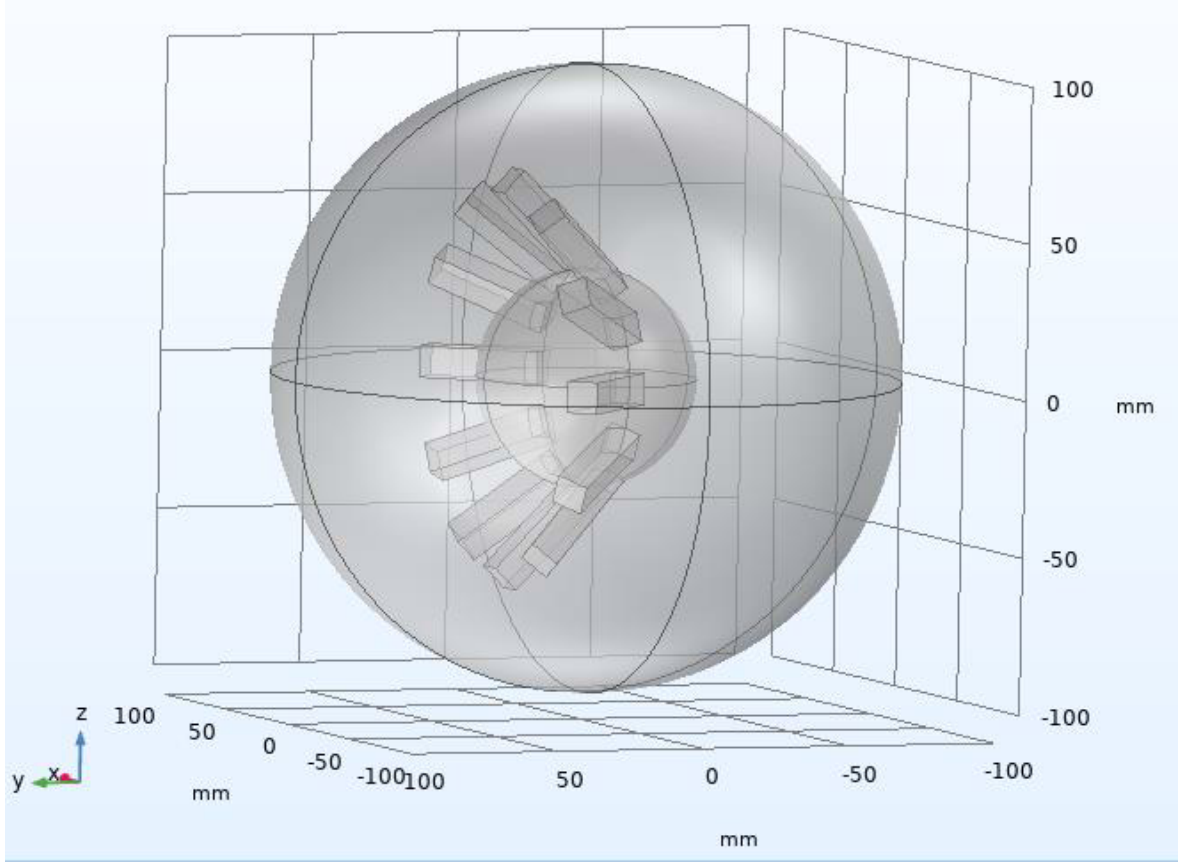
Kalıcı mıknatısların z eksenine 30° açı yapacak şekilde konumlandırıldığı COMSOL Multiphysics tasarımı Şekil 3.13'te gösterilmiştir.



Şekil 3.13: Mıknatısların 30° eğim için tasarlanan COMSOL modeli.

3.2.4 Mıknatısların 45° Eğimli Olduğu Modelin Tasarımı

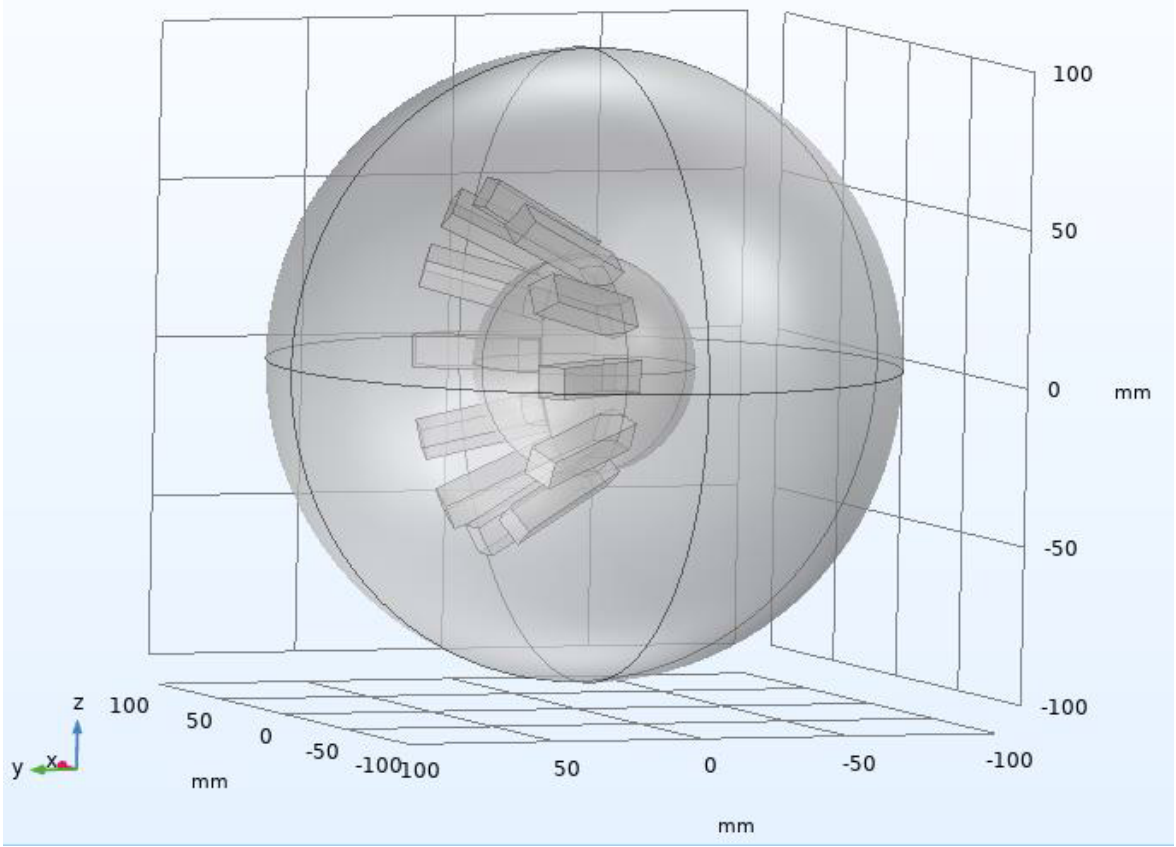
Kalıcı mıknatısların z eksenine 45° açı yapacak şekilde konumlandırıldığı COMSOL Multiphysics tasarımı Şekil 3.14’de gösterilmiştir.



Şekil 3.14: Mıknatısların 45° eğim için tasarlanan COMSOL modeli.

3.2.5 Mıknatısların 60° Eğimli Olduğu Modelin Tasarımı

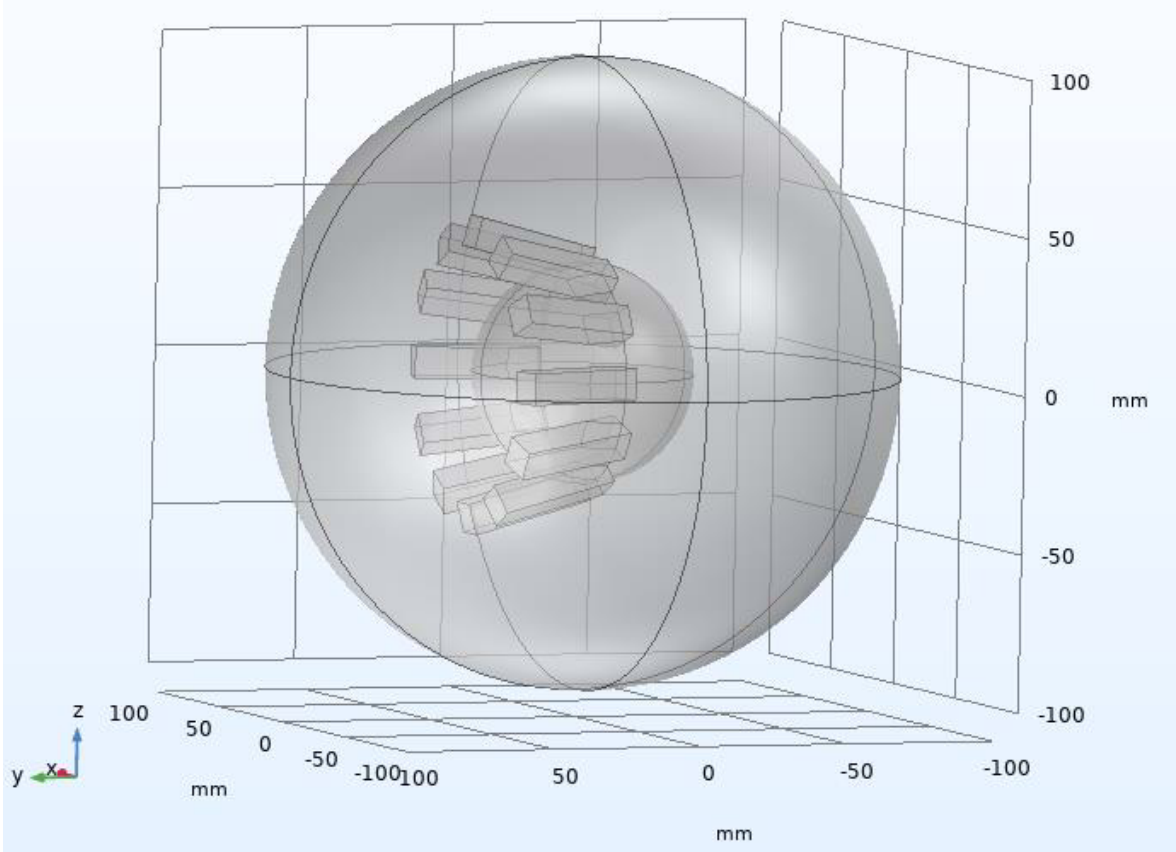
Kalıcı mıknatısların z eksenine 60° açı yapacak şekilde konumlandırıldığı COMSOL Multiphysics tasarımı Şekil 3.15'te gösterilmiştir.



Şekil 3.15: Mıknatısların 60° eğim için tasarlanan COMSOL modeli.

3.2.6 Mıknatısların 75° Eğimli Olduğu Modelin Tasarımı

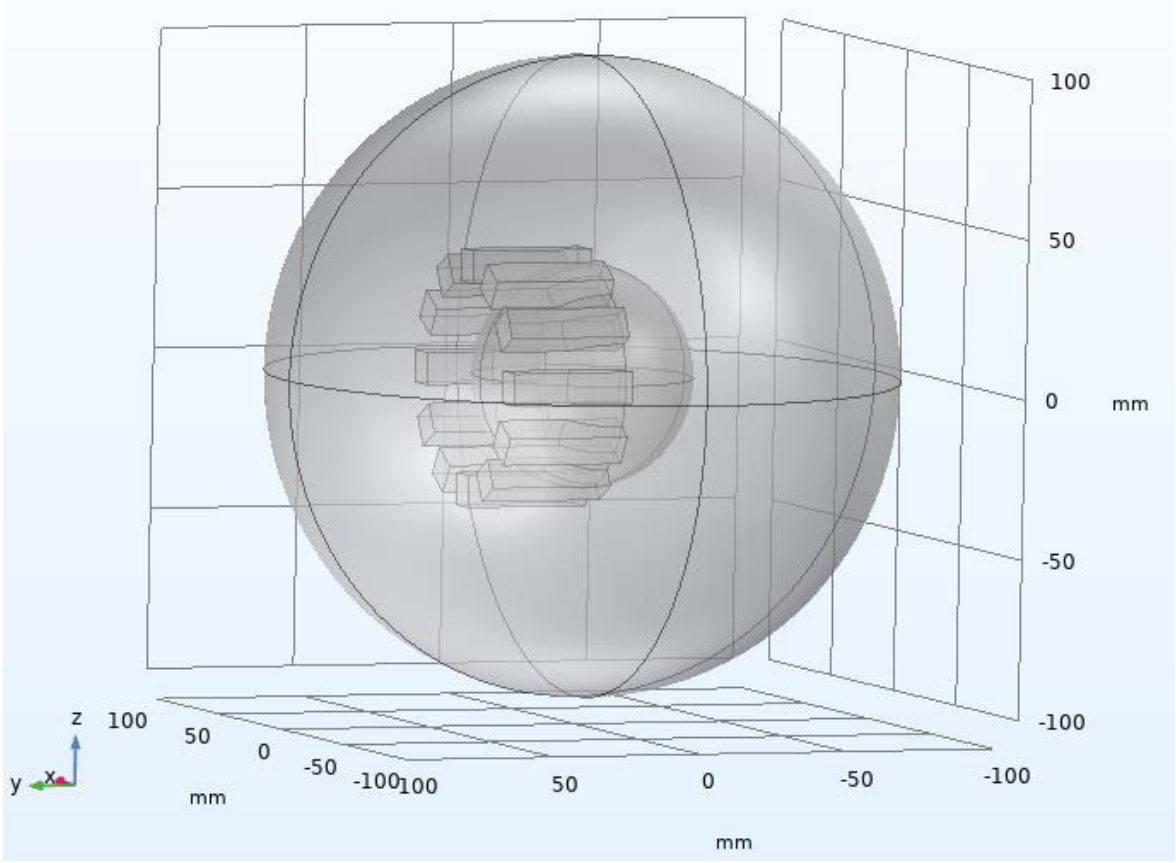
Kalıcı mıknatısların z eksenine 75° açı yapacak şekilde konumlandırıldığı COMSOL Multiphysics tasarımı Şekil 3.16’da gösterilmiştir.



Şekil 3.16: Mıknatısların 75° eğim için tasarlanan COMSOL modeli.

3.2.7 Mıknatısların 90° Eğimli Olduğu Modelin Tasarımı

Kalıcı mıknatısların z eksenine 90° açı yapacak şekilde konumlandırıldığı COMSOL Multiphysics tasarımı Şekil 3.17’de gösterilmiştir.



Şekil 3.17: Mıknatısların 90° eğim için tasarlanan COMSOL modeli.

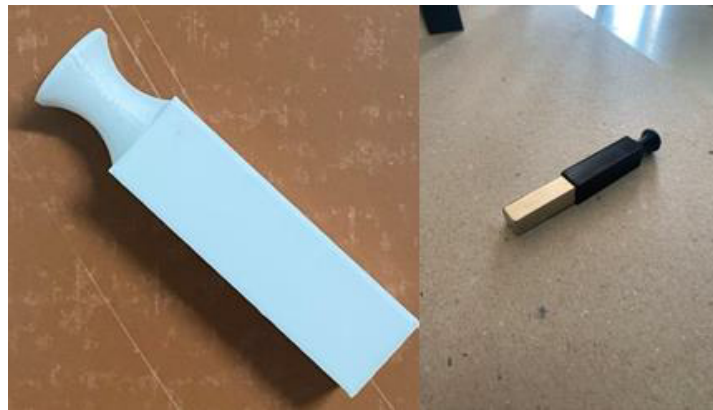
3.3 Deney Düzeneginin Kurulması

Deney düzeneginde manyetik alan deseni oluşturmak için kullanılan 12 adet prizma mıknatıs Şekil 3.18’de gösterilmektedir. Nadir dünya elementi katkıli NdFeB (Neodymium demir boron) mıknatıslar sıradan mıknatıslara göre çok güçlü statik manyetik alan üretebilmektedir.



Şekil 3.18: Prizma mıknatıslar.

Prizma mıknatıslar için mıknatıs tutucusu Şekil 3.19’da gösterilmektedir. Mıknatıs tutucu 10 mm, 10 mm, 40 mm ebatlarındaki mıknatıs için içerisinde bir boşluk içerecek şekilde 3D yazıcıda üretilmiştir. 12 adet mıknatıs sisteme yerleştirilirken güçlü manyetik alandan dolayı mıknatıs yerleşimleri zor olmaktadır. Deney düzeneginde mıknatıs tutucu kullanılmasının sebebi bu yerleşimlerin daha pratik yapılmasına olanak sağlamaktadır.



Şekil 3.19: 3D yazıcıda üretilmiş mıknatıs tutucu.

Şekil 3.20'den Şekil 3.33'e kadar z eksenine göre 0° ve 90° arası 15° 'lik atlamalarla 3D yazıcıyla oluşturulan 12'li mıknatıs yuvasının genel görüntüleri verilmektedir.



Şekil 3.20: 0° eğim için üretilmiş 12'li mıknatıs yuvası önden görünümü.



Şekil 3.21: 0° eğim için üretilmiş 12'li mıknatıs yuvası yandan görünümü.



Şekil 3.22: 15° eğim için üretilmiş 12'li mıknatıs yuvası önden görünümü.



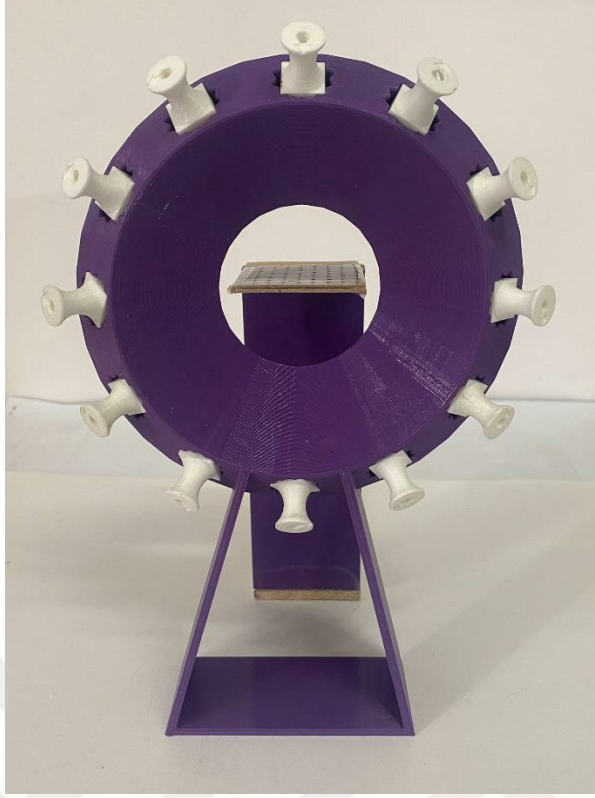
Şekil 3.23: 15° eğim için üretilmiş 12'li mıknatıs yuvası yandan görünümü.



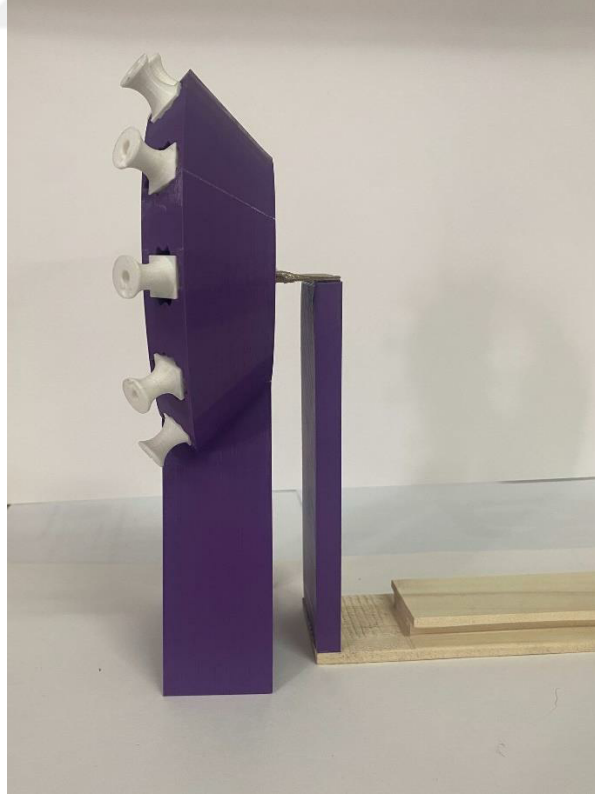
Şekil 3.24: 30° eğim için üretilmiş 12'li mıknatıs yuvası önden görünümü.



Şekil 3.25: 30° eğim için üretilmiş 12'li mıknatıs yuvası yandan görünümü.



Şekil 3.26: 45° eğim için üretilmiş 12'li mıknatıs yuvası önden görünümü.



Şekil 3.27: 45° eğim için üretilmiş 12'li mıknatıs yuvası yandan görünümü.



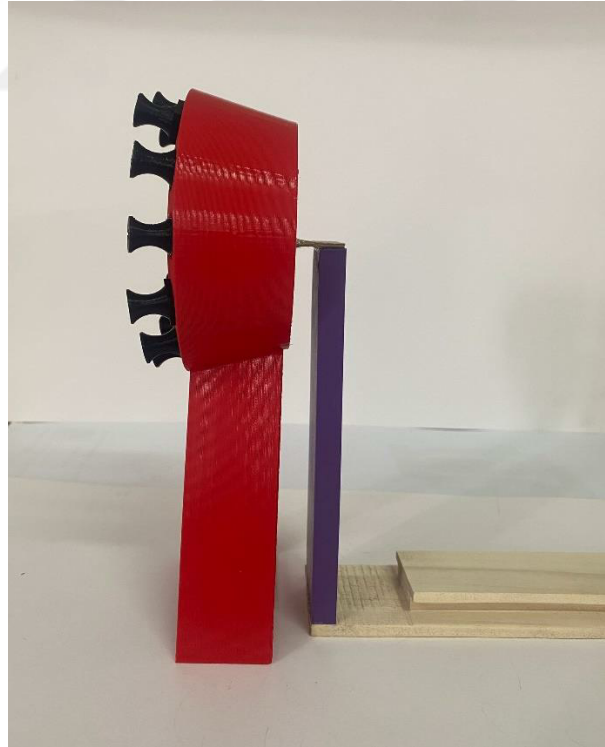
Şekil 3.28: 60° eğim için üretilmiş 12'li mıknatıs yuvası önden görünümü.



Şekil 3.29: 60° eğim için üretilmiş 12'li mıknatıs yuvası yandan görünümü.



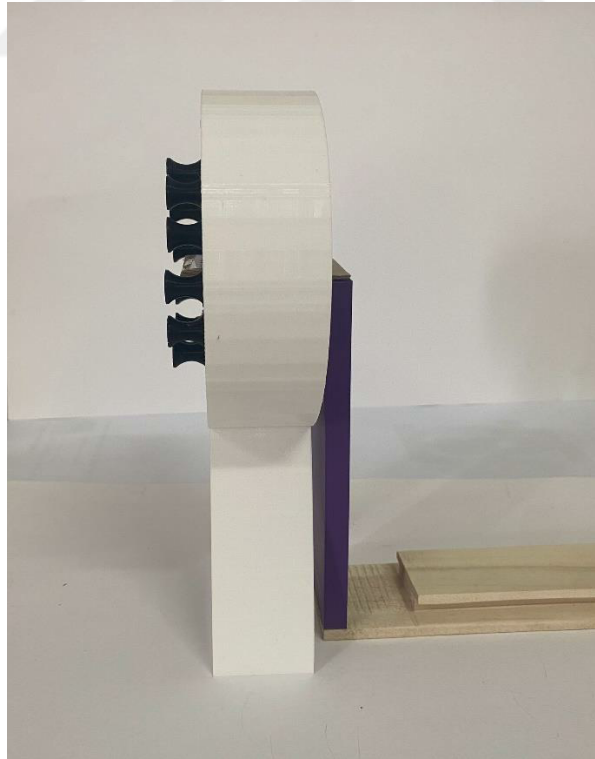
Şekil 3.30: 75° eğim için üretilmiş 12'li mıknatıs yuvası önden görünümü.



Şekil 3.31: 75° eğim için üretilmiş 12'li mıknatıs yuvası yandan görünümü.



Şekil 3.32: 90° eğim için üretilmiş 12'li mıknatıs yuvası önden görünümü.



Şekil 3.33: 90° eğim için üretilmiş 12'li mıknatıs yuvası yandan görünümü.

Şekil 3.34'te çalışma alanındaki noktaların Gauss seviyelerinin ölçümünde kullanılan Tunkia TD8620 marka gaussmetre, aksenal ve yatay problarıyla beraber gösterilmiştir. Gaussmetre 0-2000 Gauss arası 2 Gauss çözünürlükle $\pm\%2$ doğruluk payıyla ölçümler alınabilmektedir.



Şekil 3.34: Gaussmetre ve probları.

Şekil 3.35'te çalışma alanındaki noktaların Gauss seviyelerinin ölçümlerinde kullanılan gaussmetre ve yatay probuyla beraber gösterilmiştir. Gaussmetre 0-2500 Gauss arası 1 Gauss çözünürlükle $\pm\%1$ doğruluk payıyla ölçümler alınabilmektedir.

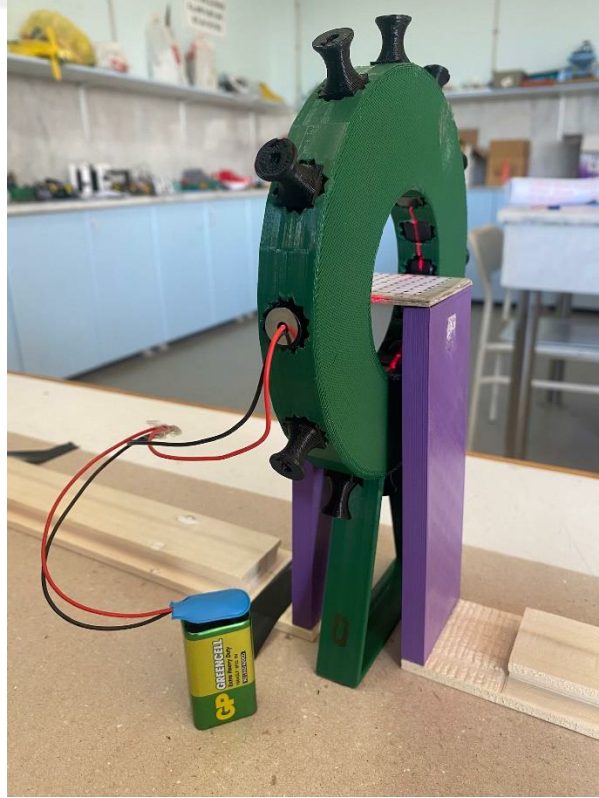


Şekil 3.35: Gaussmetre ve probu.

Şekil 3.36 ile Şekil 3.37'de gösterildiği gibi deney ölçüm kâğıdı lazer ile doğru konumuna yerleştirilmiştir.

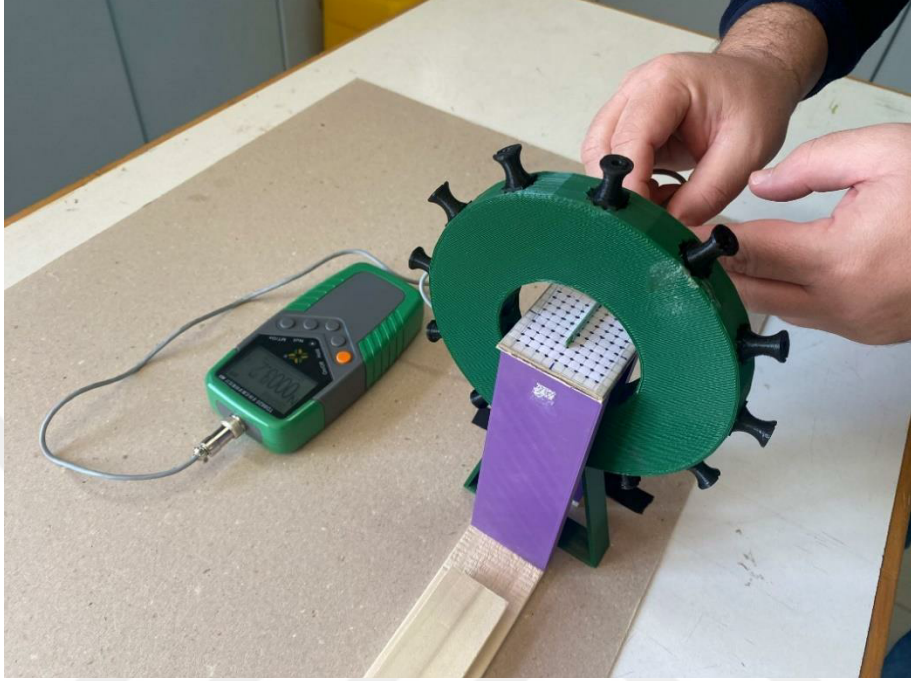


Şekil 3.36: Deney ölçüm kâğıdının yatay lazer ışını ile hizalanması.

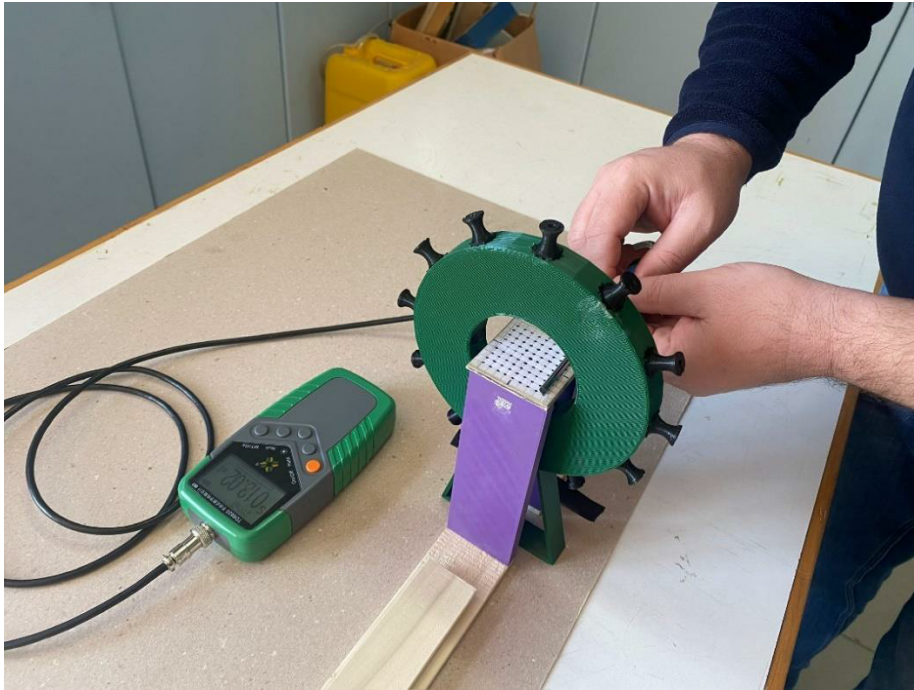


Şekil 3.37: Deney ölçüm kâğıdının dikey lazer ışını ile hizalanması.

