ÖNSÖZ

Kanserli dokuların tanısı için farklı görüntüleme teknikleri kullanılmaktadır. Bu amaçla kullanılacak ideal bir görüntüleme tekniğinin başlıca özellikleri şunlar olabilir: 1) duyarlılığı (sensitivity) ve özgüllüğü (specificity) yüksek olmalı, 2) hastaya zarar vermemeli, 3) taşınabilir olmalı, 4) uygulama süresi kısa olmalı, 5) uygulama maliyeti az olmalı, 6) büyük altyapılar gerektirmemeli. Ancak meme kanseri için kullanılan görüntüleme tekniklerinin hiç birisi bu özelliklerin tamamını sağlamamaktadır. Bu amaçla alternatif görüntüleme teknikleri önerilmiştir (mikrodalga görüntüleme, kızılötesi termal görüntüleme, elektriksel empedans görüntüleme, vb.). Bu çalışmada alternatif bir görüntüleme tekniği olan "Lorentz Alanları ve Manyetik Alan Ölçümleri ile Elektriksel Empedans Görüntülemesi" alanında MR ortamında kullanılabilecek veri toplama sistemi geliştirilmiş, sinyal işleme teknikleri önerilmiş, ve deneysel çalışmalar rapor edilmiştir. Yöntemde kanserli ve normal dokular elektriksel özelliklerine göre ayrıştırılmaktadır. MR cihazındaki güçlü statik alan içine yerleştirilen vücuda (iletken ortam) ultrason sinyalleri uygulanmakta, statik alanla etkileşen basınç dalgaları Lorentz alanları ve elektrik akımı oluşturmaktadır. Dokuların elektriksel özelliklerine bağlı olarak indüklenen elektrik akımları yüzeyde potansiyel farkları, dış yüzeye yakın alanda manyetik alan dağılımları yaratmaktadır. Vücut yüzeyine yakın yerleştirilen bobinlerle manyetik alan ölçülebilir, bu ölçümlerle oluşturulacak yüksek çözünürlüklü görüntüler kanserli/normal doku tanısında kullanılabilir.

ODTÜ Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü Biyoelektromanyetizma Grubu (ODTÜ BERG) olarak bu yöntemin laboratuvar ortamında uygulanabilirliğine yönelik yapılan ilk çalışmalar daha önce 114E184 kodlu proje (Lorentz Alanları ve Manyetik Alan Ölçümleri ile Elektriksel Empedans Görüntülemesi, 2014) ile TÜBİTAK tarafından desteklenmiştir. Proje kapsamında, teorik ve sayısal çalışmalar yapılmış, küçük boyutlu kalıcı mıknatıslar ve demir nüve ile statik manyetik alan (0.5 T) oluşturulmuştur. Veri toplama sistemi oluşturularak, vücudun ultrasonik ve elektriksel özelliklerine benzetilen fantomlardan ölçümler alınmış ve görüntüler elde edilmiştir.

Bu projede, daha güçlü bir statik alan (1.5 T) sunan MR ortamında, sinyal-gürültü oranını artıracak uyarım yöntemleriyle, yeni veri toplama sistemi ve yeni veri işleme teknikleriyle, çokfrekanslı elektriksel empedans görüntülemesi çalışmaları amaçlanmıştır. Bu amaçlarla yürütülen çalışma sürecinde proje TÜBİTAK tarafından desteklenmiştir. Projede üç Doktora öğrencisi çalışmış, ikisi için yarı zamanlı burs destekleri ve projenin gereksinimleri için öngörülen maddi destek TÜBİTAK tarafından sağlanmıştır.

Bizlere sağladığı araştırma altyapısı ve destekler için ODTÜ Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü'ne, projeye sağladığı maddi desteklerden dolayı TÜBİTAK'a, motivasyonları, azimleri ve çalışkanlıkları nedeniyle başta Dr. Öğr. Üyesi Reyhan Zengin olmak üzere tüm proje ekibine teşekkürlerimi sunuyorum.

Prof. Dr. Nevzat Güneri GENÇER
Proje Yürütücüsü

İÇİNDEKİLER

1 GİRİŞ **1**

2 LİTERATÜR ÖZETİ **4**

3 GEREÇ ve YÖNTEM **9**

3.1 Analitik ve sayısal çalışmalar 9
3.1.1 Teorik altyapı 9
3.1.2 Analitik çalışmalar 11
3.1.3 Sayısal çalışmalar 17
3.2 Farklı Ultrason Uyarım Çalışmaları 21
3.2.1 Frekans Modüle Edilmiş Uyarım 21
3.2.2 Faz Modüle Edilmiş Uyarım 26
3.2.3 Ultrason uyarım sinyalleri ile elde edilen MAET sinyalleri ve SGO'nun karşılaştırılması 26
3.2.4 B-mode MAET görüntülerinin oluşturulması ve görüntü kalitesi ölçümlerinin karşılaştırılması 31
3.3 Veri toplama sistemi çalışmaları 34
3.3.1 Yükselteç Çalışmaları 35
3.3.2 Hat Sürücü Devresi Çalışmaları (Sinyal Taşıma) 39
3.3.3 DFD Ultrason Dönüştürücü Çalışmaları 41
3.3.4 Ultrason Sürücüsü Çalışmaları 46
3.3.5 Veri Toplama Sistemi Frekans Tepkisi Ölçümü 52
3.4 Alıcı bobin tasarımı 63
3.4.1 İleri Problemin Bobin Transfer Fonksiyonu ile Birlikte Tanımlanması 63
3.5 Fantom malzeme geliştirme çalışmaları 65
3.5.1 Elektriksel özellikleri ölçme düzeneği 67
3.5.2 Ses hızını ölçme düzeneği 67
3.6 Görüntüleme sistemi ile veri toplanması 70
3.6.1 Ters Problem 70
3.6.2 Polar Koordinatlardan Kartezyen Koordinatlara Geçiş 71
3.6.3 Sayısal Çalışmalar 72
3.6.4 LPA Ultrason Dönüştürücüsünün Modellemesi 72
3.6.5 Dairesel ve Sekiz Şekilli Bobinlerin Karşılıklı Elektrik Alanının Hesaplanması 73
3.6.6 Sekiz Şekilli Bobinlerin Karşılıklı Elektrik Alanı 75
3.6.7 Dairesel Bobin İçin Nokta Yayılma Fonksiyonu 76
3.6.8 Sekiz Şekilli Bobin İçin Nokta Yayılma Fonksiyonu 79
3.6.9 Deneysel Çalışmalar 85
3.6.10 LPA Ultrasonik Dönüştürücünün Karakterizasyonu 86

