

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



**BİYOMEDİKAL UYGULAMALARDA KULLANILAN MANYETİK  
ALAN ÜRETEÇLERİ İÇİN EKLANLAMA TASARIMI**

**NECDET ÖZKAN**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Jüri Üyeleri :** Doç. Dr. Serhat KÜÇÜKDERMENCİ (Tez Danışmanı)  
Dr. Öğr. Üyesi Esin KARPAT  
Dr. Öğr. Üyesi Erdem İLTEN

**BALIKESİR, TEMMUZ - 2023**

## **ETİK BEYAN**

Balıkesir Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak tarafımda hazırlanan “**Biyomedikal Uygulamalarda Kullanılan Manyetik Alan Üreteçleri için Ekranlama Tasarımı**” 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.

**Necdet ÖZKAN**

## ÖZET

**BİYOMEDİKAL UYGULAMALARDA KULLANILAN MANYETİK ALAN  
ÜRETEÇLERİ İÇİN EKLANLAMA TASARIMI  
YÜKSEK LİSANS TEZİ  
NECDET ÖZKAN  
BALIKESİR ÜNİVERSİTESİ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI  
(TEZ DANIŞMANI: DOÇ. DR. SERHAT KÜÇÜKDERMENCİ)  
BALIKESİR, TEMMUZ - 2023**

Kanser, hücrelerden birinin program dışı bölünüp büyümeye başlaması sonucu oluşur. Cerrahi, kemoterapi gibi yöntemleri vardır. Manyetik hipertermi de bir kanser tedavi yöntemidir. Manyetik nanopartiküllerin yüksek frekanslı alternatif manyetik alan ile kullanıldığı bir uygulamadır. Bu yüksek frekanslı manyetik alanın insanlar üzerinde olumsuz etkileri olabilir.

Manyetik hiperterminin manyetik alan üreteçlerinin insanlar üzerindeki olumsuz etkilerini azaltmak adına benzetim ortamında aktif ekranlama bobinleri tasarlanmıştır. Benzetim ortamında oluşturulan bu ekranlama bobinlerinin etkileri incelenmiş ve hesaplamaları yapılmıştır. Üretilen bobinlerin etkinlik bölgeleri tespit edilmiştir, grafik sonuçları alınmıştır ve tasarımların birbirleriyle karşılaştırmaları yapılmıştır.

Tasarlanan aktif ekranlama bobinleri ile yüksek frekanslı manyetik alanlar üzerinde sönümlenmeler elde edilmiştir.

**ANAHTAR KELİMELELER:** Aktif ekranlama, manyetik hipertermi, yüksek frekanslı manyetik alan, alternatif manyetik alan

## **ABSTRACT**

### **SHIELDING DESIGN FOR MAGNETIC FIELD GENERATORS USED IN BIOMEDICAL APPLICATIONS**

**MSC THESIS**

**NECDET ÖZKAN**

**BALIKESİR UNIVERSITY INSTITUTE OF SCIENCE**

**ELECTRICAL AND ELECTRONICS ENGINEERING**

**(SUPERVISOR: ASSOC. DR. SERHAT KÜÇÜKDERMENÇİ )**

**BALIKESİR, JULY - 2023**

Cancer occurs when one of the cells starts dividing and growing uncontrollably. There are various methods for its treatment, such as surgery and chemotherapy. Magnetic hyperthermia is also a cancer treatment method where magnetic nanoparticles are used in conjunction with high-frequency alternating magnetic fields. However, these high-frequency magnetic fields may have adverse effects on humans.

In order to reduce the potential negative effects of magnetic field generators used in magnetic hyperthermia, active shielding coils have been designed in a simulated environment. The effects of these shielding coils have been examined, and calculations have been performed. The effective regions of the generated coils have been determined, and graphical results have been obtained for comparison between different designs.

Attenuation of high-frequency magnetic fields has been achieved with designed active shielding coils.

**KEYWORDS:** Active shielding, magnetic hyperthermia, high frequency magnetic field, alternating magnetic field

Science Code / Codes : 90507/90516

Page Number : 58

# İÇİNDEKİLER

## Sayfa

<b>ÖZET</b> .....	<b>i</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>ii</b>
<b>İÇİNDEKİLER</b> .....	<b>iii</b>
<b>TABLO LİSTESİ</b> .....	<b>vii</b>
<b>SEMBOL LİSTESİ</b> .....	<b>viii</b>
<b>KISALTMALAR LİSTESİ</b> .....	<b>ix</b>
<b>ÖNSÖZ</b> .....	<b>x</b>
<b>1. GİRİŞ</b> .....	<b>1</b>
1.1 Tez Çalışmasının Amacı .....	2
1.2 Manyetik Hipertermi .....	2
1.3 Ekranlama .....	2
1.3.1 Pasif Ekranlama .....	2
1.3.2 Aktif Ekranlama .....	3
<b>2. LİTERATÜR TARAMASI</b> .....	<b>4</b>
<b>3. BİYOMEDİKAL UYGULAMALARDA KULLANILAN MANYETİK ALAN ÜRETEÇLERİ İÇİN EKLANLAMA TASARIMI</b> .....	<b>17</b>
3.1 Geleneksel Yöntem ile Aktif Ekranlama .....	19
3.2 Tek D Şekli Bobin ile Aktif Ekranlama .....	29
3.3 Çift D Şekli Bobin ile Aktif Ekranlama .....	39
<b>4. SONUÇLAR</b> .....	<b>54</b>
<b>5. KAYNAKLAR</b> .....	<b>56</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ</b> .....	<b>58</b>

## ŞEKİL LİSTESİ

### Sayfa

Şekil 2.1: Tek D şekilli aktif ekranlama sistemi. ....	4
Şekil 2.2: Comsol Multiphysics ortamında oluşturulan sistem.....	5
Şekil 2.3: X ve Y eksenindeki grafiklerin ölçüm noktaları.....	6
Şekil 2.4: X ekseninin AE olmadan görünümü.....	6
Şekil 2.5: X ekseninin AE ile görünümü. ....	7
Şekil 2.6: Y ekseninin AE olmadan görünümü.....	7
Şekil 2.7: Y ekseninin AE ile görünümü. ....	8
Şekil 2.8: Makalede oluşturulan sistem. ....	9
Şekil 2.9: Comsol Multiphysics ortamında oluşturulan sistem.....	9
Şekil 2.10: Sistemin ölçüm noktaları. ....	10
Şekil 2.11: X ve Y eksenindeki grafiklerin ölçüm çizgileri.....	10
Şekil 2.12: X ekseninin AE olmadan grafiği. ....	11
Şekil 2.13: X ekseninin AE ile grafiği. ....	11
Şekil 2.14: Y ekseninin AE olmadan grafiği. ....	12
Şekil 2.15: Y ekseninin AE ile grafiği. ....	12
Şekil 2.16: Geleneksel AE sisteminin konfigürasyonu.....	13
Şekil 2.17: Amaçlanan AE sisteminin konfigürasyonu .....	13
Şekil 2.18: Amaçlanan sistemin basitleştirilmiş deney ortamı. ....	14
Şekil 2.19: Comsol Multiphysics benzetimi. ....	14
Şekil 2.20: Hedef alanın AE olmadan manyetik akı yoğunluğu haritası. ....	15
Şekil 2.21: Hedef alanın AE ile manyetik akı yoğunluğu haritası.....	15
Şekil 2.22: Benzetimdeki hedef alanın AE olmadan manyetik akı yoğunluğu haritası.....	16
Şekil 2.23: Benzetimdeki hedef alanın AE ile manyetik akı yoğunluğu haritası. ....	16
Şekil 3.1: Tümör ölçüm noktaları. ....	17
Şekil 3.2: X ekseninin ölçüm noktaları.....	18
Şekil 3.3: X eksenindeki grafiğin ölçüm çizgisi. ....	18
Şekil 3.4: Y ekseninin ölçüm noktaları. ....	18
Şekil 3.5: Y eksenindeki grafiğin ölçüm çizgisi. ....	19
Şekil 3.6: HFAMF kaynağı pankek bobin. ....	19
Şekil 3.7: AE bobini.....	20
Şekil 3.8: Hedef noktaları. ....	20
Şekil 3.9: Temsili canlı doku. ....	21
Şekil 3.10: Materyal ve seçilen fizik.....	21
Şekil 3.11: Sistemin X ekseninde AE olmadan manyetik akı yoğunluğu haritası.....	22
Şekil 3.12: Sistemin X ekseninde AE ile manyetik akı yoğunluğu haritası.....	23
Şekil 3.13: Sistemin Y ekseninde AE olmadan manyetik akı yoğunluğu haritası.....	23
Şekil 3.14: Sistemin Y ekseninde AE ile manyetik akı yoğunluğu haritası.....	23
Şekil 3.15: Sistemin Z ekseninde AE olmadan manyetik akı yoğunluğu haritası. ....	24
Şekil 3.16: Sistemin Z ekseninde AE ile manyetik akı yoğunluğu haritası.....	24
Şekil 3.17: Tümörün AE olmadan manyetik akı yoğunluğu haritası.....	25
Şekil 3.18: Tümörün AE ile manyetik akı yoğunluğu haritası.....	25
Şekil 3.19: Dikey hedefin AE olmadan manyetik akı yoğunluğu haritası.....	26
Şekil 3.20: Dikey hedefin AE ile manyetik akı yoğunluğu haritası.....	26
Şekil 3.21: Yatay hedefin AE olmadan manyetik akı yoğunluğu haritası. ....	27
Şekil 3.22: Yatay hedefin AE ile manyetik akı yoğunluğu haritası.....	27
Şekil 3.23: X ekseninin AE olmadan grafiği. ....	27
Şekil 3.24: X ekseninin AE ile grafiği. ....	28

Şekil 3.25: Y ekseninin AE olmadan grafiği. ....	28
Şekil 3.26: Y ekseninin AE ile grafiği. ....	28
Şekil 3.27: Z ekseninin AE olmadan grafiği. ....	29
Şekil 3.28: Z ekseninin AE ile grafiği. ....	29
Şekil 3.29: AE bobini ve HFAMF bobini. ....	30
Şekil 3.30: Oluşturulan sistem. ....	30
Şekil 3.31: HFAMF bobininin değerleri. ....	31
Şekil 3.32: Sistemin Mesh ayarları. ....	31
Şekil 3.33: Sistemin X ekseninde AE olmadan manyetik akı yoğunluğu haritası. ....	32
Şekil 3.34: Sistemin X ekseninde AE ile manyetik akı yoğunluğu haritası. ....	32
Şekil 3.35: Sistemin Y ekseninde AE olmadan manyetik akı yoğunluğu haritası. ....	33
Şekil 3.36: Sistemin Y ekseninde AE ile manyetik akı yoğunluğu haritası. ....	33
Şekil 3.37: Sistemin Z ekseninde AE olmadan manyetik akı yoğunluğu haritası. ....	33
Şekil 3.38: Sistemin Z ekseninde AE ile manyetik akı yoğunluğu haritası. ....	34
Şekil 3.39: X ekseninin AE olmadan grafiği. ....	34
Şekil 3.40: X ekseninin AE ile grafiği. ....	35
Şekil 3.41: Y ekseninin AE olmadan grafiği. ....	35
Şekil 3.42: Y ekseninin AE ile grafiği. ....	35
Şekil 3.43: Z ekseninin AE olmadan grafiği. ....	36
Şekil 3.44: Z ekseninin AE ile grafiği. ....	36
Şekil 3.45: Tümörün AE olmadan manyetik akı yoğunluğu haritası. ....	37
Şekil 3.46: Tümörün AE ile manyetik akı yoğunluğu haritası. ....	37
Şekil 3.47: Dikey hedefin AE olmadan manyetik akı yoğunluğu haritası. ....	37
Şekil 3.48: Dikey hedefin AE ile manyetik akı yoğunluğu haritası. ....	38
Şekil 3.49: Yatay hedefin AE olmadan manyetik akı yoğunluğu haritası. ....	38
Şekil 3.50: Yatay hedefin AE ile manyetik akı yoğunluğu haritası. ....	38
Şekil 3.51: HFAMF bobini ve AE bobini. ....	39
Şekil 3.52: Oluşturulan sistem. ....	39
Şekil 3.53: Sistemin mesh ayarları. ....	40
Şekil 3.54: Sistemin X ekseninde AE olmadan manyetik akı yoğunluğu haritası. ....	40
Şekil 3.55: Sistemin X ekseninde AE ile manyetik akı yoğunluğu haritası. ....	40
Şekil 3.56: Sistemin Y ekseninde AE olmadan manyetik akı yoğunluğu haritası. ....	41
Şekil 3.57: Sistemin Y ekseninde AE ile manyetik akı yoğunluğu haritası. ....	41
Şekil 3.58: Sistemin Z ekseninde AE olmadan manyetik akı yoğunluğu haritası. ....	41
Şekil 3.59: Sistemin Z ekseninde AE ile manyetik akı yoğunluğu haritası. ....	42
Şekil 3.60: X ekseninin AE olmadan grafiği. ....	42
Şekil 3.61: X ekseninin AE ile grafiği. ....	43
Şekil 3.62: Y ekseninin AE olmadan grafiği. ....	43
Şekil 3.63: Y ekseninin AE ile grafiği. ....	43
Şekil 3.64: Z ekseninin AE olmadan grafiği. ....	44
Şekil 3.65: Z ekseninin AE ile grafiği. ....	44
Şekil 3.66: Tümörün AE olmadan manyetik akı yoğunluğu haritası. ....	45
Şekil 3.67: Tümörün AE ile manyetik akı yoğunluğu haritası. ....	45
Şekil 3.68: Dikey hedefin AE olmadan manyetik akı yoğunluğu haritası. ....	45
Şekil 3.69: Dikey hedefin AE ile manyetik akı yoğunluğu haritası. ....	46
Şekil 3.70: Yatay hedefin AE olmadan manyetik akı yoğunluğu haritası. ....	46
Şekil 3.71: Yatay hedefin AE ile manyetik akı yoğunluğu haritası. ....	47
Şekil 3.72: Oluşturulan sistem. ....	47
Şekil 3.73: Sistemin X ekseninde AE olmadan manyetik akı yoğunluğu haritası. ....	48
Şekil 3.74: Sistemin X ekseninde AE ile manyetik akı yoğunluğu haritası. ....	48

<b>Şekil 3.75:</b> Sistemin Y ekseninde AE olmadan manyetik akı yoğunluğu haritası.....	49
<b>Şekil 3.76:</b> Sistemin Y ekseninde AE ile manyetik akı yoğunluğu haritası.....	49
<b>Şekil 3.77:</b> Sistemin Z ekseninde AE olmadan manyetik akı yoğunluğu haritası. ....	49
<b>Şekil 3.78:</b> Sistemin Z ekseninde AE ile manyetik akı yoğunluğu haritası. ....	50
<b>Şekil 3.79:</b> X ekseninin AE olmadan grafiği. ....	50
<b>Şekil 3.80:</b> X ekseninin AE ile grafiği. ....	50
<b>Şekil 3.81:</b> Y ekseninin AE olmadan grafiği. ....	51
<b>Şekil 3.82:</b> Y ekseninin AE ile grafiği. ....	51
<b>Şekil 3.83:</b> Z ekseninin AE olmadan grafiği. ....	51
<b>Şekil 3.84:</b> Z ekseninin AE ile grafiği.....	52
<b>Şekil 3.85:</b> Tümörün AE olmadan manyetik akı yoğunluğu haritası.....	52
<b>Şekil 3.86:</b> Tümörün AE ile manyetik akı yoğunluğu haritası.....	53



## TABLO LİSTESİ

	<u>Sayfa</u>
<b>Tablo 3.1:</b> Canlı doku değerleri.....	21
<b>Tablo 4.1:</b> AE bobinlerinin karşılaştırılması. ....	54

## SEMBOL LİSTESİ

<b>A</b>	: Amper
<b>dB</b>	: Desibel
<b>rshi</b>	: İç yarıçap
<b>rshe</b>	: Dış yarıçap
<b>f</b>	: Frekans
<b>B</b>	: Manyetik akı yoğunluğu

## KISALTMALAR LİSTESİ

<b>MH</b>	: Manyetik Hipertermi (Magnetic Hyperthermia)
<b>AE</b>	: Aktif Ekranlama (Active Shielding)
<b>HFAMF</b>	: Yüksek Frekanslı Alternatif Manyetik Alan
<b>MNP</b>	: Manyetik Nanoparçacık
<b>WPT</b>	: Kablosuz Güç Transferi (Wireless Power Transfer)
<b>EV</b>	: Elektrikli Araç (Electrical Vehicle)
<b>EE</b>	: Ekranlama Etkisi
<b>EED</b>	: Ekranlama Etkisi Değeri

## **ÖNSÖZ**

Bu tez çalışması boyunca yol göstericiliği ve desteğinden dolayı sayın Doç.Dr.Serhat Küçükdermenci'ye ve hayatım boyunca desteklerini benden esirgemeyen aileme sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

**Balıkesir, 2023**

**Necdet ÖZKAN**

# 1. GİRİŞ

İnsan vücudu milyarlarca hücreden oluşmaktadır ve sağlıklı bir insanda bu hücreler belli bir programla beraber çalışmaktadırlar. Vücuttaki hücrelerin tamamının belli bir görevi vardır ve normal hücreler belli bir programa bağlı olarak bölünürler, çoğalırlar, büyürler ve ölürler. Kanser, bu hücrelerden birinin program dışı şekilde bölünmeye ve büyümeye başlaması sonucu oluşur. Kanser vücutta herhangi bir yerde ortaya çıkabilir ve çıktığı yerde organların gerektiği gibi çalışmasını engeller. Günümüzde sık görülmesinden ve ölüm oranının yüksek olmasından dolayı kanser, insanlığın en önemli sağlık problemlerinden birisidir. Kanada Kanser Topluluğu tarafından 2011’de yayınlanan dünya çapında ölüm nedenlerinin istatistikleri adlı makalede %29.9 ile kanser birinci sırada yer alırken onu %19.7 ile kardiovasküler hastalıkları takip etmektedir (Didarian, 2017).

Bu nedenle kanser tedavisi çok önemlidir. Tedavi yöntemi olarak cerrahi yöntem, kemoterapi, RF (radyo frekansı) prob hipertermi, mikrodalga hipertermi ve ultrason bulunmaktadır. Bu tedavi yöntemlerinin yan etkileri ve sonuçlarının zayıf olması sebebiyle sınırlı bir etkinliğe sahiptir. Örneğin, penetrasyon derinliği zayıf olan mikrodalga hipertermi derinde bulunan kanser hücrelerinin tedavi edilmesinde uygun değildir. RF prob hipertermi de derinde bulunan kanser hücrelerine ulaşımı zayıf olan bir yöntemdir ve konum hassasiyeti olanağı da zayıftır. Ultrason tedavisinin yansıma ve yüksek enerji emilimi dezavantajları bulunmaktadır (Kucukdermenci, 2022). Kemoterapinin yan etkileri ise anemi ve hematolojik sorunlar, saç dökülmesi, letarji ve yorgunluk hisleri, bağışıklık sistemi sorunlarıdır (Didarian, 2017). Manyetik Hipertermi (MH) de bir başka kanser tedavisi yöntemidir. MH, manyetik nanopartiküllerin (MNP) yüksek frekanslı alternatif manyetik alanla (HFAMF) birlikte kullanıldığı bir uygulamadır. MH, 42-46 °C arası sıcaklığa maruz bırakılan kanser hücrelerinin ısı yoldan öldürülmesi prensibine dayanmaktadır (Abenojar vd., 2016). MH yönteminde tümöre enjekte edilen MNP’ler HFAMF maruz bırakıldığında indüksiyon yoluyla sıcaklık artışı gerçekleşir. Bu sıcaklık artışı kanser hücrelerinin ölmesine neden olur. Sağlıklı hücreler ısıya daha dayanıklı olduğu için etkinliğini korumaya devam eder (Lemal vd., 2020). Fakat bu tedavi yönteminde kanserli hücrelerle beraber sağlıklı hücrelerde HFAMF’ye maruz kalmaktadır. İnsanların maruz kaldıkları manyetik alan frekansı ( $f$ ) ve genliği ( $H$ ) sınırlıdır. Bu sınır denklem (1.1)’de gösterilmektedir.

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

Bu nedenle hipertermi tedavisinde insanların maruz kalabildikleri HFAMF değerinin sınırlandırılması veya azaltılması gerekmektedir. Bu durumun çözümü için ekranlama sistemi düşünölmüştür.

### **1.1 Tez Çalışmasının Amacı**

Bu tez çalışmasının amacı, biyomedikal uygulamalarda kullanılan manyetik alan üreteçlerinin ürettiği manyetik alan değerlerinin azaltılması veya sınırlandırılması için benzetim ortamında ekranlama sistemlerinin tasarlanmasıdır. Benzetim ortamında oluşturulan ekranlama tasarımlarının üreteçler üzerindeki etkileri ölçölmüş ve ekranlama tasarımları karşılaştırılmıştır.

### **1.2 Manyetik Hipertermi**

MH, manyetik nanopartiköllerin (MNP) manyetik alanla birlikte kullanıldığı biyoelektromanyetik bir uygulamadır. MH, 42-46 °C arası sıcaklığa maruz bırakılan kanser hücrelerinin ısıl yoldan öldürölmesi prensibine dayanmaktadır (Abenojar vd., 2016). MH yönteminde tümöre enjekte edilen MNP'ler HFAMF'ye maruz bırakıldığında indüksiyon yoluyla sıcaklık artışı gerçekleşir. Bu sıcaklık artışı kanser hücrelerinin etkinliğini kaybetmesine neden olur. Isıya, kanser hücrelerinden daha dayanıklı olan sağlıklı hücreler etkinliğini korumaya devam eder (Lemal vd., 2020).

### **1.3 Ekranlama**

Elektrik veya manyetik alanın izole edilmesi, azaltılması işlemlerine ekranlama denir.

#### **1.3.1 Pasif Ekranlama**

Birincil sargı ve ikincil sargı pedleri arasından geçen akımlarla oluşan manyetik akı saçılmalarını azaltmak amacıyla ferromanyetik nüve veya alüminyum plaka gibi malzemeler kullanılarak yapılan ekranlamaya pasif ekranlama denir. Pasif ekranlama, kontrolsüz bir şekilde ekranlamanın yapılmasını sağlasa da aktarılan güç miktarı değişse de etkinliğini sürdürür. Bu ekranlama yönteminin temel amacı, sargıdaki manyetik akı yoğunluklarını istenilen yüzey alanı boyunca yönlendirmek ve sınırlandırmaktır. Bu nedenle, ferromanyetik ve/veya paramanyetik malzemeler kullanılır (Zhao vd., 2021).

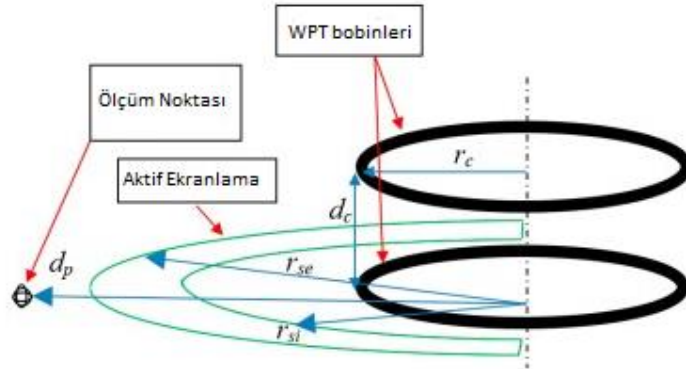
### **1.3.2 Aktif Ekranlama**

Aktif ekranlama (AE), elektronik devrelerin elektromanyetik alanlara maruz kalmasını engellemek amacıyla kullanılır. Bu yöntemde, ekranlama yapılmak istenilen cihazın etrafında bobin veya yükselteç gibi aktif elemanlar kullanılır ve elektrik akımı kullanılarak gelen manyetik alan nötralize edilir.

## 2. LİTERATÜR TARAMASI

Ekranlama tasarımı üzerine yapılan bazı çalışmalar mevcuttur. Bu makalede (Cruciani vd., 2020) kablosuz güç transferi (WPT) sistemi üzerinde denenmiş bir ekranlama tasarımının uygulaması mevcuttur. Burada elektrikli cihazları (EV) şarj etmek için bir Avrupa Birliği projesi olan Fabric’de kullanılan WPT bobin konfigürasyonu dikkate alınmıştır. 85 kHz’de çalışan bu WPT sisteminin ekranlama tasarımı ele alınmıştır. Ekranlamanın amacı, WPT endüktif bobin akımlarından oluşan manyetik alanı hafifletmek veya sınırlandırmaktır. Bu etkiyi sağlamak için de AE bobinleri kullanılmıştır.

Makaledeki (Cruciani vd., 2020) WPT sistemi şekil 2.1’deki gibi, iki dairesel bobin aynı düzlemde belirli bir mesafede konumlandırılmıştır. Tek bir aktif koruma bobini ile ekranlama yapılmıştır. WPT bobinlerinin dış yarıçapları 4 cm ve dönüş sayıları 10’dur. Primer ve sekonder bobinler arası mesafe 4 cm olarak ayarlanmıştır. Sistemin frekansı 85 kHz olarak seçilmiştir.



Şekil 2.1: Tek D şekilli aktif ekranlama sistemi.

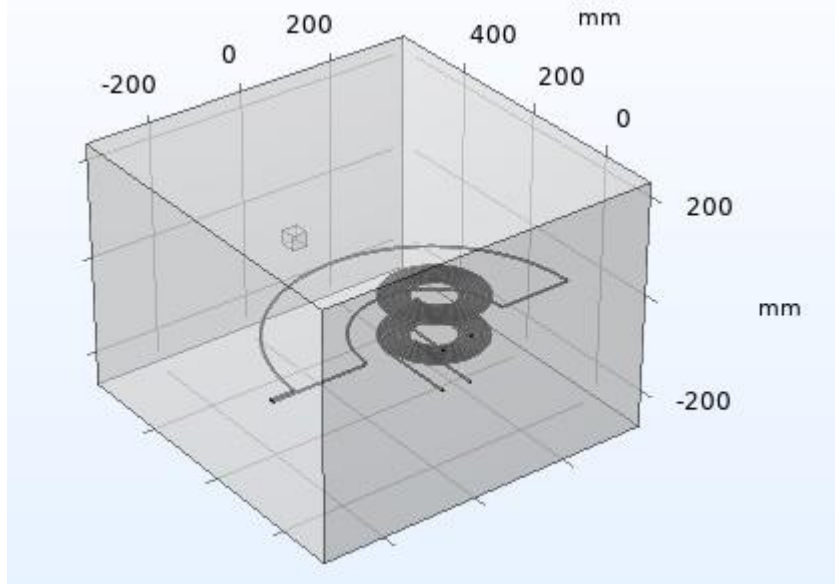
Şekil 2.1’de (Cruciani vd., 2020) görülen AE bu uygulamada dış yarıçap (r<sub>se</sub>) 30 cm ve iç yarıçap (r<sub>si</sub>) 15 cm olacak şekilde yarı dairesel şekilli bir bobin olarak tasarlanmıştır. WPT bobinlerinin dikey ekseninde 40 cm uzakta olan bölgede manyetik alan en aza indirilmiştir. Denklem 2.1’deki (Cruciani vd.,2020) formül ile ekranlama etkinliği (SE) desibel olarak hesaplanmıştır. Denklem 2.1 sadece literatür taraması bölümünde kullanılmıştır.

$$SE = 20 \log_{10} \left( \frac{B_{\text{ekranlamasız}}}{B_{\text{ekranlamalı}}} \right) \quad (2.1)$$



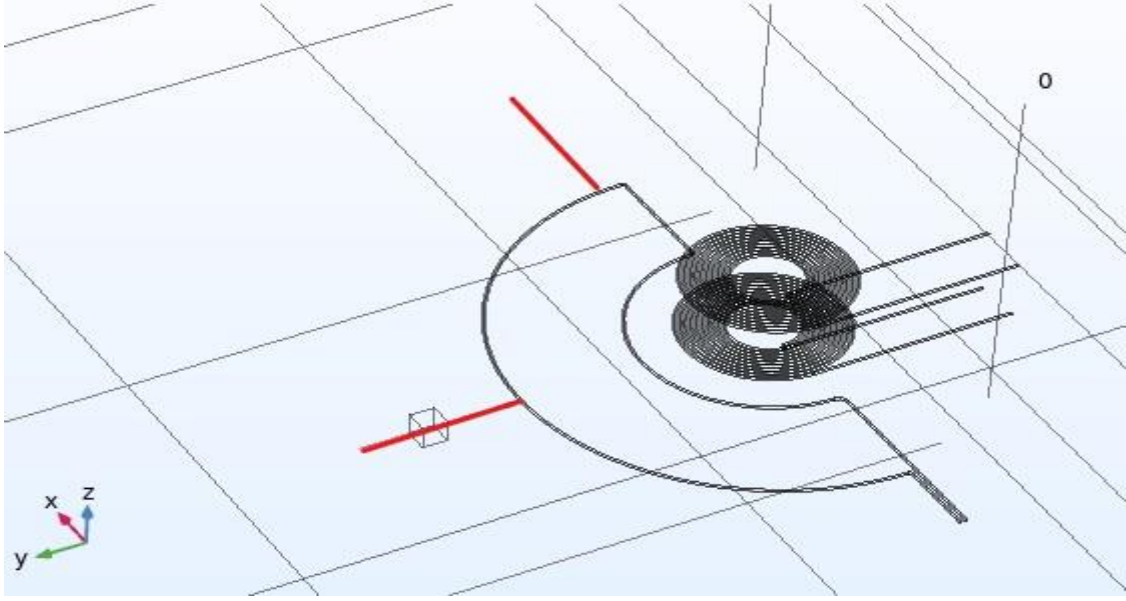
Hesaplamalar sonucunda makalede  $SE = 18.1$  dB olarak bulunmuştur.

Bu uygulama COMSOL Multiphysics programında tekrar edilmiştir. Comsol programında öncelikle fizik olarak manyetik alanlar seçildi ve çalışma olarak frekans alanı seçilmiştir. Şekil 2.2’de gösterilen deney ortamı hazırlanmıştır.



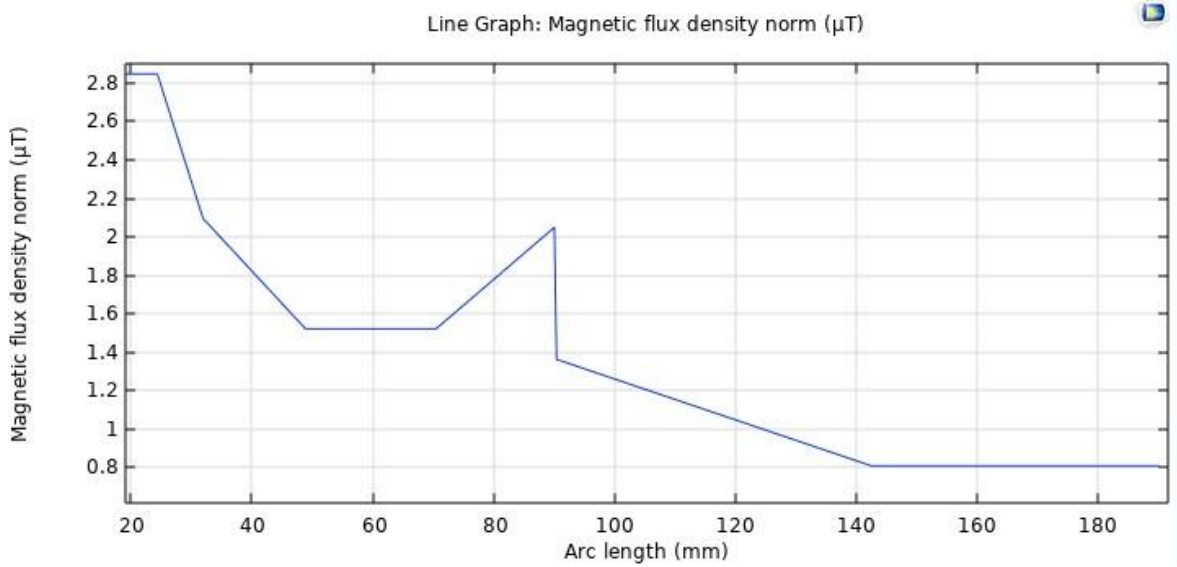
**Şekil 2.2:** Comsol Multiphysics ortamında oluşturulan sistem.