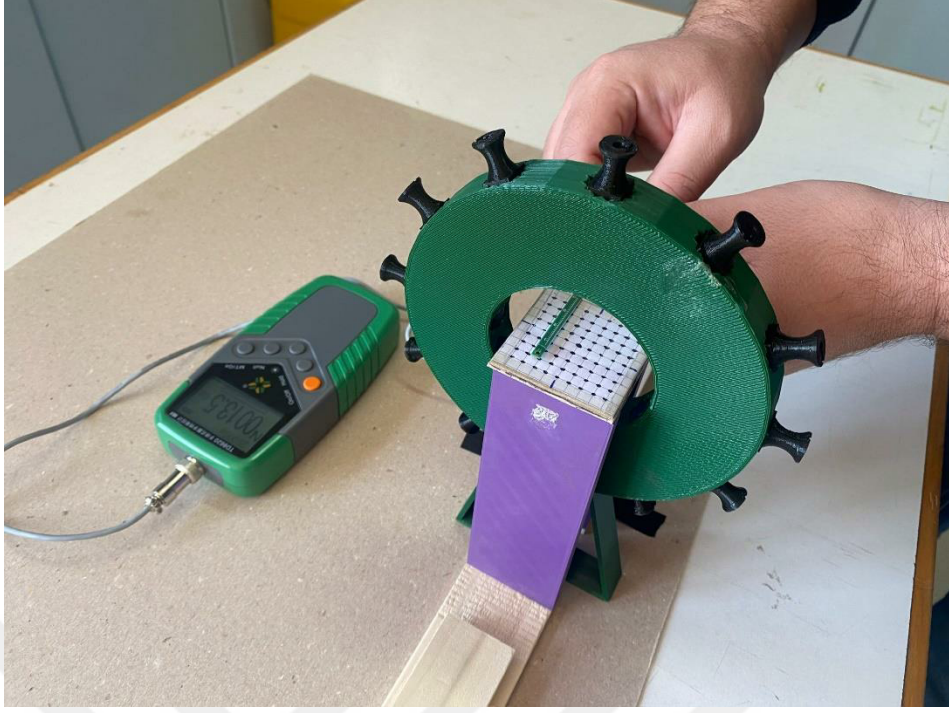
Deney düzeneğinden x eksenini için yatay proba ölçüm alma işlemi Şekil 3.38’de, y eksenini için ekstenel proba ölçüm alma işlemi Şekil 3.39’da ve z eksenini için yatay proba ölçüm alma işlemi Şekil 3.40’ta gösterilmiştir. Ölçüm noktası aralıkları 5 mm’dir.



Şekil 3.38: Deney düzeneğinden x eksenini için ölçüm alma işlemi.



Şekil 3.39: Deney düzeneğinden y eksenini için ölçüm alma işlemi.



Şekil 3.40: Deney düzeneğinden z ekseni için ölçüm alma işlemi.

4. SİMULASYON VE DENEY SONUÇLARININ ANALİZİ

4.1 Tasarlanan Modellerin COMSOL Simülasyon Programında Elde Edilen

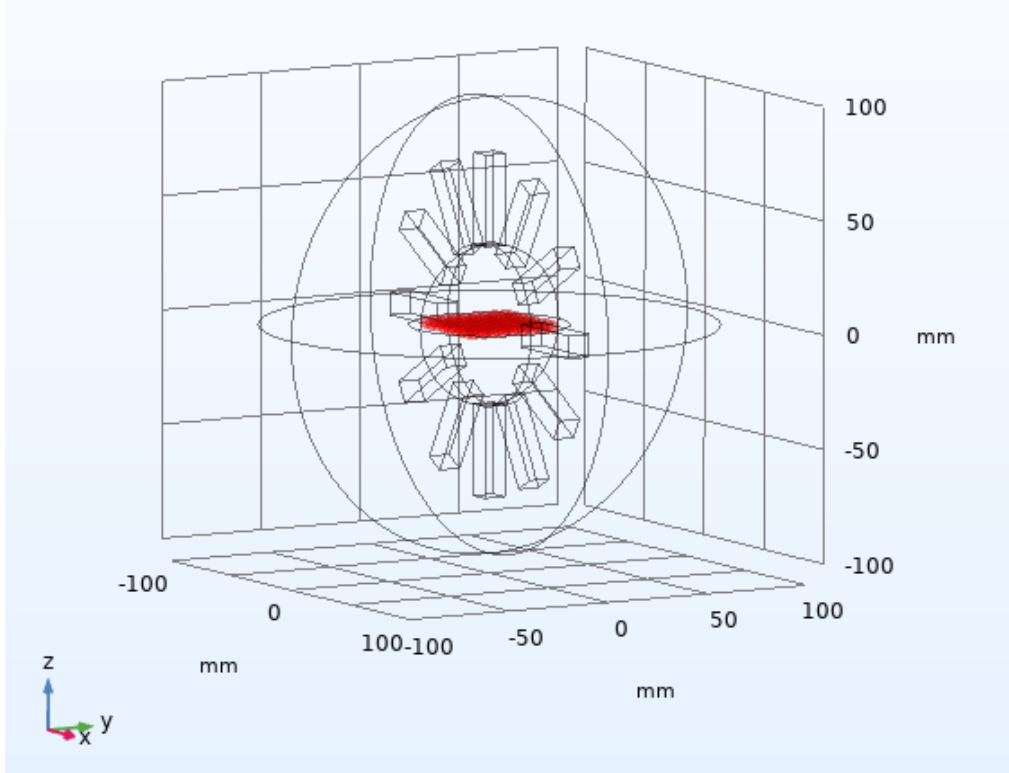
Sonuçları

Manyetik akı yoğunluğu (B), COMSOL simülasyon programında konumlandırılan problemler yardımıyla x, y ve z yönlerine ait manyetik akı yoğunluğu bileşenleri yani B_x , B_y ve B_z değerleri her bir nokta için ayrı ayrı bulunarak denklem (4.1)'de gösterildiği gibi hesaplanmıştır.

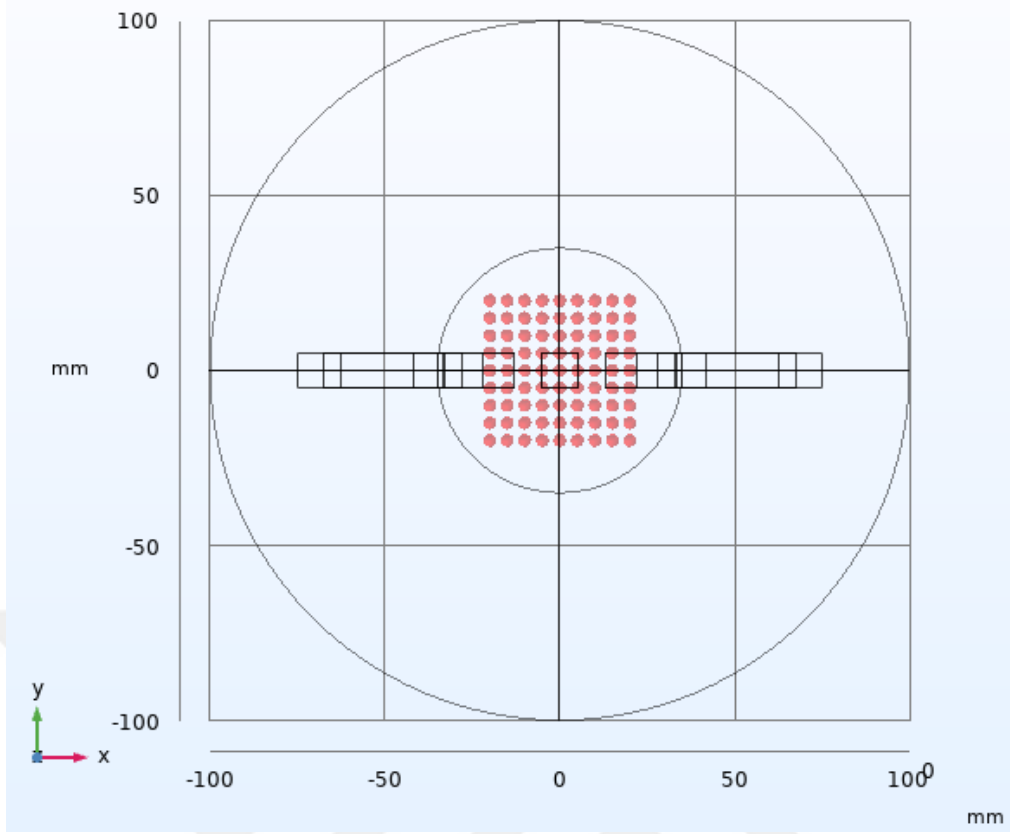
$$B = \sqrt{(B_x)^2 + (B_y)^2 + (B_z)^2} \quad (4.1)$$

4.1.1 Mıknatısların 0° Eğimli Olduğu Modelin COMSOL Simülasyon Sonuçları

Kalıcı mıknatısların 0° ile konumlandırıldığı modelindeki ölçümlerin yapılabilmesi için 9x9 matris şeklindeki problemler Şekil 4.1 ve Şekil 4.2'de görüldüğü gibi 5 mm aralıklarla yerleştirilmiştir.



Şekil 4.1: Mıknatısların 0° eğimli olduğu tasarımdaki problemlerin z eksenine göre konumu.



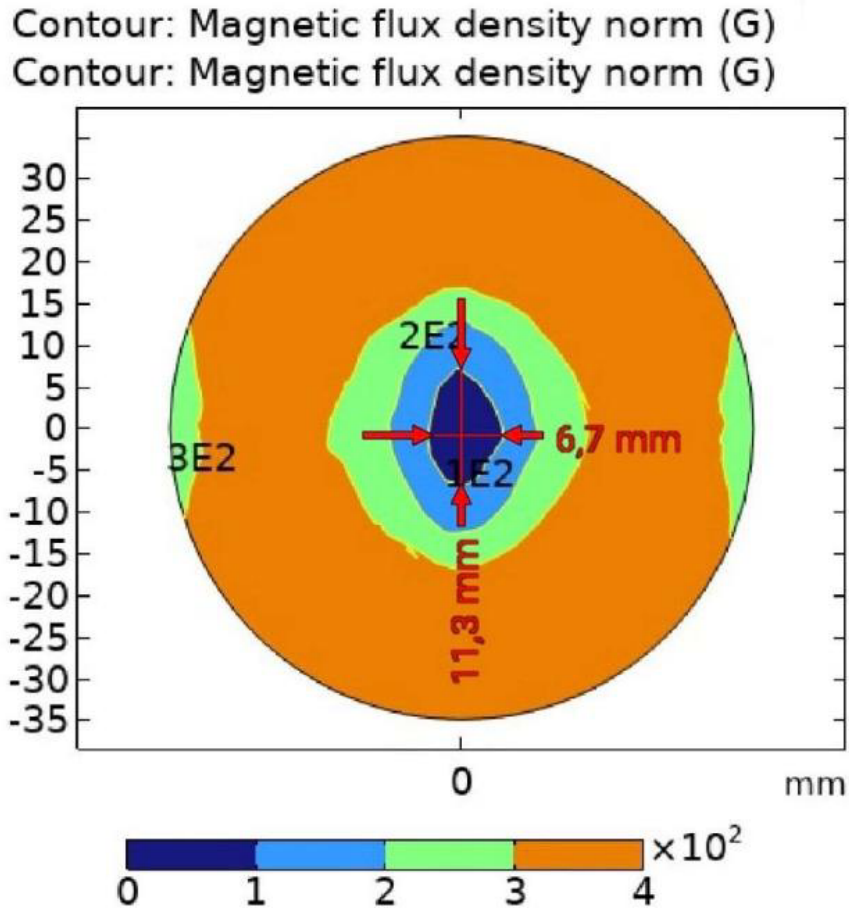
Şekil 4.2: Mıknatısların 0° eğimli olduğu tasarımdaki problemlerin x-y düzlemine göre konumu.

Simülasyondaki 9x9 matrisindeki problemlardan elde edilen manyetik akı yoğunluğu (B) değerleri Tablo 4.1’de gösterilmiştir. Kırmızı renk ile ifade edilen bölge manyetik akı yoğunluğunun 100 Gauss (G)’tan küçük olduğu bölgeleri, mavi renk ile ifade edilen bölge manyetik akı yoğunluğunun 100-200 Gauss (G) aralığındaki bölgeleri, yeşil renk ile ifade edilen bölge manyetik akı yoğunluğunun 200-300 Gauss (G) aralığındaki bölgeleri ve son olarak turuncu renk ile ifade edilen bölge manyetik akı yoğunluğunun 300 Gauss (G)’tan büyük olduğu bölgeleri ifade etmektedir. Tablo 4.1’den de anlaşılacağı üzere manyetik alan gradyanı oluşmuştur. Kırmızı ile gösterilen 3 adet nokta merkez bölgedeki 100 G ve altı FFR’yi temsil etmektedir.

Tablo 4.1: 0° eğimli tasarımın COMSOL simülasyon problemlerinden elde edilen ölçüm sonuçları.

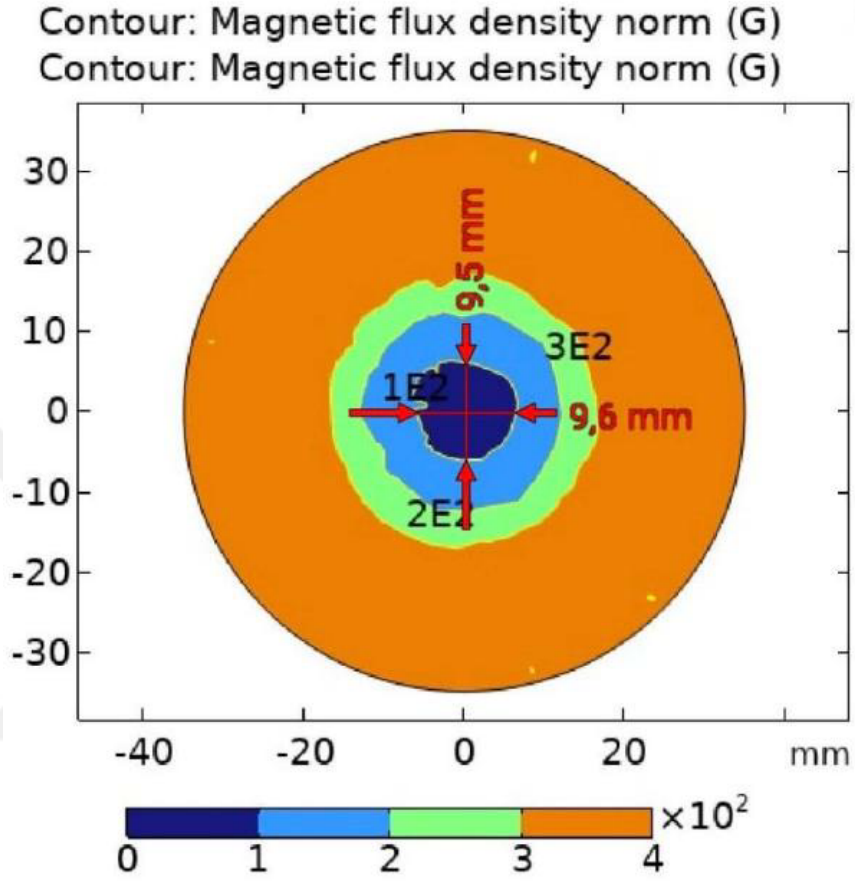
453	495	500	452	405	472	494	491	456
403	389	348	306	247	310	369	402	406
363	347	296	206	149	204	279	337	357
335	312	249	155	67	145	251	312	338
331	301	216	101	12	123	225	292	325
336	310	247	144	67	148	244	306	335
361	354	289	205	144	208	278	339	344
394	405	361	294	237	293	384	403	400
448	494	494	442	418	449	477	505	450

Simülasyon sonucu elde edilen manyetik akı yoğunluğunun x-y düzlemine göre görüntüsü Şekil 4.3'teki gibi oluşmuştur. Görüldüğü gibi ortada elips şeklinde küçük bir alansız bölge deseni meydana gelmiştir.



Şekil 4.3: Mıknatısların 0° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-y düzlemindeki 2D görüntüsü.

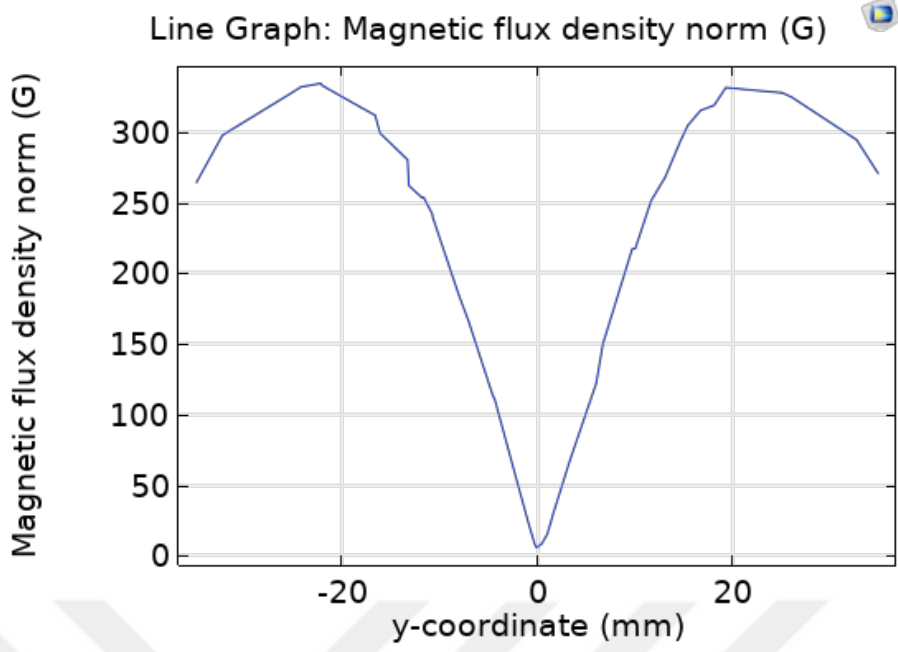
Simülasyon sonucu elde edilen manyetik akı yoğunluğunun x-z düzlemine göre görüntüsü Şekil 4.4'teki gibi oluşmuştur. Bu düzlemden bakıldığında ise ortada daire şekline benzer bir alansız bölge deseni meydana gelmiştir.



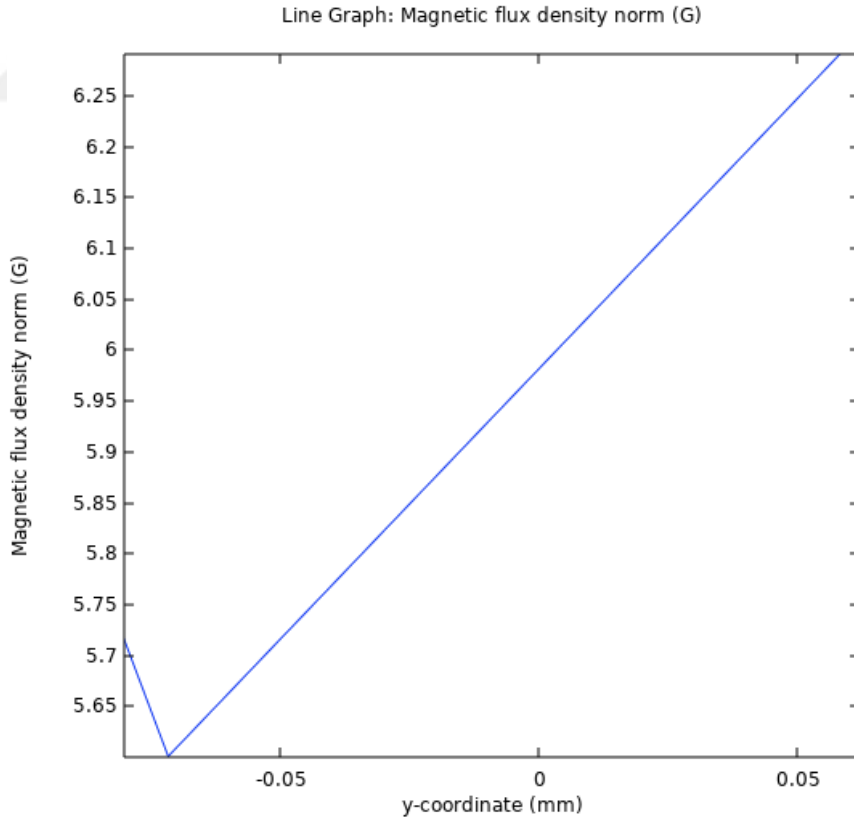
Şekil 4.4: Mıknatısların 0° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-z düzlemindeki 2D görüntüsü.

Sistemde oluşan manyetik akı yoğunluğunun y eksenine göre elde edilen çizgi grafiği Şekil 4.5'te görülmektedir. Grafikten de anlaşılacağı üzere alansız bölge y eksenin 0 noktasına denk gelmektedir.

Şekil 4.6'da ise manyetik akı yoğunluğunun neredeyse sıfır olduğu noktasının, y eksenini tam olarak nerede kestiğini göstermektedir. Burada mm çok küçük bir birim olduğu için bu tez çalışmasında, elde edilen bu nokta 0 olarak kabul edilmiştir.

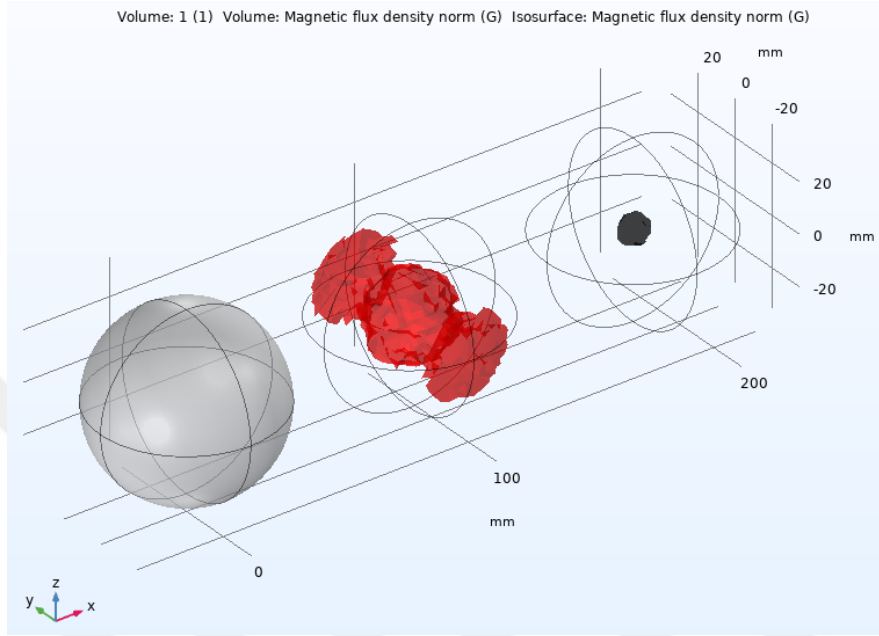


Şekil 4.5: Mıknatısların 0° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun y eksenine göre çizgi grafiği.



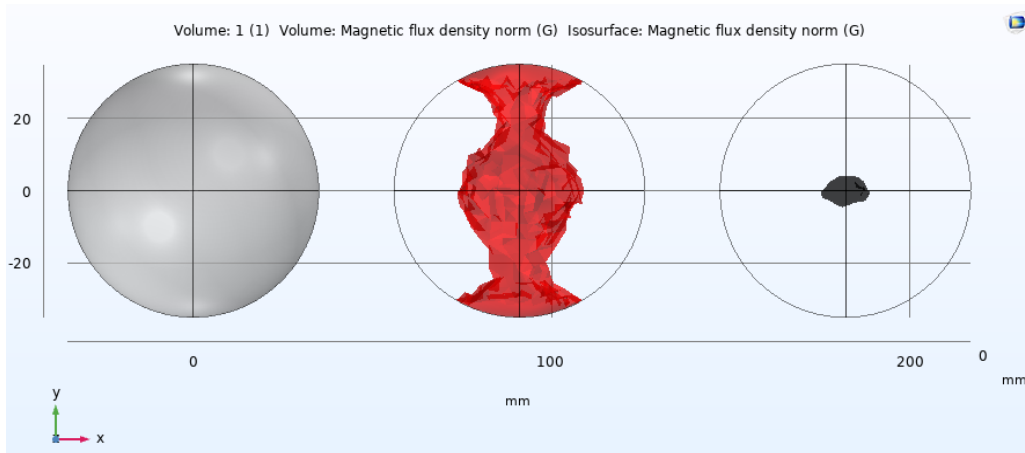
Şekil 4.6: Mıknatısların 0° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun y eksenini kestiği noktanın çizgi grafiği.

Sistemde oluşan manyetik akı yoğunluğuna ait hacmin z eksenine göre 3D görüntüsü Şekil 4.7’de gösterilmiştir. Görüldüğü üzere orta noktada siyah benek şeklinde gösterilen alanın manyetik gücü neredeyse sıfıra yakındır. Kırmızı bölge ise manyetik alan gradyanını göstermektedir.



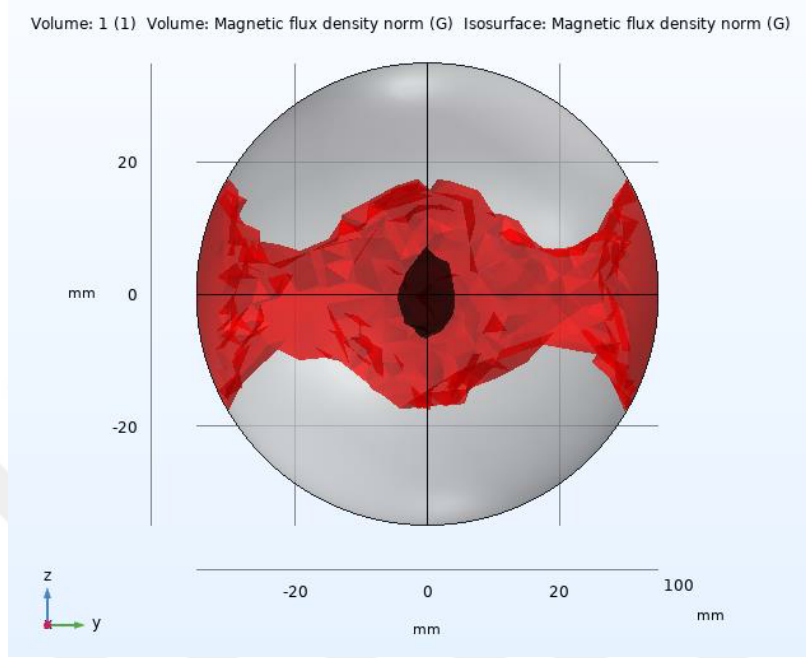
Şekil 4.7: Mıknatısların 0° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun z eksenine göre 3D görüntüsü.

Sistemde oluşan manyetik akı yoğunluğuna ait hacmin x-y düzlemine göre 3D görüntüsü Şekil 4.8’de gösterilmiştir.



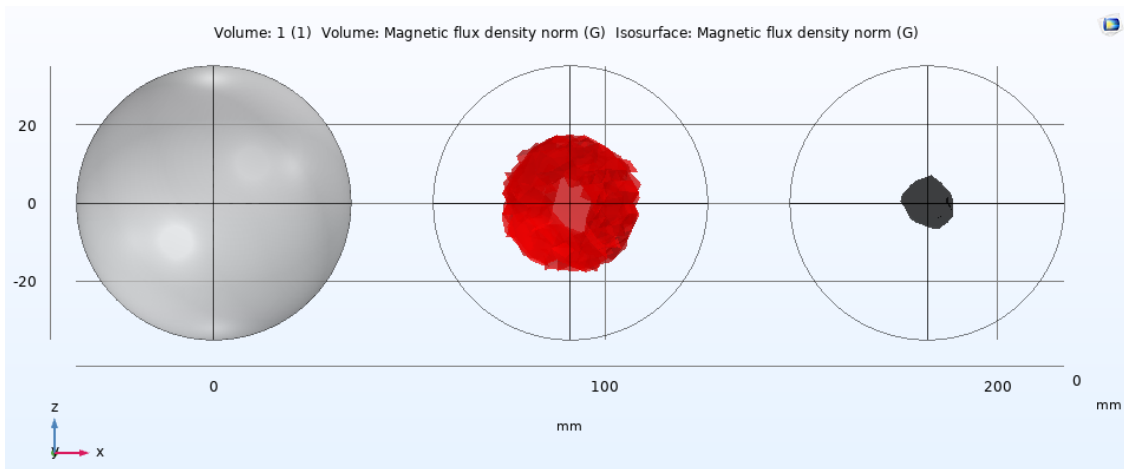
Şekil 4.8: Mıknatısların 0° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-y düzlemindeki 3D görüntüsü.

Sistemde oluşan manyetik akı yoğunluğuna ait hacmin y-z düzlemine göre 3D görüntüsü Şekil 4.9'da gösterilmiştir. Alansız bölgenin (siyah hacim) nerede olduğu bu düzlemden daha net anlaşılmaktadır.



Şekil 4.9: Mıknatısların 0° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun y-z düzlemindeki 3D görüntüsü.

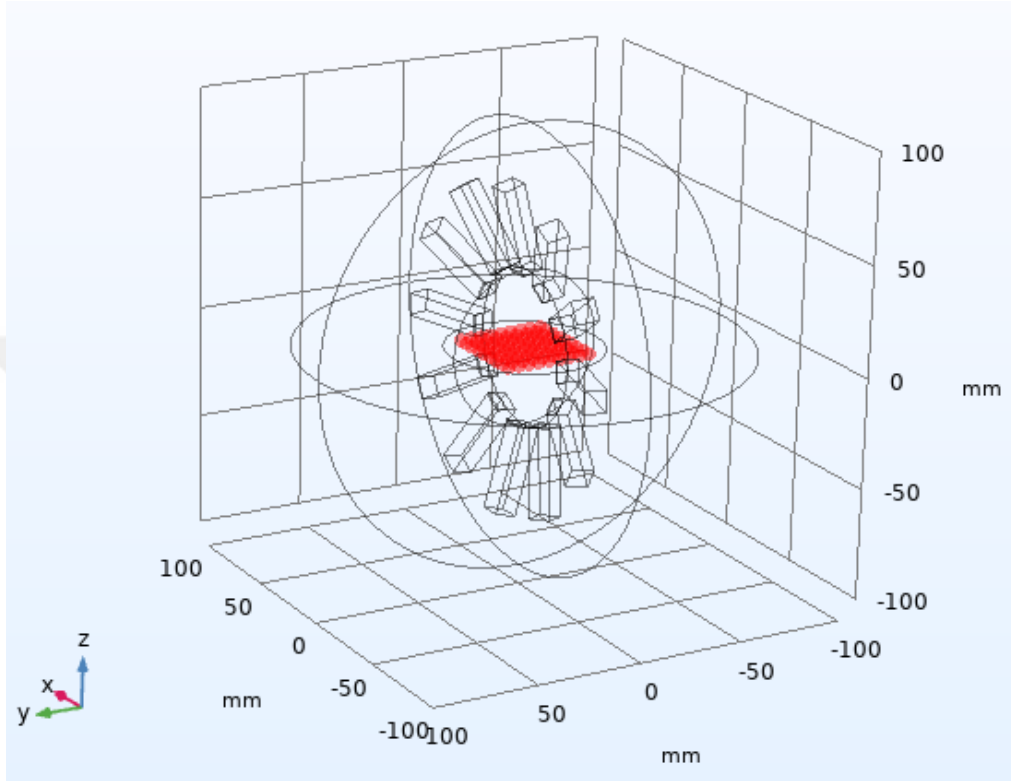
Sistemde oluşan manyetik akı yoğunluğuna ait hacmin x-z düzlemine göre 3D görüntüsü Şekil 4.10'da gösterilmiştir.