3.6.11 ODTÜ Biyomedikal Görüntüleme Araştırma Laboratuvarındaki Deney Düzeni . . . 87
3.6.12 Fantom . . . 88
3.6.13 Yükselteç . . . 88
3.6.14 Dairesel Bobinler . . . 88

4 BULGULAR **97**
4.1 Analitik ve sayısal çalışmalar . . . 97
4.2 Ultrason Uyarım Çalışmaları . . . 127
4.2.1 Ultrason uyarım sinyalleri ile elde edilen MAET sinyallerine ait SGO'ların karşılaştırılması . . . 127
4.2.2 Ultrason uyarım sinyalleri ile elde edilen B-mode MAET görüntülerine ait SGO ve KGO değerlerinin karşılaştırılması . . . 128
4.3 Veri toplama sistemi çalışmaları . . . 130
4.3.1 MR Kullanılarak LFEIT Deneyi Ön Çalışmaları . . . 130
4.4 Alıcı bobin tasarımı . . . 133
4.5 Fantom malzeme geliştirme çalışmaları . . . 139
4.5.1 Fantomların elektriksel iletkenlik ve dielektrik sabiti sonuçları . . . 139
4.5.2 Fantomların ses hızı sonuçları . . . 142
4.6 Görüntüleme sistemi ile veri toplanması . . . 144
4.6.1 Dairesel ve Sekiz Şekilli Bobin İçin 2D İletkenlik Yeniden Yapılandırmaları 144
4.6.2 Dairesel ve Sekiz Şekilli Bobin Görüntülerini Birleştirme . . . 146
4.6.3 Dönüşlü (Rotational) MAET Görüntüleme . . . 146
4.6.4 ODTÜ Biyomedikal Görüntüleme Labında Yapılan Deneylerin Sonuçları . 150
4.6.5 MR Cihazı İçinde Gerçekleştirilen MAET-MI Deneyi . . . 156

5 TARTIŞMA **162**
5.1 Analitik ve sayısal çalışmalar . . . 162
5.2 Ultrason uyarım çalışmaları . . . 163
5.3 Veri toplama sistemi çalışmaları . . . 163
5.4 Alıcı bobin tasarımı . . . 163
5.5 Fantom malzeme geliştirme çalışmaları . . . 164
5.6 Görüntüleme sistemi ile veri toplanması . . . 165

ŞEKİL LİSTESİ

1 İleri problem geometrisi. Elektriksel özellikleri (σ, ϵ, μ_0) olan bir cisim statik manyetik alan $\vec{B_0}$ içirisinde tutulmaktadır. Lorentz alanları oluşturmak 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, Lorentz elektrik alanı ve hız akımı oluşturur (Zengin ve Gençer, 2016). 9

2 Yöntemin ölçüm düzeneği. Manyetik alan ölçmek için kullanılan bobin, cismi çevreler ya da cismin yakınına yerleştirilir (Zengin ve Gençer, 2016). 11

3 Analitik çalışma geometrisi iki biyolojik dokudan oluşmaktadır. Ultrason dönüştürücü ve tümör arasındaki mesafe d olarak gösterilmektedir. 13

4 Dokuların akustik sönümleme ve elektriksel özelliklerinin frekansa bağlı değişimlerinden kaynaklanan bobin sinyal genlikleri. (a) İletkenlikten kaynaklanan sinyal, (b) geçirgenlikten kaynaklanan sinyal. 100 kHz-10 MHz arasındaki değişimler gösterilmektedir. Akustik dalganın 5 cm derine indiği varsayılmıştır. Sinyal seviyeleri normalize edilmiştir. 14

5 akustikgeometry 18

6 akustikgeometry 19

7 ACDCgeometry 20

8 Nümerik çalışmalar için oluşturulan meme modeli. 21

9 Ultrason dönüştürücüye 1 MHz frekansında uygulanan 10 dalga sinyali. 22

10 Ultrason dönüştürücüye Şekil 9'daki sinyalin uygulanması sonucu ölçülen LFEIT sinyali. 23

11 Şekil 10'de ölçülen LFEIT sinyaline -6 dB gürültü eklenmesi sonucu ortaya çıkan LFEIT sinyali. 23

12 Ultrason dönüştürücüye 750 kHz frekansından başlayan ve band genişliği 500 kHz olan 10 dalga sinyali. 24

13 Ultrason dönüştürücüye Şekil 12'deki sinyalin uygulanması sonucu ölçülen LFEIT sinyali. 24

14 Şekil 13'de ölçülen LFEIT sinyaline -6 dB gürültü eklenmesi sonucu ortaya çıkan LFEIT sinyali. 25

15 Şekil 14'de ölçülen LFEIT sinyalinin uyumlu süzgeçten geçirilmesi ile elde edilen LFEIT sinyali. 25

