Lorentz Alanları ve Manyetik Alan Ölçümleri ile Elektriksel Empedans Görüntülemesi

Program Kodu: 2515- COST BM1309

Proje No: 114E184

Proje Yürütücüsü:

Nevzat Güneri Gençer

Araştırmacı:

Reyhan Zengin

Bursiyerler:

Mehmet Soner Gözü

Elyar Ghalichi

Keivan Kaboutori

Ahmet Önder Tetik

OCAK 2018

ANKARA

ÖNSÖZ

Bu rapor, TÜBİTAK tarafından desteklenen 114E184 numaralı "Lorentz Alanları ve Manyetik Alan Ölçümleri ile Elektriksel Empedans Görüntülemesi" başlıklı projenin sonuç raporudur. Proje, Mart 2017'de COST BM1309 (European network for innovative uses of EMFs in biomedical applications (EMF-MED)) aksiyonuna katılmıştır.

Projede dokuların iletkenlik dağılımını görüntülemek amacıyla önerilen yeni bir tıbbi görüntüleme sistemi teorik, sayısal ve deneysel çalışmalarla araştırılmaktadır. Bu yöntemde, görüntülenecek cisim statik manyetik alan içine yerleştirilmektedir. Vücuda uygulanan ultrason dalgası vücut içinde ilerledikçe aynı frekansta Lorentz alanları ve akımları yaratmaktadır. Projede faz dizinli ultrason dönüştürücün yarattığı Lorentz akımlarının oluşturduğu manyetik alanlar ölçülmekte ve doku iletkenliğinin geri çatılması amacıyla kullanılmaktadır. Ultason görüntüleri elde edilen vücut sektörünün iletkenlik görüntülerinin de elde edilmesi sayesinde sistemin tanı yeteneğinin misliyle artması beklenmektedir.

Proje kapsamında bir araştırmacı (Reyhan Zengin), bir yarı zamanlı doktora öğrencisi (Mehmet Soner Gözü) ve üç tam zamanlı yüksek lisans öğrencisi (Elyar Ghalichi, Keivan Kaboutori ve Ahmet Önder Tetik) çalışmıştır. Proje süresince Elyar Ghalichi ve Keivan Kaboutori yüksek lisans çalışmalarını bitirerek doktora öğrencisi olarak projeye devam etmişlerdir.

Yöntemin özelliklerinin anlaşılabilmesi ve pratikte kullanılabilecek bir sistemin oluşturulabilmesi için proje ekibi özveriyle çalışmış ve proje süresince bu yönde önemli bir yol kat etmiştir. Önümüzdeki süreçte de ekibin aynı gayretle çalışmalarına devam edeceğine inanıyorum. Bizlere sağladığı araştırma altyapısı ve ortamı için ODTÜ Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümüne, projeye sağladığı desteklerden dolayı TÜBİTAK'a ve hiç bitmeyen enerjileri, azimleri ve çalışkanlıkları nedeniyle tüm proje ekibine teşekkürlerimi sunuyorum.

Prof. Dr. Nevzat Güneri GENÇER
Proje Yürütücüsü

İÇİNDEKİLER

1 GİRİŞ **1**

2 LİTERATÜR ÖZETİ **2**

3 GEREÇ ve YÖNTEM **4**

3.1 Analitik ve sayısal çalışmalar 4

3.1.1 Teorik altyapı 4

3.2 Analitik çalışmalar 6

Akustik potansiyel hesaplaması 6

Elektrik potansiyel hesaplaması 9

Hata hesaplamaları 11

3.3 Sayısal çalışmalar 12

3.3.1 İleri problem çözümü 12

3.3.2 Geri problem çözümü ve görüntünün geriçatılması 14

3.3.3 Duyarlılık matrisinin analizi 16

3.3.4 Isı analizi 16

3.3.5 3 Boyutlu (3B) sayısal problem 17

3.4 Manyetik alan oluşturma çalışmaları 19

3.5 Ultrasonik vericiler çalışmaları 21

3.6 Veri toplama sistemi çalışmaları 23

3.7 Alıcı bobin tasarımı 24

3.7.1 Bobin sensörünün AC ısıl gürültüsü 30

3.8 Fantom malzeme geliştirme çalışmaları 38

3.8.1 Fantomların iletkenliklerinin ölçülmesi 38

3.8.2 Fantomların akustik özelliklerinin ölçülmesi 42

3.9 Görüntüleme sistemi ile veri toplanması 43

4 BULGULAR **47**

4.1 Analitik ve sayısal çalışmalar 47

4.1.1 Analitik çalışmalar 47

4.1.2 Duyarlılık-frekans 49

4.1.3 Çözünürlülük-iletkenlik kontrastı 51

4.1.4 İkili etkileşimlerin özeti 51

4.1.5 Açıkorur dönüşüm (conformal mapping) 52

4.1.6 Rastgele periyodik sınır koşulları 52

4.1.7 Sayısal çalışmalar 54

4.1.8 Isı analizi 57

4.1.9 3 Boyutlu (3B) sayısal problem 60

4.2 Manyetik alan oluşturma çalışmaları 62

4.3 Ultrasonik vericiler çalışmaları 65

4.3.1 Ultrasonik vericilerin akım yaratmadaki etkisini inceleme 65
4.3.2 Tek elemanlı vericiler ile ölçüm alma 65
4.3.3 Vericilere farklı sinyaller verme (en iyi sinyal biçiminin elde edilmesi) . . . 66
4.3.4 Faz-dizili vericiler ile ölçüm alma 68
4.4 Veri toplama sistemi çalışmaları 71
4.4.1 İlk aşama yükselteç 71
4.4.2 İkinci aşama yükselteç 71
4.4.3 Algılanabilecek minumum sinyal 73
4.4.4 Uyarım bozukluğunu (stimulation artifact) giderme yöntemi 75
4.5 Alıcı bobin tasarımı 78
4.5.1 Bobin sensörlerinin rezonans frekansı ayarı 78
4.6 Tasarlanan diskli çok katmanlı bobin sensörlerinin özellikleri 78
4.6.1 Deneylerde tasarlanmış bobin sensörlerinin kullanılması: 79
4.7 Fantom malzeme geliştirme çalışmaları 81
4.7.1 Hazırlanan fantomlar 82
4.8 Görüntüleme sistemi ile veri toplanması 85

5 TARTIŞMA 97
5.1 Analitik ve sayısal çalışmalar 97
5.1.1 Analitik çalışmalar 97
5.1.2 Sayısal çalışmalar 97
5.2 Manyetik alan oluşturma çalışmaları 98
5.3 Ultrasonik vericiler çalışmaları 98
5.4 Veri toplama sistemi çalışmaları 99
5.5 Alıcı bobin tasarımı 99
5.6 Fantom malzeme geliştirme çalışmaları 100
5.7 Görüntüleme sistemi ile veri toplanması 100

ŞEKİL LİSTESİ

1 İleri problem geometrisi. Elektriksel özellikleri $(\sigma, \epsilon, \mu_0)$ olan bir cisim statik manyetik alan $\vec{B_0}$ içirisinde tutulmaktadır. Lorentz alanları yaratmak için yüzeye yerleştirilen ultrason dönüştürücüden titreşim uygulanır. Yayılan ultrason dalgası ortamda zamanla değişen basınç dalgası p ve parçacık hızı v oluşturur. Parçacık hızının manyetik alanla etkileşimi, elektrik alanı ve hız akımı oluşturur (Zengin ve Gencer 2016). 4

2 Yöntemin ölçüm düzeneği. Manyetik alan ölçmek için kullanılan bobin, cismi çevreler ya da cismin yakınına yerleştirilir (Zengin ve Gencer 2016). 6

3 $R_2[m]$ yarı çapında ve $\sigma_2[S/m]$ iletkenlik değerine sahip dairenin içerisinde $R_1[m]$ yarı çap ve $\sigma_1[S/m]$ iletkenliğe sahip eşmerkezli iki daire. Akustik kaynağın hacim akımı $Q[m^2/s]$'dir. 7

4 LFEIT görüntüleme sistemin eşmerkezli çemberler için gösterimi. Burada Ω hacminin içindeki çemberin (tümör) iletkenliği ve yarı çapı sırasıyla σ_1 ve R_1 dir. Dış çemberin iletkenliği ve yarı çapı ise sırasıyla σ_2 ve R_2 dir. Vücut akustik dönüştürücü ile uyarılmaktadır. Sabit statik manyetik alanın $(\vec{B})$ varlığında $d\Omega$ yüzeyinde ölçülen elektrik gerilim ise V'dir. 8

5 akustikgeometry 13

6 akustikgeometry 14

7 ACDCgeometry 15

8 Demir nüvenin ve iki mıknatıs bloğunun COMSOL'daki modeli. Boyutlar metre cinsinden belirtilmiştir. 19

9 Benzetim çalışmasındaki demir nüveli iki mıknatıs bloğunun ortasındaki manyetik alan dağılımı. 20

10 Faz dizili ultrason dönüştürücünün akustik dalgayı belli bir açıya yönlendirme şeması. 21

11 Geciktir ve Topla yönteminin şematik görünümü. 22

12 Veri toplama sisteminin blok şeması. 23

13 $\frac{\pi}{4}$ Paket faktörüne sahip çok katmanlı bobin. 24

14 $\frac{\pi}{2 \cdot \sqrt{3}}$ Paket faktörüne sahip çok katmanlı bobin. 25

15 R_{II}, C_{II} ve $C_{Osc.}$ değerlerine sahip paralel eşdeğer bobin 28

16 R_{II}, C_{II}, $C_{Osc.}$, C_i, $C\ and\ R_i$ değerlerine sahip eşdeğer bobin ve yükselteç . . . 30

17 Akım döngüsünün ortasındaki manyetik alan. 32

18 Akım döngüsünün eksenindeki manyetik alan. 32

19 Çok katlı alıcı bobinin gözlem noktasındaki manyetik alanı. 33

20 Akım döngüsünün sonsuz küçük halkasındaki manyetik alan. 34

21 Bir disk çok tabakalı verici bobin tarafından üretilen bir alıcı bobinin içindeki manyetik alan. 35

22 Çok katmanlı bobinin teorik modeli 35

23 Çok katmanlı alıcı bobinin pratikteki modeli. 36

24 Dört-elektrod iletkenlik ölçüm yönteminin gösterimi 38
25 Dört-elektrotlu iletkenlik ölçüm ucu. 39
26 Dört-elektrot iletkenilik ölçümünde kullandığımız akım basma devresinin şeması. 39
27 Dört-elektrot iletkenilik ölçümünde kullandığımız akım basma devresi. 40
28 Dört-elektrod ölçüm yöntemiyle farklı derişimdeki tuzlu su çözeltileri için hazırladığımız 4 elektrotlu ölçüm sistemi ile elde edilen iletkenlik değerleri ve literatürdeki iletkenlik değerleri. Tuzlu su çözeltilerinin derişimleri 0.03M, 0.05M, 0.15M'dir. 41
29 Dört-elektrod ölçüm yöntemiyle 0.03M, 0.05M ve 0.15M derişimlerdeki tuzlu su çözeltileri için kalibre edilmiş dört-elektrotlu ölçüm sistemi ile elde edilen iletkenlik değerleri ve literatürdeki iletkenlik değerleri. 42
30 Faz dizili ultrason dönüştürücünün fantom içerisinde tarama yaparken elde edilen LFEIT sinyallerinin 2 boyutlu görüntüye aktarılma şeması. 43
31 Faz dizili dönüştrücü ile yapılan tarama sonucu elde edilen LFEIT sinyallerinin satır satır eklenmiş hali. 44
32 Fantom II'den elde edilmiş LFEIT sinyallerinin kartezyen koordinatlarında oluşturulmuş iletkenliğe bağlı voltaj görüntüsü. 45
33 İlgili açılarına göre yana yana eklenmiş LFEIT sinyallerinden polar koordinatlarda oluşturulmuş iletkenliğe bağlı voltaj görüntüsü. 46
34 Model 1 için elektrik potansiyelin büyüklük dağılımının analitik çözümü. 48
35 Model 1 için elektrik potansiyelin büyüklük dağılımının sayısal çözümü. 48
36 Göreli (nispi) hata ile bağımsız ölçümler arasındaki ilişki. (a) LFEIT, (b) EET. . . . 49
37 Duyarlılık ve frekansın logaritmik grafiği farklı çözünürlülük değerleri için verilmiştir ($\alpha = 1$ and $R_2 = 5$ cm). 50
38 Çözünürlülük ve iletkenlik kontrastın logaritmik grafiği, farklı duyarlılık değerleri için verilmiştir. 51
39 Merkezi $\theta = \pi/2$'de olan, $\pi/3$ açısal büyüklüğe sahip kare dalganın dağılımı (30 Fourier katsayılı). 53
40 Harmonik ve rastgele periyodik uyarımların duyarlılık dağılımı ($\theta = 0$ ve $\theta = \pi/3$ ve $r = R_2$ noktalarında). 53
41 Problemin sayısal çözümü için oluşturulan 2B geometri. İletken doku (meme dokusu), tümör (kan dokusu) ve ultrasonik dönüştrücü alıcı bobin ile çevrilmiştir. . . 54
42 2B meme geometrisi. Benzetim çalışmasında meme yağ dokusu, meme bezi, kas, göğüs kafesi duvarı ve tümör dokuları modellenmiştir. (Sudharsan vd. 1999). 55
43 İletkenliği σ olan cismin etrafını saran dikdörtgen bir bobin konfigürasyonu. I_R, alıcı bobindeki karşıtlılık akımıdır. 56
44 2B sayısal meme kesiti modeli. Modelde meme yağ dokusu, meme bezi, kas ve tümör dokuları modellenmiştir. 16 elemanlı doğrusal faz dizili ultrasonik dönüştürücü, modelin üstüne yerleştirilmiştir. 57
45 Dikdörtgen bobin kullanılarak geriçatılmış iletkenik dağılımı. 57
46 Dikdörtgen bobin kullanarak elde edilen çözünürlük haritası ($80\,dB$) 58
47 Elektrik ve akustik ısı kaynaklarının dahil edilmediği kararlı sıcaklık dağılımı. . . . 59
48 Ultrasonik dönüştürücünün uyarılmasından bir saniye sonraki ısı dağılımı. 59

49 Karşılıklılık elektrik alan dağılımı ($\vec{E}_R^0$) (a) x-z and (d) x-y düzlemi gösterilmektedir. Elektrik alanın bileşenleri, yani $-\partial\vec{A}/\partial t$ ve $-\nabla\phi$ x-z and x-y düzlemlerinde çizilmiştir. Vektörler bir milyon kat büyütülmüştür. 61
50 Helmholtz bobinde indüklenen sinyal. 62
51 (a) Mıknatısları bir araya getirmek için tasarlanan aparat. (b) Birleştirilmiş mıknatısların demir nüveye takılmasını sağalayan düzenek. 63
52 Tamamlanan manyetik alan üreteci. 63
53 Manyetik alan üretecinin mıknatısların arasında, mıknatıslara eşit mesafedeki düzlemde ölçülen manyetik alan dağılımı. 64
54 Gaussmetre ile ölçülen manyetik alan dağılımının COMSOL'daki benzetim çalışmasında elde edilen sonuca göre nispi yüzde hatası. 65
55 α katsayısının 0.6, 0.7, 0.8 ve 0.9 değerleri için Tukey pencereleri. 66
56 α değeri 1 olan Tukey penceresi ile şekillendirilmiş sinyal için ölçülen LFEIT sinyali. 67
57 Ultrason dönüştürücünün 80 mm mesafedeki yağ ile tuzlu su arayüzeyine odaklanması için kanallara verilen giriş sinyali. 68
58 (a) Saf suyun ses hızını ölçmek için hazırlanan fantom. (b) Agar jel içindeki ses hızını ölçmek için hazırlanan fantom. 69
59 Şekil 58 (a)'daki fantomdan elde edilen A-tarama sinyali. 70
60 Şekil 58 (b)'deki fantomdan elde edilen A-tarama sinyali. 70
61 İlk aşama yükseltece ait devre şeması. 72
62 İkinci aşama yükseltece ait devre şeması. 72
63 (a) Veri toplama sistemi için oluşturulan ilk aşama ve ikinci aşama yükselteç devre kartları. (b) İki aşamalı yükseltecin konulduğu Faraday kafesi. 73
64 (a) Deney düzeneği için hazırlanmış olan Faraday kafesinin (a) dışı ve (b) içi. . . 74
65 Yağ dolu bir tüp üzerine yerleştirilmiş ultrason dönüştürücünün ultrason dalgası ürettikten sonra bobin sensörü üzerinde indüklenen gerilim (stimülasyon bozukluğu). 76
66 Anahtarlama devresine ait (a) devre şeması ve (b) fotoğrafı. Burada Analog Devices'ın ADG701 anahtarlama entegresi ve tek kararlı multivibratör kullanılmıştır. 76
67 Anahtarlamalı devrenin yükselteçler arasına takılmasından sonra elde edilen sinyal. 77
68 Stimulation bozukluğunun zarfı ve zarf üzerine fit edilen denklem. 77
69 Orjinal sinyalden üretilen dalganın çıkartılması ile elde edilen sinyal. 77
70 Bobin sensörü tasarımı için boyutsal kısıtlamalar. Burada belirtilen 1 cm ve 4 cm, maksimum uzunluk değerleridir. 79
71 Sensör I. 80
72 (a) Alıcı bobin Sensörü II. Bu sensörün rezonans frekansı, kalite faktörü ve bant genişliği sırasıyla 1.001 MHz, 42.07 kHz ve 23.798 kHz'dir. (b) Alıcı bobin Sensörü III. Bu sensörün rezonans frekansı, kalite faktörü ve bant genişliği sırasıyla yaklaşık 999.54 kHz, 42.19 kHz ve 23.689 kHz'dir. 81
73 Fantom I. Fantom, ayçiçek yağı, agar, jelatin ve grafit çubuktan oluşmaktadır. . . 83

74 (Ayçiçek yağı, agar-jelatin, iletken solüsyon ve cam boncuklardan oluşan Phantom II'nin (a) önden ve (b) yandan görünüşü. 84
75 Fantom III, ayçiçek yağı ve 3 S/m iletkenliğe sahip tuzlu su çözeltisinden oluşmaktadır. 85
76 LFEIT için deneysel düzenek. Bu düzenek, 16 elemanlı LPA dönüştürücü ve sürücüsü, demir nüve ve mıknatıs, fantom, bobin sensörü, güç kaynağı, yükselteç ve veri toplama sistemi içermektedir. 86
77 Fantom I'den 0°'de alınan (a) LFEIT sinyali (b) LFEIT sinyalinin Hilbert dönüşümü. 87
78 Merkezinde grafit çubuk bulunan fantom. 88
79 Fantom I için kartezyen koordinatlardaki (a) LFEIT görüntüsü (b) Ultrason görüntüsü. 89
80 Fantom I için kutupsal koordinatlarda (a) LFEIT görüntüsü, (b) B-tarama ultrason görüntüsü. 90
81 Fantom II üzerinde birbirine seri bağlanmış Helmholtz bobinlerin konumu. (a) Yandan görünüş, (b) Önden görünüş. 91
82 Fantom II'den alınan LFEIT sinyali ve onun Hilbert dönüşümü (Dönüştürücünün döndürme açısı 0° olarak seçilmiştir.) (a) Fantomdaki grafitin üst ve alt sınırlarında sırasıyla 53.55 ve 63.30 μs'de ölçülen LFEIT sinyallerinin tepeden tepeye değeri 335 ve 232 mV'dır. (b) LFEIT sinyalinin Hilbert dönüşümü sinyalleri ise sırasıyla 1693.6 ve 277.92 mV'dır. 92
83 Kartezyen koordinatlardaki Fantom II'den veri profilleri. (a) Helmholtz bobin Sensörü II ve III tarafından 1 MHz frekansında elde edilen kolon-bazlı LFEIT veri profili.(b)B-tarama ultrason veri profili. 93
84 (a) Fantom II'deki tarama bölgesi. (b) Kutupsal koordinatlarda B-tarama ultrason veri profili. (c)Fantom II'den Helmholtz bobin sensörleri (II ve III) tarafından 1 MHz frekansında elde edilen kutupsal koordinatlarda LFEIT veri profili. 94
85 Fantom III'ten alınan (a) Ultrason sinyali (b) LFEIT sinyalinin. 95

TABLO LİSTESİ

1 Meme, kas ve tümör dokularının ısı özellikleri (Werner J 1988). 17
2 İletkenlik ölçme 41
3 Değişkenlere ayırma metodu ve benzetim çalısması ile elde edilen elektrik potansiyelin arasındaki göreli hatalar birinci ve ikinci model için verilmiştir. Birinci modelde, ilekenliği 2 S/m olan 6.25 mm yarıçapında bir daire ve iletkenliği 0.2 S/m olan 5 cm yarıçapında bir dairesel halkadan oluşur. İkinci modelde değişen tek parametre iç dairenin yarıçapı 3.125 mm'dir. 47
4 Yağ ve kan dokularının dağıtılma parametereleri (ITIS Foundation). 50
5 Dokuların 1 MHz'deki elektriksel (Gabriel vd. 1996a; Gabriel vd. 1996b, 1996c) ve akustik (Goss vd. 1978) özellikleri. 54
6 Dokuların 1 MHz'deki elektriksel (Gabriel vd. 1996a; Gabriel vd. 1996b, 1996c) ve akustik Goss vd. 1978 özellikleri. 56
7 Tukey penceresinin α değerine karşılık elde edilen LFEIT sinyallerinin büyüklüğü. 67
8 Alıcı bobininin (Sensor I) fiziksel ve özellikleri. 79
9 Alıcı bobininin (Sensor I) benzetim çalışması sonucu elde edilmiş elektriksel özellikleri. 79
10 Bobinin (Sensor I) network analizörü tarafından ölçülmüş elektriksel özellikleri. . 80
11 Alıcı bobinine (Sensör I) SMA kablosu ve 200 pF değerinde kapasitans paralel bağlandıktan sonra bobinin ölçülen elektriksel özellikleri ve rezonans frekansı. . 80
12 Bobin sensörlerinin fiziksel özellikleri. 80
13 Bobin sensörlerinin sargı özellikleri. 81
14 Alıcı bobin sensörlerinin rezonans frekansındaki elektriksel özellikleri. Alıcı bobin Sensörleri II ve III, 30 cm uzunluğa sahip SMA kablosuna (RG58) 82 pF ve 86.7 pF değerlerinde paralel kapasitörler bağlanmıştır (Kaboutari 2017). 81
15 Fantomların akustik ve elektriksel özellikleri. 82
16 Fantom malzemeleri ve onların etkilediği özellikler. 82
17 Şekil 73'de gösterilen agar-jelatin fantomu içerisindeki malzeme miktarı. 83

Özet

Bu projede sağlıklı/kanserli dokuların elektriksel empedanslarının görüntülenmesi için elektromanyetik alanlar ile ultrasonun birleştiği hibrit bir yöntem önerilmiştir. Bu yöntem, statik manyetik alan ortamında, doku yüzeyine yerleştirilen ultrasonik vericilerin yarattığı akustik titreşimler sonucu oluşan Lorentz alanlarına dayanmaktadır. İletken cisim içinde yayılan bu elektriksel alanlar dokuda ultrason yayılım hızıyla akımlar indüklemektedir. Bu akım yoğunluğundan (hız-akım yoğunluğu) kaynaklanan manyetik alanlar, iletken dokuyu saran ya da dokunun yakınına yerleştirilen bir bobin yardımıyla algılanabilmekte ve elde edilen ölçümler iletkenlik görüntülemesi için kullanılmaktadır.

Yöntemin teorisi ve fizibilitesine yönelik ön çalışmalar laboratuvarımızda yapılmıştır. Proje süresince teorik ve sayısal çalışmalara devam edilmiştir. Farklı sayısal geometriler ile yöntemin çözünürlük haritası incelenerek performansı değerlendirilmiştir. Çözünürlük haritası incelendiğinde, ultrasonik dönüştürücünün altında yaklaşık 3 cm derinliğe kadar 5 mm $\times$ 5 mm boyutlarındaki iletkenlik değişimlerin gerçek değerine en yakın oranda geriçatılabileceği anlaşılmaktadır. Bu mesafeden uzaklaştıkça sistemin performansı düşmektedir. Bu durumu düzeltmek için ultrasonik dönüştürücü farklı konumlara yerleştirilebilir ya da farklı bobin konfigürasyonları ile ölçümler alınabilir. Ayrıca görüntüleme esnasında hastalar için güvenlik sınırlarını, akustik basınç ve statik manyetik alanın azami sınırlarını belirlemek için ısı analizi yapılmıştır. Basınçtan kaynaklanan ısınmanın etkisinin, elektrik akımından kaynaklanan ısıdan daha fazla olduğu görülmüştür. Bir saniye boyunca sürekli uygulanan sinüzoidal basınçtan sonra bile dokudaki ısı artışının 0.62 $^{\circ}$C olduğu görülmektedir. Isı dağılımının kararlı duruma gelmesi ise 15 dakikadan fazla bir zaman almaktadır. Ayrıca dokuda/fantomda oluşan basınç değeri ve indüklenen akım değerleri güvenlik sınırları altındadır. Önerilen yöntemin veri toplama sürecinde ortamda oluşacak basınç değeri ve akım yoğunluğu değerleri güvenlik sınırlarında kaldığı sürece dokulara zarar verecek bir ısı artışı olmayacağı düşünülmektedir.

Laboratuvarımızda hazırlanan fantomlar ile deneysel çalışmalar yapılmıştır. Deney düzeneğindeki statik manyetik alan üreteci kalıcı mıknatıslar ve demir nüve ile oluşturulmuştur. Ortamda basınç dağılımı oluşturmak için 16-elemanlı bir doğrusal faz dizili dönüştürücü kullanılmıştır. Ayrıca ortamda oluşan akım yoğunluğundan kaynaklanan manyetik alanları ölçmek için çeşitli bobinler tasarlanmıştır. İletkenliği ve ses hızı ölçülen fantomlar deney düzeneğine yerleştirilerek LFEIT sinyalleri alınmıştır. Bu sinyaller kullanılarak fantomlardaki iletkenlik dağılımları kutupsal ve kartezyen koordinatlarda görüntülenmiştir.

Abstract

In this project, a hybrid method of combining electromagnetic fields and ultrasound is proposed to image the electrical impedance of healthy / cancerous tissues. This method is based on Lorentz fields, which are the result of acoustic vibrations generated by ultrasonic transducers placed on the tissue surface in the static magnetic field medium. These electrical fields radiating in the conductive body induce currents in the tissue with ultrasonic propagation. The magnetic fields arising from this current density (velocity current density) can be detected by a sensor coil which surrounds or touches the conductive body, and the obtained measurements are used for conductivity imaging.

Initial studies on the theory and feasibility of the method have been carried out in our laboratory. During the project, theoretical and numerical studies have continued. The peformance of the method was evaluated by analyzing the resolution map of the method with different numerical geometries. When the resolution map analyzed, it is seen that the conductivity changes (inhomogeneities) of 5 mm $\times$ 5 mm up to 3 cm deep under the ultrasonic transducer can be reconstructed to the nearest real value. The performance of the system decreases as this distance gets farther. To improve this situation, the ultrasonic transducer can be placed in different positions or meassurements can be taken with different coil configurations. In addition, heat analysis was performed to determine the safety limits for patients, acoustic pressure and maximum limits of static magnetic field durin imaging. It has been observed that the effect of heat from pressure is greater than heat from electric current. Even after sinusoidal pressure applied continuously for a second, it is seen that the temperature increase in the tissue is 0.62 °C. It takes more than 15 minutes for the heat distribution to reach the steady state. Furthermore, the pressure and induced current values in the tissue/phantom are below the safety limits. It is considered that the proposed method will not have a heat increase which will damage the tissues as long as the presssure and the current density values in the data acquisition process are within the safety limits.

Experimental studies have been done with the phantoms prepared in our laboratory. The static magnetic field generator in the experimental setup was formed with permanent magnets and iron core. A-16 element linear phased array transducer was used to generate pressure distribution in the medium. In addition, several sensor coils were designed to measure the magnetic fields resulting from the current density occuring in the medium. The phantons measuring teh conductivity and sound velocity were placed in the experimental setup and LFEIT signals were obtained. Using these signals, the conductivity distributions in the phantoms were displayed in polar and cartesian coordinates.

1. GİRİŞ

Bu projede sağlıklı/kanserli dokuların elektriksel empedanslarının görüntülenmesi için elektromanyetik alanlar ile ultrasonun birleştiği hibrit bir yöntem önerilmiştir. Bu yöntem, statik manyetik alan ortamında, doku yüzeyine yerleştirilen ultrasonik vericilerin yarattığı akustik titreşimler sonucu oluşan Lorentz alanlarına dayanmaktadır. İletken cisim içinde yayılan bu elektriksel alanlar dokuda ultrason yayılım hızıyla akım indüklemektedir. Bu akım yoğunluğundan (hız-akım yoğunluğu) kaynaklanan manyetik alanlar, iletken dokuyu saran bir bobin yardımıyla algılanabilir ve elde edilen ölçümler iletkenlik görüntülemesi için kullanılabilir.

Elektriksel empedans görüntüleri oluştumak için vücut içine belli bir frekansta elektrik akımı uygulanması gerekir. Bu çalışmada, elektrik akımı Lorentz alanları ile oluşturulmakta, indüklenen akımlardan kaynaklanan manyetik alanlar vücut çevresine yerleşirilen bobinler ile ölçülmektedir.

Proje kapsamında, teorik ve sayısal çalışmalar farklı koşullarda (frekans, doku büyüklüğü, doku türü, ultrasonik dönüştürücünün uyarılma türü vb.) yapılmıştır. Kalıcı mıknatıslar ve demir nüve ile statik manyetik alan oluşturulmuştur. Farklı ultrasonik ve elektriksel özelliklerde fantomlar yapılmıştır. Veri toplama sistemi kurulup bu fantomlardan sinyaller alınmış ve görüntüler elde edilmiştir.

2. LİTERATÜR ÖZETİ

Biyolojik dokuların elektriksel empedans görüntüsünü elde etmek için araştırmacılar farklı yaklaşımlar önermişlerdir. Akım uygulamalı ve akım indüklemeli Elektriksel Empedans Tomografisi (EET) (Barber ve Brown 1984; Paulson vd. 1993; Metherall vd. 1996; Gencer 1993; Gencer vd. 1994) bu alanda ilk olarak önerilen yaklaşımlardandır. EET'den başka Manyetik Rezonans Elektriksel Empedans Tomografisi (MREET) (Zhang 1992; Kwon vd. 2002; Ider ve Onart 2004; Gao ve He 2008), Manyetik İndüksiyon Tomografisi (MİT) (Al-Zeibak vd. 1995; Gencer ve Tek 1998; Griffiths 2001), Manyeto-akustik Tomografi (MAT) (Towe ve Islam 1988; Roth vd. 1994), Manyetik İndüksiyon ile Manyeto-akustik Tomografi (MAT-Mİ) (Xu ve He 2005; Li vd. 2006; Xia vd. 2007; Brinker ve Roth 2008; Li ve He 2010; Hu vd. 2011) ve Manyetik-Akusto-Elektriksel Tomografi (MAET) (Montalibet vd. 2001; Haider vd. 2008; Ammari vd., 2009; Ammari vd. 2015; Roth 2009; Zeng vd. 2010; Grasland-Mongrain vd. 2014; Guo vd. 2014; Guo vd. 2015; Zengin 2012; Gencer ve Zengin 2013; Grasland-Mongrain vd. 2015; Zengin ve Gencer 2016; Kunyansky 2012; Kunyansky vd. 2017) veya Hall Etkisi Görüntüleme (Wen vd. 1998; Wen 2003; Gozu 2014) önerilen diğer yaklaşımlardır.

Akım Uygulamalı Elektriksel Empedans Tomografisi'nde (AUEET) görüntülenecek vücut yüzeyine elektrotlar yerleştirilir. Bu elektrotların bir çiftinden sinüzoidal akım uygulanırken diğer elektrot çiftlerinden potansiyel farkları ölçülür. Akım uygulama elektrot çiftleri değiştirilerek ölçüm sayısı arttırılır. Bir görüntüleme algoritması ile elde edilen ölçümler kullanılarak görüntü oluşturulur. Akım İndüklemeli Elektriksel Empedans Tomografisi'nde (AİEET) vücudu saran bobinlere sinüzoidal akım uygulanarak yaratılan manyetik alanlarla akım indüklenir ve yüzey elektrotlarıyla potansiyel farkı ölçümü yapılır. Akım indükleme sayısı yüzeye yerleştirilen elektrotların sayısından bağımsızdır. Ölçüm sisteminin sinyal-gürültü oranı yükseltilebildiği takdirde ölçüm sayısı ve görüntüde çözünürlük (resolution) artabilir.

Manyetik Rezonans Elektriksel Empedans Tomografisi (MREET) (Zhang 1992; Kwon vd. 2002; Ider ve Onart 2004; Gao ve He 2008), EET ve Manyetik Rezonans Akım Yoğunluğu Görüntüleme (MRAYG) (Magnetic Resonance Current Density Imaging, MRCDI) (Joy vd. 1989; Scott vd. 1991, 1992) metotlarının bileşiminden oluşmaktadır. MREET'de temel fikir, yüzeyden uygulanan akımın vücutta yarattığı manyetik alan değişimini MR cihazı kullanarak ölçmek ve bu ölçümlerle empedans görüntülemesi oluşturmaktır. Şu anda ancak güvenlik sınırları dışında akım uygulanarak fantom görüntüleri elde edilebilmektedir. Yöntemin uygulanabilmesi için MR cihazının kullanılması gerekmektedir.

MİT (Al-Zeibak vd. 1995; Gencer ve Tek 1998; Griffiths 2001) yönteminde vücuda akım indüklemek için minyatür bir bobine sinusoidal akım uygulanır ve vücudun yarattığı ikincil manyetik alanlar minyatür bobinlerle ölçülür. Ölçüm sayısı, alıcı/verici bobin sayısının yerlerini değiştirerek arttırılır. Genelde tüm bobinler vücut yüzeyine yerleştirildiğinden bu yöntem daha çok yüzeyaltı (subsurface) görüntülemede kullanılır; derinlik arttıkça çözünürlük azalmaktadır.

MAT, MAET ve MAT-Mİ elektromanyetizma ile akustiğin birleştirildiği yaklaşımlardır. MAT (Towe ve Islam 1988; Roth vd. 1994) yaklaşımında, doku manyetik alan içindedir. Yüzeye yerleştirilen elektrotlar yardımıyla cisme akım uygulanır. Bu akım Lorentz kuvveti ile titreşim oluşturur ve yayılan ultrason dalgaları cismin etrafına yerleştirilen ultrasonik algılayıcılar ile toplanır.

MAT-Mİ (Xu ve He 2005; Li vd. 2006; Xia vd. 2007; Brinker ve Roth 2008; Li ve He 2010; Hu vd. 2011) yaklaşımında ilgilenilen cisim statik ve zamanla değişen manyetik alan içine yerleştirilir. Statik alandaki burgaç akımları Lorentz kuvvetinden dolayı titreşim oluşturur ve ultrason dalgaları yayılır. Ultrasonik algılayıcılar cismin etrafına yerleştirilir ve ultrason dalgaları bu algılayıcılar ile toplanır. İletkenlik özelliklerinin yeniden elde edilmesi, yüksek uzaysal çözünürlük ile yapılır.

MAET, Lorentz kuvveti veya Hall etkisi tomografisi olarak da bilinir. MAET, sabit bir manyetik alan içine yerleştirilmiş iletken bir cisim boyunca ilerleyen akustik dalgaların oluşturduğu akımların yarattığı elektriksel potansiyellerin vücut yüzeyine yerleştirilen elektrotlar ya da vücut yakınına yerleştirilen bobinler ile ölçülmesi fikrine dayalıdır.

Wen vd.(1998) cisimde akustik dalgaları oluşturmak için tek elemanlı bir dönüştürücü kullanmıştır. Bu çalışmada, iki boyutlu (2B) bir görüntüyü oluşturmak için dönüştürücü hareket ettirilerek bir çizgi tarama yöntemi uygulanmaktadır. Başka bir deneysel çalışmada (Montalibet vd. 2001), Lorentz alanlarının in vitro değerlendirilmesini göstermek için odaklanmış bir dönüştürücü kullanılmıştır.

Haider vd. (2008) akım yoğunluğu görüntüsü elde etmek için odaklı dönüştürücü ve elektrot kullanarak sayısal ve deneysel çalışmalar yapmışlardır. Ammari vd. (2009) MAET, MAT-Mİ ve MAT metotlarının geri problem çözümleri için yeni algoritmalar önerdiler.

Roth (2009) ultrasonik olarak indüklenen Lorentz kuvvet tomografisi üzerine çalışmıştır. Zeng vd. (2010) MAET metodu için farklı ultrasonik dalga çeşitlerini önermişlerdir. Sayısal araştırmalar sonucunda ortaya çıkan voltajın genliğinin ultrasonun net momentumu ile orantılı olduğu doğrulanmıştır.

Diğer bir çalışmada (Kunyansky 2012), MAET yönteminin matematiksel modelleri ve geri problem çözümü analiz edilmiştir. Lorentz kuvvet elektrik empedans tomografisi tekniği, bir jelatin fantomu ve bir sığır örneği ile gösterilmiştir (Grasland-Mongrain vd. 2014). Guo vd. iletkenlikleri geri çatmak için tarama modunda bir piston dönüştürücü kullandılar (Guo vd. 2014) ve manyetik ölçümler ile MAET için teorik temeller açıklayıp sayısal ve deneysel çalışmalarını sundular (Guo vd. 2015).

Ammari vd. (2015) ultrasonik olarak indüklenen Lorentz kuvveti elektrik iletkenliği görüntüleme yöntemi için matematiksel bir analiz ve sayısal bir sistem oluşturdular.

Zengin ve Gençer, harmonik zaman bağımlılığına ve rasgele seçilmiş zaman bağımlılığına dayanan manyetik ölçümlerle MAET için teorik temel önerdiler, sayısal modeller ile benzetim çalışmaları yaparak performans analizi gerçekleştirdiler (Zengin 2012; Gencer ve Zengin 2013; Zengin ve Gencer 2016).

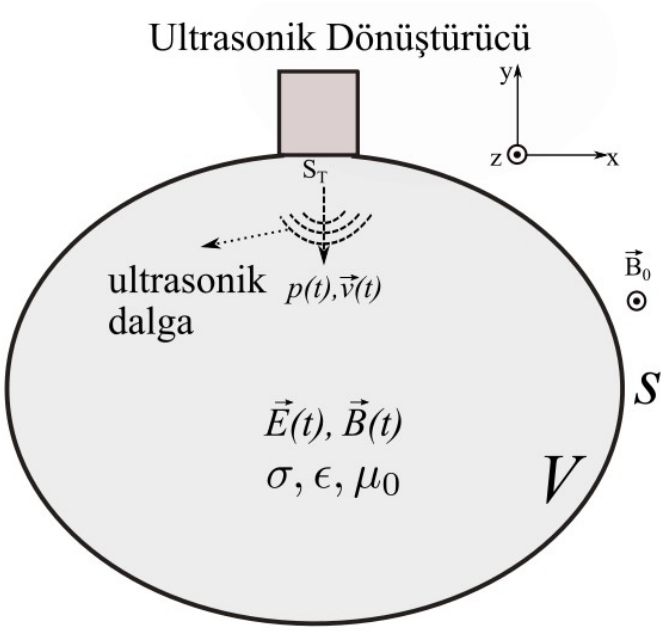
Yakın zamanda yapılan bir çalışmada (Kunyansky vd. 2017), yeni bir 2D MAET tarayıcı sunuldu. Fantomların ve biyolojik bir numunenin kullanıldığı 2D MAET için görüntü geri çatma prosedürü geliştirildi ve gösterildi.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1 Analitik ve sayısal çalışmalar

3.1.1 Teorik altyapı

Bu projede, biyolojik dokuların elektriksel iletkenliğini ölçmek için elektromanyetik alanlarla ultrasonun birleştiği bir empedans görüntüleme metodu önerilmiştir. Şekil 1'de önerilen metodun geometrisi verilmiştir. Bu yöntem, statik manyetik alanın varlığında, doku/organ üzerine yerleştirilen ultrasonik dönüştürücülerden kaynaklanan akustik titreşimler sonucu oluşan Lorentz alanlarına dayanmaktadır. Bu alanlar, iletken doku içerisinde akımlar indüklemektedir. Bu akım yoğunlukların yarattığı manyetik alanlar, iletken doku yakınına yerleştirilen ya da dokuyu saran bobinler yardımıyla algılanmaktadır (Şekil 2).



Şekil 1. İleri problem geometrisi. Elektriksel özellikleri $(\sigma, \epsilon, \mu_0)$ olan bir cisim statik manyetik alan $\vec{B_0}$ içirisinde tutulmaktadır. Lorentz alanları yaratmak için yüzeye yerleştirilen ultrason dönüştürücüden titreşim uygulanır. Yayılan ultrason dalgası ortamda zamanla değişen basınç dalgası p ve parçacık hızı v oluşturur. Parçacık hızının manyetik alanla etkileşimi, elektrik alanı ve hız akımı oluşturur (Zengin ve Gencer 2016).

Projede uygulanan metot bir çoklu-fizik problemidir, yani elektromanyetik ve akustik alanlar birlikte çözülmelidir. Zamanla değişen elektromanyetik alanlar ve akustik alanlar için temel denklemler, proje ekibi tarafından incelenmiştir (Zengin 2012). Skalar ve manyetik vektör potansiyeller için kısmi diferansiyel denklemler elde edilmiştir. Akustik problemde ise akustik basınç için bilinen kısmi diferansiyel denklem formulasyonu kullanılmıştır.

Doğrusal, manyetik olmayan ve izotropik iletken bir cisimde zamanla değişen elektromanyetik alanlar aşağıdaki Maxwell denklemleri ile gösterilir:

$$\nabla \times \vec{E} = -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t} \tag{1}$$

$$\nabla \times \vec{B} = \mu_0 \vec{J} + \mu_0 \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} \tag{2}$$

$$\nabla \cdot \vec{D} = \rho \tag{3}$$

$$\nabla \cdot \vec{B} = 0 \tag{4}$$

Burada $\vec{E}, \vec{B}, \vec{J}, \vec{D}$ sembolleri sırasıyla elektrik alan (V/m), manyetik akı yoğunluğu ($Tesla$), akım yoğunluğu (A/m^2) ve deplasman ($Coulomb/m^2$) terimlerini ifade ederler.

Bu denklemleri çözmek için süreklilik denklemi

$$\nabla \cdot \vec{J} = -\frac{\partial \rho}{\partial t} \tag{5}$$

ve temel bağlantılar gereklidir:

$$\vec{D} = \epsilon \vec{E} \tag{6}$$

$$\vec{J} = \sigma \vec{E} + \sigma \left(\vec{v} \times \vec{B} \right) \tag{7}$$

Burada $\vec{v}$ parçacık hızını ve $\vec{v} \times \vec{B}$ Lorentz elektrik alanlarını göstermektedir. Denklem (7)'nin sağ tarafındaki ikinci terim, hız akım yoğunluğu olarak bilinmektedir.

$\vec{B}$'nin ıraksaması (divergence) sıfır olduğu için, manyetik vektör potansiyeli aşağıdaki gibi gösterilebilir:

$$\vec{B} = \nabla \times \vec{A} \tag{8}$$

Sonuç olarak, elektrik alan ($\vec{A}$), manyetik vektör potansiyel ($\vec{A}$) ve skalar potansiyel (ϕ) cinsinden ifade edilir:

$$\vec{E} = -\nabla \phi - \frac{\partial \vec{A}}{\partial t} \tag{9}$$

Genellikle 3 boyutlu problemlerde elektrik ve manyetik alanlar $\vec{A} - \phi$ formülasyonu kullanılarak çözülür. Bu formülasyon sonucu olarak $\vec{A}$ ve ϕ cinsinden birbiriyle ilişkili iki denklem elde edilir:

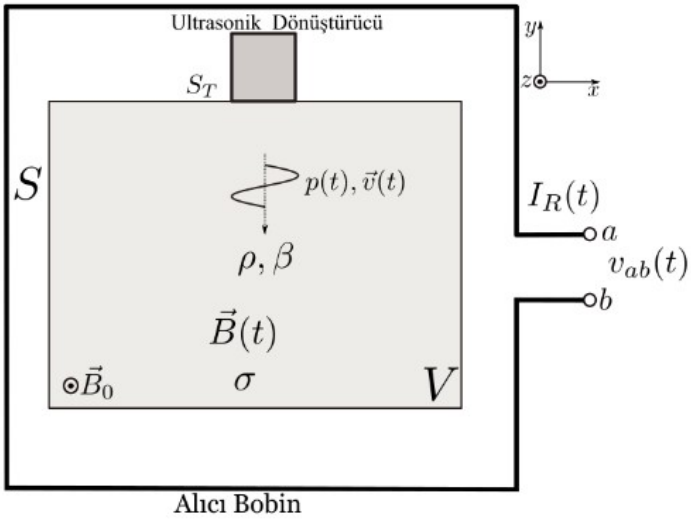
$$\nabla \times \mu_0^{-1} \left(\nabla \times \vec{\mathbf{A}} \right) + (\sigma + j\omega\epsilon) \left(\nabla \phi + j\omega \vec{\mathbf{A}} \right) - \sigma(\vec{\mathbf{v}} \times \nabla \times \vec{\mathbf{A}}) = 0 \tag{10}$$

$$\nabla \cdot \left[(\sigma + j\omega\epsilon) \left(\nabla \phi + j\omega \vec{\mathbf{A}} \right) - \sigma \left(\vec{\mathbf{v}} \times \nabla \times \vec{\mathbf{A}} \right) \right] = 0 \tag{11}$$

Bu denklemleri sadeleştirmek için üç önemli varsayım yapılır: 1) Deplasmanın akımı önemsenmez, 2) Yayılma etkisi ihmal edilir, 3) Endüktif akımlar önemsenmez. Bu varsayımlar (Zengin 2012)'de kanıtlanılarak yarı statik (quasi static) alan terimi aşağıdaki gibi elde edilmiştir:

$$\vec{E} = -\nabla \phi \tag{12}$$

Bu yöntemde hız akım yoğunluğundan kaynaklanan manyetik alan cismi saran bobinler yardımıyla algılanmaktadır (Şekil 2). Alıcı bobinlerden ölçülen voltaj ile manyetik akı yoğunluğu arasındaki ilişki Faraday'ın indüksiyon kanunu ile gösterilir:



Şekil 2. Yöntemin ölçüm düzeneği. Manyetik alan ölçmek için kullanılan bobin, cismi çevreler ya da cismin yakınına yerleştirilir (Zengin ve Gencer 2016).

$$v_{ab}\,(t) = -\int_{bobin} \frac{\partial \vec{B}}{\partial t} \cdot d\vec{S} \tag{13}$$

$$v_{ab}(t) = \int_{V_{body}} \frac{\partial}{\partial t}(\sigma(\vec{v}(t) \times \vec{B})) \cdot \vec{E}_R^0(\sigma) \quad dV \tag{14}$$

burada $\vec{E}_R^0(\sigma)$, alıcı bobindeki birim akım değişimi ile normalize edilmiş karşıt (reciprocal) elektrik alandır.

3.2 Analitik çalışmalar

Lorentz alanlar ile elektriksel iletkenlik görüntülemesi problemi analitik olarak basit cisim geometrileri için akustik ve elektriksel olarak çözülebilir. Bu çalışmada, problem geometrisi iki eş merkezli daireden oluşmaktadır. Cisim içerisinde ultrason dalgalarını oluşturmak için cisim yüzeyinde noktasal bir akustik kaynak varsayılmıştır (Şekil 3).

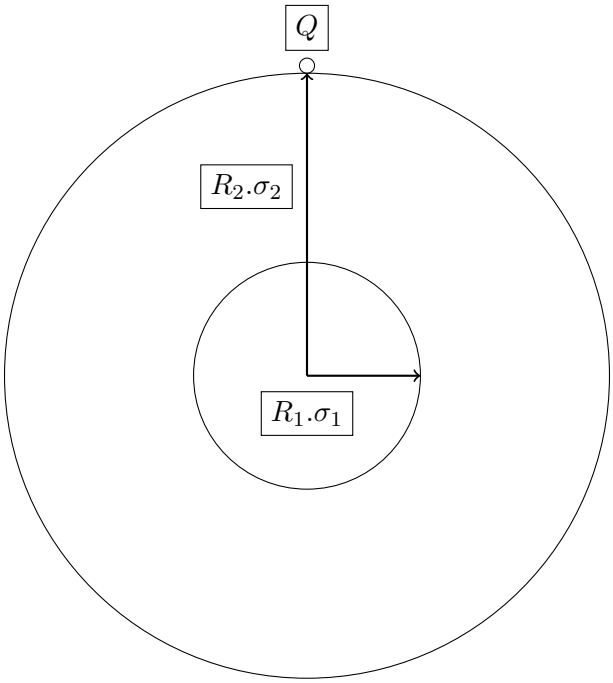
Akustik potansiyel hesaplaması

Noktasal akustik kaynağın ürettiği dalganın hareketi Helmholtz denklemi ile açıklanır (Cox 2013):

$$\nabla^2 P + k_a^2 = f_{source} \tag{15}$$

Burada $P\,[Pa]$ akustik basıncı göstermektedir, k_a ise $k_a = 2\pi/\lambda_{akustik}$ denklemi ile ifade edilir. Eğer f_{source} dirak delta fonksiyonu ise, bu denklemin çözümü olan P, Helmholtz operatorün Green's fonksiyonu olacaktır. Helmholtz denklemi için Green's fonksiyonu bir boyutlu (1B), iki boyutlu (2B) ve üç boyutlu (3B) geometriler için verilmiştir (Atassi). 2B geometri için:

$$P(R) = \frac{\omega_a\,\rho\,Q}{4} H_0^{(2)}(k_a R) \tag{16}$$



Şekil 3. $R_2[m]$ yarı çapında ve $\sigma_2[S/m]$ iletkenlik değerine sahip dairenin içerisinde $R_1[m]$ yarı çap ve $\sigma_1[S/m]$ iletkenliğe sahip eşmerkezli iki daire. Akustik kaynağın hacim akımı $Q[m^2/s]$'dir.

burada $R = \sqrt{r^2 + r_s^2 - 2\,r\,r_s\cos(\theta - \theta_s)}$ kaynağa (r_s, θ_s) olan uzaklık olarak ifade edilir. ρ yoğunluğu [kg/m^3], $H_0^2(\cdot)$ ikinci türden sıfırıncı dereceden Hankel fonksiyonunu gösterir. w_a ise $\omega_a = k_a c$ ile hesaplanır (c: akustik hız (m/s)).