Yapılan uygulama sonucunda sistemin ölçüm noktasındaki SE değeri hesaplanmıştır ve sistemin X ve Y eksenlerindeki HFAMF değerlerinin grafiği çıkarılmıştır. Grafiklerin ölçüm noktaları Şekil 2.3’te verilmiştir.

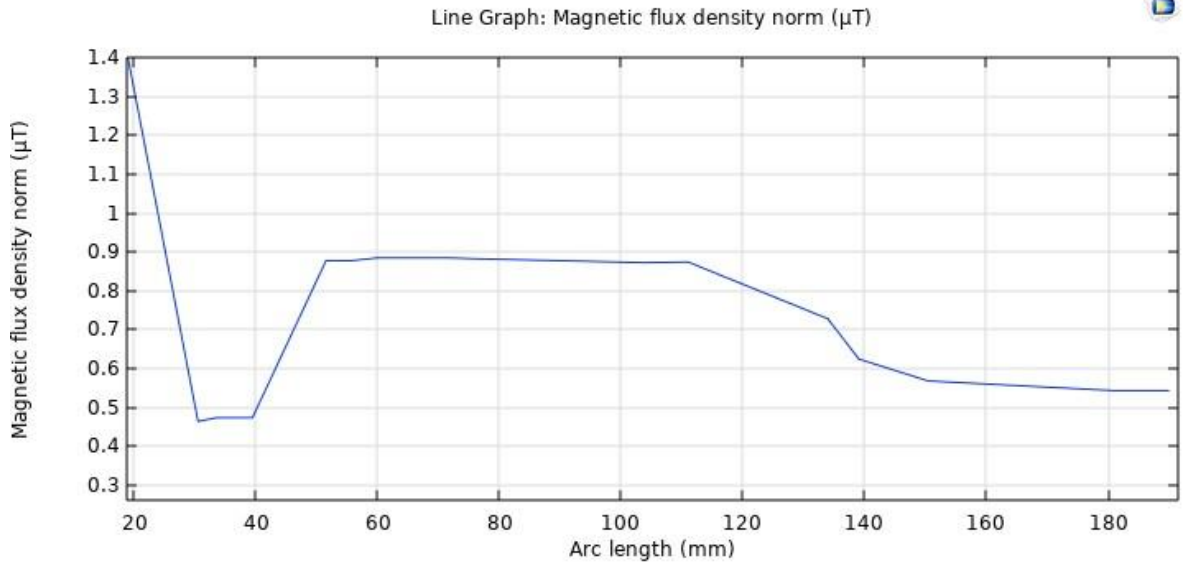


**Şekil 2.3:** X ve Y eksenindeki grafiklerin ölçüm noktaları.

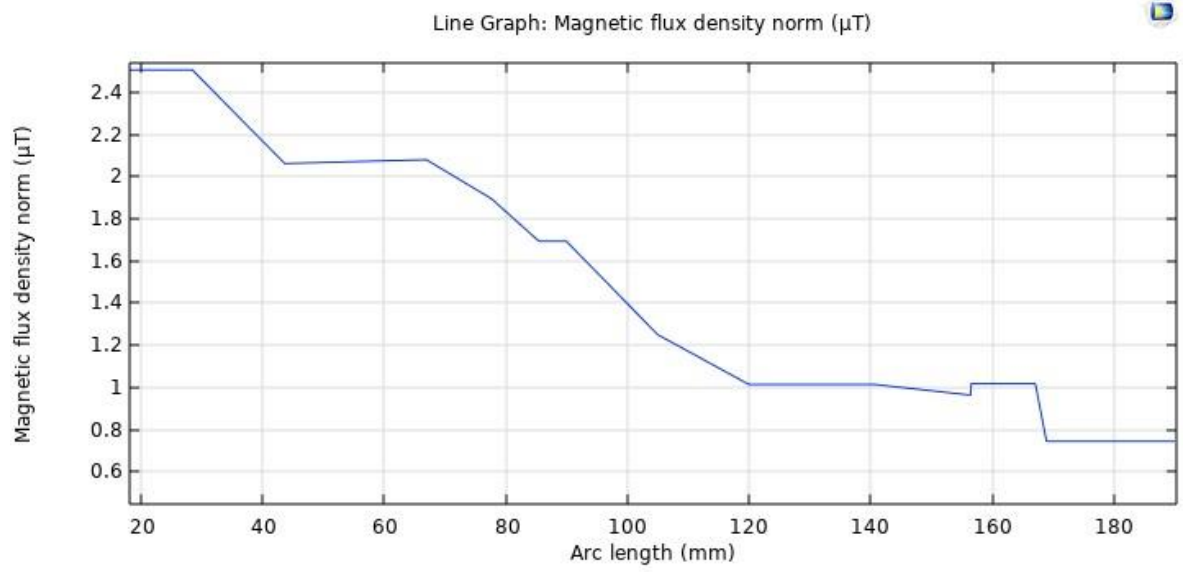
Kırmızı renge sahip olan grafik ölçüm çizgileri X ve Y ekseninde bulunmaktadır ve her ölçüm çizgisi 310 mm’de başlayıp 500 mm’de sona ermektedir. Uzunlukları 190 mm’dir.



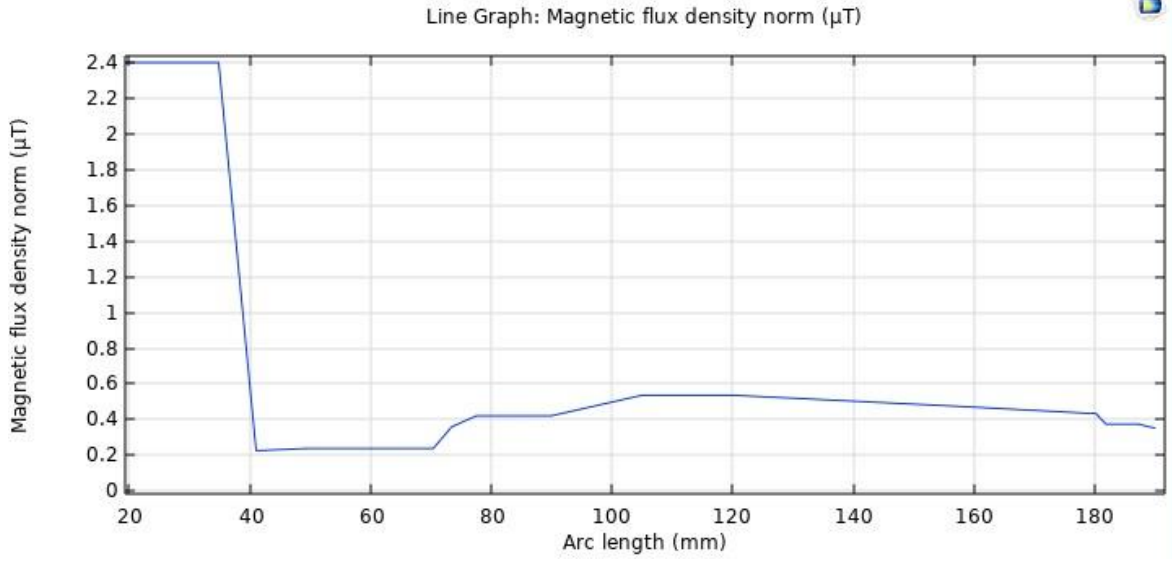
**Şekil 2.4:** X ekseninin AE olmadan görünümü.



Şekil 2.5: X ekseninin AE ile görünümü.



Şekil 2.6: Y ekseninin AE olmadan görünümü.

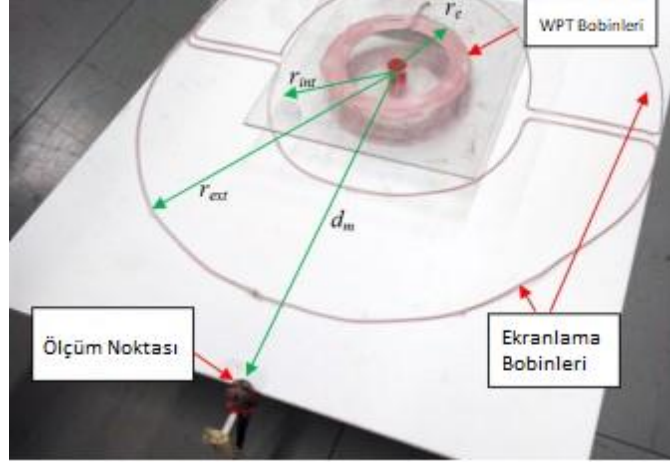


**Şekil 2.7:** Y ekseninin AE ile görünümü.

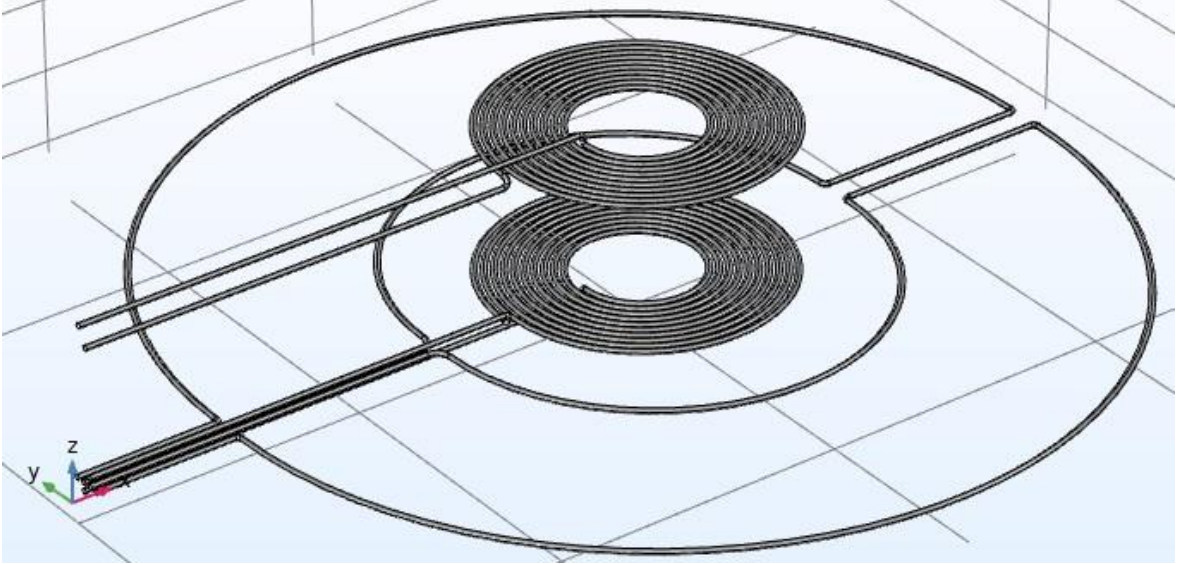
X ve y ekseninde de görüldüğü gibi HFAMF sönümlenmesi görülmektedir. Ölçüm noktasında AE kullanılmadan HFAMF değeri 1.6928  $\mu\text{T}$  olarak bulunmuştur. AE kullanıldığında HFAMF değeri 0.4172  $\mu\text{T}$  olarak bulunmuştur. SE değeri ise verilen formüle göre hesaplanmıştır ve  $\text{SE} = 12.1652 \text{ dB}$  olarak bulunmuştur.

Bu makalede (Cruciani vd., 2019) WPT sistemi üzerinde iki aktif bobinin uygulanmasıyla yapılan bir AE çalışması üzerinde durulmaktadır. Burada önerilen AE yönteminde, aktif bobin WPT sistemi için kullanılan gerilim kaynağı tarafından kontrol edilebilmektedir. Bu yöntem ile bobinlerin dikey ve yatay hizalanmasındaki yanlışlıklar sebebiyle kaynaktan oluşan bir değişiklik, AE bobini üzerindeki akımın gerçek zamanlı olarak ayarlanması ile düzeltilir.

Makalede oluşturulan sistem Şekil 2.8'de gösterilmektedir (Cruciani vd., 2019). Bu sistemin WPT bobinlerinin yarıçapı 40 mm'dir. Sarım sayıları 10 tur olarak belirtilmiştir ve iki WPT bobini arasındaki mesafe 40 mm'dir. AE bobinlerinin iç yarıçapı 150 mm, dış yarıçapı 300 mm olarak belirtilmiştir. Şekil 2.10'da gösterilen ölçüm noktalarının, sistemin merkezine uzaklığı ise 400 mm'dir. Sistemin frekansı 85 kHz'dir. Ölçüm noktasındaki SE değeri 18.1 dB olarak belirtilmiştir.

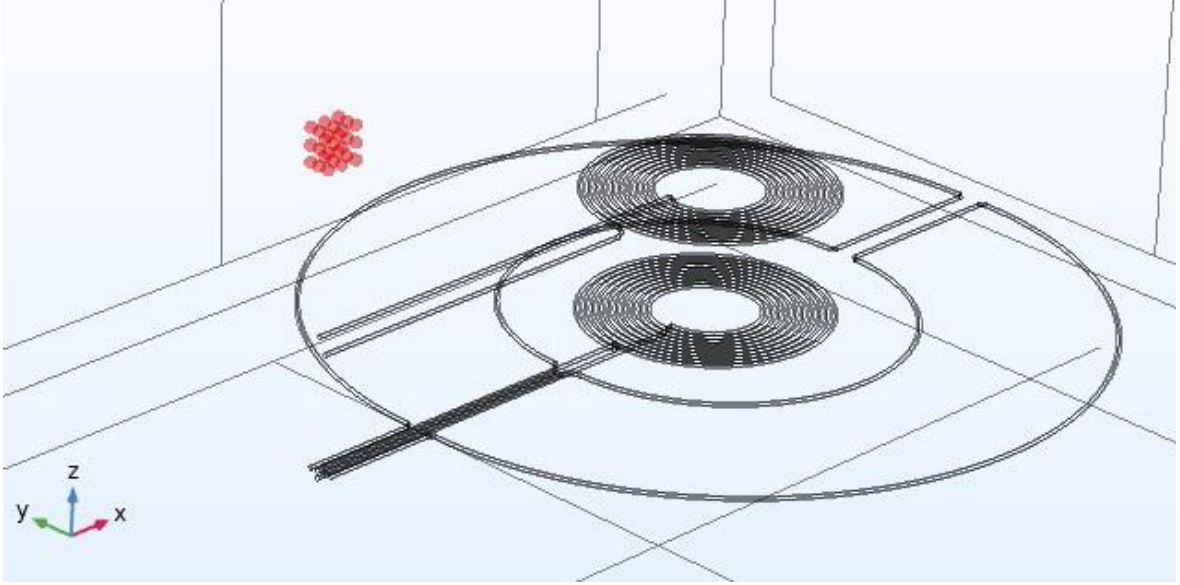


**Şekil 2.8:** Makalede oluşturulan sistem.

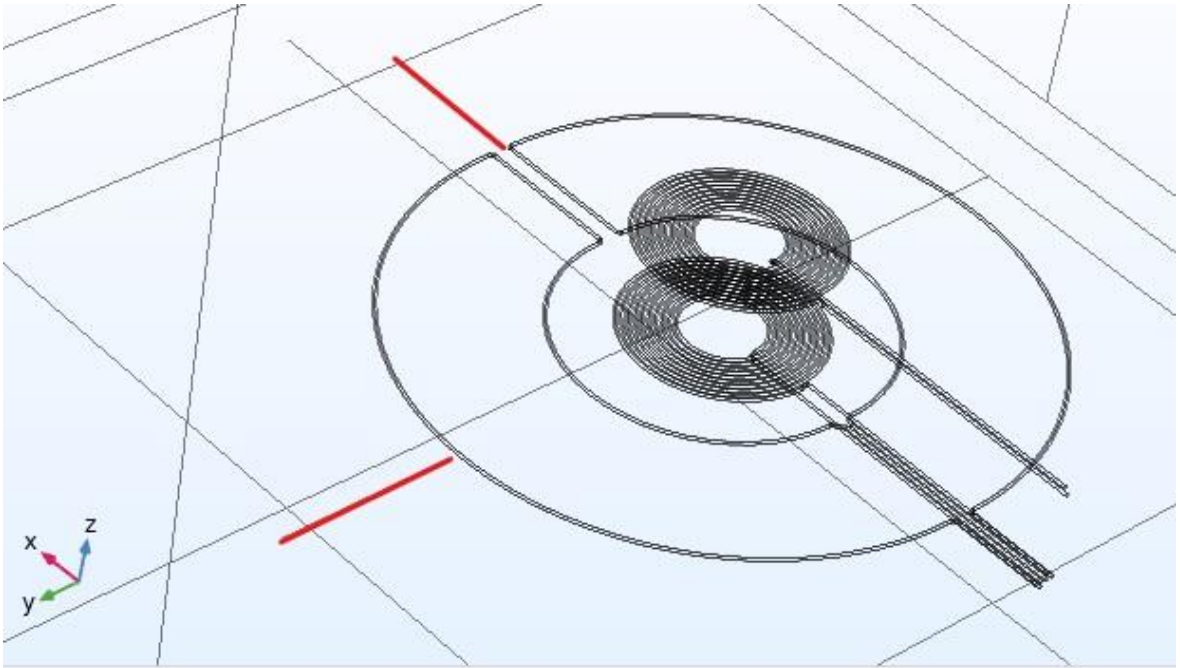


**Şekil 2.9:** Comsol Multiphysics ortamında oluşturulan sistem.

Comsol programında fizik olarak manyetik alanlar kısmı ve frekans alanı seçilmiştir. Sistem makalede verilen değerlere göre oluşturulmuştur.



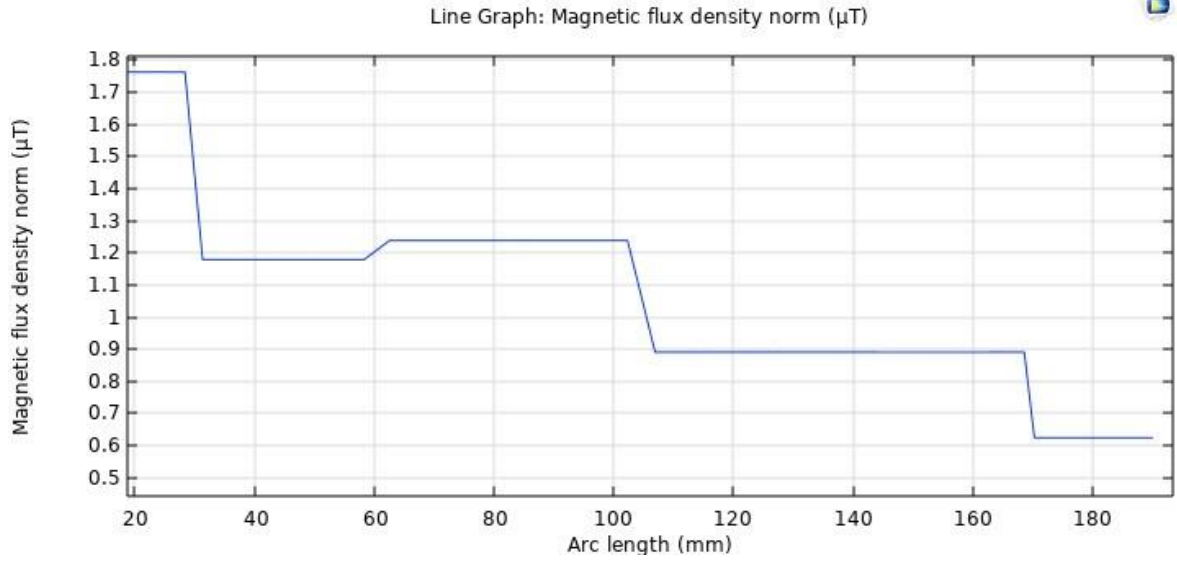
**Şekil 2.10:** Sistemin ölçüm noktaları.



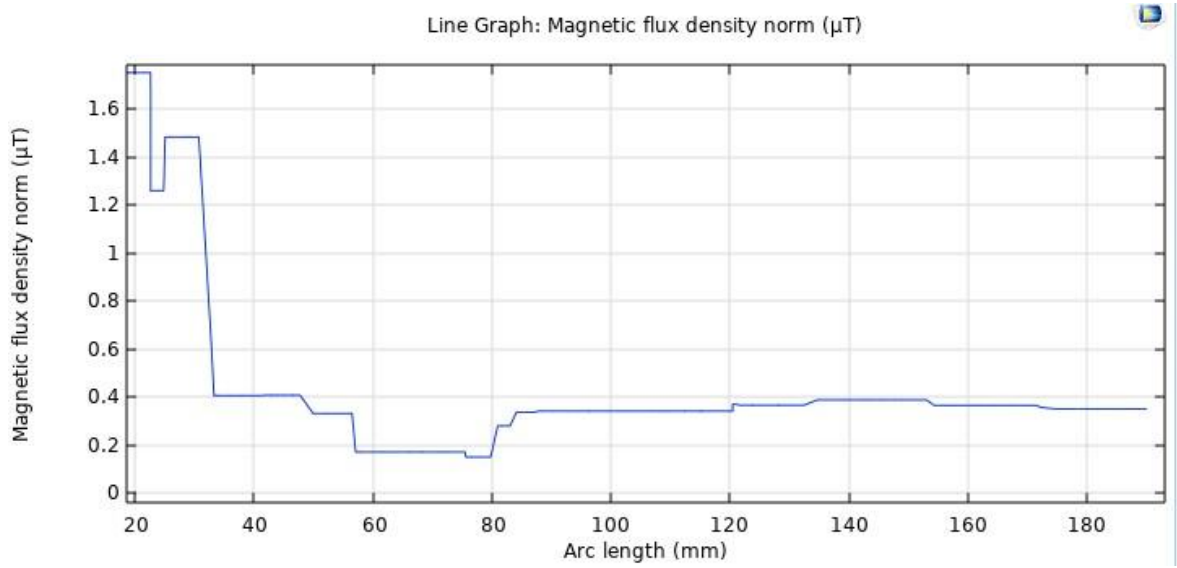
**Şekil 2.11:** X ve Y eksenindeki grafiklerin ölçüm çizgileri.

Kırmızı renge sahip olan grafik ölçüm çizgileri X ve Y ekseninde bulunmaktadır ve her ölçüm çizgisi 310 mm'de başlayıp 500 mm'de sona ermektedir. Uzunlukları 190 mm'dir.

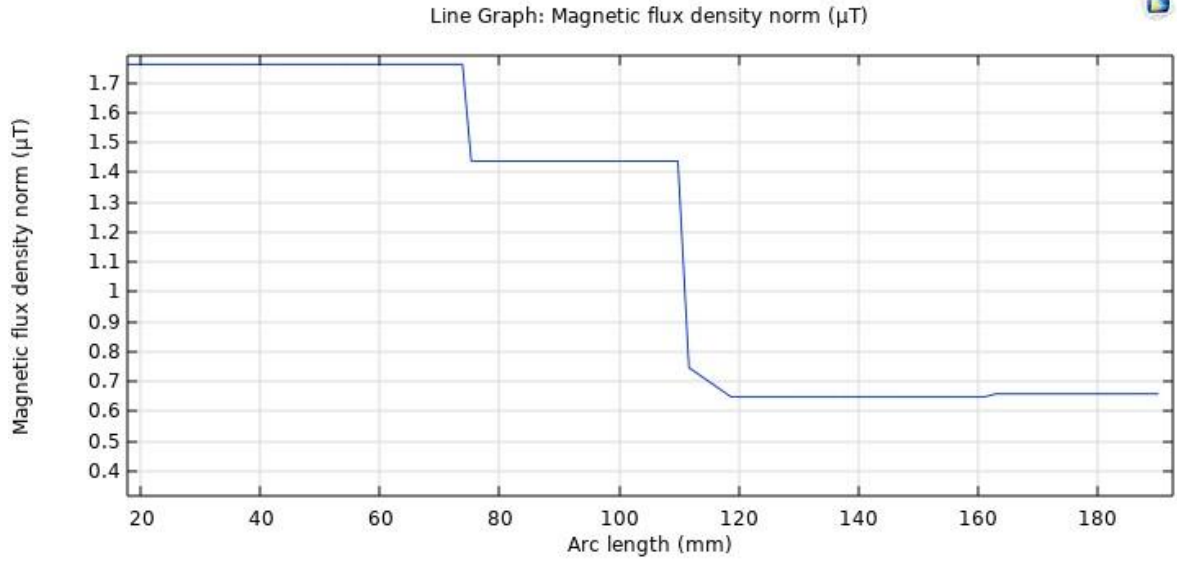




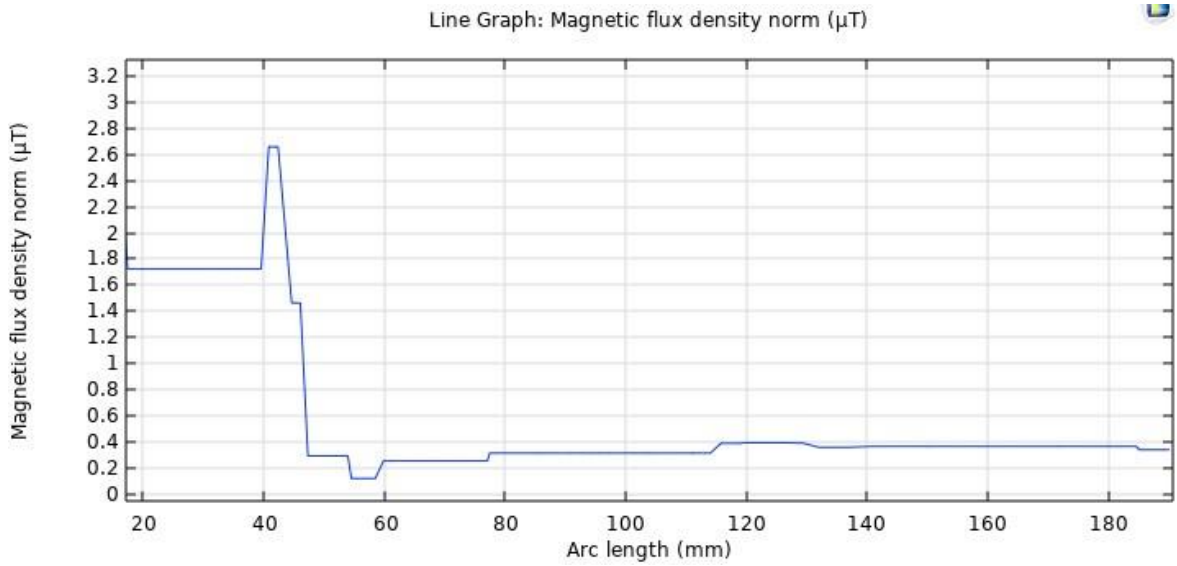
Şekil 2.12: X ekseninin AE olmadan grafiği.



Şekil 2.13: X ekseninin AE ile grafiği.



**Şekil 2.14:** Y ekseninin AE olmadan grafiği.



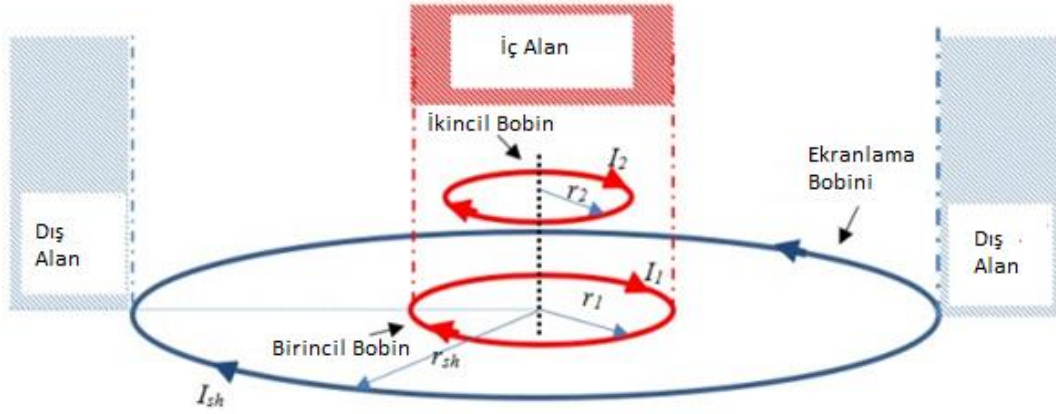
**Şekil 2.15:** Y ekseninin AE ile grafiği.

Şekil 2.12 ve 2.13'te AE sisteminin X eksenindeki etkisi gözlenmiştir. Şekil 2.14 ve 2.15'te ise Y eksenindeki etkisi gözlenmiştir. Yapılan ölçümler sonucunda ölçüm noktasındaki HFAMF değeri AE olmadan  $1.4380 \mu\text{T}$ , AE ile  $0.3275 \mu\text{T}$  olarak bulunmuştur. SE değeri ise  $12.8642 \text{ dB}$  olarak hesaplanmıştır.

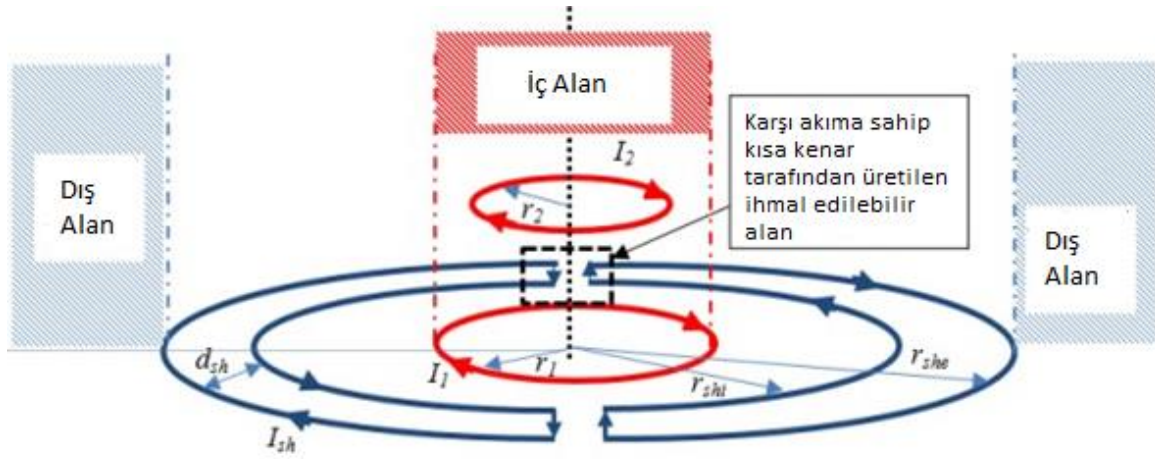
Bu makalede (Campi vd., 2019) geleneksel AE modeline yeni bir model önerisi bulunmaktadır. Geleneksel AE modelinin (Şekil 2.16) dezavantajı olan, ikincil WPT bobininin aktif bobinin akımı tarafından üretilen zıt manyetik alan nedeniyle elektriksel



performansının düşmesinin yeni model ile engellemesi amaçlanmıştır. Şekil 2.17'deki bu yeni tasarımda iki adet AE bobini kullanılmıştır. Her bir AE bobinde iç yarıçap ve dış yarıçap olmak üzere iki yarım daire bulunmaktadır. Bu tasarım sayesinde AE bobinlerinin ürettiği manyetik alan, AE bobininin dış bölgesinde birincil WPT bobininin ürettiği alanla zıt fazdadır fakat WPT sisteminin bağlantı bölgesinde aynı fazdadır. Şekil 2.16, 2.17 ve 2.18 makalede kullanılan görüntülerdir (Campi vd., 2019).