16 Ultrason dönüştürücüye uygulanan 13-bit Barker kodu. 26

17 Ultrason dönüştürücüye Şekil 16'deki sinyalin uygulanması sonucu ölçülen LFEIT sinyali. 27

18 Şekil 17'de ölçülen LFEIT sinyaline -6 dB gürültü eklenmesi sonucu ortaya çıkan LFEIT sinyali. 27

19 Şekil 18'de ölçülen LFEIT sinyalinin uyumlu süzgeçten geçirilmesi ile elde edilen LFEIT sinyali. 28

20 SGO karşılaştırması için oluşturulan meme modeli. 28

21 LPA dönüştürücüye uygulanan uyarımlar: (A) Tek-döngü, (B) 1 MHz bant genişliğine sahip 8 döngülü LFM, (C) 7-bit Barker kodu, (D) 8-bit Golay kodu A dizisi ve (E) 8-bit Golay kodu B dizisi. 29
22 Her bir uyarım için MAET ölçüm sonuçları: (A) Tek döngü, (B) 1 MHz bant genişliğine sahip 8 döngülü LFM, (C) 7-bit Barker kodu, (D) 8-bit Golay kodu A dizisi ve (E) 8-bit Golay kodu B dizisi. 30
23 Her bir uyarım için gürültü eklenmiş MAET sinyalleri: (A) Tek döngü, (B) 1 MHz bant genişliğine sahip 8 döngülü LFM, (C) 7-bit Barker kodu, (D) 8-bit Golay kodu A dizisi ve (E) 8-bit Golay kodu B dizisi. 30
24 (A) Tek döngü uyarımı için gürültü eklenmiş MAET sinyalinin zarfı. Her bir uyarım için eşleşmiş filtre çıktısının zarfı: (B) 1 MHz bant genişliğine sahip 8 döngülü LFM, (C) 7-bit Barker kodu, ve (D) 8-bit Golay kodu (A ve B dizilerinin toplamı). . 31
25 (A) ve (B) tek döngü uyarımı ile elde edilen B-modu MAET görüntüleri. (B)'de, beyaz dikdörtgenler hedef alanı, gri dikdörtgen ise arka plan alanını göstermektedir. Bu alanlar, KGO ve SGO hesaplaması için özellikle seçilmiştir. 33
26 Farklı uyarımlar için B-modu MAET görüntüleri: (A) tek döngü (B) 1 MHz bant genişliğine sahip 8 döngülü LFM (C) 7-bit Barker kodu (D) 8-bit Golay kodu. 0° yönlendirme açısında 0 dB SGO elde etmek için ölçülen MAET sinyallerine uygulanan AWGN, -5° ile 5° arasındaki tüm yönlendirme açılarına ait MAET sonuçlarına tutarlı bir şekilde eklenmiştir. 33
27 MR ortamı içerisindeki deney düzeneğinin temsili görüntüsü. 35
28 Deney düzeneğinde kullanılan yükseltecin ilk kademesi: Analog Devices CN0273. 36
29 VCA5807 yükseltecinin blok diyagramı. 37
30 VCA5807EVM yükselteç kartının ayarlarının yapıldığı arayüz programı. 37
31 Yükselteç kartının test edilmesi için hazırlanan deney düzeneği. 38
32 Sönümleme öncesi LFEIT sinyali. 39
33 Sönümleme sonrası LFEIT sinyali. 40
34 Manyetik alan ölçümlü MAET yöntemi için veri toplama sistemi blok şeması. . . . 40
35 Ultrason dönüştürücüsü boyutları. p, e, L ve h, sırasıyla eleman aralığı, elemanlar arası boşluk, toplam aktif alan ve yüksekliği temsil etmektedir. 43
36 p=0.3 mm ve e=0.1 mm boyutlarında 0° yönlendirme açısında yönelme. 43
37 p=0.3 mm ve e=0.1 mm boyutlarında 30° yönlendirme açısında yönelme. 44
38 p=0.4 mm ve e=0.15 mm boyutlarında 0° yönlendirme açısında yönelme. 44
39 p=0.4 mm ve e=0.15 mm boyutlarında 12° yönlendirme açısında yönelme. 45
40 p=0.4 mm ve e=0.15 mm boyutlarında 30° yönlendirme açısında yönelme. 45
41 Ultrason dönüştürücünün test edilmesi için hazırlanan fantom. 46
42 Ultrason dönüştürücüye uygulanan sinyal. 47
43 Elde edilen A-scan sonucu. 47
44 LeCouer Electronique firmasından satın alınan ultrason sürücüsü (US-ARRAY). . 48
45 US-Array ultrason dönüştürücüsünün bir kanalından gelen sinyallerin ölçülmesi. 49
46 US-Array ultrason dönüştürücüsünün bir kanalından gelen sinyallerinin osiloskop ekranında gösterimi. 50