Akustik basınç potansiyeli ve parçacık hızı arasındakı ilişki aşağıdaki denklemle açıklanmaktadır:

$$\vec{v} = \frac{j}{\omega_a \rho} \nabla P \tag{17}$$

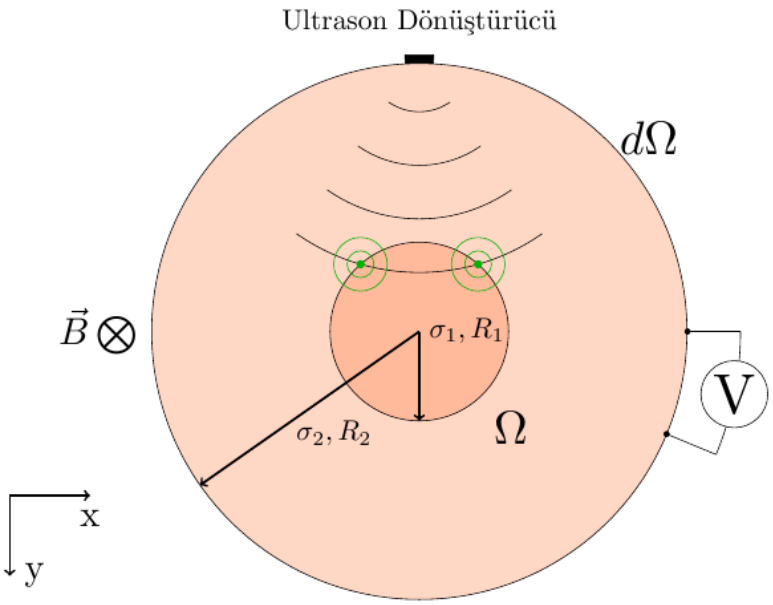
Akustik potansiyel P'nin gradyanı alınırsa, parçacık hızının kutupsal koordinat sistemindeki bileşenleri elde edilir:

$$\vec{v}(r,\theta) = -\frac{jk_aQ}{4} H_1^2(k_aR)\left[\frac{1}{r}\frac{\partial R}{\partial \theta}\vec{a_\theta} + \frac{\partial R}{\partial r}\vec{a_r}\right] \tag{18}$$

$$\frac{\partial R}{\partial r} = \frac{r - r_s\cos(\theta - \theta_s)}{R} \tag{19}$$

$$\frac{\partial R}{\partial \theta} = \frac{rr_s\sin(\theta - \theta_s)}{R} \tag{20}$$

Parçacık hızı $\vec{v}$ ile statik manyetik alan $\vec{B}$'nin vektörel çarpımı Lorentz alanını vermektedir. İletken bir ortamda bu Lorentz alanların varlığı ile akım yoğunluğu oluşmaktadır. Bu akım yoğunluğu, elektrik alan hesaplamasında, elektriksel akım kaynağı olarak denklemlere eklenecektir.



Şekil 4. LFEIT görüntüleme sistemin eşmerkezli çemberler için gösterimi. Burada Ω hacminin içindeki çemberin (tümör) iletkenliği ve yarı çapı sırasıyla σ_1 ve R_1 dir. Dış çemberin iletkenliği ve yarı çapı ise sırasıyla σ_2 ve R_2 dir. Vücut akustik dönüştürücü ile uyarılmaktadır. Sabit statik manyetik alanın ($\vec{B}$) varlığında $d\Omega$ yüzeyinde ölçülen elektrik gerilim ise V'dir.

Duyarlılık ifadesini elde etmek için ilk önce akustik problem analitik olarak eşmerkezli çemberler geometrisinde (Şekil 4) çözülmektedir. Akustik basıncın kaynağı sınır ivmesidir ve geri kalan sınırlarda sert duvar sınır koşulu (sound hard) olarak tanımlanmıştır. Bu koşullarda akustik basınç p, aşağıdaki denklemi sağlamaktadır:

$$\nabla^2 p + k^2 p = 0, \quad \text{in } \Omega \tag{21}$$

$$\mathbf{n} \cdot \nabla p = \rho\, a_n, \quad \text{on } d\Omega$$

Burada p akustik basıncı, ρ ortamın yoğunluğunu ve k karmaşık (complex) dalga sayısıdır. Değişkenlerine ayırma (separation of variables) metodu ile yukarıdaki türev denkleminin çözümü olarak analitik bir ifade elde edilmiştir:

$$p(r,\theta) = \sum_{m=0}^{\infty} (A_m e^{jm\theta} + B_m e^{-jm\theta})(C_m J_m(kr) + D_m Y_m(kr)) \tag{22}$$

Burada A_m, B_m, C_m ve D_m seri açılımı katsayılarıdır. $J_m(\cdot)$ ve $Y_m(\cdot)$ ise birinci ve ikinci türden Bessel fonksiyonlarıdır. İkinci türden Bessel fonksiyonu merkezde sıfır olduğundan seri açılımından çıkarılmıştır. Dış yüzey sınırı $d\Omega$ üstünde ivmenin normal bileşeni a_n Fourier serisi olarak aşağıdaki gibi yazılabilir:

$$a_n = \sum_{m=0}^{\infty} \gamma_m e^{jm\theta} + \delta_m e^{-jm\theta} \tag{23}$$

Denklem (21)'in sınır koşullarını kullanarak, akustik basıncın Fourier serisi katsayısı γ_m cinsinden yazılabilir:

$$A_m = \frac{2\rho\,\gamma_m}{k(J_{m-1}(kR_2) - J_{m+1}(kR_2))} \tag{24}$$

Şekil 4'deki eşmerkezli geometri için, Lorenz akımlarının sadece radyal bileşeni elektriksel gerilimini değiştirmektedir. $\mathbf{B_0} = B_0\mathbf{a_z}$, $\mathbf{J_{Lorentz}} = \sigma\mathbf{v} \times \mathbf{B_0}$ ve $\mathbf{v} = j\nabla p/\rho\omega$ denklemlerini kullanarak, Lorenz akımın radyal komponenti aşağıda verildiği şekilde yaılabilir:

$$J_{Lorentz_r} = \sigma v_\theta B_0 = \frac{j\sigma B_0}{\rho\omega}\frac{1}{r}\frac{\partial p}{\partial \theta} \tag{25}$$

Lorentz akımları da Fourier serisi olarak R_1 ve R_2'de yazılabilir:

$$J_{R_1} = \sum_{m=0}^{\infty} \zeta_m^1 e^{jm\theta} + \eta_m^1 e^{-jm\theta} \tag{26}$$

$$J_{R_2} = \sum_{m=0}^{\infty} \zeta_m^2 e^{jm\theta} + \eta_m^2 e^{-jm\theta} \tag{27}$$

Denklem (24) ve (25)'i kullanarak, ζ_m^1 and ζ_m^2, γ_m cinsinden ifade edilir:

$$\zeta_m^1 = \frac{2m\sigma B_0 J_m(kR_1)\gamma_m}{\omega R_1 k(J_{m-1}(kR_2) - J_{m+1}(kR_2))} \tag{28}$$

$$\zeta_m^2 = \frac{2m\sigma B_0 J_m(kR_2)\gamma_m}{\omega R_2 k(J_{m-1}(kR_2) - J_{m+1}(kR_2))} \tag{29}$$

Elektrik potansiyel hesaplaması

Şekil 3'deki geometri için elektrik potansiyelin (ϕ) çözümü aşağıdaki denklem ile yapılır (Zengin 2012):

$$\nabla \cdot (\sigma\nabla\phi) = \nabla \cdot (\sigma(\vec{v} \times \vec{B})) \tag{30}$$

$$\frac{\partial \phi}{\partial n} = (\vec{v} \times \vec{B}) \cdot \vec{n}\ ,\ r = R_2 \tag{31}$$

Lorentz akım teriminin ıraksaması (divergence) sıfır olduğu bilgisini kullanarak ve elektrik potansiyeli iletkenlik değerine göre iki ayrı bölgeye ayırarak aşağıdaki denklemler elde edilir (Gencer vd. 1994):

$$\nabla \cdot (\sigma\nabla\phi_1) = \nabla \cdot (\sigma\nabla\phi_2) = 0 \tag{32}$$

$$\frac{\partial \phi_2}{\partial r}|_{r=R_2} = (\vec{v} \times B)_r|_{r=R_2}$$

$$(\sigma_2\frac{\partial \phi_2}{\partial r} - \sigma_1\frac{\partial \phi_1}{\partial r})|_{r=R_1} = (\sigma_2 - \sigma_1) \cdot (\vec{v} \times B)_r|_{r=R_1}$$

$$\phi_1(R_1) = \phi_2(R_1)$$

Bu geometride elektrik potansiyeli, radyal dağılım ve açısal dağılımın çarpımı olarak yazılabilir:

$$\phi(r,\theta) = R(r)\Theta(\theta) \tag{33}$$

Denklem (33)'deki ϕ değerini, denklem (32)'ye ekleyince, Θ ve R için özişlev denklemleri elde edilir:

$$\Theta^{''} + \lambda\Theta = 0\,, \Theta(0) = \Theta(2\pi)\,, \Theta^{'}(0) = \Theta^{'}(2\pi) \tag{34}$$

Denklem (34)'deki λ sabit bir sayıdır ve $\Theta^{''} = d^2\Theta/d\theta^2$ denklemi sağlanmalıdır. Bu denklemi sağlayan fonksiyonun kendisinin ve birinci dereceden türevinin yukarıdaki periyodik koşulları sağlaması gerekmektedir. Θ, λ'ya bağlı olarak farklı şekillerde ifade edilebilir:

- $\lambda > 0$ ve $\sqrt{\lambda} \in Z$
  $\Theta = \{\cos(\sqrt{\lambda}\theta), sin(\sqrt{\lambda}\theta)\}$, Eğer $\Theta : R \to R$
  $\Theta = \{\exp(\sqrt{\lambda}\theta)\}$, Eğer $\Theta : R \to C$
- $\lambda = 0\,,\ \Theta = 1$
- $\lambda < 0\,,\ \Theta$ Denklem (34)'i sağlamaz.

Radyal dağılım için özişlev denklemi aşağıda verilmiştir:

$$r^2R^{''} + (r + r^2\frac{\sigma^{'}}{\sigma})R^{'} - \lambda R = 0 \tag{35}$$

R λ'ya bağlı olarak farklı şekillerde ifade edilebilir:

- $\lambda > 0, R = r^{\pm\sqrt{\lambda}}$
- $\lambda = 0, R = \{1, \ln r\}$

Laplace operatorü doğrusal bir operatör olduğundan, yukarıdaki sonuçların doğrusal kombinasyonu da aynı denklemi (32) sağlamaktadır.

$$\phi(r,\theta) = A + B\ln r + \sum_{m=1}^{\infty}(a_m r^m + b_m r^{-m})e^{-jm\theta} + (c_m r^m + d_m r^{-m})e^{jm\theta} \tag{36}$$

Eşmerkezli daireler için, potansiyelin merkezde sonlu olması gerekmektedir. Bu yüzden iç dairede sonsuza giden terim çözümden çıkarılmalıdır. Ayrıca sonuca sabit bir sayı eklemek de sonucu etkilemediği için, A ve B terimleri denklem (36)'yı sadeleştirmek için seçilmiştir. Sonuç olarak iç daire ve dış dairesel halka için iki ayrı ifade oluşmuştur.

$$\phi_1(r,\theta) = \sum_{m=1}^{\infty} r^m(e_m e^{-jm\theta} + f_m e^{jm\theta}) \tag{37}$$

$$\phi_2(r,\theta) = \sum_{m=1}^{\infty}(a_m r^m + b_m r^{-m})e^{-jm\theta} + (c_m r^m + d_m r^{-m})e^{jm\theta} \tag{38}$$

$$\int_0^{2\pi} e^{jm\theta} e^{-jn\theta} = 2\pi\delta(m-n) \tag{39}$$

(37) ve (38)'deki katsayılar, sınır koşullarından bulunucaktır (32). Bu doğrultuda üstel periyodik fonksiyonların birbirine dik olduğu bilgisi de kullanılacaktır (39).

Hata hesaplamaları

Analitik ve sayısal çözümlerin benzerliklerini sayısal (quantitative) olarak değerlendirilmek için aşağıdaki denklemler kullanılmaktadır:

$$e_{buyukluk} = \frac{||\phi_{analitik}| - |\phi_{sayisal}||}{|\phi_{analitik}|} \tag{40}$$

$$e_{faz} = |arg(\phi_{analitik}) - arg(\phi_{sayisal})| \ [^{o}] \tag{41}$$

(40) ve (41)'inci denklemler sırasıyla iki farklı yöntem arasındaki büyüklük ve faz hatalarını vermektedir.

3.3 Sayısal çalışmalar

3.3.1 İleri problem çözümü

Projede ele alınan problemin sayısal çalışmaları için COMSOL Multiphysics yazılımı ile çok fizikli modeller oluşturulmuştur. Çok fizikli problemleri çözmek için COMSOL yazılımının farklı modülleri kullanılmıştır. Projedeki problem, üç bağlantılı problem olarak (elektromanyetik, akustik ve piezoelektrik) birlikte çözülmüştür. Her bir problemin ilgili modülü, bağlantı parametreleri ile incelenmiştir (Zengin 2012):

1) Basınç-Akustik Modül

Vücut ortamında Lorentz alanları yaratabilmek için, 1) vücut statik manyetik alan içine yerleştirilmekte, ve 2) vücut yüzeyinden ultrasonik dalgalar uygulanmaktadır. Yüzeye yerleştirilen ultrasonik dönüştürücü ile oluşturulan basınç dağılımını çözmek için aşağıdaki kısmı türev denklemi kullanılmıştır:

$$\frac{1}{\rho_0 c_s^2}\frac{\partial^2 p}{\partial t^2} + \nabla \cdot \left[-\frac{1}{\rho_0}\left(\nabla p - \vec{q}\right)\right] = Q \tag{42}$$

burada $\rho\ (kg/m^2)$ ortamın yoğunluğunu, $c_s\ (m/s)$ sesin hızını, $\vec{q}\ (N/m^3)$ ve $Q\ (1/s^2)$ sırasıyla dipol (çift kutup) ve tek kutup kaynaklarını göstermektedir. Bu çalışmada tek kutup kaynak olmadığı için (42) denkleminin sağ tarafı sıfır olmaktadır. Yerçekimi kuvveti ve titreşimden kaynaklanan Lorentz alanlar gibi mekanik kuvvetler dipol kaynaklar olarak kabul edilmektedir. Cisim dış kuvvetlerden dolayı uzayda sabit durduğu varsayıldığından yerçekimi kuvveti ihmal edilebilir. Ancak akım yoğunluğu $\vec{J}$ ve manyetik akı yoğunluğunun $\vec{B}$ varlığından dolayı Lorentz kuvveti (birim hacimde) $\vec{q} = \vec{J} \times \vec{B}$ sıfır değildir ve (42) denkleminde olmalıdır. Bu terim aynı zamanda akustik basınç ile elektromanyetik problem arasındaki bağlantıyı göstermektedir.

COMSOL ortamında akustik modülün bir alt kategorisi olan Basınç-Akustik Modül, her bir ortamın/ dokunun akustik özelliklerini ve sınır koşullarını tanımlamak için kullanılmıştır. Geliştirilen modelde (Şekil 5) normal doku Ω_1, tümör Ω_2, ultrasonik dönüştürücü Ω_3 ve hava Ω_1 ile gösterilmektedir. Herbir ortamın sınırları sırasıyla $\partial\Omega_1$, $\partial\Omega_2$, $\partial\Omega_3$, $\partial\Omega_4$ olarak gösterilmiştir.

Sınır Koşulları:

Şekil (5)'de gösterildiği gibi bu problemde dört farklı sınır vardır. Her bir sınırın özellikleri aşağıda verilmiştir:

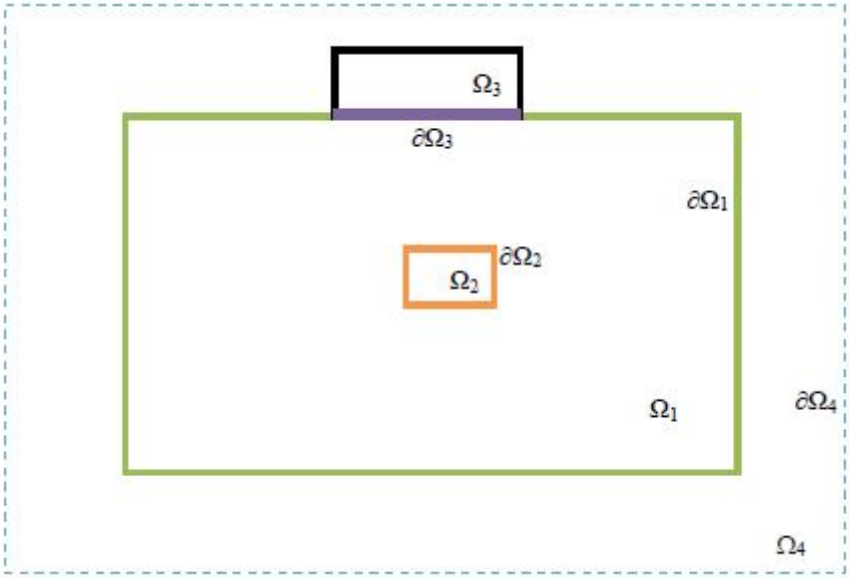
$\partial\Omega_1$ ve $\partial\Omega_2$: Bu sınırlar normal ivmenin sürekliliğini belirtir ve aşağıdaki denklem ile gösterilir:

$$\vec{n} \cdot (\frac{1}{\rho}\nabla p - \vec{q})_1 = \vec{n} \cdot (\frac{1}{\rho}\nabla p - \vec{q})_2 \tag{43}$$

$\partial\Omega_3$: Bu sınır, normal doku ile ultrasonik dönüştürücü arasındaki ortak sınırdır. Ultrasonik basınç bu sınırdan üretilmektedir ve akustik modül ile piezoelektrik modül arasındaki bağlantıyı gösterir. Ultrasonik dönüştürücü, bu sınırda belirli bir voltaj ile uyarıldığı için x-, y- ve z-yönünde yerdeğişimleri meydana gelir. Yayılma yönündeki ivmenin normal bileşeni aşağıdaki gibi gösterilir:

$$\vec{n} \cdot (\frac{1}{\rho}\nabla p - \vec{q}) = a_n \tag{44}$$

burada a_n içe doğru ivmeyi gösterir ve piezoelektrik kristalin alt sınırındaki yerdeğişiminin zamana bağlı ikinci dereceden türevi ile elde edilir.



Şekil 5. Akustik problemin geometrisi. Ω_1, Ω_2, Ω_3, Ω_4 ortamlar ve ilgili sınırlar $\partial\Omega_1$, $\partial\Omega_2$, $\partial\Omega_3$, $\partial\Omega_4$ sırasıyla, normal doku, tümör, piezoelektrik dönüştürücü ve havayı göstermektedir.

$\partial\Omega_4$: Bu sınır koşulu ile sınırdaki yansımalar yok sayılır:

$$\vec{n} \cdot (\frac{1}{\rho}\nabla p - \vec{q}) = 0 \tag{45}$$

2) Piezoelektrik Modül

Ultrasonik dönüştürücünün piezoelektrik özelliklerini ve sınır koşullarını tanımlamak için Şekil 6 kullanılmıştır. Bu modelde, sadece Ω_3 ortamının piezoelektrik özellikleri olduğu kabul edilmiştir.

Elektriksel Sınır Koşulları:

$\partial\Omega_3$: (Elektriksel Potansiyel) Bu sınır koşulu uygulanan voltajı gösterir. Piezoelektrik problemde potansiyel dağılımı çözüldüğü için bu sınırda potansiyelin değeri belirtilmelidir.

$\partial\Omega_6$: Bu sınır, referans bölgesini (toprak yüzeyi) gösterir.

$\partial\Omega_4$ ve $\partial\Omega_5$: Bu sınırlarda, elektrik deplasmanının normal bileşenini sıfır olarak tanımlanır ($\vec{n} \cdot \vec{D} = 0$).

$\partial\Omega_1$ sınırı piezoelektrik dönüştürücü ve cisim/doku ile ortak bir sınır değildir. Dokunun piezoelektrik özelliği olmadığı için bu sınır bu problemde pasiftir.

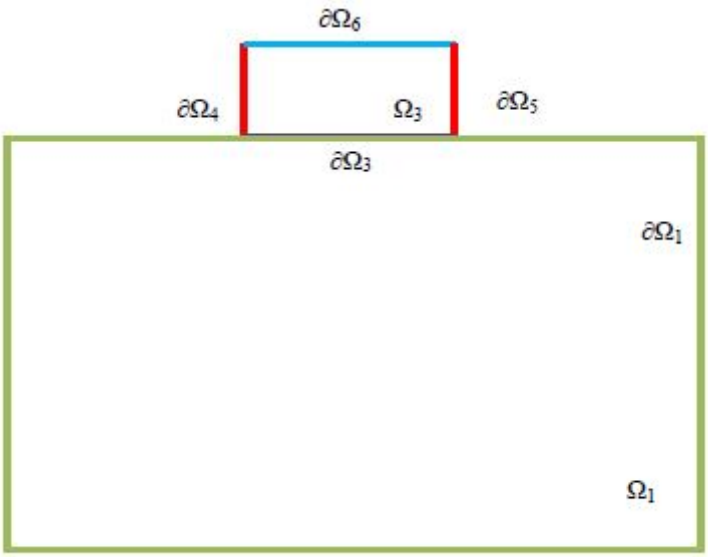
Mekaniksel Sınır Koşulları:

$\partial\Omega_3$, $\partial\Omega_4$ ve $\partial\Omega_5$:(Serbest) Bu sınırlarda standart mekaniksel sınır koşulları geçerlidir. Burada, herhangi bir yük olmadan sınırlar herhangi bir yöne hareket etmekte serbest davranırlar.

$\partial\Omega_6$: Bu sınırlara dik bir yerdeğiştirme yoktur, fakat teğetsel yerdeğişimlerin olmasına izin verilir.

3) Elektromanyetik Modül

Bu modülde, elektromanyetik analiz Maxwell denklemlerinin çözülmesi ile yapılır. Bu problemde, ortamda başlangıçta sadece statik manyetik alan vardır. Akustik sinyalin varlığı ile Lo-



Şekil 6. Piezolektrik problemin geometrisi. Ω_1 ve Ω_2 ortamları sırasıyla normal dokuları ve piezoelektrik dönüştürücüyü göstermektedir. $\partial\Omega_1$ normal dokunun sınırıdır. $\partial\Omega_3$ voltaj uygulanan yüzeyi göstermektedir. $\partial\Omega_4$ ve $\partial\Omega_5$ sınırlarında elektriksel değişimin normal bileşeni sıfır kabul edilir. $\partial\Omega_6$ ise elektriksel problem için toprak olarak kabul edilmektedir.

rentz elektrik alanı oluşur ve iletken cisim/doku içerisinde akım yoğunluğu oluşur. Elektromanyetik problemin geometrisi Şekil 7'de verilmiştir.

Bu problemde, yerdeğişim akımlarının ihmal edildiği ($\frac{\partial \vec{D}}{\partial t} = 0$) varsayımı ile kısmi-statik analiz yapılmıştır. İlgili problem, COMSOL'da aşağıdaki kısmi türev denklemi ile çözülmektedir:

$$\frac{\partial \mu_0 \mu_r \vec{H}}{\partial t} + \nabla \times \left(\frac{1}{\sigma} \nabla \times \vec{H} - \vec{v} \times (\mu_0 \mu_r \vec{H}) \right) = 0 \tag{46}$$

burada $\vec{H}$ manyetik alanı, $\vec{v}$ parçacık hızını göstermektedir.

Sınır Koşullar: Denklem 46'i çözmek için aşağıdaki sınır koşulları tanımlanır:

$\partial\Omega_1$ ve $\partial\Omega_2$: Bu sınırlarda, süreklilik koşulu geçerlidir, yani elektrik alanın teğetsel bileşesinin sürekliliğini gösteren doğal sınır koşuludur:

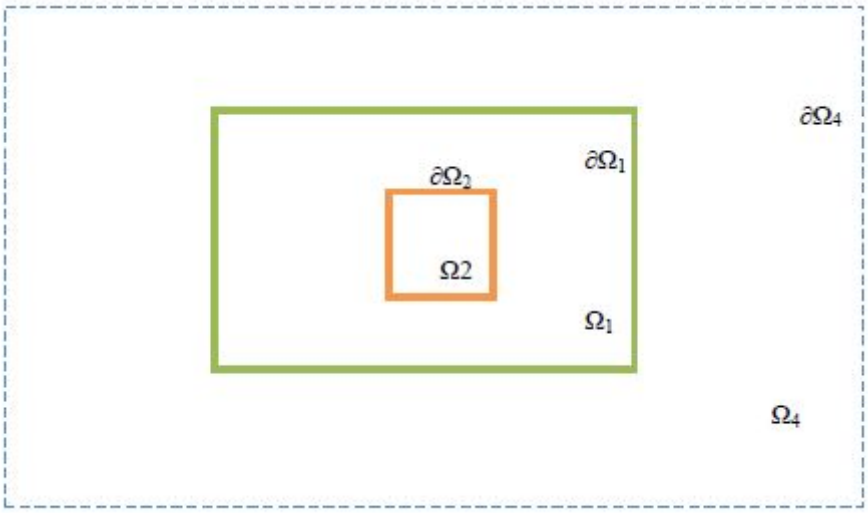
$$\vec{n} \times (\vec{E}_1 - \vec{E}_2) = 0 \tag{47}$$

$\partial\Omega_4$: Bu sınırda manyetik yalıtım koşulu geçerlidir, yani elektrik alanının teğetsel bileşeni sıfırdır:

$$\vec{n} \times \vec{E} = 0 \tag{48}$$

3.3.2 Geri problem çözümü ve görüntünün geriçatılması

Bu görüntüleme yönteminin amacı σ elektriksel iletkenlik dağılımının (ya da bilinen bir dağılıma göre değişimin ($\Delta\sigma$)) geriçatılmasıdır. Ultrasonik dönüştürücü bir elektrik darbesi ile uyarıldığında, cisimde/ortamda basınç dalgası oluşur. Oluşan parçacık hızı zamana bağlıdır, yani



Şekil 7. Elektromanyetik problemin geometrisi. Ω_1, Ω_2 ortamları iletken doku/cisim ve tümörü, Ω_4 ise havayı göstermektedir Ω_3, Ω_4 ortamlar ve ilgili sınırlar $\partial\Omega_1$, $\partial\Omega_2$, $\partial\Omega_3$, $\partial\Omega_4$ sırasıyla, normal doku, tümör, piezoelektrik dönüştürücü ve havayı göstermektedir.

$\vec{v} = \vec{v}(t)$, ve ortamda ilerlerken hız-akım yoğunluğu oluşturur. Bu durumda ölçüm zamana bağlıdır ve şöyle ifade edilir (Zengin 2012):

$$V(\sigma, t) = \int_{V_{body}} \frac{\partial}{\partial t}\sigma(\vec{v}(t) \times \vec{B}_0) \cdot \vec{L}_M(\sigma) dV \tag{49}$$

Eğer σ_0, başlangıç iletkenlik dağılmı olarak kabul edilirse, ölçümlerdeki birinci dereceden değişim veri toplama peryodunda ((T_D)) şu şekilde yazılır:

$$\begin{aligned} V(\sigma_0 + \Delta\sigma, t) - V(\sigma_0, t) = \\ \int_{V_{body}} \Delta\sigma \frac{\partial}{\partial t}(\vec{v}(t) \times \vec{B}_0) \cdot \vec{L}_M(\sigma_0) dV \end{aligned} \tag{50}$$

Uzay ayrıklaştırılmış (space discretized) şekli aşağıdaki gibi elde edilir:

$$\Delta V(t) = \sum_{j=1}^{N} \frac{\partial}{\partial t}(\vec{E}_v(t) \cdot \vec{L}_M)\Delta\sigma \quad t < T \tag{51}$$

Burada $\vec{E}_v = \vec{v}(t) \times \vec{B}_0$ şeklinde yazılabilir. N ayrıklaştırma sonunda ortaya çıkan piksel (veya voksel) sayısını göstermektedir. Bu bağlantı *M* farklı zaman anları için ($i\Delta t,\ \ i = 1...M$) aşağıdaki gibi yazılır:

$$\Delta V(i\Delta t) = \sum_{j=1}^{N} \frac{\partial}{\partial t}(\vec{E}_v(i\Delta t) \cdot \vec{L}_M)\Delta\sigma \quad i = 1.....M \tag{52}$$

Burada örnekleme zaman aralığı $\Delta t = T_D/M$ şeklinde hesaplanır. Sonuç olarak, belirgin bir dönüştürücü pozisyonu ve bobin konfigürasyonu için bir matris denklemi elde edilir:

$$\Delta V = \mathbf{S}\Delta\sigma \tag{53}$$

Bu denklemde $\mathbf{S}$, darbe tipi uyarı için $M \times N$ *duyarlılık matrisi*ni gösterir. Duyarlılık matrisini elde etmek için iki elektromanyetik problem çözülür. Önce, alıcı bobindeki karşıtlılık akımlarından kaynaklanan elektrik alanlar hesaplanır. Daha sonra, statik manyetik alan içinde ultrasonik dönüştürücünün uyarılması ile oluşan elektrik alanlar (Lorentz Elektrik Alanlar) hesaplanır. Lorentz elektrik alanların zamana göre türevi ile karşıtlılık elektrik alanların nokta çarpımı ile duyarlılık matrisi elde edilir (Zengin 2012).

3.3.3 Duyarlılık matrisinin analizi

Görüntüleme sisteminin performansı duyarlılık matrisinin Tekil Değer Ayrışması (Singular Value Decomposition) kullanılarak analiz edilebilir (Gencer ve Tek 1999). Elde edilen çözünürlük matrisinin köşegen elemanları kullanılarak çözünürlük haritası elde edilmektedir. Çözünürlük matrisinde, her bir köşegen eleman, sistemin tek bir piksel değişimine verdiği en yüksek cevaptır. İdeal koşullarda sistemin performansını gözlemlemek için çözünürlük matrisi duyarlılık matrisinin bütün tekil vektörleri ile hesaplanabilir. Fakat, ideal durumun gerçekleşmesi mümkün olmadığından, sinyal gürültü oranının (SGO) belli bir seviyede olduğu durum için çözünürlük matrisi hesaplanır.

3.3.4 Isı analizi

3. dönemde, sayısal çalışmalar bölümünde LFEIT probleminin ısı analizi yapılmıştır. Bu analiz için bir önceki raporda belirtilen 2B basitleştirilmiş meme modeli (Şekil 42) kullanılmıştır. LFEIT metodunda, metabolik ısı haricinde dokuların ısınmasına yol açan iki kaynak vardır. Bunlar akustik titreşimden kaynaklanan ısı ve dokuda indüklenen akımların yarattığı ısılardır. Bu çalışmanın amacı, görüntüleme esnasında hastalar için güvenli sınırları belirlemek, akustik basınç ve statik manyetik alanın azami sınırlarını belirlemektir. Bu çalışma sırasıyla dört aşamada yapılmıştır:

1. Dokudaki kararlı durumdaki (steady-state) akustik dağılım hesaplanması.
2. Lorentz akımlarından kaynaklanan elektrik potansiyelinin hesaplanması.
3. Isı probleminde ilk önce metabolik güç tüketimi ve deriden saçılan ısıdan kaynaklanan kararlı durum ısı dağılımı hesaplanması.
4. Akustik ve elektrik kaynaklardan ortaya çıkan ısı dağılımının hesaplanması.

Bu aşamalar, ayrıntıları ile 3. gelişme raporunda incelenmiştir.

Akustik ve elektrik kaynaklarının oluşturduğu sıcaklık dağılımı Bioısı (BioHeat) denklemi ile modellenebilir (Comsol):

$$\rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (k \nabla T) + Q_{bio} + Q - \rho_b C_b \omega_b (T - T_b) \tag{54}$$

Burada T (K) sıcaklığı, C_p (J/kg·K) öz ısıyı, k (W/m·K) ısı iletkenliğini, Q_{bio} (W/m^3) metabolik ısı kaynağını, Q (W/m^3) akustik ve elektrik ısı kaynaklarını ve ω_b (1/s) kan perfüzyon oranını ifade etmektedir.

Vücut içerisinde ısı sabit olduğundan, kas kitlesinde sabit ısı sınır koşulu ile sıcaklık 37 °C derece olarak sabitlenmiştir. Meme yağ dokusu ve 20 °C olan ortamdaki sıcaklık arasında, alandan dış ortama saçılma sınır koşulu kullanılmıştır (Comsol 2013; Steketee 1973):

$$\mathbf{n} \cdot (k\nabla T) = \epsilon\sigma_{S-B}(T_{ortam} - T) \tag{55}$$

Burada ϵ (1) yüzey yayınırlık (emissivity) katsayısı ve σ_{S-B} (kg/s$^3 \cdot$ K^4) Stefan-Boltzmann sabitesidir. Isı probleminde kullanılan değerler Tablo 1'de verilmiştir.

Dokular	Öz ısı (J/kg·K)	Isı iletkenliği (W/m·K)	Metabolik ısı (W/m^3)	Kan Perfüzyonu (W/m$^3 \cdot$ K)
Meme yağ dokusu	2348	0,21	400	800
Meme bezi	2960	0,33	700	2400
Kas	3421	0,49	700	2400
Tümör (kan)	3617	0,52	42000	48000

Tablo 1. Meme, kas ve tümör dokularının ısı özellikleri (Werner J 1988).

3.3.5 3 Boyutlu (3B) sayısal problem

Proje kapsamında, LFEIT görüntülüme metodun 3B benzetim çalışması yapılıdı. Bu çalışmanın amacı deney düzeneği tasarımında ve beklenen sinyal seviyesi hakkında bilgi sağlamaktadırlar. 3B problemi parça parça çözebilmek için, bobinde indüklenen gerilim karşıtlıklılık (reciprocal) problem ile hesaplanmaktadır (14). İlk olarak bobinin yarattığı karşıtlıklılık alan fantom içerisinde COMSOL ile hesaplanır. Sonra, ultrasonik dönüştürücünün yarattığı akustik ivme k-wave programı ile bulunur. Son olarak sabit mıknatısların oluşturduğu manyetik alan COMSOL yazılımı ile hesaplanır. (14)'deki değişkenler hesaplandıktan sonra, integral Matlab programında sayısal olarak bulunmaktadır. Sabit manyetik alan benzetim çalışması detaylı olarak 3.4 başlık altında anlatılmaktadır. Elektrik problemi ise iki parçada çözülmektedir. Bobinin yarattığı manyetik vektör potansiyeli aşığıdaki denklem ile açıklanmaktadır:

$$\nabla^2\mathbf{A} = -\mu\mathbf{J}_e \tag{56}$$

$$\mathbf{n} \times \mathbf{A} = 0$$

Burada $\mathbf{A}$ manyetik vektör potansiyel, $\mathbf{n}$ yüzeye dik birim vektör ve $\mathbf{J}_e = \frac{NI_{coil}}{A}\mathbf{e}_{bobin}$ bobindeki akım kaynağıdır. N sarım sayısı, I_{bobin} bobindeki akım, A bobinin enine birim kesiti ve $\mathbf{e}_{bobin}$ akımın aktığı birim yönüdür. Manyetik vektör potansiyel, elektrik problemde kaynak olarak yerleştirilmektedir. Bu denklem aşağıda verilmiştir.

$$\nabla \cdot (\sigma\nabla V + \sigma\frac{\partial\mathbf{A}}{\partial t}) = 0 \tag{57}$$

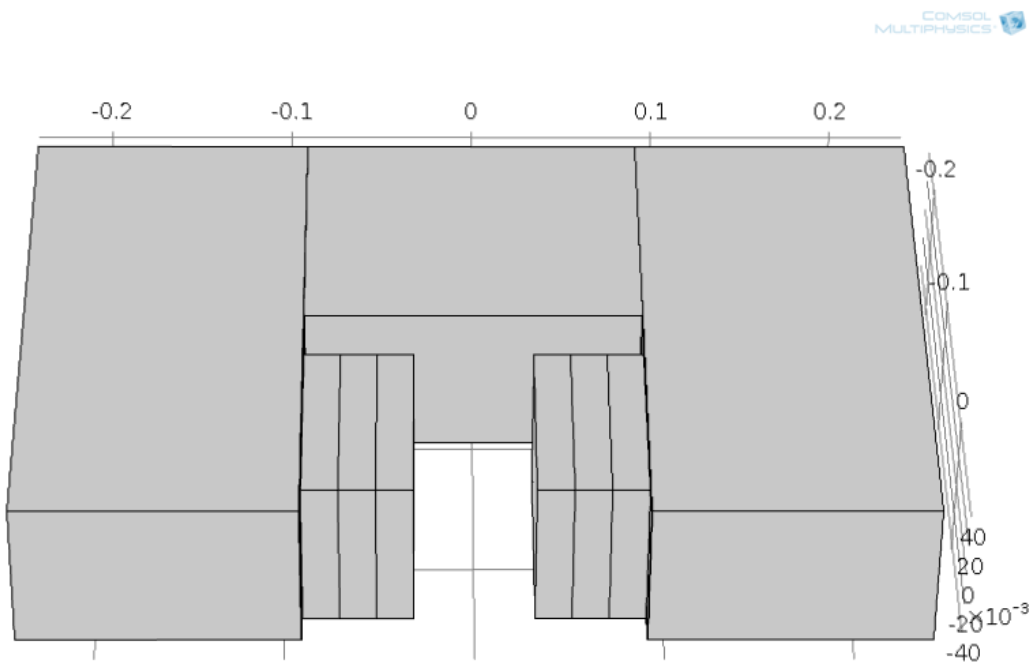
$$\mathbf{n} \cdot (\sigma\nabla V + \sigma\frac{\partial\mathbf{A}}{\partial t}) = 0$$

Burada V elektrik potansiyel ve σ iletkenliktir. Akustik problemin çözümü ise k-wave'de (42) denkleminde verilmiştir. Bu değişkenler hesaplandıktan sonra, farklı geometriler için oluşan karşıtlıklılık elektrik alan ve bobindeki gerilim hesaplanmaktadır.

3.4 Manyetik alan oluşturma çalışmaları

Statik manyetik alan oluşturmak için kalıcı mıknatıslar demir nüveli ve demir nüvesiz olarak kullanılabilir. Deney düzeneğinde oluşturulacak statik alanlar için demir nüveli mıknatıslar COMSOL yazılımı ile modellenip oluşturacağı manyetik alan sayısal olarak hesaplanmıştır.

COMSOL'da hazırlanan model Şekil 8'de gösterilmiştir. Bu modelde mıknatıslar arasındaki hava boşluğu 64 mm olarak ayarlanmıştır. Ayrıca modeldeki mıknatısların yüzey alanı 11 cm $\times$ 9 cm'dir. Bu değer, raporun Bulgular kısmında açıklanan manyetik alan üreteciyle aynıdır. Satın alınan nüve ST44 çelikten yapılmıştır ve düşük karbonlu bir alaşımdır. Bu sebeble COMSOL'da nüve modellemesinde bu malzemeye en yakın düşük karbonlu çelik 1018 seçilmiştir. Çelik 1018'in karbon oranı ağırlık olarak yüzde 0.21'den düşüktür (AZOM) ve saf demirden daha sağlam olduğundan nüve için uygun bir alaşımdır. Çelik 1018 kullanılarak demir nüve aslına uygun olarak aynı boyutlarda modellenmiştir. Bu model oluşturulurken, büyüklüğü 7.5 mm olan dört yüzlü elemanlarla ayrıklaştırılmıştır. Sonrasında COMSOL'da akımsız manyetik alan fiziğinde skalar manyetik gerilim aşağıdaki denklem ile hesaplanmıştır (Comsol 2013):



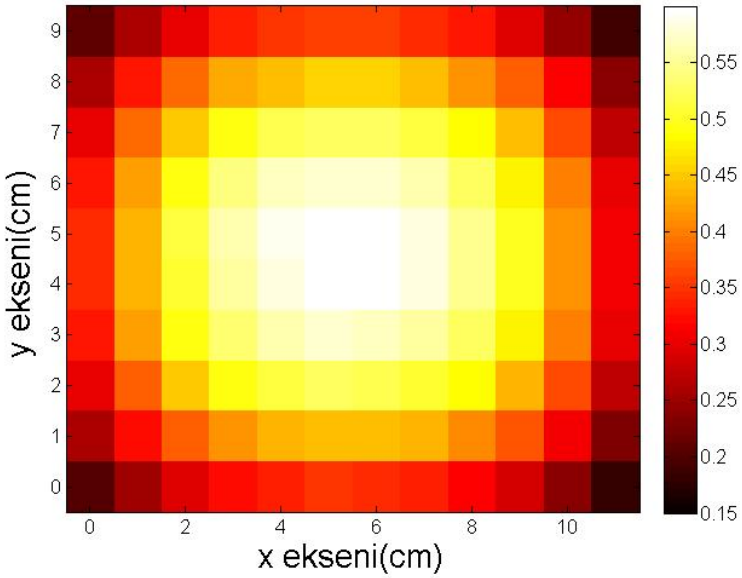
Şekil 8. Demir nüvenin ve iki mıknatıs bloğunun COMSOL'daki modeli. Boyutlar metre cinsinden belirtilmiştir.

$$\begin{aligned} \nabla \cdot (\mu_0 \mu_r \mathbf{H}) &= 0 \\ \mathbf{H} &= -\nabla V_m + \mathbf{H_b} \end{aligned} \tag{58}$$

burada V_m manyetik gerilimi, μ_r göreli geçirgenliği, μ_0 havanın geçirgenliği, $\mathbf{H}$ manyetik

alan şiddetini ve $\mathbf{H_b}$ geri alan manyetik alan şiddetini ifade etmektedir. Modellenen ortamda mıknatısların ürettiği manyetik alan dışında manyetik alan tanımlanmadığı için $\mathbf{H_b} = 0$'dır.

Benzetim çalışmasında iki mıknatıs bloğunun ortasında mıknatıs yüzeylerine paralel manyetik alan dağılımı Şekil 9'daki gibidir. Benzetim çalışmaları sonucunda, maksimum manyetik alan 0.598 Tesla olarak hesaplanmıştır.



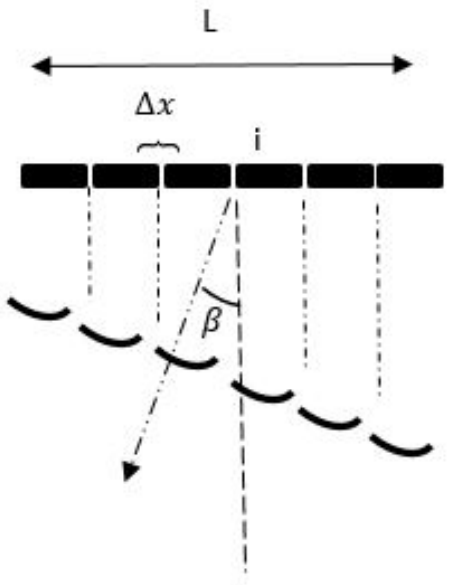
Şekil 9. Benzetim çalışmasındaki demir nüveli iki mıknatıs bloğunun ortasındaki manyetik alan dağılımı.

3.5 Ultrasonik vericiler çalışmaları

Projemizde faz dizili ultrason dönüştürücü kullanılmaktadır. Faz dizili ultrason cihazı ile her bir kanalına ayrı gecikmeler vererek akustik dalgaları istenen açılara yönlendirmek mümkündür. Bunun için istenen açı yönünde akustik dalga göndermek için kanallara verilecek gecikmeler aşağıdaki formülle hesaplanabilir (Azhari 2010):

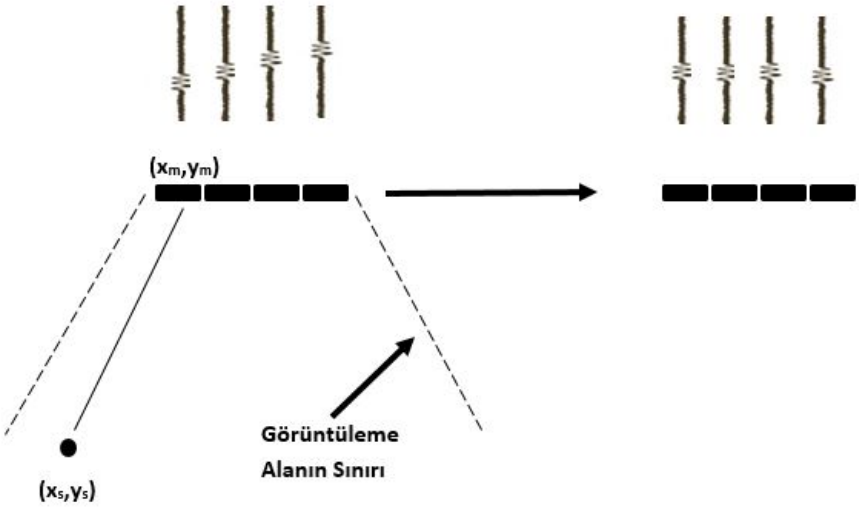
$$\phi_i = [(i-1) * \Delta x - \frac{L}{2}] * k * sin(\beta) \tag{59}$$

Bu formulde, i kanal sayısı, Δx kanallar arasındaki mesafe, L dönüştürücünün uzunluğu, dalga sayısı (wave number), β akustik dalganın yönlendirileceği açı. Şekil 10'da denklem 59'deki paremektrelerin faz dizili ultrason üzerinde gösterilmiştir. Görüntüleme sisteminde faz dizili ultrason dönüştrücü akustik dalgaları açı açı yönlendirirken bu formül kullanılarak kanallara gecikmeler verilmektedir.



Şekil 10. Faz dizili ultrason dönüştürücünün akustik dalgayı belli bir açıya yönlendirme şeması.

Fantomlar içerisinde dönüştürücü vasıtasıyla tarama yapılırken her açı için elde edilen A-tarama (A-scan) sinyalleri ile görüntü oluşturma işlemi Görüntüleme Sistemi ile Veri Toplama bölümünde anlatılmıştır. Bu görüntüleme yönteminde ultrason görüntüleri bulanık çıkmakta ve yatay çözünürlükleri düşmektedir. Bunun sebebi akustik dalgalar belli bir açıya yönlendirilse de diğer yönlerde akustik dalgalar yayılmakta ve o yönlerden yansımalar kaydedilmektedir. Bunun için A-tarama sinyallerinin direk görüntüye aktarılmasının yerine işlenmesi gerekmektedir. Bu işlemlerden bir tanesi Geciktir ve Topla (Delay and Sum) yöntemidir. Bu yöntemde her bir kanaldan gelen sinyaller tarama bölgesi içersinde seçilen noktaya olan mesafeleri göz önünde bulundurularak geciktririlir ve toplanır. Şekil 11'de ultrason dönüştürücünün kanallarının tarama bölgesi içerisindeki bir noktaya olan uzaklıkları görülebilir.



Şekil 11. Geciktir ve Topla yönteminin şematik görünümü.

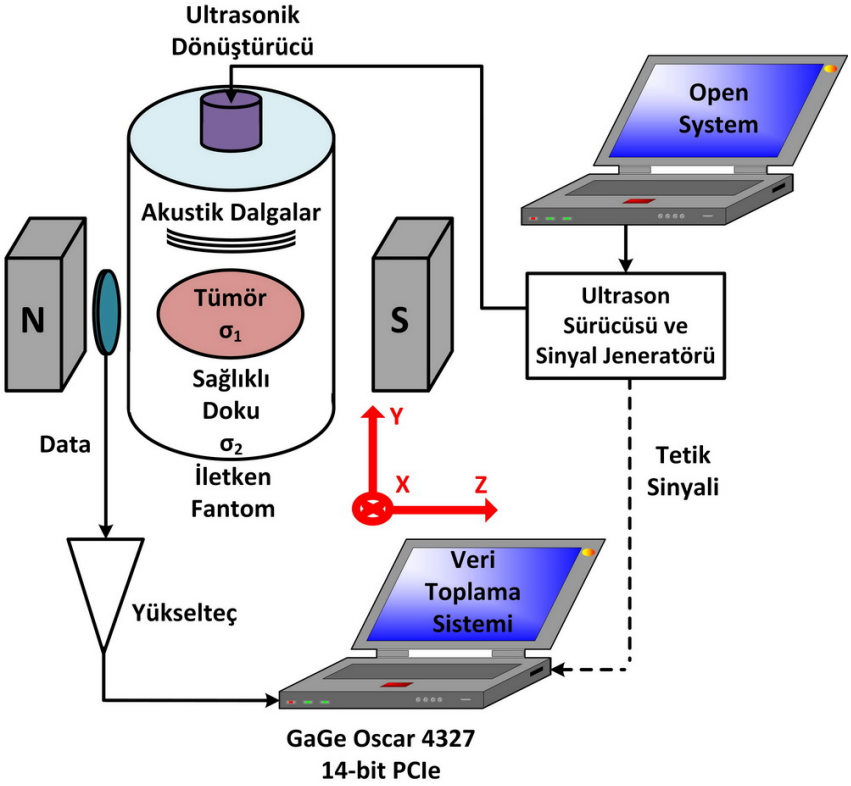
O noktadan yansıyan sinyaller kanallara farklı zamanlarda ulaşmaktadır. Bu yüzden sinyallerin her kanalda aynı zamana denk gelmesi için belli bir gecikme uygulanır. Bu geçikme aşağıdaki formülle hesaplanabilir.():

$$\Delta_m = \frac{\sqrt{(x_s - x_m)^2 + (y_s - y_m)^2}}{c} \tag{60}$$

Bu formulde, Δ_m m numaralı kanala verilmesi gereken gecikme miktarı, x_m ve y_m m numaralı kanalın x ve y koordinatları, x_s ve y_s ise tarama bölgesinde seçilen noktanın koordinatları, c ses hızıdır. Kanallara gecikmeler verildiğinde Şekil 11'deki gibi o bölgeden yansıyan sinyaller aynı zamana denk gelmektedir ve toplandığında birbirlerini güçlendirmektedirler. Bu işlem tarama bölgesi içerisindeki bütün noktalara uygulanır. Böylece elde edilen görüntülerde yatay çözünürlük artırılmaktadır.

3.6 Veri toplama sistemi çalışmaları

Bu projede LFEIT sinyallerinin elde edilmesi ve bilgisayara aktarılması için veri toplama sistemi gerçekleştirilmiştir. Bu sistem, alıcı bobinlerden, yükselteçlerden ve veri toplama kartından oluşmaktadır. Sistemin blok şeması Şekil 12'de gösterilmiştir. Bu sistemde alıcı bobinlerle igili detaylı açıklama, Gereç ve Yöntem ve Bulgular kısmındaki Alıcı Bobin Tasarımı başlığı altında verilmiştir. Projemizde, bobinlerden elde edilen LFEIT sinyalleri iki aşamaalı yükselteç vasıtasıyla görüntü oluşturulabilecek gerilim seviyelerine yükseltilmektedir. Kullanılan yükselteçlerin düşük gürültü seviyesine ve yüksek kazanca sahip olması gerekmektedir. Ürettikleri gürültü seviyesi ile ilgili önceki raporlarda, girişe yansıtılmış gürültü (input referred noise) değerleri hesaplanmıştır. Bu değerler kullanılarak bobine indüklenen minimum gerilim sinyali analitik olarak bulunmuştur. Böylece tasarlanan bir bobinin, belli bir fantom geometrisinde en düşük hangi iletkenlik değerinden sinyal alabileceği hesaplanabilmektedir.