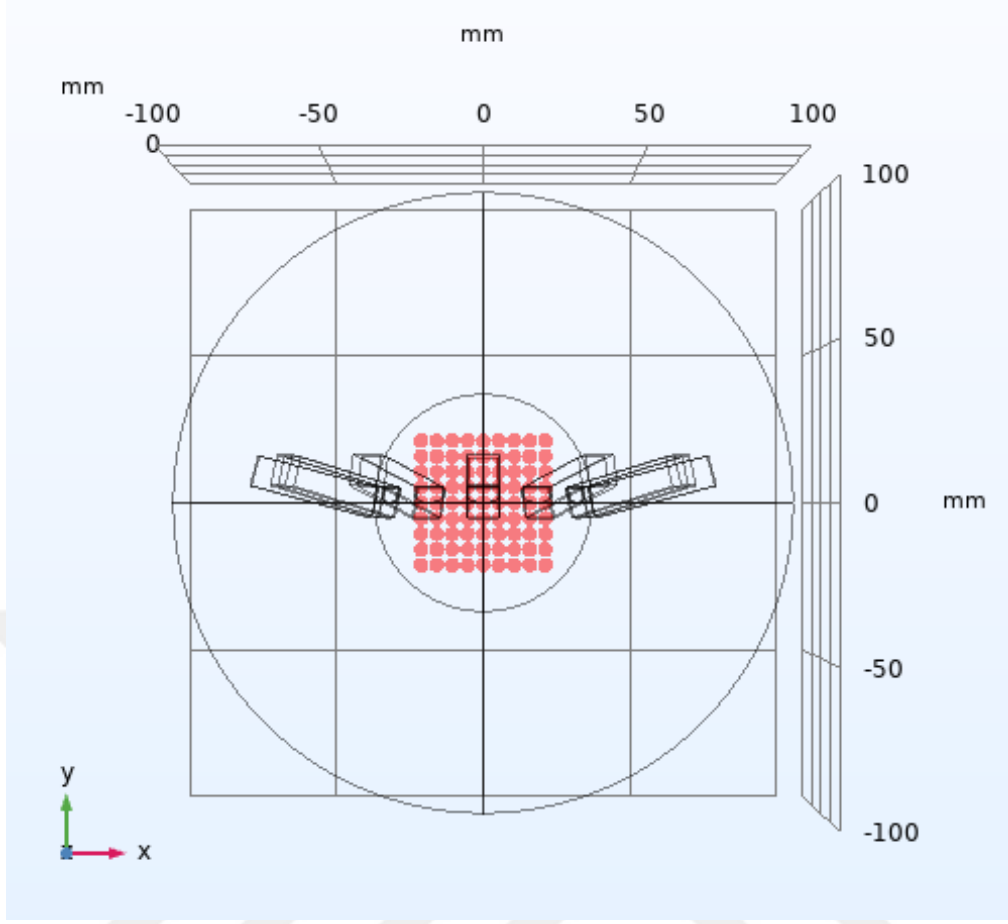
Şekil 4.10: Mıknatısların 0° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-z düzlemindeki 3D görüntüsü.

4.1.2 Mıknatısların 15° Eğimli Olduğu Modelin COMSOL Simülasyon Sonuçları

Kalıcı mıknatısların 15° ile konumlandırıldığı modelindeki ölçümlerin yapılabilmesi için 9x9 matris şeklindeki problemler Şekil 4.11 ve Şekil 4.12’de görüldüğü gibi 5 mm aralıklarla yerleştirilmiştir.



Şekil 4.11: Mıknatısların 15° eğimli olduğu tasarımdaki problemlerin z eksenine göre konumu.



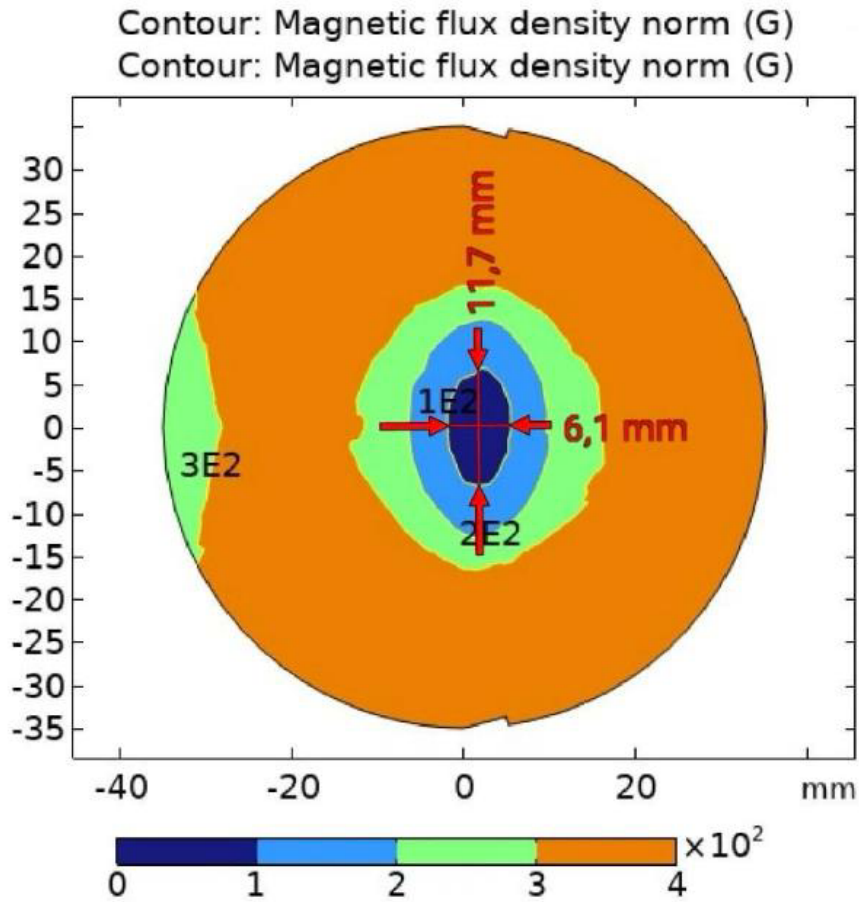
Şekil 4.12: Mıknatısların 15° eğimli olduğu tasarımdaki problemin x-y düzlemine göre konumu.

Simülasyondaki 9×9 matrisindeki problemlardan elde edilen manyetik akı yoğunluğu (B) değerleri Tablo 4.2’de gösterilmiştir. Kırmızı renk ile ifade edilen bölge manyetik akı yoğunluğunun 100 Gauss (G)’tan küçük olduğu bölgeleri yani FFR’yi, mavi renk ile ifade edilen bölge manyetik akı yoğunluğunun 100-200 Gauss (G) aralığındaki bölgeleri, yeşil renk ile ifade edilen bölge manyetik akı yoğunluğunun 200-300 Gauss (G) aralığındaki bölgeleri ve son olarak turuncu renk ile ifade edilen bölge manyetik akı yoğunluğunun 300 Gauss (G)’tan büyük olduğu bölgeleri ifade etmektedir. Tablo 4.2’den de anlaşılacağı üzere manyetik alan deseninin değişmeye devam ettiği görülmektedir.

Tablo 4.2: 15° eğimli tasarımın COMSOL simülasyon problemlerinden elde edilen ölçüm sonuçları.

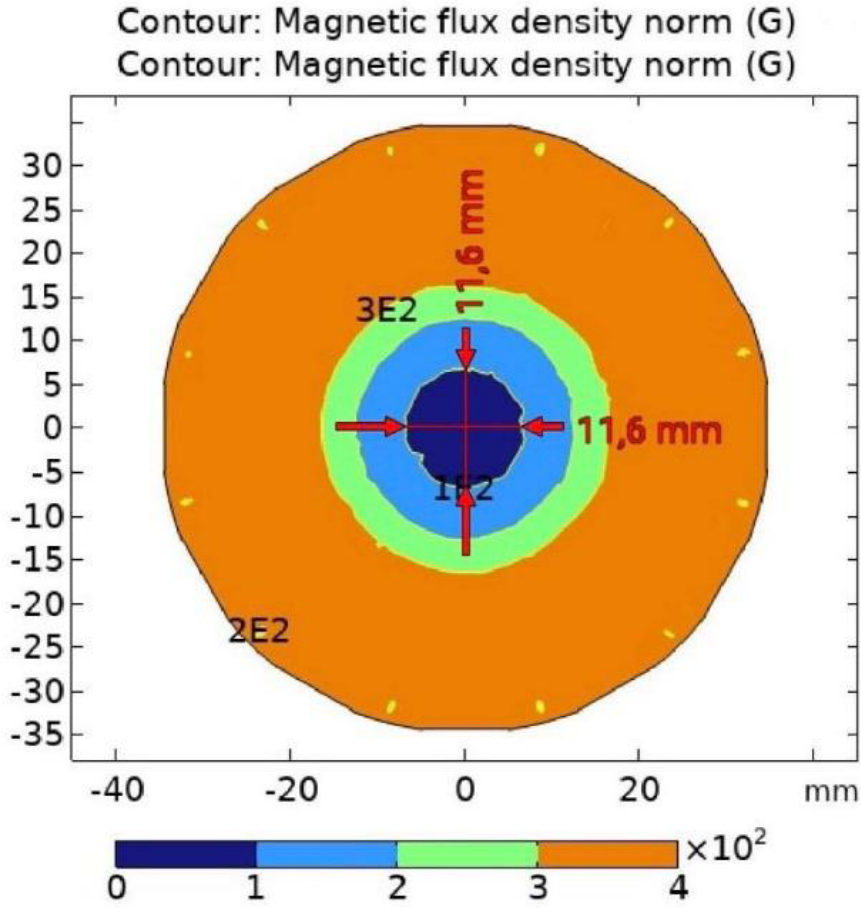
484	487	486	448	436	481	509	485	442
427	413	343	274	258	319	402	414	405
386	327	250	179	151	239	323	357	365
341	307	213	117	84	187	267	331	340
341	284	207	130	45	171	267	364	333
339	294	217	112	85	177	270	332	336
373	362	262	176	165	231	327	355	362
420	402	337	276	260	305	382	406	395
489	511	489	443	441	489	514	505	445

Simülasyon sonucu elde edilen manyetik akı yoğunluğunun x-y düzlemine göre görüntüsü Şekil 4.13'teki gibi oluşmuştur. Görüldüğü gibi burada da ortada elips şeklinde bir alansız bölge deseni meydana gelmiştir. Dikkat edilirse alansız bölge artık küçülmeye ve kaymaya başlamıştır.



Şekil 4.13: Mıknatısların 15° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-y düzlemindeki 2D görüntüsü.

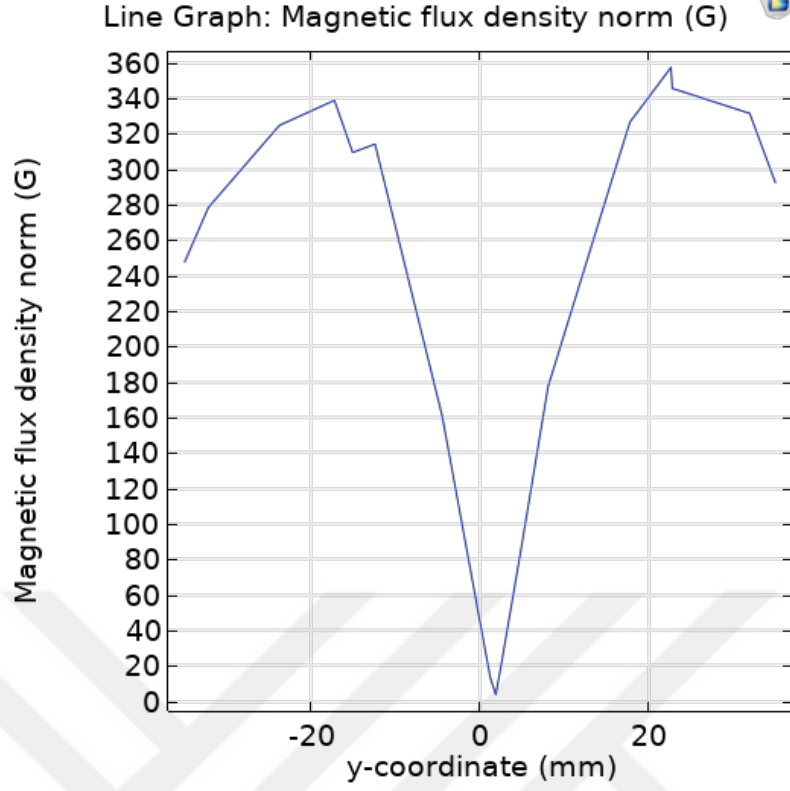
Simülasyon sonucu elde edilen manyetik akı yoğunluğunun x-z düzlemine göre görüntüsü Şekil 4.14'teki gibi oluşmuştur. Bu düzlemden bakıldığında ise ortada daire şekline benzer bir alansız bölge deseni meydana gelmiştir.



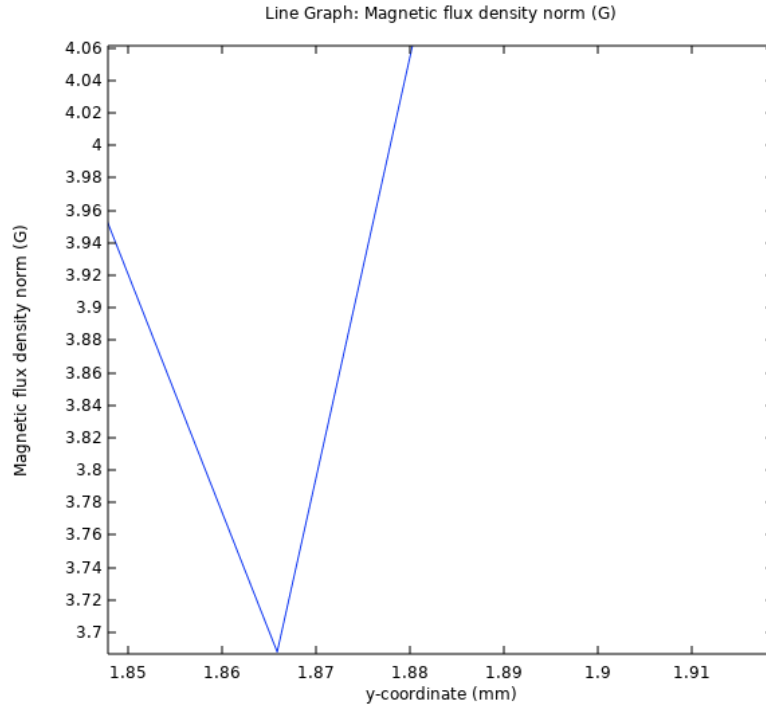
Şekil 4.14: Mıknatısların 15° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-z düzlemindeki 2D görüntüsü.

Sistemde oluşan manyetik akı yoğunluğunun y eksenine göre elde edilen çizgi grafiği Şekil 4.15'te görülmektedir. Grafikten de anlaşılacağı üzere alansız bölge artık y eksenin 0 noktasına denk gelmemektedir.

Şekil 4.16'da ise manyetik akı yoğunluğunun neredeyse sıfır olduğu noktasının, y eksenini tam olarak nerede kestiğini göstermektedir. Grafikten de görüyoruz ki artık 0 noktasında kesmemiştir. Eksen üzerinde kaymaya başlamıştır. Bu tez çalışmasında, elde edilen bu nokta 1,86 mm olarak kabul edilmiştir.

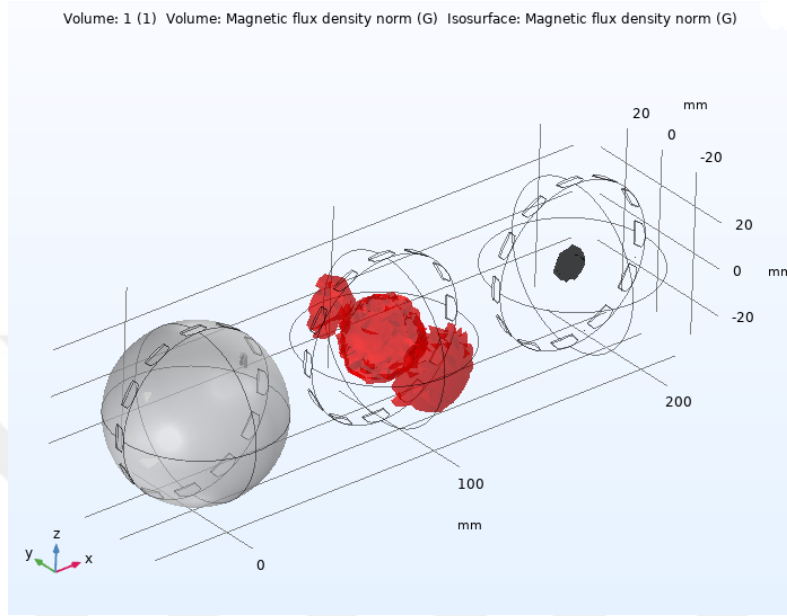


Şekil 4.15: Mıknatısların 15° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun y eksenine göre çizgi grafiği.



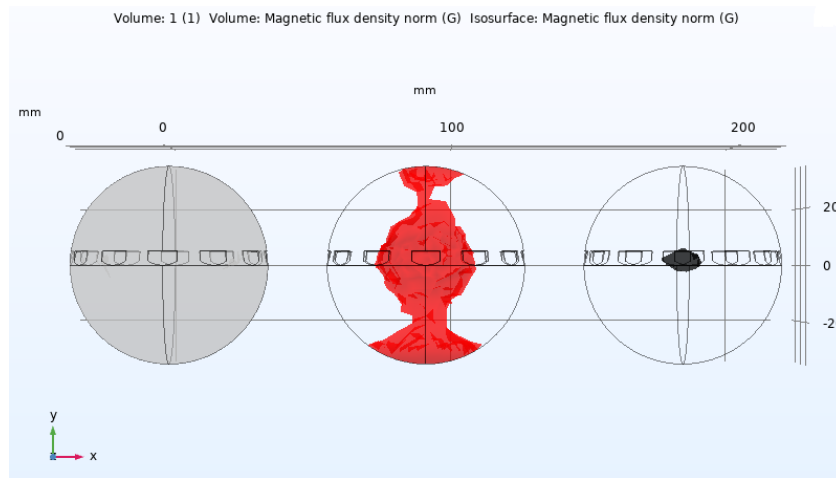
Şekil 4.16: Mıknatısların 15° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun y eksenini kestiği noktanın çizgi grafiği.

Sistemde oluşan manyetik akı yoğunluğuna ait hacmin z eksenine göre 3D görüntüsü Şekil 4.17’de gösterilmiştir. Görüldüğü üzere orta noktada siyah benek şeklinde gösterilen alanın manyetik gücü neredeyse sıfıra yakındır. Kırmızı bölge ise manyetik alan gradyanını göstermektedir.



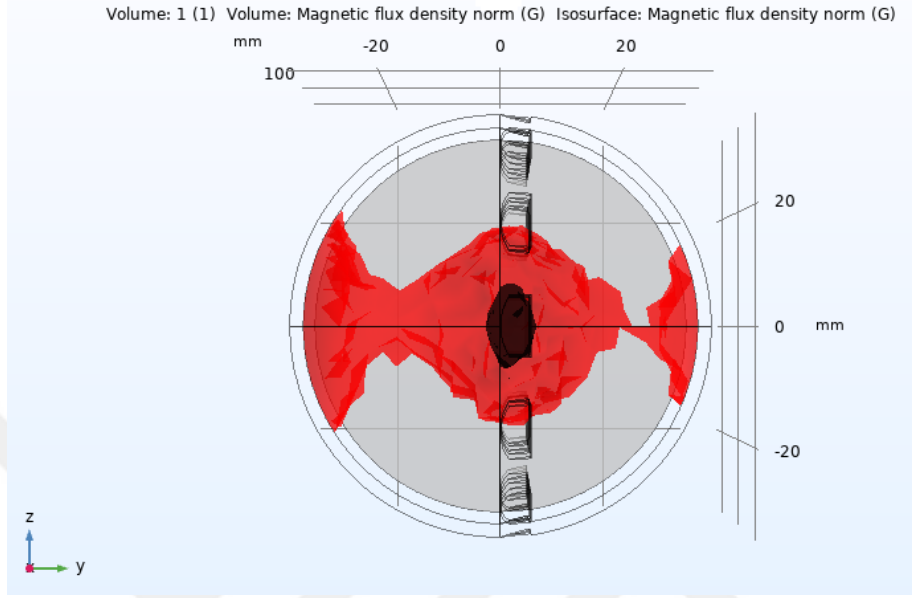
Şekil 4.17: Mıknatısların 15° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun z eksenine göre 3D görüntüsü.

Sistemde oluşan manyetik akı yoğunluğuna ait hacmin x-y düzlemine göre 3D görüntüsü Şekil 4.18’de gösterilmiştir.



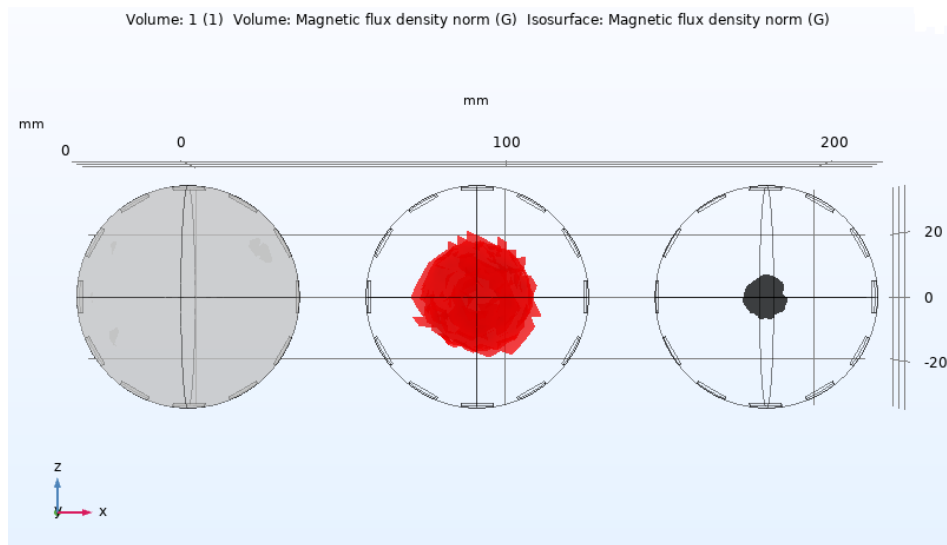
Şekil 4.18: Mıknatısların 15° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-y düzlemindeki 3D görüntüsü.

Sistemde oluşan manyetik akı yoğunluğuna ait hacmin y-z düzlemine göre 3D görüntüsü Şekil 4.19'da gösterilmiştir. Alansız bölgenin (siyah hacim) nerede oluştuğu bu düzlemden daha net anlaşılmaktadır.



Şekil 4.19: Mıknatısların 15° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun y-z düzlemindeki 3D görüntüsü.

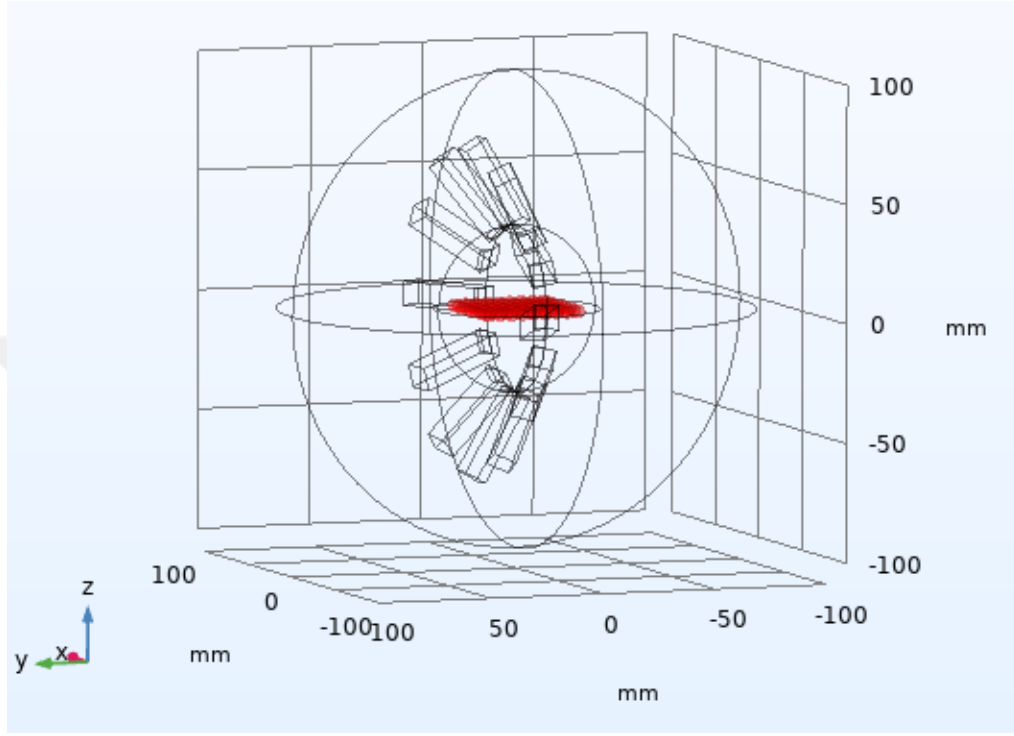
Sistemde oluşan manyetik akı yoğunluğuna ait hacmin x-z düzlemine göre 3D görüntüsü Şekil 4.20'de gösterilmiştir.



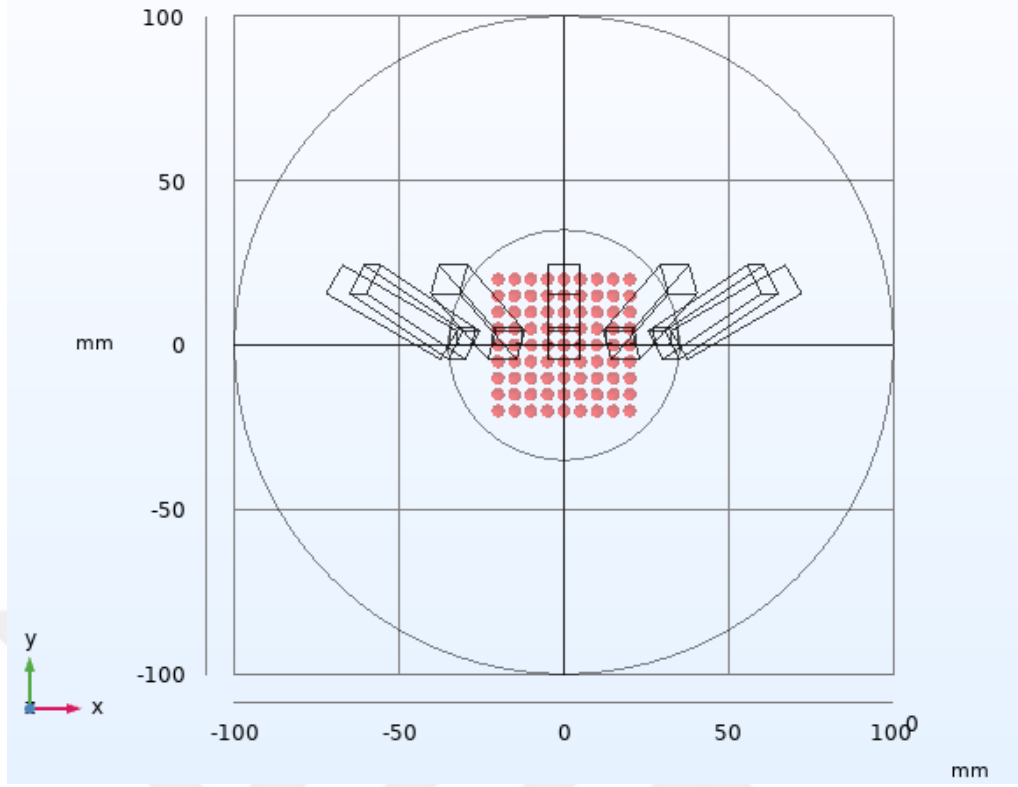
Şekil 4.20: Mıknatısların 15° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-z düzlemindeki 3D görüntüsü.

4.1.3 Mıknatısların 30° Eğimli Olduğu Modelin COMSOL Simülasyon Sonuçları

Kalıcı mıknatısların 30° ile konumlandırıldığı modelindeki ölçümlerin yapılabilmesi için 9x9 matris şeklindeki problemler Şekil 4.21 ve Şekil 4.22’de görüldüğü gibi 5 mm aralıklarla yerleştirilmiştir.



Şekil 4.21: Mıknatısların 30° eğimli olduğu tasarımdaki problemlerin z eksenine göre konumu.



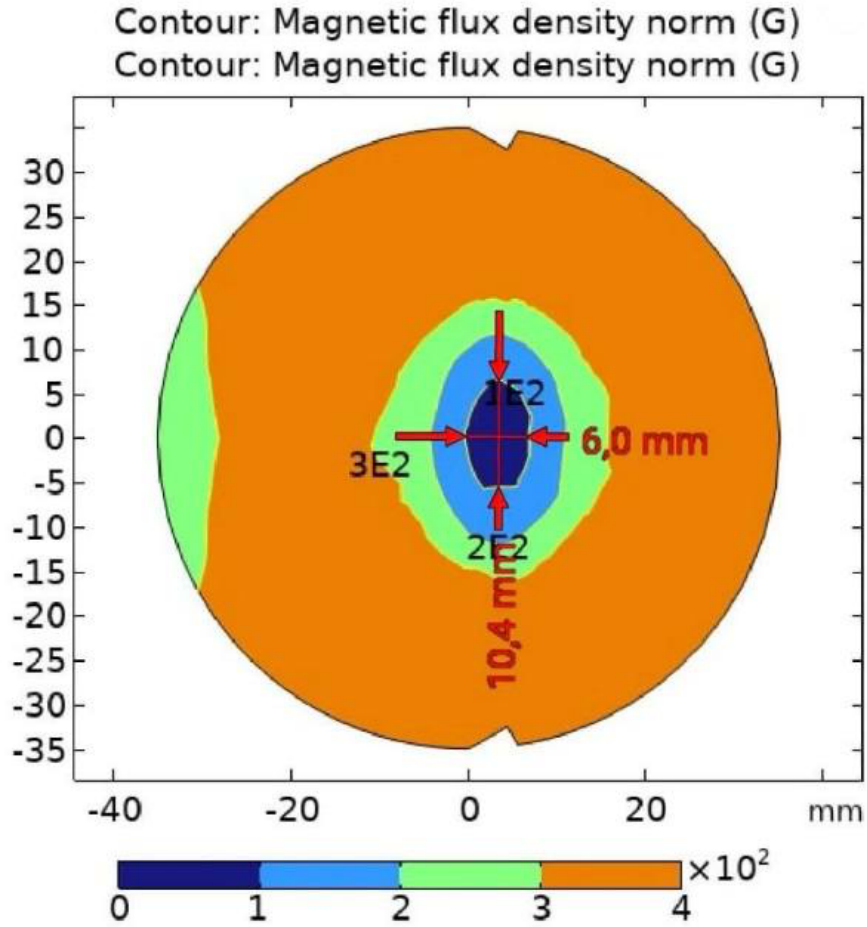
Şekil 4.22: Mıknatısların 30° eğimli olduğu tasarımdaki problemin x-y düzlemine göre konumu.