47 US-Array sistemiyle ODTÜ laboratuvar ortamında kurulan LFEIT deney düzeneği.. 50
48 Grafit çubuk, su ve plastik malzemelerinden oluşan fantom. 51
49 US-Array sistemiyle kurulan LFEIT deney düzeneğinden elde edilen LFEIT sinyali. 52
50 4 kHz tekrarlama frekansına ayarlanmış US-Array sürücüsünün bir çıkışından elde edilen sinyal. 53
51 Alıcı bobinlerin frekans tepkisini ölçüm düzeneği. 53
52 Verici bobini süren Class AB yükselteç devresi. 54
53 Örnek çok katmanlı bobin gösterimi. 55
54 Alıcı bobinin frekansa göre normalize edilmiş indüklenen gerilimi. 56
55 Ultrason dönüştürücünün oluşturduğu basıncın güce (dB) karşılık frekans (Hz) grafiği. 57
56 Ultrason dönüştürücünün normalize edilmiş gücünün frekans(kHz) karakteristiğinin Gauss fonksiyonu ile gösterilmiş hali. 58
57 Alıcı bobin ile ultrason dönüştürücünün frekans karakteristiklerinin çarpımının grafiği. 58
58 Veri toplama sisteminin frekans tepkisinin ölçülebilmesi için kurulan deney düzeneği. 59
59 Veri toplama sisteminin frekans tepkisinin ölçülebilmesi için kurulan deney düzeneğinde kullanılan tuzlu su-yağ fantomu. 60
60 1 MHz frekansında fantomdan alınan LFEIT sinyali. 61
61 Farklı frekanslarda alınan LFEIT sinyallerinin genliğinin frekansa göre değişim grafiği. 61
62 Kablolu dairesel bobinin devre temsili. R_{AC}, L, C, C_P, R_P sırasıyla bobinin AC direnci, indüktansı, kapasitansı, paralel kapasitansı ve hem kablo hem de yükselteç tarafından eklenen dirençtir. 64
63 Dielektrik özellikleri ölçüm düzeneğinin şeması. 68
64 Dielektrik özellikleri ölçüm düzeneğinin fotoğrafı. 68
65 Ses hızı ölçüm düzeneğinin gösterimi. 69
66 Ses hızı ölçüm düzeneğinin fotoğrafı. 69
67 Gecikme ve toplama algoritmasının gösterimi. 71
68 Mavi çizgi örnek iletkenlik dağılımını gösterir, kırmızı ok yönlendirme yönünü gösterir ve kesikli siyah oklar yönlendirme açısına göre 0.5° daha yüksek ve düşük gösterir. 72
69 2D COMSOL simülasyon geometrisi ve LPA dönüştürücüsünün resmi. 16 adet piezoelektrik kristal görüntüleme bölgesinin üstünde yer almaktadır. Görüntüleme bölgesi, ses hızı 1520 m/s ve yoğunluğu 1000 kg/m^3 olan su ile doludur. Görüntüleme bölgesinin dışı, ses hızı 343 m/s ve yoğunluğu 1.25 kg/m^3 olan hava olarak modellenmiştir. 73
70 LPA dönüştürücüsünün her bir elemanı için uyarım sinyali. 74
71 Dönüştürücüden 20 mm uzakta parçacık hızı. 74
72 0° yönlendirme açısı için LPA dönüştürücüsünün ürettiği parçacık hızı dalga formunun logaritmik görüntüsü. 75

73 LPA dönüştürücüsünün basınç genlik haritası. 76
74 Basıncın 3 dB hüzme genişliği kırmızı kesikli çizgilerle gösterilmiştir. 77
75 COMSOL'da modellenmiş dairesel bobin 77
76 Dairesel bobin tarafından x yönünde oluşturulan karşılıklı alan. 78
77 Dairesel bobin tarafından z yönünde oluşturulan karşılıklı alan. 78
78 Dairesel bobinin karşılıklı alanının ok grafiği. 79
79 Sekiz şekilli bobinin Comsol modeli. 80
80 Sekiz şekilli bobin tarafından x yönünde oluşturulan karşılıklı alan. 80
81 Sekiz şekilli bobin tarafından z yönünde oluşturulan karşılıklı alan. 81
82 Sekiz şekilli bobinin karşılıklı alanının ok grafiği. 81
83 Noktasal cisim ve dairesel bobinle ölçüm düzeneği. 82
84 Dairesel bobinde indüklenen MAET voltajı. 82
85 MAET sinyali indükledikten sonra bobinin çıkışı. 83
86 Bobinin transfer fonksiyonunun dekonvolüsyonu ile kurtarılan MAET sinyali. . . . 83
87 Orijinal iletkenlik dağılımında kan dokusu merkeze yerleştirilmiştir. 84
88 Tüm açılar için yeniden oluşturulan iletken sınırlar. 84
89 Yeniden oluşturulan iletken sınırların zarfı. 85
90 Hidrofon ve LPA ultrasonik dönüştürücünün Su Tankına Daldırılması 86
91 Hidrofon ve LPA ultrasonik dönüştürücünün Su Tankına Daldırılmış ve Karşı Karşıya Konumlandırılmış Hali 87
92 Hidrofon ve LPA ultrasonik dönüştürücünün Su Tankına Daldırılması. 88
93 LPA ultrasonik dönüştürücünün Uyarı Sinyali: Tukey pencereli tek çevrim sinüzoidal sinyal 270° fazlı. 89
94 Dönüştürücüden 50 mm uzaklıktaki hidrofon için kaydedilen basınç dalgası. . . . 90
95 Hidrofon ve LPA ultrasonik dönüştürücünün Su Tankına Daldırılmış ve Karşı Karşıya Konumlandırılmış Hali. 90
96 Su Tankına Daldırılmış Hidrofon ve LPA ultrasonik dönüştürücü. 91
97 LPA ultrasonik dönüştürücünün basınç alanı deseni. 91
98 Su Tankına Daldırılmış Hidrofon ve LPA ultrasonik dönüştürücünün ölçülen basınç dağılımı. 92
99 MAET-MI Deney Düzeni. 92
100 Bakır levhalar suya batırılarak fantom olarak kullanılmıştır, aralarına 3D baskılı ayırıcılar yerleştirilmiştir. 93
101 CN0273 enstrümantasyon amplifikatörü bir Ön Amplifikatör olarak ve VCA5807EVM amplifikatör kartı bir İkinci Aşama Amplifikatör olarak kullanılmıştır. 93
102 MAET-MI deneylerinde kullanılan dairesel bobinler 1 ve 2. Bu bobinlere koaksiyel kablo ve kapasitörler eklenmiştir. 94
103 Dairesel bobin 1'in ölçülen empedans değeri (Mavi çizgi) ve bobine bağlı kablo (Turuncu çizgi) 94
104 Dairesel bobin 2'nin ölçülen empedans değeri (Mavi çizgi) ve bobine bağlı kablo (Turuncu çizgi) 95
105 Bobin 1'in Tahmin Edilen Transfer Fonksiyonu. 95