Şekil 12. Veri toplama sisteminin blok şeması.

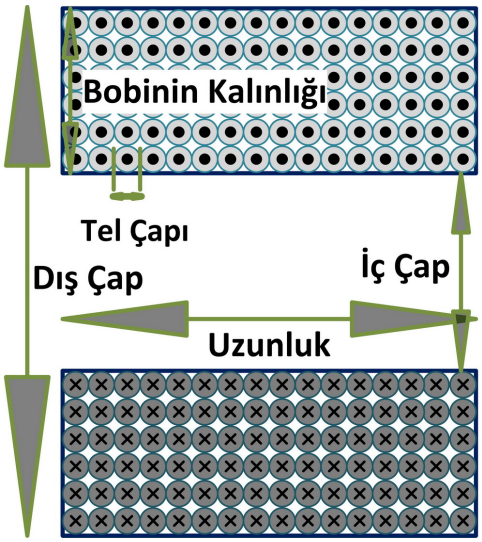
3.7 Alıcı bobin tasarımı

İletken cisme indüklenen akım yoğunluğundan (hız-akım yoğunluğu) kaynaklanan manyetik alanlar, iletken dokuyu saran bir bobin yardımıyla algılanabilir. Proje kapsamında doğrusal karakteristikleri nedeniyle hava çekirdekli (air-core) bobin sensörler seçilmiştir. Hava çekirdekli bobin sensörlerin birden fazla çeşidi bulunmaktadır; düz spiral bobinler, dikdörtgen çok katmanlı bobinler vb. Duyarlılık (sensitivity) ve sinyal-gürültü oranı (SGO) değerleri, çok katmanlı disk endüksiyon bobinleri için önemlidir.

Çok katmanlı indüksiyon sensörlerinin temel parametreleri aşağıda tanımlanmıştır (Gopel vd. 1989; Tumanski 2007):

Paketleme Faktörü (packing factor):

Bobinin tel sargısının kapladığı alanın toplam bobin alanına oranını belirler (Şekil 13 ve Şekil 14).



Şekil 13. $\frac{\pi}{4}$ Paket faktörüne sahip çok katmanlı bobin.

Kablo yalıtım kalınlığı:

Bobin telinin yalıtım kablosunun kalınlığını gösterir:

$$WIT = \frac{W_d - C_d}{2} \tag{61}$$

W_d: Kablonun çapı, C_d: İletkenin çapı

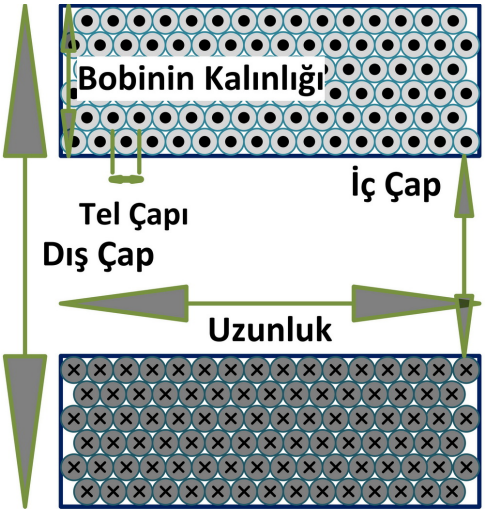
Ortalama çok katmanlı bobin çapı (m):

Çok katmanlı disk sensör bobinin dış ve iç çaplarının ortalamasıdır :

$$MD = \frac{D + D_i}{2} \tag{62}$$

D: Bobinin dış çapıdır, D_i: Bobinin iç çapıdır.

Sarım derinliği (coil depth) (m):



Şekil 14. $\frac{\pi}{2 \cdot \sqrt{3}}$ Paket faktörüne sahip çok katmanlı bobin.

Tel ile sarılan bobinin yarı alanına sarım derinliği denir:

$$DW = \frac{D - D_i}{2} \tag{63}$$

Sarım sayısı:

Aşağıdaki formül ile sarım sayısı bulunabilmektedir:

$$TN = PF \cdot Len \frac{WD}{\frac{\pi}{4} Wd^2} \tag{64}$$

Len: Bobinin uzunluğu

Katman sayısı:

Bobinin boyutları bilindiğinde aşağıdaki formül kullanılarak katman sayısı bulunabilir:

$$LN = \frac{\pi}{4} \frac{TN \cdot Wd}{PF \cdot Len} \tag{65}$$

Katman başına düşen sarım sayısı:

Aşağıdaki formül, katman başına düşen sarım sayısını vermektedir:

$$TNL = \frac{TN}{LN} \tag{66}$$

Çok katmanlı bobinin kapasitans değeri (F):

Yalıtılmış tellerden oluşan çok katmanlı bobin sensörleri, yüksek frekanslarda kapasitans gibi davranır. Bu toplanmış kapasitans, komşu sarımlar ve komşu katmanlar arasındaki kapasitansı ifade etmektedir. Bobinde sargıdaki manyetik sapma etkisi ve bobin içindeki voltaj dağılımı nedeniyle olusan öz-kapasitans frekansla değişir. Çoğu durumda, toplanmış kapasitans ihmal edilebilir değişimleri nedeniyle sabit bir kapasitans varsayılabilir. Normalde, bu kapasitansın mümkün olan en düşük değerde olması istenir. Boylece, bobinin yüksek frekanslarda özrezonans frekansı ayarlanabilir. Ayrica, bu kapasitansin minumum tutulması dielektrik kayıpları düşürür. Bobinlerin kapasitansı fiziksel boyutlara ve iç sarım özelliklerine bağlıdır. Dolayısıyla,

bobin kapasitansının doğru tahmin edilmesi zordur. Çok katmanlı çekirdeksiz disk bobinlerin kapasitansı aşağıdaki denklem ile hesaplanır (Seran ve Fergeau 2005):

$$C = \frac{4\pi\epsilon_0\epsilon_r Len}{6WIT \cdot LN^2}(LN-1)(D_i + \frac{\sqrt{3}}{2}LN \cdot Wd) \tag{67}$$

Burada ϵ_0, ϵ_r ve WIT sırasıyla serbest uzaysal permitivite, yalıtkanın nispi permitivitesi ve tel izolatör kalınlığıdır. Bu formülde, $\frac{\sqrt{3}}{2}$, ambalaj faktörü tipi nedeniyle eklenmiştir.

Bobinin doğru akım direnci (Ω):

Bu direnç, bobinde kullanılan kablonun fiziksel özellikleri ile belirlenir:

$$R_{DC} = \rho\frac{WL}{CA} \tag{68}$$

burada $CA = \pi\left(\frac{Cd}{2}\right)^2$ iletken kesit alanını, ρ iletkenin öz direncini gösterir.

Kullanılan kablonun uzunluğu (m):

$$WL = \pi MD \cdot TN \tag{69}$$

DC ısıl gürültüsü (V):

Dirence sahip iletken üzerinden geçen akım, ısıl gürültü oluşturur:

$$V_{Th_{DC}} = \sqrt{4k_B \cdot T \cdot R_{DC} \cdot BW} \tag{70}$$

k_B: Boltzman sabiti, T: Sıcaklık, BW: Band genişliği.

Yüzey Etkisi:

Yüzey etkisi alternatif akımın iletken yüzeyine yakın geçişe olan yatkınlığıdır (Grandi vd. 1999; Wheeler 1942):

$$SE = \sqrt{\frac{\rho}{\pi\mu_0\mu_r f}} \tag{71}$$

μ_0: uzay boşluğunun manyetik geçirgenliği (permeability) $[\frac{H}{m}]$, μ_r: Iletken telin göreli geçirgenliği, f: frekans.

Yakınlık etkisi (proximity effect):

Yakınlık etkisi, komşu iletkenlerin oluşturduğu manyetik alan nedeniyle akımın istenmeyen şekillerde, halkalarda veya konsantre olmuş dağılımlarda akmaya olan yatkınlığıdır. Trafolarda ve endüktanslarlarda, yakınlık etkisi kayıpları yüzey etkisi kayıplarından çok daha fazladır (Sullivan 1999).

Bobinin alternatif direnci (Ω):

Bu tip direnç, bobin spesifik rezonans frekansına sahip dinamik manyetik alanın içindeyken ortaya çıkmaktadır.

- Daha az katmana sahip çok katmanlı bobinler için:
  Katman sayısı üçten az ise, Dowell'ın önerdiği yöntem tam olarak alternatif direnci tahmin edebilmektedir (Reatti ve Kazimierczuk 2002):

$$R_{AC} = R_{DC}\left(CF \cdot [G_1(CF) + \frac{2}{3}(LN^2-1)(G_1(CF) - 2G_2(CF))]\right) \tag{72}$$

$$CF = \frac{\sqrt{\pi} \cdot Cd}{2 \cdot SE} \tag{73}$$

CF, çok katmanlı bobinin doğrulama faktörüdür.

$G_1(CF)$ ve $G_2(CF)$ sonsuz iletken bobinin geometrisini ifade eden denklemlerdir:

$$G_1(CF) = \frac{\sinh(2 \cdot CF) + \sin(2 \cdot CF)}{\cosh(2 \cdot CF) - \cos(2 \cdot CF)} \tag{74}$$

$$G_2(CF) = \frac{\sinh(CF) \cdot \cos(CF) + \cosh(CF) \cdot \sin(CF)}{\cosh(2 \cdot CF) - \cos(2 \cdot CF)} \tag{75}$$

- Üçten fazla katmanlı bobinler için (Ferreira 1994):

$$R_{AC} = R_{DC} \frac{\gamma}{2}(A - BC) \tag{76}$$

burada $A = \frac{ber(\gamma)bei'(\gamma) - bei(\gamma)ber'(\gamma)}{ber'^2(\gamma) + bei'^2(\gamma)}$

$B = 2\pi\eta^2(\frac{4(LN^2-1)}{3} + 1)$

$C = \frac{ber_2(\gamma)ber'(\gamma) + bei_2(\gamma)bei'(\gamma)}{ber^2(\gamma) + bei^(\gamma)}$

Gözeneklilik oranı (η):

$$\eta = \frac{\sqrt{\pi}}{2} \frac{Cd}{Wd} \tag{77}$$

$$\gamma = \frac{Cd}{\sqrt{2} \cdot SE} \tag{78}$$

Kelvin Fonksiyonu:

$J_\upsilon(x)$: Birinci ve υ dereceden Besel fonksiyonu aşağıdakı gibi elde edilir

$$J_\upsilon(\sqrt{i^3}x) = ber_\upsilon(x) + ibei_\upsilon(x) \tag{79}$$

$$J_0(\sqrt{i^3}x) = ber(x) + ibei(x) \tag{80}$$

$$J_\upsilon(x) = \left(\frac{x}{2}\right)^\upsilon \sum_{k=0}^{\infty} \frac{\left(\frac{-x^2}{4}\right)^k}{k!\Gamma(\upsilon + k + 1)} \tag{81}$$

Burada $\Gamma(\upsilon + k + 1) = (\upsilon + k)!$:

$$ber_\upsilon(x) = \Re(J_\upsilon(\sqrt{i^3}x)) = \left(\frac{x}{2}\right)^\upsilon \sum_{k=0}^{\infty} \frac{\frac{\cos[(\frac{3\upsilon}{4} + \frac{k}{2})\pi]}{4}}{k!\Gamma(\upsilon + k + 1)} \left(\frac{x^2}{4}\right)^k \tag{82}$$

$$bei_\upsilon(x) = \Im(J_\upsilon(\sqrt{i^3}x)) = \left(\frac{x}{2}\right)^\upsilon \sum_{k=0}^{\infty} \frac{\frac{\sin[(\frac{3\upsilon}{4} + \frac{k}{2})\pi]}{4}}{k!\Gamma(\upsilon + k + 1)} \left(\frac{x^2}{4}\right)^k \tag{83}$$

$ber_\upsilon(x)$ ve $bei_\upsilon(x)$ 'in birinci dereceden diferansiyeli $ber'_\upsilon(x)$ ve $bei'_\upsilon(x)$dir.

Çok katmanlı bobinin endüktansı (H):

Çok katmanlı bobin sensörünün yaklaşık endüktans değeri (Wheeler 1928):

$$L_{Coil} = \frac{0.8(\frac{MD}{2})^2 TN^2}{3MD + 9Len + 10WD} \; [\mu.H] \tag{84}$$

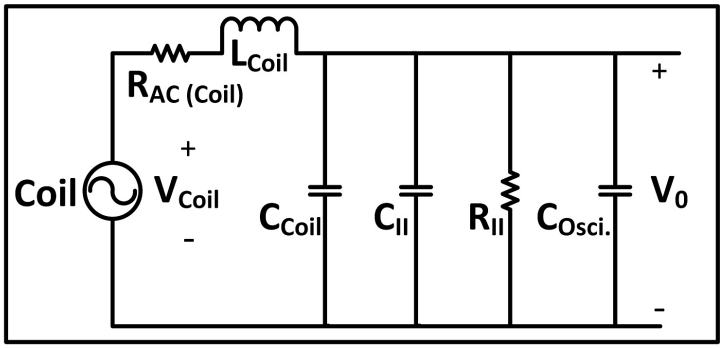
Bu formülde kullanılan bütün uzunluk değerleri inç cinsindendir.

Çok katmanlı bobinde indüklenen voltaj değeri (V):

Bobinde indüklenen voltaj değeri aşağıda verilmiştir (Şekil 15):

$$V_{Coil} = \frac{\pi^2}{2} TN \cdot MD^2 \cdot f \cdot B \cdot \cos(\alpha) \tag{85}$$

Bobin yüzeyinin dik vektörü ile manyetik alan arasındaki açı α'dır (Rad).



Şekil 15. R_{II}, C_{II} ve $C_{Osc.}$ değerlerine sahip paralel eşdeğer bobin

Gerilim bölücü faktörü:

$$VDF = \frac{R_{II}}{R_{AC_{Coil}} + R_{II}} \tag{86}$$

Rezonans Frekansı [Hz]:

$$f_r = \frac{1}{2\pi\sqrt{VDF \cdot L_{Coil} \cdot C_{Total}}} \tag{87}$$

C_{Total} eş sığa değeridir.

Bobinin kalite faktörü:

Bobin sensörünün kalite faktörü Q, elektrikli bobin modelinin performansını tanımlamak için kullanılır. Bobinin kalite faktörü aşağıdaki gibi hesaplanır:

$$Q = \frac{f_0}{\Delta f} = \frac{w_0}{\Delta w} \tag{88}$$

Kalite faktörü aşağıdaki ifadeyle de bulunabilir:

$$Q = \frac{w_0 L}{R_{AC}} = \frac{1}{R_{AC} C w_0} \tag{89}$$

burada f_0 veya ω_0 ve Δf veya Δw, bobininin rezonans frekansı ve bant genişliğidir. Bant genişliği, bobin empedansının büyüklüğünün, $\frac{|Z|_{Max}}{\sqrt{2}}$ değerinden daha büyük veya eşit olduğu frekans aralığıdır.

Rezonans devresinin sönümleme faktörü:

Rezonans devresinin sönümleme faktörü aşağıdaki gibi hesaplanır:

$$DF = \frac{\sqrt{VDF}}{2}[\frac{\sqrt{\frac{L_{Coil}}{C_{Total}}}}{R_{II}} + \frac{R_{AC_{Coil}}}{\sqrt{\frac{L_{Coil}}{C_{Total}}}}] \tag{90}$$

Transfer fonksiyonu:

Bu fonksiyon indüklenen gerilimin ne kadarının düzenleyici (tuning) devresine transfer olacağını belirler:

$$|TF(j\omega)| = \frac{VDF}{1 - (\frac{\omega}{\omega_r})^2 + 2i.DF.\frac{\omega}{\omega_r}} \tag{91}$$

Çok katmanlı bobinin çıkış gerilimi (V):

Düzenleyici devrenin çıkışında görülen gerilimin büyüklüğüdür:

$$V_0 = V_{Coil}.\,|TF| \tag{92}$$

Burada TF'in büyüklüğü $|TF|$ ile gösterilmektedir ve Şekil 15'deki devre kullanılarak aşağıda türetilmiştir:

$$C_{Total} = C_{Coil} + C_{II} + C_{Osc.} \tag{93}$$

$$Z_1(s) = R_{AC_{Coil}} + L_{Coil}.s \tag{94}$$

$$Z_2(s) = \frac{R_{II}\left(\frac{1}{C_{Total}.s}\right)}{R_{II} + \left(\frac{1}{C_{Total}.s}\right)} \tag{95}$$

$$\omega_r = \frac{1}{\sqrt{VDF \cdot L_{Coil} \cdot C_{Total}}} \tag{96}$$

$$DF = \frac{\sqrt{VDF}}{2}\left[\frac{\sqrt{\frac{L_{Coil}}{C_{Total}}}}{R_{II}} + \frac{R_{AC_{Coil}}}{\sqrt{\frac{L_{Coil}}{C_{Total}}}}\right] \tag{97}$$

$$V_0(s) = \frac{Z_2(s)}{Z_1(s) + Z_2(s)}V_{Coil}(s) \tag{98}$$

(94) ve (95) denklemleri, denklem (98)'da yerlerine yazıldığında:

$$V_0(s) = \frac{R_{II} \cdot V_{Coil}(s)}{R_{II}L_{Coil}C_{Total}s^2 + (L_{Coil} + R_{AC_{Coil}}R_{II}C_{Total})s + R_{II} + R_{AC_{Coil}}} \tag{99}$$

$$TF(s) = \frac{V_0(s)}{V_{Coil}(s)} = \frac{R_{II}}{R_{II}L_{Coil}C_{Total}s^2 + (L_{Coil} + R_{AC_{Coil}}R_{II}C_{Total})s + R_{II} + R_{AC_{Coil}}} \tag{100}$$

Sonuç olarak:

$$TF(s) = \frac{VDF}{VDF \cdot L_{Coil}C_{Total}s^2 + 2DF \cdot \sqrt{VDF \cdot L_{Coil}C_{Total}}s + 1} \tag{101}$$

elde edilir. Burada:

- s^2'in katsayısı $\left(\frac{1}{\omega_r}\right)^2$'ye eşittir.
- (s'in katsayısı) $\dfrac{1}{Q\omega_r} = \dfrac{2 \cdot DF}{\omega_r} = 2 \cdot DF \cdot \sqrt{VDF \cdot L_{Coil} C_{Total}}$
- DF $0.5 < DF < 0.7$ aralığında olmalıdır.
- VDF sıfır ile bir arasındadır.

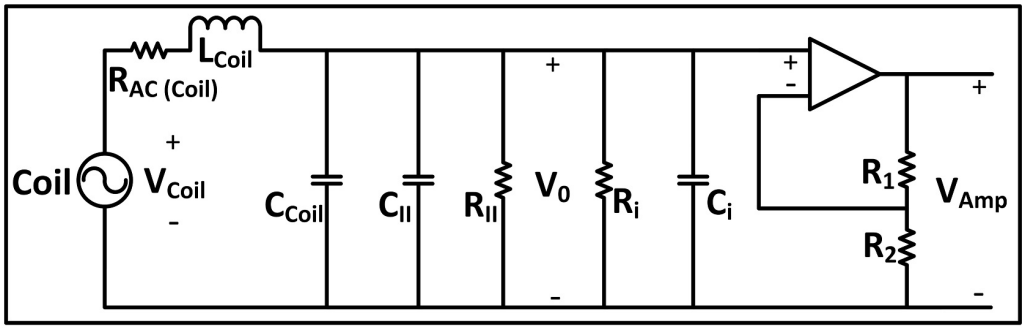
Sonuç olarak, eğer $s = j\omega$ olarak alınırsa, aşağıdaki denklem elde edilir:

$$|TF(\omega)| = \frac{VDF}{1 - (\frac{\omega}{\omega_r})^2 + 2i \cdot DF \cdot \frac{\omega}{\omega_r}} \tag{102}$$

Çok katmanlı bobinin yükseltilen çıkış gerilimi (V):
Yükseltecin çıkış gerilimi:

$$V_{Amp} = V_0.AF = V_{Coil} \cdot |TF| \cdot AF \tag{103}$$

AF, yükseltecin yükseltme faktörüdür.



Şekil 16. R_{II}, C_{II}, $C_{Osc.}$, C_i, C and R_i değerlerine sahip eşdeğer bobin ve yükselteç

3.7.1 Bobin sensörünün AC ısıl gürültüsü

R_s direncinin termal gürültüsü (Tumanski 2007) aşağıdaki gibi ifade edilir:

$$V_{Th_{AC}} = \sqrt{4k_B T R_s \Delta f} \tag{104}$$

Burada k_B, T, Δf sırasıyla Boltzmann sabitini, ortamın mutlak sıcaklığını ($^\circ K$) ve bant genişliğini belirtmektedir.

Bobin empedansının yarattığı ısıl gürültü empedansın gerçel kısmı ile ilişkili olacaktır. Bobin empedansı s alanında aşağıdaki gibidir:

$$Z(s) = \frac{R_{AC}(s) + Ls}{LCs^2 + R_{AC}(s)Cs + 1} \tag{105}$$

$s = j\omega$ olduğundan, denklem (105) frekansa bağlı yeniden yazılabilir:

$$Z(\omega) = \frac{R_{AC}(\omega)}{(1 - LC\omega^2)^2 + (R_{AC}(\omega)C\omega)^2} + j\frac{\omega(L - R_{AC}^2(\omega)C - L^2C\omega^2)}{(1 - LC\omega^2)^2 + (R_{AC}(\omega)C\omega)^2} \tag{106}$$

şeklinde yazılabilir.

$$Z(\omega) = R_s(\omega) + j\omega L_s(\omega) \tag{107}$$

Rezonans frekansındaki empedansın gerçel kısmı aşağıdaki gibidir:

$$R_s(\omega_0) = \Re(Z(\omega_0)) = \frac{R_{AC}(\omega_0)}{(R_{AC}(\omega_0)C\omega_0)^2} = Q^2 R_{AC}(\omega_0) \tag{108}$$

Bu durumda bobinin termal gürültüsü aşağıdaki denklem ile hesaplanabilir:

$$V_{Th_{AC}} = \sqrt{4k_B T Q^2 R_{AC}(\omega_0)\Delta f} \tag{109}$$

Duyarlılık:
Manyetik alan ($H\ [A/m]$) eşdeğer gürültüsü, aşağıdaki sekillerde ifade edilebilir:

$$S_{Coil} = \frac{V_{Coil}}{f \cdot H} \tag{110}$$

Sinyal-gürültü oranı (SGO):
İstenilen elektriksel sinyalin kuvvetinin gürültü kuvvetine oranıdır:

$$SNR_{V_{Coil}} = \frac{V_{Coil}}{V_{Th}} \tag{111}$$

- **Akım döngünün ortasındaki manyetik alan**

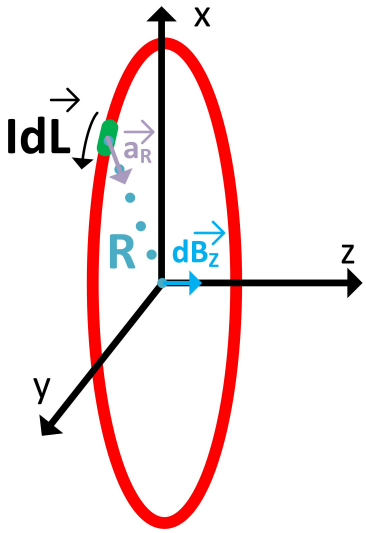
Ampere ve Biot-Savart kuralları ile, akım döngünün ortasındaki ayrımsal (differential) manyetik alan yoğunluğu aşağıda verilmiştir (Şekil 17) (Cheng 2013):

$$d\vec{B_z} = \frac{\mu_0}{4\pi}\frac{I|d\vec{L}|}{R^2}\vec{a_z} \tag{112}$$

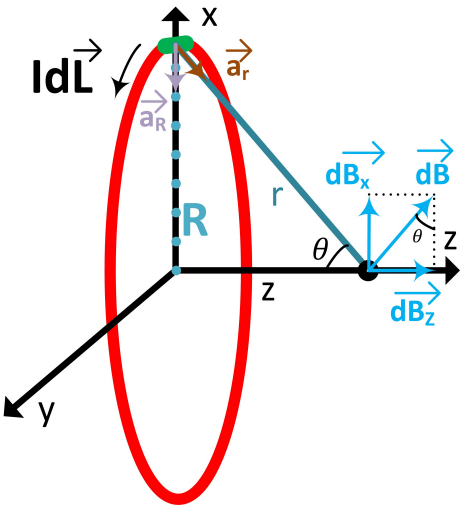
Burada R, $\vec{a_z}$, $I|d\vec{L}|$ ve $d\vec{B_z}$ sırasıyla akım döngüsünün yarıçapı, z ekseninin birim vektörü, akımın ayrımsal değeri ve manyetik akı yoğunluğun ayrımsal değerinin z bileşenidir. Denklem (112)'deki manyetik akı yoğunluğun ayrımsal değerinden akım çemberi etrafındaki integrali alınarak manyetik akı yoğunluğunun z bileşeni bulunur (Denklem (113)):

$$\vec{B_z} = \oint d\vec{B_z} = \frac{\mu_0}{4\pi}\frac{I}{R^2}\vec{a_z}\oint d\vec{L} = \frac{\mu_0 I}{4\pi R^2}2\pi R\vec{a_z} = \frac{\mu_0 I}{2R}\vec{a_z} \tag{113}$$

$$|\vec{B_z}| = \frac{\mu_0 I}{2R} \tag{114}$$



Şekil 17. Akım döngüsünün ortasındaki manyetik alan.



Şekil 18. Akım döngüsünün eksenindeki manyetik alan.

- **Akım döngüsünün eksenindeki manyetik alan**

  z ekseni etrafındaki simetriden dolayı, $d\vec{B}_x$ bileşenleri birbirini yoketmektedir. Sonuçta manyetik alana katkıda bulunan sadece $d\vec{B}_z$ bileşeni kalmaktadır (Şekil 18). Bu durumda Biot-Savart ile açıklanan manyetik akı yoğunluğunun ayrımsal değeri aşağıda verilmiştir (Cheng 2013):

$$d\vec{B}_z = \frac{\mu_0}{4\pi}\frac{IR|d\vec{L}|}{(z^2+R^2)^{\frac{3}{2}}}\vec{a_z} \tag{115}$$

$$|\vec{B}_z| = \frac{\mu_0}{2}\frac{IR^2}{(z^2+R^2)^{\frac{3}{2}}} \tag{116}$$

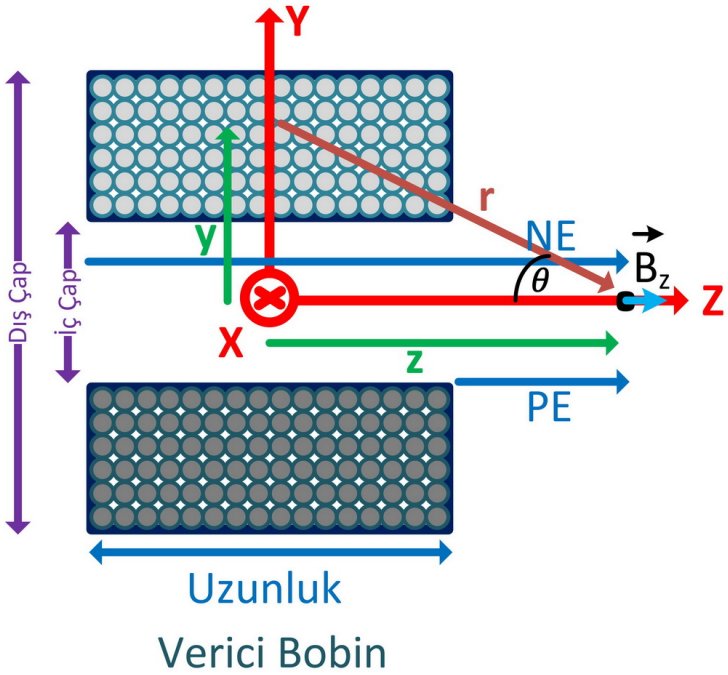
  Burada r bobinin ortalama çapından gözlem noktasına olan uzaklıktır.

- **Çok katlı alıcı bobinin eksenindeki manyetik alan**

Çok katlı alıcı bobin durumunda, dI'in değişimi dış yarıçap (R [m]), iç yarıçap (R_i [m]), uzunluk (Len [m]) ve alıcı bobinin sarım sayısından (TN) kaynaklanmaktadır. Alıcı bobinin manyetik alanı, bireysel sarımların alanının toplamı olacaktır (Inan 2015):

$$|\vec{B_z}| = \frac{\mu_0 TNI}{2(R-R_i)Len}[NE\ln\left(\frac{R+\sqrt{R^2+NE^2}}{R_i+\sqrt{R_i^2+NE^2}}\right) - PE\ln\left(\frac{R+\sqrt{R^2+PE^2}}{R_i+\sqrt{R_i^2+PE^2}}\right)] \tag{117}$$

Burada NE [m] ve PE [m] sırasıyla bobinin uzak ve yakın köşesinden gözlem noktasına olan uzaklıklardır. Denklem (117)'deki çok katmanlı bobinin geometrisi Şekil 19'de verilmiştir.



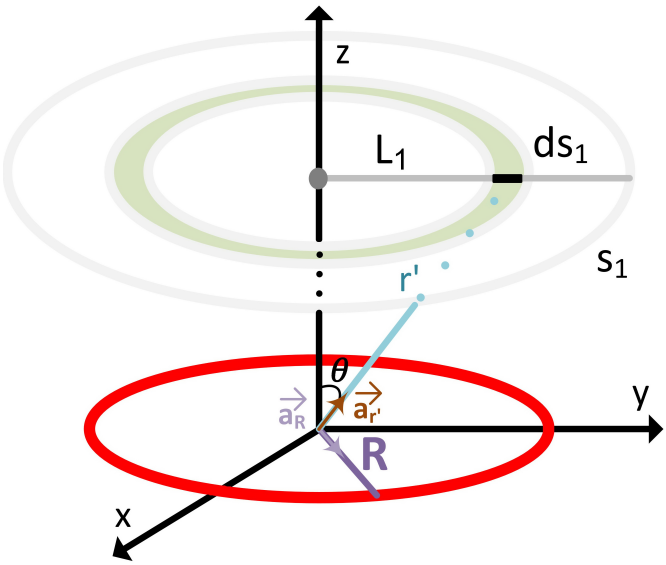
Şekil 19. Çok katlı alıcı bobinin gözlem noktasındaki manyetik alanı.

- **Bir disk çok katmanlı bobin sensörünün içinde manyetik alan tahmin yöntemi**

  Şekiller 20 ve 21'da gösterildiği gibi, akım halkasının merkezleri ve yüzey S_1'da z ekseni birbirlerine paraleldir. Yüzey S_1'daki en küçük yüzük elemanı olan dS_1 üzerindeki bir akım döngüsü tarafından üretilen manyetik alanın kuvveti sabittir (Cheng 2013):

$$\vec{B} = \frac{\mu_0 IR^2}{4r'^3}(\frac{3}{2}\cos(2\theta)+\frac{1}{2})\vec{a_z} \tag{118}$$

Sonsuz manyetik akı $d\phi_1$, sonsuz küçük yüzük elementi dS_1 tarafından manyetik alanın çarpılmasına eşittir. Toplam manyetik akı ϕ_1, $d\phi_1$'ın yüzey S_1' ına entegre edilerek elde



Şekil 20. Akım döngüsünün sonsuz küçük halkasındaki manyetik alan.

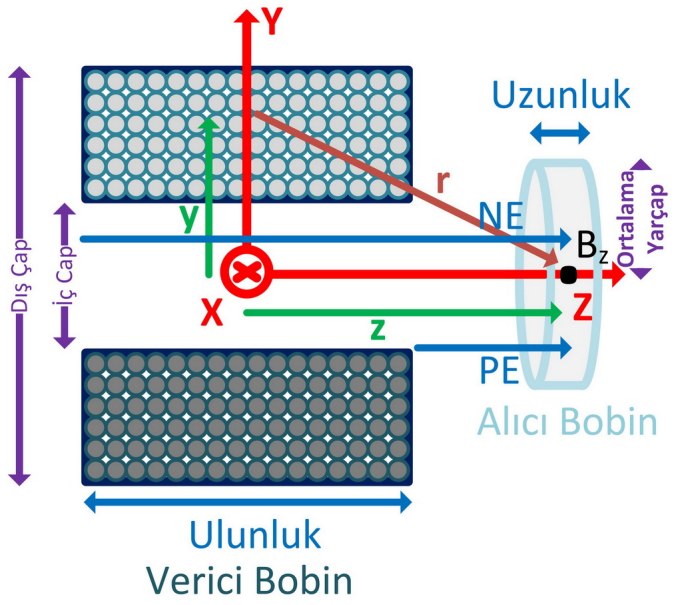
edilir. Ardından, S_1 için ortalama manyetik alan, toplam manyetik akı ϕ_1'ı yüzey S_1'ye bölerek bulunmuştur. n dönüşlü çok katmanlı verici bobin kasası için, her turda üretilen S_1 yüzeyinde manyetik alanı (alıcı bobininde) tahmin edilebilir. S_1 üzerinden tahmini toplam manyetik alan, tüm dönüşler tarafından üretilen manyetik alanların toplamıdır. z ekseni yönündeki alıcı bobin (alıcı bobin uzunluğu) n yüzey öğelerine bölünmüştür (bir hacmi n sonsuz küçük yüzeylere dönüştürür). Tüm yüzeyler için tahmini manyetik alanların ortalaması alınarak alıcı sargısı önlemlerinin ortalama manyetik alanı hesaplanabilir.

Önceden belirlenmiş fiziksel boyutlardaki bir alıcı bobin içindeki manyetik alanı tahmin etmek için bazı varsayımları not etmek gereklidir:

- x ve y eksenlerindeki tüm noktaların manyetik alanı birbirlerini (z eksen yönü hariç) iptal eder.
- z ekseni üzerindeki verici ve alıcı bobinleri arasındaki merkezden merkeze olan mesafeyi arttırarak, manyetik alan azalıyor. Bu nedenle, alıcı sargısının içinde, bobin uzunluğu yönünde, manyetik alan sabit değildir.
- xy düzleminde bobinin merkezinden (çok katmanlı bobin sensörünün ortalama yarıçapı üzerinde) artan mesafe ile manyetik alan azalmaya başlar. Bu nedenle, manyetik alan, alıcı sargısı radyal yönde alıcı sargısının iç kısmında sabit değildir.

- **Çok katmanlı alıcı bobin tasarımı** (Massarini vd. 1996; Yu ve Holmes 2001; Slawomir 2007; Gopel vd. 1989)

Bobinin teorik modeli Şekil 22'de verilmiştir. AC akımların yüzey etkisi göz önüne alındığında, bobinin direnci (R_{AC}) frekansa bağlıdır (Reatti ve Kazimierczuk 2002). İndüktans (L) ve kapasitans (C) değerleri frekanstan bağımsızdır. Teorik modelin empedansı aşağıdaki şekilde hesaplanmaktadır:



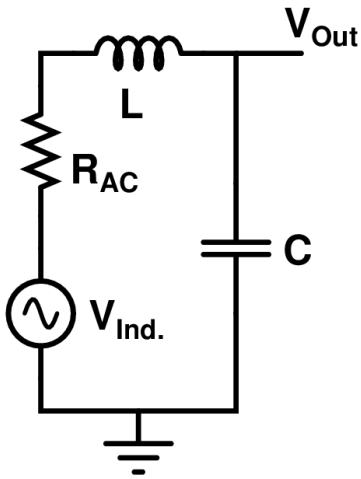
Şekil 21. Bir disk çok tabakalı verici bobin tarafından üretilen bir alıcı bobinin içindeki manyetik alan.

$$Z = \frac{R_{AC} + Ls}{LCs^2 + R_{AC}Cs + 1} \tag{119}$$

Eğer $s = j\omega$ olarak yerleştirilirse:

$$Z(\omega) = \frac{R_{AC}}{(1 - LC\omega^2)^2 + (R_{AC}C\omega)^2} + j\frac{\omega(L - R_{AC}^2C - L^2C\omega^2)}{(1 - LC\omega^2)^2 + (R_{AC}C\omega)^2} \tag{120}$$

elde edilir.



Şekil 22. Çok katmanlı bobinin teorik modeli

Ancak pratikte LCR Metre (Agilent E4980A) gibi ölçüm cihazları ile sadece frekansa bağlı ve R_{AC}, L and C'nin fonksiyonu olan R_s ve L_s parametreleri ölçülebilmektedir. Şe-

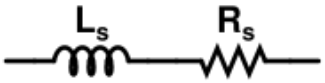
kil 23, çok katmanlı bobinin pratikteki modelini temsil etmektedir.

Bu modelin empedansı:

$$Z = R_s + sL_s \tag{121}$$

$s = j\omega$ olduğunda:

$$Z = R_s + j\omega L_s \tag{122}$$



Şekil 23. Çok katmanlı alıcı bobinin pratikteki modeli.

Denklem (120) ve Denklem (122) birbirine eşit olduğundan R_s aşağıdaki şekilde elde edilir:

$$R_s = \frac{R_{AC}}{(1 - LC\omega^2)^2 + (R_{AC}C\omega)^2} \tag{123}$$

$$L_s = \frac{L - R_{AC}^2 C - L^2 C\omega^2}{(1 - LC\omega^2)^2 + (R_{AC}C\omega)^2} \tag{124}$$

Denklem (123) ve Denklem (124) ile belirli bir frekanstaki parametreler kolaylıkla bulunabilir.

- Çok katmanlı alıcı bobinin rezonans frekansı (Cartwright ve Joseph 2010)

Bobinin rezonans frekansı iki şekilde bulunur:

1) Belirli bir frekansta empedansın ya da admitansın sanal kısmı sıfırdır. Aynı zamanda, bu frekansta empedansın veya admitansın fazı sıfırdır. Bu durumda rezonans frekansı aşağıdaki şekilde hesaplanır:

$$f_p = \frac{1}{2\pi}\sqrt{\frac{1}{LC} - (\frac{R_{AC}}{L})^2} \tag{125}$$

Yukarıdaki denklem şu şekilde yazılabilir:

$$f_p = f_0\sqrt{1 - \frac{1}{Q^2}} \tag{126}$$

burada

$$f_0 = \frac{1}{2\pi}\frac{1}{\sqrt{LC}} \tag{127}$$

Denklem (125)'de görüldüğü üzere, rezonans frekansı R_{AC}, L ve C değerlerine bağlıdır (R_{AC} aynı zamanda frekansa bağlıdır.).

2) Toplam empedansın maksimum genliğini veren frekans, rezonans frekansıdır.

Bu durumda rezonans frekansı şu şekilde hesaplanır:

$$f_m = f_0\sqrt{\frac{-1}{Q^2} + \sqrt{(\frac{2}{Q^2}) + 1}} \tag{128}$$

burada:

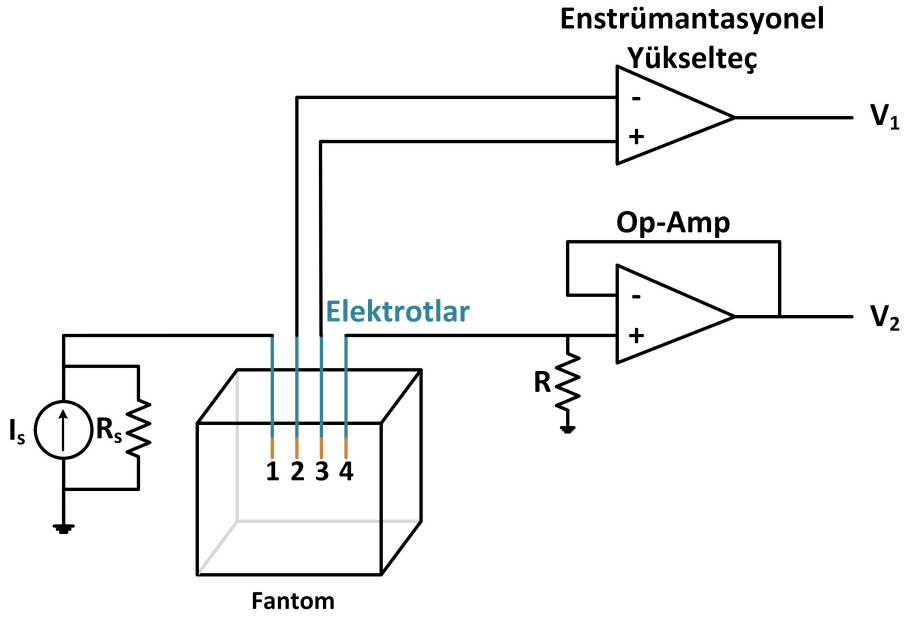
$$f_0 = \frac{1}{2\pi}\frac{1}{\sqrt{LC}} \tag{129}$$

Denklem (128) ve Denklem (89)'de görüldüğü gibi, rezonans frekansı R_{AC}, L ve C değerlerine bağlıdır (R_{AC} aynı zamanda frekansa bağlıdır).

3.8 Fantom malzeme geliştirme çalışmaları

3.8.1 Fantomların iletkenliklerinin ölçülmesi

Literatürde elektriksel iletkenlik ölçümü için dört-elektrod iletkenlik ölçüm yöntemi önerilmiştir (Rush vd. 1963). Bu yöntemde, birbirlerine eşit mesafedeki dört adet iğne elektrot iletkenliği ölçülecek malzemeye Şekil 24'deki gibi batırılır.



Şekil 24. Dört-elektrod iletkenlik ölçüm yönteminin gösterimi

En dıştaki elektrotlar ile malzemeye alternatif akım uygulanır. İçte kalan elektrotlar aralarında oluşan potansiyel farkı ölçmek içindir. Bu elektrotların arasında oluşan potansiyel fark aşağıdaki gibi hesaplanır:

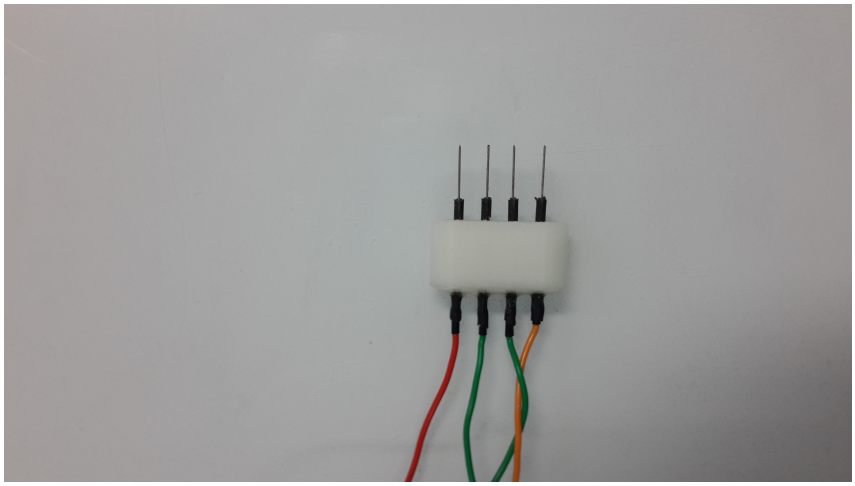
$$V = \frac{I\rho}{2\pi\alpha} \tag{130}$$

Burada, V içte kalan elektrotların arasındaki potansiyel fark, I dıştaki elektrotların malzemeye uyguladığı akım, ρ malzemenin öz direnci, α elektrotlar arasındaki mesafedir. Denklem (130)'teki iletkenlik öz direncin tersi olduğu için iletkenlik değeri aşağıdaki formülle bulunabilir:

$$\sigma = \frac{I}{V} * \frac{1}{2\pi\alpha} \tag{131}$$

Bu yöntemin uygulanabilmesi için dört-elektrotlu ölçüm ucu ve akım basma devresi tasarlandı. Ayrıca, içteki elektrotların arasında oluşan potansiyel fark ölçümü için enstrümantasyon yükselteç ve malzemeye uygulanan akımı ölçmek için akım ölçme devresi kullanıldı.

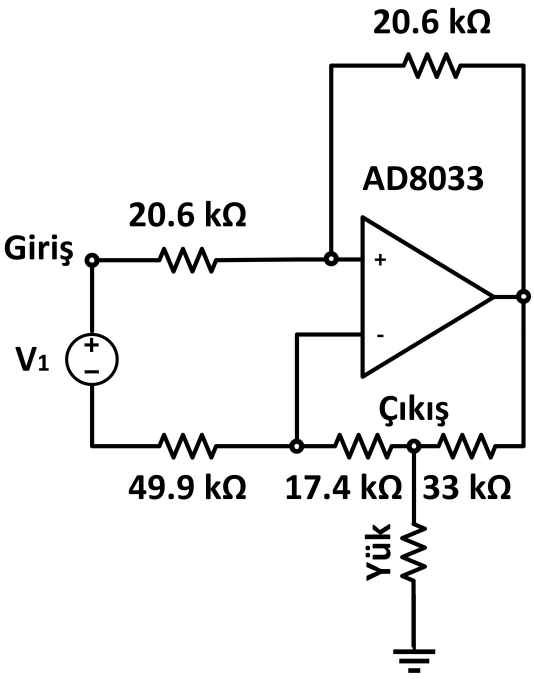
Tasarladığımız dört-elektrotlu iletkenlik ölçüm ucu Şekil.25'de verilmiştir. Ölçüm ucu, birbirlerine 5 mm mesafeki dört EMG elektrotundan oluşmaktadır. Bu elektrotlar birbirlerine 3 boyutlu yazıcıda basılmış plastik tutucu ile bağlıdır. Elektrotların ucundan 7mm'lik kısmı boş



Şekil 25. Dört-elektrotlu iletkenlik ölçüm ucu.

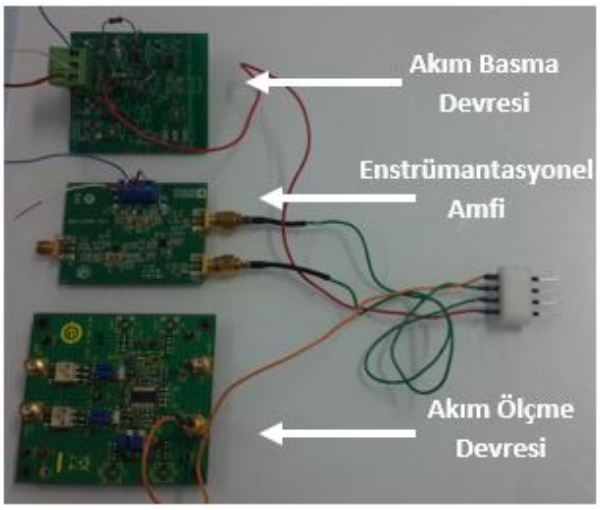
bırakılmış geri kalan kısmı makaron vasıtası ile yalıtılmıştır.

Malzemeye alternatif akım uygulayabilmek için akım basma devresi tasarlanmıştır. Malzemelerin 1 MHz frekansındaki iletkenliğini bulmak istediğimiz için akım basma devresi 1 MHz frekansında akım basacak şekilde hazırlanmıştır. Bu devrede Improved Howland Current Pump topolojisi (Sheingold 1964) kullanılmaktadır. Devre tasarımı şekil ’de görülebilir. Bu devrenin çıkışı 4 elektrotlu ölçüm ucunun dıştaki elektrotlarından birine bağlanmaktadır. Devre 1 Volt Vin voltajı ve +-7 volt güç girişi için 61 μA akım basmaktadır. Akım basma devresinin son hali Şekil. 26’deki gibidir.



Şekil 26. Dört-elektrot iletkenilik ölçümünde kullandığımız akım basma devresinin şeması.

Malzemeye uygulanan akımı ölçmek için akım ölçme devresi olarak AD8332 kartı kullanılmıştır. Bu devre kartının kullanılmasının sebebi değişken kazancı olması ve giriş empedansının biliniyor olmasıdır.



Şekil 27. Dört-elektrot iletkenilik ölçümünde kullandığımız akım basma devresi.

İletkenlik ölçümü yapılacak malzemeye uygulanan akım sonucunda, ölçüm ucunun içerde kalan iki elektrodu arasında potansiyel fark oluşmaktadır. Potansiyel farkın ölçümü için Şekil.27'de görülen Analog Devices'ın enstrümantasyonel amfi kartı kullanılmıştır. Bu amfi kartının kazancı 177'dir.

Malzemenin iletkenliği ölçülürken devre kartları Şekil.27'deki gibi bağlanmaktadır. Malzemeye dört-elektrotlu ölçüm ucu batırıldıktan sonra enstrümantasyonel amfi ve akım ölçme devresinin çıkışları osiloskop'a takılır. Osiloskopta ölçülen voltaj değerlerine göre malzemeye uygulanan akım:

$$I = \frac{V_{akim}}{R_{giris} * G_{akim}} \tag{132}$$

ile hesaplanır. Burada V_{akim}, R_{giris} ve G_{akim} sırasıyla akım ölçme devresinin çıkış voltajı , devrenin giriş direnci ve amfi kazancıdır. Enstrümantasyonel amfiye bağlı elektrotlar arasındaki potansiyel fark aşağıdaki gibi bulunur:

$$V = \frac{V_{enst}}{G_{enst}} \tag{133}$$

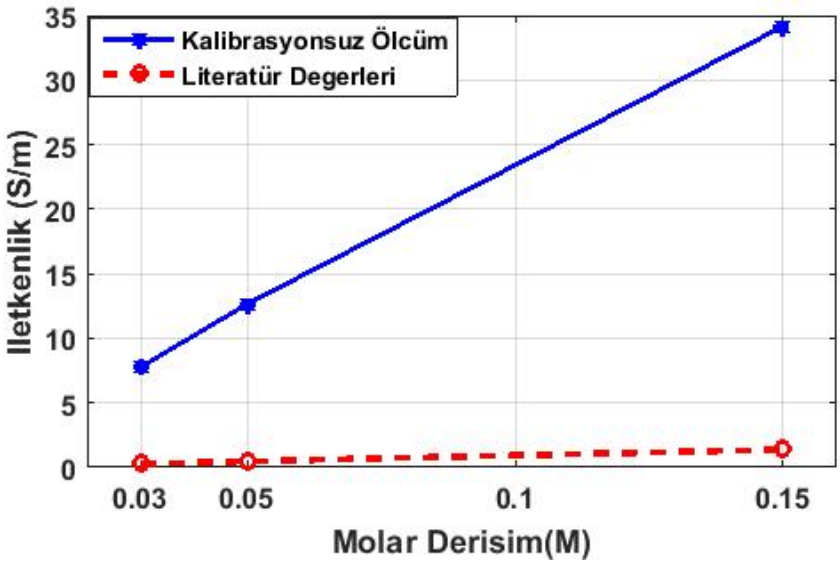
Bu formülde V_{enst} ve G_{enst} sırasıyla enstrümantasyonel amfinin çıkış voltajı ve amfinin kazancıdır. Tablo 2'de R_{giris}, G_{akim} ve G_{enst} değerleri verilmiştir. Bu değerler 131'de yerine konur. Bu formül ile bulunan iletkenlik değeri gerçek iletkenlik değeri değildir. Mlazemenin gerçek iletkenlik değerini bulmak için ölçüm sistemini kalibre etmek gerekmektedir. Kalibrasyonun yapılması için 1 MHz frekansında iletkenlik değerleri bilinen farklı derişimlerdeki çözeltilerin iletkenlik değerleri ölçülür.