Simülasyondaki 9×9 matrisindeki problemlardan elde edilen manyetik akı yoğunluğu (B) değerleri Tablo 4.3'te gösterilmiştir. Kırmızı renk ile ifade edilen bölge manyetik akı yoğunluğunun 100 Gauss (G)'tan küçük olduğu bölgeleri yani FFR'yi, mavi renk ile ifade edilen bölge manyetik akı yoğunluğunun 100-200 Gauss (G) aralığındaki bölgeleri, yeşil renk ile ifade edilen bölge manyetik akı yoğunluğunun 200-300 Gauss (G) aralığındaki bölgeleri ve son olarak turuncu renk ile ifade edilen bölge manyetik akı yoğunluğunun 300 Gauss (G)'tan büyük olduğu bölgeleri ifade etmektedir. Tablo 4.3'ten de anlaşılacağı üzere manyetik alan deseninin değiştiği ve bununla birlikte alansız bölgenin merkezden dışa doğru kaymaya devam ettiği görülmektedir.

Tablo 4.3: 30° eğimli tasarımın COMSOL simülasyon problemlerinden elde edilen ölçüm sonuçları.

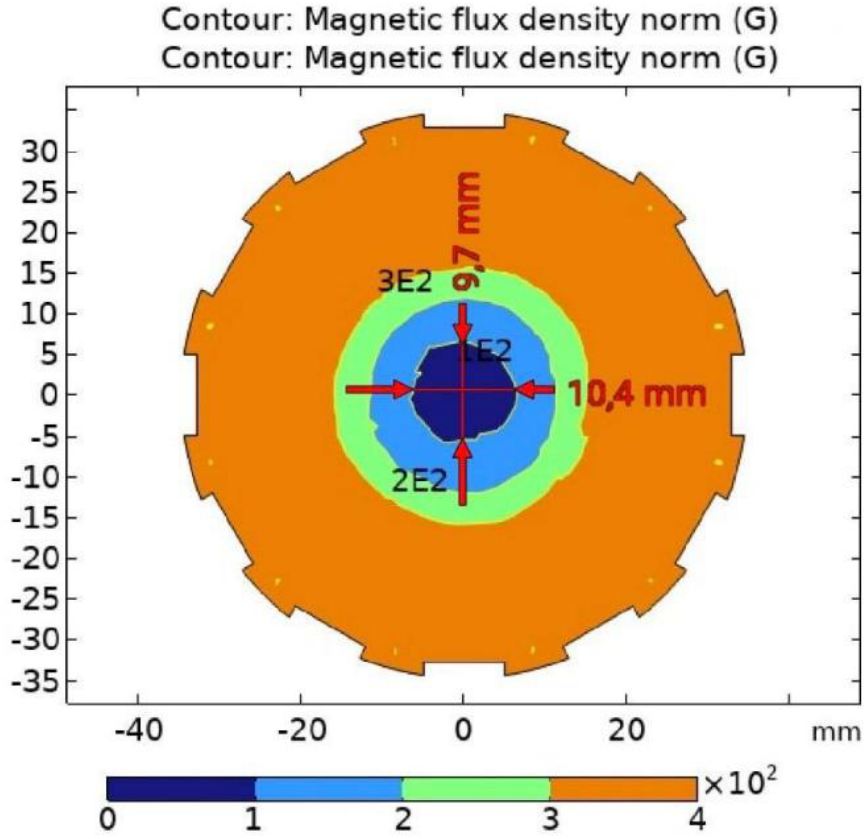
539	538	510	452	499	545	543	501	443
446	427	339	271	306	380	427	428	403
402	351	258	165	192	284	351	374	375
362	293	191	88	120	237	323	350	347
360	287	179	47	85	214	292	369	347
356	285	196	85	123	236	319	350	347
374	343	252	172	189	284	354	373	372
450	424	341	274	296	386	428	430	404
538	538	517	505	473	522	538	496	439

Simülasyon sonucu elde edilen manyetik akı yoğunluğunun x-y düzlemine göre görüntüsü Şekil 4.23'teki gibi oluşmuştur. Görüldüğü gibi burada da ortada elips şeklinde bir alansız bölge deseni meydana gelmiştir. Dikkat edilirse alansız bölge küçülmeye ve kaymaya devam etmiştir.



Şekil 4.23: Mıknatısların 30° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-y düzlemindeki 2D görüntüsü.

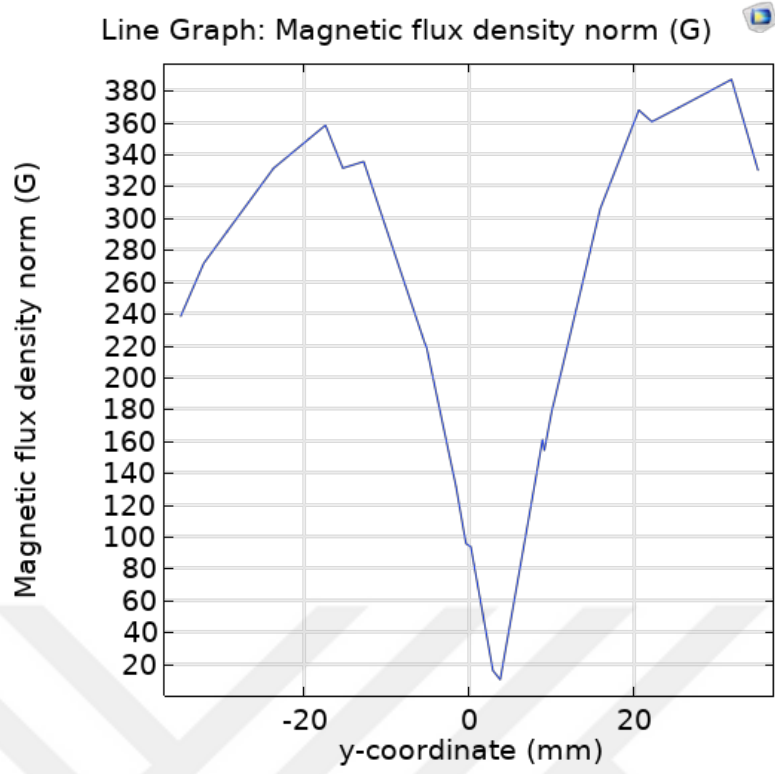
Simülasyon sonucu elde edilen manyetik akı yoğunluğunun x-z düzlemine göre görüntüsü Şekil 4.24'teki gibi oluşmuştur. Bu düzlemden bakıldığında ise ortada daire şekline benzer bir alansız bölge deseni meydana gelmiştir.



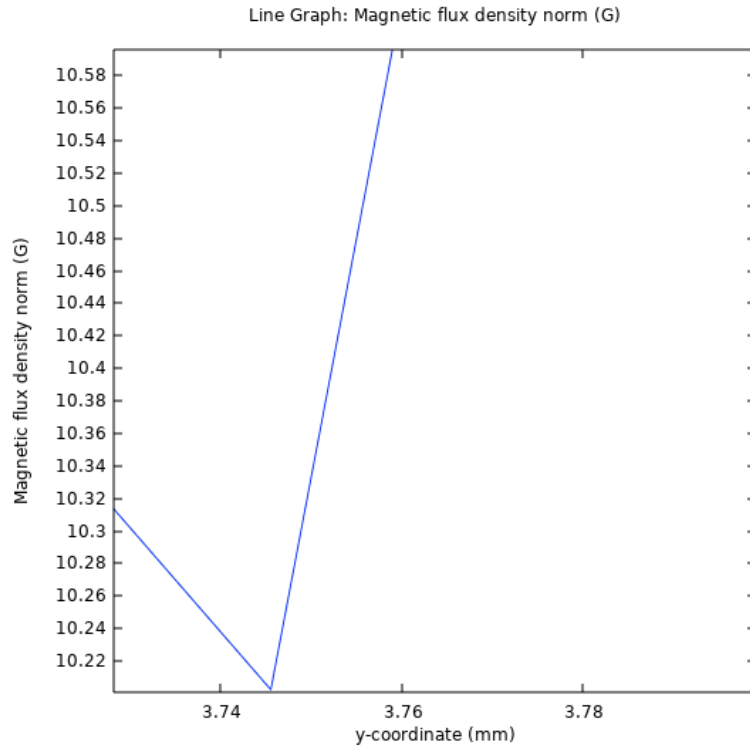
Şekil 4.24: Mıknatısların 30° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-z düzlemindeki 2D görüntüsü.

Sistemde oluşan manyetik akı yoğunluğunun y eksenine göre elde edilen çizgi grafiği Şekil 4.25'te görülmektedir. Grafikten de anlaşılacağı üzere alansız bölge artık y eksenin 0 noktasına denk gelmemektedir.

Şekil 4.26'da ise manyetik akı yoğunluğunun neredeyse sıfır olduğu noktasının, y eksenini tam olarak nerede kestiğini göstermektedir. Grafikte de görüyoruz ki artık 1,86 mm noktasında kesmemiştir. Eksen üzerinde kaymaya devam etmiştir. Bu tez çalışmasında, elde edilen bu nokta 3,74 olarak kabul edilmiştir.

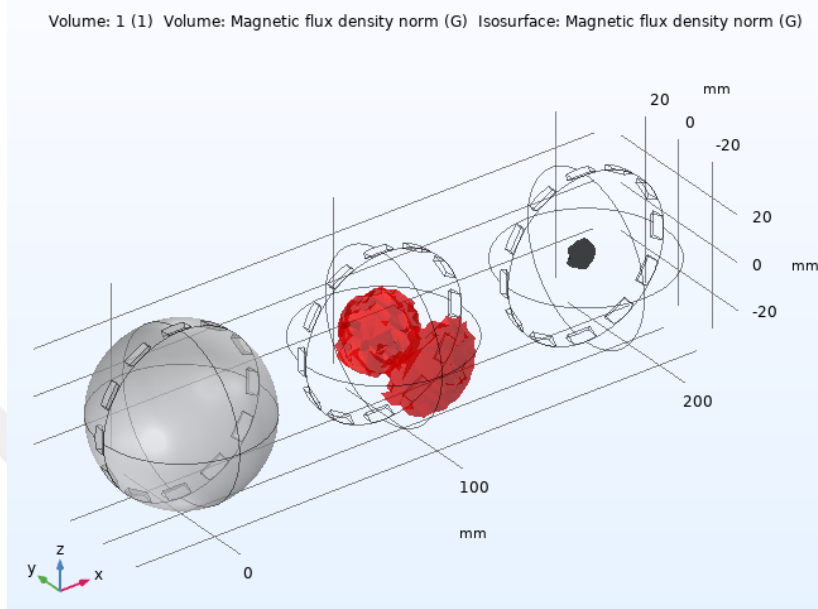


Şekil 4.25: Mıknatısların 30° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun y eksenine göre çizgi grafiği.



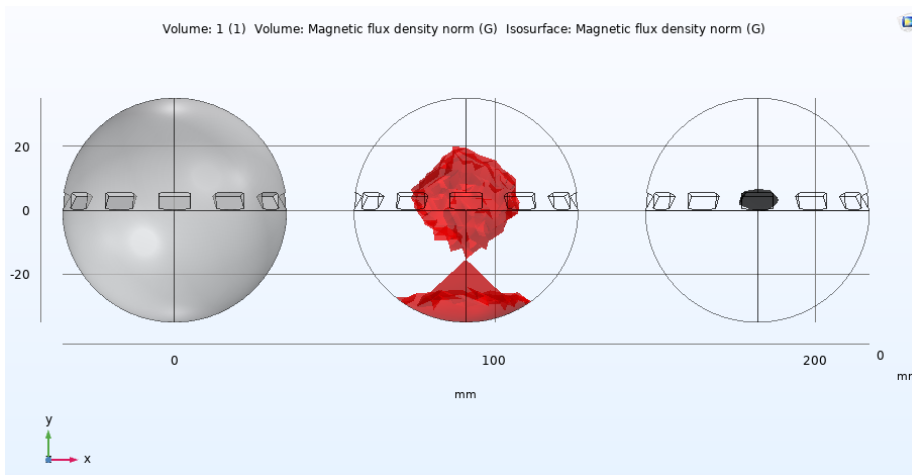
Şekil 4.26: Mıknatısların 30° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun y eksenini kestiği noktanın çizgi grafiği.

Sistemde oluşan manyetik akı yoğunluğuna ait hacmin z eksenine göre 3D görüntüsü Şekil 4.27’de gösterilmiştir. Görüldüğü üzere orta noktada siyah benek şeklinde gösterilen alanın manyetik gücü neredeyse sıfıra yakındır. Kırmızı bölge ise manyetik alan gradyanını göstermektedir.



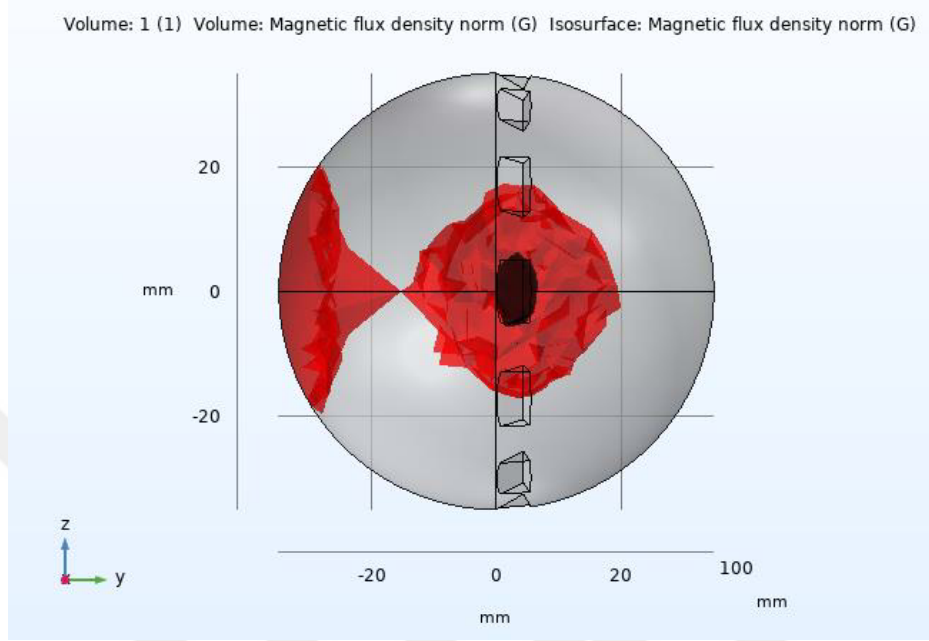
Şekil 4.27: Mıknatısların 30° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun z eksenine göre 3D görüntüsü.

Sistemde oluşan manyetik akı yoğunluğuna ait hacmin x-y düzlemine göre 3D görüntüsü Şekil 4.28’de gösterilmiştir.



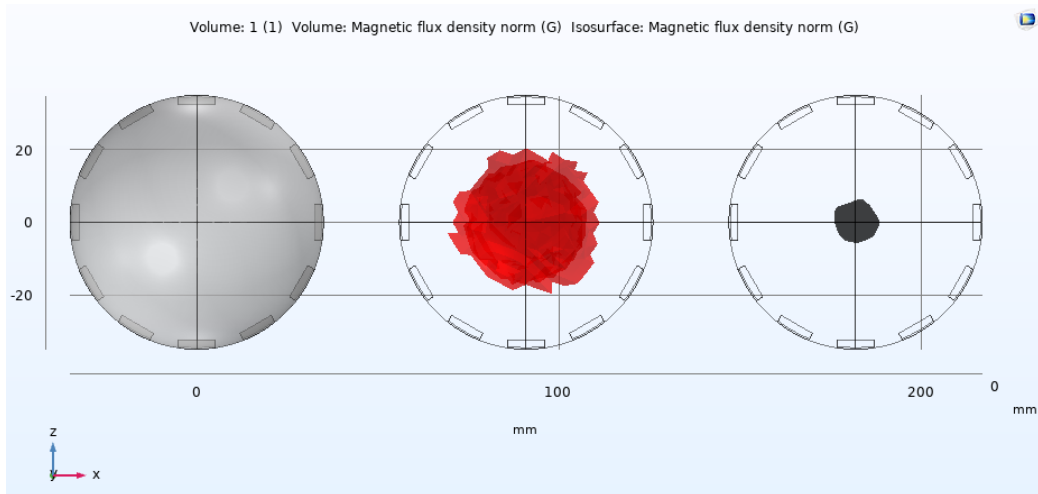
Şekil 4.28: Mıknatısların 30° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-y düzlemindeki 3D görüntüsü.

Sistemde oluşan manyetik akı yoğunluğuna ait hacmin y-z düzlemine göre 3D görüntüsü Şekil 4.29'da gösterilmiştir. Alansız bölgenin (siyah hacim) nerede oluştuğu bu düzlemde daha net anlaşılmaktadır.



Şekil 4.29: Mıknatısların 30° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun y-z düzlemindeki 3D görüntüsü.

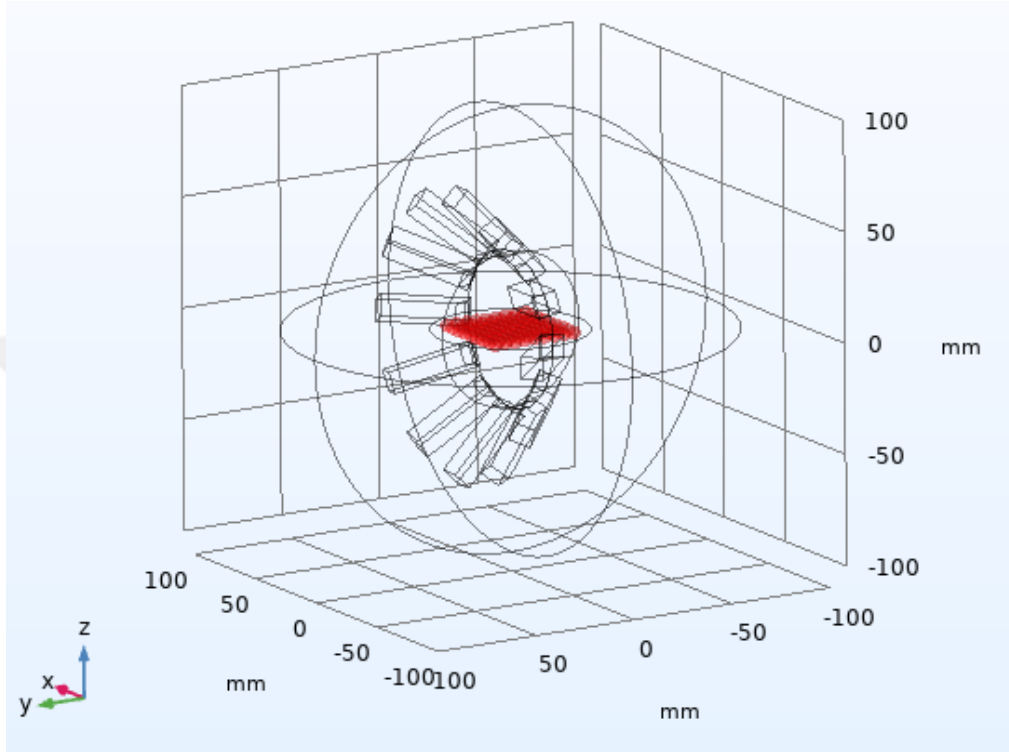
Sistemde oluşan manyetik akı yoğunluğuna ait hacmin x-z düzlemine göre 3D görüntüsü Şekil 4.30'da gösterilmiştir.



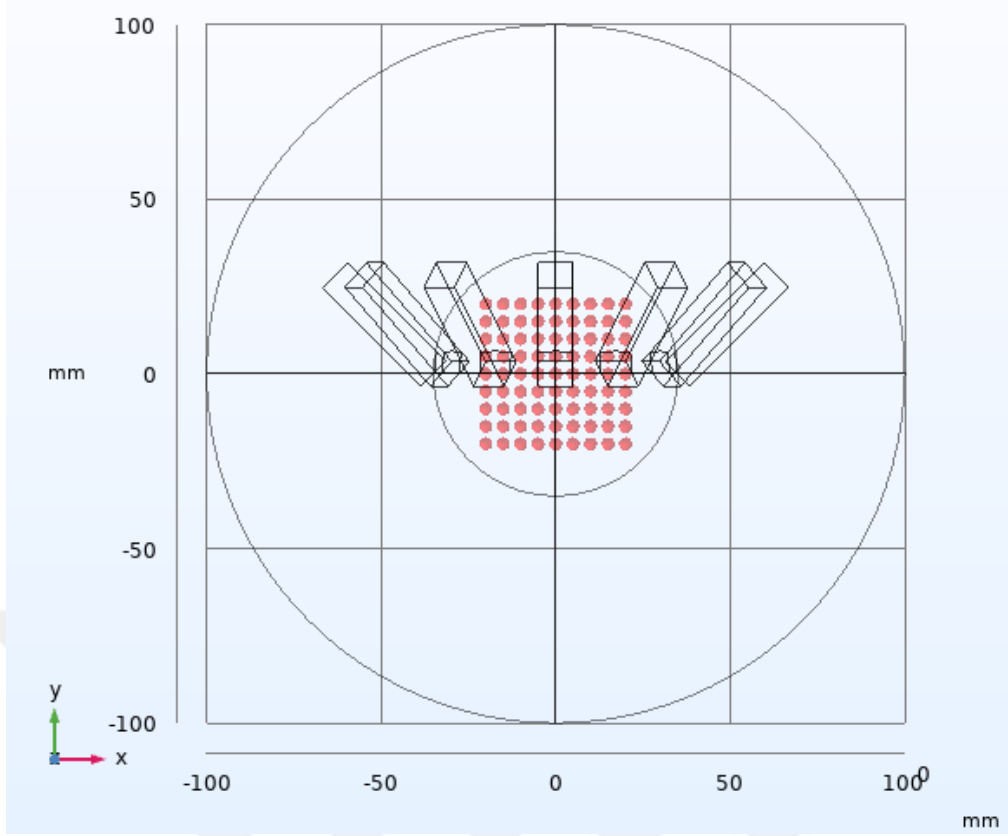
Şekil 4.30: Mıknatısların 30° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-z düzlemindeki 3D görüntüsü.

4.1.4 Mıknatısların 45° Eğimli Olduğu Modelin COMSOL Simülasyon Sonuçları

Kalıcı mıknatısların 45° ile konumlandırıldığı modelindeki ölçümlerin yapılabilmesi için 9x9 matris şeklindeki problemler Şekil 4.31 ve Şekil 4.32’de görüldüğü gibi 5 mm aralıklarla yerleştirilmiştir.



Şekil 4.31: Mıknatısların 45° eğimli olduğu tasarımdaki problemlerin z eksenine göre konumu.



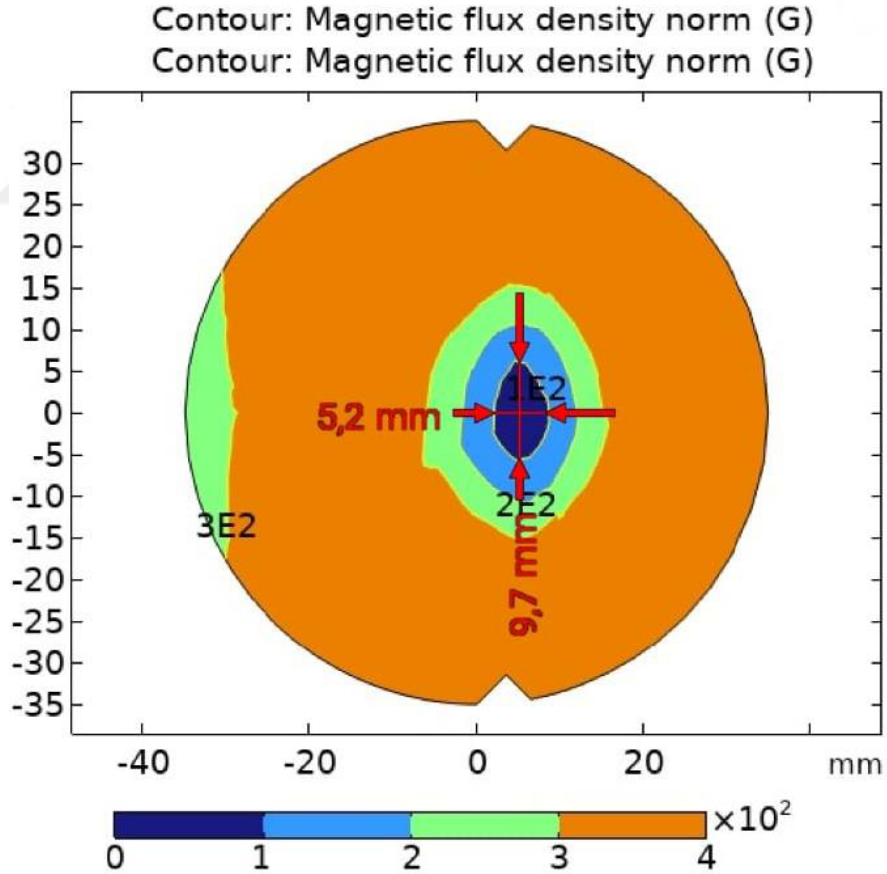
Şekil 4.32: Mıknatısların 45° eğimli olduğu tasarımdaki problemin x-y düzlemine göre konumu.

Simülasyondaki 9×9 matrisindeki problemlardan elde edilen manyetik akı yoğunluğu (B) değerleri Tablo 4.4'te gösterilmiştir. Kırmızı renk ile ifade edilen bölge manyetik akı yoğunluğunun 100 Gauss (G)'tan küçük olduğu bölgeleri yani FFR'yi, mavi renk ile ifade edilen bölge manyetik akı yoğunluğunun 100-200 Gauss (G) aralığındaki bölgeleri, yeşil renk ile ifade edilen bölge manyetik akı yoğunluğunun 200-300 Gauss (G) aralığındaki bölgeleri ve son olarak turuncu renk ile ifade edilen bölge manyetik akı yoğunluğunun 300 Gauss (G)'tan büyük olduğu bölgeleri ifade etmektedir. Tablo 4.4'ten de anlaşılacağı üzere manyetik alan deseninin değişmeye devam ettiği görülmektedir.

Tablo 4.4: 45° eğimli tasarımın COMSOL simülasyon problemlerinden elde edilen ölçüm sonuçları.

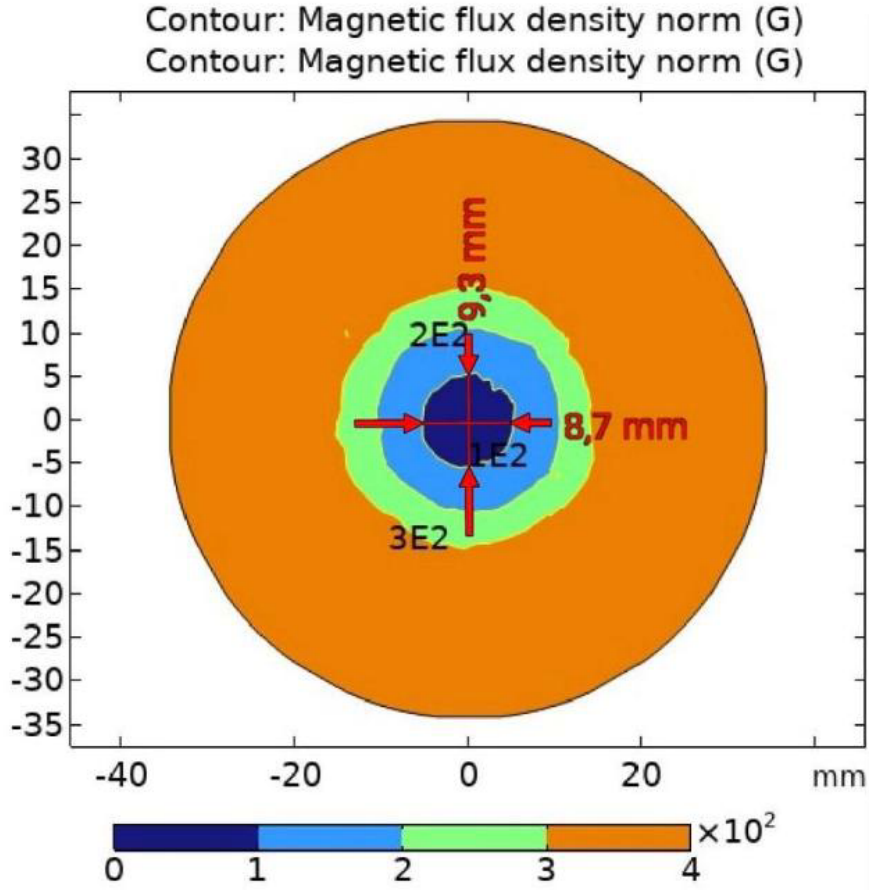
603	578	548	560	633	606	603	533	456
500	437	353	294	338	443	481	475	425
436	353	241	181	251	366	393	402	392
373	312	174	78	168	267	366	389	376
411	299	141	18	154	277	358	423	364
389	323	175	69	191	299	367	392	378
438	363	239	182	244	354	410	418	398
493	428	351	294	344	421	490	466	417
587	608	526	540	567	656	597	543	454

Simülasyon sonucu elde edilen manyetik akı yoğunluğunun x-y düzlemine göre görüntüsü Şekil 4.33'teki gibi oluşmuştur. Görüldüğü gibi burada da ortada yine elips şeklinde bir alansız bölge deseni meydana gelmiştir. Dikkat edilirse alansız bölge küçülmeye ve kaymaya devam etmiştir.



Şekil 4.33: Mıknatısların 45° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-y düzlemindeki 2D görüntüsü.

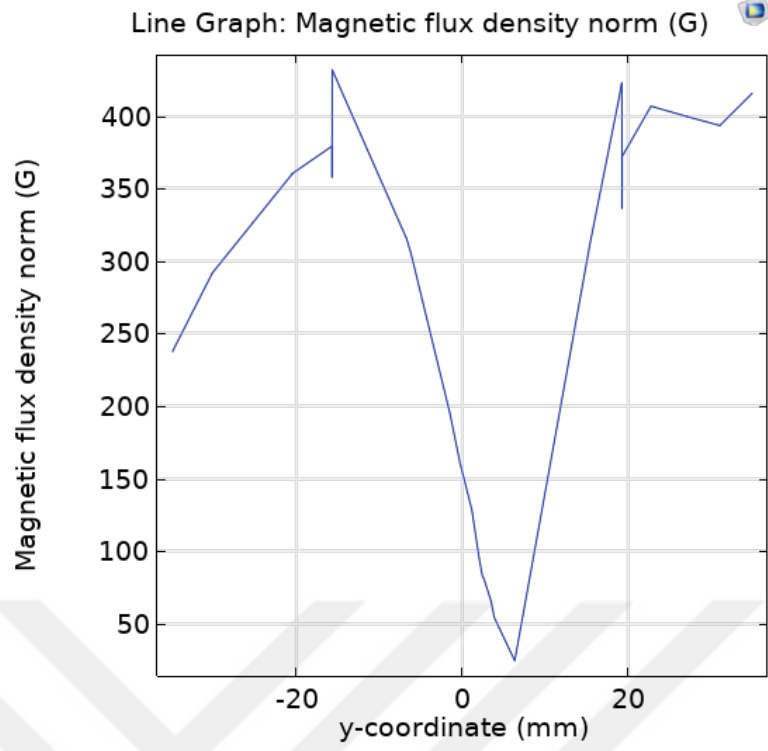
Simülasyon sonucu elde edilen manyetik akı yoğunluğunun x-z düzlemine göre görüntüsü Şekil 4.34'teki gibi oluşmuştur. Bu düzlemden bakıldığında ise ortada daire şekline benzer bir alansız bölge deseni meydana gelmiştir.