106 Bobin 2'nin Tahmin Edilen Transfer Fonksiyonu. 96
107 Bobin 1 ve 2'nin Helmholtz konfigürasyonu için Tahmin Edilen Transfer Fonksiyonu 96
108 Problemin sayısal çözümü için oluşturulan 2B geometri. İletken doku (meme dokusu), tümör (kan dokusu) ve ultrasonik dönüştürücü alıcı bobinler ile çevrilmiştir. DFD dönüştürücü sol tarafta. 97
109 Problemin sayısal çözümü için oluşturulan 2B geometri. İletken doku (meme dokusu), tümör (kan dokusu) ve ultrasonik dönüştürücü alıcı bobinler ile çevrilmiştir. DFD dönüştürücü üst tarafta. 98
110 16.5 μs'deki basınç dağılımları. DFD dönüştürücü üstte 99
111 16.5 μs'deki basınç dağılımları DFD dönüştürücü solda 100
112 16.5 μs'deki reel akım yoğunluğu dağılımı. DFD dönüştürücü üstte. 100
113 16.5 μs'deki reel akım yoğunluğu dağılımı. DFD dönüştürücü solda. 101
114 16.5 μs'deki sanal akım yoğunluğu dağılımı. DFD dönüştürücü üstte. 101
115 16.5 μs'deki sanal akım yoğunluğu dağılımı. DFD dönüştürücü solda. 102
116 Bobinlerde indüklenen gerilimler. DFD dönüştürücü solda. 102
117 Bobinlerde indüklenen gerilimler. DFD dönüştürücü üstte. 103
118 Elektriksel geçirgenliğin sinyal genliği üzerindeki etkisi bu grafikte gösterilmektedir. İlk sinyal dokular arasındaki birinci sınırdan, ikinci sinyal ise ikinci sınırdan kaynaklandığı gözükmektedir. 103
119 İleri problemin sayısal modeli. 2 ve 3 numaralı alanlar bobinleri, 4 numaralı alan normal dokuyu ve 11 numaralı alan da kanserli dokuyu (tümörü) temsil etmektedir 105
120 16.5 μs'de normal ve kanserli dokuda oluşan basınç dağılımı. 106
121 3 Tesla statik manyetik alan altında 1 MHz merkezi frekansa sahip 16-elemanlı doğrusal faz dizili dönüştürücünün sürülmesi ile 1 numaralı sağlıklı doku ve kanserli dokuyu saran bobinlerde indüklenen voltajın sanal kısmı. 106
122 3 Tesla statik manyetik alan altında 1 MHz merkezi frekansa sahip 16-elemanlı doğrusal faz dizili dönüştürücünün sürülmesi ile 1 numaralı sağlıklı doku ve kanserli dokuyu saran bobinlerde indüklenen voltajın reel kısmı. 107
123 3 Tesla statik manyetik alan altında 1 MHz merkezi frekansa sahip 16-elemanlı doğrusal faz dizili dönüştürücünün sürülmesi ile 2 numaralı sağlıklı doku ve kanserli dokuyu saran bobinlerde indüklenen voltajın sanal kısmı. 107
124 3 Tesla statik manyetik alan altında 1 MHz merkezi frekansa sahip 16-elemanlı doğrusal faz dizili dönüştürücünün sürülmesi ile 2 numaralı sağlıklı doku ve kanserli dokuyu saran bobinlerde indüklenen voltajın reel kısmı. 108
125 3 Tesla statik manyetik alan altında 1 MHz merkezi frekansa sahip 16-elemanlı doğrusal faz dizili dönüştürücünün sürülmesi ile 3 numaralı sağlıklı doku ve kanserli dokuyu saran bobinlerde indüklenen voltajın sanal kısmı. 108
126 3 Tesla statik manyetik alan altında 1 MHz merkezi frekansa sahip 16-elemanlı doğrusal faz dizili dönüştürücünün sürülmesi ile 3 numaralı sağlıklı doku ve kanserli dokuyu saran bobinlerde indüklenen voltajın reel kısmı. 109