Tablo 2. İletkenlik ölçme

R_{giris} (Ω)	G_{akim} (V/V)	G_{enst} V/V
50	160	177

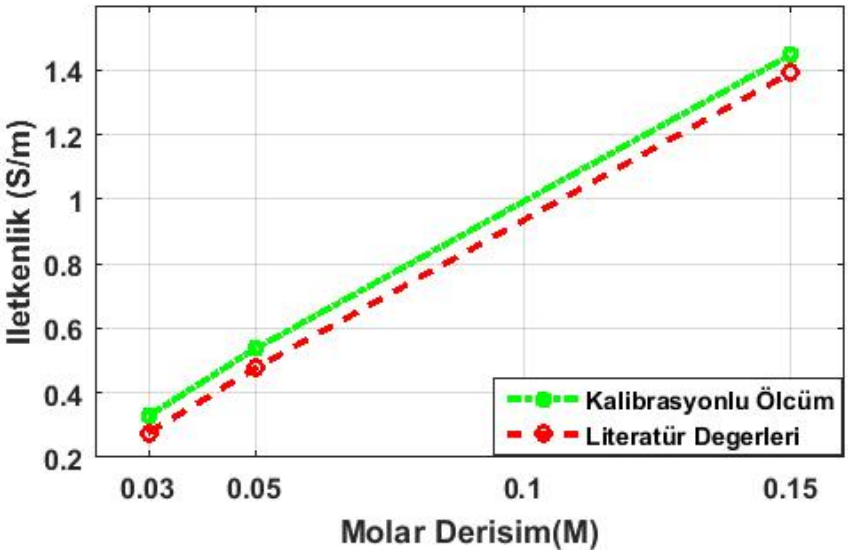
Kalibrasyon için Çözeltilerin molar derişimlerine göre ölçülen iletkenlik değerleri ile doğrusal bir grafik elde edilir. Aynı grafik çözeltilerin gerçek iletkenlik değerleri içinde elde edilir. İki grafiğin de eğimi MATLAB'da bulunan fit fonksiyonu ile doğrusal uydurma (linear fitting) yapılarak bulunur. Bulunan eğimlerin birbirlerine bölünmesi ile bir kalibrasyon katsayısı elde edilmektedir (Tsai vd. 2002). Böylece denklem (131) ile bulunan iletkenlik değeri kalibrasyon katsayısına bölünerek gerçek iletkenlik değeri bulunmuş olur.

Hazırladığımız dört-elektrotlu ölçüm sistemimizin kalibrasyon katsayısının bulunması için (Gabriel vd. 2009)'de bulunan 0.03M, 0.05M, 0.15M tuzlu su çözeltilerinin iletkenlik değerleri ölçüldü. Şekil 28'de (Gabriel vd. 2009)'deki tuzlu su çözeltilerinin molar derişimine göre iletkenlik değerleri ve bu derişimlerde hazırlanan çözeltilerin kalibrasyon katsayısı olmadan ölçülen iletkenlik değerleri görülebilir. Bu grafiklerin eğimlerine göre kalibrasyon katsayısı 23'dür. Ölçülen iletkenlik değerleri bu katsayıya bölündükten sonra elde edilen grafik de şekil 29'de görülebilir. Bu grafiğe göre, maksimum hata 0.15M derişimde elde edilmiş olup yüzde 4'dir. Kalibrasyon



Şekil 28. Dört-elektrod ölçüm yöntemiyle farklı derişimdeki tuzlu su çözeltileri için hazırladığımız 4 elektrotlu ölçüm sistemi ile elde edilen iletkenlik değerleri ve literatürdeki iletkenlik değerleri. Tuzlu su çözeltilerinin derişimleri 0.03M, 0.05M, 0.15M'dir.

katsayısı bulunduktan sonra herhangi bir malzemenin iletkenliği bu sistem ve denklem 131 kullanılarak bulunabilir.



Şekil 29. Dört-elektrod ölçüm yöntemiyle 0.03M, 0.05M ve 0.15M derişimlerdeki tuzlu su çözeltileri için kalibre edilmiş dört-elektrotlu ölçüm sistemi ile elde edilen iletkenlik değerleri ve literatürdeki iletkenlik değerleri.

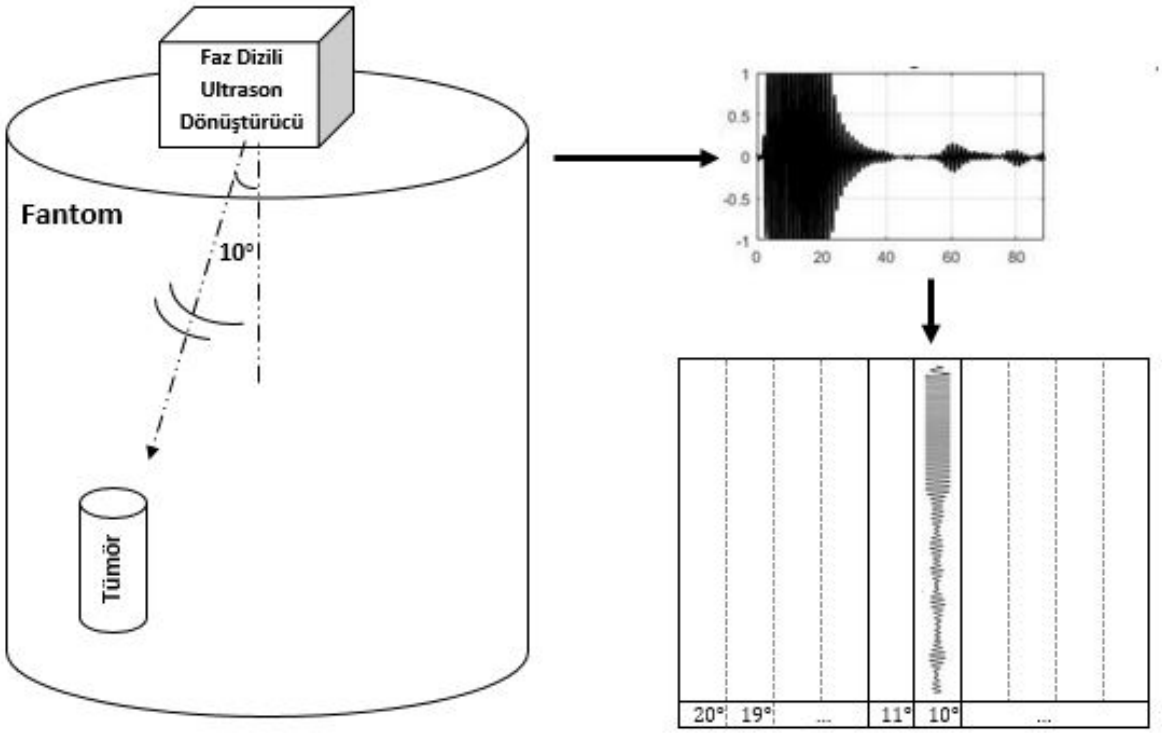
3.8.2 Fantomların akustik özelliklerinin ölçülmesi

Fantomlar için ses hızı hesabı 4. İş Paketindeki Faz dizili ultrasonik vericiler başlığı altında anlatılmıştır.

3.9 Görüntüleme sistemi ile veri toplanması

Projenin bu son iş paketinde veri toplama sistemi ile elde edilen LFEIT sinyalleri ile görüntü oluşturma çalışmaları yapılmıştır.

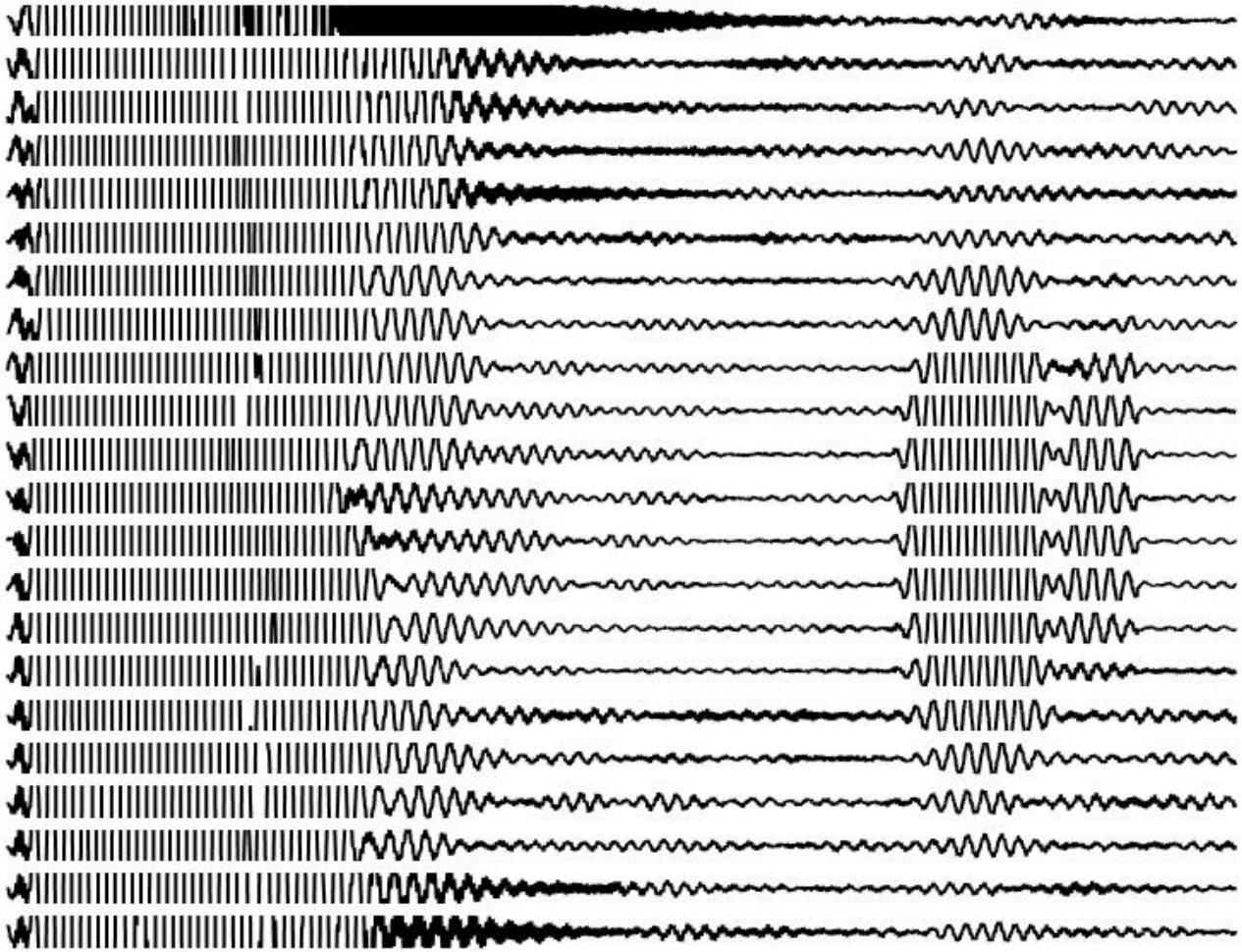
LFEIT sinyalleri ile iki tip 2 boyutlu görüntü elde edilmiştir. Birinci tipte, farklı açılardan elde edilen LFEIT sinyalleri yan yana koymak suretiyle iletkenlik ile bağlantılı voltaj görüntüsü elde edilmiştir. İkinci tipte ise LFEIT sinyalleri Tekil Değer Ayrıştırması yöntemi ile geri çatılarak iletkenlik görüntüleri oluşturulmuştur.



Şekil 30. Faz dizili ultrason dönüştürücünün fantom içerisinde tarama yaparken elde edilen LFEIT sinyallerinin 2 boyutlu görüntüye aktarılma şeması.

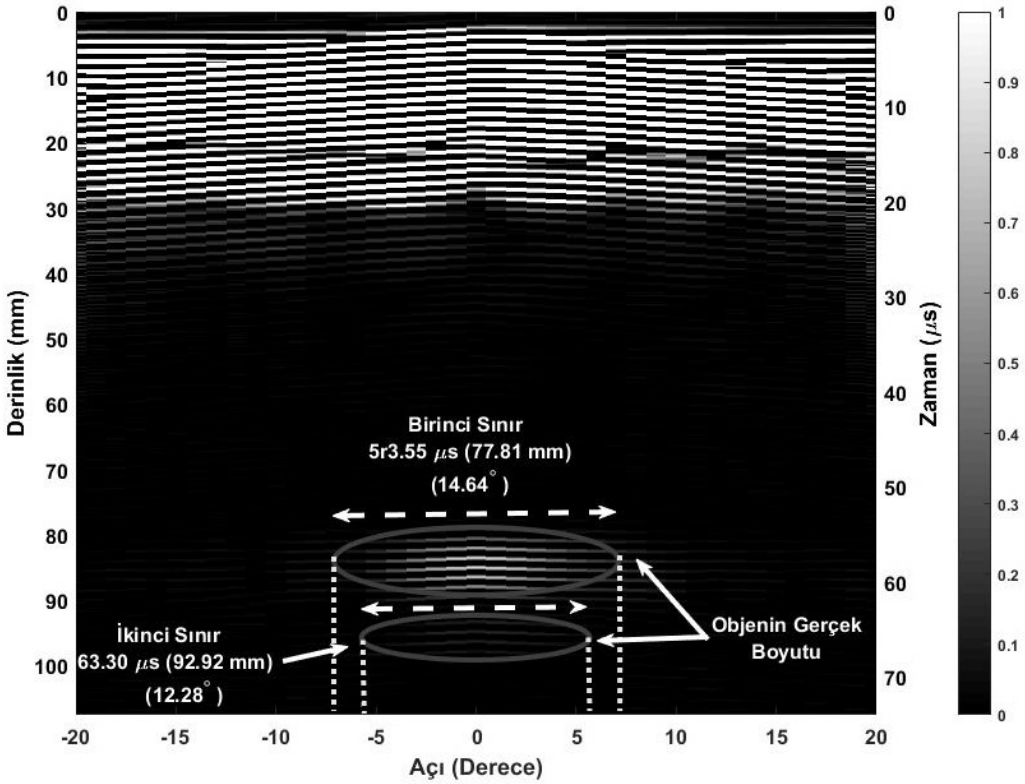
İletkenliğe bağlı voltaj görüntülerinin elde edilmesi için fantom içerisinde faz dizili ultrason dönüştürücü ile akustik dalgalar belli açılar arasında adım adım yönlendirilir. Her bir açı adımında bobin sensörleri üzerine indüklenen LFEIT sinyalleri veri toplama sistemi vasıtasıyla bilgisayara aktarılır. Şekil 30'de görüldüğü gibi, her bir açıdan elde edilen LFEIT sinyalleri, görüntü matrisinin içerisinde o açı için ayrılmış sütuna vektör olarak eklenir. Dönüştürücü akustik dalgaları açı açı yönlendirdikçe elde edilen sinyaller matris içerisinde sütun sütun eklenirler. Şekil **??**'de yan yana eklenmiş LFEIT sinyalleri görülebilir.

En sonunda, satır sayısı sinyallerin örneklenme sayısına eşit sütun sayısı ise toplam açı sayısına eşit görüntüleme matrisi elde edilir. Bu matris işlenmemiş verilerden oluşmaktadır. Bu matristeki voltaj değerleri gri seviyelere dönüştürüldüğünde iletkenliğe bağlı görüntü oluşturulmuş olur. Şekil 32'de bu şekilde oluşturulmuş bir görüntü görülebilir. Bu görüntü, Bulgular kısmında fantom bölümünde anlatılan fantom II içerisinde faz dizili dönüştürücünün -20°'den 20°'ye 1°'e adımlarla yönlendirmesi sonucu elde edilen LFEIT sinyalerinin görüntüye



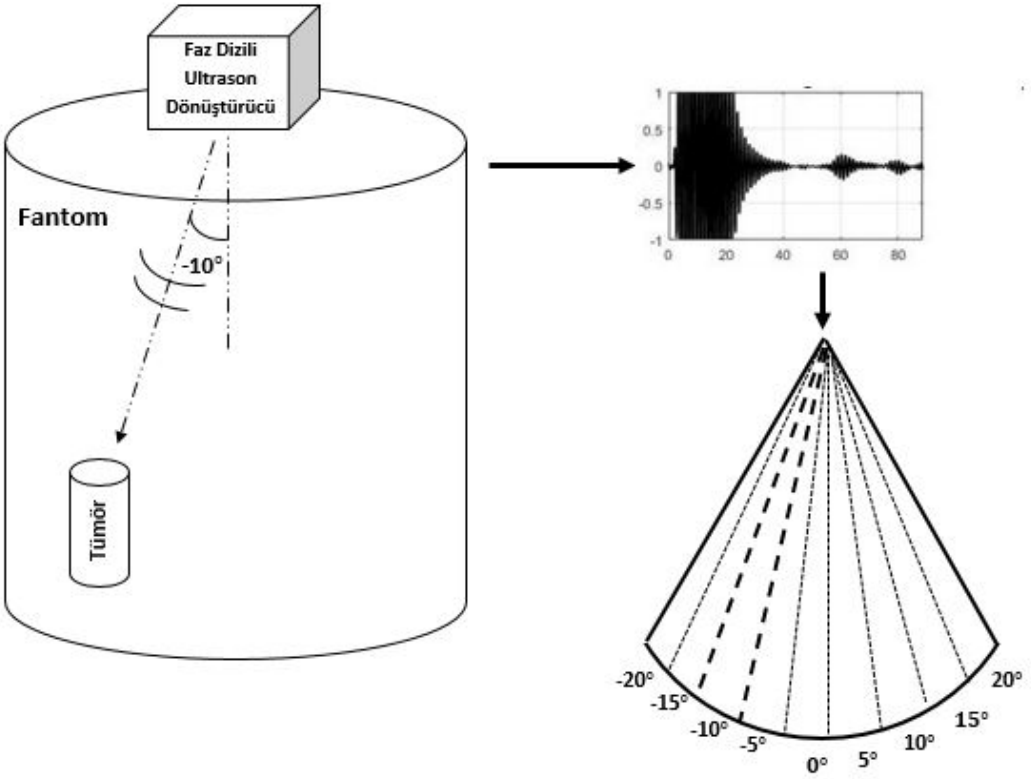
Şekil 31. Faz dizili dönüştrücü ile yapılan tarama sonucu elde edilen LFEIT sinyallerinin satır satır eklenmiş hali.

aktarılmış halidir. Fantom II Şekil 74'de görülebilir.



Şekil 32. Fantom II'den elde edilmiş LFEIT sinyallerinin kartezyen koordinatlarında oluşturulmuş iletkenliğe bağlı voltaj görüntüsü.

İletkenliğe bağlı voltaj görüntüsü elde ederken sinyallerin olduğu matris gri seviyelere dönüştürülmekte ve direk görüntü çevrilmektedir.Bu görüntüleme şekli kartezyen koordinatlarda görüntü vermektedir. Görüntüyü polar koordinatlarda da oluşturmak mümkündür. Bunun için her bir LFEIT sinyali ilgili olduğu açıya Şekil 33'deki gibi yerleştirilmektedir. Bununla ilgili örnek olarak Bulgular bölümünde Görüntüleme Sistemi ile Veri Toplama kısmında Şekil 80 (a) ve (b)'de görülebilir.



Şekil 33. İlgili açılarına göre yana yana eklenmiş LFEIT sinyallerinden polar koordinatlarda oluşturulmuş iletkenliğe bağlı voltaj görüntüsü.

4. BULGULAR

4.1 Analitik ve sayısal çalışmalar

4.1.1 Analitik çalışmalar

Birinci rapor kapsamında, projeye konu olan Lorentz alanlar ile elektriksel iletkenlik görüntülmesi problemi analitik olarak incelenmiştir. Analitik çalışmada, belirli cisim geometrileri için akustik ve elektrik problem çözümü yapılmıştır. Bu çözümde birbirleriyle bağlantılı parametrelerle ilişkili analitik ifadeler elde edilmiştir. Ayrıca analitik çözümün doğruluğunu göstermek için sayısal benzetim çalışmaları yapılmıştır. Sayısal modeller COMSOL çoklu fizik yazılımı kullanılarak geliştirilmiştir.

Sonsuz homojen bir ortamda akustik problem bir nokta kaynağın yarattığı alan olarak hesaplanmıştır. Buradan parçacık hızı hesaplanmış ve elektrik potansiyel denklemine yerleştirilmiştir. Değişkenlere ayırma metodu kullanarak elektrik potansiyel serileri cinsinden yazılmıştır. Bu çözümün doğruluğunu test etmek için aynı problemin benzetim çalışması COMSOL yazılımında yapılmıştır. Elektriksel dağılım karmaşık bir fonksiyon olduğundan, grafikler büyüklük ve faz olarak ikiye ayrılmıştır. Bu iki çözüm arasındaki göreli hata Tablo 3'de verilmiştir.

Tablo 3. Değişkenlere ayırma metodu ve benzetim çalısması ile elde edilen elektrik potansiyelin arasındaki göreli hatalar birinci ve ikinci model için verilmiştir. Birinci modelde, ilekenliği 2 S/m olan 6.25 mm yarıçapında bir daire ve iletkenliği 0.2 S/m olan 5 cm yarıçapında bir dairesel halkadan oluşur. İkinci modelde değişen tek parametre iç dairenin yarıçapı 3.125 mm'dir.

	Büyüklük'deki göreli hata	Faz'daki göreli hata
Birinci Model	%0.14	<1°
İkinci Model	%0.04	<1°

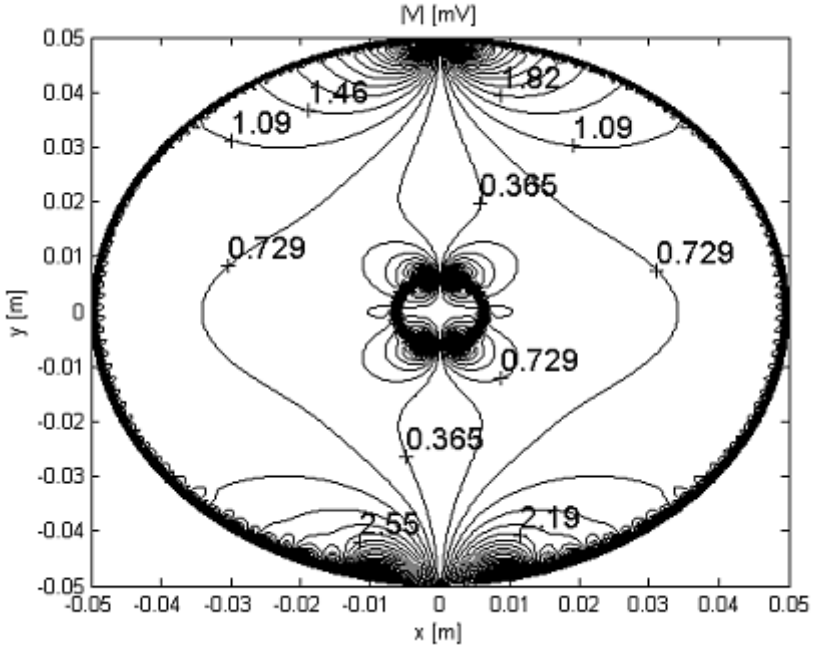
Elektriksel dağılım karmaşık bir fonksiyon olduğundan, grafikler büyüklük ve faz olarak ikiye ayrılmıştır. Grafiksel olarak elektrik dağılımın büyüklüğü Şekil ve Şekil 'de gösterilmektedir. Burada sadece birinci model sonuçları verilmektedir.

İkinci gelişme raporunda, elektrik potansiyel için elde edilen analitik ifadeyi kullanarak, bir duyarlılık denklemi elde edilmiştir. Bu denklem cisim üzerinde Lorentz gücünden dolayı oluşan elektriksel akımları, ölçülen voltaj ile ilişkilidir. Bu duyarlılık denklemi, elektrik potansiyelin kesirsel (fractional) değişiminin, iletkenlik kontrastının kesirsel degişimine oranıdır:

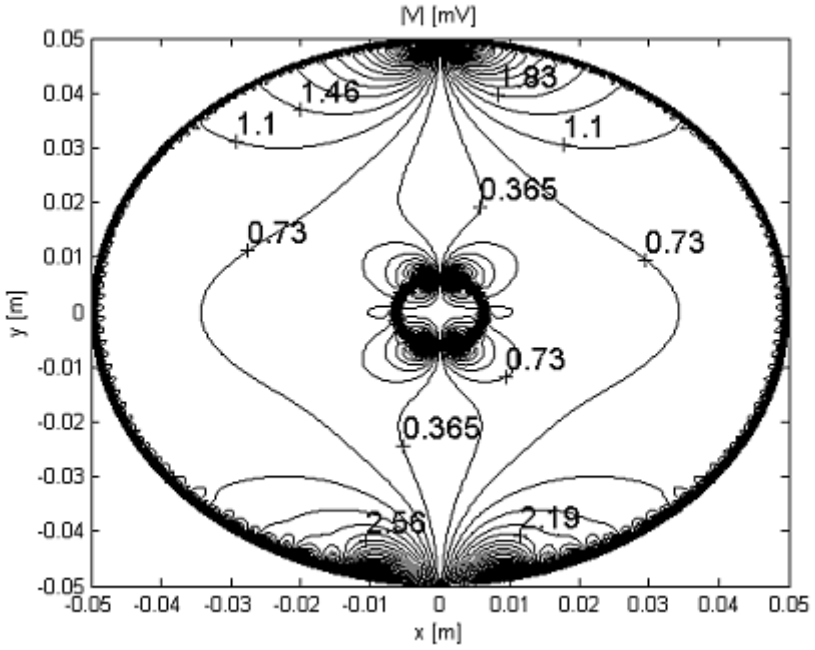
$$S = \frac{d\phi/\phi}{d\alpha/\alpha} = \frac{2\alpha}{(\alpha^2 - 1) + (\alpha - 1)^2 \beta^{2m}} \tag{134}$$

Denklem (134)'da, $\beta = R_1/R_2$ çözünürlülük ve $\alpha = \sigma_1/\sigma_2$ iletkenlik kontrastı olarak tanımlanmıştır. σ_1, R_1 iç dairenin iletkenliği ve yarıçapı, σ_2, R_2 ise dış halkanın iletkenliği ve yarıçapıdır. Elde edilen bu denklem, Seagar vd. (1987), EET'nin duyarlılığı için elde ettikleri denklemle kıyaslanıp, Şekil 36'te gösterilmiştir.

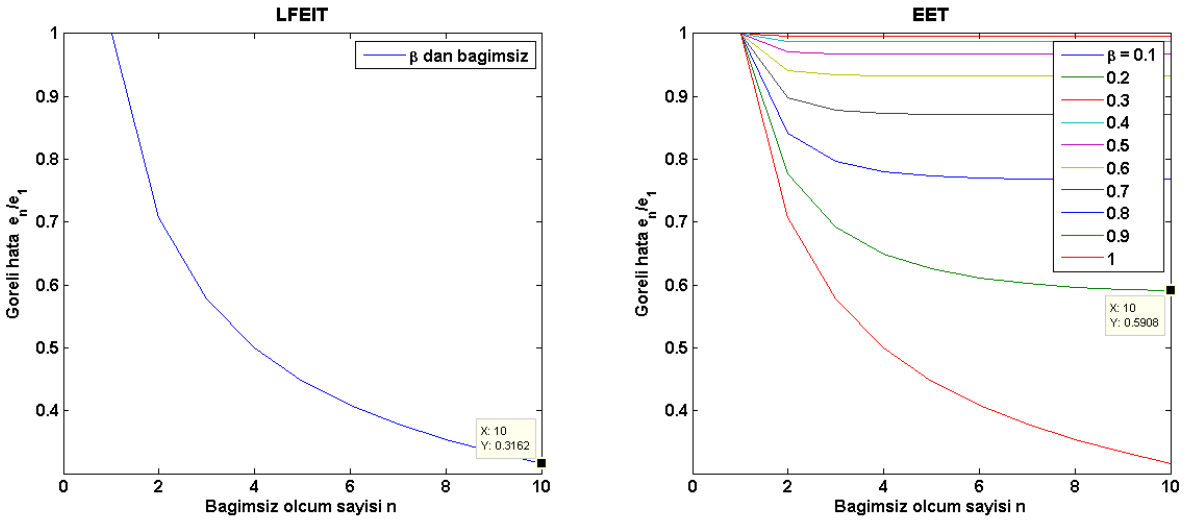
İkinci gelişme raporunda, akım kaynaklarının Fourier katsayıları olduğu varsayılmıştı. Üçüncü rapor kapsamında elektriksel voltajın, akustik sınır ivmesi ile bağlantısı analitik ola-



Şekil 34. Model 1 için elektrik potansiyelin büyüklük dağılımının analitik çözümü.



Şekil 35. Model 1 için elektrik potansiyelin büyüklük dağılımının sayısal çözümü.



Şekil 36. Göreli (nispi) hata ile bağımsız ölçümler arasındaki ilişki. (a) LFEIT, (b) EET.

rak hesaplanmıştır. Böylece, akımların Fourier katsayıları ile akustik sınır ivmesi ilişkilendirilmiştir. Bu analitik ifadeden görüntüleme sistemi için yeni duyarlılık tanımı yapılmıştır. Sistemin duyarlılığı (sensitivity), çözünürlüğü (resolution) ve doğruluğu (accuracy) arasındaki ilişki elde edilmiştir. Ayrıca akustik problemin çözümü de göz önüne alındığından, duyarlılığın akustik parametrelere de bağlı olduğu gösterilmektedir. Değişkenlerine ayırma metodu akusik problemin çözümünde kullanılmıştır.

$$S_m = \frac{4\alpha(\beta^{-m}\frac{J_m(k\beta R_2)}{J_m(kR_2)} - 1)}{\frac{J_m(k\beta R_2)}{J_m(kR_2)}\left[2(1-\alpha)^2\beta^m + 2(\alpha^2-1)\beta^{-m}\right] + (1+\alpha)^2\beta^{-2m} - (1-\alpha)^2\beta^{2m}} \tag{135}$$

Burada k karmaşık (complex) akustik dalga sayısıdır. Bu parametre akustik sönümleme ve dalga boyunun fonksiyonudur. Yukarıdaki ifadeyi kullanarak, duyarlılık-çözünürlülük, duyarlılık-iletkenli kontrastı, iletkenlik-dış yarıçap ve duyarlılık-akustik sönümleme ilişkileri gösterilmiştir. (135)'de m akustik ivmenin Fourier serisinin harmonik sayısı ve (134) EET'de enjekte akımın harmonik sayısıdır.

4.1.2 Duyarlılık-frekans

Sistemin duyarlılığını frekansa göre bulmak için frekansa bağlı parametreleri belirlemek gerekmektedir. Elektriksel geçirgenlik, elektriksel iletkenlik ve akustik sönümleme frekansa bağlı parametrelerdir. Akustik sönümlemenin frekansa bağlılığı aşağıdaki denklem ile ifade edilmektedir:

$$\Gamma(f) = \Gamma_{ref}(f/f_{ref})^{\eta} \tag{136}$$

Meme dokusu için, 1 MHz'deki sönümleme değeri $\Gamma = 4.3578$ Np/m'e ve doku parametresi η'nin değeri 1.0861'dir (ITIS Foundation). Diğer frekansa bağlı parametreler, 4-elemanlı Cole-

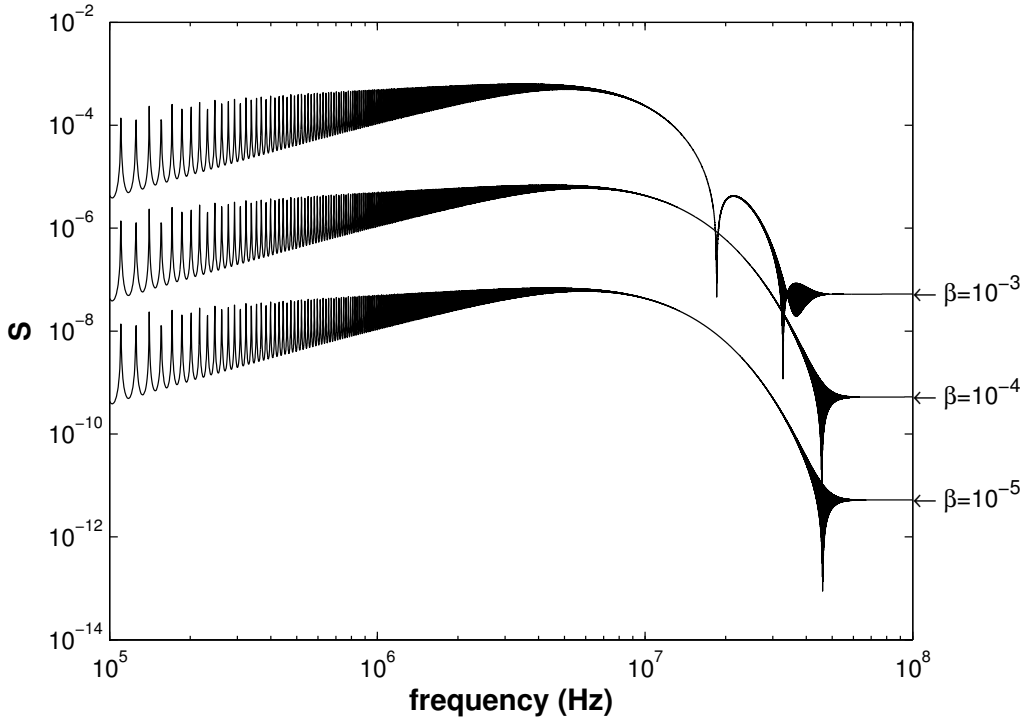
Cole dağılım (dispersion) modeli kullanarak elde edilir (Gabriel 1996):

$$\varepsilon^{'}(f) = \varepsilon_{\infty} + \sum_{n=1}^{4} \frac{\Delta\varepsilon_n}{1 + (j2\pi f\tau_n)^{1-\alpha_n}} + \frac{\sigma_{DC}}{j2\pi f\varepsilon_0} \tag{137}$$

Dokuların iletkenliği Denklem (137)'dan hesaplanır. ε_{∞}, yüksek frekanslardaki ($\omega\tau >> 1$) ve ε_s düşük frekanslardaki ($\omega\tau << 1$) elektriksel geçirgenlik değeridir. Dağıtılma büyüklüğü değeri, $\Delta\varepsilon_n = \varepsilon_s - \varepsilon_{\infty}$'dir. τ_n, n'inci polarizasyon sabiti ve α_n, n'inci dağıtılma parametresidir. Meme dokusu için bu parametrelerin değeri Tablo 4'te verilmiştir.

Tablo 4. Yağ ve kan dokularının dağıtılma parametereleri (ITIS Foundation).

	Meme yağ dokusu	Tümör (Kan)
ε_{∞}	2.5	4
$\Delta\varepsilon_n$	$3, 15, 5 \times 10^4, 2 \times 10^7$	$56, 5200, 0, 0$
τ_n	$17.68\,ps, 63.66\,ns,$ $454.7\,\mu s, 13.26\,ms$	$8.377\,ps, 132.629\,ns,$ $159.155\,\mu s, 15.915\,ms$
α_n	$0.1, 0.1, 0.1, 0$	$0.1, 0.1, 0.2, 0$
σ_{DC}	0.01	0.7

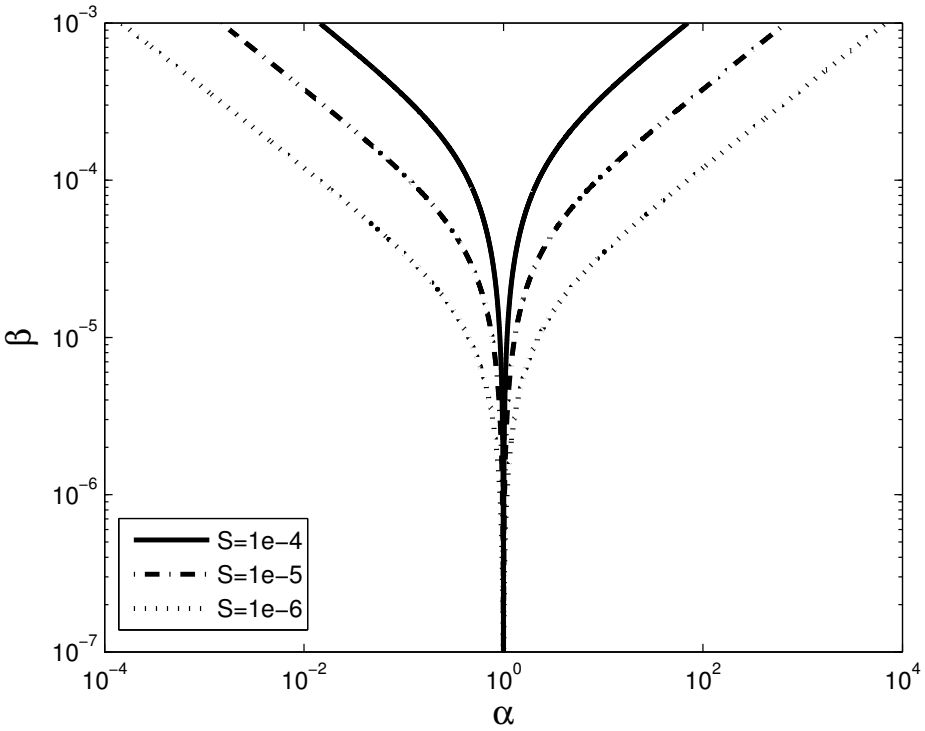


Şekil 37. Duyarlılık ve frekansın logaritmik grafiği farklı çözünürlülük değerleri için verilmiştir ($\alpha = 1$ and $R_2 = 5$ cm).

Diğer durumlar gibi, çözünürlülük (β) arttıkça, duyarlılık düşmektedir. Şekil 37'de, Akustik sönümleme yüksek frekanslarda duyarlılığı düşürmektedir. Çözünürlülük , $\beta = 10^{-3}$ olduğunda, azami hassasiyet 3.56 MHz'dir.

4.1.3 Çözünürlülük-iletkenlik kontrastı

$m = 1$ için , çözünürlülük ve iletkenlik kontrastı arasındaki ilişki Şekil 38'de verilmiştir. Küçük β değeri için ve sıfır ya da sonsuza yaklaşan α değerleri için grafiğin eğimi $1/2$'dir. Çözünürlülük sıfıra yaklaşınca, eğim sonsuz olmaktadır. Bir de yakın değerlerde grafik, osilasyonlu davranış sergilemektedir.



Şekil 38. Çözünürlülük ve iletkenlik kontrastın logaritmik grafiği, farklı duyarlılık değerleri için verilmiştir.

4.1.4 İkili etkileşimlerin özeti

Seagar vd. 1987'de EET için duyarlılık denklemi bulunmuş ve ikili etkileşimler incelenmiştir. Burada $d\phi/\phi$ sistemin gürültüsü ve $d\alpha/\alpha$ sistemin doğruluğu olarak tanımlanmıştır. Elektrik gerilimde göreli değişikleri görebilmek için, gürültü seviyesi $d\phi/\phi$'den daha düşük olması gerekmektedir. Bu yüzden en kötü senaryo olarak, gerilimdeki göreli değişim ile gürültü eşdeğer varsayılmışlardır. Böylece en iyi çözünürlük ve iletkenlik kontrast değerleri elde edilmiş olmaktadır. Bu bilgiler ile duyarlılık, çözünürlülük, iletkenlik kontrastı, doğruluk, gürültü, akustik sönümleme ve frekans arasında ikili etkileşimler aşağıda özetlenmiştir ($m = 1$):

- Gürültü K kat arttığında, doğruluk K kadar iyileşiyor.
- Çözünürlülük K kat iyileştiğinde, duyarlılık K^2 kadar düşüyor.
- İletkenlik kontrastı K kat arttığında, duyarlılık K kat düşüyor.

- İletkenlik kontrastını K kat arttığında, LFEIT'nin çözünürlülüğü K kadar kötüleşiyor.
- Akustik zayıflama (attenuation) arttıkça, duyarlılık düşmektedir.
- $\beta = 0.001$, $\alpha = 1$ and $R_2 = 5$ cm, olduğunda, azami duyarlılık 3.56 MHz'de görülmektedir.

4.1.5 Açıkorur dönüşüm (conformal mapping)

Eş-merkezli olmayan geometriler açıkorur dönüşüm kullanılarak eş-merkezli geometriye dönüştürülmektedirler. R_2 yarıçaplı dairenin içindeki (α_c, φ) merkezli ve ρ çaplı dairenin, R_1 ve R_2 çaplı eş-merkezli geometriye aşağıdaki denklemle sağlanmaktadır (w-domain $\rightarrow$ w-domain) (Pidcock vd. 1995):

$$w = \frac{ze^{-i\varphi} - cR_2}{cze^{-i\varphi} - R_2} R_2 \tag{138}$$

Burda c, aşağıdaki denklemin çözümüdür ($|c| < 1$):

$$\alpha_c R_2 c^2 - (\alpha_c^2 + R_2^2 - \rho^2)c + \alpha_c R_2 = 0 \tag{139}$$

R_1, R_2, α_c ve ρ'nin aralarındaki ilişki (140)'de verilmiştir.

$$R_1 = \left| \frac{\alpha_c - \rho - cR_2}{c(\alpha_c - \rho) - R_2} \right| R_2 \tag{140}$$

Yukarıdaki denklemi kullanarak, eş-merkezli olan dairenin ve eş-merkezli dairenin arasında, aşağıdaki ilişki bulunmaktadır ($\rho \rightarrow 0$):

$$\lim_{\rho \rightarrow 0} \frac{R_1}{\rho} = \frac{R_2^2}{R_2^2 - \alpha_c^2} \tag{141}$$

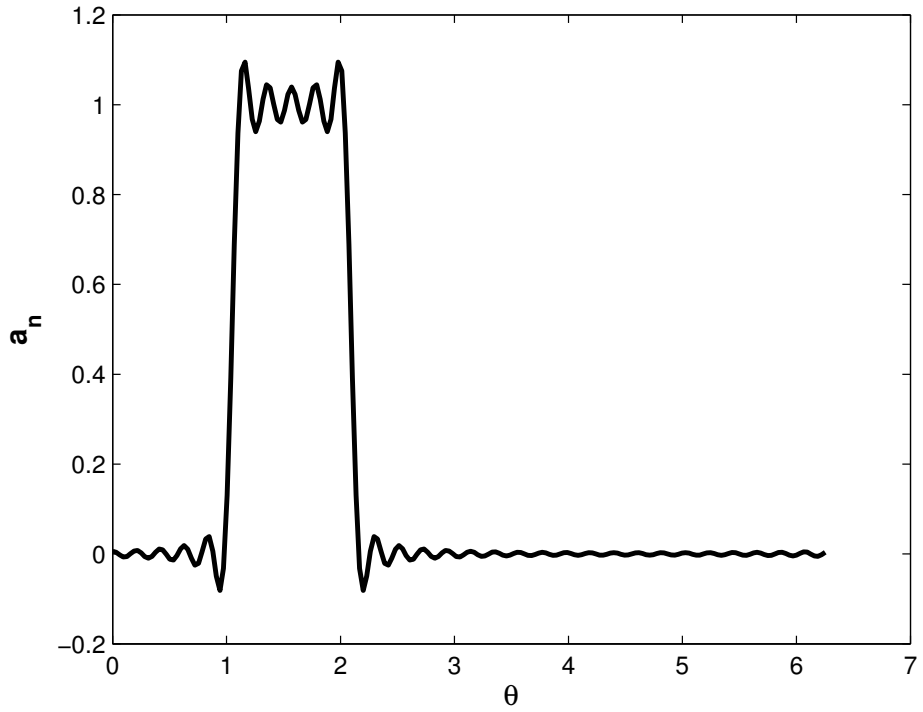
Sonuç olarak, küçük ρ değerleri için, homojen olmayan kısım (inhomogeniety) dış sınırlara yaklaştıkça, görüntüleme sistemin çözünürlülüğü artmaktadır. İç dairenin yarıçapı R_1, inhomogeniety'nin merkezden uzaklılığına (α_c) ve dış yarıçapa R_2 bağlıdır.

4.1.6 Rastgele periyodik sınır koşulları

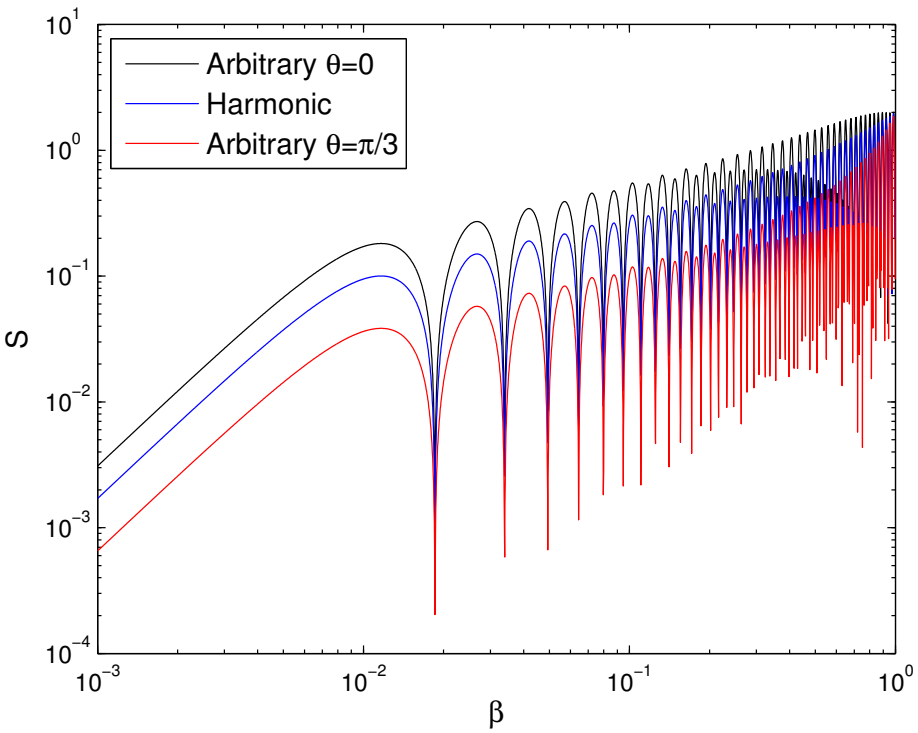
Harmonik durumlardan elde edilen duyarlılık denklemleri kullanılarak, diğer periyodik akustik uyarımlar için yeni duyarlılık ifadeleri elde edilebilir. m farklı terimi olan bir sinyalin duyarlılık denklemi aşağıda verilmiştir:

$$S(\theta) = \frac{V_1 S_1 + V_2 S_2 + ... + V_m S_m}{V_1 + V_2 + ... + V_m} \tag{142}$$

Burada $V_m = z_{mm}(\gamma_m e^{jm\theta} - \delta_m e^{-jm\theta})$. Şekil 39'de verilen akustik uyarım için, $\theta = 0$ ve $\theta = \pi/3$ açılar için duyarlılık Şekil 40'de verilmiştir. Bu dağılımlar, sadece ilk harmonikli akustik uyarım olan durumla karşılaştırılmıştır. Burada $\theta = 0$'daki duyarlılığın, $\theta = \pi/3$'dakine göre daha fazla olduğu görülmektedir. Elektrik potansiyelin sıfır olduğu noktalarda, duyarlılık tanımlı değildir.



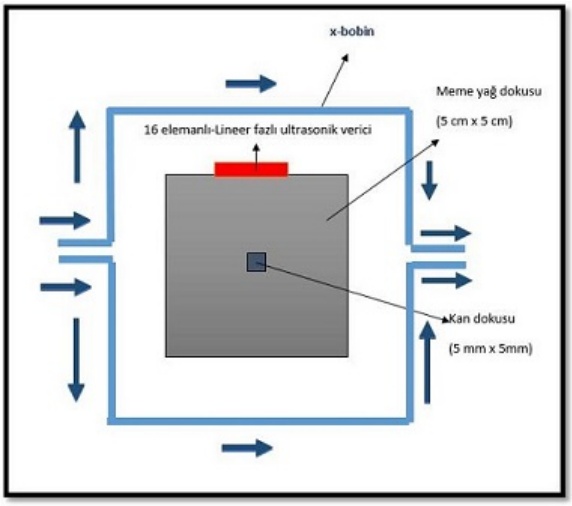
Şekil 39. Merkezi $\theta = \pi/2$'de olan, $\pi/3$ açısal büyüklüğe sahip kare dalganın dağılımı (30 Fourier katsayılı).



Şekil 40. Harmonik ve rastgele periyodik uyarımların duyarlılık dağılımı ($\theta = 0$ ve $\theta = \pi/3$ ve $r = R_2$ noktalarında).

4.1.7 Sayısal çalışmalar

Problemin sayısal çözümü için 2B geometri oluşturulmuştur (Şekil 41). Geometri, ultrasonik dönüştürücü, alıcı bobin, iletken doku (meme dokusu), tümör ve havadan oluşmaktadır. Ultrasonik dönüştürücü, 16-elemanlı doğrusal (lineer) fazlı verici olarak modellenmiştir. İletken cisim (5 cm $\times$ 5 cm) ve tümör (5 mm $\times$ 5mm) sırasıyla meme dokusu ve kanın elektriksel ve akustik özellikleri ile modellenmiştir. Bu dokuların elektriksel ve akustik özellikleri Tablo 6'de verilmiştir.



Şekil 41. Problemin sayısal çözümü için oluşturulan 2B geometri. İletken doku (meme dokusu), tümör (kan dokusu) ve ultrasonik dönüştrücü alıcı bobin ile çevrilmiştir.

Dokular	İletkenlik (S/m)	Yoğunluk (kg/m^3)	Ses hızı (m/s)
Meme dokusu	0.0257	980	1520
Tümör (kan)	0.8221	1040	1580

Tablo 5. Dokuların 1 MHz'deki elektriksel (Gabriel vd. 1996a; Gabriel vd. 1996b, 1996c) ve akustik (Goss vd. 1978) özellikleri.