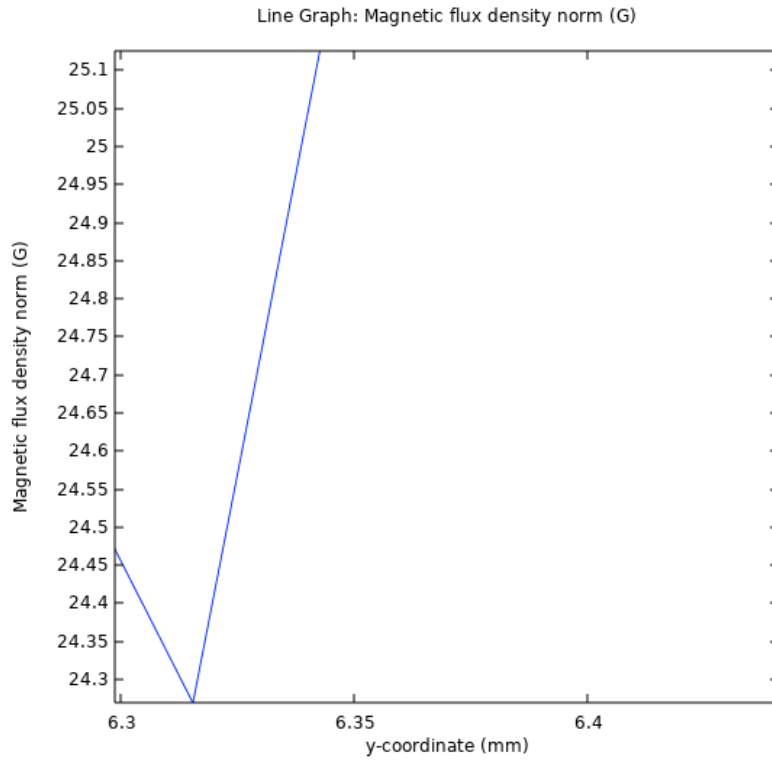
Şekil 4.34: Mıknatısların 45° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-z düzlemindeki 2D görüntüsü.

Sistemde oluşan manyetik akı yoğunluğunun y eksenine göre elde edilen çizgi grafiği Şekil 4.35'te görülmektedir. Grafikten de anlaşılacağı üzere alansız bölge artık y eksenin 0 noktasına denk gelmemektedir.

Şekil 4.36'da ise manyetik akı yoğunluğunun neredeyse sıfır olduğu noktasının, y eksenini tam olarak nerede kestiğini göstermektedir. Grafikte de görüyoruz ki artık 3,74 mm noktasında kesmemiştir. Eksen üzerinde kaymaya devam etmiştir. Bu tez çalışmasında, elde edilen bu nokta 6,30 olarak kabul edilmiştir.

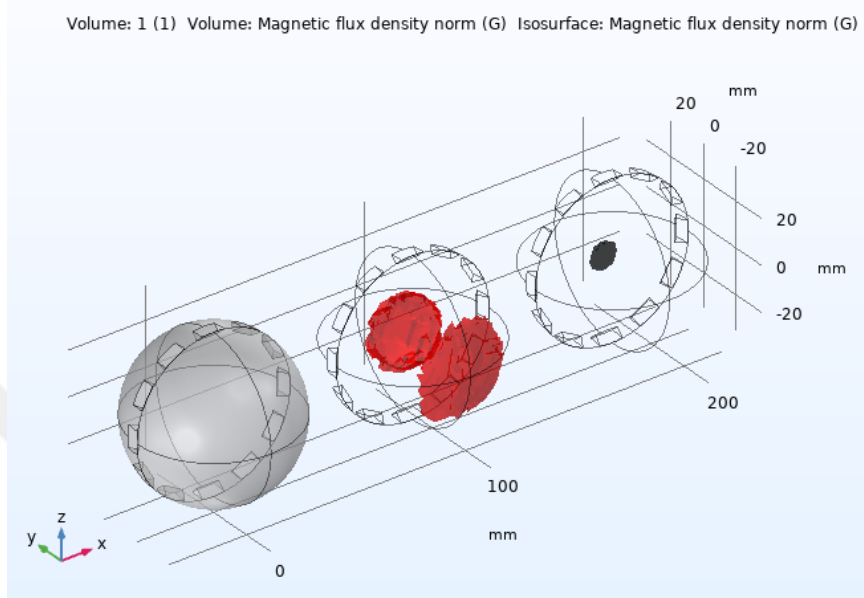


Şekil 4.35: Mıknatısların 45° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun y eksenine göre çizgi grafiği.



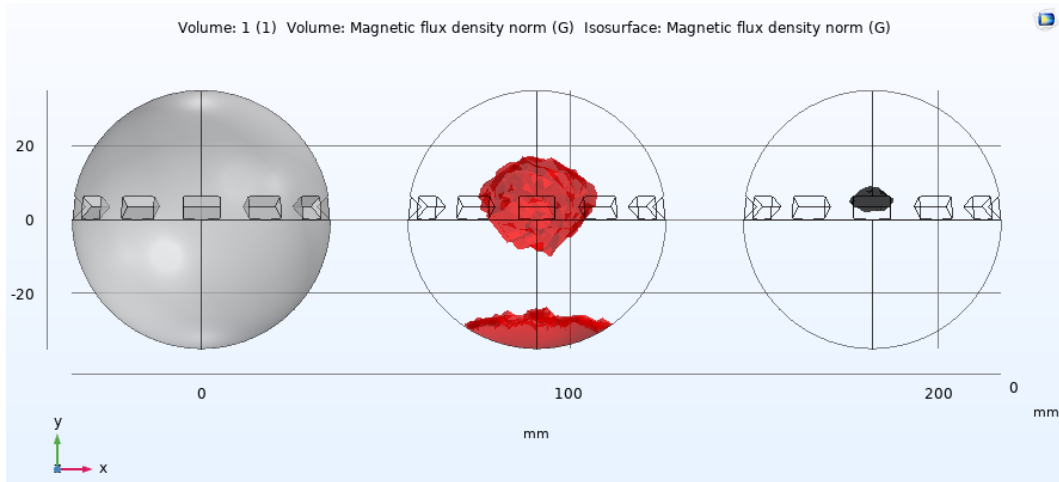
Şekil 4.36: Mıknatısların 45° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun y eksenini kestiği noktanın çizgi grafiği.

Sistemde oluşan manyetik akı yoğunluğuna ait hacmin z eksenine göre 3D görüntüsü Şekil 4.37’de gösterilmiştir. Görüldüğü üzere orta noktada siyah benek şeklinde gösterilen alanın manyetik gücü neredeyse sıfıra yakındır. Kırmızı bölge ise manyetik alan gradyanını göstermektedir.



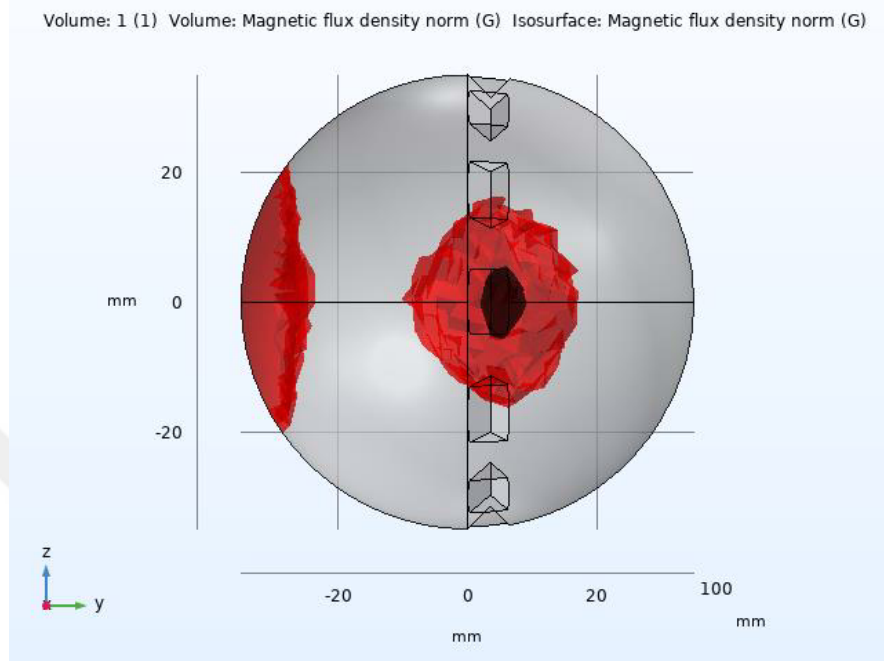
Şekil 4.37: Mıknatısların 45° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun z eksenine göre 3D görüntüsü.

Sistemde oluşan manyetik akı yoğunluğuna ait hacmin x-y düzlemine göre 3D görüntüsü Şekil 4.38’de gösterilmiştir.



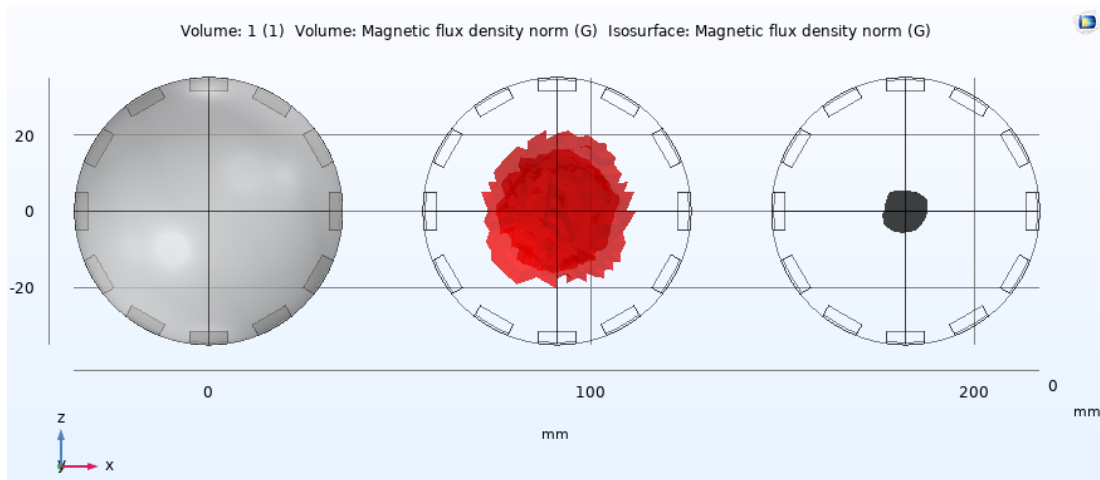
Şekil 4.38: Mıknatısların 45° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-y düzlemindeki 3D görüntüsü.

Sistemde oluşan manyetik akı yoğunluğuna ait hacmin y-z düzlemine göre 3D görüntüsü Şekil 4.39'da gösterilmiştir. Alansız bölgenin (siyah hacim) nerede oluştuğu bu düzlemden daha net anlaşılmaktadır. Manyetik alan deseninin kaydediği görülmektedir.



Şekil 4.39: Mıknatısların 45° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun y-z düzlemindeki 3D görüntüsü.

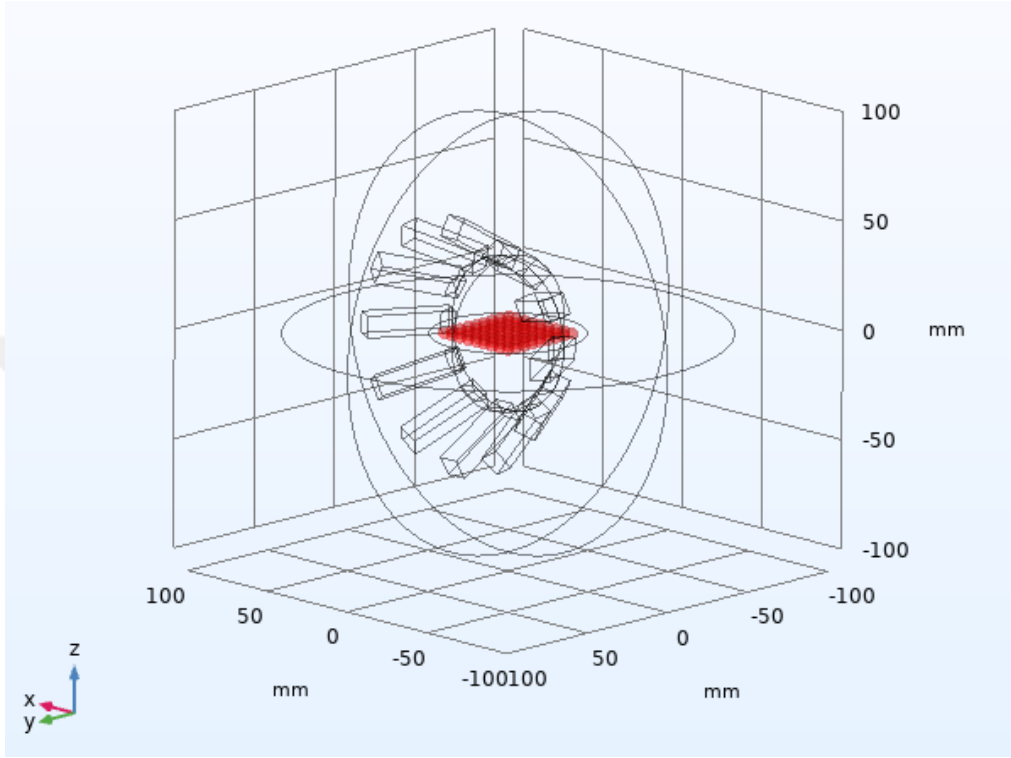
Sistemde oluşan manyetik akı yoğunluğuna ait hacmin x-z düzlemine göre 3D görüntüsü Şekil 4.40'ta gösterilmiştir.



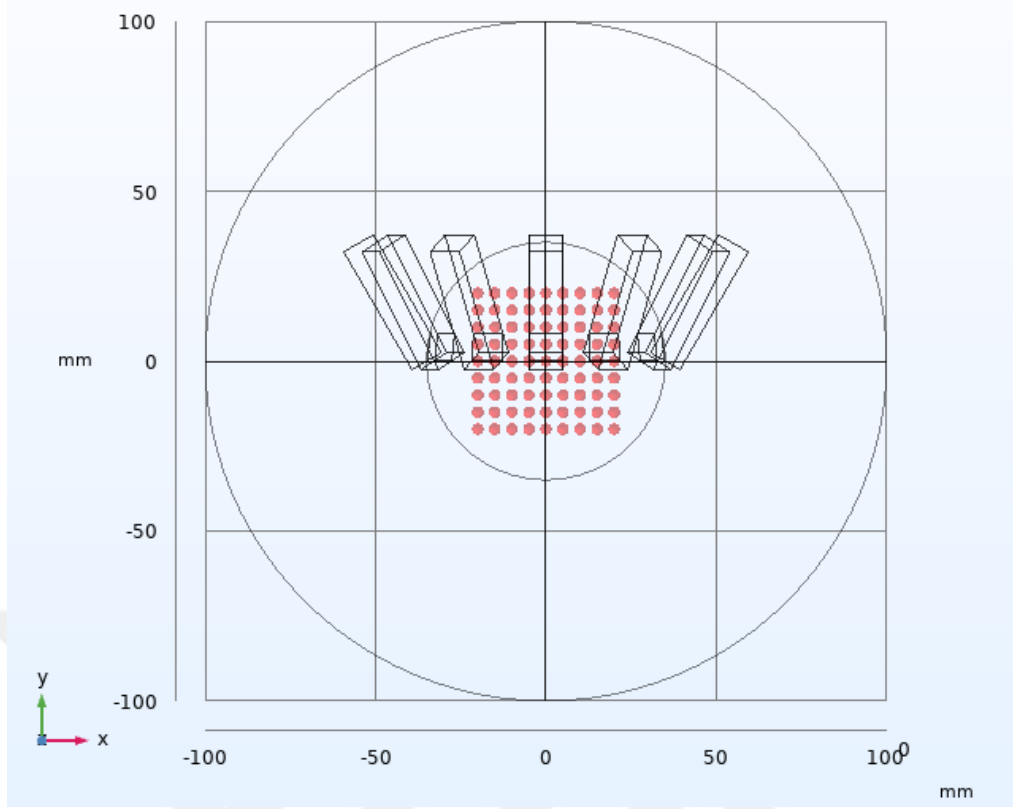
Şekil 4.40: Mıknatısların 45° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-z düzlemindeki 3D görüntüsü.

4.1.5 Mıknatısların 60° Eğimli Olduğu Modelin COMSOL Simülasyon Sonuçları

Kalıcı mıknatısların 60° ile konumlandırıldığı modelindeki ölçümlerin yapılabilmesi için 9x9 matris şeklindeki problemler Şekil 4.41 ve Şekil 4.42’de görüldüğü gibi 5 mm aralıklarla yerleştirilmiştir.



Şekil 4.41: Mıknatısların 60° eğimli olduğu tasarımdaki problemlerin z eksenine göre konumu.



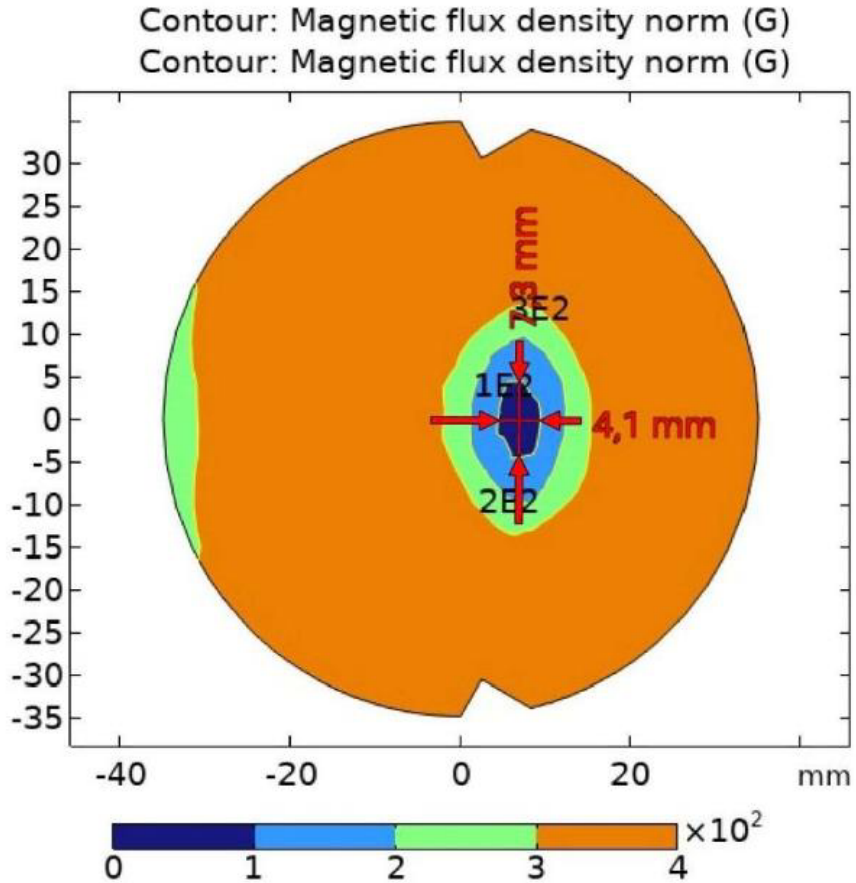
Şekil 4.42: Mıknatısların 60° eğimli olduğu tasarımdaki problemin x-y düzlemine göre konumu.

Simülasyondaki 9×9 matrisindeki problemlardan elde edilen manyetik akı yoğunluğu (B) değerleri Tablo 4.5'te gösterilmiştir. Kırmızı renk ile ifade edilen bölge manyetik akı yoğunluğunun 100 Gauss (G)'tan küçük olduğu bölgeleri yani FFR'yi, mavi renk ile ifade edilen bölge manyetik akı yoğunluğunun 100-200 Gauss (G) aralığındaki bölgeleri, yeşil renk ile ifade edilen bölge manyetik akı yoğunluğunun 200-300 Gauss (G) aralığındaki bölgeleri ve son olarak turuncu renk ile ifade edilen bölge manyetik akı yoğunluğunun 300 Gauss (G)'tan büyük olduğu bölgeleri ifade etmektedir. Tablo 4.5'ten de anlaşılacağı üzere manyetik alan deseninin değiştiği ve bununla birlikte alansız bölge deseninin küçülmeye devam ettiği görülmektedir.

Tablo 4.5: 60° eğimli tasarımın COMSOL simülasyon problemlerinden elde edilen ölçüm sonuçları.

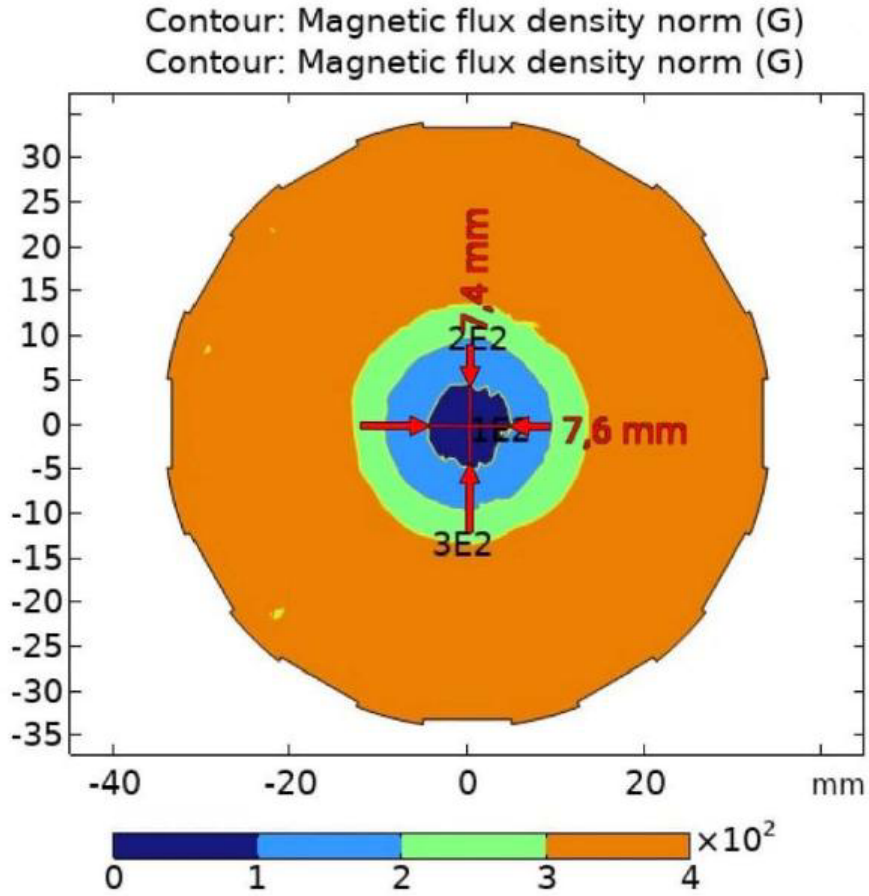
679	645	494	612	718	774	670	572	480
566	468	385	353	480	543	570	531	460
482	357	241	220	324	452	496	480	432
424	299	145	118	265	386	441	457	415
404	291	116	71	238	366	423	438	413
427	314	145	115	268	383	446	449	422
476	371	241	232	340	453	488	480	432
562	479	385	368	456	522	549	516	457
697	650	602	613	761	753	690	581	482

Simülasyon sonucu elde edilen manyetik akı yoğunluğunun x-y düzlemine göre görüntüsü Şekil 4.43'teki gibi oluşmuştur. Görüldüğü gibi burada da ortada yine elips şeklinde bir alansız bölge deseni meydana gelmiştir. Dikkat edilirse alansız bölge küçülmeye ve kaymaya devam etmiştir.



Şekil 4.43: Mıknatısların 60° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-y düzlemindeki 2D görüntüsü.

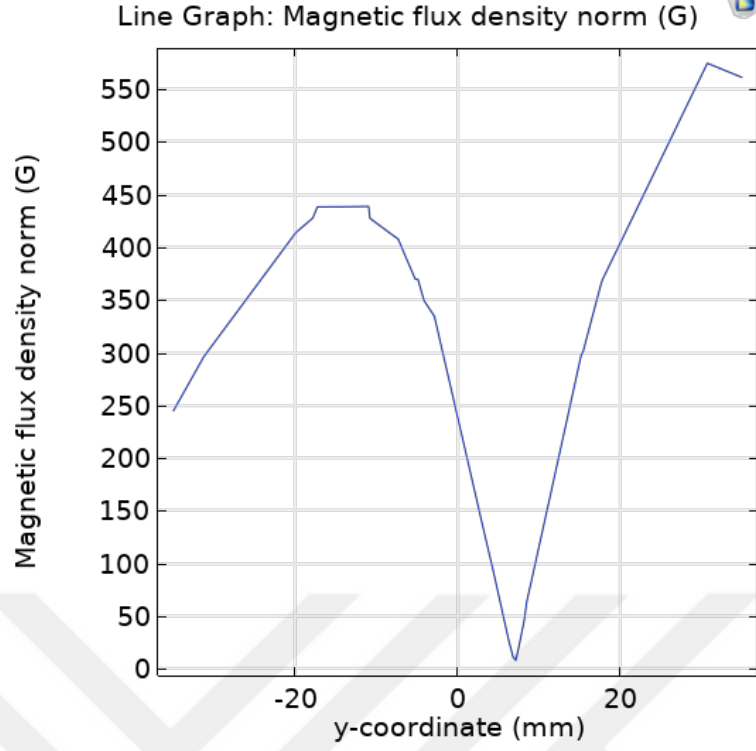
Simülasyon sonucu elde edilen manyetik akı yoğunluğunun x-z düzlemine göre görüntüsü Şekil 4.44'teki gibi oluşmuştur. Bu düzlemden bakıldığında ise ortada daire şekline benzer bir alansız bölge deseni meydana gelmiştir.



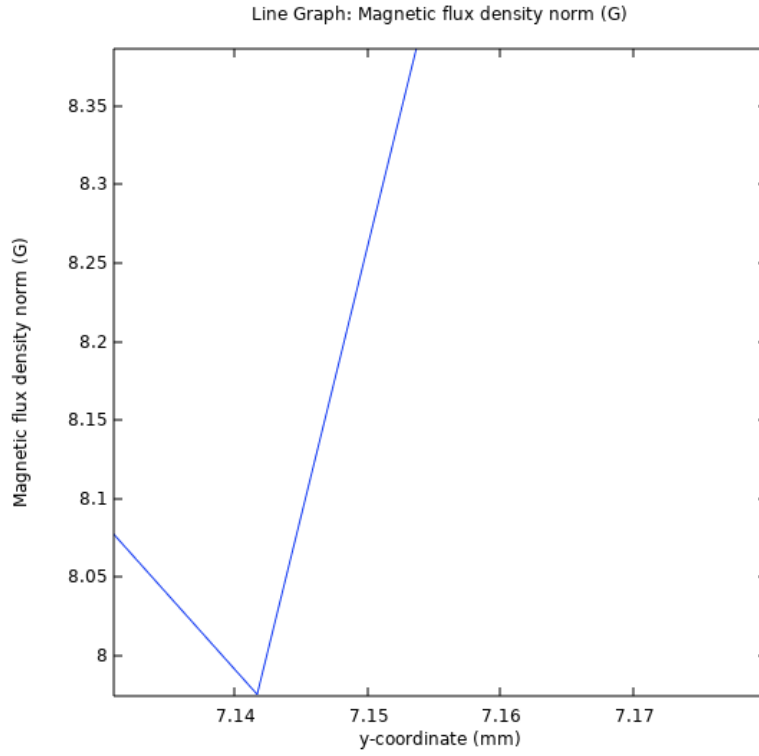
Şekil 4.44: Mıknatısların 60° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-z düzlemindeki 2D görüntüsü.

Sistemde oluşan manyetik akı yoğunluğunun y eksenine göre elde edilen çizgi grafiği Şekil 4.45'te görülmektedir. Grafikten de anlaşılacağı üzere alansız bölge artık y eksenin 0 noktasına denk gelmemektedir.

Şekil 4.46'da ise manyetik akı yoğunluğunun neredeyse sıfır olduğu noktasının, y eksenini tam olarak nerede kestiğini göstermektedir. Grafikte de görüyoruz ki artık 6,30 mm noktasında kesmemiştir. Eksen üzerinde kaymaya devam etmiştir. Bu tez çalışmasında, elde edilen bu nokta 7,14 olarak kabul edilmiştir.

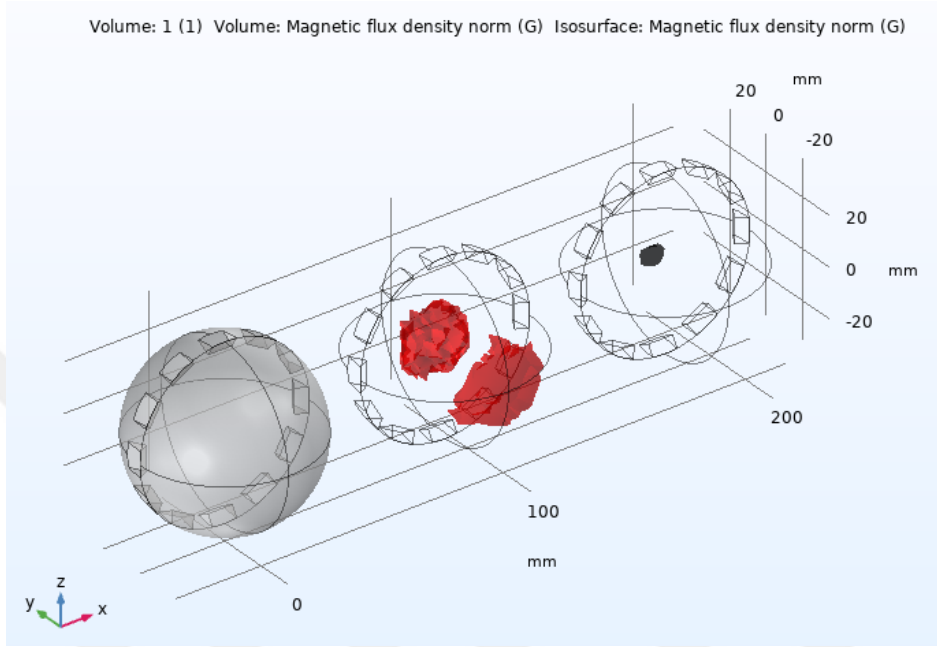


Şekil 4.45: Mıknatısların 60° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun y eksenine göre çizgi grafiği.



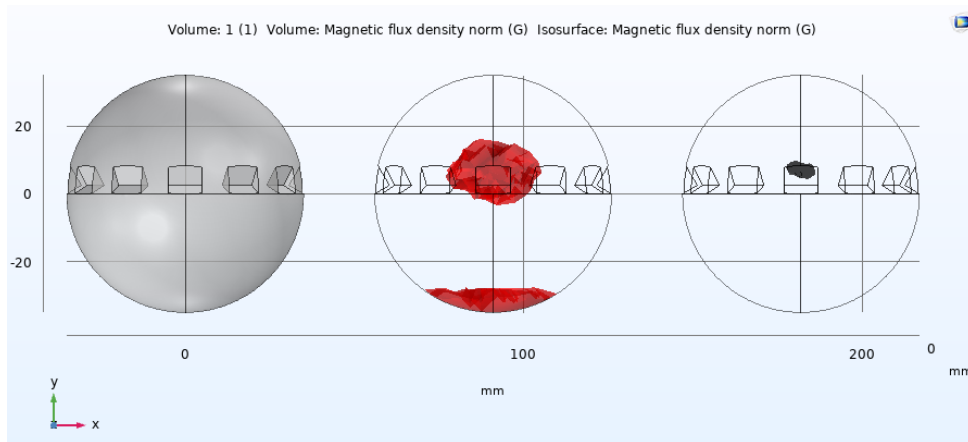
Şekil 4.46: Mıknatısların 60° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun y eksenini kestiği noktanın çizgi grafiği.