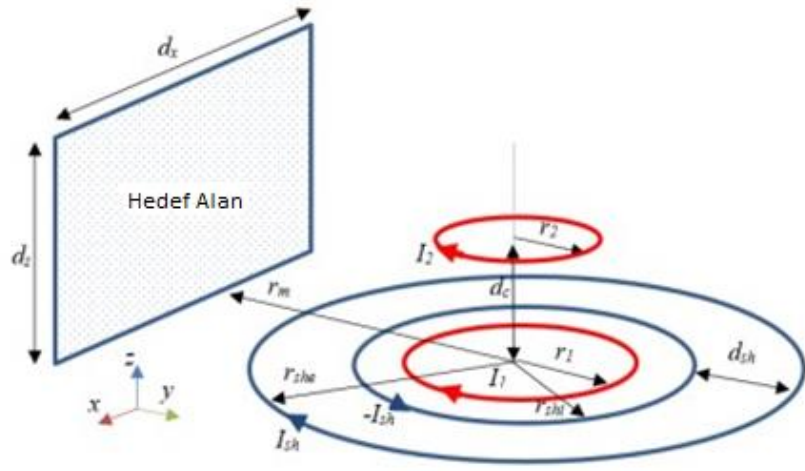


**Şekil 2.16:** Geleneksel AE sisteminin konfigürasyonu.

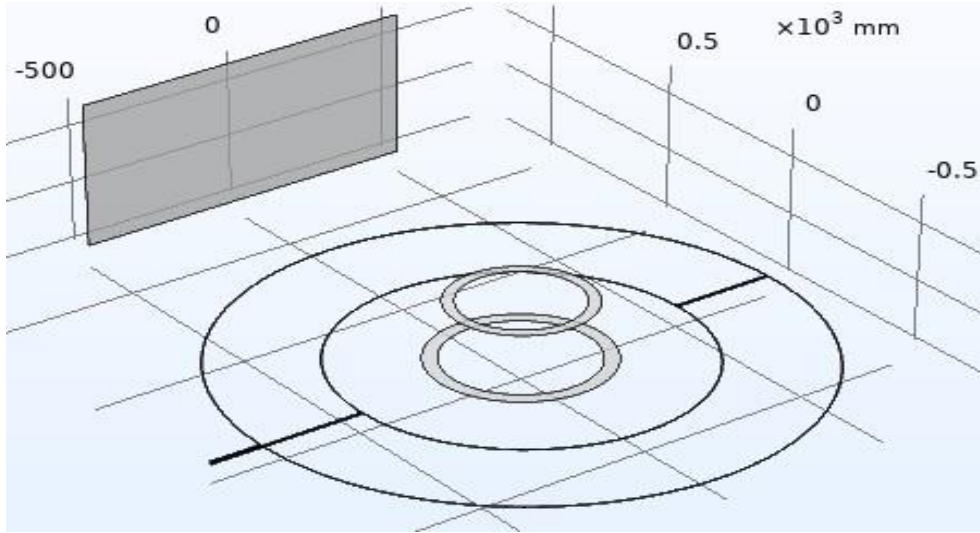


**Şekil 2.17:** Amaçlanan AE sisteminin konfigürasyonu.

Şekil 2.17'deki sistemde  $r_1 = 250$  mm ve 10 sarım,  $r_2 = 200$  mm ve 8 sarım olarak belirtilmiştir. AE bobininin iç yarıçapı ( $r_{shi}$ ) 500 mm, dış yarıçapı ( $r_{she}$ ) 800 mm'dir. WPT bobinlerinin arasındaki mesafe ise 200 mm'dir.

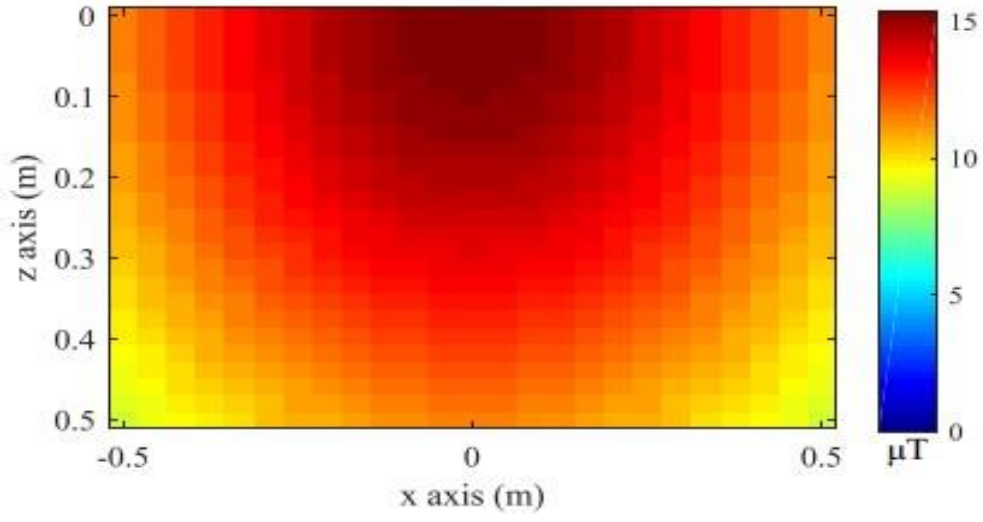


Şekil 2.18: Amaçlanan sistemin basitleştirilmiş deney ortamı.

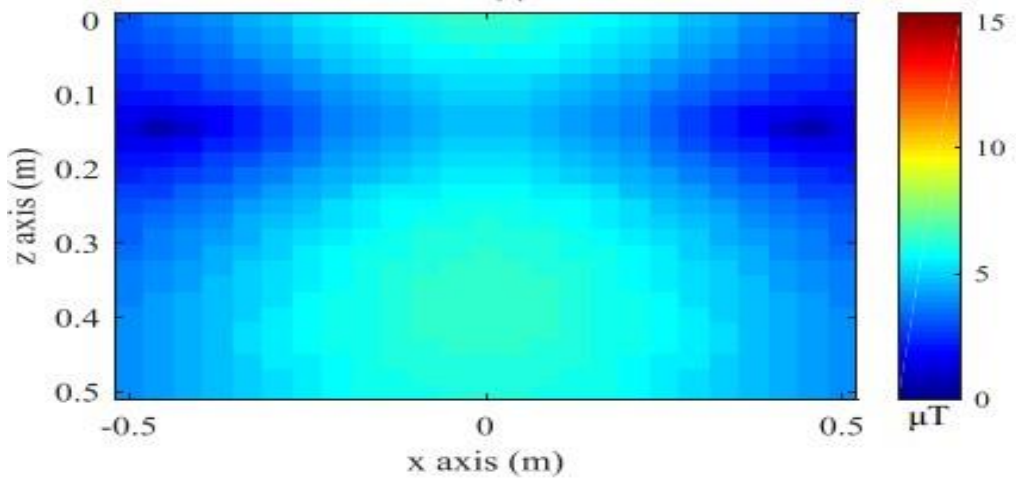


Şekil 2.19: Comsol Multiphysics benzetimi.

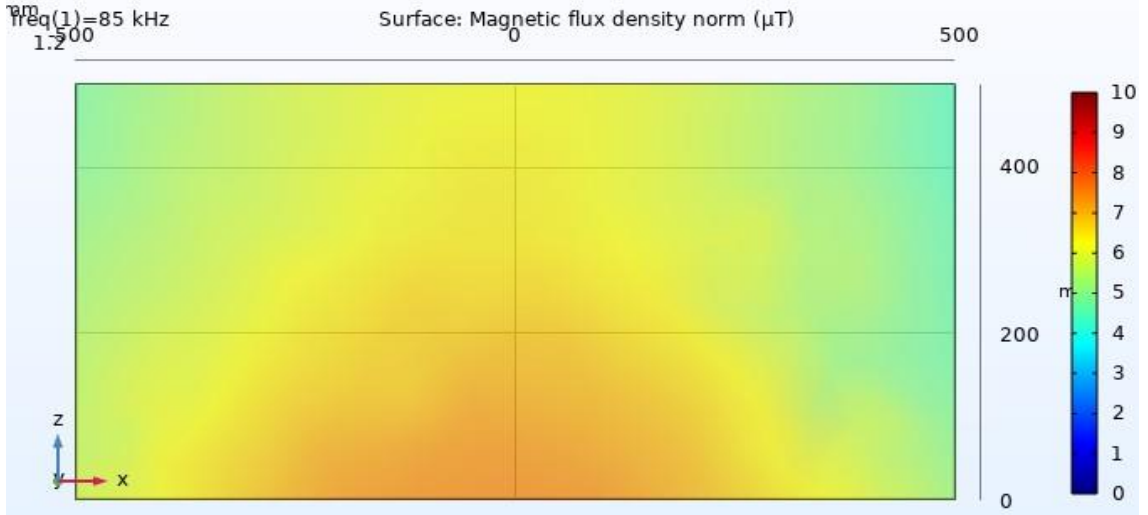
Şekil 2.18’de gösterilen ölçüm yapılacak alanın merkezden uzaklığı 1200 mm’dir. Şekil 2.20 ve 2.21’de makalede elde edilen sonuçlar gösterilmiştir (Campi vd., 2019).



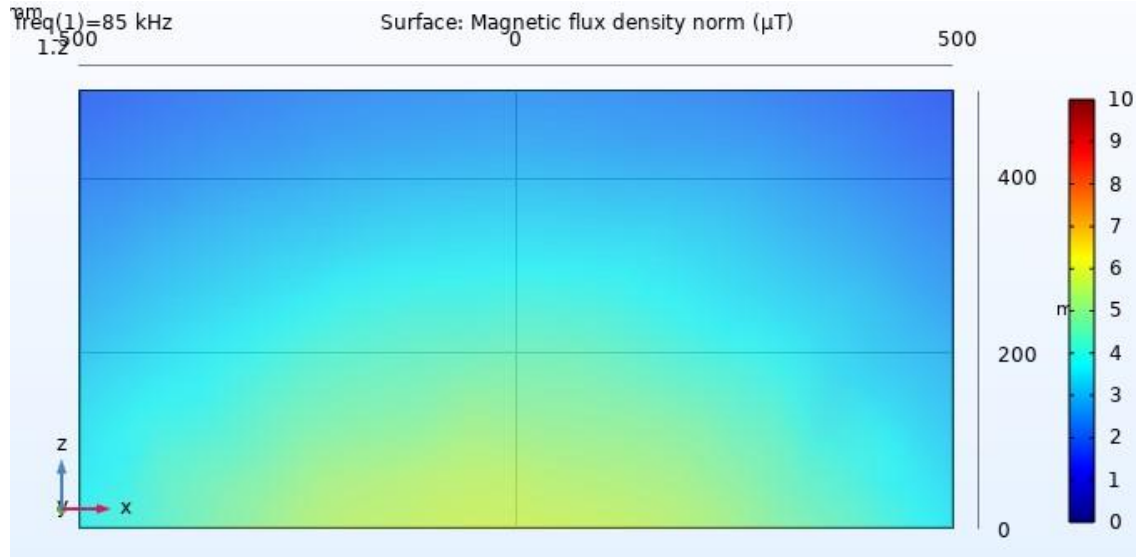
**Şekil 2.20:** Hedef alanın AE olmadan manyetik akı yoğunluğu haritası.



**Şekil 2.21:** Hedef alanın AE ile manyetik akı yoğunluğu haritası.



**Şekil 2.22:** Benzetimdeki hedef alanın AE olmadan manyetik akı yoğunluğu haritası.

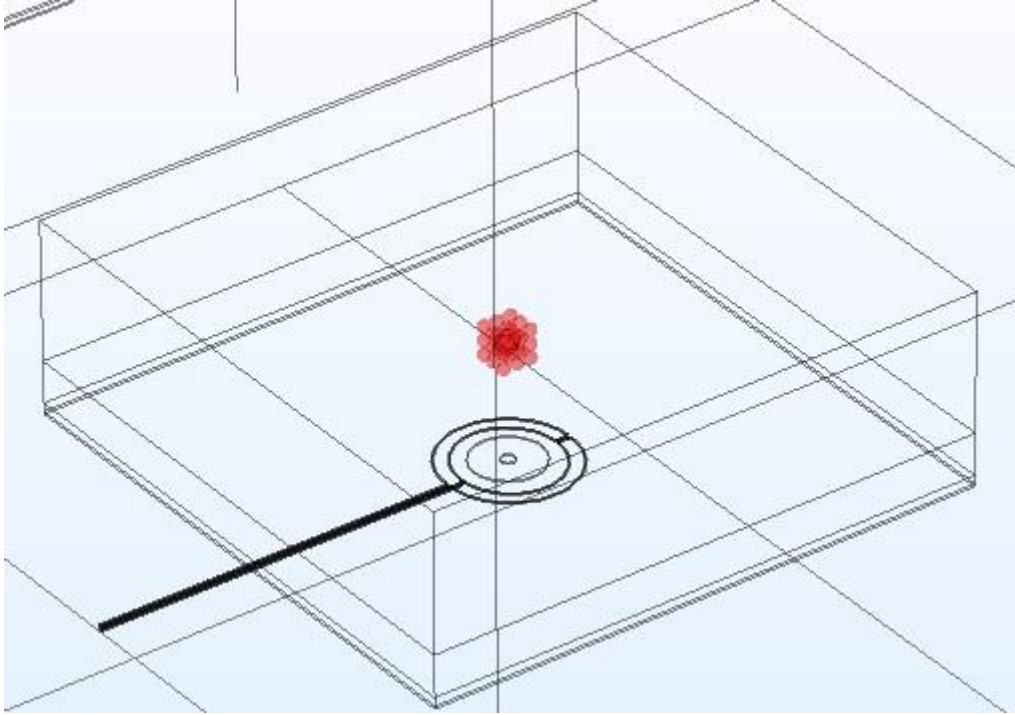


**Şekil 2.23:** Benzetimdeki hedef alanın AE ile manyetik akı yoğunluğu haritası.

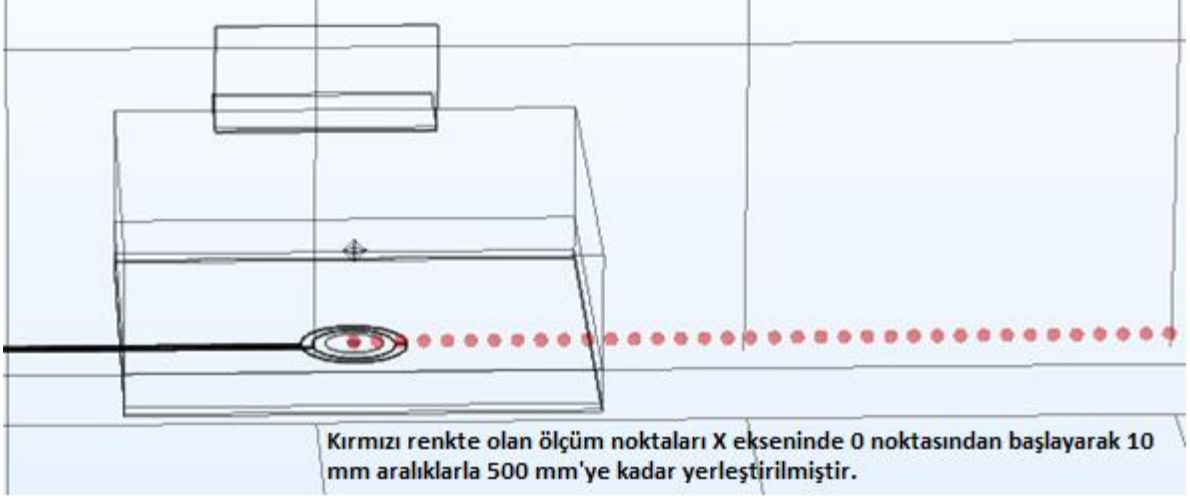
İncelenen bu çalışmalarda WPT sistemlerinde yapılan AE tasarımlarından bahsedilmiştir. Bu tez çalışmasında ise AE tasarımları, biyomedikal uygulamalarda kullanılan manyetik alan üreteçleri üzerinde kullanılmıştır.

### 3. BİYOMEDİKAL UYGULAMALARDA KULLANILAN MANYETİK ALAN ÜRETEÇLERİ İÇİN EKLANLAMA TASARIMI

Bu bölümde Comsol Multiphysics 5.6 programı kullanılarak biyomedikal uygulamalarda kullanılan manyetik alan üreticileri için ekranlama tasarımlarının benzetimi yapılmıştır. Şekil 3.1, 3.2, 3.3, 3.4 ve 3.5'te gösterilen ölçümler bu bölümdeki bütün tasarımlar için uygulanmıştır. Tümör ölçüm noktaları Z ekseninde ve merkezden 45 mm uzaklıktadır.



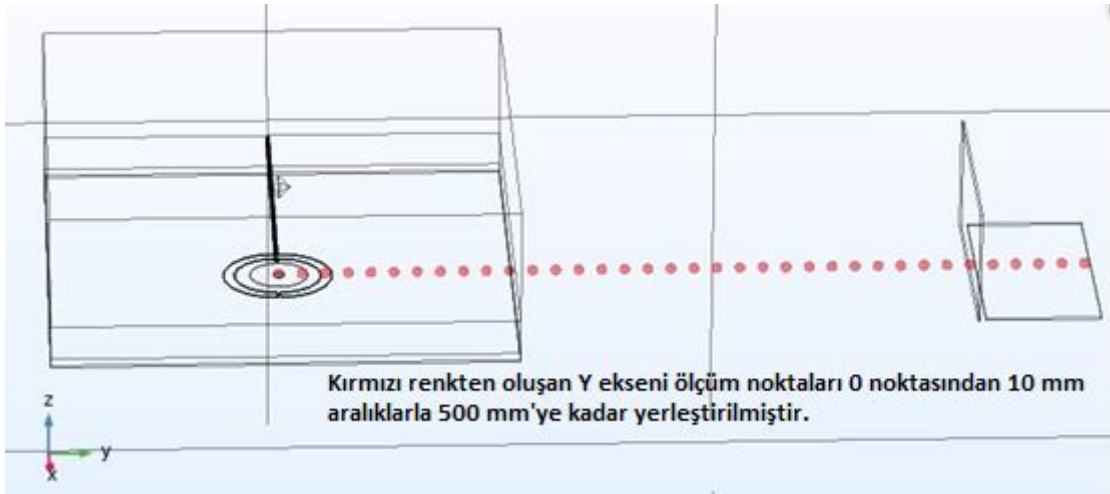
Şekil 3.1: Tümör ölçüm noktaları.



Şekil 3.2: X ekseninin ölçüm noktaları.



Şekil 3.3: X eksenindeki grafiğin ölçüm çizgisi.



Şekil 3.4: Y ekseninin ölçüm noktaları.

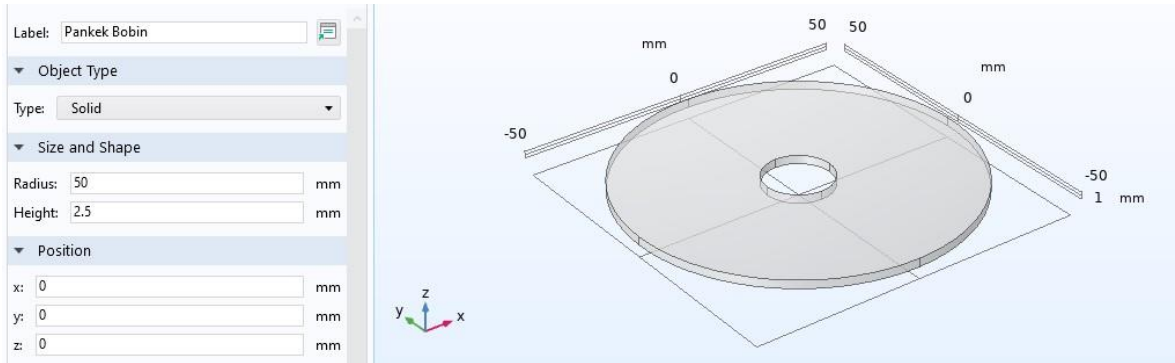




Şekil 3.5: Y eksenindeki grafiğin ölçüm çizgisi.

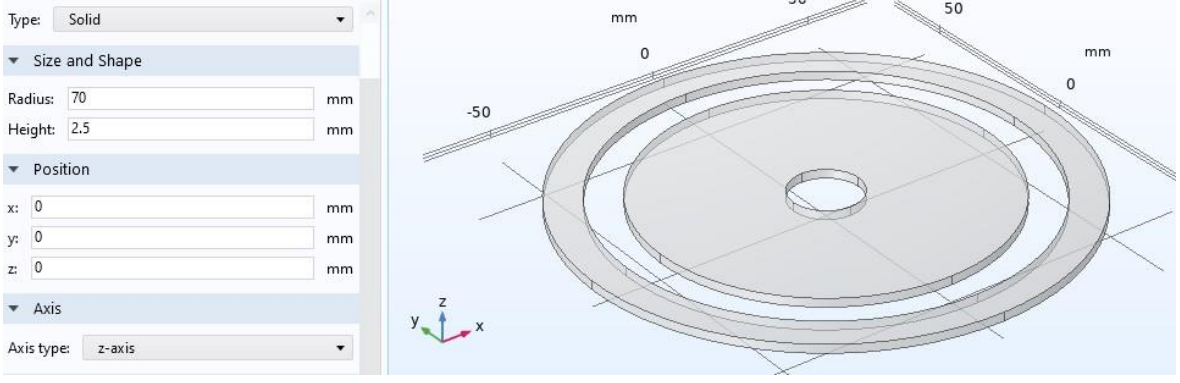
### 3.1 Geleneksel Yöntem ile Aktif Ekranlama

Geleneksel AE olarak adlandırılan bu yöntem ile ekranlama çalışması yapılmıştır. HFAMF kaynağı olarak pankek şekilli bobin sarımı gerçekleştirilmiştir. Bobinin iç yarıçapı 10 mm, dış yarıçapı 50 mm'dir. Bobin 15 sarımdan oluşmaktadır.



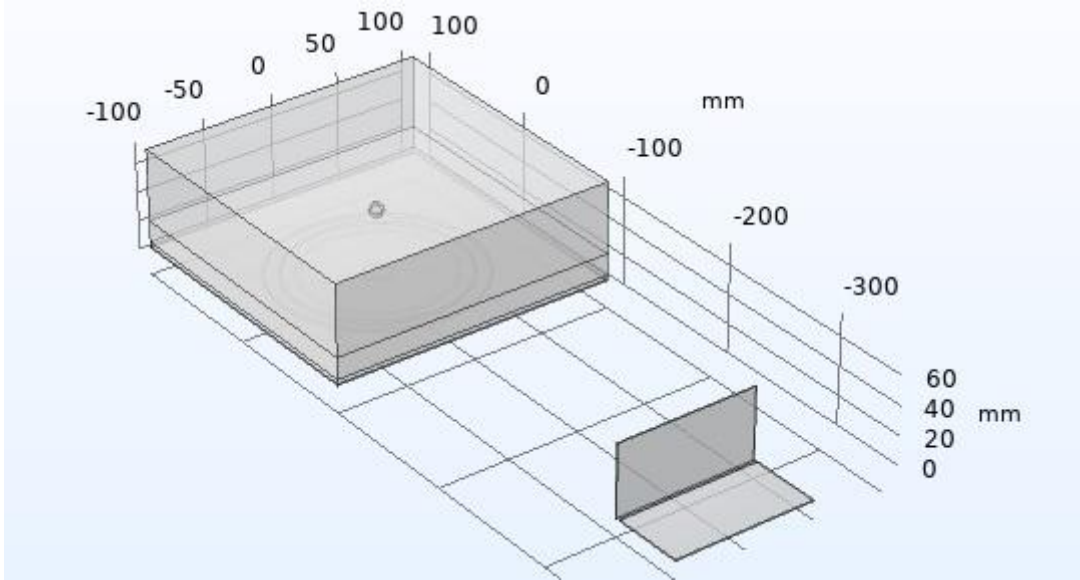
Şekil 3.6: HFAMF kaynağı pankek bobin.

AE için pankek şekilli iç yarıçapı 60 mm, dış yarıçapı 70 mm olan 4 sarımdan oluşan bir bobin tasarlanmıştır.



**Şekil 3.7:** AE bobini.

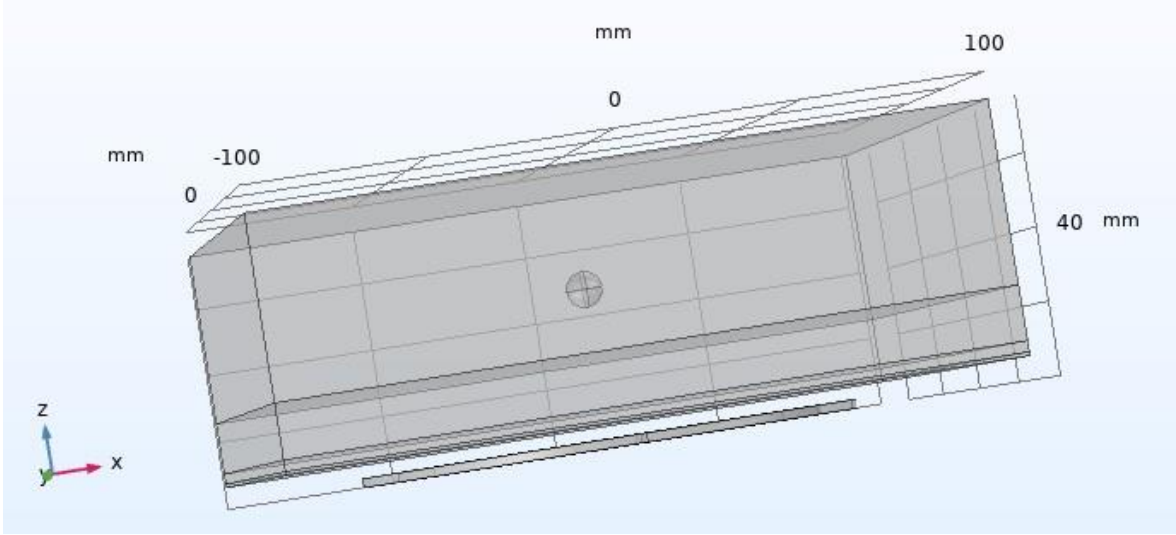
Sistemde ölçüm yapmak amacıyla, Y ekseninde yatay ve dikey olmak üzere iki adet hedef noktası tasarlanmıştır.



**Şekil 3.8:** Hedef noktaları.

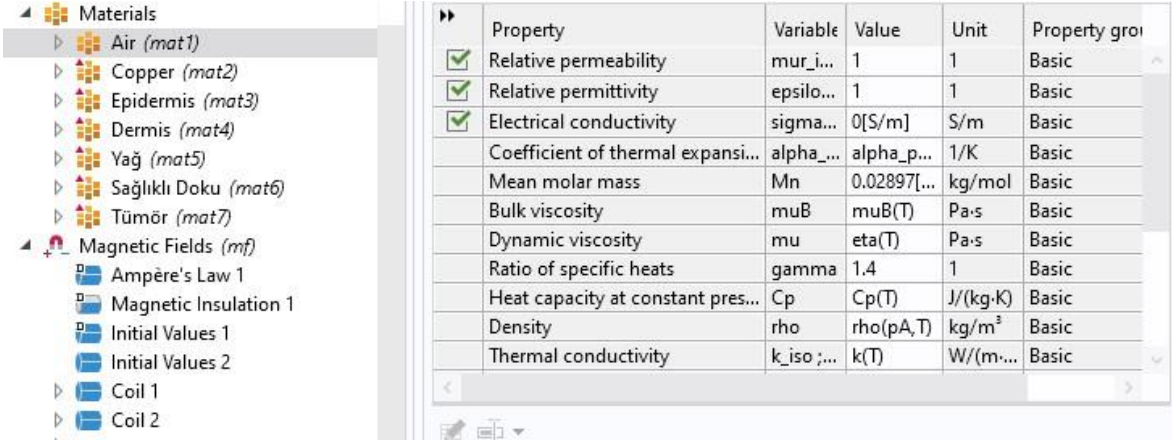
Oluşturulan bu sistemin üzerine epidermis, dermis, yağ, sağlıklı doku ve tümörden oluşan temsili bir canlı doku yerleştirilmiştir.





Şekil 3.9: Temsili canlı doku.

Materyaller kısmında bobinler bakır olarak atanmıştır. Temsili canlı doku için Tablo 3.1’deki değerler kullanılmıştır (Chauhan vd., 2018).



Şekil 3.10: Materyal ve seçilen fizik.

Tablo 3.1: Canlı doku değerleri.

Katmanlar	Yoğunluk ( $kg/m^3$ )	Öz Isı (J/kg-K)	İletkenlik (W/m-K)
Sağlıklı Doku	1000	2540	0.642
Tümör	1660	3720	0.788
Yağ	2000	6500	0.69
Dermis	1200	3300	0.45
Epidermis	1200	3590	0.24

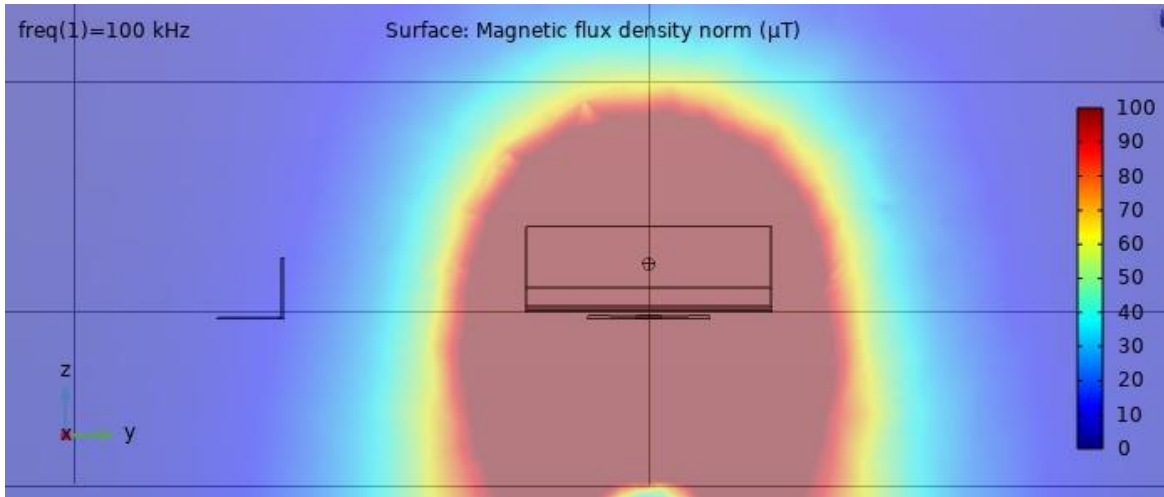
HFAMF kaynağı için akım değeri 55.1 amper (A), AE için 50 A kullanılmıştır. Sistemin çalışma frekansı 100 kHz değerindedir. Benzetimde AE olmadan ve AE varken ölçümler

alınmıştır. Bu ölçümler X ekseninde, Y ekseninde, Z ekseninde, hedef noktalarında ve tümör üzerinde yapılmıştır. Ölçümler için (3.1) ve (3.2) formülleri kullanılmıştır (Kim vd., 2020). Ekranlama etkisi (EE) gözlenmiştir ve ekranlama etkisi değeri (EED) bütün eksenlerde ölçülmüştür.