Sayısal benzetim çalışmalarında, her bir piezoelektrik kristalin yüzeyine $f = 1$ MHz çalışma frekansında, $V(t) = 100sin(2\pi f(t - t_d))$ sinuzoidal voltajlar formunda farklı sürelerle (T, 3T, 5T, 10T) uygulanmıştır. Burada *T* periyodu, t_d gecikme süresini belirtmektedir. Meme yağ dokusu için, 5 cm derinlikten bilgi almak için gerekli zaman aşağıdaki gibi hesaplanabilir (ses hızı 1520 m/s):

$$x = vt \rightarrow t = \frac{x}{v} = \frac{5cm}{1520m/s} \cong 32.8\mu s \tag{143}$$

Bu durumda, 5 cm boyutunda bir doku alanı için her benzetim çalışması, 32.8 μs'de tamamlanacaktır. T, 3T, 5T ve 10T süresince piezolektrik kristallere uygulanan voltajlar 1. Gelişme Raporunda verilmiştir.

Bu görüntüleme yönteminde ölçümler, alıcı bobinlerde indüklenen gerilimlerdir. Bir alıcı bobinde indüklenen voltajın ölçülmesi aşağıdaki denklem ile elde edilir:

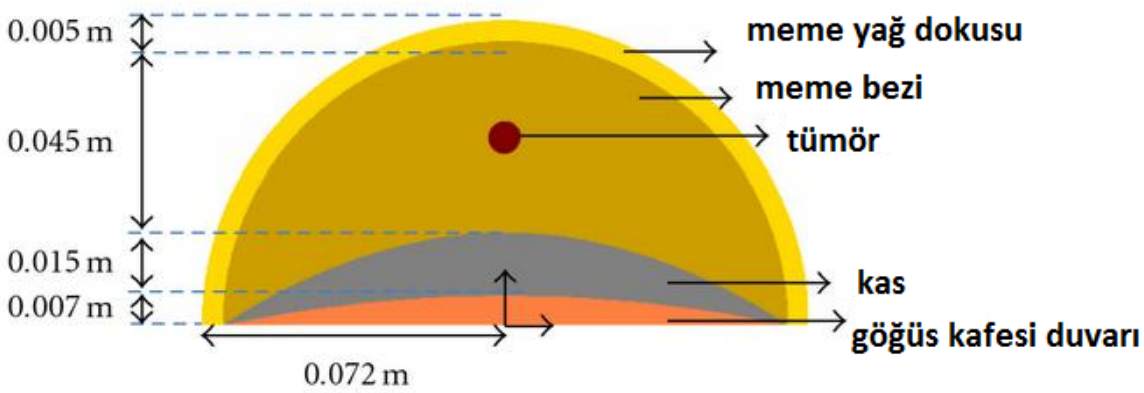
$$v_{ind}\,(t) = -\int_S \frac{\partial \vec{B}}{\partial t} \cdot d\vec{S} \tag{144}$$

burada $\vec{B}$ toplam manyetik alanı, $d\vec{S}$ ise S yüzeyindeki birim yüzeyi gösterir. Alıcı bobinde indüklenen gerilim analitik olarak aşağıdaki denklem ile elde edilir(Zengin 2012):

$$v_{ind}(t) = \int_{V_{body}} \frac{\partial}{\partial t}(\sigma(\vec{v}(t) \times \vec{B})) \cdot \vec{E}_R^0(\sigma) \quad dV \tag{145}$$

burada $\vec{v}$ parçacık hızını, $\vec{E}_R^0(\sigma)$ ise alıcı bobindeki karşıt (reciprocal) akım ile normalize edilmiş karşıt elektrik alanı gösterir. Alıcı bobinde indüklenen geriimin doğruluğu Zengin ve Gencer 2016'da (144) ve (145) denklemleri karşılaştırılarak gösterilmiştir.

Ayrıca sayısal çalışmalar bölümünde basitleştirilmiş 2B meme modelinin bir kesiti (Sudharsan vd. 1999) COMSOL yazılımı ile modellenmiştir (Şekil 42). 2B model, ultrasonik dönüştürücü, alıcı bobinler, iletken doku (meme yağ dokusu, meme bezi, kas, göğüs kafesi duvarı), tümör ve havadan oluşmaktadır. Bu dokulardaki göğüs kafesi duvarının 1 MHz frekansında iletkenlik değeri ve akustik özellikleri bilinmediği için kas olarak modellenmiştir. Bu dokuların akustik ve 1 MHz frekansındaki elektriksel özellikleri Tablo 6'de verilmiştir.



Şekil 42. 2B meme geometrisi. Benzetim çalışmasında meme yağ dokusu, meme bezi, kas, göğüs kafesi duvarı ve tümör dokuları modellenmiştir. (Sudharsan vd. 1999).

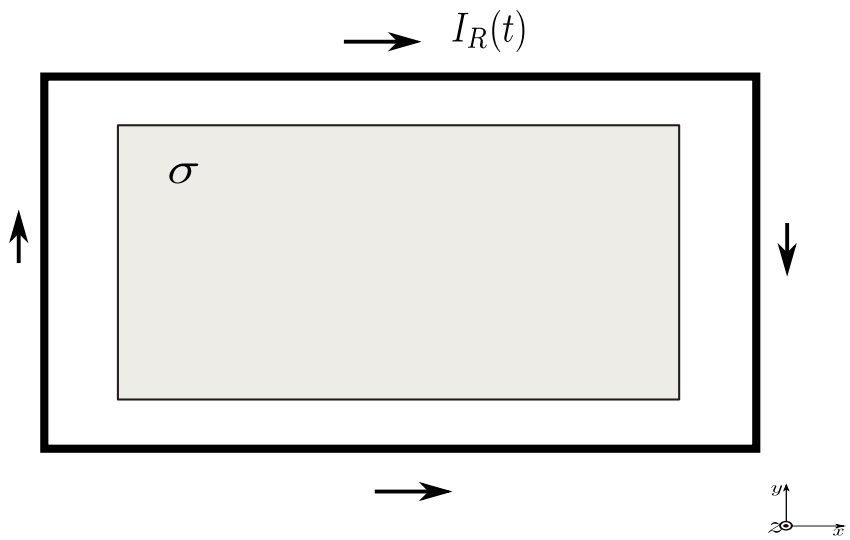
Burada, her bir piezoelektrik kristalin yüzeyine $f = 1MHz$ çalışma frekansında, $V(t) = 100sin(2\pi f(t - t_d))$ sinuzoidal voltajlar uygulanmıştır. Burada, t_d gecikme süresini belirtmektedir.

Ortamda oluşan hız-akım yoğunluğunu etkisini ölçmek için cismin etrafını saran dikdörtgen bir bobin kullanılmmıştır (Şekil 43).

Bobinde indüklenen gerilim (144) ile hesaplanır. $\vec{B}(t)$ iletken cisim ile bağlantılı olduğu için ölçülen sinyal de iletkenlik dağılımının bir fonksiyonudur. Fakat, Denklem (144), bu bağlantıyı açık bir şekilde göstermez. Bu bağlantıyı elde etmek için (1) harmonik zaman bağımlı ve (2)

Tablo 6. Dokuların 1 MHz'deki elektriksel (Gabriel vd. 1996a; Gabriel vd. 1996b, 1996c) ve akustik Goss vd. 1978 özellikleri.

Dokular	İletkenlik (S/m)	Yoğunluk (kg/m^3)	Ses hızı (m/s)
Meme yağ dokusu	0.0257	980	1520
Meme bezi	0.603	1041	1505
Kas	0.503	1090	1588
Tümör (Kan)	0.8221	1040	1564

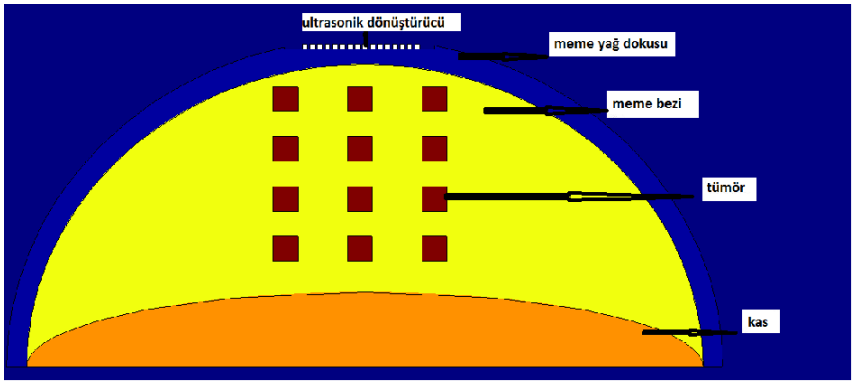


Şekil 43. İletkenliği σ olan cismin etrafını saran dikdörtgen bir bobin konfigürasyonu. I_R, alıcı bobindeki karşıtlılık akımıdır.

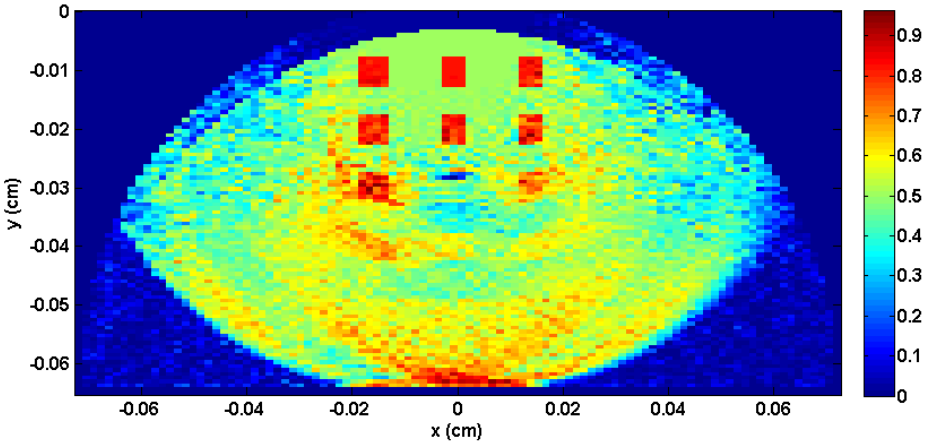
genel zaman bağımlı (Mortarelli 1980; Zengin 2012) elektromanyetik alanlar için *karşıtlılık teoremi* kullanıldı. Harmonik-zaman ve genel-zaman bağlantısı için (144) denkleminin son hali 2. Gelişme Raporunda verilmiştir.

Görüntüleme sisteminin karakteristiğini anlamak için belli bir dönüştürücü, cisim/ortam, ve alıcı bobin konfigürasyonu için duyarlılık matrisi hesaplanır. Bu çalışmada seçilen geometri Şekil 42 referans alınarak COMSOL arayüzünde modellenmiştir (Şekil 44). Modelin x- ve y-kenarları 100 eşit parçaya bölünmüştür. 16 elemanlı doğrusal faz dizili ultrasonik dönüştürücü meme modelinin üstüne yerleştirilmiştir. Bu çalışmada, 16 elemanlı doğrusal faz dizili ultrasonik dönüştürücü, on bir döndürme açısı $(-25\,^\circ, -20,^\circ, -15^\circ, -10^\circ, -5\,^\circ, 0\,^\circ, 5\,^\circ, 10\,^\circ, 15\,^\circ, 20\,^\circ, 25\,^\circ)$ ile hareket ettirilmiştir. Her bir döndürme açısı için veri (data) toplama zamanı 42.1 μs (($x = vt \longrightarrow\ t = x/v = 6.5\ cm/1540\ m.s^{-1} =\ 42.1\ \mu s$, burada x cismin derinliğini ve v ise sesin ortalama hızını gösterir)). Ortamdaki statik manyetik alanın 4 T olduğu varsayılmıştır.

Gürültülü data içerisinde geriçatma performansını değerlendirmek için ölçümlere snyal gürültü oranı (SGO) 80 dB olacak şekilde gürültü eklenmiştir. Kesilmiş Tekil Değer Ayrışması (Truncated Singular Value Decomposition) metodu ile iletkenlik dağılımı görüntüleri geriçatılmıştır (Şekil 45) (Golub ve Van 1989).



Şekil 44. 2B sayısal meme kesiti modeli. Modelde meme yağ dokusu, meme bezi, kas ve tümör dokuları modellenmiştir. 16 elemanlı doğrusal faz dizili ultrasonik dönüştürücü, modelin üstüne yerleştirilmiştir.



Şekil 45. Dikdörtgen bobin kullanılarak geriçatılmış iletkenik dağılımı.

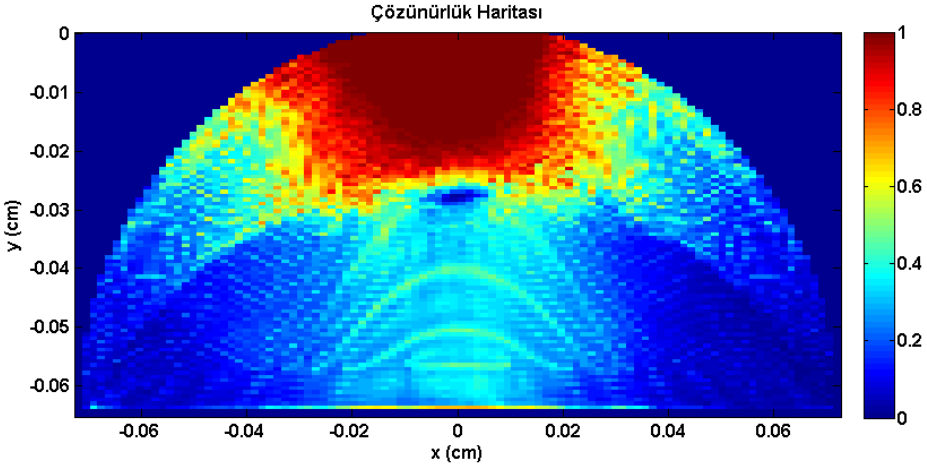
Şekil 45'de görüldüğü gibi ultrasonik dönüştürücüden yaklaşık 2.5 - 3 cm derinlikte bulunan 5 mm $\times$ 5 mm boyutlarındaki tümörler geriçatılmıştır. Fakat, modelin ortasında bulunan ve daha derinde bulunan tümörler görüntülenememiştir. Modelin merkezindeki tümörler, bobinin merkezi sağa-sola ve aşağı-yukarı kaydırılması ile tespit edilebilir.

Bu çalışmada SGO 80 dB seçilmiştir. Bu durumda tekil değerler sayısı 3033 ile sınırlandırılmıştır. Bu konfigürasyon için elde edinilen çözünürlük haritası Şekil 46'de gösterilmiştir.

Çözünürlük haritası incendiğinde, ultrasonik dönüştürücünün altında yaklaşık 3 cm derinliğe kadar 5 mm $\times$ 5 mm boyutlarındaki iletkenlik değişimlerin gerçek değerine en yakın oranda geriçatılabileceği anlaşılmaktadır. Bu mesafeden uzaklaştıkça sistemin performansı düşmektedir. Bu durumu düzeltmek için ultrasonik dönüştürücü farklı konumlara yerleştirilebilir ya da farklı bobin konfigürasyonları ile ölçümler alınabilir (Zengin 2012).

4.1.8 Isı analizi

Projeye konu olan problemin (LFEIT) ısı analizi için 2B basitleştirilmiş meme modeli (Şekil 42) kullanılmıştır. LFEIT metodunda, metabolik ısı haricinde dokuların ısınmasına yol açan iki kay-



Şekil 46. Dikdörtgen bobin kullanarak elde edilen çözünürlük haritası ($80\ dB$)

nak vardır. Bunlar akustik titreşimden kaynaklanan ısı ve dokuda indüklenen akımların yarattığı ısılardır. Bu çalışmanın amacı, görüntüleme esnasında hastalar için güvenli sınırları belirlemek, akustik basınç ve statik manyetik alanın azami sınırlarını belirlemektir. Bu çalışma sırasıyla dört aşamada yapılmıştır:

1. Dokudaki kararlı durumdaki (steady-state) akustik dağılım hesaplanması.
2. Lorentz akımlarından kaynaklanan elektrik potansiyelinin hesaplanması.
3. Isı probleminde ilk önce metabolik güç tüketimi ve deriden saçılan ısıdan kaynaklanan kararlı durum ısı dağılımı hesaplanması.
4. Akustik ve elektrik kaynaklardan ortaya çıkan ısı dağılımının hesaplanması.

Bu aşamalar, 3. Gelişme Raporunda ayrıntılı bir şekilde anlatılmıştır. Akustik basınç bir saniye boyunca uygulanıp Şekil 48'deki ısı dağılımı elde edilmiştir.

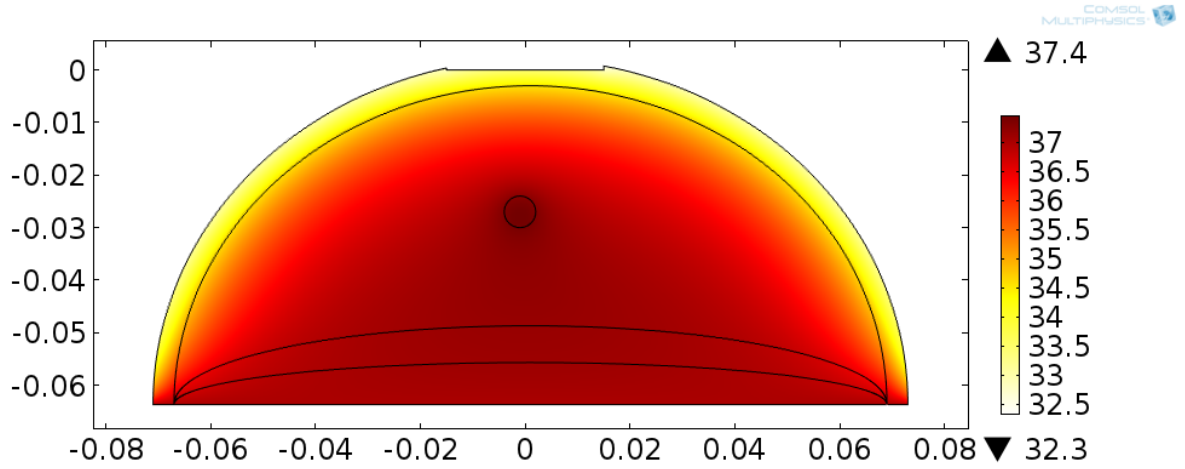
Bu çalışmada öncelikle, akustik ve elektrik ısı kaynakları modele dahil edilmeden, sadece metabolik ısı kaynaklarına dayalı kararlı ısı dağılımı hesaplanmıştır. Elde edilen ısı dağılımı Şekil 47'de verilmiştir. Bu dağılıma göre en sıcak bölge, en yüksek metabolik ısı üreten tümördür (37.44 °C). Çevrenin ısısı 20 °C varsayıldığından, vücuttan dışarıya doğru enerji saçılmaktadır. Bu nedenle dışardaki hava ile temas eden yüzeyin sıcaklığı 32.3 °C'ye düşmüştür.

Bu kararlı durumda elde edilen ısı dağılımı, LFEIT metodunda ısı problemi incelenirken başlangıç değeri olarak kullanılacaktır. Akustik basınçtan kaynaklanan ısı kaynağı aşağıdaki denklemle ifade edilmektedir Comsol:

$$Q_{akustik} = 2\alpha I \tag{146}$$

Burada I (W/m^2) ses yoğunluğunun büyüklüğüdür. Şekil **??**'deki elektrik akım yoğunluğundan kaynaklanan ısı kaynağı ise aşağıdaki denklem ile verilmiştir (Joule Heating):

$$Q_{elektrik} = \frac{1}{\sigma}|\mathbf{J}|^2 \tag{147}$$

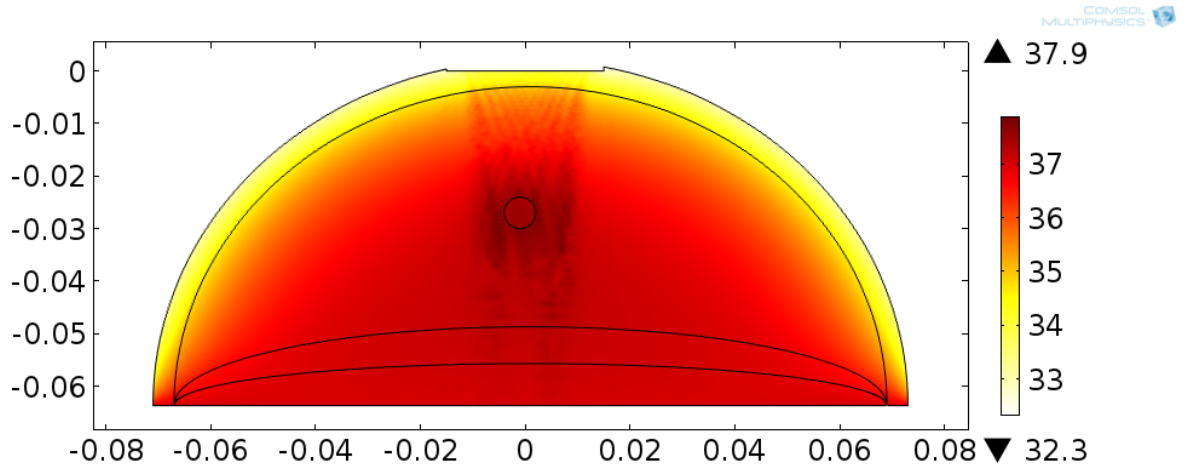


Şekil 47. Elektrik ve akustik ısı kaynaklarının dahil edilmediği kararlı sıcaklık dağılımı.

(146) ve (147) no'lu denklemlerle ifade edilen akustik ve elektriksel ısı kaynakları Biyoısı modeline eklendiğinde ısı dağılımı değişecektir. Bu çalışmada, basınç genlik limitinde (1 MPa) sinüzoidal (1 MHz) ultrason ile uyarımda akustik ve elektrik kaynakların katkısıyla oluşan ısı dağılımı incelenmiştir. Bir saniye sonunda vücut ısı dağılımı Şekil 48'de verilmiştir.

Şekil 48'de azami sıcaklık 37.86 °C dir. Akustik basınç bu sıcaklık artışının baskın bileşkenidir. Bir saniyeden sonra dönüştürücü kapatılmıştır ve doku kararlı haline dakikalar sonra ulaşmaktadır.

Elde edilen sonuçlara göre, basınçtan kaynaklanan ısınmanın etkisinin, elektrik akımından kaynaklanan ısıdan daha fazla olduğu görülmüştür. Vücut içerisinde en yüksek ısı artışı ise basınç kaynağına yakın olan bölgelerde olmuştur. Bir saniye boyunca sürekli uygulanan sinüzoidal basınçdan sonra bile dokudaki ısı artışının 0.62 °C olduğu görülmektedir. Isı dağılımının kararlı duruma gelmesi ise 15 dakikadan fazla bir zaman almaktadır. Sonuç olarak, LFEIT veri toplama sürecinde ortamda oluşacak basınç değeri ve akım yoğunluğu değerleri güvenlik sınırlarında kaldığı sürece dokulara zarar verecek bir ısı artışı olmayacağı anlaşılmaktadır.

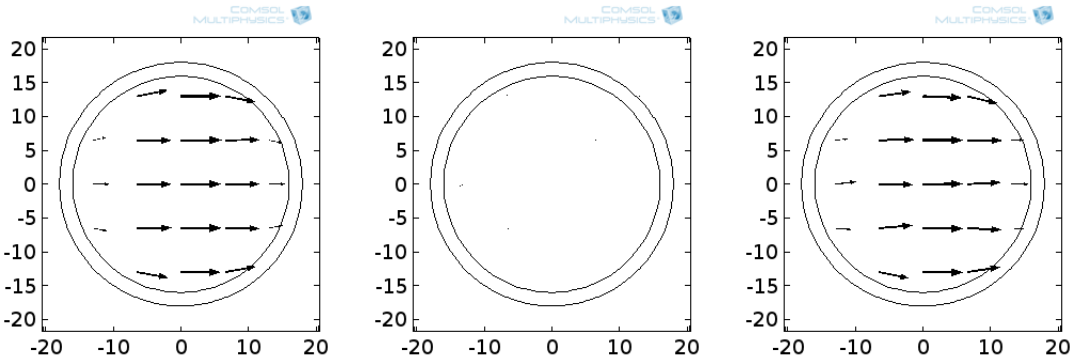


Şekil 48. Ultrasonik dönüştürücünün uyarılmasından bir saniye sonraki ısı dağılımı.

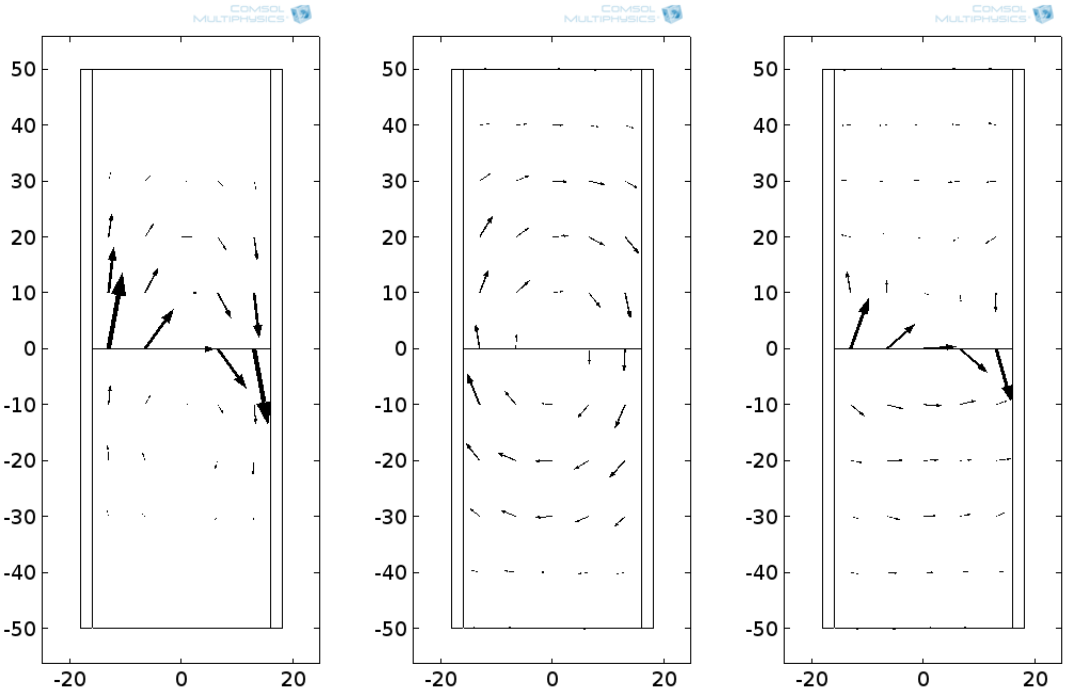
4.1.9 3 Boyutlu (3B) sayısal problem

Gereç ve Yöntem bölümündeki Analitik ve Sayısal Çalışmalar alt başlığında, 3B modellemenin denklemleri açıklanmıştı. İlk olarak, tüp fantom için karşılıklılık (reciprocal) elektrik alan hesaplanıp, Şekil 49'de gösterilmiştir. Bu tüpün yarıçapı 16 mm'dir (Fantom III gibi). Fantom yağ ve HCL solüsyondan oluşmaktadır. Bu çalışmada solüsyonun iletkenliği 70 S/m'dir. Benzetim çalışmasında, deneylerdeki gibi y-eksenli Helmholtz bobin kullanılmaktadır. Akustik basınç 16 elemanlı ultrason dönüştürücü ile oluşturulmaktadır. Akustik benzetim çalışmasında azami basınç değeri 500 kPa'dır. Şekil 49 (a)'de gösterildiği gibi karşılıklılık alan iletkenlik sınırında x-ekseni yönündedir. Ultrason parçacık hızı da bu yönde olduğu için azami sinyal gücü elde edilmektedir. Bu düzenek sinyal gücü ve karşılıklılık alan hakkında bilgi sağlamaktadır.

Elde edilen karşılıklılık elektrik alanı, akustik parçacık hızı ve statik manyetik alan hesaplamaları kullanılarak, bobinde indüklenen sinyal zamana bağlı Şekil 50'de verilmiştr.

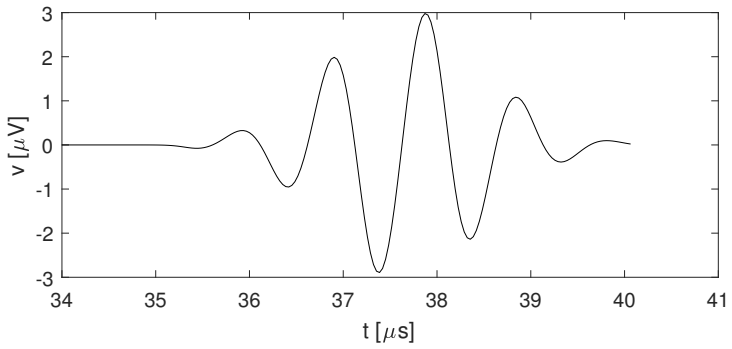


(a) $\vec{E}_R^0$, x-z düzlemi (b) $-\partial\vec{A}/\partial t$, x-z düzlemi (c) $-\nabla\phi$, x-z düzlemi



(d) $\vec{E}_R^0$, x-y düzlemi (e) $-\partial\vec{A}/\partial t$, x-y düzlemi (f) $-\nabla\phi$, x-y düzlemi

Şekil 49. Karşılıklılık elektrik alan dağılımı ($\vec{E}_R^0$) (a) x-z and (d) x-y düzlemi gösterilmektedir. Elektrik alanın bileşenleri, yani $-\partial\vec{A}/\partial t$ ve $-\nabla\phi$ x-z and x-y düzlemlerinde çizilmiştir. Vektörler bir milyon kat büyütülmüştür.



Şekil 50. Helmholtz bobinde indüklenen sinyal.

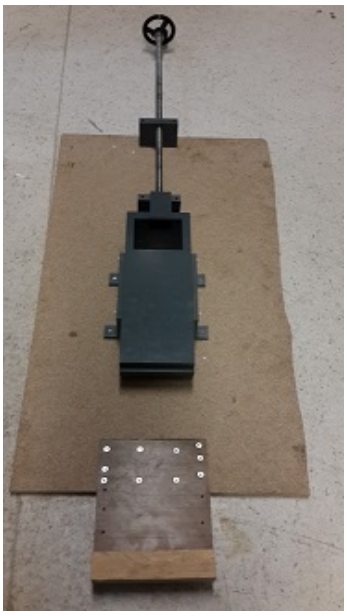
4.2 Manyetik alan oluşturma çalışmaları

Bu iş paketinde, fantomların içine koyulabileceği büyüklükteki bir alanda güçlü bir statik manyetik alan üretebilecek bir manyetik alan üreteci tasarımı ve uygulaması yapılmıştır. Bunun için ilk aşamada piyasadaki manyetik alan üreteçleri incelenmiş ve karşılaştırılmıştır. Karşılaştırılan ürünler ve özellikleri 1. Gelişme Raporunun Manyetik Alan Oluşturma Çalışmaları başlığı altında verilmiştir. Araştırması yapılan ürünler genel olarak, pahalı oluşları, gürültülü çalışmaları ve kısıtlı çalışma süreleri nedeniyle alımları tercih edilmemiştir. Bunların yerine sabit mıknatıslar ile bir manyetik alan üreteci yapılmasına karar verilmiştir. Bu sayede, daha az maliyetli, çalışma limiti ve gürültüsü bulunmayan bir üreteç tasarımı yapılmıştır.

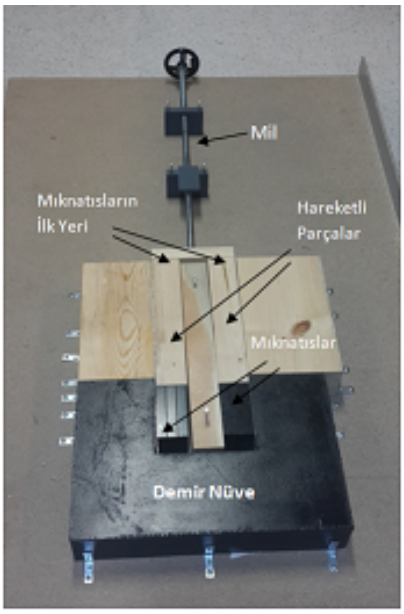
Sabit mıknatıs olarak neodimyum mıknatıslar tercih edilmiştir. Bunun sebebi birim alanda diğer mıknatıs tiplerine göre daha yüksek manyetik alan üretmelerinden dolayıdır. Kaç adet sabit mıknatıs kullanılacağına karar verilebilmesi için proje bütçesini aşmayacak ve uygun büyüklükte neodimyum mıknatıslar araştırılmıştır. Araştırmalar neticesinde 110 mm $\times$ 89 mm yüzey alanına, 2 cm kalınlığa sahip bir neodimyum mıknatıs (Supermagnete) seçilmiştir. Bu boyutlardaki bir mıknatıs, COMSOL çoklu fizik programında modellenerek benzetim çalışmaları yapılmıştır. Benzetim çalışmalarına ait detaylı bilgiler 2. Gelişme Raporunda açıklanmıştır. Bu benzetim çalışmaları sonucunda, 3 adet birbirlerine yapıştırılmış mıknatıs çiftinin karşılıklı kullanılmasına karar verilmiştir. Aynı zamanda bu mıknatıs çiftlerinin çevresine demir nüve yerleştirildiği zaman aralarındaki manyetik alan şiddetinin değişimi de benzetim çalışmaları ile incelenmiştir. Demir nüvenin olduğu durumda manyetik alanda % 34.7 oranında bir değişim olduğu görülmüş ve demir nüve kullanılmasına karar verilmiştir. Benzetim çalışması sonrasında mıknatıslar arasında, iki mıknatısa da eşit mesafedeki düzlemde hesaplanan manyetik alan dağılımı Şekil 9'de gösterilmiştir. Bu dağılımda en yüksek manyetik alan şiddeti 0.598 Tesla olarak ölçülmüştür.

Neodimyum mıknatıslar birbirlerini çok kuvvetli çektiklerinden dolayı birleştirilmeleri için bir aparat tasarlanmıştır. Mıknatıslar bu aparat yardımıyla birleştirilmiştir. Aynı zamanda, demir nüve için U şeklinde kesilmiş yekpare döküm çelik kullanılmıştır. Mıknatısları demir nüveye takmak için bir düzenek tasarlanmıştır. Tasarlanan aparat ve düzenek sırasıyla Şekil 51 (a) ve

51 (b)'de gösterilmiştir.



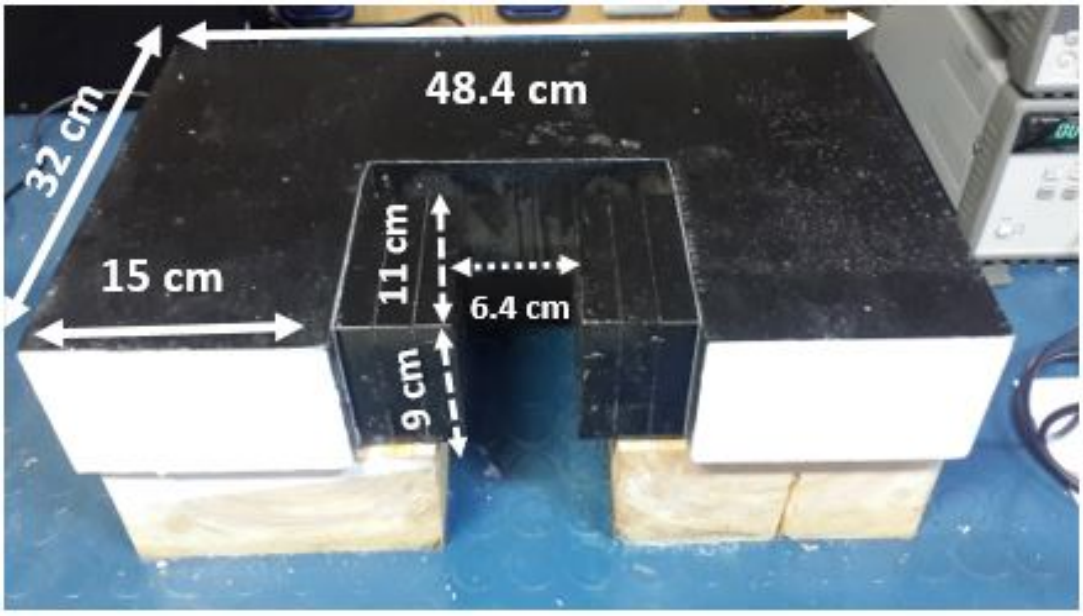
(a)



(b)

Şekil 51. (a) Mıknatısları bir araya getirmek için tasarlanan aparat. (b) Birleştirilmiş mıknatısların demir nüveye takılmasını sağalayan düzenek.

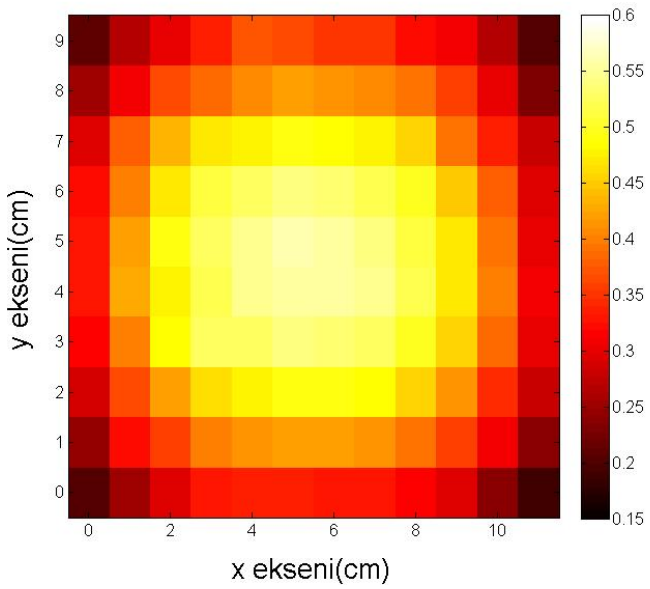
Bu aparat ve düzenek ile ilgili detaylar 2. gelişme raporunda verilmiştir. Mıknatıslar demir nüveye takıldıktan sonra tamamlanan manyetik alan üreteci Şekil 52'de gösterilmiştir. Bu üreteçte mıknatıslar arasındaki mesafe 6.4 cm'dir. Bu mesafe/hacim fantomlar ve bobinlerin yerleşimi için yeterli olmaktadır. Manyetik alan üreteci tamamlandıktan sonra mıknatısların arasındaki



Şekil 52. Tamamlanan manyetik alan üreteci.

boşlukta iki mıknatısa da eşit uzaklıkta bulunan düzlemdeki manyetik alan dağılımı gaussmetre

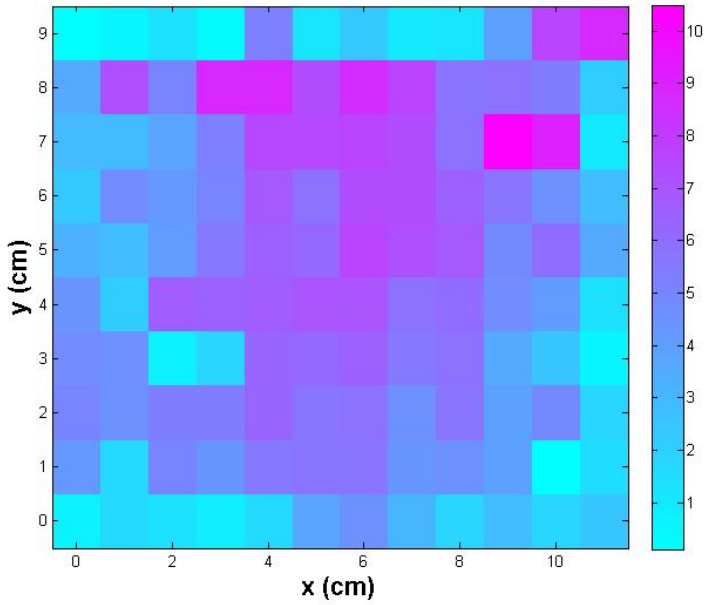
(F. W. BELL 5180) ile ölçülmüştür. Bu dağılım Şekil 53'de gösterilmiştir.



Şekil 53. Manyetik alan üretecinin mıknatısların arasında, mıknatıslara eşit mesafedeki düzlemde ölçülen manyetik alan dağılımı.

Dağılımın ortasında manyetik alan şiddeti 0.56 Tesla'ya çıkmaktadır. Manyetik alan şiddeti orta noktadan itibaren dört yönde de düşüş göstermektedir. Dağılımın kenarlarında ise 0.27 Tesla manyetik alan şiddeti bulunmaktadır. Ölçülen manyetik alan dağılımının ile COMSOL'da modellenen üretecin ürettiği manyetik alan dağılımına göre nispi yüzde hata dağılımı Şekil 54'de görülebilir.

Sonuç olarak, bu iş paketinin sonunda fantomların içine koyulabileceği sabit manyetik alan üreten bir manyetik alan üreteci yapılmıştır. Bu üreteçte mıknatıslar arasında üretilen maksimum manyetik alan 0.56 Tesla olarak ölçülmüştür. Üreteç, 9 cm $\times$ 11 cm alanında 0.27 Tesla ile 0.56 Tesla arasında manyetik alan şiddeti üretmektedir. Manyetik alan üretecinin en önemli avantajları, gürültüsüz olması, herhangi bir güç gerektirmemesi, çalışma süresi limiti olmamasıdır.



Şekil 54. Gaussmetre ile ölçülen manyetik alan dağılımının COMSOL'daki benzetim çalışmasında elde edilen sonuca göre nispi yüzde hatası.

4.3 Ultrasonik vericiler çalışmaları

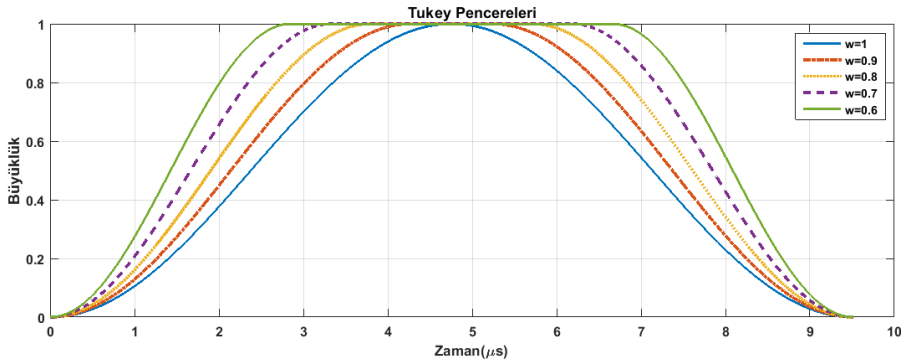
Bu projenin temeli, statik manyetik alan içerisinde ultrasonik vericiler ile istenilen bölgelerde akım yoğunluğu oluşturmaktır. Bu iş paketinde ultrasonik vericilerle ilgili çalışmalar yapılmıştır. Çalışma başlıkları maddeler halinde şu şekildedir:
1) Ultrasonik vericilerin akım yaratmadaki etkisini inceleme
2) Tek elemanlı vericiler ile ölçüm alma
3) Vericilere farklı sinyaller verme (en iyi sinyal biçimi elde etme)
4) Odaklı vericiler ile ölçüm alma
5) Faz-dizili vericiler (çok elemanlı vericiler) ile ölçüm alma
Bu iş paketi kapsamında, OPEN SYSTEM marka 16 kanallı faz dizili ultrasonik dönüştürücü sürücüsü ve IMASONIC marka 16 kanallı faz dizili ultrason dönüştürücüsü satın alınmıştır. Sürücü ve dönüştürücünün özellikleri 1. Gelişme Raporunun aynı isimli iş paketinde verilmiştir.

4.3.1 Ultrasonik vericilerin akım yaratmadaki etkisini inceleme

Projede ultrasonik vericiler LFEIT sinyallerinin oluşmasını sağlayan akustik dalgaların üretiminden sorumludur. Ultrasonik verici olarak kullanılan faz-dizili ultrason dönüştürücülerle yapılan LFEIT sinyal ölçüm deneyleri Görüntü Oluşturma iş paketi başlığı altında anlatılmıştır.

4.3.2 Tek elemanlı vericiler ile ölçüm alma

Tek elemanlı verici olarak proje kapsamında alınan faz-dizili ultrason dönüştürücünün tek kanalı sürülmüş ve A-tarama sinyali alınmıştır. Bu deneyle ilgili detaylar 1. Gelişme Raporunun Ultrasonik Vericiler iş paketi başlığında verilmiştir. Buna ek olarak, laboratuvarımızda Dr. Serhat Öz-



Şekil 55. α katsayısının 0.6, 0.7, 0.8 ve 0.9 değerleri için Tukey pencereleri.

yar tarafından üretilen tek elemanlı odaklı ultrason dönüştürücünün ürettiği basıncın mesafeye göre değişimi hidrofon ile ölçülmüş ve faz-dizili dönüştürücünün basıncı ile karşılaştırılmıştır. Bu ölçümle ilgili detaylı bilgi, 2. Gelişme Raporunun Ultrasonik Vericiler başlığı altında verilmiştir. Ölçüm sonucu, odaklı ultrason dönüştürücünün 3 kat daha fazla basınç ürettiği gözlenmiştir. Ancak görüntüleme amacıyla odaklı ultrason dönüştürücünün elektronik tarama özelliği olmadığı için projede kullanılmamasına karar verilmiştir.

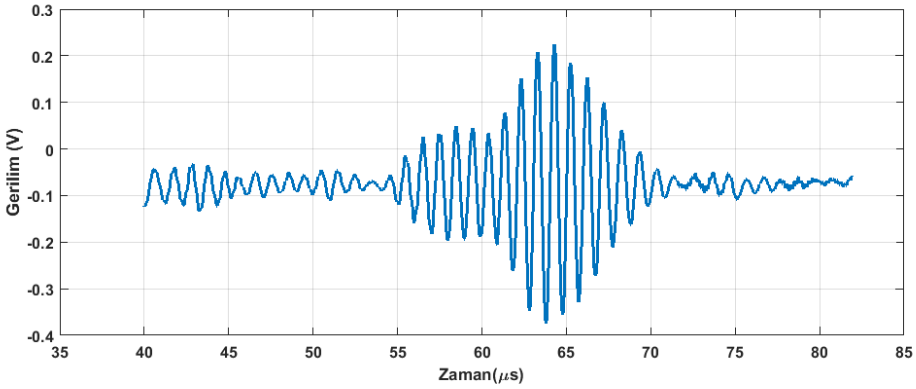
4.3.3 Vericilere farklı sinyaller verme (en iyi sinyal biçiminin elde edilmesi)

Projenin en temel amaçlarından birisi, fantomlardan yüksek LFEIT sinyalleri elde etmektir. Bu dönem içerisinde, ultrason dönüştürücüyü doğru sinyaller ile sürerek en yüksek basınç elde etme çalışmaları yapılmıştır. Bu amaçla, ultrason dönüştürücüye farklı şekillerde sinyaller verilmiştir. Deneylerde ultrason dönüştürücü, yayma (burst) sinyaller ile sürülmüştür. Ultrason sistemi alındığında, dönüştürücünün korunması için giriş sinyallerinin pencerelenmesi düşünülmüş ve bu sebeble pencere fonksiyonu olarak Tukey penceresi kullanılmıştır. Tukey penceresinin katsayıları aşağıdaki formül yardımıyla hesaplanmaktadır (Harris 1978):

$$w(n) = \begin{cases} 1, & 0 \leq |n| \leq \alpha\frac{N}{2} \\ 0.5\left[1 + cos\left[\pi\frac{n-\alpha\frac{N}{2}}{2(1-\alpha)\frac{N}{2})}\right]\right], & \alpha\frac{N}{2} \leq |n| \leq \frac{N}{2} \end{cases} \tag{148}$$

Burada N Tukey penceresinin örnekleme sayısı, α ise pencerenin şeklini değiştiren bir katsayıdır. Formüldeki α değeri 0 ile 1 arasındadır ve küçüldükçe Tukey penceresinin tepesi düzleşmektedir. α katsayısının 0.6, 0.7, 0.8 ve 0.9 değerleri için Tukey penceresi Şekil 55'de gösterilmiştir.

α katsayısındaki değişim, maksimum genliğe sahip dalga sayısını değiştirmektedir. Bu değişimin LFEIT sinyaline olan etkisini test etmek için tüp içerisine ayçiçek yağı ve tuzlu su çözeltisi konulmuştur. Tuzlu su çözeltisi (Peyman vd. 2007)'de bulunan formüle göre hazırlanmış ve iletkenlik değeri 15 S/m olmuştur. Hazırlanan fantom, manyetik alan oluşturma çalışmaları bölümünde açıklanan manyetik alan üreticinin içerisine yerleştirilmiştir. Ultrason dönüştürücüye 10 periyotlu 50 V genlikte Tukey penceresi ile pencerelenmiş yayma dalgalar verilmiştir. Oluşan LFEIT sinyalleri Helmhotz konfigurasyonu ile birbirlerine bağlı 2 adet bobin ile ölçülmüştür. Helmhotz konfigurasyon ile birbilerine bağlı bobinler, hazırlanan fantomlar bölümünde Şekil



Şekil 56. α değeri 1 olan Tukey penceresi ile şekillendirilmiş sinyal için ölçülen LFEIT sinyali.

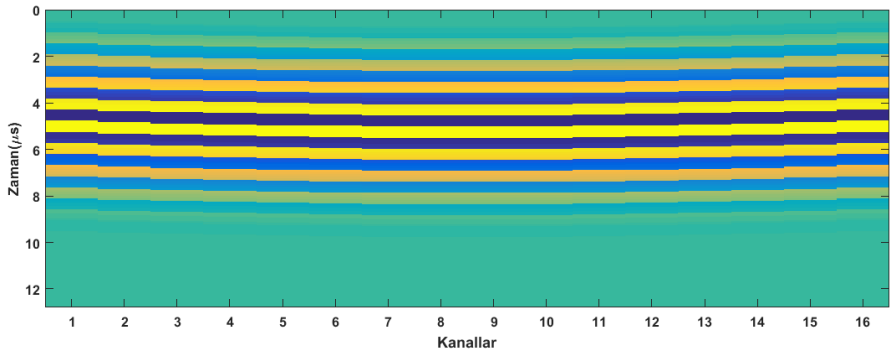
Tablo 7. Tukey penceresinin α değerine karşılık elde edilen LFEIT sinyallerinin büyüklüğü.

α değeri	Büyüklük (mV)
α = 1	600
α = 0.9	244
α = 0.8	266
α = 0.7	587
α = 0.6	516

81'de görülebilir. Bu deneyde ultrason dönüştürücüyü sürmek için verilen sinyaller α değerleri 0.6, 0.7, 0.8, 0.9 ve 1 olan Tukey pencereleri ile şekillendirilmişlerdir. α değeri 1 olan Tukey penceresi ile şekillendirilmiş sinyal için ölçülen LFEIT sinyali şekil 56'de gösterilmiştir. LFEIT sinyalinin büyüklüğünün Tukey pencerisine göre değişimi Tablo 7'de verilmiştir.