127 3 Tesla statik manyetik alan altında 1 MHz merkezi frekansa sahip 16-elemanlı doğrusal faz dizili dönüştürücünün sürülmesi ile 4 numaralı sağlıklı doku ve kanserli dokuyu saran bobinlerde indüklenen voltajın sanal kısmı. 109
128 3 Tesla statik manyetik alan altında 1 MHz merkezi frekansa sahip 16-elemanlı doğrusal faz dizili dönüştürücünün sürülmesi ile 4 numaralı sağlıklı doku ve kanserli dokuyu saran bobinlerde indüklenen voltajın reel kısmı. 110
129 3 Tesla statik manyetik alan altında 1 MHz merkezi frekansa sahip 16-elemanlı doğrusal faz dizili dönüştürücünün sürülmesi ile 5 numaralı sağlıklı doku ve kanserli dokuyu saran bobinlerde indüklenen voltajın sanal kısmı. 110
130 3 Tesla statik manyetik alan altında 1 MHz merkezi frekansa sahip 16-elemanlı doğrusal faz dizili dönüştürücünün sürülmesi ile 5 numaralı sağlıklı doku ve kanserli dokuyu saran bobinlerde indüklenen voltajın reel kısmı. 111
131 4 ve 11 numaralı dokuların geçirgenlik değerleri 3030 değerinde sabit tutularak iletkenlik değerleri sırasıyla 0.0258 S/m 0.822 S/m'dir. 16-elemanlı DFD dönüştürücü, $V(t) = 100sin(2\pi ft)(t < 1/f)$ sinusoidal voltaj ile 1 MHz frekansında sürülmüştür. 2 ve 3 numaralı bobinlerde indüklenen voltaj değerinin reel kısmı. . 112
132 4 ve 11 numaralı dokuların geçirgenlik değerleri 3030 değerinde sabit tutularak iletkenlik değerleri sırasıyla 0.0258 S/m 0.822 S/m'dir. 16-elemanlı DFD dönüştürücü, $V(t) = 100sin(2\pi ft)(t < 1/f)$ sinusoidal voltaj ile 1 MHz frekansında sürülmüştür. 2 ve 3 numaralı bobinlerde indüklenen voltaj değerinin sanal kısmı. 112
133 4 ve 11 numaralı dokuların iletkenlik değerleri 0.822 S/m değerinde sabit tutularak, dielektrik sabitleri sırasıyla 3030 ve 23.7 olarak alınmıştır. 16-elemanlı DFD dönüştürücü, $V(t) = 100\sin(2\pi ft)(t < 1/f)$ sinüzoidal voltaj ile 1 MHz frekansında sürülmüştür. 2 numaralı bobinde indüklenen voltaj değerinin 0-32 µs aralığındaki sanal kısmı. 113
134 4 ve 11 numaralı dokuların iletkenlik değerleri 0.822 S/m değerinde sabit tutularak, dielektrik sabitleri sırasıyla 3030 ve 23.7 olarak alınmıştır. 16-elemanlı DFD dönüştürücü, $V(t) = 100\sin(2\pi ft)(t < 1/f)$ sinüzoidal voltaj ile 1 MHz frekansında sürülmüştür. 3 numaralı bobinde indüklenen voltaj değerinin 0-32 µs aralığındaki reel kısmı. 114
135 4 ve 11 numaralı dokuların iletkenlik değerleri 0.822 S/m değerinde sabit tutularak, dielektrik sabitleri sırasıyla 3030 ve 23.7 olarak alınmıştır. 16-elemanlı DFD dönüştürücü, $V(t) = 100\sin(2\pi ft)(t < 1/f)$ sinüzoidal voltaj ile 1 MHz frekansında sürülmüştür. 2 numaralı bobinde indüklenen voltaj değerinin 10-20 µs aralığındaki sanal kısmı. 114
136 4 ve 11 numaralı dokuların iletkenlik değerleri 0.822 S/m değerinde sabit tutularak, dielektrik sabitleri sırasıyla 3030 ve 23.7 olarak alınmıştır. 16-elemanlı DFD dönüştürücü, $V(t) = 100\sin(2\pi ft)(t < 1/f)$ sinüzoidal voltaj ile 1 MHz frekansında sürülmüştür. 3 numaralı bobinde indüklenen voltaj değerinin 10-20 µs aralığındaki reel kısmı. 115
137 x-bobinler ile uyarım yapılan 4 cm x 4 cm cismin geometrisi 116
138 x-bobinler ile uyarım yapılan 4 cm x 4 cm cisimde oluşan elektrik alan dağılımı . 116

139 Asimetrik x-bobinler ile uyarım yapılan 4 cm x 4 cm cisimde oluşan elektrik alan dağılımı . . . 117
140 250 kHz - 1.5 MHz arasında yapılan x-bobin uyarımlarının cismin ortasında oluşturduğu elektrik alanın mutlak değer ve faz dağılımı . . . 118
141 5 μs ve 10 μs'deki x-bobinlerin elektriksel iletkenliğe duyarlılık dağılımları . . . 119
142 Dokuz DFD uyarım açısı ve iki simetrik bobin konfigürasyondan alınan zamansal toplam duyarlılık dağılımı . . . 120
143 x-bobin, 0 derece akustik uyarım için elektriksel iletkenliğe duyarlılık dağılımı (500 kHz). . . . 122
144 x-bobin, 0 derece akustik uyarım için elektriksel geçirgenliğe duyarlılık dağılımı (500 kHz). . . . 123
145 x-bobin, 0 derece akustik uyarım için elektriksel iletkenliğe duyarlılık dağılımı (1 MHz). . . . 124
146 x-bobin, 0 derece akustik uyarım için elektriksel iletkenliğe duyarlılık dağılımı (1.5 MHz). . . . 125
147 x-bobin, 10 derece akustik uyarım için elektriksel iletkenliğe duyarlılık dağılımı (1.5 MHz). . . . 126
148 MAET'te farklı uyarımlar için ortalama SGO (dB) ve standart sapmayı gösteren çubuk grafikler. Veriler, N yinelemesi üzerinden ortalanmıştır ve (A)'daki tek döngü uyarım sonucu için 0 dB SGO'yu sağlayan gürültülerle ve (B)'de eşitlenmiş toplama süreleri ile oluşturulmuştur. . . . 127
149 (A) ortalama SGO (dB) ve (B) ortalama KGO (dB) değerlerini gösteren çubuk grafikler, tek döngülü uyarım sonucu için 0 dB SGO elde eden gürültülerle üretilmiş ve N iterasyon üzerinden ortalaması alınmış farklı uyarımlar için MAET'te hesaplanmıştır. . . . 129
150 MR içerisinde kurulan LFEIT düzeneği. . . . 130
151 UMRAM'da MR (1.5 T) içerisinde fantom yerleşimi. . . . 131
152 Laboratuvar deneylerinde bobinin yerleşimi. Bobin mıknatıs üzerine sabitlenmektedir. . . . 132
153 Bobinin empedansı bir LCR metre ile ölçülmüştür. . . . 133
154 Kablo takılmış bobinin empedansı bir LCR metre ile ölçülmüştür. . . . 134
155 Mavi çizgi: Bobinin ölçülen empedansı. Turuncu kesikli çizgi: maksimum empedansın 3 dB altındaki seviye. . . . 134
156 Mavi çizgi: Frekans üzerinden ölçülen empedans. Turuncu kesikli çizgi: frekans üzerinden hesaplanan empedans. . . . 135
157 Ölçülen ve hesaplanan bobin empedansı arasındaki bağıl hatanın logaritmik grafiği. . . . 135
158 Bobinin hesaplanan Transfer fonksiyonu. . . . 136
159 Yüksek kaliteli (Mavi çizgi) ve düşük kaliteli (Turuncu çizgi) faktörlü bobinlerin tahmin edilen Transfer fonksiyonları . . . 136
160 Yüksek ve düşük kaliteli faktörlü bobinlerde indüklenen sinyal. . . . 137
161 3 dB SNR'ye sahip yüksek kaliteli faktörlü bobinlerin çıkışı. . . . 137