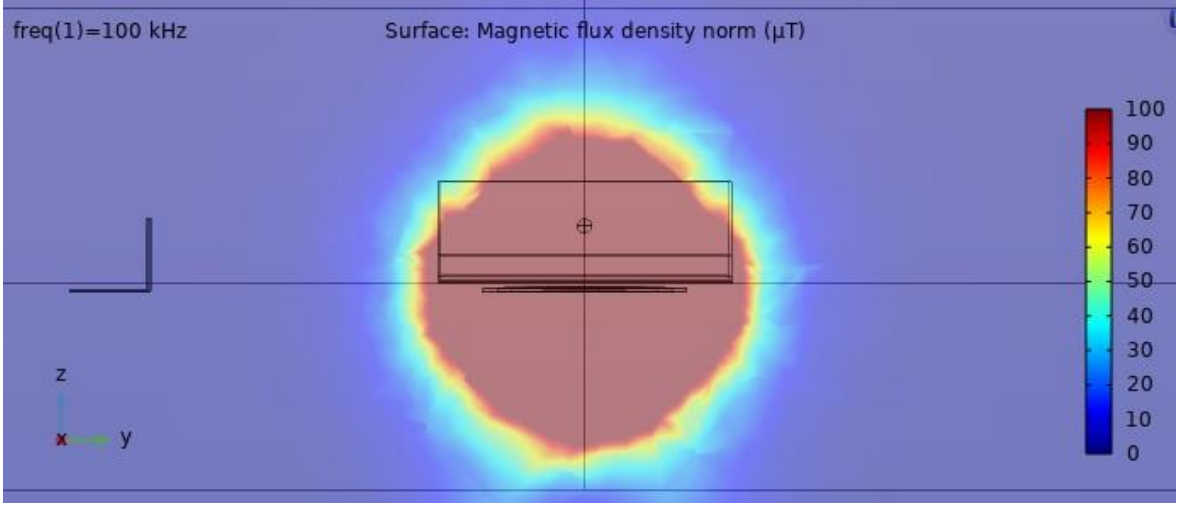
$$B_{Toplam} = B_{Kaynak} + B_{ekranlama} \quad (3.1)$$

$$EED = \left(1 - \frac{B_{Toplam}}{B_{Kaynak}}\right) \times 100 \quad (3.2)$$

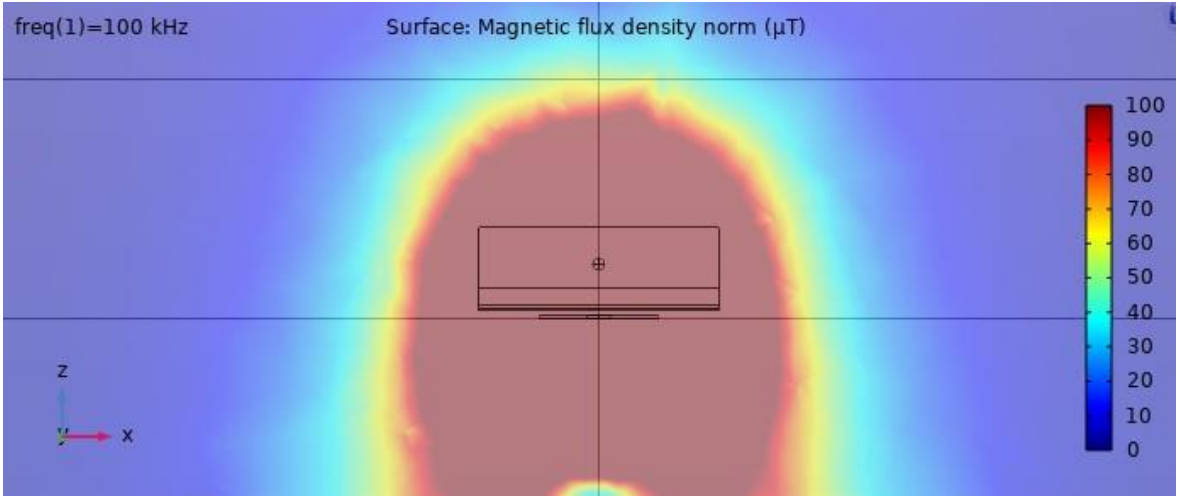
X ekseninde en yüksek EED son ölçüm noktasında yani merkezden 500 mm uzaklıkta %99.0267 olarak bulunmuştur. X ekseninde EE AE bobininden 20 mm uzaklıkta başlamıştır. EE başlama noktasında EED %17.6641 olarak bulunmuştur. Y ekseninde en yüksek EED AE bobininden 500 mm uzaklıkta %98.835 olarak bulunmuştur. EE AE bobininden 20 mm uzaklıkta başlamıştır ve EED %14.8708 olarak bulunmuştur. Z ekseninde en yüksek EED sistemin merkezine 220 mm uzaklıkta %91.4373 olarak bulunmuştur. EE sistemin merkezinden itibaren başlamıştır ve EED %9.6008 olarak bulunmuştur.



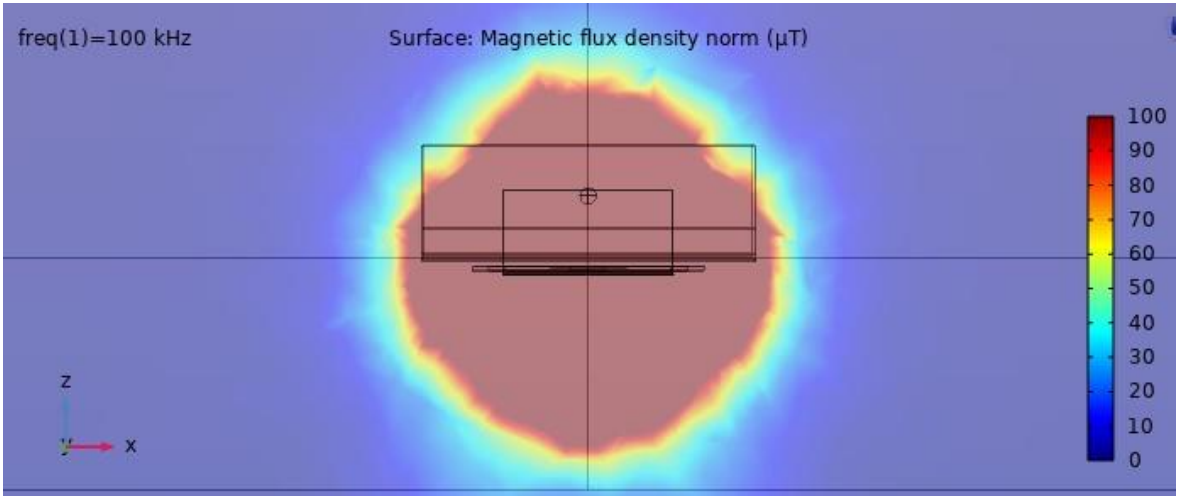
**Şekil 3.11:** Sistemin X ekseninde AE olmadan manyetik akı yoğunluğu haritası.



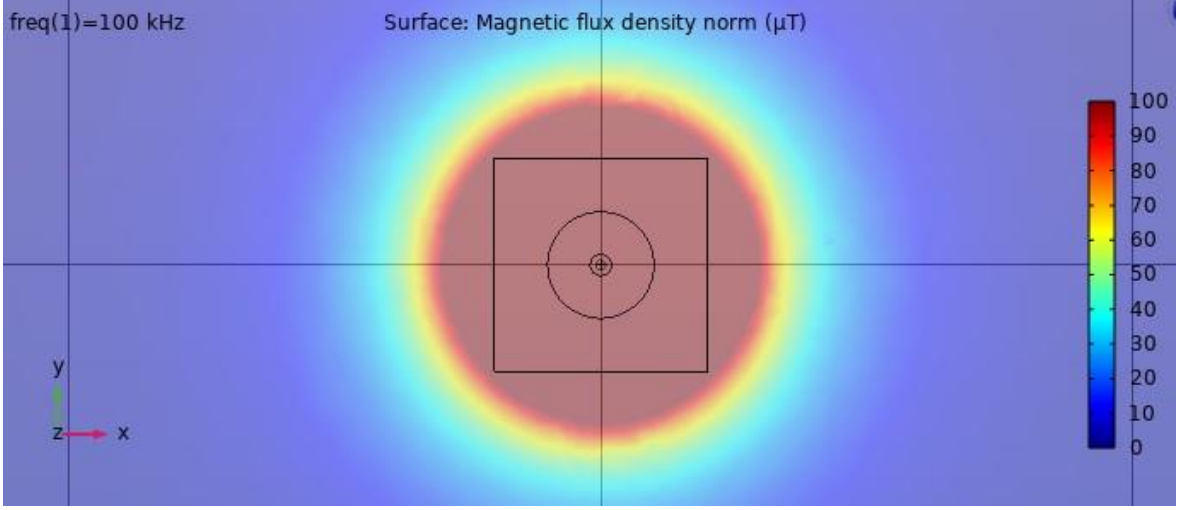
Şekil 3.12: Sistemin X ekseninde AE ile manyetik akı yoğunluğu haritası.



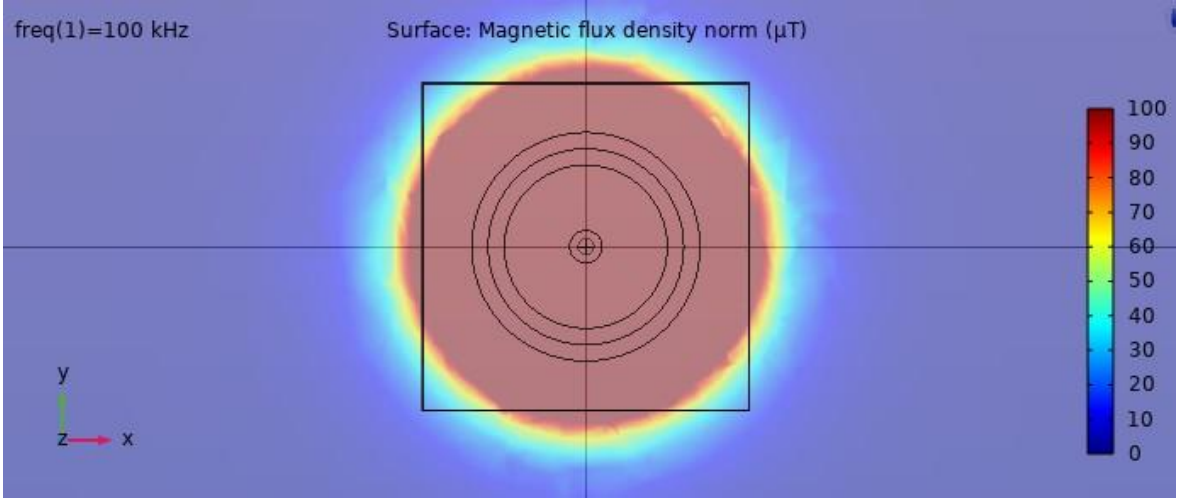
Şekil 3.13: Sistemin Y ekseninde AE olmadan manyetik akı yoğunluğu haritası.



Şekil 3.14: Sistemin Y ekseninde AE ile manyetik akı yoğunluğu haritası.

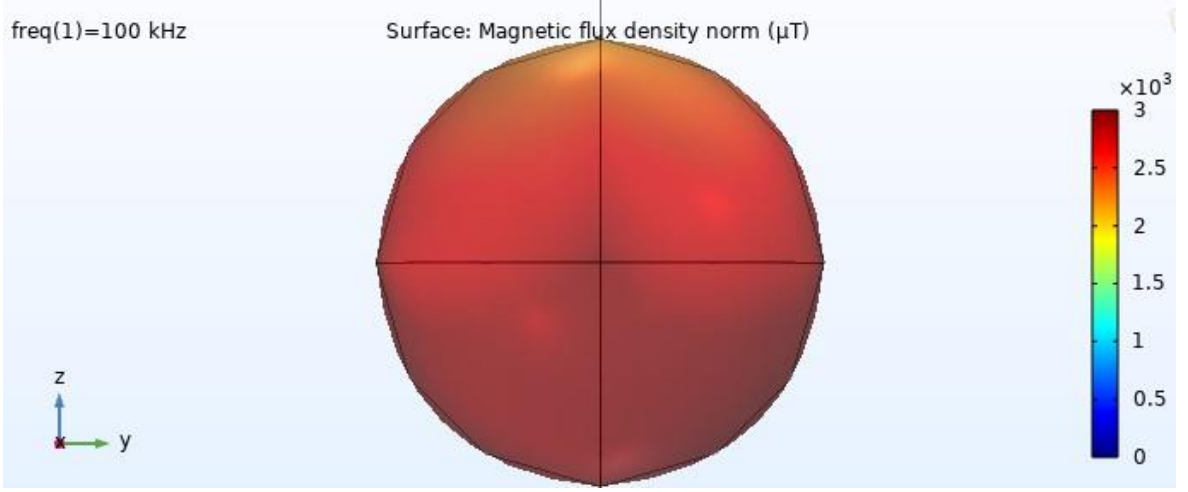


**Şekil 3.15:** Sistemin Z ekseninde AE olmadan manyetik akı yoğunluğu haritası.

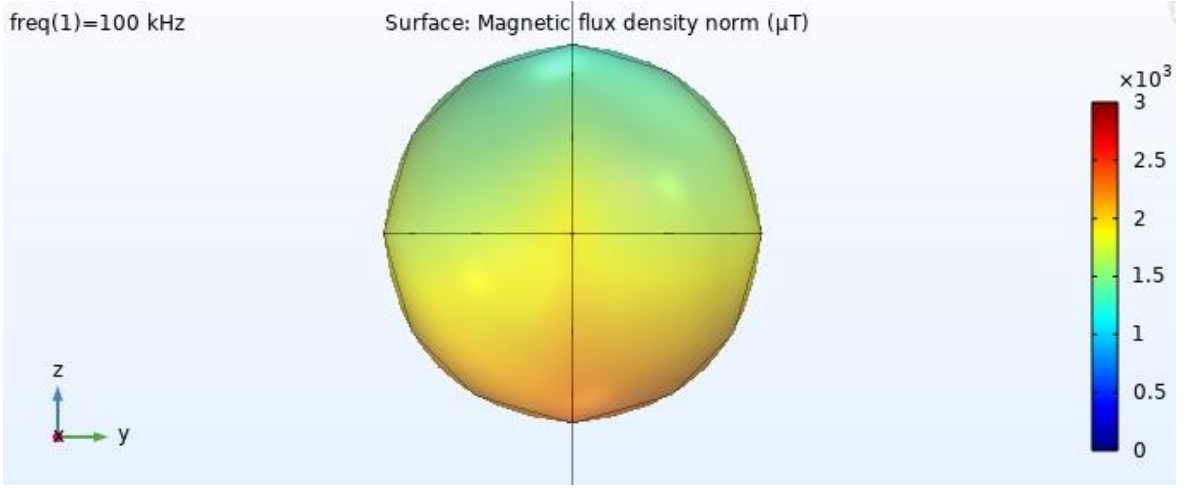


**Şekil 3.16:** Sistemin Z ekseninde AE ile manyetik akı yoğunluğu haritası.

Şekil 3.17 ve Şekil 3.18 arasındaki fark geleneksel AE yöntemindeki dezavantajın bir göstergesidir. HFAMF bobininin AE bobininin akımı tarafından üretilen zıt manyetik alan nedeniyle elektriksel performansı düşmüştür. Sistemin merkezinden 45 mm uzaklıkta bulunan tümör bölgesinde EED %37.3157 olarak hesaplanmıştır.

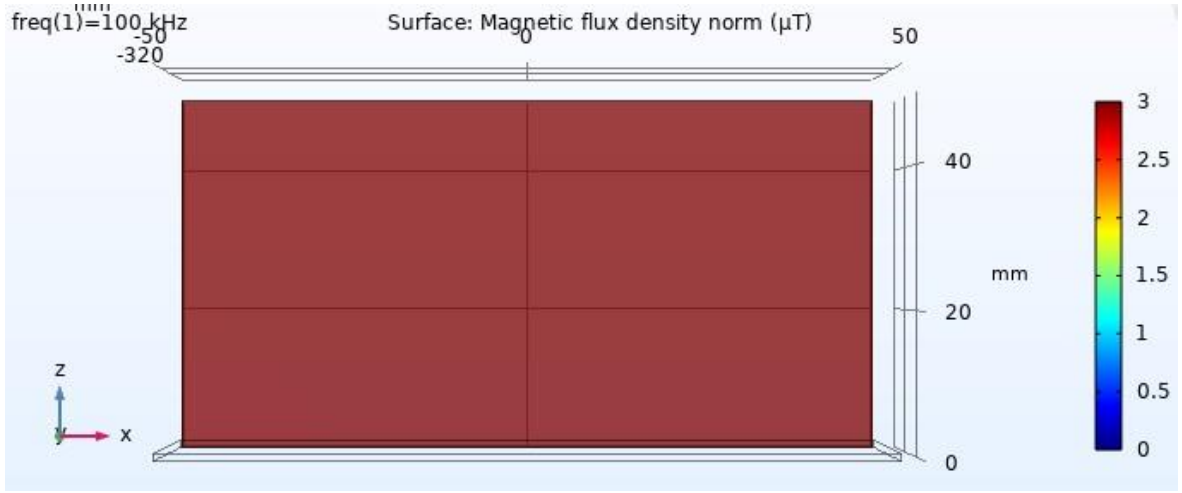


**Şekil 3.17:** Tümörün AE olmadan manyetik akı yoğunluğu haritası.

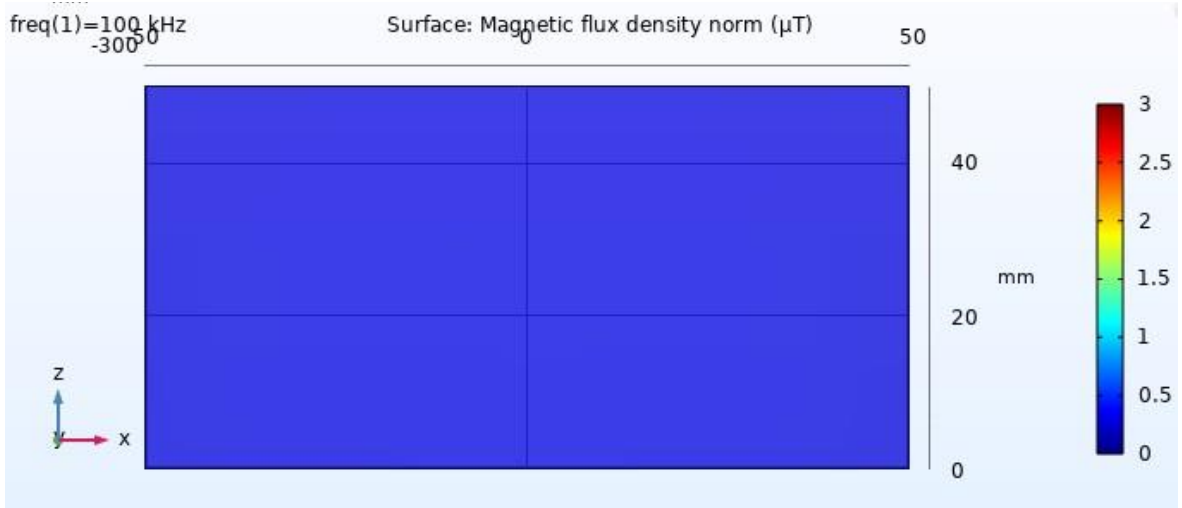


**Şekil 3.18:** Tümörün AE ile manyetik akı yoğunluğu haritası.

Merkezden 300 mm uzaklıkta bulunan dikey hedef noktasındaki değişim Şekil 3.19 ve Şekil 3.20 üzerinde gösterilmiştir.



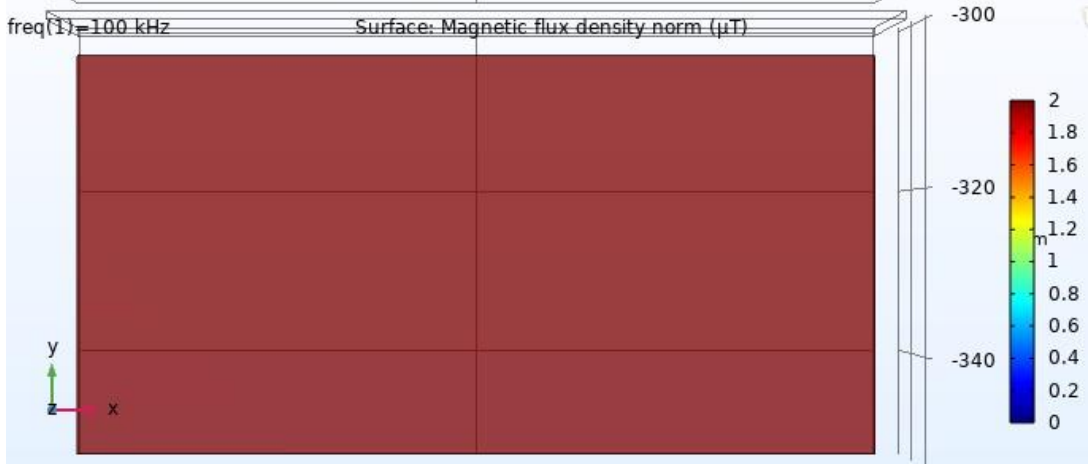
Şekil 3.19: Dikey hedefin AE olmadan manyetik akı yoğunluğu haritası.



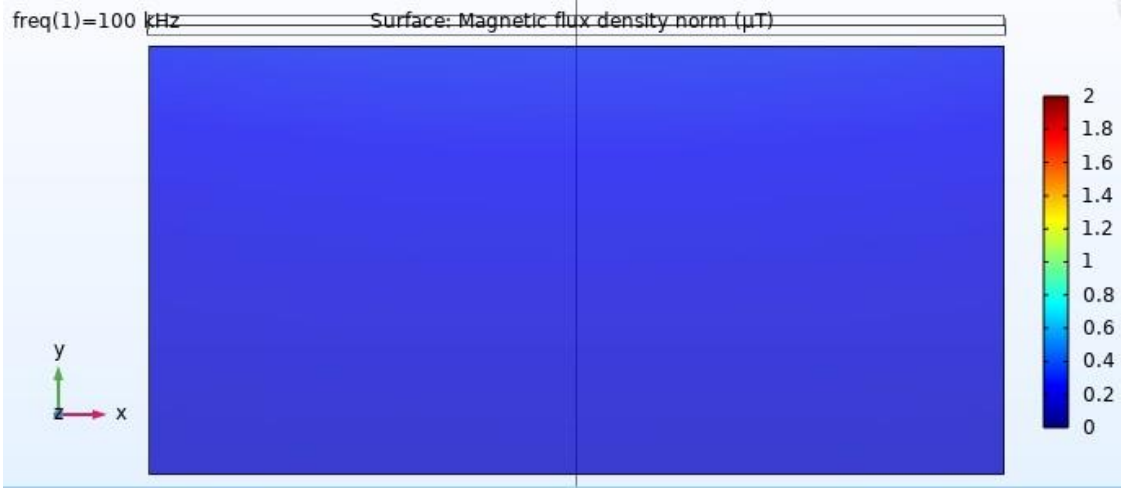
Şekil 3.20: Dikey hedefin AE ile manyetik akı yoğunluğu haritası.

Merkezden 328 mm uzaklıkta bulunan yatay hedef noktasındaki değişim Şekil 3.21 ve Şekil 3.22 üzerinde gösterilmiştir.

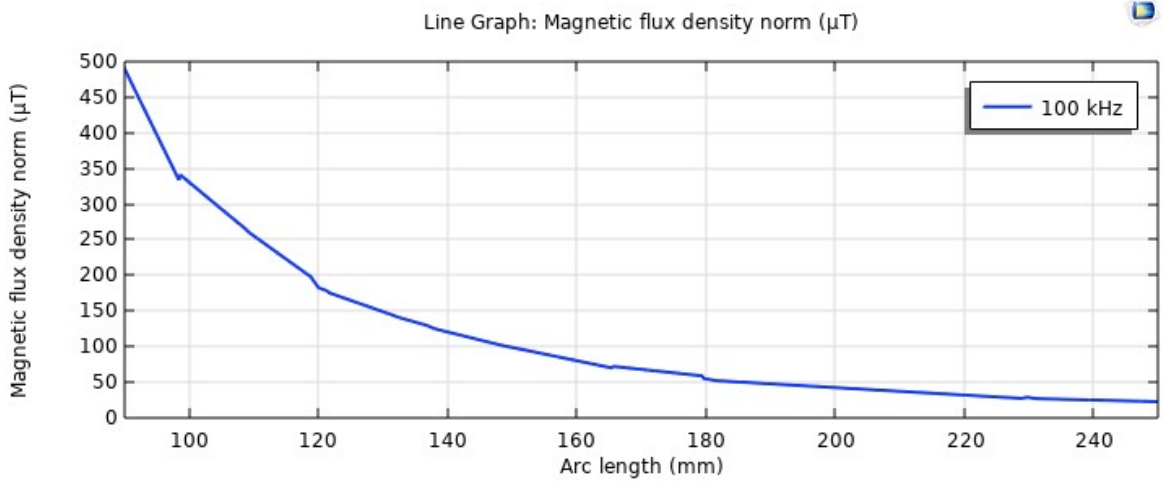




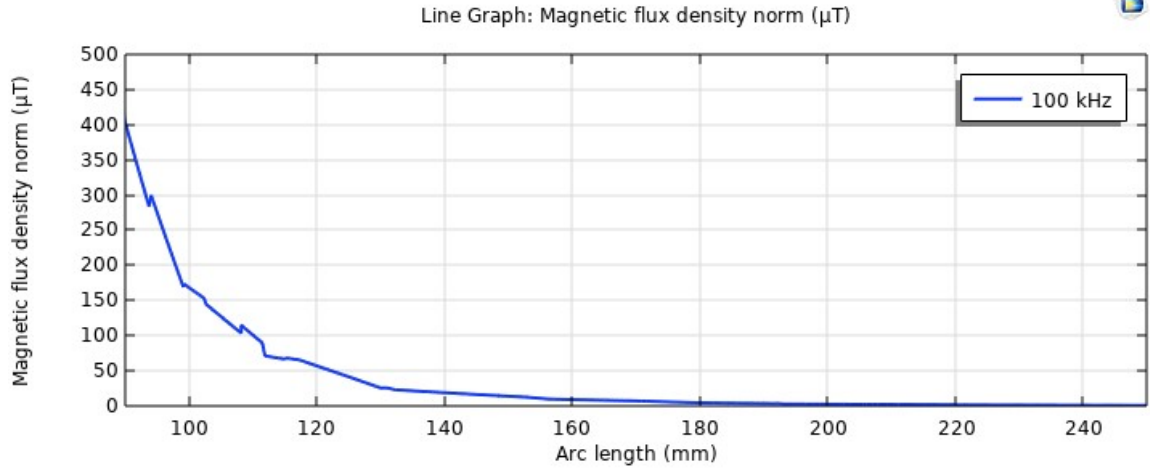
Şekil 3.21: Yatay hedefin AE olmadan manyetik akı yoğunluğu haritası.



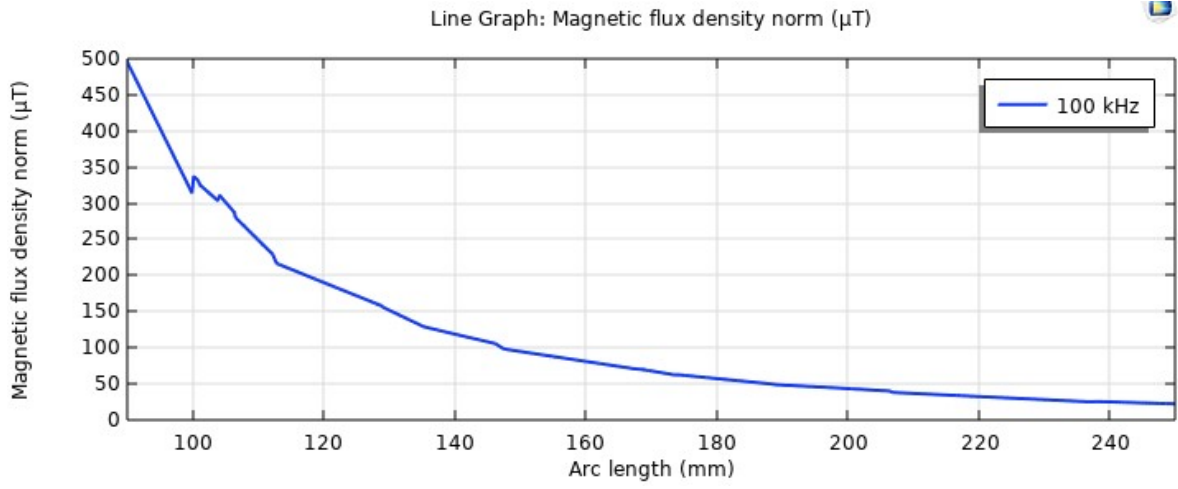
Şekil 3.22: Yatay hedefin AE ile manyetik akı yoğunluğu haritası.



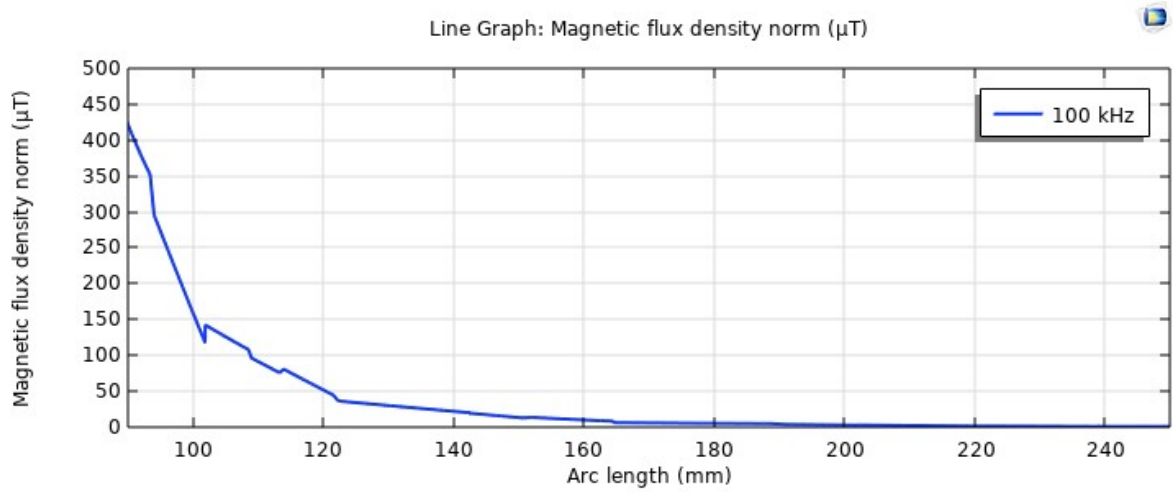
Şekil 3.23: X ekseninin AE olmadan grafiği.



Şekil 3.24: X ekseninin AE ile grafiği.

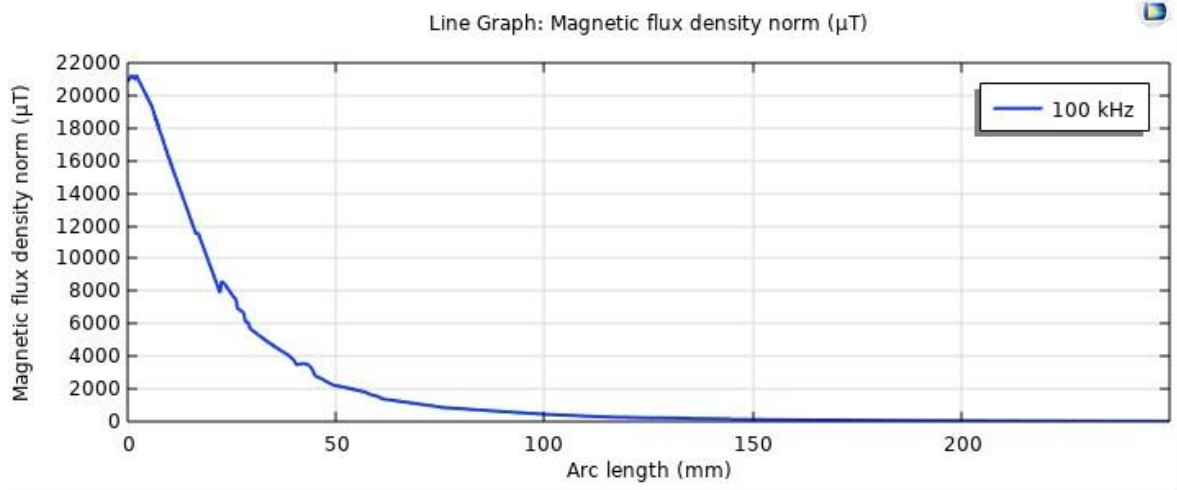


Şekil 3.25: Y ekseninin AE olmadan grafiği.