Tablo 7'de görüldüğü gibi en yüksek genlik $\alpha = 1$ değeri için elde edilmiştir. α değerinin düşmesi maksimum genlikte olan dalga sayısını artırmasına rağmen elde edilen LFEIT sinyallerini düşürmüştür. $\alpha = 0.7$ ve $\alpha = 0.6$ değerleri için LFEIT sinyallerinin büyüklükleri yüksek olsa da dalga şekilleri bozuktur. Bu sebeplerden dolayı ultrason dönüştücüsünü sürmek için en uygun α değerinin 1 olduğu görülmüştür.

Buna ek olarak faz-dizili ultrason dönüştürücün bir noktaya odaklanarak ultrason dalgası göndermesinin paralel dalga göndermesine göre LFEIT sinyalerinde bir fark oluşturup oluşturmadığı test edilmiştir. Bu testte de yukarıda belirtilen fantom kullanılmıştır. Fantom üzerine yerleştirilen ultrason dönüştürücünün yüzeyinin ayçiçek yağı ile tuzlu su arasındaki sınıra olan mesafesi 80 mm'dir. Dönüştürücünün odak mesafesi de 80 mm'ye göre ayarlanmıştır. Her bir kanala belirli gecikmeler ile 10 periyotlu 1 MHz frekasında kare dalgalar verilmiştir. Kanallara verilen giriş sinyalleri Şekil 57'de gösterilmiştir. Ultrason dönüştürücünün tuzlu su üzerine odaklanmasıyla ortaya çıkan LFEIT sinyallerinin büyüklüğü 557 mV'dir. Ultrason dönüştürücünün kanallarına aynı giriş sinyali, gecikmeler olmadan verildiğinde her bir kanaldan çıkan dalga önyüzleri birbirlerine paralel olur. Ultrason dönüştürücünün paralel önyüze sahip ultrason dalgası çıkarması ile ortaya çıkan LFEIT sinyallerinin büyüklüğü 600 mV'dir. Sonuç olarak paralel önyüze sahip dalgalar sonucu oluşan LFEIT sinyallerinin daha büyük



Şekil 57. Ultrason dönüştürücünün 80 mm mesafedeki yağ ile tuzlu su arayüzeyine odaklanması için kanallara verilen giriş sinyali.

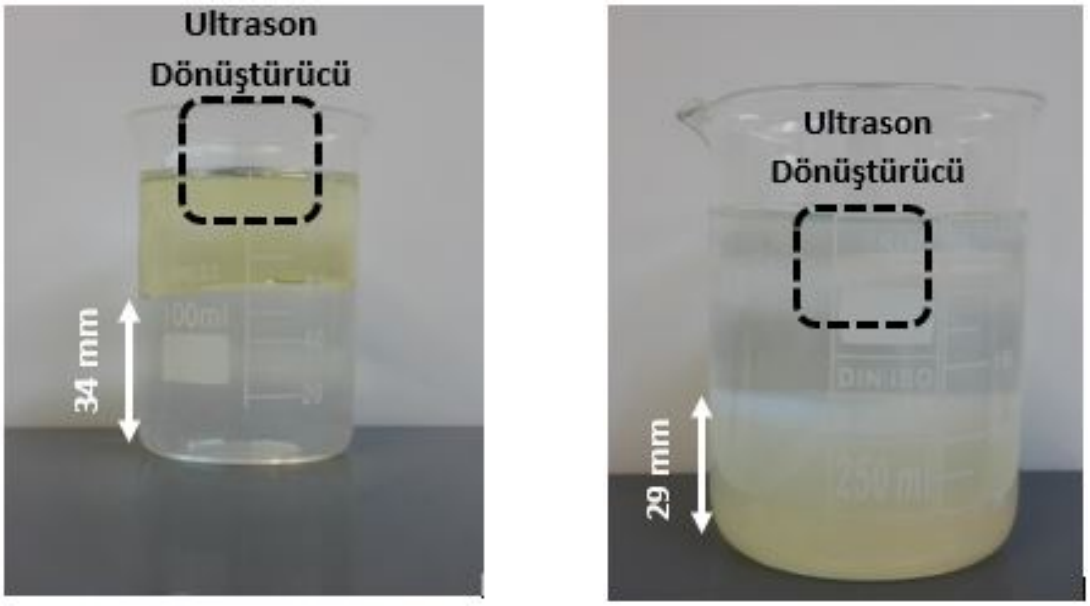
olduğu görülmüştür. Belirli bir yüze odaklanan ultrason dalgaları daha küçük alanda daha yüksek basınç oluşturmaktadır. Dalgalar paralel gönderildiğinde ise daha geniş alanda basınç oluşturulmaktadır. Bu durumda daha geniş yüzey uyarıldığı için LFEIT sinyalerinin oluşması için daha fazla kaynak oluşturulmuş olur. Böylece belirli bir yüzeye odaklanmak yerine paralel ve geniş dalgalar göndermek LFEIT sinyalleri olusturulmasında daha etkili olduğu görülmüştür. Elde edilen görüntülerde, sinyal büyüklüğünün yanı sıra yatay çözünürlük de önemlidir. Paralel dalgalar ile tarama yapıldığında geniş yüzeyler uyarıldığı için yatay çözünürlük düşmektedir. Dalgalar odaklanılarak gönderildiğinde ise her bir açıda daha küçük bir alan uyarıldığı için yatay çözünürlük yükselmektedir.

Bunlara ek olarak faz-dizili ultrason dönüştürücüyü sürmek için verilen giriş sinyallerinin hangi periyodik fonksiyon olması gerektiği ile ilgili bir deney yapılmıştır. Periyodik fonksiyon olarak sinüs fonksiyonu ve kare dalgası seçilmiştir. Bu iki fonksiyonda 10 periyotta 50 V genlikte Tukey pencere ile pencerelenmiş giriş sinyalleri oluşturulmuştur. Bu giriş sinyallerinin LFEIT sinyallerinin büyüklüklerine etkisini incelemek için Fantom IV kullanılmıştır. Bu fantomun detayları 4.7'de açıklanmıştır. Giriş sinyali olarak kare dalga kullanıldığında LFEIT sinyalinin büyüklüğü 426 mV çıkmıştır. Sinüs dalgası verildiğinde ise LFEIT sinyalinin büyüklüğü 336 mV olmuştur. Aradaki farkın sebebi, ultrason dönüştürücüye kare dalga verildiğinde daha fazla basınç üretmesidir. Bu durum ultrason dönüştürücüyü üreten firma ile yapılan görüşmeler ile de doğrulanmıştır. Sonuç olarak, ultrason dönüştürücüsüne giriş sinyali olarak kare dalga verirken ultrason dalgalarının önyüzlerinin paralel olmasını sağlayacak gecikmeler kanallara uygulanmıştır.

4.3.4 Faz-dizili vericiler ile ölçüm alma

Faz dizili ultrason vericileri aynı zamanda çok elemanlı vericiler olduğu için çok elemanlı vericiler ile ölçüm alma çalışmaları da bu başlığın içinde anlatılmıştır. 1. Gelişme Raporunun Ultrasonik Vericiler iş paketi başlığında açıklandığı üzere, proje kapsamında alınan OPEN SYSTEM faz-dizili ultrason sürücüsü ve IMASONIC faz-dizili ultrason dönüştürücüsü birlikte kullanılmış ve su ile agar jel arasındaki sınırdan A-tarama sinyalleri kaydedilmiştir. Aynı raporda faz-dizili ultrasonların en önemli özelliklerinden biri olan istenen derinliğe odaklanma fonksiyonu kulla-

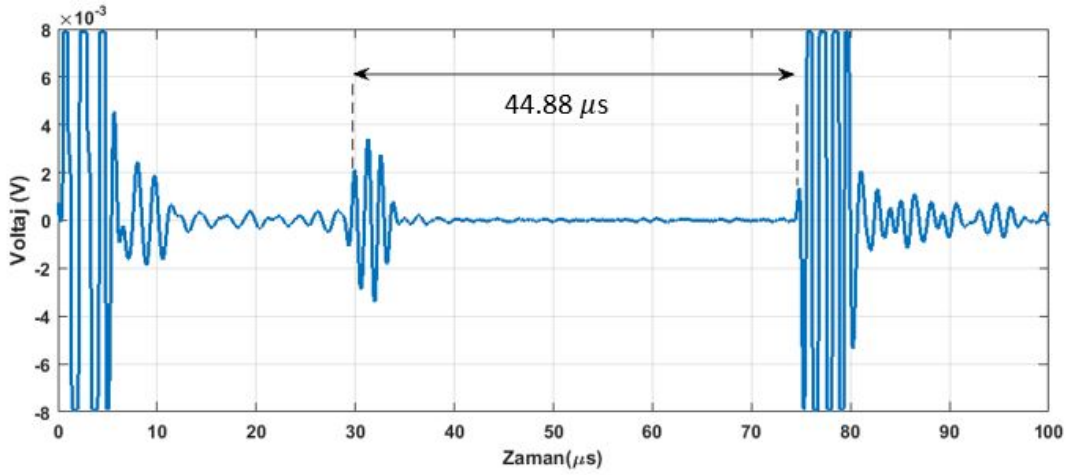
nılmıştır. Bu sayede odak noktasından alınan sinyalin (2. Gelişme Raporunda bahsedilmiştir) büyüklüğü artırılmıştır. 2. Gelişme Raporunda faz-dizili ultrason dönüştürücüsünün odak noktasındaki, odak noktasının önündeki ve arkasındaki mesafelerdeki basınç değerleri ölçülmüştür. 3. gelişme raporunda bu dönüştürücünün elemanlarına farklı gecikmeler verilerek elektronik tarama özelliği kullanılmıştır. Bu raporda ise, hazırlanan fantomlarda kullanılan malzemelerin içerisindeki ses hızlarının dönüştürücü vasıtası ile ölçümünü yapılmıştır. Yaptığımız ölçümlerin doğruluğunu göstermek için ilk olarak saf suyun ses hızı ölçülmüştür. Saf suyun ses hızı literatürde 20° C sıcaklık değerinde 1482 m/s'dir (Grosso vd. 2005). Saf suyun ses hızının ölçümü için Şekil 58'da görülen fantom hazırlanmıştır. Bu fantomda 100 ml'lik beherin içersine 60 ml'lik saf su konulmuş ve üzerine yağ eklenmiştir. Saf suyun yüzeyinin beherin tabanından itibaren yüksekliği 34 mm'dir. Ultrason dönüştürücü Şekil 58'de gösterildiği yere konulmuştur. Bu durumda dönüştrücünün 8. elemanını vasıtasıyla alınan A-tarama sinyali, Şekil 59'de gösterilmiştir.



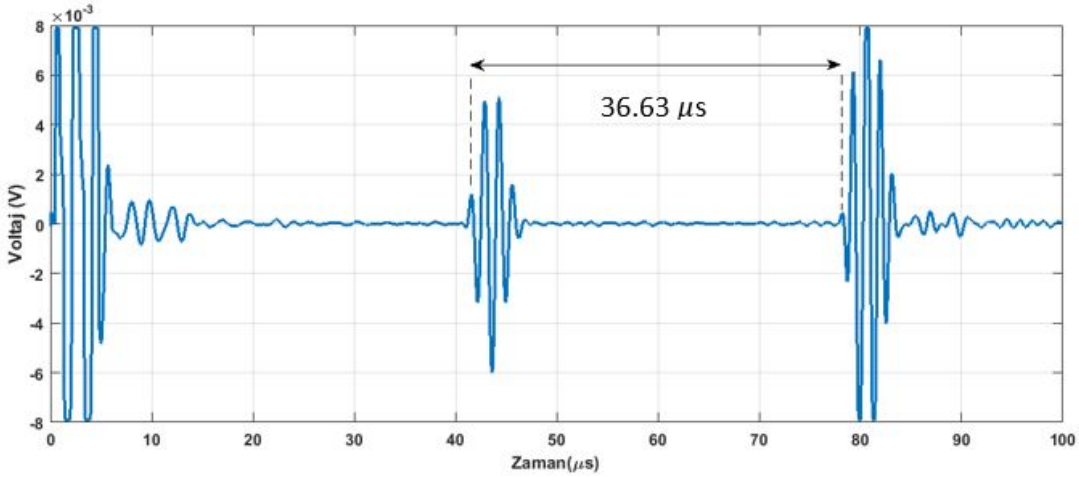
(a) (b)

Şekil 58. (a) Saf suyun ses hızını ölçmek için hazırlanan fantom. (b) Agar jel içindeki ses hızını ölçmek için hazırlanan fantom.

Şekil 59'de görüldüğü gibi yağ ile saf su arasındaki sınırdan yansıyan ve beherin tabanından yansıyan sinyaller arasında 44.88 μs kadar fark bulunmaktadır. Bu, ultrason dalgasının saf su ile yağ sınırından beherin tabanına gelip oradan yansıyarak aynı yerine gelme süresidir. Bu durumda ultrason dalgası 34 mm'lik mesafeyi 22,44 μs'de katetmiştir. Böylece ses hızı % 2.2 hata ile 1515 m/s olarak hesaplanmaktadır. Buradaki hata su ile yağ arasındaki sınırın beherin tabanına olan mesafesinin ölçülmündeki hatasından kaynaklıdır. Fantomlar için hazırlanan agarlı jellerin ses hızını ölçmek için Şekil 58 (b)'deki agarlı jel, beher içerisine dökülmüş, soğuduktan sonra üzerine su konulmuştur. Agarlı jelin beher içerisindeki hacmi 100 ml ve yüksekliği 29 mm'dir. Ultrason dönüştürücü, Şekil 58 (b)'de gösterildiği yere konulmuştur. Bu durumda dönüştrücünün 8. kanalı vasıtası ile elde ettiğimiz A-tarama sinyali Şekil 60'deki gibidir. Burada



Şekil 59. Şekil 58 (a)'daki fantomdan elde edilen A-tarama sinyali.



Şekil 60. Şekil 58 (b)'deki fantomdan elde edilen A-tarama sinyali.

agarlı jel ile su arasındaki sınırdan yansıyan ve beherin tabanından yansıyan sinyaller arasındaki süre 36.63 μs'dir. Bu durumda ultrason dalgası, agarın yüzeyi ile beherin tabanı arasındaki mesafeyi 18.32 μs'de almaktadır. Böylece agarlı jelin içerisindeki ses hızı 1583 m/s olarak bulunmaktadır. Agarlı jelin hacmi ve beherin darası bilindiği için jelin öz kütlesi 0.95 gr/cm^3 olarak hesaplanmaktadır. Bu durumda akustik empedansı 1.503 MRayl çıkmaktadır.

4.4 Veri toplama sistemi çalışmaları

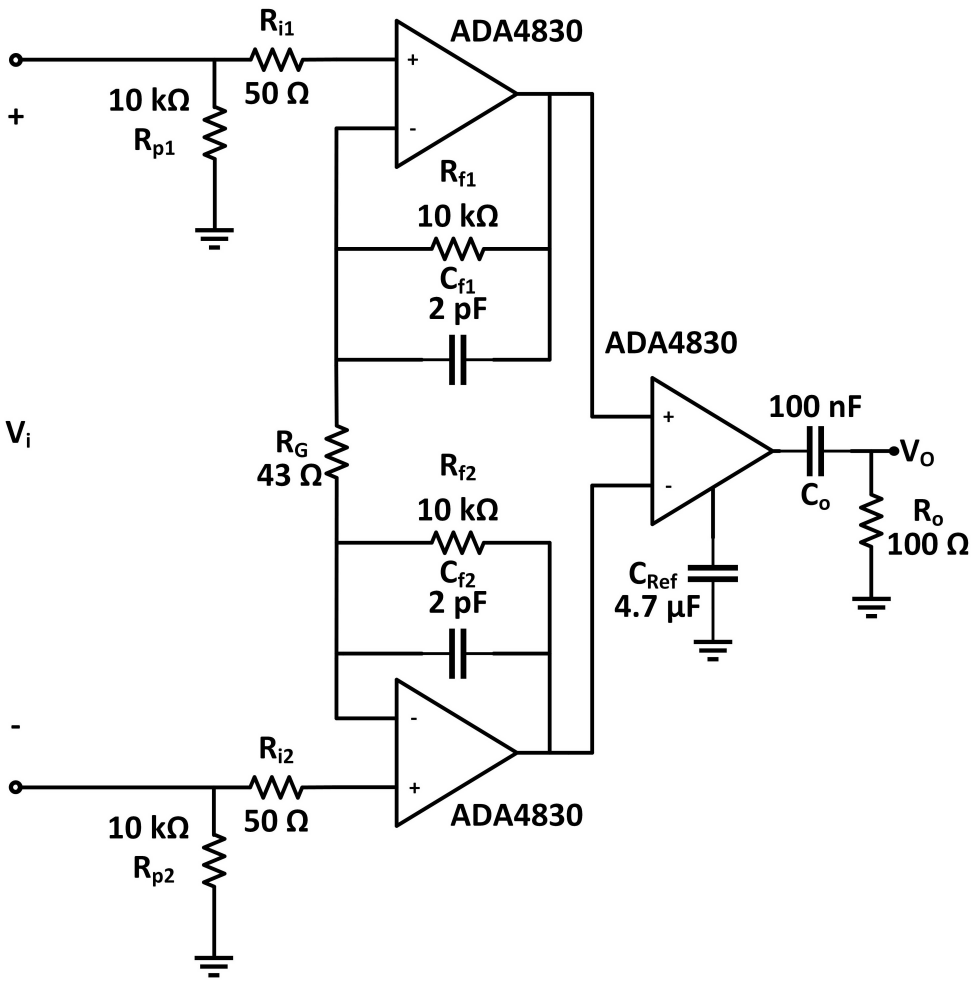
Bu iş paketinde, deney düzeneğinde kullanılan ve sistemimizdeki en kritik parçalardan biri olan yükselteçler konusunda çalışmalar yapılmıştır. Bobinlerin üzerine indüklenen sinyal oldukça düşük (nV mertebesinde) olduğu için bu sinyaller iki aşamalı yükselteç devresi kullanılarak yükseltilmiştir. Yükseltecin iki aşamadan oluşmasının nedeni gürültüyü ilk aşamada oldukça düşük hale getirip, ikinci aşamada yüksek kazançlı yükselteç ile gürültüsü azaltılmış ve belli bir büyüklüğe getirilmiş sinyali yükseltmektir. Böylelikle sinyalin gürültüye oranı (SGO) yükseltilmiş olacaktır. Ayrıca ölçülecek sinyal 1 MHz frekansında olduğu için yükselteçlere ait bant genişliğinin bu frekans değerinden yeterince yüksek olması gerekmektedir. LFEIT sistemi içerisinde kullanılmasına karar verilmiş ve her aşama için yükselteçlerin nasıl belirlendiği önceki raporlarda açıklanmıştır. Bu dönem içerisinde yapılan çalışmalar ve değişiklikler sonucunda ilk aşama yükseltecin 44.7 dB ve ikinci aşama yükseltecin 51.36 dB kazanca sahip olması sağlanmıştır. İki aşamalı yükseltecin toplam kazancının 96.06 dB olması ile hazırlanan fantomlardan sinyaller alınmıştır. Her bir aşamada kullanılan yükselteçlere ait özellikler aşağıda alt başlıklar halinde belirtilmiştir.

4.4.1 İlk aşama yükselteç

Çok düşük olan LFEIT sinyalinin yükseltilebilmesi için devrenin giriş kısmındaki girişe yansıtılmış gürültünün (input referral noise) çok düşük, giriş empedansının yüksek olması gerekmektedir. Bu parametreler göz önünde bulundurularak, düşük giriş ön akımı (input bias current), yüksek AC ortak mod zayıflatması (common mode rejection) ve yüksek hıza sahip FET girişli bir enstrümantasyon yükselteci olan AD EVAL-CN0273-EB1Z deneme kartı seçilmiştir. Bu deneme kartının üzerinde yer alan komponentler ile kazancı sistemiz için düşüktür. Bu yüzden kart üzerindeki bazı komponentler değiştirilerek istenilen bant genişliğinde yüksek kazanca sahip olması sağlanmıştır. İlk aşama yükselteç için hazırlanan devre şeması Şekil 61'de verilmiştir. Kullanılacak komponentlerin değerleri LTSpice programı kullanılarak yapılan benzetim çalışmaları sonucunda belirlenmiştir. Benzetim sonuçlarına göre, ilk aşama yükseltecin kazanç değeri 46 dB, girişe yansıtılmış gürültü değeri 5.5 $nV\sqrt{Hz}^{-1}$ ve bant söndürme (stop band) frekansı 1.66 MHz olarak ayarlanmıştır. Bu sonuçlara göre satın alınan deneme kartı üzerindeki bazi komponentler değiştirilmiş ve test edilmistir. Komponentlerin değiştirilmesinden sonra yaptığımız ölçümlerde, ilk aşama yükseltecin kazanç değeri 44.7 dB, girişe yansıtılmış gürültü değeri 6.02 $nV\sqrt{Hz}^{-1}$ ve bant söndürme frekansı 1.02 MHz olarak gözlenmiştir.

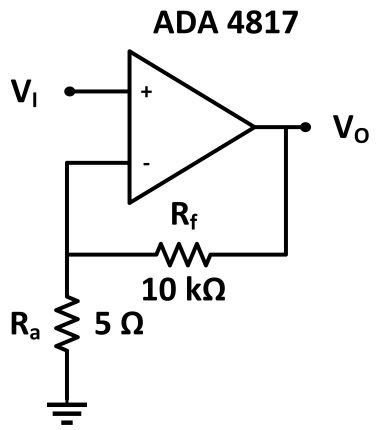
4.4.2 İkinci aşama yükselteç

İkinci aşama yükselteç seçimi yapılırken kazanç değerinin yüksek olmasına ve gürültü değerlerinin düşük olmasına dikkat edilmiştir. Bu aşama için AD4817-1 yükseltecinin kullanılmasına karar verilmiştir. İlk aşama yükselteç çalışmalarında olduğu gibi LTSpice programı kullanılarak benzetim çalışmaları yapılmıştır. İkinci aşama yükselteç için tasarlanan devre şeması Şekil 62'de verilmiştir. Benzetim sonuçlarına göre, ikinci aşama yükseltecin kazanç değeri 52.28 dB olarak ayarlanmıştır. Yapılan benzetim çalışmaları sonucunda belirtilen yükselteç entegresi



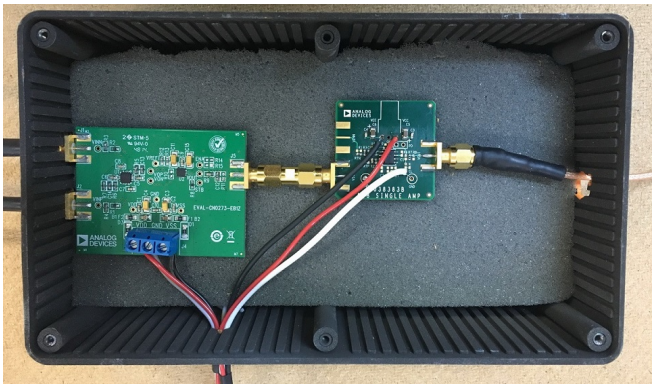
Şekil 61. İlk aşama yükseltece ait devre şeması.

ile bu entegrenin ve gerekli komponentlerin lehimlenebileceği EVAL-HSOPAMP-1RZ-ND yalın kartı (bare board) satın alınmıştır. Gerekli komponentlerin karta lehimlenmesinden sonra test edilmiştir. Yapılan ölçümlerde, ikinci aşama yükseltecin kazanç değeri 51.36 dB olarak gözlenmiştir.

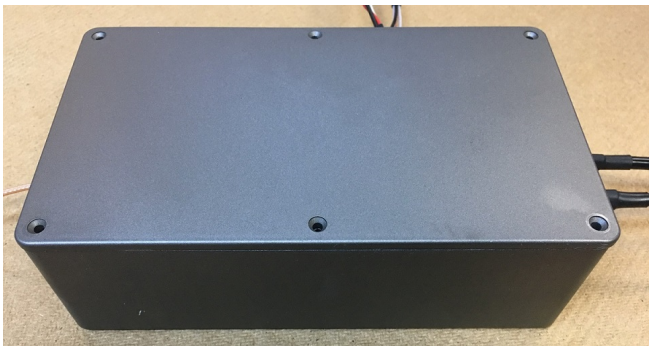


Şekil 62. İkinci aşama yükseltece ait devre şeması.

İlk aşama ve ikinci aşama yükselteç devrelerinin birbirine bağlanmasıyla beraber veri toplama sistemi için toplam 96.06 dB kazanç değerine sahip bir yükselteç tasarımı yapılmıştır. Tasarıma ait fotoğraf ve konulduğu Faraday kafesi Şekil 63'de gösterilmiştir.



(a)



(b)

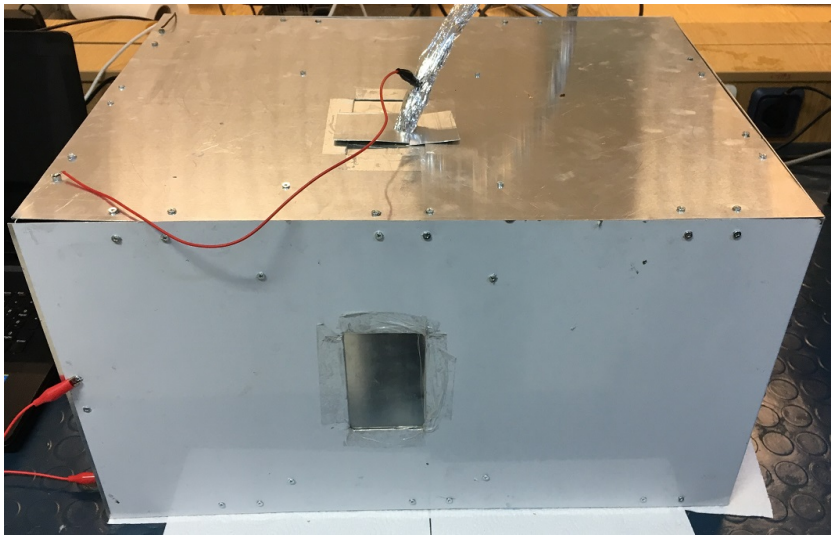
Şekil 63. (a) Veri toplama sistemi için oluşturulan ilk aşama ve ikinci aşama yükselteç devre kartları. (b) İki aşamalı yükseltecin konulduğu Faraday kafesi.

4.4.3 Algılanabilecek minumum sinyal

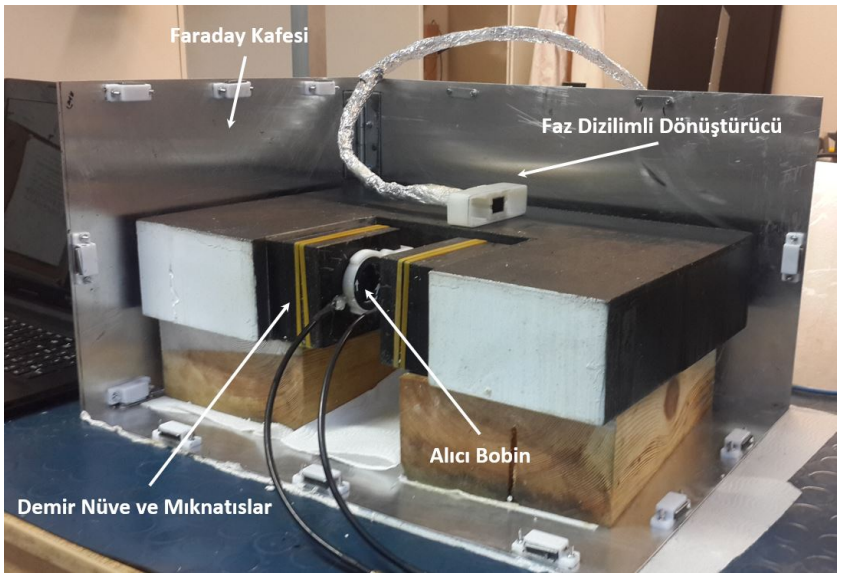
Bu dönem içerisinde veri toplama sisteminin algılayabileceği minimum sinyalin belirlenmesi konusunda çalışmalar yapılmıştır. Veri toplama sisteminin algılayabileceği minimum sinyal, 1 MHz'deki giriş gürültüsü (çevreden gelen gürültü) ve cihazların iç gürültüsü (bobinlerin termal gürültüsü, yükselteçlerin iç gürültüsü ve veri toplama kartı (data acquisition card) gürültüsü) dahil edilerek bulunmaktadır. Çevreden kaynaklanan gürültünün düşürülebilmesi için yükselteç kartları Faraday kafesine yerleştirilmiştir (Şekil 63 (b)). Bu durumda 1 MHz frekansındaki çevresel gürültü sadece alıcı bobini etkileyebilecektir. Bu alıcı bobin üzerindeki çevresel gürültünün azaltılabilmesi için de deney düzeneği tarafımızca tasarlanan bir Faraday kafesine yerleştirilmiştir (Şekil 64). Faraday kafesinin kullanılmasından dolayı çevresel gürültünün sıfır olduğu varsayılarak, ilk aşama ve ikinci aşama yükselteçlerin gürültü faktörleri (noise factor) 44.77 ve 114.82 olarak ölçülmüştür. İki aşamalı yükseltecin toplam gürültü faktörü aşağıdaki denklem ile hesaplanmıştır (Baney vd. 2000):

$$NF = F_1 + \frac{F_2 - 1}{G_1} = 45.43 \tag{149}$$

Burada F_1, F_2, G_1 sırasıyla ilk aşama yükseltecinin gürültü faktörünü, ikinci aşama yükseltecinin gürültü faktörünü ve ilk aşama yükseltecinin kazancını belirtmektedir. Böylece iki aşamalı yükselteç için çıkışa yansıtılmış gürültünün (output referred noise) güç spektral yoğunluğu (GSY) yaklaşık 229.35 mV^2 olmaktadır. İki aşamalı yükselteç çıkışındaki Helmholtz bobinin toplam GSY değerinin termal gürültüsü yaklaşık 87.587 mV^2'dir. Ayrıca veri toplama sistemi kartı gürültüsünün GSY değeri yaklaşık 4 μV^2'dir. İki aşamalı yükselteç girişindeki veri toplama sisteminin toplam RMS gürültüsü yaklaşık 8.92 μV'dir. Bu değer veri toplama sisteminin gürültü tabanı (noise floor) olmaktadır. Eğer bobin tarafından oluşturulan sinyal veri toplama sisteminin gürültü tabanından 3 dB fazla ise, sinyal ilk aşama yükselteç tarafından algılanabilir. Ayrıca veri toplama sisteminin çıkışında n kez ortalama alınırsa, ilk aşama yükseltecin girişindeki gürültü tabanı ortalama alınan değerin karakökü kadar azalır. Bu nedenle de, ilk aşama yükseltecin algılayabileceği minimum sinyal azalmış olur.



(a)



(b)

Şekil 64. (a) Deney düzeneği için hazırlanmış olan Faraday kafesinin (a) dışı ve (b) içi.

4.4.4 Uyarım bozukluğunu (stimulation artifact) giderme yöntemi

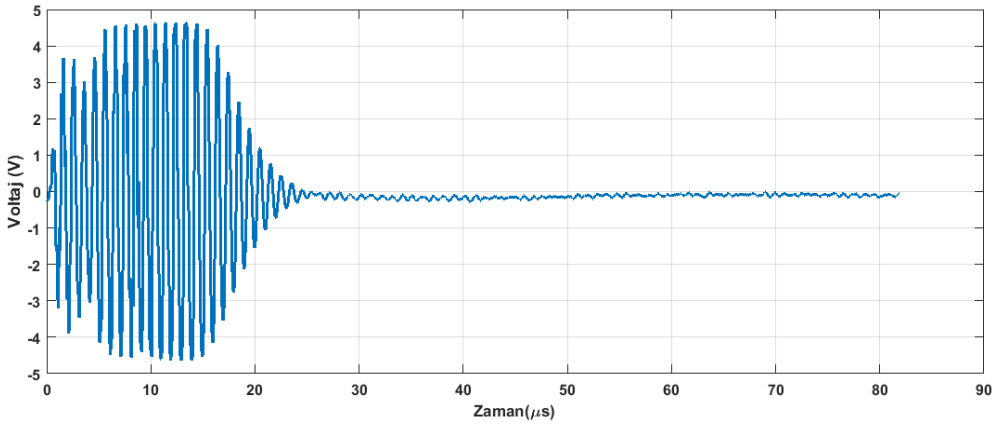
Ultrason dalgalarının oluşması için ultrasonik dönüştürücüye uygulanan yüksek voltajlı sinyaller ortama elektromanyetik dalgalar yaymaktadır. Ultrason dalgalarının frekans değeri ile bobinin rezonans frekans değeri aynı olduğundan dolayı bobin üzerine yüksek bir voltaj indüklenmektedir. Bu indüklenen voltaja uyarım bozukluğu denir. 1 MHz rezonans frekansında, bobinin sönümlenme faktörü (damping factor) düşük olduğu için bobine indüklenen voltaj yavaş sönümlenmektedir. Ultrason dalgasının yayılmaya başlamasından bir süre sonra bobin üzerindeki indüklenen voltajın sönümlenmesi beklenmektedir. Bu durum, ultrason dalgasının başlamasından sonra belli bir mesafeye kadar bobin tarafından sinyal alınamamasına sebep olmaktadır. Uyarım bozukluğuna bir örnek, Şekil 65'de gösterilmiştir. Şekildeki görüntü, yağ dolu tüp üzerine yerleştirilmiş ultrason dönüştürücünün 10 periyotluk ultrason dalgası üretirken bobin üzerinde oluşan voltajdır. Bobin yukarıdaki alt başlıklarda anlatılan iki kademeli yükseltece bağlanmıştır. Yükseltecin çıkış sinyallerinin 64000 kez ortalaması alınarak gürültüsü düşürülmüştür. Şekilde, 23 μs'ye kadar görülen sinyal stimülasyon bozukluğudur ve bobin bu süre boyunca fantomdan gelecek LFEIT sinyallerine hassas değildir. Ayrıca uyarım bozukluğunun bu kadar büyük olması hem yükselteçleri satüre edecek hem de görüntü geri çatma işlemi için yanlış iletkenlik görüntüleri elde etmemize sebep olacaktır. Bu nedenle, uyarım bozukluğunun kaldırılması için çalışmalar yürütülmüştür. Yapılan çalışmalar neticesinde iki kademede bu sinyal kaldırılmıştır. Birinci kademede, ikinci aşama yükselteç çıkışının doygunluğa ulaşmaması için ilk aşama yükselteç ile ikinci aşama yükselteç arasına anahtarlama devresi konulmuştur. Bu devre ultrason dalgası üretilmeye başlanırken ilk 15 μs boyunca ikinci aşama yükseltecin girişini topraklamaktadır. Anahtarlama devresine ait şema ve fotoğraf Şekil 66'de gösterilmiştir. Anahtarlamalı devrenin, ilk ve ikinci aşama yükselteçleri arasına takılması ile aynı tüpten elde edilen sinyal Şekil 67'de gösterilmiştir. Şekilde görüldüğü üzere, ilk 15μs'lik sürede yükselteç girişi topraklandığı için çıkış voltajı sıfıra yakın olmuştur. Bu süreden sonra ise bobin üzerindeki voltaj sönümlenmiştir. Sönümlenen bu voltajın görüntü geri çatma işlemine etkisini azaltmak için bir yazılım çalışması yapılmıştır. Bu yazılımda, anahtarlama devresinin takılı olduğu ikinci yükselteçten gelen sinyalin zarfı (envelope) aşağıdaki formül yardımıyla alınmıştır (Azhari 2010):

$$S_{envelope}(t) = |S(t) + j * HS(t)| \tag{150}$$

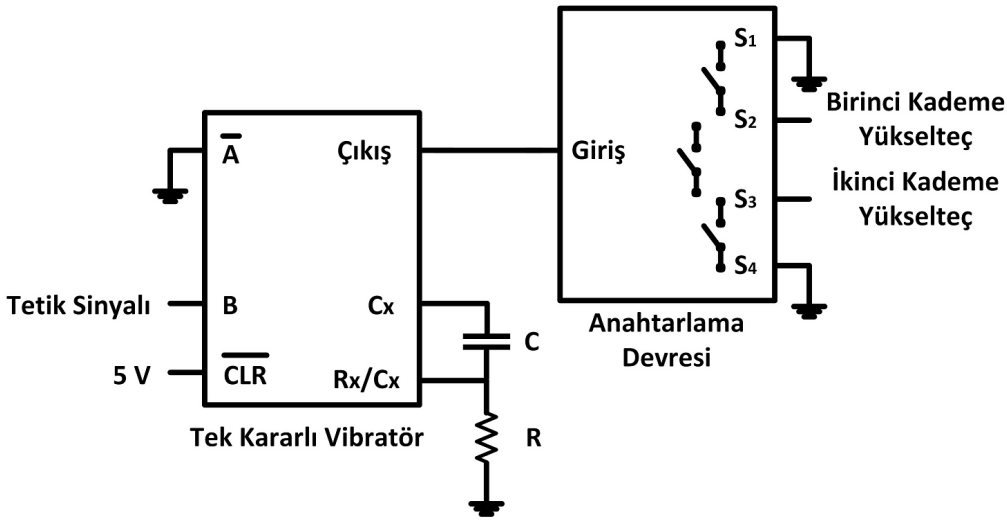
Burada $S(t)$ ve $H(t)$ sırasıyla sinyalin kendisi ve sinyalin Hilbert dönüşümünü ifade etmektedir. Sonuç olarak uyarım bozukluğunun zarfı Şekil 68'de gösterilmiştir. Aşağıdaki denklem MATLAB'daki fit fonksiyonu kullanılarak bu zarf üzerine uydurma (fitting) yapılmışıtır:

$$S_{envelope}(t) = c * e^{\tau*(t-15)} \tag{151}$$

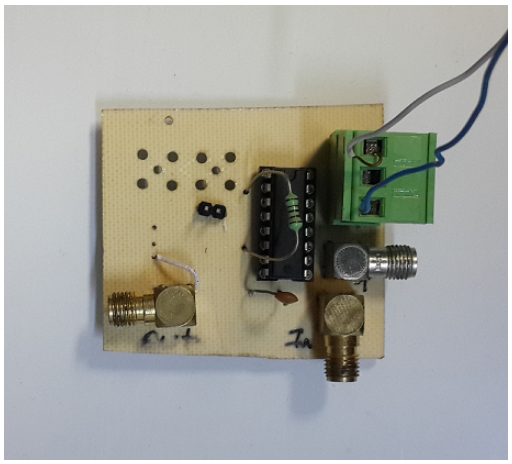
Burada τ ve c sırasıyla sönümleme faktörünü ve sinyalin zarfının tepe değerini ifade etmektedir. Bu denklem yardımıyla bulunan τ ve c parametrelerinden sonra uyarım bozukluğu olarak sönümlenen dalganın frekansı bulunur. Ayrıca bu parametreler ve Denklem (151) kullanılarak yeni bir zarf oluşturulur. Bu zarf, sönümlenen dalganın frekansında üretilen sinüs dalgası ile çarpılarak uyarım dalgasının benzeri üretilmiş olur. Orjinal sinyalden, üretilen dalga çıkartılarak uyarım bozukluğu giderilmiş olur. Bu durum Şekil 69'de gösterilmiştir.



Şekil 65. Yağ dolu bir tüp üzerine yerleştirilmiş ultrason dönüştürücünün ultrason dalgası ürettikten sonra bobin sensörü üzerinde indüklenen gerilim (stimülasyon bozukluğu).

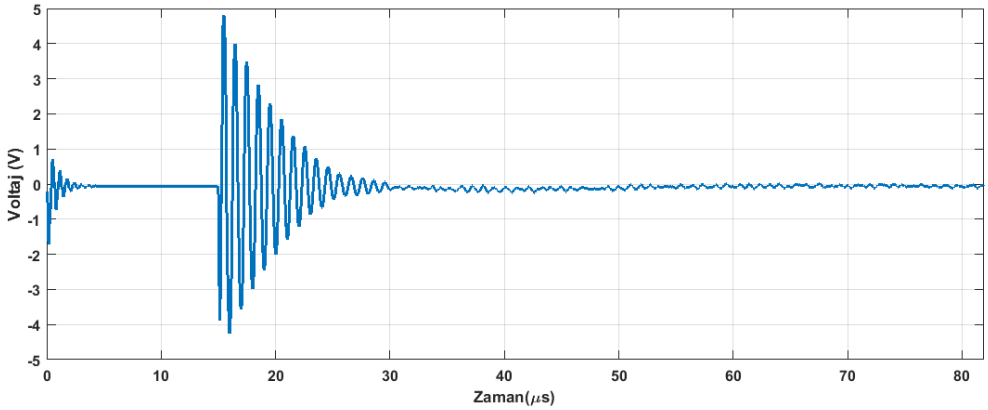


(a)

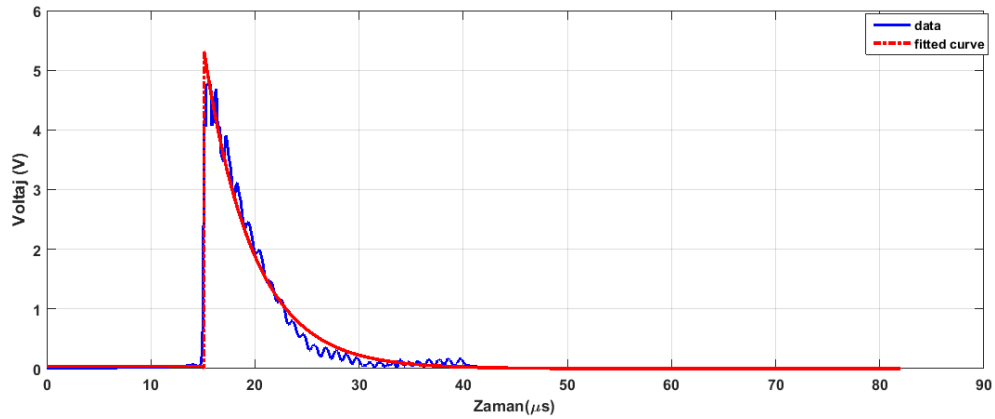


(b)

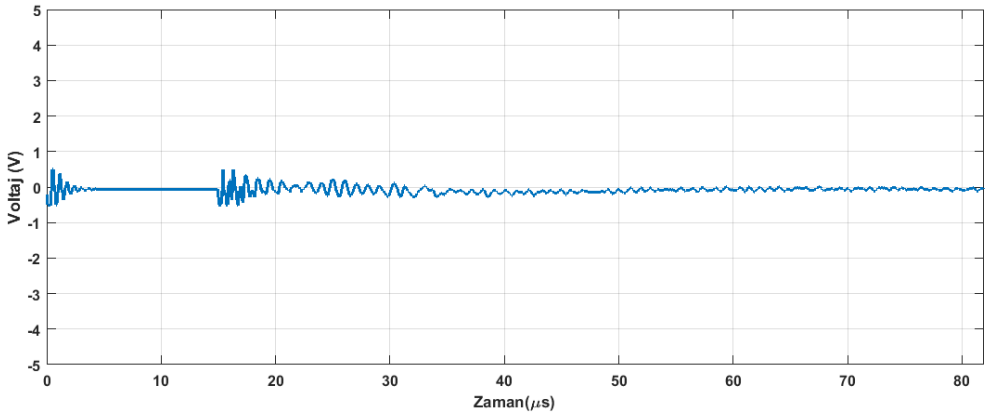
Şekil 66. Anahtarlama devresine ait (a) devre şeması ve (b) fotoğrafı. Burada Analog Devices'ın ADG701 anahtarlama entegresi ve tek kararlı multivibratör kullanılmıştır.



Şekil 67. Anahtarlamalı devrenin yükselteçler arasına takılmasından sonra elde edilen sinyal.



Şekil 68. Stimulation bozukluğunun zarfı ve zarf üzerine fit edilen denklem.



Şekil 69. Orjinal sinyalden üretilen dalganın çıkartılması ile elde edilen sinyal.

4.5 Alıcı bobin tasarımı

Projenin bu iş paketinde Lorentz alanlardan kaynaklanan sinyallerin toplanması için alıcı bobin tasarımı yapılmıştır. Bu tasarım için teorik, sayısal ve deneysel çalışmalar yapılmıştır. Sensörlerin fiziksel ve elektriksel özellikleri geçmiş raporlarda değerlendirilmiştir. Paketleme faktörü, tel izolatör kalınlığı, ortalama çap, sarma (bobin) derinliği, dönüş sayısı, katman sayısı, kat başına dönüş sayısı, tel uzunluğu ve iletken çapraz gibi bobin sensörlerinin fiziksel özelliklerinin bulunduğu bir tasarım aracı MATLAB kullanılarak geliştirilmiştir. Kesit alanı parametresi tasarım araçlarının girdileri olarak tanımlanmaktadır. DC ve AC direnci, endüktans, kapasitans, rezonans frekansı, bant genişliği, rezonans empedansı ve bobin sensörlerinin kalite faktörü gibi elektriksel özellikler çıktı olarak alınmaktadır. Önceki raporlarda, gerçekleştirilen bobin sensörleri tarafından duyarlılık, sinyal gürültü oranı, termal gürültü, kalite faktörü (quality factor) ve minimum saptanabilir AC manyetik alan değerlendirilmiştir.

Bu raporda, disk çok katmanlı bobin sensörlerinin kapasitansı %5 hata ile bulunmuştur. Ayrıca daha önceki raporlarda termal gürültü, sadece bobin sensörlerinin DC direnci için değerlendirilmiştir. Bu raporda bobin sensörlerinin AC direnci dikkate alınarak öz rezonans frekasındaki termal gürültü hesaplanmıştır.

Projenin bu bölümünde, bobin sensörlerinin rezonans frekansı, deney düzeneğinin (manyetik alan boşluğunun içinde) içerisinde 1 MHz olarak ayarlanmıştır. Böylece, değerlendirilen tüm bobin sensörlerinin elektriksel özellikleri deney düzeneğinin içerisinde herhangi bir durumdan dolayı değişmemiş olur.

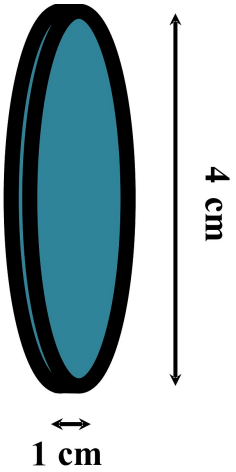
4.5.1 Bobin sensörlerinin rezonans frekansı ayarı

Önceki deneylerde, bobin sensörlerinin rezonans frekansı deney düzeneğinin dışında ayarlanmış ve diğer elektriksel özellikler hesaplanmıştır. Fakat bobin sensörleri deney düzeneği içerisine yerleştirildiğinde rezonans frekansında değişimler gözlenmiştir. Rezonans frekansındaki bu değişimlerin diğer elektriksel özellikleri de değiştirdiği gözlenmiştir. Bu nedenle, bobin sensörleri deney düzeneği içerisine yerleştirilip rezonans frekansı ayarlanmış ve elektriksel özellikleri hesaplanmıştır.

4.6 Tasarlanan diskli çok katmanlı bobin sensörlerinin özellikleri

Bobin sensörlerinin tasarımı için çalışma frekansı ve mıknatıslar arasındaki mesafe gibi deneysel durumlar dikkate alınarak aşağıda belirtilen kısıtlamalar düşünülmelidir (Şekil 70):

- Güçlü bir statik manyetik alan olduğundan hava çekirdekli arama bobinleri kullanılmıştır.
- Bobin sensörlerinin rezonans frekansı ultrasonik dönüştürücünün çalışma frekansına (1 MHz) uyacak şekilde ayarlanmıştır.
- Bobin boyutları sabit mıknatıs konfigürasyonuna göre belirlenmiştir.
- Bobin boyutları, statik manyetik alanın tam homojen olduğu bölgeden kaynaklanan LFEIT sinyallerinin ölçülmesine göre belirlenmiştir.



Şekil 70. Bobin sensörü tasarımı için boyutsal kısıtlamalar. Burada belirtilen 1 cm ve 4 cm, maksimum uzunluk değerleridir.

Düşük frekanslı ve düşük yoğunluklu manyetik alanları ölçmek için birkaç alıcı bobin sarılmış ve testleri network analizörü (Keysight Field Fox N9915A), LCR ölçer (Agilent E4980A), osiloskop (Agilent DSO6014A), veri toplama kartı (GaGe Oscar 4327) ve dijital multimetre (Agilent 34410A) kullanılarak yapılmıştır. Dijital multimetre, alıcı bobinlerinin R_{DC} değerini ölçmek için kullanılmıştır. Bobinlerin fiziksel boyutları kumpas yardımıyla ölçülmüştür. Sinyalin yükseltilmesinden sonra alıcı bobin sensörünün çıkış gerilimi osiloskop ve veri toplama kartı ile ölçülmüştür.

4.6.1 Deneylerde tasarlanmış bobin sensörlerinin kullanılması:

Bobin sensörü I (Şekil 71):

Alıcı bobin Sensörünün fiziksel ve elektriksel özellikleri Tablo 8, 9 ve 10'da verilmiştir.

Tablo 8. Alıcı bobininin (Sensor I) fiziksel ve özellikleri.

İç Çap (cm)	Dış Çap (cm)	Uzunluk (cm)	Tel Çapı (mm)	Sarım Sayısı	Katman Sayısı	Iletken Direnci (Ωm)
4.1	4.21	0.527	0.31	33	2	16.78e-9

Tablo 9. Alıcı bobininin (Sensor I) benzetim çalışması sonucu elde edilmiş elektriksel özellikleri.

R_{DC} (Ω)	C (pF)	L (μH)	R_{AC} (Ω)	f_r (kHz)	Δf (kHz)	Kalite Faktörü
1.13	107	78.01	27.23	1729.51	55.50	31.16

Alıcı bobin sensörü, Sensör I, SMA kablosuna bağlandığında sensörün elektriksel özellikleri değişmektedir. SMA kablosu ile bobine paralel 200 pF değerinde bir kapasitans bağlanarak,

Tablo 10. Bobinin (Sensor I) network analizörü tarafından ölçülmüş elektriksel özellikleri.

C (pF)	L (μH)	R_{AC} (Ω)	f_r (kHz)	Kalite Faktörü
106.51	75.96	29.31	1769.35	28.77

Şekil 71. Sensör I.

bobinin istenen elektriksel parametreleri elde edilmiştir ve bunlar Tablo 11'de verilmiştir.

Tablo 11. Alıcı bobinine (Sensör I) SMA kablosu ve 200 pF değerinde kapasitans paralel bağlandıktan sonra bobinin ölçülen elektriksel özellikleri ve rezonans frekansı.