162 -9.4 dB SNR'ye sahip birim kaliteli faktörlü bobinlerin çıkışı. 138
163 0.15 M tuzlu su çözeltisinin 10 kHz-1 MHz arasındaki elektriksel iletkenlik değerleri.139
164 Frekansın bir fonksiyonu olarak fantom ve kanın (tümör) iletkenlik ve geçirgenlik (dielektrik sabiti) değerleri. 140
165 Frekansın bir fonksiyonu olarak fantom ve meme bezinin iletkenlik ve geçirgenlik (dielektrik sabiti) değerleri. 141
166 Frekansın bir fonksiyonu olarak fantom ve meme yağının iletkenlik ve geçirgenlik (dielektrik sabiti) değerleri. 142
167 Dokuz kan dokusuna sahip hayaletin 2D iletkenlik dağılımı. 144
168 Dairesel bobin için yeniden oluşturulan iletken transfer fonksiyonu. 145
169 Yeniden oluşturulan iletken transfer fonksiyonunun zarfı. 145
170 Dairesel bobin için nokta yayılma fonksiyonunun 2D iletken sınır görüntüsü. . . . 146
171 Dairesel bobin için elde edilen Wiener filtresi sonucu. 147
172 Nokta yayılma fonksiyonu ile iletken sınır görüntüsünün 2D dekonvolüsyonu sonucu. 147
173 Sekiz Şekilli Bobin için Nokta Yayılma Fonksiyonunun İletken Transfer Fonksiyonlarının 2D görüntüsü. 148
174 Sekiz Şekilli Bobin için elde edilen Wiener filtresi sonucu. 149
175 PSF ile İletken Sınır Görüntüsünün 2D Dekonvolüsyonu Sonucu. 149
176 Dairesel bobin ve sekiz şekilli bobinin dağılımlarının toplamı kullanılarak elde edilen toplam yeniden oluşturulan iletkenlik dağılımı. 150
177 Meme modeli fantomunun iletkenlik dağılımındaki dokuların boyutları. 151
178 Orijinal fantom üzerinde dairesel bobinin konumu ve sektör tarama limit açıları. . 151
179 Orijinal fantom üzerinde sekiz şekilli bobinlerin konumu. 152
180 Sekiz Şekilli Bobin kullanılarak elde edilen yeniden oluşturulan iletken sınır görüntüsü. 152
181 Dairesel Bobin kullanılarak elde edilen yeniden oluşturulan iletken sınır görüntüsü.153
182 Dairesel bobin ve sekiz şekilli bobinlerden elde edilen görüntülerin toplamı sonucu yeniden oluşturulan iletken sınır görüntüsü. 153
183 PSF ile 2D dekonvolüsyon yapılmadan yeniden oluşturulan iletken sınır görüntüsü.154
184 Orijinal fantom ve yatay ve dikey kesitlerin konumu 154
185 Kan dokusunun merkezinden geçen yatay kesit. 155
186 Kan dokusunun merkezinden geçen dikey kesit. 155
187 Fantomdan elde edilen darbe eko (Pulse Echo) sinyali. 156
188 0° yönlendirme açısı için bobin çıkışı. 156
189 Tahmin edilen transfer fonksiyonu kullanılarak yeniden oluşturulan indüklenen sinyal. 157
190 MAET sinyallerinden elde edilen bobin çıkış voltajlarının sektör taraması görüntüsü. 157
191 Bobinlerde indüklenen yeniden oluşturulmuş MAET sinyallerinin sektör taraması görüntüsü. 158

192 MAET sinyallerinden elde edilen bobin çıkış voltajlarının zarflarının sektör taraması görüntüsü. 158
193 Bobinlerde indüklenen yeniden oluşturulmuş MAET sinyallerinin zarflarının sektör taraması görüntüsü. 159
194 MR Cihazındaki Deneylerde Kullanılan Bakır Plaka ve Sudaki Fantom. 159
195 MR odasındaki deney düzeneği 160
196 MR Cihazının hasta yatağında MR odasındaki deney düzeneği. 160
197 MR Cihazında bakır plaka ile fantom kullanılarak yapılan MAET deneyinden elde edilen bobin çıkışı 161
198 Manyetik düzenekte bakır plaka ile fantom kullanılarak yapılan MAET deneyinden elde edilen bobin çıkışı. 161