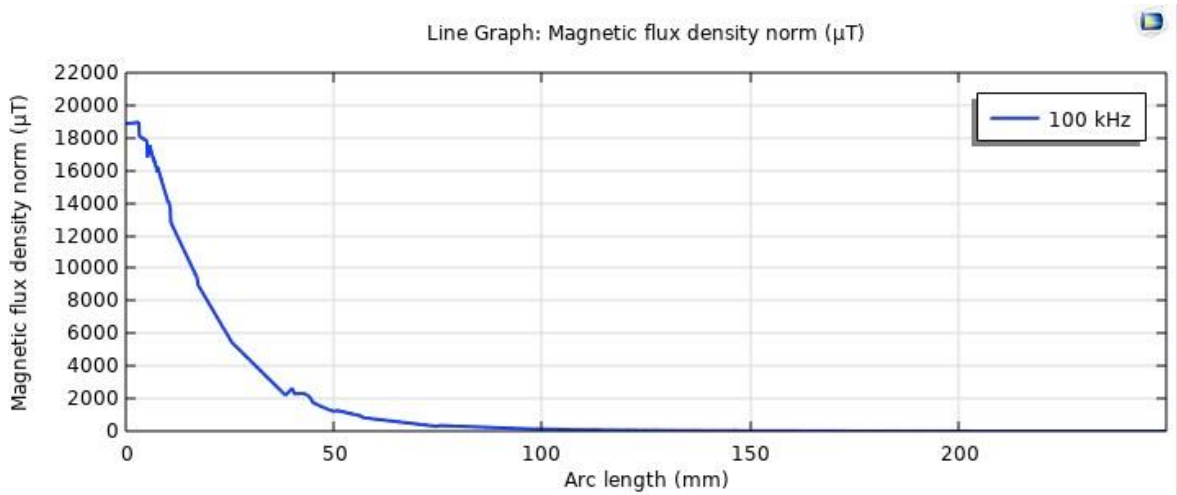


Şekil 3.26: Y ekseninin AE ile grafiği.





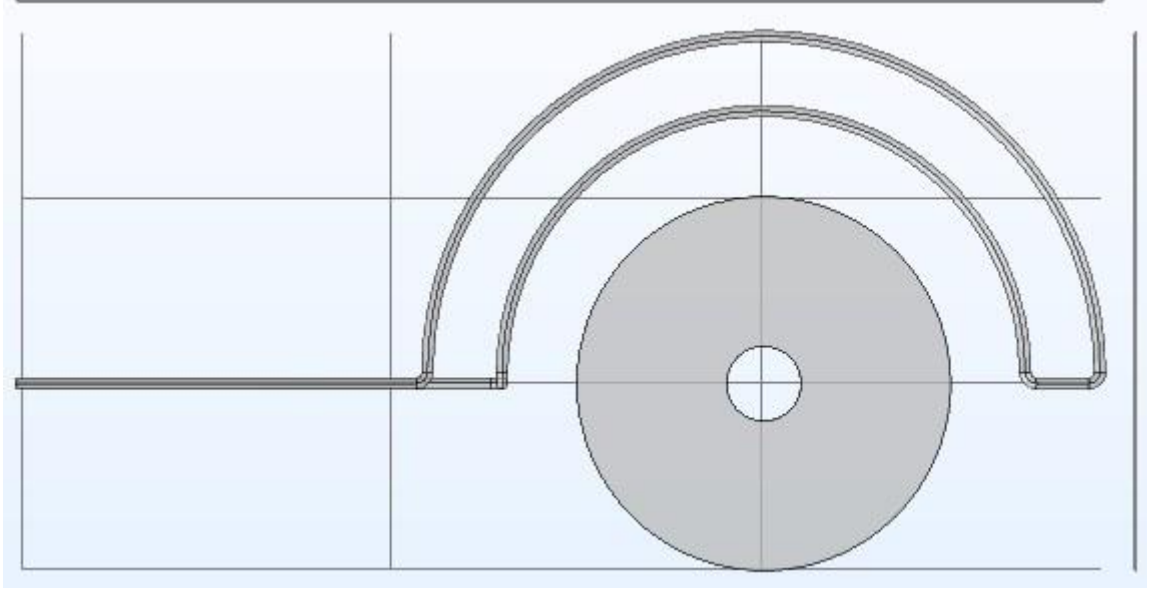
Şekil 3.27: Z ekseninin AE olmadan grafiği.



Şekil 3.28: Z ekseninin AE ile grafiği.

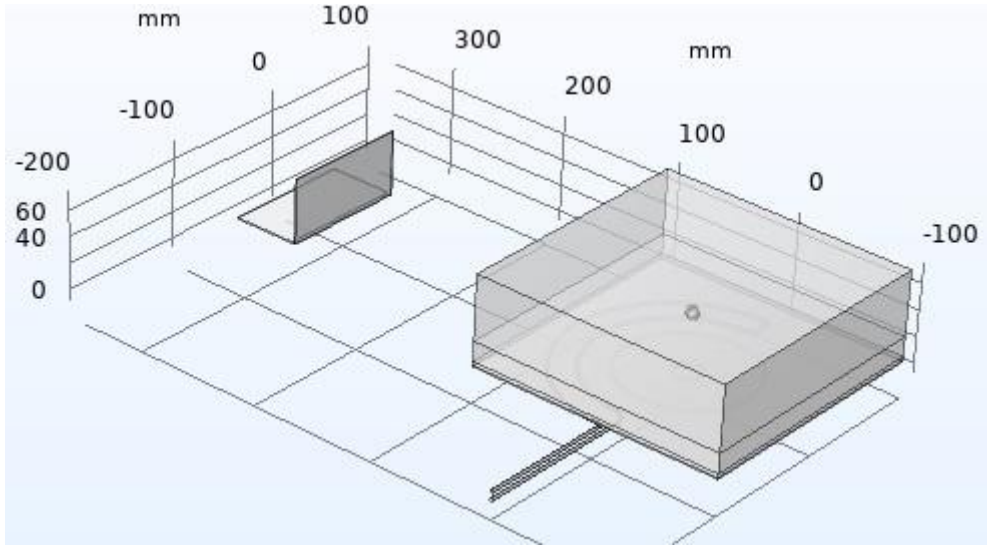
### 3.2 Tek D Şekli Bobin ile Aktif Ekranlama

Daha önce oluşturulan HFAMF kaynağı için farklı bir AE bobini tasarımı uygulaması yapıldı. Bu sistemde daha önce kullanılan temsili canlı doku kullanılmıştır. Şekil 3.29'teki bobinin iç yarıçap değeri 70 mm, dış yarıçap değeri ise 90 mm'dir.



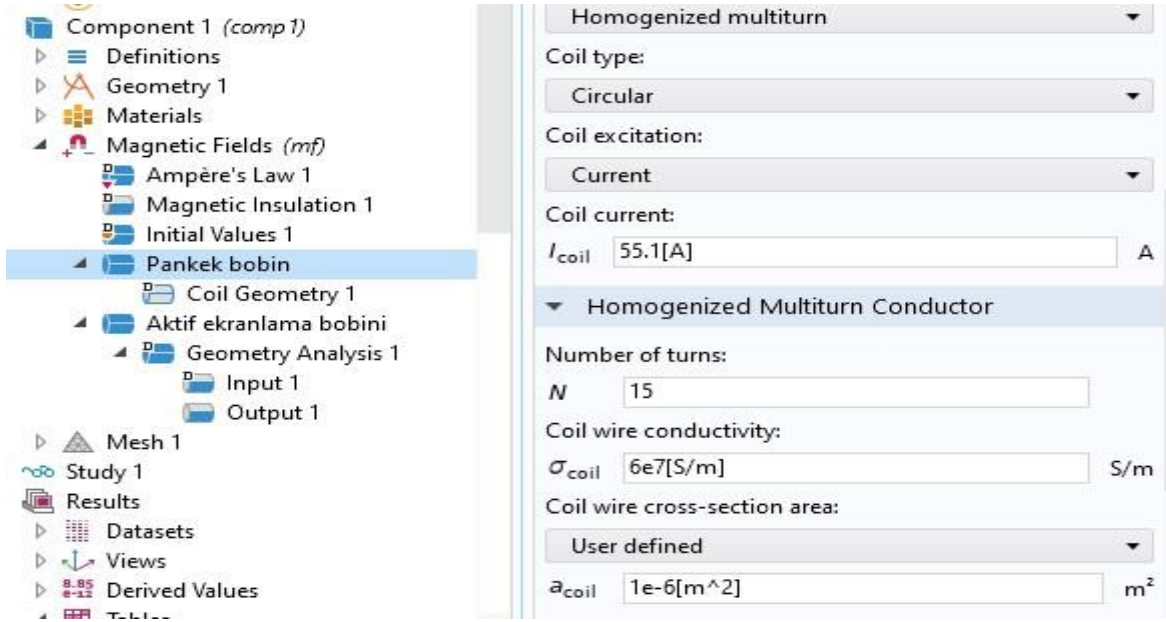
**Şekil 3.29:** AE bobini ve HFAMF bobini.

Bu yeni AE bobini, geleneksel AE bobinindeki elektriksel performans kaybını önlemiştir. Şekil 3.30'teki sistem oluşturulmuştur.



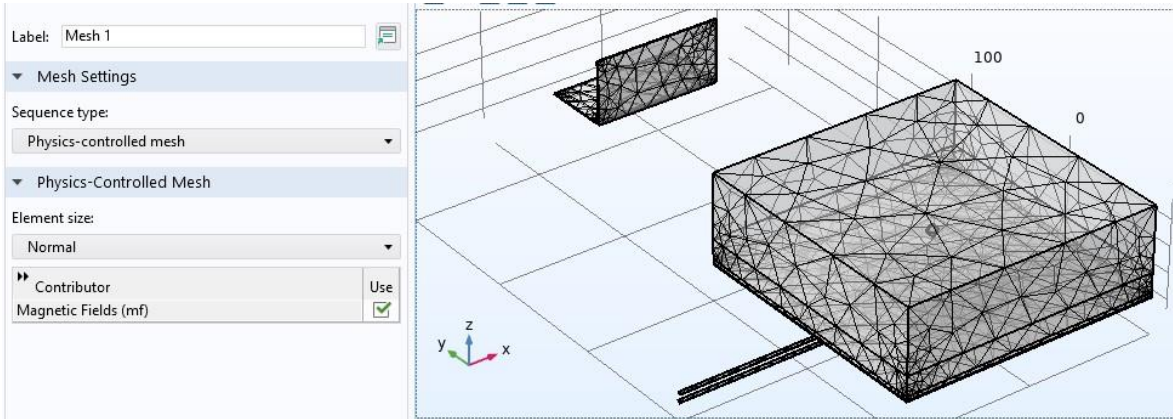
**Şekil 3.30:** Oluşturulan sistem.

HFAMF bobini için 55.1 A, AE bobini için 50 A değerleri girilmiştir. Bobinler bakır olarak atanmıştır.



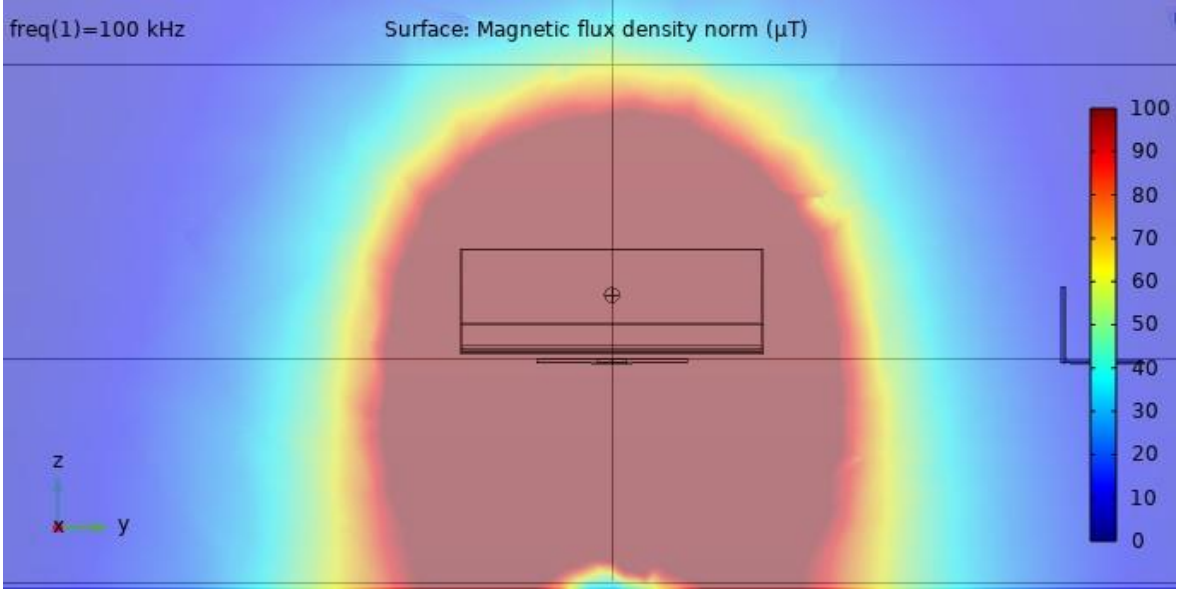
**Şekil 3.31:** HFAMF bobininin değerleri.

Sistemin mesh ayarları Şekil 3.31’ de görüldüğü gibi uygulanmıştır.

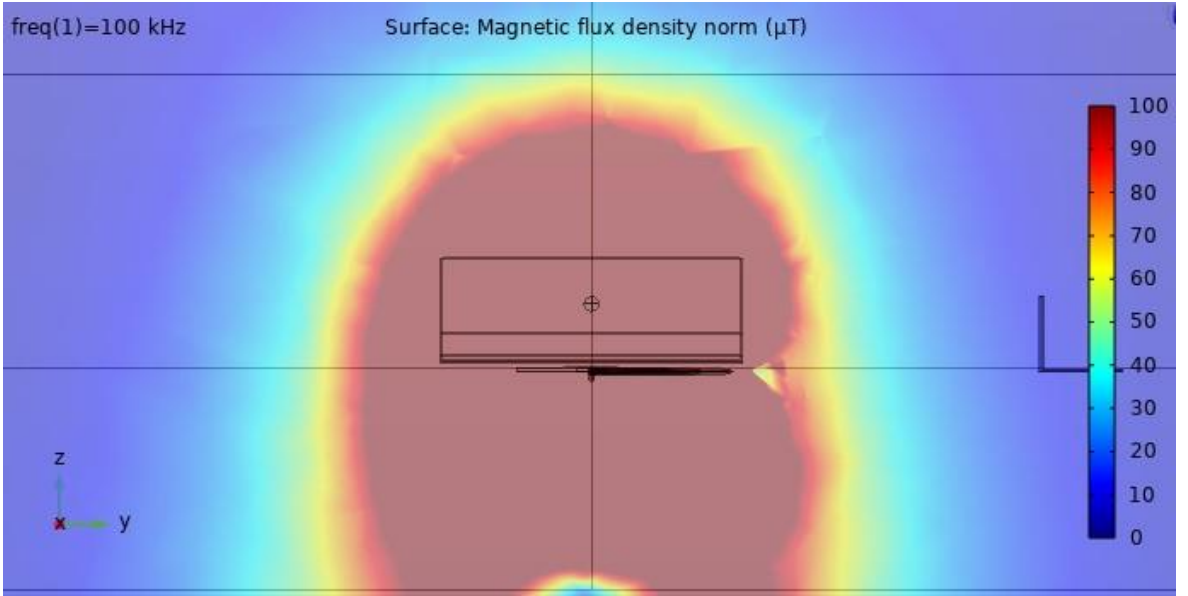


**Şekil 3.32:** Sistemin Mesh ayarları.

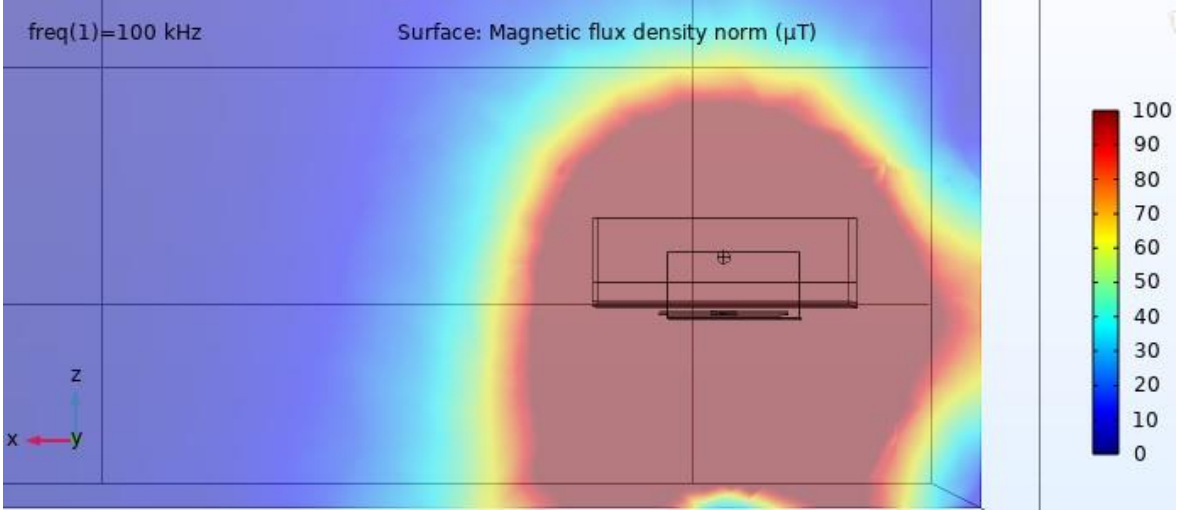
Benzetim ortamında oluşturulan sistem 100 kHz’de çalıştırılmıştır. Sistem üzerinde AE kullanılmadan ve AE kullanılarak ölçümler yapılmıştır. Sistemin AE kullanılmış ve kullanılmamış hali Şekil 3.33 ve Şekil 3.34’te gösterilmiştir.



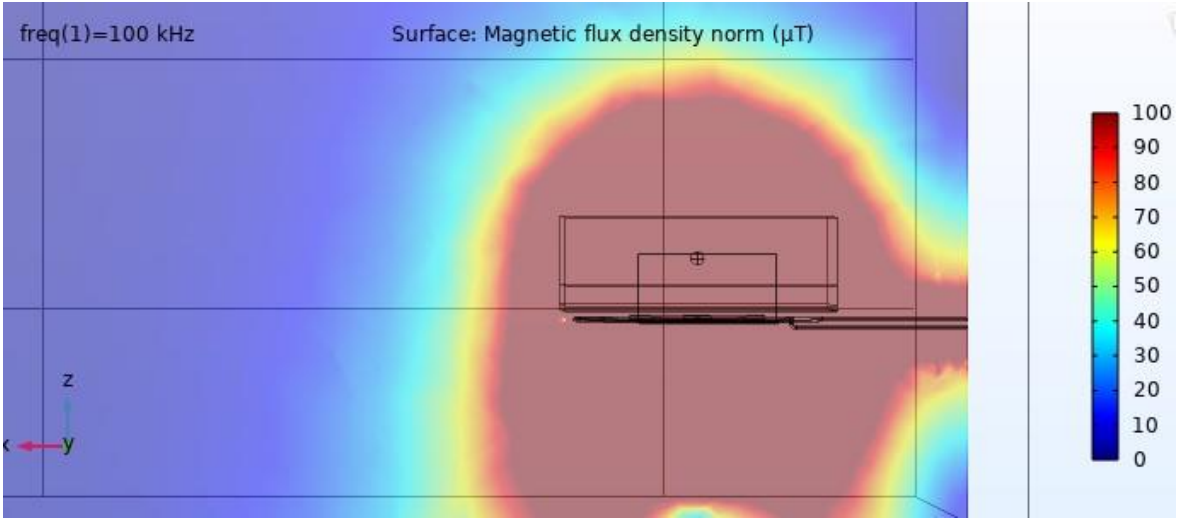
**Şekil 3.33:** Sistemin X ekseninde AE olmadan manyetik akı yoğunluğu haritası.



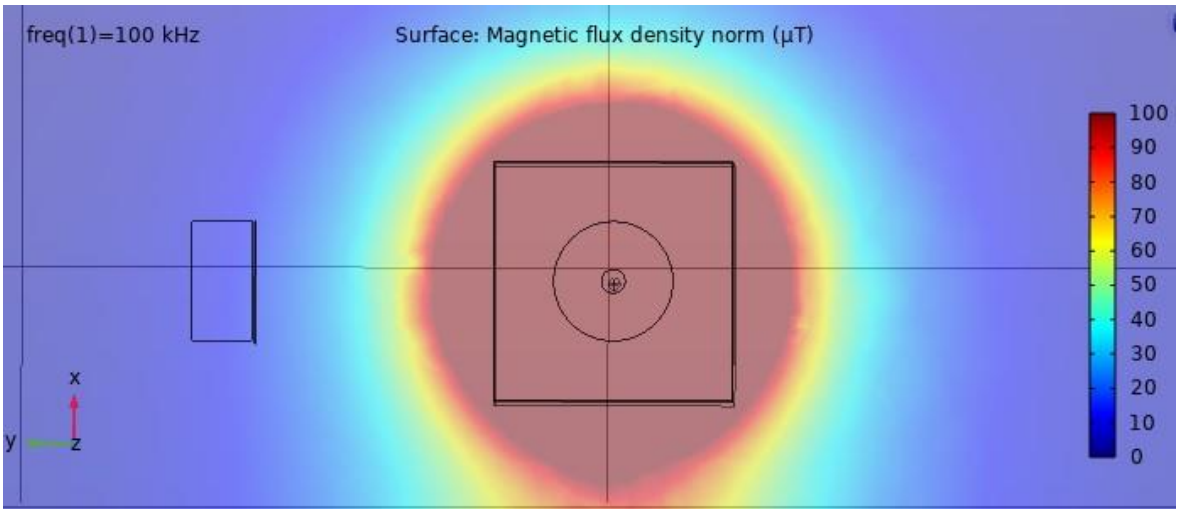
**Şekil 3.34:** Sistemin X ekseninde AE ile manyetik akı yoğunluğu haritası.



Şekil 3.35: Sistemin Y ekseninde AE olmadan manyetik akı yoğunluğu haritası.

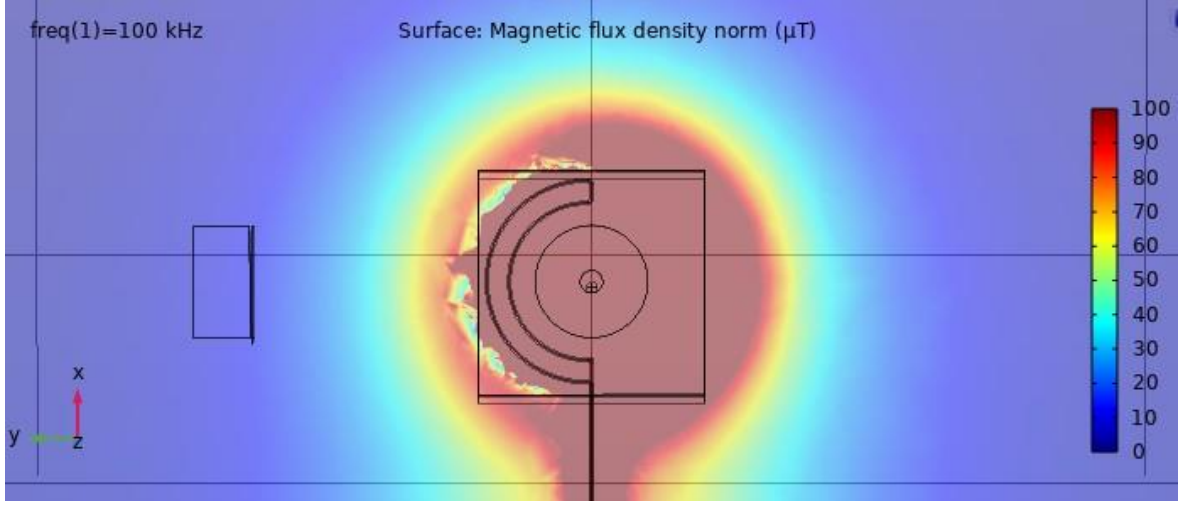


Şekil 3.36: Sistemin Y ekseninde AE ile manyetik akı yoğunluğu haritası.



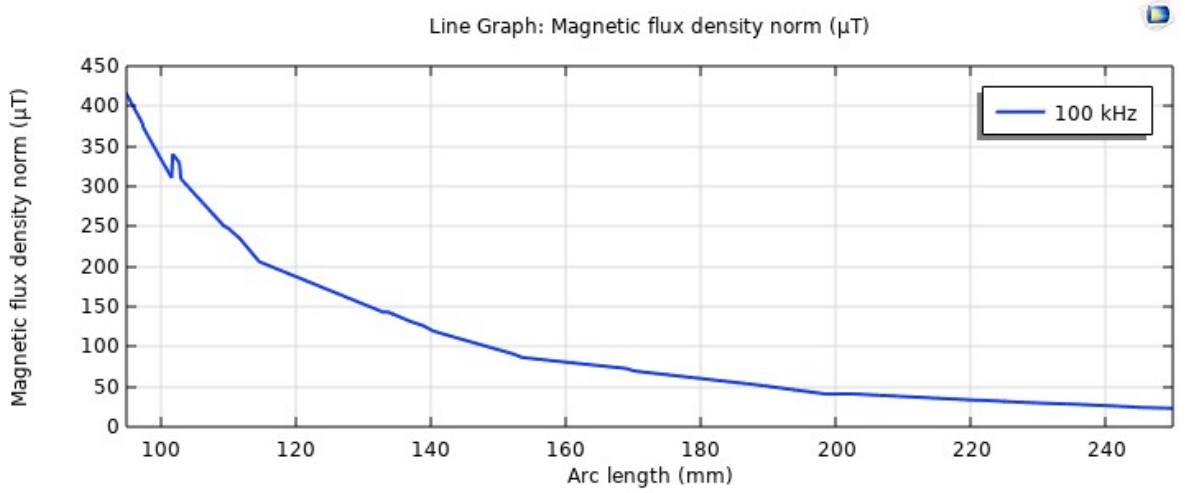
Şekil 3.37: Sistemin Z ekseninde AE olmadan manyetik akı yoğunluğu haritası.



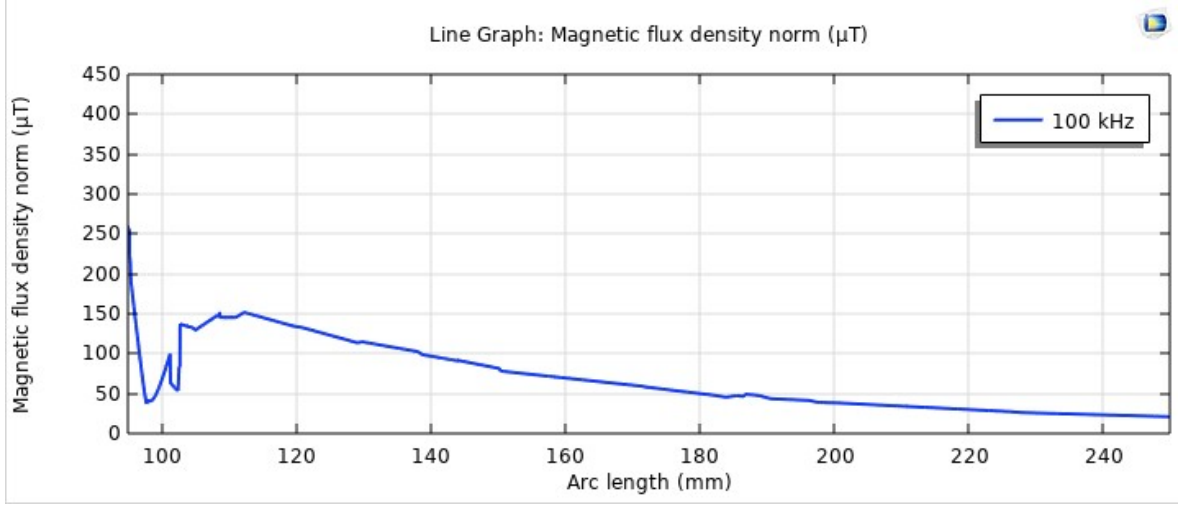


**Şekil 3.38:** Sistemin Z ekseninde AE ile manyetik akı yoğunluğu haritası.

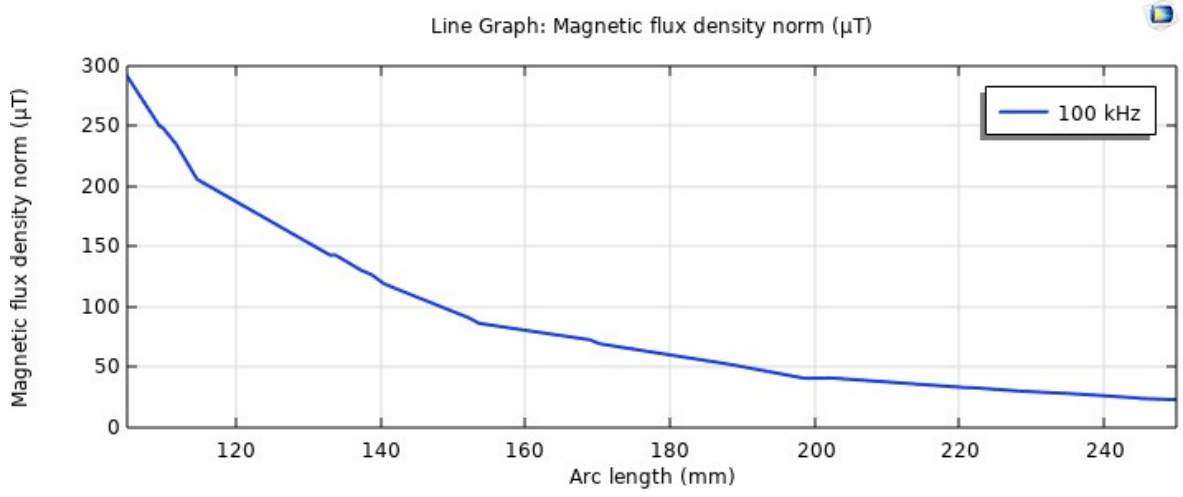
Şekil 3.38’de görüldüğü gibi AE uygulanan kısımda HFAMF azalmıştır. X ekseninde en yüksek EED AE bobininden 10 mm uzaklıkta %80.3535 olarak bulunmuştur. EE sistemin merkezinden 90 mm uzaklıkta başlamıştır ve EED %22.4816 olarak bulunmuştur. Y ekseninde en yüksek EED AE bobininden 20 mm uzaklıkta %88.1104 olarak bulunmuştur. Y ekseninde EE AE bobininden 20 mm uzaklıkta başlamıştır. Z ekseninde EE merkezden 40 mm uzaklıkta başlamıştır ve EED %7.2370 olarak bulunmuştur. En yüksek EED merkezden 240 mm uzaklıkta %19.8581 olarak bulunmuştur.



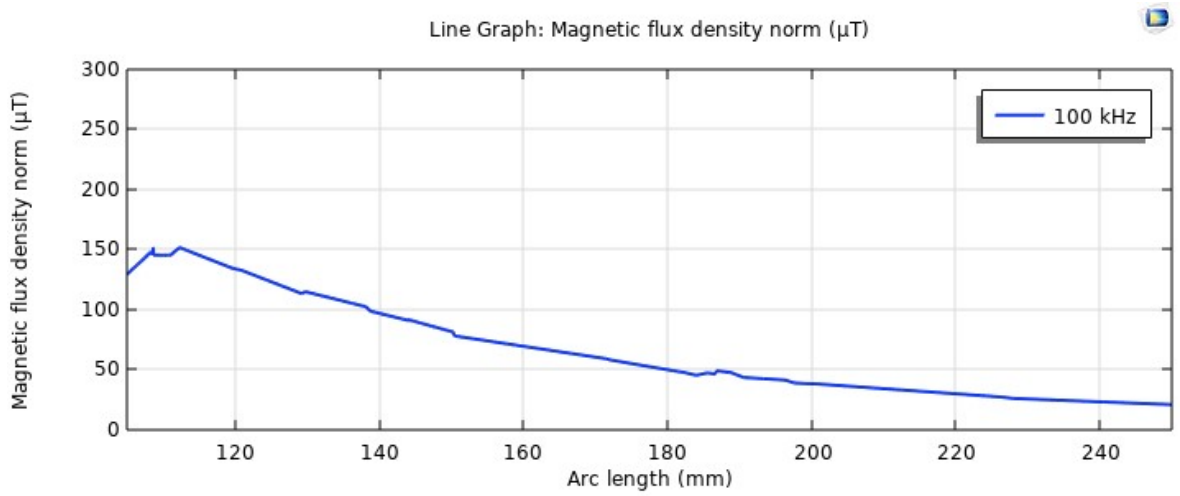
**Şekil 3.39:** X ekseninin AE olmadan grafiği.