Sistemde oluşan manyetik akı yoğunluğuna ait hacmin z eksenine göre 3D görüntüsü Şekil 4.47’de gösterilmiştir. Görüldüğü üzere orta noktada siyah benek şeklinde gösterilen alanın manyetik gücü neredeyse sıfıra yakındır. Kırmızı bölge ise manyetik alan gradyanını göstermektedir.



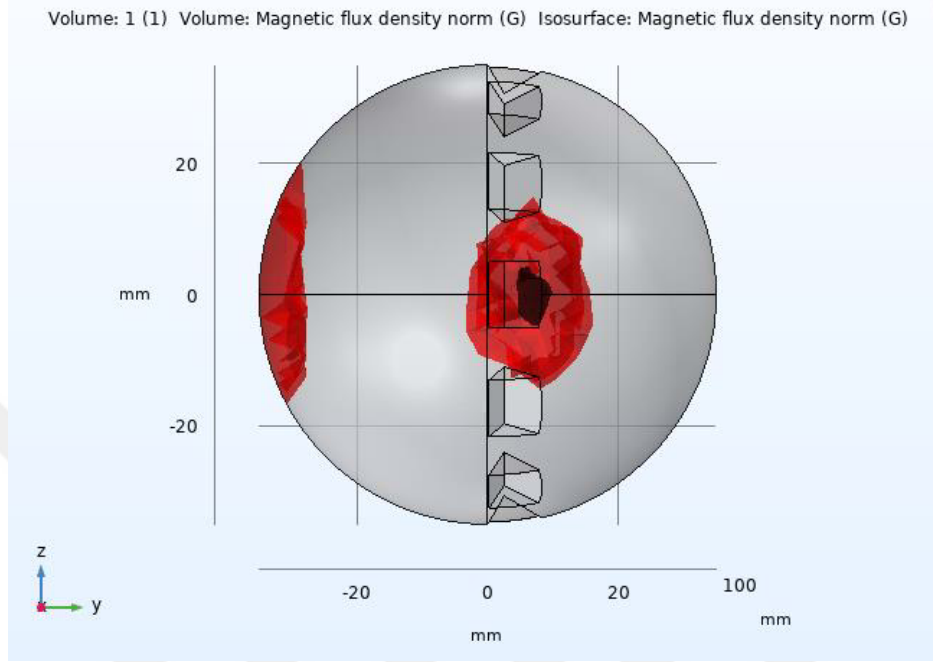
Şekil 4.47: Mıknatısların 60° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun z eksenine göre 3D görüntüsü.

Sistemde oluşan manyetik akı yoğunluğuna ait hacmin x-y düzlemine göre 3D görüntüsü Şekil 4.48’de gösterilmiştir.



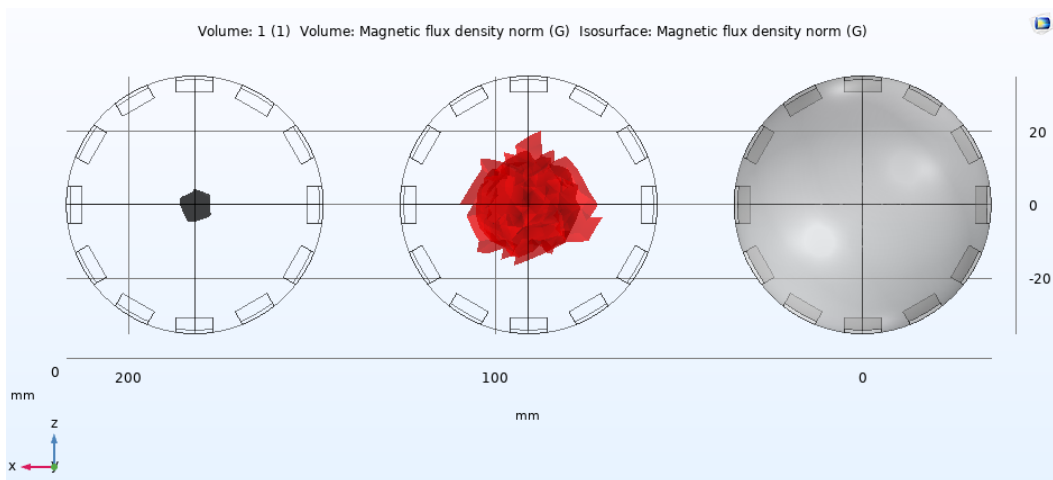
Şekil 4.48: Mıknatısların 60° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-y düzlemindeki 3D görüntüsü.

Sistemde oluşan manyetik akı yoğunluğuna ait hacmin y-z düzlemine göre 3D görüntüsü Şekil 4.49'da gösterilmiştir. Alansız bölgenin (siyah hacim) nerede oluştuğu bu düzlemden daha net anlaşılmaktadır. Manyetik alan deseninin kaydediği görülmektedir.



Şekil 4.49: Mıknatısların 60° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun y-z düzlemindeki 3D görüntüsü.

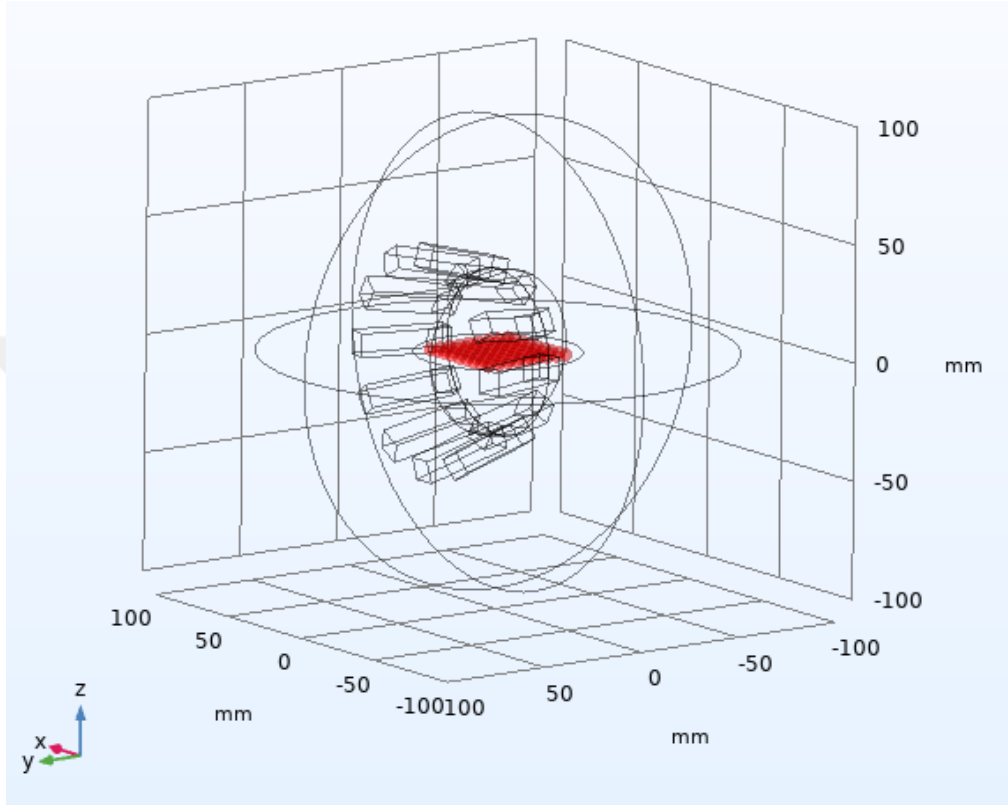
Sistemde oluşan manyetik akı yoğunluğuna ait hacmin x-z düzlemine göre 3D görüntüsü Şekil 4.50'de gösterilmiştir.



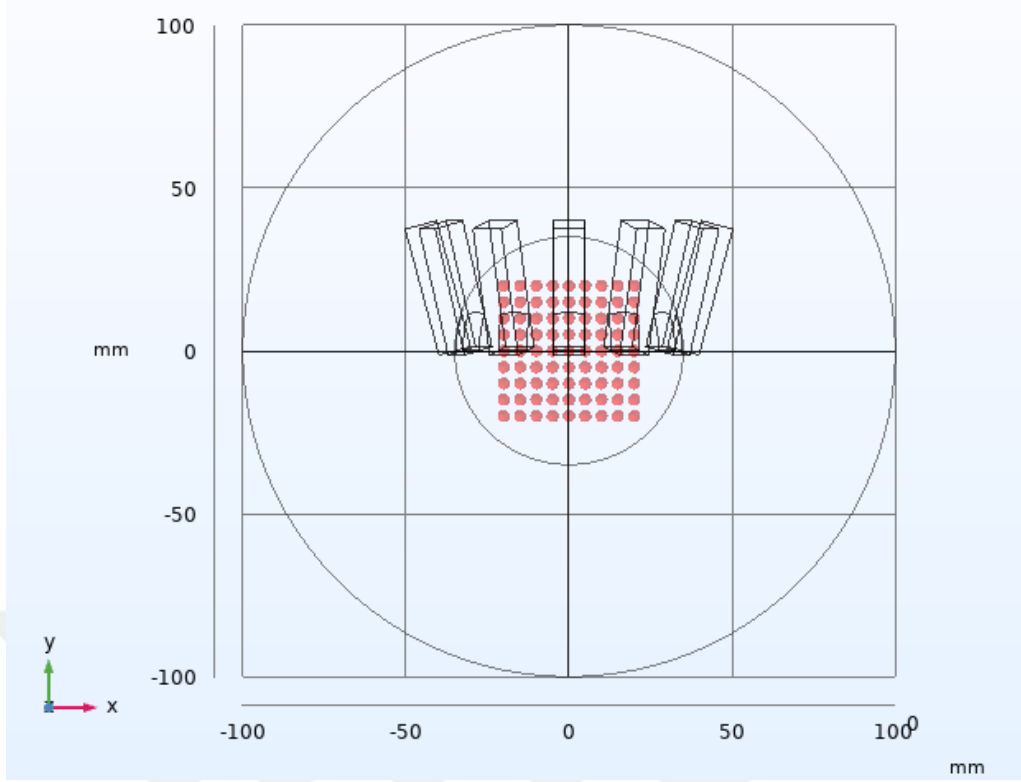
Şekil 4.50: Mıknatısların 60° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-z düzlemindeki 3D görüntüsü.

4.1.6 Mıknatısların 75° Eğimli Olduğu Modelin COMSOL Simülasyon Sonuçları

Kalıcı mıknatısların 75° ile konumlandırıldığı modelindeki ölçümlerin yapılabilmesi için 9x9 matris şeklindeki problemler Şekil 4.51 ve Şekil 4.52’de görüldüğü gibi 5 mm aralıklarla yerleştirilmiştir.



Şekil 4.51: Mıknatısların 75° eğimli olduğu tasarımdaki problemlerin z eksenine göre konumu.



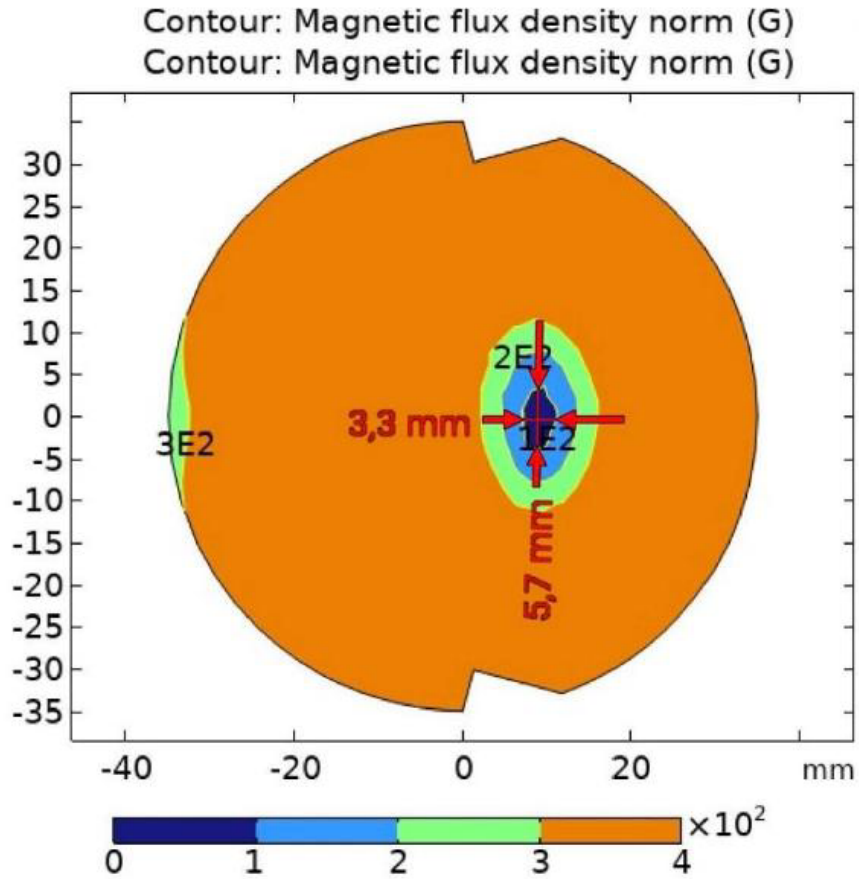
Şekil 4.52: Mıknatısların 75° eğimli olduğu tasarımdaki problemin x-y düzlemine göre konumu.

Simülasyondaki 9×9 matrisindeki problemlardan elde edilen manyetik akı yoğunluğu (B) değerleri Tablo 4.6'da gösterilmiştir. Kırmızı renk ile ifade edilen bölge manyetik akı yoğunluğunun 100 Gauss (G)'tan küçük olduğu bölgeleri yani FFR'yi, mavi renk ile ifade edilen bölge manyetik akı yoğunluğunun 100-200 Gauss (G) aralığındaki bölgeleri, yeşil renk ile ifade edilen bölge manyetik akı yoğunluğunun 200-300 Gauss (G) aralığındaki bölgeleri ve son olarak turuncu renk ile ifade edilen bölge manyetik akı yoğunluğunun 300 Gauss (G)'tan büyük olduğu bölgeleri ifade etmektedir. Tablo 4.6'dan da anlaşılacağı üzere manyetik alan deseninin değiştiği ve bununla birlikte alansız bölgenin merkezden dışa doğru kaymaya devam ettiği görülmektedir.

Tablo 4.6: 75° eğimli tasarımın COMSOL simülasyon problemlerinden elde edilen ölçüm sonuçları.

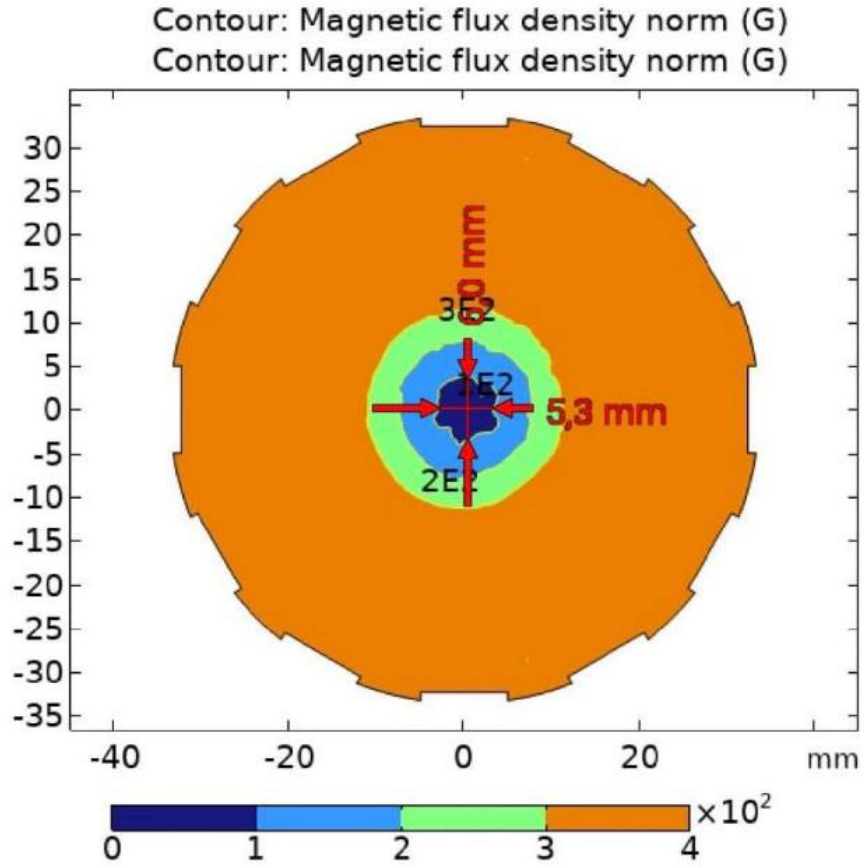
834	732	685	785	1030	911	798	662	525
671	539	435	492	616	710	682	604	509
522	369	258	322	443	580	603	562	493
478	294	133	230	409	537	557	537	479
461	253	40	189	380	490	567	521	473
481	299	129	207	386	495	540	524	475
554	389	256	316	494	579	589	555	488
671	525	437	488	612	680	674	618	514
827	741	695	765	918	923	811	629	532

Simülasyon sonucu elde edilen manyetik akı yoğunluğunun x-y düzlemine göre görüntüsü Şekil 4.53'teki gibi oluşmuştur. Görüldüğü gibi burada da ortada elips şeklinde artık daha küçük bir alansız bölge deseni meydana gelmiştir. Dikkat edilirse alansız bölge küçülmeye ve kaymaya devam etmiştir.



Şekil 4.53: Mıknatısların 75° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-y düzlemindeki 2D görüntüsü.

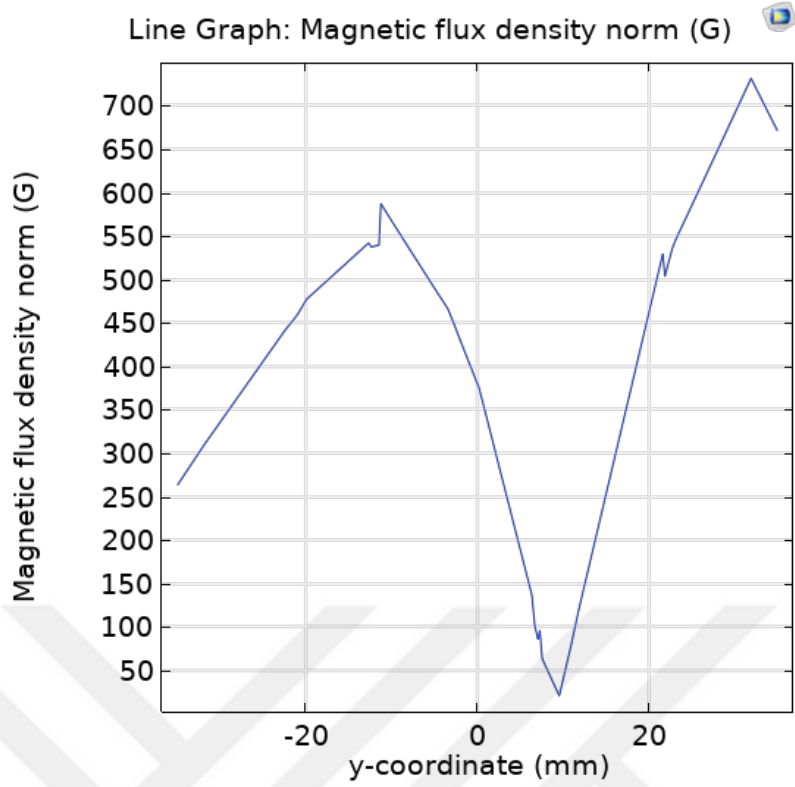
Simülasyon sonucu elde edilen manyetik akı yoğunluğunun x-z düzlemine göre görüntüsü Şekil 4.54'teki gibi oluşmuştur. Bu düzlemden bakıldığında ise ortada daire şekline benzer bir alansız bölge deseni meydana gelmiştir.



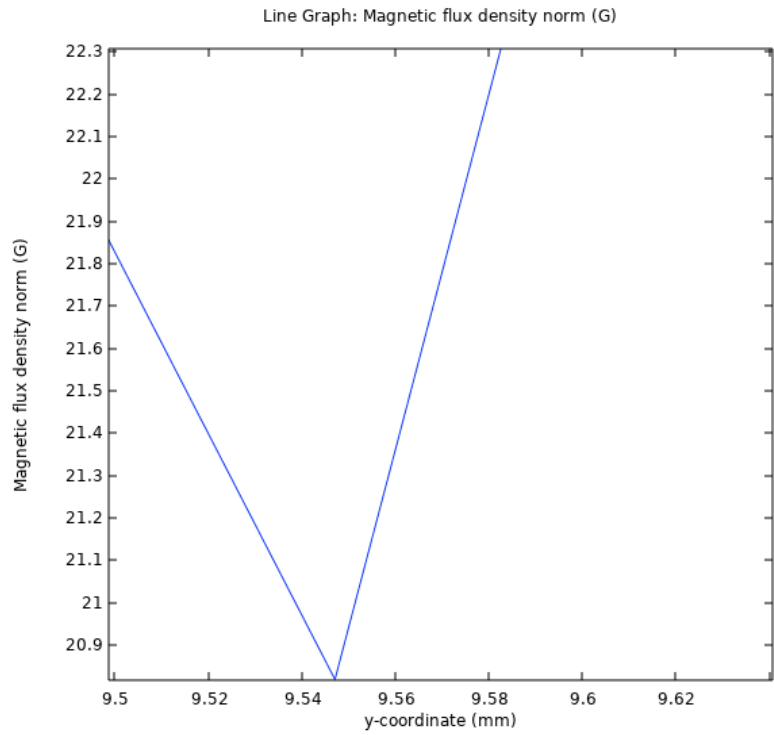
Şekil 4.54: Mıknatısların 75° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-z düzlemindeki 2D görüntüsü.

Sistemde oluşan manyetik akı yoğunluğunun y eksenine göre elde edilen çizgi grafiği Şekil 4.55'te görülmektedir. Grafikten de anlaşılacağı üzere alansız bölge artık y eksenin 0 noktasına denk gelmemektedir.

Şekil 4.56'da ise manyetik akı yoğunluğunun neredeyse sıfır olduğu noktasının, y eksenini tam olarak nerede kestiğini göstermektedir. Grafikte de görüyoruz ki artık 7,14 mm noktasında kesmemiştir. Eksen üzerinde kaymaya devam etmiştir. Bu tez çalışmasında, elde edilen bu nokta 9,54 olarak kabul edilmiştir.

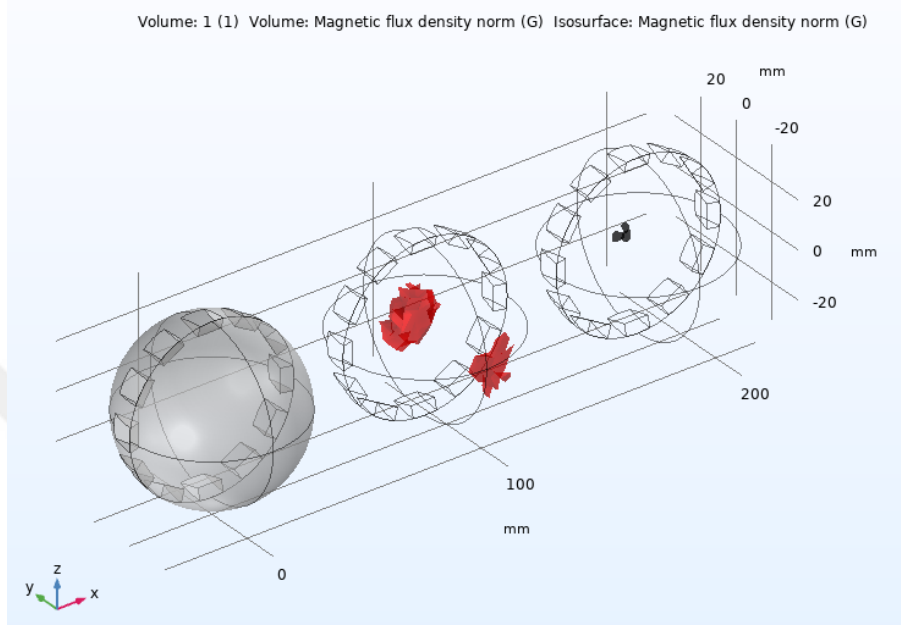


Şekil 4.55: Mıknatısların 75° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun y eksenine göre çizgi grafiği.



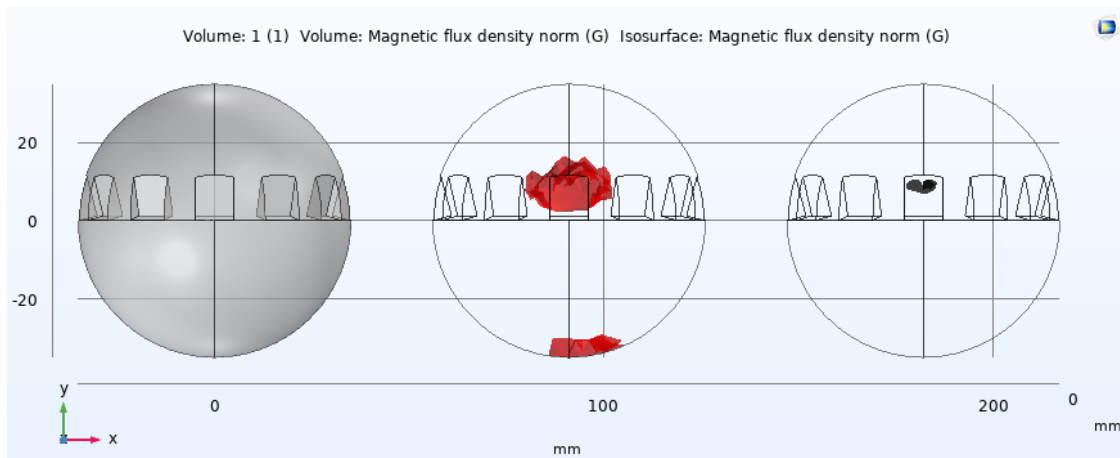
Şekil 4.56: Mıknatısların 75° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun y eksenini kestiği noktanın çizgi grafiği.

Sistemde oluşan manyetik akı yoğunluğuna ait hacmin z eksenine göre 3D görüntüsü Şekil 4.57’de gösterilmiştir. Görüldüğü üzere orta noktada siyah benek şeklinde gösterilen alanın manyetik gücü neredeyse sıfıra yakındır. Kırmızı bölge ise manyetik alan gradyanını göstermektedir.



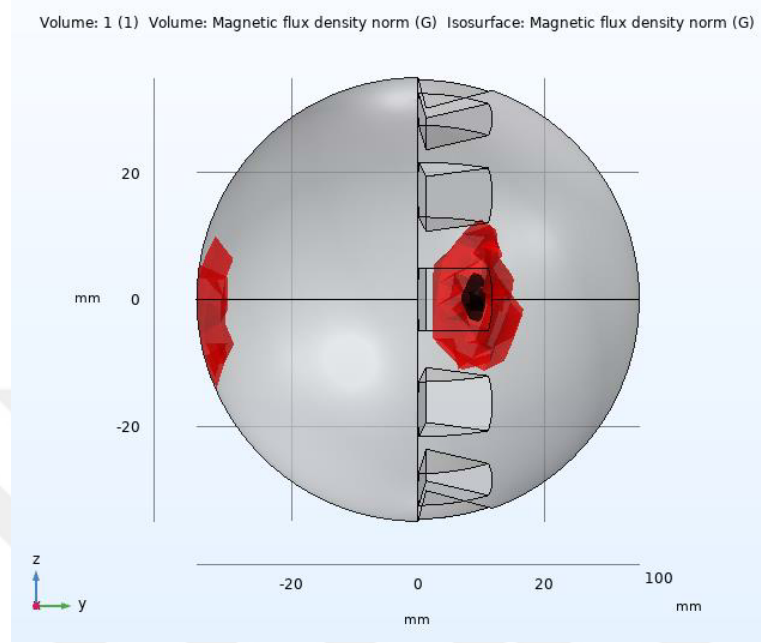
Şekil 4.57: Mıknatısların 75° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun z eksenine göre 3D görüntüsü.

Sistemde oluşan manyetik akı yoğunluğuna ait hacmin x-y düzlemine göre 3D görüntüsü Şekil 4.58’de gösterilmiştir.



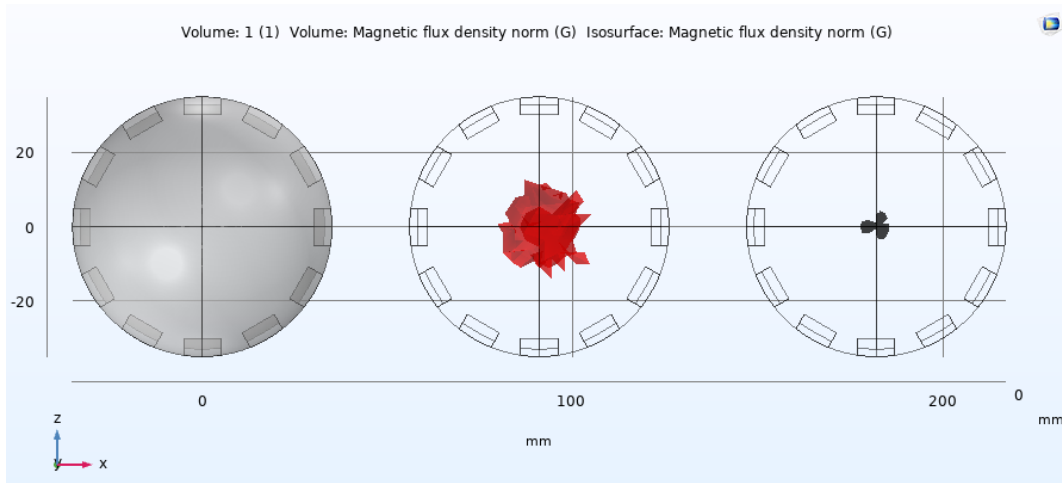
Şekil 4.58: Mıknatısların 75° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-y düzlemindeki 3D görüntüsü.

Sistemde oluşan manyetik akı yoğunluğuna ait hacmin y-z düzlemine göre 3D görüntüsü Şekil 4.59'da gösterilmiştir. Alansız bölgenin (siyah hacim) nerede oluştuğu bu düzlemden daha net anlaşılmaktadır. Manyetik alan deseninin kaydediği görülmektedir.



Şekil 4.59: Mıknatısların 75° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun y-z düzlemindeki 3D görüntüsü.