R_{DC} (Ω)	C (pF)	L (μH)	R_{AC} (Ω)	f_r (kHz)	Kalite Faktörü	Δf (kHz)
1.13	318	82	13.65	984.60	37.28	26.25

Benzetim çalışması ve gerçekte ölçülen değerler arasında bazı tutarsızlıklar gözlenmiştir. Bunların bobin sensörlerinin elle sarılmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Bobin sensörü II ve III: İndüktif akımlardan dolayı oluşan manyetik alan şiddeti, fantomların yakınına yerleştirilen alıcı bobin sensörleri tarafından algılanmaktadır. Bu amaçla, 1 MHz civarında rezonans frekansı ile Sensor II ve Sensor III olarak adlandırılan iki arama bobini (bakır tel ile sarılmış) tasarlanmıştır. Alıcı bobin sensörlerinin özelliklerini belirlemek için MATLAB kullanılarak bazı yazılımlar yapılmıştır (Kaboutari 2017). Tasarlanmış alıcı bobin sensörlerinin (Şekil 72) elde edilen fiziksel, sargı ve elektriksel özellikleri Tablo 12, Tablo 13 ve Tablo 14'te verilmiştir.

Tablo 12. Bobin sensörlerinin fiziksel özellikleri.

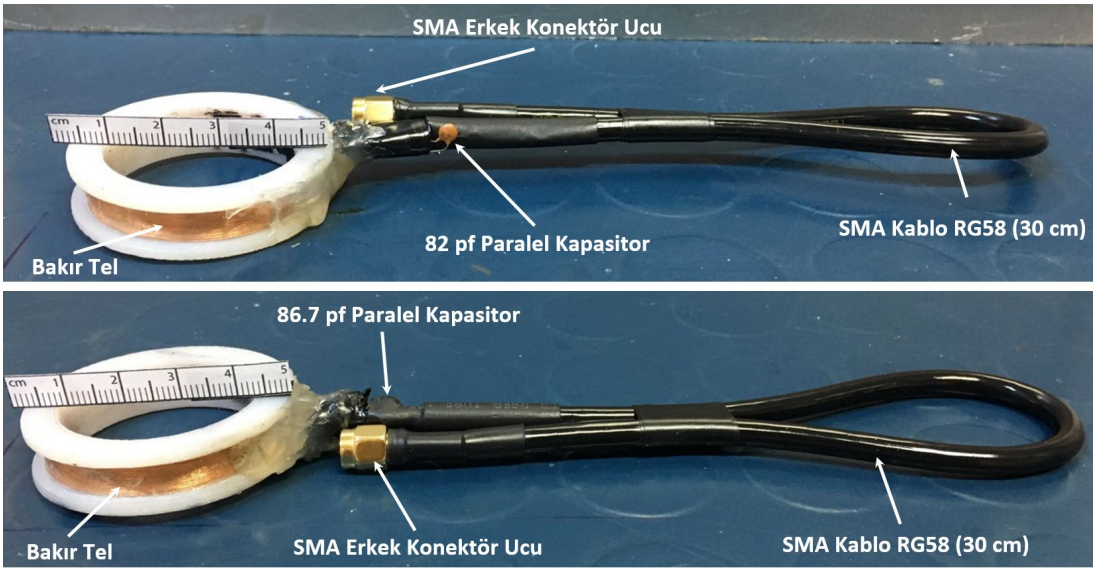
Bobin Sensörü	İç Çap (cm)	Dış Çap (cm)	Uzunluk (cm)	Tel Çapı (mm)	Tel İzolasyon Kalınlığı (mm)	Iletken Direnci (Ωm)
II and III	4.12	4.2469	0.714	0.34	0.02	16.78e-9

Tablo 13. Bobin sensörlerinin sargı özellikleri.

Bobin Sensörü	Katman Sayısı	Sarım Sayısı	Ambalaj Faktörü	Tel İletken μ'sı (Hm^{-1})	Tel İzolatörün ϵ_r'si
II and III	2	41	$\frac{\pi}{2\sqrt{3}}$	1.257e-6	1.82

Tablo 14. Alıcı bobin sensörlerinin rezonans frekansındaki elektriksel özellikleri. Alıcı bobin Sensörleri II ve III, 30 cm uzunluğa sahip SMA kablosuna (RG58) 82 pF ve 86.7 pF değerlerinde paralel kapasitörler bağlanmıştır (Kaboutari 2017).

Bobin Sensörü	R_{DC} (Ω)	C (pF)	L (μH)	R_{AC} (Ω)	f_r (MHz)	Δf (kHz)	Q
II	1.2792	214.213	117.982	17.516	1.001	23.798	42.07
III	1.2823	214.569	118.162	17.795	0.99954	23.689	42.19



Şekil 72. (a) Alıcı bobin Sensörü II. Bu sensörün rezonans frekansı, kalite faktörü ve bant genişliği sırasıyla 1.001 MHz, 42.07 kHz ve 23.798 kHz'dir. (b) Alıcı bobin Sensörü III. Bu sensörün rezonans frekansı, kalite faktörü ve bant genişliği sırasıyla yaklaşık 999.54 kHz, 42.19 kHz ve 23.689 kHz'dir.

4.7 Fantom malzeme geliştirme çalışmaları

Bu iş paketinde, deneysel çalışmalar için sağlıklı/tümörlü dokuyu taklit eden fantomlar hazırlanmıştır. Fantomlar hazırlanırken akustik ve elektriksel özellikler dikkate alınmıştır. Bu özellikler Tablo 15'te verilmiştir. Fantom malzemeleri olarak poliakrilamid, agar, jelatin, tuz ve alkol kullanılmakta ve akustik/elektriksel özellikler bu malzemelerin oranına göre ayarlanmaktadır (Lopez-Haro vd. 2011). Bu çalışmada kullanılan malzemeler ve bu malzemelerin fantomun hangi özel-

liğini belirlediği Tablo 16'da verilmiştir (Lopez-Haro vd. 2011; Neelakanta 1995).

Ultrasonik Özellikler	Elektriksel Özellikler
Ses hızı	İletkenlik
Sönümlenme Katsayısı	Dielektrik katsayısı

Tablo 15. Fantomların akustik ve elektriksel özellikleri.

Malzeme	Özellikler
Agar	Sertlik, Ses hızı, sönümleme
Etanol	Dielektrik katsayısı
NaCl (Tuz)	İletkenlik
Jelatin	Dayanıklılık, sertlik

Tablo 16. Fantom malzemeleri ve onların etkilediği özellikler.

Fantomlar, ODTÜ Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü içerisinde bulunan Medikal Görüntüleme Laboratuvar'ında hazırlanmıştır. Fantom için gerekli malzemeler temin edildikten sonra (Lopez-Haro vd. 2011) çalışması referans alınarak belli miktarlardaki malzemeler hassas terazi ile tartılarak ve manyetik karıştırıcı-ısıtıcı kullanılarak hazırlanmıştır. Hazırlanan fantomlar, deney kaplarına boşaltılarak buzdolabında 3-4 saat bekletilmiştir. Daha sonra bu fantomların iletkenlik ve ses hızları ölçülmüştür.

4.7.1 Hazırlanan fantomlar

Bu projede, çeşitli fantomlar, iletkenlik değeri homojen olmayan cisimleri taklit etmek için hazırlanmıştır. Bu fantomların hazırlanması aşağıda açıklanmıştır (Lopez-Haro vd. 2011; Cook vd. 2011):

Proje süresince 4 çeşit fantom hazırlanmıştır:

Fantom I:

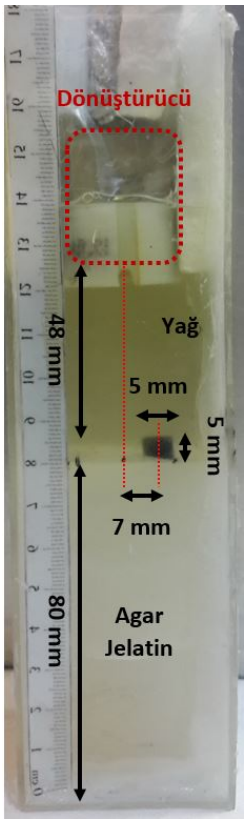
Bu fantom dört katmandan oluşmaktadır. İlk katman, iletkenlik değeri yaklaşık 0 S/m olan ayçiçek yağıdır. İkinci katmanda, iletkenliği ve akustik hızı sırasıyla 800-3000 S/m ve 4170 m/s (Muratore ve Carleton 1981) olan grafit çubuk bulunmaktadır. Grafit çubuğun çapı 0.5 cm yüksekliği ise 0.5 cm'dir. Üçüncü katman yaklaşık 0.125 S/m iletkenliğe sahip agar-jelatinden oluşmaktadır. Agar-jelatinin altındaki katmanda iletkenliği yaklaşık sıfır olan cam boncuklar bulunmaktadır. Bu boncuklar ultrason dalgasını sönümleyerek geri yansımasını engellemektedir. Katmanların boyutları Şekil 73'da gösterilmiştir. Bu fantom, faz dizili ultrason dönüştürücünün ultrason dalgalarını farklı açılarda elektronik olarak yönlendirmesiyle 2B görüntü elde etmek için kullanılmaktadır. Yönlendirilen ultrason dalgaları, sadece iletkenlik farkı olan yüzeylerden geçerken LFEIT sinyalleri oluşmaktadır. Bunun dışındaki iletkenliğin homojen olduğu bölgelerden geçerken ise LFEIT sinyalleri oluşmamaktadır. Bu durumda yapılan fantom için ultrason dalgaları sadece grafit çubuğa çarptığında LFEIT sinyalerinin oluşması beklenmektedir. Alınan sinyaller ile iletkenliğe bağlı 2B bir görüntü elde edilmektedir. Bu fantomda kullanılan agar-jelatin

Tablo 17. Şekil 73'de gösterilen agar-jelatin fantomu içerisindeki malzeme miktarı.

Malzemeler	Miktar
Su	100 ml
Agar	1.5 gr
Gelatin	3 gr

fantomunun bileşimi Tablo 17'de verilmiştir. Fantomu hazırlama yöntemi aşağıdaki gibidir:

- Agar, jelatin ve su, cam bir beherde karıştırılır.
- Karışım 80 $°C$'ye kadar ısıtılır.
- Isıtılmış karışım bir fantom tüpüne dökülür.
- Fantom tüpündeki karışım 2 saat sonra katılaşır.
- Son olarak, grafit çubuk agar-jelatin fantom üzerine yerleştirilir.

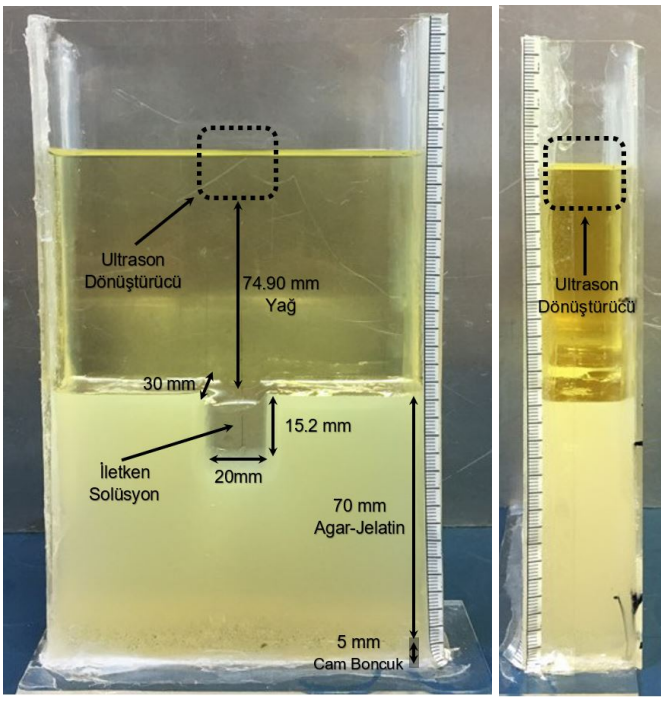


Şekil 73. Fantom I. Fantom, ayçiçek yağı, agar, jelatin ve grafit çubuktan oluşmaktadır.

Grafit çubuğun akustik empedansı yağdan ve agar-jelatinden daha yüksektir. Dolayısıyla, akustik basınç dalgaları bu malzeme boyunca ilerleyememektedir. Bu yüzden grafit çubuğun alt yüzüne ultrason dalgası ulaşamamaktadır ve bu durum grafitin alt yüzeyinden LFEIT sinyallerinin alınamamasına sebep olmaktadır.

Fantom II:

Bu fantom, dikdörtgen prizması şeklindeki pleksiglas kab içerisinde, dört katmandan oluşmaktadır. İlk katman, yaklaşık 0 S/m iletkenlik değerine sahip ayçiçeği yağıdır. İkinci katman, iletkenlik değeri 0.125 S/m olan agar-jelatindir. Agar-jelatin'in içine Şekil 74'de görüldüğü gibi bir kanal açılmıştır ve içine iletkenlik değeri 58 S/m (HCl 1999) solüsyon doldurulmuştur. Solüsyon % 17.5 HCl çözeltisinden oluşmaktadır. Dördüncü katman en altta bulunmakta ve cam boncuklardan oluşmaktadır. Katmanların boyutları Şekil 74'de gösterilmiştir.



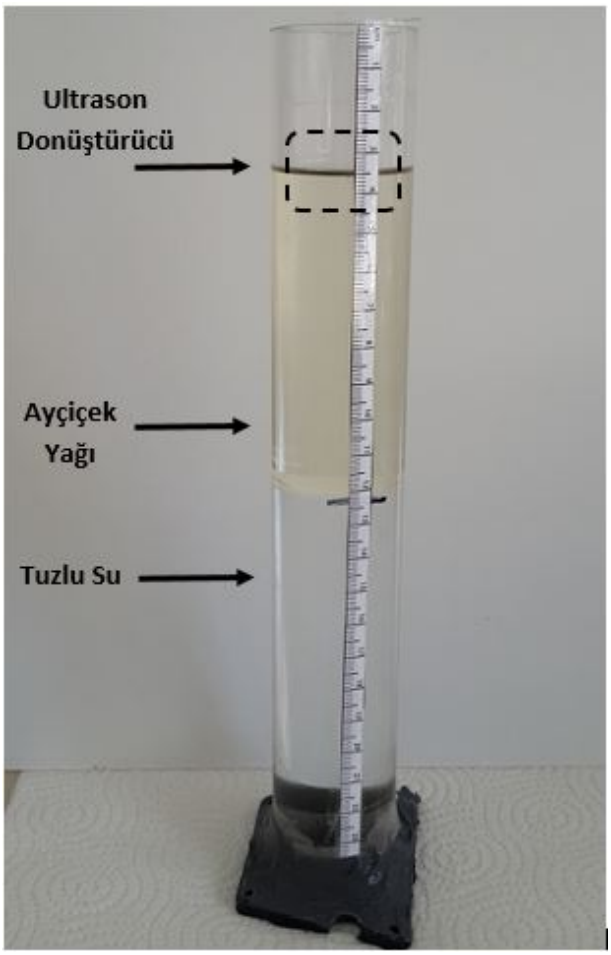
(a) (b)

Şekil 74. (Ayçiçek yağı, agar-jelatin, iletken solüsyon ve cam boncuklardan oluşan Phantom II'nin (a) önden ve (b) yandan görünüşü.

Fantom III: Fantom III, tüp içerisinde ayçiçek yağı ve 3 S/m iletkenliğe sahip tuzlu su çözeltisinden oluşmaktadır. Fantom III Şekil 75'de görülebilir.

Fantom IV:

Fantom IV ultrasonik vericiler kısmında vericilere farklı sinyaller verme başlığı altındaki giriş sinyal tiplerinin LFEIT sinyaline etkisinin incelenmesinde kullanılmıştır. Bu fantom tüp içerisindeki ayçiçek yağı ve tuzlu su çözeltsinde oluşmaktadır. Bu çözeltinin iletkenlik değeri 15 S/m'dir. Fantom şekil '75'de görülen Fantom III'deki ile aynı olmakla bearber sadece tuzlu su iletkenliği değişmektedir.



Şekil 75. Fantom III, ayçiçek yağı ve 3 S/m iletkenliğe sahip tuzlu su çözeltisinden oluşmaktadır.

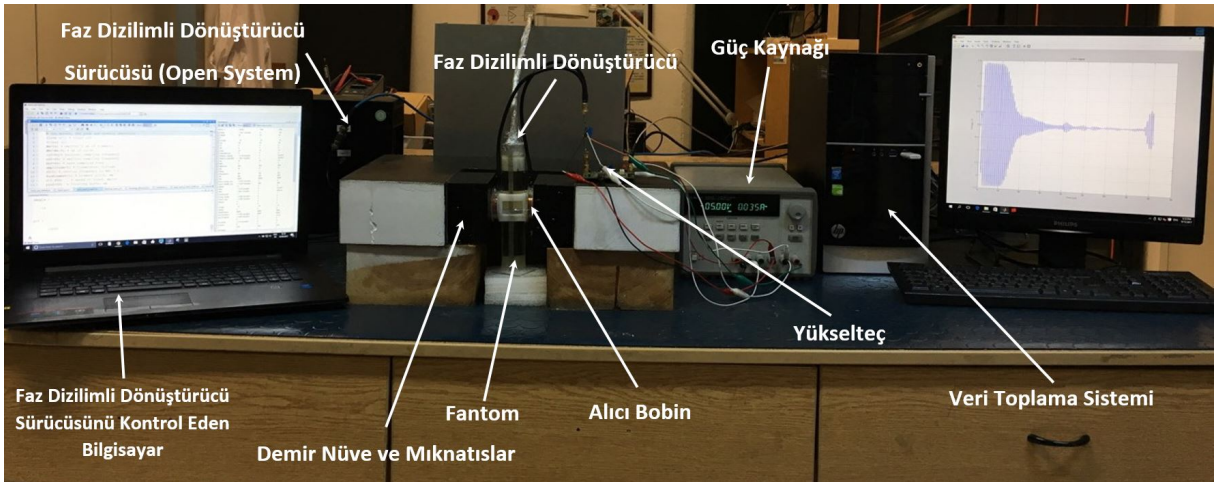
4.8 Görüntüleme sistemi ile veri toplanması

Laboratuvarımızda kurulan deney düzeneği Şekil 76'de verilmiştir. Deney düzeneği, IMASONIC marka 16-elemanlı faz dizili ultrasonik dönüştürücü, bu dönüştürücüyü sürecek OPEN SYSTEM marka sürücü, statik manyetik alan üreteci, fantom, bobinler, bobinlerden ölçülen sinyali yükseltecek yükselteçler ve veri toplama sisteminden oluşmaktadır. Bu sistemi oluşturan bütün elemanlar ayrıntılı bir şekilde raporun yukarıdaki bölümlerinde açıklanmıştır.

Faz dizili dönüştürücünün elektronik olarak tarama özelliği kullanılarak fantom içerisinde farklı açılarda akustik dalgalar oluşturulur. Böylelikle, fantom içerisinde istenen açılar arasındaki bölge taranmış olur. Fantomun yakınına yerleştirilmiş bobinlerden LFEIT sinyalleri ölçülür. Çok düşük seviyedeki bu sinyaller iki aşamalı yükselteç ile yükseltilir. Daha sonra, bu sinyaller kullanılarak fantomun görüntüsü geriçatılır.

Deney 1:

Bu deneyde, akustik basınç dalgası, -20 $^{\circ}$'den 20 $^{\circ}$'ye 1°'lik açılarla yönlendirilmiştir. Böylece, 41 farklı açıda akustik dalga yönlendirilmiştir. Her adımda, dönüştürücü, 10 kHz'lik bir



Şekil 76. LFEIT için deneysel düzenek. Bu düzenek, 16 elemanlı LPA dönüştürücü ve sürücüsü, demir nüve ve mıknatıs, fantom, bobin sensörü, güç kaynağı, yükselteç ve veri toplama sistemi içermektedir.

yayma (burst) sinyaliyle (100 μ) 8000 kez sürülmüştür. Bu durumda, her adım için 800 ms gereklidir. Buna ek olarak, verici sürücüsüne veri yüklemek 30 s almaktadır. Bu özellik tarama süresini artırmaktadır. Uyarı verileri yüklendikten sonra, belirtilen tüm açıları taramak için gereken süre (t_s) yaklaşık $t_s = 8000 \times 100 \times 10^{-6}\ s \times 41 = 32.8\ s$'dir. Her bir yaymada, sinyalin tepeden-tepeye (peak-to-peak) gerilimi ve frekansı sırasıyla 100 V_{pp} ve 1 MHz olan 5 periyotta sinüsoidal sinyaller ultrason dönüştürücüye verilmektedir.

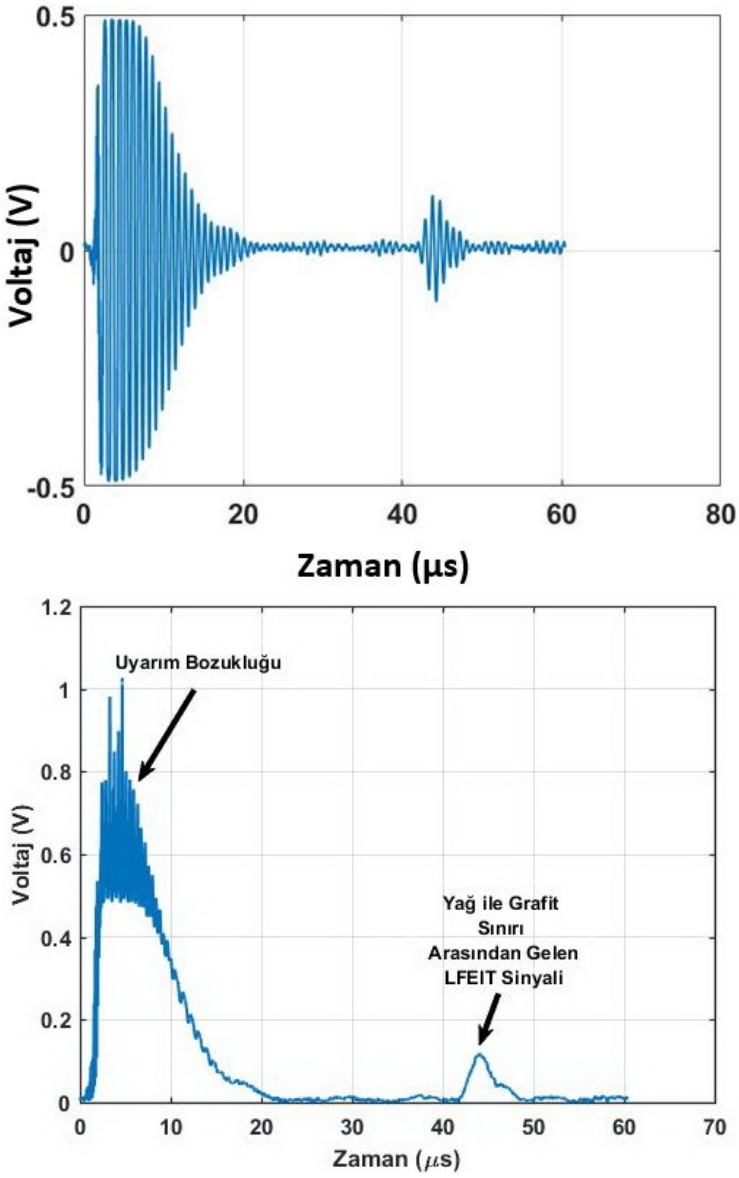
İyileştirilmiş bir görüntü elde etmek için, LFEIT sinyallerinin ($H\{S(t)\}$) Hilbert dönüşümü yapılır. Ardından, bu verilerin mutlak değeri hesaplanır. LFEIT sinyallerinin zarfı bu yöntemle bulunur (Azhari 2010):

$$\hat{S}(t)S(t) + j \cdot H\{S(t)\} \tag{152}$$

$$S(t) = Envelope\{S(t)\} = |\hat{S}(t)| = \left| S(t) + j\frac{1}{\pi}\int_{-\infty}^{+\infty} \frac{S(\tau)}{t-\tau} d\tau \right| \tag{153}$$

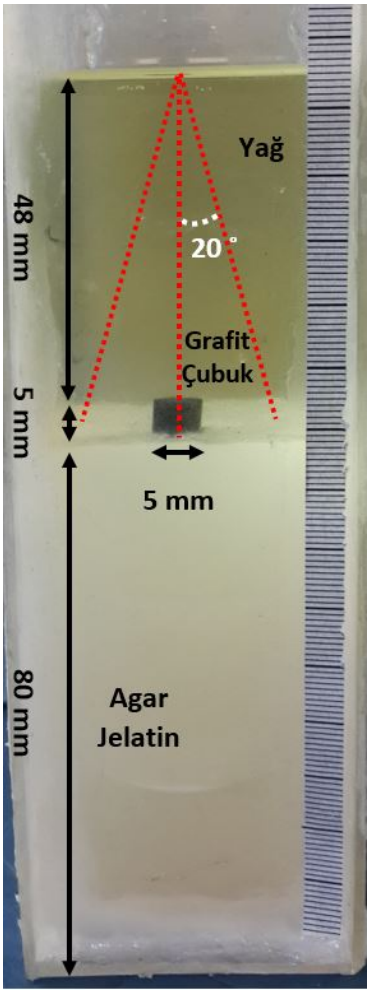
Bu işlem, fantom I'de 0° açıda elde edilen LFEIT sinyaline uygulanmıştır. Sinyalin zarfı Şekil 77'de gösterilmiştir. Grafit çubuğun üst yüzeyinin ultrason dönüştürücüye uzaklığı 49 mm'dir. Bu durumda LFEIT sinyali 34 μs'de beklenmektedir. Ancak, Şekil 80(a)'da, grafit çubuğun LFEIT sinyalleri yaklaşık 36 μs'de (52.2 mm derinlik) çıkmıştır. Bunun sebebi, dönüştürücünün uyarımında 2 μs gecikme olmasıdır.

Her bir açıdan elde edilen sinyaller 44.7 dB'lik kazanca sahip yükselteçten geçtikten sonra voltaj değerleri gri seviyelere çevrilir. Her bir açı bir sütun olarak Şekil 79'deki görüntüye eklenir. Bu şekilde, vücuttaki homojen olmayan iletken cisimleri yansıtan bir görüntü oluşturulur. Şekil 78'de, tarama açısının genişliğine göre grafit çubuğun boyutu rahatlıkla görülmektedir. Bu şekil, grafit çubuğun tam olarak doğru yerini ve boyutunu göstermektedir. Şekil 79(a)'da grafit çubuk ile yağ arasındaki sınırda bulanıklık; iletim açı sayısı, ölçüm gürültüsü, zarf algılama yaklaşımı, bobin duyarlılığı, grafit çubuğa yakın açılarda istenmeyen dalga çarpışmaları vb. gibi bir dizi



Şekil 77. Fantom I'den 0°'de alınan (a) LFEIT sinyali (b) LFEIT sinyalinin Hilbert dönüşümü.

faktörden kaynaklanabilir. Grafit çubuğun üst yüzey çapı 5 mm'dir. Grafit çubuk yaklaşık olarak -5° ile 1° (6°) arasındaki direksiyon açılarında bulunmaktadır.

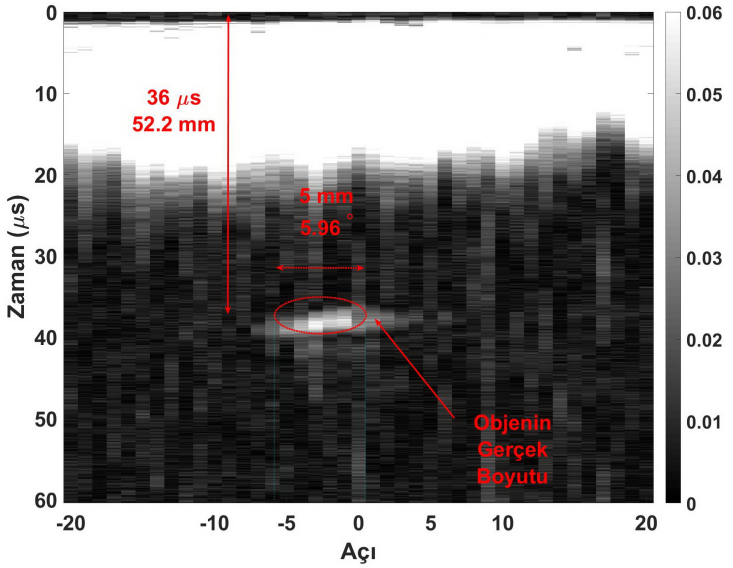


Şekil 78. Merkezinde grafit çubuk bulunan fantom.

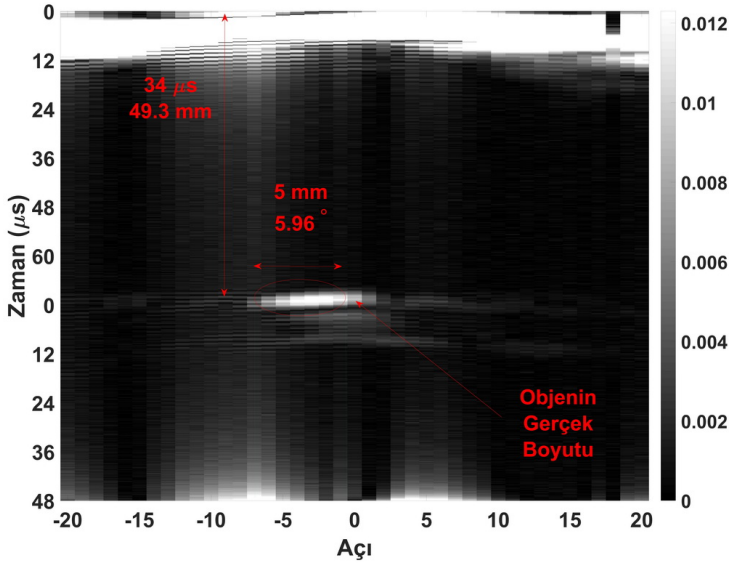
Kutupsal koordinatlarda LFEIT ve B-tarama ultrason görüntülerini oluşturmak için LFEIT ve B-tarama ultrason sinyalleri kutupsal koordinatlarda 1 derecelik dilime konmaktadır. Şekil 80(a) ve (b)'de kutupsal koordinatlarda LFEIT ve B-tarama ultrason görüntüleri sırasıyla gösterilmiştir. Şekillerde görüldüğü gibi, LFEIT görüntüsü, B-tarama ultrason görüntüsüne göre çözünürlük açısından karşılaştırılabilir bir sonuç üretmektedir.

Deney 2:

Manyetik alan ölçümleri kullanılarak LFEIT'in fizibilitesini araştırmak için iki benzer alıcı bobin sensörü ve bir fantom hazırlanmıştır. Deney düzeneğinde (Şekil 76), LFEIT sinyallerini elde etmek için Helmholtz bobin sensör konfigürasyonu (bobin Sensörleri II ve III seri bağlanmıştır) kullanılmıştır. Phantom II'den üretilen LFEIT veri profilleri B-tarama ultrason görüntüleriyle birlikte sunulmuştur. Bu deneyde Şekil 81(a)'da görülen fantom II kullanılmıştır. Akustik basınç dalgası faz dizili dönüştürücü tarafından 1°'lik adımlarla -20°'den 20°'ye yönlendirilmiştir. Her adımda, bu dönüştürücü, 10 kHz'lik bir yayma sinyaliyle (100 μs) 8000 kez sürülmüştür.

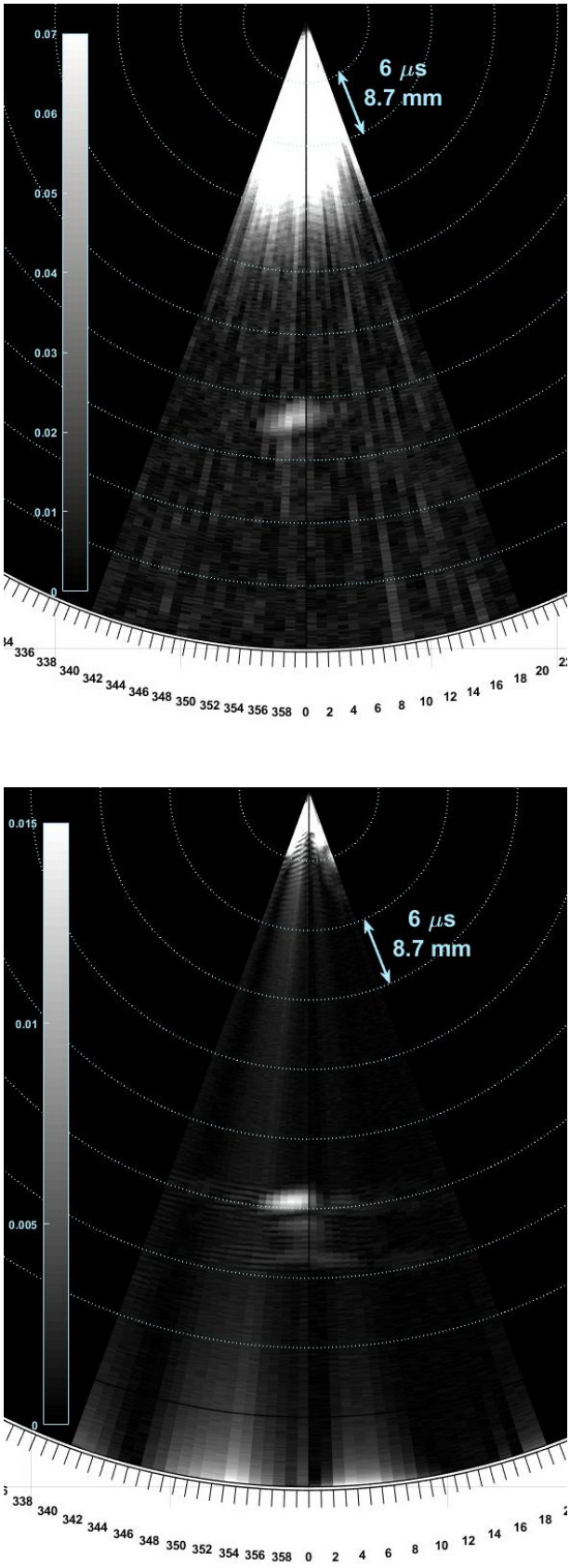


(a)



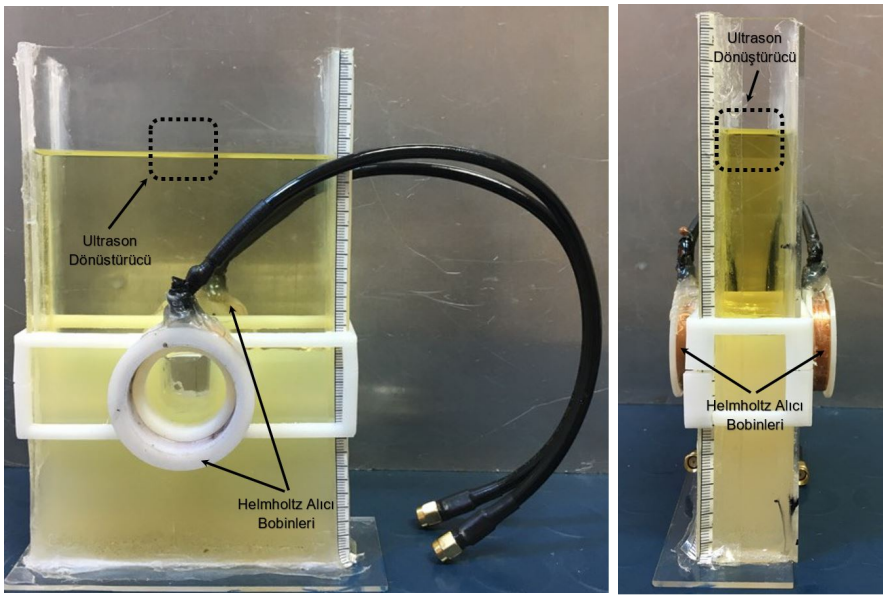
(b)

Şekil 79. Fantom I için kartezyen koordinatlardaki (a) LFEIT görüntüsü (b) Ultrason görüntüsü.



Şekil 80. Fantom I için kutupsal koordinatlarda (a) LFEIT görüntüsü, (b) B-tarama ultrason görüntüsü.

Böylece, her adım için 800 ms sürülmüştür. Her bir yayma sinyali, 1 MHz frekansında 100 V_{pp} büyüklüğünde 10 periyot (döngü) sinüsoidal sinyal dönüştürücüye gönderilmektedir. Veri toplama sisteminin örnekleme frekansı 100 MHz'dir. Veri toplama sistemi her bir yayma sinyali için 75 μs'lik örnekleme yapmaktadır. Dönüştürücü yüzeyinin, yağ ve iletken çözelti arasındaki sınıra olan mesafesi 74.90 mm'dir. Ayçiçek yağı ve 58 Sm^{-1} iletkenliğe sahip HCl çözeltisinin akustik hızı yaklaşık 1453 ve 1550 ms^{-1} olduğu için, yağ ile çözelti arasındaki ve çözelti ile agar-jel arasındaki arayüzlere yaklaşık 51.55 ve 61.30 μs'lerde akustik basınç dalgalarının ulaşması beklenmektedir. Fantom II'den 0 $^{\circ}$'de gönderilen akustik dalgalar için alınan LFEIT sinyalleri Şekil 82(a)'da gösterilmiştir. Yağ ile iletken çözelti ve çözelti ile (agar-jelatin) arasındaki sınırdan alınan sinyaller, yaklaşık 53.55 ve 63.30 μs'de başlamaktadır. Bu da 77.81 ve 92.92 mm derinlik değerlerine karşılık gelmektedir. Şekil 82(a)'da, 2 ila 40 μs arasında uyarma bozukluğu (stimulation artifact) sinyali gözükmektedir.

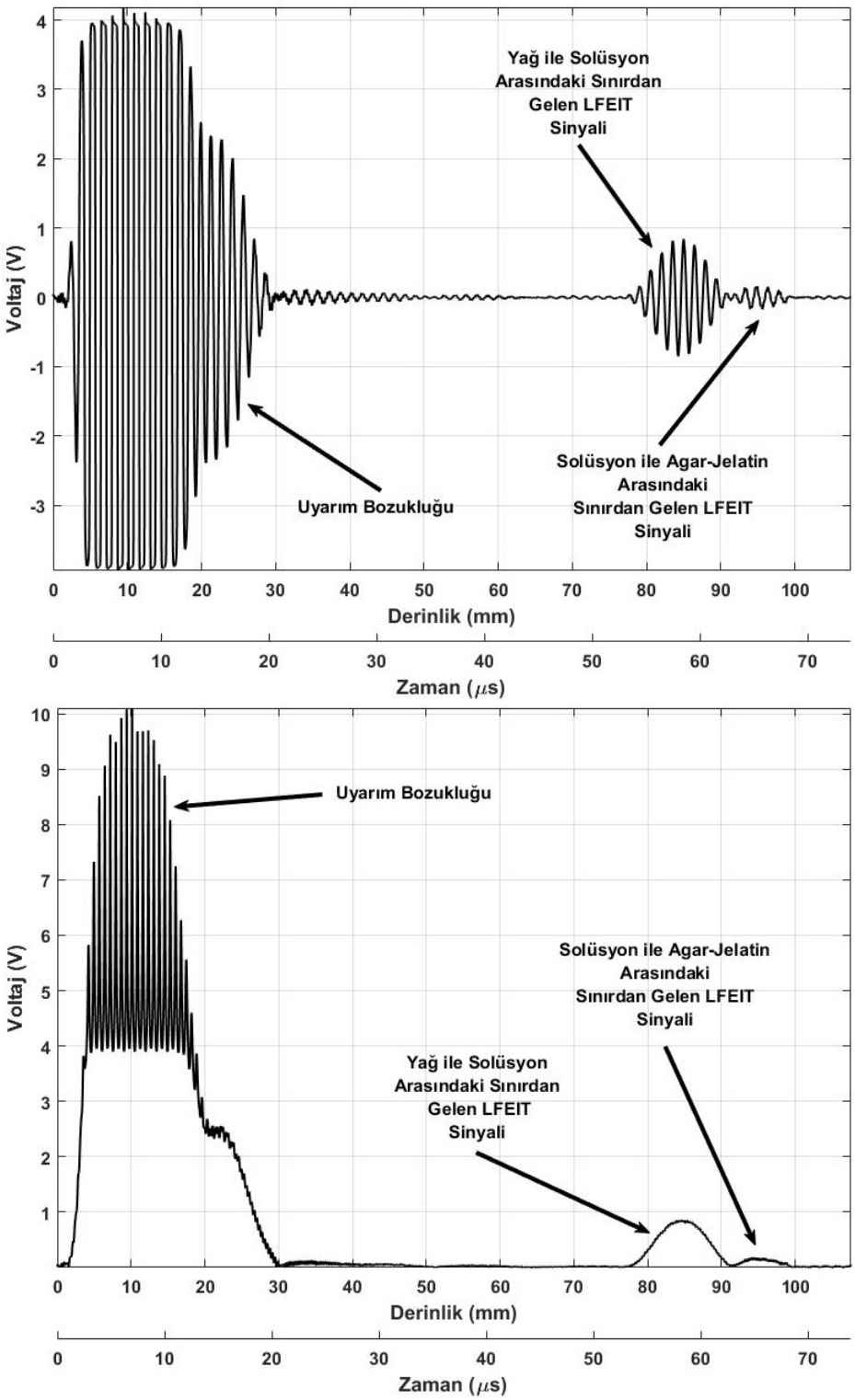


(a) (b)

Şekil 81. Fantom II üzerinde birbirine seri bağlanmış Helmholtz bobinlerin konumu. (a) Yandan görünüş, (b) Önden görünüş.

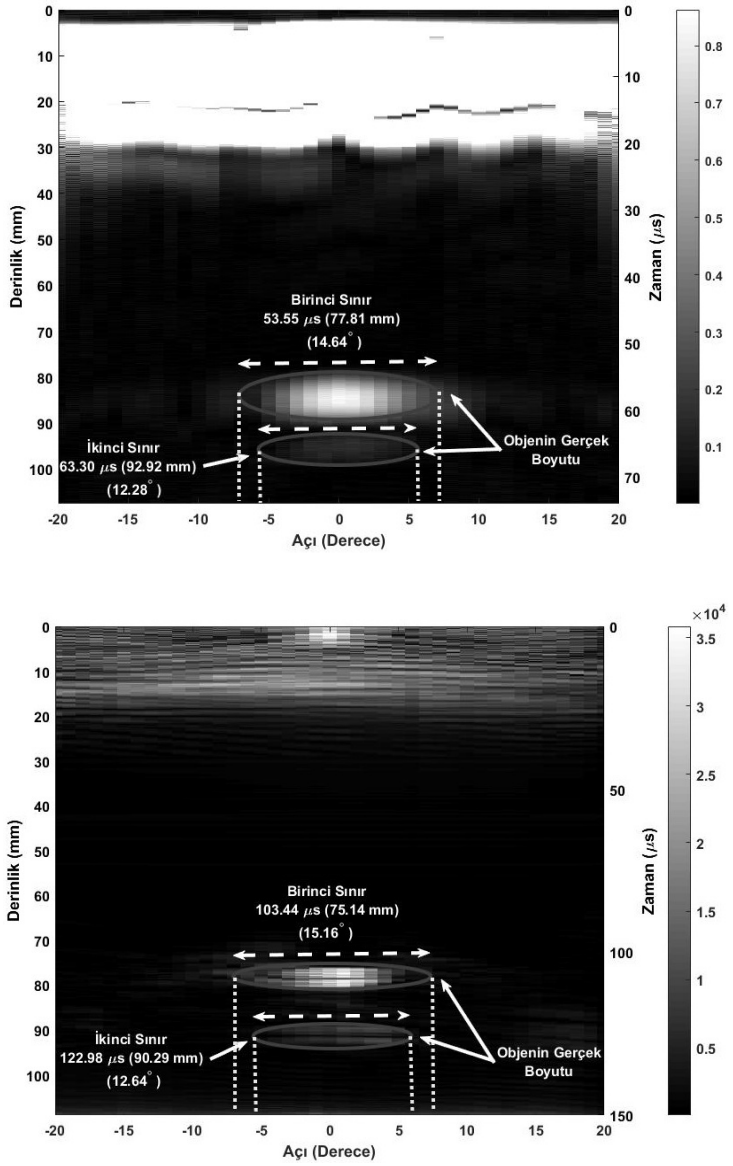
Şekil 82 (b)'de görülen sinyal Şekil 82 (a)'da görülen sinyalin zarfıdır.

2B görüntü elde etmek için Deney 1'de anlatıldığı gibi faz dizili ultrason dönüştürücü vasıtasıyla akustik basınç dalgası -20°'den 20°'ye elektronik olarak 1° adımlarla yönlendirilmiştir. Her adımda ölçülen LFEIT sinyallerinin zarfı sırayla bir matrise kolon olarak eklenmiştir. Bu matris gorüntüye çevrildiğinde, y ekseni zamanı x ekseni ise açıları göstermektedir. Bu şekilde elde edilen görüntü Şekil 83(a)'da gösterilmiştir. Şekil 83(b)'de ise aynı prosedürle elde edilmiş ultrason görüntüsü görülmektedir. Her bir açıdan elde edilen LFEIT sinyalleri polar koordinatlarda o açıyla ilgili 1°'lik dilimi kaplayacak şekilde eklenirse Şekil 83(a)'daki görüntü elde edilir. Şekil 84(b)'de aynı işlemle elde edilmiş ultrason görüntüsü gösterilmiştir. Şekil 84(c)'de fantom II içerisinde toplam tarama açısının kapladığı alan gösterilmektedir. Fantomun içerisindeki iletken çözeltinin bulunduğu kanalın genişliği 20 mm'dir. Bu durumda



Şekil 82. Fantom II'den alınan LFEIT sinyali ve onun Hilbert dönüşümü (Dönüştürücünün döndürme açısı 0° olarak seçilmiştir.) (a) Fantomdaki grafitin üst ve alt sınırlarında sırasıyla 53.55 ve 63.30 μs'de ölçülen LFEIT sinyallerinin tepeden tepeye değeri 335 ve 232 mV'dır. (b) LFEIT sinyalinin Hilbert dönüşümü sinyalleri ise sırasıyla 1693.6 ve 277.92 mV'dır.

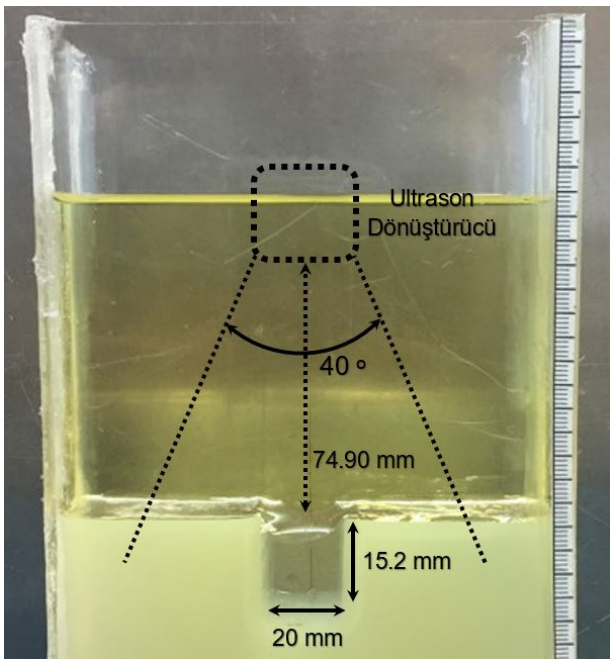
çözelti ile yağ arasındaki sınır Şekil 83(a) ve Şekil 84 toplamda 14.64°'lik dilim kaplayacaktır. Çözelti ile agar jel arasındaki sınır ise dönüştürücüye olan mesafesinin 90.01 mm olduğu için toplamda 12.28°'lik dilim kaplamaktadır.



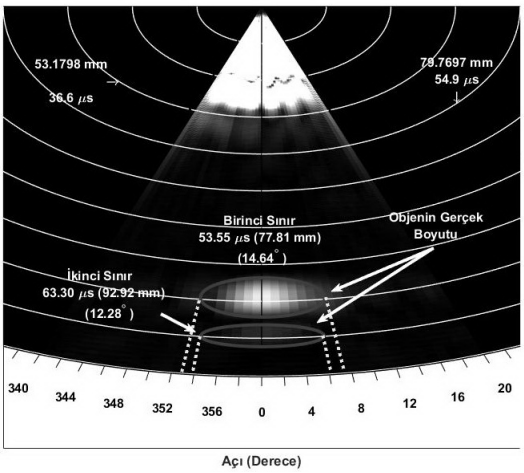
Şekil 83. Kartezyen koordinatlardaki Fantom II'den veri profilleri. (a) Helmholtz bobin Sensörü II ve III tarafından 1 MHz frekansında elde edilen kolon-bazlı LFEIT veri profili.(b)B-tarama ultrason veri profili.

Deney 3:

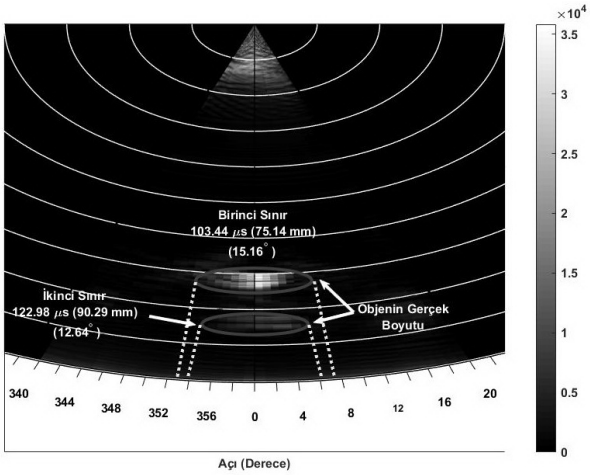
Bu deneyde Fantom III kullanılmıştır. Bu fantom tüp içerisinde ayçiçek yağı ve 3 S/m iletkenlik değerine sahip tuzlu su çözeltisinden oluşmaktadır. Bu deneyde veri toplama sisteminde açıklanan iki kademeli yükselteçler kullanılmıştır. Bu amfilerin kazanç miktarı 96 dB'dir. Yüksel-



(a)

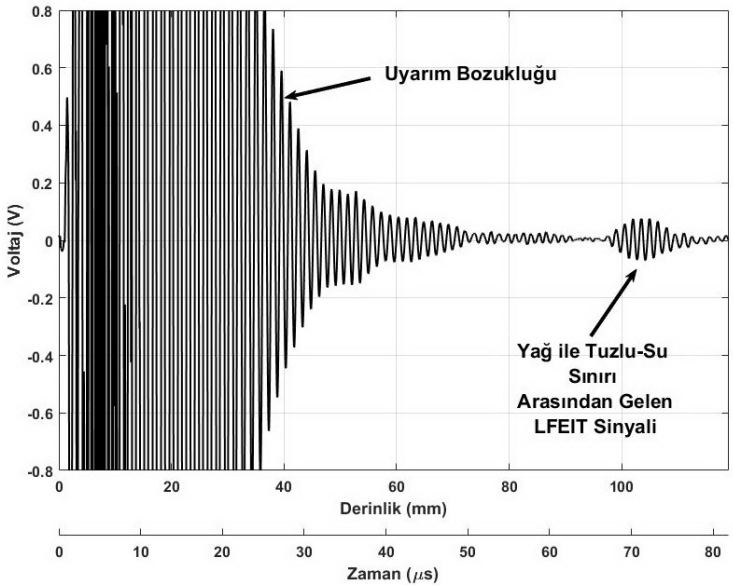


(b)

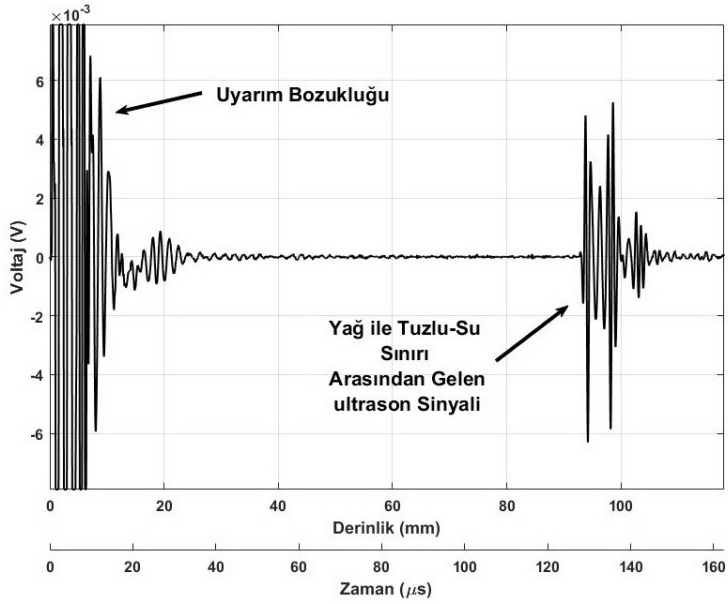


(c)

Şekil 84. (a) Fantom II'deki tarama bölgesi. (b) Kutupsal koordinatlarda B-tarama ultrason veri profili. (c)Fantom II'den Helmholtz bobin sensörleri (II ve III) tarafından 1 MHz frekansında elde edilen kutupsal koordinatlarda LFEIT veri profili.