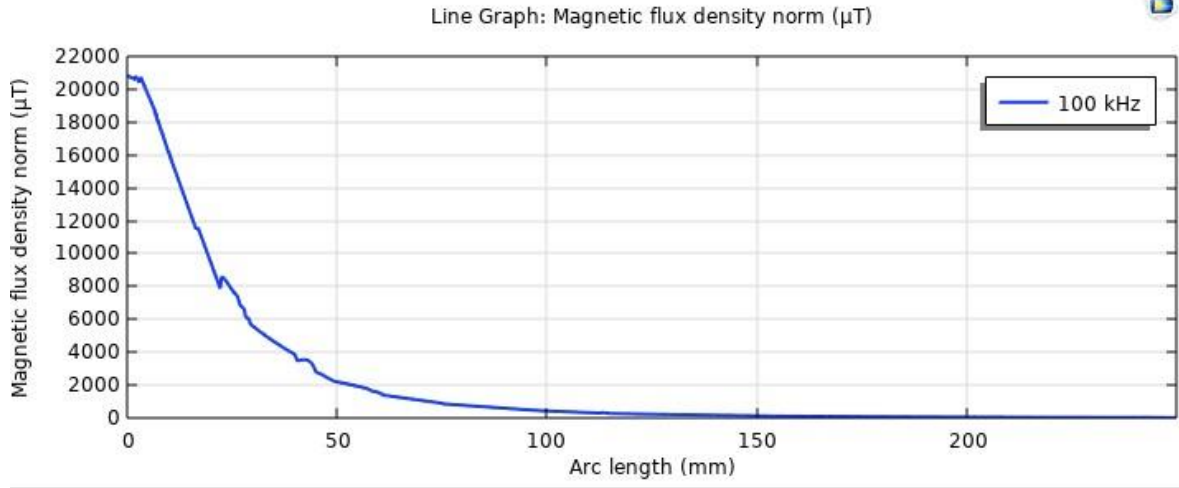
Şekil 3.40: X ekseninin AE ile grafiği.



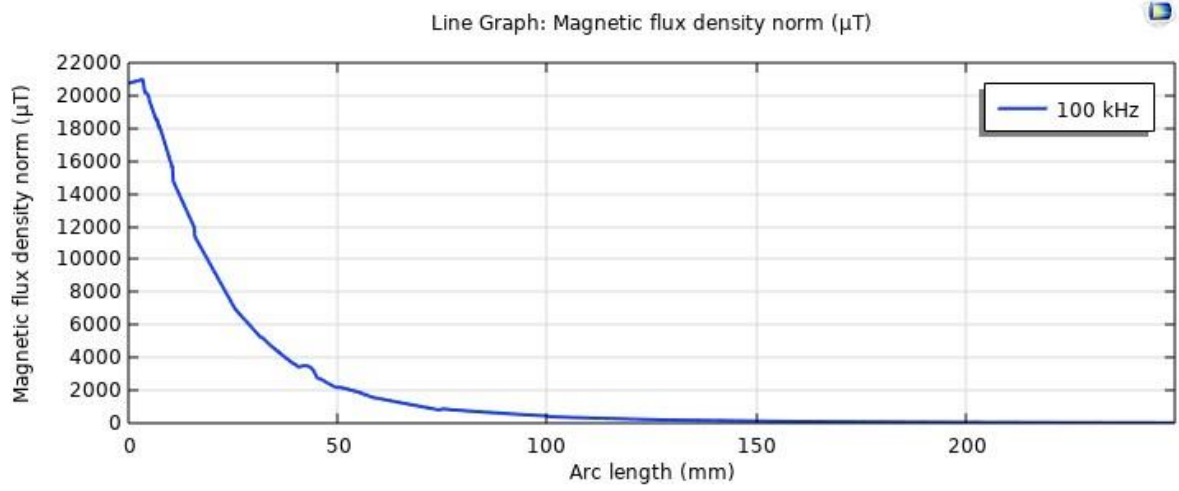
Şekil 3.41: Y ekseninin AE olmadan grafiği.



Şekil 3.42: Y ekseninin AE ile grafiği.



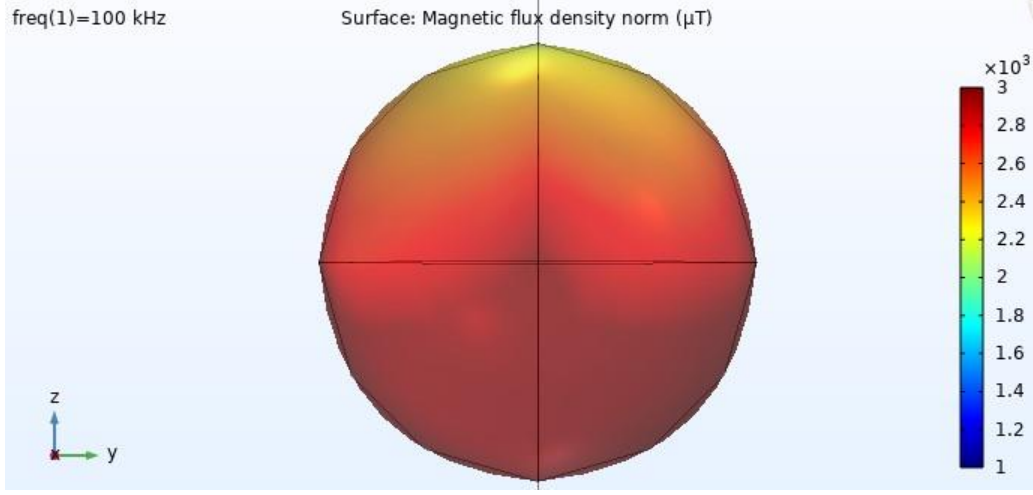
**Şekil 3.43:** Z ekseninin AE olmadan grafiği.



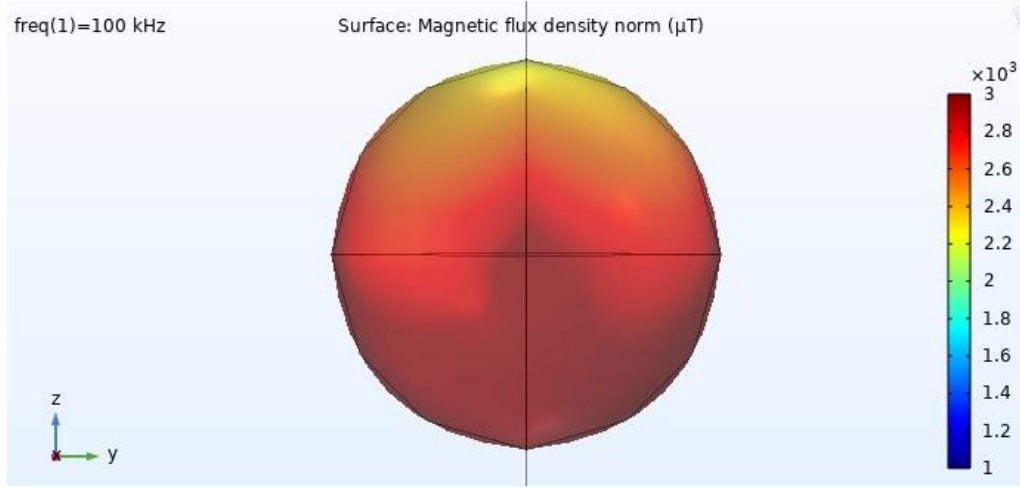
**Şekil 3.44:** Z ekseninin AE ile grafiği.

Şekil 3.45 ve Şekil 3.46 AE kullanımının tümör üzerindeki etkisini göstermektedir. Tümör Z ekseninde merkezden 45 mm uzaklıkta bulunmaktadır. EED %1.3051 olarak bulunmuştur.

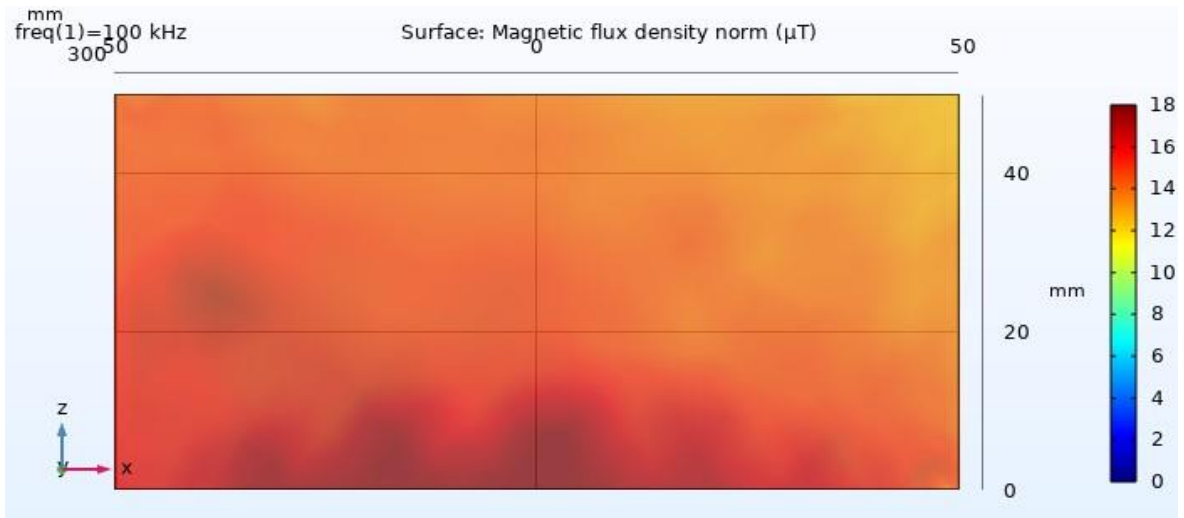




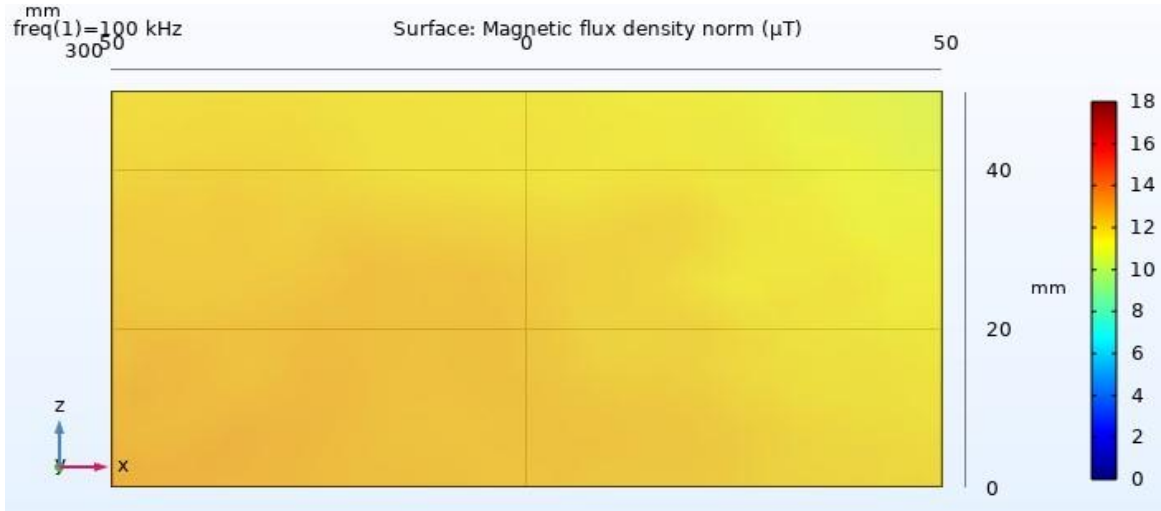
Şekil 3.45: Tümörün AE olmadan manyetik akı yoğunluğu haritası.



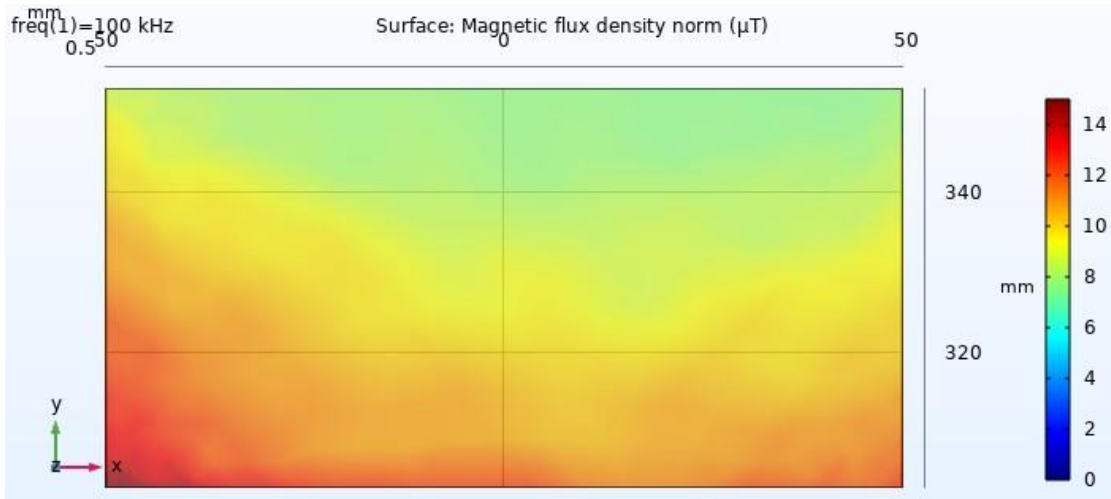
Şekil 3.46: Tümörün AE ile manyetik akı yoğunluğu haritası.



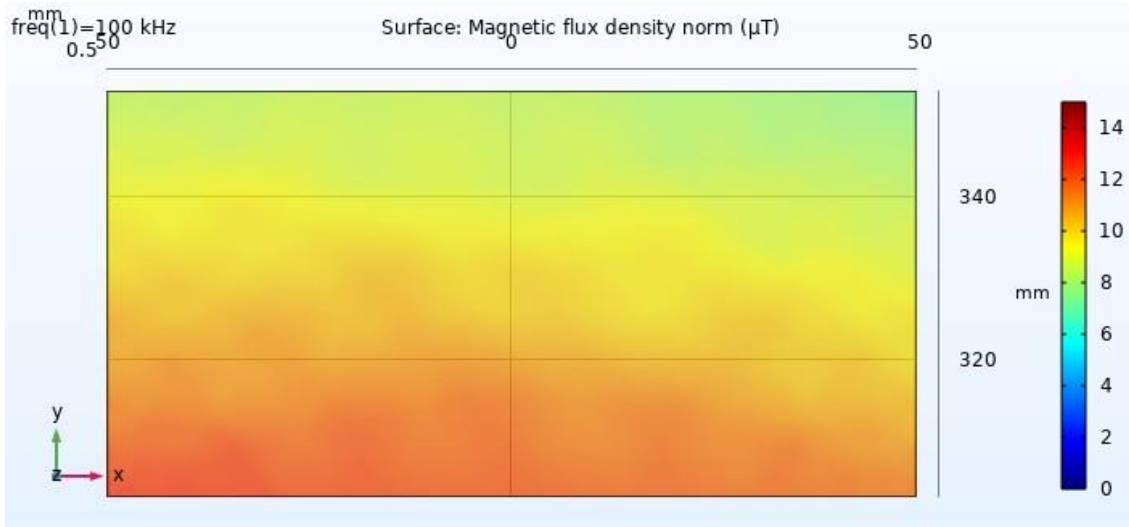
Şekil 3.47: Dikey hedefin AE olmadan manyetik akı yoğunluğu haritası.



Şekil 3.48: Dikey hedefin AE ile manyetik akı yoğunluğu haritası.



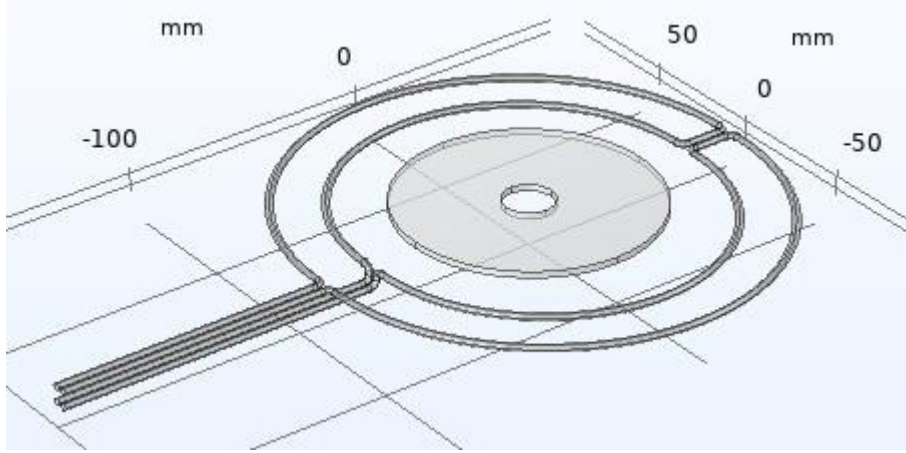
Şekil 3.49: Yatay hedefin AE olmadan manyetik akı yoğunluğu haritası.



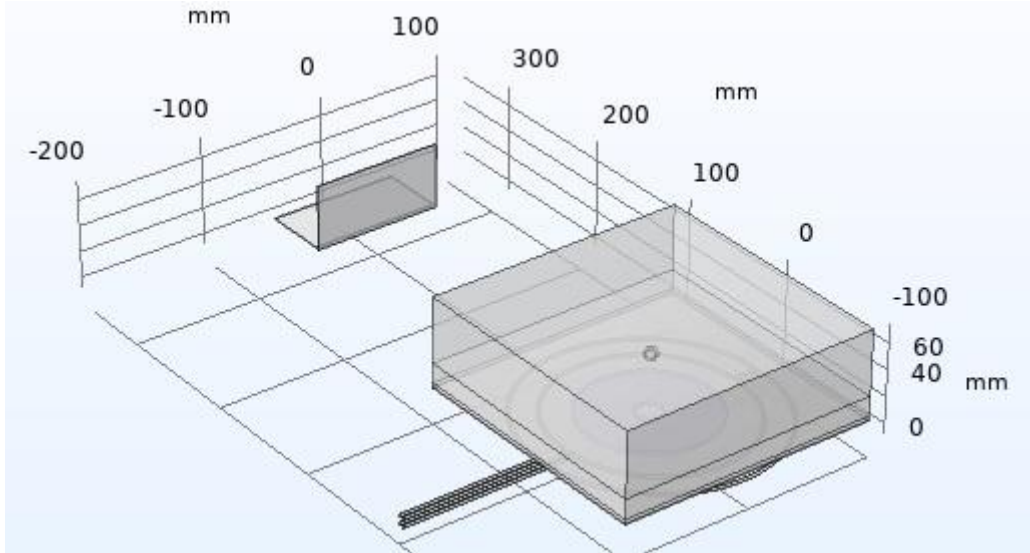
Şekil 3.50: Yatay hedefin AE ile manyetik akı yoğunluğu haritası.

### 3.3 Çift D Şekilli Bobin ile Aktif Ekranlama

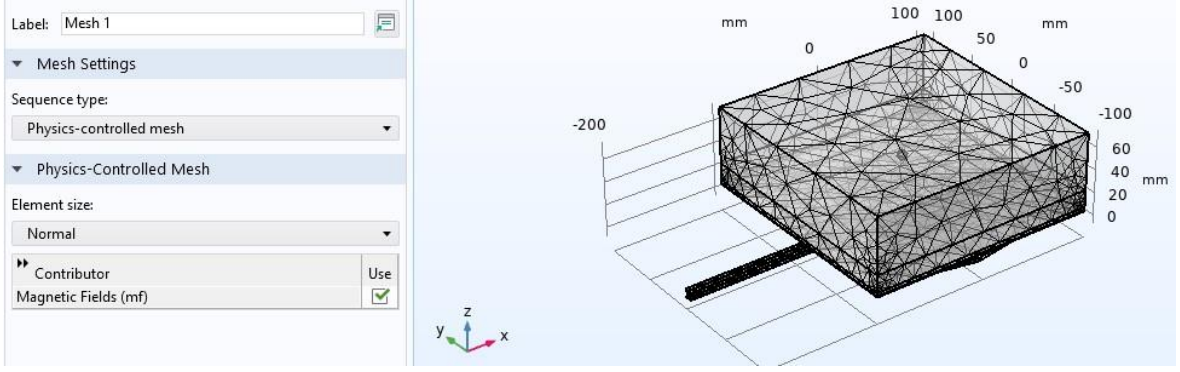
HFAMF kaynağına daha önce yapılan ekranlama çalışması iki bobinli olacak şekilde uygulanmıştır. HFAMF kaynak bobini aynı değerlerde kullanılmıştır. AE bobinlerinin ikisinin de iç yarıçapları 70 mm, dış yarıçapları ise 90 mm'dir. Sistem 100 kHz'de çalışmaktadır.



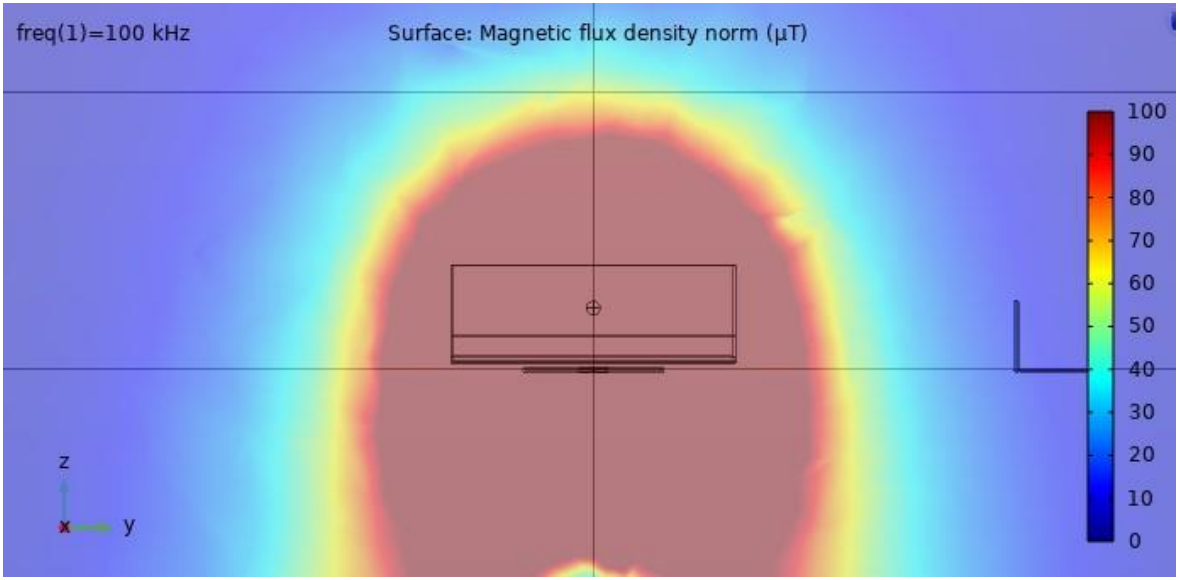
Şekil 3.51: HFAMF bobini ve AE bobini.



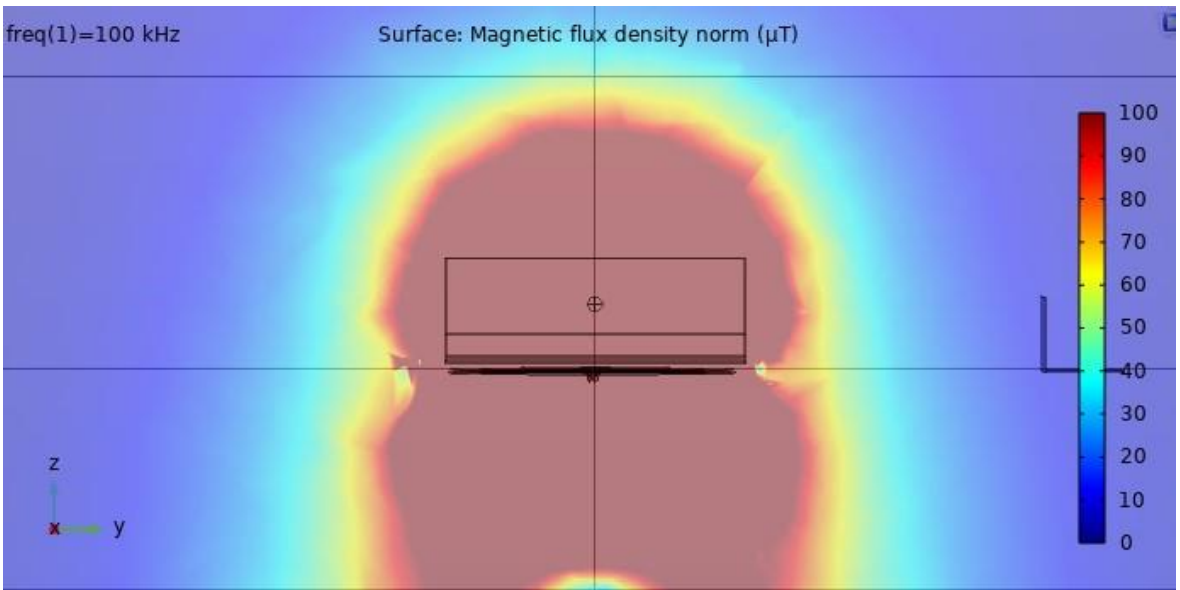
Şekil 3.52: Oluşturulan sistem.



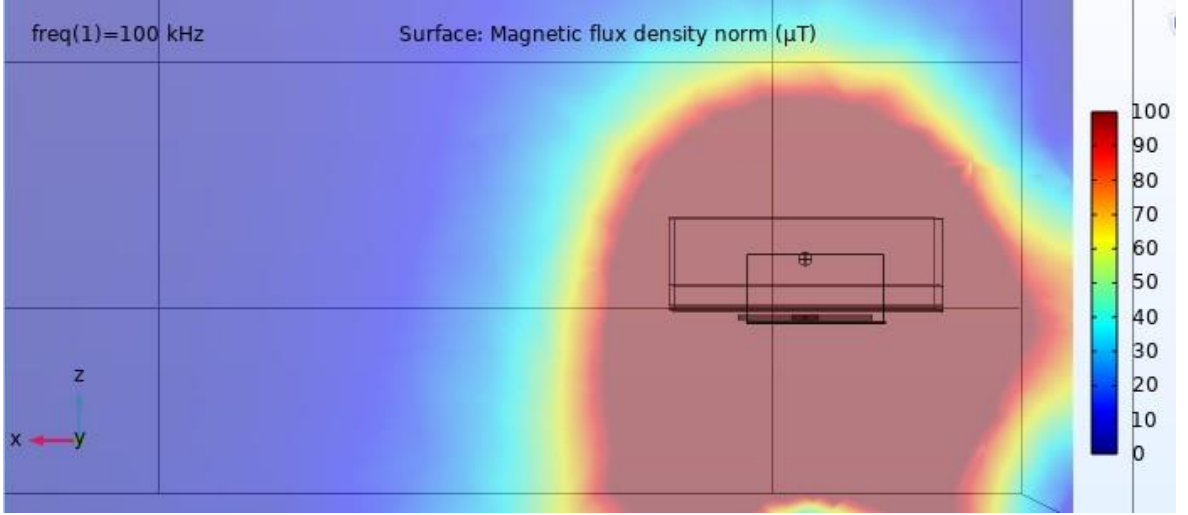
Şekil 3.53: Sistemin mesh ayarları.



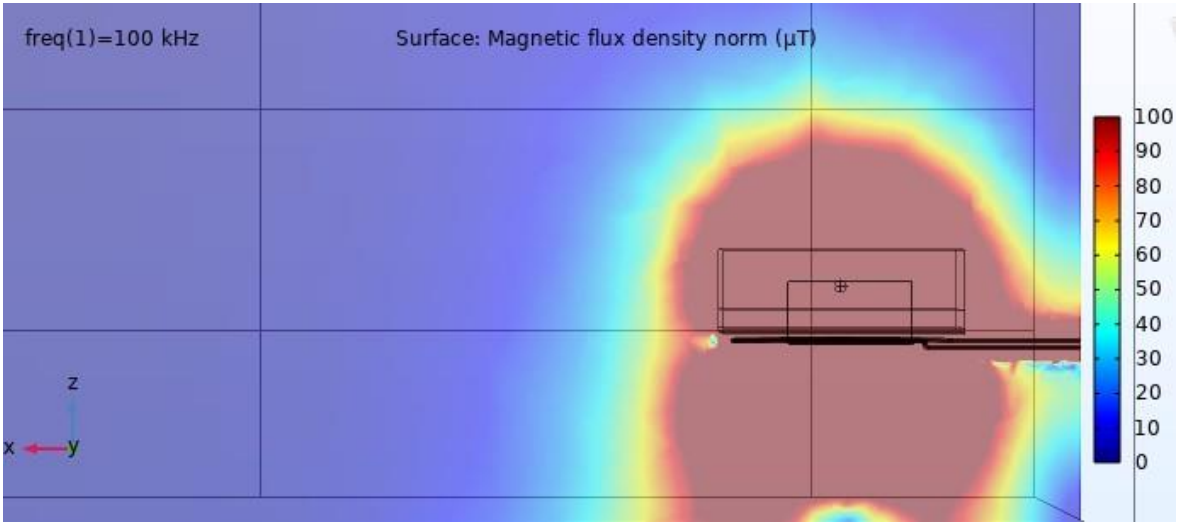
Şekil 3.54: Sistemin X ekseninde AE olmadan manyetik akı yoğunluğu haritası.



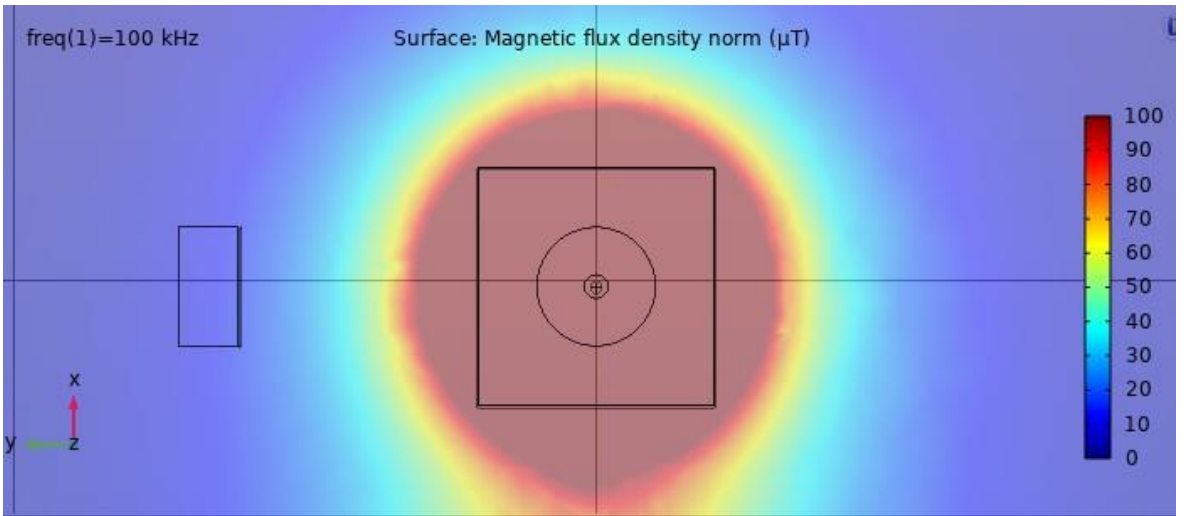
Şekil 3.55: Sistemin X ekseninde AE ile manyetik akı yoğunluğu haritası.



Şekil 3.56: Sistemin Y ekseninde AE olmadan manyetik akı yoğunluğu haritası.