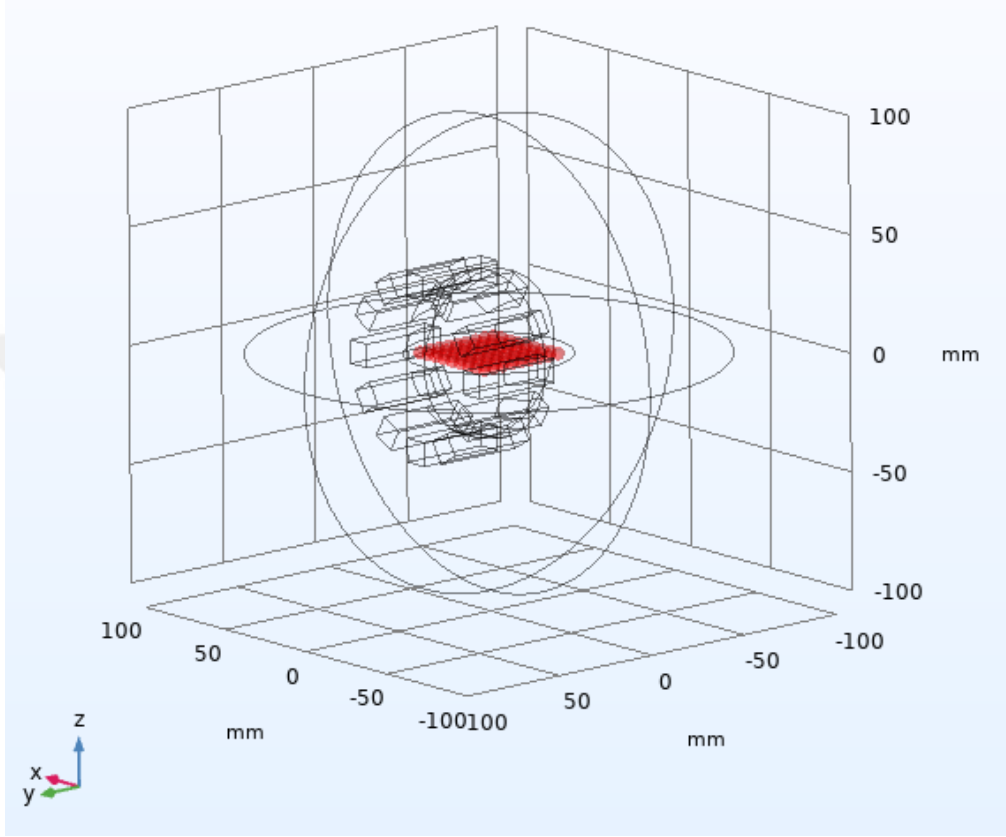
Sistemde oluşan manyetik akı yoğunluğuna ait hacmin x-z düzlemine göre 3D görüntüsü Şekil 4.60'ta gösterilmiştir.



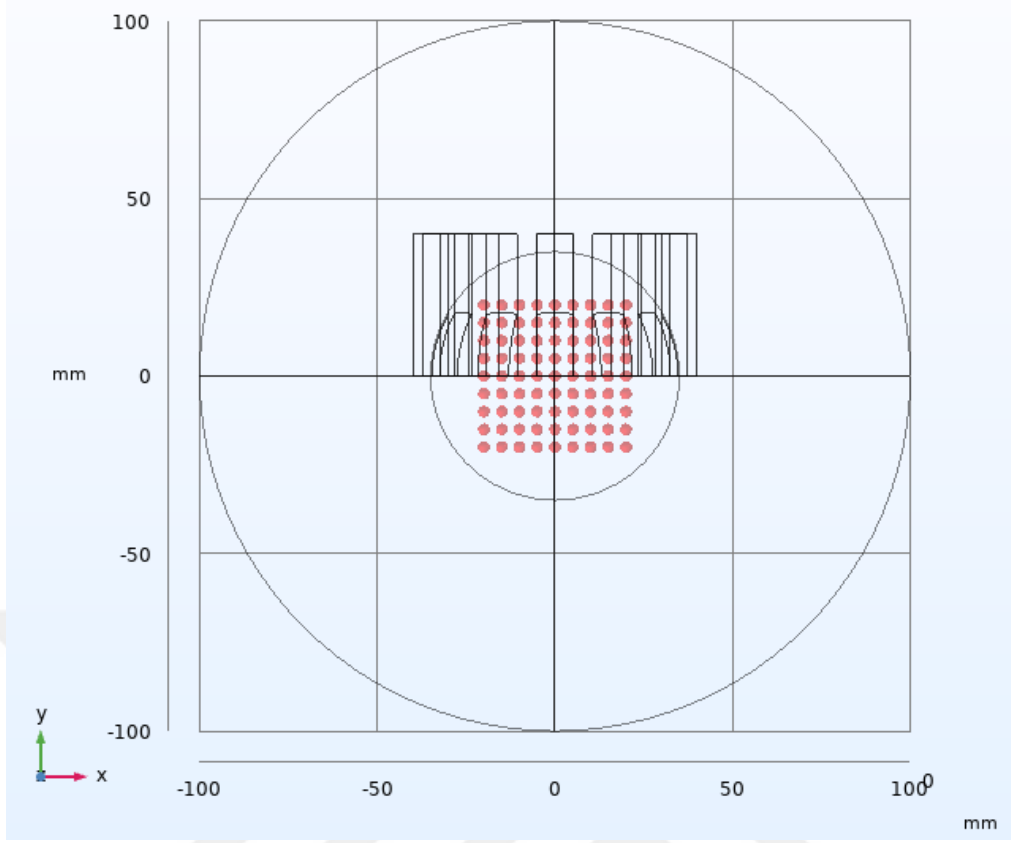
Şekil 4.60: Mıknatısların 75° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-z düzlemindeki 3D görüntüsü.

4.1.7 Mıknatısların 90° Eğimli Olduğu Modelin COMSOL Simülasyon Sonuçları

Kalıcı mıknatısların 90° ile konumlandırıldığı modelindeki ölçümlerin yapılabilmesi için 9x9 matris şeklindeki problemler Şekil 4.61 ve Şekil 4.62’de görüldüğü gibi 5 mm aralıklarla yerleştirilmiştir.



Şekil 4.61: Mıknatısların 90° eğimli olduğu tasarımdaki problemlerin z eksenine göre konumu.



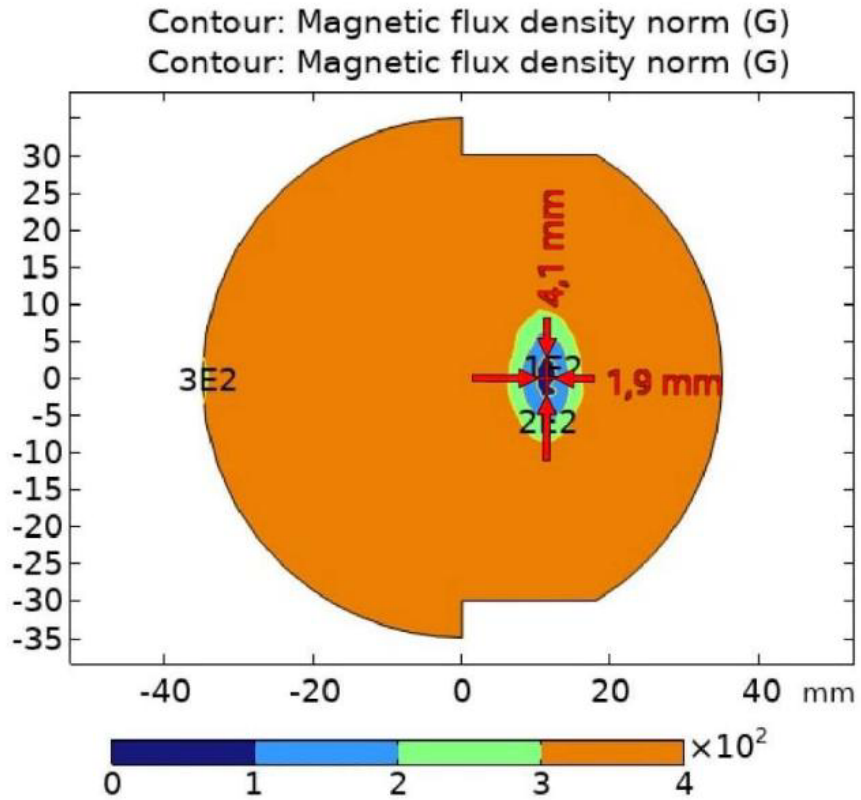
Şekil 4.62: Miknatısların 90° eğimli olduğu tasarımdaki problemin x-y düzlemine göre konumu.

Simülasyondaki 9×9 matrisindeki problemlerden elde edilen manyetik akı yoğunluğu (B) değerleri Tablo 4.7’de gösterilmiştir. Kırmızı renk ile ifade edilen bölge manyetik akı yoğunluğunun 100 Gauss (G)’tan küçük olduğu bölgeleri yani FFR’yi, mavi renk ile ifade edilen bölge manyetik akı yoğunluğunun 100-200 Gauss (G) aralığındaki bölgeleri, yeşil renk ile ifade edilen bölge manyetik akı yoğunluğunun 200-300 Gauss (G) aralığındaki bölgeleri ve son olarak turuncu renk ile ifade edilen bölge manyetik akı yoğunluğunun 300 Gauss (G)’tan büyük olduğu bölgeleri ifade etmektedir. Tablo 4.7’den de anlaşılacağı üzere manyetik alan deseninin değişmeye devam ettiği görülmektedir.

Tablo 4.7: 90° eğimli tasarımın COMSOL simülasyon problemlerinden elde edilen ölçüm sonuçları.

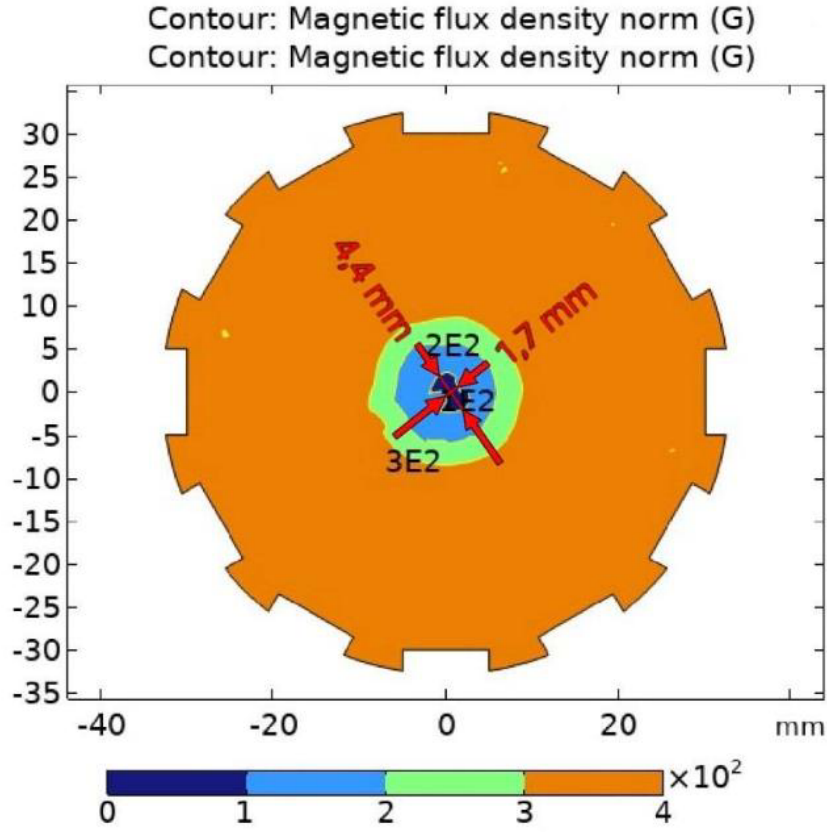
1107	941	1017	1104	1183	1155	980	774	604
847	597	575	778	873	946	814	705	592
644	415	353	533	666	768	751	675	571
560	287	182	417	614	696	741	662	556
531	226	76	370	566	624	613	610	567
563	289	181	402	599	675	720	662	568
659	403	333	515	693	785	763	682	576
834	612	596	714	910	910	850	693	585
1097	897	936	1156	1241	1080	970	771	599

Simülasyon sonucu elde edilen manyetik akı yoğunluğunun x-y düzlemine göre görüntüsü Şekil 4.63'teki gibi oluşmuştur. Görüldüğü gibi burada da ortada neredeyse elipse benzer bir şekilde alansız bölge deseni meydana gelmiştir. Dikkat edilirse alansız bölge küçülmeye ve kaymaya devam etmiştir.



Şekil 4.63: Mıknatısların 90° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-y düzlemindeki 2D görüntüsü.

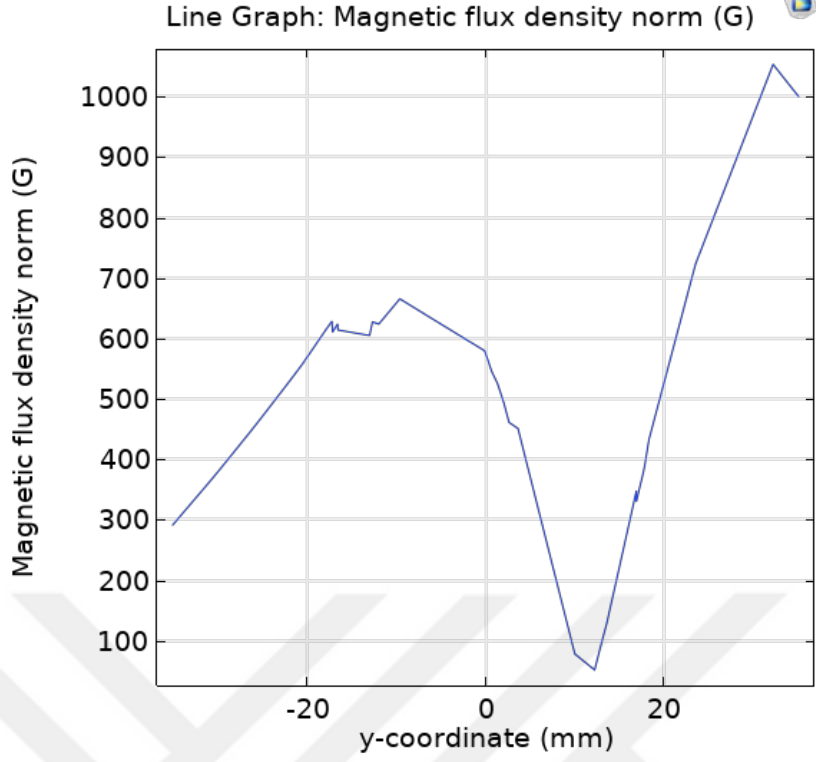
Simülasyon sonucu elde edilen manyetik akı yoğunluğunun x-z düzlemine göre görüntüsü Şekil 4.64'teki gibi oluşmuştur. Bu düzlemden bakıldığında ise ortada düzgün şekli olmayan bir alansız bölge deseni meydana gelmiştir.



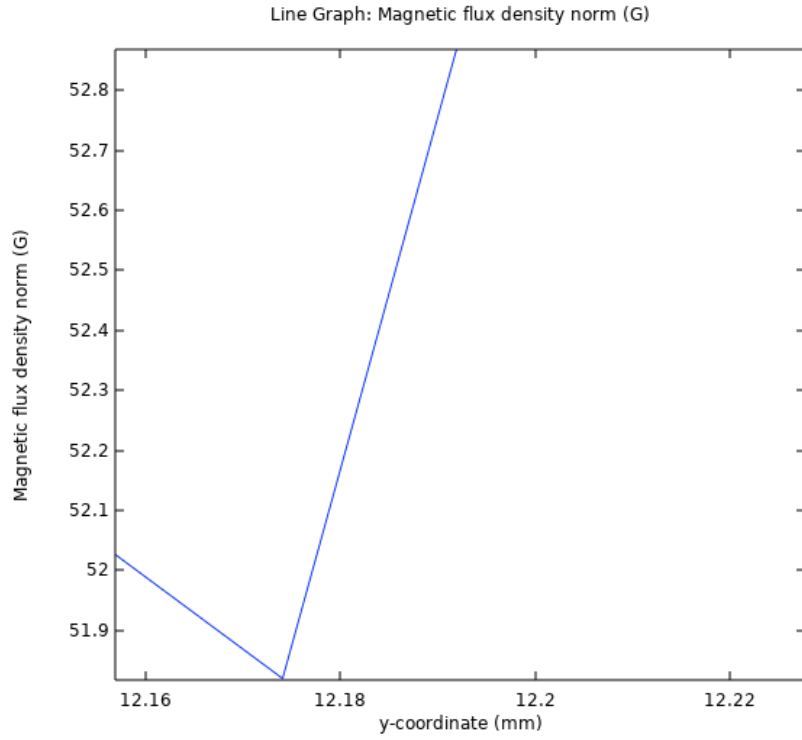
Şekil 4.64: Mıknatısların 90° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-z düzlemindeki 2D görüntüsü.

Sistemde oluşan manyetik akı yoğunluğunun y eksenine göre elde edilen çizgi grafiği Şekil 4.65'te görülmektedir. Grafikten de anlaşılacağı üzere alansız bölge artık y eksenin 0 noktasına denk gelmemektedir.

Şekil 4.66'da ise manyetik akı yoğunluğunun neredeyse sıfır olduğu noktasının, y eksenini tam olarak nerede kestiğini göstermektedir. Grafikte de görüyoruz ki artık 9,54 mm noktasında kesmemiştir. Eksen üzerinde kaymaya devam etmiştir. Bu tez çalışmasında, elde edilen bu nokta 12,16 olarak kabul edilmiştir.

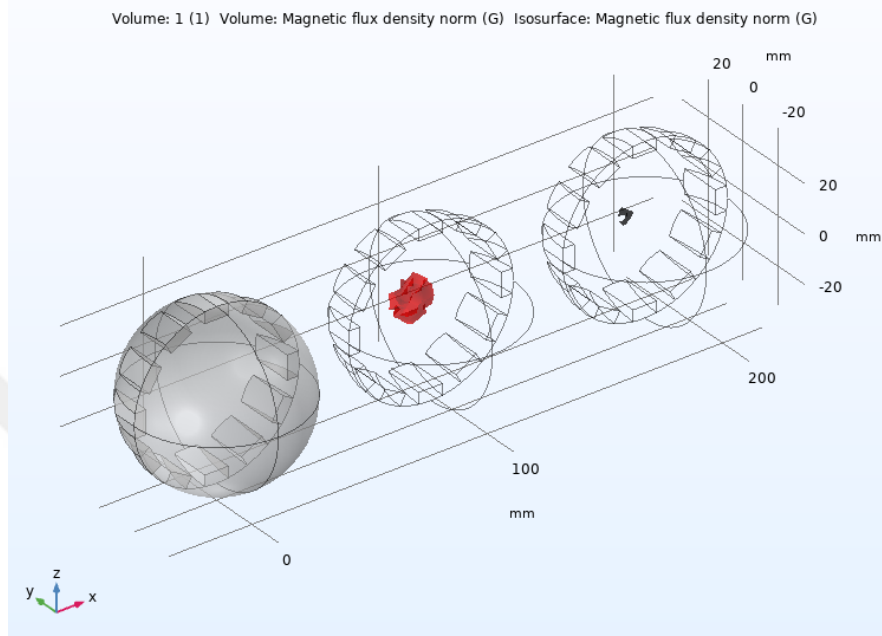


Şekil 4.65: Mıknatısların 90° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun y eksenine göre çizgi grafiği.



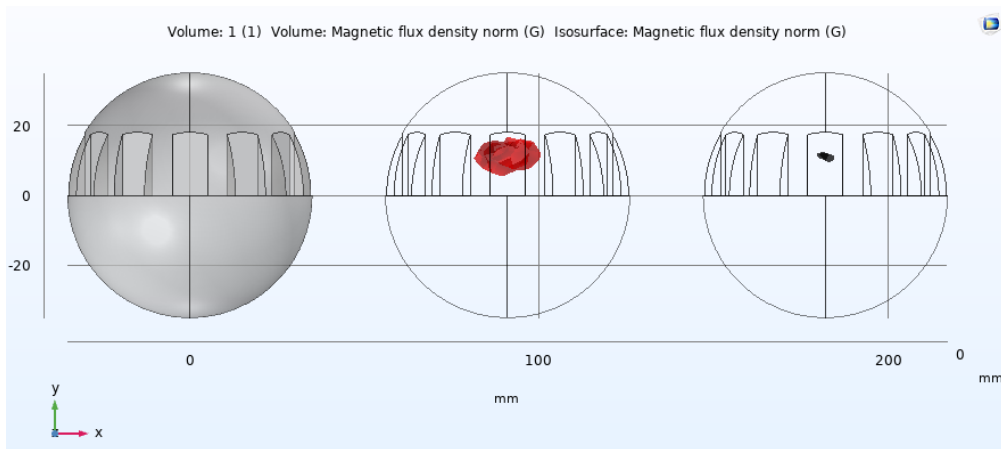
Şekil 4.66: Mıknatısların 90° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun y eksenini kestiği noktanın çizgi grafiği.

Sistemde oluşan manyetik akı yoğunluğuna ait hacmin z eksenine göre 3D görüntüsü Şekil 4.67’de gösterilmiştir. Görüldüğü üzere orta noktada siyah benek şeklinde gösterilen alanın manyetik gücü neredeyse sıfıra yakındır. Kırmızı bölge ise manyetik alan gradyanını göstermektedir.



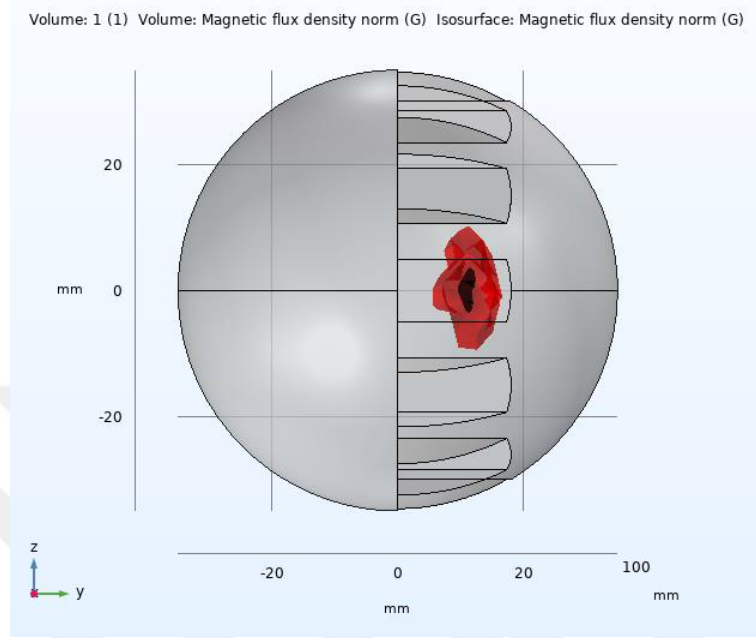
Şekil 4.67: Mıknatısların 90° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun z eksenine göre 3D görüntüsü.

Sistemde oluşan manyetik akı yoğunluğuna ait hacmin x-y düzlemine göre 3D görüntüsü Şekil 4.68’de gösterilmiştir.



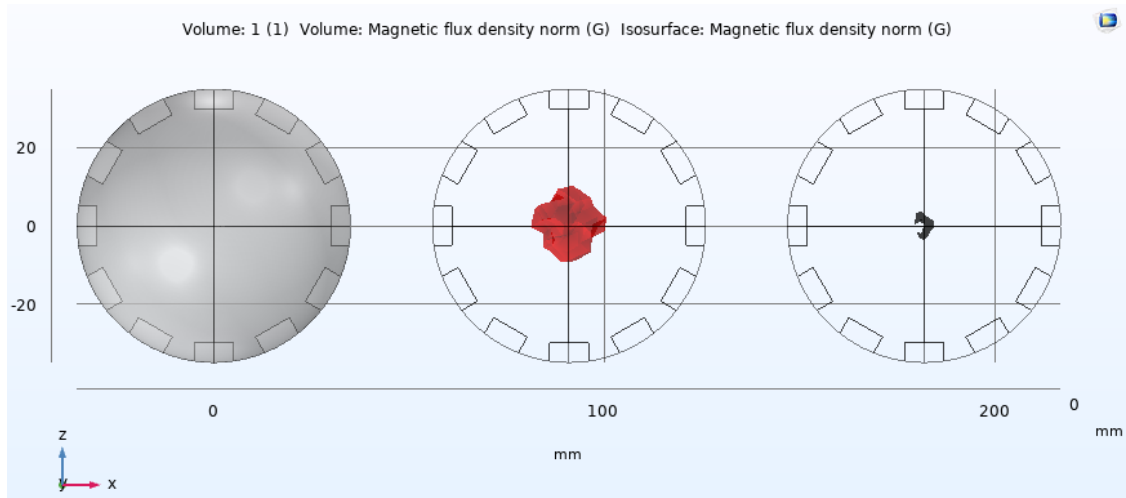
Şekil 4.68: Mıknatısların 90° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-y düzlemindeki 3D görüntüsü.

Sistemde oluşan manyetik akı yoğunluğuna ait hacmin y-z düzlemine göre 3D görüntüsü Şekil 4.69'da gösterilmiştir. Alansız bölgenin (siyah hacim) nerede oluştuğu bu düzlemden daha net anlaşılmaktadır. Manyetik alan deseninin kaydığı görülmektedir.



Şekil 4.69: Mıknatısların 90° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun y-z düzlemindeki 3D görüntüsü.

Sistemde oluşan manyetik akı yoğunluğuna ait hacmin x-z düzlemine göre 3D görüntüsü Şekil 4.70'te gösterilmiştir.



Şekil 4.70: Mıknatısların 90° eğimli olduğu tasarımdaki manyetik akı yoğunluğunun x-z düzlemindeki 3D görüntüsü.

4.2 Tasarlanan Modellerin Elde Edilen Gerçek Ölçüm Sonuçları

Manyetik akı yoğunluğu (B), Gaussmetre ile x, y ve z yönlerine ait manyetik akı yoğunluğu bileşenleri yani B_x , B_y ve B_z değerleri her bir nokta için ayrı ayrı ölçülerek yine aynı şekilde denklem (4.1)'de gösterildiği gibi hesaplanmıştır. Bu ölçümler tüm açılı konfigürasyonları için üçer defa tekrarlanarak ortalaması alınmıştır.

4.2.1 Mıknatısların 0° Eğimli Olduğu Modele Ait Gerçek Ölçüm Sonuçları

Oluşturulan 0° deney düzeneğinde milimetrik kâğıt ile belirlenen 9x9 matris geometrisindeki noktalardan alınan gaussmetre ölçüm sonuçları Tablo 4.8'de gösterilmiştir. Kırmızı ile gösterilen 4 adet nokta merkez bölgedeki 100 G ve altı FFR'yi temsil etmektedir.

Tablo 4.8: 0° eğimli tasarımın gaussmetre ile elde edilen gerçek ölçüm sonuçları.

457	496	505	450	401	474	493	486	461
406	386	350	309	250	307	370	406	403
363	346	294	209	152	205	280	342	354
339	311	253	158	71	140	256	317	335
335	299	221	99	11	123	223	294	323
337	310	245	143	65	150	244	309	337
363	352	288	202	147	204	275	341	345
389	405	362	295	234	298	382	407	402
447	489	495	442	420	444	478	501	448

4.2.2 Mıknatısların 15° Eğimli Olduğu Modele Ait Gerçek Ölçüm Sonuçları

Oluşturulan 15° deney düzeneğinde milimetrik kâğıt ile belirlenen 9x9 matris geometrisindeki noktalardan alınan gaussmetre ölçüm sonuçları Tablo 4.9'da gösterilmiştir. Kırmızı ile gösterilen 3 adet nokta merkez bölgedeki 100 G ve altı FFR'yi temsil etmektedir.

Tablo 4.9: 15° eğimli tasarımın gaussmetre ile elde edilen gerçek ölçüm sonuçları.

485	483	488	445	433	478	507	482	443
432	409	340	270	263	323	404	418	404
389	327	254	176	154	244	328	362	360
340	298	214	117	88	189	271	328	342
344	281	209	133	44	173	271	365	333
336	297	217	115	82	182	269	332	337
372	364	266	180	160	231	328	352	359
419	399	341	274	264	299	385	410	400
492	511	490	444	437	491	518	506	443

4.2.3 Mıknatısların 30° Eğimli Olduğu Modele Ait Gerçek Ölçüm Sonuçları

Oluşturulan 30° deney düzeneğinde milimetrik kâğıt ile belirlenen 9x9 matris geometrisindeki noktalardan alınan gaussmetre ölçüm sonuçları Tablo 4.10'da gösterilmiştir. Kırmızı ile gösterilen 4 adet nokta merkez bölgedeki 100 G ve altı FFR'yi temsil etmektedir.

Tablo 4.10: 30° eğimli tasarımın gaussmetre ile elde edilen gerçek ölçüm sonuçları.

540	533	512	448	502	543	543	496	438
451	431	338	274	298	381	425	425	399
403	356	254	168	191	279	355	376	376
360	292	190	85	117	234	323	354	349
361	285	178	51	88	217	292	366	345
358	287	196	85	118	233	323	346	343
375	338	252	172	186	279	353	372	369
448	429	341	275	296	386	431	428	406
533	540	515	503	474	517	540	492	437

4.2.4 Mıknatısların 45° Eğimli Olduğu Modele Ait Gerçek Ölçüm Sonuçları

Oluşturulan 45° deney düzeneğinde milimetrik kâğıt ile belirlenen 9x9 matris geometrisindeki noktalardan alınan gaussmetre ölçüm sonuçları Tablo 4.11'de gösterilmiştir. Kırmızı ile gösterilen 3 adet nokta 100 G ve altı FFR'yi temsil etmektedir. FFR merkez bölgesinin eksen boyunca kaydığı görülmektedir.

Tablo 4.11: 45° eğimli tasarımın gaussmetre ile elde edilen gerçek ölçüm sonuçları.

598	583	550	558	631	604	608	531	452
498	434	353	293	339	447	478	478	429
437	357	237	176	254	370	391	400	390
371	314	176	74	173	262	369	390	376
409	304	146	21	157	279	358	423	361
387	327	178	72	194	302	371	392	381
437	365	236	186	242	354	410	413	396
498	430	355	291	343	417	488	467	417
588	606	523	535	572	654	597	540	453

4.2.5 Miknatısların 60° Eğimli Olduğu Modele Ait Gerçek Ölçüm Sonuçları

Oluşturulan 60° deney düzeneğinde milimetrik kâğıt ile belirlenen 9x9 matris geometrisindeki noktalardan alınan gaussmetre ölçüm sonuçları Tablo 4.12’de gösterilmiştir. Kırmızı ile gösterilen 1 adet nokta 100 G ve altı FFR’yi temsil etmektedir. FFR merkez bölgesinin eksen boyunca kaydığı görülmektedir.

Tablo 4.12: 60° eğimli tasarımın gaussmetre ile elde edilen gerçek ölçüm sonuçları.

676	649	492	612	714	778	669	575	481
568	470	380	356	480	545	575	530	455
487	359	241	225	326	455	494	485	435
419	302	145	121	269	389	440	462	411
403	292	120	66	237	366	421	443	409
431	311	144	117	264	381	449	450	419
473	369	239	228	345	448	489	483	437
557	483	382	371	451	520	547	518	461
698	655	601	614	757	754	687	583	477

4.2.6 Miknatısların 75° Eğimli Olduğu Modele Ait Gerçek Ölçüm Sonuçları

Oluşturulan 75° deney düzeneğinde milimetrik kâğıt ile belirlenen 9x9 matris geometrisindeki noktalardan alınan gaussmetre ölçüm sonuçları Tablo 4.13’te gösterilmiştir. Kırmızı ile gösterilen 1 adet nokta 100 G ve altı FFR’yi temsil etmektedir. FFR merkez bölgesinin eksen boyunca kaydığı görülmektedir.