(a)



(b)

Şekil 85. Fantom III'ten alınan (a) Ultrason sinyali (b) LFEIT sinyalinin.

teçlerden çıkan sinyaller GaGe compuscope veri toplama kartı ile 100 MHz örnekleme hızı ile örneklenmiştir. Her bir örneklenen sinyal 81,92 μs uzunluğundadır. Örneklenen sinyallerin 256000 ortalaması alınmıştır. Bu deney düzeneğinde Helmhotz sensör bobinleri II ve III kullanılmıştır. Elde edilen sinyaller Şekil 85(a)'da görülebilir. Şekil 85(a)'da görülen LFEIT sinyali 66.03 μs'da başlamaktadır. Şekil 85(b)'de bu fantomdan elde edilen A-tarama sinyali görülebilir. Bu Şekilde yağ ile tuzlu su arasındaki sınırdan yansıyan sinyaller 64.13 μs'de başlamaktadır. Bu deneyin sonucunda, proje süresince yapılan fantomlar arasında en düşük iletkenlik değerine (3 S/m) sahip fantomdan LFEIT sinyali elde edilmiştir. Sayısal benzetimlere dayalı kestirimlerde ölçülebilecek minimum değerin 1.21 S/m olduğu görülmektedir. Ölçüm ve kestirim değerlerindeki farkın anlaşılabilmesi ve minimum iletkenlik değerinin biyolojik doku sınırlarına çekilebilmesi için çalışmalar devam etmektedir.

5. TARTIŞMA

Bu proje kapsamında sağlıklı/kanseli dokuların elektriksel iletkenliklerinin görüntülenmesi için elektromanyetik alanlar ile ultrasonun birleştiği hibrit bir yöntem önerilmiştir. Bu yöntemi incelemek ve geliştirmek için proje süresince yedi iş paketi üzerinde çalışılmıştır. Her iş paketiyle ilişkili tartışma kısmı aşağıda iletilmektedir.

5.1 Analitik ve sayısal çalışmalar

5.1.1 Analitik çalışmalar

Analitik çalışmalar kapsamında proje konusunun elektrik problemi, değişkenlere ayırma metodu ile eş merkezli daire geometrisi için çözüldü. Elde edilen analitik ifadenin doğruluğu, sayısal çözümler ile karşılaştırılıp doğrulandı. Bu karşılaştırma için büyüklük ve faz hataları hesaplandı. Elde edilen analitik ifade ile sınırdaki akım kaynakları ve elektrik gerilimin ilişki bulundu ve bir duyarlılık ifadesi elde edildi. Ayrıca, akustik problemin de analitik çözümü değişkenlere ayırma metodu ile bulundu. Akustik ivme ve elektrik gerilimin Fourier katsayıları arasındaki ilişkisi bulundu ve yeni bir duyarlılık ifadesi elde edildi. Bu ifade, elektriksel özelliklerin (iletkenlik), geometrinin (yarıçaplar) ve akustik özelliklerin (akustik sönümleme ve dalga sayısı) fonksiyonudur. Duyarlılık ifadesi çok değişkenli bir fonksiyon olduğundan, değişkenler ve fonksiyon arasındaki ikili etkileşimler incelenip görsel olarak sunuldu.Bu sonuçlara göre, duyarlılık veya iletkenlik kontrastı K kat kötüleşirse, çözünürlülükte $\sqrt{K}$ kat iyileşme oluyor. Sistemin iletkenlik kontrastını K oranı ile iyileştirmek için, duyarlılık K kadar düşürülmeli. Ayrıca, akustik sönümleme arttıkca, duyarlılık çözünürlülükten bağımsız bir şekilde düşmektedir. Akustik basıncın frekansı duyarlılığı etkilemektedir. Frekans arttıkça akustik sönümleme de artmaktadır. Bu nedenle, yüksek frekanslı uyarımlar için duyarlılık daha düşüktür. Frekans ayrıca cisim içerisindeki basınç dağılımını ve iletkenlik kontrastını değiştirmektedir. Eş merkezli olmayan geometrilerde açıkorur gönderim kullanarak duyarlılık ifadesi iyileştirilmiştir. Harmonik olmayan akustik uyarımlar için (rastgele periodik ivme dağılımları), rastgele uyarımın Fourier katsayıları kullanılarak, duyarlılık ifadelerinin ağırlıklı toplamı (weighed summation) ile yeni bir duyarlılık ifadesi elde edilmiştir.

5.1.2 Sayısal çalışmalar

Bu projenin alt yapısında proje ekibi tarafından sayısal çalışmalar yapılmıştı. Proje kapsamında bu çalışmalara devam edildi. Sayısal modeller oluşturmak için COMSOL Multiphysics yazılımı kullanıldı. Proje konusu çok fizikli bir problem olarak (elektromanyetik, akustik ve piezoelektrik) birlikte çözüldü. Proje süresince 2B geometriler oluşturuldu. Geometriler, ultrasonik dönüştürücü, alıcı bobin, iletken doku, tümör ve havadan oluşmaktadır. İletken doku olarak meme dokusu modellendi. Ultrasonik dönüştürücülere farklı periyotlarda voltajlar uygulandı. Meme dokusu içerisine farklı yerlere farklı büyüklükte tümörler yerleştirildi. 5 mm x 5 mm'lik bir tümörün tanısı için (1 MHz rezonans frekansında çalıştığımızı varsayarsak) dönüştürücü çalışma frekansında 3 periyodluk sinyal ile uyarılması gerektiği sonucuna varıldı.

Bu görüntüleme sisteminin karakteristiğini anlamak için duyarlılık matrisi oluşturuldu ve belli bir dönüştürücü, cisim/ortam ve alıcı bobin konfigürasyonu için hesaplandı. Duyarlılık matrisi,

Tekil Değer Ayrışması (Singular Value Decomposition) metodu ile analiz edildi. Elde edilen çözünürlük matrisi ile çözünürlük haritası elde edilmektedir. İdeal koşullarda sistemin performansını gözlemlemek için çözünürlük matrisi, duyarlılık matrisinin bütün tekil vektörleri ile hesaplanabilir. Fakat, ideal durumun gerçekleşmesi mümkün olmadığından, Sinyal-Gürültü-Oranı (SGO)'nın belli bir seviyede olduğu durum için çözünürlük matrisi hesaplanmıştır. Bu çalışmada, SGO 80 dB olarak seçildi. Elde edilen çözünürlük haritasına göre, ultrasonik dönüştürücünün altında yaklaşık 3 cm derinliğe kadar 5 mm x 5 mm boyutlarındaki iletkenlik değişimlerin gerçek değerine en yakın oranda geriçatılabileceği görülmüştür. Bu mesafeden uzaklaştıkça sistemin performansı düşmektedir. Bu durumu iyileştirmek için ultrasonik dönüştürücü farklı konumlara yerleştirilebilir ya da farklı bobin konfigürasyonları kullanılabilir.

5.2 Manyetik alan oluşturma çalışmaları

Bu iş paketinde, hazırlanan fantomları ve bobin sensörlerini içine alabilecek hacimde güçlü manyetik alanlar oluşturacak bir manyetik alan üreteci tasarlanmış ve yapılmıştır. Üretecin tasarım sürecinde COMSOL multifizik yazılımı kullanılarak benzetim çalışmaları yapılmıştır. Bu benzetim çalışmaları sonucunda kullanılacak mıknatısların ve onları çevreleyecek demir nüvenin boyutları belirlenmiştir. Benzetim çalışmasının sonucuna göre demir nüve hazırlanmış ve mıknatısları hem birbirlerine hem de nüveye takacak aparat ve düzenek yapılmıştır. Mıknatısların demir nüveye takılması ile manyetik alan üreteci tamamlanmıştır. Bu üretecin mıknatısları arasında 64 mm mesafe bulunmaktadır ve mıknatısların yüzey alanıyla aynı olan 89 mm $\times$ 110 mm kesit alanında manyetik alan üretilmektedir. Bu alanın tam ortasındaki manyetik alan değeri 0.56 Tesla değerindedir ve bu değer kenarlara doğru 0.27 Tesla'ya kadar düşmektedir.

Bu üretecin en önemli avantajları, çalışma süresi limiti olmaması, güç gerektirmemesi ve gürültüsüz çalışmasıdır. En önemli dezavantajı ise homojen manyetik alan üretememesidir. Ancak manyetik alan dağılımının, görüntü geri çatma algoritması içerisine dahil edilerek iletkenlik görüntülerine olan etkisi azaltılacaktır.

5.3 Ultrasonik vericiler çalışmaları

Bu iş paketinde, LFEIT sinyallerinin elde edilebilmesi için kullanılan ultrasonik vericiler ile ilgili çalışmalar yapılmıştır. Ultrasonik verici olarak OPEN SYSTEM marka faz dizili ultrason sürücüsü ve IMASONIC marka 16 kanallı doğrusal faz dizili ultrason dönüştürücü satın alınmıştır. Bu dönüştürücünün ürettiği akustik basıncın maksimum şiddeti 500 kPa olarak ölçülmüştür. Proje boyunca, faz dizili ultrason dönüştürücü ile fantomlarda kullanılan malzemelerin içerisindeki ses hızlarının ölçümü yapılmıştır. Ayrıca bu dönüştürücünün fantomlar içerisinde ürettiği akustik dalgalar ile statik manyetik alanın etkileşiminden bobin sensörleri üzerinde LFEIT sinyalleri indüklenmiştir. LFEIT sinyalinin büyüklüğünü artırmak için hangi sinyal şeklinin verilmesi gerektiği konusunda çalışılmalar yapılmıştır. α katsayısı 1 olan Tukey penceresi ile pencerelenmiş 1 MHz frekansa sahip kare dalgalar dönüştürücüye verildiğinde, en yüksek LFEIT sinyalleri elde edilmiştir. Faz dizili ultrason dönüştürücülerin en önemli özelliklerinden biri, akustik dalgaları elektronik olarak yönlendirmek ve bir noktada odaklamaktır. Akustik dalgaların istenen bölgelere odaklanması sağlanarak, o bölgelerden daha güçlü akustik dalga alınmıştır. Dalgala-

rın elektronik olarak yönlendirilmesi ile fantomlardan 2B ultrason görüntüleri elde edilmiştir. Sonuç olarak faz dizili ultrason dönüştürücü kullanılarak LFEIT sinyalleri, iletkenliğe bağlı görüntüler ve ultrason görüntüleri elde edilmiştir. Daha detaylı ultrason görüntüleri ve daha düşük iletkenliklere sahip fantomlardan iletkenlik görüntüsü elde edebilmek için daha yüksek basınç üreten bir ultrason sistemi kullanılması gerekmektedir.

5.4 Veri toplama sistemi çalışmaları

Bu iş paketinde, deney düzeneğinde kullanılan yükselteçler konusunda çalışmalar yapılmış ve iki aşamalı yükselteç tasarımı yapılmıştır. Yükseltecin iki aşamadan oluşmasının nedeni gürültüyü ilk aşamada oldukça düşük hale getirip, ikinci aşamada yüksek kazançlı yükselteç ile gürültüsü azaltılmış ve belli bir büyüklüğe getirilmiş sinyali yükseltmektir. Böylelikle sinyalin gürültüye oranı yükseltilmiş olacaktır. İlk aşama yükseltecin 44.7 dB ve ikinci aşama yükseltecin 51.36 dB kazanca sahip bir tasarım çalışması yapılmıştır. İki aşamalı yükseltecin toplam kazancının 96.06 dB olması ile hazırlanan fantomlardan sinyaller alınmıştır.

Ayrıca veri toplama sisteminin algılayabileceği minimum sinyalin belirlenmesi konusunda çalışmalar yapılmıştır. Çevreden kaynaklanan gürültünün düşürülebilmesi için yükselteç kartları Faraday kafesine yerleştirilmiştir. İlk aşama ve ikinci aşama yükselteçlerin gürültü faktörleri 44.77 ve 114.82 olarak ölçülmüştür. İki aşamalı yükseltecin toplam gürültü faktörü 43.45 olarak bulunmuştur. Veri toplama sisteminin gürültü tabanı yaklaşık 8.92 μV olarak hesaplanmıştır. Dolayısıyla, ilk aşama yükselteç tarafından algılanabilecek minumum sinyal 12.60 μV (gürültü tabanından 3 dB fazlası) olmuştur.

Bunlara ek olarak, ultrason dönüştrücü akustik dalga üretirken dışarıya elektromanyetik dalga yaydığı için bobin sensörlerinin üzerine gerilim indüklendiği gözlenmiştir. İndüklenen sinyal hem görüntüyü bozmakta hem de yükselteçleri doygun hale (saturate) getirmektedir. Ayrıca algılanabilecek minumum derinliği artırmaktadır. Bu uyarım bozukluğunu kaldırmak için donanımsal ve yazılımsal teknikler uygulanmıştır. Uygulanan tekniklerle uyarım bozukluğu sinyali kaldırılsa da algılanabilecek minimum derinlik değişmemiştir. Bobin sensörlerinin SNR değerini arttırmak için sensörlerin kalite faktörü mümkün olduğunca arttırılmalıdır. Öte yandan, minimum derinliği azaltmak için bobin sensörlerinin kalite faktörü azaltılmalıdır. Bu nedenle, uygun bir SNR ve minimum derinlik elde etmek için bobin sensörünün kalite faktörü ayarlanmalıdır. Bu çalışmada bobin sensörlerinin kalite faktörü 15 ile 20 arasında ayarlanmıştır.

5.5 Alıcı bobin tasarımı

Fantomlarda oluşan akım yoğunluklarından kaynaklanan manyetik alanları algılamak için bobin sensörleri tasarlanmış ve veri toplama çalışmalarında kullanılmıştır. Bu iş paketinde, deney düzeneğinin içindeki 1 MHz frekansında tasarlanan bobin sensörlerinin kalite faktörünü arttırma çalışmaları yapılmıştır. Deney düzeneği içerisinde bobin sensörlerinin kalite faktörü 15'den fazla hesaplanmıştır. Kullanılan bobin sensörlerinin sarım sayısı 40'tan daha fazla olmuştur. Tasarlanan bobin sensörlerinin bant genişliği, sensörlerin kalite faktörünü arttırmak için azaltılmıştır. Bobin sensörlerinin çıkışını artırmak için, seri konfigürasyon olarak iki aynı bobin sensörü kullanılmıştır. Bu durumda, rezonans frekansı ve kalite faktörü gibi bobinlerin elektriksel özellikleri

değişmeden, çıkış voltajı iki katına çıkarılmıştır. Bobin sensörlerinin bant genişliği II ve III yaklaşık 23 kHz frekans değeri olarak ayarlanmıştır. Buna ek olarak, sensörlerin AC direnci azaltılarak sensörlerin kalite faktörü arttırılmıştır. Birinci kademe yükselteç tarafından algılanabilen Helmholtz bobin sensörü tarafından ölçülen minimum manyetik alan yaklaşık 1.26 pT'dır. Helmholtz bobin sensöründe gürültüyü azaltmak için 8000 kez ortalama alınmaktadır. Bu durumda Helmholtz bobin sensörü tarafından ölçülebilen minimum manyetik alan 14 fT olur.
Hava çekirdekli bobin sensörlerinin hassasiyetini ve sinyal gürültü oranını artırmak için ferrit çekirdekli bobin sensörleri kullanılabilir. Ancak, ferrit çekirdeğin içinde manyetik alan dağılımı doğrusal değildir. Tasarlanan ferrit çekirdekli bobin sensörleri, amfilerimize takıldığında amfilerin çıkışında yüksek frekanslı osilasyona sebeb olmuştur. Bu durum, minimum algılanabilecek voltaj seviyesini artırmaktadır. Bu yüzden ferrit bobinler üzerinde çalışmaktan bu aşamada vazgeçilmiştir. Bunun yanı sıra, bobinlerin kalite faktörünü arttırmak için sarımda Litz teli kullanabilir. Litz telini kullanmak, bobin sensörlerinin AC direncini düşürür. Dolayısyla bu tip teller bobin sensörü tasarımında gelecekteki çalışmalarımızda kullanılabilir.

5.6 Fantom malzeme geliştirme çalışmaları

Deneysel çalışmalar için farklı iletkenlikte fantomlar hazırlanmıştır. Fantomların elektriksel iletkenliklerinin ölçülmesi için dört-elektrotlu ölçüm sistemi hazırlanmıştır. Bu projede kullanılan ultrasonik dönüştürücünün çalışma frekansı 1 MHz olduğu için iletkenlik ölçüm sisteminin frekansı da 1 MHz olarak ayarlanmıştır. Bu ölçüm sistemi, başka ultrason sistemlerinin farklı çalışma frekanslarına uyumlu olacak şekilde geniş bantlı çalışması sağlanabilir. Fantomların ses hızları deney düzeneğinde bulunan ultrasonik dönüştürücü yardımıyla hesaplanmıştır. İletkenliği ve ses hızı ölçülen fantomlar deney düzeneğine yerleştirilerek LFEIT sinyalleri alınmıştır.

5.7 Görüntüleme sistemi ile veri toplanması

Bu projede, manyetik alan ölçümleri alınarak LFEIT'in fizibilitesi deneysel olarak araştırılmıştır. Deney düzeneği statik manyetik alan üreteci, 16 elemanlı faz dizili ultrasonik dönüştürücü ve sürücüsü, alıcı bobin sensörleri, yükselteçler, veri toplama sistemi ve fantomlardan oluşmaktadır. Faz dizili ultrason dönüştürücü akustik dalgaları fantomlar içerisinde belli açılar arasında yönlendirmektedir ve her bir açı adımında bobin sensörleri vasıtasıyla LFEIT sinyalleri ölçülmektedir. Ölçülen LFEIT sinyalleri yanyana koyularak kartezyen koordinatlarında bir görüntü elde edilmektedir. Aynı zamanda bu sinyaller polar koordinatlarda ilgili bulundukları açı dilimine konulmak suretiyle bir görüntü daha oluşturulmaktadır. bu oluşturulan görüntüler iletkenliğe bağlı voltaj görüntüleridir.

Görüntüleme sistemi ile iki farklı deney yapılmıştır. Birinci deneyde grafit çubuğu, agar, jelatin ve ayçiçek yağından oluşan fanfomdan (Fantom I) LFEIT sinyalleri alınmıştır. LFEIT sinyalleri ile iletkenliğe bağlı voltaj görüntüsü elde edilmiştir. Aynı fantomun ultrason görüntüsü de elde edilerek bu iki görüntü karşılaştırılmıştır. LFEIT sinyalleri ile oluşturulan iletkenliğe bağlı voltaj görüntüsünde grafit çubuğun yeri ve ultrason dönüştürücüye olan uzaklıklığı açık bir şekilde görülebiliyor. Aynı şekilde ultrason görüntüsünde de grafit çubuğun yeri ve uzaklığı da görülebilmektedir. LFEIT sinyallerindeki gürültü fazla olmasına rağmen görüntünün çözünürlüğü ult-

rasonun çözünürlüğüne yakındır. LFEIT sinyallerinin seviyesi daha yüksek (güçlü) ve gürültü seviyesi daha düşük olursa iletkenlik görüntüsünün çözünürlüğü daha yüksek olacaktır.

İkinci deneyde, ayçiçek yağı, iletkenlik değeri 58 S/m olan hidroklorik asit çözeltisi ve agardan oluşan bir fantomdan LFEIT sinyalleri alınmıştır. Alınan sinyaller ile iletkenliğe bağlı voltaj görüntüsü elde edilmiştir. Bu fantomda agar jelin içerisine açılmış kanalın içersine iletken çözelti konumuştur ve hepsinin üzerine yağ eklenmiştir.Bu fantomda LFEIT sinyalleri, hem yağ ile çözelti arasındaki sınırdan hem de agar jel ile çözelti arasından alınmıştır. Sinyaller ile oluşturulan görüntüde iki sınırda açıkça görülebilir. Ancak ikinci sınırdan elde edilen sinyaller ilk sınırdakilere göre oldukça düşüktür. Bunun sebebi iletken çözeltinin akustik empedansının yağın akustik empedansından büyük olduğu için ikinci sınıra giden akustik dalgaların gücünün düşmesidir. Ultrason görüntülerinde de bu durum görülebilir. Bu fantomda kullanılan çözeltiden daha düşük iletkenlik değerine sahip çözeltiler kullanıldığında ise ikinci sınırdan sinyaller alınamamaktadır. Bu yüzden akustik empedansı birbirine yakın malzemelerden oluşan bir fantomda daha düşük iletkenliklerden görüntü alınabilir. Elimizde bulunan malzemelerde iletkenliği yeterince yüksek agar jeller yapılamadığı için görüntü oluşturmak için sadece sulu çözeltiler kullanılmaktadır. İleriki çalışmalarda, akustik empedansı birbirine yakın iletkenlik değeri geniş bir aralıkta ayarlanabilecek malzemelerden fantomlar yapılarak bu sorunun giderilmesi düşünülmektedir. Daha düşük iletkenlik değerlerinden LFEIT sinyalleri elde edebilmek için deney düzeneğinde şu iyileştirmeler yapılmalıdır: 1) Daha güçlü faz dizili ultrason sürücüsü kullanılmalıdır, 2) Daha yüksek manyetik alan oluşturan manyetik alan üretici kullanılmalıdır 3) Daha hassas bobinler hazırlanmalıdır, 4) Daha düşük gürültü ve daha yüksek kazanç seviyesine sahip yükselteçler kullanılmalıdır.

Deneylerimizde elde edilen LFEIT sinyalleri kullanılarak iletkenlik görüntüsü geri çatma işlemi üzerinde çalışmalar yürütülmüştür. Görüntü geri çatma işlemi algoritması olarak Kesik Tekil Değer Ayrıştırması (Trucanted Singular Value Decompsition) yapılmıştır. Tekil Değer Ayrıştırma yöntemi kullanarak Duyarlılık matrisi elde edilmiştir Bu matrisi elde etmek için MATLAB'ın K wave ultrason benzetim çalışma programında Fantom II ve faz dizili ultrason dönüştürücü modellenmiştir. Burada modellenen dönüştürücünün fantom içerisinde paket sinusoidal akustik dalgalar üretmesi sağlanmıştır. Bu dalgalar aracılığı ile elde edilen duyarlılık matrisiyle fantom II'den alınan LFEIT sinyalleri geri çatılmıştır. Ancak, deney verileri kullanılarak iletkenlik görüntüsü elde edilememiştir. Bunun sebeblerinden biri K-wave programında modelenen fantom içerisindeki akustik dalga şeklinin, deney düzeneğindeki dönüştürücünün yaydığı dalga şeklinden farklı olmasıdır. Bulgular kısmında görüntüleme sistemi ile veri toplama başlığı altında verilen ultrason A-tarama sinyallerine bakıldığında yansıyan sinyallerin şekillerinin sinusoidal sinyalden farklı olduğu görülmektedir. Bu durum fantom içersindeki basınç dağılım şeklinin K-wave'de yapılan benzetim çalışmasından farklı olduğu anlamına gelmektedir. Böylece deney verilerinin geri çatılması için gereken duyarlılık matrisinin hesaplanan matristen farklı olduğu ortaya çıkmaktadır. Bu problemi çözebilmek için iki seçenek mevcuttur. Birinci seçenek K-wave'de faz dizili ultrason dönüştürücünün daha doğru modellenmesidir. Üretilen akustik dalga şekillerinin gerçek dalga sekillerine daha yakın olması sağlanmalıdır. Diğer seçenek de ultrason dönüştürücüden alınan yansıma sinyallerini kullanılarak duyarlılık matrisinin oluşturulabilir. Gelecekteki çalışmalarımızda bu iki yöntem üzerine çalışılacaktır.

Proje kapsamında yapılan ve hazırlanmakta olan yayınlar:

Makaleler:

- Elyar Ghalichi ve Nevzat Güneri Gençer, Theoretical limits to sensitivity and resolution in magneto-acousto-electrical tomography, Institute of Physics and Engineering in Medicine, Physics in Medicine and Biology, Vol. 62 Number 20, 2017.
- Keivan Kaboutori, Ahmet Önder Tetik, Elyar Ghalichi, Mehmet Soner Gözü, Reyhan Zengin, Nevzat Güneri Gençer, Acquisition System for Lorentz Force Electrical Impedance Tomography Using Magnetic Field Measurements, Institute of Physics and Engineering in Medicine, Physics in Medicine and Biology, (Hazırlanmakta).

Bildiriler/Posterler:

- Ahmet Önder Tetik, Elyar Ghalichi, Keivan Kaboutari, Nevzat Güneri Gençer, Lorentz Alanlar ve Manyetik Alan Ölçümleri ile Elektriksel İletkenlik Görüntüleme İçin Sabit Manyetik Alan Üretici Tasarımı ve Yapımı, 20. BİYOMUT, 3-5 Kasım 2016, İzmir.
- E.Ghalichi, N.G. Gençer, An Analytical Solution for Forward Problem of Magneto-Acousto-Electrical Tomography, BIOEM2016, Gent, Belgium, 2016 (Poster)
- R. Zengin, N.G. Gençer, A numerical study on the resolution limit of Magneto-Acousto-Electrical Tomography using Magnetic Field Measurements, BIOEM2016, Gent, Belgium, 2016 (Poster)
- R. Zengin, N.G. Gençer, A Numerical Analysis of Magneto-Acousto Electrical Tomogrphy with a Simplified Breast Model, BIOMED2017, Innsbruck, Austria, 2017.
- K. Kaboutori, A. O Tetik, E. Ghalichi, M. S. Gözü, R. Zengin, N.G. Gençer, An Experimental Study for Magneto-Acousto Electrical Impedance Tomography using Magnetic Field Measurements, EIT2017, New Hampshire, USA, 2017.
- E. Ghalichi, R. Zengin, N.G Gençer, Heat Analysis in Magneto-Acousto Electrical Impedance Tomograhy, EIT2017, New Hampshire, USA, 2017 (Poster)

KAYNAKLAR

Ammari, H., Capdeboscq, Y., Kang, H. ve Kozhemyak, A. 2009. "Mathematical models and reconstruction methods in magneto-acoustic imaging". *European Journal of Applied Mathematics* 20 (3): 303–317.

Ammari, H., Grasland-Mongrain, P., Millien, P., Seppecher, L. ve Seo, J.-K. 2015. "A mathematical and numerical framework for ultrasonically-induced Lorentz force electrical impedance tomography". *Journal de Mathmatiques Pures et Appliques* 103 (6): 1390–1409.

Atassi, H. M. *The Green's Function*. 2–5. `https://www3.nd.edu/~atassi/Teaching/AME%2060633/Notes/greens.pdf`.

Azhari, H. 2010. *Basics of Biomedical Ultrasound for Engineers*. A JOHN WILEY & SONS, INC., PUBLICATION. ISBN: 9780470465479.

AZOM. *AISI 1018 Mild/Low Carbon Steel*. Son erişim tarihi: 27 Kasm 2016. `http://www.azom.com/article.aspx?ArticleID=6115`.

Baney, D. M., Gallion, P. ve Tucker, R. S. 2000. "Theory and Measurement Techniques for the Noise Figure of Optical Amplifiers". *Optical Fiber Technology* 6 (2): 122–154. ISSN: 1068-5200.

Barber, D. C. ve Brown, B. H. 1984. "Applied potential tomography". *Journal of Physics E: Scientific Instruments* 17 (9): 723.

Brinker, K. ve Roth, B. J. 2008. "The Effect of Electrical Anisotropy during Magnetoacoustic Tomography with Magnetic Induction". *Ieee Transactions on Biomedical Engineering* 55 (5): 1637–1639.

Cartwright, K. V. ve Joseph, E. 2010. "Finding the Exact Maximum Impedance Resonant Frequency of a Practical Parallel Resonant Circuit without Calculus". 11 (1).

Cheng, D. K. 2013. *Field and Wave Electromagnetics*. Pearson Education, Limited.

Comsol. 2013. *Comsol Cok Fizikli Yazilim, 27.11.2013, COMSOL Multiphysics Version 4.4*. `https://www.comsol.com`.

— . *Focused Ultrasound Induced Heating in Tissue Phantom, COMSOL Multiphysics Version 4.4*,

Cook, J. R., Bouchard, R. R. ve Emelianov, S. Y. 2011. "Tissue-mimicking phantoms for photoacoustic and ultrasonic imaging". 2 (11): 2243–2254.

Cox, B. 2013. *Acoustics for Ultrasound Imaging*. 17–24.

Ferreira, J. 1994. "Improved analytical modeling of conductive losses in magnetic components". *IEEE Transactions on Power Electronics* 9 (1): 127–131.

Gabriel, C., Gabriel, S. ve Corthout, E. 1996a. "The Dielectric Properties of Biological Tissues .1. Literature Survey". *Physics in Medicine and Biology* 41 (11): 2231–2249.

Gabriel, C., Peyman, A. ve Grant, E. H. 2009. "Electrical conductivity of tissue at frequencies below 1 MHz". *Physics in Medicine and Biology* 54 (16): 4863–4878.

Gabriel, C. 1996. *Compilation of the Dielectric Properties of Body Tissues at RF and Microwave Frequencies.* Tech. rep. DTIC Document.

Gabriel, S., Lau, R. W. ve Gabriel, C. 1996b. “The dielectric properties of biological tissues .2. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz”. *Physics in Medicine and Biology* 41 (11): 2251–2269.

— . 1996c. “The Dielectric Properties of Biological Tissues .3. Parametric Models for the Dielectric Spectrum of Tissues”. *Physics in Medicine and Biology* 41 (11): 2271–2293.

Gao, N. ve He, B. 2008. “Noninvasive Imaging of Bioimpedance Distribution by Means of Current Reconstruction Magnetic Resonance Electrical Impedance Tomography”. *Ieee Transactions on Biomedical Engineering* 55 (5): 1530–1538.

Gencer, N. G. 1993. “Electrical impedance tomography using induced currents.” PhD thesis, Orta Dogu Teknik Universitesi.

Gencer, N. G., Kuzuoglu, M. ve Ider, Y. Z. 1994. “Electrical impedance tomography using induced currents”. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 13, no. 2 (): 338–350.

Gencer, N. G. ve Tek, M. N. 1999. “Electrical Conductivity Imaging via Contactless Measurements”. *Ieee Transactions on Medical Imaging* 18 (7): 617–627.

Gencer, N. G. ve Zengin, R. 2013. *Multifrequency Electrical Impedance Imaging Using Lorentz Fields*. PCT Patent Application.

Gencer, N. G. ve Tek, N. 1998. “Imaging Tissue Conductivity via Contactless Measuremens: A Feasibility Study”. (Turkish Journal of Electrical Engineering ELEKTRIK) 6(3):167–182.

Golub, G. H. ve Van, L. C. F. 1989. *Matrix Computations*. Johns Hopkins University Press.

Gopel, W., Hesse, J. ve Zemel, N. 1989. *Sensors, A Comprehensive Survey, Volume 5, Magnetic Sensors*.

Goss, S. a., Johnston, R. L. ve Dunn, F. 1978. “Comprehensive compilation of empirical ultrasonic properties of mammalian tissues.” *The Journal of the Acoustical Society of America* 64 (2): 423–457.

Gozu, M. S. 2014. “2D simulation studies and initial experimental results for hall effect imaging”. MA thesis, Orta Dogu Teknik Universitesi.

Grandi, G., Kazimierczuk, M. K., Member, S., Massarini, A. ve Reggiani, U. 1999. “Stray Capacitances of Single-Layer Solenoid Air-Core Inductors”. 35 (5).

Grasland-Mongrain, P., Destrempes, F., Mari, J. M., Souchon, R., Catheline, S., Chapelon, J., Lafon, C. ve Cloutier, G. 2015. “Acousto-electrical speckle pattern in Electrical Impedance Tomography”, 60 (): 3747–3757.

Grasland-Mongrain, P., Mari, J.-M., Chapelon, J.-Y. ve Lafon, C. 2014. “Lorentz Force Electrical Impedance Tomography”.

Griffiths, H. 2001. “Magnetic Induction Tomography”. *Measurement Science & Technology* 12 (8): 1126–1131.

Grosso, V. A. D., Mader, C. W. ve D, V. A. 2005. “Speed of Sound in Pure Water View online : https://doi.org/10.1121/1.1913258 View Table of Contents : http://asa.scitation.org/toc/jas/52/5B Published by the Acoustical Society of America Articles you may be interested in Speed of sound in pure water as a function of temperature Tables of the Speed of Sound in Water Equation for the Speed of Sound in Sea Water Speed of Sound in Pure Water”. 1442 (1972).

Guo, L., Liu, G. ve Xia, H. 2015. “Magneto-Acousto-Electrical Tomography With Magnetic Induction for Conductivity Reconstruction.” *IEEE transactions on bio-medical engineering* 62, no. 9 (): 2114–24.

Guo, L., Liu, G.-Q., Xia, H., Liu, Y. ve Lu, M.-H. 2014. “Conductivity reconstruction algorithms and numerical simulations for magnetoacoustoelectrical tomography with piston transducer in scan mode”. *Chinese Physics B* 23 (10): 104303.

Haider, S., Hrbek, A. ve Xu, Y. 2008. “Magneto-Acousto-Electrical Tomography: A Potential Method for Imaging Current Density and Electrical Impedance”. *Physiological Measurement* 29 (6): S41–S50.

Harris, F. 1978. “On the use of windows for harmonic analysis with the discrete Fourier transform”. *Proceedings of the IEEE* 66 (1): 51–83.

HCI. 1999. *Conductivity Ordering Guide*. `http://myweb.wit.edu/sandinic/Research/conductivity`.

Hu, G., Cressman, E. ve He, B. 2011. “Magnetoacoustic imaging of human liver tumor with magnetic induction”. *Applied Physics Letters* 98 (2): 023703.

Ider, Y. Z. ve Onart, S. 2004. “Algebraic Reconstruction for 3D Magnetic Resonance-Electrical Impedance Tomography (MREIT) Using One Component of Magnetic Flux Density”. *Physiological Measurement* 25 (1): 281–294.

Inan, U. C. 2015. “Design and Implementation of Magnetic Field Sensors for Biomedical Applications”. MA thesis, Orta Dogu Teknik Universitesi.

ITIS Foundation. *Tissue Properties*. `https://www.itis.ethz.ch/virtual-population/tissue-properties/database/`. Accessed: 2016-11-30.

Joy, M., Scott, G. ve Henkelman, M. 1989. “Invivo Detection of Applied Electric Currents by Magnetic Resonance Imaging”. *Magnetic Resonance Imaging* 7 (1): 89–94.

Kaboutari, K. 2017. “Data Acquisition System for Lorentz Force Electrical Impedance Tomography Using Magnetic Field Measurements”. MA thesis, Orta Dogu Teknik Universitesi.

Kunyansky, L., Ingram, C. P. ve Witte, R. S. 2017. “Rotational magneto-acousto-electric tomography (MAET): theory and experimental validation”. *Physics in Medicine & Biology* 62 (8): 3025.

Kunyansky, L. 2012. “A mathematical model and inversion procedure for magneto-acousto-electric tomography”. *Inverse Problems* 28 (3): 035002.

Kwon, O., Woo, E. J., Yoon, J. R. ve Seo, J. K. 2002. “Magnetic Resonance Electrical Impedance Tomography (MREIT): Simulation Study of J-substitution Algorithm”. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 49 (2): 160–167.

Li, X., Xu, Y. ve He, B. 2006. “Magnetoacoustic Tomography with Magnetic Induction for Imaging Electrical Impedance of Biological Tissue”. *Journal of Applied Physics* 99 (6).

Li, X. ve He, B. 2010. “Multi-excitation Magnetoacoustic Tomography With Magnetic Induction for Bioimpedance Imaging”. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 29:1759–1767.

Lopez-Haro, S. A., Trujillo, C. J., Vera, A. ve Leija, L. 2011. “An agarose based phantom embedded in an in vitro liver tissue to simulate tumors: First experience”. İn *2011 Pan American Health Care Exchanges*, 233–236.

Massarini, a., Kazimierczuk, M. ve Grandi, G. 1996. “Lumped parameter models for single- and multiple-layer inductors”. *PESC Record. 27th Annual IEEE Power Electronics Specialists Conference* 1:295–301.

Metherall, P., Barber, D. C., Smallwood, R. H. ve Brown, B. H. 1996. “Three-dimensional electrical impedance tomography”. *Nature* 380 (509): 723.

Montalibet, A., Jossinet, J., Matias, A. ve Cathignol, D. 2001. “Electric current generated by ultrasonically induced Lorentz force in biological media.” *Medical and biological engineering and computing* 39, no. 1 (): 15–20.

Mortarelli, J. R. 1980. “A Generalization of the Geselowitz relationship Useful in Impedsnce Plethysmographic Field Calculations”. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 27 (11): 665–667.

Muratore, J. F. ve Carleton, H. R. 1981. “The Ultrasonic Properties of Impregnated Graphite”. *College of Engineering and Applied Sciences State University of New York, Stony Brook, New York 11794*: 940–944.

Neelakanta, P. 1995. *Handbook of Electromagnetic Materials: Monolithic and Composite Versions and Their Applications*. Taylor / Francis.

Paulson, K., Lionheart, W. ve Pidcock, M. 1993. “Optimal experiments in electrical impedance tomography.” *IEEE Transactions on Medical Imaging* 12 (4): 681–686.

Peyman, A., Gabriel, C. ve Grant, E. H. 2007. “Complex permittivity of sodium chloride solutions at microwave frequencies”. *Bioelectromagnetics* 28 (4): 264–274.

Pidcock, M. K., Kuzuoglu, M. ve Leblebicioglu, K. 1995. “Analytic and semi-analytic solutions in electrical impedance tomography. I. Two-dimensional problems”. *Physiological Measurement* 16 (2): 77.

Reatti, A. ve Kazimierczuk, M. K. 2002. “Comparison of various methods for calculating the AC resistance of inductors”. *IEEE Transactions on Magnetics* 38 (3): 1512–1518.

Roth, B. J., Basser, P. J. ve Wikswo, J. P. 1994. “A Theoretical Model for Magnetoacoustic Imaging of Bioelectric Currents”. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 41 (8): 723–728.

Roth, K., Bradley J.and Schalte. 2009. “Ultrasonically-induced Lorentz force tomography”. *Medical and Biological Engineering and Computing* 47, no. 6 (): 573–577.

Rush, S., Abildskov, J. A. ve Mcfee, R. 1963. “Resistivity of Body Tissues at Low Frequencies”. *Circulation Research* 12 (1): 40–50.

Scott, G. C., Joy, M. L. G., Armstrong, R. L. ve Henkelman, R. M. 1991. “Measurement of Nonuniform Current Density by Magnetic Resonance”. *Ieee Transactions on Medical Imaging* 10 (3): 362–374.

— . 1992. “Sensitivity of Magnetic Resonance Current Density Imaging”. *Journal of Magnetic Resonance* 97 (2): 235–254.

Seagar, A. D., Barber, D. C. ve Brown, B. H. 1987. “Theoretical limits to sensitivity and resolution in impedance imaging”. *Clinical Physics and Physiological Measurement* 8 (4A): 13.

Seran, H. C. ve Fergeau, P. 2005. “An optimized low-frequency three-axis search coil magnetometer for space research”. *Review of Scientific Instruments* 76 (4): 044502.

Sheingold, D. H. 1964. “Impedance & admittance transformations using operational amplifiers”. *The Lightning Empiricist* 12 (1).

Slawomir, T. 2007. “Induction coil sensors - a review”. *Measurement Science and Technology* 18 (3): R31.

Steketee, J. 1973. “Spectral emissivity of skin and pericardium”. *Physics in Medicine and Biology* 18 (5): 686.

Sudharsan, M., Ng, E. Y. ve Teh, S. L. 1999. “Surface Temperature Distribution of a Breast With and Without Tumour”, 2 (): 187–199.

Sullivan, C. R. 1999. “Optimal choice for number of strands in a litz-wire transformer winding”. *IEEE Transactions on Power Electronics* 14 (2): 283–291.

Supermagnete. *Physical Magnet Data*. Son erişim tarihi: 6 Nisan 2016. `https://www.supermagnete.de/eng/data%5C_table.php`.

Towe, B. C. ve Islam, M. R. 1988. “A Magnetoacoustic Method for the Noninvasive Measurement of Bioelectric Currents”. *Ieee Transactions on Biomedical Engineering* 35 (10): 892–894.

Tsai, J. Z., Will, J. A., Stelle, S. H. V., Cao, H., Tungjitkusolmun, S., Choy, Y. B., Haemmerich, D., Vorperian, V. R. ve Webster, J. G. 2002. “In-vivo measurement of swine myocardial resistivity”. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 49 (5): 472–483.

Tumanski, S. 2007. “Induction coil sensorsa review”. *Measurement Science and Technology* 18 (3): R31.

Wen, H. 2003. *Ultrasound-hall effect imaging system and method*. US Patent 6,520,911.

Wen, H., Shah, J. ve Balaban, R. S. 1998. “Hall effect imaging”. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 45 (1): 119–124.

Werner J, B. M. 1988. “Temperature profiles with respect to inhomogeneity and geometry of the human body”. *J Appl Physiol(1985)* 65 (3): 1110–8.

Wheeler, H. 1942. “Formulas for the Skin Effect”. *Proceedings of the IRE* 30 (9): 299–311.

— . 1928. “Simple Inductance Formulas for Radio Coils”. *Proceedings of the Institute of Radio Engineers* 16 (10): 1398–1400.

Xia, R., Li, X. ve He, B. 2007. “Magnetoacoustic Tomographic Imaging of Electrical Impedance with Magnetic Induction”. *Applied Physics Letters* 91 (8).

Xu, Y. ve He, B. 2005. “Magnetoacoustic Tomography with Magnetic Induction (MAT-MI)”. *Physics in Medicine and Biology* 50 (21): 5175–5187.

Yu, Q. ve Holmes, T. W. 2001. “A study on stray capacitance modeling of inductors by using the finite element method”. *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility* 43 (1): 88–93.

Al-Zeibak, S., Goss, D., Lyon, G., Yu, Z. Z., Peyton, A. J. ve Beck, M. S. 1995. “A feasibility study of electromagnetic induction tomography”. İn *9th Int Conf On Electrical Bio-Impedance*, 426–429.

Zeng, X., Liu, G., Xia, H. ve Xu, X. 2010. “An acoustic characteristic study of magneto-acousto-electrical tomography”. İn *2010 3rd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics*, 1:95–98.

Zengin, R. 2012. “Electrical impedance tomography using Lorentz Fields.” PhD thesis, Orta Dogu Teknik Universitesi.

Zengin, R. ve Gencer, N. G. 2016. “Lorentz force electrical impedance tomography using magnetic field measurements”. *Physics in Medicine & Biology* 61 (16): 5887.

Zhang, N. 1992. “Electrical Impedance Tomography Based on Current Density Imaging”. PhD thesis, University of Toronto.

TÜBİTAK
PROJE ÖZET BİLGİ FORMU

Proje Yürütücüsü:	Prof. Dr. NEVZAT GÜNERİ GENÇER
Proje No:	114E184
Proje Başlığı:	Lorentz Alanları Ve Manyetik Alan Ölçümleri Ile Elektriksel Empedans Görüntülemesi
Proje Türü:	Uluslararası
Proje Süresi:	36
Araştırmacılar:	REYHAN ZENGİN
Danışmanlar:	
Projenin Yürütüldüğü Kuruluş ve Adresi:	ORTA DOĞU TEKNİK Ü. MÜHENDİSLİK F. ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ B.
Projenin Başlangıç ve Bitiş Tarihleri:	01/12/2014 - 01/12/2017
Onaylanan Bütçe:	358922.0
Harcanan Bütçe:	335907.75
Öz:	Bu projede sağlıklı/kanserli dokuların elektriksel empedanslarının görüntülenmesi için elektromanyetik alanlar ile ultrasonun birleştiği hibrit bir yöntem önerilmiştir. Bu yöntem, statik manyetik alan ortamında, doku yüzeyine yerleştirilen ultrasonik vericilerin yarattığı akustik titreşimler sonucu oluşan Lorentz alanlarına dayanmaktadır. İletken cisim içinde yayılan bu elektriksel alanlar dokuda ultrason yayılım hızıyla akımlar indüklemektedir. Bu akım yoğunluğundan (hız-akım yoğunluğu) kaynaklanan manyetik alanlar, iletken dokuyu saran ya da dokunun yakınına yerleştirilen bir bobin yardımıyla algılanabilmekte ve elde edilen ölçümler iletkenlik görüntülemesi için kullanılmaktadır. Yöntemin teorisi ve fizibilitesine yönelik ön çalışmalar laboratuvarımızda yapılmıştır. Proje süresince teorik ve sayısal çalışmalara devam edilmiştir. Farklı sayısal geometriler ile yöntemin çözünürlük haritası incelenerek performansı değerlendirilmiştir. Çözünürlük haritası incelendiğinde, ultrasonik dönüştürücünün altında yaklaşık 3 cm derinliğe kadar 5 mm x 5 mm boyutlarındaki iletkenlik değişimlerin gerçek değerine en yakın oranda geriçatılabileceği anlaşılmaktadır. Bu mesafeden uzaklaştıkça sistemin performansı düşmektedir. Bu durumu düzeltmek için ultrasonik dönüştürücü farklı konumlara yerleştirilebilir ya da farklı bobin konfigürasyonları ile ölçümler alınabilir. Ayrıca görüntüleme esnasında hastalar için güvenlik sınırlarını, akustik basınç ve statik manyetik alanın azami sınırlarını belirlemek için ısı analizi yapılmıştır. Basınçtan kaynaklanan ısınmanın etkisinin, elektrik akımından kaynaklanan ısıdan daha fazla olduğu görülmüştür. Bir saniye boyunca sürekli uygulanan sinüzoidal basınçtan sonra bile dokudaki ısı artışının 0.62 C olduğu görülmektedir. Isı dağılımının kararlı duruma gelmesi ise 15 dakikadan fazla bir zaman almaktadır. Ayrıca dokuda/fantomda oluşan basınç değeri ve indüklenen akım değerleri güvenlik sınırları altındadır. Önerilen yöntemin veri toplama sürecinde ortamda oluşacak basınç değeri ve akım yoğunluğu değerleri güvenlik sınırlarında kaldığı sürece dokulara zarar verecek bir ısı artışı olmayacağı düşünülmektedir. Laboratuvarımızda hazırlanan fantomlar ile deneysel çalışmalar yapılmıştır. Deney düzeneğindeki statik manyetik alan üreteci kalıcı mıknatıslar ve demir nüve ile oluşturulmuştur. Ortamda basınç dağılımı oluşturmak için 16-elemanlı bir doğrusal faz dizili dönüştürücü kullanılmıştır. Ayrıca ortamda oluşan akım yoğunluğundan kaynaklanan manyetik alanları ölçmek için çeşitli bobinler tasarlanmıştır. İletkenliği ve ses hızı ölçülen fantomlar deney düzeneğine yerleştirilerek LFEIT sinyalleri alınmıştır. Bu sinyaller kullanılarak fantomlardaki iletkenlik dağılımları kutupsal ve kartezyen koordinatlarda görüntülenmiştir.
Anahtar Kelimeler:	Lorentz alanlar, Elektriksel iletkenlik, ultrason, statik manyetik alan, tıbbi görüntüleme
Fikri Ürün Bildirim Formu Sunuldu Mu?:	Hayır

TÜBİTAK

Projeden Yapılan Yayınlar:	1- A numerical study on the resolution limit of Magneto-Acousto-ElectricalTomography using Magnetic Field Measurements (Bildiri - Uluslararası Bildiri - Poster Sunum), 2- An Analytical Solution for Forward Problem of Magneto-Acousto-ElectricalTomography (Bildiri - Uluslararası Bildiri - Poster Sunum), 3- DATA ACQUISITION SYSTEM FOR LORENTZ FORCE ELECTRICAL IMPEDANCE TOMOGRAPHY USING MAGNETIC FIELD MEASUREMENTS (Tez (Araştırmacı Yetiştirilmesi) - Yüksek Lisans Tezi), 4- Theoretical limits to sensitivity and resolution in magneto-acousto-electrical tomography (Makale - İndeksli Makale), 5- Heat Analysis in Magneto-Acousto Electrical Impedance Tomography (Bildiri - Uluslararası Bildiri - Poster Sunum), 6- A NUMERICAL ANALYSIS OF MAGNETO-ACOUSTO ELECTRICALTOMOGRAPHY WITH A SIMPLIFIED BREAST MODEL (Bildiri - Uluslararası Bildiri - Sözlü Sunum), 7- An Experimental Study for Magneto-Acousto Electrical ImpedanceTomography using Magnetic Field Measurements (Bildiri - Uluslararası Bildiri - Sözlü Sunum), 8- THEORETICAL LIMITS AND SAFETY CONSIDERATIONS FOR MAGNETO-ACOUSTO ELECTRICAL TOMOGRAPHY (Tez (Araştırmacı Yetiştirilmesi) - Yüksek Lisans Tezi), 9- Lorentz Alanlar ve Manyetik Alan Ölçümleri ileElektriksel İletkenlik Görüntüleme İçin SabitManyetik Alan Üretici Tasarımı ve Yapımı (Bildiri - Ulusal Bildiri - Poster Sunum),

TÜBİTAK