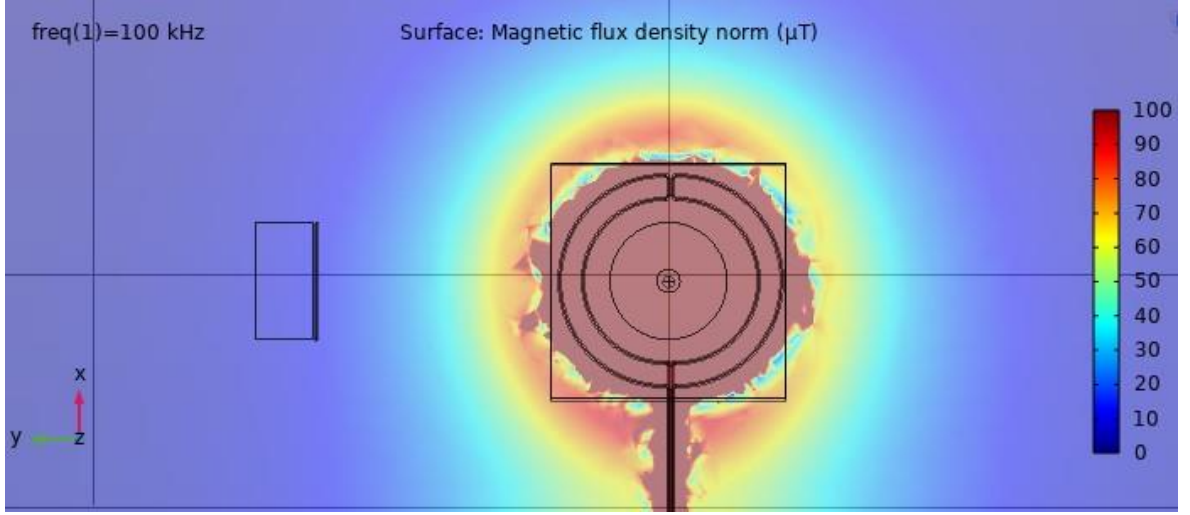


Şekil 3.57: Sistemin Y ekseninde AE ile manyetik akı yoğunluğu haritası.



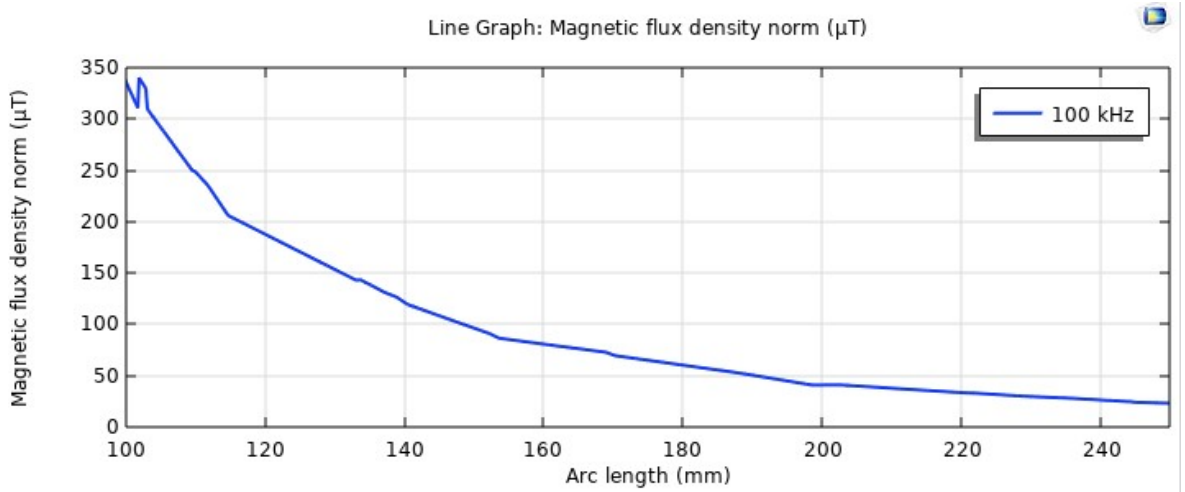
Şekil 3.58: Sistemin Z ekseninde AE olmadan manyetik akı yoğunluğu haritası.



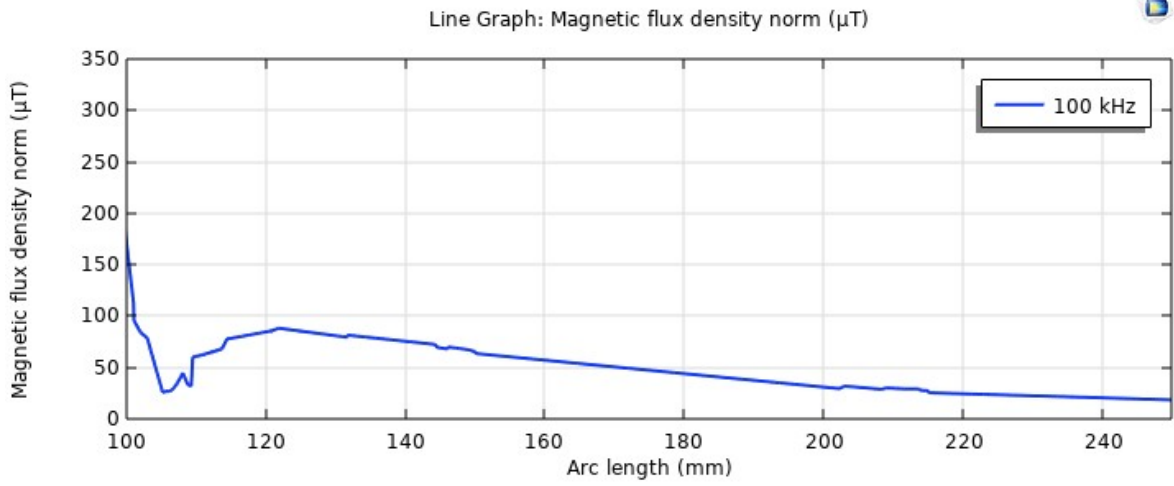


**Şekil 3.59:** Sistemin Z ekseninde AE ile manyetik akı yoğunluğu haritası.

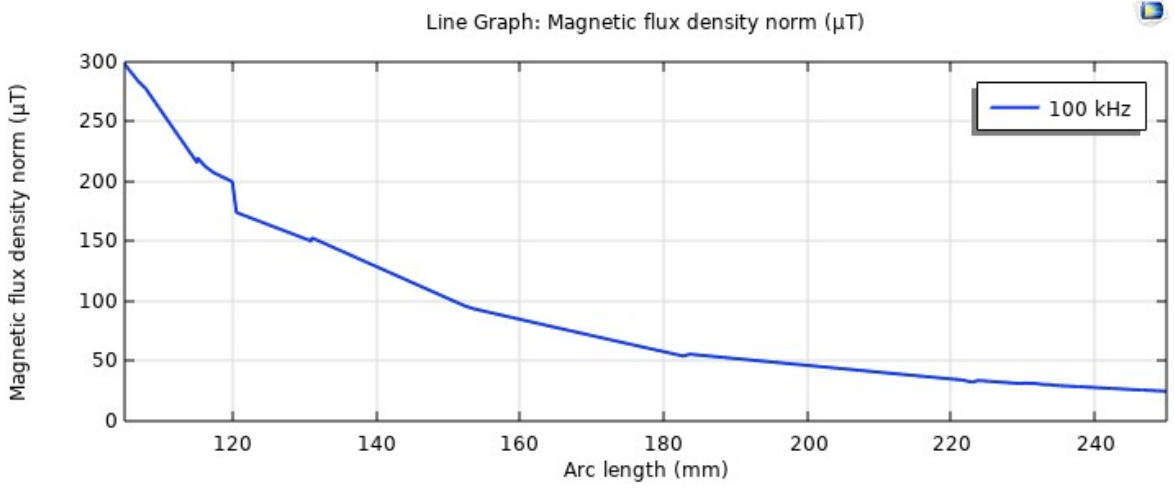
AE sistemin manyetik alanında değişime neden olmuştur. Sistemde X eksenindeki en yüksek EED AE bobininden 20 mm uzaklıkta %71.0652 olarak ölçülmüştür. EE ise AE bobininden 10 mm uzaklıkta başlamıştır ve EED %51.4277 olarak bulunmuştur. Y eksenindeki en yüksek EED AE bobininden 20 mm uzaklıkta %95.7713 olarak ölçülmüştür. EE ise AE bobininden 20 mm uzaklıkta başlamıştır. Z ekseninde EE sistemin merkezinden 40 mm uzaklıkta başlamıştır. Z eksenindeki en yüksek EED sistemin merkezinden 110 mm uzaklıkta %4.6072 olarak ölçülmüştür. Z ekseninde EE sistemin merkezinden 40 mm uzaklıkta başlamıştır ve EED %0.9746 olarak bulunmuştur.



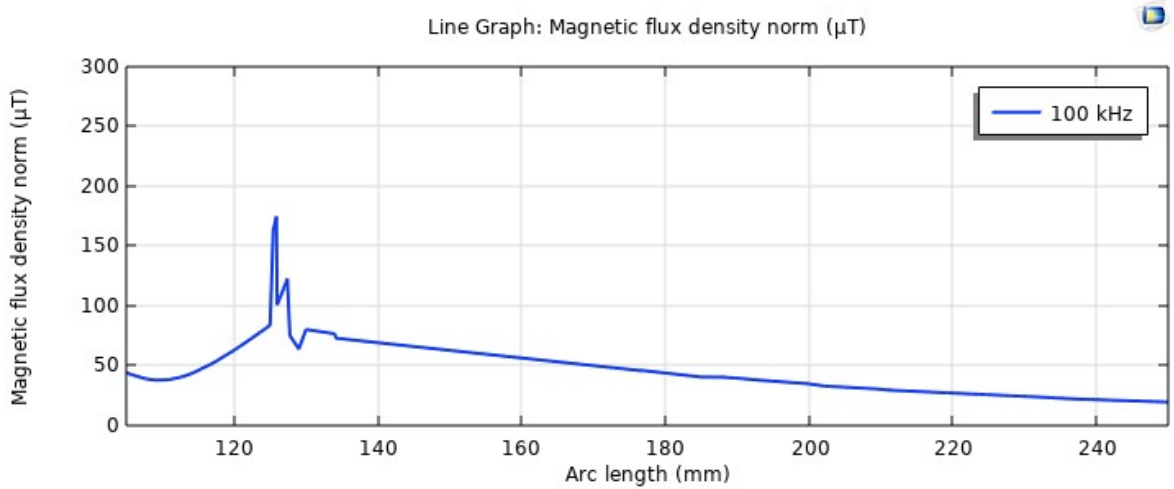
**Şekil 3.60:** X ekseninin AE olmadan grafiği.



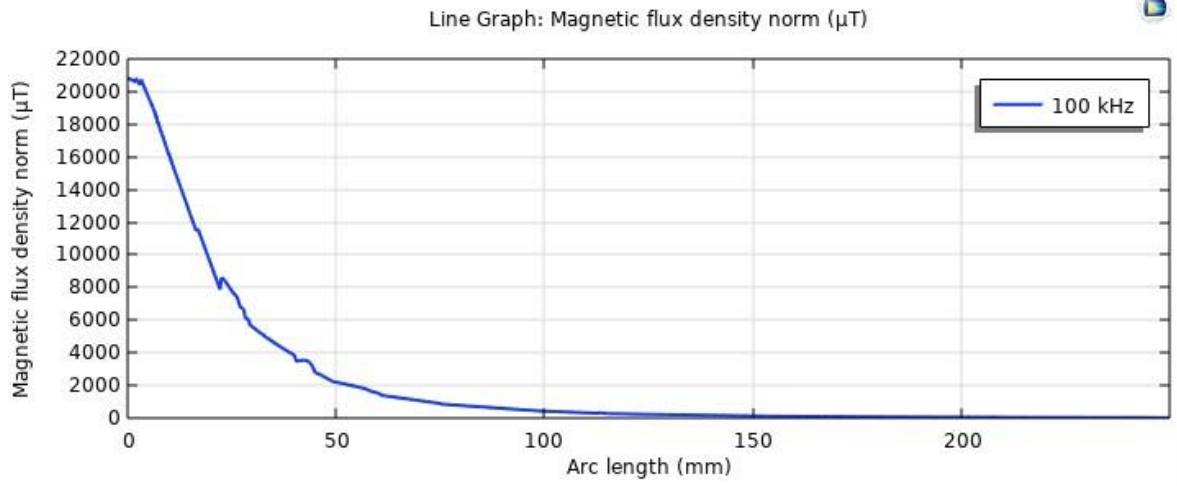
Şekil 3.61: X ekseninin AE ile grafiği.



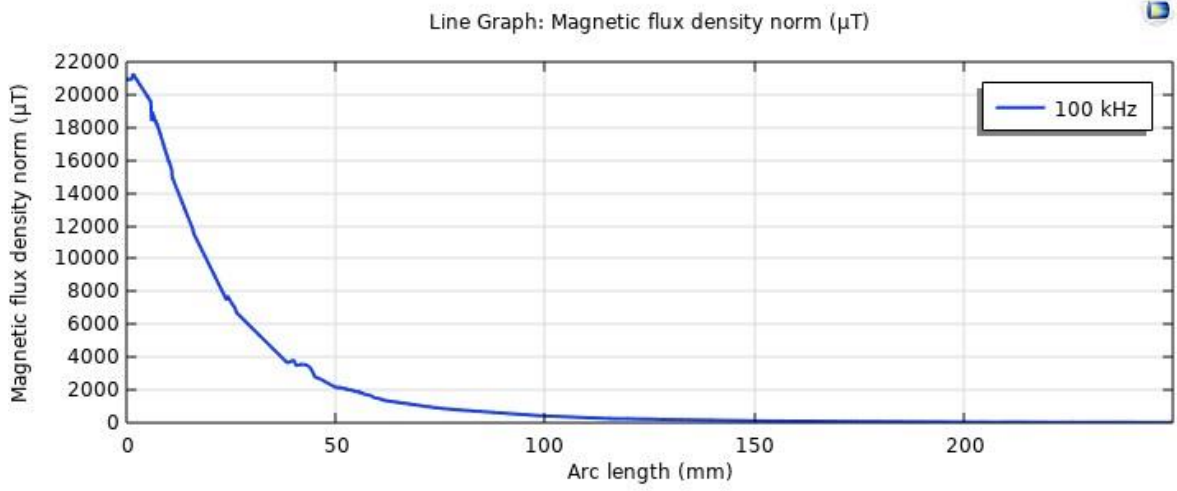
Şekil 3.62: Y ekseninin AE olmadan grafiği.



Şekil 3.63: Y ekseninin AE ile grafiği.



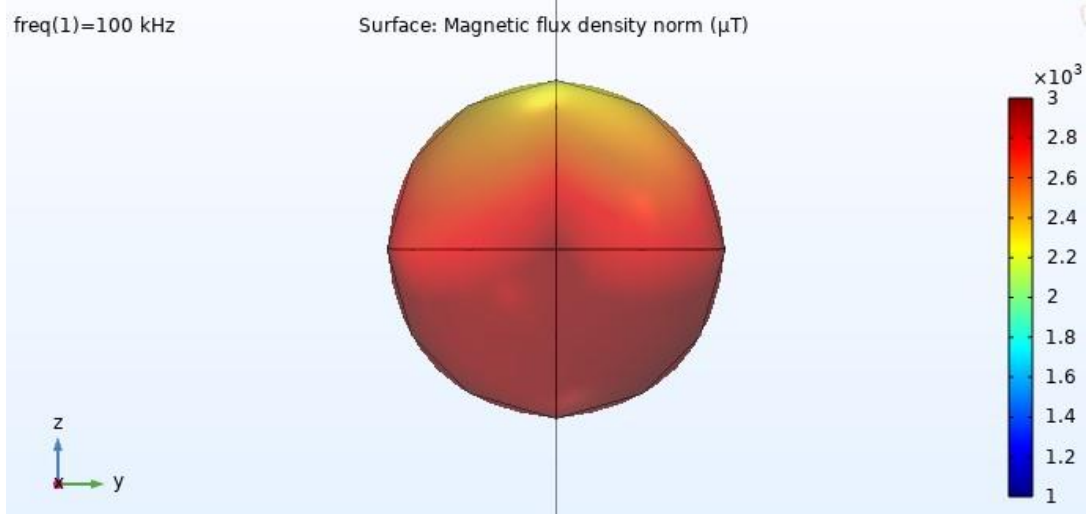
Şekil 3.64: Z ekseninin AE olmadan grafiği.



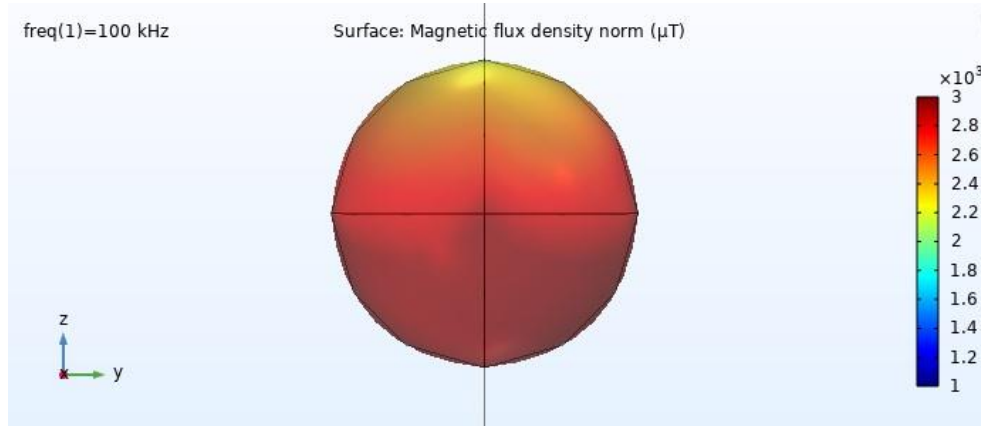
Şekil 3.65: Z ekseninin AE ile grafiği.

Sistemin merkezinden 45 mm uzaklıkta bulunan tümörün üzerinde ölçülen EED %0.9746 olarak hesaplanmıştır.

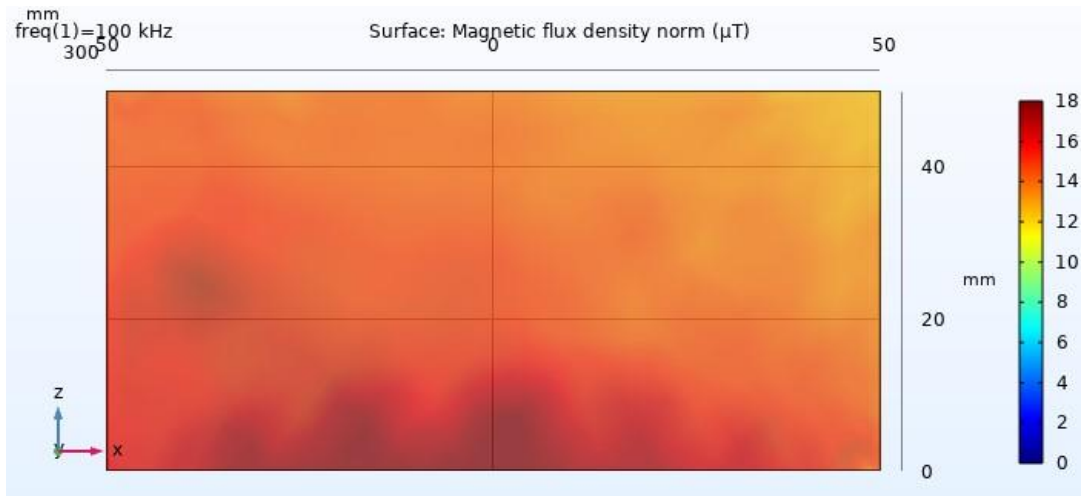




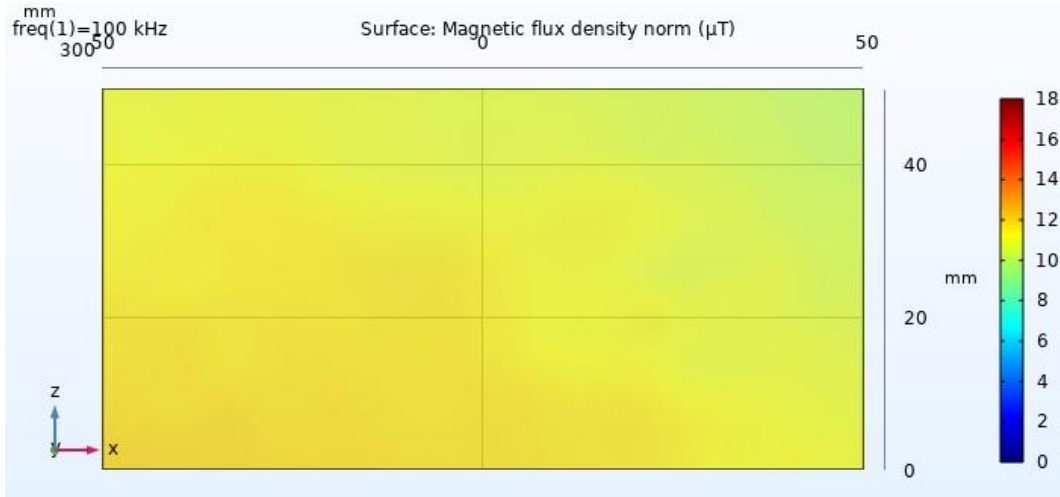
**Şekil 3.66:** Tümörün AE olmadan manyetik akı yoğunluğu haritası.



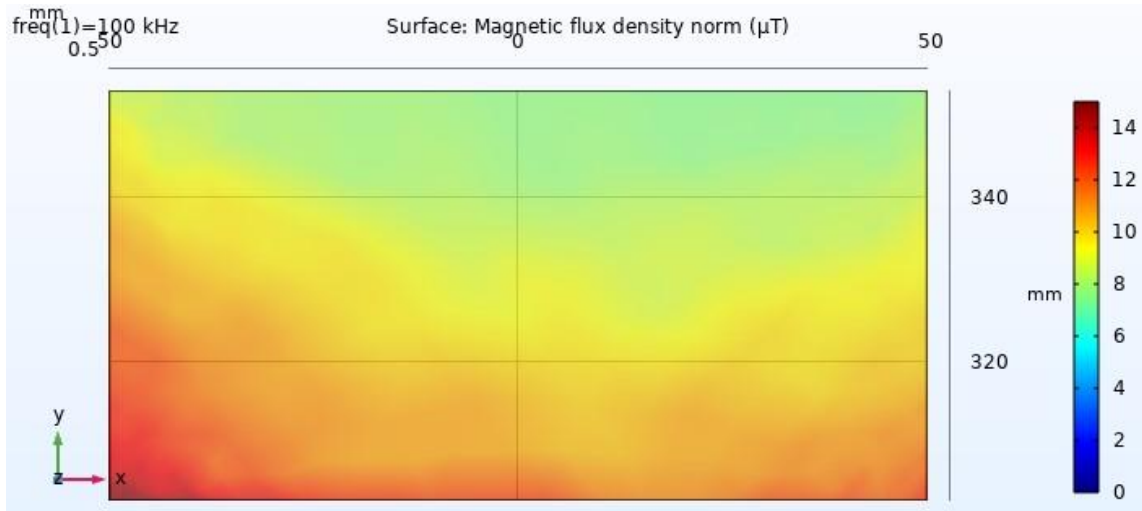
**Şekil 3.67:** Tümörün AE ile manyetik akı yoğunluğu haritası.



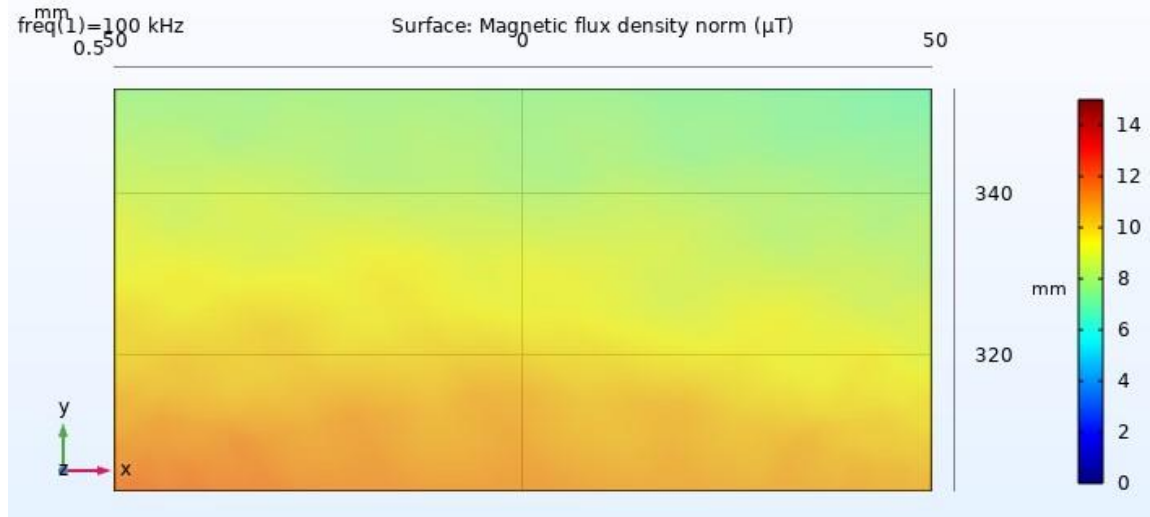
**Şekil 3.68:** Dikey hedefin AE olmadan manyetik akı yoğunluğu haritası.



Şekil 3.69: Dikey hedefin AE ile manyetik akı yoğunluğu haritası.

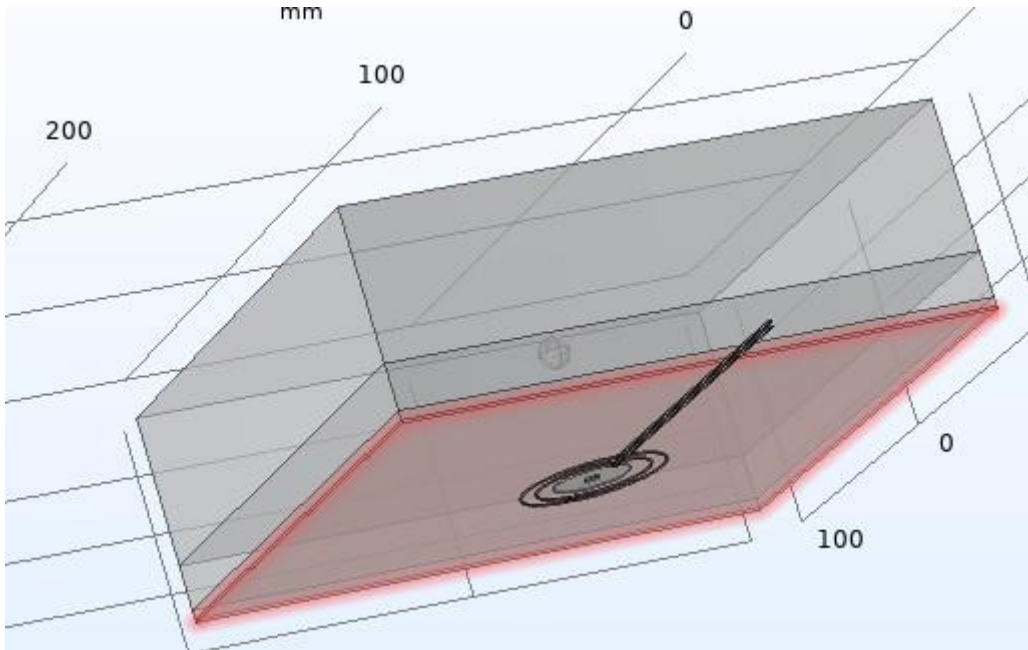


Şekil 3.70: Yatay hedefin AE olmadan manyetik akı yoğunluğu haritası.

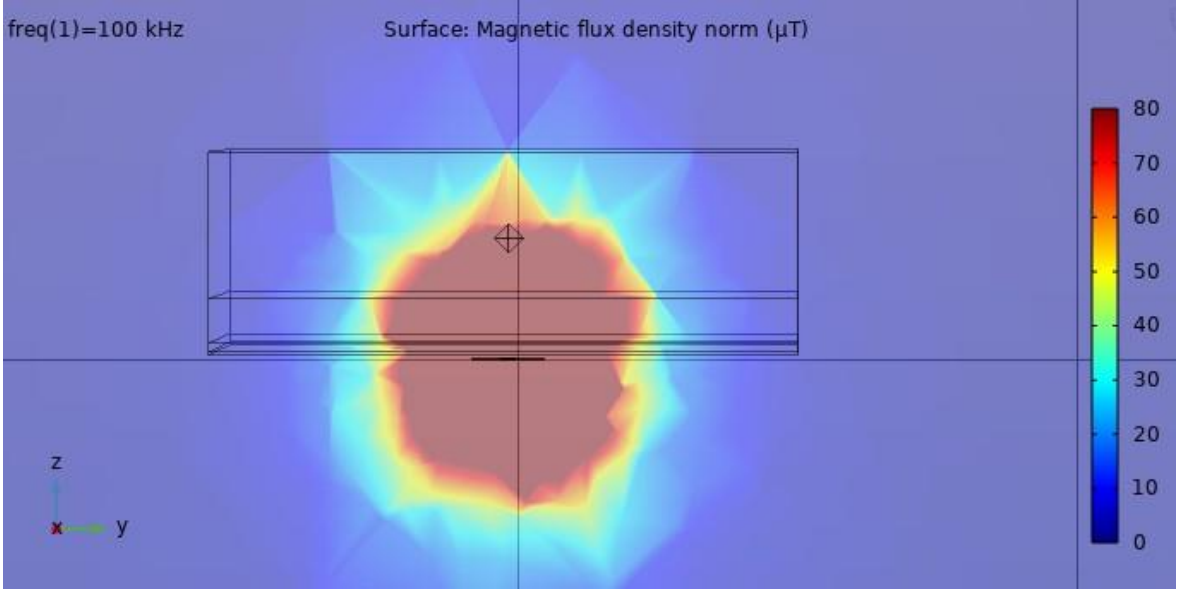


**Şekil 3.71:** Yatay hedefin AE ile manyetik akı yoğunluğu haritası.

İki bobinli sistemimizi benzetim ortamında 0.25 oranında küçülterek yeni ölçümler yapılmıştır. Bu işlem sonucunda AE bobininin iç yarıçapı 17.5mm, dış yarıçapı 22.5 mm olmuştur. HFAMF kaynak bobininin ise iç yarıçapı 2.5 mm, dış yarıçapı 12.5 olmuştur. Sistem 100 kHz'de çalıştırılmıştır.