Tablo 4.13: 75° eğimli tasarımın gaussmetre ile elde edilen gerçek ölçüm sonuçları.

833	731	688	789	1025	909	797	666	527
673	534	438	490	612	705	681	603	507
526	372	256	322	448	585	598	560	493
478	289	134	225	413	541	555	533	478
460	249	38	194	375	492	563	525	472
478	301	130	202	386	491	540	522	473
556	392	258	317	489	579	591	555	490
666	521	434	486	609	675	679	619	517
829	742	696	762	917	918	806	625	536

4.2.7 Mıknatısların 90° Eğimli Olduğu Modele Ait Gerçek Ölçüm Sonuçları

Oluşturulan 90° deney düzeneğinde milimetrik kâğıt ile belirlenen 9x9 matris geometrisindeki noktalardan alınan gaussmetre ölçüm sonuçları Tablo 4.14’te gösterilmiştir. Kırmızı ile gösterilen 1 adet nokta 100 G ve altı FFR’yi temsil etmektedir. FFR merkez bölgesinin eksen boyunca kaydığı görülmektedir.

Tablo 4.14: 90° eğimli tasarımın gaussmetre ile elde edilen gerçek ölçüm sonuçları.

1112	945	1012	1099	1184	1151	985	769	605
849	595	580	774	877	949	814	706	588
645	411	355	532	664	765	752	672	567
564	291	183	415	618	699	741	659	555
526	224	79	375	561	620	608	609	568
561	357	184	403	598	677	721	667	563
664	406	338	510	693	790	759	683	577
839	609	594	719	907	906	849	698	583
1097	902	933	1154	1240	1080	971	775	594

5. SONUÇLAR VE TARTIŞMA

Manyetik hipertermi (MH), kanser tedavisinde umut verici bir yöntemdir. Bu yöntem, yüksek frekansa sahip alternatif manyetik alana (AMF) maruz bırakılan manyetik nanopartiküllerin (MNP'ler) ürettiği ısıyı kullanarak kanser hücrelerini yok etmeyi amaçlamaktadır. Manyetik hipertermi tedavisinin kullanıldığı kanserli bölgenin çevresinde sağlıklı doku bulunur. Tedavi sırasında manyetik nanoparçacıklar doku sıvıları aracılığıyla kanserli bölgelerin yakınındaki sağlıklı dokulara taşınır. Kanserli bölgede hipertermik etki oluşturmak ve tümör çevresindeki sağlıklı dokuları korumak için çalışma alanında sağlıklı dokular üzerinde statik manyetik alan gradyanı ve tümör bölgesine statik manyetik alansız bölge uygulanmalıdır. Kanserli bölgeye denk gelen FFR (Manyetik Alansız Bölge) frekanslı manyetik alanın nanoparçacıkları titreştirip hedef bölgenin ısısının artmasına olanak tanır. FFR etrafındaki yüksek genlikli statik manyetik alan gradyanı sağlıklı dokuların üstüne denk getirilmelidir. Böylece nanoparçacıklar istenmeyen şekilde sağlıklı bölgeye geçmesi durumunda statik manyetik alan frekanslı manyetik alanın etkisini bloklayarak o bölgede ısınmanın önüne geçer. Elektromıknatıs veya kalıcı mıknatısları içeren sistemler FFR ve statik manyetik alan gradyanı oluşturmak için kullanılabilir. İki kalıcı mıknatıs kenarlarda güçlü manyetik alan gradyanları ve merkezde alansız bir bölge (FFR) üretir.

Halbach dizisi, dizinin bir tarafındaki manyetik alanı artıran ve diğer taraftaki manyetik alanı sifıra yakın bir düzeye kadar zayıflatan, kalıcı mıknatıslardan oluşan özel bir düzenlemedir. Bu özel yapı, bir mıknatısın etrafındaki manyetik alandan çok farklıdır. Güçlü bir manyetik alanın tek taraflı etkisi nedeniyle Halbach dizilerinin uygulama kapsamı çok geniştir. Yapılan literatür taramasına göre özel mıknatıs dizilimlerinden dairesel Halbach dizileri ara bölgede FFR oluşturmaya rağmen manyetik hipertermi tedavisinde kullanılabilirliği daha önce araştırılmamıştır. Böylelikle bu çalışmanın amacı, biyomedikal uygulamalarda kullanılan manyetik alan jeneratörlerinin ürettiği manyetik alan değerlerini azaltmak veya sınırlamak için dairesel Halbach dizileri tarafından üretilen manyetik alan desenlerini oluşturmak ve analiz etmektir.

Bu tez çalışmasında, 35 mm yarıçapında bir kürenin ekvatoru boyunca 10 mm, 10 mm, 40 mm'lik 12 adet Neodmiyum mıknatıs zemine göre 0°'den 90°'ye kadar 15°'lik atlamalarla konumlandırılarak simülasyon ve deney ortamında oluşturulan dairesel Halbach dizileri ile çalışma alanında manyetik alan desenleri oluşturulmuştur. COMSOL Multiphysics

simülasyon programı kullanılarak çalışma alanındaki manyetik alan deseni çizgisel (1D), yüzeysel (2D) ve hacimsel (3D) grafikler ve prob matris ölçümleriyle analiz edilmiştir. Ayrıca simülasyon ortamında elde edilen ölçüm sonuçları ile ara bölgede FFR ve FFR'yi saran manyetik alan gradyanları incelenmiştir. Daha sonra kurulan deney düzenekleriyle gaussmetre ölçümleri alınarak ara bölgedeki manyetik alan deseni ortaya çıkarılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre, açı değeri değiştirilerek ara bölgede oluşturulan FFR merkez noktasının bir eksen boyunca ilerlediği ve hacminin değiştiği gözlemlenmiştir. Simülasyon ortamında oluşturulan Halbach dairesel dizisinin açısının değiştirilmesinin manyetik alan numuneleri üzerindeki etkisi ölçülmüş ve ölçüm sonuçları laboratuvar ortamında elde edilen tasarımlarla karşılaştırılmıştır.

COMSOL Multiphysics simülasyon programında konumlandırılan problar yardımıyla x, y ve z yönlerine ait manyetik akı yoğunluğu bileşenleri yani B_x , B_y ve B_z değerleri her bir nokta için ayrı ayrı bulunarak manyetik akı yoğunluğu (B) hesaplanmıştır.

Aynı şekilde 0° 'den 90° 'ye kadar olan 15° 'lik atlamalarla 3D yazıcıda üretilen 7 adet gerçek deney düzeneğindeki grafik kâğıdı üzerinde belirlenen 9×9 matris geometrisinin 5mm aralıklı noktalarından gaussmetre yardımıyla x, y ve z yönlerine ait manyetik akı yoğunluğu bileşenleri yani B_x , B_y ve B_z değerleri her bir nokta için ayrı ayrı ölçülerek manyetik akı yoğunluğu (B) hesaplanmıştır.

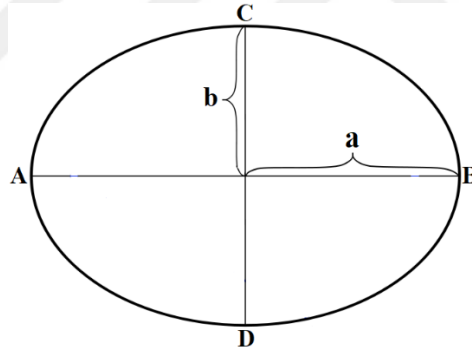
Elde edilen simülasyon sonuçları ve deney düzeneği ölçümleri Tablo 5.1'de verilmiştir. Buna göre 0-100G arasındaki manyetik alansız bölgenin (FFR'nin) ve benzer şekilde 100-200G ile 200-300G arasındaki bölgelerin küçüldüğü, buna karşılık 300G ve üstü bölgenin ise büyüdüğü görülmektedir. Ayrıca açı değeri arttıkça manyetik alan deseninin değiştiği ve bununla birlikte manyetik alansız bölgenin (FFR'nin) merkezden dışa doğru kaydığı ve bu kaymanın devam ettiği görülmüştür.

Tablo 5.1: Farklı açılardaki gerçek deney düzeneklerinden elde edilen FFR yüzey alanının x-y düzlemindeki değişimi ile COMSOL simülasyonundan elde edilen FFR merkez noktasının y eksenindeki kayma miktarı.

	Deney Düzeneği				Simülasyon
	0-100 G (Kırmızı Bölge Kare Sayısı)	100-200 G (Mavi Bölge Kare Sayısı)	200-300 G (Yeşil Bölge Kare Sayısı)	300 G ve üstü (Turuncu Bölge Kare Sayısı)	FFR Merkezi (y ekseninde)
0°	4	7	20	50	y=0 mm
15°	3	10	18	50	y=1,86 mm
30°	4	9	15	53	y=3,74 mm
45°	3	8	8	62	y=6,30 mm
60°	1	5	8	67	y=7,14 mm
75°	1	3	6	71	y=9,54 mm
90°	1	2	2	76	y=12,16 mm

Simülasyonda elde edilen x-y düzlemi kesitinde 0-100G aralığındaki bölge geometrik olarak elipse benzemektedir. Şekil 5.1’de görüldüğü üzere bir elipsin yüzey alanı a, b ile belirtilen büyük ve küçük yarıçapları kullanılarak denklem (5.1)’deki gibi hesaplanmaktadır.

$$\text{Alan} = \pi ab \quad (5.1)$$



Şekil 5.1: Elipsin büyük (a) ve küçük (b) yarıçaplarının gösterimi.

Tablo 5.2’de gösterildiği gibi 0 dereceden 90 dereceye FFR’nin hem dikey çapı, hem yatay çapı hem de yüzey alanının küçüldüğü görülmektedir. Yüzey alanının 59,462 mm²’den 6,118 mm²’ye düştüğü gözlemlenmiştir.

Tablo 5.2: Simülasyonda elde edilen FFR'nin x-y düzlemine göre yüzey alanı.

Simülasyonda 0-100 Gauss Bölgesi, x-y Düzlem Kesiti			
	FFR Dikey Çap (mm)	FFR Yatay Çap (mm)	FFR Yüzey Alanı (mm ²)
0°	11,3	6,7	59,462
15°	11,7	6,1	56,053
30°	10,4	6,0	49,008
45°	9,7	5,2	39,615
60°	7,3	4,1	23,507
75°	5,7	3,3	16,326
90°	4,1	1,9	6,118

Tablo 5.3'te gösterildiği gibi 0 dereceden 90 dereceye FFR'nin hem dikey çapı, hem yatay çapı hem de yüzey alanının küçüldüğü görülmektedir. Yüzey alanının 71,628 mm²'den 5,875 mm²'ye düştüğü gözlemlenmiştir.

Tablo 5.3: Simülasyonda elde edilen FFR'nin x-z düzlemine göre yüzey alanı.

Simülasyonda 0-100 Gauss Bölgesi, x-z Düzlem Kesiti			
	FFR Dikey Çap (mm)	FFR Yatay Çap (mm)	FFR Yüzey Alanı (mm ²)
0°	9,5	9,6	71,628
15°	11,6	11,6	105,683
30°	9,7	10,4	79,231
45°	9,3	8,7	63,547
60°	7,4	7,6	44,171
75°	6,0	5,3	24,976
90°	4,4	1,7	5,875

Dairesel Halbach dizileri kullanılarak ortaya çıkarılan manyetik alan desenlerinin yeni nesil manyetik hipertermi tedavisi için uygulanabilir olduğu ortaya çıkarılmıştır. FFR için genellikle 2'li ve 4'lü mıknatıs kullanımına alternatif olarak bu çalışmada dairesel Halbach dizilerinin kullanımı ilk defa ele alınmıştır. Bu tezde kullanılan 12'li mıknatıs dizisi 35 mm yarıçaplı bir küre içinde çalışma imkânı sağlamaktadır. Bu da in vivo (canlı) ve in vitro (cansız) manyetik hipertermi deneyleri için deney tüpü ve kobay hayvanları kullanıldığında uygun bir hacim oluşturmaktadır.

Gelecek uygulamaları için FFR merkez noktası, uzaydaki hacmi ve hedef nesne boyunca hareket ettirilmesi konuları yeni mıknatıs konfigürasyonlarıyla araştırma konusu yapılabilir.

6. KAYNAKLAR

- Al-Jamal, K. T., Bai, J., Wang, J. T.-W., Protti, A., Southern, P., Bogart, L., Heidari, H., Li, X., Cakebread, A., Asker, D., Al-Jamal, W. T., Shah, A., Bals, S., Sosabowski, J., & Pankhurst, Q. A. (2016). Magnetic Drug Targeting: Preclinical in Vivo Studies, Mathematical Modeling, and Extrapolation to Humans. *Nano Letters*, *16*(9), 5652–5660.
- Al Faraj, A., Shaik, A. S., Shaik, A. P., & Al Sayed, B. (2014). Enhanced magnetic delivery of superparamagnetic iron oxide nanoparticles to the lung monitored using noninvasive MR. *Journal of Nanoparticle Research*, *16*(10), 2667.
- Alagiri, M., Muthamizhchelvan, C., & Ponnusamy, S. (2011). Structural and magnetic properties of iron, cobalt and nickel nanoparticles. *Synthetic Metals*, *161*(15–16), 1776–1780.
- Altanerova, U., Babincova, M., Babinec, P., Benejova, K., Jakubecova, J., Altanerova, V., Zduriencikova, M., Repiska, V., & Altaner, C. (2017). Human mesenchymal stem cell-derived iron oxide exosomes allow targeted ablation of tumor cells via magnetic hyperthermia. *International Journal of Nanomedicine*, *Volume 12*, 7923–7936.
- Anselmo, A. C., & Mitragotri, S. (2014). An overview of clinical and commercial impact of drug delivery systems. *Journal of Controlled Release*, *190*, 15–28.
- Bae, Y. H., & Park, K. (2011). Targeted drug delivery to tumors: Myths, reality and possibility. *Journal of Controlled Release*, *153*(3), 198–205.
- Barnsley, L. C., Carugo, D., Owen, J., & Stride, E. (2015). Halbach arrays consisting of cubic elements optimised for high field gradients in magnetic drug targeting applications. *Physics in Medicine and Biology*, *60*(21), 8303–8327.
- Barnsley, L. C., Carugo, D., & Stride, E. (2016). Optimized shapes of magnetic arrays for drug targeting applications. *Journal of Physics D: Applied Physics*, *49*(22), 225501.
- Basel, M., Balivada, Wang, Shrestha, Seo, Pyle, Ayabaweera, Dani, Koper, Tamura, Chikan, Bossmann, & Troyer. (2012). Cell-delivered magnetic nanoparticles caused hyperthermia-mediated increased survival in a murine pancreatic cancer model. *International Journal of Nanomedicine*, 297.

- Baun, O., & Blümler, P. (2017). Permanent magnet system to guide superparamagnetic particles. *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, 439, 294–304.
- Blümler, P. (2021). Magnetic Guiding with Permanent Magnets: Concept, Realization and Applications to Nanoparticles and Cells. *Cells*, 10(10), 2708.
- Blümler, P. (2016). Proposal for a permanent magnet system with a constant gradient mechanically adjustable in direction and strength. *Concepts in Magnetic Resonance Part B: Magnetic Resonance Engineering*, 46(1), 41–48.
- Cao, Q., Fan, Q., Chen, Q., Liu, C., Han, X., & Li, L. (2020). Recent advances in manipulation of micro- and nano-objects with magnetic fields at small scales. *Materials Horizons*, 7(3), 638–666.
- Corot, C., Robert, P., Idee, J., & Port, M. (2006). Recent advances in iron oxide nanocrystal technology for medical imaging. *Advanced Drug Delivery Reviews*, 58(14), 1471–1504.
- Depalo, N., Iacobazzi, R. M., Valente, G., Arduino, I., Villa, S., Canepa, F., Laquintana, V., Fanizza, E., Striccoli, M., Cutrignelli, A., Lopodota, A., Porcelli, L., Azzariti, A., Franco, M., Curri, M. L., & Denora, N. (2017). Sorafenib delivery nanoplatform based on superparamagnetic iron oxide nanoparticles magnetically targets hepatocellular carcinoma. *Nano Research*, 10(7), 2431–2448.
- Dobson, J. (2006). Magnetic nanoparticles for drug delivery. *Drug Development Research*, 67(1), 55–60.
- Erdoğan, A. (2018). Kanser Tanı ve Tedavisinde Manyetik Nanopartiküller. *Natural and Applied Sciences Journal*, 1(1), 23–30.
- Gilchrist, R. K., Medal, R., Shorey, W. D., Hanselman, R. C., Parrott, J. C., & Taylor, C. B. (1957). Selective Inductive Heating of Lymph Nodes. *Annals of Surgery*, 146(4), 596–606.
- Gleich, B., & Weizenecker, J. (2005). Tomographic imaging using the nonlinear response of magnetic particles. *Nature*, 435(7046), 1214–1217.
- Guisasola, E., Baeza, A., Talelli, M., Arcos, D., Moros, M., de la Fuente, J. M., & Vallet-Regí, M. (2015). Magnetic-Responsive Release Controlled by Hot Spot Effect. *Langmuir*, 31(46), 12777–12782.

- Guisasola, E., Vallet-Regí, M., & Baeza, A. (2018). Magnetically responsive polymers for drug delivery applications. In *Stimuli Responsive Polymeric Nanocarriers for Drug Delivery Applications, Volume 1* (pp. 143–168). Elsevier.
- Häfeli, U. O., Gilmour, K., Zhou, A., Lee, S., & Hayden, M. E. (2007). Modeling of magnetic bandages for drug targeting: Button vs. Halbach arrays. *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, 311(1), 323–329.
- Hainfeld, J., & Huang. (2013). Intravenous magnetic nanoparticle cancer hyperthermia. *International Journal of Nanomedicine*, 2521.
- Halbach, K. (1980). Design of permanent multipole magnets with oriented rare earth cobalt material. *Nuclear Instruments and Methods*, 169(1), 1–10.
- Hayden, M. E., & Häfeli, U. O. (2006). ‘Magnetic bandages’ for targeted delivery of therapeutic agents. *Journal of Physics: Condensed Matter*, 18(38), S2877–S2891.
- Hedayatnasab, Z., Abnisa, F., & Daud, W. M. A. W. (2017). Review on magnetic nanoparticles for magnetic nanofluid hyperthermia application. *Materials & Design*, 123, 174–196.
- Herea, D.-D., Labusca, L., Radu, E., Chiriac, H., Grigoras, M., Panzaru, O. D., & Lupu, N. (2019). Human adipose-derived stem cells loaded with drug-coated magnetic nanoparticles for in-vitro tumor cells targeting. *Materials Science and Engineering: C*, 94, 666–676.
- Herz, S., Vogel, P., Dietrich, P., Kampf, T., Rückert, M. A., Kickuth, R., Behr, V. C., & Bley, T. A. (2018). Magnetic Particle Imaging Guided Real-Time Percutaneous Transluminal Angioplasty in a Phantom Model. *CardioVascular and Interventional Radiology*, 41(7), 1100–1105.
- Irfan, M., Mercan Dogan, O., Dogan, N., & Bingolbali, A. (2022). Selection field generation using permanent magnets and electromagnets for a magnetic particle imaging scanner. *Alexandria Engineering Journal*, 61(10), 7685–7696.
- Kallumadil, M., Tada, M., Nakagawa, T., Abe, M., Southern, P., & Pankhurst, Q. A. (2009). Corrigendum to “Suitability of commercial colloids for magnetic hyperthermia” [J. Magn. Magn. Mater. 321 (2009) 1509–1513]. *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, 321(21), 3650–3651.

- Kayal, S., Bandyopadhyay, D., Mandal, T. K., & Ramanujan, R. V. (2011). The flow of magnetic nanoparticles in magnetic drug targeting. *RSC Advances*, *1*(2), 238.
- Knopp, T., Sattel, T. F., & Buzug, T. M. (2012). Efficient Magnetic Gradient Field Generation With Arbitrary Axial Displacement for Magnetic Particle Imaging. *IEEE Magnetics Letters*, *3*, 6500104–6500104.
- Kobayashi, T. (2011). Cancer hyperthermia using magnetic nanoparticles. *Biotechnology Journal*, *6*(11), 1342–1347.
- Krzyminiewski, R., Dobosz, B., Schroeder, G., & Kurczewska, J. (2017). The principles of a new method, MNF-3D, for concentration of magnetic particles in three-dimensional space. *Measurement*, *112*, 137–140.
- Küçükdermenci, S. (2021). Analysis of field free region formed by parametric positioning of a magnet pair for targeted magnetic hyperthermia. *Kuwait Journal of Science*.
- Küçükdermenci, S. (2022). Investigation of field free region formed by dual Halbach array for focused magnetic hyperthermia. *Journal of Electrical Engineering*, *73*(2), 152–157.
- Kumada, M., Fujisawa, T., Hirao, Y., Endo, M., Aoki, M., Kohda, T., Bolshakova, I., & Holyaka, R. (n.d.). Development of 4 tesla permanent magnet. *PACS2001. Proceedings of the 2001 Particle Accelerator Conference (Cat. No.01CH37268)*, *5*, 3221–3223.
- Kumar, B. N. P., Puvvada, N., Rajput, S., Sarkar, S., Das, S. K., Emdad, L., Sarkar, D., Venkatesan, P., Pal, I., Dey, G., Konar, S., Brunt, K. R., Rao, R. R., Mazumdar, A., Kundu, S. C., Pathak, A., Fisher, P. B., & Mandal, M. (2015). Sequential release of drugs from hollow manganese ferrite nanocarriers for breast cancer therapy. *Journal of Materials Chemistry B*, *3*(1), 90–101.
- Laurent, S., Dutz, S., Häfeli, U. O., & Mahmoudi, M. (2011). Magnetic fluid hyperthermia: Focus on superparamagnetic iron oxide nanoparticles. *Advances in Colloid and Interface Science*, *166*(1–2), 8–23.
- Lee, H., Yoon, T.-J., Figueiredo, J.-L., Swirski, F. K., & Weissleder, R. (2009). Rapid detection and profiling of cancer cells in fine-needle aspirates. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, *106*(30), 12459–12464.

- Lee, N., & Hyeon, T. (2012). Designed synthesis of uniformly sized iron oxide nanoparticles for efficient magnetic resonance imaging contrast agents. *Chem. Soc. Rev.*, *41*(7), 2575–2589.
- Leupold, H. A., Potenziani, E., & Tilak, A. S. (1993). Adjustable multi-tesla permanent magnet field sources. *IEEE Transactions on Magnetics*, *29*(6), 2902–2904.
- Li, G., Sun, S., Wilson, R. J., White, R. L., Pourmand, N., & Wang, S. X. (2006). Spin valve sensors for ultrasensitive detection of superparamagnetic nanoparticles for biological applications. *Sensors and Actuators A: Physical*, *126*(1), 98–106.
- Liu, J. F., Jang, B., Issadore, D., & Tsourkas, A. (2019). Use of magnetic fields and nanoparticles to trigger drug release and improve tumor targeting. *WIREs Nanomedicine and Nanobiotechnology*, *11*(6).
- Liu, Y.-L., Li, D.-W., He, J., Xie, X.-Z., Chen, D., Yan, E.-K., Ye, Y.-J., & Yin, D.-C. (2018). A periodic magnetic field as a special environment for scientific research created by rotating permanent magnet pairs. *Review of Scientific Instruments*, *89*(10).
- Ma, M., Zhang, Y., Shen, X., Xie, J., Li, Y., & Gu, N. (2015). Targeted inductive heating of nanomagnets by a combination of alternating current (AC) and static magnetic fields. *Nano Research*, *8*(2), 600–610.
- Mahoney, A. W., & Abbott, J. J. (2014). Generating Rotating Magnetic Fields With a Single Permanent Magnet for Propulsion of Untethered Magnetic Devices in a Lumen. *IEEE Transactions on Robotics*, *30*(2), 411–420.
- Marie, H., Lemaire, L., Franconi, F., Lajnef, S., Frapart, Y., Nicolas, V., Frébourg, G., Trichet, M., Ménager, C., & Lesieur, S. (2015). Superparamagnetic Liposomes for MRI Monitoring and External Magnetic Field-Induced Selective Targeting of Malignant Brain Tumors. *Advanced Functional Materials*, *25*(8), 1258–1269.
- Mondal, S., Manivasagan, P., Bharathiraja, S., Santha Moorthy, M., Nguyen, V., Kim, H., Nam, S., Lee, K., & Oh, J. (2017). Hydroxyapatite Coated Iron Oxide Nanoparticles: A Promising Nanomaterial for Magnetic Hyperthermia Cancer Treatment. *Nanomaterials*, *7*(12), 426.

- Moros, M., Idiago-López, J., Asín, L., Moreno-Antolín, E., Beola, L., Grazú, V., Fratila, R. M., Gutiérrez, L., & de la Fuente, J. M. (2019). Triggering antitumoural drug release and gene expression by magnetic hyperthermia. *Advanced Drug Delivery Reviews*, *138*, 326–343.
- Munoz, F., Alici, G., & Li, W. (2016). A Magnetically Actuated Drug Delivery System for Robotic Endoscopic Capsules. *Journal of Medical Devices*, *10*(1).
- Pankhurst, Q. A., Connolly, J., Jones, S. K., & Dobson, J. (2003). Applications of magnetic nanoparticles in biomedicine. *Journal of Physics D: Applied Physics*, *36*(13), R167–R181.
- Périgo, E. A., Hemery, G., Sandre, O., Ortega, D., Garaio, E., Plazaola, F., & Teran, F. J. (2015). Fundamentals and advances in magnetic hyperthermia. *Applied Physics Reviews*, *2*(4), 041302.
- Riedinger, A., Guardia, P., Curcio, A., Garcia, M. A., Cingolani, R., Manna, L., & Pellegrino, T. (2013). Subnanometer Local Temperature Probing and Remotely Controlled Drug Release Based on Azo-Functionalized Iron Oxide Nanoparticles. *Nano Letters*, *13*(6), 2399–2406.
- Riegler, J., Lau, K. D., Garcia-Prieto, A., Price, A. N., Richards, T., Pankhurst, Q. A., & Lythgoe, M. F. (2011). Magnetic cell delivery for peripheral arterial disease: A theoretical framework. *Medical Physics*, *38*(7), 3932–3943.
- Rühle, B., Datz, S., Argyo, C., Bein, T., & Zink, J. I. (2016). A molecular nanocap activated by superparamagnetic heating for externally stimulated cargo release. *Chemical Communications*, *52*(9), 1843–1846.
- Rui Huang, Jianpei Zhou, & Gyu-Tak Kim. (2008). Minimization Design of Normal Force in Synchronous Permanent Magnet Planar Motor With Halbach Array. *IEEE Transactions on Magnetics*, *44*(6), 1526–1529.
- Sebastian, A. R., Ryu, S. H., Ko, H. M., & Kim, S. H. (2019). Design and Control of Field-Free Region Using Two Permanent Magnets for Selective Magnetic Hyperthermia. *IEEE Access*, *7*, 96094–96104.

- Sensenig, R., Sapir, Y., MacDonald, C., Cohen, S., & Polyak, B. (2012). Magnetic nanoparticle-based approaches to locally target therapy and enhance tissue regeneration in vivo. *Nanomedicine*, 7(9), 1425–1442.
- Shakeri-Zadeh, A., Khoei, S., Shiran, M.-B., Sharifi, A. M., & Khoei, S. (2015). Synergistic effects of magnetic drug targeting using a newly developed nanocapsule and tumor irradiation by ultrasound on CT26 tumors in BALB/c mice. *Journal of Materials Chemistry B*, 3(9), 1879–1887.
- Shapiro, B., Dormer, K., Rutel, I. B., Häfeli, U., Schütt, W., & Zborowski, M. (2010). A Two-Magnet System to Push Therapeutic Nanoparticles. 77–88.
- Shen, W.-B., Anastasiadis, P., Nguyen, B., Yarnell, D., Yarowsky, P. J., Frenkel, V., & Fishman, P. S. (2017). Magnetic Enhancement of Stem Cell–Targeted Delivery into the Brain Following MR-Guided Focused Ultrasound for Opening the Blood–Brain Barrier. *Cell Transplantation*, 26(7), 1235–1246.
- Singh, R., & Lillard, J. W. (2009). Nanoparticle-based targeted drug delivery. *Experimental and Molecular Pathology*, 86(3), 215–223.
- Skiedraite, I., Dragasius, E., & Diliunas, S. (2018). Modelling of Halbach Array Based Targeting Part of a Magnetic Drug Delivery Device. *Mechanics*, 23(6).
- Sliker, L., Ciuti, G., Rentschler, M., & Menciassi, A. (2015). Magnetically driven medical devices: a review. *Expert Review of Medical Devices*, 12(6), 737–752.
- Sun, C., Lee, J. S. H., & Zhang, M. (2008). Magnetic nanoparticles in MR imaging and drug delivery. *Advanced Drug Delivery Reviews*, 60(11), 1252–1265.
- Sun, Y., Zheng, Y., Ran, H., Zhou, Y., Shen, H., Chen, Y., Chen, H., Krupka, T. M., Li, A., Li, P., Wang, Z., & Wang, Z. (2012). Superparamagnetic PLGA-iron oxide microcapsules for dual-modality US/MR imaging and high intensity focused US breast cancer ablation. *Biomaterials*, 33(24), 5854–5864.
- Talebloo, N., Gudi, M., Robertson, N., & Wang, P. (2020). Magnetic Particle Imaging: Current Applications in Biomedical Research. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 51(6), 1659–1668.

- Taşçı, T. O. (2006). *Focused RF Ablation Using Magnetic Fluids* (Yüksek Lisans Tezi). Yükseköğretim Kurulu Ulusal Tez Merkezi veri tabanından erişildi (Tez No. 180654). Bilkent University, Ankara.
- Tay, Z. W., Chandrasekharan, P., Chiu-Lam, A., Hensley, D. W., Dhavalikar, R., Zhou, X. Y., Yu, E. Y., Goodwill, P. W., Zheng, B., Rinaldi, C., & Conolly, S. M. (2018). Magnetic Particle Imaging-Guided Heating in Vivo Using Gradient Fields for Arbitrary Localization of Magnetic Hyperthermia Therapy. *ACS Nano*, *12*(4), 3699–3713.
- Tipler, P. A., & Mosca, G. (2007). *Physics for Scientists and Engineers* (Issue Bag. 133), Macmillan Learning Publishers Ltd., United Kingdom.
- Tonyushkin, A. (2017). Single-Sided Field-Free Line Generator Magnet for Multi-Dimensional Magnetic Particle Imaging. *IEEE Transactions on Magnetics*, *53*(9), 1–6.
- Vogel, P., Markert, J., Rückert, M. A., Herz, S., Keßler, B., Dremel, K., Althoff, D., Weber, M., Buzug, T. M., Bley, T. A., Kullmann, W. H., Hanke, R., Zabler, S., & Behr, V. C. (2019). Magnetic Particle Imaging meets Computed Tomography: first simultaneous imaging. *Scientific Reports*, *9*(1), 12627.
- Yang, Z., & Zhang, L. (2020). Magnetic Actuation Systems for Miniature Robots: A Review. *Advanced Intelligent Systems*, *2*(9).
- You, L., Liu, X., Fang, Z., Xu, Q., & Zhang, Q. (2019). Synthesis of multifunctional Fe₃O₄@PLGA-PEG nano-niosomes as a targeting carrier for treatment of cervical cancer. *Materials Science and Engineering: C*, *94*, 291–302.