TABLO LİSTESİ

1 Akustik sönümleme parametreleri 12
2 Cole-cole/ Debye model parametreleri 12
3 Yağ ve kan dokuları için 1 MHz'deki iletkenlik, ses hızı ve yoğunluk değerleri (Gabriel vd., 1996). 22
4 Farklı frekans değerlerinde -3 dB ultrason ışın yoğunluğunun ulaşıldığı doku kalınlıkları (cm). 42
5 Verici bobinin fiziksel ve elektriksel özellikleri. 55
6 Fantom için kullanılan malzemeler ve gram cinsinden miktarları. 66
7 Dokuların 3 MHz'deki elektriksel (Gabriel vd. 1996a; Gabriel vd. 1996b; Gabriel vd. 1996c) ve akustik (Goss vd. 1978) özellikleri. 98
8 1 MHz frekansında, beş normal ve beş tümörlü meme dokusunun göreli (relative) dielektrik sabiti ve elektriksel iletkenlik değerleri (Hesabgar, 2017). 104
9 Bobinler dokuya 2 cm uzaklıkta iken bobinlerde indüklenen voltajın reel ve sanal bileşenlerinin en yüksek değerlerinin karşılaştırılması. 111
10 Bobinler dokuya 1 cm uzaklıkta iken bobinlerde indüklenen voltajın reel ve sanal bileşenlerinin en yüksek değerlerinin karşılaştırılması. 111
11 Ölçülen elektrik iletkenliği (Sm^{-1}) ve bağıl geçirgenlik (dielektrik sabiti) (ϵ_r) değerleri, 1 MHz'de meme dokuları için (C. Gabriel, 1996)'da bildirilen değerlerle karşılaştırılmıştır. 142
12 Ölçülen ses hızı (ms^{-1}) değerleri, meme dokuları için (Goss vd. 1978)'de bildirilen değerlerle karşılaştırılmıştır. 143

Özet

Lorentz Alanları ve Manyetik Alan Ölçümleri ile Elektriksel Empedans Görüntülemesi vücut dokularının elektriksel özelliklerinin görüntülenmesi için önerilen alternatif bir görüntüleme yöntemidir. Bu yöntemle ilgili öncü çalışmalar (teorik temeller, sayısal modeller ve deneysel çalışmalar) ODTÜ Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü Biyoelektromanyetizma Araştırma Grubu tarafından yapılmıştır. Daha önce yürütülen proje kapsamında, yöntemin teorisi ve fizibilitesine yönelik ön çalışmalar yapılmış, benzetimlerle yöntemin çözünürlük haritası incelenmiş, doku iletkenliği özelliklerine sağlayan fantomlar hazırlanarak deneysel çalışmalar yürütülmüştür. Deney düzeneğindeki statik manyetik alan üreteci için küçük boyutlu kalıcı mıknatıslar, basınç dağılımı oluşturmak için 16-elemanlı doğrusal faz dizinli dönüştürücü kullanılmıştır. Manyetik alanları ölçmek için bobinler tasarlanmış, fantomlardan alınan ölçümlerle iletkenlik dağılımları kutupsal görüntülenmiştir.

Önerilen alternatif görüntüleme yönteminin performansını belirleyecek ölçümlerdeki sinyal-gürültü oranı (SGO) çok sayıda parametreye bağlıdır: 1) statik manyetik alan şiddeti, 2) ultrason basınç siddeti ve sinyal yapısı, 3) bobin yapısı, ve 4) veri toplama sistemi. Bu parametrelerin herbirisi üzerinde yapılacak çalışmalarla yöntemin gerçekçi fantomlardan veri alabilmesi sağlanabilir. Bu projede, kalıcı mıknatıslarla elde edilen 0.5 T manyetik alan şiddeti yerine MR ortamındaki 1.5 T statik manyetik kullanılmıştır. Ultrason dönüştürücüye uygulanan sinyalin genliği artırılmış, SGO'nı artıracak en iyi dalga biçimleri araştırılmıştır. Daha büyük alan içinde kullanılabilecek bobin yapıları tasarlanmış, bobin şekli ve kalite faktörünün ölçümlere etkisi araştırılmıştır. Laboratuvar ortamında bulunan veri toplama sistemi revize edilmiş, MR ortamında kullanılabilecek yeni bir veri toplama sistemi tasarlanmış ve gerçekleştirilmiştir.

Ultrason dönüştürücü frekans aralığında (1-8 MHz) dokuların elektriksel özelliklerine benzeyen fantom yapıları oluşturulmuş ve bu fantomlarla deneysel çalışmalar yürütülmüştür. Ölçümlerin dokuların geçirgenlik katsayısına olan duyarlılığı incelenmiştir.

Abstract

Electrical Impedance Imaging with Lorentz Fields and Magnetic Field Measurements is an alternative imaging method proposed for imaging the electrical properties of body tissues. Pioneer studies on this method (theoretical basis, numerical models and experimental studies) were carried out by the Bioelectromagnetism Research Group of the METU Electrical and Electronics Engineering Department. In the scope of the previously carried out project, preliminary studies were carried out on the theory and feasibility of the method, the resolution map of the method was examined with simulations, and experimental studies were carried out by preparing tissue-mimicking phantoms. Small-sized permanent magnets were used for the static magnetic field generator in the experimental setup, and a 16-element linear phased array transducer was used to create pressure distribution. Coils were designed to measure the magnetic fields, and conductivity distributions were reconstructed with measurements taken from the phantoms.

The signal-to-noise ratio (SNR) in the measurements that will determine the performance of the proposed alternative imaging method depends on many parameters: 1) static magnetic field strength, 2) ultrasound pressure strength and signal waveform, 3) coil structure, and 4) data acquisition system. Studies on these parameters can ensure that the method can be used to obtain data from realistic phantoms. In this project, instead of the lower magnetic field strength (0.5 T) of the permanent magnets, the static magnetic field (1.5 T) of an MR device was used. The amplitude of the signal applied to the ultrasound transducer was increased, and the best waveforms that would increase the SNR were investigated. Coil structures that could be used in larger areas were designed, and the effects of coil shape and quality factor on the measurements were investigated. The data acquisition system in the laboratory environment was revised, and a new data acquisition system that can be used in the MR environment was designed and implemented.

Phantom structures that resemble the electrical properties of tissues were created in the ultrasound transducer frequency range (1-8 MHz), and experimental studies were conducted with these phantoms. The sensitivity of the measurements to the permeability coefficient of the tissues was investigated.