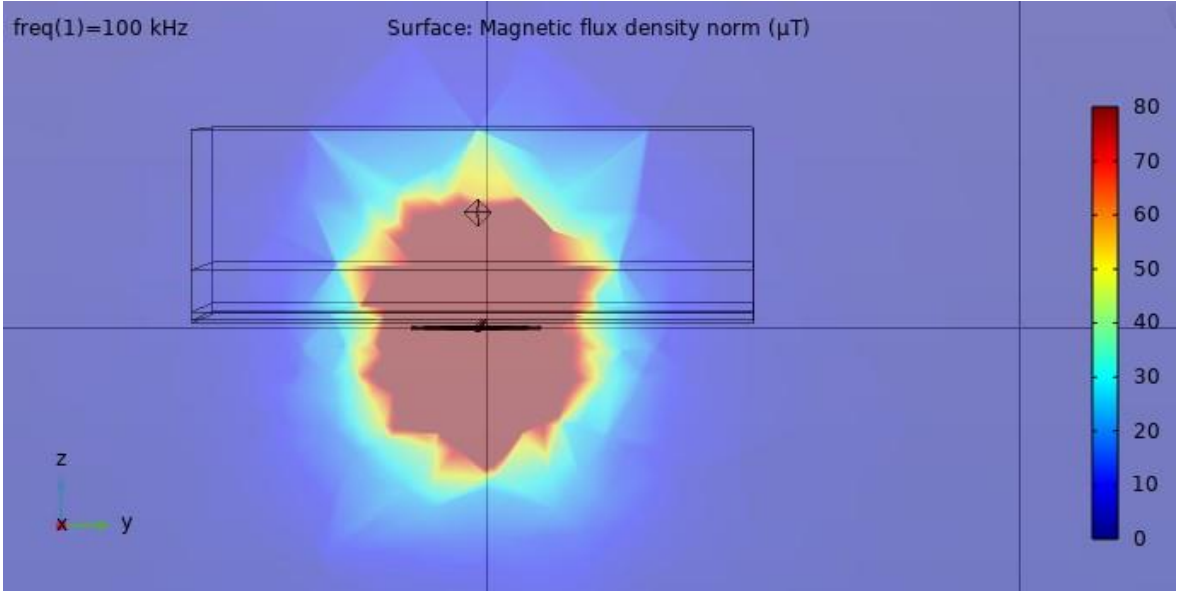


**Şekil 3.72:** Oluşturulan sistem.

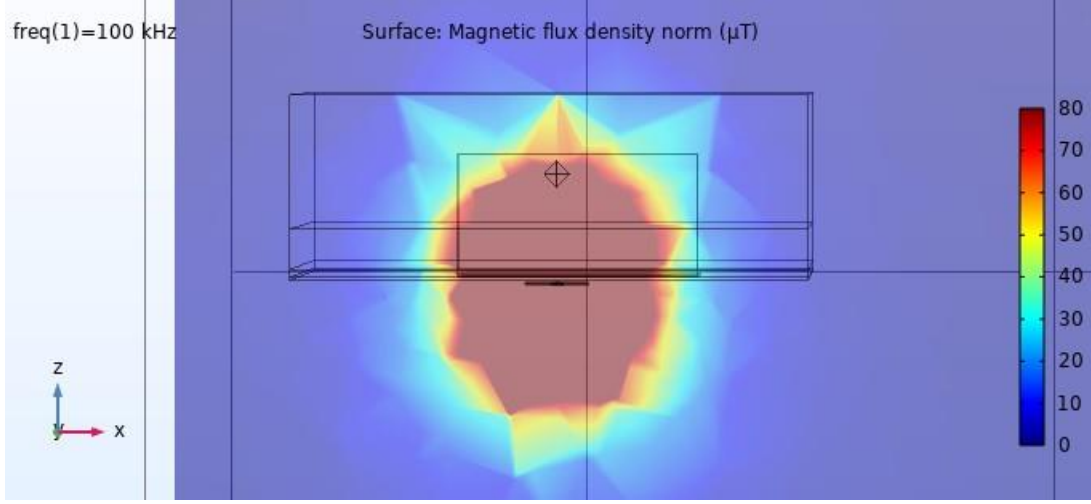


**Şekil 3.73:** Sistemin X ekseninde AE olmadan manyetik akı yoğunluğu haritası.

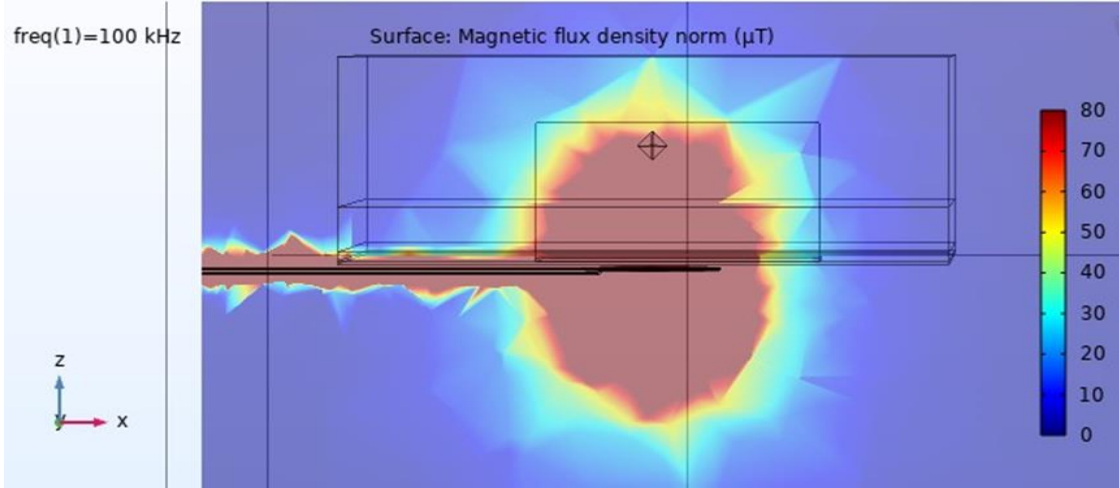
Sistem ölçümleri sonucunda, X eksenindeki en yüksek EED AE bobininden 7.5 mm uzaklıkta %58.8730 olarak hesaplanmıştır ve EE buradan başlamıştır. Y eksenindeki en yüksek EED AE bobininden 7.5 mm uzaklıkta %78.3648 olarak hesaplanmıştır ve EE buradan itibaren başlamıştır. Z ekseninde EE başlangıcı sistemin merkezinden 30 mm uzaklıkta başlamıştır. En yüksek EED de burada %10.4987 olarak bulunmuştur.



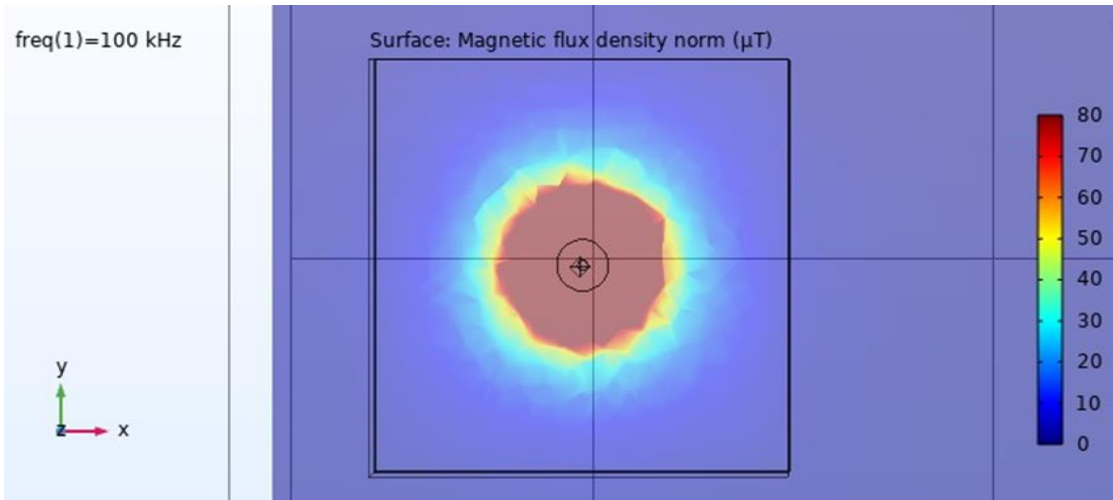
**Şekil 3.74:** Sistemin X ekseninde AE ile manyetik akı yoğunluğu haritası.



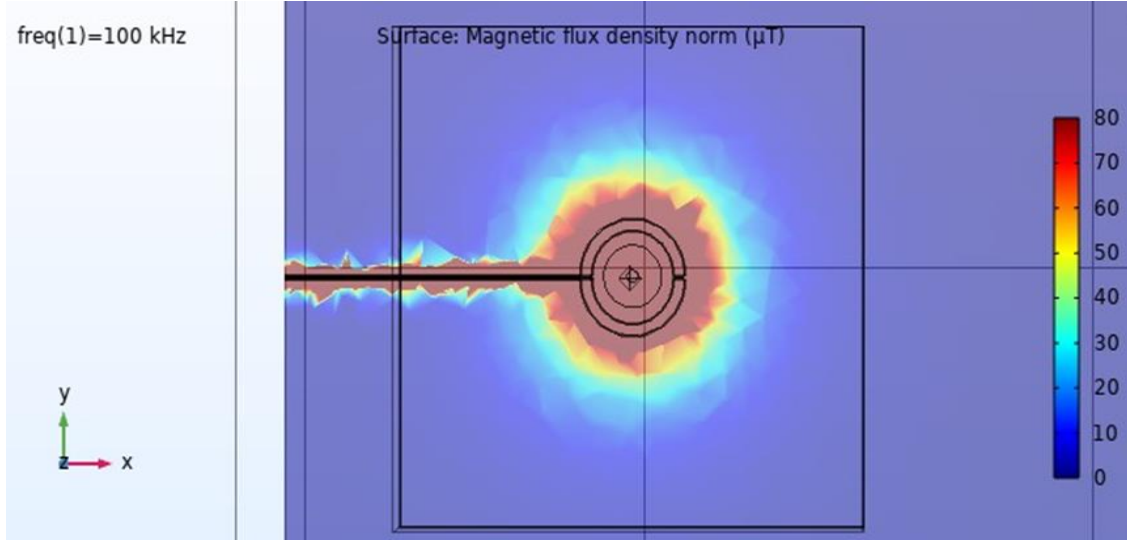
Şekil 3.75: Sistemin Y ekseninde AE olmadan manyetik akı yoğunluğu haritası.



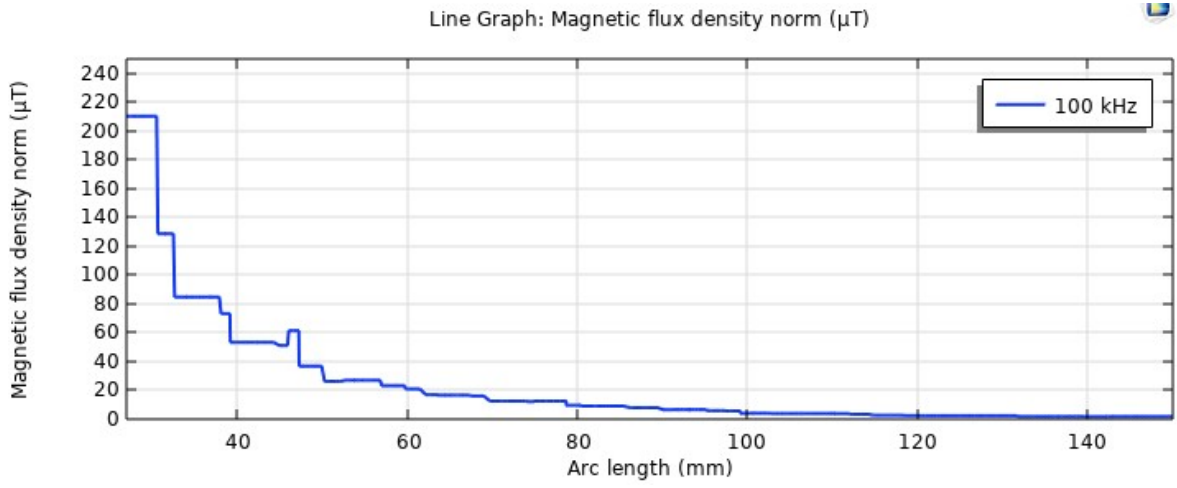
Şekil 3.76: Sistemin Y ekseninde AE ile manyetik akı yoğunluğu haritası.



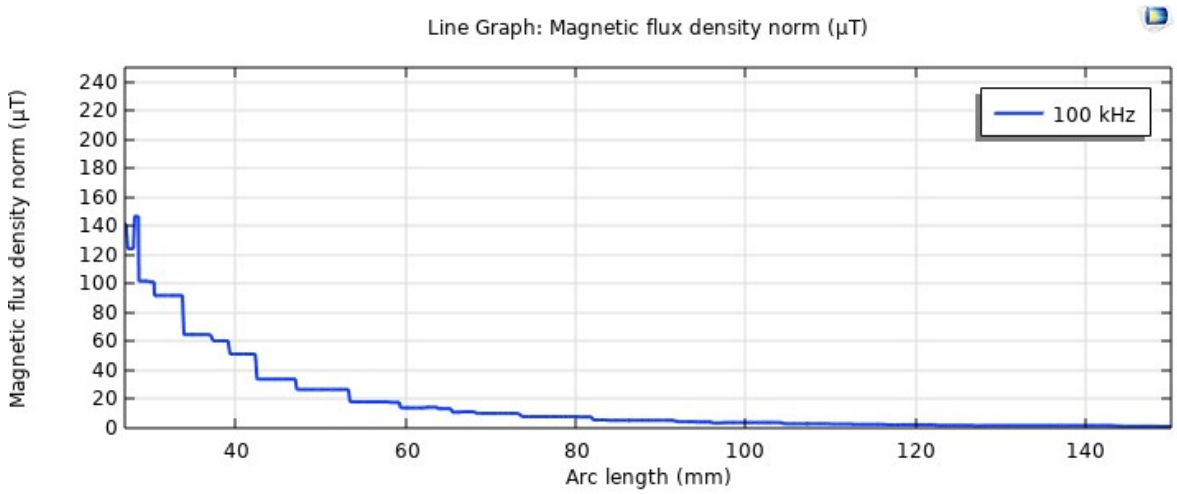
Şekil 3.77: Sistemin Z ekseninde AE olmadan manyetik akı yoğunluğu haritası.



Şekil 3.78: Sistemin Z ekseninde AE ile manyetik akı yoğunluğu haritası.

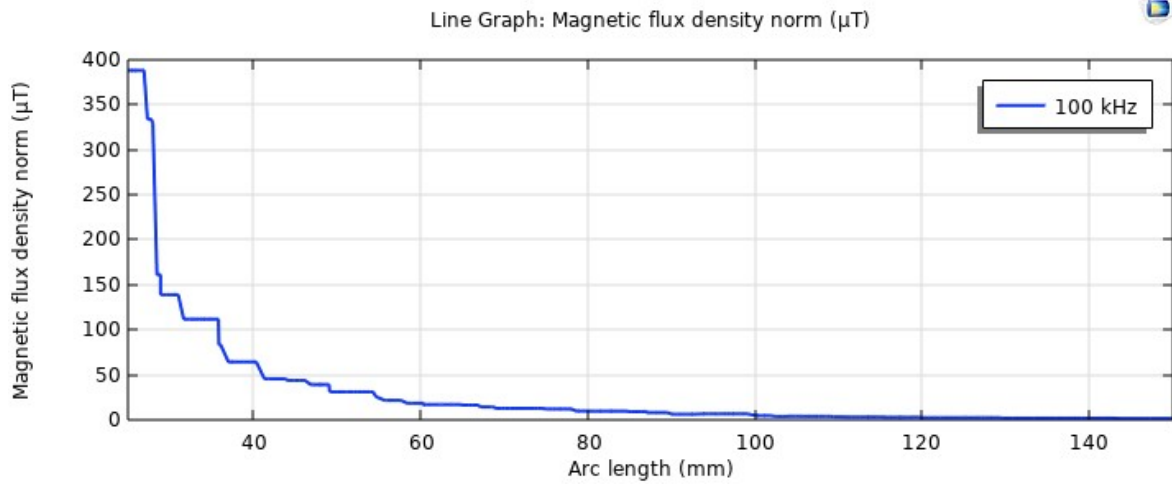


Şekil 3.79: X ekseninin AE olmadan grafiği.

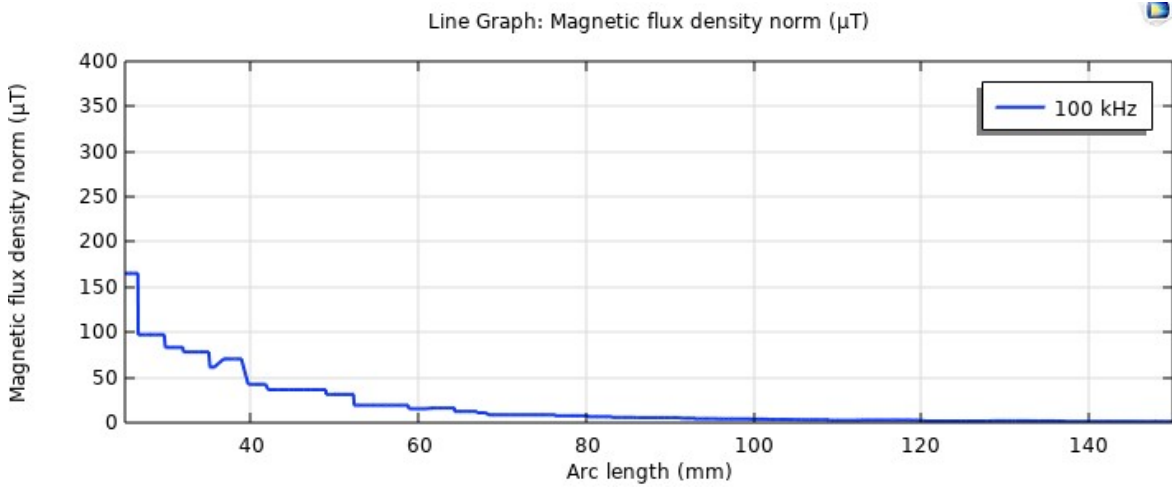


Şekil 3.80: X ekseninin AE ile grafiği.

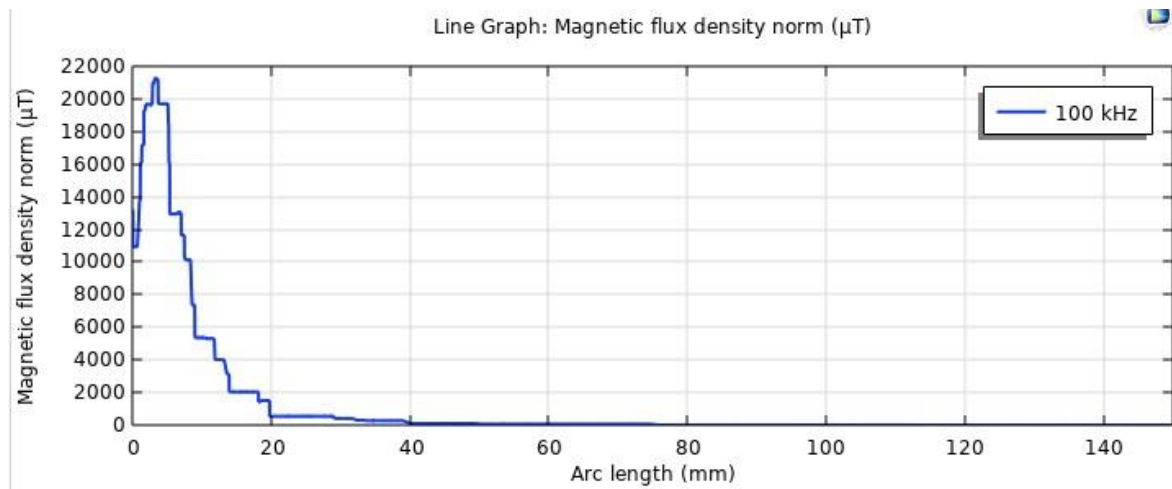




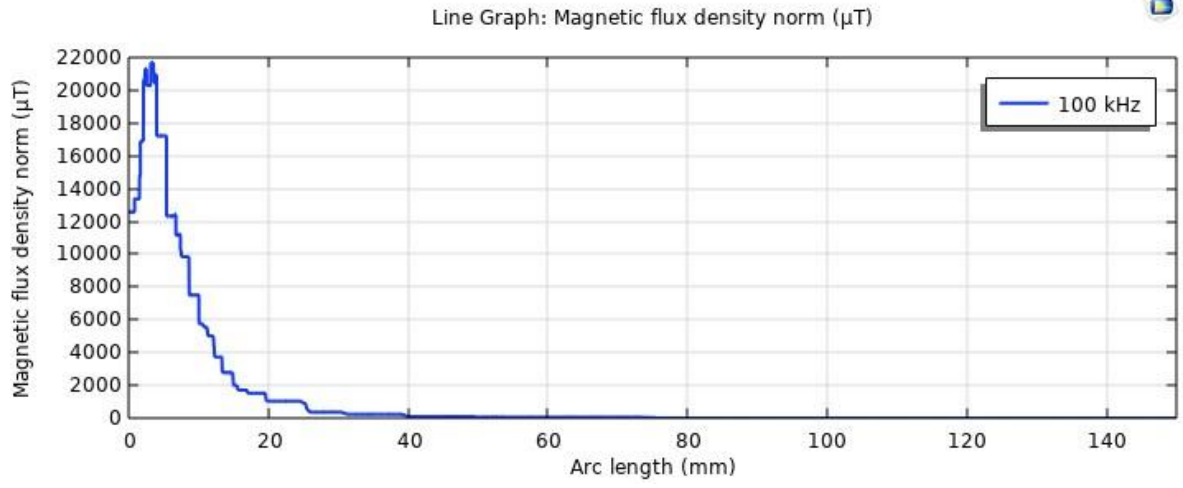
Şekil 3.81: Y ekseninin AE olmadan grafiği.



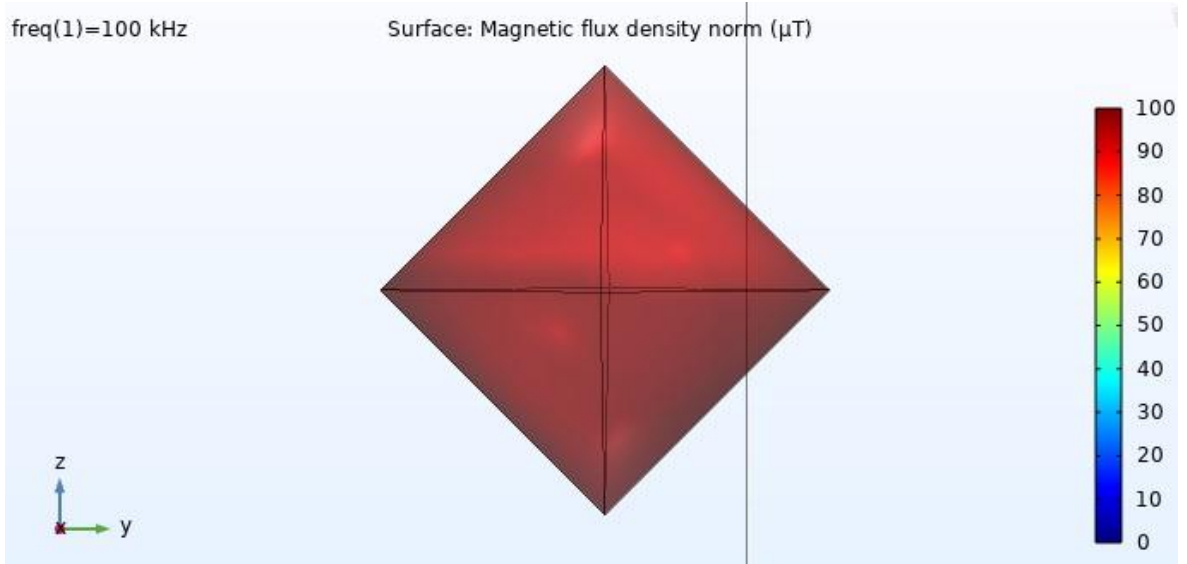
Şekil 3.82: Y ekseninin AE ile grafiği.



Şekil 3.83: Z ekseninin AE olmadan grafiği.

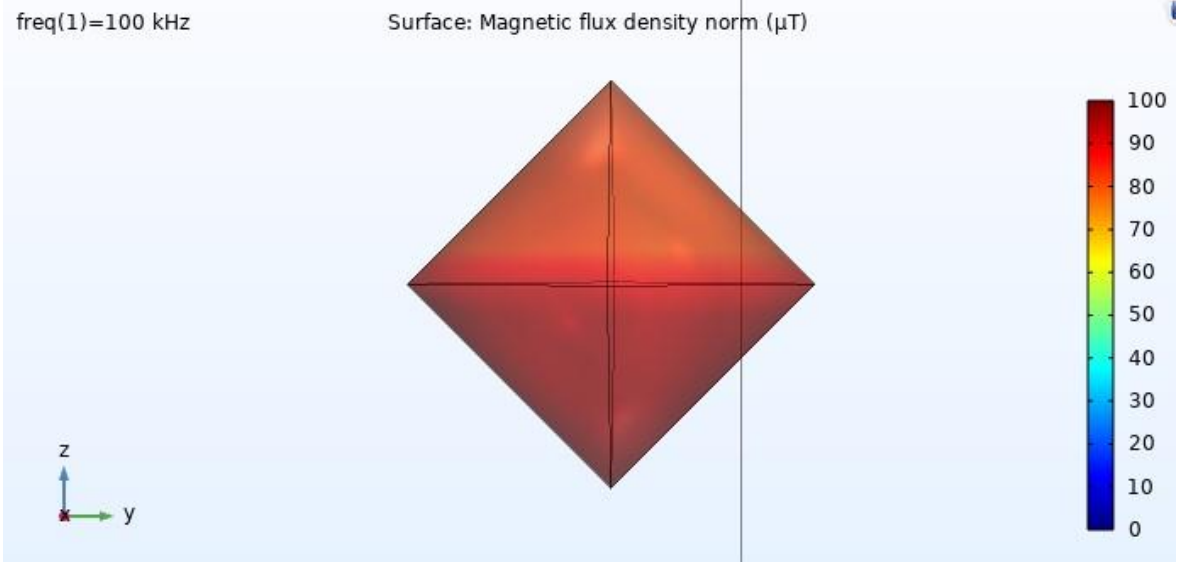


Şekil 3.84: Z ekseninin AE ile grafiği.



Şekil 3.85: Tümörün AE olmadan manyetik akı yoğunluğu haritası.





**Şekil 3.86:** Tümörün AE ile manyetik akı yoğunluğu haritası.

Şekil 3.85 ve Şekil 3.86'da görüldüğü gibi tümör bölgesinde azalma görülmektedir. Tümör bölgesindeki EE değeri %9.8136 olarak hesaplanmıştır.

#### 4. SONUÇLAR

Bu tez çalışmasında, benzetim ortamında biyomedikal uygulamalarda kullanılan manyetik alan üreteçleri için AE tasarımları yapılmıştır. Yapılan tasarımların benzetim ortamı içerisinde ölçümleri gerçekleştirilmiştir ve hesaplamaları yapılmıştır.

**Tablo 4.1:** AE bobinlerinin karşılaştırılması.

AE bobin şekilleri	X eksen	Y eksen	Z eksen	Tümör bölgesi
Geleneksel bobin	%17.6641	%14.8708	%9.6008	%37.3157
Tek D şekilli bobin	%22.4816	%88.1104	%7.2370	%1.3051
Çift D şekilli bobin	%51.4277	%95.7713	%0.9746	%0.0287
Ölçeklendirilmiş çift D şekilli bobin	%58.8730	%78.3648	%10.4987	%9.8136

Tabloda görüldüğü gibi geleneksel AE bobini, tümör bölgesinde %37.3157 değerinde bir ekranlama uygulayarak HFAMF kaynağının elektriksel performansını düşürmektedir. X ekseninde manyetik alanı %17.6641 oranında sönmlemeye başlarken, Y ekseninde bu oran %14.8708 olarak, Z ekseninde ise %9.6008 olarak hesaplanmıştır. Bu sonuçlar geleneksel AE yönteminin, X ve Y ekseninde AE bobininden 20 mm uzaklıktaki alanlarda koruma sağladığı kanıtlanmıştır.

Tek D şekilli AE bobini, tümör bölgesinde %1.3051 değerinde bir ekranlama uygulayarak sistemin elektrik performansında geleneksel yöntemle kıyasla daha düşük bir etkiye neden olmuştur. X ekseninde manyetik alanı %22.4816 oranında sönmlemeye başlarken, Y ekseninde bu oran %88.1104 olarak, Z ekseninde ise %7.2370 olarak hesaplanmıştır. Bu da Tek D şekilli AE bobininin X ekseninde AE bobininden itibaren, Y ekseninde ise AE bobininden 20 mm uzaklıktaki alanlarda koruma sağlayacağını kanıtlamaktadır.

Çift D şekilli AE bobini, tümör bölgesinde HFAMF performansını %0.0287 oranında etkilemiştir. Bu tasarımlar içinde HFAMF performansına en az etki eden tasarım olmuştur. %51.4277 oranında manyetik alanı sönümleyerek X ekseninde AE bobininden 10 mm uzaklıktaki alanlarda koruma sağlayacağını kanıtlamıştır. Y ekseninde %95.7713 oranında sönümlenme gerçekleştirerek AE bobininden 20 mm uzaklıkta koruma sağlayacağını kanıtlamıştır. Ölçeklendirilmiş halinde ise tümör alanında ve Z ekseninde EED yükseldiği için HFAMF performansını azaltmaktadır. Y ekseninde ise EED azalmıştır.

Sonuç olarak HFAMF performansı ve koruma sağlaması göz önüne alındığında çift D şekilli AE tasarımı manyetik alan üreteçlerinin ekranlanması için en uygun tasarım olmuştur.

Manyetik Hipertermi deney tasarımları, kullanım amacına göre farklılık gösterebilir. Deney tüpleri, kobay hayvanları ve insanlar için bu tezde ortaya konan ekranlama tipleri kullanım amacına göre tercih edilebilir. Benzetim ortamında oluşturulan bu tasarımlar fiziksel ortamda üretilebilir ve uygulamalı denemeleri yapılabilir.

## 5. KAYNAKLAR

- Abenojar, E. C., Wickramasinghe, S., Bas-Concepcion, J., & Samia, A. C. S. (2016). Structural effects on the magnetic hyperthermia properties of iron oxide nanoparticles. *Progress in Natural Science: Materials International*, 26(5), 440-448.
- Campi, T., Cruciani, S., Maradei, F., & Feliziani, M. (2019, July). Active coil system for magnetic field reduction in an automotive wireless power transfer system. In *2019 IEEE International Symposium on Electromagnetic Compatibility, Signal & Power Integrity (EMC+ SIPI)* (pp. 189-192). IEEE.
- Chauhan, K., Tiari, S., & Mahdavi, M. (2018). Numerical Study of Heat Transfer in Living Tissues During Hyperthermia Treatment of Cancer. In *ASTFE Digital Library*. Begel House Inc..
- Cruciani, S., Campi, T., Maradei, F., & Feliziani, M. (2019). Active shielding design for wireless power transfer systems. *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility*, 61(6), 1953-1960.
- Cruciani, S., Campi, T., Maradei, F., & Feliziani, M. (2020). Active shielding applied to an electrified road in a dynamic wireless power transfer (WPT) system. *Energies*, 13(10), 2522.
- Didarian, R. (2017). *Antikor Taşıyan nanopartiküller kullanarak hipertermi ile tümör dokunun tedavisi* (Tez No. 478469) [Doktora, Hacettepe Üniversitesi]. YÖK Tez Merkezi. <https://tez.yok.gov.tr/UlusalTezMerkezi/>
- Kim, J., Ahn, J., Huh, S., Kim, K., & Ahn, S. (2020). A coil design and control method of independent active shielding system for leakage magnetic field reduction of wireless UAV charger. *IEICE Transactions on Communications*, 103(9), 889-898.
- Kucukdermenci, S. (2022). Investigation of gradient pattern maps generated with single and dual axis positioning for targeted magnetic hyperthermia. *Journal of the Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University*, 38(1), 571-578.
- Lemal, P., Balog, S., Ackermann-Hirschi, L., Taladriz-Blanco, P., Hirt, A. M., Rothen-Rutishauser, B., ... & Petri-Fink, A. (2020). Simple and fast evaluation of

relaxation parameters of magnetic nanoparticles. *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, 499, 166176.

Zhao, H., Liu, K., Li, S., Yang, F., Cheng, S., Eldeeb, H. H., ... & Xu, G. (2021). Shielding optimization of IPT system based on genetic algorithm for efficiency promotion in EV wireless charging applications. *IEEE Transactions on Industry Applications*, 58(1), 1190-1200.

# ÖZGEÇMİŞ

## Kişisel Bilgiler

Adı Soyadı : Necdet Özkan

Doğum tarihi ve yeri : 21.08.1996 / Balıkesir

e-posta : ozkanecdet@gmail.com

## Öğrenim Bilgileri

Derece	Okul/Program	Yıl
Lisans	Balıkesir Üniversitesi/Elektrik-Elektronik Mühendisliği	2020
Lise	15 Temmuz Şehitler Anadolu Lisesi	2014